



UNIVERSITÀ DEGLI STUDI
DI GENOVA



Università degli Studi di Genova

Scuola di Scienze Mediche e Farmaceutiche

Master in Riabilitazione dei Disordini Muscoloscheletrici

A.A 2013-2014

Campus Universitario di Savona

**Analisi osservazionale del sit-to-stand e della
stazione eretta attraverso piattaforma di forza
in soggetti giovani e in soggetti anziani – studio
pilota**

Candidato:

Dr. FT Leonardo PIANO

Relatori:

Dr. FT-OMT Marco Testa

Dr. FT-OMT Tommaso Geri

INDICE

ABSTRACT	pag. 3
1. INTRODUZIONE	pag. 4
2. MATERIALI E METODI	pag. 6
2.1 Caratteristiche del campione	pag. 6
2.2 Disegno sperimentale	pag. 6
2.3 Acquisizione e trattamento dei dati	pag. 7
- <i>Dati di cinematica</i>	pag. 8
- <i>Dati di cinetica - GRF</i>	pag. 9
- <i>Dati di piattaforma - COP</i>	pag. 10
- <i>Seat off – footswitches</i>	pag. 11
- <i>Fine standing</i>	pag. 12
2.4 Analisi statistica	pag. 12
3. RISULTATI	pag. 13
4. DISCUSSIONE	pag. 23
5. CONCLUSIONI	pag. 28
6. KEY POINTS	pag. 29
7. BIBLIOGRAFIA	pag. 30

ABSTRACT

Obiettivo: descrivere i parametri spazio-temporali del centro di pressione (COP) del gesto di alzarsi da una sedia (sit-to-stand - STS) in un gruppo di 10 giovani e in un gruppo di 10 anziani.

Materiali e metodi: 10 soggetti volontari giovani (6M/4F - età: 36.1 ± 10.4) sono stati reclutati per la procedura sperimentale e confrontati con 10 soggetti anziani (6M/4F - età: 78.8 ± 6.0) con buona autonomia funzionale (Functional Independence Measure score >100).

È stata effettuata un'acquisizione cinematica e dinamica del STS e della statica eretta seguente per complessivi 60". Sono stati analizzati i parametri spazio-temporali del COP nei nelle fasi comprese tra il distacco dalla sedia (T1) ed il raggiungimento della stazione eretta (T2), e nei 5" (T3) e 10" (T4) successivi al T2.

Risultati: i soggetti anziani hanno mostrato rispetto ai giovani parametri spazio-temporali del COP significativamente maggiori in riferimento allo spostamento complessivo ($W=2$ $p<0.05$), alla componente trasversale ($W=8$ $p<0.05$) e alla velocità media ($W=2$ $p<0.05$) durante l'intera prova. Nei primi istanti successivi al raggiungimento della statica eretta (5") si è riscontrato un maggiore spostamento trasversale del COP nei soggetti anziani ($W=6$ $p<0.05$).

Conclusioni: nel STS i soggetti giovani sembrano avere una performance più efficiente con minor spostamento del COP. I primi istanti (5") successivi alla fase dinamica sembrano essere quelli più impegnativi per i soggetti anziani con buona autonomia funzionale residua.

INTRODUZIONE

Il movimento di alzarsi dalla posizione seduta, descritto in letteratura come Sit-to-Stand (STS), rappresenta un gesto di fondamentale importanza nell'ambito delle attività della vita quotidiana (1) ed è una prerogativa indispensabile per un cammino funzionale.

La letteratura scientifica fin dagli anni '80 ha dedicato un certo interesse all'analisi di questo gesto cercando di descrivere ed indagare il movimento al fine di definire una classe normativa (2) e parametri biomeccanici (3,4,5).

Successivamente una parte di ricerca scientifica si è indirizzata allo studio dei correlati clinici che tale attività può determinare: in quanto attività funzionale il STS è stato studiato nell'ambito della valutazione dell'autonomia del soggetto ed anche come indicatore prognostico sulle possibilità di recupero funzionale, dal momento che richiede un impegno neuromotorio importante.

Un'ampia porzione di lavori si è concentrata sull'analisi di tale gesto nell'ambito della valutazione di soggetti con problematiche ortopediche (6), neurologiche (7,8) o soggetti a rischio caduta come anziani (9,10). A conferma di ciò segnaliamo che alcune scale di misura validate (Timed Up&Go, Five-Times-Sit-to-Stand Test, 30-Second Chair Stand Tests...) (11,12), orientate a valutare diversi parametri funzionali, hanno nel STS uno degli items esaminati. Partendo da questo presupposto altri autori hanno studiato possibili soluzioni per aiutare soggetti con deficit funzionali nel perfezionare questo task (13).

La diffusione delle tecnologie per l'analisi strumentale del movimento ha permesso di esaminare in modo più approfondito il gesto, introducendo parametri quali cinematica, dinamica ed attività muscolare: tali parametri hanno fornito al clinico informazioni ulteriori di tipo quantitativo utili ad integrare la valutazione clinica. (14,15).

Nell'ambito dell'analisi strumentale del movimento, l'utilizzo delle piattaforme di forza ha permesso di valutare le componenti dinamiche legate al STS e di analizzare sia le forze in gioco, sia gli spostamenti effettuati dal centro di pressione (COP) durante il movimento.

Un lavoro statunitense di Etnyre (16) ha segnato uno spartiacque tra il background a disposizione dei clinici focalizzando l'attenzione sull'identificazione delle fasi temporali che compongono il gesto di alzarsi dalla posizione seduta ed in particolare da una sedia: tale lavoro ha utilizzato i dati ricavati da piattaforme di forza per caratterizzare il STS in 5 fasi temporali successive, denominate initiation, counter, vertical Peak, rebound, standing.

In seguito anche altri autori hanno indagato il gesto di alzarsi da una sedia attraverso l'utilizzo delle piattaforme di forza: in particolare segnaliamo uno studio eseguito nel 2010 su soggetti sani del gruppo di Chang (17) cui è seguito un secondo progetto di analisi del STS in soggetti anziani, al fine di individuare pattern motori comuni (18) nella popolazione in oggetto.

In riferimento allo studio dell'equilibrio nell'ambito della valutazione delle cadute, diverse pubblicazioni si sono concentrate sull'analisi di performance dinamiche in luogo di attività statiche (es.: stabilometria,); sia scale di valutazione somministrate dai clinici sia strumenti diagnostici come la posturografia statica hanno dimostrato validità non soddisfacente in ottica identificativa dei soggetti a rischio caduta (19,20,21).

Nella nostra esperienza clinica la fase terminale del movimento richiede meccanismi di stabilizzazione tali da garantire l'inizio di una nuova azione: in queste situazioni soggetti con ridotte competenze motorie e/o strategie posturali deficitarie possono presentare una performance alterata connessa ad un maggior rischio di caduta (22).

Tale considerazione sembra essere confermata da un recente lavoro del gruppo di Cattaneo (23) che ha indagato la fase di stabilizzazione in soggetti con sclerosi multipla in risposta a 3 tipologie di perturbazione.

L'obiettivo di questo studio osservazionale pilota è di descrivere il pattern di movimento adottato da un gruppo di 10 soggetti giovani sani durante il compito di alzarsi da una sedia e confrontarlo con quello adottato da un gruppo di 10 soggetti anziani (età>65 anni) analizzando i parametri spazio-temporali descritti dal COP in due momenti: la fase compresa tra il seat-off ed il raggiungimento della stazione eretta e la successiva fase di stabilizzazione compresa tra la stazione eretta e la fine della prova.

Il principale contributo clinico che ci prefiggiamo di perseguire con questo studio sarà di definire un pattern normativo e di studiare le eventuali differenze tra i due gruppi poiché questo lavoro costituisce una prima parte di un progetto più ampio che si propone di indagare secondo un approccio multidimensionale le problematiche correlate all'età avanzata, al fine di proporre le strategie valutative e terapeutiche più appropriate la cui costituzione viene riconosciuta come prioritaria in un recente lavoro di ricerca sull'argomento (24).

2. MATERIALI E METODI

2.1 CARATTERISTICHE DEL CAMPIONE

Sono stati reclutati 10 soggetti giovani (6 M 4 F, età: 36.1 ± 10.4) di età compresa tra 24 e 57 anni e 10 soggetti anziani (6 M 4 F, età: 78.8 ± 6.0) di età compresa tra 66 e 89 anni che hanno dato il loro consenso informato a partecipare alla procedura. I criteri di inclusione prevedevano che i soggetti non fossero affetti da alcuna patologia neurologica né avessero subito una chirurgia importante a carico degli arti inferiori (protesi d'anca, protesi di ginocchio,...). Per il gruppo di anziani il criterio aggiuntivo era di avere una buona autonomia funzionale corrispondente ad un punteggio FIM > 100 attraverso la scala FIM (Functional Independence Measure) strumento di valutazione dell'autonomia di un soggetto nell'espletare alcune attività della vita quotidiana (25,26)

2.2 DISEGNO SPERIMENTALE

Ciascun soggetto veniva istruito verbalmente sullo svolgimento della prova: veniva spiegato che al suono dell'elettromiografo il soggetto si dovesse alzare in modo spontaneo con le braccia conserte e che una volta raggiunta la statica eretta restasse fermo con lo sguardo rivolto verso la parete davanti fino al suono successivo.

La posizione di partenza prevedeva che il soggetto mantenesse le braccia conserte, i piedi entrambi appoggiati al suolo e le ginocchia a piombo rispetto agli alluci (Figura 1). In tal modo si è ricreata la condizione biomeccanica più funzionale per svolgere il compito in oggetto (27).

Al soggetto era richiesto di alzarsi in piedi a velocità spontanea mantenendo la posizione fino al 60". L'inizio e la fine della prova venivano dati dal suono emesso dall'elettromiografo.

Per ciascun soggetto venivano registrate tre prove e veniva calcolata la media con relativa deviazione standard per ogni variabile indagata.

I dati di ogni soggetto venivano acquisiti in due sessioni differenti al fine di verificare la ripetibilità della procedura sperimentale e la riproducibilità dei dati analizzati. La seconda sessione veniva svolta a distanza di 3' dalla prima. Ciascuna sessione iniziava con un set up della piattaforma di forza ed una acquisizione del peso corporeo.

Veniva infine calcolata la media tra le due sessioni di acquisizione per poter procedere con le analisi statistiche.



Fig. 1: l'immagine mostra un momento della prova eseguita da un soggetto appartenente al gruppo di giovani. Si notano i markers posizionati sui processi acromiali e la posizione delle ginocchia a piombo con gli alluci.

2.3 ACQUISIZIONE e TRATTAMENTO DEI DATI

Le acquisizioni sono state effettuate nel Laboratorio di Analisi del Movimento (LAM) della Casa di Cura “La Residenza” – Rodello (CN)

L'attrezzatura utilizzata per l'acquisizione dei dati è stata:

- sistema EL.I.TE BTS (Milano) per l'acquisizione della cinematica attrezzato con 6 telecamere ad infrarossi e markers passivi rifrangenti.
- elettromiografo PocketEMG BTS (Milano) dotato di unità paziente con due sensori di pressione (footswitches) utilizzati per rilevare la perdita del vincolo del soggetto con la sedia.

Il segnale prelevato dai footswitches viene inviato via cavo all'unità paziente. Da qui viene trasmesso all'unità ricevente via wi-fi dove viene successivamente digitalizzato (10 bit).

Dati di cinematica

I dati di cinematica sono stati rilevati attraverso un sistema optoelettronico di 6 telecamere (ELITE, BTS) e l'utilizzo di 3 markers passivi riflettenti posizionati sui seguenti punti di repere: acromion dx, acromion sx, punto medio congiungente le spine iliache anteriori superiori (28).

La frequenza di campionamento è stata di 100 Hz.

Per l'acquisizione dei dati è stato utilizzato il programma Biomech 1.5.

Utilizzando i programmi TrackLab 1.0 e Smart Analyzer 1.1 è stato possibile ricostruire lo spostamento del sacro sul piano verticale durante l'esecuzione della prova (Figura 2).

È stato applicato un doppio filtro smooth rettangolare e successivamente le coordinate spaziali del sacro sono state proiettate sui tre piani di riferimento (frontale, sagittale, orizzontale).

Per ciascuna prova è stato calcolato lo spostamento in millimetri compiuto dal marker sul sacro.

L'istante in cui l'ordinata del marker posizionato sul sacro raggiungeva il valore massimo coincideva con l'inizio della statica eretta.

Come controllo sono stati acquisiti e calcolati gli spostamenti descritti dai markers posizionati sulle prominenze acromiali.

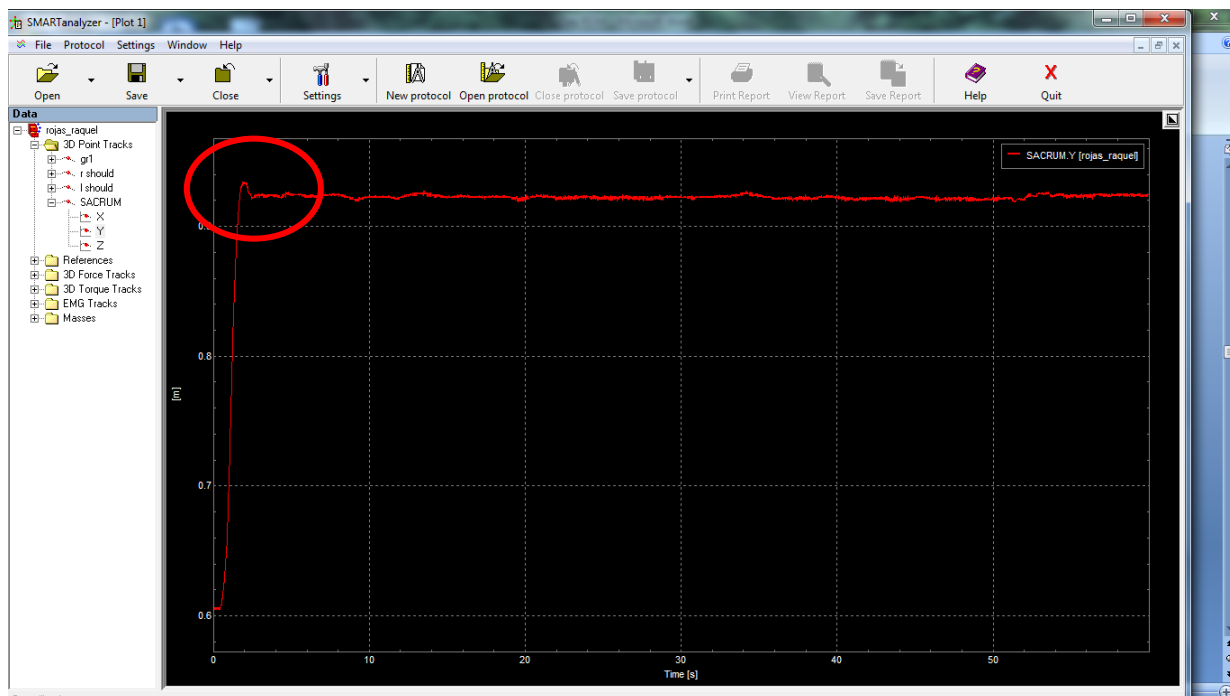


Fig. 2: l'immagine mostra il grafico relativo alla cinematica del marker posizionato sul sacro nella sua componente verticale. L'ellisse indica il punto di massimo della curva che è stato scelto come T2 ed inizio della fase di standing.

Dati di cinetica - GRF

Gli eventi del STS, in accordo con le indicazioni del lavoro di Etnyre (16) sono stati ricavati a partire dai dati di cinetica corrispondenti alla forza di reazione al terreno (Ground Reaction Force – GRF) rilevati attraverso una piattaforma di forza (Kistler CH) di misura 80x40 con quattro trasduttori piezoelettrici posizionati ai vertici del rettangolo.

La frequenza di campionamento è stata di 100 Hz.

Per l'acquisizione dei dati è stato utilizzato il programma Biomech 1.5.

Utilizzando i programmi Digivec (Figura 3) e Smart Analyzer 1.1 (Figura 4) è stato possibile ricostruire il vettore di GRF.

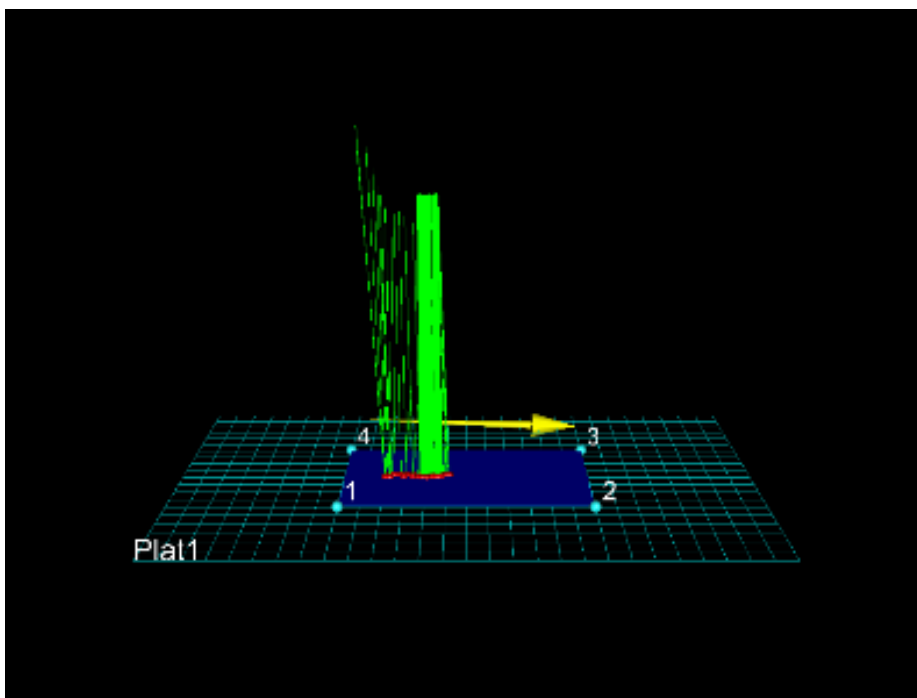


Fig. 3: l'immagine si riferisce al vettogramma della GRF durante la prova di STS e successiva fase di statica eretta. La freccia gialla indica la direzione considerata positiva per convenzione del nostro laboratorio e verso cui i soggetti erano direzionati.

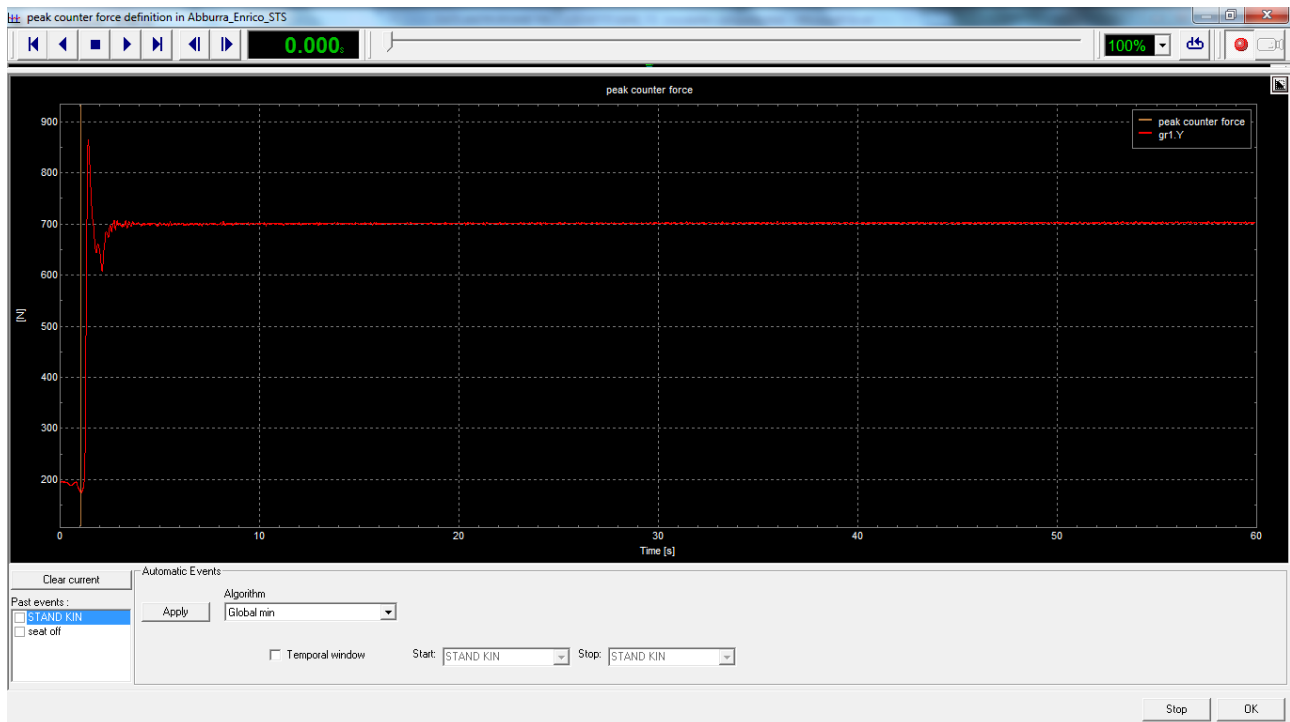


Fig. 4: l'immagine mostra il grafico relativo alla GRF nella sua componente verticale (asse y) utilizzata per ricavare gli eventi temporali del STS in accordo con il lavoro di Etnyre (16)

Dati di piattaforma - COP

I dati relativi allo spostamento del COP sono stati rilevati attraverso la medesima piattaforma di cui sopra. Attraverso la scomposizione della risultante del COP sono state ricavate le componenti antero-posteriore e medio-laterale (29).

La frequenza di campionamento è stata di 100 Hz.

Per l'acquisizione dei dati è stato utilizzato il programma Biomech 1.5.

Utilizzando i programmi Biomech, Digivec è stato possibile ricostruire lo spostamento del COP sui due piani di riferimento: il piano sagittale lungo la direzione antero-posteriore (AP) ed il piano frontale lungo la direzione medio-laterale (ML). Utilizzando il programma Sway è stato possibile ricostruire la lunghezza complessiva del tracciato descritto dal COP durante i 60" del tempo di acquisizione (global sway).

È stato applicato un doppio filtro smooth rettangolare e successivamente le coordinate spaziali del sacro sono state proiettate sui tre piani di riferimento (frontale, sagittale, orizzontale).

Lo spostamento del COP nelle fasi comprese tra il T1-T2 e T2-fine standing è stato calcolato nel seguente modo:

1. sono stati ricavati gli istanti temporali corrispondenti agli eventi chiave;

2. a ciascun istante è stato associato il valore di ascissa e di ordinata corrispondenti descritti dal COP nelle due direzioni di riferimento (AP e ML);
3. è stata calcolata la differenza tra ascisse e ordinate delle rispettive fasi temporali (es.: T2-T1; fine standing-T2);
4. La differenza tra i due valori successivi di ascissa e di ordinata rappresenta lo spostamento netto del COP nelle due direzioni AP e ML.

Seat off – footswitches

L'istante in cui il soggetto perde il vincolo con la sedia (seat off) è stato rilevato tramite l'interruzione; del segnale proveniente dai footswitches posizionati sotto le tuberosità ischiatiche del soggetto (Figura 5). È stato scelto come istante di stacco dalla sedia quello corrispondente all'interruzione del segnale proveniente dal footswitch che per secondo interrompeva il circuito. Il seat off è stato utilizzato inoltre per analizzare eventuali differenze tra il gruppo di giovani ed il gruppo di anziani nel raggiungimento del primo evento chiave (distacco dalla sedia).

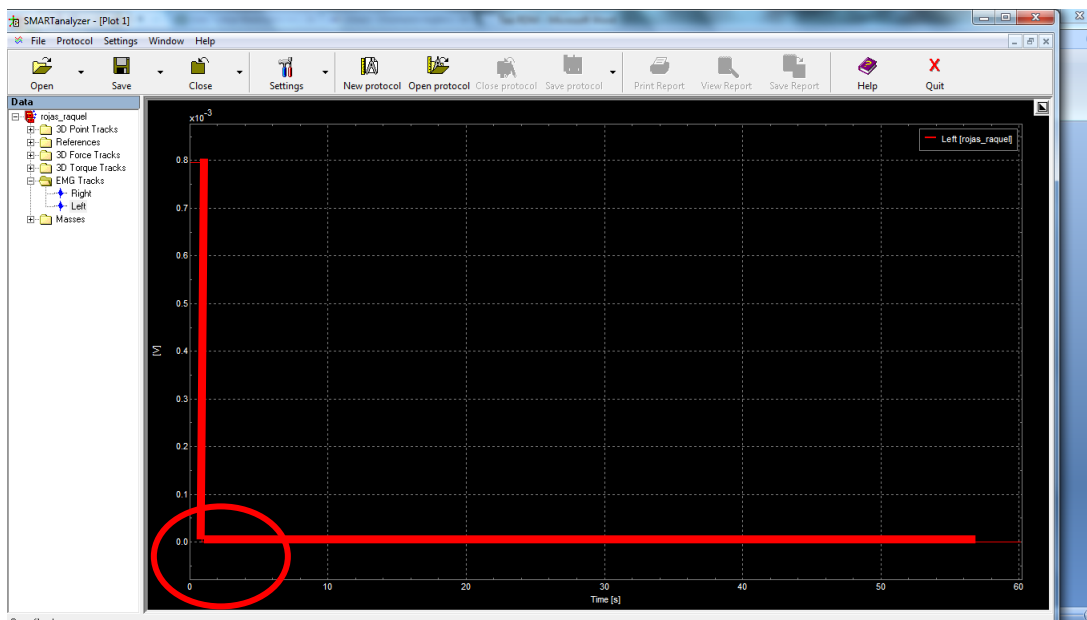


Fig. 5: l'immagine mostra il grafico relativo al sensore di pressione (footswitch) posizionato sotto la tuberosità ischiatica sinistra del soggetto. L'ellisse rosso indica il punto in cui la curva raggiunge il valore zero sull'asse delle ordinate. I dati sono espressi in secondi (asse x) e mV (asse y).

Fine standing

Una delle nostre ipotesi di partenza è che i soggetti anziani abbiano strategie di stabilizzazione differenti e più lunghe rispetto ai soggetti giovani.

Abbiamo considerato la fase di stabilizzazione per tutta la sua durata ed abbiamo inoltre identificato due sottofasce della durata di 5" per verificare se vi fossero differenze tra i primi istanti seguenti l'inizio della fase di standing (T2) rispetto ad istanti successivi.

Questi due eventi sono stati ricavati a partire dall'istante in cui il soggetto raggiunge la statica eretta (punto di massima della coordinata y del marker posizionato sul sacro): al momento corrispondente al T2 sono stati aggiunti rispettivamente i primi 5" (T3) e 10" (T4).

Si sono pertanto analizzate due fasi della durata di 5" ciascuna.

Nell'analisi delle differenze tra gruppi abbiamo confrontato i parametri spazio-temporali descritti dal COP da T2 a T3 e da T3 a T4.

Lo spostamento è stato calcolato come differenza dei valori di ascissa e ordinata del COP negli istanti in esame (T2, T3, T4).

Analisi statistica

Il primo passaggio è stato di verificare se i dati a nostra disposizione fossero sufficientemente affidabili da poter fare osservazioni più generalizzabili.

È stata calcolata la ripetibilità dei dati registrati nelle due sessioni di acquisizioni attraverso l'Intraclass Correlation Coefficient (ICC) per le seguenti variabili: peso corporeo dei soggetti, parametri spazio-temporali del COP ed eventi temporali tra le due sessioni di acquisizioni.

Per valori di $ICC < 0.4$ si considera scarsa ripetibilità, per $0.40 < ICC < 0.75$ sufficiente-buona, per $ICC > 0.75$ eccellente (30).

Successivamente per poter confrontare i risultati relativi alle variabili in esame inter (giovani vs anziani) e intragruppo (fase dinamica vs fase di stabilizzazione) è stato necessario verificare se i dati presentassero una distribuzione normale. Considerata l'esigua numerosità campionaria è stato disegnato il q-q plot, attraverso il software statistico R, che ha evidenziato una distribuzione non normale dei dati.

Si è pertanto utilizzato il test di Wilcoxon a due code per dati appaiati per verificare se vi fossero differenze statisticamente significative intergruppo durante l'intera acquisizione e nelle due fasi in esame (T1-T2 e T2-fine standing) e intragruppo nelle due fasi.

Il livello di significatività è stato posto al 5% ($p < 0.05$).

3. RISULTATI

Inizialmente sono stati misurati i seguenti parametri antropometrici: altezza, peso, larghezza della pelvi (distanza tra spine iliache anteriori superiori) (Tabella 1).

La misura dell'altezza è stata rilevata attraverso tramite un centimetro scorrevole situato su una parete adiacente al laboratorio di analisi del movimento.

La misura della larghezza del bacino è stata rilevata attraverso un pelvimetro solitamente utilizzato per questi scopi durante le sessioni di gait analysis.

Il peso è stato registrato attraverso la piattaforma di forza utilizzata nella procedura sperimentale.

GIOVANI	Età (anni)		Altezza (cm)		Peso (kg)		Larghezza bacino (mm)	
	media	d.s.	media	d.s.	media	d.s.	Media	d.s.
Femmine (6)	34.5	9.0	163,8	8.9	63.5	4.0	215	17
Maschi (4)	38.5	13.2	173.5	9.6	70.8	7.5	217.5	6.45
Totali	36.1	10.4	167.7	9.9	66.3	6.5	216	13.3
ANZIANI								
Femmine (6)	81.2	5.5	163,5	10.6	51.4	6.3	199.2	12.8
Maschi (4)	75.8	7.5	172.4	2.7	79.2	15.1	216.3	11.1
Totali	78.8	6.0	160.4	51.2	67.3	7.1	206	14.5

Tab. 1: misure antropometriche medie totali e stratificate per sesso con relative deviazioni standard dei due gruppi inclusi nello studio.

Eventi temporali: seat-off/standing

Nella Tabella 2 sono riportati i due eventi chiave da cui è partita la nostra analisi in accordo con lo studio del 2007 di Etnyre (**16**): il momento di distacco del sedere dalla sedia (*seat off*) ed il momento in cui il soggetto ha raggiunto la stazione eretta (*standing*). I valori espressi rappresentano le medie delle due sessioni di acquisizioni.

GIOVANI		
soggetto	seat off (ms)	standing (ms)
1	944.4	1816.7
2	959.2	2276.7
3	890.7	1520.0
4	1055.9	2160.0
5	881.5	1851.4
6	976.7	1623.4
7	834.2	1586.7
8	904.2	1556.7
9	920.9	1716.7
10	1560.4	2493.4
media	992.8	1860.1
d.s.	208.4	337.6
ANZIANI		
11	1261.0	1978.5
12	1110.5	2551.5
13	1733.5	2473.0
14	2248.5	2938.0
15	1368.0	2068.0
16	2351.0	3137.5
17	1212.0	2544.0
18	1184.0	1990.0
19	1134.0	1780.0
20	1617.0	2110.0
media	1522.0	2357.1
d.s.	458.4	445.8

Tabella 2: sono riportati gli istanti relativi al distacco dalla sedia (seat off) e al raggiungimento della stazione eretta (standing) dei due gruppi nelle due sessioni. I valori sono espressi in millisecondi con relativa deviazione standard.

Ripetibilità

In riferimento alla affidabilità dei dati il ICC ha dimostrato una ottima ripetibilità della procedura di acquisizione del peso corporeo sulla piattaforma di forza attraverso una prova di standing, un'ottima ripetibilità dei parametri spazio-temporali ad eccezione della velocità del COP nel gruppo dei soggetti giovani. Nella Tabella 3 presentiamo i valori dell'ICC delle variabili sottoposte a verifica di ripetibilità.

	GIOVANI	ANZIANI
Peso	ICC = 0.978	ICC = 0.998
Spostamento ML	ICC = 0.925	ICC = 0.737
Spostamento AP	ICC = 0.703	ICC = 0.889
Global sway	ICC = 0.701	ICC = 0.777
Velocità	ICC = 0.715	ICC = 0.779
Seat off	ICC = 0.497	ICC = 0.692
standing	ICC = 0.379	ICC = 0.611

Tab. 3: sono presentati i valori del coefficiente di correlazione intraclasse (ICC) relativi alle variabili di cui è stata verificata il livello di affidabilità.

Si evidenzia come la procedura di acquisizione da noi utilizzata permetta un livello di affidabilità accettabile in tutti i parametri spazio-temporali mentre sia scarsa in riferimento agli eventi temporali di seat off e di standing, specialmente per quanto concerne i soggetti giovani.

Parametri spazio-temporali del COP

Passando ad una prima osservazione dei dati complessivi dell'intero periodo di acquisizione nei due gruppi in esame è possibile riscontrare (Tabelle 4 e 5):

- una maggior oscillazione del COP in direzione anteroposteriore rispetto alla direzione trasversale per entrambi i gruppi di studio ($W=0$ $p<0.05$)
- maggior oscillazione globale del COP nel gruppo di anziani rispetto ai soggetti giovani ($W=2$, $p<0.05$)
- maggior oscillazione in direzione trasversale nel gruppo di anziani rispetto ai soggetti giovani ($W=8$, $p<0.05$)
- maggior velocità globale del COP nel gruppo di anziani rispetto ai soggetti giovani ($W=2$, $p<0.05$)

Scomponendo il global sway nelle due componenti antero-posteriore e medio-laterale si nota come il gruppo di soggetti anziani abbia oscillazioni più importanti nella componente trasversale rispetto ai soggetti giovani: tipicamente questo pattern è associato ad una efficienza non ottimale nel mantenimento della postura raggiunta **(31)**.

GIOVANI				
soggetto	ML (mm)	AP (mm)	Global sway (mm)	Velocità (mm/s)
1	17.5	80.6	1684.7	28.1
2	6.4	142.7	1737.2	29.0
3	3.6	174.2	1799.5	30.0
4	12.0	125.9	1888.1	31.5
5	5.5	100.0	1887.3	32.3
6	3.1	109.6	1872.5	31.2
7	23.0	112.6	1900.9	31.7
8	13.1	143.4	1993.5	33.2
9	5.2	114.5	1750.3	29.2
10	12.0	105.3	1866.1	31.1
Media	10.2	120.9	1838.0	30.7
d.s	6.6	26.6	93.0	1.6
ANZIANI				
soggetto	ML (mm)	AP (mm)	Global sway (mm)	Velocità (mm/s)
11	35.0	100.9	2805.2	46.8
12	21.9	116.2	2194.8	36.6
13	21.0	96.2	2678.3	44.7
14	13.6	118.3	2482.8	41.4
15	42.2	93.2	2345.0	39.1
16	17.4	76.6	2509.2	41.8
17	7.2	72.9	2544.6	42.4
18	34.7	152.5	2085.0	34.8
19	12.1	143.2	1621.1	27.0
20	6.2	165.0	2504.0	41.7
Media	21.1	113.5	2377.0	39.6
d.s.	12.4	31.6	339.6	5.7

Tab. 4: sono presentate le medie tra le due sessioni di acquisizioni nei due gruppi di studio relative ai parametri spazio-temporali descritti dal COP durante il tempo di acquisizione (60'') sul piano frontale (ML), sul piano sagittale (AP), la risultante complessiva (global sway) e la velocità media del COP. I valori sono espressi rispettivamente in mm (ML, AP, global sway) e mm/s (velocità) con relativa deviazione standard. Nell'ultima riga sono indicate le variabili per cui il test di Wilcoxon ha evidenziato differenza statisticamente significativa nel confronto intergruppo.

Variabile	Giovani	Anziani	P value
ML mm (SD)	10.2 (6.6)	21.1(12.4)	<0.05
AP mm (SD)	120.9 (26.6)	113.5 (31.6)	
Global sway	1838.0 (93.0)	2377 (339.6)	<0.05
Velocità (SD)	30.7 (1.6)	39.6 (5.7)	<0.05

Tab. 5: sono presentate le medie con relativa deviazione standard delle variabili esaminate.

La successiva analisi si è concentrata sulle due fasi T1-T2 e T2-fine standing (Tabella 6).

Sono stati ricavati gli spostamenti compiuti dal COP nella fase considerata dinamica e nella fase considerata di stabilizzazione: nella fase dinamica si è riscontrato uno spostamento statisticamente differente tra il gruppo di giovani ed il gruppo di anziani in riferimento alla direzione anteroposteriore ($W=4$ $p<0.05$), mentre nella fase di stabilizzazione si è riscontrata una differenza statisticamente significativa in riferimento alla direzione medio-laterale ($W=5.5$ $p<0.05$).

Abbiamo inoltre verificato se vi fossero differenze nel confronto delle due sottofasi all'interno dello stesso gruppo di soggetti: nei giovani si è riscontrata una differenza statisticamente rilevante tra T1-T2 in riferimento alla direzione anteroposteriore ($W=2$ $p<0.05$), mentre negli anziani è risultata differente la fase dinamica rispetto a quella di stabilizzazione in riferimento alla direzione mediolaterale ($W=2$ $p<0.05$).

Dal momento che nei dati globali (Tabella 4) e nella suddivisione tra fase dinamica e fase di stabilizzazione (Tabella 6) si sono evidenziate differenze tra il gruppo di giovani ed il gruppo di anziani, abbiamo studiato due periodi di differente durata ma omogenei in entrambi i gruppi al fine di comprendere se tali differenze fossero riconducibili ad un periodo più specifico della prova di STS ed in particolare ai primi 10" successivi al raggiungimento della statica eretta.

Nella Tabella 7 sono presentati i valori medi delle due sessioni di acquisizioni dei due gruppi di studio relativamente ai 5" successivi al raggiungimento della statica eretta e da T3 al 10" successivo allo standing.

GIOVANI										
	Seat off (mm)		Standing (T2) (mm)		Fine Standing (mm)		T1-T2 (mm)		T2-Fine Standing (mm)	
Soggetto	ML (mm)	AP (mm)	ML (mm)	AP (mm)	ML (mm)	AP (mm)	ML (mm)	AP (mm)	ML (mm)	AP (mm)
1	110	428	212	425	237	428	102	3	25	3
2	102	414	137	424	162	419	35	0	25	5
3	99	407	124	409	137	411	25	2	13	2
4	141	415	195	416	170	416	54	1	25	0
5	149	420	185	417	194	426	36	3	9	9
6	165	424	228	420	179	425	63	4	49	5
7	124	433	128	452	165	442	4	9	37	10
8	177	430	192	444	180	421	15	4	12	23
9	139	214	230	208	158	421	91	6	72	213
10	134	419	164	410	177	424	30	9	13	14
Media	134	400	179	403	176	423	45,5	4,1	28	28,4
d.s.	26	70	40	70	26	8	31,9	3,1	19,9	65,2
ANZIANI										
	ML (mm)	AP (mm)	ML (mm)	AP (mm)	ML (mm)	AP (mm)	ML (mm)	AP (mm)	ML (mm)	AP (mm)
11	152	407	174	405	179	408	19	2	5	3
12	142	415	164	405	166	404	14	10	2	1
13	125	406	170	434	182	446	32	28	12	12
14	152	447	180	443	169	436	33	4	11	7
15	186	395	213	376	203	384	29	19	10	8
16	247	398	220	405	208	398	17	7	12	7
17	224	415	203	409	211	423	2	6	8	14
18	105	396	161	386	142	390	56	10	19	4
19	89	426	155	389	157	409	66	37	2	20
20	73	276	116	381	126	419	43	105	10	38
Media	149	398	176	403	174	412	31,1	22,8	9,1	11,4
d.s.	56	46	31	22	28	20	19,6	31	5.2	10.9

Tab. 6: sono presentati i valori di ascissa e ordinata descritti dal COP nell'istante corrispondente al raggiungimento della stazione eretta e alla fine dell'acquisizione. I valori sono espressi in millimetri con relativa deviazione standard.

GIOVANI				
	ML (mm)		AP (mm)	
Soggetto	T3-T2	T4-T3	T3-T2	T4-T3
1	24	3	0	3
2	4	6	4	1
3	4	3	1	2
4	23	2	0	3
5	15	5	3	1
6	22	5	0	9
7	10	2	7	49
8	37	2	34	4
9	44	0	21	1
10	13	3	7	0
Media	19,6	3,1	7,7	7,3
d.s.	13,2	1,8	11,2	14,9
ANZIANI				
	ML (m)		AP (m)	
soggetto	T3-T2	T4-T3	T3-T2	T4-T3
11	10	5	1	6
12	9	4	0	1
13	15	3	11	2
14	5	3	9	1
15	3	8	3	5
16	13	1	5	2
17	8	5	9	0
18	25	5	1	2
19	3	5	24	3
20	1	2	11	10
Media	9,2	4,1	7,4	3,2
d.s.	7,2	2,0	7,2	3

Tab. 7: sono presentate le medie tra le due sessioni di acquisizioni nei due gruppi di studio relative ai parametri spaziali descritti dal COP nelle due epoche comprese tra il seat off e la stazione eretta (T1-T2) e tra la stazione eretta e la fine dell'acquisizione prendendo come riferimento i 5'' (T3) e i 10'' (T4) successivi al raggiungimento della statica eretta. I valori rappresentano i moduli delle differenze tra le medie delle coordinate x (AP) e y (ML) descritte dal COP nelle due sessioni di acquisizioni. I valori sono espressi in millimetri con relativa deviazione standard.

L'analisi statistica effettuata attraverso il test di Wilcoxon ha restituito una significatività statistica tra i due gruppi in esame nel periodo compreso tra la statica eretta e i 5" immediatamente successivi in riferimento al piano frontale ($W=6$ $p<0.05$).

Non si è invece riscontrata una differenza statisticamente rilevante nella fase T3-T4 nel confronto tra i due gruppi di studio, in riferimento ad entrambi i piani di movimento.

Non si sono invece riscontrate differenze significative intergruppo nella fase dinamica e in quella di stabilizzazione.

Velocità

In accordo con la letteratura precedente (32,33) abbiamo ricavato i dati di velocità del COP durante le due fasi individuate (Tabella 8).

Abbiamo riscontrato una differenza statisticamente significativa nella fase T1-T2 tra la velocità antero-posteriore e quella medio-laterale nei soggetti giovani ($W=1$ $p<0.05$), mentre tale differenza non si è manifestata nei soggetti anziani.

Nella fase di stabilizzazione arrotondando a due decimali la velocità risulta nulla in tutti i soggetti in esame.

Accelerazione

I dati di accelerazione (Tabella 9) hanno evidenziato una differenza tra i due gruppi di studio nella fase dinamica in riferimento alla direzione medio-laterale ($W=6$ $p<0.05$).

GIOVANI				
	T1-T2		T2-FINE STANDING	
Soggetto	ML (mm/s)	AP (mm/s)	ML (mm/s)	AP (mm/s)
1	11	143	0	0
2	6	30	0	0
3	12	64	0	0
4	6	77	0	0
5	4	38	0	0
6	7	66	0	0
7	15	12	0	0
8	10	16	0	0
9	8	43	0	0
10	9	34	0	0
Media	8,6	51,95	0.00	0.00
d.s.	3,24	38,32	0	0
ANZIANI				
	ML (mm/s)	AP (mm/s)	ML (mm/s)	AP (mm/s)
1	15	62	0	0
2	9	0	0	0
3	45	51	0	0
4	5	40	0	0
5	4	19	0	0
6	5	6	0	0
7	9	11	0	0
8	8	35	0	0
9	29	68	0	0
10	31	19	0	0
Media	15,8	31,1	0	0
d.s.	13,99	23,81	0	0

Tab. 8: sono presentati i dati relativi ai parametri di velocità del COP nei due gruppi di studio durante le due fasi in esame (T1-T2 e T2-fine acquisizione). I valori rappresentati sono espressi in modulo ed in mm/s con relativa deviazione standard.

GIOVANI				
	T1-T2		T2-FINE STANDING	
Soggetto	ML (mm/s ²)	AP (mm/s ²)	ML (mm/s ²)	AP (mm/s ²)
1	28	190	1	16
2	70	83	2	2
3	123	329	3	1
4	114	46	1	0
5	80	91	2	2
6	50	113	1	3
7	48	153	4	1
8	36	228	2	1
9	128	120	1	1
10	138	116	2	1
Media	81,25	146,7	1,55	2,75
d.s.	41,34	82,78	0,864	4,7
ANZIANI				
	ML (mm/s ²)	AP (mm/s ²)	ML (mm/s ²)	AP (mm/s ²)
11	183	175	4	8
12	84	66	3	2
13	144	147	0	1
14	298	196	5	5
15	99	72	3	4
16	61	14	2	2
17	124	56	1	4
18	175	48	1	2
19	30	187	3	0
20	284	241	3	2
Media	148.05	119,9	2,25	2,75
d.s.	89.19	77,79	1,253	2,252

Tab. 9: sono presentati i dati relativi ai parametri di accelerazione del COP nei due gruppi di studio durante le due fasi in esame (T1-T2 e T2-fine acquisizione). I valori sono espressi in modulo ed in mm/s² con relativa deviazione standard.

4. DISCUSSIONE

Lo studio che abbiamo condotto ha fornito alcune informazioni in merito al gesto di alzarsi da una sedia eseguito da un gruppo di soggetti giovani e da un gruppo di soggetti di età superiore ai 65 anni. Il nostro lavoro potrebbe dare notizie innovative dal punto di vista metodologico che a nostro parere meritano un approfondimento.

La posizione di partenza è stata standardizzata valutando criticamente le esperienze precedenti degli autori che hanno studiato il STS: la condizione di triplice flessione a 90° di anca-ginocchio-caviglia rappresentava dal nostro punto di vista una situazione non corrispondente alla fisiologia del movimento.

Pertanto si è deciso di ricercare quella situazione biomeccanica più favorevole per l'esecuzione del gesto, che potrà verosimilmente rappresentare la strategia motoria più adeguata per un ampio spettro di soggetti: la verticale tra rotula ed alluce permette l'avanzamento della tibia necessario per un passaggio seduto-in piedi efficiente.

Dal momento che tra i possibili sviluppi di questo lavoro ci sarà l'applicazione nella pratica clinica dei risultati del nostro lavoro, si è deciso di interferire il meno possibile con l'esecuzione del gesto: ai soggetti veniva lasciata relativa libertà nel movimento, dando l'indicazione unicamente di mantenere gli arti superiori incrociati (riducendo il momento di inerzia del corpo). In questo modo si è permesso ai soggetti inclusi nel protocollo sperimentale di adottare la strategia motoria e le tempistiche di movimento meno vincolanti e più personali.

Questa scelta rappresenta una novità rispetto alla letteratura al momento disponibile in quanto i lavori precedenti vincolavano i soggetti analizzati ad una posizione di partenza poco rappresentativa della realtà pratico-clinica e in alcuni lavori veniva loro imposta una velocità nell'esecuzione del movimento, tentando di eliminare la variabilità individuale.

Contemporaneamente ci siamo accorti in sede di elaborazione ed analisi dei dati che questa decisione può aver influenzato i risultati ottenuti, con particolare riferimento a:

- ripetibilità degli eventi temporali: il dato di ICC denota una scarsa affidabilità dell'identificazione degli eventi di seat off e standing, in particolare tra i soggetti giovani ($ICC < 0.5$).

Una possibile interpretazione di questo risultato risiede a nostro avviso nella libertà concessa ai soggetti di eseguire il movimento: infatti nella seconda sessione di acquisizioni gli eventi chiave si verificano ad un istante temporale anticipato rispetto ai medesimi eventi della prima sessione.

Nonostante si tratti di un gesto che i soggetti sperimentino numerose volte durante la loro vita quotidiana, non si può escludere una componente di apprendimento e di perfezionamento delle strategie motorie per raggiungere l'obiettivo **(34,35)**

Un'altra possibile fonte che origina questa differenza potrebbe essere il cue uditivo che agisce da starter del gesto (36).

Nei soggetti anziani il pattern è simile anche se la variazione rispetto alla prima sessione di acquisizione è minore rispetto ai soggetti giovani.

Questo riscontro potrebbe rendere più riproducibile il gesto del STS in soggetti anziani e permettere una maggior generalizzabilità dei risultati ottenuti nel nostro lavoro.

In sintesi dunque entrambi i gruppi nella seconda sessione di acquisizioni anticipano gli eventi chiave, ma i soggetti giovani si muovono precocemente rispetto agli anziani.

Questa considerazione potrebbe rappresentare un punto importante qualora in un campione più ampio di soggetti anziani il STS si confermasse un gesto poco variabile rispetto ad uno giovane.

Le nostre ipotesi iniziali circa l'impegno del gesto del STS, già studiate da precedenti autori sembrano essere confermate confrontando i parametri spazio-temporali tra la prima (T1-T2) e la seconda fase in esame (T2-fine).

Questo riscontro era atteso in quanto la biomeccanica del gesto prevede una variazione posturale importante: proprio in virtù di questa osservazione, la rilevanza di utilizzare il STS come strumento di outcome per valutare il grado di autonomia di un soggetto sembra guadagnare ulteriore credibilità. Allo stesso modo l'utilizzo dell'analisi della statica eretta attraverso prova stabilometrica come indicatore di funzionalità sembra perdere di significato clinico proprio perché la prova statica potrebbe essere sensibile unicamente per soggetti con impairment elevati (37).

Cinetica vs Cinematica

Il lavoro di Etnyre ha cercato di individuare le fasi standard del STS attraverso l'analisi della forza di reazione del terreno (GRF) ricostruita a partire dal peso del soggetto: in particolare la fase di standing del STS è stata scelta nell'istante in cui la GRF raggiungeva il 100% del peso corporeo (vettore interamente in direzione verticale con verso uguale in modulo ed opposto in verso rispetto alla forza peso erogata dal soggetto).

Qualora avessimo proceduto come il gruppo di Etnyre la nostra strumentazione disponibile non avrebbe permesso di ricavare la fase di standing in modo affidabile né ripetibile: infatti il settaggio della piattaforma di forza prevede che il soggetto esegua una prova di statica di 5" al fine di definire il peso corporeo da cui il sistema calcolerà durante il movimento analizzato (STS) la GRF nell'unità di tempo.

Nonostante l'ottima ripetibilità del peso corporeo come variabile antropometrica ($ICC > 0.9$), l'identificazione della fase di standing nella suddetta modalità non risulta affidabile. A conferma di

ciò segnaliamo che durante l'elaborazione delle prove abbiamo verificato che nella maggior parte delle acquisizioni non fosse possibile individuare un istante (millisecondo) in cui la GRF riproducesse il 100% del peso corporeo. Pertanto l'obiettivo di ricavare l'inizio della fase di stabilizzazione sarebbe stato impossibile da raggiungere.

La nostra scelta di utilizzare la cinematica in luogo della variabile peso per identificare l'inizio della fase di standing costituisce una tecnica differente rispetto ai lavori pubblicati ad oggi in letteratura, alcuni dei quali hanno indagato eventi biomeccanici in modo diverso rispetto a quanto fatto dal gruppo di Etnyre (38).

Inoltre l'identificazione della fine della prima fase e l'inizio della fase di stabilizzazione come detto corrisponde al punto di massimo della curva descritta dal marker, dunque permette di eliminare il possibile errore legato all'operatore.

In verità anche la modalità da noi utilizzata per identificare i due eventi temporali non garantisce un buon livello di ripetibilità in quanto abbiamo riscontrato una differenza tra gli eventi chiave tra le due fasi di acquisizione. Si deve considerare che questo risultato dipende dalla variabilità maggiore che i soggetti sani hanno manifestato nell'esecuzione del gesto, mentre i soggetti anziani, probabilmente per una maggiore standardizzazione del STS, hanno mostrato valori di ripetibilità di seat off e standing più accettabili.

Spostamento del COP

Analizzando la traiettoria descritta dal centro di pressione sulla piattaforma di forza si osserva un pattern sovrapponibile con quelli descritti in letteratura (31) in riferimento alle prove stabilometriche di soggetti sani: una predominanza delle oscillazioni sul piano sagittale (direzione anteroposteriore) rispetto a quelle medio laterali (piano frontale).

Tale riscontro sembra essere correlato al tipo di compito richiesto al soggetto in quanto la direzione di movimento è verso l'avanti e verso l'alto (il baricentro si sposta in direzione postero-anteriore e caudo-craniale).

Il pattern dei soggetti anziani mostra un andamento simile ma di entità diversa soprattutto per quanto riguarda le oscillazioni sul piano frontale: i risultati dell'analisi statistica confermano che lo spostamento dei soggetti anziani durante l'intera prova è significativamente maggiore nella direzione medio-laterale rispetto ai controlli giovani. Questo pattern posturale sembra essere in linea con i riscontri pubblicati in letteratura circa lo spostamento del COP in lateralità in soggetti con possibili disordini dell'equilibrio (39,40), o quantomeno con strategie motorie alterate (latenti) rispetto ad una classe normativa.

Nell'analisi nelle due sottofasi di 5" successive al raggiungimento della statica eretta (T2) abbiamo riscontrato differenze significative nei primi 5" (T3) successivi al T2: appare dunque che la variazione posturale precedente abbia ripercussione sui primi istanti seguenti alla statica eretta e che i soggetti anziani abbiano un pattern differente rispetto ai soggetti giovani. Queste differenze sembrano progressivamente ridursi nel tempo, come conferma il confronto dei dati intergruppo nella fase compresa tra il T3 e il T4.

Nel confronto tra i gruppi abbiamo riscontrato un comportamento differente tra giovani ed anziani: i soggetti giovani mostrano uno spostamento maggiore del COP in direzione antero-posteriore nella fase dinamica, mentre i soggetti anziani mostrano un'oscillazione preponderante sul piano frontale nella fase di stabilizzazione rispetto al gruppo di giovani.

Velocità

La maggiore velocità media del COP durante l'intera prova è coerente con alcuni lavori pubblicati sull'argomento (**41**): il correlato clinico di tale risultato potrebbe essere una maggiore instabilità del soggetto anziano, come evidenziato da alcuni autori.

Nell'analisi delle sottofasi non si è riscontrato un pattern caratteristico che possa essere utile in ambito clinico: probabilmente la differenza statisticamente significativa tra velocità anteroposteriore rispetto a quella medio-laterale nei soggetti sani nella fase dinamica potrebbe essere interpretata con una predominanza del movimento sul piano sagittale, come è ragionevole attendersi.

Nei soggetti anziani non si riscontra una differenza statisticamente rilevante: questo riscontro potrebbe essere interpretato come un pattern anomalo che, correlato con il maggior displacement del COP sul piano trasversale, lascia intuire una strategia posturale differente rispetto ai soggetti giovani.

Accelerazione

L'accelerazione del COP durante la fase dinamica nei soggetti anziani risulta maggiore rispetto ai controlli giovani: questo riscontro risulta coerente con altri studi (**41**) in cui si è evidenziato un picco di accelerazione sul piano frontale nei soggetti anziani che non si rileva nei giovani. Segnaliamo che questa variabile viene considerata di rilievo da alcuni autori in riferimento alla

Limiti dello studio

Tra le limitazioni dello studio che abbiamo condotto segnaliamo la strumentazione di laboratorio che costituisce un ostacolo alla generalizzabilità e alla ripetibilità della situazione sperimentale in contesti clinici non dotati di tale strumentazione.

Tra le procedure di set up del sistema di acquisizione, segnaliamo che la rilevazione del peso del soggetto si ottiene da una prova di standing in cui la piattaforma registra le naturali oscillazioni del COP: l'istante in cui l'operatore fissa manualmente il peso del soggetto, da cui verranno ricavate le variabili cinetiche, è arbitrario e non standardizzabile.

Ciononostante i valori di ICC hanno evidenziato una buona ripetibilità del dato.

Tale limitazione a nostro parere non influenza negativamente i parametri elaborati (spostamento del COP, velocità, accelerazione) in quanto la forza peso e la relativa GRF vengono utilizzati unicamente per ricavare gli eventi temporali come descritti dallo studio di Etnyre: inoltre i due eventi per noi cruciali da cui parte l'analisi e lo svolgimento di questo studio non sono influenzati dalla forza peso ma dall'interruzione del circuito elettrico dei sensori di pressione posizionati sotto le tuberosità ischiatiche, e dal raggiungimento del punto di massima ordinata in riferimento alla curva descritta dal marker posizionato sul sacro.

Un'altra criticità metodologica è rappresentata dalla libertà concessa ai soggetti nell'eseguire il gesto in esame: dal punto di vista sperimentale questa condizione ha reso più difficoltosa l'analisi dei parametri spazio-temporali e la discussione di tali risultati.

Al tempo stesso questa scelta a nostro parere permette di rendere più generalizzabili i risultati del nostro lavoro in quanto tiene conto della variabilità individuale che nella pratica clinica difficilmente può essere eliminata.

Un altro punto di possibile criticità è rappresentato dalla metodologia per ricavare lo spostamento del COP nelle sottofasi: il software a nostra disposizione ha permesso di ricavare i dati globali dei parametri spazio-temporali del COP mentre si sono dovuti ricavare indirettamente i parametri relativi ai periodi seat off-standing e standing-fine acquisizione.

5. CONCLUSIONI

Il gesto di alzarsi da una sedia rappresenta un'attività funzionale caratterizzata da un impegno biomeccanico importante. Nell'ambito della valutazione posturale del soggetto sembra essere più appropriata rispetto alla valutazione della stazione eretta quieta.

L'utilizzo della cinematica in luogo della dinamica per identificare la stazione eretta può essere un'alternativa appropriata all'utilizzo della GRF per identificare il raggiungimento della statica eretta, in particolare in soggetti con una ridotta variabilità nei pattern motori come il gruppo di anziani da noi studiato.

I soggetti anziani mostrano un pattern differente rispetto ai controlli giovani in quanto evidenziano parametri spazio-temporali maggiori del COP in riferimento a spostamento globale, spostamento in direzione medio-laterale e nella velocità media di spostamento del COP.

La fase compresa tra il distacco dalla sedia ed il raggiungimento della stazione eretta sembra essere quella in cui si concentra la maggior parte del fenomeno: i parametri spazio-temporali risultano rilevanti in questo breve periodo rispetto alla restante fase di stabilizzazione, confermando l'impegno biomeccanico del gesto in esame.

I primi istanti seguenti al raggiungimento della statica eretta (5" nel nostro studio) sembrano essere più impegnativi da un punto di vista biomeccanico per i soggetti anziani: in risposta alla perturbazione occorsa con il passaggio posturale gli anziani evidenziano un maggior spostamento sul piano frontale rispetto ai giovani. In considerazione del fatto che la maggior oscillazione sul piano frontale viene associata ad una ridotta efficienza nella strategia posturale, tale riscontro potrebbe rappresentare un correlato clinico di notevole rilievo.

A partire da questo studio pilota eseguito potrebbe essere interessante verificare se su un campione più rappresentativo di soggetti con caratteristiche simili questi risultati possano essere riprodotti.

Queste informazioni potrebbero risultare rilevanti per suggerire un approccio valutativo e successivamente terapeutico specifico per soggetti di età avanzata con buona autonomia funzionale residua.

6. KEY POINTS

1. Il sit-to-stand rappresenta un gesto funzionale impegnativo da un punto di vista biomeccanico e posturale in cui le principali oscillazioni si manifestano in direzione anteroposteriore.
2. Soggetti anziani con buona autonomia funzionale (FIM>100) evidenziano parametri spazio-temporali maggiori rispetto a controlli giovani, con un maggior spostamento globale e in direzione trasversale, oltre ad una velocità media di spostamento del COP maggiore.
3. I soggetti anziani presentano una maggior ripetibilità del gesto in esame rispetto ai soggetti giovani.
4. La fase dinamica compresa tra il seat-off e la statica eretta rappresenta il periodo in cui si concentra la maggior parte del fenomeno biomeccanico.
5. Nella fase dinamica si sono evidenziate differenze significative tra i due gruppi in riferimento allo spostamento antero-posteriore, mentre nella fase di stabilizzazione abbiamo rilevato differenze significative in direzione medio-laterale.
6. Entrambi i gruppi studiati mostrano una differenza intrasoggetto in riferimento allo spostamento del COP sul piano frontale tra fase dinamica e fase di stabilizzazione.
7. I primi istanti (5") successivi alla fase dinamica sembrano essere quelli in cui si riscontrano le differenze più rilevanti tra giovani ed anziani in riferimento allo spostamento del COP sul piano trasversale.
8. L'esecuzione del gesto senza particolari vincoli cinematici o dinamici può facilitare la generalizzabilità dei risultati ma rendere poco riproducibile la prova, in particolare in riferimento agli eventi chiave del gesto acquisito.

7. BIBLIOGRAFIA

1. Leung CY, Chang CS
Strategies for posture transfer adopted by elders during sit-to-stand and stand-to-sit.
Percept Mot Skills 2009 Dec;109(3):695-706
2. Nuzik S, Lamb R, VanSant A, Hirt S
Sit-to-Stand Movement Pattern: A Kinematic Study
Phys Ther 1986; 66(11):1708-1713.
3. Burdett RG, Habasevich R, Pisciotto J, Simon SR
Biomechanical comparison of rising from two types of chairs
Phys Ther 1985; 65(8): 1177-1183
4. Schenkman M
Kinematics of rising to standing from sitting
Phys Ther 1989
5. Schenkman M, Berger RA, O Riley PO, Mann RW, Hodge WA
Whole-Body Movements During Rising to Standing from sitting
Phys Ther. 1990; 70(10):638-648.
6. Houck J, Kneiss J, Bukata SV, Puzas JE
Analysis of Vertical Ground Reaction Force Variables during a Sit to Stand Task in
Participants Recovering from a Hip Fracture
Clin Biomech (Bristol Avon) 2011 June; 26(5): 470–476
7. Cheng PT, Liaw MY, Wong MK, Tang FT, Lee MY, Lin PS
The sit-to-stand movement in stroke patients and its correlation with falling.
Arch Phys Med Rehabil 1998 Sep; 79(9): 1043-6
8. Zijlstra A, Mancini M, Lindemann U, Chiari L, Zijlstra W
Sit-stand and stand-sit transitions in older adults and patients with Parkinson's disease: event
detection based on motion sensors versus force plates
J of Neuroeng Rehabil 2012 Oct 7;9:75
9. Yamada T, Demura S
Relationships between ground reaction force parameters during a sit-to-stand movement and
physical activity and falling risk of the elderly and a comparison of the movement
characteristics between the young and the elderly
Arch Gerontol Geriatr 2009; Jan-Feb;48(1):73–77

10. Rapp K, Becker C, Cameron ID, Konig HH, Buchele G
Epidemiology of falls in residential aged care: analysis of more than 70,000 falls from residents of bavarian nursing homes
J Am Med Dir Assoc 2012; Feb;13(2):187,e1-6
11. Lipsitz LA, Jonsson PV, Kelley MM, Koestner JS
Causes and correlates of recurrent falls in ambulatory frail elderly.
J Gerontol 1991 Jul;46(4):M114-22
12. Podsiadlo D, Richardson S
The Timed Up and Go - A test of basic functional mobility for frail elderly persons
J Am Geriatr Soc 1991 Feb;39(2):142-8
13. Jeyasurya J, Van der Loos HF, Hodgson A, Croft EA
Comparison of seat, waist, and arm sit-to-stand assistance modalities in elderly population
J Rehabil Res Dev 2013;50(6):835-844
14. Goulart FR, Valls-Solé J
Patterned electromyographic activity in the sit-to-stand movement.
Clin neurophysiol 1999 Sep;110(9):1634-40
15. Janssen WG, Bussmann HB, Stam HJ
Determinants of the Sit-to-Stand Movement: A Review
Phys Ther 2002; 82(9):866-879.
16. Etnyre B, Thomas DQ
Event standardization of sit-to-stand movement
Phys Ther 2007; Dec, 87(12):1651-1666.
17. Chang CS, Leung CY, Liou JJ, Tsai WW
Evaluation of key points in the sit-to-stand movement using two force platforms
Percept Mot Skills, 2010 Oct,111(2):496-502
18. Chang CS, Leung CY, Liou JJ
Describing force patterns: a method for classifying sit-to-stand movement in elderly people
Percept Mot Skills 2013 Feb; 116(1):163-174
19. Pereira CB
Risk of fall in the elderly: how to evaluate
Arq Neuropsiquiatr. 2013 Jan;71(1):1-2

20. Muir SW, Berg K, Chesworth B, Speechley M
Use of the Berg Balance Scale for Predicting Multiple Falls in Community-Dwelling Elderly People: A Prospective Study
Phys Ther 2008 Apr; 88(4):449-459
21. Major MJ, Fatone S, Roth EJ
Validity and reliability of the Berg Balance Scale for community dwelling persons with lower limb amputation
Arch Phys Med Rehabil 2013 Nov; 94(11):2194-202
22. Sturnieks DL, Menant J, Delbaere K, Vanrenterghem J, Rogers MW, Fitzpatrick RC, Lord SR
Force-controlled balance perturbations associated with falls in older people: a prospective cohort study.
PLoS One. 2013 Aug 9;8(8):e70981
23. Cattaneo D, Rabuffetti M, Bovi G, Mevio E, Jonsdottir J, Ferrarin M
Assessment of postural stabilization in three task oriented movements in people with multiple sclerosis
Disabil Rehabil 2014 Mar; 29 (epub)
24. Zheng J, Pan Y, Hua Y, Shen H, Wang X, Zhang Y, Fan Y, Yu Z
Strategic targeted exercise for preventing falls in elderly people
J Int Med Res 2013 Apr;41(2):418-426
25. Ottenbacher KJ, Hsu Y, Granger CV, Fiedler RC.
The reliability of the functional independence measure: a quantitative review.
Arch Phys Med Rehabil. 1996 Dec;77(12):1226-32.
26. Pollak N, Rheault W, Stoecker JL
Reliability and validity of the FIM for persons aged 80 years and above from a multilevel continuing care retirement community.
Arch Phys Med Rehabil. 1996 Oct;77(10):1056-61.
27. Hughes MA, Myers BS, Schankman M
The role of strength in rising from a chair in the functionally impaired elderly
J Biomech 1996 Dec;29(12):1509-13
28. Brunner R, Benedetti MG
Gait Handcourse
Materiale Congresso ESMAC 2010

29. Slomka K, Juras B, Sobota G, Bacik B
The reliability of a rambling-trembling analysis of center of pressure measures
Gait Posture 2013 Feb; 37(2):210-213
30. Migrino RQ, Harmann L, Woods T, Bright M, Truran S, Hari P
Intraventricular dyssynchrony in light chain amyloidosis: a new mechanism of systolic dysfunction assessed by 3-dimensional echocardiography.
Cardiovasc Ultrasound 2008 Aug;7;6:40
31. Ramdani S, Tallon G, Bernard PL, Blain H
Recurrence quantification analysis of human postural fluctuations in older fallers and non-fallers.
Ann Biomed Eng. 2013 Aug;41(8):1713-25
32. Fujimoto M, Chou LS
Region of stability derived by center of mass acceleration better identifies individuals with difficulty in sit-to-stand movement
Ann Biomed Eng 2014 Apr;42(4):733-741
33. Galàn-Mercant A, Cuesta-Vargas AI
Differences in trunk accelerometry between frail and non-frail elderly persons in functional tasks
BMC Res Notes 2014 Feb;21;7:100
34. Welch TD, Ting LH
Mechanism of motor adaptation in reactive balance control
PLoS One 2014 May 8;9(5):e96440
35. Beste C, Dinse HR
Learning without training
Curr Biol 2013 Jun 3;23(11):R489-99
36. Mahoney JR, Verghese J, Dumas K, Wang C, Holtzer R
The effect of multisensory cues on attention in aging
Brain Res 2012 Sep 7;1472:63-73
37. Baloh RW, Corona S, Jacobson KM, Enrietto JA, Bell T
A prospective study of posturography in normal older people
J Am Geriatr Soc 1998 Apr;46(4):438-443
38. Jeng SF, Schenkman M, O Riley PO, Lin SJ
Reliability of a clinical kinematic assessment of the sit-to-stand movement
Phys Ther 1990 Aug; 70(8):511-520

39. Maki BE, Holliday PJ, Topper AK.

A prospective study of postural balance and risk of falling in an ambulatory and independent elderly population.

J Gerontol 1994 Mar;49(2):M72–M84

40. Norris JA, Marsh AA, Smith IJ, Kohut RI, Miller ME

Ability of static and statistical mechanics posturographic measures to distinguish between age and fall risk.

J. Biomech 2005 38:1263–1272

41. Melzer I, Benjuya N, Kaplanski J

Postural stability in the elderly: a comparison between fallers and non-fallers

Age Ageing 2004 Nov;33(6):602-607