Dynamic vs Rigid Seat System in Cerebral Palsy: quantitative comparison

fumagalli
WE TAKE CARE

Valutazione di un Sistema di Seduta Dinamico

Dynamic Seat System Evaluation

VALUTAZIONE QUANTITATIVA COMPARATIVA TRA SISTEMA DI SEDUTA RIGIDO E SISTEMA DI SEDUTA DINAMICO IN PAZIENTI AFFETTI DA TETRAPARESI SPASTICO-DISTONICA

QUANTITATIVE COMPARISON BETWEEN RIGID SEAT SYSTEM AND DYNAMIC SEAT SYSTEM USING 3D MOVEMENT ANALYSIS IN DYSTONIC PATIENTS WITH CEREBRAL PALSY

Luigi Piccinini[1], Veronica Cimolin[2], Martino Avellis[3], Andrea Cazzaniga[3], Anna Carla Turconi[1], Marcello Crivellini[2], Manuela Galli[2,4]

[1] IRCCS Medea – La Nostra Famiglia, Bosisio Parini (LC), Italia
[2] Dipartimento di Bioingegneria, Politecnico di Milano, Milano, Italia
[3] Dipartimento di Ricerca e Formazione "Fumagalli srl", Pontelambro (CO), Italia
[4] IRCCS "San Raffaele Pisana" e Casa di cura "San Raffaele Cassino" - Tosinvest Sanità, Roma, Italia

POLITECNICO MILANO

ASSOCIAZIONE la Nostra Famiglia EUGENIO MEDEA ISTITUTO DI RICOVERO E CURA A CARATTERE SCIENTIFICO

fumagalli WE TAKE CARE

Innovare vuol dire rischiare la delusione.
Ma il rischio va affrontato perchè il massimo rischio nella vita è di non rischiare mai.
Soltanto chi rischia può raggiungere mete straordinarie.

Innovate means risking disappointment.
But the risk must be faced because
the greatest risk in life is not to risk.
Only those who risk can achieve
extraordinary goals.

Introduzione

Innovazione e qualità sono concetti che caratterizzano le performance delle aziende più dinamiche e capaci di rispondere alle sfide del mercato. L'origine di questi due elementi è la ricerca scientifica che viene fatta in un'azienda, che ha come obiettivo la correlazione tra quelle che sono le necessità del destinatario ultimo del prodotto e le caratteristiche offerte dal prodotto stesso. Per la Fumagalli fare ricerca e, conseguentemente, formazione non è, quindi, casuale: risponde all'esigenza di migliorare l'efficacia di ausili destinati a persone con disabilità. Così come non casuale, in merito allo studio presentato in questo fascicolo, è stata la scelta della partnership con cui la ricerca è stata condotta: l'IRCCS "E.Medea" Associazione La Nostra Famiglia di Bosisio Parini (Lc), uno dei più importanti e prestigiosi Centri riabilitativi di cura e ricerca delle patologie e disabilità infantili e il laboratorio di Bioingegneria "L.Divieti" del Politecnico di Milano, la cui fama è altrettanto nota. L'unione di diverse competenze (clinico-riabilitative, tecniche, ingegneristiche e matematiche) ha permesso di condurre lo studio con rigore e di elaborare informazioni preziose.

I risultati della ricerca sono stati presentati durante i lavori del 25° International Seating Symposium a Orlando (USA), durante i lavori del 2° European Seating Symposium, nel corso dei lavori del congresso intersocietario della sezione pediatrica della SIMFER "La riabilitazione nelle malattie ad interessamento multisistemico nell'infanzia: un approccio multidisciplinare", tenutosi a Bosisio Parini nel 2008 ed in altri convegni in Italia.

L'articolo è stato inoltre pubblicato sul testo: "DAAM Scientific Book 2009" ed è in fase di pubblicazione sulla rivista internazionale"Disability and Rehabilitation: Assistive Technology".

Siamo certi che gli sforzi dedicati a questo genere di attività all'interno di un'azienda come la Fumagalli, possano dare il riscontro positivo che rimane uno dei nostri obiettivi primari: il miglioramento della qualità della vita dei nostri utenti.

Introduction

Innovation and quality are concepts that distinguish the performance of the most dynamic companies ready to face the new challenges of the market. The scientific research carried out by the company is at the source of both these concepts, the main task of which is the correlation between the end user's needs and the features of the product itself. In Fumagalli, research, and consequently, training, are the best answer to improve the effectiveness of aids for the disabled. It is not by chance that we choose the partnership of IRCCS "E. Medea" Associazione La Nostra Famiglia in Bosisio Parini (Lc), one of the most important and prestigious centres for care and rehabilitation in child pathologies and disabilities and of the Bioengineering Laboratory "L. Divieti" of the Polytechnic in Milan, whose stature is as much renowned. The combining of different skills (clinical-rehabilitative, technical, engineering and mathematical) have led to precise research and enabled the elaboration of precious information.

The research results have been presented at the workshop of the 25° International Seating Symposium in Orlando (USA), at the workshop of the 2° European Seating Symposium in Dublin, at the workshop of Intersociety Congress of the paediatric section of SIMFER "The rehabilitation of children with multisystemic illnesses: a multidisciplinary approach", held in Bosisio Parini in 2008 and at many other conventions in Italy.

The article has also been published in the "DAAM Scientific Book 2009" and will appear in print in the international journal "Disability and Rehabilitation: Assistive Technology".

We are certain that the efforts dedicated to this activity within a company such as Fumagalli can bring about the positive feedback that is one of our main goals: the improvement in the quality of life of our users.

Riassunto

In diverse condizioni patologiche, come nella Paralisi Cerebrale Infantile sono presenti movimenti di "fondo", cioè movimenti che perturbano l'equilibrio del paziente. Per migliorarne la stabilità posturale sono stati sviluppati sistema di seduta con schienale dinamico. In questo studio è stata valutata quantitativamente la strategia biomeccanica (in termini di cinematica e di distribuzione di pressione) di 10 soggetti con tetraparesi spastica distonica posturati su un sistema di seduta in due sessioni: con schienale nella configurazione rigida e nella configurazione dinamica. Dai dati ottenuti si sono identificati e calcolati alcuni parametri atti a quantificare le differenze tra le due configurazioni di schienale. I risultati ottenuti mostrano che nella configurazione dinamica l'escursione del movimento del tronco nella direzione antero-posteriore è maggiore, si evidenzia una minor tendenza a scivolare verso il basso, un limitato fenomeno di irradiazione a livello degli arti superiori e una riduzione delle forze compressive a cui il paziente è sottoposto a livello del tronco. Questi risultati relativi al sistema di seduta regolato nella configurazione dinamica sono significativi di un incremento del confort e della qualità della stabilità posturale del paziente.

Parole chiave

Sistema di seduta dinamico, distonia, cinematica, distribuzione di pressione

Abstract

High-tone extensor thrust or involuntary muscle contractions experienced by many children with Cerebral Palsy with severe dystonia, can cause a host of problems for the patients relating to the seating system. To improve postural stability the concept of a dynamic seat has been suggested as a potential solution. In this study a quantitative comparison of a dynamic seat system versus a rigid seat system in 10 dystonic patients with Cerebral Palsy, using quantitative analysis of movement (3D kinematics and pressure distribution) was conducted.
The obtained results demonstrate that the seating system in the dynamic configuration is able to reduce the forces experienced by the patients, as well as to increase the range of motion in the anterior-posterior direction, limiting the rolling down of the trunk and showing a better upper limb smoothness during the extensor thrust. This can lead to an increased occupant comfort and quality of postural stability.

Keywords

Dynamic seat system, dystonia, kinematics, pressure distribution

Introduzione e scopo del lavoro

La distonia è un disturbo del movimento caratterizzato da contrazioni muscolari prolungate che possono interessare uno o più segmenti corporei e che determinano la comparsa di movimenti torsionali e posture anomale. Diverse condizioni patologiche, quali alcune forme di Paralisi Cerebrale Infantile, presentano componenti distoniche che tendono a perturbare l'equilibrio del paziente con notevole difficoltà nel mantenimento della stabilità sui diversi sistemi di seduta. Questo porta spesso a destabilizzazione dell'intero assetto posturale con conseguenze negative anche in termini di aspetti funzionali. Durante tali movimenti, infatti, il paziente esercita delle forze significative sulla seduta e sull'appoggiapiedi, portando all'insorgere di diverse problematiche. Per esempio, se la seduta della poltrona non è ben imbottita possono verificarsi dei fenomeni di attrito tra la superficie cutanea e la seduta o lo schienale, provocando fastidio e dolore al paziente. Si possono verificare anche dei problemi a livello circolatori dovuti alla postura fissa del soggetto, portando così a continui movimenti di riposizionamento del soggetto sul sistema di seduta. D'altra parte bloccare completamente uno o più segmenti corporei di un soggetto distonico implicherebbe un'irradiazione della componente discinetica negli altri distretti. Inoltre bisogna tener conto che il carico e lo scarico meccanico del sistema di seduta che avviene durante tali movimenti ciclicamente può influire negativamente sulla durata di tali sistemi. Sarebbe pertanto auspicabile l'individuazione di un ausilio che consenta un discreto contenimento del paziente, ma che permetta allo stesso tempo l'assorbimento delle distonie limitando anche i problemi di irradiazione.

Le ricerche sull'argomento risalgono agli inizi degli anni '80 e recentemente la possibilità di introdurre un sistema di seduta con lo schienale dinamico, che permetta la regolazione indipendente della basculazione e della reclinazione dello schienale, sembra essere una soluzione che può rispondere in maniera appropriata alle necessità del paziente e ai requisiti di sicurezza del sistema [1-3].

In particolare i sistemi di seduta dinamici presentano i seguenti vantaggi:

- riduzione delle forze esercitate dal soggetto;
- maggior dissipazione di energia da parte del soggetto;
- minore resistenza esercitata dallo schienale sul paziente durante i movimenti di fondo;
- maggiore stabilizzazione del bacino, che riduce lo scivolamento del soggetto durante il verificarsi dei movimenti di fondo.

La letteratura è comunque carente su questo argomento. Gli studi condotti su tale argomento non presentano set-up sperimentali omogenei e sono basati principalmente su scale di valutazione funzionali qualitative o semi-quantitative; inoltre non sono presenti studi quantitativi che valutino in modo puntuale la strategia biomeccanica di soggetti posturali su tali sistemi di seduta.

Alla luce di queste considerazioni, lo scopo del presente studio è effettuare una valutazione comparativa e quantitativa tra sistema di seduta nella configurazione dinamica e nella configurazione rigida in un gruppo di soggetti con tetra paresi spastico-distonica.

In particolare, la valutazione è stata condotta in due fasi:

1) Definizione di un set-up sperimentale per l'acquisizione del movimento durante movimenti distonici del paziente posturato sul sistema di seduta;
2) Identificazione e calcolo di parametri relativi alla cinematica e alla distribuzione di pressione, atti a caratterizzare e a mettere a confronto il sistema di seduta nella configurazione rigida e in quella dinamica.

Materiali e metodi

Sono stati valutati 10 pazienti affetti da Paralisi Cerebrale Infantile (range: 6-12 anni), in particolare con tetraparesi spastico-distonica di tipo V [4], durante il mantenimento della postura seduta sul sistema X-PANDA (Fumagalli srl, Italia) fig. 1.

fig. 1

Questo sistema di seduta può essere configurato secondo due modalità: nella configurazione dinamica, dove lo schienale ha la capacità di reclinarsi in risposta ad una sollecitazione impressa dal tronco del soggetto durante i movimenti di fondo; nella configurazione rigida, dove lo schienale è bloccato e fissato.
La strumentazione utilizzata è stata la seguente:
- un sistema optoelettronico a 8 telecamere (f=100 Hz, ELITE2002, BTS, Italia), a marker passivi figure 2 e 2a,

fig. 2

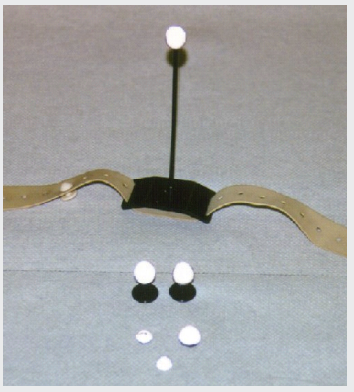


fig. 2a

per rilevare la cinematica del movimento (traiettorie 3D, posizione, velocità e accelerazione dei diversi segmenti corporei);
- un sistema di ripresa video (VideoController, BTS, Italia), sincronizzato con il sistema optoelettronico, per effettuare la ripresa video del movimento sul piano frontale e sagittale;

- un sistema di rilevamento delle pressioni di interfaccia (TEKSCAN, USA), per valutare la distribuzione delle pressioni sullo schienale e sull'appoggiatesta (fig. 3).

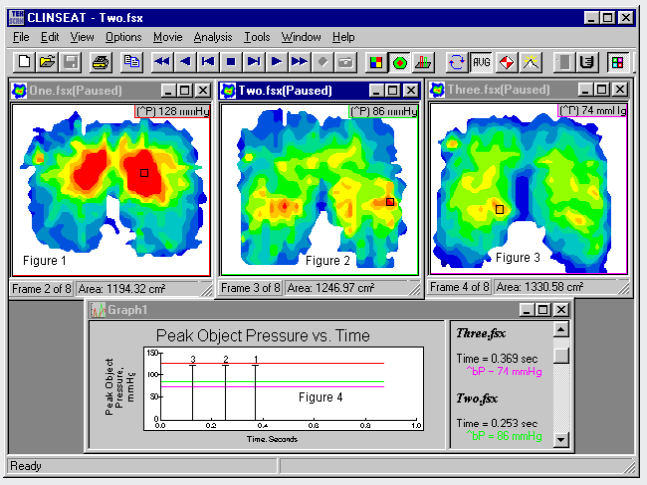


fig. 3

Le acquisizioni sono state effettuate presso il Laboratorio di Analisi del Cammino dell'IRCCS "Eugenio Medea", Associazione "La Nostra Famiglia" di Bosisio Parini (LC), Italia, secondo il seguente set-up sperimentale:

POSIZIONAMENTO DEI MARKER: poiché l'interesse è focalizzato sul movimento globale dei diversi segmenti corporei, si è considerato un modello biomeccanico semplificato del corpo umano a sei segmenti (piede, gamba, coscia, tronco, arti superiori e testa); di conseguenza, è stato utilizzato un protocollo di posizionamento dei marker che evidenzi tali segmenti, e in particolare si è scelto di posizionare i marker sui seguenti punti di repere anatomici:

- 3 marker sulla testa, per definire un segmento rigido solidale con la testa;
- 1 marker sull'acromion destro, 1 marker sull'acromion destro e 1 marker sullo sterno, al fine di definire un segmento rigido solidale con le spalle;
- 1 marker sull'epicondilo laterale del gomito destro e 1 marker sull'epicondilo laterale del gomito sinistro, per definire con il marker sull'acromion un segmento rappresentativo dell'avambraccio;
- 1 marker sul polso destro e 1 marker sul polso sinistro, per definire con il marker sul gomito un segmento rappresentativo del braccio;
- 1 marker sulla spina iliaca anteriore destra e 1 marker sulla spina iliaca anteriore sinistra, per definire la posizione del bacino;
- 1 marker sul ginocchio destro e 1 marker sul ginocchio sinistro, al fine di definire con il marker sulla spina iliaca anteriore un segmento rappresentativo della coscia;
- 1 marker sul malleolo esterno destro e 1 marker sul malleolo esterno sinistro, per definire con il marker sul ginocchio un segmento rappresentativo della gamba;
- 1 marker sul 5° metatarso destro 1 marker sul 5° metatarso sinistro, per definire con il marker sul malleolo esterno un segmento rappresentativo del piede.

Sono posizionati anche 4 marker direttamente sul sistema di seduta (4 sulla seduta e 2 sullo schienale) al fine di definire la posizione del sistema di seduta. Si ipotizza che la seduta sia rigida e solidale con il terreno.

REGOLAZIONE DEL SISTEMA DI POSTURA: la taglia del sistema di seduta è stata scelta sulla base delle grandezze antropometriche del soggetto in esame; la regolazione dello schienale è definito e personalizzato sulla base delle caratteristiche del soggetto; lo schienale e la seduta del sistema sono muniti di sensori per la rilevazione delle pressioni, per definire la distribuzione della pressione durante l'acquisizione.

Posizione del soggetto sul sistema di seduta: il soggetto è posizionato sul sistema di seduta in una posizione per lui naturale, con i piedi appoggiati sulle pedane e braccia in posizione confortevole per il paziente.

MODALITÀ DI SVOLGIMENTO DELLA PROVA: ciascun soggetto è stato acquisito in due diverse sessioni; la prima sessione (sessione A) è stata svolta regolando la posizione dello schienale nella configurazione dinamica, la seconda sessione (sessione B) nella configurazione rigida. Le prove di ciascuna sessione sono state svolte seconda la seguente modalità: il soggetto è posturato sul sistema di seduta in una posizione per lui confortevole. L'acquisizione dei dati inizia con il soggetto in questa posizione; dopo 5 secondi il soggetto viene sollecitato mediante una perturbazione esterna per tre volte consecutive, con intervalli di circa 20 secondi in modo che il soggetto si sia riportato in una condizione di quiete.
Tutte le acquisizioni sono state condotte dallo stesso operatore, al fine di garantire la riproducibilità delle acquisizioni.
Analisi dei dati: dai dati ottenuti relativi alla cinematica (fig. 4) e alla distribuzione di pressione di ciascun soggetto sono stati identificati e calcolati opportuni parametri atti a caratterizzare quantitativamente le due condizioni di regolazione dello schienale durante ciascun movimento di fondo.

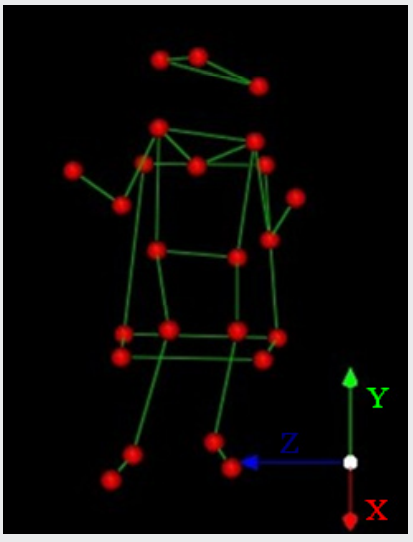


fig. 4

Per quanto riguarda la cinematica del movimento, sono stati identificati e calcolati i seguenti indici:

MOVIMENTO DEL CAPO

- Escursione del movimento o Range Of Motion lungo la componente X (componente anteroposteriore; ROMCx) e Y (componente verticale; ROMCy) del marker posizionato centralmente sulla fronte (espresso in mm) durante il movimento, calcolati come differenza tra la posizione iniziale e quella finale assunta da suddetto marker.

MOVIMENTO DEL TRONCO

- Escursione del movimento o Range Of Motion rispetto alla componente X (componente anteroposteriore; ROMTx) e Y (componente verticale; ROMTy) del marker posizionato sullo sterno (espresso in mm) durante il movimento, calcolati come differenza tra la posizione iniziale e quella finale assunta da suddetto marker (fig. 5).

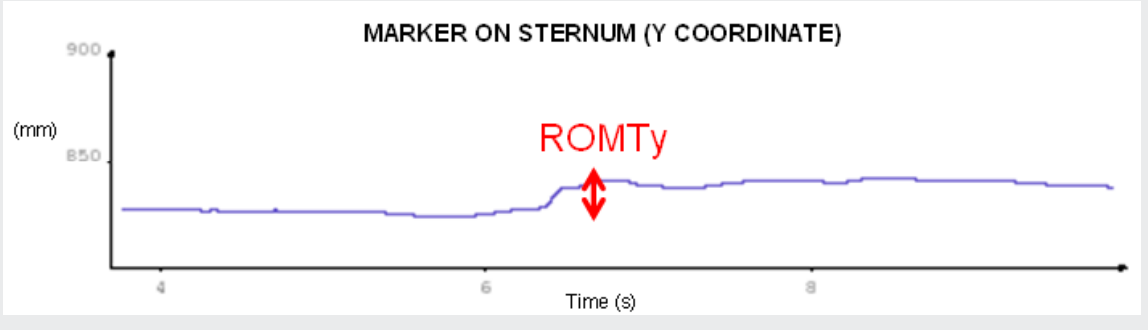


fig. 5

MOVIMENTO DEGLI ARTI SUPERIORI

- Escursione del movimento o Range Of Motion lungo la componente X (componente antero-posteriore; ROMPx) e Y (componente verticale; ROMPy) del marker posizionato sul polso (espresso in mm) durante il movimento, calcolati come differenza tra la posizione iniziale e quella finale assunta da suddetto marker;
- "Average Jerk" (fig. 6), indice che esprime la fluidità del movimento del segmento corporeo di cui si considera il movimento; in questo studio è stato calcolato a partire dalla posizione del marker posizionato sul polso

Average Jerk= $$\frac{1}{T}\int_0^T \left[\left(\frac{d^3x}{dt^3}\right)^2+\left(\frac{d^3y}{dt^3}\right)^2+\left(\frac{d^3z}{dt^3}\right)^2\right]^{1/2} dt$$ fig. 6

dove x(t), y(t) e z(t) sono le coordinate x, y e z del marker posizionato sul polso e T è la durata del movimento [5].

Per quanto riguarda i dati relativi alla distribuzione di pressione, si sono calcolati i picchi di forza (espressi in N) esercitati sullo schienale e sull'appoggiatesta durante l'esecuzione del movimento.

Tutti i parametri sono stati calcolati per ogni movimento di fondo in ciascuna sessione (nella configurazione dinamica e in quella rigida) e se ne sono calcolati il valore medio e la deviazione standard per ciascun soggetto. Il confronto tra le due configurazioni dello schienale del sistema di seduta è stato condotto con opportuna analisi statistica ($p<0,05$).

Risultati

Tutti i soggetti sono stati in grado di portare a termine le prove senza alcun problema interruzione del test.
Per quanto riguarda i risultati relativi alla cinematica, i valori dell'escursione del marker posizionati sul capo e sullo sterno lungo la componente antero-posteriore (indici ROMCx e ROMTx) evidenziano che la maggior parte dei pazienti valutati (70% dei pazienti) sono caratterizzati da una maggior escursione del capo e del tronco nella configurazione dinamica durante il verificarsi del movimento distonico: questo risultato conferma che la configurazione rigida tende a bloccare il paziente durante il movimento con un'elevata resistenza (fig. 7). Al contrario, la configurazione dinamica permette al tronco e alla testa di estendersi consensualmente e successivamente di tornare nella posizione iniziale in modo solidale allo schienale del sistema di seduta (fig. 7a).

fig. 7

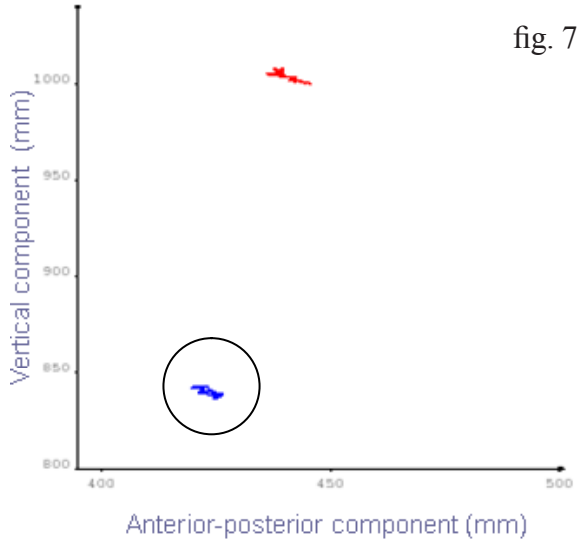
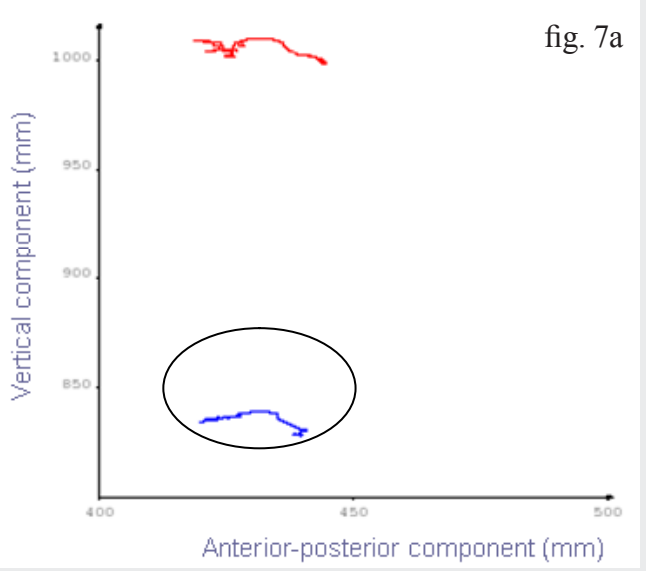


fig. 7a



Per quanto riguarda il movimento lungo la componente verticale, il 60% dei pazienti valutati ha mostrato un'ampia escursione verso il basso del marker posizionato sullo sterno (ROMTy) nella configurazione rigida. Tale risultato dimostra che nella configurazione rigida molti pazienti mostrano una tendenza a scivolare verso il basso con il tronco e il bacino, presentando quindi una destabilizzazione (fig. 8).
Al contrario, nella configurazione dinamica il soggetto presenta una minor escursione in tale direzione, significativo quindi di una miglior stabilità (Fig. 8a).

fig. 8

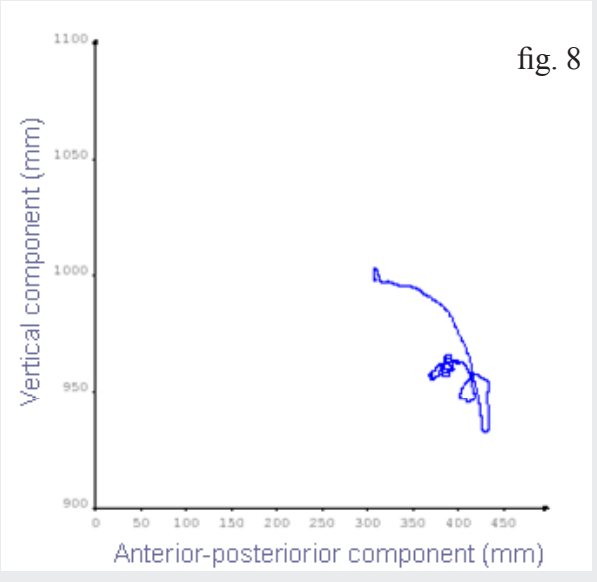
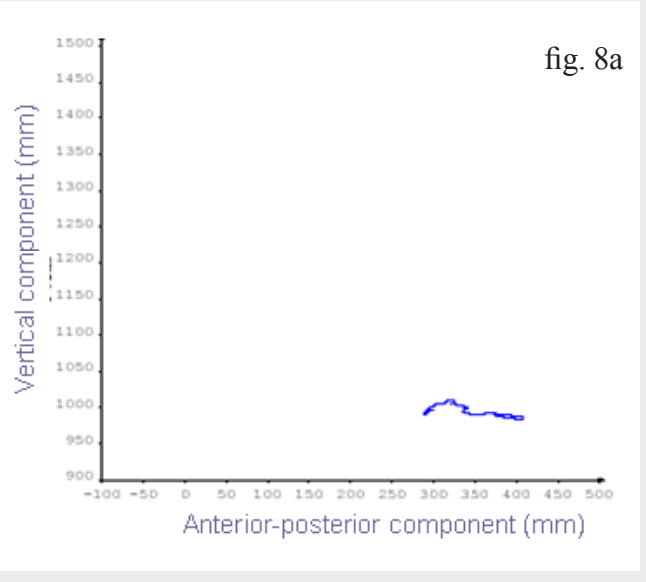


fig. 8a



Per quanto riguarda il movimento degli arti superiori, la maggior parte degli arti superiori valutati (65%) presentano un'escursione di movimento marcatamente più elevata nella configurazione rigida sia lungo la direzione antero-posteriore sia lungo quella verticale (indici ROMPx e ROMPy) (Fig. 9):

fig. 9

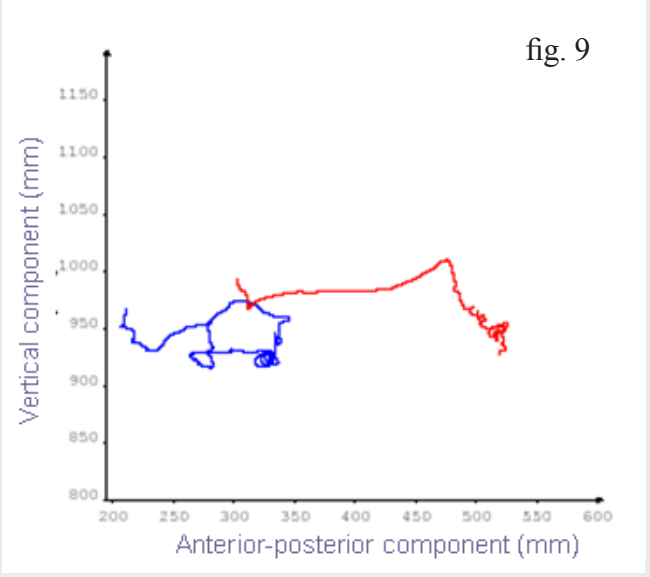
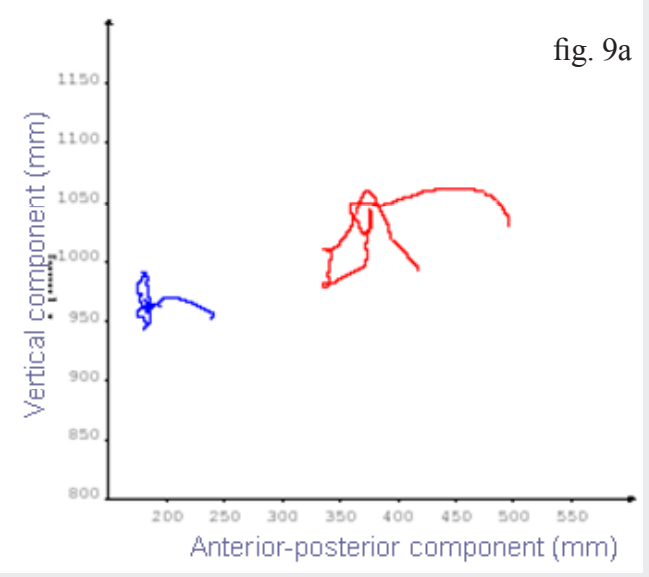


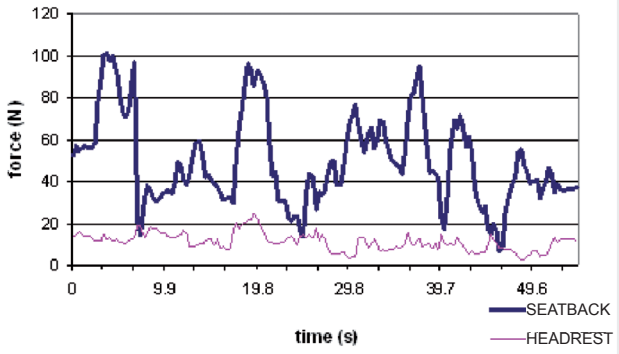
fig. 9a



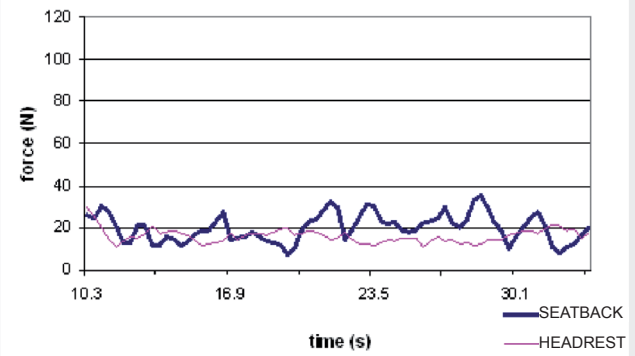
questo risultato potrebbe essere indicativo di una diminuzione del fenomeno dell'irradiazione a livello degli arti superiori che si verifica nella configurazione dinamica (fig. 9a).
Inoltre, nel 40% dei pazienti considerati è evidente una riduzione dei valori dell'indice "Average Jerk" quando sono posturati sul sistema di seduta nella configurazione dinamica rispetto a quando la configurazione è rigida ("Average Jerk" nella configurazione rigida: 0,23+0,06 m/s^3; "Average Jerk" nella configurazione dinamica: 0,18+0,02 m/s^3; $p < 0.05$): il valore più basso di tale indice nella configurazione dinamica è rappresentativo di una maggior fluidità di movimento a carico degli arti superiori rispetto a quella rigida [5].

Per quanto riguarda i risultati relativi alla distribuzione di pressione, si osserva in genere una significativa riduzione dei picchi di forza esercitati sullo schienale nella configurazione dinamica (Fig. 10 - 10a):

RIGID CONFIGURATION fig. 10



DYNAMIC CONFIGURATION fig. 10a



la riduzione della forza esercitata può essere considerata un indicatore che il soggetto è sottoposto a forze compressive di entità inferiore nella configurazione dinamica, che porta così ad un miglioramento della qualità della sua postura come riscontrabile dal mapping pressorio (fig. 11 - 11a).

RIGID CONFIGURATION

fig. 11

DYNAMIC CONFIGURATION

fig. 11a

Discussione e conclusioni

Nei soggetti con Paralisi Cerebrale Infantile con componente distonica è evidente una notevole difficoltà nel mantenimento della stabilità sui diversi sistemi di seduta. La presenza, infatti, di movimenti anomali e contrazioni muscolari involontarie può creare notevoli problemi al paziente per il mantenimento della posizione seduta e per il verificarsi di fenomeni di irradiamento a carico degli arti superiori e inferiori. In questo scenario risulta quindi di fondamentale importanza una buona progettazione del sistema di seduta in modo che sia ottimale per questi pazienti. Il mantenimento prolungato della postura seduta può portare a stress posturali, notevoli sollecitazioni e pressioni a livello della superficie cutanea a contatto con lo schienale e la seduta, un aumento dei problemi respiratori, etc.

Alla luce di queste problematiche, al fine di migliorare il controllo posturale in tali pazienti, si è introdotto il concetto di sistema di seduta con schienale dinamico. Si ipotizza, infatti, che la presenza di componenti dinamiche possa portare i seguenti vantaggi al soggetto posturato su di esso rispetto ai classici sistemi di seduta rigidi:

- Riduzione dell'intensità di movimenti aspecifici;
- Migliore tolleranza al mantenimento prolungato della postura seduta;
- Riduzione del dolore;
- Riduzione di abrasioni cutanee dovute all'impatto contro lo schienale;
- Riduzione delle rotture meccaniche del sistema.

In questo studio è stata valutata quantitativamente la strategia biomeccanica, in termini di cinematica e di distribuzione di pressione, di un gruppo di soggetti con tetraparesi spastica distonica posturati su un sistema di seduta mettendo a confronto la strategia posturale con lo schienale nella configurazione rigida e con lo schienale nella configurazione dinamica.

I risultati ottenuti evidenziano che un sistema di seduta con schienale dinamico, a cui si aggiungono tutte le regolazioni di adattamento del sistema al bambino, sembra rispondere in maniera più appropriata ai suoi bisogni migliorandone il comfort, rispetto ad un classico sistema di seduta con lo schienale rigido. La riduzione delle forze a cui il bambino è sottoposto a livello del tronco, così come la libertà di movimento nella direzione antero-posteriore, la minor tendenza allo scivolamento di tronco e di bacino dopo crisi distonica e la minore irradiazione a livello degli arti superiori che si sono evidenziate con il sistema di postura nella configurazione dinamica, possono essere considerati, infatti, elementi indicativi di un incremento del comfort e della stabilità del paziente posturato su tale sistema di seduta.

Bibliografia

[1] Zeltwanger AP, Brown D, Bertocci G. Utilizing computer modelling in the development of a dynamic seating system. Proceeding of the 24th RESNA, USA, June 2001
[2] Pandyan AD et al. Biomechanical examination of a commonly used measure of spasticity. Clinical Biomechanics. 2001; 16: 859-865
[3] Hutchinson EB, Riley PO, Krebs DE. A dynamic analysis of the joint forces and torques during rising from a chair. IEEE Trans. Rehabilitation Eng. 1994; 2 (2): 49-56
[4] Palisano RJ et al. Development and reliability of a system to classify gross motor function in children with cerebral palsy. Dev med Child Neurol. 1997; 45:113-120
[5] CJ Feng,, Mak AF. Three-dimensional motion analysis of the voluntary elbow movement in subjects with spasticity. IEEE Trans Rehab Eng 1997; 5 (3): 253-262
[6] Wook Hong, Patrangenaru et al. A method for identifying human generated forces during an extensor thrust. Int. Journ.of precision and eng. 2006; 7 (3): 66-71
[7] Cooper D., Dilabio M., Broughton G., Brown D., Dynamic seating components for the reduction of spastic activity and enhancement of function. 2001,17th International Seating Symposium, Orlando (USA)
[8] Cooper D., Antoniuk E., Dynamic Seating – A spectrum of applications. 2007, 23rd International Seating Symposium, Orlando (USA)
[9] Cooper D., Antoniuk E., Taylor S.J., Dynamic Posture Control, 20071st European Seating Symposium, Dublin (Irl).

Dynamic Seat System Evaluation

QUANTITATIVE COMPARISON BETWEEN RIGID SEAT SYSTEM AND DYNAMIC SEAT SYSTEM USING 3D MOVEMENT ANALYSIS IN DYSTONIC PATIENTS WITH CEREBRAL PALSY

Luigi Piccinini[1], Veronica Cimolin[2], Martino Avellis[3], Andrea Cazzaniga[3], Anna Carla Turconi[1], Marcello Crivellini[2], Manuela Galli[2,4]

[1] IRCCS Medea – La Nostra Famiglia, Bosisio Parini (LC), Italia
[2] Dipartimento di Bioingegneria, Politecnico di Milano, Milano, Italia
[3] Dipartimento di Ricerca e Formazione "Fumagalli srl", Pontelambro (CO), Italia
[4] IRCCS "San Raffaele Pisana" e Casa di cura "San Raffaele Cassino" - Tosinvest Sanità, Roma, Italia

Introduction

Many people spend a large portion of their day sitting, and thus a big effort has been made over the years to continuously improve seating systems.
As technology has advanced, seating systems have been modified to provide maximum safety and comfort for task-specific applications. However persons which are forced to stay on seat systems are sometimes overlooked. Disabled individuals with restricted mobility have limited seating options available to them. This deficiency has been reduced over the last few decades, yet much work remains to be done for some subjects of this population.
One subset of individuals includes those who experience high-extensor thrust. Extensor thrusts occur when the brain erroneously sends out signals to nearly every muscle group in the body, causing them to contract.
During a high-extensor thrust many muscle groups are affected by involuntary high-intensity muscle contractions. Typically, extensor muscles which straighten human joints are more powerful than the flexor muscles which bend them.
The net effect is overall straightening of the body dictated by the extensor muscles. High-extensor thrusts are exhibited by many who suffer from Cerebral Palsy, or other deteriorating neurological condition, as well as by head trauma victims. Such a neurological condition can be incapaciting, leaving one with very little volitional control over his/her muscles. Most of the time the affected muscle groups are in a relaxed state, leaving the individual in a slouched configuration, yet at times the muscles groups rapidly fire and extend the individual.
Such an extensor thrust can vary in intensity depending on the individual and on the affected muscle groups. High-tone extensor trust or involuntary muscle contractions experienced by many children with Cerebral Palsy with severe dystonia can cause a host of problems for the patients relating to the seating system and in addition increased irradiation of dystonia to upper and lower limbs.
Since most existing chairs are rigid, the occupant must be constrained in the seat, sometimes by means of seatbelts, such that he/she could not fall out of the chair during the extensor trust. Once strapped down, however, the occupant is able to exert very large forces on the seatback, on the headrest and footrest of the seating system, producing significant skin breakdown even though the seat is well padded.
In addition, from a biomechanical point of view, during these involuntary movements children have a great difficulty in postural maintenance due mainly to a destabilization of pelvic joint: and most of them have the same difficulty to replace the pelvis in the original position.
From the 80's, the concept of a dynamic seat, which allows movement with respect to the seat system frame during an extensor trust event, was suggested as a potential solution [1]. However there have been few published studies done to better understand high-tone extensor thrusts from a mechanical perspective, or to propose a means by which to design and evaluate seating systems that can better accommodate affected individuals [2; 3].
At the light of these considerations there are a lot of researches that could be done to improve the knowledge from a mechanical perspective; so the main objective of this study is to make a quantitative comparison of a dynamic seat system versus a rigid seat system in dystonic patients with Cerebral Palsy, using quantitative analysis of movement (3D kinematics and pressure distribution).
The seat system used in this study can work both in a dynamic configuration and in a rigid one thanks to a rigidizer that is engaged or not respectively in the two configurations.
In particular the objectives of our study are:

1) The development of an experimental set-up for acquisition of the movement during the extensor thrusts while sitting on a seating system effective for dystonic patients with Cerebral Palsy;
2) The application of the experimental set-up on subjects with spastic and dystonic tetraparesis in two different conditions: dynamic and rigid seat system;
3) The identification and computation of some parameters related to kinematics and pressure distribution significant for the comparison between dynamic and rigid seat system.

Materials and Methods

Subject
10 patients affected by CP (range: 6-12 years) were evaluated quantitatively during sitting on the X-PANDA seat system.
In particular the patients were affected by spastic and dystonic tetraparesis, according to Palisano classification (GMCFS: Gross Motor Classification Fuction System) of level V [4] that means that physical impairment restricts voluntary control of movement and the ability to maintain antigravity head and trunk posture; all areas of motor function are limited and children have no means of independent mobility and are transported.
All subjects were volunteers and their parents gave their written consent to the children's participation in this research, in accordance with the local ethical committee requirements.
All the patients were evaluated at Gait Analysis Laboratory of IRCCS "Eugenio Medea - La Nostra Famiglia Association" in Bosisio Parini (LC), Italy.

X-PANDA Seat system (Fig. 1)
The seat system X-PANDA (R 82, Denmark -Fumagalli srl, Italy) operates by allowing the backrest to pivot backwards when the seat is in a dynamic configuration while remaining rigid when the seatback rigidizer is engaged. When the seat is in a dynamic mode the occupant is able to dissipate some of the thrust energy and is met with less resistance than during a comparable thrust in a rigid seat, thus improving the thrust characteristics. Thanks to a piston the backward movement of seatback is possible during a solicitation of the patient's trunk during dystonic movements, involuntary or non specific movements and others. The gas piston is set with a threshold value: when the kid pushes towards the backrest (by a dystonic movement or a diskinetic movement or non-specific movement or, simply, repositioning movement, etc.) and the thrust gets past the threshold value, the gas piston gets engaged allowing the reclination backward. When the thrust ends, the gas piston loaded replaces the backrest in the original position. The pivot point position of the backrest is very important: it is really close to the anatomic hip pivot joint and works like the femur head inside the acetabulus (Hip rolling point), shifting the fulcrum of the reclination backward and downward. This mechanism increases the stability of the kid during the dynamic engagement of the backrest.

fig. 1

Data collection

All the patients were evaluated using an optoelectronic system with passive markers (ELITE, BTS, Italy, fig. 2 -2a) for kinematic acquisition, a synchronic Video system (BTS, Italy) and a system for acquisition of pressure distribution placed on the seatback (Tekscan, USA; Fig. 3).

fig. 2

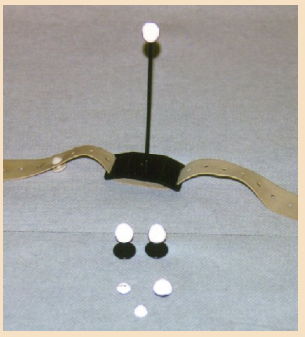


fig. 2a

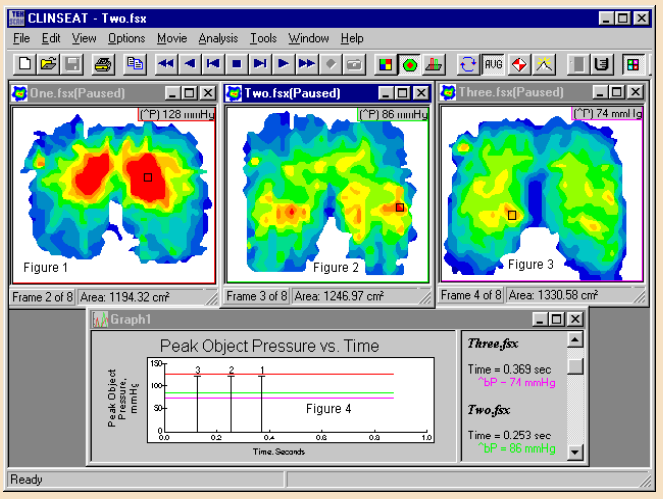


fig. 3

Passive markers were positioned at specific points of reference on the patient's body so to represent the head, the torso, upper extremities and lower limbs during the extensor thrust dynamics; in addition 6 markers were positioned on the seat system in order to represent the movement on the seatback and on the seat.

The acquisitions were performed with the patient sitting on the seating system in a natural and comfortable manner; in particular two sessions were acquired for each patient: the first session with the seat system in the dynamic configuration and the second one in the rigid configuration, with the rigidizer engaged.

In both sessions at least 3 external perturbations were performed so to produce dystonic movements in the patient. The duration of each acquisition lasted about 60 s with a break of 10 min between each session.

Data analysis
Starting from the XYZ coordinates of each marker a 3D representation of the subject and of the seat system was done. In the next we indicate with X the anterior-posterior direction of the subject, Y the vertical direction and the Z the medio-lateral direction (Fig. 4).

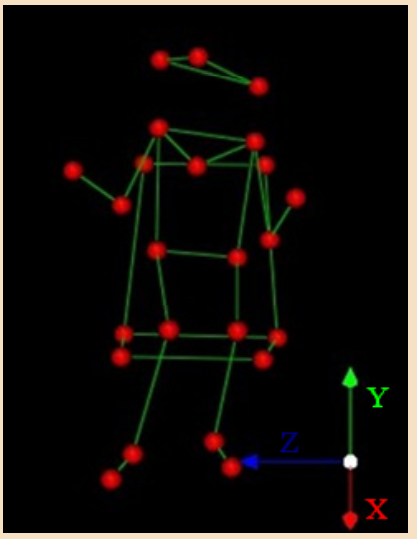


fig. 4

We focused the attention on the 3D coordinates of the markers and pressure distribution data during each extensor thrust, from the beginning of movement to its end, when the subject ends the extensor thrust and returns to quite position.
As concerns kinematic data, the following parameters were identified and computed:

HEAD MOVEMENT
The coordinates X and Y of marker positioned on forehead (expressed in mm) during the execution of each extensor thrusts are plotted as a function of time (expressed in seconds). In particular its Range of Motion on the anterior-posterior direction (ROMHx) and on the vertical direction (ROMHy), calculated as difference between end position and initial position of each coordinate, were computed.

TRUNK MOVEMENT
The coordinates X and Y of marker positioned on the sternum (expressed in mm) during the execution of extensor thrusts are plotted as a function of time (expressed in seconds). In particular the Range of Motion on the anterior-posterior direction (ROMTx) and on the vertical direction (ROMTy; Fig. 5), calculated as difference between end position and initial position of each coordinate, were computed.

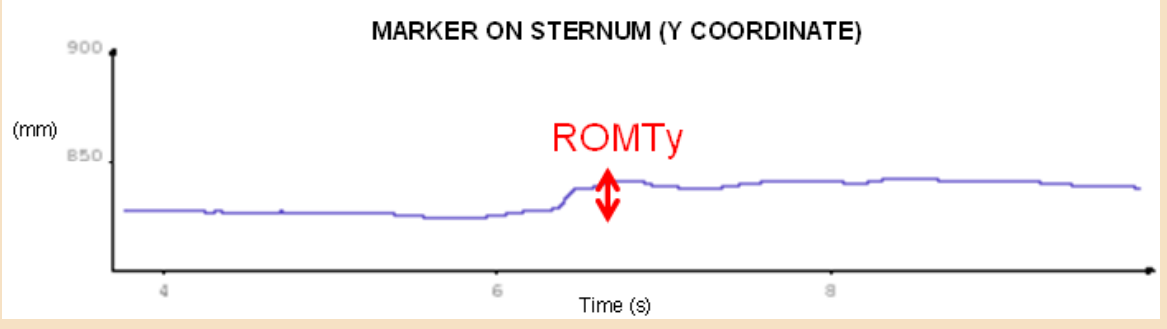


fig. 5

UPPER LIMB MOVEMENT

- The coordinates X and Y of marker positioned on the wrist (expressed in mm) during the execution of extensor thrusts are plotted as a function of time (expressed in s). In particular the Range of Motion on the anterior-posterior direction (ROMWx) and on the vertical direction (ROMWy), calculated as difference between end position and initial position of each coordinate, were computed.
- "Avarage Jerk" index (fig. 6), that represents a measure of movement smoothness of the moving segment; in this study this index is obtained from the wrist position

Average Jerk= $$\frac{1}{T}\int_0^T \left[\left(\frac{d^3x}{dt^3}\right)^2+\left(\frac{d^3y}{dt^3}\right)^2+\left(\frac{d^3z}{dt^3}\right)^2\right]^{1/2} dt$$ fig. 6

where x(t), y(t) and z(t) are the x, y and z coordinates of the wrist and T was the movement duration [5]. As concerns pressure distribution data, the peaks of force (expressed in N) on the seatback and headback during the execution of extensor thrusts were computed.

Statistical analysis

All indices were calculated for each external perturbation and for each session (in the rigid and in the dynamic configuration) and then the mean value and SD were considered in order to represent the behaviour of the subject during the different sessions. Statistical analysis was conducted applying parametric and non parametric tests in order to compare the data in the dynamic configuration vs. in the static configuration. Null hypotheses were rejected when probabilities were below 0.05 ($p < 0.05$).

Results and discussion

All patients were able to perform the assigned task without any difficulties and no interruptions during test execution. As concerns kinematic results, the range of movement in the anterior-posterior direction showed that 70% (7/10) of patients presented during the extensor trusts larger excursion of trunk (ROMTx index) and of head (ROMHx index) in this direction in the dynamic configuration than in the rigid one: this means that the rigid configuration locks the movement of the patients during the movements with high resistance (fig. 7). On the contrary, the dynamic mode enables the upper body to rotate back and then go backward in the starting position (Fig. 7a).

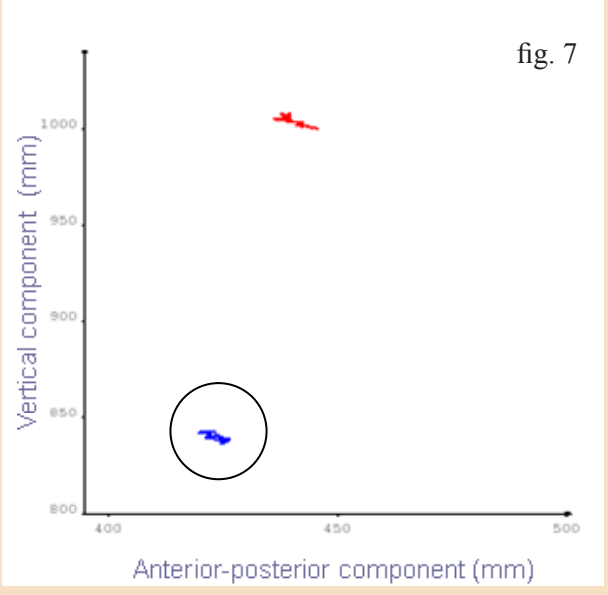


fig. 7

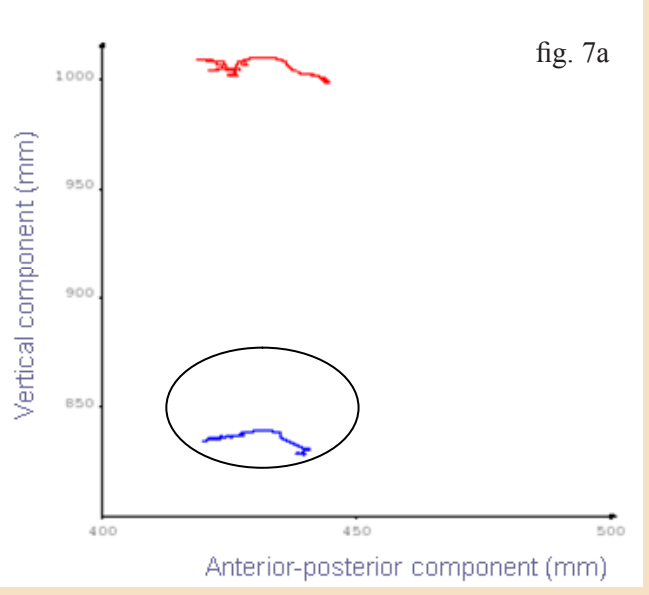


fig. 7a

The data concerning the range of motion in vertical direction displayed that 60% (6/10) of patients showed larger and negative range of motion of the trunk (ROMTy index) with the rigid configuration: this results demonstrate that in this configuration a lot of patients roll down with the trunk, showing so a low stability of trunk and pelvis. On the contrary the dynamic configuration allows the patients not to move down on the seat, leading to better stability in this arrangement. The figures 8 - 8a show the sternum marker's trajectories on the anterior-posterior component vs. vertical component during an extensor thrust for a subject in the rigid (fig. 8) and in the dynamic (fig. 8a) configuration. The larger excursion on the vertical component in the rigid configuration is evident.

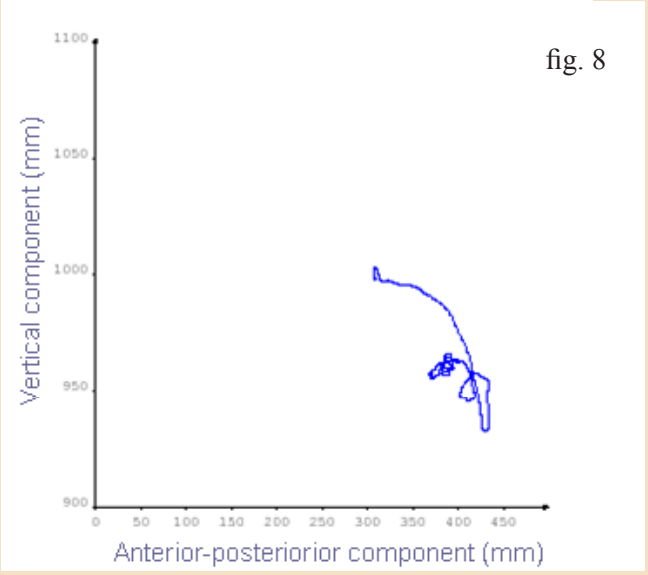


fig. 8

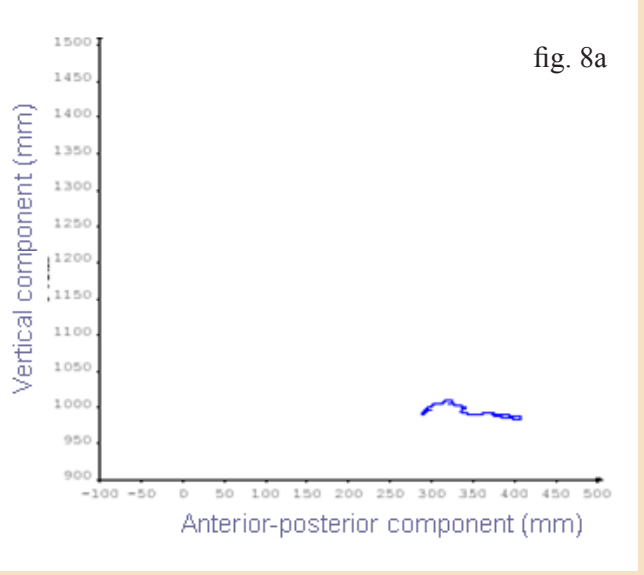


fig. 8a

As concerns the movement of upper limbs, most of patients' upper limbs evaluated (65%: 14/20) showed a larger movement excursion in all directions (ROMWx and ROMWy indexes) in the rigid configuration (fig. 9): it seemed that in dynamic configuration the "irradiation" (an inappropriate diffusion of muscles hypertone also far away from the main spastic muscles) to upper limbs decreased (fig. 9a).

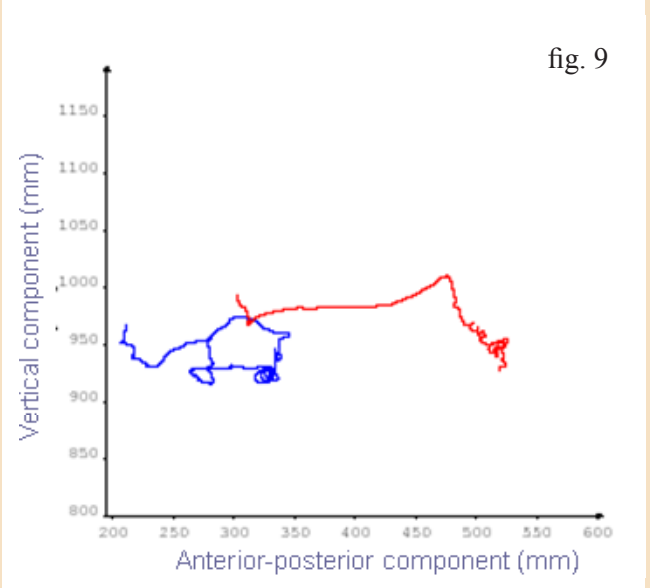


fig. 9

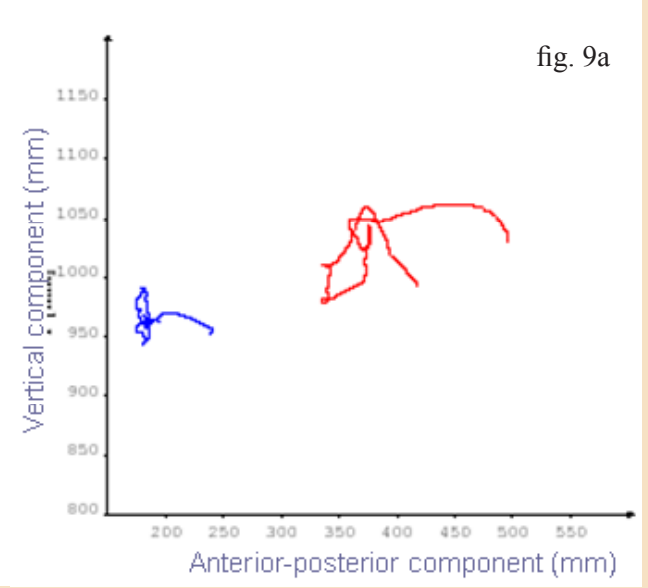
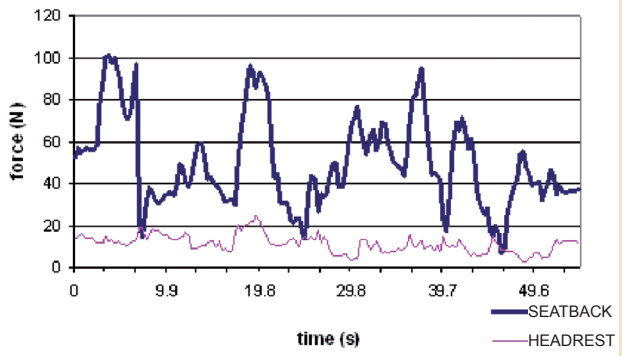


fig. 9a

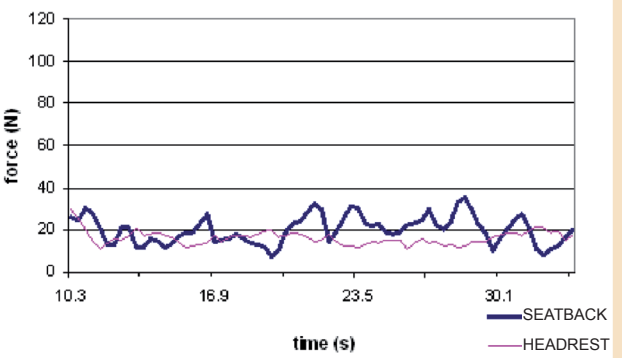
In addition, in 39% of upper limbs evaluated (5/13) in the dynamic configuration the mean value of Average Jerk index was lower than in the rigid one (mean value in rigid configuration: 0.23+0.06 m/s^3; mean value in dynamic configuration: 0.18+0.02 m/s^3): the lower value of Average Jerk index of the upper limbs in the dynamic configuration revealed a better smoothness of the limb movement in comparison to the rigid configuration.

As concerns the data of distribution of pressure, we observed that patients showed generally lower peak of force in the dynamic configuration than in the rigid one, in particular on the backrest: the force reduction is an indicator that the occupant is exposed to weaker compressive loads during the thrust, which leads to improve the occupant posture(fig 10 - 10a).

RIGID CONFIGURATION fig. 10

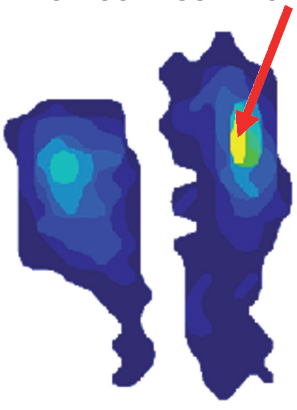


DYNAMIC CONFIGURATION fig. 10a



The same results were obtained in terms of distribution of pressure on the backrest (Fig. 11 - 11a). The pressure map indicates in fact higher pressure on the seatback in the rigid configuration than in the dynamic one.

RIGID CONFIGURATION fig. 11



DYNAMIC CONFIGURATION fig. 11a

Conclusions

In patients affected by Cerebral Palsy with spastic dystonia there is a strong difficulty in maintaining the postural stability. The presence of high-tone extensor trust or involuntary muscle contractions creates problems for the patients relating to the seating system and increased irradiation of dystonia to upper and lower limbs. As postural control is necessary in order to control of atypical movement patterns, prevent deformities and enable function, the concept of a dynamic back in seat system has been introduce in order to allow controlled temporary changes of the user's posture while providing support. The addition of dynamic components can address in fact some issues related to abnormal movement patterns:

- Reduction in the intensity of the non voluntary movement
- Tolerance to sitting
- Pain reduction
- Reduction in skin breakdown
- Maintained positioning over time in the seating system
- Breakdown of equipment

At the light of these considerations the aim of this study was to compare quantitatively the rigid configuration vs. the static configuration of a seat system that can work in both the configurations during extensor thrusts in dystonic patients with Cerebral Palsy. The preliminary results obtained in this study are very interesting because they demonstrate that the seating system in the dynamic configuration has some advantages if compared to the rigid mode that improve overall occupant conditions during an extensor trust. It is able in fact to reduce the forces experienced by the patients on the seatback, as well as to increase the range of motion in the anterior-posterior direction, enabling the upper body to rotate back and then go backward in the starting position and limiting the rolling down of the trunk. In addition in the dynamic configuration we observed a general reduction of "irradiation" (an inappropriate diffusion of muscles hypertone also far away from the main spastic muscles) to upper limbs and better upper limb smoothness during the extensor trust. All these elements may lead to an increased occupant comfort and postural stability. Further investigations with higher number of subjects in order to confirm these preliminary results would be necessary.

References

[1] Zeltwanger AP, Brown D, Bertocci G. Utilizing computer modelling in the development of a dynamic seating system. Proceeding of the 24th RESNA, USA, June 2001
[2] Pandyan AD et al. Biomechanical examination of a commonly used measure of spasticity. Clinical Biomechanics. 2001; 16: 859-865
[3] Hutchinson EB, Riley PO, Krebs DE. A dynamic analysis of the joint forces and torques during rising from a chair. IEEE Trans. Rehabilitation Eng. 1994; 2 (2): 49-56
[4] Palisano RJ et al. Development and reliability of a system to classify gross motor function in children with cerebral palsy. Dev med Child Neurol. 1997; 45:113-120
[5] CJ Feng,, Mak AF. Three-dimensional motion analysis of the voluntary elbow movement in subjects with spasticity. IEEE Trans Rehab Eng 1997; 5 (3): 253-262
[6] Wook Hong, Patrangenaru et al. A method for identifying human generated forces during an extensor thrust. Int. Journ.of precision and eng. 2006; 7 (3): 66-71
[7] Cooper D., Dilabio M., Broughton G., Brown D., Dynamic seating components for the reduction of spastic activity and enhancement of function. 2001,17th International Seating Symposium, Orlando (USA)
[8] Cooper D., Antoniuk E., Dynamic Seating – A spectrum of applications. 2007, 23rd International Seating Symposium, Orlando (USA)
[9] Cooper D., Antoniuk E., Taylor S.J., Dynamic Posture Control, 20071st European Seating Symposium, Dublin (Irl).

Realizzato con la collaborazione di:
Luigi Piccinini[1], Veronica Cimolin[2], Martino Avellis[3], Andrea Cazzaniga[3], Anna Carla Turconi[1], Marcello Crivellini[2], Manuela Galli[2,4]

[1] IRCCS Medea – La Nostra Famiglia, Bosisio Parini (LC), Italia
[2] Dipartimento di Bioingegneria, Politecnico di Milano, Milano, Italia
[3] Dipartimento di Ricerca e Formazione "Fumagalli srl", Pontelambro (CO), Italia
[4] IRCCS "San Raffaele Pisana" e Casa di cura "San Raffaele Cassino" - Tosinvest Sanità, Roma, Italia

fumagalli
WE TAKE CARE

Per maggiori informazioni contattare

Fumagalli srl
Piazza Puecher 2
22037 Ponte Lambro (CO)
Tel. (+39) 031 33 56 811
Fax (+39) 031 622 111
www.fumagalli.org