

Gianni D'Addio¹, Leandro Donisi², Gaetano Pagano¹, Luca Mercogliano³, Mario Cesarelli^{1,4}, Giuseppe Cesarelli⁵

Effetti sulla cinematica del cammino dello zaino scolastico: un sovraccarico meccanico potenzialmente causa di disturbi muscolo-scheletrici in età evolutiva?

¹ ICS Maugeri SPA SB

² Department of Advanced Biomedical Sciences, University of Naples 'Federico II', Naples, Italy

³ NIT - Naples Institute of Technologies Inc., Naples, Italy

⁴ DIETI, University of Naples 'Federico II', Naples, Italy

⁵ Center for Advanced Biomaterials for Healthcare (IIT@CRIB), Italian Institute of Technology, Naples, Italy

RIASSUNTO. Studi e revisioni mostrano che la stragrande maggioranza degli studenti di tutto il mondo utilizza zaini pesanti e non confortevoli, che potrebbero influire negativamente sul loro sviluppo muscolo-scheletrico o quantomeno generare un sovraccarico funzionale non fisiologico. A tal proposito sono state svolte analisi non invasive su un campione di 150 studenti sani di età compresa tra i 14 ed i 15 anni mediante l'utilizzo di un dispositivo medico inerziale indossabile per analisi del movimento: il sistema G-WALK della BTS Bioengineering. Ogni singolo studente ha percorso un tratto rettilineo di 15 metri sia a corpo libero che indossando uno zaino; è stato scelto uno zaino dotato di robusto schienale, bretelle ampie ed imbottite e cintura addominale con fibbia con massa pari a 9,3 kg in accordo con gli studi scientifici condotti da Stefano Negrini dell'ISICO (Istituto Scientifico Italiano Colonna Vertebrale). L'obiettivo del presente lavoro è di comprendere, attraverso un'analisi accurata sia di tipo strumentale che statistica, se si può parlare di influenza differenziale di tipo muscolo-scheletrico generata da uno zaino scolastico a pieno carico paragonato a nessuno zaino, cercando di individuare se e quanto tutto ciò incide nella deambulazione sia in termini di parametri spazio-temporali e distacco dai valori di normalità, che in termini di parametri cinematici quali gli angoli di rotazione pelvica. I risultati hanno mostrato una differenza statisticamente significativa tra i parametri spazio-temporali e differenze qualitative e quantitative tra i parametri cinematici calcolati nelle due differenti condizioni di cammino il che potrebbe presupporre potenziali disturbi muscoloscheletrici associati ad un uso prolungato e duraturo di zaini pesanti e non confortevoli. Lo studio ha la velleità di sensibilizzare tale tema al fine di estendere limiti legislativi anche all'ambiente "lavorativo" dei bambini ovvero la scuola così come viene fatto per gli ambienti lavorativi adulti (D.lgs 81/08 relativo alla manutenzione manuale dei carichi).

Parole chiave: Sensori inerziali indossabili, Zaino scolastico, Carichi fisici, Disturbi muscoloscheletrici, Biomeccanica del cammino.

ABSTRACT. Studies and reviews show that the vast majority of students around the world use heavy and uncomfortable backpacks, which could negatively affect their musculoskeletal development or at least generate a non-physiological functional overload. In this regard, non-invasive analyses were carried out on a sample of 150 healthy students aged between 14 and 15 years using a wearable inertial device for gait analysis: G-Walk System by BTS Bioengineering. Each student performed a gait analysis session consisting in a walk of 15 meters along a straight path in two different conditions: free walk and walk with backpack. A backpack with a sturdy backrest, wide and padded straps and abdominal belt with buckle was chosen. The weight inside the backpack was fixed at 9.3 kg in accordance with scientific studies conducted by Stefano Negrini of ISICO (Istituto Scientifico

Introduzione

Scoliosi idiopatica, ipercifosi giovanile e rachialgie sono considerate le più comuni patologie della colonna vertebrale nei bambini e negli adolescenti.

La scoliosi idiopatica è una deformità della colonna vertebrale che ne provoca una curvatura anomala determinando conseguenze sia di tipo funzionale che estetico; in immagine radiografica appare come una flessione laterale. All'origine di tale patologia ci sono motivazioni genetiche, mentre nella sua evoluzione potrebbero giocare un ruolo anche fattori biomeccanici; questo implica che ipotetici fattori di rischio biomeccanici (come il carico sulle spalle dovuto allo zainetto scolastico) non hanno sicuramente un ruolo causale mentre possono teoricamente averne uno nella evoluzione della patologia (1).

L'ipercifosi giovanile o dorso curvo è una deformità della colonna vertebrale che provoca un aumento della curvatura a convessità anteriore determinando anche in questo caso conseguenze sia di tipo funzionale che estetico. Nella sua origine vengono considerate componenti familiari, comportamentali e psicologiche; ne consegue che un fattore come lo zainetto scolastico potrebbe avere un ruolo di aggravante o addirittura causale (1).

Le rachialgie sono dolori a livello lombare, dorsale o cervicale. Il mal di schiena comune ha in età evolutiva una incidenza durante l'arco della vita fra il 30% ed il 51%. Sono identificabili una serie di fattori di rischio tra cui: l'età, l'anamnesi positiva per trauma vertebrale, la familiarità, l'asimmetria del tronco, l'altezza, il fumo, il sesso femminile, gli sport agonistici o comunque un elevato livello di attività fisica, la depressione ed altri fattori emozionali e di stress (2-6). Questi fattori non sempre coincidono con quelli riportati per gli adulti; lo zainetto scolastico potrebbe teoricamente rientrare in questa fascia di età tra i fattori di rischio "lavorativo" di tipo biomeccanico (7,8).

Il carico trasportato giornalmente dagli scolari delle scuole medie supera di norma gli 8 kg, e nello studio pubblicato da Negrini è risultato di 9,3 kg, con una media del carico massimo settimanale di 11,5 kg; il corrispondente rapporto con il peso corporeo è rispettivamente del 22,0% e del 27,5% (9-12). In Italia, le leggi del lavoro limitano a 30 kg (maschi) e 20 kg (femmine) il carico massimo che può essere sollevato durante attività lavorative; malgrado

Italiano Colonna Vertebrale). Aim of this work is to understand, through an accurate analysis both instrumental and statistical, if we can talk about differential influence of musculoskeletal type generated by a school backpack full load compared to no backpack, trying to find out if and how much this affects walking both in terms of space-time parameters and detachment from normality values, and in terms of kinematic parameters such as pelvic rotations angles. Results showed a statistically significant difference between the space-time parameters computed in the two different study conditions, moreover a qualitative and quantitative difference was found for kinematic parameters too, which could imply potential musculoskeletal disorders associated with prolonged and long-lasting use of heavy and uncomfortable backpacks. This study has the ambition to raise awareness of this issue in order to extend legislative limits to the “working” environment of children, that is the school, as it is done for working environments adults (D. lgs 81/08 related to manual maintenance of loads).

Key words: Wearable inertial sensors, School backpack, Physical loads, Musculoskeletal disorders, Biomechanics of gait.

limiti come questi siano stati elaborati, proposti ed applicati in ambiente lavorativo adulto, non è stato sviluppato nessun limite per l'applicazione nell'ambiente “lavorativo” dei bambini, vale a dire la scuola. In base alla letteratura scientifica (1), gli unici limiti proposti (10-15% del peso corporeo) sono ampiamente superati nella vita quotidiana.

Una recente revisione mostra come diversi siano gli studi condotti su questo tema, riportando un peso medio dello zaino trasportato dagli studenti superiore al 15% del loro peso corporeo sottolineando come il peso dello zaino causi adattamenti biomeccanici e fisiologici che potenzialmente potrebbero aumentare il rischio di lesioni muscolo-scheletriche, affaticamento, arrossamento, gonfiore e disagio (13). Un recente studio mostra come la cinematica del passo nonché la dinamica sia alterata dallo zaino (14).

Obiettivo del presente lavoro è stato quello di analizzare se vi sia una influenza differenziale di tipo muscolo-scheletrica generata da uno zaino scolastico a pieno carico supposto essere di 9.3 kg paragonato a nessun zaino, cercando di individuare se e quanto lo zaino incida nella deambulazione sia in termini di parametri spazio-temporali e distacco dai valori di normalità, che in termini di angoli di rotazione pelvica nell'atto della deambulazione relativi alla cinematica articolare.

Materiali e Metodi

Dispositivo inerziale indossabile per analisi del movimento

Sebbene il gold standard nell'ambito dell'analisi del movimento è rappresentato dalla stereofotogrammetria, i dispositivi inerziali indossabili basati su unità di misura inerziale (IMUs) si stanno velocemente affermando (15) sia in ambito clinico nel monitoraggio quantitativo della progressione di patologie neuromotorie (16,17) che di ricerca attraverso realizzazioni prototipali (18-20). Il motivo della loro diffusione risiede nella minore complessità del setup sperimentale e delle procedure di elaborazione dei dati, nel minor costo della strumentazione e nei tempi di esecuzione degli esami limitati. Inoltre tali dispositivi

permettono di processare un numero di passi potenzialmente infinito e si prestano ad essere utilizzati al di fuori di laboratori clinici o di ricerca (21). Per questo motivo è stato utilizzato il Sistema G-WALK (Figura 1), un dispositivo inerziale indossabile commerciale prodotto dalla BTS Bioengineering il cui utilizzo è presente nella letteratura scientifica (22,23).

Il Sistema G-WALK è composto da un unico sensore indossabile (G-Sensor) composto da 4 piattaforme inerziali (MEMS) ognuna delle quali è dotata di un accelerometro triassiale a 16 bit, un giroscopio triassiale a 16 bit, un magnetometro triassiale a 13 bit ed un sensore di temperatura combinati con tecnologia Sensor Fusion. Il sensore comunica con un PC, sul quale è installato un software dedicato (G-Studio), mediante un protocollo di trasmissione dati Wireless Bluetooth 3.0; il software G-Studio consente di memorizzare e calcolare i principali parametri spazio-temporali e cinematici.



Figura 1. Sensore Inerziale G-Sensor

Popolazione studio

Lo studio è stato condotto considerando una popolazione composta da 150 studenti sani non affetti da patologie neurologiche e/o muscolo-scheletriche, di età compresa tra i 14 ed i 15 anni, dei quali 86 di sesso maschile (circa il 60%) e 64 di sesso femminile. I partecipanti, studenti delle classi prime del Liceo Scientifico Statale “Elio Vittorini” di Napoli, hanno indossato indumenti sportivi e scarpe da ginnastica, allo scopo di omogeneizzare i risultati delle misurazioni. Per ogni soggetto, oltre ad inserire i relativi dati anagrafici, sono stati misurati in maniera accurata grandezze antropometriche calcolando i relativi parametri sintetici (media e deviazione standard) presupponendo una distribuzione gaussiana di tali parametri (Tabella I).

Tabella I. Caratteristiche antropometriche del campione di studio

PESO (kg)	59.64 ± 11.60
ALTEZZA (cm)	166.82 ± 7.93
LUNGHEZZA ARTO INFERIORE SINISTRO (cm)	86.40 ± 4.60
LUNGHEZZA ARTO INFERIORE DESTRO (cm)	86.32 ± 4.63

Protocollo di studio

Tutti i soggetti sono stati sottoposti ad una sessione di analisi del movimento mediante sensore inerziale G-Sensor allocato nel taschino di una cintura in posizione lombosacrale tra le vertebre S1 ed S2 indossando abiti sportivi e scarpe da ginnastica (Figura 2).



Figura 2. Posizionamento del sensore inerziale G-Sensor

Il protocollo di analisi del movimento considerato (Figura 3) è consistito in due sessioni diverse, una prima sessione consistente in una camminata libera ed una seconda in una camminata con uno zaino di 9.3 kg in accordo con gli studi condotti dal Negrini. Ogni sessione è consistita in quattro prove consecutive (numero di acquisizioni ritenuto sufficiente dal punto di vista della ripetibilità) intervallate da una pausa di almeno 1 minuto lungo un percorso rettilineo di 15 m a velocità spontanea. I principali parametri spatio-temporali calcolati dal dispositivo e considerati nello studio sono stati: cadenza (passi/min): numero di emipassi in un minuto, lunghezza del ciclo (m): valore medio delle distanze tra ogni contatto iniziale e il successivo dello stesso piede, fase di appoggio (% ciclo): valore medio delle durate delle fasi di supporto destro e sinistro come percentuali della durata del ciclo del passo, fase di volo (% ciclo): valore medio delle durate delle fasi di volo destro e sinistro come percentuali della durata del ciclo del passo, fase di doppio supporto iniziale (% ciclo): valore medio delle durate delle fasi di doppio supporto iniziale destro e sinistro come percentuali della durata del ciclo del passo, propulsione (adimensionale): valore medio tra destra e sinistra delle inclinazioni della retta che collega i punti di accelerazione antero-posteriore relativi all'inizio e alla fine della fase di singolo supporto. Inoltre sono stati calcolati gli angoli relativi alla cinematica del bacino durante il ciclo del passo nei tre piani corporei principali: sagittale, frontale e trasversale ottenendo rispettivamente: il tilt pelvico, l'obliquità pelvica e la rotazione pelvica. Per ogni soggetto è stato considerato il valor medio tra le quattro prove.



Figura 3. Protocollo Walk⁺ del Software G-Studio

Analisi statistica

Dapprima si è studiata la gaussianità di tutti i parametri spatio-temporali precedentemente elencati mediante il D'Agostino-Pearson omnibus normality test. Successivamente, le differenze nei valori medi di tutti i parametri spatio-temporali considerati tra le due differenti condizioni di studio (camminata con e senza zaino) sono state studiate mediante appropriato t-test a due code (paired t test o Wilcoxon matched-pairs signed rank test). Differenze statisticamente significative con un p-value $p < 0.05$ sono state considerate significative (* $p < 0.05$; ** $p < 0.01$; *** $p < 0.001$; **** $p < 0.0001$). Tutti i test sono stati eseguiti considerando un intervallo di confidenza pari al 95%. Il software GraphPad Prism (versione 7.0) è stato utilizzato nella elaborazione statistica dei dati.

Risultati

I risultati del t-test per ogni singolo parametro spatio-temporale analizzato nelle due differenti condizioni di cammino sono mostrati nella Tabella II e nelle Figure 4-9. La Tabella II mostra che tutti i parametri spatio-temporali analizzati: cadenza, lunghezza del ciclo, fase di appoggio, fase di volo, fase di doppio supporto iniziale, indice di propulsione subiscono una variazione statisticamente significativa. La Figura 10 mostra l'angolo di tilt pelvico sulla base del quale sono stati tratti i seguenti ragionamenti.

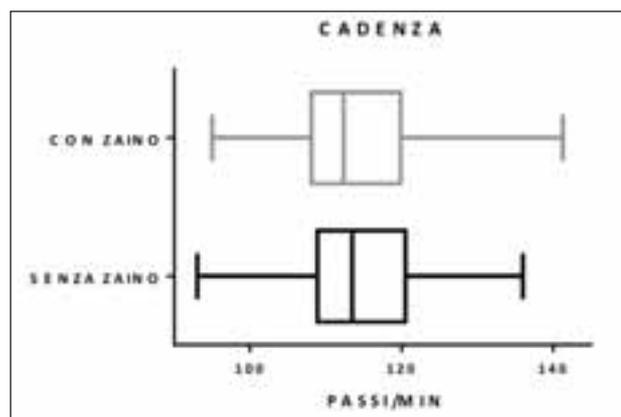


Figura 4. Box-plot cadenza

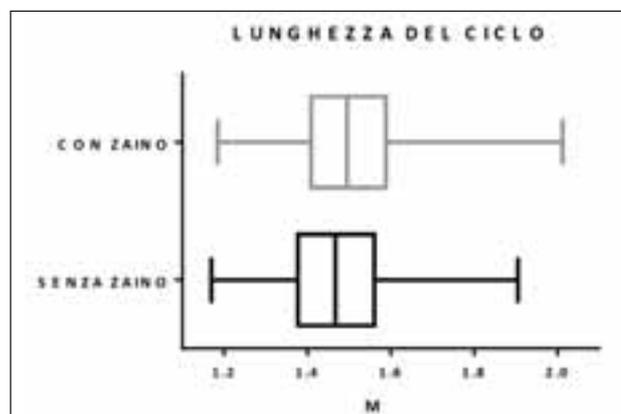


Figura 5. Box-plot lunghezza ciclo

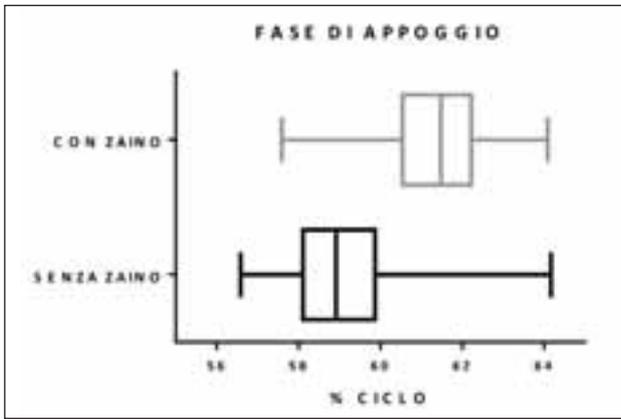


Figura 6. Box-plot fase di appoggio

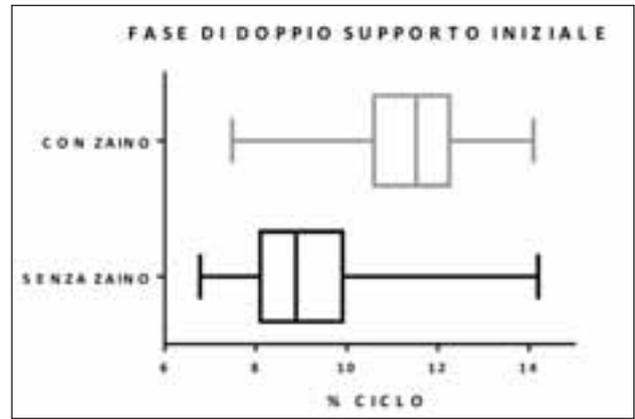


Figura 8. Box-plot fase di doppio supporto iniziale

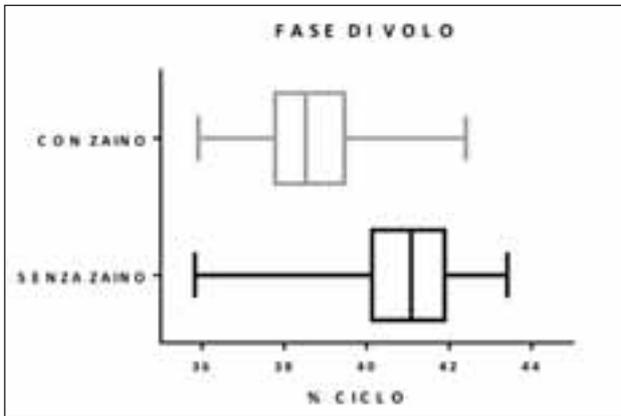


Figura 7. Box-plot fase di volo

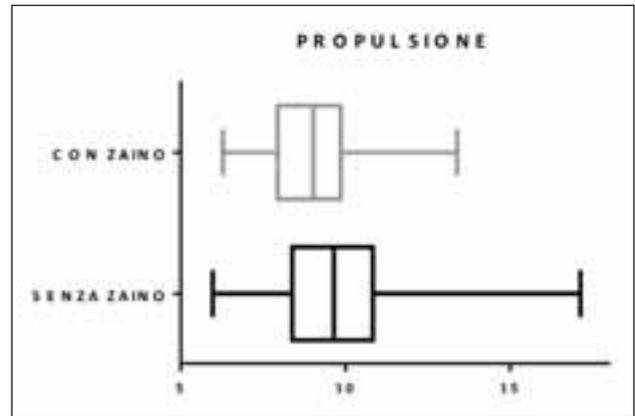


Figura 9. Box-plot propulsione

Tabella II. t-test tra camminata libera e camminata con zaino per ogni parametro spazio-temporale

PARAMETRI	CAMMINATA LIBERA	CAMMINATA CON ZAINO
CADENZA (passi/min)	114.80 ± 8.68	113.70 ± 8.08***
LUNGHEZZA DEL CICLO (m)	1.48 ± 0.15	1.51 ± 0.14****
FASE DI APPOGGIO (% ciclo)	59.09 ± 1.41	61.38 ± 1.33****
FASE DI VOLO (% ciclo)	40.91 ± 1.41	38.62 ± 1.33****
FASE DI DOPPIO SUPPORTO INIZIALE (% ciclo)	9.11 ± 1.38	11.40 ± 1.34****
PROPULSIONE	9.74 ± 1.84	9.12 ± 1.49****

* p<0.5, ** p<0.01, *** p<0.001, **** p<0.0001 at t-test

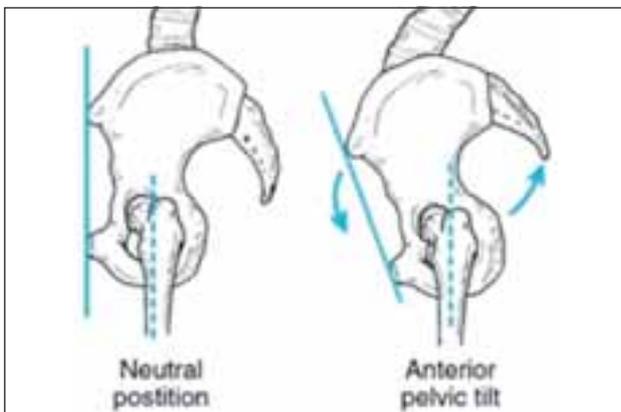


Figura 10. Pelvic tilt

La componente media della forza peso lungo il rachide in condizioni di camminata senza zaino ($F_{r,sz}$) è pari a:

$$F_{r,sz} = P \cos(10^\circ) = mg \cos(10^\circ) \cong 573 \text{ N}$$

La componente media della forza peso lungo il rachide in condizioni di camminata con zaino ($F_{r,cz}$) è pari a:

$$F_{r,cz} = (P + P_z) \cos(7^\circ) = (P + m_z g) \cos(7^\circ) \cong 670 \text{ N}$$

Con m: massa media del campione di riferimento, g: accelerazione gravitazionale, m_z : massa dello zaino (9.3 kg).

La variazione percentuale della forza esercitata sul rachide nelle due differenti condizioni di cammino ($var\%$) è pari a:

$$var\% = \frac{(670 - 573)}{573} \cong 17\%$$

Le Figure 11-13 mostrano le variazioni degli angoli di rotazione pelvica in funzione del ciclo del passo per le due differenti condizioni di cammino con e senza zaino mo-

strandando come la presenza dello zaino impatti sull'andamento degli angoli di rotazione pelvica durante il ciclo del passo.

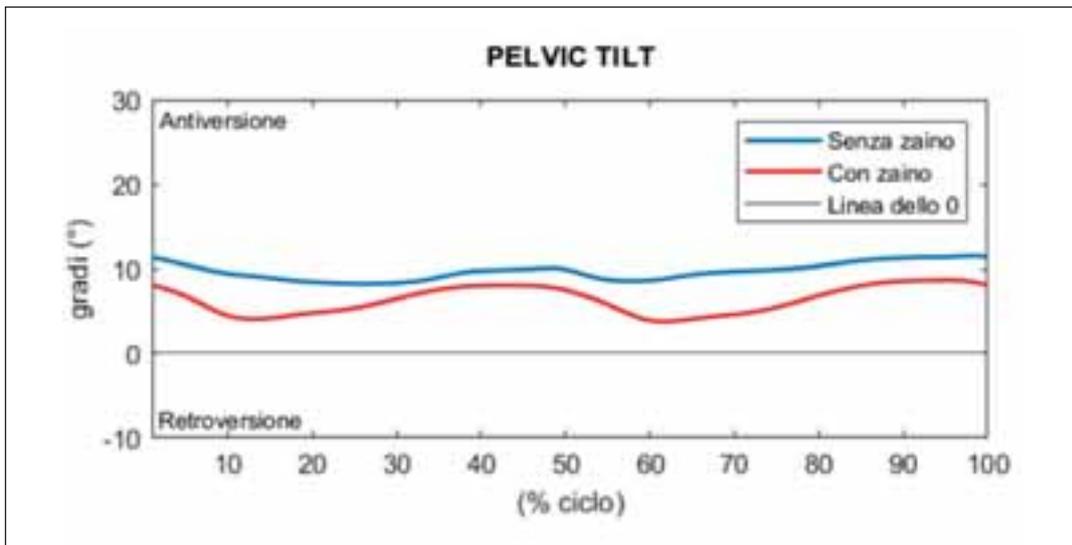


Figura 11. Pelvic Tilt con e senza zaino

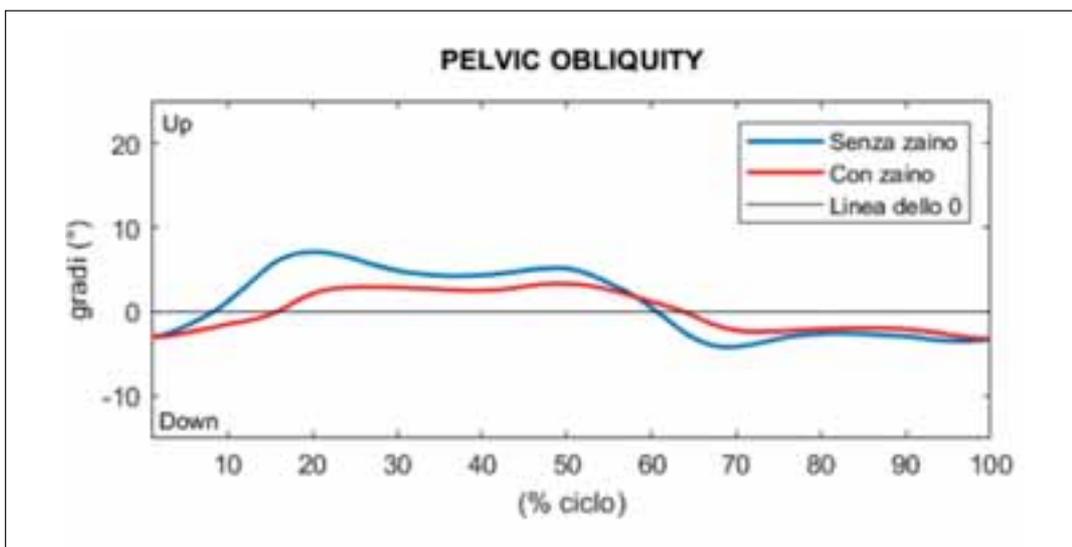


Figura 12. Pelvic Obliquity con e senza zaino

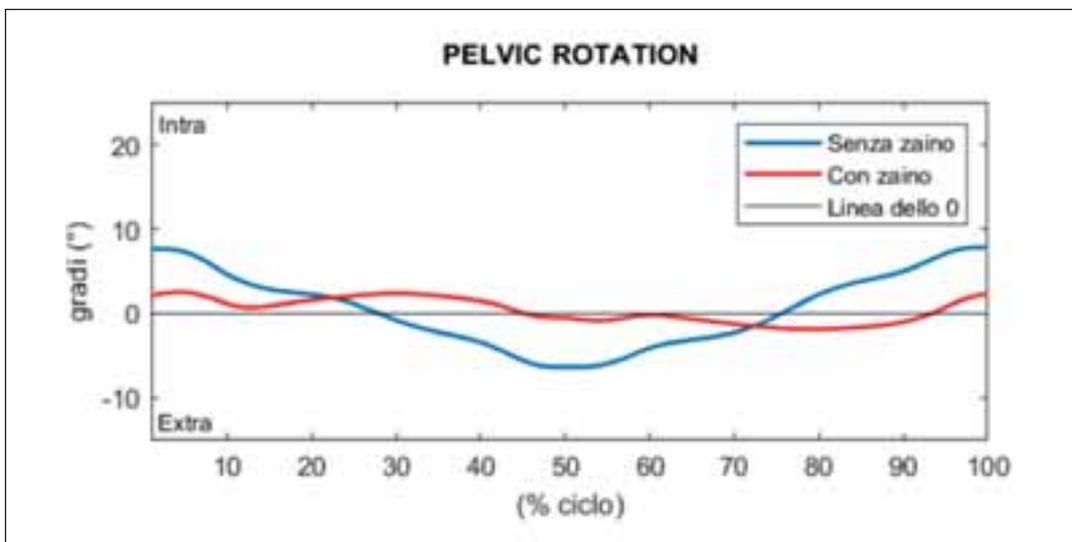


Figura 13. Pelvic Rotation con e senza zaino

Discussione

I risultati mostrati nella Tabella II e nelle Figure 4-9 e 11-13 permettono di trarre le seguenti considerazioni.

Si osserva una diminuzione statisticamente significativa della cadenza in accordo con i risultati ottenuti da Ahmad et al (14), ma anche un aumento statisticamente significativo della lunghezza del ciclo.

Per quanto concerne le fasi di appoggio e di volo che nelle condizioni di camminata senza zaino sono prossime ai valori normali presenti nella letteratura scientifica: 60% per la fase di appoggio e 40% per la fase di volo, subiscono una variazione di circa il 2% nelle condizioni di camminata con zaino; più precisamente si osserva un aumento, in accordo con lo studio condotto da Hong Y. et al (24), di circa il 2% della fase di appoggio e una diminuzione di circa il 2% della fase di volo lasciando ipotizzare che quando i soggetti indossano lo zaino tendono ad aumentare la durata della fase di appoggio per sopperire all'instabilità che si genera nella fase di volo che conseguentemente tende quindi a diminuire dello stesso valore percentuale. Per quanto concerne la fase di doppio supporto iniziale si osserva un aumento in accordo con i risultati ottenuti da Hong Y. et al (24) del 2.5% nel caso di camminata con zaino rispetto alla condizione di camminata libera che lascia ipotizzare che quando il carico aumenta, nel caso in esame conseguentemente al peso dello zaino indossato, aumenta la fase di doppio supporto iniziale rimanendo quindi per un tempo maggiore ancorati al suolo in maniera da sopperire all'instabilità che si genera durante la fase di singolo supporto ovvero quando il peso è sostenuto solo da un arto; si osserva in relazione sempre a tale parametro un distacco dal valore di normalità fissato in letteratura al 10%.

Infine si osserva una diminuzione statisticamente significativa dell'indice di propulsione durante la camminata con zaino rispetto alla condizione di camminata libera. Il valore superiore di tale grandezza nel caso di deambulazione senza zaino indica una maggiore capacità durante il movimento di avanzamento in fase di appoggio singolo del soggetto rispetto a quando lo stesso cammina sotto il peso ulteriore dello zaino. Questo risultato può essere associato ad uno sforzo maggiore che non è in grado di compensare il peso dello zaino e quindi un potenziale sovraccarico biomeccanico delle strutture muscolo-scheletriche.

Per quanto concerne il Pelvic tilt (Figura 11), si può osservare che il soggetto è maggiormente antiverso quando effettua il cammino senza il carico ulteriore dello zaino. L'andamento della curva senza zaino presenta un valor medio di circa 10 gradi, ed una escursione non particolarmente significativa durante il ciclo del passo. La curva che identifica il tilt pelvico in caso di deambulazione con zaino risulta, invece, traslata verso il basso di qualche grado, con un valor medio di circa 7 gradi presentando una maggiore variabilità durante il ciclo del passo. Tale differenza è imputabile al peso non trascurabile dello zaino che porta dunque il soggetto a camminare meno antiverso; ciò fa anche ipotizzare una piccola variazione del baricentro del corpo che, spostandosi posterior-

mente, comporta una riduzione della stabilità del soggetto, che in risposta tende a restare maggiormente ancorato al suolo giustificando l'aumento della fase di appoggio e quella di doppio supporto sia iniziale che finale.

Un aumento percentuale del 17% della forza esercitata sul rachide durante la deambulazione con zaino determina un sovraccarico biomeccanico sul rachide rispetto alle normali condizioni di camminata libera il che potrebbe influire su potenziali disturbi muscolo-scheletrici associati ad un uso duraturo dello zaino.

I valori massimi di variazione percentuale si hanno durante la fase di doppio supporto iniziale e la fase di doppio supporto terminale, rispettivamente intorno al 10% ed al 60% del ciclo del passo, durante le quali si registrano i valori minimi dell'angolo di tilt durante la deambulazione con zaino.

Accanto ad una riduzione dell'angolo di antiversione nel piano sagittale, emerge anche una riduzione dell'angolo di obliquità pelvica nel piano frontale. Le curve ottenute dal cammino senza e con zaino hanno un andamento molto simile, ma quando il soggetto è atto a camminare con lo zaino riduce l'escursione del bacino rispetto all'orizzontale. Tale comportamento è conseguenza del fatto che, essendo il soggetto maggiormente caricato rispetto alle normali condizioni, dovrebbe compiere una forza maggiore per mettere in moto gli arti inferiori ed il bacino per ottenere lo stesso valore del pelvic obliquity che si ha nella deambulazione senza zaino. Il movimento del bacino, di conseguenza, risulta essere limitato con riduzione dell'angolo pelvico nel piano frontale.

I risultati emersi dall'andamento degli angoli pelvici nel piano sagittale e frontale sono estendibili al Pelvic Rotation, angolo del bacino nel piano trasversale. Anche in questo caso, infatti, si può osservare una riduzione di tale angolo quando il soggetto cammina indossando lo zaino. Il carico additivo porta il soggetto a limitare i movimenti, riducendo tutti gli angoli di rotazione pelvica, in modo tale da ridurre lo sforzo durante la deambulazione e permettere una maggiore stabilità del corpo, aumentando di conseguenza le fasi di doppio supporto iniziale e finale e quella di appoggio.

Conclusioni

Si può dunque concludere che tutti i parametri spazio-temporali analizzati sono influenzati negativamente ed in maniera statisticamente significativa dal trasporto dello zaino, presupponendo un potenziale sovraccarico biomeccanico delle strutture muscolo-scheletriche negli studenti esposti a tali condizioni prolungate. Gli angoli relativi alla cinematica subiscono anch'essi una variazione qualitativa e quantitativa. Tali studi preliminari mostrano un legame potenziale e non causale tra variazione dei parametri spazio-temporali e cinematici del cammino e disturbi muscolo-scheletrici; lo studio potrebbe essere affinato valutando tali parametri nel tempo sulla medesima popolazione di studio e ampliando lo studio ad una analisi dinamica e non solo cinematica in maniera da comprendere le forze ed i momenti in gioco.

Bibliografia

- 1) Negrini, S. Lo zainetto scolastico. Relazione clinico-scientifica. Milano: ISICO (1999).
- 2) Balagué, F., Skovron, M. L., Nordin, M., et al. (1995). Low back pain in schoolchildren. A study of familial and psychological factors. *Spine*, 20(11), 1265-1270.
- 3) Balague, F., Troussier, B., & Salminen, J. J. (1999). Non-specific low back pain in children and adolescents: risk factors. *European spine journal*, 8(6), 429-438.
- 4) Grimmer, K., & Williams, M. (2000). Gender-age environmental associates of adolescent low back pain. *Applied ergonomics*, 31(4), 343-360.
- 5) Grimmer, K. A., Williams, M. T., & Gill, T. K. (1999). The associations between adolescent head-on-neck posture, backpack weight, and anthropometric features. *Spine*, 24(21), 2262.
- 6) Troussier, B., Davoine, P., De Gaudemaris, R., et al. (1994). Back pain in school children. A study among 1178 pupils. *Scandinavian journal of rehabilitation medicine*, 26(3), 143.
- 7) Chansirinukor, W., Wilson, D., Grimmer, K., et al. (2001). Effects of backpacks on students: measurement of cervical and shoulder posture. *Australian Journal of physiotherapy*, 47(2), 110-116.
- 8) Feingold, A. J., & Jacobs, K. (2002). The effect of education on backpack wearing and posture in a middle school population. *Work*, 18(3), 287-294.
- 9) Negrini, S., & Carabalona, R. (2002). Backpacks on! Schoolchildren's perceptions of load, associations with back pain and factors determining the load. *Spine*, 27(2), 187-195.
- 10) Negrini, S., Carabalona, R., Pinochi, G., et al. (1998). Backpack and back pain in school children: is there a direct relationship? *The Journal of Bone and Joint Surgery-british Volume*, 80(3S), 247.
- 11) Negrini, S., Carabalona, R., & Sibilla, P. (1999). Backpack as a daily load for schoolchildren. *The Lancet*, 354(9194), 1974.
- 12) Negrini, S., Politano, E., Carabalona, R., et al. (2004). The backpack load in schoolchildren: clinical and social importance, and efficacy of a community-based educational intervention. *Europa medico-physica*.
- 13) Perrone, M., Orr, R., Hing, W., Milne, N., & Pope, R. (2018). The impact of backpack loads on school children: A critical narrative review. *International journal of environmental research and public health*, 15(11), 2529.
- 14) Ahmad, H. N., & Barbosa, T. M. (2019). The effects of backpack carriage on gait kinematics and kinetics of schoolchildren. *Scientific reports*, 9(1), 1-6.
- 15) Tao, W., Liu, T., Zheng, R., et al. Gait analysis using wearable sensors. *Sensors* 12(2), 2255-2283 (2012).
- 16) Mancini, M., & Horak, F. B. (2016). Potential of APDM mobility lab for the monitoring of the progression of Parkinson's disease. *Expert review of medical devices*, 13(5), 455-462.
- 17) Iuppariello, L., Bifulco, P., Romano, M., et al. Submovements composition and quality assessment of reaching movements in subjects with Parkinson's Disease. In: 2015 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA) Proceedings, pp. 329-334. IEEE (2015).
- 18) D'Addio, G., Evangelista, S., Donisi, L., Biancardi, A., Andreozzi, E., Pagano, G., ... & Cesarelli, M. (2019, July). Development of a Prototype E-Textile Sock. In 2019 41st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC) (pp. 17498-1752). IEEE. DOI: 10.1109/EMBC.2019.8856739
- 19) D'Addio, G., Iuppariello, L., Bifulco, P., et al. Validity and reliability of textile system Sensoria for posturographic measurements. *Giornale italiano di medicina del lavoro ed ergonomia* 39(4), 278-284 (2017).
- 20) D'Addio, G., Iuppariello, L., Pagano, G., et al. New posturographic assessment by means of novel e-textile and wireless socks device. In: 2016 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA), pp. 1-5. IEEE (2016).
- 21) Washabaugh, E. P., Kalyanaraman, T., Adamczyk, P. G., Claffin, E. S., & Krishnan, C. (2017). Validity and repeatability of inertial measurement units for measuring gait parameters. *Gait & posture*, 55, 87-93.
- 22) Di Leonardo, P., Beratto, L., Alessandria, M., ABATE DAGA, F., & Gollin, M. (2016). Core stability and unstable surface training in parkinson's disease: a longitudinal study. In VIII Cong. Naz. SISMES, Ricerca e formazione applicate alle scienze motorie e sportive, 6-8 Ottobre. Roma 2016 (pp. 77-77).
- 23) D'Addio, G., Donisi, L., Pagano, G., Improta, G., Biancardi, A., & Cesarelli, M. (2019, July). Agreement between Opal and G-Walk Wearable Inertial Systems in Gait Analysis on Normal and Pathological Subjects. In 2019 41st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC) (pp. 3286-3289). IEEE. DOI: 10.1109/EMBC.2019.8857841
- 24) Hong, Y., & Li, J. X. (2005). Influence of load and carrying methods on gait phase and ground reactions in children's stair walking. *Gait & posture*, 22(1), 63-68.

Corrispondenza: Leandro Donisi, Department of Advanced Biomedical Sciences, University of Naples 'Federico II', Naples, Italy