

## Review

Αναζητήσεις στη Φυσική Αγωγή & τον Αθλητισμό

Τόμος 14 (2), 1 - 18

Δημοσιεύτηκε: Μάρτιος 2016



---

Inquiries in Sport & Physical Education

[www.pe.uth.gr/emag](http://www.pe.uth.gr/emag)

Volume 14 (2), 1 - 18

Released: March 2016

ISSN 1790-3041



### The Effect of Speed on Biomechanics of Walking and Running

Themistoklis Tsatalas<sup>1,2</sup>, Dimitrios Tsaopoulos<sup>2</sup>, Vasilis Sideris<sup>1,2</sup>, Giannis Spyropoulos<sup>1</sup>, Athanasios Tsiokanos<sup>1</sup>,  
Ioannis Koutedakis<sup>1</sup>, Giannis Giakas<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Physical Education and Sports Sciences, University of Thessaly, Trikala, Hellas

<sup>2</sup>Institute for Research and Technology Thessaly, Centre for Research and Technology, Hellas

#### Abstract

The purpose of this study was to review the existing literature regarding the effects of speed on walking and running biomechanics. The review was focused on spatiotemporal, kinematic, kinetic, and electromyographical data. Most of the examined parameters showed changes at different speeds. However, some specific parameters demonstrated changes reaching a plateau after a certain speed. The knowledge of biomechanics of human locomotion modes at different speeds could help sport scientists, medical doctors and physical therapists to implement more successful training regimens for athletes and enhances the quality of life of people with disabilities and musculoskeletal problems. Further research is needed to identify other factors and mechanisms that are responsible for the observed changes while walking and running at different speeds.

Keywords: *gait, walking speed, running speed, velocity, locomotion mode, biomechanics*

---

This paper was supported by the European Union (European Social Fund -ESF) and Greek national funds through the Operational Program Education and Lifelong Learning of the National Strategic Reference Framework (NSRF) – Research Funding Program: THALES via the BioLegRob Project (Mis: 379424).

---

Corresponding address : Themistoklis Tsatalas  
University of Thessaly, Department of Physical Education & Sport Science  
42 100, Karies, Trikala, Hellas  
e - mail: [ttatalas@gmail.com](mailto:ttatalas@gmail.com)

## Η Επίδραση της Ταχύτητας στην Εμβιομηχανική της Βάδισης και του Τρέξιματος

Θεμιστοκλής Τσαταλάς<sup>1,2</sup>, Δημήτριος Τσαόπουλος<sup>2</sup>, Βασίλης Σιδέρης<sup>1,2</sup>, Γιάννης Σπυρόπουλος<sup>1</sup>, Αθανάσιος Τσιόκανος<sup>1</sup>, Γιάννης Κουτεντάκης<sup>1</sup>, Γιάννης Γιάκας<sup>1</sup>

<sup>1</sup>ΤΕΦΑΑ, Πανεπιστήμιο Θεσσαλίας

<sup>2</sup>Institute for Research and Technology Thessaly, Centre for Research and Technology, Hellas

---

### Περίληψη

Σκοπός της παρούσας εργασίας ήταν να γίνει εκτεταμένη επισκόπηση της υπάρχουσας βιβλιογραφίας αναφορικά με την επίδραση της ταχύτητας στην εμβιομηχανική της βάδισης και του τρέξιματος. Η ανασκόπηση εστιάστηκε στην παρουσίαση χωρο-χρονικών, κινηματικών, δυναμικών και ηλεκτρομυογραφικών παραμέτρων. Στην πλειοψηφία τους οι περισσότερες εξεταζόμενες παράμετροι παρουσιάζουν σημαντική μεταβολή με την αύξηση της ταχύτητας και στα δύο είδη της ανθρώπινης μετακίνησης. Ωστόσο, σε κάποιες περιπτώσεις αρκετές παράμετροι παρουσιάζουν πλατό μετά από ένα όριο ταχυτήτων. Η γνώση της επίδρασης της ταχύτητας στην εμβιομηχανική της βάδισης και του τρέξιματος μπορεί να διευκολύνει τους ειδικούς της άσκησης στον αποτελεσματικότερο προγραμματισμό της προπόνησης και τη βελτίωση της ποιότητας ζωής των ασκούμενων. Περαιτέρω μελέτη απαιτείται για τον προσδιορισμό άλλων παραγόντων και μηχανισμών που εμπλέκονται κατά τη βάδιση και το τρέξιμο στις διάφορες ταχύτητες.

Λέξεις κλειδιά: *βάδιση, τρέξιμο, ταχύτητα μετακίνησης, εμβιομηχανική*

---

Η εργασία χρηματοδοτήθηκε στα πλαίσια του ερευνητικού έργου με τίτλο «"ΘΑΛΗΣ-ΕΜΠ: Βιομημητικά Ρομποτικά Συστήματα με Πόδια, για Κίνηση σε Δύσκολα Περιβάλλοντα" (MIS 379424)» με κωδικό 68-1126 που υλοποιείται στο πλαίσιο του Επιχειρησιακού Προγράμματος ΕΚΠ.

## Γενική εισαγωγή

Η ανθρώπινη μετακίνηση, ακόμα και αν πραγματοποιείται σε ομαλό και επίπεδο έδαφος, αποτελεί μια πολύπλοκη διαδικασία που απαιτεί τη συνεργασία του νευρικού συστήματος και μιας πλειάδας μυών που δρουν στις διάφορες αρθρώσεις. Η βάδιση και το τρέξιμο είναι οι δύο βασικοί τρόποι μετακίνησης του ανθρώπου και συναντώνται σε πολλές δραστηριότητες της καθημερινής ζωής και του αθλητισμού. Ο άνθρωπος έχει την ικανότητα να μετακινείται σε ένα μεγάλο εύρος ταχυτήτων που περιλαμβάνει από πολύ αργές έως και ταχύτητες που φτάνουν τα 10 m/s (ή 36 km/h) στους αθλητές του σπριντ υψηλών επιδόσεων (Denny, 2008). Η αύξηση της ταχύτητας βάδισης ή η μείωση της ταχύτητας τρεξίματος έχει ως αποτέλεσμα σε μια συγκεκριμένη ταχύτητα να παρατηρείται μετάβαση από τη βάδιση στο τρέξιμο (walk-run-transition) ή από το τρέξιμο στη βάδιση (run-walk-transition), αντίστοιχα. Η ταχύτητα αυτή είναι εξατομικευμένη, ονομάζεται ταχύτητα μετάβασης βάδισης-τρεξίματος (gaittransitionspeed) και έχει υπολογιστεί ότι είναι περίπου 2 m/s (Hreljac, 1993; Neptune & Sasaki, 2005; Pandy & Andriacchi, 2010).

Η γνώση της εμβιομηχανικής της κίνησης κατά τη βάδιση και το τρέξιμο σε διαφορετικές ταχύτητες είναι σημαντική για διάφορους λόγους. Σε ερευνητικό επίπεδο μπορεί να βοηθήσει στην εξαγωγή σημαντικών συμπερασμάτων αναφορικά με τους νευρομυϊκούς μηχανισμούς που ελέγχουν και συντονίζουν την ανθρώπινη μετακίνηση (Ivanenko, Poppele, & Lacquaniti, 2006). Σε πρακτικό επίπεδο είναι εξίσου σημαντική στη μελέτη και κατανόηση της βάδισης ατόμων με παθολογικά προβλήματα καθώς και ειδικών ομάδων πληθυσμού, όπως είναι οι ηλικιωμένοι, τα παιδιά και οι παχύσαρκοι. Αυτό έγκειται στο γεγονός ότι αυτές οι ομάδες ατόμων περπατούν συνήθως με μικρότερη ταχύτητα συγκριτικά με το φυσιολογικό πληθυσμό. Έτσι, οι οποιεσδήποτε συγκρίσεις της εμβιομηχανικής της κίνησης τους με το φυσιολογικό πληθυσμό πρέπει να γίνεται εφόσον έχει ληφθεί υπόψη πρώτα η πιθανή επίδραση της ταχύτητας στα αποτελέσματα (Browning & Kram, 2007; Korhonen et al., 2009; Zeni Jr & Higginson, 2009). Επιπρόσθετα, η μελέτη της επίδρασης της ταχύτητας στην εμβιομηχανική της βάδισης και κυρίως του τρεξίματος μπορεί να συνδράμει στην αποφυγή μυοσκελετικών τραυματισμών. Υπολογίζεται ότι κάθε χρόνο το 26-65% των ανθρώπων που ασχολούνται με το τρέξιμο, τόσο σε ερασιτεχνικό όσο και σε αγωνιστικό επίπεδο, υπόκεινται τραυματισμούς υπέρχρησης των κάτω άκρων (Brent Edwards, Taylor, Rudolph, Gillette, & Derrick, 2010). Η αιτιολογία αυτών των τραυματισμών είναι πολυπαραγοντική και μπορεί να σχετίζεται με τον τρόπο προπόνησης καθώς και με ανατομικούς και εμβιομηχανικούς παράγοντες (deDavid, Carpes, & Stefanyszyn, 2015). Από την άλλη πλευρά, σε πολλές περιπτώσεις αρχάριων ατόμων με την άσκηση ή ανθρώπων που βρίσκονται σε φάση αποκατάστασης από τραυματισμούς, οι επιστήμονες της άσκησης και της υγείας προτείνουν τη βάδιση σε υψηλή ταχύτητα-ένταση ως εναλλακτικό τρόπο εκγύμνασης. Ωστόσο, παρά το χαμηλότερο ρίσκο εμφάνισης τραυματισμού έχει παρατηρηθεί ότι το 18% των παραπάνω ανθρώπων τραυματίζονται ανά έτος (Hootman, Macera, Ainsworth, Martin, Addy, & Blair, 2001; Lerner, Haight, DeMers, Board, & Browning, 2014). Με βάση τα παραπάνω ερευνητικά δεδομένα, θεωρείται από τους ειδικούς ότι η αξιολόγηση της επιβάρυνσης του μυοσκελετικού συστήματος σε διαφορετικές ταχύτητες μετακίνησης μπορεί να βοηθήσει στη δημιουργία ασφαλέστερων και αποδοτικότερων προγραμμάτων άσκησης των αθλητών.

Δεδομένης της έλλειψης στη διεθνή αλλά κυρίως στην εγχώρια βιβλιογραφία αντίστοιχης μελέτης, σκοπός της παρούσας εργασίας είναι η ανασκόπηση των σχετικών αναφορών με την επίδραση της ταχύτητας στην εμβιομηχανική της βάδισης και του τρεξίματος. Το ενδιαφέρον περιορίζεται κυρίως σε βασικές χωρο-χρονικές, κινηματικές, δυναμικές και ηλεκτρομυογραφικές παραμέτρους που μπορούν να απασχολήσουν τον ειδικό της άσκησης και της υγείας στην αξιολόγηση ασθενών και στην προπονητική καθοδήγηση ασκούμενων σε ψυχαγωγικό και αγωνιστικό επίπεδο. Η αναζήτηση της σχετικής βιβλιογραφίας πραγματοποιήθηκε στις βάσεις δεδομένων US National Library of Medicine (Pubmed), Scopus, Thomson-Reuters (formerly ISI) Web of Knowledge και SPORTDiscus. Οι λέξεις κλειδιά που χρησιμοποιήθηκαν ήταν οι «walking speed/velocity, gait speed/velocity, running speed/velocity», σε συνδυασμό με τις λέξεις «biomechanics, kinematics, kinetics, electromyography, muscle activity». Συμπεριλήφθηκαν μόνο οι ερευνητικές εργασίες που είναι γραμμένες στην αγγλική γλώσσα. Η μελέτη της επίδρασης της ταχύτητας στη βάδιση και στο τρέξιμο προϋποθέτει την σε βάθος κατανόηση της εμβιομηχανικής αυτών των δύο βασικών μορφών της ανθρώπινης μετακίνησης. Για αυτό το λόγο, όπου κρίνεται σκόπιμο γίνεται μια σύντομη αναφορά της ορολογίας και των βασικών εμβιομηχανικών παραμέτρων της βάδισης και του τρεξίματος, ώστε το κείμενο να είναι περισσότερο κατανοητό στο μη εξειδικευμένο αναγνώστη. Μια εκτενής αναφορά τους, ξεφεύγει από τα πλαίσια της παρούσας εργασίας, δεδομένου ότι στη διεθνή βιβλιογραφία είναι διαθέσιμα δεκάδες συγγράμματα και ανασκοπικές εργασίες που έχουν καλύψει διεξοδικά το συγκεκριμένο αντικείμενο. Ενδεικτικά, προτείνονται στον αναγνώστη μια σειρά βιβλιογραφικών αναφορών

(Adelaar, 1986; Baker, 2013; Cavanagh, 1990; Dicharry, 2010; Dugan & Bhat, 2005; Farley & Ferris, 1998; Kirtley, 2006; Levine, Richards, & M.W., 2012; Novacheck, 1998; Perry & Burnfield, 2010; Racic, Pavic, & Brownjohn, 2009; Rose & Gamble, 2006; Williams, 1985).

## Σχετικές θεωρίες - Ανασκόπηση σχετικών ερευνών

### *Επίδραση ταχύτητας στην εμβιομηχανική βάδισης και τρέξιματος*

*Χωρο-χρονικές παράμετροι (spatial-temporal or distance-time parameters).* Κατά τη βάδιση και το τρέξιμο οι κινήσεις του σώματος είναι κυκλικές, περιλαμβάνοντας ακολουθίες στις οποίες το σώμα στηρίζεται πρώτα στο ένα και μετά στο άλλο κάτω άκρο. Αυτές οι ακολουθίες χαρακτηρίζονται από μια σειρά παραμέτρων που σχετίζονται με το χώρο και το χρόνο και καλούνται χωρο-χρονικές (Kirtley, 2006). Οι σημαντικότερες χωρο-χρονικές παράμετροι είναι η ταχύτητα κίνησης, η συχνότητα διασκελισμού και το μήκος διασκελισμού (Zatsiorsky, Werner, & Kaimin, 1994). Η ταχύτητα κίνησης είναι προϊόν του γινομένου του μήκους και της συχνότητας διασκελισμού. Έτσι, η αύξηση της ταχύτητας επιτυγχάνεται προσαρμόζοντας ανάλογα μόνο το μήκος, μόνο τη συχνότητα διασκελισμού ή και τις δύο παραμέτρους (Andriacchi, Ogle, & Galante, 1977; Grieve & Gear, 1966; Grillner, Halbertsma, Nilsson, & Thorstensson, 1979). Το γεγονός αυτό δίνει την ικανότητα στον άνθρωπο να περπατάει ή να τρέχει σε ένα μεγάλο εύρος ταχυτήτων (Minetti, Ardigo, & Saibene, 1994). Μήκος διασκελισμού ορίζεται η απόσταση που καλύπτεται από έναν διασκελισμό, ενώ συχνότητα διασκελισμού (cadence/stride-frequency) ορίζεται ο αριθμός των διασκελισμών στη μονάδα του χρόνου.

Τόσο στη βάδιση όσο και στο τρέξιμο, η αύξηση της ταχύτητας οδηγεί σε αύξηση του μήκους και της συχνότητας διασκελισμού (Andriacchi et al., 1977; Borghese, Bianchi, & Lacquaniti, 1996; Cappellini, Ivanenko, Poppele, & Lacquaniti, 2006; Hirasaki, Moore, Raphan, & Cohen, 1999; Kyröläinen, Avela, & Komi, 2005; Murray, Mollinger, Gardner, & Sepic, 1984; Nilsson, Thorstensson, & Halbertsma, 1985; Paróczai & Kocsis, 2006; Schache, Dorn, Williams, Brown, & Pandy, 2014; Shemmell et al., 2007; Stoquart, Detrembleur, & Lejeune, 2008; Tsatalas, et al., 2013). Συγκεκριμένα, όσον αφορά στη βάδιση έχει παρατηρηθεί ότι η συχνότητα διασκελισμού κυμαίνεται από 25 έως 143 διασκελισμούς ανά δευτερόλεπτο, σε εύρος ταχυτήτων από 1.0 έως 3.0 m/s (Nilsson & Thorstensson, 1987). Από την άλλη πλευρά, η συχνότητα διασκελισμού στο τρέξιμο κυμαίνεται από 33 έως 214 διασκελισμούς ανά δευτερόλεπτο σε εύρος ταχυτήτων από 1.5 έως 8.0 m/s (Nilsson & Thorstensson, 1987). Ενδιαφέρον είναι το γεγονός ότι το μήκος διασκελισμού κατά το βάδισμα εμφανίζει ένα πλατό στις ταχύτητες που ξεπερνούν τα 2m/s (Hirasaki et al., 1999; Huang et al., 2010). Αυτό το πλατό αντισταθμίζεται με αυξημένη συνεισφορά της συχνότητας διασκελισμού (Hirasaki et al., 1999). Αντίστοιχο πλατό στις υψηλές ταχύτητες παρατηρείται και στο τρέξιμο σε ταχύτητες πάνω από 7 m/s (Nummela, Keränen, & Mikkelsen, 2007; Schache et al., 2014).

*Επιμέρους φάσεις κύκλου βάδισης και κύκλου τρέξιματος.* Εκτός από το μήκος και τη συχνότητα διασκελισμού, η ταχύτητα κίνησης επηρεάζει τη διάρκεια του κύκλου βάδισης και του κύκλου τρέξιματος καθώς και τις επιμέρους φάσεις τους (Hebenstreit et al., 2015; Liu et al., 2014; Van Emmerik, McDermott, Haddad, & Van Wegen, 2005). Ο κύκλος βάδισης (walking-cycle) και ο κύκλος τρέξιματος (running cycle) αποτελούν τη βασική «μονάδα» μέτρησης στην ανάλυση της βάδισης και του τρέξιματος, αντίστοιχα (Baker, 2013). Στη διεθνή βιβλιογραφία συνηθίζεται να αναφέρονται και οι δύο από κοινού με την ορολογία «gait-cycle», που ορίζεται ως η χρονική περίοδος από την επαφή του ενός κάτω άκρου στο έδαφος έως την επόμενη επαφή του ίδιου άκρου (Dugan & Bhat, 2005). Ένας κύκλος βάδισης ή τρέξιματος ισούται με ένα διασκελισμό στο αντίστοιχο είδος μετακίνησης και μπορεί να υποδιαιρεθεί περαιτέρω στη φάση στήριξης (stance-phase) και στη φάση αιώρησης (swing-phase). Η φάση στήριξης διαρκεί από την πρώτη επαφή (initial-contact) του κάτω άκρου με το έδαφος έως την απογείωση του (toe off). Η φάση αιώρησης διαρκεί από τη χρονική στιγμή της απογείωσης (toe off) έως ότου το άκρο πατήσει ξανά στο έδαφος και ξεκινήσει ο επόμενος κύκλος. Η βάδιση και το τρέξιμο οριοθετούνται από το γεγονός ότι στην πρώτη μορφή μετακίνησης υπάρχει πάντα επαφή τουλάχιστον του ενός κάτω άκρου με το έδαφος (Novacheck, 1998). Κάτι τέτοιο δε συμβαίνει όμως στο τρέξιμο, καθώς παρατηρείται μια εναέρια φάση ή φάση πτήσης (airborne float phase), κατά τη διάρκεια της οποίας κανένα από τα δύο άκρα δε βρίσκεται σε επαφή με το έδαφος (Cappellini et al., 2006). Στη βάδιση η εκατοστιαία χρονική αναλογία που αντιστοιχεί στη φάση στήριξης υπερβαίνει το 50% του κύκλου διασκελισμού. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα να παρατηρούνται στα πρώτα και τελευταία 10% του κύκλου διασκελισμού δύο περίοδοι διπλής στήριξης (double support), όπου και τα δύο κάτω άκρα βρίσκονται στο έδαφος (Ayyappa, 1997). Στο τρέξιμο η φάση στήριξης είναι μικρότερη του 50% του κύκλου διασκελισμού. Έτσι, οι φάσεις διπλής στήριξης της βάδισης αντικαθίστανται από δύο εναέρια φάσεις (double float).

Αυτές οι φάσεις εντοπίζονται χρονικά στην αρχή και στο τέλος της φάσης αιώρησης (swing phase) του τρεξίματος (Novacheck, 1995; Ουηρϋου, 1990).

Σε απόλυτες τιμές έχει βρεθεί ότι η διάρκεια του κύκλου βάρδισης μειώνεται σταδιακά με την αύξηση της ταχύτητας τόσο στη βάρδιση όσο και στο τρέξιμο. Η μείωση είναι εμφανέστερη στη φάση στήριξης σε σχέση με τη φάση αιώρησης (Beres-Jones & Harkema, 2004; Nilsson & Thorstensson, 1987; Nilsson et al., 1985). Σε σχετικές τιμές (% του κύκλου βάρδισης ή τρεξίματος) έχει αναφερθεί ότι η φάση στήριξης μειώνεται κατά 14% στη βάρδιση για εύρος ταχυτήτων 0.4 έως 3.0 m/s, ενώ η αντίστοιχη μείωση στο τρέξιμο είναι της τάξης του 34% για εύρος ταχυτήτων 1.0 έως 9.0 m/s (Nilsson et al., 1985). Ως συνέπεια, η διάρκεια της φάσης αιώρησης σε σχετικές τιμές παρουσιάζει αύξηση στις μεγαλύτερες ταχύτητες. Τέλος, η αύξηση της ταχύτητας στη βάρδιση οδηγεί σε αύξηση της μονής στήριξης και επακόλουθη μείωση της διπλής στήριξης (Schwartz, Rozumalski, & Trost, 2008; Tulchin, Orendurff, Adolfsen, & Karol, 2009).

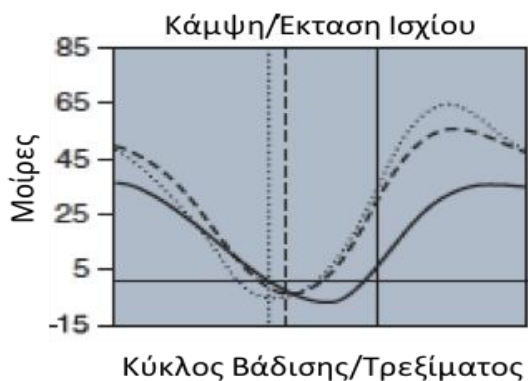
*Κινηματική (Kinematics).* Η κινηματική ορίζεται ως ο κλάδος της μηχανικής που εξετάζει την κίνηση του σώματος, χωρίς να ασχολείται με τις δυνάμεις που την προκαλούν (Cavanagh, 1990). Πρακτικά, αυτό σημαίνει ότι οι κινηματικές παράμετροι περιγράφουν τη θέση και τη μεταβολή της θέσης των μελών του σώματος στο χώρο. Η παρούσα εργασία εστιάζεται στην κινηματική της πύελου στα τρία επίπεδα κίνησης (προσθοπίσθιο, μετωπιαίο, εγκάρσιο) και στο προσθοπίσθιο (οβελιαίο) επίπεδο για τις τρεις βασικές αρθρώσεις των κάτω άκρων.

*Κινηματική πύελου.* Το πρότυπο της κίνησης της πύελου (κλίση πρόσθια/οπίσθια) στο προσθοπίσθιο επίπεδο είναι παρόμοιο μεταξύ βάρδισης και τρεξίματος (Novacheck, 1998). Το εύρος κίνησης της πύελου δε μεταβάλλεται σημαντικά στο τρέξιμο, με σκοπό να επιτευχθεί διατήρηση της ενέργειας και ιδανική δρομική οικονομία. Έτσι, παρατηρείται στο τρέξιμο μόνο μια μικρή αύξηση στην κλίση της πύελου προς τα εμπρός συγκριτικά με τη βάρδιση (Novacheck, 1995; Ουηρϋου, 1990). Στο μετωπιαίο επίπεδο, η πύελος παρουσιάζει τόσο στη βάρδιση όσο και στο τρέξιμο πλευρική κλίση προς τα κάτω στη φάση στήριξης. Στη φάση αιώρησης παρουσιάζει όμως ανοδική πορεία (κλίση προς τα επάνω), με σκοπό να γίνει επιτυχημένη απογείωση του άκρου ποδιού από το έδαφος (Schache, Bennell, Blanch, & Wrigley, 1999). Η κίνηση της πύελου παρουσιάζει ιδιαίτερο ενδιαφέρον στο εγκάρσιο επίπεδο, καθώς παρατηρούνται σημαντικές διαφορές στη βάρδιση και στο τρέξιμο. Συγκεκριμένα, στη βάρδιση υπάρχει μετά την πρώτη επαφή με το έδαφος στροφή της πύελου προς τα εμπρός, με σκοπό την αύξηση του μήκους βηματισμού (Nottrodt, Charteris, & Wall, 1982; Schache et al., 1999). Το μειονέκτημα είναι ότι με αυτό τον τρόπο μειώνεται η οριζόντια ταχύτητα κίνησης. Από την άλλη πλευρά, στο τρέξιμο αντίστοιχη στροφή της πύελου παρατηρείται στη φάση αιώρησης. Έτσι, επιτυγχάνεται η επιθυμητή αύξηση του μήκους διασκελισμού και παράλληλα δεν επιβραδύνεται η κίνηση (Saunders, Schache, Rath, & Hodges, 2005).

Η βιβλιογραφία, όσον αφορά στην επίδραση της ταχύτητας βάρδισης στα κινηματικά χαρακτηριστικά της πύελου, δεν είναι ξεκάθαρη. Τα ευρήματα αρκετών ερευνών έχουν δείξει ότι η αύξηση της ταχύτητας οδηγεί σε αύξηση του εύρους κίνησης της πύελου και στα τρία επίπεδα της κίνησης (Crosbie, Vachalathiti, & Smith, 1997; Stansfield et al., 2001b; Tsatalas, et al., 2013). Ωστόσο, υπάρχουν αναφορές στις οποίες υποστηρίζεται ότι δεν υπάρχουν καθόλου μεταβολές ή υπάρχουν μεταβολές σε συγκεκριμένες μόνο ταχύτητες όσον αφορά στην πρόσθια/οπίσθια κλίση της πύελου (Van Der Linden, Kerr, Hazlewood, Hillman, & Robb, 2002; Van Emmerik et al., 2005). Επίσης, σε αρκετές μελέτες παρατηρήθηκε ότι η μεταβολή του εύρους κίνησης της πύελου δεν είναι γραμμική με την αύξηση της ταχύτητας βάρδισης (Huang et al., 2010; Schwartz et al., 2008; Wagenaar & Beek, 1992). Μια τέτοια μελέτη είναι των Wagenaar και Beek (1992), στην οποία η στροφή της πύελου παρουσίασε τις χαμηλότερες τιμές της στη μεσαία ταχύτητα που εξετάστηκε και τις υψηλότερες τιμές της τόσο στην πιο αργή όσο και στη πιο γρήγορη ταχύτητα βάρδισης. Τέλος, ελάχιστες είναι οι ερευνητικές αναφορές όσον αφορά την επίδραση της ταχύτητας τρεξίματος στα κινηματικά χαρακτηριστικά της πύελου. Ο Schache και συν. (1999) αναφέρουν ότι η αύξηση της ταχύτητας τρεξίματος συνοδεύεται από μικρή αύξηση του εύρους της πύελου στο προσθοπίσθιο επίπεδο, ώστε να διατηρηθεί η ενέργεια και να επιτευχθεί ιδανική δρομική οικονομία.

*Κινηματική άρθρωσης ισχίου.* Στην εικόνα 1 γίνεται γραφική απεικόνιση των γωνιακών θέσεων της άρθρωσης του ισχίου σε συνάρτηση με το χρόνο στο προσθοπίσθιο επίπεδο. Οι απόλυτες τιμές κάμψης/έκτασης που παρουσιάζονται στην συγκεκριμένη εικόνα καθώς και στις εικόνες που ακολουθούν και αντιστοιχούν στις υπόλοιπες αρθρώσεις των κάτω άκρων είναι ενδεικτικές και ποικίλουν στη βιβλιογραφία, λόγω μεθοδολογικών διαφορών μεταξύ των ερευνητικών εργασιών. Τέτοιες διαφορές μπορεί να σχετίζονται με παράγοντες όπως το εξεταζόμενο δείγμα, το εφαρμοζόμενο μοντέλο για την κινηματική ανάλυση, την τοποθέτηση των ανακλαστήρων στους εξεταζόμενους, τον τεχνολογικό εξοπλισμό που χρησιμοποιήθηκε και άλλα. Η μέγιστη έκταση της άρθρωσης κατά τη βάρδιση παρατηρείται λίγο πριν την απογείωση του κάτω άκρου και η μέγιστη κάμψη μεταξύ μέσης και τελι-

κής αιώρησης (Lerner et al., 2014; Perry & Burnfield, 2010). Στο τρέξιμο η μέγιστη έκταση της άρθρωσης του ισχίου είναι παρόμοια, αλλά εμφανίζεται αναλογικά αργότερα στον κύκλο διασκελισμού (Franz, Paylo, Dicharry, Riley, & Kerrigan, 2009). Η μέγιστη κάμψη του ισχίου παρατηρείται μετά τα δύο τρίτα της φάσης αιώρησης, την χρονική στιγμή περίπου της απογείωσης του άλλου κάτω άκρου. Σε αντίθεση με το βάδισμα, στο τρέξιμο το ισχίο εκτείνεται στη συνέχεια της φάσης αιώρησης. Με αυτόν τον τρόπο μειώνεται η οριζόντια ταχύτητα του άκρου ποδιού κατά την επαφή με το έδαφος και συνακόλουθα η προσθοπίσθια συνιστώσα της δύναμης αντίδρασης του εδάφους  $F_y$  (Schache et al., 1999; Sinning & Forsyth, 1970).



**Εικόνα 1.** Κινηματικό πρότυπο της άρθρωσης του ισχίου στο προσθοπίσθιο επίπεδο. Οι γωνιακές θέσεις παριστάνονται % του κύκλου κατά τη βάδιση (συνεχής γραμμή), το τρέξιμο με αργή/μέτρια ταχύτητα (χοντρή διακεκομμένη γραμμή) και το τρέξιμο με μέγιστη ταχύτητα (σπριντ) (λεπτή διακεκομμένη γραμμή). Οι κάθετες γραμμές οριοθετούν τη βάση στήριξης από την φάση αιώρησης. Προσαρμοσμένο από Hamill et al., 2015

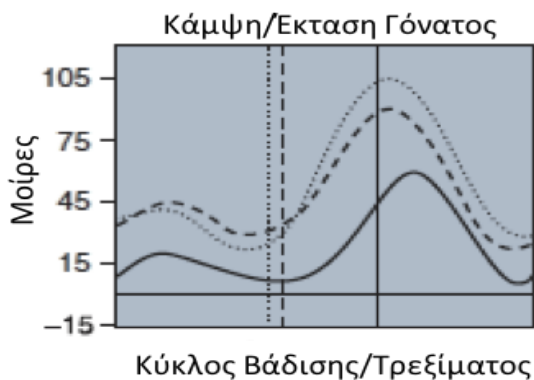
Οι περισσότερες μελέτες καταδεικνύουν ότι στις υψηλότερες ταχύτητες βάδισης υπάρχει αύξηση του συνολικού εύρους της κίνησης και των τοπικών μέγιστων και ελάχιστων τιμών στο προσθοπίσθιο επίπεδο της κίνησης του ισχίου (Hamner & Delp, 2013; Murray et al., 1984; Nymark, Balmer, Melis, Lemaire, & Millar, 2005; van Hedel, Tomatis, & Muller, 2006). Δεν λείπουν όμως αναφορές από τη βιβλιογραφία, που υποστηρίζουν ότι με την αύξηση της ταχύτητας βάδισης δε μεταβάλλονται το συνολικό εύρος της κίνησης (Chiu & Wang, 2007) και τα κινηματικά χαρακτηριστικά της άρθρωσης του ισχίου σε συγκεκριμένα σημεία του κύκλου βάδισης, όπως είναι η μέγιστη κάμψη ή η μέγιστη έκταση στη φάση στήριξης (Stansfield et al., 2001b; Stoquart et al., 2008). Επίσης, αντικρουόμενα είναι τα ευρήματα όσον αφορά στη γραμμικότητα της σχέσης της μεταβολής των κινηματικών χαρακτηριστικών του ισχίου και της αύξησης της ταχύτητας. Ο Schwartz και συν. (2008) αναφέρει γραμμική σχέση για τη μέγιστη κάμψη του ισχίου στη φάση στήριξης, αλλά μη γραμμική σχέση για την μέγιστη έκταση του ισχίου, λόγω ύπαρξης πλατό στις υψηλές ταχύτητες. Αντίστοιχο πλατό στις υψηλές ταχύτητες υποστηρίζεται για το συνολικό εύρος κίνησης στην εργασία του Van Der Linden και συν. (2002). Αξίζει να σημειωθεί όμως ότι τα αποτελέσματα στις δύο παραπάνω μελέτες μπορεί να οφείλονται στο γεγονός ότι αξιολογήθηκαν παιδιά αντί για ενήλικες. Από την άλλη πλευρά, σε μια άλλη μελέτη παρατηρήθηκε γραμμική σχέση της μέγιστης κάμψης και έκτασης του ισχίου με τη μεταβολή της ταχύτητας βάδισης (Lelas, Merriman, Riley, & Kerrigan, 2003). Ωστόσο, οι συγγραφείς διαπίστωσαν ότι η δυνατότητα πρόβλεψης με τη χρήση της ανάλυσης παλινδρόμησης της μεταβολής των συγκεκριμένων κινηματικών χαρακτηριστικών του ισχίου στις διάφορες ταχύτητες είναι χαμηλή ( $R^2 = 0.24$  για τη μέγιστη κάμψη και  $\text{and}R^2 = 0.13$  για τη μέγιστη έκταση). Ένα άλλο στοιχείο που χρήζει αναφοράς είναι ότι η αύξηση της ταχύτητας βάδισης οδηγεί σε αύξηση της γωνιακής ταχύτητας του ισχίου, καθώς τα κάτω άκρα μετακινούνται σε μεγαλύτερο εύρος σε μικρότερο χρονικό διάστημα (Murray et al., 1984; Simpson, Jiang, Shewokis, Odum, & Reeves, 1993). Αυτό, έχει ως συνέπεια στις υψηλές ταχύτητες να εμφανίζονται μεγαλύτερες μυϊκές δυνάμεις επιτάχυνσης και επιβράδυνσης της κίνησης (Murray et al., 1984).

Όσον αφορά στο τρέξιμο, φαίνεται ότι η αύξηση της ταχύτητας οδηγεί σε αύξηση του συνολικού εύρους της κίνησης του ισχίου (Kyröläinen et al., 2005; R. Mann et al., 2015; Pink, Perry, Houghlum, & Devine, 1994). Η διαφοροποίηση σε σχέση με τη βάδιση είναι ότι στο τρέξιμο η μεταβολή του εύρους κίνησης από τις αργές στις γρήγορες ταχύτητες είναι τετραπλάσια σε σχέση με το βάδισμα (Nilsson et al., 1985). Όσον αφορά στις τοπικές μέγιστες και ελάχιστες τιμές της κίνησης του ισχίου, η μέγιστη κάμψη του ισχίου αυξάνεται μεταξύ γρήγορου τρεξίματος και σπριντ, ενώ η μέγιστη έκταση του παραμένει αμετάβλητη ή ελαφρώς μειώνεται (R. Mann et al., 2015). Ωστόσο, τα παραπάνω αποτελέσματα δεν επιβεβαιώθηκαν σε μελέτη που εξέτασαν αθλητές κατά το τρέξιμο σε

δαπεδοεργόμετρο σε ταχύτητες που κυμαινόνταν μεταξύ του 70 έως 95% της μέγιστης τους ταχύτητας. Οι ερευνητές στη συγκεκριμένη μελέτη παρατήρησαν πλατό στο εύρος κίνησης και στη μέγιστη κάμψη του ισχίου κατά το τρέξιμο με ταχύτητα που υπερέβαινε το 90% της μέγιστης. Επίσης, δεν βρήκαν διαφοροποιήσεις μεταξύ των διάφορων ταχυτήτων στην μέγιστη έκταση του ισχίου (Kivi, Maraj, & Gervais, 2002). Τα ευρήματα αυτά πιθανώς μπορούν να αποδοθούν στην υποστηριζόμενη στη βιβλιογραφία διαφοροποιημένη εμβιομηχανική μεταξύ του τρεξίματος στο έδαφος και στο δαπεδοεργόμετρο (Riley et al., 2008).

*Κινηματική άρθρωσης γόνατος.* Στην εικόνα 2 παρουσιάζονται γραφικά οι γωνιακές θέσεις της άρθρωσης του γόνατος σε συνάρτηση με το χρόνο στο προσθοπίσθιο επίπεδο. Μολονότι το πρότυπο της κίνησης της άρθρωσης του γόνατος στη βάρδια και στο τρέξιμο είναι πανομοιότυπο (Εικόνα 2), το εύρος κίνησης διαφοροποιείται σημαντικά (Novacheck, 1998). Η άρθρωση του γόνατος κατά την πρώτη επαφή με το έδαφος βρίσκεται σε κάμψη και συνεχίζει να κάμπτεται μετά την προσγείωση έως τη φάση της μέσης στήριξης και στους δύο τρόπους μετακίνησης (R. A. Mann & Hagy, 1980; Novacheck, 1995; Racic et al., 2009). Στη συνέχεια, το γόνατο ακολουθεί μια φάση έκτασης και μια νέα φάση κάμψης έως το πρώτο μισό της φάσης αιώρησης (Cavanagh, 1990; Lerner et al., 2014; Williams, 1985). Τέλος, μετά την επίτευξη της μέγιστης τιμής κάμψης το γόνατο εκτείνεται για να προετοιμαστεί για την επόμενη επαφή με το έδαφος. Σε όλα τα προαναφερόμενα χρονικά σημεία το γόνατο βρίσκεται σε μεγαλύτερη κάμψη στο τρέξιμο συγκριτικά με τη βάρδια (Hamill, Knutzen, & Derrick, 2015).

Η άρθρωση του γόνατος παρουσιάζει μεταβολές με την αύξηση της ταχύτητας βάρδιας, τόσο στο συνολικό εύρος της κίνησης, όσο και σε συγκεκριμένα χαρακτηριστικά χρονικά σημεία του κύκλου βάρδιας στο προσθοπίσθιο επίπεδο της κίνησης. Ο Stoquart και συν. (2008) αναφέρει αύξηση από  $8 \pm 8^\circ$  σε  $19 \pm 8^\circ$  της μέγιστης κάμψης του γόνατος στη φάση στήριξης για μεταβολή της ταχύτητας από 0.5 σε 1.7m/s. Επίσης, αναφέρει για το ίδιο εύρος ταχυτήτων αύξηση της μέγιστης κάμψης στη φάση αιώρησης από  $47 \pm 12^\circ$  σε  $60 \pm 9^\circ$ . Η αυξημένη κάμψη του γόνατος στη φάση στήριξης έχει παρατηρηθεί σε πολλές αντίστοιχες μελέτες (Hamner & Delp, 2013; Holden, Chou, & Stanhope, 1997; Oberg, Karsznia, & Oberg, 1994; Røislien et al., 2009; Stansfield et al., 2001b; Tsatalas, Giakas, Spyropoulos, Sideris, Lazaridis, et al., 2013) και πιθανόν αποτελεί μηχανισμό απόσβεσης της μεγαλύτερης φόρτισης που δέχεται το γόνατο στις υψηλότερες ταχύτητες (Hanlon & Anderson, 2006; Lafortune, Lake, & Hennig, 1996). Από την άλλη πλευρά, η αυξημένη κάμψη του γόνατος στη φάση αιώρησης μπορεί να οφείλεται στη μεγαλύτερη ροπή αδράνειας (Stoquart, et al., 2008). Ωστόσο, όπως συμβαίνει και στην άρθρωση του ισχίου έτσι και στην άρθρωση του γόνατος αμφισβητείται η γραμμικότητα της σχέσης της μεταβολής των κινηματικών χαρακτηριστικών του και της αύξησης της ταχύτητας (Lelas et al., 2003; Olney, Griffin, & McBride, 1994). Συγκεκριμένα, σε ορισμένες μελέτες εντοπίστηκε ύπαρξη πλατό της μέγιστης κάμψης του γόνατος κατά τη φάση αιώρησης στις υψηλότερες ταχύτητες βάρδιας που εξετάστηκαν (Nilsson et al., 1985; Van Der Linden et al., 2002). Η έλλειψη γραμμικότητας της παραπάνω σχέσης οδήγησε αρκετές μελέτες σε μη ικανοποιητικά αποτελέσματα όσον αφορά στη δυνατότητα πρόβλεψης των κινηματικών παραμέτρων του γόνατος στις διάφορες ταχύτητες βάρδιας (Hanlon & Anderson, 2006; Kirtley, Whittle, & Jefferson, 1985; Lelas et al., 2003; Oberg et al., 1994). Ένα στοιχείο, πάντως, που είναι τεκμηριωμένο είναι ότι η αυξημένη ταχύτητα βάρδιας οδηγεί σε υψηλότερες τιμές γωνιακής ταχύτητας του γόνατος (Røislien et al., 2009; Simpson et al., 1993).

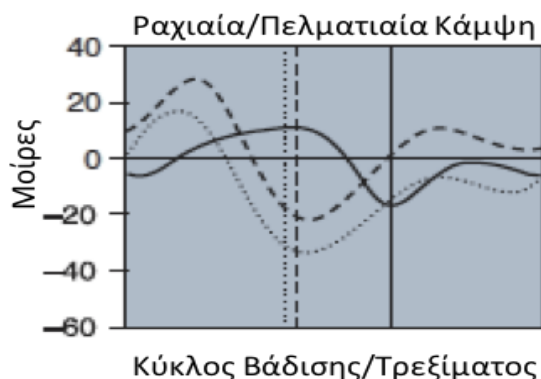


**Εικόνα 2.**Κινηματικό πρότυπο της άρθρωσης του γόνατος στο προσθοπίσθιο επίπεδο. Οι γωνιακές θέσεις παριστάνονται % του κύκλου κατά τη βάρδια (συνεχής γραμμή), το τρέξιμο με αργή/μέτρια ταχύτητα (χοντρή διακεκομμένη γραμμή) και το

τρέξιμο με μέγιστη ταχύτητα (σπριντ) (λεπτή διακεκομμένη γραμμή). Οι κάθετες γραμμές οριοθετούν τη βάση στήριξης από την φάση αιώρησης. Προσαρμοσμένο από Hamill et al., 2015

Όσον αφορά στην επίδραση της ταχύτητας τρεξίματος στα κινηματικά χαρακτηριστικά του γόνατος, το συνολικό εύρος της κίνησης αυξάνεται μονοτονικά στις υψηλότερες ταχύτητες (Grillner et al., 1979). Σύμφωνα με τον Grillner και συν. (1979) το εύρος κίνησης του γόνατος κυμαίνεται από 85° σε 110° για εύρος ταχυτήτων 4-7m/s. Η μέγιστη κάμψη στη φάση στήριξης μεγαλώνει μέχρι περίπου τα 3m/s, αλλά στη συνέχεια παρουσιάζει πλάτο με την περαιτέρω αύξηση της ταχύτητας (Nilsson et al., 1985). Όπως στη βάδιση κα ακόμα περισσότερο, η κάμψη στη φάση στήριξης παίζει σημαντικό ρόλο στην απόσβεση της μεγαλύτερης φόρτισης που δέχεται το ανθρώπινο σώμα λόγω της αύξησης της ταχύτητας (Derrick, 2004; Mercer, Vance, Hreljac, & Hamill, 2002). Η μέγιστη κάμψη στη φάση αιώρησης ακολουθεί μονοτονική αύξηση, όπως και το συνολικό εύρος κίνησης (Guo et al., 2006; Nilsson et al., 1985). Τέλος, όπως είναι αναμενόμενο, το τρέξιμο στις υψηλότερες ταχύτητες έχει ως αποτέλεσμα να αυξάνεται η γωνιακή ταχύτητα του γόνατος (Kyröläinen, Belli, & Komi, 2001).

*Κινηματική ποδοκνημικής άρθρωσης.* Στην εικόνα 3 γίνεται γραφική απεικόνιση των γωνιακών θέσεων της ποδοκνημικής άρθρωσης σε συνάρτηση με το χρόνο στο προσθοπίσθιο επίπεδο. Κατά την πρώτη επαφή με το έδαφος στο βάδισμα, η ποδοκνημική άρθρωση παρουσιάζει μικρή πελματιαία κάμψη, οδηγείται στη συνέχεια σε ραχιαία κάμψη κατά τη φάση στήριξης και καταλήγει σε πελματιαία κάμψη κατά την απογείωση από το έδαφος (Dugan & Bhat, 2005). Στη αρχική φάση αιώρησης το άκρο πόδι συνεχίζει να βρίσκεται σε πελματιαία κάμψη, η οποία όμως στη συνέχεια της αιώρησης μετατρέπεται σε ραχιαία κάμψη, ώστε να γίνει προετοιμασία για την επόμενη προσγείωση (Dugan & Bhat, 2005). Στο τρέξιμο, η πρώτη επαφή με το έδαφος δε συνοδεύεται από πελματιαία κάμψη, όπως συμβαίνει στη βάδιση (Mann & Inman, 1964). Αντίθετα, συνοδεύεται από ραχιαία κάμψη, η οποία αυξάνεται κατά το μέσον της φάσης στήριξης και μετατρέπεται σε πελματιαία κάμψη κατά την απογείωση του κάτω άκρου. Η πελματιαία κάμψη συνεχίζεται στην αρχική φάση αιώρησης ενώ στο τέλος της αιώρησης μετατρέπεται με τη σειρά της σε ραχιαία κάμψη (Ounpuu, 1994; Pink et al., 1994).



**Εικόνα 3.** Κινηματικό πρότυπο της ποδοκνημικής άρθρωσης στο προσθοπίσθιο επίπεδο. Οι γωνιακές θέσεις παριστάνονται % του κύκλου κατά τη βάδιση (συνεχής γραμμή), το τρέξιμο με αργή/μέτρια ταχύτητα (χοντρή διακεκομμένη γραμμή) και το τρέξιμο με μέγιστη ταχύτητα (σπριντ) (λεπτή διακεκομμένη γραμμή). Οι κάθετες γραμμές οριοθετούν τη βάση στήριξης από την φάση αιώρησης. Προσαρμοσμένο από Hamill et al., 2015

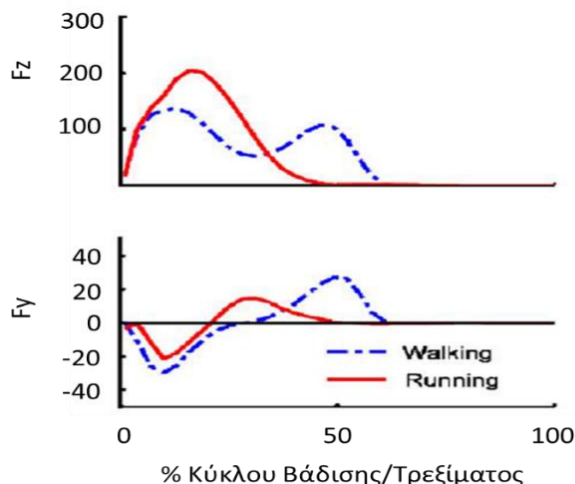
Τόσο στη βάδιση όσο και στο αργό τρέξιμο (στην πλειοψηφία των δρομέων), η πρώτη επαφή με το έδαφος πραγματοποιείται με το πίσω μέρος του άκρου ποδιού (πτέρνα). Με την αύξηση της ταχύτητας τρεξίματος παρατηρείται το φαινόμενο η πρώτη επαφή να γίνεται με ολόενα και πιο μπροστινό τμήμα του άκρου ποδιού. Έτσι, στο τρέξιμο μέγιστης ταχύτητας (σπριντ), η προσγείωση στο έδαφος γίνεται με τα ακροδάχτυλα. Αυτό είναι ένα από τα βασικά στοιχεία που διαφοροποιούν το αργό τρέξιμο από το σπριντ (R. A. Mann & Hagy, 1980; Novacheck, 1998). Τα τελευταία χρόνια δεκάδες μελέτες έχουν ασχοληθεί με την εμβιομηχανική του τρεξίματος ανάλογα με το αν οι δρομείς χρησιμοποιούν το πίσω, το μεσαίο ή το μπροστινό τμήμα του άκρου ποδιού και προσπαθούν να κατανοήσουν πως συσχετίζεται αυτό με την πρόκληση τραυματισμών. Επίσης μεγάλο ενδιαφέρον έχει εστιαστεί στην αλληλεπίδραση του παραπάνω παράγοντα και της χρήσης παπουτσιών (συμβατικών ή μινιμαλιστικών) ή μη κατά το τρέξιμο (Fredericks et al., 2015; Hasegawa, Yamauchi, & Kraemer, 2007; Hatala, Dingwall, Wunderlich, & Richmond, 2013; Hayes & Caplan, 2012; Kuhman, Melcher, & Paquette, 2015; R. Mann et al., 2015; Ogueta-Alday, Rodríguez-Marroyo, & García-López, 2014; Tam, Wilson, Noakes, & Tucker, 2014).



Η ποδοκνημική άρθρωση παρουσιάζει με την αυξανόμενη ταχύτητα βάρδισης μειωμένη μέγιστη ραχιαία κάμψη στη φάση στήριξης και αυξημένη μέγιστη πελματιαία κάμψη και εμφάνιση χρονικά αυτής της κάμψης νωρίτερα στον κύκλο βάρδισης (Dubbeldam et al., 2010; Hamner & Delp, 2013; Murray et al., 1984; Nilsson et al., 1985; Røislien et al., 2009; Schwartz et al., 2008; Stansfield et al., 2001b; Stoquart et al., 2008; Tulchin et al., 2009; Van Der Linden et al., 2002). Ενδεικτικά, ο Stoquart και συν. (2008) αναφέρει ότι η μέγιστη πελματιαία κάμψη κυμαίνεται μεταξύ  $5 \pm 11^\circ$  και  $21 \pm 4^\circ$  και εμφανίζεται χρονικά μεταξύ  $81 \pm 2\%$  και  $66 \pm 1\%$  του κύκλου βάρδισης για εύρος ταχυτήτων 0.3-1.7m/s. Επίσης, στη βιβλιογραφία έχουν χρησιμοποιηθεί τόσο γραμμικές όσο και πολυωνυμικές εξισώσεις πρόβλεψης των κινηματικών παραμέτρων της ποδοκνημικής άρθρωσης στις διάφορες ταχύτητες (Kirtley et al., 1985; Lelas et al., 2003; Van Der Linden et al., 2002). Ενδιαφέρον είναι το γεγονός ότι η αύξηση της ταχύτητας δεν οδηγεί μόνο σε μεταβολή του εύρους κίνησης της ποδοκνημικής, αλλά και σε εμφανή διαφοροποίηση του κινητικού της προτύπου (Stansfield et al., 2001b; van Hedel et al., 2006). Αυτό υποδουλώνει διαφορετική στρατηγική επιστράτευσης του νευρομυϊκού συστήματος στον έλεγχο της ποδοκνημικής στις αυξανόμενες ταχύτητες (Stansfield et al., 2001a). Όπως και στις αρθρώσεις του ισχίου και του γόνατος που προηγήθηκαν, έτσι και στην ποδοκνημική, η μεταβολή της ταχύτητας οδηγεί σε αύξηση της γωνιακής ταχύτητας της άρθρωσης (Stansfield et al., 2001b). Τέλος, σύμφωνα με ορισμένες μελέτες, το τρέξιμο στις υψηλότερες ταχύτητες φαίνεται να περιορίζεται σε αύξηση της μέγιστης πελματιαίας κάμψης του κύκλου διασκελισμού (Guo et al., 2006; Nilsson et al., 1985). Ωστόσο, υπάρχουν και μελέτες που δεν εντόπισαν μεταβολές σε καμία από τις κινηματικές παραμέτρους της ποδοκνημικής άρθρωσης που εξέτασαν (Cavanagh, 1990).

*Δύναμη αντίδρασης του εδάφους (ground reaction force).* Η μεταφορά του σωματικού βάρους στο πόδι στήριξης μετά την πρώτη επαφή με το έδαφος συνοδεύεται από την εμφάνιση της λεγόμενης δύναμης αντίδρασης του εδάφους ή εδαφικής δύναμης αντίδρασης (Baker, 2013). Αυτή η δύναμη είναι ίση σε μέγεθος, αλλά αντίθετης διεύθυνσης σε σχέση με τη δύναμη που εφαρμόζει το πόδι στήριξης στο έδαφος. Αποτελεί διανυσματικό μέγεθος και μπορεί να αναλυθεί σε τρεις συνιστώσες που είναι κάθετες μεταξύ τους. Οι συνιστώσες αυτές τόσο στη βάρδιση όσο και στο τρέξιμο είναι η κατακόρυφη  $F_z$  (επάνω-κάτω), η προσθοπίσθια  $F_y$  (οπίσθια-πρόσθια) και η πλάγια  $F_x$  (έξω-έσω πλευρά) (Racic et al., 2009). Στην εικόνα 4 παρουσιάζεται συγκριτικά για τη βάρδιση και το τρέξιμο η  $F_z$  και η  $F_y$  (Sasaki & Neptune, 2006).

Οι τρεις συνιστώσες της εδαφικής δύναμης αντίδρασης αντιπροσωπεύουν το αλγεβρικό άθροισμα των επιταχύνσεων του συνόλου των μελών του σώματος (Hamill et al., 2015). Σε αντίθεση με το τρέξιμο, στη βάρδιση η κατακόρυφη δύναμη αντίδρασης παρουσιάζει μια χαρακτηριστική μορφή δύο κορυφών (Chao, Laughman, Schneider, & Stauffer, 1983). Η πρώτη κορυφή παρατηρείται χρονικά στο πρώτο μισό της φάσης στήριξης. Η κατακόρυφη δύναμη αντίδρασης ξεπερνά σε αυτό το σημείο τη δύναμη που οφείλεται στο σωματικό βάρος, λόγω του ότι το σώμα επιταχύνεται προς τα επάνω. Στη συνέχεια το κάτω άκρο αποφορτίζεται, με αποτέλεσμα η δύναμη αντίδρασης να μειώνεται κάτω από το σωματικό βάρος. Η δεύτερη κορυφή της κατακόρυφης δύναμης αντιστοιχεί στην ενεργητική ώθηση του εδάφους στο τέλος της φάσης στήριξης και παίζει βασικό ρόλο ώστε να πραγματοποιηθεί στη συνέχεια με επιτυχία η φάση αιώρησης. Όπως φαίνεται χαρακτηριστικά στην εικόνα 4, η μέγιστη τιμή της κατακόρυφης συνιστώσας  $F_z$ , που είναι και η μεγαλύτερη από τις τρεις συνιστώσες, διαφέρει σημαντικά στο τρέξιμο συγκριτικά με τη βάρδιση (Farley & Ferris, 1998). Η προσθοπίσθια συνιστώσα  $F_y$  παρουσιάζει παρόμοια μορφή στο βήδισμα και στο τρέξιμο. Μετά την επαφή του κάτω άκρου στο έδαφος παρατηρείται μια οπίσθια δύναμη στο πρώτο μισό της φάσης στήριξης, που είναι αποτέλεσμα της δύναμης τριβής μεταξύ του άκρου ποδιού και της επιφάνειας του εδάφους. Στη συνέχεια όμως, η  $F_y$  γίνεται πρόσθια, καθώς δίνεται ώθηση προς τα πίσω και ενάντια στο έδαφος. Τέλος, η πλάγια συνιστώσα  $F_x$  παρουσιάζει μεγάλη μεταβλητότητα και διαφέρει σημαντικά μεταξύ των ατόμων (Farley & Ferris, 1998; Hamill & Knutzen, 2009).



**Εικόνα 4.** Κατακόρυφη Fz (επάνω-κάτω) και προσθοπίστια Fy (οπίστια-πρόστια) συνιστώσα της εδαφικής δύναμης αντίδρασης % του σωματικού βάρους. Προσαρμοσμένο από Sasaki & Neptune, 2006

Σημαντικές μεταβολές παρατηρούνται στις συνιστώσες της δύναμης αντίδρασης του εδάφους με την αύξηση της ταχύτητας κατά τη βάδιση (Andriacchi et al., 1977; Arnold, Hamner, Seth, Millard, & Delp, 2013; Browning & Kram, 2007; Nilsson & Thorstensson, 1989). Συγκεκριμένα, η κατακόρυφη συνιστώσα Fz αυξάνεται από 1 φορά σε 1.5 φορές του σωματικού βάρους για εύρος ταχυτήτων 1-3 m/s. Πιο προφανής είναι η μεταβολή της πρώτης κορυφής της Fz σε σχέση με τη δεύτερη κορυφή. Η προσθοπίστια συνιστώσα Fy παρουσιάζει αύξηση από 0.15 σε 0.3 φορές του βάρους του σώματος, ενώ τέλος οι μεταβολές στη πλάγια συνιστώσα Fx είναι πολύ μικρές και διαφοροποιούνται ανάλογα με τον εξεταζόμενο (Nilsson & Thorstensson, 1989). Σε γενικές γραμμές οι περισσότερες εξεταζόμενες δυναμικές παράμετροι κατά τη βάδιση αλλάζουν γραμμικά με την αύξηση της ταχύτητας (Andriacchi et al., 1977).

Ιδιαίτερο ενδιαφέρον παρουσιάζει η μεταβολή της δύναμης αντίδρασης του εδάφους κατά το τρέξιμο. Σε αργές ταχύτητες τρεξίματος έχει παρατηρηθεί γραμμική αύξηση της όσο μεγαλώνει η δρομική ταχύτητα (Brughelli, Cronin, & Chaouachi, 2011; Dorn, Schache, & Pandy, 2012; Keller et al., 1996; Munro, Miller, & Fuglevand, 1987; Nilsson & Thorstensson, 1989; Nummela et al., 2007). Για εύρος ταχυτήτων από 1.5-6 m/s έχει βρεθεί ότι η κατακόρυφη δύναμη αντίδρασης Fz αυξάνεται από 1.2 σε 2.6 φορές του βάρους σώματος (Nilsson & Thorstensson, 1989). Η μεταβολή αυτή εξηγεί σε μεγάλο βαθμό την προαναφερθείσα αύξηση του μήκους διασκελισμού σε αυτές τις ταχύτητες (Dorn et al., 2012; Schache et al., 2014). Στη συνέχεια όμως, σε ταχύτητες που ξεπερνούν τα 7 m/s παρατηρείται πλατό και η κατακόρυφη δύναμη αντίδρασης δε μεταβάλλεται. Υπεύθυνη για την αύξηση της ταχύτητας είναι πλέον η αύξηση της συχνότητας διασκελισμού, που επιτυγχάνεται λόγω της αύξησης της προσθοπίστιας συνιστώσας Fx της δύναμης αντίδρασης του εδάφους (Brughelli et al., 2011; Dorn et al., 2012; Nummela et al., 2007). Αξίζει να σημειωθεί ότι η δύναμη αντίδρασης του εδάφους διαφοροποιείται ανάλογα με το αν οι αθλητές τρέχουν χρησιμοποιώντας στην πρώτη επαφή με το έδαφος το πίσω ή το μπροστινό μέρους του άκρου ποδιού. Ο δεύτερος τρόπος τρεξίματος παρουσιάζει μεγαλύτερες τιμές της Fz, ωστόσο η διαφοροποίηση αυτή διατηρείται σε όλες τις ταχύτητες και δε φαίνεται να μεταβάλλεται και να αλληλοεπιδρά με την αύξηση της (Kuhman et al., 2015).

**Ηλεκτρομυογραφία (EMG).** Η ηλεκτρομυογραφία είναι η μέθοδος με την οποία γίνεται καταγραφή και μελέτη της ηλεκτρικής δραστηριότητας (δυναμικών ενέργειας) του μυός, που προκαλείται κατά τη φάση διέγερσής του από το νευρικό σύστημα (De Luca, 1997). Αποτελεί συνήθως επικουρική μέθοδο στην ανάλυση βάδισης και γενικότερα στην εμβιομηχανική, δεδομένου ότι η ηλεκτρομυογραφική δραστηριότητα παρουσιάζει μεγάλη μεταβλητότητα εντός και μεταξύ των ατόμων καθώς και μεταξύ των μετρήσεων (Kadaba et al., 1989; Murley, Menz, Landorf, & Bird, 2010; Wootten, Kadaba, & Cochran, 1990). Το ενδιαφέρον της παρούσας ανασκόπησης περιορίζεται στις χρονικές παραμέτρους (έναρξη, λήξη και διάρκεια) του ηλεκτρομυογραφήματος, που κυρίως μπορούν να απασχολήσουν τον ειδικό της άσκησης και της υγείας στην αξιολόγηση ασθενών και στην προπονητική καθοδήγηση ασκούμενων σε ψυχαγωγικό και αγωνιστικό επίπεδο. Η αναφορά σε παραμέτρους, όπως το μέγεθος και η συχνότητα του ηλεκτρομυογραφήματος ξεφεύγει από τους σκοπούς της παρούσας εργασίας καθώς έχουν

περισσότερο ενδιαφέρον σε ερευνητικό επίπεδο. Λόγω της ύπαρξης πολλών μυών στα κάτω άκρα, παρουσιάζονται αντιπροσωπευτικά δύο πρόσθιοι και δύο οπίσθιοι μύες των κάτω άκρων. Αυτοί είναι οι εξής: η έσω κεφαλή του τετρακέφαλου μυός (*vastusmedialis*), που είναι εκτεινόντας του γόνατος, ο ημιτενοντώδης μύς (*semitendinosus*), που είναι διαρθρικός μύς καθώς εκτείνει το ισχίο και κάμπει το γόνατο, ο πρόσθιος κνημιαίος (*tibialis anterior*), που είναι ραχιαίος καμπτήρας της ποδοκνημικής και τέλος ο γαστροκνήμιος μύς (*gastrocnemius*), που είναι πελματιαίος καμπτήρας της ποδοκνημικής.

Το πρότυπο της ηλεκτρομυογραφικής δραστηριότητας για την έσω κεφαλή του τετρακέφαλου μυός είναι παρόμοιο μεταξύ βάδισης και τρέξιματος. Η έναρξη της δραστηριότητας του παρατηρείται στο 80%, ενώ η λήξη στο 15% του κύκλου διασκελισμού (Gazendam & Hof, 2007). Ο ημιτενοντώδης ενεργοποιείται χρονικά περίπου όπως και η έσω κεφαλή του τετρακέφαλου στη βάδιση. Στο τρέξιμο η ενεργοποίησή του γίνεται λίγο νωρίτερα στο 70%, σε σχέση με το 77% του κύκλου που παρατηρείται στη βάδιση (Shiavi, 1985). Ο πρόσθιος κνημιαίος ενεργοποιείται τόσο στη βάδιση όσο και στο τρέξιμο λίγο πριν την απογείωση του κάτω άκρου από το έδαφος και την είσοδο στη φάση αιώρησης. Λόγω της μειωμένης φάσης στήριξης στο τρέξιμο η έναρξη της δραστηριότητας του πρόσθιου κνημιαίου γίνεται νωρίτερα σε σχέση με τη βάδιση. Η λήξη της δραστηριότητας του εντοπίζεται και στους δύο τύπους της ανθρώπινης μετακίνησης στο πρώτο στάδιο της φάσης στήριξης, περίπου στο 10-15% του κύκλου διασκελισμού (Cappellini et al., 2006; Nilsson et al., 1985). Τη μεγαλύτερη διαφοροποίηση όσον αφορά τα χρονικά χαρακτηριστικά του ηλεκτρομυογραφήματος μεταξύ βάδισης και τρέξιματος παρουσιάζει ο γαστροκνήμιος. Συγκεκριμένα, στη βάδιση ενεργοποιείται κυρίως μεταξύ 25-55% του κύκλου βάδισης, ενώ στο τρέξιμο η έναρξη είναι στο 86 και η λήξη στο 25% του κύκλου (Cappellini et al., 2006; Gazendam & Hof, 2007).

Το μέγεθος του ηλεκτρομυογραφήματος των κυριότερων μυϊκών ομάδων που συμμετέχουν στην ανθρώπινη μετακίνηση μεταβάλλεται σημαντικά με την αύξηση της ταχύτητας (Den Otter, Geurts, Mulder, & Duysens, 2004; Hof, Elzinga, Grimmus, & Halbertsma, 2002; Murray et al., 1984; Nilsson et al., 1985; Nymark et al., 2005). Κάτι αντίστοιχο όμως δε συμβαίνει με τις χρονικές παραμέτρους του ηλεκτρομυογραφήματος. Μελέτες που χρησιμοποίησαν πολύπλοκες στατιστικές μεθόδους, όπως την ανάλυση κυρίων συνιστωσών (*principal component analysis, PCA*), διαπίστωσαν ότι τα ηλεκτρομυογραφικά πρότυπα της βάδισης και του τρέξιματος μπορούν να περιγραφούν από πέντε παράγοντες (συνιστώσες), ανεξάρτητα από την ταχύτητα μετακίνησης (Cappellini et al., 2006; Ivanenko, Porrele, & Lacquaniti, 2004; Ivanenko et al., 2006). Οι πέντε αυτοί παράγοντες μπορούν να ερμηνεύσουν το 83-99% της συνολικής διακύμανσης της ηλεκτρομυογραφικής κυματομορφής. Στη βάδιση, η μόνη διαφοροποίηση ανάλογα με την ταχύτητα είναι μια μικρή μετατόπιση (*shift*) των χρονικών παραμέτρων λόγω της μείωσης της διάρκειας της φάσης στήριξης στις αυξανόμενες ταχύτητες. Στο τρέξιμο η μετατόπιση αυτή είναι μεγαλύτερη μόνο για έναν από αυτούς τους παράγοντες. Αυτός ο παράγοντας συνδέεται με τη σαφώς πιο πρόωμη ενεργοποίηση των πελματιαίων καμπητών κατά το τρέξιμο σε σχέση με τη βάδιση.

## Σχόλια και συζήτηση

Η ανασκόπηση της βιβλιογραφίας αναφορικά με την επίδραση της ταχύτητας στην εμβιομηχανική της βάδισης και του τρέξιματος δείχνει ότι στις εξεταζόμενες παραμέτρους υπάρχει μεταβολή στις αυξανόμενες ταχύτητες. Ωστόσο, από ένα εύρος ταχυτήτων και μετά φαίνεται να υπάρχει πλατό σε ορισμένες από αυτές. Το γεγονός αυτό δεν επιτρέπει την πρόβλεψη της επίδρασης της ταχύτητας με χρήση γραμμικών μοντέλων για όλες τις παραμέτρους. Σε ορισμένες παραμέτρους το πλατό που παρατηρείται σε ορισμένες ερευνητικές μελέτες και τα αντικρουόμενα αποτελέσματα σε σύγκριση με άλλες μελέτες που δεν βρήκαν αντίστοιχα αποτελέσματα μπορούν να αποδοθούν σε μεθοδολογικά ζητήματα (Schwartz et al., 2008; Van Der Linden et al., 2002). Ως παράδειγμα μπορεί να αναφερθεί το παρατηρούμενο πλατό του εύρους κίνησης του ισχίου κατά τη βάδιση σε μελέτη που το δείγμα αποτέλεσαν παιδιά αντί για ενήλικες. Ένα δεύτερο παράδειγμα είναι το πλατό στη μέγιστη κάμψη και στο εύρος κίνησης του ισχίου σε μελέτη που πραγματοποιήθηκε τρέξιμο σε υψηλές ταχύτητες σε δαπεδοεργόμετρο αντί στο έδαφος, που είναι η συνήθης πρακτική για τα σπριντ (Kivi et al., 2002).

Το κυριότερο ενδιαφέρον όμως στις παραμέτρους που παρουσιάζουν πλατό με την αύξηση της ταχύτητας εντοπίζεται στο μήκος και στη συχνότητα διασκελισμού κατά το τρέξιμο. Στο τρέξιμο που υπερβαίνει τα 7 m/s, τόσο το μήκος διασκελισμού όσο και η κατακόρυφη δύναμη του εδάφους παραμένουν αμετάβλητες. Από την άλλη η συχνότητα διασκελισμού και η προσθιοπίσθια δύναμη αντίδρασης του εδάφους συνεχίζουν να αυξάνονται και επιτρέπουν στους αθλητές να τρέχουν ακόμα πιο γρήγορα. Πρόσφατες μελέτες που έχουν βασιστεί σε προηγμένες εμβιομηχανικές μεθόδους επεξεργασίας των δεδομένων, όπως είναι η μυοσκελετική μοντελοποίηση που αξιολογεί την επιμέρους συνεισφορά κάθε μεμονωμένου μυός στην ανθρώπινη μετακίνηση, έχουν δώσει νέα

στοιχεία αναφορικά με τους περιοριστικούς παράγοντες που διαφοροποιούν τις παραπάνω μεταβλητές από ένα εύρος ταχυτήτων και έπειτα (Arnold et al., 2013; Chumanov, Heiderscheit, & Thelen, 2007; Dorn et al., 2012; Ishikawa, Pakaslahti, & Komi, 2007; Neptune, Sasaki, & Kautz, 2008; Schache et al., 2014). Στις αργές ταχύτητες τρεξίματος που ο δρομέας έχει αρκετό χρόνο επαφή με το έδαφος για να αναπτύξει κατακόρυφες δυνάμεις αντίδρασης υπεύθυνοι για την ανάπτυξη ταχύτητας είναι κυρίως ο γαστροκνήμιος και υποκνημίδιος μυς. Συγκεκριμένα, μέσω της μυοσκελετικής μοντελοποίησης έχει υπολογιστεί ότι για τις παραπάνω ταχύτητες συμβάλουν στο 49-62% της κατακόρυφης δύναμης του εδάφους Fz και σχεδόν στο σύνολο της προσθοπίσθιας συνιστώσα Fy (Dorn et al., 2012). Σημαντική βοήθεια στην παραγωγή έργου προσφέρει σε αυτούς τους μύες η ελαστική ενέργεια που συσσωρεύεται στον Αχιλλείο τένοντα με τον οποίο είναι προσαρτημένοι. Όσο αυξάνει όμως η ταχύτητα και παρά το γεγονός ότι μεγαλώνει η νευρική ενεργοποίηση των παραπάνω μυών, η δυνατότητα να παράγουν δύναμη αποτελεσματικά μειώνεται δραματικά και επιπρόσθετα ελαχιστοποιείται η συνεισφορά του Αχιλλείου τένοντα. Δύο υποθέσεις έγιναν από τους ερευνητές στην προσπάθεια να εξηγηθεί η μειωμένη ικανότητα δύναμης του μυοτενόντιου συμπλέγματος στις ταχύτητες που υπερβαίνουν τα 7m/s και αφορούν τη μηκο-δυναμική και ταχυ-δυναμική του γαστροκνήμιου και υποκνημίδιου μυός. Πράγματι, νεότερες μελέτες διαπίστωσαν ότι παρά το γεγονός ότι οι παραπάνω μύες λειτουργούν σε ευνοϊκό μήκος της μηκο-δυναμικής σχέσης, ο βασικός περιοριστικός παράγοντας της δύναμης είναι η υψηλή ταχύτητα συστολής, που με τη σειρά της οφείλεται στο μειωμένο χρόνο επαφής με το έδαφος. Συγκεκριμένα, η μυοσκελετική μοντελοποίηση έδειξε ότι για τη μεταβολή της δρομικής ταχύτητας από 3.5 σε 9m/s ο υποκνημίδιος ελάττωσε την ικανότητα παραγωγής δύναμης από 100% σε 30% και ο γαστροκνήμιος από 140 σε 40% (Dorn et al., 2012). Έτσι, στις ταχύτητες πάνω από 7 m/s ακολουθείται από το νευρομυϊκό σύστημα νέα στρατηγική αύξησης της ταχύτητας διαμέσου της μεταβολής της συχνότητας διασκελισμού και της προσθοπίσθιας δύναμης αντίδρασης του εδάφους (Nummela et al., 2007). Μεγάλη συνεισφορά διαδραματίζουν πλέον οι μύες του ισχίου, ιδιαίτερα κατά τη φάση αιώρησης (Dorn et al., 2012; Schache et al., 2014). Σημαντική είναι τέλος η ανταγωνιστική δραστηριότητα των οπίσθιων μηριαίων, ώστε να αποφευχθούν τραυματισμοί λόγω της αυξημένης ενεργοποίησης των μυών του ισχίου (Chumanov et al., 2007).

### **Πρακτικές εφαρμογές και προτάσεις.**

Τα δεδομένα που παρουσιάζονται στην παρούσα εργασία σχετικά με την επίδραση της ταχύτητας στην εμβιομηχανική της μετακίνησης μπορούν να χρησιμοποιηθούν από τους ειδικούς της άσκησης και της υγείας (αθλητικούς επιστήμονες, ιατρούς, φυσικοθεραπευτές), με σκοπό την καλύτερη κατανόηση και αντιμετώπιση προβλημάτων της βάρδιας σε άτομα με παθολογικά και μυοσκελετικά προβλήματα καθώς και σε ειδικές ομάδες του πληθυσμού όπως είναι οι παχύσαρκοι, οι ηλικιωμένοι και τα παιδιά. Όσον αφορά στο τρέξιμο, τα αποτελέσματα της εργασίας μπορούν να χρησιμοποιηθούν από τους προπονητές στον καλύτερο προγραμματισμό της προπόνησης, ώστε να βελτιωθεί η απόδοση των αθλητών και να αποφευχθούν πιθανοί μυοσκελετικοί τραυματισμοί. Για παράδειγμα, γνωρίζοντας οι προπονητές με βάση τα όσα συζητήθηκαν παραπάνω ποιοι μύες διαδραματίζουν σημαντικό ρόλο στην αύξηση της ταχύτητας μπορούν να προσαρμόσουν την προπόνηση ενδυνάμωσης αναλόγως. Έτσι εάν ένα άθλημα ή αγώνισμα απαιτεί μέγιστη ταχύτητα (π.χ. δρόμοι ταχύτητας μικρών αποστάσεων), μια σωστή προπονητική πρακτική θα μπορούσε να είναι η εξειδικευμένη ενδυνάμωση των μυών του ισχίου. Επίσης, ιδιαίτερη μέριμνα θα πρέπει να δοθεί σε αυτήν την περίπτωση στην προπόνηση των ανταγωνιστών μυών του μηρού, ώστε να αποφευχθούν πιθανοί τραυματισμοί των αθλητών λόγω δυσανάλογης σχέσης με τη δύναμη των αγωνιστών.

### **Προτάσεις για μελλοντικές έρευνες.**

Η μελλοντική ερευνητική δραστηριότητα μπορεί να εστιάσει το ενδιαφέρον της στην μελέτη των παραγόντων και μηχανισμών του νευρομυϊκού συστήματος που ερμηνεύουν την εμβιομηχανική της βάρδιας και του τρεξίματος στις διάφορες ταχύτητες. Σημαντικό ρόλο μπορούν να παίξουν προς αυτή την κατεύθυνση η συνδυασμένη χρήση προηγμένων εμβιομηχανικών μεθόδων, όπως είναι η μυοσκελετική μοντελοποίηση και η απεικονιστική μέθοδος με τη βοήθεια υπερήχου. Ιδιαίτερο ενδιαφέρον παρουσιάζει επίσης η διερεύνηση της αλληλεπίδρασης του τρόπου τρεξίματος (πάτημα στο πίσω ή εμπρόσθιο τμήμα του ποδιού), του είδους του παπουτσιού (μινιμαλιστικά ή συμβατικά υποδήματα) και της ταχύτητας τρεξίματος στην πρόκληση μυοσκελετικών τραυματισμών των κάτω άκρων.

### Σημασία για την Ποιότητα Ζωής και τον Αγωνιστικό Αθλητισμό

Η σημασία της εργασίας είναι διττή καθώς τα δεδομένα που παρουσιάστηκαν μπορούν να χρησιμοποιηθούν τόσο για τη βελτίωση της ποιότητας ζωής όσο και σε επίπεδο αγωνιστικού αθλητισμού. Γνωρίζοντας την επίδραση που έχει η ταχύτητα σε εμβιομηχανικές παραμέτρους της βάρδισης μπορούμε να ερμηνεύσουμε αποτελεσματικότερα παρεκκλίσεις στη βάρδιση ατόμων με κάποια παθολογία, που αδυνατούν να περπατήσουν σε ένα φυσιολογικό εύρος ταχύτητας. Με αυτό τον τρόπο είναι εφικτή η αντικειμενικότερη αξιολόγηση των προβλημάτων που αντιμετωπίζουν διάφορες ομάδες ατόμων και επακόλουθα, μπορούν να εφαρμοστούν κατάλληλα προγράμματα αποκατάστασης που θα βελτιώσουν την ποιότητα ζωής τους. Αντίστοιχα στο επίπεδο του αγωνιστικού αθλητισμού, η κατανόηση της εμβιομηχανικής του τρεξίματος σε υψηλές ταχύτητες σε συνδυασμό με την αλληλεπίδραση άλλων παραγόντων μπορεί να συμβάλει ουσιαστικά στην αποφυγή τραυματισμών και στην αποδοτικότερη οργάνωση της προπονητικής διαδικασίας.

### Βιβλιογραφία

- Adelaar, R. S. (1986). The practical biomechanics of running. *The American Journal of Sports Medicine*, 14(6), 497-500.
- Andriacchi, T. P., Ogle, J. A., & Galante, J. O. (1977). Walking speed as a basis for normal and abnormal gait measurements. *Journal of Biomechanics*, 10(4), 261-268.
- Arnold, E. M., Hamner, S. R., Seth, A., Millard, M., & Delp, S. L. (2013). How muscle fiber lengths and velocities affect muscle force generation as humans walk and run at different speeds. *Journal of Experimental Biology*, 216(11), 2150-2160.
- Ayyappa, E. (1997). Normal human locomotion, part 1: Basic concepts and terminology. *Journal of Prosthetics and Orthotics*, 9(1), 10-17.
- Baker, R. (2013). *Measuring Walking: A Handbook of Clinical Gait Analysis*. UK: Mac Keith Press.
- Beres-Jones, J. A., & Harkema, S. J. (2004). The human spinal cord interprets velocity-dependent afferent input during stepping. *Brain*, 127(10), 2232-2246.
- Borghese, N. A., Bianchi, L., & Lacquaniti, F. (1996). Kinematic determinants of human locomotion. *The Journal of physiology*, 494(1), 863-879.
- Brent Edwards, W., Taylor, D., Rudolph, T. J., Gillette, J. C., & Derrick, T. R. (2010). Effects of running speed on a probabilistic stress fracture model. *Clinical Biomechanics*, 25(4), 372-377.
- Browning, R. C., & Kram, R. (2007). Effects of obesity on the biomechanics of walking at different speeds. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 39(9), 1632-1641.
- Brughelli, M., Cronin, J., & Chaouachi, A. (2011). Effects of running velocity on running kinetics and kinematics. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 25(4), 933-939.
- Cappellini, G., Ivanenko, Y. P., Poppele, R. E., & Lacquaniti, F. (2006). Motor patterns in human walking and running. *Journal of Neurophysiology*, 95(6), 3426-3437.
- Cavanagh, P. R. (Ed.). (1990). *Biomechanics of distance running*. Champaign, Illinois: Human Kinetics.
- Chao, E. Y., Laughman, R. K., Schneider, E., & Stauffer, R. N. (1983). Normative data of knee joint motion and ground reaction forces in adult level walking. *Journal of Biomechanics*, 16(3), 219-233.
- Chiu, M. C., & Wang, M. J. (2007). The effect of gait speed and gender on perceived exertion, muscle activity, joint motion of lower extremity, ground reaction force and heart rate during normal walking. *Gait and Posture*, 25(3), 385-392.
- Chumanov, E. S., Heiderscheit, B. C., & Thelen, D. G. (2007). The effect of speed and influence of individual muscles on hamstring mechanics during the swing phase of sprinting. *Journal of Biomechanics*, 40(16), 3555-3562.

- Crosbie, J., Vachalathiti, R., & Smith, R. (1997). Age, gender and speed effects on spinal kinematics during walking. *Gait and Posture*, 5(1), 13-20.
- de David, A. C., Carpes, F. P., & Stefanyshyn, D. (2015). Effects of changing speed on knee and ankle joint load during walking and running. *Journal of Sports Sciences*, 33(4), 391-397.
- De Luca, C. J. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13(2), 135-163.
- Den Otter, A. R., Geurts, A. C. H., Mulder, T., & Duysens, J. (2004). Speed related changes in muscle activity from normal to very slow walking speeds. *Gait and Posture*, 19(3), 270-278.
- Denny, M. W. (2008). Limits to running speed in dogs, horses and humans. *Journal of Experimental Biology*, 211(24), 3836-3849.
- Derrick, T. R. (2004). The effects of knee contact angle on impact forces and accelerations. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 36(5), 832-837.
- Dicharry, J. (2010). Kinematics and kinetics of gait: From lab to clinic. *Clinics in Sports Medicine*, 29(3), 347-364.
- Dorn, T. W., Schache, A. G., & Pandy, M. G. (2012). Muscular strategy shift in human running: Dependence of running speed on hip and ankle muscle performance. *Journal of Experimental Biology*, 215(11), 1944-1956.
- Dubbeldam, R., Buurke, J. H., Simons, C., Groothuis-Oudshoorn, C. G. M., Baan, H., Nene, A. V., et al., (2010). The effects of walking speed on forefoot, hindfoot and ankle joint motion. *Clinical Biomechanics*, 25(8), 796-801.
- Dugan, S. A., & Bhat, K. P. (2005). Biomechanics and analysis of running gait. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, 16(3), 603-621.
- Farley, C. T., & Ferris, D. P. (1998). Biomechanics of walking and running: center of mass movements to muscle action. *Exerc Sport Sci Rev*, 26, 253-285.
- Franz, J. R., Paylo, K. W., Dicharry, J., Riley, P. O., & Kerrigan, D. C. (2009). Changes in the coordination of hip and pelvis kinematics with mode of locomotion. *Gait and Posture*, 29(3), 494-498.
- Fredericks, W., Swank, S., Teisberg, M., Hampton, B., Ridpath, L., & Hanna, J. B. (2015). Lower extremity biomechanical relationships with different speeds in traditional, minimalist, and barefoot footwear. *Journal of Sports Science and Medicine*, 14(2), 276-283.
- Gazendam, M. G. J., & Hof, A. L. (2007). Averaged EMG profiles in jogging and running at different speeds. *Gait and Posture*, 25(4), 604-614.
- Grieve, D. W., & Gear, R. J. (1966). The Relationships Between Length of Stride, Step Frequency, Time of Swing and Speed of Walking for Children and Adults. *Ergonomics*, 9(5), 379-399.
- Grillner, S., Halbertsma, J., Nilsson, J., & Thorstensson, A. (1979). The adaptation to speed in human locomotion. *Brain Research*, 165(1), 177-182.
- Guo, L. Y., Su, P. C., Yang, C. H., Wang, S. H., Chang, J. J., Wu, W. L., et al., (2006). Effects of speed and incline on lower extremity kinematics during treadmill jogging in healthy subjects. *Biomedical Engineering - Applications, Basis and Communications*, 18(2), 73-79.
- Hamill, J., & Knutzen, K. M. (2009). *Biomechanical basis of human movement* (3rd ed.): Lippincott Williams & Wilkins.
- Hamill, J., Knutzen, K. M., & Derrick, T. R. (2015). *Biomechanical basis of human movement* (4th ed.): Lippincott Williams & Wilkins.
- Hamner, S. R., & Delp, S. L. (2013). Muscle contributions to fore-aft and vertical body mass center accelerations over a range of running speeds. *Journal of Biomechanics*, 46(4), 780-787.
- Hanlon, M., & Anderson, R. (2006). Prediction methods to account for the effect of gait speed on lower limb angular kinematics. *Gait and Posture*, 24(3), 280-287.

- Hasegawa, H., Yamauchi, T., & Kraemer, W. J. (2007). Foot strike patterns of runners at the 15-km point during an elite-level half marathon. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 21(3), 888-893.
- Hatala, K. G., Dingwall, H. L., Wunderlich, R. E., & Richmond, B. G. (2013). Variation in Foot Strike Patterns during Running among Habitually Barefoot Populations. *PLoS ONE*, 8(1).
- Hayes, P., & Caplan, N. (2012). Foot strike patterns and ground contact times during high-calibre middle-distance races. *Journal of Sports Sciences*, 30(12), 1275-1283.
- Hebenstreit, F., Leibold, A., Krinner, S., Welsch, G., Lochmann, M., & Eskofier, B. M. (2015). Effect of walking speed on gait sub phase durations. *Human Movement Science*, 43, 118-124.
- Hirasaki, E., Moore, S. T., Raphan, T., & Cohen, B. (1999). Effects of walking velocity on vertical head and body movements during locomotion. *Experimental Brain Research*, 127(2), 117-130.
- Hof, A. L., Elzinga, H., Grimmius, W., & Halbertsma, J. P. K. (2002). Speed dependence of averaged EMG profiles in walking. *Gait and Posture*, 16(1), 78-86.
- Holden, J. P., Chou, G., & Stanhope, S. J. (1997). Changes in knee joint function over a wide range of walking speeds. *Clinical Biomechanics*, 12(6), 375-382.
- Hootman, J. M., Macera, C. A., Ainsworth, B. E., Martin, M., Addy, C. L., & Blair, S. N. (2001). Association among physical activity level, cardiorespiratory fitness, and risk of musculoskeletal injury. *American Journal of Epidemiology*, 154(3), 251-258.
- Hreljac, A. (1993). Preferred and energetically optimal gait transition speeds in human locomotion. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 25(10), 1158-1162.
- Huang, Y., Meijer, O. G., Lin, J., Bruijn, S. M., Wu, W., Lin, X., et al., (2010). The effects of stride length and stride frequency on trunk coordination in human walking. *Gait and Posture*, 31(4), 444-449.
- Ishikawa, M., Pakaslahti, J., & Komi, P. V. (2007). Medial gastrocnemius muscle behavior during human running and walking. *Gait and Posture*, 25(3), 380-384.
- Ivanenko, Y. P., Poppele, R. E., & Lacquaniti, F. (2004). Five basic muscle activation patterns account for muscle activity during human locomotion. *Journal of Physiology*, 556(1), 267-282.
- Ivanenko, Y. P., Poppele, R. E., & Lacquaniti, F. (2006). Motor control programs and walking. *Neuroscientist*, 12(4), 339-348.
- Kadaba, M. P., Ramakrishnan, H. K., Wootten, M. E., Gaine, J., Gorton, G., & Cochran, G. V. B. (1989). Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait. *Journal of Orthopaedic Research*, 7(6), 849-860.
- Keller, T. S., Weisberger, A. M., Ray, J. L., Hasan, S. S., Shiavi, R. G., & Spengler, D. M. (1996). Relationship between vertical ground reaction force and speed during walking, slow jogging, and running. *Clinical Biomechanics*, 11(5), 253-259.
- Kirtley, C. (2006). *Clinical gait analysis. Theory and practice*: Elsevier, Churchill Livingstone.
- Kirtley, C., Whittle, M. W., & Jefferson, R. J. (1985). Influence of walking speed on gait parameters. *Journal of Biomedical Engineering*, 7(4), 282-288.
- Kivi, D. M. R., Maraj, B. K. V., & Gervais, P. (2002). A kinematic analysis of high-speed treadmill sprinting over a range of velocities. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 34(4), 662-666.
- Korhonen, M. T., Mero, A. A., Alln, M., Sipilä, S., Hakkinen, K., Liikavainio, T., et al., (2009). Biomechanical and skeletal muscle determinants of maximum running speed with aging. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 41(4), 844-856.
- Kuhman, D., Melcher, D., & Paquette, M. R. (2015). Ankle and knee kinetics between strike patterns at common training speeds in competitive male runners. *European Journal of Sport Science*, 15, 1-8.
- Kyröläinen, H., Avela, J., & Komi, P. V. (2005). Changes in muscle activity with increasing running speed. *Journal of Sports Sciences*, 23(10), 1101-1109.
- Kyröläinen, H., Belli, A., & Komi, P. V. (2001). Biomechanical factors affecting running economy. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33(8), 1330-1337.

- Lafortune, M. A., Lake, M. J., & Hennig, E. M. (1996). Differential shock transmission response of the human body to impact severity and lower limb posture. *Journal of Biomechanics*, 29(12), 1531-1537.
- Lelas, J. L., Merriman, G. J., Riley, P. O., & Kerrigan, D. C. (2003). Predicting peak kinematic and kinetic parameters from gait speed. *Gait and Posture*, 17(2), 106-112.
- Lerner, Z. F., Haight, D. J., DeMers, M. S., Board, W. J., & Browning, R. C. (2014). The effects of walking speed on tibiofemoral loading estimated via musculoskeletal modeling. *Journal of Applied Biomechanics*, 30(2), 197-205.
- Levine, D., Richards, J., & M.W., W. (2012). *Whittle's Gait Analysis*: Esvier.
- Liu, Y., Lu, K., Yan, S., Sun, M., Lester, D. K., & Zhang, K. (2014). Gait phase varies over velocities. *Gait and Posture*, 39(2), 756-760.
- Mann, R., Malisoux, L., Nührenbörger, C., Urhausen, A., Meijer, K., & Theisen, D. (2015). Association of previous injury and speed with running style and stride-to-stride fluctuations. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 25(6), e638-e645.
- Mann, R. A., & Hagy, J. (1980). Biomechanics of walking, running, and sprinting. *American Journal of Sports Medicine*, 8(5), 345-350.
- Mercer, J. A., Vance, J., Hreljac, A., & Hamill, J. (2002). Relationship between shock attenuation and stride length during running at different velocities. *European Journal of Applied Physiology*, 87(4-5), 403-408.
- Minetti, A. E., Ardigo, L. P., & Saibene, F. (1994). The transition between walking and running in humans: Metabolic and mechanical aspects at different gradients. *Acta Physiologica Scandinavica*, 150(3), 315-323.
- Munro, C. F., Miller, D. I., & Fuglevand, A. J. (1987). Ground reaction forces in running: A reexamination. *Journal of Biomechanics*, 20(2), 147-155.
- Murley, G. S., Menz, H. B., Landorf, K. B., & Bird, A. R. (2010). Reliability of lower limb electromyography during overground walking: a comparison of maximal- and sub-maximal normalisation techniques. *Journal of Biomechanics*, 43(4), 749-756.
- Murray, M. P., Mollinger, L. A., Gardner, G. M., & Sepic, S. B. (1984). Kinematic and EMG patterns during slow, free, and fast walking. *Journal of Orthopaedic Research*, 2(3), 272-280.
- Neptune, R. R., & Sasaki, K. (2005). Ankle plantar flexor force production is an important determinant of the preferred walk-to-run transition speed. *Journal of Experimental Biology*, 208(5), 799-808.
- Neptune, R. R., Sasaki, K., & Kautz, S. A. (2008). The effect of walking speed on muscle function and mechanical energetics. *Gait and Posture*, 28(1), 135-143.
- Nilsson, J., & Thorstensson, A. (1987). Adaptability in frequency and amplitude of leg movements during human locomotion at different speeds. *Acta Physiologica Scandinavica*, 129(1), 107-114.
- Nilsson, J., & Thorstensson, A. (1989). Ground reaction forces at different speeds of human walking and running. *Acta Physiologica Scandinavica*, 136(2), 217-227.
- Nilsson, J., Thorstensson, A., & Halbertsma, J. (1985). Changes in leg movements and muscle activity with speed of locomotion and mode of progression in humans. *Acta Physiologica Scandinavica*, 123(4), 457-475.
- Nottrodt, J. W., Charteris, J., & Wall, J. C. (1982). The effects of speed on pelvic oscillations in the horizontal plane during level walking. *Journal of Human Movement Studies*, 8(1), 27-40.
- Novacheck, T. F. (1995). Walking, running, and sprinting: a three-dimensional analysis of kinematics and kinetics. *Instructional course lectures*, 44, 497-506.
- Novacheck, T. F. (1998). The biomechanics of running. *Gait & Posture*, 7(1), 77-95.
- Nummela, A., Keränen, T., & Mikkelsen, L. O. (2007). Factors related to top running speed and economy. *International Journal of Sports Medicine*, 28(8), 655-661.



- Nymark, J. R., Balmer, S. J., Melis, E. H., Lemaire, E. D., & Millar, S. (2005). Electromyographic and kinematic nondisabled gait differences at extremely slow overground and treadmill walking speeds. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 42(4), 523-534.
- Oberg, T., Karsznia, A., & Oberg, K. (1994). Joint angle parameters in gait: Reference data for normal subjects, 10-79 years of age. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 31(3), 199-213.
- Ogueta-Alday, A., Rodríguez-Marroyo, J. A., & García-López, J. (2014). Rearfoot striking runners are more economical than midfoot strikers. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 46(3), 580-585.
- Olney, S. J., Griffin, M. P., & McBride, I. D. (1994). Temporal, kinematic, and kinetic variables related to gait speed in subjects with hemiplegia: A regression approach. *Physical Therapy*, 74(9), 872-885.
- Ounpuu, S. (1990). The biomechanics of running: a kinematic and kinetic analysis. *Instructional course lectures*, 39, 305-318.
- Ounpuu, S. (1994). The biomechanics of walking and running. *Clinics in Sports Medicine*, 13(4), 843-863.
- Pandy, M. G., & Andriacchi, T. P. (2010). Muscle and Joint Function in Human Locomotion. *Annual Review of Biomedical Engineering*, 12(1), 401-433.
- Paróczai, R., & Kocsis, L. (2006). Analysis of human walking and running parameters as a function of speed. *Technology and Health Care*, 14(4-5), 251-260.
- Perry, J., & Burnfield, J. M. (2010). *Gait analysis. Normal and pathological function* (2nd ed.). Thorofare, NJ: SLACK Incorporated.
- Pink, M., Perry, J., Houglum, P. A., & Devine, D. J. (1994). Lower Extremity Range of Motion in the Recreational Sport Runner. *The American Journal of Sports Medicine*, 22(4), 541-549.
- Racic, V., Pavic, A., & Brownjohn, J. M. W. (2009). Experimental identification and analytical modelling of human walking forces: Literature review. *Journal of Sound and Vibration*, 326(1-2), 1-49.
- Riley, P. O., Dicharry, J., Franz, J., Croce, U. D., Wilder, R. P., & Kerrigan, D. C. (2008). A kinematics and kinetic comparison of overground and treadmill running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 40(6), 1093-1100.
- Røislien, J., Skare, Ø., Gustavsen, M., Broch, N. L., Rennie, L., & Opheim, A. (2009). Simultaneous estimation of effects of gender, age and walking speed on kinematic gait data. *Gait and Posture*, 30(4), 441-445.
- Rose, J., & Gamble, J. G. (Eds.). (2006). *Human walking* (3rd ed.): Lippincott Williams & Wilkins.
- Sasaki, K., & Neptune, R. R. (2006). Differences in muscle function during walking and running at the same speed. *Journal of Biomechanics*, 39(11), 2005-2013.
- Saunders, S. W., Schache, A., Rath, D., & Hodges, P. W. (2005). Changes in three dimensional lumbo-pelvic kinematics and trunk muscle activity with speed and mode of locomotion. *Clinical Biomechanics*, 20(8), 784-793.
- Schache, A. G., Bennell, K. L., Blanch, P. D., & Wrigley, T. V. (1999). The coordinated movement of the lumbo-pelvic-hip complex during running: A literature review. *Gait and Posture*, 10(1), 30-47.
- Schache, A. G., Dorn, T. W., Williams, G. P., Brown, N. A. T., & Pandy, M. G. (2014). Lower-limb muscular strategies for increasing running speed. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 44(10), 813-824.
- Schwartz, M. H., Rozumalski, A., & Trost, J. P. (2008). The effect of walking speed on the gait of typically developing children. *Journal of Biomechanics*, 41(8), 1639-1650.
- Shemmell, J., Johansson, J., Portra, V., Gottlieb, G. L., Thomas, J. S., & Corcos, D. M. (2007). Control of interjoint coordination during the swing phase of normal gait at different speeds. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 4, 10.

- Shiavi, R. (1985). Electromyographic patterns in adult locomotion: A comprehensive review. *Journal of rehabilitation R&D*, 22(3), 85-98.
- Simpson, K. J., Jiang, P., Shewokis, P. A., Odum, S., & Reeves, K. T. (1993). Kinematic and plantar pressure adjustments to downhill gradients during gait. *Gait & Posture*, 1(3), 172-179.
- Sinning, W. E., & Forsyth, H. L. (1970). Lower-limb actions while running at different velocities. *Medicine and science in sports*, 2(1), 28-34.
- Stansfield, B. W., Hillman, S. J., Hazlewood, M. E., Lawson, A. A., Mann, A. M., Loudon, I. R., & Robb, J. E. (2001a). Normalized speed, not age, characterizes ground reaction force patterns in 5- to 12-year-old children walking at self-selected speeds. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 21(3), 395-402.
- Stansfield, B. W., Hillman, S. J., Hazlewood, M. E., Lawson, A. A., Mann, A. M., Loudon, I. R., & Robb, J. E. (2001b). Sagittal joint kinematics, moments, and powers are predominantly characterized by speed of progression, not age, in normal children. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 21(3), 403-411.
- Stoquart, G., Detrembleur, C., & Lejeune, T. (2008). Effect of speed on kinematic, kinetic, electromyographic and energetic reference values during treadmill walking. *Neurophysiologie Clinique*, 38(2), 105-116.
- Tam, N., Wilson, J. L. A., Noakes, T. D., & Tucker, R. (2014). Barefoot running: An evaluation of current hypothesis, future research and clinical applications. *British Journal of Sports Medicine*, 48(5), 349-355.
- Tsatalas, T., Giakas, G., Spyropoulos, G., Sideris, V., Kotzamanidis, C., & Koutedakis, Y. (2013). Walking kinematics and kinetics following eccentric exercise-induced muscle damage. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 23(5), 1229-1236.
- Tsatalas, T., Giakas, G., Spyropoulos, G., Sideris, V., Lazaridis, S., Kotzamanidis, C., & Koutedakis, Y. (2013). The effects of eccentric exercise-induced muscle damage on running kinematics at different speeds. *Journal of Sports Sciences*, 31(3), 288-298.
- Tulchin, K., Orendurff, M., Adolfsen, S., & Karol, L. (2009). The effects of walking speed on multisegment foot kinematics in adults. *Journal of Applied Biomechanics*, 25(4), 377-386.
- Van Der Linden, M. L., Kerr, A. M., Hazlewood, M. E., Hillman, S. J., & Robb, J. E. (2002). Kinematic and kinetic gait characteristics of normal children walking at a range of clinically relevant speeds. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 22(6), 800-806.
- Van Emmerik, R. E. A., McDermott, W. J., Haddad, J. M., & Van Wegen, E. E. H. (2005). Age-related changes in upper body adaptation to walking speed in human locomotion. *Gait and Posture*, 22(3), 233-239.
- van Hedel, H. J. A., Tomatis, L., & Muller, R. (2006). Modulation of leg muscle activity and gait kinematics by walking speed and bodyweight unloading. *Gait & Posture*, 24(1), 35-45.
- Wagenaar, R. C., & Beek, W. J. (1992). Hemiplegic gait: A kinematic analysis using walking speed as a basis. *Journal of Biomechanics*, 25(9), 1007-1015.
- Williams, K. R. (1985). Biomechanics of running. *Exerc Sport Sci Rev*, 13, 389-441.
- Wootten, M. E., Kadaba, M. P., & Cochran, G. V. B. (1990). Dynamic electromyography. II. Normal patterns during gait. *Journal of Orthopaedic Research*, 8(2), 259-265.
- Zatsiorky, V. M., Werner, S. L., & Kaimin, M. A. (1994). Basic kinematics of walking. Step length and step frequency. A review. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 34(2), 109-134.
- Zeni Jr, J. A., & Higginson, J. S. (2009). Differences in gait parameters between healthy subjects and persons with moderate and severe knee osteoarthritis: A result of altered walking speed? *Clinical Biomechanics*, 24(4), 372-378.

Υπεύθυνος έκδοσης: Ελληνική Ακαδημία Φυσικής Αγωγής, Υπεύθυνος συντακτικής επιτροπής: Γιάννης Θεοδωράκης, Επιμελητές έκδοσης: Βάσω Ζήση, Βασίλης Γεροδήμος, Αντώνης Χατζηγεωργιάδης, Θανάσης Τσιόκανος, Αθανάσιος Τζαμούρτας, Γιώργος Τζέτζης, Θωμάς Κουρτέσης, Ευάγγελος Αλμπανίδης, Κων/να Δίπλα. Διαχείριση-επιμέλεια-στοιχειοθέσια: Στέφανος Πέρκος, Βασίλης Μπούγλας.

Editor -in- Chief: Hellenic Academy of Physical Education, Head of the editorial board: Yannis Theodorakis, Editorial Board: Vaso Zissi, Vasilis Gerodimos, Antonis Chatzigeorgiadis, Thanassis Tsiokanos, Athanasios Jamurtas, Giorgos Tzetzis, Thomas Kourtessis, Evangelos Albanidis, Konstantina Dipla. Editorial management: Stefanos Perkos, Vasilis Bouglas.