

ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΘΕΣΣΑΛΙΑΣ
Τ.Ε.Φ.Α.Α. ΤΡΙΚΑΛΩΝ

**ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΙΚΟΤΗΤΑ ΤΗΣ ΧΡΗΣΕΩΣ ΟΡΘΩΤΙΚΩΝ ΣΤΗ
ΔΙΟΡΘΩΣΗ ΑΣΥΜΜΕΤΡΙΩΝ ΤΟΥ ΑΚΡΟΥ ΠΟΔΟΣ ΔΡΟΜΕΩΝ-
ΑΘΛΗΤΩΝ**



ΣΥΓΓΡΑΦΕΑΣ : ΣΠΥΡΙΔΩΝ Ι. ΤΣΙΡΙΓΚΑΚΗΣ (Α.Ε.Μ. : 0798045)

ΥΠΕΥΘΥΝΟΣ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ : ΓΕΩΡΓΙΟΣ Π. ΡΟΝΤΟΓΙΑΝΝΗΣ

ΑΚΑΔΗΜΑΪΚΟ ΕΤΟΣ : 2003-2004



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΘΕΣΣΑΛΙΑΣ
ΥΠΗΡΕΣΙΑ ΒΙΒΛΙΟΘΗΚΗΣ & ΠΛΗΡΟΦΟΡΗΣΗΣ
ΕΙΔΙΚΗ ΣΥΛΛΟΓΗ «ΓΚΡΙΖΑ ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ»

Αριθ. Εισ.: 7486/1
Ημερ. Εισ.: 12/11/2009
Δωρεά:
Ταξιδετικός Κωδικός: ΠΤ-ΤΕΦΑΑ
2004
ΤΣ1

ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΘΕΣΣΑΛΙΑΣ
ΒΙΒΛΙΟΘΗΚΗ



004000102567

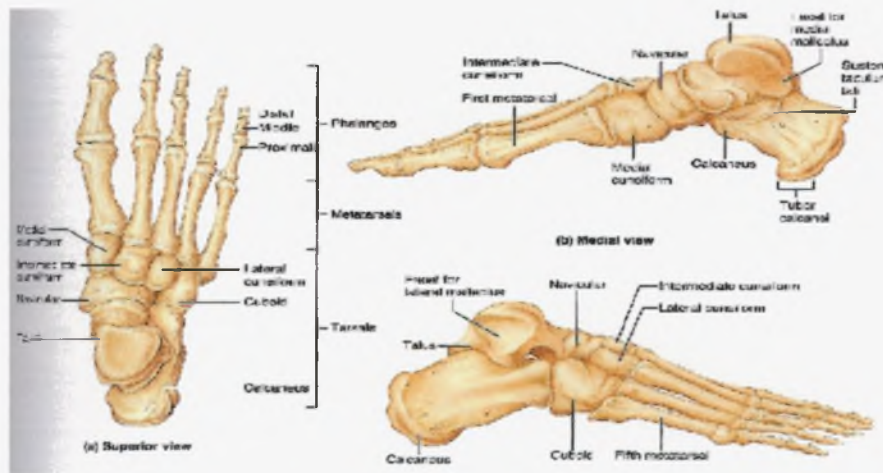
ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

Κεφάλαιο 1: Η ανατομική κατασκευή του άκρου ποδός και η λειτουργία αυτού.....	1
Κεφάλαιο 2: Ασυμμετρίες του άκρου ποδός (υπερπρηνισμός-υπερυπτιασμός) και οι κλινικές τους εκδηλώσεις.....	11
Κεφάλαιο 3: Ο άκρος πόδας του δρομέα-αθλητού και η σχέση του με το αθλητικό υπόδημα.....	15
Κεφάλαιο 4: Ασυμμετρίες άκρου ποδός δρομέων-αθλητών και η διόρθωσή τους.....	20
Κεφάλαιο 5: Αποτελεσματικότητα των ορθωτικών συστημάτων στη ρύθμιση ασυμμετριών δρομέων-αθλητών.....	25
Κεφάλαιο 6: Βιβλιογραφία.....	29

Η ανατομική κατασκευή του άκρου ποδός και η λειτουργία αυτού.¹

Ο σκελετός του άκρου ποδός περιλαμβάνει 33 αρθρώσεις και 26 οστά συνολικά.

Τα οστά διακρίνονται σε τρεις ομάδες: τα οστά του τάρσους, τα μετατόρσια οστά και τα οστά των δακτύλων.



Τα οστά του τάρσους είναι επτά και διατάσσονται σε τρεις εγκάρσιους στίχους.

Ο οπίσθιος στίχος περιλαμβάνει τα οστά του αστραγάλου και της πτέρνας. Ο αστράγαλος είναι ένα βραχύ οστό με ανώμαλο κυβοειδές σχήμα που είναι υπεύθυνο για τη μεταφορά του σώματος προς το πόδι. Η πτέρνα έχει έξι επιφάνειες, είναι το πιο μεγάλο από τα οστά του τάρσους, ενώ επίσης θεωρείται το πιο ισχυρό από τα οστά του ποδός.

Ο μέσος στίχος σχηματίζεται μόνο από το σκαφοειδές οστό το οποίο εμφανίζει μηνοειδές σχήμα.

Τέλος, ο πρόσθιος στίχος, αρχίζοντας από έξω προς τα μέσα, σχηματίζεται από το κυβοειδές και τα τρία σφηνοειδή οστά, τα οποία διαφέρουν μεταξύ τους στο σχήμα και τη θέση τους.

¹ Η συγγραφή του συγκεκριμένου κεφαλαίου έχει γίνει κατόπιν προσεκτικής μελέτης και ανάλυσης των παρακάτω βιβλιογραφικών αναφορών: Δούκας, Ν., 1991, Kahle, W., Leonhardt, H. & Platzer, W., 1985, Kapandji, I. A., 1975, Τσιλγκίρογλου-Φαχαντίδου, Α., 1989

Τα οστά του μεταταρσίου είναι πέντε στον αριθμό επιμήκη οστά με λίγο κυρτό στην πάνω επιφάνεια τους σώμα. Ονομάζονται από μέσα προς τα έξω, έτσι ώστε το πρώτο, το οποίο είναι το βραχύτερο και παχύτερο να αντιστοιχεί στο μεγάλο δάκτυλο και το πέμπτο στο μικρό αντίστοιχα. Τα μετατάρσια οστά χωρίζονται το ένα από το άλλο με επιμήκη μεσόστεα διαστήματα.

Τα δάκτυλα αποτελούνται από τρία μικρά επιμήκη οστά, τις φάλαγγες, την πρώτη ή μετατάρσια, τη δεύτερη ή μέση και την τρίτη ή ονυχοφόρα. Εξαιρέση αποτελεί το μεγάλο δάκτυλο το οποίο έχει μόνο δύο φάλαγγες, την πρώτη και την ονυχοφόρα.

Οι αρθρώσεις του άκρου ποδός είναι η αστραγαλοκνημική ή ποδοκνημική διάρθρωση, οι μεσοτάρσιες διαρθρώσεις, οι ταρσομετατάρσιες διάρθρωσεις, οι αρθρώσεις μεταξύ των μεταταρσίων, οι μεταταρσιοφαλαγγικές διαρθρώσεις και τέλος οι μεσοφαλαγγικές διαρθρώσεις. Μέσω των αρθρώσεων αυτών και μεγάλου αριθμού συνδέσμων, πραγματοποιούνται οι πολύπλοκες κινήσεις του άκρου ποδός υπό την δράση των διαφόρων μυικών ομάδων της περιοχής.

Οι κύριοι άξονες κίνησης του άκρου ποδός είναι τρεις και διασταυρώνονται «χονδροειδώς» στο οπίσθιο ήμισυ τμήμα του. Όταν το πόδι βρίσκεται σε ουδέτερη θέση οι τρεις άξονες είναι κάθετοι ο ένας με τον άλλον. Ο εγκάρσιος άξονας XX' περνά διαμέσου των δύο σφυρών και είναι ο κύριος άξονας της ποδοκνημικής άρθρωσης.



Ελέγχει τις κινήσεις έκτασης και κάμψης του άκρου ποδός που γίνονται στο οβελιαίο επίπεδο. Ο κατακόρυφος άξονας YY' είναι κάθετος και ελέγχει τις κινήσεις προσαγωγής και απαγωγής του άκρου ποδός που λαμβάνουν χώρα σε εγκάρσιο επίπεδο. Τέλος ο επιμήκης άξονας ZZ' είναι οριζόντιος, κείται σε οβελιαίο επίπεδο και ελέγχει τις κινήσεις υπτιασμού και πρηνισμού του άκρου ποδός.

Ακολουθως γίνεται σύντομη περιγραφή των αρθρώσεων του άκρου ποδός και των κινήσεων που συμβαίνουν σε κάθε μία από αυτές.

Αστραγαλοκνημική ή Ποδοκνημική διάρθρωση

Σε αυτήν γίνεται η άρθρωση των οστών της κνήμης με το σκελετό του άκρου ποδός. Θεωρείται η σπουδαιότερη άρθρωση, αφού μέσω αυτής μεταφέρεται το βάρος του κορμού από την κνήμη στον άκρο πόδα.

Οι αρθρικές επιφάνειες της ποδοκνημικής διάρθρωσης σχηματίζονται από την περονοκνημική γλήνη (που σχηματίζεται από την κνήμη και την περόνη) και από την τροχιλία του αστραγάλου μαζί με την έσω και έξω σφυρίτιδα επιφάνειά του. Ο αρθρικός θύλακος ενισχύεται από μεγάλο αριθμό συνδέσμων, με μεγαλύτερους, στην έσω επιφάνεια τον έσω πλάγιο ή δελτοειδή σύνδεσμο και στην έξω επιφάνεια τον έξω πλάγιο σύνδεσμο της ποδοκνημικής.

Στην ποδοκνημική διάρθρωση γίνονται κινήσεις πελματιαίας και ραχιαίας κάμψης του ποδός, ενώ είναι δυνατή επίσης η πραγματοποίηση και πλάγιων κινήσεων, όταν ο άκρος πόδας είναι σε πελματιαία κάμψη εξαιτίας του μικρού πλάτους της τροχιλίας στο πίσω μέρος του αστραγάλου.

Πελματιαία κάμψη πραγματοποιείται, όταν η πελματιαία επιφάνεια του άκρου ποδός κινείται μακριά από την κνήμη και περόνη και είναι κίνηση η οποία γίνεται στο οβελιαίο επίπεδο, με μέγιστο φυσιολογικό εύρος κίνησης 30-50 μοίρες.

Αντίθετα, ραχιαία κάμψη πραγματοποιείται, όταν η ραχιαία επιφάνεια του άκρου ποδός κινείται προς την κνήμη. Παρουσιάζεται στο ίδιο επίπεδο με την πελματιαία κάμψη, και έχει μέγιστο φυσιολογικό εύρος κίνησης 20 μοίρες.

Μεσοτάρσιες διαρθρώσεις

Είναι οι αρθρώσεις μεταξύ του αστραγάλου, της πτέρνας, του σκαφοειδούς, του κυβοειδούς και των σφηνοειδών οστών. Ονομαστικά είναι η αστραγαλοπτερνική ή υπαστραγαλική διάρθρωση, η εγκάρσια του ταρσού διάρθρωση και η σκαφοσφηνοειδής διάρθρωση.

Αστραγαλοπτερνική ή υπαστραγαλική διάρθρωση

Οι αρθρικές επιφάνειες της αστραγαλοπτερνικής διάρθρωσης σχηματίζονται από τον αστράγαλο και την πτέρνα. Οι κινήσεις που παρουσιάζονται στην άρθρωση αυτή είναι:

- Πρηνισμός ή ανάσπαση του έξω χείλους του ποδός. Παρουσιάζεται σε μετωπιαίο επίπεδο και σε έναν άξονα κίνησης περίπου οβελιαίο και έχει φυσιολογικό εύρος κίνησης 0-15 μοίρες.
- Υπτιασμός ή ανάσπαση του έσω χείλους του ποδιού, ο οποίος παρουσιάζεται στο ίδιο επίπεδο και στον ίδιον άξονα κίνησης με εύρος κίνησης 0-35 μοίρες.

Εγκάρσια του τάρσου διάρθρωση

Η διάρθρωση αυτή περιλαμβάνει την αστραγαλοσκαφοειδή και την πτερνοκυβοειδή διάρθρωση. Στην άρθρωση αυτή οι κινήσεις που πραγματοποιούνται είναι:

- Απαγωγή ή προσαγωγή στο οριζόντιο επίπεδο, με κάθετο άξονα και με ελάχιστο εύρος κίνησης.
- Ραχιαία ή πελματιαία κάμψη στο οβελιαίο επίπεδο, με περίπου οριζόντιο άξονα και συνολικό εύρος κίνησης 12 μοίρες.
- Πρηνισμός ή υπτιασμός στο μετωπιαίο επίπεδο, με περίπου οβελιαίο άξονα και συνολικό εύρος κίνησης 20-30 μοίρες.

Σκαφοσφηνοειδής διάρθρωση

Σχηματίζεται από την πρόσθια αρθρική επιφάνεια του σκαφοειδούς και των οπισθίων επιφανειών των τριών σφηνοειδών οστών. Ο αρθρικός θύλακας ενισχύεται από τους ραχιαίους και πελματιαίους σκαφοσφηνοειδείς συνδέσμους, οι οποίοι εκτείνονται μεταξύ του σκαφοειδούς και των σφηνοειδών οστών και προστατεύουν τα τρία σφηνοειδή οστά από ανώμαλη κίνηση.

Ταρσομετατάρσιες διαρθρώσεις

Είναι τρεις στον αριθμό (πρώτη ή έσω μεταξύ του 1^{ου} σφηνοειδούς οστού και του 1^{ου} μεταταρσίου, δεύτερη ή μεσαία μεταξύ του 2^{ου} και 3^{ου} σφηνοειδούς και του 2^{ου} και 3^{ου} μεταταρσίου και τρίτη ή έξω μεταξύ του κυβοειδούς οστού και του 4^{ου} και 5^{ου} μεταταρσίου) και είναι γνωστές ως Λισφράγκειες άρθρωση. Η κάθε μία περιβάλλεται από έναν αρθρικό θύλακα, ο οποίος με τη σειρά του ενισχύεται από τους ραχιαίους, πελματιαίους και μεσόστεους συνδέσμους. Οι ραχιαίοι, πελματιαίοι και μεσόστεοι σύνδεσμοι ελέγχουν και συγκρατούν την ποδική καμάρα, ενώ οι πελματιαίοι και οι μεσόστεοι με τη σειρά τους ελέγχουν τη ραχιαία κάμψη. Στην άρθρωση αυτή, οι κινήσεις είναι περιορισμένες και βασικός σκοπός τους είναι να προσφέρουν ελαστικότητα στην ποδική καμάρα.

Αρθρώσεις μεταξύ των μεταταρσίων

Ονομάζονται επίσης μεσοβασικές ή μεσομετατάρσιες διαρθρώσεις και σχηματίζονται από τις αρθρικές επιφάνειες των πλαγίων επιφανειών των βάσεων των μεταταρσίων. Ο αρθρικός θύλακας των αρθρώσεων αυτών ενισχύεται από τους ραχιαίους, πελματιαίους και τους μεσόστεους συνδέσμους. Όσον αφορά στις κινήσεις των ταρσομεταταρσίων διαρθρώσεων, αυτές είναι πολύ περιορισμένες.

Μεταταρσιοφαλαγγικές και Μεσοφαλαγγικές διαρθρώσεις

Οι παραπάνω αρθρώσεις συνιστούν τις διαρθρώσεις των δακτύλων.

Οι μεταταρσιοφαλαγγικές διαρθρώσεις σχηματίζονται από τις κεφαλές των μεταταρσίων και τις γλήνες των βάσεων των πρώτων φαλάγγων. Παρουσιάζουν δύο βαθμούς κίνησης, κάμψη-έκταση και προσαγωγή-απαγωγή, ενώ οι άξονες κίνησης των αρθρώσεων αυτών περνούν διαμέσου των κεφαλών των μεταταρσίων οστών.

Οι μεσοφαλαγγικές διαρθρώσεις είναι δύο για κάθε δάκτυλο, εκτός από το μεγάλο δάκτυλο που έχει μόνο μία. Όσον αφορά στις κινήσεις τους, εξαιτίας του σχήματος τους, περιορίζονται μόνο σε κάμψη και έκταση.

Οι μύες που ενεργούν στις αρθρώσεις του άκρου ποδός, μπορούν να χωριστούν με βάση την ανατομική τους θέση, αλλά και την λειτουργική τους επίδραση, σε προσθίους (κύρια ραχιαία κάμψη), που είναι ο πρόσθιος κνημιαίος, ο μακρός εκτείνοντας τους δακτύλους και ο μακρός εκτείνοντας το μεγάλο δάκτυλο, οπισθίους (κύρια πελματιαία κάμψη και πρηνισμό), που είναι ο γαστροκνήμιος, ο υποκνημίδιος, ο οπίσθιος κνημιαίος, ο μακρός καμπτήρας των δακτύλων και ο μακρός καμπτήρας του μεγάλου δακτύλου και έξω μύες (κύρια υπτιασμό), που είναι ο βραχύς, μακρός και τρίτος περνιαίος μύς, ενώ στον άκρο πόδα υπάρχουν επίσης οι βραχείς εκτείνοντες και οι βραχείς καμπτήρες των δακτύλων και οι μεσόστεοι μύες των δακτύλων.

Ο πρόσθιος κνημιαίος μύς εκφύεται από την πρόσθια επιφάνεια του έξω κνημιαίου κονδύλου (φύμα του GERDY), το άνω ημιμόριο της έξω επιφάνειας της κνήμης, την κνημιαία περιτονία και την άνω και έσω μοίρα του μεσόστεου συνδέσμου. Φερόμενος προς τα κάτω και επί τα έσω, καταφύεται στην έσω και κάτω επιφάνεια του 1ου σφηνοειδούς οστού και της βάσης του 1ου μεταταρσίου. Προκαλεί ενεργοποιούμενος ραχιαία κάμψη (έκταση) στην ποδοκνημική άρθρωση και ανάσπαση του έσω χείλους στην αστραγαλοπτερνική άρθρωση (υπτιασμό).

Ο μακρός εκτείνοντας τους δακτύλους μύς εκφύεται από τον έξω κνημιαίο κόνδυλο, την έσω επιφάνεια της κεφαλής της περόνης την κνημιαία περιτονία και τον πρόθιο μεσομύιο διάφραγμα. Καταφύεται με τέσσερις τελικούς τένοντες στη μέση και ονυχοφόρο φάλλαγμα του 2ου, 3ου, 4ου και 5ου δακτύλου. Ενεργοποιούμενος προκαλεί ραχιαία κάμψη (έκταση) στην μεσοφαλαγγική και στη μεταρσιοφαλαγγική άρθρωση των τεσσάρων δακτύλων, ραχιαία κάμψη στην ποδοκνημική άρθρωση και ανάσπαση του έξω χείλους (πρηνισμό) της μεσοταρσικής άρθρωσης.



Ο μακρός εκτείνων το μεγάλο δάκτυλο μυς εκφύεται από την έσω επιφάνεια της περόνης και το μεσόστεο υμένα, ενώ καταφύεται στην ονυχοφόρο φάλαγγα του μεγάλου δακτύλου. Ενεργοποιούμενος προκαλεί ραχιαία κάμψη (έκταση), αρχικά του μεγάλου δακτύλου και κατόπιν ολοκλήρου του ποδός. Όσον αφορά στις κινήσεις πρηνισμού –υπτιασμού συμβάλλει σε ελάχιστο βαθμό.

Ο γαστροκνήμιος μυς εκφύεται με δύο κεφαλές, την έσω και την έξω, από την οπίσθια επιφάνεια του αρθρικού θύλακα της άρθρωσης του γονάτου, τα υπερκονδύλια κυρτώματα και τα κάτω άκρα της τραχείας γραμμής (του μηριαίου οστού) και καταφύεται με τον αχίλλειο τένοντα στην οπίσθια επιφάνεια της πτέρνας. Ο μυς προκαλεί πελματιαία κάμψη της ποδοκνημικής άρθρωσης (κυρία, όταν το γόνατο είναι σε έκταση) και λιγότερο ανάσπαση του έσω χείλους της μεσοταρσικής άρθρωσης.

Ο υποκνημίδιος μυς παρουσιάζει δύο εκφύσεις, την περονιαία και την κνημιαία και καταφύεται μέσω του αχίλλειου τένοντα στην οπίσθια επιφάνεια της πτέρνας. Προκαλεί ενεργοποιούμενος πελματιαία κάμψη στην ποδοκνημική άρθρωση, ενώ βοηθά και στην ανάσπαση του έσω χείλους (υπτιασμός) στην αστραγαλοπτερνική άρθρωση.

Ο οπίσθιος κνημιαίος μυς εκφύεται από την οπίσθια επιφάνεια του μεσόστεου υμένα και από τις κοντά ευρισκόμενες περιοχές της κνήμης, περόνης και των μεσομύιων διαστημάτων, φέρεται επί τα έσω του έσω σφυρού και καταφύεται στο φύμα του σκαφοειδές οστού, στα τρία σφηνοειδή οστά και στην κάτω επιφάνεια της βάσης του 2ου, 3ου και 4ου μεταταρσίου οστού. Ο μυς ενεργοποιούμενος προκαλεί πελματιαία κάμψη στην ποδοκνημική άρθρωση και ανάσπαση του έσω χείλους της μεσοταρσικής και της αστραγαλοπτερνικής άρθρωσης (υπτιασμό).

Ο μακρός καμπτήρας του μεγάλου δακτύλου μυς εκφύεται από την οπίσθια επιφάνεια του κάτω τμήματος της περόνης, το μεσόστεο σύνδεσμο και τα μεσομύια διαφράγματα, φέρεται επί τα έσω του έσω σφυρού και καταφύεται στην κάτω επιφάνεια της ονυχοφόρου φάλαγγας του μεγάλου δακτύλου. Ενεργοποιούμενος παρουσιάζει πελματιαία κάμψη στην μεσοφαλαγγική και μεταρσιοφαλαγγική άρθρωση του μεγάλου δακτύλου, βοηθά στην πελματιαία κάμψη της ποδοκνημικής άρθρωσης και στην ανάσπαση του έσω χείλους της μεσοταρσικής άρθρωσης.

άρθρωσης (πρηνισμός) και βοηθά στην πελματιαία κάμψη της ποδοκνημικής άρθρωσης.

Ο βραχύς περνιαίος εκφύεται από την έξω επιφάνεια του κάτω τμήματος της περόνης και τα δύο μεσομύια διαστήματα, ενώ καταφύεται στο φύμα του 5ου μεταταρσίου οστού. Ενεργοποιούμενος παρουσιάζει κυρία ανάσπαση του έξω χείλους της μεσοταρσικής άρθρωσης (πρηνισμός) και βοηθά στην πελματιαία κάμψη στην ποδοκνημική άρθρωση.



ΟΙ ΠΡΟΣΘΙΟΙ ΚΑΙ ΟΙ ΕΞΩ ΜΥΕΣ ΤΗΣ ΔΕΞΙΑΣ ΚΝΗΜΗΣ

Ο τρίτος περνιαίος μυς εκφύεται από το κάτω τμήμα της έσω επιφάνειας της περόνης, το πρόσθιο μεσομύιο διάφραγμα και το μεσόστυο υμένα, ενώ καταφύεται στη ραχιαία επιφάνεια της βάσης του 5ου μεταταρσίου οστού. Ενεργοποιούμενος παρουσιάζει ανάσπαση του έξω χείλους της μεσοταρσικής άρθρωσης (πρηνισμός) και βοηθά στη ραχιαία κάμψη στην ποδοκνημική άρθρωση.

Ο βραχύς καμπτήρας των δακτύλων μυς εκφύεται από το οπίσθιο έσω φύμα της πτέρνας και την πελματιαία απονεύρωση, ενώ καταφύεται στην πελματιαία επιφάνεια της βάσης της δεύτερης φάλαγγας των δακτύλων. Ενεργοποιούμενος παρουσιάζει κάμψη στις μεσοφαλαγγικές και στις μεταταρσιοφαλαγγικές αρθρώσεις των δακτύλων.

Ο βραχύς εκτείνοντας τους δακτύλους μυς εκφύεται από την άνω έξω επιφάνεια της πτέρνας, αποσχίζεται σε τέσσερις γαστέρες και μεταβαίνει σε τέσσερις τένοντες που καταφύονται μαζί με τους τένοντες του μακρού εκτείνοντα, στη ραχιαία επιφάνεια της μέσης και ονυχοφόρου φάλαγγας των δακτύλων. Ο μυς ενεργοποιούμενος προκαλεί ραχιαία κάμψη (έκταση) στις μεσοφαλαγγικές και στις μεταρσιοφαλαγγικές αρθρώσεις των δακτύλων.

Ιδιαίτερη αναφορά πρέπει να γίνει στην ποδική καμάρα, τόσο για τη αρίστη αρχιτεκτονική κατασκευή της όσο και για τη λειτουργική της σημασία. Σχηματίζεται από τα οστά του άκρου ποδός, τα οποία συγκρατούνται από ισχυρούς συνδέσμους και μυϊκά συστήματα, δημιουργώντας ένα οβελιαίο τόξο, πάνω στο οποίο πέφτει το βάρος ολοκλήρου του σώματος. Η σημασία της στην ορθή στάση του σώματος και στη βάρδιση είναι σημαντική, γιατί προσφέρει ελαστικότητα, καλή στήριξη και τέλος προφυλάσσει τα μαλακά μέρια του πέλματος.

Έχει σχήμα ελλειψοειδές, ενώ αποτελείται από δύο άκρα (πρόσθιο-οπίσθιο), δύο χείλη (έσω και έξω) και δύο επιφάνειες (ραχιαία-πελματιαία).

Αποτελείται από τρία τόξα, το έσω και το έξω, που είναι προσθοπίσθια και το πρόσθιο εγκάρσιο τόξο.

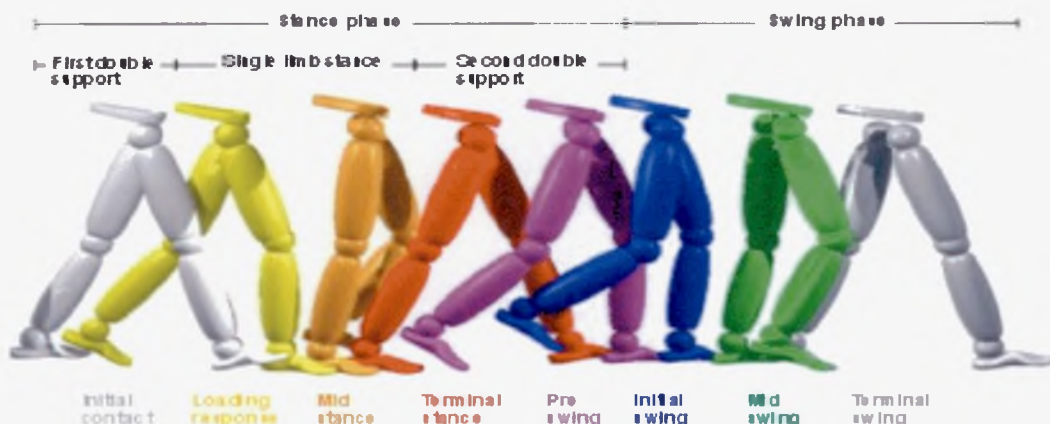
Το έσω τόξο, που είναι το μεγαλύτερο, σχηματίζεται από πίσω προς τα εμπρός, από την πτέρνα, τον αστράγαλο, το σκαφοειδές, το 1ο σφηνοειδές και το 1ο μετατάρσιο. Εξ' αιτίας του αριθμού και του τρόπου που ενώνονται οι αρθρώσεις, έχει την ικανότητα να προωθει εύκολα και να εκτινάσσει το σώμα προς όλες τις κατευθύνσεις. Το έξω τόξο της ποδικής καμάρας σχηματίζεται από την πτέρνα, το κυβοειδές και το 5ο μετατάρσιο. Είναι λιγότερο υψηλό και ελαστικό από το έσω και χρησιμεύει σαν βάση στήριξης του σώματος στην ορθοστασία. Τέλος, το πρόσθιο εγκάρσιο τόξο της καμάρας σχηματίζεται από τμήματα των μεταταρσίων και τον πρόσθιο στίχο των οστών του ταρσού. Σκοπός αυτού είναι η ενίσχυση της ελαστικότητας και της δύναμης του άκρου ποδός.

Λόγω της μεταβλητότητας και ελαστικότητας των τόξων της, η ποδική καμάρα μπορεί να προσαρμοστεί στις ανωμαλίες του εδάφους και να μεταφέρει στο έδαφος τις

δυνάμεις που ασκούνται από το βάρος του σώματος και τις κινήσεις του ποδιού κατά τη βάρδια και τις λοιπές δραστηριότητες. Η ικανότητά της να αποσβένει αποτελεσματικά τους κραδασμούς, έχει ιδιαίτερη σημασία για την ελαστικότητα και πλαστικότητα της βάρδιας στον άνθρωπο.

Βάρδια είναι η μεταφορά του ανθρωπίνου βάρους δια μέσου του χώρου με τη λιγότερη δυνατή δαπάνη ενέργειας και διακρίνεται σε τρεις φάσεις:

- Φάση στάσης ή στήριξης, η οποία αρχίζει τη στιγμή που η πτέρνα ακουμπά στο έδαφος (heel strike), ακολουθείται από την επαφή ολοκλήρου του ποδός στο έδαφος (foot flat), την ώθηση του άκρου ποδός (push off) και τελειώνει τη στιγμή που τα δάκτυλα του ποδιού αφήνουν το έδαφος (toe off). Η ποδοκνημική άρθρωση παρουσιάζει αρχικά μικρού βαθμού πελματιαία κάμψη, η οποία ακολουθείται στη συνέχεια από ραχιαία κάμψη που στο τέλος της κίνησης γίνεται πολύ δυνατή.
- Φάση αιώρησης, η οποία αρχίζει τη στιγμή που το μεγάλο δάκτυλο σπρώχνει το έδαφος και τελειώνει όταν η πτέρνα του ίδιου σκέλους ακουμπά εκ νέου στο έδαφος. Όσον αφορά στην ποδοκνημική άρθρωση κατά τη φάση αιώρησης παρατηρείται ραχιαία κάμψη.
- Φάση διπλής στήριξης, η οποία βρίσκεται ανάμεσα στη φάση στάσης και φάση αιώρησης. Είναι η στιγμή κατά την οποία τα δύο άκρα ακουμπούν την ίδια χρονική περίοδο στο έδαφος.



Επιγραμματικά, οι κυριότεροι μυες που συμμετέχουν στην ανθρώπινη βάρδια, είναι ο λαγονοψοίτης, ο μέγας γλουτιαίος, ο τετρακέφαλος μηριαίος, οι οπίσθιοι μηριαίοι, οι πρόσθιοι μύες της κνήμης (εκτείνοντες), ο γαστροκνήμιος, ο υποκνημίδιος και οι καμπτήρες μύες των δακτύλων.

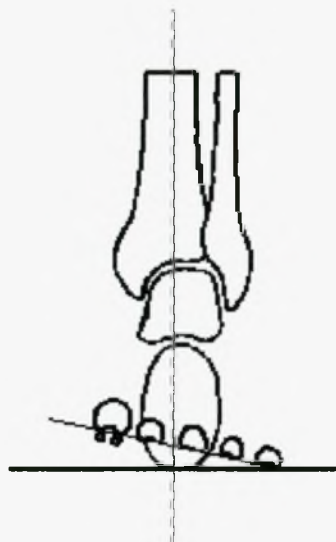
Ασυμμετρίες του άκρου ποδός (υπερπρηνισμός-υπερυπτιασμός) και οι κλινικές τους εκδηλώσεις.

Ο πρηνισμός είναι μία κίνηση φυσική και αναγκαία για το βάδισμα ή το τρέξιμο. Ξεκινά στη στιγμή που το οστόν της πτέρνας έρχεται σε επαφή με το έδαφος και χαρακτηρίζεται φυσιολογική όταν αυτή «κυλήσει» στο σημείο που είναι κάθετη με το έδαφος. Καταστάσεις όπως τα ανάκυρτα γόνατα, ο επίπεδος άκρος πόδας και η εύκαμπτη ποδική καμάρα προκαλούν υπερπρηνισμό. Στις περιπτώσεις αυτές, ο άκρος πόδας στρίβει περισσότερο μέσα από ότι είναι αναγκαίο για την απορρόφηση των κραδασμών και την προσαρμογή του στην επιφάνεια του εδάφους. Όσον αφορά στην εμβιομηχανική κίνηση του άκρου ποδός μεταξύ των δύο φύλων, η γυναίκα τείνει να πρηνίζει σε μεγαλύτερο βαθμό απ' ότι ο άνδρας (Ellis, 1990).

Ο Frey (2000) θεωρεί σημαντική αιτία αύξησης του βαθμού πρηνισμού στη γυναίκα την κατασκευή του άκρου ποδός της. Η γυναίκα τείνει να έχει στενότερο οστόν της πτέρνας σε σχέση με το συνολικό τμήμα του προσθίου τμήματος του άκρου ποδός και επίσης να έχει συνολικά στενότερο άκρο πόδα απ' ότι ο άνδρας σε σχέση με το μήκος.

Κοιτώντας κανείς τον κύκλο του βαδίσματος ο πρηνισμός και ο υπερπρηνισμός του άκρου ποδός παρατηρούνται στο πρώτο κομμάτι του βήματος, όταν δηλαδή ο άκρος πόδας βρίσκει το έδαφος. Όταν όμως αρχίζει να το αφήνει, χρειάζεται να μεταπέσει στην αντίθετη κατεύθυνση του πρηνισμού, έτσι ώστε «οι χαλαρές αρθρώσεις να σφίξουν πάλι». Η κίνηση αυτή είναι ο υπτιασμός που είναι απαραίτητος, ώστε ο άκρος πόδας να γίνει πιο άκαμπτος και να ωθήσει το υπόλοιπο σώμα εμπρός. Εάν κατά τη διάρκεια της ώθησης ο άκρος πόδας εξακολουθεί να πρηνίζει λόγω του υπερπρηνισμού, τότε δεν παρέχεται η απαραίτητη ακαμψία για την ώθηση του βήματος με αποτέλεσμα να ξεκινούν διάφορα προβλήματα στα οστά, στα μαλακά μόρια και στην πελματιαία απονεύρωση (Ellis, 1990).

FOREFOOT
VARUS



Ο υπερπρητισμένος άκρος πόδας φαίνεται καθαρά από την επιπέδωση του επιμήκους τόξου της ποδικής καμάρας, όταν ο ασθενής στέκεται όρθιος παρ' ότι το πόδι μπορεί να έχει φυσιολογική ποδική καμάρα στη καθιστή θέση. Ταυτόχρονα στην όρθια θέση, οι αστράγαλοι έρχονται προς τα έσω και η πτέρνα προς τα έξω. Επίσης ο μεγάλος δάκτυλος συχνά έρχεται σε απαγωγή και στροφή σε βλαισή θέση.



Τα υποδήματα του ασθενούς με υπερπρητισμό συχνά στρέφονται το ένα προς το άλλο όταν τοποθετούνται σε επίπεδη επιφάνεια. Στον υπερπρητισμό συνήθως παρατηρείται υπερκινητικό πρώτο μετατάρσιο που κατά την φόρτιση του ποδιού κάμπτεται ραχιαία με συνέπεια την αστάθεια του έσω τμήματος του άκρου ποδός. Αυτό οδηγεί σε σημαντικό υπερπρητισμό και έσω στροφή των κάτω άκρων που είναι υπεύθυνα για κλινικά σύνδρομα υπέρχρησης (overuse) λόγω της επιβάρυνσης των μυών και των τενόντων.

Ως επακόλουθο του υπερπρητισμού του άκρου ποδός τα κλινικά σύνδρομα που παρουσιάζονται είναι η πελματιαία απονευρωσίτιδα, η τενοντίτιδα του οπισθίου κνημιαίου, η αχίλλειος τενοντίτιδα, το σύνδρομο επιγονατιδομηριαίου πόνου και τέλος κατάγματα του οστού της κνήμης.

Η πελματιαία απονευρωσίτιδα (plantar fasciitis) είναι η φλεγμονή της πελματιαίας απονεύρωσης και αποτελεί μία από τις πιο συχνές διαταραχές του άκρου ποδός. Ο πόνος παρατηρείται συνήθως στο κάτω και έσω τμήμα της πτέρνας από όπου εκφύεται η απονεύρωση και μερικές φορές εκτείνεται σε όλο το μήκος της. Ο πόνος παρατηρείται το πρωί στα πρώτα βήματα του πάσχοντος ή στο τέλος της ημέρας από παρατεταμένη κόπωση του άκρου ποδός. Ο υπερπρητισμός λόγω της πτώσης της ποδικής καμάρας διατείνει την πελματιαία απονεύρωση και προδιαθέτει σε πελματιαία απονευρωσίτιδα.

Η τενοντίτιδα του οπισθίου κνημιαίου (posterior tibial tendonitis) προκαλείται συνήθως σε άτομα που υπερπρηνίζουν και έχουν αστάθεια στην ποδοκνημική άρθρωση, κυρίως στο έσω τμήμα της. Ο υπερπρηνίζων άκρος πόδας προκαλεί διάταση στους μύες και στους τένοντες του κάτω άκρου, των οποίων η ενέργειά τους

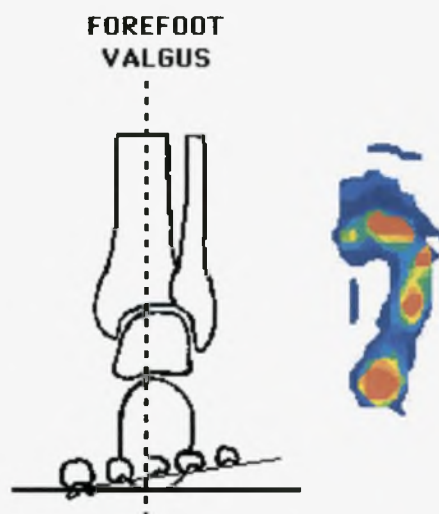
είναι ο υπτιαμός του άκρου ποδός και της διατήρησης της ποδικής καμάρας. Τα συμπτώματα διατηρούνται ή επανεμφανίζονται εφόσον δεν διορθωθεί η εμβιομηχανική κίνηση του άκρου ποδός, η οποία πραγματοποιείται με την αποφυγή έντονης επιβάρυνσης του εσωτερικού του οπισθίου τμήματος του άκρου ποδός.

Τα προβλήματα που εμφανίζονται στο αχίλλειο τένοντα (Achilles tendonitis), κυρίως στον δρομέα-αθλητή, μπορεί να είναι αρκετά ενοχλητικά και επίμονα για τον πάσχοντα. Ο υπερπρηνισμός του άκρου ποδός μπορεί να θεωρηθεί αιτία εμφάνισης των προβλημάτων στη συγκεκριμένη περιοχή καθώς προκαλεί κίνησης της πτέρνας προς τα έξω και καταπόνηση κατά τη διάρκεια του βήματος. Η συνεχής «πίσω-μπρος» κίνηση της πτέρνας προκαλεί συνεχή ερεθισμό στον αχίλλειο τένοντα και το έλυστρό του.

Το σύνδρομο του επιγονατιδομηριαίου πόνου (patellofemoral pain) προκαλείται συχνά από υπερπρηνισμό του άκρου ποδός. Ο υπερπρηνισμός αυξάνει την έσω στροφή του κάτω άκρου με συνέπεια να αυξάνεται η Q γωνία της επιγονατίδας. Αν ένας δρομέας έχει ανώμαλη εμβιομηχανική του άκρου ποδός, τότε ο πόνος αυξάνεται καθώς αυξάνεται η ποσότητα επιβάρυνσης (διανυόμενη απόσταση).

Οι μύες που προκαλούν υπτιασμό του άκρου ποδός (πρόσθιοι και οπίσθιοι κνημιαίοι μύες) φορτίζονται κατά τη διάρκεια αθλητικών δραστηριοτήτων και ειδικότερα όταν ο άκρος πόδας πρηνίζει κατά τη φάση της πλήρους μονόποδης φόρτισης. Αποτέλεσμα αυτού είναι η εμφάνιση μυϊκών, τενόντιων, περιοστικών μικροφλεγμονών που αποτελούν την πολύ συχνή κλινική οντότητα των καταγμάτων του οστού της κνήμης (shin splints).²

Η αντίθετη κίνηση του πρηνισμού είναι ο υπτιασμός. Φυσιολογικά συμβαίνει μετά τον πρηνισμό του άκρου ποδός, όπου το τόξο της ποδικής καμάρας «πέφτει προς τα μέσα», όταν η εξωτερική πλευρά του άκρου ποδός δέχεται το βάρος λίγο πριν και κατά τη φάση της ώθησης. Ο υπέρ-υπτιασμός είναι ένας όρος που χρησιμοποιείται για να περιγράψει την κίνηση του άκρου ποδός όταν ο δρομέας προσγειώνεται στο έξω τμήμα της πτέρνας, όπως είναι φυσικό, αλλά αντί στη συνέχεια να



² Στοιχεία όσον αφορά στη διάγνωση του υπερπρηνισμού και τις κλινικές του εκδηλώσεις έχουν ληφθεί από το Nesbitt (1992).

συμβεί μία προς τα έσω πτώση της καμάρας, ο άκρος πόδας συνεχίζει σε ολόκληρο τον κύκλο στήριξης να έρχεται σε επαφή με το έδαφος με το εξωτερικό τμήμα του (Ellis, 1990). Σύμφωνα με τους Arangio, Phillipy, Xiao, Gu και Salathe (2000), ο υπέρ-υπτιασμός προκαλεί ανάσπαση του έξω χείλους του προσθίου τμήματος του άκρου ποδός με συνέπεια να αυξάνεται κατά 55% η αδράνεια στην πτερνοκυβοειδή άρθρωση. Στην πραγματικότητα υπέρ-υπτιασμός αποτελεί σοβαρή περίπτωση υπό-πρηνισμού. Πραγματικός υπέρ-υπτιασμός είναι μία κίνηση που εκτελείται εξαιρετικά δύσκολα και σχεδόν πάντα προκαλεί διάστρεμμα στην ποδοκνημική άρθρωση (Ellis, 1990). Τέλος, η αύξηση του μεγέθους του υπτιασμού του άκρου ποδός παρατηρείται συνήθως σε άτομα, όπου η ποδική τους καμάρα είναι αρκετά σκληρή εξαιτίας του σημαντικούς της ύψος (Razeghi & Batt, 2000).

Ο άκρος πόδας του δρομέα-αθλητού και η σχέση του με το αθλητικό υπόδημα.

Παρ' όλο που το τρέξιμο, ως αθλητική δραστηριότητα, προσφέρει σημαντικά οφέλη στο δρομέα, εντούτοις εμπεριέχει κίνδυνο εμφάνισης τραυματισμών στα κάτω άκρα, και κύρια στον άκρο πόδα του αθλητή. Οι Cavanagh και Lafortune (1980) υποστηρίζουν, ότι το βάρος στο



οποίο υπόκειται ο άκρος πόδας του δρομέα-αθλητού αυξάνεται κατά τρεις φορές κατά τη διάρκεια του τρεξίματος, ιδιαίτερα κατά την πρώτη φάση πρόσκρουσης (impact phase). Είναι γνωστό, ότι επαναλαμβανόμενη φόρτιση σε συγκεκριμένες περιοχές του μυοσκελετικού συστήματος μπορεί να προκαλέσει σημαντικό αριθμό τραυματισμών (James, Bates & Osternig, 1978). Το μέγεθος της φόρτισης και η συχνότητα τραυματισμών σε διάφορες περιοχές των κάτω άκρων εξαρτάται από διάφορους παράγοντες. Σύμφωνα με τον Bates (1983), οι δύο πιο ευαίσθητες περιοχές, στις οποίες παρουσιάζονται τραυματισμοί, είναι το οστόν της πτέρνας και το πρόσθιο τμήμα του άκρου ποδός. Το μέγεθος της φόρτισης της πτέρνας εξαρτάται από την ταχύτητα και το στυλ που τρέχει ο αθλητής, ενώ η φόρτιση του προσθίου τμήματος του άκρου ποδός είναι σε μεγάλο βαθμό συνεχής. Πάντως η επιβάρυνση και στις δύο περιοχές επηρεάζεται από το ατομικό σωματικό βάρος, με αποτέλεσμα οι βαρείς δρομείς να χρειάζονται μεγαλύτερη προσοχή. Επίσης, ο βαθμός έντασης του ερεθίσματος καθώς και η ποσότητα, βασικά στοιχεία της επιβάρυνσης, χαρακτηρίζονται από αρκετούς ερευνητές ως παράγοντες που συμβάλλουν στην εμφάνιση τραυματισμών σε δρομείς-αθλητές. Ο Nigg (1986) αναφέρει, ότι η αύξηση του πρηνισμού του άκρου ποδός εμφανίζεται, όταν η ταχύτητα του δρομέα αυξάνεται. Επιπροσθέτως, ο Frederick (1986) θεωρεί κρίσιμη την ταχύτητα των 3.8 m/sec στην ανάπτυξη τραυματισμών και τη χαρακτηρίζει αφετηρία έναρξης ερευνών όσον αφορά στα κινητικά χαρακτηριστικά του οπισθίου τμήματος του άκρου ποδός. Τέλος, οι Wolpert, Zichner και Varnai (1993) υποστηρίζουν, ότι η απορροφητική ικανότητα του άκρου ποδός του δρομέα είναι τέτοια, που επαρκεί για την εξουδετέρωση των δυνάμεων πρόσκρουσης, όταν η ταχύτητα του δρομέα δεν ξεπερνά τα 9 km/h, ενώ ταχύτερες μεγαλύτερες των 14 km/h προκαλούν μεγάλη ένταση και οδηγούν σε υπερφόρτιση του άκρου ποδός. Σχετικά με την ποσότητα της επιβάρυνσης, οι Cook, Marcus, Kester και Brunet (1985) εκτιμούν, ότι η πιθανότητα εμφάνισης τραυματισμών στην άρθρωση του γόνατος, ως αποτέλεσμα της επαναλαμβανόμενης φόρτισης των αρθρώσεων των κάτω άκρων, αυξάνεται κατά 50%, όταν ο δρομέας τρέχει πάνω από 50-70 μίλια

εβδομαδιαίως, και από τη μείωση της απορροφητικής ικανότητας των υποδημάτων, τα οποία είναι κατάλληλα για τρέξιμο.

Η σημασία του αθλητικού υποδήματος στην πρόληψη και αντιμετώπιση διαφόρων τραυματισμών κατά τη διάρκεια της αθλητικής προσπάθειας έχει υπογραμμιστεί από πλήθος ερευνητών (Cavanagh, 1983, Cook et al., 1985, Barnes & Smith, 1994, Senatore, 1996). Όσον αφορά στους τραυματισμούς που παρατηρούνται στις αρθρώσεις του άκρου ποδός του δρομέα-αθλητού, τα ειδικά για τρέξιμο υποδήματα μειώνουν το φορτίο της κίνησης της «ανθρώπινης μηχανής» (Nigg & Segesser, 1986). Επίσης, οι Stacoff, Stuessi και Sonderegger (1996), αφού διερεύνησαν την επίδραση του ύψους του αθλητικού υποδήματος στην σταθεροποίηση του άκρου ποδός στις πλάγιες κινήσεις από το υπόδημα, κατέληξαν στο συμπέρασμα, ότι το αθλητικό υπόδημα αποτελεί έναν από τους παράγοντες, οι οποίοι συμβάλλουν στην πρόληψη των τραυματισμών λόγω υπερβολικού υππιασμού του άκρου ποδός.

Οι βασικές ιδιότητες που πρέπει να διαθέτει το αθλητικό υπόδημα, κατάλληλο για τρέξιμο, είναι η σταθεροποίηση της άρθρωσης του άκρου ποδός του δρομέα-αθλητού, η ικανότητα απορρόφησης των δυνάμεων πρόσκρουσης και η αύξηση της ενεργειακής απόδοσής του.

Απαραίτητη προϋπόθεση για την επίτευξη της ιδανικής σταθεροποίησης, είναι ο έλεγχος της κίνησης του οπισθίου τμήματος του άκρου ποδός. Οι Clarke, Frederick και Hamill (1983) υποστηρίζουν, ότι ο έλεγχος του μεγέθους και του ρυθμού εμφάνισης του πρηνισμού του άκρου ποδός θα πρέπει να ληφθεί σοβαρά υπ' όψιν απ' τους δρομείς-αθλητές αντοχής κατά την επιλογή των ειδικών για τρέξιμο υποδημάτων τους. Συγκεκριμένα, αφού διερεύνησαν

την επίδραση 36 διαφορετικών υποδημάτων, όσον αφορά στην ανάσπαση έσω και έξω χείλους της πτέρνας κατά την επαφή του άκρου ποδός με το έδαφος, σε 10 δρομείς που έτρεχαν σε διάδρομο, κατέληξαν στο συμπέρασμα, ότι τα υποδήματα με μαλακή μεσοσόλα (midsole) επιτρέπουν υψηλότερο μέγιστο πρηνισμό και ολική κίνηση του οπισθίου τμήματος των άκρων ποδών από ότι τα υποδήματα τόσο με



ADIDAS-CAIRO

Ιδανικό για έλεγχο της κίνησης του άκρου ποδός σε υπερπρηνίζοντες δρομείς.

ημίσκληρη όσο και με σκληρή μεσοσόλα. Η άποψη, ότι το μέγεθος του πρηνισμού εξαρτάται σημαντικά από το σχεδιασμό του αθλητικού υποδήματος, ενισχύεται από τους Stacoff, Kalin και Stussi (1991), οι οποίοι επίσης προτείνουν, ότι τόσο τα υποδήματα για τρέξιμο (running shoes) που είναι γενικά άκαμπτα στη στροφική κίνηση του οπισθίου τμήματος του άκρου ποδός, όσο και τα υποδήματα που χρησιμοποιούνται σε αγώνες (spikes) και είναι εύκαμπτα σε αυτήν την κίνηση, θα πρέπει να βελτιωθούν όσον αφορά στο σχεδιασμό τους με σκοπό τον έλεγχο του πρηνισμού. Ενδιαφέρον στοιχείο προς συζήτηση είναι οι προτάσεις ερευνητών σχετικά με τις επεμβάσεις που μπορούν να γίνουν στο εσωτερικό των αθλητικών υποδημάτων για την αντιμετώπιση ασυμμετριών του άκρου ποδός. Συγκεκριμένα, ο Bates (1983) θεωρεί, ότι το εσωτερικό κομμάτι της μεσοσόλας στην περιοχή που βρίσκεται το οστόν της πτέρνας και του υπολοίπου οπισθίου τμήματος του άκρου ποδός, πρέπει να σχηματίζει μία ικανή βάση και η σταθερότητα που προσφέρει να είναι τέτοια, ώστε να αντιστέκεται στη τριβή και στο θρυμματισμό των οστών του άκρου ποδός, όταν αυτό πρηνίζει σε σημαντικό βαθμό. Η άποψη αυτή ενισχύεται από τους Nigg και Segesser (1986), οι οποίοι περιγράφουν τις βελτιωτικές μετατροπές που μπορούν να πραγματοποιηθούν στο εσωτερικό του υποδήματος και συγκεκριμένα στην περιοχή του οστούν της πτέρνας με σκοπό τη μείωση του πρηνισμού του άκρου ποδός.

Εκτός από την ιδανική υποστήριξη, το αθλητικό υπόδημα πρέπει να διαθέτει τα κατάλληλα τεχνικά μέσα, τα οποία θα συμβάλλουν στην αύξηση της απόδοσής του. Ο Cavanagh (1983) αναφέρει, ότι ο σχεδιασμός του υποδήματος, ειδικού για τρέξιμο, μπορεί να επιδράσει στο επίπεδο της απόδοσης του δρομέα-αθλητού σε μεγαλύτερο βαθμό απ' ό,τι τα άλλα μέσα αθλητικής εξάρτησης και καταλήγει, ότι η επιλογή ενός αρκετά ελαφρού υποδήματος από έναν υψηλού επιπέδου Μαραθωνοδρόμο είναι απολύτως φυσιολογική, αφού η αύξηση του βάρους του υποδήματος θα προκαλέσει μείωση της $VO_{2\max}$. Πράγματι, η μείωση του βάρους του αθλητικού υποδήματος και της μυϊκής ενέργειας που απαιτείται για σταθεροποίηση, βασικές αρχές της περιστολής της απώλειας ενέργειας, συμβάλλουν στην επίτευξη της ιδανικής απόδοσης του υποδήματος, ειδικού για τρέξιμο (Reinschmidt & Nigg, 2000). Οι Nigg και Segesser (1992) προσθέτουν, ότι η ελάττωση της ενεργειακής απώλειας, απαραίτητη προϋπόθεση στη βελτίωση της απόδοσης του υποδήματος, θεωρείται σημαντικότερη από την ενέργεια που επιστρέφει, εφ' όσον η τελευταία πραγματοποιείται στη σωστή θέση, στο σωστό χρόνο και με τη σωστή συχνότητα.

Ενδιαφέρον στοιχείο προς συζήτηση είναι οι μέθοδοι περιστολής της απώλειας ενέργειας που περιγράφουν οι Stefanyszyn και Nigg (2000). Σύμφωνα με τους παραπάνω ερευνητές, η μείωση της μάζας του υποδήματος, η χρησιμοποίηση κατάλληλων υλικών για την κατασκευή μεσοσολών, οι οποίες θα απορροφούν τις ανεπιθύμητες δονήσεις, οι συμπληρωματικές κατασκευές στο εσωτερικό του υποδήματος με σκοπό τη βελτίωση της σταθεροποίησης της ποδοκνημικής άρθρωσης και η αύξηση του ποσοστού ακαμψίας των μεσοσολών του υποδήματος με στόχο την ελάττωση της απώλειας ενέργειας στην μεταταρσοφαλαγγική άρθρωση συνιστούν τους τρόπους με τους οποίους θα επιτευχθεί η ιδανική απόδοση του αθλητικού υποδήματος, ειδικού για τρέξιμο.

Η ικανότητα απορρόφησης των κραδασμών αποτελεί επίσης βασικό στοιχείο που πρέπει να διαθέτει το αθλητικό υπόδημα, ειδικό για τρέξιμο. Σύμφωνα με τους Reinschmidt και Nigg (2000), η πρόληψη τραυματισμών των κάτω άκρων επιτυγχάνεται εκτός των άλλων και από την απορροφητική ικανότητα του αθλητικού υποδήματος, παρ' όλο που τα κλινικά και τα επιδημιολογικά ευρήματα σχετικά με τις μεθόδους σχεδιασμού των αθλητικών υποδημάτων δεν τεκμηριώνουν την παραπάνω άποψη. Όσον αφορά



Asics - Gel Koji.

Το σύστημα GEL στο πρόσθιο τμήμα του υποδήματος παρέχει την ιδανική απορροφητική ικανότητα σε όλους του άξονες κίνησης του άκρου ποδός.

στην επίτευξη της ιδανικής απορροφητικής ικανότητας, η γεωμετρία της σόλας του υποδήματος ή ολοκλήρου του αθλητικού υποδήματος είναι σημαντικότερη από το υλικό της εσωσόλας (Nigg & Segesser, 1986). Η άποψη αυτή ενισχύεται από τους Segesser και Nigg (1993), οι οποίοι υποστηρίζουν, ότι η ιδανική απορροφητική ικανότητα του αθλητικού υποδήματος επιτυγχάνεται είτε με αλλαγή των ιδιοτήτων των υλικών κατασκευής του είτε με αλλαγή σχεδιασμού ολοκλήρου του υποδήματος.

Παρ' όλο που η ικανότητα απορρόφησης των κραδασμών αποτελεί βασική ιδιότητα του αθλητικού υποδήματος, ειδικού για τρέξιμο, οι ειδικοί θεωρούν, ότι δεν πρέπει να αποτελεί προτεραιότητα στον σχεδιασμό του.



Asics - Gel MC plus V

Χαρακτηριστικό είναι το συμπέρασμα της έρευνας των Kalin, Denoth, Stacoff και Stussi (1988), σύμφωνα με το οποίο, ο έλεγχος της αρχικής φάσης του πρηνισμού του άκρου ποδός είναι σημαντικότερος στο σχεδιασμό του αθλητικού υποδήματος, ειδικού για τρέξιμο, απ' ότι η απορροφητική του ικανότητα. Επίσης σε έρευνα που διεξήχθη από τους Cook, Kester, Brunet και Haddad (1985), όσον αφορά στις αλλαγές που παρατηρούνται στην απορροφητική ικανότητα διαφορετικών μοντέλων υποδημάτων, κατάλληλων για τρέξιμο, ανάλογα με την απόσταση που διανύουν διάφοροι εθελοντές δρομείς, τα αποτελέσματα έδειξαν, σταδιακή μείωση της απορροφητικής ικανότητας των υποδημάτων καθώς αυξάνονταν τα μίλια της διανυόμενης απόστασης από τους δρομείς τόσο σε σταθερή όσο και σε interval ταχύτητα. Οι ερευνητές καταλήγουν, ότι στα υποδήματα που σχεδιάζονται για να προσφέρουν κυρίως απορρόφηση κραδασμών παρατηρείται έλλειψη των υπολοίπων, πρωταρχικής σημασίας, χαρακτηριστικών που το καθιστούν ιδανικά για τρέξιμο.

Επομένως, η επιλογή του κατάλληλου αθλητικού υποδήματος, ειδικού για τρέξιμο, θα πρέπει να γίνεται από το δρομέα-αθλητή σε συνεργασία με τον ποδίατρο και σύμφωνα με τις ιδιαιτερότητες και τις ανάγκες του άκρου ποδός εκάστου αθλητού.

Ασυμμετρίες άκρου ποδός δρομέων-αθλητών και η διόρθωση αυτών

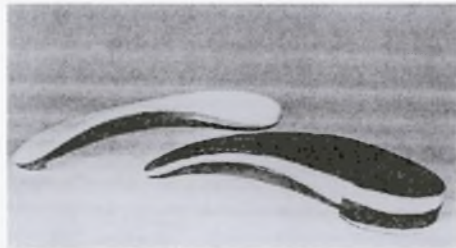
Τις τελευταίες δεκαετίες παρατηρείται ραγδαία αύξηση της συμμετοχής δρομέων-αθλητών σε δραστηριότητες αγωνιστικού ή μη αγωνιστικού τύπου. Οι τραυματισμοί, οι οποίοι είναι φυσική συνέπεια αυτής της συμμετοχής, οφείλονται συνήθως σε σύνδρομο υπέρχρησης (overuse syndromes) και παρατηρούνται κατά κύριο λόγο στην άρθρωση του γόνατος και στον άκρο πόδα. Οι McKenzie, Clement και Taunton (1985) και ο Krivickas (1997) υποστηρίζουν, ότι οι τραυματισμοί από σύνδρομο υπέρχρησης οφείλονται όχι μόνο σε εξωγενείς προδιαθεσικούς παράγοντες, αλλά και σε ενδογενείς, συγκεκριμένα στην κακή ευθυγράμμιση των κάτω άκρων.

Πλήθος ερευνών αποδεικνύουν, ότι ο υπερβολικός πρηνισμός του άκρου ποδός δρομέων-αθλητών σχετίζεται με τραυματισμούς των κάτω άκρων, οι συχνότεροι των οποίων είναι: περιστίτιδα της κνήμης (shin splints), σύνδρομο επιγονατιδομηριαίου πόνου, τενοντίτιδα του οπισθίου κνημιαίου μυός, σύνδρομο τριβής της λαγοκνημιαίας ταινίας (ITFS) και διαταραγμένη λειτουργία του αχιλλείου τένοντα (McNicol, Taunton & Clement, 1981, Clement, Taunton & Smart, 1984, McKenzie et al., 1985). Πράγματι, η πιθανότητα εμφάνισης τραυματισμών στην άρθρωση του γόνατος από σύνδρομο υπέρχρησης αυξάνεται σε δρομείς-αθλητές που υπερπρηνίζουν (Taunton, Clement, Smart & McNicol, 1987). Επίσης, οι Messier και Pittala (1988), αφού διερεύνησαν διάφορες εμβιομηχανικές, ανθρωπομετρικές και προπονητικές παραμέτρους μεταξύ 45 δρομέων-αθλητών με τραυματισμούς των κάτω άκρων και 19 υγιών δρομέων, κατέληξαν στο συμπέρασμα, ότι ο μέγιστος πρηνισμός, η ολική κίνηση του οπισθίου τμήματος του άκρου ποδός και η μέγιστη ταχύτητα πρηνισμού είναι μεγαλύτερη στους τραυματισμένους δρομείς-αθλητές. Η άποψη αυτή ενισχύεται από τους Busseuil, Freychat, Guedj και Lacour (1998), οι οποίοι υποστηρίζουν, ότι ο πρηνισμός του άκρου ποδός αποτελεί σημαντικό παράγοντα κινδύνου για τραυματισμό. Συγκεκριμένα, οι ερευνητές, αφού εξέτασαν τις γωνίες άλφα 0 κα άλφα 1 μεταξύ πτέρνας και προσθίου τμήματος άκρου ποδός σε στατικό και δυναμικό πελματογράφημα σε ομάδα δρομέων-αθλητών που υπέφεραν από τραυματισμούς από σύνδρομο υπέρχρησης και σε υγιείς δρομείς συμπέραναν, ότι οι τραυματισμένοι αθλητές έχουν μεγαλύτερο βαθμό πρηνισμού από την ομάδα ελέγχου.

Η αιτία και ο μηχανισμός που προκαλούν τον υπερπρηνισμό σε δρομείς-αθλητές και είναι υπεύθυνοι για την εμφάνιση τραυματισμών από σύνδρομο

υπέρχρησης δεν έχουν ακόμα κατανοηθεί πλήρως. Οι Hintermann και Nigg (1993) υποστηρίζουν, ότι το πρόβλημα εστιάζεται στο μηχανισμό σύζευξης του συμπλέγματος της ποδοκνημικής διάρθρωσης και ότι ο υπερπρητισμός του άκρου ποδός προκαλείται από τις δυνάμεις που επενεργούν στο οστόν της πτέρνας, όταν η έσω στροφή της κνήμης δεν προκαλεί ανάσπαση του έξω χείλους της πτέρνας. Επίσης, οι ίδιοι συγγραφείς (1998) θεωρούν, ότι σημαντικό ρόλο στην εμφάνιση τραυματισμών από σύνδρομο υπέρχρησης στην άρθρωση του γόνατος έχει η ιδιάζουσα μεταφορά του πρητισμού (eversion) του άκρου ποδός στην έσω στροφή της κνήμης του κάτω άκρου. Τέλος, αξίζει να επισημανθεί η άποψη των Fromme, Winkelmann, Thorwesten, Reer και Jerosch (1997), όσον αφορά στο μέγεθος πρητισμού άκρων ποδών δρομέων-αθλητών σε σχέση με διάφορες φυσιολογικές και βιοχημικές παραμέτρους κατά τη διάρκεια τρεξίματος σε διάδρομο. Τα αποτελέσματα της εν λόγω έρευνας έδειξαν, ότι η αύξηση της γωνίας του πρητισμού δεν είναι αποτέλεσμα μόνον της ταχύτητας, αλλά και της κόπωσης. Οι ερευνητές υποστηρίζουν επίσης, ότι η κόπωση δεν οφείλεται ούτε στην ταχύτητα που τρέχουν οι δρομείς ούτε στα επίπεδα συγκέντρωσης γαλακτικού οξέος. Τέλος, καταλήγουν, ότι απαιτούνται περαιτέρω έρευνες στον προσδιορισμό των παραγόντων που είναι υπεύθυνοι στην αύξηση του πρητισμού του άκρου ποδός δρομέων-αθλητών.

Η αντιμετώπιση των προαναφερόμενων χρόνιων τραυματισμών που οφείλονται σε ανώμαλη εμβιομηχανική λειτουργία των άκρων ποδών δρομέων αθλητών στηρίζεται σύμφωνα με πολλούς ερευνητές στην εφαρμογή

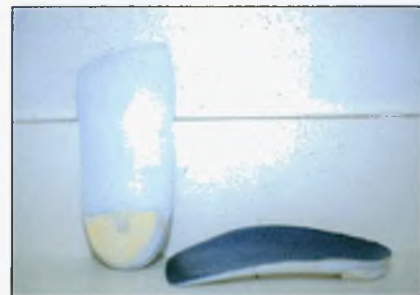


ορθωτικών και εσωτερικών προθέσεων στα υποδήματα. Δυστυχώς όμως δεν έχει κατανοηθεί πλήρως πού οφείλεται η κλινική τους επιτυχία. Οι Gross και Napolli (1993) υποστηρίζουν, ότι η θεραπεία των ορθωτικών συστημάτων βασίζεται στην κατανόηση της πολύπλοκης σύζευξης της περιστροφής του κάτω άκρου με πρητισμό και υππιασμό της υπαστραγαλικής άρθρωσης και σημειώνουν επίσης, ότι προβλήματα που σχετίζονται με υπερβολικό ή παρατεταμένο πρητισμό άκρου ποδός υπόκεινται σε θεραπεία με ορθωτικά. Επίσης, ο Nesbitt (1992) υποστηρίζει, ότι σκοπός του ορθωτικού δεν είναι μόνον ο έλεγχος της κίνησης κατά την επαφή της πτέρνας με το έδαφος, αλλά και η πρόληψη του υπερβολικού πρητισμού του άκρου ποδός κατά τη διάρκεια της πλήρους επαφής με το έδαφος (midstance), έτσι ώστε να διατηρείται η ιδανική οστική ευθυγράμμιση του άκρου ποδός. Κατά τη διάρκεια της φάσης στήριξης (stance phase) η όρθωση πρέπει να διατηρεί την υπαστραγαλική

άρθρωση στην πιο σταθερή και ουδέτερη θέση. Με αυτόν τον τρόπο ο άκρος πόδας λειτουργεί ως ένας άκαμπτος μοχλός για την προώθηση του σώματος, στην συνέχεια μέσω της πελματιαίας επιφάνειας του μεγάλου δακτύλου.

Πιο συγκεκριμένα, πλήθος ερευνών τονίζουν τη σημασία της εφαρμογής ορθωτικών συστημάτων όσον αφορά στην αντιμετώπιση του υπερπρηνισμού άκρου ποδός. Οι Williams, McClay και Baitch (2003) υποστηρίζουν, ότι τα ορθωτικά που προκαλούν υπτιασμό, χρησιμοποιούνται στην αντιμετώπιση τραυματισμών που οφείλονται σε υπερπρηνισμό και μάλιστα χαρακτηρίζονται ως μια πιο επιθετική θεραπεία, όταν δεν ανταποκρίνονται στα κλασσικά ορθωτικά, επειδή πιθανώς μεταβάλλουν την κίνηση του άκρου ποδός σε όλους τους άξονες. Η επίδραση των ορθωτικών συστημάτων στον προσανατολισμό και στις κινήσεις της υπαστραγαλικής, της ποδοκημικής και της άρθρωσης του γόνατος διερευνήθηκαν επίσης από τους Leung, Mak και Evans (1998), οι οποίοι κατέληξαν στο συμπέρασμα, ότι η μείωση του φορτίου στους πελματιαίους συνδέσμους και η μείωση της ανώμαλης περιστροφής της κνήμης του άκρου ποδός ως αποτέλεσμα της

μείωσης του βαθμού και της διάρκειας του εμβιομηχανικά ανωμάλου πρηνισμού κατά τη διάρκεια της φάσης στήριξης, επιτυγχάνεται με την εφαρμογή εσωτερικών προθέσεων υποδημάτων. Η άποψη αυτή ενισχύεται από τους Nawoczinski, Cook και Salzman (1995), οι οποίοι αφού



διερεύνησαν την επίδραση ημίσκληρων ορθωτικών του άκρου ποδός δρομέων, όσον αφορά στα τρισδιάστατα κινητικά χαρακτηριστικά των κάτω άκρων συνεπέραναν, ότι παρατηρούνται μεταβολές στην αξονική στροφή της κνήμης και ότι τα καλύτερα αποτελέσματα παρατηρούνται κατά το πρώτο ήμισυ της φάσης στήριξης. Μεταβολές στον προσανατολισμό αξόνων όσον αφορά στην κίνηση της άρθρωσης του άκρου ποδός και του γόνατος επιβεβαίωσαν επίσης τα δεδομένα των Eng και Pierrynowski (1994).

Συγκεκριμένα, αφού διερεύνησαν την επίδραση μαλακών ορθωτικών σε 10 έφηβες, που έπασχαν από σύνδρομο επιγονατιδομηριαίου πόνου και βλαισότητα του προσθίου τμήματος του άκρου ποδός κατά τη διάρκεια της φάσης στήριξης, τόσο κατά τη βάρδιση όσο και σε τρέξιμο σε διάδρομο, κατέληξαν στο συμπέρασμα, ότι οι αλλαγές στη στατική θέση της ραιβότητας του προσθίου τμήματος των άκρων ποδών και της βλαισότητας της πτέρνας ως αποτέλεσμα της εφαρμογής ορθωτικών,

μεταβάλλουν τον εγκάρσιο και μετωπιαίο άξονα κίνησης των άκρων ποδών κατά τη διάρκεια της βάρδισης και του τρεξίματος.

Ενδιαφέρουσες προς συζήτηση θεωρούνται οι απόψεις διαφόρων συγγραφέων σχετικά με τα τεχνικά χαρακτηριστικά ορθωτικών συστημάτων και την αποτελεσματικότητα αυτών στην αντιμετώπιση του υπερπρηνισμού. Οι Jay και Schoenhaus (1995) περιγράφουν μία ορθωτική συσκευή που προστατεύει τον άκρο πόδα από υπερπρηνισμό, η οποία διαθέτει μία βαθιά, αντισταθμιστική υποδοχή για την πτέρνα, ώστε να ενθυλακώνει το οστόν αυτής. Επίσης, διατηρεί την πτέρνα σε ραβδότητα κατά προσέγγιση 5 μοιρών με εσωτερικές και εξωτερικές υποδοχές που προστατεύουν προς τα έξω την εγκάρσια μετακίνηση του 1ου και 5ου μεταταρσίου. Σύμφωνα με τον Kirby (1992), η τεχνική σιλιβώματος της έσω πλευράς του οστόν της πτέρνας αποτελεί μία νέα μέθοδος κατασκευής ορθωτικών συστημάτων με σκοπό την ικανότητα ελέγχου πρηνισμού του άκρου ποδός. Η τεχνική αυτή περιλαμβάνει αφαίρεση μικρών τμημάτων της έσω πλευράς της πτέρνας από το ακριβές εκμαγείο του άκρου ποδός με σκοπό να προκαλέσει μία μοναδική τάση πρηνισμού της πτέρνας μέσα στην όρθωση. Το αποτέλεσμα είναι να αυξηθεί η ροπή υπτιασμού στην υπαστραγαλική άρθρωση και να βελτιωθεί εν μέρει ο έλεγχος του πρηνισμού όχι μόνο σε άτομα που πάσχουν από υπερβολικό πρηνισμό. Τέλος, οι Blake και Ferguson (1991) υποστηρίζουν ότι η τεχνική με ορθωτικά συστήματα που προκαλούν υπτιασμό, στοχεύει στον έλεγχο του υπερπρηνισμού της υπαστραγαλικής άρθρωσης και στην έσω στροφή ολοκλήρου του κάτω άκρου σε προβλήματα που σχετίζονται επίσης με πόνους του έσω μέρους της άρθρωσης του γόνατος.

Εκτός από τις έρευνες που επιβεβαιώνουν την θετική επίδραση των ορθωτικών συστημάτων στην αντιμετώπιση προβλημάτων που σχετίζονται με εμβιομηχανικές δυσλειτουργίες του άκρου ποδός δρομέων-αθλητών, ένας σημαντικός αριθμός ερευνητών υποστηρίζει, ότι η εφαρμογή τους δεν προσφέρει σημαντικά αποτελέσματα. Συγκεκριμένα, μετά από παρακολούθηση 3,5 ετών περίπου από ιατρό και ποδίατρο 50 αθλητών, με επίμονα συμπτώματα πόνου στην περιοχή της άρθρωσης του άκρου ποδός και του γόνατος από υπερπρηνισμό στο μεγαλύτερο ποσοστό, παρατηρήθηκε σε ποσοστό 56% ανακούφιση των συμπτωμάτων και σε ποσοστό μόλις 8% βελτίωση αυτών μετά από την εφαρμογή τόσο μαλακών όσο και σκληρών ορθωτικών (Sperry & Restan, 1983). Την αδυναμία ελέγχου μεγίστου πρηνισμού, πρηνισμού της πτέρνας και ολικού πρηνισμού άκρου ποδός κατά τη βάρδιση, επιβεβαίωσαν οι Brown, Donatelli, Catlin

και Wooden (1995) μετά την αξιολόγηση της συγκριτικής επίδρασης εμβιομηχανικών ορθωτικών συστημάτων και υποδημάτων με ενσωματωμένο υλικό υποστήριξης της ποδικής καμάρας με σκοπό τον έλεγχο του οπισθίου τμήματος των άκρων ποδών. Επίσης, οι Hohmann και Imhoff (2003), αφού εξέτασαν τον άκρο πόδα 92 δρομέων-αθλητών και εφάρμοσαν ορθωτικά στο 30% εξ αυτών, κατέληξαν, ότι μόνο στο 50% αυτών παρατηρήθηκε βελτίωση των συμπτωμάτων τους. Στην ανάγκη ερευνών σε μεγαλύτερες ομάδες πληθυσμού κατέληξαν επίσης οι Baitch, Blake, Fineagan και Senatore (1991), οι οποίοι, αξιολόγησαν την επίδραση δύο διαφορετικών σκληρών ορθωτικών στον έλεγχο πρηνισμού της υπαστραγαλικής άρθρωσης του άκρου ποδός δρομέων-αθλητών.

Εκτός από την εφαρμογή ορθωτικών συστημάτων στη διόρθωση ασυμμετριών, σημαντικό ρόλο έχει η εξέταση των εμβιομηχανικών παραμέτρων του άκρου ποδός των δρομέων-αθλητών. Ο Ensberg (1996), αφού διερεύνησε την πολύπλοκη κίνηση της ποδοκνημικής άρθρωσης και την σχέση της με τραυματισμούς από σύνδρομο υπέρχρησης δρομέων-αθλητών αντοχής κατέληξε, ότι η μέτρηση εμβιομηχανικών παραμέτρων των άκρων ποδών των δρομέων αθλητών κατά τη διαδικασία του τρεξίματος, προσφέρει καλύτερα δεδομένα έναντι της ουδέτερης θέσης του άκρου ποδός σε σχέση με την κατανόηση της τρισδιάστατης αξονικής κίνησης του συμπλέγματος της ποδοκνημικής άρθρωσης. Η σημασία της κατανόησης διαφόρων εμβιομηχανικών χαρακτηριστικών του άκρου ποδός επιβεβαιώνεται από τους Taunton, Clement, Smart, Wiley και McNicol (1985), οι οποίοι υποστηρίζουν, ότι η ξεχωριστή εξέταση βασικών εμβιομηχανικών παραμέτρων τόσο της άρθρωσης του γόνατος όσο και του άκρου ποδός θεωρείται επιβεβλημένη στην αντιμετώπιση του λειτουργικού υπερπρηνισμού με ορθωτικά συστήματα.

Αποτελεσματικότητα των ορθωτικών συστημάτων στη ρύθμιση ασυμμετριών δρομέων-αθλητών

Τα ορθωτικά συστήματα άκρου ποδός εφαρμόζονται σήμερα ευρέως σε μεγάλο μέρος του αθλητικού πληθυσμού και ιδιαίτερα στους δρομείς. Οι επιστήμονες



που μελετούν τη «συμπεριφορά» των ορθωτικών και των εσωτερικών προθέσεων των υποδημάτων (πάτσι) συμφωνούν, ότι είναι χρήσιμα στην αντιμετώπιση τραυματισμών και διαφόρων άλλων παθολογικών καταστάσεων που οφείλονται στην εμβιομηχανική δυσλειτουργία των κάτω άκρων και ειδικότερα του άκρου ποδός (McKenzie, et al. 1985, Payne, Oates, Noakes, 2003). Πιο συγκεκριμένα, τα ορθωτικά και οι εσωτερικές προθέσεις υποδημάτων ως μέσα θεραπευτικής αγωγής και πρόληψης τραυματισμών, μπορούν να μεταβάλλουν το πρότυπο ευθυγράμμισης και κίνησης των αρθρώσεων του άκρου ποδός (Razeghi & Batt, 2000). Επίσης, σύμφωνα με τους Gross και Napolì (1993) οι εσωτερικές προθέσεις υποδημάτων δρομέων-αθλητών είναι αποτελεσματικές στη συμπτωματική ανακούφιση ενοχλήσεων του άκρου ποδός. Τέλος, ο Riegler (1987) υποστηρίζει, ότι οι ορθωτικές συσκευές μπορούν να υποστηρίξουν, να διορθώνουν και να προλαμβάνουν παθολογικές καταστάσεις αθλητών που οφείλονται στο σύνδρομο κακής ευθυγράμμισης του άκρου ποδός.

Παρά το γεγονός, ότι πλήθος ερευνών επιβεβαιώνουν την επίδραση των ορθωτικών συστημάτων και εσωτερικών προθέσεων υποδημάτων στον άκρο πόδα αθλητών κατά τη διάρκεια βαδίσματος ή/και τρεξίματος, η γνώση σχετικά με την εμβιομηχανική επίδρασή τους είναι ελλιπής. Οι περισσότεροι ερευνητές και κλινικοί ιατροί πιστεύουν, ότι τα ορθωτικά συστήματα είναι αποτελεσματικά, επειδή μειώνουν κάποιες παραμέτρους της κίνησης του οπισθίου τμήματος του άκρου ποδός (Williams, et al. 2003). Επίσης, σύμφωνα με τον Doxey (1985) τα ορθωτικά μειώνουν την εμβιομηχανική δυσλειτουργία του άκρου ποδός ή μεταβάλλουν τα σημεία επαφής του πέλματος του ποδός. Αντιθέτως, οι Gross και Napolì (1993) υποστηρίζουν, ότι οι εσωτερικές προθέσεις υποδημάτων δρομέων-αθλητών προσαρμόζονται σύμφωνα με τις εμβιομηχανικές παραμέτρους του άκρου ποδός με σκοπό τη μείωση των υψηλών εντάσεων που παράγονται κατά τη διάρκεια του τρεξίματος.

Η αποτελεσματικότητα της διόρθωσης ασυμμετριών του άκρου ποδός με ορθωτικά συστήματα εξαρτάται από διάφορους παράγοντες. Σύμφωνα με τους Gross και Napolì (1993), η επιτυχής τους εφαρμογή βασίζεται στην προσεκτική αξιολόγηση του δρομέα-αθλητή και στην κατασκευή του κατάλληλου ορθωτικού για τον συγκεκριμένο πάσχοντα. Η αξιολόγηση του δρομέα αθλητή εξαρτάται όχι τόσο από τη διάγνωση του τραυματισμού, αλλά κυρίως από την ακριβή αναγνώριση της υποκρυπτόμενης εμβιομηχανικής ανωμαλίας του άκρου ποδός, η οποία συμβάλλει στο συγκεκριμένο τραυματισμό.

Όσον αφορά στην κατασκευή του ορθωτικού η διαδικασία ξεκινά με τον προσδιορισμό της ουδέτερης θέσης του άκρου ποδός και συνεχίζεται με την επίτευξη ακριβούς εκμαγείου αυτής της θέσης. Η άποψη αυτή ενισχύεται από τον Nesbitt (1992), ο οποίος θεωρεί ως βασική προϋπόθεση κατασκευής ορθωτικού, τον έλεγχο της τρισδιάστατης κίνησης της υπαστραγαλικής άρθρωσης και την τεχνική κατασκευής ακριβούς εκμαγείου από γύψο.



Οι Berenter και Kosai (1994) υποστηρίζουν, ότι το κατάλληλο για ένα δεδομένο ασθενή ορθωτικό σύστημα είναι μία σύνθετη διαδικασία όπου η επιτυχία της βασίζεται τόσο στον έλεγχο των εμβιομηχανικών ανωμαλιών του ποδιού όσο και στην κατανόηση απ' την πλευρά του ποδιάτρου των ιδιοτήτων των διαφορετικών υλικών κατασκευής των ορθωτικών. Ο ποδιάτρος πρέπει να δοκιμάζει ορθωτικά από διάφορα εργαστήρια και να ζητάει τεχνική βοήθεια, όταν τα παραγγέλνει, γιατί η ποιότητα των υλικών κατασκευής των ορθωτικών καθώς και ο τρόπος με τον οποίο χειρίζονται τα υλικά αυτά τα εργαστήρια έχουν επίδραση στις τελικές ιδιότητες του ορθωτικού συστήματος.

Άλλοι παράγοντες που επηρεάζουν την εφαρμογή των ορθωτικών συστημάτων στην επιτυχή αντιμετώπιση των εμβιομηχανικών δυσλειτουργιών του άκρου ποδός είναι ο τύπος και το υλικό κατασκευής των ορθωτικών. Οι ερευνητές και οι ποδιάτροι δεν έχουν όμως καταλήξει ποιος τύπος ορθωτικού συστήματος θεωρείται άριστος και ιδανικός. Ο Doxey (1985) θεωρεί, ότι η κατασκευή ορθωτικού από ποικιλία υλικών σύμφωνα με τη φύση κάθε ιδιάζουσας περίπτωσης αποτελεί την κατάλληλη θεραπευτική αγωγή ατόμων που πάσχουν από εμβιομηχανικές δυσλειτουργίες του άκρου ποδός. Αντίθετα, ο Rome (1991) διερευνώντας πέντε διαφορετικά υλικά για να επιλέξει το καταλληλότερο, κατέληξε στο συμπέρασμα, ότι ο

αφρός πολυουρεθάνης είναι το πιο ενδεδειγμένο υλικό στην κατασκευή ορθωτικών συστημάτων. Πράγματι, οι τεχνικοί κατασκευής ορθωτικών συστημάτων παρ' ότι χρησιμοποιούν μεγάλη ποικιλία από πλαστικά προτιμούν την πολυουρεθάνη, επειδή είναι ελαφριά, εύκαμπτη και ανθεκτική παρόλο που το πάχος της δεν ξεπερνά το 1/8 της ίντσας (Ellis,1990). Όσον αφορά στους δρομείς-αθλητές, οι McKenzie et al. (1985) υποστηρίζουν, ότι τα πλέον κατάλληλα ορθωτικά συστήματα είναι τα μαλακά ορθωτικά εμπορίου, στα οποία η εσωσόλα είναι επικαλυμμένη με οξικό αιθυλενοβυνίλιο (EVA), αφού είναι άνετα, προσαρμόζονται εύκολα και είναι ολιγοδάπανα σε αντίθεση με τα ημίσκληρα ορθωτικά, τα οποία είναι χρήσιμα σε περιπτώσεις όπου τα μαλακά ορθωτικά δεν παρέχουν επαρκή έλεγχο της κίνησης. Επίσης, οι MacPoil και Cornwall (1991) υποστηρίζουν, ότι τα μαλακά ορθωτικά απορροφούν τους κραδασμούς, γιατί μειώνουν σε σχετικό βαθμό τις κάθετες δυνάμεις που επενεργούν στον πόδα κατά τη διάρκεια βαδίσματος ή/και τρεξίματος. Τέλος, σύμφωνα με τους Weik και Martin (1993) η αποτελεσματικότητα των μαλακών ορθωτικών, τα οποία είναι κατασκευασμένα από πολύ εύπλαστο θερμοπλαστικό υλικό, είναι τέτοια, που οι ποδίατροι πρέπει να εξετάσουν τη χρησιμότητά τους σε ασθενείς-αθλητές πιθανότατα σε συνδυασμό με πιο μόνιμα σκληρά ορθωτικά συστήματα.

Όσον αφορά στα χαρακτηριστικά που πρέπει να διαθέτει το ορθωτικό ή/και οι εσωτερικές προθέσεις υποδημάτων, αναφορικά με τις εμβιομηχανικές αλλαγές που συντελούνται στον άκρο πόδα, οι απόψεις των περισσότερων ερευνητών συγκλίνουν. Σύμφωνα με τους Mundermann, Nigg, Humble και Stefanyshyn (2003) η άνεση αποτελεί βασικό χαρακτηριστικό των ορθωτικών. Απαραίτητη όμως προϋπόθεση για την άνεση και τη σταθερότητα που προσφέρει το ορθωτικό σύστημα αποτελεί ο τρόπος κατασκευής του. Οι Platts, Field και Knight (1979) προτείνουν το εξωτερικό σχήμα των εσωτερικών προθέσεων να κατασκευάζεται σύμφωνα με το εσωτερικό σχήμα του υποδημάτων. Εκτός από την άνεση, η απορροφητική ικανότητα και η μείωση της μυϊκής επιβάρυνσης θεωρείται επίσης βασικό χαρακτηριστικό που πρέπει να διαθέτουν τα ορθωτικά συστήματα. Οι Nigg, Nurse και Stefanyshyn (1999) χαρακτηρίζουν ως «φίλτρο» την εσωτερική πρόθεση ή/και το ορθωτικό σε σχέση με τη δύναμη που επενεργεί στο υπόδημα κατά τη διάρκεια της αθλητικής δραστηριότητας και περιγράφουν τον τρόπο με τον οποίον πραγματοποιείται η συγκεκριμένη μεταβολή. Επιπροσθέτως, οι Butler, Davis, Laughton και Hughes (2003) υποστηρίζουν ότι τα ορθωτικά κατασκευάζονται με σκοπό την απορρόφηση κραδασμών. Τέλος, οι Nester, Van der Linden και Bowker (2003) αφού διερεύνησαν το μέγεθος των δυνάμεων που επενεργούν στον πόδα

κατά τη επαφή ορθωτικών στο έδαφος, κατέληξαν, ότι η κλινική τους επιτυχία οφείλεται στην πρόσθετη επίδραση που έχουν στους παθητικούς και ενεργητικούς μαλακούς ιστούς του ποδός.

Ενδιαφέρον στοιχείο προς συζήτηση είναι η αποτελεσματικότητα των ορθωτικών συστημάτων σε δρομείς-αθλητές κατά τη διάρκεια αγώνων. Σύμφωνα με τον Ellis (1990) η επίδραση των ορθωτικών στο αθλητικό υπόδημα και κατά συνέπεια στην απόδοση του αθλητή είναι σημαντική. Συγκεκριμένα, παρόλο που το βάρος του αγωνιστικού υποδήματος μεγαλώνει με την προσθήκη του ορθωτικού, η απόδοση του δρομέα-αθλητή αυξάνει εξ' αιτίας του ελέγχου που προσφέρει το ορθωτικό σε σημαντικό βαθμό, με συνέπεια να ισοσκελίζεται η επιπρόσθετη ενέργεια που απαιτείται από το πρόσθετο βάρος. Όμως η τελική απόφαση εφαρμογής των ορθωτικών συστημάτων στα αγωνιστικά υποδήματα εξαρτάται από διάφορους παράγοντες, όπως την απόσταση που θα διανύσει ο δρομέας, τον βαθμό ελέγχου της κίνησης του άκρου ποδός που προσφέρει το ορθωτικό και τέλος τη σημασία εξοικονόμησης ορισμένων δευτερολέπτων από τον τελικό χρόνο της διανυθείσας απόστασης.

Παρ' όλο που τα ορθωτικά και οι εσωτερικές προθέσεις των υποδημάτων επηρεάζουν διάφορες εμβιομηχανικές παραμέτρους των κάτω άκρων οι απόψεις των ερευνητών δίστανται όσον αφορά την αποτελεσματικότητά τους ως μέσα θεραπευτικής αγωγής ασυμμετριών του άκρου ποδός. Οι Gross και Napolí (1993) και ο Nesbitt (1992) θεωρούν, ότι τα ορθωτικά συστήματα αποτελούν απαραίτητη προσθήκη στα ήδη υπάρχοντα μέσα πρόληψης, θεραπείας και αποκατάστασης από τραυματισμούς και όχι υποκατάστατα των παραπάνω μεθόδων. Αντίθετα, οι Gross, Davlin και Evanski (1991) υποστηρίζουν, ότι τα ορθωτικά συστήματα επιτρέπουν στον δρομέα – αθλητή αντοχής να συνεχίσει να τρέχει και τέλος να αποφεύγει άλλες μεθόδους θεραπείας, οι οποίες είναι πιο δαπανηρές, χρονοβόρες και λιγότερο αποδεκτές από αυτές. Επομένως, τόσο η επιλογή του κατάλληλου ορθωτικού συστήματος όσο και η αποτελεσματικότητά του δεν είναι εύκολη υπόθεση για τους ποδιάτρους και τους τεχνικούς κατασκευής ορθωτικών. Είναι απαραίτητο να γίνουν περαιτέρω έρευνες για την επαρκή κατανόηση των εμβιομηχανικών αλλαγών που συντελούνται από τα ορθωτικά συστήματα στον άκρο πόδα και των παραμέτρων που καθορίζουν την κλινική τους επιτυχία.

BIBΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

Arangio, G. A., Phillipy, D. C., Xiao, D., Gu, W. K., Sulathe, E. P. Subtalar pronation-relationship to the medial longitudinal arch loading in the normal foot. *Foot Ankle Int* 2000; 21(7); 545

Baitch, S. P., Blake, R. L., Fineagan, P. L., Senatore, J. Biomechanical analysis of running with 25 degrees inverted orthotic devices. *J Am Podiatr Med Assoc.* 1991; 81(12): 647-52.

Barnes, R. A., Smith, P. D. The role of footwear in minimizing lower limb injury. *Sports Sci.* 1994; 12(4): 341-53

Bates, B. T. Testing and evaluation of running shoes. *Biomechanics IX-B Human Kinetics Publishers, Champaign, IL*, 128-133, 1983

Berenter, R. W., Kosai, D. K. Various types of orthoses used in podiatry. *Clin Podiatr Med Surg.* 1994; 11(2): 219-29

Blake, R. L., Ferguson, H. Foot orthosis for the severe flatfoot in sports. *J Am Podiatr Med Assoc.* 1991; 81(10): 549-55

Brown, B., R. Donatelli, P. A. Catlin, and M. J. Wooden. The effect of two types of foot orthoses on rearfoot mechanics. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 1995; 21(5): 258-267

Busseuil, C., Freychat, P., Guedj, E. B., Lacour, J. R.. Rearfoot-forefoot orientation and traumatic risk for runners. *Foot Ankle Int.* 1998; 19(1): 32-7

Butler, R. J., Davis, I. M., Laughton, C. M., Hughes, M. Dual-function foot orthosis: effect on shock and control of rearfoot motion. *Foot Ankle Int.* 2003; 24(5): 410-4

Cavanagh, P. R. Current approaches, problems and future directions in shoe evaluation techniques. *Biomechanics IX-B Human Kinetics Publishers, Champaign, IL*, 123-128, 1983

Cavanagh, P. R. Lafortune, M. A. Ground reaction forces in distance running. *J Biom* 1980; 13: 397-406

Clarke, T. E., Frederick, E. C., Hamill, C. L. The effects of shoe design parameters on rearfoot control in running. *Med Sci Sports Exerc.* 1983; 15(5): 376-81

Clement, D. B., Taunton, J. E., Smart, G.W. Achilles tendinitis and peritendinitis: etiology and treatment. *Am J Sports Med.* 1984 ; 12(3): 179-84

Cook, S. D., Kester M. A. & Brunet, M. E. Shock absorption characteristics of running shoes. *Am J. Sports Med.* 1985; 13(4): 248-253

Cook, S. D., Kester, M. A., Brunet, M. E, Haddad, R. J Jr. Biomechanics of running shoe performance. *Clin Sports Med.* 1985; 4(4): 619-26

Δούκας, Ν. Κινησιολογία, Τόμος 3. Λεκάνης-κάτω άκρα. Επιστημονικές εκδόσεις: «Γρηγόριος Κ. Παρισιάνος», 1991

Doxey, G. E. Clinical use and fabrication of molded thermoplastic foot orthotic devices. Suggestion from the field. *Phys Ther.* 1985; 65(11): 1679-82

Ellis, J. Fancy Footwork. *Runner;s World's March* 1990: 52-55

Ellis, J. The myth of oversupination. *Runner's World* October 1990: 52-54

Eng, J. J., Pierrynowski, M. R. The effect of soft foot orthotics on three-dimensional lower-limb kinematics during walking and running. *Phys Ther.* 1994; 74(9): 836-44

Engsberg, J. R. A new method for quantifying pronation in overpronating and normal runners. *Med Sci Sports Exerc.* 1996; 28(3): 299-304

Frederick, E. C., Biomechanical consequences of sport shoe design. *Exerc Sport Sci Review* 1986 ; 14 : 375-400

Frey, C. Foot health and footwear for women. *Clin Orthop* 2000; (372):32-44

Fromme, A., Winkelmann, F., Thorwesten, L., Reer, R., Jerosch, J. Pronation angle of the rear foot during running in relation to load. *Sportverletz Sportschaden* 1997; 11(2): 52-7

Gross, M. L., Davlin, L. B., Evanski, P. M. Effectiveness of orthotic shoe inserts in the long-distance runner. *Am J Sports Med.* 1991; 19(4): 409-12

Gross, M. L., Napoli, R. C. Treatment of lower extremity injuries with orthotic shoe inserts. An overview. Sports Med. 1993; 15(1): 66-70

Hintermann, B., Nigg, B. M. Pronation from the viewpoint of the transfer of movement between the calcaneus and the tibia. Schweiz Z Sportmed. 1993; 41(4): 151-6

Hintermann, B., Nigg, B. M. Pronation in runners. Implications for injuries. Sports Med. 1998; 26(3): 169-76.

Hohmann, E., Imhoff, A. Epidemiology of recreational runners. Sportverletz Sportschaden. 2003; 17(3): 107-11

James, S. L., Bates, B. T., Osternig, L.R. Injuries to runners. Am J Sports Med. 1978; 6 : 40-50

Jay, R. M., Schoenhaus, H. D. Hyperpronation control with a dynamic stabilizing innersole system. Am Podiatr Med Assoc. 1992; 82(3): 149-53.

Kahle, W., Leonhardt, H., Platzer, W. Εγχειρίδιο ανατομικής του ανθρώπου με έγχρωμο άτλαντα, Τόμος 1. Ιατρικές εκδόσεις Λίτσας, 1985

Kirby, K. A. The medial heel skive technique. Improving pronation control in foot orthoses. Am Podiatr Med Assoc. 1992; 82(4): 177-88

Kalin, V. X, Denoth, J., Stacoff, A. & Stussi, E. Running injuries and running shoe construction: demonstration of possible correlations. Sportverletz Sportschaden. 1988; 2(2): 80-5

Kapandji, I. A. The physiology of the joints, Volume 2. Lower Limb. Churchill Livingstone, 1975

Krivickas, L. S. Anatomical factors associated with overuse sports injuries. Sports Med. 1997; 24(2): 132-46

Leung ,A. K., Mak, A. F., Evans, J. H. Biomedical gait evaluation of the immediate effect of orthotic treatment for flexible flat foot. Prosthet Orthot Int. 1998; 22(1): 25-34.

- McKenzie, D. C., Clement, D. B., Taunton, J. E. Running shoes, orthotics, and injuries. *Sports Med.* 1985; 2(5): 334-47
- McNicol, K., Taunton, J. E., Clement, D. B. Iliotibial tract friction syndrome in athletes. *Can J Appl Sport Sci.* 1981 Jun;6(2):76-80.
- McPoil, T. G., Cornwall, M. W. Rigid versus soft foot orthoses. A single subject design. *Am Podiatr Med Assoc.* 1991; 81(12): 638-42
- Messier, S. P., Pittala, K. A. Etiologic factors associated with selected running injuries. *Med Sci Sports Exerc.* 1988; 20(5): 501-5
- Mundermann, A., Nigg, B. M., Humble, R. N., Stefanyshyn, D. J. Orthotic comfort is related to kinematics, kinetics and EMG in recreational runners. *Med Sci Sports Exerc.* 2003; 35 (10): 1710-19
- Nawoczenski, D. A., Cook, T. M., Saltzman, C. L. The effect of foot orthotics on three-dimensional kinematics of the leg and rearfoot during running. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1995; 21(6): 317-27
- Nesbitt, L. A practical guide to prescribing orthoses. *The physician and Sportsmedicine* 1992; 20(5): 76-87
- Nester, C. J., van der Linden M. L., Bowker P. Effect of foot orthoses on the kinematics and kinetics of normal walking gait. *Gait Posture.* 2003; 17(2): 180-7
- Nigg, B. M. (ed.). *Biomechanical running shoes.* Champaign, IL: Human Kinetics Publishers, 1986
- Nigg, B. M., Nurse, M. A., Stefanyshyn, D. J. Shoe inserts and orthotics for sport and physical activities. *Med Sci Sports Exerc.* 1999; 31(7 Suppl): S421-8
- Nigg, B. M., Segesser, B. The running shoe--a means of preventing running complaints. *Z Orthop Ihre Grenzgeb.* 1986; 124(6): 765-71
- Nigg, B. M. & Segesser, B. Biomechanical and orthopedic concepts in sport shoe construction. *Med Sci Sports Exerc.* 1992; 24(5): 595-602
- Platts, R. G., Field, A., Knight, S. Orthoses to fit shoes. *Prosthet Orthot Int.* 1979; 3(2): 89-90

Payne, C., Oates, M., Noakes, H. Static stance response to different types of foot orthoses. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2003;93(6): 492-8.

Platts, R. G., Field, A., Knight, S. Orthoses to fit shoes. *Prosthet Orthot Int.* 1979; 3(2): 89-90

Razeghi, M., Batt, M. E. Biomechanical analysis of the effect of orthotic shoe inserts: a review of the literature. *Sports Med.* 2000; 29(6): 425-38

Reinschmidt, C. & Nigg, B. M. Current issues in the design of running and court shoes. *Sportverletz Sportschaden.* 2000; 14(3): 71-81

Riegler, H. F. Orthotic devices for the foot. *Orthop Rev* 1987; 16(5): 293-300

Rome, K. A study of the properties of materials used in podiatry. *J Am Podiatr Med Assoc.* 1991; 81(2): 73-83.

Segesser, B. & Nigg, B. M. Orthopedic and biomechanical concepts of sports shoe construction. *Sportverletz Sportschaden.* 1993; 7(4): 150-62

Senatore, J. R. Functional components of a sport shoe. *Orthop Nurs.* 1996; 15(3): 19-22

Snel, J. G., Delleman, N. J., Heerkens, Y. F. & van Ingen Schenau, G. J. Shock absorbing characteristics of running shoes during actual running. *Biomechanics IX-B* (Edited by Winter, D. A., Norman, R. W., Wells, R. P.), 1985

Sperryn, P. N., Restan, L. Podiatry and the sports physician--an evaluation of orthoses. *Br J Sports Med.* 1983; 17(4): 129-34

Stacoff, A., Kalin, X. & Stussi, E. The effects of shoes on the torsion and rearfoot motion in running. *Med Sci Sports Exerc.* 1991; 23(4): 482-90

Stacoff, A., Stuessi, E. & Sonderegger, D. Lateral stability of sportshoes. *Med Sci Sports Exerc.* 1996; 28(3): 350-8

Stefanyshyn, D. J., Nigg, B. M. Energy aspects associated with sport shoes. *Sportverletz Sportschaden.* 2000; 14(3): 82-9

Taunton, J. E., Clement, D. B., Smart, G. W., Wiley, J. P., McNicol, K. L. A triplanar electrogoniometer investigation of running mechanics in runners with compensatory overpronation. *Can J Appl Sport Sci.* 1985; 10(3): 104-15

Taunton, J. E., Clement, D. B., Smart, G. W. & McNicol, K. L. Non-surgical management of overuse knee injuries in runners. *Can J Sport Sci.* 1987; 12(1): 11-8

Τσιλγκίρογλου-Φαχαντίδου, Α. Η ανατομία του ανθρωπίνου σώματος, Β' έκδοση. University Studio Press, 1989

Weik, D. A, Martin, W. J. Use of soft heat-molded orthoses in sports. A clinical analysis. *J Am Podiatr Med Assoc.* 1993; 83(9): 529-33

Williams, D. S., McClay, D., Davis I., Baitch, S. P. Effects of inverted orthoses on lower-extremity mechanics in runners. *Med Sci Sports Exerc.* 2003; 35 (12) : 2060-8

Wolpert, W., Zichner, L. & Varnai, S. Corrections of and within the athletic shoe. *Sportverletz Sportschaden.* 1993; 7(4): 210-5