



**ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ
ΠΑΤΡΩΝ**
UNIVERSITY OF PATRAS

ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗΣ ΥΓΕΙΑΣ

ΤΜΗΜΑ ΦΥΣΙΚΟΘΕΡΑΠΕΙΑΣ

ΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

**ΑΝΑΛΥΣΗ ΠΡΟΤΥΠΟΥ ΤΡΕΞΙΜΑΤΟΣ ΤΩΝ
ΔΡΟΜΕΩΝ ΚΑΙ ΠΡΟΚΑΛΟΥΜΕΝΟΙ
ΤΡΑΥΜΑΤΙΣΜΟΙ**



ΦΟΙΤΗΤΡΙΑ: ΜΠΟΥΡΗ ΦΩΤΕΙΝΗ Α.Μ.: 2426

ΕΠΙΒΛΕΠΟΥΣΑ ΚΑΘΗΓΗΤΡΙΑ: ΞΕΡΓΙΑ ΣΟΦΙΑ

ΑΙΓΙΟ-2021

ANALYSIS OF FOOTSTRIKE PATTERNS AND RUNNING RELATED INJURIES TO RUNNERS

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Με την περάτωση της παρούσας πτυχιακής εργασίας αισθάνομαι την ανάγκη να εκφράσω τις θερμές μου ευχαριστίες σε ορισμένους ανθρώπους των οποίων η συμβολή και η συμπαράσταση ήταν πολύτιμη.

Ιδιαίτερες ευχαριστίες οφείλω, στην καθηγήτρια και επιβλέπουσα της πτυχιακής μου εργασίας κυρία Ξεργία Σοφία για την άριστη συνεργασία, την καθοδήγηση, τον χρόνο που διέθεσε καθώς και τις πολύτιμες συμβουλές και επισημάνσεις επί της οργάνωσης, της δομής και του περιεχομένου της παρούσας εργασίας. Επιπλέον, ευχαριστώ θερμά την μεταπτυχιακή φοιτήτρια του τμήματός, Κριστίν Είντ, για την βοήθεια και τις συμβουλές που μου παρείχε καθ' όλη τη διάρκεια συγγραφής της πτυχιακής εργασίας.

Κλείνοντας, ευχαριστώ, τους γονείς μου και τα αγαπημένα μου πρόσωπα, για τη συμπαράστασή τους. Τους ευγνωμονώ που στέκονται πάντα δίπλα μου τόσο στις επιτυχίες όσο και στις αποτυχίες, δίνοντας μου δύναμη να προσπαθώ για το καλύτερο.

ΠΡΟΛΟΓΟΣ

Το τρέξιμο αποτελεί έναν από τους πιο δημοφιλείς τρόπους άθλησης με πολλαπλά οφέλη για την υγεία, τη φυσική κατάσταση και τη ψυχολογία. Όμως, εκτός από τα σημαντικά οφέλη μπορεί να επιφέρει και πολλούς τραυματισμούς. Πληθώρα παραγόντων συντελούν στην εκδήλωση των τραυματισμών, ωστόσο ιδιαίτερη προσοχή έχει δοθεί στο πρότυπο τρεξίματος των δρομέων. Πιο συγκεκριμένα, κατά το πρώτο κεφάλαιο, αναλύεται ο διασκελισμός του τρεξίματος. Στο δεύτερο κεφάλαιο, παρουσιάζονται τα πρότυπα τρεξίματος και χαρακτηριστικά αυτών. Κατά το ειδικό μέρος, στο τρίτο κεφάλαιο, παρουσιάζονται ορισμένοι παράγοντες αξιολόγησης των προτύπων. Στο τέταρτο κεφάλαιο αναλύονται τα διαφορετικά πρότυπα τρεξίματος και τα εμβιομηχανικά χαρακτηριστικά τους. Τέλος, στο πέμπτο κεφάλαιο εξετάζονται οι προκαλούμενοι τραυματισμοί και η συσχέτισή τους με τα πρότυπα τρεξίματος.

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Εισαγωγή: Το τρέξιμο αποτελεί έναν από τους πιο δημοφιλείς τύπους σωματικής δραστηριότητας παγκοσμίως. Στην Ευρώπη, θεωρείται πως το 36% του πληθυσμού ασχολείται ερασιτεχνικά με το τρέξιμο ενώ περίπου το 15% είναι τακτικοί δρομείς. Παρόλο που το τρέξιμο έχει πολλά και αδιαμφισβήτητα σωματικά οφέλη οι τραυματισμοί που σημειώνονται στα κάτω άκρα ανέρχονται από ποσοστό 30% έως 79%. Αναρίθμητοι παράγοντες συντελούν στην εκδήλωση των τραυματισμών, όμως ιδιαίτερη προσοχή έχει δοθεί στο πρότυπο τρεξίματος των δρομέων καθώς έχει αποδειχθεί πως αποτελεί βασικό παράγοντα συσχέτισης με τους τραυματισμούς των κάτω άκρων. Η αυξημένη επιδημιολογία των τραυματισμών καθιστούν αναγκαία την αξιολόγηση του προτύπου τρεξίματος των δρομέων καθώς και την διερεύνηση των τραυματισμών που προκαλούνται.

Σκοπός: Η παρούσα αρθρογραφική ανασκόπηση έχει ως σκοπό να αναλυθούν εκτενώς τα πρότυπα τρεξίματος των δρομέων, να περιγραφούν τα εμβιομηχανικά χαρακτηριστικά αυτών και να αναγνωρισθούν οι τραυματισμοί που προκαλούνται ώστε να συναχθεί ένα συμπέρασμα για την αναγκαιότητα ή όχι επικράτησης ενός μοτίβου τρεξίματος. Η συνεισφορά της παρούσας μελέτης στην επιστημονική κοινότητα είναι η θεωρητική ανάδειξη του θέματος, καθώς και να τεθεί η βάση σε θεωρητικό επίπεδο για μελλοντικές εμπειρικές μελέτες/έρευνες.

Στρατηγική αναζήτησης: Για τη συγγραφή της παρούσας πτυχιακής εργασίας, πραγματοποιήθηκε συστηματική ανασκόπηση της διαθέσιμης βιβλιογραφίας και αρθρογραφίας. Για την αναζήτηση της αρθρογραφίας χρησιμοποιήθηκαν επιστημονικά άρθρα από τις αξιόπιστες βάσεις δεδομένων PubMed και Google Scholar. Κριτήρια εισόδου αποτελούν άρθρα που περιλαμβάνουν: συστηματικές ανασκοπήσεις, μετα-αναλύσεις, απλές ανασκοπήσεις και τυχαιοποιημένες ελεγχόμενες μελέτες, που έχουν δημοσιευθεί τα τελευταία 20 έτη, αναφέρονται στην εμβιομηχανική ανάλυση του προτύπου τρεξίματος αλλά και στους τραυματισμούς που παρουσιάζονται στους δρομείς. Η αναζήτηση των άρθρων πραγματοποιήθηκε στην αγγλική γλώσσα και εκλέχθηκαν βάσει του αριθμού των συμμετεχόντων που έλαβαν μέρος σε κάθε έρευνα και πληρούν τα κατάλληλα κριτήρια αξιοπιστίας, εγκυρότητας και επιστημονικής τεκμηρίωσης. Επιπρόσθετα, συλλέχθηκαν δεδομένα από βιβλία σχετικά με την εμβιομηχανική ανάλυση του τρεξίματος. Κατά την προσπάθεια ηλεκτρονικής αναζήτησης πληροφοριών οι λέξεις κλειδιά που χρησιμοποιήθηκαν είναι Running biomechanics, Foot strike patterns, Runners, Elite runners, Novice runners, Foot strike pattern, Rearfoot strike, Midfoot strike, Barefoot running, Running shoe, Injuries, Ground reaction force, Running economy, Plantar loads αλλά και συνδυασμός αυτών όπως, Rearfoot strike and injuries, Midfoot strike and injuries, Forefoot strike and injuries, Running biomechanics and running economy, Footwear and running.

Συμπεράσματα: Τα συμπεράσματα της παρούσας αρθρογραφικής ανασκόπησης έδειξαν ότι το RFS πρότυπο οδηγεί σε αυξημένη δύναμη αντίδρασης εδάφους και διαφορετικά εμβιομηχανικά φορτία, όπως αυξημένη φόρτιση στο γόνατο και στη πτέρνα. Αντίθετα, κατά το FFS δημιουργείται χαμηλότερος ρυθμός κατακόρυφης φόρτισης και εμβιομηχανικά φορτία στην περιοχή του αστραγάλου, των μεταταρσίων και του αχίλλειου τένοντα. Ωστόσο, δεν υπάρχουν επιστημονικά τεκμήρια που να καταδεικνύουν ότι τα πρότυπα τρεξίματος σχετίζονται άμεσα με την πρόκληση τραυματισμών, καθώς οι τραυματισμοί οφείλονται σε πολυπαραγοντικές μεταβλητές. Λαμβάνοντας υπόψη την έλλειψη στοιχείων η αλλαγή προτύπου τρεξίματος δεν συνιστάται καθολικά αλλά μόνο σε συγκεκριμένες περιπτώσεις τραυματισμένων δρομέων.

Λέξεις κλειδιά: Running biomechanics, Runners, Foot strike pattern, Rearfoot strike, Midfoot strike, Forefoot strike, Barefoot running, Injuries, Plantar loads

ΠΙΝΑΚΑΣ ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΩΝ

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ	iii
ΠΡΟΛΟΓΟΣ	iv
ΠΕΡΙΛΗΨΗ	v
ΠΙΝΑΚΑΣ ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΩΝ	vii
ΠΙΝΑΚΑΣ ΕΙΚΟΝΩΝ	ix
ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΠΙΝΑΚΩΝ	x
ΣΥΜΒΟΛΙΣΜΟΙ/ ΣΥΝΤΟΜΟΓΡΑΦΙΕΣ	x
ΕΙΣΑΓΩΓΗ	xi
I. ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ	12
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1. ΚΥΚΛΟΣ ΔΙΑΣΚΕΛΙΣΜΟΥ ΤΡΕΞΙΜΑΤΟΣ	12
1.1 Εμβιομηχανική του τρεξίματος	12
1.2 Ανάλυση Κύκλου Διασκελισμού Τρεξίματος.....	12
1.2.1 Χωρο-χρονικές παράμετροι κύκλου διασκελισμού	14
1.3 Φάση Στήριξης	15
1.4 Φάση Αιώρησης	15
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2. ΠΡΟΤΥΠΑ ΤΡΕΞΙΜΑΤΟΣ	17
2.1 Κατηγοριοποίηση δρομέων βάσει του μοτίβου τρεξίματος	17
2.2 Εμβιομηχανική ανάλυση προτύπου τρεξίματος	17
2.3 Rearfoot Πρότυπο	18
2.4 Forefoot πρότυπο.....	18
2.5 Παράγοντες που επηρεάζουν το πρότυπο τρεξίματος των δρομέων.....	18
2.6 Αλλαγή προτύπου τρεξίματος.....	19
2.7 Προκαλούμενοι τραυματισμοί βάσει του προτύπου τρεξίματος.....	20
2.7.1 Δυνάμεις αντίδρασης εδάφους (GRF).....	21
2.7.2 Ροπές των αρθρώσεων.....	22
ΣΚΟΠΟΣ ΚΑΙ ΕΠΙΜΕΡΟΥΣ ΣΤΟΧΟΙ ΕΡΓΑΣΙΑΣ	23
II. ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ	24
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3. ΠΑΡΑΜΕΤΡΟΙ ΣΥΓΚΡΙΣΗΣ ΠΡΟΤΥΠΩΝ ΤΡΕΞΙΜΑΤΟΣ	24
Σύγκριση προτύπων τρεξίματος	24
3.1 Ενεργειακή οικονομία	24
3.1.1 Υποδήματα κι ενεργειακή οικονομία	25
3.2 Footstrike Angle (FSA).....	27
3.3 Foot Strike Index (FSI)	28
3. 4 ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ.....	29
3.4.1 Στρατηγική αναζήτησης.....	29
3.4.2 Κριτήρια εισόδου	30

3.4.3 Κριτήρια αποκλεισμού	30
3.4.4 Λέξεις κλειδιά	30
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4. ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΗ ΑΝΑΛΥΣΗ ΤΩΝ ΠΡΟΤΥΠΩΝ ΤΡΕΞΙΜΑΤΟΣ ΤΩΝ ΔΡΟΜΕΩΝ	31
4.1 Οι έρευνες και τα αποτελέσματα	31
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5. ΠΡΟΚΑΛΟΥΜΕΝΟΙ ΤΡΑΥΜΑΤΙΣΜΟΙ	42
5.1 Οι έρευνες και τα αποτελέσματα	42
ΣΥΖΗΤΗΣΗ	56
Περιορισμοί.....	58
Προτάσεις μελλοντικών ερευνών	59
ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ	60
ΑΡΘΡΟΓΡΑΦΙΑ	61
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ	63

ΠΙΝΑΚΑΣ ΕΙΚΟΝΩΝ

Εικόνα 1: Περιγραφή περιόδων διασκελισμού τρεξίματος (προσαρμοσμένη από Whiting, 2019).	13
Εικόνα 2: Δεξί πόδι κατά τη φάση στάσης, αριστερό πόδι κατά τη φάση αιώρησης (Nicola and Jewison, 2012).	13
Εικόνα 3: Φάση διπλής αιώρησης κατά τη διάρκεια του κύκλου διασκελισμού (Nicola and Jewison, 2012).	14
Εικόνα 4: (A) Forefoot πρότυπο. (B) Midfoot πρότυπο (C) Rearfoot πρότυπο (Souza, 2016)	17
Εικόνα 5. Δύναμη αντίδρασης εδάφους και κινηματική (a) RFS χωρίς υποδήματα, (b) RFS με υποδήματα (c) FFS (http://barefootrunning.fas.harvard.edu/4BiomechanicsofFootStrike.html)	22
Εικόνα 6. Ποσοστό δρομέων για τη διαφορετική μάζα παπουτσιών (Wang et al., 2020).....	26
Εικόνα 7. Γωνία κλίσης του ποδιού. (A) Αυξημένη γωνία κλίσης του ποδιού σε σχέση με το οριζόντιο επίπεδο. (B) Μειωμένη γωνία κλίσης του ποδιού (Souza, 2016).	28
Εικόνα 8. Το κέντρο πίεσης στην αρχική επαφή καθορίζει το χτύπημα ποδιών (Rearfoot: 0-33%; Midfoot: 34- 67%, Forefoot: 68-100%) (τροποποιημένο Altman and Davis, 2011).	28
Εικόνα 9. Διάγραμμα ροής επιλογής μελετών	29
Εικόνα 10. Σύστημα βηματοδότησης με βάση το φως, κατά τη διάρκεια τρεξίματος σε στίβο. Πηγή: https://indianexpress.com/article/sports/sport-others/jos-hermens-wavelight-debate-athletics-pacing-aid-6809016/	32
Εικόνα 11. Σύγκριση υποομάδων βάσει κατάστασης FSP/τραυματισμού (Futrell et al., 2018).....	33

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΠΙΝΑΚΩΝ

Πίνακας 1. Αποτελέσματα έρευνας (Breine et al., 2017)	32
Πίνακας 2. Αποτελέσματα έρευνας (Futrell et al., 2018)	34
Πίνακας 3. Αποτελέσματα έρευνας (Gruber et al., 2017)	35
Πίνακας 4. Αποτελέσματα έρευνας (Knorz et al., 2017)	37
Πίνακας 5. Αποτελέσματα έρευνας (Kuhman, Melcher and Paquette, 2015)	38
Πίνακας 6. Αποτελέσματα έρευνας (Kulmala et al., 2013)	40
Πίνακας 7. Αποτελέσματα έρευνας (Valenzuela et al., 2015)	41
Πίνακας 8. Αποτελέσματα έρευνας (Daoud et al., 2012)	43
Πίνακας 9. Αποτελέσματα έρευνας (Wei et al., 2019)	45
Πίνακας 10. Αποτελέσματα έρευνας (Vannatta and Kernozek, 2015)	47
Πίνακας 11. Αποτελέσματα έρευνας (Fukusawa, Stoddard and Lopes, 2020).....	49
Πίνακας 12. Αποτελέσματα έρευνας (Kernozek et al., 2018).....	51
Πίνακας 13. Αποτελέσματα έρευνας (Lyght et al., 2016).....	53
Πίνακας 14. Αποτελέσματα έρευνας (Yong et al., 2018)	55

ΣΥΜΒΟΛΙΣΜΟΙ/ ΣΥΝΤΟΜΟΓΡΑΦΙΕΣ

COP: Center of Pressure
FSA: Footstrike Angle
FSI: Foot Strike Index
FSP: Foot Strike Pattern
FFS: Forefoot Strike Pattern
GRF: Ground Reaction Force
MFS: Midfoot Strike Pattern
NRFS: Non-Rearfoot Strike
RFS: Rearfoot Strike Pattern
RRI: Running Related Injury

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Το τρέξιμο αποτελεί ανά τον κόσμο έναν ιδιαίτερα δημοφιλή τρόπο ώστε το άτομο να είναι σωματικά ενεργό. Αποτελεί μία μορφή έντονης σωματικής δραστηριότητας που μπορεί να εύκολα προσαρμοστεί βάσει του διαθέσιμου χρόνου, δεν απαιτεί ιδιαίτερο εξοπλισμό και ούτε ειδικά εξοπλισμένο χώρο (Buist *et al.*, 2010). Ιδιαίτερη έμφαση οφείλει να δοθεί στο πρότυπο τρεξίματος των δρομέων, το οποίο αποτελεί ένα μοναδικά προσαρμοσμένο μοτίβο. Τυπικά, οι δρομείς ταξινομούνται σε τρεις διακριτές κατηγορίες ανάλογα με το τμήμα του ποδιού που έρχεται σε αρχική επαφή με την επιφάνεια τρεξίματος. Οι κατηγορίες αυτές διαμορφώνονται σε: Rearfoot πρότυπο κατά την οποία η αρχική επαφή του ποδιού με το έδαφος γίνεται με την πτέρνα ή το πίσω τρίτο μέρος του πέλματος. Midfoot πρότυπο, κατά την οποία η αρχική επαφή με το έδαφος γίνεται ταυτόχρονα με το πρόσθιο και το οπίσθιο μέρος του ποδιού και Forefoot πρότυπο, κατά την οποία η αρχική επαφή με το έδαφος γίνεται με το πρόσθιο μέρος του ποδιού, στην περιοχή των κεφαλών των μεταταρσίων. Αποτέλεσμα αυτών των κατηγοριοποιήσεων είναι η ενεργοποίηση διαφορετικών νευρομυϊκών και εμβιομηχανικών προτύπων ανάλογα με το πρότυπο τρεξίματος κάθε δρομέα (Hamill and Gruber, 2017; Patoz *et al.*, 2019).

Οι έρευνες καταδεικνύουν πως ο επιπολασμός των τραυματισμών στους δρομείς είναι ιδιαίτερα υψηλός και σημειώνεται από ποσοστό 30% έως 79%. Το μεγάλο εύρος του ποσοστού οφείλεται στα διαφορετικά επίπεδα αθλητών, στην ορθή διάγνωση του τραυματισμού καθώς και στη διάρκεια παρακολούθησής του. Οι πιο συχνά αναφερόμενοι τραυματισμοί αποτελούν τον επιγονατιδομηριαίο πόνο, την περιοστίτιδα κνήμης, τη τενοντοπάθεια Αχιλλείου τένοντα και τη πελματιαία απονευρωσίτιδα (Ceyskens *et al.*, 2019). Οι αιτιολογικοί παράγοντες των τραυματισμών κατά την διάρκεια του τρεξίματος είναι πολυπαραγοντικοί (Benca *et al.*, 2020). Ωστόσο, έχει αποδειχθεί πως η πλειοψηφία των τραυματισμών σχετίζεται άμεσα με το πρότυπο τρεξίματος, γι' αυτό θεωρείται πως η εμβιομηχανική ανάλυση του τρεξίματος θα πρέπει να αποτελεί αναπόσπαστο στοιχείο της αξιολόγησης ενός δρομέα (Souza, 2016). Συμπερασματικά, κρίνεται αναγκαία η αναγνώριση και η κατηγοριοποίηση των τραυματισμών ανάλογα με το πρότυπο τρεξίματος. Χαρακτηριστικά σημειώνεται πως οι δρομείς με rearfoot πρότυπο τρεξίματος εμφανίζουν πιο συχνά κατάγματα κόπωσης, τραυματισμούς στο ισχίο και στο γόνατο (Daoud *et al.*, 2012), ενώ οι δρομείς με forefoot πρότυπο τρεξίματος εμφανίζουν πιο συχνά τραυματισμούς στον αστράγαλο και στη ποδοκνημική. Η διαφοροποίηση των τραυματισμών σχετίζεται με την ανακατανομή των φορτίων βάσει της επαφής του πέλματος με το έδαφος (Patoz *et al.*, 2019).

Η αρθρογραφική αυτή ανασκόπηση έχει ως σκοπό την ανάλυση των προτύπων τρεξίματος και την παράθεση των εμβιομηχανικών τους διαφορών. Επιπλέον, στοχεύει στην ανάδειξη των προκαλούμενων τραυματισμών και στην διερεύνηση συσχέτισης των προτύπων τρεξίματος και ορισμένων τραυματισμών. Ωστε μέσα από ένα πρίσμα δεδομένων και κριτικής σκέψης να συναχθεί ένα συμπέρασμα σχετικά με την επίδραση των προτύπων τρεξίματος κατά την κλινική πράξη αλλά και να αποσαφηνιστεί η αναγκαιότητα ή όχι επικράτησης ενός προτύπου τρεξίματος.

I. ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1. ΚΥΚΛΟΣ ΔΙΑΣΚΕΛΙΣΜΟΥ ΤΡΕΞΙΜΑΤΟΣ

1.1 Εμβιομηχανική του τρεξίματος

Το τρέξιμο αποτελεί έναν ιδιαίτερος συχνό τύπο άσκησης είτε για ψυχαγωγικό είτε για αγωνιστικό σκοπό. Η μελέτη της εμβιομηχανικής του τρεξίματος αναφέρεται στην κατανόηση της δομής, της λειτουργίας και της ικανότητας των κάτω άκρων αλλά και της συνολικής κινητικής αλυσίδας ώστε να επιτρέπεται στον δρομέα να τρέχει. Αν και η ανατομία, η ισχύς και η ιδιοδεκτικότητα δεν είναι ακριβώς ίδια σε κανένα άτομο σημειώνεται ένα σημαντικό ποσοστό ομοιοτήτων το οποίο θεωρείται αναγκαίο να κατανοηθεί για την διάγνωση και την πρόληψη των τραυματισμών (Nicola and Jewison, 2012).

Συγκεκριμένα, τραυματισμοί όπως η τενοντοπάθεια του επιγονατιδικού τένοντα, το σύνδρομο λαγοκνημιαίας ταινίας καθώς και τα κατάγματα κόπωσης στην κνήμη και στα μετατόρσια είναι πολύ συχνά στους δρομείς (Noehren *et al.*, 2014). Πολλοί παράγοντες έχουν εντοπιστεί πως μπορεί να σχετίζονται ή ακόμα να προκαλούν τραυματισμούς κατά τη διάρκεια τρεξίματος. Ορισμένοι εκ των οποίων, είναι τα προπονητικά σφάλματα, η κατάσταση υγείας του αθλητή, οι δομικές ασυμφωνίες και η ανισοσκελία (Benca *et al.*, 2020). Συνεπώς γίνεται έκδηλο ότι η εμβιομηχανική διαδραματίζει βασικό ρόλο στην εκδήλωση τραυματισμών γι' αυτό το λόγο η ανάλυση του τρεξίματος οφείλει να αποτελεί αναπόσπαστο στοιχείο της αξιολόγησης ενός δρομέα (Souza, 2016).

1.2 Ανάλυση Κύκλου Διασκελισμού Τρεξίματος

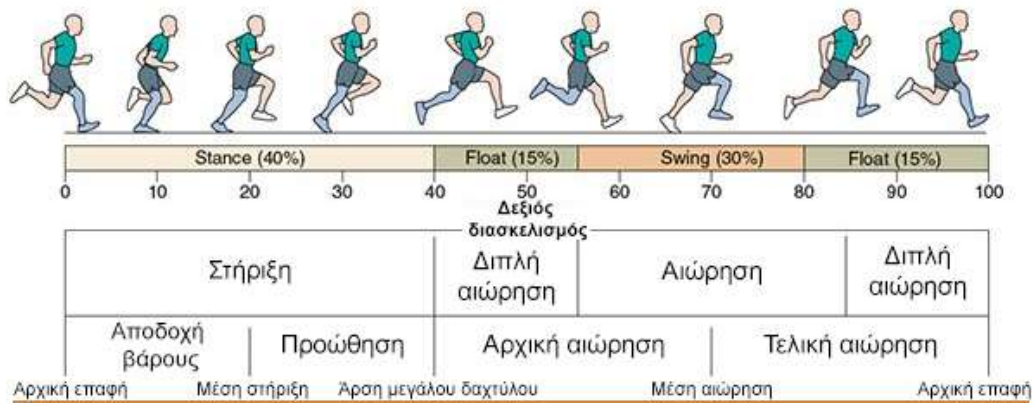
Ο κύκλος διασκελισμού ή απλά διασκελισμός (stride) αποτελεί τη βασική «μονάδα» μέτρησης για την ανάλυση της βάδισης και του τρεξίματος. Ορίζεται ως η χρονική περίοδος μεταξύ της αρχικής πρόσκρουσης του ενός κάτω άκρου με την επιφάνεια τρεξίματος μέχρι την διαδοχική επαφή του ίδιου άκρου κατά το τέλος του κύκλου. Αντίθετα, ως βηματισμός ορίζεται το τμήμα του διασκελισμού από την επαφή του ενός κάτω άκρου με το έδαφος έως την επαφή του αντίθετου άκρου (Dicharry, 2010).

Ο κύκλος διασκελισμού της βάδισης και του τρεξίματος υποδιαιρούνται περαιτέρω σε δύο κύριες φάσεις, τη φάση στήριξης και τη φάση αιώρησης (εικόνα 1). Η φάση στήριξης, σημειώνεται κατά τη χρονική διάρκεια που το πόδι αναφοράς βρίσκεται σε επαφή το έδαφος και διαρκεί από την πρώτη επαφή του κάτω άκρου με το έδαφος έως την απογείωσή του. Αντίθετα, η φάση αιώρησης σημειώνεται όταν το πόδι αναφοράς βρίσκεται στον αέρα. Διαρκεί από τη χρονική στιγμή της απογείωσης έως το άκρο να έρθει σε επαφή ξανά με το έδαφος και να ξεκινήσει ο επόμενος κύκλος διασκελισμού. Όταν το ένα άκρο βρίσκεται στη φάση στήριξης, το άλλο άκρο βρίσκεται στη φάση αιώρησης (εικόνα 2) (Dicharry, 2010).

Το τρέξιμο διαφοροποιείται από το περπάτημα καθώς στη πρώτη μορφή μετακίνησης σημειώνεται μία επιπρόσθετη φάση, διπλής αιώρησης. Η φάση αυτή πραγματοποιείται δύο φορές στη διάρκεια του κύκλου διασκελισμού και λαμβάνει χώρα μεταξύ φάσης στήριξης και φάσης αιώρησης, στη διάρκεια της οποίας κανένα εκ των δύο άκρων δε βρίσκεται σε επαφή με το έδαφος (Εικόνα 3). Κάθε στιγμή του τρεξίματος μόνο το ένα μέλος μέγιστα μπορεί να βρίσκεται σε επαφή με το έδαφος. Αντίθετα, στον κύκλο διασκελισμού στο περπάτημα

υπάρχει πάντα επαφή τουλάχιστον του ενός κάτω άκρου. Επιπρόσθετα, σημειώνεται μία περίοδος διπλής στήριξης κατά την οποία και τα δύο κάτω άκρα βρίσκονται σε επαφή με το έδαφος και συναντάται στην αρχή του κύκλου διασκελισμού και στο τέλος της φάσης στήριξης (Dicharry, 2010).

Η φάση στήριξης στο περπάτημα καταλαμβάνει 60% του κύκλου και η φάση αιώρησης 40%. Το αντίθετο συμβαίνει στο τρέξιμο καθώς η φάση στήριξης καταλαμβάνει περίπου 37-40% του κύκλου και η φάση αιώρησης το υπόλοιπο τμήμα, 60-63%. Η αύξηση της ταχύτητας, του μήκους βήματος και του ρυθμού επιφέρει ως αποτέλεσμα τη μείωση της φάσης στήριξης. Σημειώνεται πως σε αγώνες μέγιστων δρομικών ταχυτήτων η φάση στήριξης μπορεί να αποτελέσει μόνο το 22% του διασκελισμού με αποτέλεσμα την αύξηση της φάσης αιώρησης σε ποσοστό 78%. Η αύξηση της φάσης αιώρησης σηματοδοτεί την αύξηση της δρομικής ταχύτητας λόγω του μεγαλύτερου χρόνου που δαπανάται στην διπλή αιώρηση (Dicharry, 2010).



Εικόνα 1: Περιγραφή περιόδων διασκελισμού τρεξίματος (προσαρμοσμένη από Whiting, 2019).



Εικόνα 2: Δεξί πόδι κατά τη φάση στάσης, αριστερό πόδι κατά τη φάση αιώρησης (Nicola and Jewison, 2012).



Εικόνα 3: Φάση διπλής αιώρησης κατά τη διάρκεια του κύκλου διασκελισμού (Nicola and Jewison, 2012).

1.2.1 Χωρο-χρονικές παράμετροι κύκλου διασκελισμού

Ο κύκλος διασκελισμού εξαρτάται από:

- **Μήκος διασκελισμού** ορίζεται η απόσταση μεταξύ της αρχικής επαφής του ενός κάτω άκρου έως την αρχική επαφή του ίδιου άκρου.
- **Μήκος βήματος** ορίζεται το τμήμα του διασκελισμού μεταξύ της αρχικής επαφής του ενός κάτω άκρου με το έδαφος έως την αρχική επαφή του αντίθετου άκρου.
- **Χρόνος διασκελισμού** είναι ο χρόνος σε δευτερόλεπτα από την αρχική επαφή του ενός κάτω άκρου μέχρι την επόμενη αρχική επαφή του ίδιου άκρου.
- **Χρόνος βήματος** είναι η περίοδος από την αρχική επαφή του ενός κάτω άκρου έως την αρχική επαφή του αντίθετου άκρου.
- **Εύρος βάσης στήριξης** ορίζεται η πλάγια απόσταση μεταξύ της τροχιάς που διαγράφουν τα κάτω άκρα.
- **Ρυθμός διασκελισμού** ορίζεται ο αριθμός βημάτων που διανύονται στη διάρκεια ορισμένου χρονικού διαστήματος, συνήθως εκφράζονται ως βήματα/λεπτό. Σημειώνεται πως με την αύξηση του ρυθμού, του διασκελισμού και του μήκους βήματος αυξάνονται η ταχύτητα και οι δυνάμεις αντίδρασης εδάφους.
- Η **ταχύτητα** είναι η απόσταση του μήκους βήματος διαιρούμενη με το χρόνο βηματισμού, συνήθως εκφράζεται σε m/sec.

Αυτά τα χαρακτηριστικά μπορούν να αναλυθούν με πλατφόρμες δύναμης και 3D συστήματα ανάλυσης κίνησης (Dicharry, 2010).

1.3 Φάση Στήριξης

Η φάση στήριξης υποδιαιρείται σε τρεις φάσεις: την αρχική επαφή, τη μέση στήριξη και την άρση της πτέρνας. Η φάση στήριξης διαρκεί από την πρώτη επαφή του κάτω άκρου με το έδαφος έως την απογείωση του. Κατά την αρχική επαφή, το άκρο έρχεται σε επαφή με το έδαφος αποτελώντας το 0% του διασκελισμού. Στη συνέχεια, κατά τη μέση στήριξη το κέντρο μάζας του σώματος βρίσκεται πάνω από το μέλος στήριξης με τα γόνατα να βρίσκονται παράλληλα αποτελώντας το 20% του κύκλου διασκελισμού. Τέλος, κατά την άρση της πτέρνας το γόνατο του αιωρούμενου άκρου προσπερνά το γόνατο στήριξης. Για την πραγματοποίηση κάθε μίας φάσης απαιτείται η ενεργοποίηση διαφορετικών μυϊκών ομάδων, οστών και αρθρώσεων (Newman, 2018).

Κατά την αρχική επαφή οι μύες, οι τένοντες, τα οστά και οι αρθρώσεις των κάτω άκρων λειτουργούν με στόχο την απορρόφηση των φορτίων που δημιουργούνται κατά τη προσγείωση. Η προσγείωση διευκολύνεται από την υπαστραγαλική άρθρωση, προκαλώντας ανάσπαση έξω χείλους στην ποδοκνημική και σε συνδυασμό με την ταυτόχρονη διάταση της πελματιαίας περιτονίας επιτρέπεται η προσγείωση του ποδιού. Επιπρόσθετα, σημειώνεται πως οι δημιουργούμενες δυνάμεις κρούσης διανέμονται μέσω της κλειστής κινητικής αλυσίδας και εμφανίζονται μέσω της ραχιαίας κάμψης στο επίπεδο της υπαστραγαλικής άρθρωσης, συνοδευόμενη με κάμψη γόνατος και κίνηση του ισχίου. Ο ορθός μηριαίος και ο γαστροκνήμιος είναι οι μύες που μεταφέρουν την ενέργεια της κρούσης από την περιφέρεια προς το κέντρο, δηλαδή από τον αστράγαλο στο γόνατο και έπειτα στο ισχίο. Με στόχο την εξασθένηση των κραδασμών και την ομοιόμορφη διανομή των δυνάμεων σε όλη την κινητική αλυσίδα (Nicola and Jewison, 2012).

Στη διάρκεια του διασκελισμού, κατά τη μέση στήριξη το πόδι μετακινείται από ανάσπαση έξω σε ανάσπαση έσω με στόχο την προετοιμασία για αιώρηση. Οι οπίσθιοι μηριαίοι συσπώνται καθώς το πόδι προχωρά κατά τη μέση στήριξη. Στη συνέχεια, αυτή η κίνηση ώθησης ενισχύεται από τη συστολή του γαστροκνήμιου, του πελματικού και του Αχίλλειου τένοντα που ενεργοποιούνται σύγκεντρα προκαλώντας πελματιαία κάμψη στην ποδοκνημική και προωθώντας το σώμα με αποτέλεσμα την έναρξη της φάσης αιώρησης (Nicola and Jewison, 2012).

1.4 Φάση Αιώρησης

Η φάση αιώρησης ξεκινά με την άρση του μεγάλου δακτύλου από το έδαφος, κατά την οποία και τα δύο κάτω άκρα αιωρούνται έως τη μέση αιώρηση. Η τελική αιώρηση αποτελεί το υπόλοιπο τμήμα της φάσης αιώρησης, από το διάστημα της μέσης αιώρησης έως την επακόλουθη αρχική επαφή του ποδιού. Με την άρση του μεγάλου δακτύλου καθώς ξεκινά η φάση διπλής αιώρησης, ο πρόσθιος κνημιαίος συμβάλλει στην πραγματοποίηση ραχιαίας κάμψης της ποδοκνημικής, απομακρύνοντας το πόδι από το έδαφος και ωθώντας το εμπρός. Παράλληλα, ο ορθός μηριαίος και ο ραπτικός βοηθούν στην κάμψη του ισχίου. Σημειώνεται πως οι οπίσθιοι μηριαίοι, ο γαστροκνήμιος, ο πελματικός και οι εκτείνοντες του ισχίου, είναι ενεργοί από το τέλος της φάσης αιώρησης μέχρι το μέσο της φάσης στήριξης. Κατά τη φάση διπλής αιώρησης σημειώνεται πρόσθια κλίση της λεκάνης και την κάμψη του ισχίου που προκαλούνται από τον ψοΐτη και άλλους πυελικούς μύες μαζί με τους μύες του κορμού που επιτρέπουν την περιστροφή της λεκάνης. Ενώ, κατά το τέλος της φάσης αιώρησης, στο 80% περίπου του διασκελισμού, ενεργοποιούνται και οι τέσσερις κεφαλές του τετρακέφαλου ώστε να προετοιμαστεί το πόδι για επαφή με το έδαφος. Οι οπίσθιοι μηριαίοι, ενεργοποιούνται για την επιβράδυνση της κάμψης του ισχίου, πριν την επακόλουθη αρχική επαφή, η κάθοδος του

ποδιού στην επιφάνεια τρεξίματος ξεκινά, ενώ το αντίθετο πόδι τελειώνει τη φάση στήριξης. Τέλος, σημειώνεται πως οι προσαγωγοί είναι ενεργοποιημένοι καθ' όλη τη διάρκεια του κύκλου διασκελισμού τόσο κατά τη φάση στήριξης, όσο και κατά τη φάση αιώρησης (Nicola and Jewison, 2012).

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2. ΠΡΟΤΥΠΑ ΤΡΕΞΙΜΑΤΟΣ

2.1 Κατηγοριοποίηση δρομέων βάσει του μοτίβου τρεξίματος

Το πρότυπο τρεξίματος αποτελεί ένα μοναδικό μοτίβο προσαρμοσμένο για τον κάθε δρομέα. Τυπικά, οι δρομείς ταξινομούνται σε μία από τις τρεις διακριτές κατηγορίες ανάλογα με το τμήμα του ποδιού που έρχεται σε αρχική επαφή με την επιφάνεια τρεξίματος. Οι κατηγορίες αυτές διαμορφώνονται σε: **Rearfoot strike (RFS)** κατά την οποία η αρχική επαφή του ποδιού με το έδαφος γίνεται με την πτέρνα ή το πίσω τρίτο μέρος του πέλματος. **Midfoot strike (MFS)**, κατά την οποία η αρχική επαφή του ποδιού με το έδαφος γίνεται ταυτόχρονα με το πρόσθιο και το οπίσθιο μέρος του ποδιού και **Forefoot strike (FFS)**, κατά την οποία η αρχική επαφή του ποδιού με το έδαφος γίνεται με το πρόσθιο μέρος του ποδιού, στην περιοχή των κεφαλών των μεταταρσίων (Εικόνα 4). Αποτέλεσμα αυτών των κατηγοριοποιήσεων είναι η ενεργοποίηση διαφορετικών νευρομυϊκών και εμβιομηχανικών προτύπων ανάλογα με το πρότυπο τρεξίματος κάθε δρομέα (Hamill and Gruber, 2017;Patoz *et al.*, 2019). Το rearfoot πρότυπο υιοθετείται από την πλειοψηφία των δρομέων σε ποσοστό 75%, ενώ midfoot και forefoot σε ποσοστό περίπου 23% και 2% αντίστοιχα. Λόγω της χαμηλής συχνότητας εμφάνισης MFS και FFS, συχνά αυτά τα δύο πρότυπα τρεξίματος ομαδοποιούνται ως non-rearfoot (NRFS) (Almonroeder, Willson and Kernozek, 2013; Rooney and Derrick, 2013; Wei *et al.*, 2019).



Εικόνα 4: (A) Forefoot πρότυπο. (B) Midfoot πρότυπο (C) Rearfoot πρότυπο (Souza, 2016)

2.2 Εμβιομηχανική ανάλυση προτύπου τρεξίματος

Η πρόσφατη βιβλιογραφία τεκμηριώνει πως η αναγνώριση του προτύπου τρεξίματος πραγματοποιείται μέσω πλευρικής όψης των κάτω άκρων του δρομέα. Για την αναγνώριση του προτύπου τρεξίματος συνίσταται η χρήση κάμερας με λήψη υψηλής ταχύτητας (κατά προτίμηση περισσότερα από 120 καρέ ανά δευτερόλεπτο), με βίντεο αργής κίνησης ή με τρόπο καρέ-καρέ, καθώς η οπτική παρατήρηση δεν είναι τόσο αξιόπιστη και ενδεχομένως να οδηγήσει σε εσφαλμένα συμπεράσματα στους δρομείς υψηλών ταχυτήτων. Σημειώνεται πως η ταξινόμηση βάσει οπτικής παρατήρησης και βίντεο ανάλυσης αποτελεί μια εύκολη και φθηνή μέθοδος που χρησιμοποιείται συχνά στη διάρκεια ερευνών και προπόνησης. Πρέπει να αναφερθεί ότι αυτή η μέθοδος ταξινόμησης των προτύπων τρεξίματος βασίζεται σε υποκειμενικές αποφάσεις, ειδικά αν ληφθεί υπόψιν πως σπάνια υπάρχει ακριβής forefoot και rearfoot προσγγείωση μεταξύ των δύο κάτω άκρων. Ωστόσο, κατά την πραγματοποίηση της αξιολόγησης από έμπειρους μελετητές, αναφέρθηκε ομοφωνία μεγαλύτερη του 99.4% και αξιοπιστία. Η αξιολόγηση πραγματοποιείται είτε σε διάδρομο γυμναστικής είτε σε εξωτερικό χώρο. Από την σύγκριση των δύο τρόπων δεν προκύπτουν διαφοροποιήσεις στο πρότυπο

τρεξίματος του δρομέα καθώς τα κινητικά πρότυπα κατά τη διάρκεια τρεξίματος σε διάδρομο είναι παρόμοια με αυτά που παρατηρούνται στο έδαφος. Τέλος, σημειώνεται πως η κινηματική των κάτω άκρων επηρεάζεται από τη ταχύτητα κατά τη διάρκεια τρεξίματος. Κατά την έναρξη της αξιολόγησης του δρομέα συνίσταται η προσαρμογή του στο περιβάλλον καθώς οι έρευνες εντοπίζουν αλλαγές στην κινηματική που αποκλίνουν από τη φυσιολογική κατά τα πρώτα έξι λεπτά (Souza, 2016).

2.3 Rearfoot Πρότυπο

Η συντριπτική πλειοψηφία των δρομέων επιλέγουν rearfoot πρότυπο τρεξίματος. Η υιοθέτηση του συγκεκριμένου προτύπου τρεξίματος δημιουργεί το ακόλουθο εμβιομηχανικό πρότυπο κατά τη διάρκεια της αρχικής φάσης στήριξης: η αρχική προσγείωση του ποδιού πραγματοποιείται μπροστά από το υπόλοιπο σώμα με το πλευρικό τμήμα της πτέρνας να έρχεται σε επαφή με το έδαφος ενώ το πόδι βρίσκεται σε ανάρπαση έξω χείλους προκαλώντας ραχιαία κάμψη της ποδοκνημικής και έκταση του γόνατος. Για την ώθηση του δρομέα, απαιτείται η συστολή του γαστροκνημίου ώστε να κινηθεί πάνω από το πόδι και να μεταβεί στη φάση αιώρησης (Daoud *et al.*, 2012). Επίσης, σημειώνεται αυξημένη καταπόνηση της άρθρωσης του γόνατος στο οβελιαίο και μετωπιαίο επίπεδο (Stearne *et al.*, 2014).

Ένα rearfoot πρότυπο προκαλεί αύξηση του ρυθμού κατακόρυφης φόρτισης στη διάρκεια τρεξίματος (Goss *et al.*, 2015; Kuhman, Melcher and Paquette, 2015) καθώς και των συνολικών κατακόρυφων δυνάμεων κρούσης (Yong, Silder and Delp, 2014). Οι rearfoot δρομείς σημειώνουν 2 μέγιστες αιχμές αντίδρασης εδάφους στην αρχή του διασκελισμού. Η αρχική αιχμή είναι γνωστή ως παροδική πρόσκρουση, εμφανίζεται τα πρώτα πενήντα χιλιοστά του δευτερολέπτου κατά την επαφή της πτέρνας με το έδαφος. Στη συνέχεια, ακολουθεί η κύρια δύναμη αντίδρασης εδάφους, που παράγεται από την υψηλή δύναμη αρχικής πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος, συνοδευόμενη με ελάχιστη απορρόφηση ενέργειας, με αποτέλεσμα τη μεταφορά της δύναμης αντίδρασης εδάφους στην αλυσίδα των κάτω άκρων. Η παροδική πρόσκρουση παρατηρείται μόνο σε rearfoot δρομείς και θεωρείται πως συμβάλλει σημαντικά στην πρόκληση τραυματισμών. Σημειώνεται, τέλος, πως λόγω των αυξημένων δυνάμεων, οι rearfoot δρομείς επιλέγουν υποδήματα με ενίσχυση στη πτέρνα ενώ κατά την αλλαγή σε minimalist, τείνουν να αναπτύξουν ένα forefoot ή midfoot πρότυπο για να μειώσουν τη μεγάλη δύναμη αντίδρασης εδάφους που ασκείται στη πτέρνα. Τα minimalist υποδήματα προορίζονται ώστε να προσεγγίζουν τις συνθήκες τρεξίματος ξυπόλυτων δρομέων χωρίς την ύπαρξη ενισχυμένου πέλματος σε σύγκριση με τα παραδοσιακά υποδήματα (Valenzuela *et al.*, 2015; Almeida, Davis and Lopes, 2015).

2.4 Forefoot πρότυπο

Ένα forefoot πρότυπο σχετίζεται με υψηλότερη δρομική ταχύτητα εν συγκρίσει με το rearfoot πρότυπο, προτιμάται περισσότερο από elite, έναντι μη επαγγελματιών δρομέων. Κατά την υιοθέτηση forefoot προτύπου σημειώνεται μικρότερο μήκος διασκελισμού, μειωμένη διάρκεια φάσης στήριξης και αυξημένη συχνότητα βήματος. Ενώ καταδεικνύεται πως το συγκεκριμένο δρομικό πρότυπο καταπονεί ιδιαίτερα την άρθρωση του αστραγάλου στο οβελιαίο επίπεδο (Stearne *et al.*, 2014).

2.5 Παράγοντες που επηρεάζουν το πρότυπο τρεξίματος των δρομέων

Πληθώρα μελετών θεμελιώνουν πως η επιλογή προτύπου τρεξίματος εξαρτάται από

ποικίλους παράγοντες. Οι λόγοι και οι αιτίες που συντελούν στον καθορισμό χρίζουν μεγαλύτερης διερεύνησης. Αναφέρεται πως η συντριπτική πλειοψηφία των δρομέων σε ποσοστό 89% είναι rearfoot. Βάσει της αρθρογραφίας υποστηρίζεται πως η επιλογή του συγκεκριμένου προτύπου τρεξίματος αποδίδεται στην κατασκευή του μοντέρνου παπουτσιού λόγω της ανύψωσης της πτέρνας με προστατευτικό μαξιλάρι. Με αποτέλεσμα, η επιπλέον ανύψωση να αναγκάζει την προσγείωση του δρομέα στη πτέρνα λόγω της εγγύτητας με το έδαφος (Almeida, Davis and Lopes, 2015).

Έχει αποδειχθεί πως το πρότυπο τρεξίματος ποικίλλει μεταξύ πληθυσμών. Για την διεξαγωγή των ερευνών μελετήθηκαν δειγματοληπτικά άτομα από την Πεδιάδα Ριφτ της Κένυας, στην Αφρική, μία περιοχή γνωστή για το ιδιαίτερα υψηλό επίπεδο των δρομέων. Η πλειοψηφία των αθλητών μεγάλωσαν χωρίς υποδήματα (Onywera *et al.*, 2006). Επίσης, δειγματοληπτικά αξιολογήθηκαν Αμερικανοί αθλητές οι οποίοι μεγάλωσαν φορώντας υποδήματα. Από τη μελέτη και τα στοιχεία των δύο συγκρινόμενων ομάδων προκύπτει πως η πρώτη κατηγορία, των Κενυατών αθλητών, υιοθετεί κατά την πλειοψηφία forefoot πρότυπο τρεξίματος ανεξάρτητα εάν η διανύομενη απόσταση πραγματοποιείται με ή χωρίς υποδήματα. Επίσης, σε μικρότερο ποσοστό σημειώνεται midfoot πρότυπο. Αντίθετα, η δεύτερη κατηγορία των Αμερικανών αθλητών υιοθετούν rearfoot πρότυπο τρεξίματος. Το ίδιο πρότυπο επιλέγεται και όταν η διαδρομή πραγματοποιείται χωρίς υποδήματα, ωστόσο σημειώνεται μία μικρή διαφοροποίηση κατά την ραχιαία κάμψη που σημειώνεται μείωση 7-10° (Lieberman *et al.*, 2010).

Επιπρόσθετα, ιδιαίτερο ενδιαφέρον παρουσιάζουν τα επιδημιολογικά στοιχεία που καταδεικνύουν πως η επιλογή προτύπου τρεξίματος σχετίζεται άκριτα με το είδος του δρομέα. Πιο συγκεκριμένα, δρομείς μεγάλων αποστάσεων, που διανύουν 10 και 20 χιλιόμετρα σε έναν μαραθώνιο, στην συντριπτική πλειοψηφία 81%, επιλέγουν rearfoot πρότυπο, ενώ 19% επιλέγουν midfoot. Αντίθετα, οι δρομείς μικρότερων αποστάσεων επιλέγουν forefoot και midfoot πρότυπο καθώς με αυτόν τον τρόπο επιτυγχάνεται υψηλότερη ταχύτητα αλλά ταυτόχρονα και υψηλότερο μεταβολικό κόστος. Από έρευνες αποδεικνύεται πως σε δρομείς με rearfoot μοτίβο τρεξίματος η αλλαγή προτύπου τρεξίματος επέφερε αύξηση της ταχύτητας κατά 45%. Βασιζόμενοι στα προαναφερθέν δεδομένα είναι εμφανές πως η επιλογή του προτύπου τρεξίματος σχετίζεται και με αντικειμενικούς παράγοντες πλην των προσωπικών στοιχείων. Σε δρομείς μεγάλων αποστάσεων ίσως απαιτείται ένα rearfoot τρεξίματος ώστε να επιτευχθεί το ελάχιστο δυνατό μεταβολικό κόστος, ενώ αντίθετα ένα midfoot και forefoot πρότυπο ενδείκνυται για την επίτευξη υψηλότερων ταχυτήτων (Hamill and Gruber, 2017).

2.6 Αλλαγή προτύπου τρεξίματος

Πολλοί προπονητές προτείνουν την αλλαγή του προτύπου τρεξίματος απορρίπτοντας ένα rearfoot πρότυπο τρεξίματος προτρέποντας την υιοθέτηση ενός midfoot ή forefoot προτύπου, ανεξάρτητα εάν οι δρομείς φορούν υποδήματα ή όχι κατά την διάρκεια της άθλησής τους (Hamill and Gruber, 2017). Η προτροπή εναλλαγής του προτύπου τρεξίματος ενθαρρύνεται από τους προπονητές με στόχο τη μείωση της ενεργειακής δαπάνης καθώς σημειώνεται μεγαλύτερη αποθήκευση και επιστροφή ελαστικής ενέργειας από την πελματιαία περιτονία, τους τένοντες του ποδιού και του αστραγάλου. Οι έρευνες τεκμηριώνουν πως το μεγαλύτερο ποσοστό των κορυφαίων δρομέων δεν επιλέγουν rearfoot πρότυπο τρεξίματος, σε σχέση με τους δρομείς χαμηλότερων επιπέδων (Anderson *et al.*, 2019).

Επιπρόσθετα, η τροποποίηση του προτύπου τρεξίματος έχει δείξει πολλά υποσχόμενα αποτελέσματα ως μέρος της επανεκπαίδευσης βάρδισης αποτελώντας μία αξιοσημείωτη παρέμβαση σε τραυματισμένους δρομείς. Πιο συγκεκριμένα, δρομείς με σύνδρομο επιγονατιδομηριαίου πόνου, εκπαιδεύτηκαν με τη χρήση εσωτερικής σόλας και υιοθέτησαν ένα forefoot πρότυπο. Αποτέλεσμα αυτής της παρέμβασης ήταν η σημαντική μείωση του πόνου και η βελτίωση της λειτουργικότητας μέσα σε ένα διάστημα παρακολούθησης 3 μηνών. Σε μία ακόμα έρευνα, δρομείς με σύνδρομο διαμερίσματος καθοδηγήθηκαν ώστε να υιοθετήσουν ένα forefoot πρότυπο. Μετά από διάστημα 6 εβδομάδων εκπαίδευσης, σημειώθηκε βελτίωση του πόνου και της ανικανότητας. Επειδή το μοτίβο τρεξίματος κάθε δρομέα μπορεί να τροποποιηθεί με στόχο την πρόληψη ή την θεραπεία τραυματισμών θεωρείται αναγκαία η κατανόηση των εμβιομηχανικών τους διαφορών με σκοπό την προτροπή υιοθέτησης του κατάλληλου προτύπου που θα ελαχιστοποιήσει τα συγκεκριμένα επιβαρυντικά φορτία. (Almeida, Davis and Lopes, 2015).

Ωστόσο, σημειώνονται αντιφατικά στοιχεία καθώς τα παραπάνω επιστημονικά ευρήματα ώθησαν πολλούς αθλητές στην αλλαγή του κυρίαρχου προτύπου τρεξίματός τους. Κατά συνέπεια αθλητές, με rearfoot πρότυπο τρεξίματος ωθήθηκαν στην αλλαγή του και την υιοθέτηση forefoot μοτίβου (Patoz et al., 2019). Η πρόσφατη βιβλιογραφία υπογραμμίζει πως η εναλλαγή προτύπου και η υιοθέτηση ενός midfoot ή forefoot προτύπου τρεξίματος στηρίζεται σε ελλιπή ερευνητικά στοιχεία τα οποία δεν καταδεικνύουν πως όλοι οι δρομείς θα επωφεληθούν μακροπρόθεσμα από αυτή την αλλαγή. Υπογραμμίζεται, πως η εναλλαγή προτύπου τρεξίματος μπορεί να αποδειχθεί ιδιαίτερη αποτελεσματική για μεμονωμένα περιστατικά αθλητών ωστόσο, δεν υπάρχουν επαρκή επιστημονικά δεδομένα πως η ιδέα της οικουμενικής αλλαγής των αθλητών θα ήταν ιδιαίτερα ωφέλιμη. Ευρήματα μελετών αναφέρουν πως η πλειοψηφία των δρομέων επιλέγουν την αλλαγή προτύπου τρεξίματος λόγω προγενέστερων τραυματισμών. Ωστόσο, δεν υπάρχουν επιστημονικές μελέτες οι οποίες να τεκμηριώνουν τα επιδημιολογικά στοιχεία των τραυματισμών μετά την αλλαγή του προτύπου τρεξίματος (Almeida et al., 2015; Hamill and Gruber, 2017).

Σημειώνεται, πως η αλλαγή μίας μεταβλητής κατά τη διάρκεια του τρεξίματος, όπως είναι αυτή του προτύπου, ενδεχομένως να επιφέρει σαν αποτέλεσμα την αλλαγή σημαντικών εμβιομηχανικών μεταβλητών, οι οποίες δυνητικά μπορούν να αυξήσουν τον κίνδυνο τραυματισμού άλλων ιστών. Επιπρόσθετα, η αλλαγή του προτύπου τρεξίματος σε μία προσπάθεια βελτίωσης της ενεργειακής οικονομίας είναι πιθανό να αλλάξει τη φόρτιση των ιστών με αποτέλεσμα την αύξηση κινδύνου πρόκλησης τραυματισμών που θα μπορούσαν να επηρεάσουν σημαντικά τη συμμετοχή και την ικανότητα προπόνησης (Barton et al., 2016).

2.7 Προκαλούμενοι τραυματισμοί βάσει του προτύπου τρεξίματος

Τα οφέλη του τρεξίματος είναι αναρίθμητα, ωστόσο, οι τραυματισμοί που σημειώνονται στο κάτω μέρος της πλάτης και τα κάτω άκρα χρίζουν ιδιαίτερης προσοχής. Αδιαμφισβήτητα, η κινηματική επηρεάζει τον τρόπο δημιουργίας και απορρόφησης των εσωτερικών και εξωτερικών δυνάμεων από το σώμα. Οι αναφερόμενοι τραυματισμοί ανέρχονται σε ποσοστό 30-75% ετησίως, με την πλειοψηφία να επηρεάζει τους τένοντες. Ο καθορισμός του δεδομένου ποσοστού εδράζεται σε πληθώρα παραγόντων τόσο ενδογενών όπως του φύλου, του δείκτη μάζας σώματος (BMI), των εμβιομηχανικών δυσμορφιών, του τύπου καμάρας και των προγενέστερων τραυματισμών όσο και εξωγενών όπως των υποδημάτων, της ευελιξίας, της δύναμης του κορμού, της διανυόμενης απόστασης, της έντασης της προπόνησης και της επιφάνειας τρεξίματος (Daoud et al., 2012).

Οι πιο συνηθισμένοι τραυματισμοί των δρομέων περιλαμβάνουν πόνο στην πλάτη, πόνο στο ισχίο, επιγονατιδομηριαίο πόνο, πελματιαία απονευρωσίτιδα, περιοστίτιδα κνήμης, τενοντοπάθεια αχιλλείου τένοντα και σύνδρομο λαγοκνημιαίας ταινίας (Daoud *et al.*, 2012; Kuhman, Melcher and Paquette, 2015; Cheung and Ngai, 2016). Περίπου 70%-80% των διαταραχών οφείλονται σε τραυματισμούς υπέρχεισης του γόνατος, κνήμης, αστραγάλου και ποδιού. Οι Francis *et al.*, αναφέρουν πως το σύνδρομο επιγονατιδομηριαίου πόνου είναι ο συχνότερος τραυματισμός υπέρχεισης, ενώ οι Lopes *et al.*, δήλωσαν ότι το σύνδρομο διαμερίσματος κνήμης αποτελεί τον πιο κοινό τραυματισμό. Σημειώνεται πως οι 2 συστηματικές ανασκοπήσεις χρησιμοποίησαν διαφορετικές μεθοδολογικές προσεγγίσεις και ίσως γι' αυτό δεν κατέληξαν στο ίδιο συμπέρασμα (Kakouris, Yener and Fong, 2021).

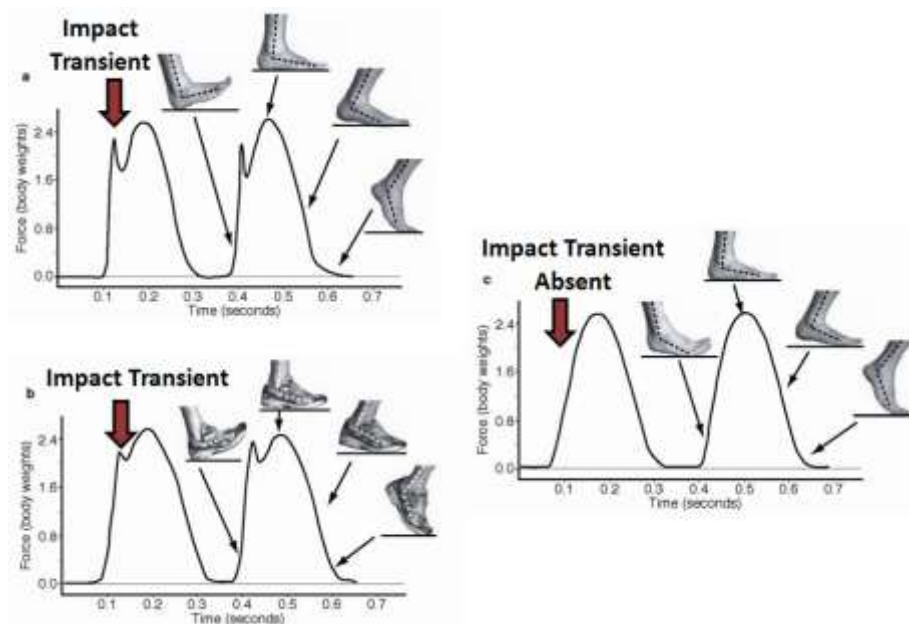
Τα πρότυπα τρεξίματος αποτελούν προδιαθεσικό παράγοντα πρόκλησης τραυματισμών, καταδεικνύεται πως ο επιπολασμός των FFS δρομέων είναι 22.8% συγκριτικά με 52.4% των RFS δρομέων. Οι RFS δρομείς εκδηλώνουν πιο συχνά τραυματισμούς στη πτέρνα και στο γόνατο λόγω της μεγάλης δύναμης πρόσκρουσης (Wei *et al.*, 2019). Αντίθετα, οι FFS εμφανίζουν πιο συχνά τραυματισμούς στον αστράγαλο και στη ποδοκνημική. Η διαφοροποίηση των τραυματισμών σχετίζεται με την ανακατανομή των φορτίων βάσει της επαφής του πέλματος με το έδαφος (Patoz *et al.*, 2019).

2.7.1 Δυνάμεις αντίδρασης εδάφους (GRF)

Οι λόγοι που καταδεικνύουν ότι τα πρότυπα τρεξίματος επηρεάζουν τα ποσοστά τραυματισμών είναι δύο. Κατά την προσγείωση των RFS δρομέων δημιουργείται μια σημαντική αιχμή παροδική πρόσκρουσης (impact transient) (Εικόνα 5), ορίζεται ως μια σύντομη, υψηλή αιχμή κατακόρυφης δύναμης που δημιουργείται εντός 50 χιλιοστών του δευτερολέπτου από την πρόσκρουση του ποδιού με το έδαφος. Η αιχμή παροδικής πρόσκρουσης σε ένα τυπικό ξυπόλητο RFS δρομέα έχει ρυθμό φόρτισης 400-600 φορές του σωματικού βάρους ανά δευτερόλεπτο και μέγεθος 1,5-3 φορές του βάρους σώματος ωστόσο, με τη χρήση υποδημάτων ο ρυθμός φόρτισης μετριάζεται από την πτέρνα των παπουτσιών σε 70-100 φορές του σωματικού βάρους ανά δευτερόλεπτο και 10% μείωση του μεγέθους, απλώνοντας τη δύναμη σε μεγαλύτερη περιοχή του ποδιού, χωρίς την εξάλειψη της παροδικής πρόσκρουσης (Daoud *et al.*, 2012; Gruber *et al.*, 2017).

Αντίθετα, στους FFS δρομείς παράγεται πολύ αργή άνοδος της δύναμης χωρίς διακριτή πρόσκρουση που συνεπάγεται με ανταλλαγή λιγότερης ορμής, αυξημένη αποθηκευμένη ενέργεια αποτρέποντας μια δύναμη πρόσκρουσης με υψηλό ρυθμό και μέγεθος με αποτέλεσμα μικρότερο κίνδυνο πρόκλησης τραυματισμών. Ουσιαστικά, δεν σημειώνεται παροδική πρόσκρουση για τους FFS. Το ίδιο ισχύει για ορισμένους MFS (αλλά όχι όλους). Αυτή η διαφορά αιτιολογεί γιατί οι ξυπόλητοι ή οι δρομείς με minimalist υποδήματα τείνουν σε FFS ή MFS χωρίς το πλεονέκτημα ενός υποδήματος με ενίσχυση που εξασθενεί τις μεγάλες δυνάμεις πρόσκρουσης (Daoud *et al.*, 2012; Gruber *et al.*, 2017).

Οι μέγιστες δυνάμεις πρόσκρουσης συμβάλλουν σε ορισμένα είδη τραυματισμών, επειδή δημιουργούν ένα κύμα κρούσης που ταξιδεύει στο σώμα, δημιουργώντας υψηλές καταπονήσεις και τάσεις στους σκελετικούς ιστούς, δημιουργώντας υψηλά επίπεδα ελαστικής υστέρησης που συμβάλουν στην εκδήλωση τραυματισμών σε επαναλαμβανόμενους κύκλους προπόνησης. Τα υψηλότερα ποσοστά και μεγέθη φόρτισης κατά την κρούση συσχετίζονται σημαντικά μεταξύ των RFS δρομέων με κατάγματα κόπωσης των κάτω άκρων, πελματιαία απονευρωσίτιδα και άλλους τραυματισμούς όπως πόνο στο ισχίο, στο γόνατο, στην πλάτη, περιοστίτιδα κνήμης και σύνδρομο επιγονατιδομηριαίου πόνου (Daoud *et al.*, 2012).



Εικόνα 5. Δύναμη αντίδρασης εδάφους και κινηματική (a) RFS χωρίς υποδήματα, (b) RFS με υποδήματα (c) FFS (<http://barefootrunning.fas.harvard.edu/4BiomechanicsofFootStrike.html>)

2.7.2 Ροπές των αρθρώσεων

Δεύτερος παράγοντας που σχετίζεται με τα ποσοστά τραυματισμών αποτελεί ο αυξημένος ρυθμός και το μέγεθος ροπών των αρθρώσεων προκαλώντας τραυματισμούς λόγω επαναλαμβανόμενης πίεσης στους συνδέσμους, τένοντες, χόνδρους και άλλους μη σκελετικούς συνδετικούς ιστούς που σταθεροποιούν τις αρθρώσεις. Κατά τη πρόσκρουση των RFS δημιουργείται χαμηλότερη ροπή αστραγάλου στο οβελιαίο επίπεδο, έναντι των FFS, αλλά υψηλότερες οβελιαίες ροπές στο γόνατο. Επιπλέον, τα παπούτσια με ενισχυμένη πτέρνα σχεδόν διπλασιάζουν τη ροπή που προκαλεί πρηγισμό στον αστράγαλο (Daoud *et al.*, 2012). Επιπρόσθετα, το RFS συσχετίζεται με αύξηση του επιγονατιδομηριαίου πόνου, που συνδέεται με αυξημένες ροπές έκτασης του γόνατος. Μερικοί ερευνητές προτείνουν την επανεκπαίδευση προσγείωσης των δρομέων με σκοπό την μείωση πιθανοτήτων τραυματισμού (Cheung and Davis, 2011). Επιπρόσθετα, το μεγαλύτερο μήκος βήματος έχει παρατηρηθεί ότι αυξάνει τις επιγονατιδομηριαίες τάσεις με αποτέλεσμα την προτροπή ορισμένων ερευνητών για αλλαγή του RFS στοχεύοντας στη μείωση του μήκους βήματος και κατά συνέπεια του ποσοστού των τραυματισμών (Vannatta and Kernozek, 2015).

Ωστόσο, κατά το FFS παρατηρούνται αυξημένες ροπές αστραγάλου αυξάνοντας τους τραυματισμούς στον αστράγαλο και τη τενοντοπάθεια αχιλλείου. Ακόμα, οι μεγαλύτερες ωθήσεις και ρυθμοί φόρτισης στον αχίλλειο τένοντα επιφέρουν αύξηση πιθανοτήτων τραυματισμού ιδιαίτερα για όσους είχαν προηγούμενο τραυματικό ιστορικό (Almonroeder, Willson and Kernozek, 2013). Επιπλέον, το FFS συσχετίζεται με αυξημένη φόρτιση και πίεση του πέλματος (Vannatta and Kernozek, 2015).

ΣΚΟΠΟΣ ΚΑΙ ΕΠΙΜΕΡΟΥΣ ΣΤΟΧΟΙ ΕΡΓΑΣΙΑΣ

Η παρούσα αρθρογραφική ανασκόπηση έχει ως κύριο σκοπό να συγκεντρώσει τα υπάρχοντα και πιο σύγχρονα επιστημονικά δεδομένα ώστε να γίνει να αναλυθούν εκτενώς τα πρότυπα τρεξίματος των δρομέων, να περιγραφούν τα εμβιομηχανικά χαρακτηριστικά τους και να μελετηθούν οι διαφορές τους. Ακόμα, να αναγνωρισθούν οι προκαλούμενοι τραυματισμοί και να κατηγοριοποιηθούν βάσει του προτύπου τρεξίματος ώστε να συναχθεί ένα συμπέρασμα για την αναγκαιότητα ή όχι επικράτησης ενός προτύπου τρεξίματος. Στοχεύοντας με αυτόν τον τρόπο να δοθεί ένα θεωρητικό υπόβαθρο ώστε κατά την κλινική πράξη να προβλεφθούν και να αποφευχθούν τραυματισμοί στους δρομείς που ενδεχομένως αποδειχθούν ζημιογόνοι στην απόδοσή τους αλλά και ιδιαιτέρως καθοριστικοί για την μετέπειτα εξέλιξή τους. Ενώ παράλληλα να αναδειχθούν σημεία που χρίζουν περαιτέρω έρευνας, ώστε ο επαγγελματίας φυσικοθεραπευτής να αποκτήσει σφαιρική γνώση επί του θέματος δημιουργώντας ένα υπόβαθρο για μελλοντικές μελέτες/έρευνες.

II. ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3. ΠΑΡΑΜΕΤΡΟΙ ΣΥΓΚΡΙΣΗΣ ΠΡΟΤΥΠΩΝ ΤΡΕΞΙΜΑΤΟΣ

Σύγκριση προτύπων τρεξίματος

Βασική ένδειξη ενός πετυχημένου δρομέα, αποτελεί η ικανότητα διατήρησης της απόδοσης σε ένα υψηλό επίπεδο στη συνολική διάρκεια της αθλητικής του ζωής. Η αλλαγή του προτύπου τρεξίματος μπορεί να αποτελέσει έναν ιδιαίτερα ωφέλιμο τρόπο βελτίωσης της απόδοσής του. Οι λόγοι για τους οποίους η εναλλαγή ενός rearfoot τρεξίματος σε ένα forefoot ή midfoot πρότυπο τρεξίματος θεωρείται ιδιαίτερα ωφέλιμη είναι τρεις.

- Αρχικά, θεωρείται πως ένα rearfoot ή midfoot πρότυπο είναι ενεργειακά πιο οικονομικό για το σώμα.
- Δεύτερον, σημειώνεται μείωση της μέγιστης τιμής και ρυθμού φόρτισης της κατακόρυφης συνιστώσας της δύναμης αντίδρασης του εδάφους.
- Τέλος, ελαχιστοποιούνται οι πιθανότητες πρόκλησης επικείμενων τραυματισμών (Hamill and Gruber, 2017).

3.1 Ενεργειακή οικονομία

Τρεις φυσιολογικές παράμετροι καθορίζουν και προβλέπουν την ταχύτητα τρεξίματος: ο μέγιστος ρυθμός πρόσληψης οξυγόνου (VO_{2max}), το κατώφλι γαλακτικού και το ενεργειακό κόστος τρεξίματος (ενεργειακή οικονομία). Η οικονομία τρεξίματος παραδοσιακά ορίζεται, ως ο ρυθμός πρόσληψης οξυγόνου σε mL O_2 /kg/min που απαιτείται καθώς ο δρομέας τρέχει με καθορισμένη ταχύτητα. Ωστόσο, δεδομένου ότι η πρόσληψη οξυγόνου δεν αντανακλά τις διαφορές στο μεταβολικό υπόστρωμα, η ενεργειακή οικονομία προτιμάται να ορίζεται ως το ενεργειακό κόστος τρεξίματος σε μια συγκεκριμένη ταχύτητα εκφρασμένο σε W/kg (Hoogkamer *et al.*, 2018).

Η ενεργειακή οικονομία αποτελεί μία αρκετά περίπλοκη διαδικασία που χαρακτηρίζεται από την πολυπαραγοντική αλληλεπίδραση της μεταβολικής, καρδιοπνευμονικής, εμβιομηχανικής και νευρομυϊκής λειτουργίας. Σημειώνεται πως δρομείς αυξημένης ενεργειακής οικονομίας έχουν χαμηλότερο μεταβολικό κόστος, συγκριτικά με δρομείς κατώτερης ενεργειακής οικονομίας όταν τρέχουν με την ίδια σταθερή ταχύτητα. Επιπρόσθετα, αποτελεί βασικό παράγοντα πρόβλεψης αντοχής ακόμα και σε αθλητές με παρόμοιο VO_{2max} . Μεταξύ ελίτ δρομέων με παρόμοιο VO_{2max} και κατώφλι γαλακτικού, ένας δρομέας με καλύτερη οικονομία τρεξίματος (δηλαδή χαμηλότερο ενεργειακό κόστος) αναμένεται να ξεπεράσει τους δρομείς με υψηλότερο ενεργειακό κόστος τρεξίματος (Hoogkamer *et al.*, 2018).

Η μέγιστη κατανάλωση οξυγόνου VO_{2max} , ορίζεται ως ο μέγιστος ρυθμός απορρόφησης και χρήσης του οξυγόνου κατά τη διάρκεια έντονης σωματικής δραστηριότητας. Η βελτίωση της ενεργειακής οικονομίας θεωρείται ιδιαίτερα ωφέλιμη για την ενίσχυση της απόδοσης των δρομέων. Οι κινηματικοί παράμετροι του οβελιαίου επιπέδου όπως είναι η κάμψη και η έκταση των αρθρώσεων στη διάρκεια του τρεξίματος επηρεάζουν την ενεργειακή οικονομία, όπως η μείωση της κάμψης του ισχίου στη διάρκεια πέδησης του αθλητή, η αύξησης της κάμψης του γόνατος κατά τη φάση στήριξης, η μεγιστοποίηση της γωνίας έκτασης του μηρού

κατά την προσγείωση στο κατακόρυφο επίπεδο και η μείωση της πελματιαίας κάμψης (Anderson *et al.*, 2019).

Για περαιτέρω διερεύνηση συγκρίθηκε η ενεργειακή οικονομία μεταξύ δρομέων με διαφορετικό πρότυπο τρεξίματος. Πιο συγκεκριμένα, αξιολογήθηκαν RFS και NRFS δρομείς σε χαμηλή (10.8-11.0 km/h), μεσαία (12.6-13.5 km/h) και υψηλή ταχύτητα (14.0-15.0 km/h). Από τη μελέτη RFS δρομέων που έχουν αλλάξει το πρότυπο τρεξίματός τους σε NRFS, τα αποτελέσματα καταδεικνύουν άμεση μείωση της ενεργειακής οικονομίας κατά το τρέξιμο χαμηλής και μεσαίας ταχύτητας. Ωστόσο, δεν σημειώνεται διαφοροποίηση όταν η διανυόμενη απόσταση πραγματοποιείται σε υψηλή ταχύτητα. Ακόμα, μελετήθηκαν NRFS δρομείς που έχουν αλλάξει το πρότυπο τρεξίματός τους σε RFS. Τα στοιχεία δεν καταδεικνύουν διαφοροποίηση της ενεργειακής οικονομίας ανεξάρτητα από την ταχύτητα. Συμπερασματικά, τα τρέχοντα επιστημονικά τεκμήρια δεν υποστηρίζουν την κοινώς προτεινόμενη θεωρία πως το NRFS πρότυπο είναι ενεργειακά πιο οικονομικό, λόγω της μεγαλύτερης αποθήκευσης και επιστροφής ελαστικής ενέργειας στο πόδι και στον αστράγαλο (Anderson *et al.*, 2019).

3.1.1 Υποδήματα κι ενεργειακή οικονομία

Μεγάλη έρευνα πραγματοποιείται στις εμβιομηχανικές προσαρμογές που σημειώνονται βάσει των διαφόρων τύπων υποδημάτων. Οι ερευνητές καταδεικνύουν πως τα διαφορετικά υποδήματα και πρότυπα τρεξίματος των δρομέων παράγουν διαφορετικά εμβιομηχανικά χαρακτηριστικά που μπορούν να προκαλέσουν τραυματισμούς. Ωστόσο, την τελευταία δεκαετία σημειώνεται αυξημένο ενδιαφέρον και για το τρέξιμο χωρίς υποδήματα (Lieberman *et al.*, 2010).

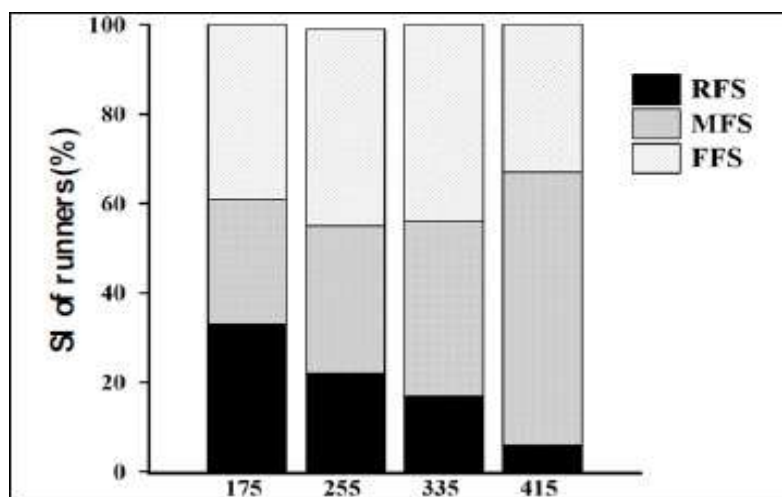
Βασικός παράγοντας πρόκλησης τραυματισμών στο κάτω άκρο αποτελεί η δύναμη πρόσκρουσης κατά τη φάση πέδησης. Ο μέσος δρομέας χτυπά στο έδαφος περίπου 600 φορές/χιλιόμετρο, καθιστώντας τον ιδιαίτερα επιρρεπή σε επαναλαμβανόμενους τραυματισμούς υπέρχρησης. Οι επιπτώσεις τέτοιων τραυματισμών παραμένουν περισσότερα από 30 χρόνια παρά τις σχεδιαστικές προόδους των σύγχρονων υποδημάτων που παρέχουν περισσότερη απορρόφηση κραδασμών και αυξημένο έλεγχο κίνησης (Lieberman *et al.*, 2010). Το τρέξιμο με υποδήματα εμποδίζει την άμεση πρόσκρουση της πτέρνας με την επιφάνεια τρεξίματος προσθέτοντας υλικό απόσβεσης κατά την προσγείωση. Αντίθετα, κατά το τρέξιμο χωρίς υποδήματα υπάρχει μειωμένη προστασία των κάτω άκρων από τις δυνάμεις που δημιουργούνται στην πρόσκρουση με αποτέλεσμα την αυξημένη πιθανότητα πρόκλησης τραυματισμών (Hoogkamer *et al.*, 2018).

Η μάζα των υποδημάτων, η ικανότητα απορρόφησης κραδασμών και η σκληρότητα κάμψης επηρεάζουν το ενεργειακό κόστος κατά το τρέξιμο. Σημειώνεται, πως τα ελαφρύτερα παπούτσια μειώνουν το ενεργητικό κόστος με αποτέλεσμα την ταχύτερη απόδοση. Το τρέξιμο χωρίς παπούτσια ίσως φαίνεται βέλτιστο ενεργειακά, δεδομένου της μηδενικής μάζας υποδημάτων, ωστόσο απαιτεί μεγαλύτερη μυϊκή προσπάθεια για την απόσβεση των δυνάμεων πρόσκρουσης. Πειράματα με χρήση ειδικών διαδρόμων από ελαστικές ή μαξιλαροειδείς επιφάνειες καταδεικνύουν εξοικονόμηση ενέργειας έως 12% αποδιδόμενο σε δύο παράγοντες. Αρχικά, η απορρόφηση των κραδασμών επιτρέπει μεγαλύτερη κάμψη γόνατος και συνεπώς λιγότερη μυϊκή προσπάθεια και δεύτερον οι επιφάνειες του διαδρόμου αποθηκεύουν και επιστρέφουν μηχανική ενέργεια (Hoogkamer *et al.*, 2018).

Στη συνέχεια, συγκρίθηκε η κατανάλωση οξυγόνου σε δρομείς με παραδοσιακά, minimalist

και χωρίς υποδήματα, καταδεικνύοντας αυξημένη ενεργειακή οικονομία στους δρομείς με minimalist ή χωρίς υποδήματα. Εφαρμόζοντας αυτή τη σχέση μεταξύ τρέχουσας οικονομίας και απόδοσης συμπεραίνεται πως το οξυγόνο που εξοικονομείται σηματοδοτεί την αύξηση της ταχύτητας κατά 1.73-1.59 m/min. Οι λόγοι μείωσης της κατανάλωσης οξυγόνου είναι τρεις. Η πρώτη θεωρία σχετίζεται με την ελαστική ενέργεια που αποθηκεύεται στην ποδική καμάρα καθώς έχει αποδειχθεί πως κατά την επιλογή κλασσικών υποδημάτων η ελαστική ενέργεια μπορεί να μειωθεί. Αυτή η διαφορά έχει συσχετιστεί με το πρότυπο τρεξίματος καθώς οι δρομείς που φορούν υποδήματα επιλέγουν rearfoot πρότυπο τρεξίματος, με αποτέλεσμα να περιορίζεται η ικανότητα μεταφοράς της κινητικής ενέργειας σε ελαστική. Αντίθετα, αθλητές που δεν φορούν υποδήματα ή επιλέγουν minimalist υποδήματα έχουν πιο αποτελεσματική ανταλλαγή ενέργειας μεταξύ κινητικής και ελαστικής ενέργειας. Δεύτερον, παράγεται μικρότερο μήκος βήματος και αυξημένος ρυθμός οδηγώντας σε μικρότερο χρόνο επαφής στο έδαφος. Ο χρόνος επαφής έχει συσχετιστεί τόσο με την ενεργειακή οικονομία όσο και με τη μέγιστη ταχύτητα απόδοσης στη διάρκεια τρεξίματος. Η σύντομη φάση πέδησης και η χρήση ελαστικής ενέργειας είναι σημαντικοί παράγοντες τόσο στην οικονομική όσο και στην υψηλή ταχύτητα. Η τρίτη θεωρία αφορά το κόστος οξυγόνου σε συνδυασμό με την αύξηση βάρους των υποδημάτων. Κατά το τρέξιμο η πρόσληψη οξυγόνου αυξάνεται κατά 1% για κάθε 100g που προστίθενται στο υπόδημα (Cheung and Ngai, 2016). Ωστόσο, από άλλη μελέτη δεν αποδεικνύεται επιβλαβής επίδραση της μάζας παπουτσιών στο ενεργειακό κόστος εάν δεν υπερβαίνει τα 440g (Fuller et al., 2015).

Το πρότυπο τρεξίματος προσαρμόζεται βάσει του σχεδίου και του βάρους του υποδήματος. Η πλειονότητα των δρομέων που φορούν υποδήματα υιοθετούν RFS ενώ οι δρομείς που επιλέγουν minimalist υποδήματα ή τρέχουν χωρίς υποδήματα υιοθετούν FFS και MFS, αντίστοιχα (Larson, 2014). Από την ανάλυση έρευνας που μελετά τη μάζα των παπουτσιών σε ένα σταθερό σχέδιο υποδήματος διερευνήθηκε η επίδραση της μάζας των παπουτσιών στη λειτουργία της εμβιομηχανικής. Επιλέχθηκε ένα τυπικό, παραδοσιακό παπούτσι με μέση ικανότητα απορρόφησης που δεν επηρεάζει τη μηχανική λειτουργία λόγω υπερβολικής ή ανεπαρκούς απορρόφησης με βάρους 175g, 255g, 335g και 415g .



Εικόνα 6. Ποσοστό δρομέων για τη διαφορετική μάζα παπουτσιών (Wang et al., 2020)

Τα αποτελέσματα της έρευνας καταδεικνύουν πως κατά το τρέξιμο με υποδήματα βάρους 175g, το ποσοστό των RFS δρομέων ήταν 30%, των MFS 25% και των FFS 45%. Αντίθετα, με την αύξηση της μάζας του υποδήματος, βάρους 415g, το ποσοστό των RFS δρομέων διαμορφώνεται σε 5%, των MFS 55% και των FFS 40% (εικόνα 6). Συμπερασματικά,

καταφαίνεται πως μεγάλο ποσοστό δρομέων επέλεξε MFS όταν αυξήθηκε η μάζα των υποδημάτων σε αντίθεση με το ποσοστό των RFS που μειώθηκε. Το MFS μπορεί να είναι πιο άνετο για τον δρομέα επιτρέποντας τη μείωση των δημιουργούμενων δυνάμεων κρούσης (Wang *et al.*, 2020).

3.2 Footstrike Angle (FSA)

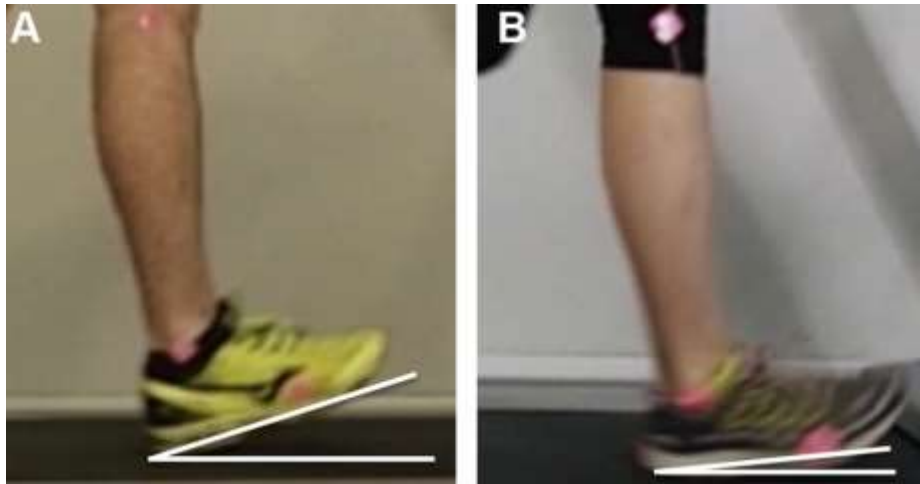
Η γωνία κλίσης του ποδιού (FSA) αποτελεί τη μέτρηση της δημιουργούμενης γωνίας μεταξύ του ποδιού και του εδάφους κατά την αρχική επαφή (Εικόνα 7). Ο προσδιορισμός της γωνίας κλίσης πραγματοποιείται είτε μέσω πλευρικής οπτικής παρατήρησης του ποδιού είτε με μέτρηση μέσω φορητής τεχνολογίας με σκοπό την ακριβή μέτρηση της γωνίας που σημειώνεται κατά το διασκελισμό. Για την μέτρηση τοποθετούνται δύο δείκτες στο παπούτσι ή στο πόδι του αθλητή αντίστοιχα, στην πτέρνα (A) και στη κεφαλή του 5^{ου} μεταταρσίου (B). Κατά συνέπεια, σχηματίζεται το διάνυσμα AB και η δημιουργούμενη γωνία μεταξύ του διανύσματος και του εδάφους υπολογίζεται κατά τη διάρκεια της φάσης στήριξης και κατά την αρχική επαφή του ποδιού με το έδαφος. Φυσικά, η αξιολόγηση μπορεί να πραγματοποιηθεί και χωρίς τοποθέτηση δεικτών αλλά μέσω μίας απλής εγγραφής βίντεο (Murray, Beaven and Hébert-Losier, 2018). Ωστόσο, η ακριβής στιγμή της αρχικής επαφής δεν είναι πάντα εύκολο να βρεθεί. Στην καθημερινή κλινική πράξη, είναι ενδεδειγμένη η αξιολόγηση μέσω ανάλυσης οπτικών βίντεο, αλλά, για ερευνητικούς σκοπούς, η ακριβής στιγμή επαφής προσδιορίζεται βάσει δεδομένων προερχόμενων από πλάκες δύναμης, πλάκες πίεσης ή τρισδιάστατο σύστημα σύλληψης κίνησης. Μόλις προσδιοριστεί το χρονικό σημείο της αρχικής επαφής στο έδαφος, το FSA μπορεί να υπολογιστεί από τη σχέση:

$$FSA = \angle AB_{\text{initial ground contact}} - \angle AB_{\text{stance}}$$

Οι Altman & Davis. 2012 ταξινόμησαν τη γωνία κλίσης σύμφωνα με τους κλασσικούς ορισμούς των προτύπων τρεξίματος (FFS, MFS, RFS), διαμόρφωσαν την ακόλουθη έκδοση:

- FFS: $FSA < -1.6^\circ$
- MFS: $-1.6^\circ < FSA < 8.0^\circ$
- RFS: $FSA > 8.0^\circ$

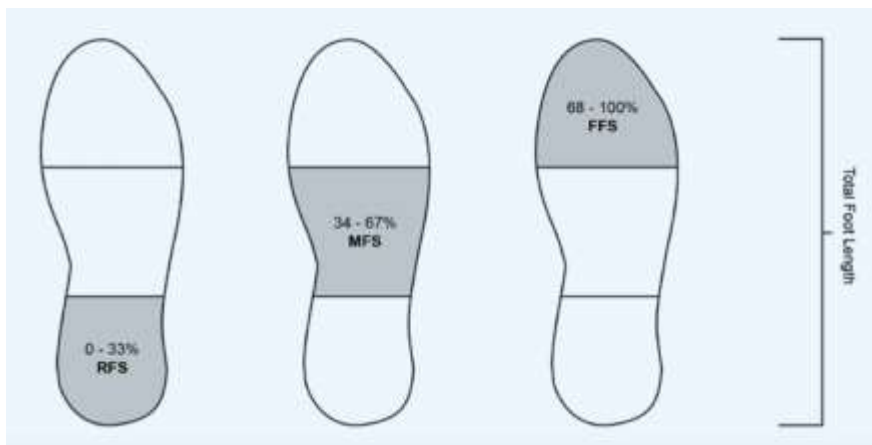
Το FSA θεωρείται μία έγκυρη και αξιόπιστη μέθοδος αξιολόγησης των προτύπων τρεξίματος. Είναι ιδιαίτερα σημαντική για την εκτίμηση των δυνάμεων αντίδρασης εδάφους και της κινητικής των αρθρώσεων. Πιο συγκεκριμένα, η αυξημένη γωνία κλίσης του ποδιού σηματοδοτεί αυξημένη έκταση του γόνατος, αύξηση των ασκούμενων φορτίων, μεγαλύτερη δύναμη αντίδρασης εδάφους και ώθηση πέδησης. Κάθε μία παράμετρος σχετίζεται με τραυματισμούς, καταδεικνύοντας πως η αυξημένη γωνία κλίσης δεν είναι επιθυμητή κατά την αρχική επαφή. Αυτά τα στοιχεία μπορεί να αποτελέσουν εφαλτήριο για περαιτέρω διερεύνηση και ενδεχόμενες παρεμβάσεις σε δρομείς που εκδηλώνουν τραυματισμούς που σχετίζονται με υψηλές αντιδράσεις εδάφους ή υπερβολική κινητικότητα των αρθρώσεων. Ωστόσο, δεν υπάρχουν τιμές που να καθορίζουν τη μη φυσιολογική γωνία κλίσης του ποδιού ούτε το FSA αντικατοπτρίζει την τρισδιάστατη ανατομία του ποδιού. Οι τιμές ταξινομούνται σε μία ολισθαίνουσα κλίμακα με τις χαμηλότερες τιμές των γωνιών να συνδέονται με μικρότερες αντιδράσεις εδάφους και οι υψηλότερες τιμές να σηματοδοτούν αυξημένες δυνάμεις (Hoenig, Rolvien and Hollander, 2020).



Εικόνα 7. Γωνία κλίσης του ποδιού. (Α) Αυξημένη γωνία κλίσης του ποδιού σε σχέση με το οριζόντιο επίπεδο. (Β) Μειωμένη γωνία κλίσης του ποδιού (Souza, 2016).

3.3 Foot Strike Index (FSI)

Ο "δείκτης προτύπου τρεξίματος" (FSI) δεν εστιάζει στην ορατή επαφή του ποδιού στο έδαφος, αλλά στις δυνάμεις που δημιουργούνται κατά το διασκελισμό. Χρησιμοποιώντας αυτήν την προσέγγιση, το πρότυπο τρεξίματος καθορίζεται βάσει της θέσης του κέντρου πίεσης (COP) στο πόδι κατά την επαφή με το έδαφος. Συνήθως απαιτείται ταπιτοεργόμετρο (ηλεκτρικός διάδρομος) ή εσωτερική σόλα με αισθητήρα για την εφαρμογή του FSI καθώς η μέθοδος βασίζεται σε δεδομένα δύναμης/πίεσης. Με βάση το FSI, ένα RFS πρότυπο μπορεί να προσδιοριστεί όταν το COP βρίσκεται μεταξύ 0%-33% του συνολικού μήκους ποδιού, COP μεταξύ 34%-67% χαρακτηρίζει MFS και COP μεταξύ 68% και 100% χαρακτηρίζει ένα FFS. Το FSI χρησιμοποιείται συνήθως για την αξιολόγηση τόσο των δρομέων που φορούν υποδήματα όσο και των ξυπόλυτων (εικόνα 8) (Altman and Davis, 2012).



Εικόνα 8. Το κέντρο πίεσης στην αρχική επαφή καθορίζει το χτύπημα ποδιών (Rearfoot: 0-33%; Midfoot: 34- 67%, Forefoot: 68-100%) (τροποποιημένο Altman and Davis, 2011).

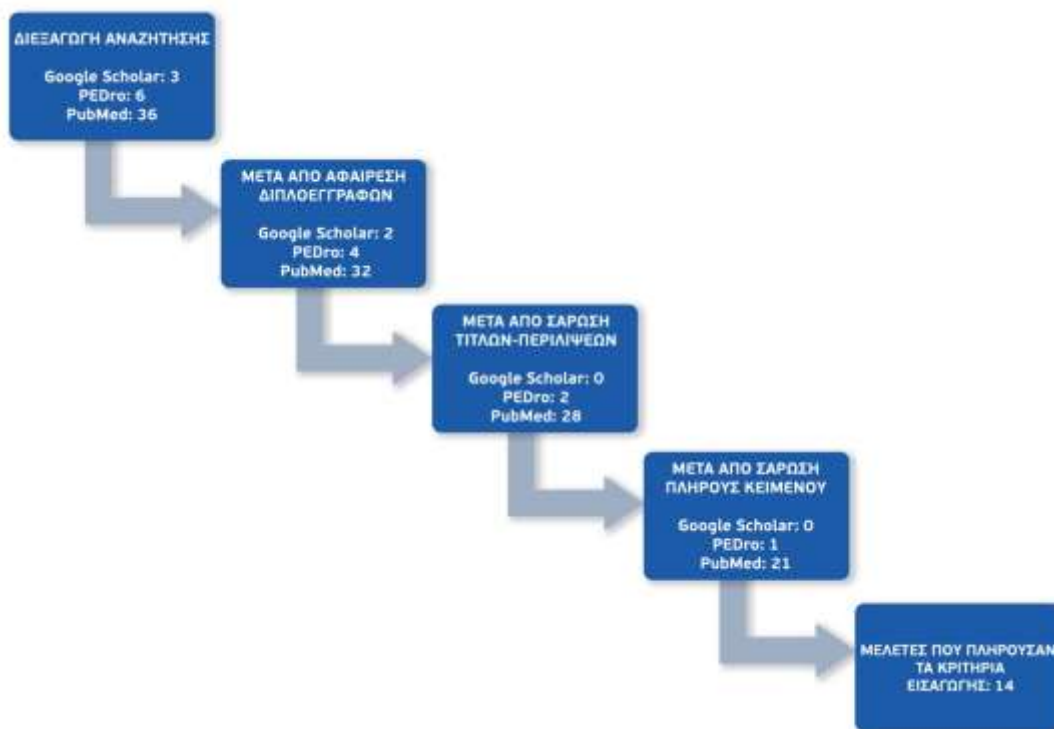
Η σημασία του FSI είναι ότι μπορεί να δείξει πώς δρα η δύναμη αντίδρασης εδάφους στο πόδι. Οι επαναλαμβανόμενες δυνάμεις που εφαρμόζονται στο ανθρώπινο σώμα θεωρούνται βασική αιτία εκδήλωσης τραυματισμών υπέρχρησης (Futrell *et al.*, 2018). Ωστόσο, το FSI, απέχει πολύ από το να ασχοληθεί πλήρως με το μυοσκελετικό σύστημα του ποδιού κατά το

διασκελισμό. Γι' αυτό το λόγο προτείνεται τα αποτελέσματα να βασίζονται σε περισσότερες τιμές, πλην του COP. Εκτός της ανατομικής κατάστασης του αστραγάλου, συστήνεται να ληφθούν υπόψη οι δυνάμεις αντίδρασης εδάφους. Αυτή η ιδέα βασίζεται στην υπόθεση ότι οι RFS δρομείς συχνά αντιμετωπίζουν υψηλότερη αιχμή πρόσκρουσης από τους MFS/FFS δρομείς. Ωστόσο, ο προσδιορισμός των προτύπων βάσει των δυνάμεων πρόσκρουσης δεν μπορεί να θεωρηθεί τυπική διαδικασία καθώς ο απαιτούμενος εξοπλισμός είναι αρκετά ακριβός και δύσκολα προσβάσιμος. Αυτό μπορεί να αλλάξει καθώς η φορητή τεχνολογία (π.χ. εσωτερική σόλα παπουτσιών με τη δυνατότητα μέτρησης της πίεσης του πέλματος) κερδίζει διαρκώς έδαφος (Hoenig, Rolvien and Hollander, 2020).

3.4 ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ

3.4.1 Στρατηγική αναζήτησης

Για τη συγγραφή της παρούσας πτυχιακής εργασίας, πραγματοποιήθηκε συστηματική ανασκόπηση της διαθέσιμης βιβλιογραφίας και αρθρογραφίας. Για την αναζήτηση της αρθρογραφίας θα χρησιμοποιηθούν επιστημονικά άρθρα από τις αξιόπιστες βάσεις δεδομένων PubMed, PEDro και Google Scholar.



Εικόνα 9. Διάγραμμα ροής επιλογής μελετών

Συνεπώς, προκύπτουν 14 έρευνες που πληρούν τα κριτήρια εισόδου και θα αναφερθούν στην παρούσα πτυχιακή εργασία. Οι 7 έρευνες παρουσιάζουν τα αποτελέσματα της εμβιομηχανικής ανάλυσης και σύγκρισης των προτύπων τρεξίματος των δρομέων. Οι 7 έρευνες αναλύουν τους προκαλούμενους τραυματισμούς που σημειώνονται μεταξύ των δρομέων.

3.4.2 Κριτήρια εισόδου

Κριτήρια εισόδου αποτελούν μελέτες που περιλαμβάνουν: απλές ανασκοπήσεις και τυχαιοποιημένες ελεγχόμενες μελέτες, που έχουν δημοσιευθεί τα τελευταία 20 έτη, αναφέρονται στην εμβιομηχανική ανάλυση των προτύπων τρεξίματος των δρομέων αλλά και στους τραυματισμούς που παρουσιάζονται. Μελέτες που συγκρίνουν RFS, MFS και FFS κατά το τρέξιμο, ανεξάρτητα από την επιφάνεια, είτε σε διάδρομο είτε στο έδαφος. Μελέτες που συγκρίνουν φυσικά και επιβεβλημένα FSP. Τέλος, η επιλογή υποδημάτων δεν ήταν συγκεκριμένη, είτε με τα δικά τους είτε τυποποιημένα του εργαστηρίου. Η αναζήτηση των άρθρων πραγματοποιήθηκε στην αγγλική γλώσσα και ελέγχθηκαν με βάση τον αριθμό των συμμετεχόντων κάθε έρευνας ώστε να πληρούνται τα κατάλληλα κριτήρια αξιοπιστίας, εγκυρότητας και επιστημονικής τεκμηρίωσης.

3.4.3 Κριτήρια αποκλεισμού

Από τη μελέτη αποκλείστηκαν άρθρα γραμμένα σε άλλες γλώσσες πλην της Αγγλικής καθώς επίσης αποκλείστηκαν άρθρα με μικρό δείγμα συμμετεχόντων, για την ελαχιστοποίηση σύνθεσης ψευδών ευρημάτων. Ακόμα, δεν συμπεριλήφθηκαν toe strike δρομείς, καθώς αποτελούν ένα σπάνιο μοτίβο τρεξίματος των δρομέων. Σημειώνεται, πως κατά το toe strike πρότυπο η αρχική επαφή του πέλματος γίνεται με το μεγάλο δάκτυλο και η πτέρνα δεν έρχεται ποτέ σε επαφή με το έδαφος (Daoud *et al.*, 2012). Εξαιρέθηκαν μελέτες σε ανώμαλες επιφάνειες (τρέξιμο σε κατηφόρα/ανηφόρα). Τέλος, εξαιρέθηκαν δρομείς με διαφορετικό πρότυπο τρεξίματος ανάμεσα στο δεξί και αριστερό πόδι καθώς και όσοι δεν παρουσιάζουν σταθερό πρότυπο τρεξίματος στη διάρκεια μετρήσεων των μελετών.

3.4.4 Λέξεις κλειδιά

Κατά την ηλεκτρονική αναζήτηση πληροφοριών οι λέξεις κλειδιά που χρησιμοποιήθηκαν είναι: Running biomechanics, Foot strike patterns, Runners, Foot strike pattern, Rearfoot strike, Midfoot strike, Barefoot running, Running shoe, Injuries, Ground reaction force, Running economy, Plantar loads αλλά και συνδυασμός αυτών όπως, Rearfoot strike and injuries, Midfoot strike and injuries, Forefoot strike and injuries, Running biomechanics and running economy, Footwear and running.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4. ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΗ ΑΝΑΛΥΣΗ ΤΩΝ ΠΡΟΤΥΠΩΝ ΤΡΕΞΙΜΑΤΟΣ ΤΩΝ ΔΡΟΜΕΩΝ

4.1 Οι έρευνες και τα αποτελέσματα

Στους παρακάτω πίνακες εμφανίζονται οι έρευνες που μελετήθηκαν. Καταγράφονται τα χαρακτηριστικά τους καθώς και τα αποτελέσματα που προέκυψαν.

Η έρευνα των (Breine *et al.*, 2017) αξιολογεί τις κινηματικές διαφορές των FSP και τη σχέση τους με το μέγιστο κατακόρυφο ποσοστό στιγμιαίας φόρτισης (VILR) της δύναμης αντίδρασης εδάφους (GRF). Για τη διεξαγωγή της έρευνας συμμετείχαν 52 υγιείς δρομείς, 39 άνδρες και 13 γυναίκες, που διανύουν τουλάχιστον 15χλμ/εβδ. Οι δρομείς φορούσαν κοινό τύπο υποδήματος, έτρεξαν σε διάδρομο 25m με ταχύτητα 3.2m/s και εκπαιδεύτηκαν να τρέχουν με την προκαθορισμένη ταχύτητα ακολουθώντας τα φώτα βηματοδότησης δίπλα στον διάδρομο, τα οποία απενεργοποιήθηκαν στη διάρκεια των μετρήσεων. Οι συμμετέχοντες έτρεξαν εντός εύρους 0.2m/s της ταχύτητας στόχου που αξιολογήθηκε με υπέρυθρες πύλες χρονισμού. Για τον καθορισμό των αποτελεσμάτων επιλέχθηκαν 3 μετρήσεις αριστερού ποδιού για κάθε συμμετέχοντα. Ο καθορισμός του FSP βασίστηκε στο FSI, διάρκεια επαφής της 1^{ης} μεταταρσικής άρθρωσης και ποιοτικής εκτίμησης του COP. Η ανάλυση των αποτελεσμάτων καταδεικνύει 42 RFS και 10 MFS δρομείς. Οι δυνάμεις αντιδράσεις εδάφους και οι πελματιαίες πιέσεις υπολογίστηκαν από ένα 2-m force plate με τοποθετημένο ένα 2-m pressure plate στην κορυφή. Οι κινηματικές των κάτω άκρων καταγράφηκαν με 3D σύστημα αποτελούμενο από 14 κάμερες. Τα αποτελέσματα τεκμηριώνουν μεγαλύτερο χρόνο επαφής με το έδαφος κατά τη φάση στήριξης, μικρότερη χρονική διάρκεια διπλής αιώρησης και αυξημένη δυσκαμψία στο πόδι για τους RFS δρομείς συγκριτικά με τους MFS. Δεν σημειώνονται σημαντικές διαφορές στη συχνότητα και στο μήκος των βημάτων μεταξύ των προτύπων. Οι κύριες κινηματικές διαφορές ανάμεσα σε RFS και MFS δρομείς παρατηρούνται στη γωνία του αστραγάλου και του ποδιού κατά την αρχική επαφή. Στο οβελιαίο επίπεδο οι RFS δρομείς εκτελούν ραχιαία κάμψη αστραγάλου ($7.2 \pm 3.5^\circ$) και σημειώνουν μεγαλύτερη γωνία ποδιού ($20.4 \pm 4.8^\circ$), ενώ οι MFS δρομείς πελματιαία κάμψη αστραγάλου ($-10.4 \pm 6.3^\circ$) με το πόδι σε πιο οριζόντια κατεύθυνση ($1.6 \pm 3.1^\circ$). Επιπλέον, σημειώνεται μικρότερη έσω απόκλιση αστραγάλου κατά την αρχική επαφή και μικρότερο συνολικό εύρος έξω απόκλισης στους RFS δρομείς έναντι των MFS. Ωστόσο, δεν σημειώνεται διαφορά κατά το μέγιστο εύρος έσω απόκλισης αστραγάλου. Επιπλέον, παρατηρείται υψηλότερη κάθετη αντίδραση εδάφους στους RFS δρομείς (115.2 ± 33.1 BW/s) σε σύγκριση με τους MFS (97.6 ± 32.0 BW/s). Τα διαφορετικά πρότυπα τρεξίματος έχουν σημαντικές διαφορές στην κινηματική και το VILR για τη μείωση των δημιουργούμενων επιπτώσεων πρόσκρουσης.



Εικόνα 10. Σύστημα βηματοδότησης με βάση το φως, κατά τη διάρκεια τρεξίματος σε στίβο.

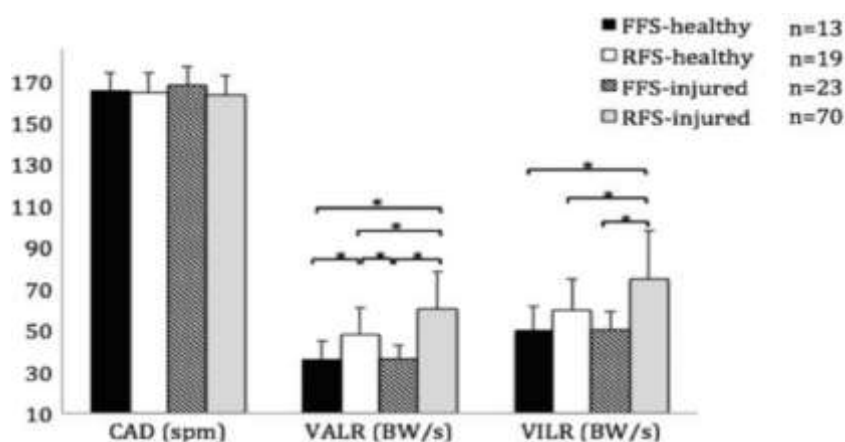
Πηγή: <https://indianexpress.com/article/sports/sport-others/jos-hermens-wavelight-debate-athletics-pacing-aid-6809016/>

Συγγραφέας	Δείγμα	Σκοπός	Πρωτόκολλο Δοκιμών	Εργαλεία Αξιολόγησης Αποτελεσμάτων	Αποτελέσματα	Συμπεράσματα
Breine et al., 2017	n=52 υγιείς δρομείς, 39 άνδρες (ηλικία, 28.5±8.2 έτη; μάζα, 72.1±5.7 kg) 13 γυναίκες (ηλικία, 27.6 ± 7.9 έτη; μάζα 59.1 ± 4.8 kg) Τρέξιμο τουλάχιστον 15 km/εβδ. n=42 RFS n=10 MFS	Σύγκριση κινηματικών και GRF διαφορών σε RFS vs NRFS	10 min προθέρμανση. Έπειτα, τρέξιμο σε διάδρομο 25m με ταχύτητα 3.2±0.2 m/s. Εκπαίδευση ταχύτητας με στόχο φώτα βηματοδότησης, ενώ κατά τις μετρήσεις απενεργοποιήθηκαν. Επιλέχθηκαν 3 μετρήσεις AP ποδιού/συμμετέχοντα. Κοινός τύπος υποδήματος ενδιάμεσης σόλας διαφοράς 1.15cm ανάμεσα στη πτέρνα-δάχτυλα.	Force platform FSP→FSI 2-m force plate (AMTI, Watertown, MA, USA) με 2-m pressure plate στην κορυφή (Footscan, RScan International, Paal, Belgium)→GRF και πελματιαίες πιέσεις. Υπέρυθρες πύλες χρονισμού σε απόσταση 5m → έλεγχος ταχύτητας Αντανακλαστικοί δείκτες → μηρό, κνήμη, πόδι. Κινηματικό μοντέλο 3 τμημάτων Visual 3D. Αξιολόγηση δεδομένων GRF→Butterworth. SPSS	RFS: ↑ χρόνος επαφής, δυσκαμψία στο πόδι, ↓ φάση διπλής αιώρησης σε σύγκριση με MFS. Όχι διαφορές στη συχνότητα (RFS: 2.72 ± 0.11 Hz; MFS: 2.73 ± 0.14 Hz) και στο μήκος βημάτων (RFS: 1.20 ± 0.06 m; MFS: 1.19 ± 0.07 m) μεταξύ προτύπων. RFS: ραχιαία κάμψη αστραγάλου (7,2 ± 3,5 °) και θετική γωνία ποδιού (20,4 ± 4,8 °) στην αρχική επαφή, μικρότερο εύρος κίνησης κατά την ανάσπαση έσω χείλους. MFS: πελματιαία κάμψη αστραγάλου (-10,4 ± 6,3 °) και πιο οριζόντιο πόδι (1,6 ± 3,1 °).	RFS, MFS → σημαντικές διαφορές στην κινηματική και το VILR.

Πίνακας 1. Αποτέλεσμα έρευνας (Breine et al., 2017)

Η αυξημένη κατακόρυφη δύναμη αντίδρασης εδάφους (GRF) έχει συνδεθεί με τραυματισμούς στη διάρκεια του τρεξίματος ενώ η αύξηση του ρυθμού τρεξίματος (CAD)

έχει αποδειχθεί ότι μειώνει τους ρυθμούς φόρτισης. Η έρευνα των (Futrell *et al.*, 2018), διερευνά τη σχέση μεταξύ του ρυθμού τρεξίματος και των δυνάμεων αντίδρασης εδάφους ανάμεσα σε υγιείς και τραυματισμένους, RFS και FFS δρομείς. Για τη διεξαγωγή της μελέτης συμμετείχαν 125 δρομείς, 89 RFS και 36 FFS. Στη συνέχεια, χωρίστηκαν σε 4 υποομάδες, RFS: υγιείς (n=19), τραυματισμένοι (n=70), FFS: υγιείς (n=13) και τραυματισμένοι (n=23). Συμπεριλήφθηκαν οι πιο συχνά παρατηρούμενοι τραυματισμοί: επιγονατιδομηριαίος πόνος, πελματιαία απονευρωσίτιδα, θεραπευμένα κατάγματα κόπωσης, σύνδρομο λαγοκνημιαίας ταινίας και σύνδρομο διαμερίσματος. Οι δρομείς επιλέχθηκαν εφόσον το εύρος ταχύτητας τρεξίματος ήταν 2.37-2.82m/s για τον έλεγχο επιρροής στις μεταβλητές πρόσκρουσης. Η καταγραφή των GRF και του CAD πραγματοποιήθηκε στη διάρκεια τρεξίματος σε ταπιτοεργόμετρο με αυτοεπιλεγμένη ταχύτητα. Χρησιμοποιήθηκε κάμερα με καταγραφή υψηλής ταχύτητας οβελιαίου επιπέδου, συχνότητας 125Hz, για τον προσδιορισμό του FSP. Για τον υπολογισμό των ρυθμών φόρτισης χρησιμοποιήθηκαν 10 διαδοχικά χτυπήματα δεξί ποδιού και συσχετίστηκαν με το ρυθμό για όλες τις υποομάδες συνδυαστικά. Από τα αποτελέσματα καταδεικνύονται αυξημένοι κάθετοι στιγμιαίοι και μέσοι ρυθμοί φόρτισης στους τραυματισμένους RFS δρομείς και χαμηλότεροι στους FFS ανεξάρτητα από την κατάσταση τραυματισμού. Επιπλέον, οι υγιείς RFS δρομείς είχαν υψηλότερους ρυθμούς φόρτισης από οποιαδήποτε FFS ομάδα. Κατά την περαιτέρω διερεύνηση των FFS ομάδων, διαπιστώθηκαν παρόμοιοι ρυθμοί φόρτισης στους υγιείς και στους τραυματισμένους, καταδεικνύοντας πως άλλοι μηχανικοί παράγοντες ή προπονητικά σφάλματα σχετίζονται για τους τραυματισμούς των FFS δρομέων. Κατά την περαιτέρω αξιολόγηση των ομάδων, δεν σημειώνεται σημαντική διαφορά του ρυθμού μεταξύ 4 υποομάδων καταδεικνύοντας πως δεν υπήρχε επίδραση στο ρυθμό φόρτισης. Λόγω των αυξημένων ρυθμών φόρτισης των τραυματισμένων RFS δρομέων καταδεικνύεται ο συσχετισμός τους με συγκεκριμένους τραυματισμούς, συμπεριλαμβανομένου του επιγονατιδομηριαίου πόνου, των καταγμάτων κόπωσης κνήμης και της πελματιαίας απονευρωσίτιδας. Συμπερασματικά, δεν σημειώνεται συσχέτιση μεταξύ του ρυθμού τρεξίματος και κατακόρυφων στιγμιαίων και μέσων ρυθμών φόρτισης. Ωστόσο, οι ρυθμοί φόρτισης επηρεάστηκαν από το FSP και την κατάσταση τραυματισμού.



Εικόνα 11. Σύγκριση υποομάδων βάσει κατάστασης FSP/τραυματισμού (Futrell *et al.*, 2018)

Συγγραφέας	Δείγμα	Σκοπός	Πρωτόκολλο Δοκιμών	Εργαλεία Αξιολόγησης Αποτελεσμάτων	Αποτελέσματα	Συμπεράσματα
Futrell et al., 2018	n=125 δρομείς. Υγιείς: n=32, 25 άνδρες 7 γυναίκες. Τραυματισμένοι: n=93, 45 άνδρες, 48 γυναίκες RFS: n=70 υγιείς, n=19 τραυματισμένοι. FFS: n=13 υγιείς, και n=23 τραυματισμένοι.	Διερεύνηση σχέσης VGRF και CAD ανάμεσα σε habitual RFS και FFS.	3 min προθέρμανση Τρέξιμο σε αυτό-επιλεγμένη ταχύτητα σε ταπιτοεργόμετρο (AMTI, Watertown, MA). Κινητική ανάλυση → 10 συνεχόμενων χτυπημάτων ΔΕ ποδιού. Αξιολόγηση υγιών δρομέων με εργαστηριακά υποδήματα ενώ στους τραυματισμένους δρομείς δεν πραγματοποιήθηκε αλλαγή.	Visual analogue scale High-speed video 125 Hz → FSP Low-pass Butterworth filter 50 Hz → επεξεργασία VGRF, VALR SPSS Version 24 t-tests, 1×4 ANOSA → διαφορές CAD, VALR, VILR ανάμεσα στις 4 ομάδες δρομέων.	Όχι διαφορές στο ρυθμό των βημάτων μεταξύ υποομάδων ούτε επίδραση στο ρυθμό φόρτωσης. Αξιολόγηση βάσει τραυματισμού: ↑ VILR, ↑ VALR, ίδιο CAD → τραυματισμένους δρομείς Αξιολόγηση βάσει FSP: ↑ VILR, ↑ VALR, μικρή ↓ CAD → RFS Τραυματισμένοι και υγιείς FFS παρόμοιες τιμές VALR, VILR και ↓ από τραυματισμένους και υγιείς RFS. Τραυματισμένοι RFS → ↑ VILR, ↑ VALR, απ όλες τις υποομάδες.	Υγιείς και τραυματισμένοι FFS → παρόμοιους ρυθμούς φόρτισης, καταδεικνύοντας πως άλλοι μηχανικοί παράγοντες ή προπονητικά σφάλματα σχετίζονται για τους τραυματισμούς. Οι υγιείς RFS δρομείς → ↑ LR από FFS. Τραυματισμένοι RFS δρομείς ↑ LR απ όλες τις ομάδες → πρόκληση τραυματισμών όπως επιγονατιδομηριαίου πόνου, καταγμάτων πόνου, καταγμάτων κόπωσης κνήμης και πελματιαίας απονευρωσίτιδας. Δεν εντοπίζεται συσχέτιση στη συχνότητα των βημάτων και των κάθετων ρυθμών φόρτισης.

Πίνακας 2. Αποτελέσματα έρευνας (Futrell et al., 2018)

LR: loading rate

VILR: peak vertical instantaneous loading rate

VALR: vertical average load rates

CAD: cadence

Η παρούσα μελέτη των (Gruber *et al.*, 2017) περιγράφει τα στοιχεία κυματομορφής του GRF που δημιουργούνται κατά τη φάση πρόσκρουσης χρησιμοποιώντας τον συνεχή μετασχηματισμό κυματιδίων. Για την διεξαγωγή της έρευνας συμμετείχαν 20 RFS και 20 NRFS, που επιτέλεσαν επίγειο τρέξιμο συγκεκριμένης ταχύτητας με το επικρατές πρότυπο. Ο συνεχής μετασχηματισμός κυματιδίου πραγματοποιήθηκε στο προκύπτον διάνυσμα GRF και στον κατακόρυφο GRF. Κατά την αξιολόγηση οι RFS σημειώνουν 9,7% μεγαλύτερο

συνολικό χρόνο στήριξης και 30,6% μεγαλύτερη οριζόντια απόσταση πτέρνας - κέντρου βάρους σώματος. Τα σήματα GRF που παράγονται από την ομάδα των NRFS δρομέων κατά τη διάρκεια της πρώιμης στήριξης είχαν μέγιστη ισχύ $15,4 \pm 9,1$ Hz που εμφανίζεται στο $23,1 \pm 6,3\%$ της στήριξης, η οποία είναι εντός του εύρους 10-20 Hz που σχετίζεται με την πρόσκρουση των RFS δρομέων. Η μέγιστη ισχύς σήματος εμφανίστηκε νωρίτερα στη φάση πρόσκρουσης ($11,5 \pm 1,5\%$) με σημαντικά υψηλότερη συχνότητα ($27,2 \pm 3,9$ Hz) στους RFS έναντι των NRFS. Τα αποτελέσματα της μελέτης υποδεικνύουν ότι παρόλο που η παροδική δύναμη πρόσκρουσης δεν αποτελεί εμφανές χαρακτηριστικό εντός του χρονικού πεδίου GRF στους NRFS και τα δύο πρότυπα τρεξίματος δημιουργούν συχνότητες που σχετίζονται με την παροδική πρόσκρουση. Δεδομένου ότι η κορυφή κατακόρυφης πρόσκρουσης απουσιάζει οπτικά στον τομέα του χρόνου κατά το FFS ενδέχεται οι συμβατικές μέθοδοι για την ανάλυση των παραμέτρων φόρτισης να είναι ακατάλληλες.

Συγγραφέας	Δείγμα	Σκοπός	Πρωτόκολλο Δοκιμών	Εργαλεία Αξιολόγησης Αποτελεσμάτων	Αποτελέσματα	Συμπεράσματα
Gruber et al., 2017	n=40 competitive και/ή recreational δρομείς, χωρίς τραυματισμούς, τουλάχιστον 16 km/week. n=20 RFS (ηλικία, 26 ± 6 χρόνων; μάζα, 70 ± 10 kg, γυναίκες, 7) n=20 NRFS (15 midfoot, 5 forefoot) (ηλικία, 26 ± 6 χρόνων; μάζα, 70 ± 11 kg, γυναίκες, 5)	Σύγκριση συχνότητας δύναμης αντίδρασης εδάφους (GRF) ανάμεσα σε habitual RFS και FFS.	Επίγειο τρέξιμο 10 δοκιμών σε διάδρομο 30m με ταχύτητα $3,5\text{m/s} \pm 5\%$, → επαφή στη πλατφόρμα με ΔΕ πόδι.	Τοποθέτηση δεικτών βαθμονόμησης και αντανάκλασης → στη λεκάνη και το κάτω άκρο → 3D καταγραφή κίνησης, κέντρου πίεσης και GRF. Σύστημα οπτικής σύλληψης κίνησης Qualisys Oqus 3-Series με 8 κάμερες 240 Hz → δεδομένα θέσης δεικτών. Force platform 1200 Hz τοποθετημένο στο κέντρο διαδρόμου 30m → δεδομένα GRF. Πύλες χρονισμού → παρακολούθηση ταχύτητας σε απόσταση 6m από το κέντρο της πλατφόρμας δύναμης. Λογισμικό Visual 3D με Low-pass Butterworth filter 12 Hz → επεξεργασία δεδομένων δεικτών	FFS: Μέγιστη ισχύς ($15,4 \pm 9,1$ Hz), στο ($23,1 \pm 6,3\%$) της στάσης RFS: Η μέγιστη ισχύς σημειώνεται νωρίτερα κατά τη φάση πρόσκρουσης ($11,5 \pm 1,5\%$) με υψηλότερη συχνότητα ($27,2 \pm 3,9$ Hz)	Παρόλο που η παροδική δύναμη πρόσκρουσης δεν αποτελεί εμφανές χαρακτηριστικό εντός του GRF με FFS μοτίβο, τα αποτελέσματα δείχνουν ότι και τα δύο πρότυπα τρεξίματος δημιουργούν συχνότητες που σχετίζονται με την κορυφή πρόσκρουσης στο κάθετο GRF

Πίνακας 3. Αποτελέσματα έρευνας (Gruber et al., 2017)

Η έρευνα των (Knorz *et al.*, 2017) στοχεύει στην τρισδιάστατη ανάλυση του προτύπου πίεσης που ασκείται στην άρθρωση του αστραγάλου, του γόνατος και του ισχίου. Στην έρευνα συμμετείχαν 22 υγιείς άνδρες δρομείς, 11 RFS και 11 FFS. Η αξιολόγηση πραγματοποιήθηκε με κάθε δρομέα να εκτελεί FFS και RFS τρέξιμο, με ταχύτητα 3.0 m/s, επιτρέποντας μία φάση προσαρμογής 5 λεπτών, έπειτα πραγματοποιήθηκε καταγραφή διάρκειας 1 λεπτού σε διάδρομο με ενσωματωμένες πλάκες δύναμης και τρισδιάστατο σύστημα ανάλυσης κίνησης. Αυτή η μέθοδος επέτρεψε την τρισδιάστατη ανάλυση των εμβιομηχανικών δυνάμεων για την άρθρωση του αστραγάλου, του γόνατος και του ισχίου. Ο μέσος όρος της μέγιστης δύναμης αιχμής (MPF) και ο μέγιστος ρυθμός φόρτισης (LR) προσδιορίστηκε για την κάθε άρθρωση ξεχωριστά και υπολογίστηκαν τα τρισδιάστατα στοιχεία στον κατακόρυφο (V), προσθοπίσθιο (AP) και μετωπιαίο (ML) άξονα. Τα δεδομένα της μελέτης καταδεικνύουν πως το FFS σχετίζεται με μέτριες αλλά σημαντικά υψηλότερες τιμές MPF και χαμηλότερες τιμές LR και στις 3 αρθρώσεις συγκριτικά με τους RFS δρομείς. Η υψηλότερη τιμή ρυθμού φόρτισης στον κατακόρυφο άξονα στους RFS αποδίδεται στην παροδική πρόσκρουση που εμφανίζεται κατά το πρώιμο μέρος της φάσης στήριξης. Επίσης, η υψηλότερη κατακόρυφη MPF στους FFS αποτελεί συνέπεια του μειωμένου χρόνου επαφής με το έδαφος. Ωστόσο, η ανάλυση των αρθρώσεων και στα 3 επίπεδα αναδεικνύει διαφορές στο προφίλ τάσης των αρθρώσεων. Κατά το FFS σημειώνεται υψηλότερη AP συνιστώσα των MPF και LR στην άρθρωση του αστραγάλου και του ισχίου. Καταδεικνύοντας ότι το FFS σχετίζεται με υψηλότερη καταπόνηση της άρθρωσης του αστραγάλου και του ισχίου. Ακόμα, το FFS συσχετίστηκε με σημαντικά χαμηλότερο AP-MPF στην άρθρωση του γόνατος. Στην άρθρωση του ισχίου, η δύναμη διάτμησης και οι ρυθμοί φόρτισης (LR) ήταν συγκρίσιμες με αυτές του αστραγάλου. Συμπερασματικά, δεν υπάρχει καθολικό πλεονέκτημα του FFS έναντι του RFS στις τάσεις των αρθρώσεων επομένως, η υπόθεση ότι το FFS είναι πιο ωφέλιμο χρειάζεται διαφορική αξιολόγηση. Ωστόσο, αυτή η μελέτη έθεσε 2 συστάσεις: Το RFS σχετίζεται με χαμηλότερη διατμητική τάση στην άρθρωση του αστραγάλου και του ισχίου, επομένως, συνιστάται σε δρομείς με ασταθή άρθρωση αστραγάλου ή προβλήματα ισχίου. Ενώ κατά το FFS ασκούνται χαμηλότερες δυνάμεις AP στην άρθρωση του γόνατος καθιστώντας το ευνοϊκότερο πρότυπο σε δρομείς με ασταθείς πρόσθιους χιαστούς συνδέσμους, σύνδρομο επιγονατιδομηριαίου πόνου ή εκφύλιση του επιγονατιδομηριαίου χόνδρου.

Συγγραφέας	Δείγμα	Σκοπός	Πρωτόκολλο Δοκιμών	Εργαλεία Αξιολόγησης Αποτελεσμάτων	Αποτελέσματα	Συμπεράσματα
Knorz et al., 2017	n=22 δρομείς, 11 RFS (ηλικία, 30.9 ± 7.0 έτη, μάζα, 85.0 ± 11.0 kg), 11 FFS (ηλικία, 28.5 ± 8.0 έτη, μάζα, 79.1 ± 9.0 kg) 10 μίλια τρέξιμο/εβδ ομάδα, χωρίς αναφερόμενους τραυματισμούς κάτω άκρων τους τελευταίους 6 μήνες	Τρισδιάστατη ανάλυση (3D) προτύπου πίεσης → στον αστράγαλο, στο γόνατο και στην άρθρωση του ισχίου σε δρομείς με FFS και RFS πρότυπο.	5 min προθέρμανση. Προσομοίωση και των 2 προτύπων (RFS και FFS) από κάθε συμμετέχοντα. Αρχικά, αξιολόγηση δοκιμής στατικής στάσης 10", έπειτα τρέξιμο σε διάδρομο με ενσωματωμένες πλάκες δύναμης και 3D σύστημα ανάλυσης κίνησης με ταχύτητα 3.0 m/s εκτελώντας και τα 2 πρότυπα. Προσαρμογή 5' έπειτα καταγραφή διάρκειας 1' επιλέγοντας δικά τους υποδήματα	Qualisys motion capture system → 3D σύστημα ανάλυσης κινητικών και κινηματικών δεδομένων FSP → FSI MPF και LR προσδιορίστηκαν: κάθετα, πρόσθια-οπίσθια (AP) και έσω-πλάγια (ML). Butterworth 12 και 30 Hz → δεδομένα δεικτών και δύναμης GraphPad Prism 6 → στατιστική ανάλυση αποτελεσμάτων	FFS και RFS → ↑ (MPF και LR) σε κατακόρυφο άξονα συγκριτικά με AP και ML. Κατακόρυφος άξονα: FFS → ↑ MPF, ↓ LR και στις 3 αρθρώσεις AP → MPF και LR → ↓ για FFS στην άρθρωση του γόνατος αλλά ↑ → στις αρθρώσεις του αστραγάλου και του ισχίου. ML → MPF και LR έτειναν να είναι ↑ για το FFS αλλά ήταν αμελητέας σημασίας.	FFS και RFS → διαφορετικά εμβιομηχανικά πρότυπα πίεσης στην άρθρωση του αστραγάλου, του γόνατος και του ισχίου FFS → ↓ AP δυνάμεις στην άρθρωση του γόνατος → μπορεί να είναι ευνοϊκό για δρομείς με πρόσθιο πόνο στο γόνατο ή ασταθή πρόσθιο χιαστό σύνδεσμο. RFS → ↓ διατμητική τάση στην άρθρωση του αστραγάλου → συνιστάται σε δρομείς με ασταθή άρθρωση αστραγάλου.

Πίνακας 4. Αποτελέσματα έρευνας (Knorz et al., 2017)

Η έρευνα των (Kuhman, Melcher and Paquette, 2015) μελετά την αλληλεπίδραση του φυσικού RFS και του επιβεβλημένου FFS στο GRF και στη κινητική της άρθρωσης του αστραγάλου και του γόνατος στο οβελιαίου επιπέδου σε RFS άνδρες δρομείς. Για την διεξαγωγή της έρευνας συμμετείχαν 16 RFS άνδρες δρομείς, πραγματοποιώντας επίγειο τρέξιμο 2 διαφορετικών ταχυτήτων (3.4 m/s και 4.5m/s) με το φυσικό τους πρότυπο και επιβαλλόμενο forefoot. Από τα αποτελέσματα της έρευνας δεν παρατηρείται αλληλεπίδραση προτύπου τρεξίματος και ταχύτητας για καμία κινητική μεταβλητή. Κατά το RFS πρότυπο σημειώνεται μεγαλύτερος κατακόρυφος ρυθμός φόρτισης, μέγιστη ροπή ραχιαίας κάμψης αστραγάλου αμέσως μετά την επαφή του ποδιού με το έδαφος, μέγιστη ροπή έκτασης του γόνατος καθώς και μέγιστη έκκεντρη ισχύς των εκτεινόντων του γόνατος. Αντίθετα, το επιβαλλόμενο FFS πρότυπο απέδωσε μεγαλύτερο μέγιστο κατακόρυφο GRF, μέγιστη ροπή πελματιαίας κάμψης αστραγάλου, μέγιστη έκκεντρη ισχύς πελματιαίου καμπτήρα αστραγάλου και ROM οβελιαίου επιπέδου αστράγαλο σε σύγκριση με το συνηθισμένο RFS. Κατά τη διάρκεια της αξιολόγησης παρατηρήθηκε θετική συσχέτιση κινητικών μεταβλητών

και αυξημένης ταχύτητας. Επιπρόσθετα, οι δοκιμές έδειξαν αυξημένη μέγιστη ραχιαία κάμψη με μεγαλύτερη ταχύτητα τόσο σε RFS όσο και σε επιβεβλημένες FFS συνθήκες κρούσης και μειωμένη ραχιαία κάμψη σε επιβεβλημένες FFS σε σύγκριση με RFS συνθήκες ανεξαρτήτως ταχυτήτων. Τέλος, άλλες κινηματικές μεταβλητές όπως η απόσταση βήματος, το ROM στον αστραγάλο και η μέγιστη κάμψη γόνατος αυξήθηκαν με τη αύξηση της ταχύτητα, ενώ το ROM κάμψης γόνατος μειώθηκε στη μεγαλύτερη ταχύτητα. Συμπερασματικά, οι έντονες διαφορές μεταξύ των προτύπων τρεξίματος ήταν ανεξάρτητες από την ταχύτητα προπόνησης. Τα παρόντα ευρήματα μαζί με την προηγούμενη βιβλιογραφία υποδηλώνουν ότι οι διαφορές στην κινητική των κάτω άκρων μεταξύ του φυσικού RFS προτύπου και του επιβεβλημένου FFS είναι συνεπείς μεταξύ των διαφορετικών πληθυσμών δρομέων.

Συγγραφέας	Δείγμα	Σκοπός	Πρωτόκολλο Δοκιμών	Εργαλεία Αξιολόγησης Αποτελεσμάτων	Αποτελέσματα	Συμπεράσματα
Kuhman, Melcher and Paquette, 2015	n=16 RFS άνδρες δρομείς → 32km/εβδ., χωρίς τραυματισμούς, τουλάχιστον 32χλμ/εβδ (72±11kg)	Διερεύνηση αλληλεπίδρασης rearfoot και forefoot προτύπου στις GRF, και κινητική άρθρωσης αστραγάλου και γόνατος στο οβελιαίο επίπεδο σε ανταγωνιστικούς RFS δρομείς.	Επίγειο τρέξιμο (20m) 2 ταχυτήτων (3.4 m/s και 4.5m/s) RFS και FFS. Τα δεδομένα συλλέχθηκαν από ΔΕ πόδι. Όχι συγκεκριμένη επιλογή υποδήματος.	9-camera σύστημα ανάλυσης κίνησης (120Hz, Qualisys AB, Gotenburg, Sweden) → 3D κινηματικά δεδομένα. GRF δεδομένα → 3D force platform (1200 Hz). 2 φωτοκύτταρα και 1 ηλεκτρονικό χρονόμετρο → έλεγχος ταχύτητας. FSP → οπτική επιβεβαίωση, έπειτα Strike index (SI) από την αναλογία του σημείου κέντρου πίεσης συγκριτικά με το μήκος του ποδιού. SPSS, Levene's test	RFS: ↑ κατακόρυφοι LR → RRI → κατάγματα κόπωσης κνήμης. ↑ ραχιαία κάμψη αστραγάλου μετά την επαφή, έκταση γόνατος, ↑ έκκεντρη δύναμη έκτασης γόνατος. FFS: ↑ μέγιστη κάθετη GRF, πρόσθιο COP → ↑ πελματιαία κάμψη αστραγάλου κατά τη μέση-στήριξη, Κατά τη μετάβαση RFS → FFS, εάν οι καταπονήσεις είναι σταδιακές → προστατευτικό μηχανισμό ιστών (Αχίλλειου τένοντα). Ταχύτητα → ↑ κινητικών μεταβλητών.	Ανεξάρτητες διαφορές μεταξύ προτύπων τρεξίματος και ταχύτητας ισοδύναμες με τυπικές εύκολες και σκληρές προπονητικές διαδρομές. Οι διαφορές στην κινητική των κάτω άκρων μεταξύ φυσικού RFS και επιβεβλημένου FFS είναι συνεπείς μεταξύ διαφορετικών πληθυσμών δρομέων.

Πίνακας 5. Αποτελέσματα έρευνας (Kuhman, Melcher and Paquette, 2015)

Η μελέτη των (Kulmala *et al.*, 2013) διερευνά το προφίλ φόρτισης των κάτω άκρων στους δρομείς. Για την διεξαγωγή της έρευνας επιλέχθηκαν 19 γυναίκες FFS δρομείς και 19 RFS. Η αναγνώριση του προτύπου τρεξίματος αρχικά πραγματοποιήθηκε μέσω οπτικής παρατήρησης και αργότερα επιβεβαιώθηκε με ανάλυση κίνησης από τον υπολογισμό της γωνίας κρούσης του ποδιού (FSA). Για την αξιολόγηση των δρομέων πραγματοποιήθηκε επίγειο τρέξιμο σε

στίβο απόστασης 15m, σε ορισμένη ταχύτητα. Για την ανάλυση δεδομένων επιλέχθηκαν πέντε επιτυχημένες επαφές αριστερού σκέλους στο έδαφος. Κατά το τρέξιμο, σημειώνεται αυξημένη κάμψη ισχίου κατά την αρχική επαφή, υψηλότερη μέγιστη προσαγωγή και απαγωγή κατά το RFS συγκριτικά με το FFS. Στο επίπεδο του γόνατος, οι RFS σημειώνουν μεγαλύτερη γωνία κάμψης. Κατά το FFS παρουσιάζεται χαμηλότερη επιγονατιδομηριαία δύναμη πίεση σε σύγκριση με τους RFS δρομείς και χαμηλότερη μέγιστη ροπή έκτασης του γόνατος. Στο μετωπιαίο επίπεδο, η μέγιστη ροπή απαγωγής του γόνατος ήταν 24% χαμηλότερη στην ομάδα FFS σε σύγκριση με τη RFS. Στο επίπεδο του αστραγάλου, οι FFS δρομείς σημειώνουν λιγότερη ραχιαία κάμψη κατά την αρχική επαφή με το έδαφος και έδειξαν 19% υψηλότερη ροπή πελματιαίας κάμψης και υψηλότερη πίεση Αχιλλείου τένοντα κατά τη φάση στήριξης. Το κατακόρυφο GRF έδειξε 26% χαμηλότερη κορυφή πρόσκρουσης και 47% χαμηλότερο μέσο ρυθμό φόρτωσης στο FFS σε σύγκριση με το RFS. Η χωρο-χρονική σύγκριση έδειξε σημαντικά μικρότερο χρόνο επαφής για το FFS πρότυπο έναντι του RFS. Επιπλέον, οι δρομείς FFS επέδειξαν μικρότερη απόσταση COM-απόσταση πτέρνας. Τέλος, δεν υπήρχαν διαφορές στον ρυθμό, στο μήκος ή στο πλάτος βήματος μεταξύ των ομάδων. Συμπερασματικά, τα ευρήματα της τρέχουσας μελέτης υποδηλώνουν ότι οι δρομείς με FFS μοτίβο παρουσιάζουν χαμηλότερο PFCF και PFS γόνατος καθώς και χαμηλότερη ροπή μετωπιαίου επιπέδου σε σύγκριση με δρομείς με μοτίβο RFS. Αυτό μπορεί να μειώσει τον κίνδυνο πρόκλησης τραυματισμών στο γόνατο που σχετίζονται με το τρέξιμο. Ωστόσο, η αυξημένη φόρτιση του πελματιαίου καμπτήρα του αστραγάλου και η ATF κατά τη διάρκεια του FFS προτύπου μπορεί να αυξήσουν τον κίνδυνο τραυματισμού του αστραγάλου και του ποδιού.

Συγγραφέας	Δείγμα	Σκοπός	Πρωτόκολλο Δοκιμών	Εργαλεία Αξιολόγησης Αποτελεσμάτων	Αποτελέσματα	Συμπεράσματα
Kulmala et al., 2013	n=38 δρομείς, 19 RFS, 19 FFS	Εξέταση προφίλ φόρτισης των κάτω άκρων ανάμεσα σε forefoot και midfoot δρομείς.	Τρέξιμο σε στίβο απόστασης 15m με ταχύτητα 4.0 m/sj1. Επιλέχθηκαν 5 επιτυχημένες επαφές εδάφους AP σκέλους	FFS → Οπτική παρατήρηση, FSA. Δυναμόμετρο → υπολογισμός δύναμης μυών ισχίου. Navicular drop → αξιολόγηση δομής ποδιού. Προσδιορισμός κνημομηριαίας γωνίας. Αμφίπλευρη τοποθέτηση 34 αντανakλαστικών δεικτών → ανθρωπομετρικές μετρήσεις. 2 Φωτοκύτταρα → έλεγχο ταχύτητας, σύστημα 8 καμερών, πλατφόρμα δύναμης (AMTI BP6001200; AMTI, Watertown, MA) → καταγραφή θέσεων δεικτών και δεδομένων GRF συγχρονισμένα στα 300 και 1500 Hz, αντίστοιχα. GRF → λογισμικό Signal. Κινητικές, κινητικές αναλύσεις → πραγματοποιήθηκαν από το Plug-in Gait model	FFS → ↓ μέγιστη προσαγωγή ισχίου κατά τη φάση στήριξης. ↓ ροπή απαγωγής στο ισχίο. Γόνατο: RFS → ↑ μέγιστη γωνία κάμψης. Κατά το FFS παρουσιάζεται 16% ↓ PFCF και 15% ↓ PFS και τάση προς μέγιστη ροπή έκτασης. Στο μετωπιαίο επίπεδο, ↓ η μέγιστη ροπή απαγωγής γόνατος ήταν 24% ↓ στους FFS. Αστραγάλος: FFS → ↓ ραχιαία κάμψη αρχικής επαφής με το έδαφος και 19% υψηλότερη ροπή πελματιαίας κάμψης και 19% υψηλότερη πίεση Αχιλλείου τένοντα (ATF) κατά τη φάση στήριξης. GRF → 26% ↓ κορυφή πρόσκρουσης και 47% ↓ μέσο ρυθμό φόρτωσης στο FFS σε σύγκριση με το RFS. Χωροχρονική σύγκριση → ↓ χρόνο επαφής για FFS. FFS → ↓ απόσταση COM-απόσταση πτέρνας. Όχι διαφορές στον ρυθμό, στο μήκος ή στο πλάτος βήματος μεταξύ των ομάδων.	FFS → ↓ PFCF και PFS γόνατος καθώς και ↓ ροπή μετωπιαίου επιπέδου σε σύγκριση με δρομείς RFS → ↓ κίνδυνο πρόκλησης τραυματισμών στο γόνατο που σχετίζονται με το τρέξιμο. Ωστόσο, η αυξημένη φόρτιση του πελματιαίου καμπτήρα του αστραγάλου και η πίεση Αχιλλείου τένοντα κατά το FFS πρότυπο → ↑ κίνδυνο τραυματισμού του αστραγάλου και του ποδιού.

Πίνακας 6. Αποτελέσματα έρευνας (Kulmala et al., 2013)

Η έρευνα των (Valenzuela *et al.*, 2015) μελετά την επίδραση των προτύπων τρεξίματος και των μετατρέπομενων προτύπων στην κινηματική και κινητική των κάτω άκρων στο ισχίο, στο γόνατο και στον αστράγαλο. Για την διεξαγωγή της έρευνας συμμετείχαν 21 δρομείς, 11 RFS και 11 FFS. Οι δρομείς εκπαιδεύτηκαν στην υιοθέτηση του αντίθετου προτύπου τρεξίματος. Όταν ήταν έτοιμοι πραγματοποίησαν 5 δοκιμές επίγειου τρεξίματος κατά το προτιμώμενο FSP και 5 με το μη-προτιμώμενο. Για κάθε δοκιμή, ο συμμετέχων έτρεχε με τον προτιμώμενο ρυθμό σε ευθεία γραμμή 27μ., στα 22μ υπήρχε τοποθετημένη μία πλάκα

δύναμης με στόχο την πλήρη επαφή του δεξί ποδιού για τη συλλογή δεδομένων κίνησης και δύναμης. Τα αποτελέσματα της έρευνας καταδεικνύουν σημαντικά χαμηλότερο GRF, χαμηλότερη ροπή και ROM ραχιαίας κάμψης και σημαντικά υψηλότερη ροπή πελματιαίας κάμψης κατά το RFS πρότυπο. Επιπλέον, στην άρθρωση του γόνατος σημειώνεται αυξημένη μέγιστη ροπή και ROM κάμψης γόνατος κατά το RFS πρότυπο. Τέλος, στην άρθρωση του ισχίου σημειώνεται αυξημένο ROM και αυξημένη κάμψη ισχίου κατά το RFS πρότυπο εν συγκρίσει με τους FFS δρομείς. Συμπερασματικά, τα αποτελέσματα της έρευνας καταδεικνύουν ότι η αλλαγή του προτύπου τρεξίματος ενός δρομέα μπορεί να αλλάξει αρκετές κινηματικές και κινητικές παραμέτρους των κάτω άκρων κατά τη φάση της στήριξης. Αυτές οι αλλαγές δεν εξαρτώνται από το προτιμώμενο πρότυπο τρεξίματος, καθώς όλες οι διαφορές που παρατηρήθηκαν ήταν απλώς μηχανικές αλλοιώσεις που σχετίζονται με το τμήμα του ποδιού που έρχεται σε επαφή κατά την προσγείωση στο οπίσθιο μέρος (rearfoot πρότυπο) ή στο πρόσθιο μέρος (forefoot πρότυπο) του ποδιού. Επίσης, αμφισβητείται ο ισχυρισμός ότι η παροδική πρόσκρουση στην κατακόρυφη καμπύλη δύναμης αντίδρασης εδάφους είναι παρούσα μόνο κατά τη διάρκεια rearfoot πρότυπο τρεξίματος.

Συγγραφείς	Δείγμα	Σκοπός	Πρωτόκολλο Δοκιμών	Εργαλεία Αξιολόγησης Αποτελεσμάτων	Αποτελέσματα	Συμπεράσματα
Valenzuela et al., 2015	n=21 δρομείς, 10 γυναίκες, 11 άνδρες, (Ηλικίας, 22.86 ± 2.20 χρονών; βάρος, 71.7 ± 14.5kg;) 5km → 30 min ή λιγότερο, χωρίς μυοσκελετικούς τραυματισμούς RFS: 11 FFS: 10	Προσδιορισμός επίδρασης των φυσικών προτύπων τρεξίματος και μη, στην κινηματική και κινητική των κάτω άκρων: ισχίο, γόνατο, αστράγαλο κατά τη διάρκεια τρεξίματος με υποδήματα.	Βιντεοσκόπηση επίγειου τρεξίματος σε ευθεία γραμμή 27m χωρίς καθορισμένη ταχύτητα → FSP Επόμενη μέρα πραγματοποίηση 5 δοκιμών στο φυσικό και μη-φυσικό πρότυπο σε ευθεία 27m με force plate στα 22m → στόχος η πλήρης επαφή ΔΕ ποδιού → συλλογή δεδομένων κίνησης και δύναμης	Casio EX-FH100 video camera, 120 Hz → ΔΕ πόδι → FSP. 9 camera Qualisys Oqus 300 motion system και Force plate 240 Hz → κινηματικά δεδομένα. Retroreflective rigid body clusters, static markers. AMTI force platform 2400 Hz → κινηματικά δεδομένα 240 Hz. Οπτική 3D ανάλυση → υπολογισμό εξωτερικών στιγμών και γωνιών στο οβελιαίο επίπεδο. Proximal coordinate system → Joint moments. SPSS Statistics 20.	RFS: ↓ VGRF, ↓ ροπή ραχιαίας κάμψης, ↓ ROM ραχιαίας κάμψης, ↑ ροπή πελματιαίας κάμψης, ↑ μέγιστη ροπή και ROM στην άρθρωση του γόνατος και ↑ εύρος ισχίου εν συγκρίσει με FFS. FFS: ↑ ROM ραχιαίας κάμψης και μέγιστων ροπών αστραγάλου.	Η αλλαγή προτύπου τρεξίμα → αλλάζει κινηματικές και κινητικές παραμέτρους των κάτω άκρων που σχετίζονται με το τμήμα του ποδιού που έρχεται σε επαφή κατά την προσγείωση, οπίσθιο ή πρόσθιο μέρος του ποδιού. Επίσης, θεωρείται πως η παροδική πρόσκρουση αντίδρασης εδάφους δεν είναι παρούσα μόνο κατά το RFS.

Πίνακας 7. Αποτελέσματα έρευνας (Valenzuela et al., 2015)

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5. ΠΡΟΚΑΛΟΥΜΕΝΟΙ ΤΡΑΥΜΑΤΙΣΜΟΙ

5.1 Οι έρευνες και τα αποτελέσματα

Η μελέτη των (Daoud et al., 2012) διερευνά τους τραυματισμούς ανάμεσα σε forefoot και rearfoot Cross Country δρομέων του πανεπιστημίου Harvard. Στην έρευνα συμμετείχαν 52 δρομείς, 36 (69%) rearfoot και 16 (31%) forefoot. Ο καθορισμός του προτύπου τρεξίματος πραγματοποιήθηκε με οπτική παρατήρηση μέσω κάμερας. Κάθε διάγνωση τραυματισμού πραγματοποιήθηκε από ιατρικό προσωπικό και προσκομίστηκαν απεικονιστικά δεδομένα, εξαιρέθηκαν τραυματισμοί από ατυχήματα. Τα αποτελέσματα της έρευνας καταδεικνύουν πως 75% των δρομέων αντιμετωπίζουν τουλάχιστον ένα μέτριο ή σοβαρό επαναλαμβανόμενο τραυματισμό υπέρχεισης κάθε χρόνο, ωστόσο, σημειώνεται σχεδόν διπλάσιο ποσοστό επαναλαμβανόμενων τραυματισμών υπέρχεισης για τους RFS έναντι των FFS. Πιο συχνό τραυματισμοί αποτελούν μυϊκές καταπονήσεις (21,5%), περιοστίτιδα κνήμης (13,8%), πόνος στο γόνατο (7,7%), σύνδρομο λαγοκνημιαίας ταινίας (7,2%) και τενοντοπάθεια Αχιλλείου (6,6%). Μελετώντας το σύνολο των προβλεπόμενων τραυματισμών των RFS δρομέων όπως πόνος στο ισχίο και στο γόνατο, οσφυαλγία, περιοστίτιδα κνήμης, πελματιαία απονευρωσίτιδα και κατάγματα κόπωσης των οστών των κάτω άκρων εξαιρουμένων των μεταταρσίων καταφαίνεται διπλάσια έως τετραπλάσια πιθανότητα πρόκλησης τραυματισμών στους RFS έναντι των FFS. Αντίθετα, οι προβλεπόμενοι τραυματισμοί που αναμένονταν υψηλότεροι στους FFS όπως τενοντοπάθεια αχιλλείου, πόνος στο πόδι και κατάγματα κόπωσης μεταταρσίων δεν διέφεραν σημαντικά μεταξύ των δύο ομάδων. Επιπλέον, σημειώνεται αυξημένη πιθανότητα πρόκλησης τραυματισμού από τη χρήση υποδημάτων μαλακού πάτου ενθαρρύνοντας την προσγείωση με πιο άκαμπτο κάτω άκρο, αυξάνοντας την αιχμή πρόσκρουσης που δημιουργείται στους RFS δρομείς. Ωστόσο οι FFS δρομείς, με υποδήματα ή χωρίς, δεν σημειώνουν υψηλές αιχμές πρόσκρουσης και παρουσιάζουν χαμηλότερες ροπές στις αρθρώσεις. Επιπλέον, η ανατομίας της καμάρας δεν καταδεικνύει επίδραση στα ποσοστά τραυματισμού. Μία συμπληρωματική μέθοδος ανάλυσης των τραυματισμών τεκμηριώνει πως το πρότυπο τρεξίματος, το φύλο, η διανυόμενη απόσταση και τα εβδομαδιαία χιλιόμετρα σχετίζονται σημαντικά με το ποσοστό των προκαλούμενων τραυματισμών υπέρχεισης. Με αποτέλεσμα οι RFS δρομείς έναντι των FFS, οι γυναίκες έναντι των αντρών, οι δρομείς μεγάλων αποστάσεων και οι δρομείς με αυξημένο δείκτη μάζας σώματος σημειώνουν υψηλότερα ποσοστά τραυματισμών. Πιθανόν η απουσία αιχμών πρόσκρουσης στη δύναμη αντίδρασης εδάφους κατά τη διάρκεια ενός FFS σε σύγκριση με ένα RFS μπορεί να συμβάλει σε χαμηλότερα ποσοστά τραυματισμών.

Συγγραφέας	Δείγμα	Σκοπός	Πρωτόκολλο Δοκιμών	Εργαλεία Αξιολόγησης Αποτελεσμάτων	Αποτελέσματα	Συμπεράσματα
Daoud et al., 2012	n=52 δρομείς, 36 RFS (ηλικίας, 20 ± 1 έτη; BMI, 20 ± 1 kg; γυναίκες, 18) 16 FFS (ηλικίας, 20 ± 2 έτη; BMI, 21 ± 2 kg; γυναίκες, 5)	Μελέτη τραυματισμών ανάμεσα σε FFS και RFS δρομείς	n=31 καταγράφηκαν ενώ έτρεχαν με 4 ταχύτητες (γυναίκες: 3.0, 3.5, 4.0 και 4.5 m/s, άνδρες: 3.5, 4.0, 4.5 και 5.0 m/s) σε διάδρομο με κάμερα σε απόσταση 2m πλάγια και 0,25m πάνω από το έδαφος n=28 καταγράφηκαν → έτρεχαν με 3 αυτοεπιλεκτες ταχύτητες (ρυθμός αποκατάστασης, ενδιάμεσος και αγώνα 5000m) σε διάδρομο με κάμερα σε απόσταση 4m πλάγια από την περιοχή εγγραφής και 0,5m πάνω από το έδαφος. n=7 έτρεξαν και στις 2 πειραματικές μεθόδους για επικύρωση της αξιοπιστίας τους	online running log Web site → καταγραφή πληροφοριών για την προπόνηση κάθε δρομέα strike type αναγνωρίστηκε οπτικά με 500-Hz video camera (FastecInLine 500M; Fastec Imaging, San Diego, CA) πλευρικής προοπτικής t-Tests → σύγκριση των ποσοστών τραυματισμού	75% τουλάχιστον 1 μέτριο ή σοβαρό τραυματισμό υπέρχρησης/ετησίως τραυματισμοί γυναίκες > άνδρες Πιο συχνοί τραυματισμοί → μυϊκές καταπονήσεις (21,5%), περιουσίτιδα κνήμης (13,8%), πόνος στο γόνατο (7,7%), σύνδρομο λαγοκνημιαίας ταινίας (7,2%) και τενοντοπάθεια Αχιλλείου (6,6%). RFS: πόνος στο ισχίο, γόνατο, οσφυαλγία, τραυματισμοί κόπωσης κνήμης, πελματιαία απονευρωσίτιδα, κατάγματα κόπωσης των οστών των κάτω άκρων εξαιρουμένων των μεταταρσίων FRS: τενοντοπάθεια Αχιλλείου, πόνος στο πόδι και κατάγματα κόπωσης μεταταρσίων	Υψηλά ποσοστά τραυματισμών και στις 2 ομάδες δρομέων ωστόσο, υψηλότερα ποσοστά τραυματισμών → για τους rearfoot δρομείς

Πίνακας 8. Αποτελέσματα έρευνας (Daoud et al., 2012)

Η μελέτη των (Wei *et al.*, 2019) διερευνά και συγκρίνει τη πελματιαία φόρτιση ανάμεσα σε RFS και NRFS δρομείς. Για την διεξαγωγή της έρευνας συμμετείχαν 78 υγιείς άνδρες δρομείς, 41 RFS και 37 NRFS. Για τη μέτρηση της πελματιαίας φόρτισης χρησιμοποιήθηκαν αισθητήρες πίεσης εσωτερικά της σόλα του υποδήματος ενώ οι συμμετέχοντες έτρεχαν σε διάδρομο 15μ με ταχύτητα $12.0 \pm 5\%$ km/h. Τα αποτελέσματα της έρευνας καταδεικνύουν, υψηλότερα πελματιαία φορτία στη πτέρνα και στο μέσο του ποδιού για τους RFS συγκριτικά με τους NRFS που σημειώνουν υψηλότερα πελματικά φορτία στις περιοχές των μεταταρσίων. Επιπρόσθετα, κατά το RFS τρέξιμο η περιοχή επαφής, η μέγιστη δύναμη και τα ολοκληρώματα δύναμης-χρόνου είναι αυξημένα κατά 21,44%, 13,99% και 21,27% αντίστοιχα από τους NRFS δρομείς. Η περιοχή επαφής του μεγάλου δακτύλου ήταν μεγαλύτερη κατά 50,00% στους RFS χωρίς διαφορά άλλων παραμέτρων. Για τα μικρότερα δάκτυλα, η περιοχή επαφής και η μέγιστη δύναμη ήταν 54,41% και 48,68% μεγαλύτερες

στους RFS έναντι των NRFS. Σημειώνεται πως κατά το RFS η μεγαλύτερη δύναμη που σημειώνεται στην πτέρνα προκαλείται από την υψηλότερη κατακόρυφη δύναμη αντίδρασης εδάφους (VGRF) και τη μεγαλύτερη παροδική πρόσκρουση. Η μέγιστη δύναμη πρόσκρουσης προκαλεί κρουστικό κύμα από τη πτέρνα μέχρι το γόνατο δημιουργώντας μεγαλύτερες καταπονήσεις και πιέσεις στην άρθρωση του γόνατος με αποτέλεσμα τη πιθανότητα πρόκλησης συνδρόμου επιγονατιδομηριαίου πόνου και περιοστίτιδα κνήμης. Επιπλέον, η υψηλού μεγέθους δύναμη στη πτέρνα μπορεί να αυξήσει πιθανούς τραυματισμούς στους σκελετικούς ιστούς των κάτω άκρων, προκαλώντας κατάγματα κόπωσης της πτέρνας, αν και τα ποσοστά επιπολασμού είναι χαμηλότερα συγκριτικά με τους τραυματισμούς της κνήμης και της επιγονατιδομηριαίας άρθρωσης. Τα υψηλότερα φορτία των NRFS δρομέων στο μπροστινό μέρος του ποδιού φαίνεται να συνδέονται με κατάγματα των μεταταρσίων από πίεση, ειδικά στο δεύτερο και τρίτο μετατάρσιο. Επιπλέον σημειώνεται αντισταθμιστική βλάβη στον αχίλλειο τένοντα, τον γαστροκνήμιο και τον υποκνημίδιο. Συμπερασματικά, η επιλογή του κατάλληλου προτύπου τρεξίματος πρέπει να πραγματοποιείται βάσει της σωματικής κατάστασης των δρομέων.

Συγγραφέας	Δείγμα	Σκοπός	Πρωτόκολλο Δοκιμών	Εργαλεία Αξιολόγησης Αποτελεσμάτων	Αποτελέσματα	Συμπεράσματα
Wei et al., 2019	n=78 άνδρες δρομείς, 41 RFS (ηλικίας 24,2 ± 2.5 χρόνων; ύψος 171.8 ± 5.7 cm; βάρος 68.4 ± 10.2 kg), 37 FFS (ηλικίας 27.9 ± 6.2 χρόνων; ύψος 173.0 ± 4.2 cm; βάρος 68.3 ± 9.4)	Σύγκριση πελματιαίας φόρτισης ανάμεσα σε habitual RFS και NRFS δρομείς	Η δοκιμή πραγματοποιήθηκε σε εσωτερικό διάδρομο 15μ από συνθετικό καουτσούκ με φωτοηλεκτρικό σύστημα χρονισμού 3μ στη μέση της διαδρομής για τον υπολογισμό της ταχύτητας. Η δοκιμή καταγράφηκε όταν η ταχύτητα τρεξίματος ήταν 12.0 ± 5%. Συλλέχθηκαν τα δεδομένα πελματιαίας φόρτισης 3 επιτυχημένων στάσεων ΔΕ ποδιού για τον υπολογισμό του μέσου όρου κάθε μεταβλητής.	Strike Index → καθορισμό FSP Πελματιαία φόρτιση → σύστημα Novel Pedar-X (Novel Munich, Germany) Κάθε σόλα εσωτερικά περιλάμβανε 99 βαθμονομημένους αισθητήρες δύναμης που συνδέθηκαν με τη συσκευή Pedar-X στη μέση/συμμετέχοντα. Συλλέχθηκαν μόνο τα δεδομένα ΔΕ ποδιού και η συχνότητα του δείγματος ορίστηκε στα 100Hz. High-speed camera (Motion Pro X-4, Integrated Design Tools Inc. USA) with a sample frequency of 100HZ	RFS→υψηλότερα πελματιαία φορτία στη φτέρνα και στο μέσο του ποδιού. NFRS → υψηλότερα πελματικά φορτία στο μέσο και στις πλάγιες περιοχές στο πρόσθιο τμήμα του ποδιού. RFS → μεγαλύτερη περιοχή επαφής του μεγάλου δαχτύλου κατά 50,00%. Αυξημένη περιοχή επαφής και μέγιστης δύναμης 54,41% και 48,68% για τα υπόλοιπα δάκτυλα, έναντι των NRFS δρομέων.	Τα υψηλότερα φορτία στη πτέρνα και στο μέσο του ποδιού των RFS δρομέων μπορούν να μεταδοθούν στην άρθρωση του γόνατος προκαλώντας τραυματισμούς στην κνήμη και την επιγονατιδομηριαία άρθρωση. Τα υψηλότερα φορτία των NRFS δρομέων στο μπροστινό μέρος του ποδιού συνδέονται με κατάγματα μεταταρσίου προκαλώντας ανισθαιμιστική βλάβη στον αχίλλειο τένοντα, τον γαστροκνήμιο και τον υποκνημίδιο. Συνεπώς, το FSP πρέπει να επιλέγεται βάσει της σωματικής κατάστασης των δρομέων.

Πίνακας 9. Αποτελέσματα έρευνας (Wei et al., 2019)

Η έρευνα των (Vannatta and Kernozek, 2015) διερευνά την μεταβολή της πίεσης που ασκείται στην επιγονατιδομηριαία άρθρωση όταν υγιείς δρομείς αλλάζουν το πρότυπο τρεξίματός τους από RFS σε FFS για την απόκτηση γνώσεων σχετικά με την αιτιολογία και τη θεραπεία του επιγονατιδομηριαίου πόνου. Δεκαέξι υγιείς γυναίκες δρομείς ολοκλήρωσαν 20 δοκιμές τρεξίματος σε ελεγχόμενο εργαστηριακό περιβάλλον υπό rearfoot και forefoot συνθήκες. Τα κινητικά και κινηματικά δεδομένα χρησιμοποιήθηκαν για τον προσδιορισμό πίεσης της άρθρωσης προωθώντας μια τεχνική στατικής βελτιστοποίησης που υπολογίζει τις μυϊκές δυνάμεις του κάτω άκρου. Τα ευρήματα της μελέτης καταδεικνύουν πως η μέγιστη πίεση της επιγονατιδομηριαίας άρθρωσης και το ολοκλήρωμα πίεσης-χρόνου κατά τη διάρκεια της φάσης στήριξης μειώθηκαν κατά 27% και 12%, αντίστοιχα, κατά την αλλαγή από RFS σε FFS. Επιπλέον, κατά την πρόσκρουση με FFS σημειώνεται αύξηση της μέγιστης κάθετης δύναμης αντίδρασης εδάφους που πιθανότατα αποδίδεται στη μείωση της μέγιστης δύναμης τετρακέφαλου και της μεγαλύτερης δύναμης από το πέλμα. Οι κινηματικές αλλαγές που συμβαίνουν στο γόνατο περιλαμβάνουν αυξημένη γωνία κάμψης κατά την αρχική επαφή του FFS, ενώ δεν σημειώνεται αλλαγή στη μέγιστη γωνία κάμψης. Επιπλέον, δεν

σημειώνεται αλλαγή του μήκους βήματος μεταξύ των συνθηκών. Για τις μεταβλητές των μυών σημειώνεται μείωση της μέσης δύναμης του οπίσθιου μηριαίου και αύξηση των δυνάμεων του γαστροκνήμιου και του πελματικού μυός κατά το FFS. Τα ευρήματα δεν υποδεικνύουν ότι το FFS πρότυπο είναι προτιμότερο του RFS καθώς μόνο οι παραγόμενες μυϊκές δυνάμεις και οι πιέσεις στην άρθρωση φαίνονται διαφορετικές. Κατά το τρέξιμο δημιουργούνται μεγάλες δυνάμεις πρόσκρουσης στο σώμα που πρέπει να προσαρμοστούν ώστε να αποφευχθεί η πρόκληση τραυματισμού. Επομένως, κατά την αλλαγή του τρόπου τρεξίματος, πρέπει να τηρείται μια μεταβατική περίοδος για την αποφυγή τραυματισμού άλλων ιστών, ειδικά των διαφορετικών προφίλ τραυματισμών μεταξύ των προτύπων. Συγκεκριμένα, παρατηρείται αυξημένη φόρτιση στον αχίλλειο τένοντα και μεγαλύτερα πελματιαία φορτία στην περιοχή των μεταταρσίων στο FFS, το οποίο μπορεί να προκαλέσει έναν νέο τύπο τραυματισμού. Συμπερασματικά, η αλλαγή του προτύπου τρεξίματος έχει ως αποτέλεσμα τη μείωση πίεσης της επιγονατιδομηριαίας άρθρωσης ανεξάρτητα από τις αλλαγές στο μήκος βήματος. Συνεπώς, η εφαρμογή προγραμμάτων προπόνησης στο μπροστινό μέρος του ποδιού μπορεί να αποτελέσει θεραπεία των δρομέων με επιγονατιδομηριαίο πόνο, ωστόσο, η μετάβαση πρέπει να ολοκληρωθεί σταδιακά.

Συγγραφέας	Δείγμα	Σκοπός	Πρωτόκολλο Δοκιμών	Εργαλεία Αξιολόγησης Αποτελεσμάτων	Αποτελέσματα	Συμπεράσματα
Vannatta and Kernozek, 2015	n= 16 γυναίκες δρομείς (ηλικίας 22.8 ± 3.17 χρόνων; ύψος 169 + 5.8 cm, βάρος 63.7 ± 5.4 kg, εβδομαδιαία απόσταση τρέξιματος 33.2 ± 14.7 km). Κριτήρια τρέξιμο > 10 μιλίων/εβδομάδα και RFS	Ποσοτικοποίηση διαφορών πίεσης της επιγονατιδομηριαίας άρθρωσης σε υγείς δρομείς στο φυσικό RFS και το επιβεβλημένο FFS για την αιτιολογία και τις μεθόδους θεραπείας του επιγονατιδομηριαίου πόνου.	Τρέξιμο σε διάδρομο 20μ υπό δύο συνθήκες: 1) rearfoot 2) forefoot Εφαρμογή κοινού μοντέλου υποδημάτων. Εύρος ταχύτητας 3.52-3.89 nvs-1 με φωτοηλεκτρικά χρονόμετρα Συνολικά ολοκλήρωση 10 δοκιμών/κάθε συνθήκης.	FSP → χρήση αισθητήρων πίεσης στη σόλα FSP→ Force Plate Strike Index 3D ανάλυση κίνησης → Τοποθέτηση ανακλαστικών δεικτών σε όλο το σώμα. Ολοκλήρωση λήψης κίνησης με τη χρήση 13 καμερών ανάλυσης κίνησης, με ρυθμό λήψης 180 Hz. GRF → πλατφόρμας δύναμης (Model 4080; Bertec Corporation, Columbus, OH) τοποθετημένη στο ίδιο επίπεδο με τον διάδρομο. Δειγματοληψία αναλογικών δεδομένων 1800 Hz. Τα αναλογικά δεδομένα από τις πλατφόρμες δύναμης και τα κινηματικά δεδομένα φιλτραρίστηκαν στα 15 Hz.	Κατά τη μετατροπή σε FFS → ↓ μέγιστης πίεσης της άρθρωσης κατά 27% και ↓ ολοκληρώματος τάσης-χρόνου κατά 12%. ↑ 6,6% GRF και ↓ 27% της μέγιστης δύναμης τετρακέφαλου. Κινηματικές αλλαγές στο γόνατο → ↑ γωνία κάμψης κατά την αρχική επαφή και ↓ knee ex-cursion . Η μέγιστη γωνία κάμψης γόνατος και το μήκος βήματος δεν άλλαξε. ↑ μήκους βήματος. ↓ μέσης δύναμης οπίσθιου μηριαίου κατά 27%, ενώ η μέση δύναμη του γαστροκνήμιου και η μέση δύναμη του πέλματος ↑ κατά 12% και 29%, αντίστοιχα. Η απόσταση προσέγγισης ↓ κατά 19%.	Η μετάβαση από RFS → FFS έχει ως αποτέλεσμα τη μείωση πίεσης της επιγονατιδομηριαίας άρθρωσης ανεξάρτητα από τις αλλαγές στο μήκος του βήματος → θεραπεία των δρομέων με επιγονατιδομηριαίο πόνο, ωστόσο, απαραίτητη η σταδιακή μετάβαση.

Πίνακας 10. Αποτελέσματα έρευνας (Vannatta and Kernozek, 2015)

Η έρευνα των (Fukusawa, Stoddard and Lopes, 2020) διερευνά τη διαφοροποίηση του FSP ανάμεσα σε δρομείς με και χωρίς σύνδρομο επιγονατιδομηριαίου πόνου (AKP). Για την διεξαγωγή της έρευνας συμμετείχαν 122 δρομείς, 60 χωρίς και 62 με επιγονατιδομηριαίο άλγος. Για την αξιολόγηση των δρομέων πραγματοποιήθηκε τρέξιμο μισής ώρα χωρίς υποδείξεις ταχύτητας, η διαδρομή του πειράματος είχε μήκος 20μ και απαιτούνταν 5 καταγραφές κάθε πλευράς. Τα δεδομένα συλλέχθηκαν από μία κάμερα λήψη υψηλής ταχύτητας. Τα αποτελέσματα, δεν καταδεικνύουν διαφορά του FSP μεταξύ των δρομέων.

Σημειώνονται 58 (96.6%) RFS, 2 (3.4%) NRFS δρομείς με επιγονατιδομηριαίο άλγος και 58 (93.5%) RFS, 4 (6.5%) χωρίς επιγονατιδομηριαίο άλγος. Λόγω των εργαστηριακών μελετών εμβιομηχανικής που εκτιμούν την ύπαρξη λιγότερης πίεσης στην επιγονατιδομηριαία άρθρωση κατά το MFS, FFS θεωρήθηκε ότι ως αντιστάθμιση ή προσαρμογή για τη διατήρηση της δραστηριότητας και τη μείωση πίεσης στην άρθρωση του γόνατος, οι δρομείς με επιγονατιδομηριαίο άλγος θα παρουσιάσουν μειωμένο RFS ποσοστό. Ωστόσο, τα αποτελέσματά έδειξαν το αντίθετο καθώς τα ποσοστά ήταν παρόμοια μεταξύ των δύο ομάδων. Σημειώνεται, πως στην ομάδα με επιγονατιδομηριαίο πόνο η μέση διάρκεια πόνου στο γόνατο ήταν 12 μήνες, εκ των οποίων στους μισούς αμφοτερόπλευρα με μέση βαθμολογία πόνου στην οπτική αναλογική κλίμακα (VAS), 5. Ωστόσο, ορισμένοι δρομείς ανέφεραν πόνο στο γόνατο πριν την έναρξη της δραστηριότητας. Επιπροσθέτως, οι δύο κλίμακες που χρησιμοποιήθηκαν, AKPS και LEFS, έδειξαν ότι οι ενοχλήσεις στο γόνατο σχετίζονται με χαμηλή ανικανότητα ή εξασθένηση στις καθημερινές δραστηριότητες. Τέλος, δημιουργήθηκε ένα μοντέλο λογιστικής παλινδρόμησης συμπεριλαμβανομένου 4 μεταβλητών (εβδομαδιαία απόσταση, συχνότητα, χρόνος επαγγελματικής επίβλεψης και ώθηση αστραγάλου). Η ανάλυση δεν βρήκε καμία στατιστική συνάφεια στις μεταβλητές που να σχετίζεται με το επιγονατιδομηριαίο άλγος. Συμπερασματικά δεν αποδεικνύεται συσχέτιση των δρομέων με ή χωρίς επιγονατιδομηριαίο άλγος ως προς το ποσοστό του FSP. Στη συντριπτική πλειοψηφία και οι δύο ομάδες περιλάμβαναν RFS δρομείς ενώ καμία από τις μεταβλητές της λογιστικής παλινδρόμησης δεν συσχετίστηκε με την πρόκληση επιγονατιδομηριαίου άλγους.

Συγγραφείς	Δείγμα	Σκοπός	Πρωτόκολλο Δοκιμών	Εργαλεία Αξιολόγησης Αποτελεσμάτων	Αποτελέσματα	Συμπεράσματα
Fukusawa, Stoddard and Lopes, 2020	n= 122 δρομείς 62 χωρίς επιγονατιδο- μηριαίο πόνου, 58 RFS και 4 FFS. 60 με επιγονατιδο- μηριαίο άλγος, 58 RFS και 2 FFS.	Διερεύνηση διαφορών στο FSP ανάμεσα σε δρομείς με ή χωρίς επιγονατιδο- μηριαίο άλγος	Προθέρμανση 10'. Έπειτα τρέξιμο σε αυτοεπίλεκτη ταχύτητα τρεξίματος και μετά τρέξιμο κανονικής ταχύτητα προπόνησης 30'. Μήκος διαδρομής πειράματος 20μ και με το δρομέα να περνά μπροστά από την κάμερα 10 φορές (5 εγγραφές/κάθ ε πλευρά).	Φόρμα με δημογραφικά στοιχεία και χαρακτηριστικά προπόνησης. Για την ομάδα με επιγονατιδομηριαίο πόνου → VAS, AKPS, LEFS. Εγγραφή 2D με κάμερα υψηλής ταχύτητας με συχνότητα λήψης 300Hz και ταχύτητα κλείστρου 300s-1. 20 video/δρομέα → μετατράπηκαν σε TIFF αρχείο → στιγμή επαφής με το έδαφος. ImageJ → ταξινόμηση FSP και τη μέτρηση γωνιών αστραγάλων. Μοντέλο αναλύσεων πολλαπλής λογιστικής παλινδρόμησης → αξιολόγηση μεταβλητών.	Η κατανομή του RFS ήταν παρόμοια μεταξύ των ομάδων, παρατηρήθηκε στο 96,6% των ατόμων με πόνου στο πρόσθιο γόνατο και στο 93,5% των ατόμων χωρίς αυτόν. Σε δευτερεύουσα ανάλυση, διεξήχθη μία λογιστική παλινδρόμηση χωρίς καμία από τις δημογραφικές πληροφορίες, τα χαρακτηριστικά προπόνησης τρεξίματος και τις μεταβλητές εμβιομηχανικής τρεξίματος που αξιολογήθηκαν δεν συσχετίστηκε με δρομείς που παρουσίαζαν πόνο στο γόνατο.	Οι δρομείς με ή χωρίς επιγονατιδομηριαίο άλγος δεν διαφέρουν στο FSP. Και οι δύο ομάδες είχαν κυρίως RFS και καμία από τις μεταβλητές που συλλέχθηκαν δεν συσχετίστηκε με σύνδρομο επιγονατιδομηριαίο ου πόνου στους δρομείς.

Πίνακας 11. Αποτελέσματα έρευνας (Fukusawa, Stoddard and Lopes, 2020)

VAS: Visual Analogue Scale

AKPS: Anterior Knee Pain Scale

LEFS: Lower Extremity Functional Scale

Η έρευνα των (Kernozek *et al.*, 2018) μελετά τη φόρτιση του αχίλλειου τένοντα και συγκρίνει την περιοχή διατομής του ανάμεσα στα διαφορετικά πρότυπα τρεξίματος. Για τη διεξαγωγή της έρευνας συμμετείχαν 35 γυναίκες δρομείς, 17 RFS και 18 NRFS. Για την αξιολόγηση των αποτελεσμάτων χρησιμοποιήθηκαν εικόνες υπερήχων αχίλλειων τενόντων για τη μέτρηση της διατομής. Τα κινηματικά και κινητικά δεδομένα συλλέχθηκαν σε ορισμένη ταχύτητα και χρησιμοποιήθηκαν σε ένα μυοσκελετικό μοντέλο για τον υπολογισμό της δύναμής του. Η καταπόνηση του αχίλλειου τένοντα προσδιορίστηκε από συγκεκριμένη περιοχή της διατομής του. Πραγματοποιήθηκε ανάλυση των κύριων συστατικών (PC) για τον εντοπισμό/χαρακτηρισμό των κύριων πηγών μεταβλητότητας στις χρονοσειρές τάσης του. Οι

βαθμολογίες και η περιοχή διατομής συγκρίθηκαν χρησιμοποιώντας ανεξάρτητα t-test. Το PC1 αντανakλούσε μεταβλητότητα στο μέγεθος τάσης του αχίλλειου τένοντα από το 25-100% της φάσης στήριξης, το PC2 αντανakλούσε τη μεταβλητότητα χρονισμού και το PC3 αντανakλούσε τη μεταβλητότητα στο μέγεθος κατά την πρώιμη στήριξη (0-25%). Τα ευρήματα της έρευνας καταδεικνύουν μεγαλύτερη πίεση του Αχίλλειου τένοντα στους NRFS κατά τη φάση στήριξης σε σύγκριση με τους RFS (κατά τη διάρκεια της μέσης/όψιμης (PC1) και της πρώιμης στήριξης (PC3)). Αυτή η αυξημένη φόρτιση σηματοδοτεί την αυξημένη καταπόνηση των τενόντων. Λαμβάνοντας υπόψη την τυπική προσαρμογή του τένοντα στη φόρτιση λόγω των μεγαλύτερων ασκούμενων δυνάμεων θεωρούνταν αναμενόμενη η αύξηση της επιφάνειας διατομής του. Ωστόσο, η έρευνα υπογραμμίζει τη μη ύπαρξη διαφοράς στην περιοχή μεταξύ των FSP. Επιπλέον, δεν σημειώνεται διαφορά στον ρυθμό ή στο μήκος βήματος μεταξύ των δρομέων. Εν κατακλείδι καταφαίνεται πως οι NRFS δρομείς, σημειώνουν μεγαλύτερη φόρτιση αχίλλειου τένοντα κατά τη φάση στήριξης καθιστώντας τους πιο επιρρεπείς στην εκδήλωση τενοντοπάθειας αχίλλειου συγκριτικά με τους RFS. Βάσει των αποτελεσμάτων της έρευνας θεωρείται πως η σταδιακή εναλλαγή προτύπου τρεξίματος θα μπορούσε να αποδειχθεί ιδιαίτερα ωφέλιμη για τους NRFS δρομείς με ιστορικό τενοντοπάθειας αχίλλειου τένοντα προκειμένου να μειωθεί η ασκούμενη πίεση.

Συγγραφείς	Δείγμα	Σκοπός	Πρωτόκολλο Δοκιμών	Εργαλεία Αξιολόγησης Αποτελεσμάτων	Αποτελέσματα	Συμπεράσματα
Kernozek et al., 2018	n=35 γυναίκες δρομείς (10 μίλια/εβδ. τελευταίους 6 μήνες) χωρίς τραυματισμούς 18 NRFS (ηλικία, 21.6±1.2; μάζα 61.4±6.9) 17 RFS (ηλικία 21.9±1.5; μάζα 59.2±6.5)	Μελέτη επίδρασης των φυσικών προτύπων τρεξίματος στη φόρτιση του Αχιλλείου τένοντα σε γυναίκες δρομείς	Υπερηχογραφική απεικόνιση ΔΕ Αχιλλείου τένοντα/κάθε συμμετέχοντα. Επίγειο τρέξιμο σε διάδρομο 20m με ταχύτητα 3,3 ± 5% m/s → έλεγχος με φωτοηλεκτρικές πύλες χρονισμού. Πραγματοποίηση 5 δοκιμών με το ΔΕ πόδι σε επαφή με το force plate.	3 εικόνες υπερήχων/κάθε συμμετέχοντα μέτρηση → διατομής Αχιλλείου τένοντα με το λογισμικό ImageJ (National Institutes of Health, Bethesda, MD, USA) → υπολογισμός M.O. Γωνιόμετρο → καθορισμός θέσης αστραγάλου. Ανιχνευτής υπερήχων πάνω σε αχιλλείο τένοντα, μεταξύ έσω-έξω σφυρού. 47 αντανakλαστικοί δείκτες → κεφάλι, κορμό, λεκάνη, άνω και κάτω άκρα → μυοσκελετικό μοντέλο της μελέτης. Force plate → δυνάμεις αντίδρασης εδάφους στα 1800 Hz (Model 4080, Bertec Corporation, Columbus, OH, USA). 15 camera motion capture system 180 Hz (Motion Analysis Corporation, Santa Rose, CA, USA).	PC 1 → μεταβλητότητα τάσης Αχιλλείου τένοντα στο 25-100% της στάσης PC 2 → μεταβλητότητα χρονισμού PC 3 → μεταβλητότητα στο μέγεθος κατά την πρόωμη στάση (0-25%). NRFS δρομείς → ↑ PC 1, PC 2 και PC 3 συγκριτικά με RFS Η μέση περιοχή διατομής του Αχιλλείου τένοντα ανάμεσα σε RFS και NRFS ήταν 0,355 ± 0,02 cm ² και 0,359 ± 0,02 cm ² αντίστοιχα Όχι διαφορές στην ταχύτητα και το μήκος βήματος μεταξύ των προτύπων	NRFS όχι μεγαλύτερη περιοχή διατομής παρά την ↑ φόρτωση Αχιλλείου τένοντα κατά τη διάρκεια της φάσης στήριξης εν συγκρίσει με RFS → το οποίο μπορεί να εγκυμονεί ↑ κίνδυνο για τενοντοπάθεια Αχιλλείου. Προτροπή εναλλαγής προτύπου τρεξίματος NRFS → RFS → ↓ ασκούμενη πίεση στον Αχιλλείο τένοντα.

Πίνακας 12. Αποτελέσματα έρευνας (Kernozek et al., 2018)

Η έρευνα των (Lyght *et al.*, 2016) έχει ως στόχο να εξετάσει την επίδραση του FSP και τη συχνότητα των βημάτων στην πίεση και στην καταπόνηση του αχιλλείου τένοντα κατά το τρέξιμο. Για την διεξαγωγή της έρευνας χρησιμοποιήθηκαν μυϊκές δυνάμεις βάσει ενός

μυοσκελετικού μοντέλου καθώς και η περιοχή διατομής του αχιλλείου τένοντα από υπερήχους. Δεκαεννέα γυναίκες δρομείς πραγματοποίησαν δοκιμές τρεξίματος κάτω από 6 συνθήκες, συμπεριλαμβανομένων RFS και FFS προτύπων σε προτιμώμενο ρυθμό σε αύξηση και μείωση 5% αυτού. Τα αποτελέσματα της μελέτης καταδεικνύουν μείωση της μέγιστης πίεσης αχιλλείου τένοντα, μείωση της καταπόνησης και του ρυθμού καταπόνησης στη διάρκεια RFS έναντι FFS. Επίσης, μεταξύ των προτύπων παρατηρούνται κινηματικές, χωρο-χρονικές και κινητικές αλλαγές. Κατά το FFS σημειώνεται μεγαλύτερη κάμψη γόνατος και πελματιαία κάμψη αστραγάλου κατά την αρχική επαφή, με μεγαλύτερη μέγιστη ροπή πελματιαίας κάμψης. Στη συνέχεια, το τρέξιμο με συχνότητα βήματος +5% της προτιμώμενης, απέδωσε σε μειωμένη πίεση και καταπόνηση αχιλλείου τένοντα και στα δύο πρότυπα. Αντιθέτως, η μείωση της συχνότητας δεν επέφερε αλλαγή στην πίεση και καταπόνηση του αχιλλείου μεταξύ των προτύπων. Ο ρυθμός καταπόνησης δεν ήταν διαφορετικός μεταξύ των συχνοτήτων βημάτων σε κάθε κατάσταση χτυπήματος του ποδιού. Οι κινηματικές του γόνατος και του αστραγάλου δεν διέφεραν μεταξύ των συχνοτήτων βημάτων στο RFS πρότυπο. Ωστόσο, με την αύξηση της συχνότητας βημάτων του FFS παρατηρείται μεγαλύτερη γωνία κάμψης του γόνατος κατά την αρχική επαφή. Σημειώνεται πως η μεγαλύτερη κάμψη γόνατος στην αρχική επαφή με αύξηση της συχνότητας βημάτων βοηθά στην απορρόφηση κραδασμών στο τρέξιμο. Επιπλέον, σημειώνεται μείωση στη μέγιστη ροπή πελματιαίας κάμψης και για τα δύο πρότυπα αντίστοιχα. Συμπερασματικά, η χρήση ενός RFS προτύπου και, σε μικρότερο βαθμό, οι αλλαγές στη συχνότητα βημάτων, ανεξάρτητα από το πρότυπο τρεξίματος, μπορούν να αποδειχθούν ωφέλιμες για τη πρόληψη και θεραπεία τραυματισμών του αχιλλείου τένοντα. Ωστόσο, η αλλαγή του προτύπου πρέπει να αντιμετωπίζεται με προσοχή καθώς μία τέτοια αλλαγή μπορεί να μεταβάλει την πίεση σε άλλες αρθρώσεις και να οδηγήσει σε διαφορετικούς τύπους τραυματισμών.

Ευγγραφέας	Δείγμα	Σκοπός	Πρωτόκολλο Δοκιμών	Εργαλεία Αξιολόγησης Αποτελεσμάτων	Αποτελέσματα	Συμπεράσματα
Lyght et al., 2016	n=19 γυναίκες δρομείς (ηλικίας 21.5±1.3 χρόνων; ύψος 166.4±5.6 cm; βάρος: 59.5±8.7kg; Απόσταση 31.9±18.8 km/wk), 14 RFS, 5 FFS	Διερεύνηση επίδρασης του FSP και της συχνότητας βημάτων στη μέγιστη πίεση ΑΤ, καταπόνηση και ρυθμό καταπόνησης.	Τρέξιμο σε διάδρομο 20μ σε 6 συνθήκες, RFS, FFS σε προτιμώμενο ρυθμό και ±5%. Εύρος ταχύτητας 3.33-3.68 m/s. Πετυχημένη δοκιμή → ορθή επιτέλεση του προτύπου χτυπήματος, διατήρηση συχνότητας βημάτων και ταχύτητας και επαφή ποδιού με πλατφόρμα δύναμης. Πραγματοποιήση 5 επιτυχημένων δοκιμών κάθε συνθήκης.	GELOGIQ Ultrasound P6 (Waukesha, WI, USA) → απεικόνιση ΑΤ με ανιχνευτή ML6-15. Λογισμικό ImageJ (wayne Rasbrand, Εθνικά Ινστιτούτα Υγείας, ΗΠΑ) → μέτρηση διατομής. 2 photoelectric timing gates → έλεγχος ταχύτητας. Σύστημα πίεσης υποδήματος (Novel GMBH, Μόναχο Γερμανία) → παρακολούθηση και επαλήθευση FSP. 3D ανάλυση κίνησης, με 47 ανακλαστικούς δείκτες για τη συλλογή δεδομένων. Τα κινηματικά δεδομένα καταγράφηκαν στα 180 Hz με 15 κάμερες Motion Analysis (Motion Analysis Corporation, Santa Rosa, CA, USA). Τα κινηματικά δεδομένα συλλέχθηκαν με πλατφόρμα δύναμης (Model 4080, Bertex Corporation, Columbus, OH, USA) στα 1080 Hz. Μοντέλο ανθρώπινου σώματος (Motek ForceLink, Amsterdam, Netherlands) → υπολογισμός μυϊκών δυνάμεων → δύναμη ΑΤ οι τάσεις και οι καπνήσεις υπολογίστηκαν για τα 10 cm του τένοντα πλησιέστερα της πτέρνας όπου συμβαίνουν οι περισσότεροι τραυματισμοί. MANOVA→υπολογισμό επιπτώσεων FSP-συχνήτητας βημάτων	RFS: ↓ μέγιστη πίεση ΑΤ. FFS: σημειώνεται ↑ κάμψη αστραγάλου κατά την αρχική επαφή, ↑ μέγιστη ροπή πελματιαίας κάμψης. Κατά το τρέξιμο με συχνότητα βήματος ±5% της προτιμώμενης → ↓ πίεση και καταπόνηση αχίλλειου τένοντα και στα δύο πρότυπα. Όχι αλλαγή στην πίεση και καταπόνηση του ΑΤ με τη ↓ συχνότητας -5%. Ο ρυθμός καταπόνησης δεν διέφερε μεταξύ των συχνοτήτων βημάτων σε κάθε κατάσταση χτυπήματος του ποδιού. Οι κινηματικές του γόνατος και του αστραγάλου δεν διέφεραν μεταξύ των συχνοτήτων βημάτων στο μοτίβο RFS. Ωστόσο, με την ↑ της συχνότητας βημάτων του FFS → σε ↑ γωνία κάμψης του γόνατος κατά την αρχική επαφή. Επιπλέον, οδήγησε σε μείωση 2,5% και 4% στη μέγιστη ροπή πελματιαίας κάμψης και για τα μοτίβα FFS και RFS, αντίστοιχα.	RFS: ωφέλιμο για πρόληψη και θεραπεία τραυματισμών του ΑΤ. Επιπλέον, η αύξηση συχνότητας βημάτων οδήγησαν σε χαμηλότερη πίεση και καταπόνηση ΑΤ. Ωστόσο, η αλλαγή προτύπου πρέπει να γίνεται για να αποφευχθούν άλλοι τραυματισμοί.

Πίνακας 13. Αποτελέσματα έρευνας (Lyght et al., 2016)

Η μελέτη των (Yong *et al.*, 2018) έχει ως σκοπό να μελετηθούν πως οι προσαρμογές στην αλλαγή του FSP ή στην αύξηση του ρυθμού επηρεάζουν τον κίνδυνο πρόκλησης κατάγματος κόπωσης της κνήμης. Η κινηματική του τρεξίματος, οι δυνάμεις αντίδρασης εδάφους και οι επιταχύνσεις της κνήμης καταγράφηκαν από δεκαεπτά υγιείς RFS δρομείς, 11 γυναίκες και 6 άνδρες μετά από δύο συνθήκες επανεκπαίδευσης: (1) μετατροπή σε FFS πρότυπο χωρίς εστίαση στον ρυθμό και (2) αύξηση του ρυθμού χωρίς αλλαγή του προτύπου. Τα αποτελέσματα επιβεβαιώνουν πως οι δρομείς κατά το FFS σημειώνουν αυξημένο ρυθμό διασκελισμού συγκριτικά με το RFS. Επιπλέον, ο μέσος όρος και ο μέγιστος ρυθμός φόρτισης μειώθηκαν κατά το FFS ενώ με την αύξηση του ρυθμού δεν παρατηρείται σημαντική μείωση. Η μέγιστη γωνία προσαγωγής του ισχίου στη διάρκεια του FFS δεν ήταν

διαφορετική, αλλά παρατηρήθηκε σημαντική μείωση στη μέγιστη γωνία προσαγωγής ισχίου κατά τη διάρκεια των δοκιμών αυξημένου ρυθμού στους RFS δρομείς. Δεν σημειώνονται διαφορές στις μέγιστες επιταχύνσεις της κνήμης ή στις μέγιστες ροπές μεταξύ των προτύπων τρεξίματος. Ωστόσο, καταδεικνύεται πως η κινηματική των δρομέων διέφερε κατά την αρχική επαφή μεταξύ των τριών μεταβλητών. Κατά το FFS σημειώνεται μεγαλύτερη κάμψη γόνατος και πελματιαία κάμψη αστραγάλου συγκριτικά με το RFS, αλλά δεν υπήρχαν σημαντικές διαφορές στη γωνία κάμψης του ισχίου. Κατά τη διάρκεια δοκιμών αυξημένου ρυθμού, σημειώνεται μεγαλύτερη πελματιαία κάμψη αστραγάλου στην αρχική επαφή χωρίς σημαντικές διαφορές στην κάμψη του γόνατος ή του ισχίου συγκριτικά με το RFS. Συμπερασματικά, καταφαίνεται ότι η μετατροπή σε FFS μείωσε δύο παράγοντες κινδύνου για τα κατάγματα κόπωσης της κνήμης: το μέσο και το μέγιστο ρυθμό φόρτισης. Η αύξηση του ρυθμού μείωσε έναν παράγοντα κινδύνου: τη μέγιστη γωνία προσαγωγής του ισχίου. Η προσαρμογή στο FFS μειώνει διαφορετικές παραμέτρους κινδύνου τραυματισμού από την προσαρμογή σε αυξημένο ρυθμό υποδηλώνοντας ότι και οι δύο τροποποιήσεις μπορεί να μειώσουν τον κίνδυνο καταγμάτων κόπωσης της κνήμης.

Πίνακας 14. Αποτελέσματα έρευνας (Yong et al., 2018)

ΣΥΖΗΤΗΣΗ

Τα αποτελέσματα των ερευνών καταδεικνύουν σημαντικά ευρήματα μεταξύ των δρομέων με διαφορετικό πρότυπο τρεξίματος. Τα αποτελέσματα αναλύθηκαν βάσει των εμβιομηχανικών χαρακτηριστικών και των προκαλούμενων τραυματισμών. Πιο αναλυτικά:

Η χωρο-χρονική σύγκριση έδειξε σημαντικά μικρότερο χρόνο επαφής για το FFS πρότυπο έναντι του RFS (Kulmala *et al.*, 2013). Ωστόσο, κατά τη σύγκριση MFS και RFS σημειώνεται αυξημένος χρόνος επαφής στη διάρκεια της φάσης στήριξης και μικρότερη χρονική διάρκεια διπλής αιώρησης για τους MFS δρομείς έναντι των RFS (Breine *et al.*, 2017). Δεν καταδεικνύεται διαφορά στο ρυθμό, στο μήκος (Breine *et al.*, 2017) και στο πλάτος των βημάτων μεταξύ των FSP (Kulmala *et al.*, 2013; Valenzuela *et al.*, 2015). Οι FFS δρομείς επέδειξαν μικρότερη απόσταση COM-απόσταση πτέρνας (Kulmala *et al.*, 2013). Ωστόσο, οι Yong *et al.*, (2018) αναφέρουν αυξημένο ρυθμό διασκελισμού για τους FFS.

Κατά τη μελέτη των GRF καταδεικνύεται υψηλότερη μέγιστη κάθετη αντίδρασης εδάφους στους RFS και χαμηλότερο μέγιστο ρυθμό κατακόρυφης φόρτισης για τους NRFS (Kulmala *et al.*, 2013; Valenzuela *et al.*, 2015; Breine *et al.*, 2017; Gruber *et al.*, 2017; Futrell *et al.*, 2018; Yong *et al.*, 2018). Ωστόσο, τεκμηριώνεται πως δρομείς με επιβεβλημένο FFS σημειώνουν υψηλότερο GRF (Kuhman, Melcher and Paquette, 2015; Valenzuela *et al.*, 2015). Επιπρόσθετα, σημειώνεται πως οι τραυματισμένοι RFS σημειώνουν υψηλότερους ρυθμούς φόρτισης έναντι των υγιών (Futrell *et al.*, 2018).

Οι κύριες κινηματικές διαφορές παρατηρούνται στη γωνία του αστραγάλου και του ποδιού κατά την αρχική επαφή. Κατά την έναρξη του διασκελισμού, οι RFS δρομείς σημειώνουν αυξημένη γωνία κλίσης του ποδιού και αυξημένη ραχιαία κάμψη της άρθρωσης του αστραγάλου επιφέροντας πρόσθια ολίσθηση της κνήμης και στιγμές μέγιστης ραχιαίας κάμψης ενώ οι MFS και FFS δρομείς προσγειώνονται με το πόδι σε πελματιαία κάμψη και πιο οριζόντια κατεύθυνση (Kulmala *et al.*, 2013; Kuhman, Melcher and Paquette, 2015; Valenzuela *et al.*, 2015; Breine *et al.*, 2017) που επιτυγχάνεται μέσω της αυξημένης ενεργοποίησης του γαστροκνήμιου και του πελματικού μυός, με ταυτόχρονη αυξημένη έκκεντρη δύναμη της πελματιαίας κάμψης (Yong, Silder and Delp, 2014; Kuhman, Melcher and Paquette, 2015). Αυτά τα ευρήματα ήταν αναμενόμενα δεδομένου ότι καθορίζουν τις θέσεις πρόσκρουσης των κάτω άκρων. Επιπλέον, σημειώνεται μικρότερη έσω απόκλιση αστραγάλου κατά την αρχική επαφή και μικρότερο συνολικό εύρος έξω απόκλισης στους RFS έναντι των MFS δρομέων. Ωστόσο, δεν σημειώνεται διαφορά στο μέγιστο εύρος έσω απόκλισης αστραγάλου (Breine *et al.*, 2017). Τέλος, στους RFS παρατηρείται αυξημένη δυσκαμψία στο πόδι συγκριτικά με τους MFS (Breine *et al.*, 2017).

Οι GRF κατά το RFS δημιουργούν αξονική και διατμητική συμπίεση της κνήμης στην άρθρωση του αστραγάλου κατά το τρέξιμο. Η δυσκαμψία των αρθρώσεων, επίσης, φαίνεται πως διαδραματίζει σημαντικό παράγοντα πρόκλησης τραυματισμών. Καταδεικνύοντας, ότι η άρθρωση του αστραγάλου είναι πιο άκαμπτη από το γόνατο με αποτέλεσμα η αύξηση της ταχύτητας να επιφέρει αύξηση της δυσκαμψίας στο γόνατο (Daoud *et al.*, 2012). Κατά το FFS, MFS σημειώνεται αύξηση του εύρους τροχιάς στην άρθρωση του αστραγάλου και αυξημένη πίεση στον αχίλλειο τένοντα με αποτέλεσμα την αυξημένη αστάθεια αποτελώντας βασικό παράγοντα πρόκλησης τραυματισμών. Παρόλο που ο αχίλλειος τένοντας είναι υπεύθυνος για τον έκκεντρο έλεγχο, ωστόσο, η υπερβολική πίεση μπορεί να οδηγήσει σε τραυματισμούς υπέρχεισης (Kulmala *et al.*, 2013). Αυτό το πρότυπο τρεξίματος σχετίζεται με αυξημένη φόρτιση στην άρθρωση του αστραγάλου. Κατά τη μέση φάση στήριξης

σημειώνεται μεγαλύτερη ροπή αστραγάλου έναντι των rearfoot δρομέων. Επιπλέον, κατά τη πρόσκρουση στο μπροστινό μέρος του ποδιού σημειώνεται αύξηση της δύναμης επαφής κατά 11-12% στην άρθρωση του αστραγάλου που ισούται με μιάμιση φορά του σωματικού βάρους του δρομέα (Kuhman, Melcher and Paquette, 2015).

Η άρθρωση του γόνατος κατά το RFS παρουσιάζει αυξημένο εύρος κίνησης (ROM), μεγαλύτερη γωνία κάμψης (Kulmala *et al.*, 2013; Valenzuela *et al.*, 2015), μέγιστη ροπή έκτασης και αυξημένη επιβάρυνση της άρθρωσης (Kuhman, Melcher and Paquette, 2015). Επιπλέον, παρατηρείται αύξηση της ραβδότητας του γόνατος, της έσω στροφής (Daoud *et al.*, 2012) και αυξημένη έκκεντρη ισχύ έκτασης στο γόνατο συγκριτικά με το forefoot πρότυπο τρεξίματος. (Kuhman, Melcher and Paquette, 2015). Μελετώντας την άρθρωση του γόνατος στους FFS σημειώνεται αυξημένη κάμψη κατά την αρχική επαφή (Yong, Silder and Delp, 2014) Συνολικά, κατά το FFS σημειώνεται χαμηλότερη επιγονατιδομηριαία πίεση και χαμηλότερη μέγιστη ροπή έκτασης του γόνατος, συγκριτικά με τους RFS δρομείς. Επιπλέον, στο μετωπιαίο επίπεδο, η μέγιστη ροπή απαγωγής ήταν κατά 24% χαμηλότερη στη FFS ομάδα συγκριτικά με τη RFS (Kulmala *et al.*, 2013).

Ένα rearfoot πρότυπο έχει συσχετιστεί με αυξημένα ποσοστά τραυματισμών στο γόνατο και το ισχίο. Το ισχίο παρουσιάζει αυξημένο ROM με ιδιαίτερη αύξηση έξω στροφής (Daoud *et al.*, 2012), αυξημένη ροπή και ROM κάμψης ισχίου κατά την αρχική επαφή (Kulmala *et al.*, 2013; Kuhman, Melcher and Paquette, 2015; Valenzuela *et al.*, 2015) και υψηλότερη μέγιστη προσαγωγή και απαγωγή συγκριτικά με το FFS. Αντίθετα, η άρθρωση του ισχίου δεν δείχνει σημαντικά ευρήματα κατά το forefoot πρότυπο βάσει μελετών. Οι ροπές και η δύναμη της άρθρωσης του ισχίου παρατηρούνται ως μη σημαντικές (Kulmala *et al.*, 2013).

Στη συνέχεια, από την ενδελεχή μελέτη των ερευνών που αφορούν τους τραυματισμούς καταδεικνύεται πως περισσότεροι από το 70% σχετίζονται με τραυματισμούς υπέρχρησης. Το πρότυπο τρεξίματος, το φύλο, η διανυόμενη απόσταση και τα εβδομαδιαία χιλιόμετρα φαίνεται πως σχετίζονται σημαντικά με το ποσοστό πρόκλησης τραυματισμών, με τη πλειοψηφία τους να σημειώνονται κυρίως στο γόνατο ή κάτω από αυτό. Αυτό οφείλεται στο γεγονός ότι κατά το τρέξιμο, η ώθηση δημιουργείται κυρίως από το πόδι, δημιουργώντας αυξημένο εμβιομηχανικό φορτίο στις δομές. Οι πιο συχνοί τραυματισμοί αποτελούν μυϊκές καταπονήσεις (21,5%), περιοστίτιδα κνήμης (13,8%), πόνος στο γόνατο (7,7%), σύνδρομο λαγοκνημιαίας ταινίας (7,2%) και τενοντοπάθεια αχιλλείου (6,6%) (Daoud *et al.*, 2012).

Από την περαιτέρω διερεύνηση των ασκούμενων δυνάμενων πρόσκρουσης μελετήθηκαν τα χαρακτηριστικά πελματιαίας φόρτισης. Ιδιαίτερα για τους RFS δρομείς, εκδηλώνονται αυξημένα φορτία στη πτέρνα και στο μέσο τμήμα του ποδιού. Αντίθετα, στους FFS εκδηλώνονται αυξημένα πελματικά φορτία στην περιοχή των μεταταρσίων (Wei *et al.*, 2019). Παρατηρείται αυξημένη δύναμη στο σημείο της πτέρνας και το μέσου τμήματος του ποδιού, κατά 87.6% και 27.3% αντίστοιχα, συγκριτικά με το πρόσθιο τμήμα του ποδιού στους RFS (Daoud *et al.*, 2012). Η μεγαλύτερη δύναμη των RFS προκαλείται από την υψηλότερη δύναμη αντίδρασης εδάφους και την παροδική πρόσκρουση, μία επιπλέον κορυφή πρόσκρουσης στην γραφική παράσταση του VGRF έναντι του χρόνου. Ενώ η δεύτερη κορυφή της κύριας αντίδρασης εδάφους που παρουσιάζεται στο στάδιο της προσγείωσης είναι εμφανής και στα δύο FSP (Daoud *et al.*, 2012; Knorz *et al.*, 2017). Η παροδική πρόσκρουση, θεωρείται πως παράγει ένα κρουστικό κύμα από τη πτέρνα έως το γόνατο, δημιουργώντας μεγαλύτερες καταπονήσεις και πιέσεις στην άρθρωση του γόνατος, με αποτέλεσμα την αυξημένη πρόκληση συνδρόμου επιγονατιδομηριαίου πόνου, περιοστίτιδα κνήμης και σε χαμηλότερα ποσοστά κατάγματα κόπωσης πτέρνας (Daoud *et al.*, 2012; Knorz

et al., 2017; Wei *et al.*, 2019). Ωστόσο, από τα αποτελέσματα της μελέτης των Fukusawa, Stoddard and Lopes, (2020) που διερεύνησαν τη συσχέτιση του επιγονατιδομηριαίου πόνου και των FSP δεν βρέθηκε καμία στατική συνάφεια στις μεταβλητές. Ένας παράγοντας που πιθανόν οδήγησε σε αυτό το συμπέρασμα έγκειται στο γεγονός ότι αξιολογήθηκε μόνο η άρθρωση του αστραγάλου, χωρίς παρατήρηση της επίδρασης του γόνατος, του ισχίου και του κορμού στο δεδομένο δείγμα. Οι προβλεπόμενοι τραυματισμοί των RFS δρομέων αποτελούν: πόνος στο ισχίο και γόνατο, οσφυαλγία, περιοστίτιδα κνήμης, πελματιαία απονευρωσίτιδα και κατάγματα κόπωσης των οστών των κάτω άκρων εξαιρουμένων των μεταταρσίων, καταδεικνύουν διπλάσια έως τετραπλάσια πιθανότητα πρόκλησης τραυματισμών στους RFS έναντι των FFS (Daoud *et al.*, 2012; Futrell *et al.*, 2018).

Τα υψηλότερα φορτία των NRFS δρομέων στο μπροστινό μέρος του ποδιού φαίνεται να συνδέονται με κατάγματα των μεταταρσίων από πίεση, ειδικά στο δεύτερο και τρίτο μετατάρσιο (Daoud *et al.*, 2012; Vannatta and Kernozek, 2015; Wei *et al.*, 2019). Επιπλέον σημειώνεται αντισταθμιστική βλάβη στον αχίλλειο τένοντα, τον γαστροκνήμιο και τον υποκνημίδιο (Wei *et al.*, 2019). Επιπλέον ευρήματα καταδεικνύουν μεγαλύτερη πίεση του αχίλλειου τένοντα στους NRFS κατά τη φάση στήριξης, χωρίς την τυπική προσαρμογή του τένοντα στη φόρτιση, δηλαδή αύξησης της διατομής του λόγω των μεγαλύτερων ασκούμενων δυνάμεων, με αποτέλεσμα να καθίστανται πιο επιρρεπείς στην εκδήλωση τενοντοπάθειας αχίλλειου. Βάσει των αποτελεσμάτων θεωρείται πως η σταδιακή εναλλαγή προτύπου τρεξίματος θα μπορούσε να αποδειχθεί ιδιαίτερα ωφέλιμη για τους NRFS δρομείς προκειμένου να μειωθεί η ασκούμενη πίεση (Kernozek *et al.*, 2018). Οι προβλεπόμενοι τραυματισμοί των FFS αποτελούν: τενοντοπάθεια αχίλλειου, πόνος στο πόδι και κατάγματα κόπωσης μεταταρσίων (Daoud *et al.*, 2012).

Τα συνολικά ευρήματα των μελετών δεν υποδεικνύουν ότι το FFS πρότυπο είναι προτιμότερο του RFS καθώς και στα δύο πρότυπα δημιουργούνται υψηλές πιέσεις σε συγκεκριμένους ιστούς. Κατά το τρέξιμο δημιουργούνται μεγάλες δυνάμεις πρόσκρουσης στο σώμα που πρέπει να προσαρμοστούν ώστε να αποφευχθεί η πρόκληση τραυματισμού. Ωστόσο υπάρχουν δεδομένες περιπτώσεις δρομέων που φαίνεται πως η μετατροπή του προτύπου τρεξίματος μπορεί να αποδειχθεί ιδιαίτερος ωφέλιμος. Ωστόσο, κατά την αλλαγή του τρόπου τρεξίματος, πρέπει να τηρείται μια μεταβατική περίοδος για την αποφυγή τραυματισμού άλλων ιστών. Συνεπώς, η εφαρμογή FFS έχει ως αποτέλεσμα τη μείωση πίεσης της επιγονατιδομηριαίας άρθρωσης αποτελώντας θεραπεία των δρομέων με επιγονατιδομηριαίο πόνο και μείωση κίνδυνου καταγμάτων κόπωσης της κνήμης. Επιπλέον, η εφαρμογή RFS μπορούν να αποδειχθεί ωφέλιμη για την μείωση πίεσης στην περιοχή των μεταταρσίων και τη πρόληψη θεραπείας τραυματισμών του αχίλλειου τένοντα (Vannatta and Kernozek, 2015; Lyght *et al.*, 2016).

Περιορισμοί

Οι περιορισμοί των μελετών αρχικά εντοπίστηκαν στην έλλειψη υπολογισμού ισχύος στον καθορισμό του απαιτούμενου μεγέθους δείγματος για μια κλινική μελέτη. Σημειώνεται ανεπαρκής αναφορά ή έλεγχος δυνητικών παραγόντων πρόκλησης τραυματισμών (χρόνια εμπειρία στο τρέξιμο, άλλη προπόνηση και σωματική πίεση που μπορεί να συνδέεται με άλλες δραστηριότητες). Δεδομένου ότι οι τραυματισμοί είναι πολυπαραγοντικής φύσης και αυτοί οι αιτιολογικοί παράγοντες μπορεί να είναι αλληλεξαρτώμενοι (Benca *et al.*, 2020), θα πρέπει να γίνει διερεύνηση όλων των πιθανών παραγόντων, ειδικά σε ομάδες όπως οι δρομείς που μπορεί να έχουν κι άλλους αλληλεξαρτώμενους παράγοντες πρόκλησης RRI (π.χ. συχνότητα προπόνησης, μεταφορά πρόσθετου βάρους). Ένας επιπλέον περιορισμός αποτελεί

η ποικιλομορφία των μεθοδολογιών και των εργαλείων μέτρησης των αποτελεσμάτων, εμποδίζοντας τη διασταυρούμενη σύγκριση των μελετών και τη σύνθεση ευρημάτων. Ως εκ τούτου, είναι δικαιολογημένη η ανάγκη μίας πιο μεγάλης κλίμακας ανάλυση του FSP και της σχέσης του με τους RRI.

Προτάσεις μελλοντικών ερευνών

Ένα σημείο που πρέπει να δοθεί ιδιαίτερη προσοχή αποτελούν οι τραυματισμοί. Δεδομένου των ενδείξεων ότι η φόρτιση συγκεκριμένων ιστών και δομών ποικίλλει βάσει του FSP (δηλαδή, RFS: μεγαλύτερο φορτίο κνημομηριαίας και δύναμη συμπίεσης επιγονατιδομηριαίου FFS: μεγαλύτερο φορτίο στους πελματιαίους μύες και στον αχίλλειο τένοντα), πιθανόν να μην είναι βέλτιστη η συνολική διερεύνηση των τραυματισμών, αλλά οι έρευνες θα πρέπει να στοχεύουν στη παθολογία και στην ανατομική περιοχή. Η σύγκριση των προτύπων τρεξίματος με κριτήριο μια γενική διπλή έκβαση, δηλαδή τραυματισμένων ή μη δρομέων, δεν λαμβάνει υπόψη τις επιπτώσεις και τη σοβαρότητα των παθολογιών. Ενώ, η ανάλυση συγκεκριμένων σημείων τραυματισμού (π.χ. γόνατο, ποδοκνημική, κνήμη) βοηθά στην κατανόηση του σημείου υπερφόρτωσης του σώματος. Η ακριβής εξέταση της παθολογίας μπορεί να είναι αποτελεσματικότερη στον προσδιορισμό της κλινικής σημασίας μεταξύ προτύπων τρεξίματος και προκαλούμενων τραυματισμών. Υπογραμμίζοντας την αναγκαιότητα περισσότερης και ενδελεχούς έρευνας ώστε να διερευνηθεί η σχέση μεταξύ προτύπων τρεξίματος και προκαλούμενων τραυματισμών.

ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Η πλήρης κατανόηση των προτύπων τρεξίματος αποτελεί απαραίτητη προϋπόθεση για την πρόληψη και τη σωστή αντιμετώπιση των τραυματισμών που σχετίζονται με το τρέξιμο. Προκειμένου να διερευνηθεί η σχέση μεταξύ προτύπων τρεξίματος και τραυματισμών συλλέχθηκαν σχετικές έρευνες, οι οποίες έδειξαν ότι το RFS πρότυπο οδηγεί σε σημαντικά αυξημένη δύναμη αντίδρασης εδάφους και διαφορετικά εμβιομηχανικά φορτία, όπως αυξημένη φόρτιση στο γόνατο και στη πτέρνα. Ωστόσο, κατά το FFS δημιουργείται χαμηλότερο ρυθμό κατακόρυφης φόρτισης και εμβιομηχανικά φορτία στην περιοχή του αστραγάλου, των μεταταρσίων και του αχίλλειου τένοντα. Ωστόσο, πέραν αυτών των διαφορών, δεν υπάρχουν επιστημονικά τεκμήρια που να καταδεικνύουν ότι τα πρότυπα τρεξίματος σχετίζονται άμεσα με την πρόκληση τραυματισμών, καθώς οι τραυματισμοί οφείλονται σε πολυπαραγοντικές μεταβλητές. Λαμβάνοντας υπόψη την έλλειψη στοιχείων η αλλαγή του προτύπου τρεξίματος δεν συνιστάται καθολικά αλλά μόνο σε συγκεκριμένες περιπτώσεις τραυματισμένων δρομέων.

Ως εκ τούτου, απαιτούνται περισσότερες μελέτες που να αξιολογούν μεγαλύτερη κλίμακα παραγόντων για την διεξαγωγή αποτελεσμάτων με επαρκή ισχύς. Οι μελέτες που εξετάζουν τη σχέση μεταξύ προτύπων τρεξίματος και προκαλούμενων τραυματισμών θα πρέπει να λαμβάνουν υπόψη κι άλλους γνωστούς παράγοντες που σχετίζονται με την πρόκληση τραυματισμών (π.χ. προπονητικό φόρτο, έτη εμπειρίας, προηγούμενο ιστορικό τραυματισμών) και να πραγματοποιούν στατιστική ανάλυση των δεδομένων καθώς και συνδυασμό αυτών. Επιπροσθέτως, απαιτείται η τυποποίηση του προτύπου τρεξίματος και θα πρέπει να αναφέρονται τόσο οι κατηγορηματικές όσο και οι συνεχείς μετρήσεις των μεταβλητών, όπου είναι δυνατόν. Τέλος, θεωρείται απαραίτητη η διεξαγωγή πρόσθετης στατιστικής ανάλυσης που να διερευνά την επίδραση των προτύπων τρεξίματος σε συγκεκριμένες παθολογίες τραυματισμών (π.χ. σύνδρομο επιγονατιδομηριαίου πόνου, κατάγματα κόπωσης κνήμης, τενοντοπάθεια αχίλλειου) αντί να διερευνώνται οι τραυματισμοί συλλογικά.

ΑΡΘΡΟΓΡΑΦΙΑ

1. Almeida, M. O., Davis, I. S. and Lopes, A. D. (2015) 'BIOMECHANICAL DIFFERENCES OF FOOT STRIKE PATTERNS DURING RUNNING: A SYSTEMATIC REVIEW WITH META-ANALYSIS', *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 45(10), pp. 738–755.
2. Almonroeder, T., Willson, J. D. and Kernozek, T. W. (2013) 'The Effect of Foot Strike Pattern on Achilles Tendon Load During Running', *Annals of Biomedical Engineering*, 41(8), pp. 1758–1766. doi: 10.1007/s10439-013-0819-1.
3. Altman, A. R. and Davis, I. S. (2012) 'A Kinematic Method for Footstrike Pattern Detection in Barefoot and Shod Runners', *Gait Posture*, 35(2), pp. 298–300. doi: 10.1016/j.gaitpost.2011.09.104.A.
4. Anderson, L. M. *et al.* (2019) 'What are the Benefits and Risks Associated with Changing Foot Strike Pattern During Running? A Systematic Review and Meta-analysis of Injury, Running Economy, and Biomechanics', *Sports Medicine*, 50(5), pp. 885–917. doi: 10.1007/s40279-019-01238-y.
5. Barton, C. J. *et al.* (2016) 'Running retraining to treat lower limb injuries: a mixed-methods study of current evidence synthesised with expert opinion', *Br J Sports Med*, 50(9), pp. 513–526. doi: 10.1136/bjsports-2015-095278.
6. Benca, E. *et al.* (2020) 'Analysis of Running-Related Injuries: The Vienna Study', *Journal of Clinical Medicine*, 9(2), p. 438. doi: 10.3390/jcm9020438.
7. Breine, B. *et al.* (2017) 'Initial foot contact and related kinematics affect impact loading rate in running', *Journal of Sports Sciences*, 35(15), pp. 1556–1564. doi: 10.1080/02640414.2016.1225970.
8. Buist, I. *et al.* (2010) 'Predictors of Running-Related Injuries in Novice Runners Enrolled in a Systematic Training Program: A Prospective Cohort Study', *The American Journal of Sports Medicine*, 38(2), pp. 273–280. doi: 10.1177/0363546509347985.
9. Ceyskens, L. *et al.* (2019) 'Biomechanical Risk Factors Associated with Running-Related Injuries: A Systematic Review', *Sports Medicine*, 49(7), pp. 1095–1115. doi: 10.1007/s40279-019-01110-z.
10. Cheung, R. T. H. and Davis, I. S. (2011) 'Landing pattern modification to improve patellofemoral pain in runners: A case series', *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 41(12), pp. 914–919. doi: 10.2519/jospt.2011.3771.
11. Cheung, R. T. and Ngai, S. P. (2016) 'Effects of footwear on running economy in distance runners: A meta-analytical review', *Journal of Science and Medicine in Sport*, 19(3), pp. 260–266. doi: 10.1016/j.jsams.2015.03.002.
12. Daoud, A. I. *et al.* (2012) 'Foot strike and injury rates in endurance runners: A retrospective study', *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 44(7), pp. 1325–1334. doi: 10.1249/MSS.0b013e3182465115.
13. Dicharry, J. (2010) 'Kinematics and kinetics of gait: From lab to clinic', *Clin Sports Med*, 29(3), pp. 347–364. doi: 10.1016/j.csm.2010.03.013.
14. Fukusawa, L., Stoddard, R. and Lopes, A. D. (2020) 'There is no difference in footstrike pattern distribution in recreational runners with or without anterior knee pain', *Gait and Posture*, 79(di), pp. 16–20. doi: 10.1016/j.gaitpost.2020.03.020.

15. Futrell, E. E. *et al.* (2018) 'Relationships between Habitual Cadence, Footstrike, and Vertical Load Rates in Runners', *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 50(9), pp. 1837–1841. doi: 10.1249/MSS.0000000000001629.
16. Goss, D. L. *et al.* (2015) 'Lower extremity biomechanics and self-reported foot-strike patterns among runners in traditional and minimalist shoes', *Journal of Athletic Training*, 50(6), pp. 603–611. doi: 10.4085/1062-6050.49.6.06.
17. Gruber, A. H. *et al.* (2017) 'A comparison of the ground reaction force frequency content during rearfoot and non-rearfoot running patterns', *Gait and Posture*, 56, pp. 54–59. doi: 10.1016/j.gaitpost.2017.04.037.
18. Hamill, J. and Gruber, A. H. (2017) 'Is changing footstrike pattern beneficial to runners?', *Journal of Sport and Health Science*, 6(2), pp. 146–153. doi: 10.1016/j.jshs.2017.02.004.
19. Hoenig, T., Rolvien, T. and Hollander, K. (2020) 'Footstrike Patterns in Runners: Concepts, Classifications, Techniques, and Implications for Running-Related Injuries', *Dtsch Z Sportmed*, 71(3), pp. 55–61. doi: 10.5960/dzsm.2020.424.
20. Hoogkamer, W. *et al.* (2018) 'A Comparison of the Energetic Cost of Running in Marathon Racing Shoes', *Sports Medicine*, 48(4), pp. 1009–1019. doi: 10.1007/s40279-017-0811-2.
21. Kakouris, N., Yener, N. and Fong, D. T. P. (2021) 'A systematic review of running-related musculoskeletal injuries in runners', *Journal of Sport and Health Science*, 00, pp. 1–10. doi: 10.1016/j.jshs.2021.04.001.
22. Kernozek, T. W. *et al.* (2018) 'The Effects of Habitual Foot Strike Patterns on Achilles Tendon Loading in Female Runners', *Gait and Posture*, 66, pp. 283–287. doi: 10.1016/j.gaitpost.2018.09.016.
23. Knorz, S. *et al.* (2017) 'Three-Dimensional Biomechanical Analysis of Rearfoot and Forefoot Running', *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 5(7), pp. 1–10. doi: 10.1177/2325967117719065.
24. Kuhman, D., Melcher, D. and Paquette, M. R. (2015) 'Ankle and knee kinetics between strike patterns at common training speeds in competitive male runners', *European Journal of Sport Science*, 16(4), pp. 433–440. doi: 10.1080/17461391.2015.1086818.
25. Kulmala, J. P. *et al.* (2013) 'Forefoot Strikers Exhibit Lower Running-Induced Knee Loading than Rearfoot Strikers', *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 45(12), pp. 2306–2313. doi: 10.1249/MSS.0b013e31829efcf7.
26. Lieberman, D. E. *et al.* (2010) 'Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners', *Nature*, 463(7280), pp. 531–535. doi: 10.1038/nature08723.
27. Lyght, M. *et al.* (2016) 'Effects of Foot Strike and Step Frequency on Achilles Tendon Stress During Running', *Journal of Applied Biomechanics*, 32(4), pp. 365–372. doi: 10.1123/jab.2015-0183.
28. Murray, L., Beaven, C. and Hébert-Losier, K. (2018) 'Reliability of Overground Running Measures from 2D Video Analyses in a Field Environment', *Sports*, 7(1), p. 8. doi: 10.3390/sports7010008.
29. Nicola, T. L. and Jewison, D. J. (2012) 'The Anatomy and Biomechanics of Running',

- Clinics in Sports Medicine*, 31(2), pp. 187–201. doi: 10.1016/j.csm.2011.10.001.
30. Noehren, B. *et al.* (2012) 'Proximal and distal kinematics in female runners with patellofemoral pain', *Clinical Biomechanics*, 27(4), pp. 366–371. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2011.10.005.
 31. Noehren, B. *et al.* (2014) 'Assessment of Strength, Flexibility, and Running Mechanics in Men With Iliotibial Band Syndrome', *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 44(3), pp. 217–222. doi: 10.2519/jospt.2014.4991.
 32. Onywera, V. O. *et al.* (2006) 'Demographic characteristics of elite Kenyan endurance runners', *Journal of Sports Sciences*, 24(4), pp. 415–422. doi: 10.1080/02640410500189033.
 33. Patoz, A. *et al.* (2019) 'Recognition of Foot Strike Pattern in Asian', *Sports*, 147(7), pp. 1–8.
 34. Rooney, B. D. and Derrick, T. R. (2013) 'Joint contact loading in forefoot and rearfoot strike patterns during running', *Journal of Biomechanics*, 46(13), pp. 2201–2206. doi: 10.1016/j.jbiomech.2013.06.022.
 35. Souza, R. B. (2016) 'An Evidence-Based Videotaped Running Biomechanics Analysis', *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, 27(1), pp. 217–236. doi: 10.1016/j.pmr.2015.08.006.
 36. Stearne, S. M. *et al.* (2014) 'Joint Kinetics in Rearfoot versus Forefoot Running: Implications of Switching Technique', *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 46(8), pp. 1578–1587. doi: 10.1249/MSS.0000000000000254.
 37. Valenzuela, K. A. *et al.* (2015) 'Effect of Acute Alterations in Foot Strike Patterns during Running on Sagittal Plane Lower Limb Kinematics and Kinetics', *Journal of Sports Science and Medicine*, 14(1), pp. 225–232.
 38. Vannatta, C. N. and Kernozek, T. W. (2015) 'Patellofemoral joint stress during running with alterations in foot strike pattern', *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 47(5), pp. 1001–1008. doi: 10.1249/MSS.0000000000000503.
 39. Wang, I. L. *et al.* (2020) 'Biomechanical analysis of running foot strike in shoes of different mass', *Journal of Sports Science and Medicine*, 19(1), pp. 130–137.
 40. Wei, Z. *et al.* (2019) 'Comparison of plantar loads among runners with different strike patterns', *Journal of Sports Sciences*, 37(18), pp. 2152–2158. doi: 10.1080/02640414.2019.1623990.
 41. Yong, J. R. *et al.* (2018) 'Acute changes in foot strike pattern and cadence affect running parameters associated with tibial stress fractures', *Journal of Biomechanics*, 76, pp. 1–7. doi: 10.1016/j.jbiomech.2018.05.017.
 42. Yong, J. R., Silder, A. and Delp, S. L. (2014) 'Differences in muscle activity between natural forefoot and rearfoot strikers during running', *Journal of Biomechanics*, 47(15), pp. 3593–3597. doi: 10.1016/j.jbiomech.2014.10.015.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

1. Newmann, D. A., 2018. ΚΙΝΗΣΙΟΛΟΓΙΑ ΤΟΥ ΜΥΟΣΚΕΛΕΤΙΚΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ. Θεμέλια της Αποκατάστασης. Εκδόσεις Συμμετρία