



Τεχνικές Μέτρησης της Κατανομής της Πελματιαίας Πίεσης κατά τη Διάρκεια της Βάδισης

Χρήστος Χριστοφορίδης, Νίκος Αγγελούσης, & Αντώνης Καμπάς
ΤΕΦΑΑ, Δημοκρίτειο Πανεπιστήμιο Θράκης

Περίληψη

Η κατανομή της πίεσης που ασκείται στα πέλματα των ποδιών αποτελεί ένα χρήσιμο κλινικό εργαλείο για τη διάγνωση ορθοπεδικών, νευρολογικών και μυοσκελετικών ανωμαλιών. Στην εργασία αυτή καταγράφονται τα διάφορα συστήματα μέτρησης της πελματιαίας πίεσης και γίνεται αναφορά των ερευνητικών μεθοδολογιών και των τεχνικών μέτρησης της πίεσης που αναπτύσσεται στα πέλματα των ποδιών κατά το βάδισμα. Αναλυτικότερα αναφέρονται τα διάφορα πρωτόκολλα μέτρησης της πελματιαίας πίεσης, ο χρησιμοποιούμενος εξοπλισμός και οι τεχνικές συλλογής και ανάλυσης των δεδομένων. Επιπλέον, προσδιορίζονται οι παράμετροι της πίεσης του πέλματος που χρησιμοποιούνται για την εξαγωγή συμπερασμάτων σχετικών με τη λειτουργική ικανότητα των κάτω άκρων.

Λέξεις κλειδιά: *βάδισμα, κατανομή πελματιαίας πίεσης, τεχνικές μέτρησης*

Technics for Measuring Plantar Pressure Distribution during Gait

Christos Christoforidis, Nikolaos Aggeloussis, & Antonis Kampas
Department of Physical Education and Sport Science, Democritus University of Thrace, Komotini, Hellas

Abstract

Distribution of the pressure that is exerted at the soles of the feet is a useful clinical tool for the diagnosis of orthopedical, neurological and myoskeletal abnormalities. The present study records the various systems that are being used for the measurement of the plantar pressure, and reports the research methodologies and the techniques that are applied to assess the pressure that appears at the soles of the feet during gait. In specific, it includes reference to the various measurement protocols used for the assessment of foot pressure, the equipment, and the techniques that are applied for collecting and analyzing the data. Moreover, it defines the parameters of plantar pressure that are to be taken into consideration when trying to reach conclusions about the functional ability of the lower limbs.

Key words: *gait, plantar pressure distribution, measuring technics*

Γενική Εισαγωγή

Η μέτρηση της κατανομής της πίεσης στα πέλματα των ποδιών κατά το ανθρώπινο βάδισμα αποτέλεσε αντικείμενο ερευνών από τις αρχές του 20^{ου} αιώνα. Η πρώτη προσπάθεια αναφέρθηκε από τον Abramson το 1923, ο οποίος κατέγραψε τις παραμορφώσεις που παρατηρούνται στα πόδια όταν

τα άτομα πατούν πάνω σε μολύβδο, γύψο και πηλό. Όμως η έρευνα αυτή κατέληξε σε συμπεράσματα μόνο σχετικά με το σχήμα του ποδιού και τον τρόπο που αφήνει τα ίχνη στο έδαφος. Την κατανομή της πίεσης που ασκείται στο πέλμα μετρήσε πρώτος ο Elftman το 1934 με ειδική συσκευή (Rod-

gers & Cavanagh, 1989).

Με το πέρασμα των χρόνων και την εξέλιξη της μηχανικής τεχνολογίας, εμφανίστηκαν οι μετατροπές πίεσης και έγινε εφικτή η καταγραφή του χρόνου που ασκείται η πίεση σε διαφορετικά τμήματα του πέλματος. Οι πρώτες αναλύσεις που χρησιμοποιήθηκαν για τον υπολογισμό της πίεσης που ασκείται στο πέλμα ήταν αναξιόπιστες (χαμηλή συχνότητα δειγματοληψίας, μη γραμμικά χαρακτηριστικά των αισθητήρων κ.α, Soames, 1985). Ακολούθως, κατά τη διάρκεια της δεκαετίας του '80, εμφανίστηκαν πιο αξιόπιστα όργανα μέτρησης της πελματιαίας πίεσης, όπως οι ευαίσθητοι ανιχνευτές της τάσης που παράγεται στο πόδι και οι οποίοι ήταν τοποθετημένοι σε παπούτσια ή σε δάπεδα (Zhu, Wertsch, Harris, Loftsgaarden, & Price, 1991).

Στις αρχές της δεκαετίας του '90 έκαναν την εμφάνισή τους σόλες ε 499 ή 1000 στοιχεία με τη μορφή κρυστάλλων ή πιεζοηλεκτρικά πολυμερή συνδεδεμένα με ηλεκτρονικό υπολογιστή (Pedotti et al., 1984). Η εξέλιξη των οργάνων καταγραφής και ανάλυσης της κατανομής της πίεσης ώθησε πολλά ερευνητικά κέντρα να χρηματοδοτήσουν έρευνες με σκοπό τη δημιουργία προτύπων κατανομής της πίεσης σε υγιείς αλλά και ειδικούς πληθυσμούς, έτσι ώστε να βοηθήσουν στην πρόληψη και αποκατάσταση παθολογικών καταστάσεων, με τη δημιουργία ανατομικών παπουτσιών (Jordan, Payton, & Bartlett, 1997) και αποτελεσματικών προγραμμάτων αποκατάστασης (Rodgers & Cavanagh, 1989).

Σκοπός της εργασίας ήταν να γίνει η καταγραφή των τεχνικών μέτρησης της πίεσης που αναπτύσσεται στα πέλματα των ποδιών κατά το βάδισμα. Αναλυτικότερα αναφέρονται τα πρωτόκολλα μέτρησης της πελματιαίας πίεσης, ο εξοπλισμός και οι μέθοδοι ανάλυσης των δεδομένων. Παράλληλα παρουσιάζονται και οι παράμετροι πελματιαίας πίεσης που χρησιμοποιούνται για την εξαγωγή συμπερασμάτων σχετικών με τη λειτουργική ικανότητα των κάτω άκρων κατά το βάδισμα.

Ανασκόπηση Σχετικών Εργασιών και Περιγραφή των Συστημάτων Μέτρησης της Πελματιαίας Πίεσης

Τα συστήματα με τα οποία γίνονται οι μετρήσεις και οι αναλύσεις της πελματιαίας πίεσης στα πέλματα των ποδιών χωρίζονται σε τρεις μεγάλες κατηγορίες: πιεσοδάπεδα, διακριτοί υποδοχείς πίεσης σε σόλες (4-8 υποδοχείς πίεσης σε διάφορα σημεία του πέλματος) και πιεζοσόλες (αποτελούμενες από 16-960 πιεζοϋποδοχείς).

1) Πιεσοδάπεδα

Τα πιεσοδάπεδα είναι όργανα που απαιτούν εγκατάσταση σε επιφάνεια και αποτελούνται από διάφορα υλικά, η φύση των οποίων εξαρτάται από

τον εκάστοτε κατασκευαστή. Το σχήμα τους είναι συνήθως τετράγωνο ή ορθογώνιο και είναι εφοδιασμένα με ευαίσθητους πιεζοηλεκτρικούς αισθητήρες. Χρησιμοποιούνται για τον υπολογισμό της άμεσης πίεσης που ασκεί το πέλμα του ποδιού ή του παπουτσιού στο έδαφος. Οι εξεταζόμενοι επιλέγουν μόνοι τους την ταχύτητα με την οποία θα βαδίσουν και η πελματιαία πίεση καταγράφεται στη διάρκεια 3-5 προσπαθειών βάδισης (Kernozek, LaMott, & Dancisak, 1996).

Τα πιεσοδάπεδα τοποθετούνται συνήθως στο μέσο διαδρόμων βάδισης, το μήκος των οποίων κυμαίνεται ανάλογα με το πρωτόκολλο μέτρησης. Στο φυσιολογικό βάδισμα χρησιμοποιούνται διάδρομοι 10 μ ώστε να μπορεί να επιτευχθεί η φυσική ταχύτητα βαδίσματος, το φυσικό μήκος και η φυσική συχνότητα διασκελισμού. Αντίθετα, για τον υπολογισμό της πίεσης στο παθολογικό βάδισμα, το μήκος του διαδρόμου δεν πρέπει να ξεπερνά τα 5 μ γιατί διαφορετικά προκαλεί έντονη κόπωση στον εξεταζόμενο. Η χρήση των πιεσοδαπέδων είναι ευρεία στην βιομηχανία κατασκευής παπουτσιών, για τη σύγκριση μεταξύ παπουτσιών από διαφορετικό υλικό και την επίδρασή τους στην κατανομή της πίεσης στο πέλμα του ποδιού. Στα μειονεκτήματά τους περιλαμβάνεται η αδυναμία τους να μετρήσουν την πίεση που αναπτύσσεται μεταξύ του πέλματος και του παπουτσιού, η δυνατότητα υπολογισμού της πίεσης που ασκεί το πέλμα μόνο για ένα ή δύο βήματα και η προϋπόθεση για μόνιμη εγκατάστασή τους προκειμένου να γίνονται αξιόπιστα οι μετρήσεις (Cobb & Claremont, 1995).

α) Ηλεκτρονικό Ποδόμετρο (PEL 38). Χρησιμοποιείται για τη μέτρηση της κατακόρυφης πελματιαίας πίεσης κατά το βάδισμα και αποτελείται από τετράγωνο δάπεδο ενσωματωμένο με ηλεκτρονικούς υποδοχείς πίεσης, το οποίο συνδέεται με μονάδα Η\Υ. Είναι απλό και εύχρηστο εργαλείο γιατί μετακινείται εύκολα και απαιτεί περιορισμένο χώρο. Επιπλέον, επιτρέπει τη γραφική απεικόνιση της μορφολογίας της πίεσης του πέλματος και την αναπαράσταση του κύκλου βαδίσματος καρέ-καρέ. Η απεικόνιση γίνεται με διάφορους τρόπους (χρώματα, αριθμούς, ποσοστιαίες τιμές). Επίσης, δίνεται η δυνατότητα τρισδιάστατης απεικόνισης της πίεσης (ανάγλυφο), δυναμικής ανάλυσης της φάσης στήριξης, γραφικής παράστασης των δυνάμεων και των επιφανειών επαφής (Kernozek, LaMott, & Dancisak, 1996).

β) Οπτικός ποδοβαρογράφος (optical pedobarograph). Ο οπτικός ποδοβαρογράφος αποτελείται από γυάλινη επιφάνεια πάνω στην οποία τοποθετείται ένα φύλλο πλαστικού. Στις δύο άκρες της γυάλινης επιφάνειας βρίσκονται τοποθετημένες δύο λάμπες φθορίου, ενώ κάτω από τη γυάλινη επιφάνεια και σε γωνία 45° βρίσκεται ένας καθρέφτης. Απέναντι

απ' τον καθρέφτη είναι τοποθετημένη μια κάμερα. Οποιαδήποτε πίεση εφαρμοστεί πάνω στην πλαστική επιφάνεια προκαλεί μεταβολή του φωτός, το οποίο αντανακλάται απ' το γυαλί. Οι μεταβολές της αντανάκλασης του φωτός καταγράφονται από την κάμερα (VanSchie et al., 1996). Υπάρχει γραμμική σχέση ανάμεσα στις μεταβολές αντανάκλασης του φωτός και της εφαρμοζόμενης πίεσης. Με τον τρόπο αυτό οι μεταβολές της πίεσης εμφανίζονται με τη χρήση 16 διαφορετικών χρωμάτων, καθένα από τα οποία αντιστοιχεί σε διαφορετικό εύρος πίεσης (Folland & Harrison, 1996).

Η αξιοπιστία του συστήματος εξαρτάται απ' το πόσο γραμμική είναι η σχέση των μεταβολών της αντανάκλασης του φωτός με τις μεταβολές της πίεσης. Η συχνότητα καταγραφής του συστήματος είναι μεγαλύτερη από 20 Hz. Η γραμμικότητα εξαρτάται από τη φύση του πλαστικού υλικού, το οποίο πρέπει να επιλεγεί με βάση συγκεκριμένα κριτήρια που έχουν θέσει οι Franks και Betts (1988). Τα πλεονεκτήματα του συστήματος είναι το μεγάλο εύρος μέτρησης της πίεσης, η υψηλή ανάλυση και η εύκολη ρύθμιση της ακρίβειας της μέτρησης. Το σύστημα αναπαριστά τις καμπύλες πίεσης-χρόνου με δυνατότητα ανάλυσής τους (μέγιστες τιμές, ολοκλήρωμα κ.α). Χρησιμοποιείται κυρίως στην αξιολόγηση παθολογικών καταστάσεων. Μειονεκτήματα του συστήματος είναι η μεγάλη εξάρτηση του από τη θερμοκρασία και η αλλοίωση των αισθητήρων λόγω τριβής κατά τη διαδικασία της μέτρησης (Kernozek et al., 1996).

γ) *Σύστημα από πιεζοηλεκτρικό φθοριούχο πολυβινυλίδιο.* Το σύστημα των Assente, DeRossi, Pedotti, & Rodano (1985) αποτελείται από πλατφόρμα διαστάσεων 580x480 mm εφοδιασμένη με πιεζοηλεκτρικούς αισθητήρες, καθένας από τους οποίους αποτελείται από πολωμένο πιεζοηλεκτρικό φιλμ PVDF (polyvinylidene fluoride) πάχους 40 mm, συνδεδεμένο με μια ηλεκτρονική πλακέτα διπλής όψεως, η οποία περιέχει 1024 ορθογώνια χάλκινα λεπτά φύλλα διαστάσεων 7x10 mm. Κάθε αισθητήρας είναι συνδεδεμένος μέσω πυκνωτή στο πιεζοηλεκτρικό φιλμ και στη συνέχεια συνδέεται με την ανάποδη πλευρά της ηλεκτρονικής πλακέτας. Η επάνω επιφάνεια του φιλμ επικαλύπτεται με αλουμίνιο, το οποίο λειτουργεί σαν γείωση. Το σύστημα συνδέεται με ενισχυτή φορτίου που δειγματοληπτει το σήμα από τον κάθε μεταδότη με συχνότητα 100 Hz (Assente et al., 1985).

δ) *Οπτικό φωτοελαστικό σύστημα του Rhodes.* Αποτελείται από ένα φωτοελαστικό φύλλο (πολυουρεθάνη) διαστάσεων 500x390x2.4 mm και έναν πολωτή (polariser) τοποθετημένο σε έναν διάδρομο από διαφανές ακριλικό πάχους 19 mm. Πάνω από το φωτοελαστικό φύλλο υπάρχει ένα λεπτό φύλλο πολυκαρβονικού υλικού (άνθρακα) ψεκασμένο με ασήμι, το οποίο λειτουργεί ως ανακλαστήρας (κα-

θρέφτης). Τα φορτία μεταδίδονται στο φωτοελαστικό φύλλο διαμέσου ενός μαύρου πλαστικού κοιλωμάτος (πάχους 3 mm), το οποίο αποσκοπεί στη δημιουργία της μέγιστης διαφοράς τάσης στις δύο ορθογώνιες πλευρές του φωτοελαστικού φύλλου, στις οποίες το φαινόμενο της φωτοελαστικότητας είναι αντιστοίχο. Με τη μεταβολή της τάσης του φορτίου λόγω πίεσης το φως, το οποίο μεταδίδεται διαμέσου του φωτοελαστικού φύλλου, περιστρέφεται γύρω από τον άξονα διάδοσής του και με τον τρόπο αυτό περνάει μέσα απ' τον πολωτή για να σχηματίσει παράλληλη απεικονιστική γραμμή του κοιλωμάτος, με την ένταση των σημείων της ανάλυση με τη δύναμη που εφαρμόζεται. Η εικόνα συλλαμβάνεται από μια κάμερα κάθε pixel της οποίας αντιστοιχεί σε μια επιφάνεια 0.96x0.79 mm. Για την εξομάλυνση των εικόνων υπολογίζεται η μέση τιμή έντασης για επιφάνεια 3 mm². Δεν έχουν αναφερθεί η συχνότητα καταγραφής και το εύρος μέτρησης (Cobb & Claremont, 1995).

ε) *Musgrave Footprint System.* Αποτελεί σύστημα δαπέδου με πιεζοαντιστάσεις και Η\Υ. Αποτελείται από δύο πλαστικά φύλλα, ένα με ενσωματωμένα ηλεκτρόδια και ένα με αγωγούς αντίστασης. Με την εφαρμογή πίεσης αυξάνεται η επιφάνεια επαφής των ηλεκτροδίων με τον αγωγό αντίστασης προκαλώντας μεταβολές στην τιμή της αντίστασης. Το πάχος του συστήματος είναι 0.25-0.7 mm, ενώ η ανάλυση του συστήματος είναι 3x3 mm. Το σύνολο των αισθητήρων είναι 2048, με εύρος μέτρησης ο κάθε αισθητήρας 0-4 MPa. Η συχνότητα καταγραφής του συστήματος είναι μεγαλύτερη από 50 Hz. Χρησιμοποιείται σε μελέτες για τις παθολογίες του ποδιού. Μειονεκτήματά του είναι η χαμηλή εγκυρότητα και η έλλειψη γραμμικότητας όσον αφορά την ευαισθησία (Silverstein, Farrett, Maurer, & Hillstrom, 1997).

στ) *Mini MED System.* Το σύστημα αποτελείται από πλατφόρμα, έγχρωμη οθόνη, έγχρωμο εκτυπωτή και υπέρυθρο τηλεχειριστήριο. Οι διαστάσεις της πλατφόρμας είναι 650x290x25 mm και περιέχει 1680 πιεζοϋποδοχείς. Οι διαστάσεις της επιφάνειας που καλύπτουν οι πιεζοϋποδοχείς είναι 360x180 mm, με ανάλυση τρεις πιεζοϋποδοχείς ανά cm². Το σύστημα μετατρέπει και εμφανίζει την κατανομή της πίεσης σε επτά διαφορετικά χρώματα (οι τιμές της πίεσης κυμαίνονται μεταξύ 2-127 N/cm²). Χρησιμοποιείται για την καταγραφή στατικών και δυναμικών κατανομών της πίεσης στο πέλμα του ποδιού. Στις στατικές μετρήσεις το σύστημα υπολογίζει τη μέγιστη πίεση, τη συνολική δύναμη και το αποτύπωμα του ποδιού σε απόλυτες και σε ποσοστιαίες τιμές. Στις δυναμικές μετρήσεις η συχνότητα δειγματοληψίας είναι 16 Hz. Το σύστημα υπολογίζει τις ίδιες παραμέτρους που αναφέρθηκαν στις στατικές μετρήσεις και επιπλέον τη γραμμή βαδίσματος (πορεία κέντρου πίεσης), ενώ μπορεί να γί-

νει διαίρεση του πέλματος σε ανατομικές περιοχές όπως φτέρνα, μέσο πέλμα, μπροστινό τμήμα του πέλματος (τρία τμήματα) και δάχτυλα. Το σύστημα δεν απαιτεί γνώση χειρισμού Η/Υ και περιέχει πακέτο ανάλυσης των δεδομένων πίεσης και ειδικό σύστημα για ρύθμιση της ακρίβειας της μέτρησης (NOVEL, 1997).

ζ) *EMED - SF System*. Αποτελεί πλατφόρμα με αριθμό πιεζοϋποδοχέων που εξαρτάται απ' τον τύπο της πλατφόρμας (τέσσερις διαφορετικοί τύποι με 1500 ως 3360 υποδοχείς και ανάλυση 1-4 cm²). Οι τιμές της πίεσης αναπαριστώνται με διαφορετικά χρώματα, καθένα από τα οποία αντιστοιχεί σε διαφορετικό εύρος πίεσης. Επιπλέον, μέσω του συστήματος δίνεται η δυνατότητα τρισδιάστατης εμφάνισης της κατανομής της πίεσης, ενώ δίνονται οι μέσες τιμές κάθε εικόνας και οι τυπικές αποκλίσεις. Η αξιοπιστία του συστήματος έχει αποδειχτεί εργαστηριακά (Hughes, Pratt, & Linge, 1991). Οι τιμές πίεσης που καταγράφει κυμαίνονται από 2-127 N/cm² ή και μεγαλύτερες, ενώ η συχνότητα δειγματοληψίας κυμαίνεται από 40-100 Hz. Χρησιμοποιείται σε εργαστηριακές και κλινικές μετρήσεις χωρίς να απαιτεί προηγούμενη γνώση χειρισμού Η/Υ και περιέχει ειδικό πακέτο ανάλυσης των δεδομένων πίεσης και ειδικό σύστημα για ρύθμιση της ακρίβειας της μέτρησης (NOVEL, 1997).

η) *EMED - SL System*. Αποτελεί σύστημα που συνδυάζει τις τεχνικές του mini EMED system και του EMED-SF system. Χρησιμοποιείται για δυναμικές ποδογραφικές μετρήσεις και μπορεί εύκολα να μετατραπεί στο σύστημα EMED-SF. Αποτελείται από πλατφόρμα διαστάσεων 420x270x160 mm με 1360 πιεζοϋποδοχείς με ανάλυση 2 cm² ο κάθε υποδοχέας, συσκευή καλιμπραρίσματος και Η\Υ. Οι διαστάσεις της επιφάνειας που καλύπτουν οι πιεζοϋποδοχείς είναι 360x190 mm. Η συχνότητα με την οποία γίνονται οι μετρήσεις είναι 50-60 Hz, ενώ οι τιμές πίεσης που καταγράφει το σύστημα κυμαίνονται από 2-127 N/cm². Το σύστημα δίνει τη δυνατότητα τρισδιάστατης παρουσίασης των προτύπων κατανομής της πίεσης (NOVEL, 1997).

2. Διακριτοί αισθητήρες πίεσης

Το κύριο μειονέκτημα των συστημάτων μέτρησης της πίεσης με πιεσοδάπεδα είναι η αδυναμία τους να υπολογίσουν την πίεση που αναπτύσσεται μεταξύ του πέλματος του ποδιού και του παπουτσιού. Για την αντιμετώπιση του παραπάνω μειονεκτήματος επινοήθηκαν διαφορετικές μέθοδοι υπολογισμού της πίεσης που αναπτύσσεται μεταξύ πέλματος του ποδιού και του παπουτσιού. Για το σκοπό αυτό χρησιμοποιούνται διακριτοί αισθητήρες πίεσης (συνήθως 4-8), οι οποίοι τοποθετούνται σε διάφορα μέρη μέσα στα παπούτσια, έτσι ώστε να καταγράφουν άμεσα και σε πραγματικές συνθήκες τις

τιμές της πίεσης που αναπτύσσεται μεταξύ του πέλματος του ποδιού και των παπουτσιών (Cobb & Claremont, 1995).

Οι διακριτοί αισθητήρες πίεσης χρησιμοποιούνται κυρίως στη μελέτη κατασκευής παπουτσιών και στη διάγνωση παθολογιών μέσω του βαδισματος. Τα σημεία του πέλματος του παπουτσιού στα οποία τοποθετούνται συνήθως είναι η φτέρνα και τα μετατόρια. Μειονεκτήματα των συστημάτων αυτών είναι ότι είναι εύθραυστες συσκευές, έχουν περιορισμένες δυνατότητες καταγραφής και ανάλυσης δεδομένων σε σχέση με τις πλατφόρμες και χαρακτηρίζονται από ελλιπή εγκυρότητα όσον αφορά την ακρίβεια στην τοποθέτηση των υποδοχέων πίεσης στο σωστό σημείο μέσα στη σόλα των παπουτσιών (Cobb & Claremont, 1995).

Εύκαμπτοι αισθητήρες δύναμης τοποθετούνται σε διάφορα ανατομικά σημεία του πέλματος του ποδιού. Αξιολογούν την πίεση που αναπτύσσεται κατά το βάδισμα και χρησιμοποιούνται στη μελέτη των παραγόντων που επηρεάζουν τη δυναμική λειτουργία του ποδιού. Εκτός απ' τους αισθητήρες τα συστήματα περιλαμβάνουν ένα φορητό καταγράφει δεδομένων δύναμης και καλώδια σύνδεσης. Έχουν τη δυνατότητα σύνδεσης με Η/Υ κατά τη διάρκεια της μέτρησης, έτσι ώστε να μπορεί να γίνει ανάλυση και αξιολόγηση των μετρήσεων, γραφική αναπαράσταση των καμπυλών δύναμης και πίεσης και αποθήκευση των δεδομένων. Σημαντικό πλεονέκτημα των συστημάτων είναι ότι μπορούν να χρησιμοποιηθούν σε διάφορες δραστηριότητες (Kernozek, LaMott, & Dancisak, 1996).

α) *Ηλεκτροδυναμογράφος*. Σύστημα το οποίο αποτελείται από επτά μεμονωμένους αισθητήρες πίεσης πάχους 0.3 mm οι οποίοι είναι κατάλληλοι για μετρήσεις της πίεσης που ασκείται κατά το βάδισμα με παπούτσι ή με γυμνό πόδι. Κάθε αισθητήρας είναι ένα ολοκληρωμένο κύκλωμα με εύρος μέτρησης 0-1.5 MPa. Οι αισθητήρες συνδέονται με φορητή συσκευή καταγραφής, η οποία προσαρμόζεται στη μέση του εξεταζόμενου και δειγματοληπτεί από κάθε αισθητήρα με συχνότητα που φτάνει τα 200 Hz. Το σύστημα χρησιμοποιείται για τον υπολογισμό των μεταβολών του φορτίου ως αποτέλεσμα της δυσαναλογίας των άκρων (D' Amico & Dinowitz, 1985), για τη διάγνωση ελκωμάτων σε πόδια διαβητικών (Smith, 1989) και σύμφωνα με τους Gastwirth και O'Brian (1991) για τον υπολογισμό της επίδρασης του ύψους του τακουνιού στη λειτουργία του ποδιού. Μειονέκτημα αποτελεί η υψηλή υστέρηση του συστήματος (Cobb & Claremont, 1995).

β) *Το σύστημα Orthoflex Hercules*. Αποτελείται από επτά αισθητήρες πίεσης με εύρος μέτρησης 0-1.3 MPa. Η συχνότητα καταγραφής του συστήματος είναι 12 Hz (Cobb & Claremont, 1995).

γ) Το σύστημα υποδοχέων των Gross και Bunch (1988). Οι Gross και Bunch (1988) κατασκεύασαν ένα σύστημα αποτελούμενο από οκτώ πιεζοηλεκτρικούς κεραμικούς υποδοχείς με εύρος μέτρησης 0-2MPa. Η συχνότητα καταγραφής του συστήματος είναι μεγαλύτερη από 50 Hz.

δ) Το σύστημα του Maalej (Cobb & Claremont, 1995). Αποτελεί σύστημα με οπτικές λάμπες LED, τέσσερις αισθητήρες πίεσης και εύρος μέτρησης 0-1.6 MPa. Η συχνότητα καταγραφής του συστήματος είναι μεγαλύτερη από 20 Hz (Cobb & Claremont, 1995).

ε) Το σύστημα του Nevill (Cobb & Claremont, 1995). Το σύστημα χρησιμοποιεί φιλμ από πιεζοηλεκτρικό φθοριούχο πολυβινιλίδιο (PVDF) και αποτελείται από οκτώ αισθητήρες πίεσης, με εύρος μέτρησης 0-1 MPa. Η συχνότητα καταγραφής είναι 0.008-250 Hz (Cobb & Claremont, 1995).

στ) Το σύστημα των Lord, Hosein και Williams (1992). Σύστημα με μαγνητικές αντιστάσεις, αποτελούμενο από έξι αισθητήρες πίεσης με εύρος μέτρησης 0-250 kPa ανά 200 mm². Η συχνότητα καταγραφής του συστήματος φτάνει τα 500 Hz (συνήθως γίνεται με 70 Hz, Lord et al, 1992).

3. Πιεζοσόλες

Αποτελούν την εξέλιξη των διακριτών υποδοχέων πίεσης σε σόλες παπουτσιών. Πρόκειται για σόλες μέσα στις οποίες βρίσκονται πιεζουποδοχείς (16-960) μικρών διαστάσεων και οι οποίες τοποθετούνται μέσα σε παπούτσια. Το μεγάλο τους πλεονέκτημα είναι ότι καταγράφουν την πίεση για μεγάλο αριθμό βημάτων, σε ολόκληρο το πέλμα ή επλεγμένα τμήματα του πέλματος, ανάλογα με τις απαιτήσεις του εκάστοτε ερευνητή. Τα συστήματα αυτά βρίσκουν ευρεία εφαρμογή στη μελέτη του παθολογικού βαδισμού (Cavanagh, Young, Adams, Vickers, & Boulton, 1991).

α) Το σύστημα F- Scan (Tekscan). Αποτελεί σύστημα από δύο σόλες πάχους 0.17 mm, στις οποίες βρίσκονται ενσωματωμένοι 960 αισθητήρες πίεσης, καλώδια μεταφοράς και μονάδα Η\Υ. Χρησιμοποιείται για τη μέτρηση της κατακόρυφης πίεσης. Για τη διαμόρφωση της σόλας και την τοποθέτηση των υποδοχέων πίεσης χρησιμοποιείται μελάνι αντίστασης ανάμεσα στους υποδοχείς, οι οποίοι είναι τοποθετημένοι σε ορθογώνια διάταξη. Το σύστημα μετράει την κατανομή της μέγιστης πίεσης ως προς το χρόνο, σε διαδοχικούς βηματισμούς και έχει τη δυνατότητα έγχρωμης γραφικής αναπαράστασης των δεδομένων. Το σύστημα έχει συχνότητα καταγραφής 165 Hz ανά υποδοχέα (Cobb & Claremont, 1995). Οι Rose, Feiwell, και Cracchiolo (1992) ανέφεραν ότι το σύστημα έχει ελλιπή ρύθμιση των υποδοχέων, οι οποίοι φθείρονται εύκολα από τη χρήση και ο συντελεστής θερμότητας της μελάνης

αντίστασης αυξάνεται σημαντικά με τη χρήση. Οι Woodburn και Helliwell (1996) και Bruis και Convery (1996) ανέφεραν ότι το σύστημα F-Scan υστερεί σε ακρίβεια στις απόλυτες τιμές της πίεσης, αλλά μπορεί να χρησιμοποιηθεί στην ανίχνευση των επιπέδων δυναμικής πίεσης και στην κατασκευή τεχνητών μελών.

β) Ποδοδονογράφος. Αποτελεί σύστημα με 64 κυκλικούς αισθητήρες δύναμης από πιεζοαντιστάσεις, οι οποίοι βρίσκονται τοποθετημένοι σ' ένα φύλλο ριζοχαρτου για να σχηματίσουν τη σόλα. Το εύρος μέτρησης είναι 0-0.8 MPa. Η συχνότητα καταγραφής του συστήματος είναι 150 Hz (Cobb & Claremont, 1995).

γ) EMED - PEDAR System. Το σύστημα EMED-PEDAR είναι ένα εξελιγμένο όργανο μέτρησης της πελματιαίας πίεσης και αποτελείται από δύο πιεζοσόλες, μονάδα Η\Υ, καλώδια σύνδεσης, φορητή συσκευή καταγραφής, ειδικό πρόγραμμα ανάλυσης της πίεσης και σύστημα καλιμπραρίσματος. Στις πιεζοσόλες βρίσκονται ενσωματωμένοι 99 πιεζουποδοχείς πάχους 2 mm, με εύρος μέτρησης 30 kPa-0.6 MPa ο κάθε αισθητήρας. Η συχνότητα καταγραφής είναι 50 Hz (NOVEL, 1997).

δ) Το σύστημα των Hennig, Cavanagh και Macmillan (1983). Αποτελείται από 499 πιεζοηλεκτρικούς υποδοχείς με εύρος μέτρησης 0-1.5 MPa. Η συχνότητα καταγραφής είναι μεγαλύτερη από 50 Hz (Hennig et al., 1983).

ε) Το σύστημα των Pedotti και συν. (1984). Πρόκειται για σύστημα που χρησιμοποιεί φιλμ από πιεζοηλεκτρικό φθοριούχο πολυβινιλίδιο (PVDF) και αποτελείται από 16 αισθητήρες πίεσης, με εύρος μέτρησης 0-4 MPa. Η συχνότητα καταγραφής είναι μεγαλύτερη από 50 Hz (Pedotti et al, 1984).

στ) Το σύστημα των Peruchon και Jullian (1989). Αποτελείται από 127 υποδοχείς από επαγωγικό πολυμερές, με εύρος μέτρησης 0-300 kPa. Η συχνότητα καταγραφής είναι 100 Hz (Peruchon & Jullian, 1989).

Σχόλια και Συζήτηση

Η καταγραφή και ανάλυση της πίεσης κατά τη διάρκεια απλών κινήσεων όπως η όρθια στάση και η βάρδια, αλλά και σε πιο σύνθετες αθλητικές και μη δραστηριότητες, αποτελεί ένα χρήσιμο εργαλείο στην ανάλυση της ανθρώπινης κίνησης, ευρέως διαδεδομένο αν κρίνουμε από την ποικιλία των συστημάτων που υπάρχουν στο εμπόριο. Η απόφαση αγοράς και χρήσης ενός εκ των αναφερόμενων συστημάτων αποτελεί συμβιβασμό μεταξύ ποιότητας του εκάστοτε συστήματος και κόστους αγοράς του.

Την τελευταία δεκαετία τα εργαστήρια προμηθεύονται τα πιο αξιόπιστα συστήματα καταγραφής

και ανάλυσης της πελματιαίας πίεσης, με στόχο την ακρίβεια στην καταγραφή δεδομένων, που προσφέρουν κυρίως τα πεισοδάπεδα και οι πιεζοσόλες με μεγάλο αριθμό αισθητήρων και εμπιστεύονται μεγάλους και αξιόπιστους κατασκευαστές. Πιθανή χρήση συστημάτων καταγραφής και ανάλυσης της πελματιαίας πίεσης σε διάφορους πληθυσμούς στη χώρα μας, ίσως αποτελεί αναγκαίο στόχο για την εξαγωγή συμπερασμάτων σχετικά με την κινητική κατάσταση παιδιών, ηλικιωμένων, υγιών και παθολογικών πληθυσμών, αλλά και αθλητών.

Πρακτικές Εφαρμογές και Προτάσεις

Οι τεχνικές μέτρησης της πελματιαίας πίεσης χρησιμοποιούνται στην αξιολόγηση αθλητών για την κατασκευή κατάλληλων υποδημάτων καθώς και στη Φυσική Αγωγή για την αξιολόγηση κινητικών προβλημάτων. Η επιλογή της κατάλληλης μεθόδου αξιολόγησης της πελματιαίας πίεσης είναι μεγάλης σημασίας, αφού από αυτήν εξαρτάται είτε η επιλογή της μεθόδου παρέμβασης, είτε η κατασκευή εξει-

δικευμένων εξαρτημάτων (πχ. αθλητικά υποδήματα).

Προτάσεις για Μελλοντικές Έρευνες

Την τελευταία δεκαετία οι αυξημένες απαιτήσεις στο χώρο του αθλητισμού καθιστούν απαραίτητη τη χρήση του κατάλληλου εξοπλισμού, μέρος του οποίου αποτελούν τα αθλητικά υποδήματα. Προπείνεται η προσαρμογή της κατασκευής των αθλητικών υποδημάτων από τις κατασκευάστριες εταιρείες να προσαρμοστεί στις ανάγκες των ελληνικών αθλητών, μέσα από αξιολογήσεις που θα πραγματοποιηθούν σε πραγματικές συνθήκες άθλησης. Επιπλέον, ιδιαίτερη έμφαση θα πρέπει να δοθεί στην αξιολόγηση ατόμων με μυοσκελετικά προβλήματα στον κορμό και στα κάτω άκρα, με στόχο να προταθούν και να κατασκευαστούν βοηθήματα με κριτήριο τη μοναδικότητα της παθολογίας που προκύπτει από την αξιολόγηση της κατάστασης του εκάστοτε ασθενή.

Σημασία για την Ποιότητα Ζωής

Η σημαντικότερη συνεισφορά της αξιολόγησης της πελματιαίας πίεσης για την ποιότητα ζωής είναι στην περίπτωση των ασθενών που πάσχουν από διαβήτη τύπου II και III. Οι ασθενείς αυτοί εμφανίζουν λύση δέρματος και ελκώματα που μπορεί σε πολλές περιπτώσεις να αποβούν μοιραία. Η αξιολόγηση περιοχών του πέλματος με υψηλή πίεση αποτελεί τον πλέον αξιόπιστο οδηγό για την κατασκευή υποδημάτων με ενισχυτικά απορόφησης της πίεσης.

Βιβλιογραφία

- Assente, R., DeRossi, D., Pedotti, A., & Rodano, R. (1985). Application of a piezoelectric polymer in gait analysis to measure the loads on selected foot areas. In S.M. Perren and E. Schneider (Eds.), *Biomechanics: Current interdisciplinary research* (pp. 645-650). Dordrecht, Netherlands: Martinus Nijhoff.
- Bruis, A.W.P., & Convery, P. (1996). Calibration experiences with force sensing resistors. In: *In-vivo pressure measurement: scientific, commercial and clinical aspects* (pp 42). Manchester, UK: Manchester Metropolitan.
- Cavanagn, P.R., Young, Y.E., Adams, K.L., Vickers, K.L., & Boulton, A.J.M. (1991). Correlates of structure and function in neuropathic diabetic feet. *Forum of physical medicine and rehabilitation: EMED user meeting*, University of Vienna, Austria, p 37.
- Cobb, J., & Claremont, D.J. (1995). Transducers for foot pressure measurement: survey of recent developments. *Medicine & Biological Engineering & Computing*, 33, 525-532.
- D' Amico, J.C., & Dinowitz, H.D. (1985). Limb length discrepancy an electrodynamic analysis. *Journal of American Podiatric and Medicine Association*, 75, 639-643.
- Franks, C.I., & Betts, R.P. (1988). Selection of transducer material for use with 'Optical foot pressure systems'. *Journal of Biomedical Engineering*, 10(4), 365-367.
- Gastwirth, B.W., & O'Brian, T.D. (1991). An electrodynamic study of foot function in shoes of varying heel heights. *Journal of American Podiatric and Medicine Association*, 81, 463-472.
- Gross, T.S., & Bunch, R.P. (1988). Measurement of discrete vertical in-shoe stress with piezoelectric transducers. *Journal of Biomedical Engineering*, 10(3), 261-265.
- Harrison, A.J., & Folland, J.P. (1997). Investigation of gait protocols for plantar pressure measurement of non-pathological subjects using a dynamic pedobarograph. *Gait and Posture*, 6, 50-55.
- Hennig, E.M., Cavanagn, P.R., & Macmillan, N.H. (1983). Pressure distribution measurements by high precision piezoelectric ceramic force transducers. *International Series on Biomechanics*,

- 4B, 1081-1088.
- Hughes, J., Pratt, L., & Linge, K. (1991). Reliability of pressure measurements: The EMED-F system. *Clinical Biomechanics*, 6, 1-13.
- Jordan, C., Payton, C.J., & Bartlett, R.M. (1997). Perceived comfort and pressure distribution in casual footwear. *Clinical Biomechanics*, 12(3), 5.
- Kernozek, T.W., LaMott, E.E., & Dancisak, M.J. (1996). Reliability of an in-shoe pressure measurement system during treadmill walking. *Foot and Ankle*, 17(4), 204-209.
- Lord, M., Hosein, R., & Williams, R.B. (1992). Rehabilitation engineering: method for in-shoe shear stress measurement. *Journal of Biomedical Engineering*, 14, 181-186.
- NOVEL (1997). Commercial Brochures, NOVEL Industry, Munich, Germany.
- Pedotti, A., Assente, R., Fusi, G., DeRossi, D., Dario, P., & Domenici, C. (1984). Multisensor piezoelectric polymer insole for pedobarography. *Ferroelectrics*, 60, 163-174.
- Peruchon, E., & Jullian, J.M. (1989). Wearable unrestraining footprint analysis system. Applications to human gait study. *Medicine & Biological Engineering & Computing*, 27(6), 557- 565.
- Rodgers, M.M., & Cavanagh, P.R. (1989). Pressure distribution in Morton's foot structure. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 21(1), 23-28.
- Rose, N.E., Feiwell, L.A., & Cracchiolo, A. (1992). A method for measuring foot pressures using a high resolution computerized insole sensor: the effect of heel wedges on plantar pressure distribution and center of force. *Foot and Ankle*, 13(5), 263-270.
- Silverstein, L.S., Farrett, W.D., Maurer, B.T., & Hillstrom, H.J. (1997). Gait analysis and bivalved serial casting of an athlete with shortened gastrocnemius muscles: a single case design. *Journal of Orthopaedics and Sport Physical Therapy*, 25(4), 282-288.
- Smith, L., & Plehwe, W. (1989). Foot bearing pressure in patients with unilateral diabetic foot ulcers. *Diabetic Medicine*, 6, 573-575.
- Soames, R.W. (1985). Foot pressure patterns during gait. *Journal of Biomedicine Engineering*, 7, 120-126.
- VanSchie, C.H.M., Vileikyte, L., Abbott, C.A., Shaw, J.E., Hollis, S., & Boulton, A.J.M. (1996). Comparing a new simple plantar pressure measuring device with pedobarographically measured pressures. *Diabetologia*, 39(1), A264.
- Woodburn, J., & Helliwell, P.S. (1996). Observations on the F-Scan in-shoe pressure measuring system. *Clinical Biomechanics*, 11, 301.
- Zhu, H., Wertsch, J.J., Harris, G.F., Loftsgaarden, J.D., & Price, M.B. (1991). Foot pressure distribution during walking and shuffling. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 72, 390-397.

