



**Η ΕΠΙΔΡΑΣΗ ΤΟΥ ΦΥΛΟΥ ΣΤΑ ΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΑ ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ ΤΗΣ
ΣΤΑΤΙΚΗΣ ΚΑΙ ΤΗΣ ΔΥΝΑΜΙΚΗΣ ΙΣΟΡΡΟΠΙΑΣ ΠΑΙΔΙΩΝ
ΣΧΟΛΙΚΗΣ ΗΛΙΚΙΑΣ: 10-12ΕΤΩΝ.**

της
Μαρίας Καραμπούκα

Μεταπτυχιακή Διατριβή που υποβάλλεται
στο καθηγητικό σώμα για την μερική εκπλήρωση των υποχρεώσεων
απόκτησης του μεταπτυχιακού τίτλου του Διατμηματικού Μεταπτυχιακού
Προγράμματος «Άσκηση και Ποιότητα Ζωής» των Τμημάτων Επιστήμης
Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού του Δημοκρίτειου Παν/μιου Θράκης και
του Παν/μιου Θεσσαλίας στην κατεύθυνση «Παιδαγωγική και Δημιουργική Μάθηση».

Κομοτηνή:

2009

Εγκεκριμένο από το καθηγητικό σώμα:

1^{ος} Επιβλέπων: Αντώνιος Καμπάς, Επίκ. Καθηγητής

2^{ος} Επιβλέπων: Χρήστος Παπαδόπουλος, Αναπλ. Καθηγητής

3^η Επιβλέπουσα: Μαρία Μιχαλοπούλου, Αναπλ. Καθηγήτρια



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

Αριθ. Εισ.: 9094/1
Ημερ. Εισ.: 14/03/2011
Δωρεά:
Ταξιθετικός Κωδικός: Δ
612.76
ΚΑΡ

ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΘΕΣΣΑΛΙΑΣ
ΒΙΒΛΙΟΘΗΚΗ



004000102936

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Καραμπούκα Μαρία: Η επίδραση του φύλου στα βιομηχανικά χαρακτηριστικά της στατικής και της δυναμικής ισορροπίας παιδιών σχολικής ηλικίας: 10-12ετών.
(Με την επίβλεψη του κ. Αντώνιου Καμπά, Επικ. Καθηγητή)

Η δύναμη της βαρύτητας έχει ως αποτέλεσμα το ανθρώπινο σώμα να βρίσκεται σε συνθήκες ασταθούς ισορροπίας. Στην έρευνα αυτή, συγκρίναμε τα δυναμικά, τα κινηματικά χαρακτηριστικά και την ηλεκτρομυογραφική δραστηριότητα του κυρίαρχου ποδιού κατά τη διάρκεια δύο συνθηκών στατικής και δύο συνθηκών δυναμικής ισορροπίας, παιδιών -μη αθλητών – αγοριών και κοριτσιών. Είκοσι τέσσερα παιδιά (n=24) συμμετείχαν στην έρευνα και χωρίστηκαν σε δύο ομάδες: ομάδα κοριτσιών (ΟΚ: n=12) και ομάδα αγοριών (ΟΑ: n=12). Η δύναμη αντίδρασης του εδάφους, οι μετατοπίσεις του κέντρου πίεσης (ΚΠ), οι γωνιακές μετατοπίσεις της ποδοκνημικής, του γόνατος και της άρθρωσης του ισχίου, η ηλεκτρομυογραφική δραστηριότητα του ορθού μηριαίου (RF), του δικέφαλου μηριαίου (BF) και του γαστροκνημίου (GAS) μύος κατά τη διάρκεια συνθηκών στατικής και δυναμικής ισορροπίας αποτέλεσαν τις μεταβλητές της έρευνας. Τα αποτελέσματα έδειξαν στατιστικά σημαντικές διαφορές στις μετατοπίσεις του ΚΠ υπέρ των κοριτσιών, κυρίως στον πλαγιομετωπικό άξονα (y), κατά τη διάρκεια των προσγειώσεων. Η τρισιδιάστατη κινηματική ανάλυση δεν έδειξε στατιστικά σημαντικές διαφορές στις γωνιακές μετατοπίσεις των αρθρώσεων που εξετάστηκαν, ανάμεσα στις ομάδες (ΟΚ και ΟΑ). Η ενεργοποίηση του GAS στη φάση προενεργοποίησης (50ms πριν την επαφή του ποδιού με το έδαφος) ήταν μεγαλύτερη στην ΟΑ από ότι στην ΟΚ. Είναι πιθανό ότι τα κορίτσια χρησιμοποίησαν διαφορετικές στρατηγικές κατά τη διάρκεια των προσγειώσεων απ' ότι τα αγόρια. Συμπερασματικά, πρέπει να πραγματοποιηθούν, περισσότερες έρευνες κυρίως, όσον αφορά τη δυναμική ισορροπία, χρησιμοποιώντας διαφορετικά πρωτόκολλα δοκιμασίας και εφαρμόζοντας διαφορετικές μεθόδους παρέμβασης.

Λέξεις Κλειδιά: σταθεροποίηση, προσγείωση, ισορροπία, παιδιά, βιομηχανικά χαρακτηριστικά.

ABSTRACT

Karampouka Maria: Effects of gender on lower extremity biomechanics during static and dynamic posture in childhood.

(Under the supervision of Antonios Kampas, Assistant Professor)

The force of gravity results on the human body to be on a constant position of unstable balance. We compared lower extremity kinetics, kinematics, as well as, electromyographic activity during static postures and drop-landings between girls and boys (non-athletes). Twenty four children, twelve girls (OK: n=12) and twelve boys (OA: n=12), participated in this experiment. Ground reaction forces, Centre of Pressure (CoP) displacements, angular displacements of ankle, knee and hip flexion during static conditions of balance and two-footed drop landings from 15 and 25cm height were calculated. Simultaneous electromyographical activity (EMG) of the rectus femoris (RF), biceps femoris (BF) and gastrocnemius (GAS) was taken. Significant differences in CoP oscillations were, mainly, pinpointed along the mediolateral (y) axis during landings. OK were more stable than OA. 3D-kinematic analysis showed no significant differences between girls and boys. Mean preactivation of gastrocnemius for 50ms time period before foot contact during landing was greater in males than in female participants. It is possible that in drop-landings, female subjects may use different landing strategies from males. In conclusion, further research concerning dynamic balance ability in children, is encouraged, using additional testing methods and protocols and applying different intervention methods.

Keywords: stability, landing, kinetics, kinematics and emg characteristics..

ΠΡΟΛΟΓΟΣ

Με το τέλος αυτής της μεταπτυχιακής διατριβής, θα ήθελα να εκφράσω τις θερμές ευχαριστίες μου και τη βαθιά ευγνωμοσύνη μου προς τους ανθρώπους που έπαιξαν καθοριστικό ρόλο στην πραγματοποίησή της. Θα ήθελα να τονίσω ότι η έρευνα αυτή δε θα ήταν δυνατόν να ολοκληρωθεί χωρίς τη συνεργασία με το Διευθυντή του Εργαστηρίου Αθλητικής Βιομηχανικής του ΤΕΦΑΑ Σερρών και Αναπληρωτή καθηγητή κο Παπαδόπουλο Χρήστο, ο οποίος ανταποκρίθηκε άμεσα σε κάθε αίτημά μου.

Μάλιστα, με την επιστημονική και διαρκή συμπαράστασή του αλλά και με τις πολύτιμες παρατηρήσεις του, που αφορούσαν στην πολυεπίπεδη προσέγγιση του θέματος τόσο σε θεωρητικό επίπεδο, όσο και σε επίπεδο ανάλυσης και τεκμηρίωσης των ερευνητικών δεδομένων αλλά και της υποβολής εποικοδομητικών προτάσεων, συνέδραμε αμέριστα στην ολοκλήρωση της εργασίας μου. Επίσης, εκφράζω τις ευχαριστίες μου και στα άλλα δύο μέλη της επιτροπής, κο Καμπά Αντώνιο και κα Μιχαλοπούλου Μαρία για την πολύπλευρη προσφορά τους.

Εκφράζω ένα μεγάλο ευχαριστώ στους φορείς της Πρωτοβάθμιας και Δευτεροβάθμιας εκπαίδευσης, οι οποίοι βοήθησαν σημαντικά στο πρακτικό μέρος αυτής της έρευνας και ιδιαίτερα τους διευθυντές, τους καθηγητές φυσικής αγωγής των σχολείων, τους μαθητές και τους γονείς τους που με εμπιστεύθηκαν και επέτρεψαν στα παιδιά τους να συμμετάσχουν στην έρευνα.

Θα ήταν παράλειψη να μην ευχαριστήσω, επίσης, τους συνεργάτες του Εργαστηρίου Αθλητικής Βιομηχανικής του ΤΕΦΑΑ Σερρών και ιδιαίτερα τους κ.κ. Γ. Κομσή Msc, και Α. Γκρέζιο Phd για τη σημαντική βοήθεια σε επιστημονικά και πρακτικά θέματα.

Τέλος, θέλω να ευχαριστήσω την κόρη μου, τους γονείς μου, τον αδερφό μου, τη γιαγιά και τον παππού μου και ένα πολύ σημαντικό πρόσωπο στη ζωή μου, για την αμέριστη ηθική και ψυχική συμπαράσταση και κατανόηση όλο αυτό το διάστημα εκπόνησης της έρευνας και της διατριβής.

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

ΠΕΡΙΛΗΨΗ	i
ABSTRACT	iii
ΠΡΟΛΟΓΟΣ	iv
ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ	v
ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΠΙΝΑΚΩΝ	vii
ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΣΧΗΜΑΤΩΝ	viii
I. ΕΙΣΑΓΩΓΗ	1
Ερευνητικό κενό	2
Σκοπός της έρευνας	3
Λειτουργικοί ορισμοί	3
Περιορισμοί	5
Υποθέσεις	5
II. ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑΣ	7
III. ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ	15
Δείγμα	15
Περιγραφή Δοκιμασιών	15
Όργανα Μέτρησης	16
Τρισδιάστατη Κινηματική Ανάλυση	16
Ψηφιοποίηση	20
Υπολογισμός Δεδομένων	22
Ηλεκτρομυογραφία	23
Εξαγωγή Μυοηλεκτρικών Χαρακτηριστικών	25
Μέσο Ηλεκτρομυογράφημα (Aremg)	26
Σχετικοποίηση	26
Προσδιορισμός φάσης ενεργοποίησης και προενεργοποίησης	26
Συγχρονισμός Δυναμοδαπέδου, Ηλεκτρομυογράφου και Βιντεοκάμερας	26
Σχεδιασμός της Έρευνας	28
Στατιστική Διαδικασία	29
IV. ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ	30

V. ΣΥΖΗΤΗΣΗ	32
VI. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ – ΠΡΟΤΑΣΕΙΣ	37
VII. ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ	38
VIII. ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ	50
Παράρτημα 1: Πρωτόκολλο Δοκιμασίας στο εργαστήριο	50
Παράρτημα 2: Ενημέρωση και γραπτή άδεια των γονέων για τη συμμετοχή των παιδιών στις εργαστηριακές δοκιμασίες	51

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΠΙΝΑΚΩΝ

Πίνακας 1. Ηλικία και ανθρωπομετρικά χαρακτηριστικά του δείγματος.....	15
Πίνακας 2. Δυναμικά, κινηματικά και ΗΜΓ χαρακτηριστικά που αποτελούν την εξαρτημένη μεταβλητή.....	28
Πίνακας 3. Στατιστικά σημαντικές διαφορές στα δυναμικά και ΗΜΓ χαρακτηριστικά στις συνθήκες δυναμικής ισορροπίας (mean.±SD, F(df) τιμές και επίπεδο σημαντικότητας $p \leq 0,050$).....	30

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΣΧΗΜΑΤΩΝ

Σχήμα 1. Σημεία ελέγχου του κύβου διαβάθμισης και άξονες συντεταγμένων του χώρου.....	19
Σχήμα 2. Στατιστικά σημαντικές διαφορές στα δυναμικά και ΗΜΓ χαρακτηριστικά στις συνθήκες δυναμικής ισορροπίας (mean±SD και το επίπεδο σημαντικότητας ορίστηκε, $p \leq 0,050$).....	31

Η ΕΠΙΔΡΑΣΗ ΤΟΥ ΦΥΛΟΥ ΣΤΑ ΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΑ ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ ΤΗΣ ΣΤΑΤΙΚΗΣ ΚΑΙ ΤΗΣ ΔΥΝΑΜΙΚΗΣ ΙΣΟΡΡΟΠΙΑΣ ΠΑΙΔΙΩΝ ΣΧΟΛΙΚΗΣ ΗΛΙΚΙΑΣ: 9-11ΧΡ.

Η δύναμη της βαρύτητας έχει ως αποτέλεσμα το ανθρώπινο σώμα να βρίσκεται σε καταστάσεις ασταθούς ισορροπίας. Ακόμα και σε συνθήκες φαινομενικής ηρεμίας δημιουργούνται συνθήκες ασταθούς ισορροπίας, εξαιτίας της αναπνοής και των χτύπων της καρδιάς σε συνδυασμό με τη σχετικά υψηλή θέση του κέντρου βάρους και τη μικρή βάση στήριξης (πατούσες), (Witte & Blaser, 1998). Σε περιπτώσεις όπου χάνεται ο έλεγχος της ισορροπίας, αμέσως διακόπτεται η προγραμματισμένη κίνηση με σκοπό να αποφευχθεί η επικείμενη πτώση ή ένας τραυματισμός. Στον αθλητισμό όμως, συχνά επιδιώκεται η δημιουργία καταστάσεων ασταθούς ισορροπίας για την εκτέλεση δυναμικών κινήσεων (Marees & Brach, 1997). Η ικανότητα της ισορροπίας υποστηρίζεται ότι επηρεάζει την εκμάθηση και εκτέλεση νέων δεξιοτήτων και αποτελεί βασικό παράγοντα επιτυχίας για όλες τις αθλητικές δραστηριότητες (Meinel & Schnabel, 1998).

Παρατηρώντας απλές δραστηριότητες διαπιστώνουμε ότι το σύστημα ισορροπίας διαταράσσεται περισσότερο, κυρίως, κατά τη διάρκεια της βάδισης, όταν ξεκινάει και τελειώνει ο κύκλος ενός βήματος, κατά τη στροφή, κατά την αποφυγή εμποδίων (τροποποίηση μήκους βηματισμού, αλλαγή κατεύθυνσης, πέρασμα πάνω από αντικείμενα), κατά την πρόσκρουση πάνω σε ανθρώπους, ή αντικείμενα. Συνεπώς, το μεγαλύτερο μέρος της έρευνας έχει εστιαστεί στην προσπάθεια διατάραξης του συστήματος ισορροπίας με ποικίλους τρόπους, με στόχο τη μελέτη της ανθρώπινης αντίδρασης (Winter, 1995). Έρευνες στο χώρο της βιομηχανικής αξιολογούν την ισορροπία αναφορικά με τα ανθρωπομετρικά χαρακτηριστικά (φύλο ή ηλικία), (Riach & Hayes, 1987; Nolan, Grigorencu & Thorstensson, 2005) ή σε σχέση με τη συναρμογή (Hirtz, 1985; Καμπάς, Αγγελούσης, Γούργουλης, Μπάρμπας & Αντωνίου 2001; Καμπάς, 2003). Για τη συστηματική εξάσκηση της ισορροπίας προτείνεται από τους Meinel και Schnabel (1998) η διάκρισή της σε υποκατηγορίες, όπως τη στατική ισορροπία, τη δυναμική ισορροπία και την ισορροπία αντικειμένων σε διάφορα σημεία του σώματος. Η στατική ισορροπία αναφέρεται στη διατήρηση της ισορροπίας σε καταστάσεις ακινησίας ή σε πολύ αργές κινήσεις. Η δυναμική ισορροπία αναφέρεται στη διατήρηση ή/και επανάκτηση της ισορροπίας κατά τη διάρκεια ή/και μετά από μετακινήσεις του σώματος. Τέλος, η ισορροπία αντικειμένων

σε διάφορα σημεία του σώματος αναφέρεται στην ισορροπία μιας ράβδου με το χέρι ή μιας μπάλας με το πόδι. Η ικανότητα της ισορροπίας, επίσης, θεωρείται ότι επηρεάζεται σε μεγάλο ποσοστό από γενετικά καθορισμένα χαρακτηριστικά και ότι μπορεί να βελτιωθεί με την εξάσκηση (Neumaier, 1999; Χατζόπουλος, 2003) της στατικής και της δυναμικής ισορροπίας. Ερευνητικά δεδομένα υποστηρίζουν την άποψη ότι η ισορροπία δεν είναι μια γενική κινητική ικανότητα, αλλά ότι θα πρέπει κάθε φορά να ερευνάται σε σχέση με τη δεξιότητα που εκτελείται (Mechling, 1999; Mester, 1996).

Ερευνητικό κενό.

Οι περισσότερες έρευνες για τη βελτίωση του ελέγχου της ισορροπίας στα παιδιά χρησιμοποιούν μεικτά δείγματα -αναφορικά με το φύλο- και διάφορες ηλικιακές κατηγορίες. Λίγες έρευνες έχουν πραγματοποιηθεί σε παιδιά για τις διαφορές των δύο φύλων στα βιομηχανικά χαρακτηριστικά της ισορροπίας στην όρθια στάση και την ανάκτηση της ισορροπίας μετά την προσγείωση από κάποιο ύψος (Sigg et al. 2001). Επίσης, ακόμη λιγότερες καταγράφουν όλες τις παραμέτρους που επηρεάζουν τη στατική και τη δυναμική ισορροπία στην παιδική ηλικία. Λαμβάνοντας υπόψη ότι η ανάπτυξη των απαιτούμενων, για την ισορροπία, συστημάτων πραγματοποιείται σε διαφορετικές ηλικίες (Peterson, Christou & Rosengen, 2006; Shumway-Cook & Woollacott, 1985), πρέπει να πραγματοποιηθούν κι άλλες μελέτες. Εξάλλου το αν τα αγόρια ή τα κορίτσια σχολικής ηλικίας έχουν καλύτερη ισορροπία δεν έχει ακόμα ξεκαθαριστεί.

Επίσης για την αξιολόγηση των παραμέτρων της ισορροπίας δεν έχουν χρησιμοποιηθεί βιομηχανικές μέθοδοι σε παιδιά ηλικίας 10-12ετών. Έτσι οι τομείς στους οποίους διαπιστώνεται ερευνητικό κενό και οι οποίοι θα αποτελέσουν και το αντικείμενο μελέτης της παρούσης εργασίας είναι: α) καταγραφή και αξιολόγηση των βιομηχανικών χαρακτηριστικών (δυναμικών, κινηματικών και ηλεκτρομυογραφικών) συγκεκριμένων συνθηκών της στατικής ισορροπίας: «στάση πελαργός» ισορροπία στο κυρίαρχο πόδι και «στάση Romberg» ισορροπία βηματισμού «δάκτυλα-φτέρνα» και της δυναμικής ισορροπίας: ανάκτηση ισορροπίας μετά από προσγείωση από ύψος 15 και 25cm- και β) οι διαφορές των δύο φύλων στα βιομηχανικά χαρακτηριστικά των παραπάνω συνθηκών ισορροπίας, σε παιδιά ηλικίας 10-11 χρ. καθώς, όπως προαναφέρθηκε, κάτι αντίστοιχο δεν έχει μελετηθεί.

Το όφελος που θα προκύψει από την ερμηνεία των αποτελεσμάτων στις διαφορετικές συνθήκες ισορροπίας αφορά αφενός στην κατανόηση των παραμέτρων που την καθορίζουν και αφετέρου στο σχεδιασμό κατάλληλων προγραμμάτων άσκησης για τη βελτίωση των ικανοτήτων ισορροπίας και κατ' επέκταση των συναρμοστικών ικανοτήτων (Zimmer & Cicurs, 1993) ιδιαίτερα μέσα από τα προγράμματα της Φυσικής Αγωγής για το Δημοτικό σχολείο. Η ύπαρξη ή όχι διαφορών στα βιομηχανικά χαρακτηριστικά ανάμεσα στα δύο φύλα πριν την εφηβεία, ίσως παρέχει ενδείξεις για τις αρχικές διαφορές στη στρατηγική της προσγείωσης στην ενηλικίωση. Εκτός αυτού, από τα αποτελέσματα της έρευνας θα αποκτηθούν περαιτέρω γνώσεις, που θα συνεισφέρουν στη μελέτη των αναπτυξιακών ιδιαιτεροτήτων κατά τη διάρκεια της παιδικής ηλικίας.

Σκοπός της Έρευνας.

Σκοπός της έρευνας είναι να διερευνηθεί η επίδραση του φύλου στα βιομηχανικά χαρακτηριστικά της ισορροπίας σε δύο διαφορετικές συνθήκες (στατική και δυναμική) σε παιδιά ηλικίας 10-12ετών.

Λειτουργικοί Ορισμοί.

Στάση:

Περιγράφει τον προσανατολισμό των μελών του σώματος σε σχέση με το διάνυσμα της βαρύτητας (Winter, 1995).

Σταθερότητα:

Η ικανότητα μεταφοράς της κατακόρυφης προβολής του κέντρου βάρους στη βάση στήριξης, ενώ τα γόνατα παραμένουν, όσο είναι εφικτό, ακίνητα (Wikstrom, 2003; Golby et al., 1999).

Ισορροπία:

Είναι ένας γενικός όρος που περιγράφει τη δυναμική της στάσης του σώματος, έτσι ώστε να προλαμβάνεται η πτώση. Σχετίζεται με τις δυνάμεις αδράνειας που ενεργούν στο σώμα και τα χαρακτηριστικά αδράνειας των μελών του σώματος (Winter, 1995).

Έλεγχος Ισορροπίας στη θέση προσοχής:

Μέτρηση της ισορροπίας ή της σταθερότητας στη θέση προσοχής. Πρόκειται για το πόσο κινείται το κέντρο βάρους μέσα ή γύρω από τα όρια της βάσης στήριξης (Wikstrom, 2003; Hinman, 2000; Wilkerson & Nitz, 1994).

Στατική Ισορροπία:

Η στατική θέση του σώματος, κάθετη ή ανεστραμμένη, στην οποία το κέντρο βάρους παραμένει στατικό και η προβολή της βαρύτητας βρίσκεται μέσα στη βάση στήριξης, για ένα συγκεκριμένο χρονικό διάστημα (Gallahue, 2002).

Δυναμική Ισορροπία:

Η ικανότητα του ατόμου να κινείται μέσα στο χώρο, όπου η θέση του κέντρου βάρους σώματος συνεχώς αλλάζει. Οι δεξιότητες μετακίνησης και χειρισμού περιλαμβάνουν στοιχεία δυναμικής ισορροπίας (Gallahue, 2002).

Κέντρο πίεσης:

Είναι το σημείο εφαρμογής του ανύσματος των κατακόρυφων δυνάμεων αντίδρασης του εδάφους που αναπαριστά ένα σταθμικό μέσο όλων των πιέσεων στην επιφάνεια του εδάφους και είναι ανεξάρτητο από το κέντρο μάζας. Αν το ένα πέλμα είναι σε επαφή με το έδαφος το καθαρό κέντρο πίεσης βρίσκεται σε αυτό το πέλμα. Εάν και τα δύο πόδια βρίσκονται σε επαφή με το έδαφος, το καθαρό κέντρο πίεσης βρίσκεται κάπου ανάμεσα στα δύο πέλματα, ανάλογα με το βάρος, το οποίο δίνεται από κάθε πέλμα. Συνεπώς, όταν και τα δύο πόδια είναι σε επαφή με το έδαφος, υπάρχουν διαφορετικά κέντρα πίεσης κάτω από κάθε πέλμα. Όταν χρησιμοποιείται ένα δυναμοδάπεδο, τότε είναι διαθέσιμο μόνο το καθαρό κέντρο πίεσης και των δύο πελμάτων. Τα δύο δυναμοδάπεδα ποσοτικοποιούν τις αλλαγές του κέντρου πίεσης σε κάθε πόδι. Η θέση του κέντρου πίεσης κάτω από κάθε πόδι αντανακλά άμεσα το νευρικό έλεγχο των μυών της ποδοκνημικής. Η αυξημένη δραστηριότητα των καμπτήρων του πέλματος μετακινεί το κέντρο πίεσης προς τα μπροστά, ενώ η αυξημένη δραστηριότητα των μυών στρέψης το μετακινεί πλευρικά (Winter, 1995).

Μέγιστη κατακόρυφη δύναμη αντίδρασης του εδάφους:

Η δύναμη που καταγράφεται τη στιγμή της προσγείωσης. Μετριέται σε newtons(N), και απεικονίζει επακριβώς το πόσο σκληρά ή απαλά ένα άτομο προσγειώνεται ύστερα από κάποιο άλμα. Οι δυνάμεις αντίδρασης του εδάφους συχνά εκφράζονται από το μέγεθος της κορυφής της κατακόρυφης δύναμης αφαιρούμενου του βάρους του σώματος (Wikstrom, 2003; McNair, 2000).

Χρόνος σταθεροποίησης:

Μία έγκυρη και αξιόπιστη τεχνική μέτρησης της ισορροπίας. Η μέθοδος αυτή περιλαμβάνει προσγείωση σε ένα δυναμοδάπεδο από συνθήκες δυναμικής ισορροπίας και μεταβολή της ισορροπίας σε στατική (Golby et al., 1999; Goldie et al., 1989; Kinzey et al., 1998).

Βιομηχανικές επιδράσεις:

Οι αλλαγές που συμβαίνουν στις γωνίες των αρθρώσεων (κάμψη ποδοκνημικής, γόνατος, ισχίου) από τις συνθήκες στατικής (στάση βηματισμού “Romberg”, (ΣR) και στάση στο ένα πόδι, (ΣΠ)) σε συνθήκες δυναμικής ισορροπίας (ανάκτηση ισορροπίας μετά από προσγείωση από ύψος 15 και 25cm).

Ηλεκτρομυογραφία (ΗΜΓ):

Είναι η τεχνική μέτρησης που καταγράφει φυσιολογικές ιδιότητες των μυών κατά τη χαλάρωση και τη συστολή. Η ΗΜΓ εφαρμόζεται με τον ηλεκτρομυογράφο για τη δημιουργία του ηλεκτρομυογράμματος. Το ηλεκτρομυογράφημα παρακολουθεί τη μεταβολή της διαφοράς του ηλεκτρικού δυναμικού που δημιουργείται στα μυϊκά κύτταρα όταν αυτά συστέλλονται –έντονα ή άτονα- ή βρίσκονται σε χαλάρωση (ηρεμία), (Baumann, 1996).

Περιορισμοί της έρευνας.

Στη διαδικασία της επιλογής δεν συμπεριλήφθηκαν οι μαθητές/τριες που συμμετείχαν σε εξωσχολικές οργανωμένες αθλητικές δραστηριότητες καθώς και μαθητές με διαγνωσμένες μαθησιακές δυσκολίες. Τα ανθρωπομετρικά χαρακτηριστικά των μαθητών/τριών που επιλέχθηκαν, ήταν συγκρίσιμα με προοπτική, να μην υπάρχουν διαφοροποιήσεις στις τιμές των μεταβλητών, που ίσως να προέρχονταν από τη διαφορά βάρους ή ύψους. Το επίπεδο ωρίμανσης που διαφοροποιείται σε άτομα ίδιας χρονολογικής ηλικίας, δεν λήφθηκε υπόψη. Οι μετρήσεις για την αξιολόγηση των συνθηκών στατικής και δυναμικής ισορροπίας πραγματοποιήθηκαν στο Εργαστήριο Αθλητικής Βιομηχανικής του Τ.Ε.Φ.Α.Α. Σερρών, για το σύνολο του δείγματος, κάτω από σταθερές συνθήκες (θερμοκρασία, φωτισμός, υγρασία κλπ.) και ανεξάρτητο συνεργάτη του Εργαστηρίου Αθλητικής Βιομηχανικής (ανεξαρτητοποίηση της ερευνήτριας).

Υποθέσεις.

Ερευνητική Υπόθεση. Από τα αποτελέσματα της έρευνας αναμενόταν να διαπιστωθεί ότι: α) θα υπάρξουν διαφοροποιήσεις στους μέσους όρους των δυναμικών, κινηματικών και νευρομυϊκών χαρακτηριστικών (ΗΜΓ δεδομένα, από τον ορθό μηριαίο, τη μακρά κεφαλή του δικέφαλου μηριαίου και την έσω κεφαλή του γαστροκνημίου) των συνθηκών στατικής και δυναμικής ισορροπίας στο σύνολο του δείγματος και β) θα υπάρξουν διαφορές μεταξύ αγοριών και κοριτσιών στις συνθήκες ισορροπίας που θα δοκιμαστούν.

Μηδενική Υπόθεση, H₀. Δε θα υπήρχαν στατιστικά σημαντικές διαφορές στους μ.ο. των βιομηχανικών χαρακτηριστικών των συνθηκών στατικής και δυναμικής ισορροπίας, καθώς και μεταξύ των δύο φύλων.

Εναλλακτική Υπόθεση, H₁. Θα υπήρχαν στατιστικά σημαντικές διαφορές στους μ.ο. των βιομηχανικών χαρακτηριστικών των συνθηκών στατικής και δυναμικής ισορροπίας, καθώς και μεταξύ των δύο φύλων.

II. ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑΣ

Η ικανότητα ισορροπίας αποτελεί συστατικό στοιχείο της συναρμογής που σύμφωνα με το μοντέλο για την παιδική ηλικία που πρότειναν ο Hirtz και η ομάδα επιστημόνων του Greifswald και με βάση τις γενικότερες απόψεις του Bernstein, περιλαμβάνει πέντε ικανότητες: κιναισθητική ικανότητα διαφοροποίησης, ικανότητα προσανατολισμού στο χώρο, ικανότητα ισορροπίας, σύνθετη ικανότητα αντίδρασης και ικανότητα ρυθμού (Hirtz, 1985, Καμπάς και συν., 2003 & 2001). Η ανάπτυξη των ικανοτήτων αυτών που συνθέτουν τη συναρμογή, αποτελεί προϋπόθεση για την εκμάθηση, τον εκλεπτυσμό, τη σταθεροποίηση και την εφαρμογή αθλητικών δεξιοτήτων και τεχνικών εκτέλεσης (Καμπάς και συν., 2003).

Οι μελέτες του Hirtz (1985) για την ανάπτυξη των συναρμοστικών ικανοτήτων, αναφέρουν ότι η κιναισθητική ικανότητα διαφοροποίησης παρουσιάζει τη μεγαλύτερη βελτίωσή της στην ηλικία 10-12 ετών (όψιμη σχολική ηλικία) και σταθεροποιείται με την έναρξη της εφηβείας, ενώ δεν παρατηρούνται σημαντικές διαφορές στις επιδόσεις μεταξύ αγοριών και κοριτσιών. Σχετικά με την ικανότητα προσανατολισμού στο χώρο, αναφέρεται ότι βελτιώνεται σημαντικά μεταξύ 7-9 ετών (πρώιμη σχολική ηλικία), συνεχίζει την ανάπτυξή της στην όψιμη σχολική ηλικία και παρουσιάζει άλλη μια αναπτυξιακή ώθηση μεταξύ 13-16 ετών. Οι διαφορές απόδοσης που παρατηρούνται μεταξύ αγοριών και κοριτσιών είναι σημαντικές καθ' όλη τη διάρκεια της ανάπτυξης, υπέρ των αγοριών. Ο Hirtz (1985) αναφέρει, ότι διαφορές μεταξύ των δυο φύλων εμφανίζονται από την ηλικία των 12 ετών και μετά.

Η ικανότητα αντίδρασης είναι κατά τον Martin (1988), αρκετά ανεπτυγμένη στην προσχολική ηλικία, παρουσιάζει τη μεγαλύτερή της βελτίωση στην πρώιμη σχολική ηλικία, αναπτύσσεται σε μικρό βαθμό κατά την όψιμη σχολική ηλικία και τέλος βελτιώνεται πάλι από την ηλικία των 16 ετών. Μάλιστα έχει αποδειχθεί, ότι παιδιά ηλικίας 5 ετών χρειάζονται διπλάσιο χρόνο σε σχέση με τους ενήλικες για να αντιδράσουν στο ίδιο ερέθισμα, ενώ έχει παρατηρηθεί μεγάλη βελτίωση στο χρόνο αντίδρασης μεταξύ 3-5 ετών (Cratty & Gibson, 1985). Σημαντικές διαφορές στην απόδοση μεταξύ αγοριών και κοριτσιών παρατηρούνται μετά την ηλικία των 14 ετών. Η ικανότητα ρυθμού αναπτύσσεται σχετικά ικανοποιητικά στα παιδιά προσχολικής

ηλικίας, παρουσιάζει σημαντική βελτίωση στην πρώιμη σχολική ηλικία και αναπτύσσεται μέχρι το τέλος της όψιμης σχολικής ηλικίας. Έχουν αναφερθεί σημαντικές διαφορές ανάμεσα στα δύο φύλα, με τα κορίτσια να παρουσιάζουν καλύτερες επιδόσεις (Hirtz, 1985; Martin, 1988).

Σε έρευνα για την εξέλιξη της ρυθμικής ικανότητας σε παιδιά Γ'-ΣΤ' Δημοτικού, βρέθηκε ότι τα κορίτσια της Γ' τάξης έχουν υψηλότερες επιδόσεις από ότι τα αγόρια. Αντίθετα τα κορίτσια της Δ' τάξης έχουν χαμηλότερες επιδόσεις από τα αγόρια. Οι συγκρίσεις έδειξαν ότι για την Γ' τάξη η διαφορά ήταν σημαντική προς όφελος των κοριτσιών, στην Δ' τάξη οι διαφορές ήταν σημαντικές προς όφελος των αγοριών, ενώ στην Ε' και στην ΣΤ' τα αγόρια παρουσιάζουν καλύτερες επιδόσεις από τα κορίτσια, χωρίς όμως οι διαφορές να είναι στατιστικά σημαντικές (Καμπάς και συν., 2003).

Η ικανότητα ισορροπίας είναι ανεπτυγμένη σε ικανοποιητικό επίπεδο στα παιδιά προσχολικής ηλικίας και παρουσιάζει σημαντική βελτίωση κατά την πρώιμη σχολική ηλικία. Η ανάπτυξή της ολοκληρώνεται με το τέλος της όψιμης σχολικής ηλικίας και δεν παρατηρούνται αξιοσημείωτες διαφορές στις επιδόσεις μεταξύ αγοριών και κοριτσιών (Hirtz, 1985, Martin, 1988).

Σχετικά με την ικανότητα ισορροπίας, αναφέρεται στη βιβλιογραφία και ο όρος «δεξιότητες σταθεροποίησης», ο οποίος ουσιαστικά επικεντρώνεται στη στατική ή στη δυναμική ισορροπία. Οι δεξιότητες των αθλημάτων, όπως στην ενόργανη ή τις καταδύσεις, βασίζονται όλες στην ισορροπία (Gallahue, 2002). Επιπλέον στον αθλητισμό επιδιώκεται συχνά η δημιουργία ασταθούς ισορροπίας για την εκτέλεση δυναμικών κινήσεων (Χατζόπουλος και συν., 2003). Η ικανότητα ισορροπίας ή σταθεροποίησης θεωρείται ότι επηρεάζει σημαντικά την εκμάθηση και εκτέλεση νέων δεξιοτήτων και αποτελεί βασικό παράγοντα επιτυχίας για όλες τις αθλητικές δραστηριότητες (Meinel & Schnabel, 1998). Επίσης, δεν είναι λίγες οι περιπτώσεις στην προπόνηση αθλητών, όπου προβλήματα, τα οποία αρχικά αποδόθηκαν στην έλλειψη δύναμης, ταχύτητας κτλ. οφείλονταν στην πραγματικότητα στην έλλειψη ισορροπίας (Teipel, 1995, Χατζόπουλος και συν., 2003).

Εκτός από τη στενή σχέση της ισορροπίας με την αθλητική επίδοση, η ικανότητα ισορροπίας θεωρείται και αξιόπιστος παράγοντας πρόβλεψης: α) για την εξέλιξη βασικών κινητικών δεξιοτήτων (βάδισμα, τρέξιμο, άλματα, ρίψεις κτλ., (Butterfield & Loovis, 1994; Ulrich & Ulrich, 1985) και β) για τους τραυματισμούς σε αθλητικούς χώρους. Στην εργασία των McGuine et al., (2000), αναφέρεται ότι

καλαθοσφαιριστές με χαμηλή ικανότητα ισορροπίας παρουσιάζουν μέχρι και επτά φορές περισσότερους τραυματισμούς σε σχέση με καλαθοσφαιριστές με υψηλές επιδόσεις στην ικανότητα ισορροπίας. Επίσης, αθλητές με καλύτερο έλεγχο του συστήματος ισορροπίας, είναι πιθανό να μην υποφέρουν από τραυματισμούς στην ποδοκνημική στις επακόλουθες αγωνιστικές περιόδους (McGuine et al., 2000). Ο έλεγχος του συστήματος ισορροπίας είναι μία πολύπλοκη διαδικασία συντονισμού των αισθητηριακών και βιομηχανικών πληροφοριών και των μυϊκών επιβαρύνσεων σε εξωγενείς δυνάμεις (Reimann et al., 2002; McKinely et al., 1992).

Σύμφωνα με τους Roth και Winter (1994) οι βασικοί παράγοντες που επηρεάζουν την ανάπτυξη της συναρμογής και συνεπώς της στατικής και της δυναμικής ισορροπίας είναι τρεις: 1. Η κινητική δραστηριότητα (βαθμός δυσκολίας είδος άσκησης απαιτήσεις σε ταχύτητα ή ακρίβεια), 2. Ατομικός παράγοντας (φύλο, κινητικά, γνωστικά και ψυχικά γνωρίσματα), 3. Περιβαλλοντικός παράγοντας (προπόνηση, αθλητικοκινητική παρέμβαση).

Η ισορροπία στη θέση προσοχής, αποτελεί την προϋπόθεση για την ανάπτυξη των κινητικών δεξιοτήτων (Geuze, 2003). Ως ένδειξη της βαρύτητας που της αποδίδεται, αποτελεί το γεγονός ότι αξιολογείται στο πλαίσιο των περισσότερων αναπτυξιακών κινητικών τεστ, τα οποία περιλαμβάνουν μετρήσεις που αφορούν στην στατική ισορροπία (Geuze, 2003). Το μεγαλύτερο μέρος των ερευνών σχετικά με την θέση προσοχής έχει χρησιμοποιήσει τη μέτρηση του κέντρου πίεσης (ΚΠ) σ' ένα δυναμοδάπεδο. Ο Winter (1995) στην ανασκόπησή του προσπάθησε να ερμηνεύσει ότι, οι μετακινήσεις του κέντρου βάρους είναι μικρότερες από τις διακυμάνσεις του κέντρου πίεσης, τόσο στον προσθιοπίσθιο, όσο και στον πλαγιομετωπαίο άξονα. Οι διάφορες παράμετροι της ισορροπίας στη θέση προσοχής έχουν μελετηθεί εκτενώς στην παιδική ηλικία. Οι Riach και Hayes (1987) εκτίμησαν ότι στη θέση προσοχής το εύρος της αιώρησης του σώματος, στον κατακόρυφο άξονα, μειωνόταν όσο αυξανόταν η ηλικία σε παιδιά από 2-14ετών, όπως συνέβαινε και με τις άλλες μεταβλητές των αντιδράσεων του σώματος στη θέση ισορροπίας.

Μία δοκιμασία που υπολογίζει την πιθανή ασύμμετρη σταθερότητα των κάτω άκρων, είναι η ισορροπία στο ένα πόδι (Colby et al., 1999). Οι συγγραφείς θεωρούν ως σταθεροποίηση στην προκειμένη περίπτωση, την ικανότητα διατήρησης της κατακόρυφης προέκτασης του κέντρου βάρους μέσα στα όρια της βάσης στήριξης ενώ το γόνατο παραμένει όσο το δυνατό πιο σταθερό. Ο Goldie et al., (1989) προσδιόρισε ότι με τη χρήση των δεδομένων από τις δυνάμεις αντίδρασης του

εδάφους κατά την ισορροπία στο ένα πόδι, μπορεί να ξεχωρίσει καλύτερα τις μεταβολές στη σταθερότητα που προκαλούνται από τις αλλαγές στη βάση στήριξης, απ' ό,τι με τη χρήση των δεδομένων του ΚΠ. Επομένως γι' αυτούς, η δύναμη αντίδρασης του εδάφους θεωρείται καλύτερος δείκτης σταθερότητας, σ' αυτή τη συνθήκη στατικής ισορροπίας.

Ο Ross et al., (2004) μελέτησε την ισορροπία στο ένα πόδι με τη χρήση δυναμοδαπέδου, ποσοτικοποιώντας μ' αυτόν τον τρόπο τη σταθεροποίηση σ' αυτή τη συνθήκη στατικής ισορροπίας ή την ικανότητα περιορισμού των πιθανών μεγάλων μετατοπίσεων του ΚΠ. Ο συγγραφέας για να εξηγήσει τα αποτελέσματα κατά τη διάρκεια της ισορροπίας στο ένα πόδι, καταλήγει στο συμπέρασμα ότι, ο έλεγχος του συστήματος ισορροπίας πραγματοποιείται μέσω διορθωτικών κινήσεων, μερικές από τις οποίες είναι αποτέλεσμα των αντανάκλαστικών συσπάσεων των μυών της ποδοκνημικής άρθρωσης.

Η μέτρηση των δυνάμεων αντίδρασης του εδάφους με τη χρήση δυναμοδαπέδου, μπορεί να χρησιμοποιηθεί ως δείκτης για την ποιότητα της προσγείωσης των αθλητών μετά από άλμα ή πόσο καλά μπορούν να σταθεροποιηθούν σε κάποια θέση ισορροπίας μετρώντας, ταυτόχρονα, το χρόνο που απαιτείται για να επαναφέρει ο αθλητής το κέντρο μάζας του στα όρια του κέντρου βαρύτητας, με προοπτική να θεωρείται σταθερός (McNair et al., 2000). Οι μετατοπίσεις του ΚΠ, όπως υπολογίστηκαν από τις διάφορες παραμέτρους της ταλάντωσης σε συνθήκες ισορροπίας, έχει υπολογιστεί ότι σταθεροποιούνται νωρίτερα στα κορίτσια απ' ό,τι στα αγόρια (Winter, 1995; Shumway et al., 1985). Οι Odenrick et al., (1984) και Riach et al., (1987) βρήκαν μεγαλύτερες τιμές σε αγόρια ηλικίας κάτω των 10 ετών, δηλαδή, ταλαντώνονται περισσότερο από ό,τι τα κορίτσια και ότι τα κορίτσια προσεγγίζουν το εύρος ταλάντωσης των ενηλίκων νωρίτερα από ό,τι τα αγόρια (Riach et al., 1987). Οι Taguchi και Tada (1988) αναφέρουν ότι η εκούσια ταλάντωση κατά τη διάρκεια της στάσης προσοχής με ανοιχτά μάτια σε παιδιά ηλικίας 9-12ετών ήταν συγκρίσιμη με αυτή των ενηλίκων. Αρκετές έρευνες έχουν διεξαχθεί για να εκτιμηθεί ο τρόπος με τον οποίον ένα άτομο αντισταθμίζει και ελέγχει την ισορροπία του σε εξωτερικούς παράγοντες διατάραξης (Berger et al., 1985; Peterson et al., 2006; Forssberg et al., 1982; Steindl et al., 2006). Γενικότερα οι μελέτες αυτές τεκμηριώνουν ότι τα παιδιά εμφανίζουν οργανωμένες αντιδράσεις των μυϊκών ομάδων στη διατάραξη της ισορροπίας στην ηλικία των 7-10ετών.

Σε έρευνα που διεξήχθη σε εργαστηριακές συνθήκες, στην οποία η ισορροπία διαταρασσόταν με την κίνηση της επιφάνειας της βάσης στήριξης, διαπιστώθηκε ότι οι δοκιμαζόμενοι επιστράτευσαν όλες τις γνωστές στρατηγικές διατήρησής της: της ποδοκνημικής, του ισχίου και του βηματισμού (Creath et al., 2005). Η στρατηγική της ποδοκνημικής ή του ισχίου παρατηρείται ως αντίδραση του ατόμου σε συγκεκριμένες συνθήκες διατάραξης της ισορροπίας. Παράδειγμα, η στρατηγική της ποδοκνημικής παραμένει στη διάρκεια μικρών συνθηκών διατάραξης, που χαρακτηρίζονται από μικρό πλάτος, μικρή ταχύτητα ή ελάχιστη συχνότητα ερεθίσματος. Στις συνθήκες μεγαλύτερων διαταράξεων η στρατηγική του ισχίου κυριαρχεί (Horak et al., 1986; Park et al., 2004; Creath et al., 2005). Άλλοι παράγοντες όπως το μήκος της βάσης στήριξης (Horak et al., 1986), η κεντρική θέση (Horak et al., 1989), και το είδος κάποιας πιθανής νευρικής πάθησης (Horak, 1990) επιδρούν στο ποια από τις δυο στρατηγικές θα επικρατήσει.

Αναφορικά με το φύλο, οι διαφορές που διαπιστώνονται μεταξύ αγοριών και κοριτσιών στην ανάπτυξη των συναρμοστικών ικανοτήτων, από την προσχολική ηλικία και μέχρι την ηλικία 12-13χρ., δε θεωρούνται σημαντικές (Winter, 1987). Τα αγόρια εμφανίζουν πολύ καλύτερες επιδόσεις από ότι τα κορίτσια κυρίως μετά την ηλικία των 11-13χρ., σε ασκήσεις με έμφαση στη συναρμογή και κατ' επέκταση την ισορροπία (Winter, 1987). Οι διαφορές αυτές γίνονται μεγαλύτερες υπέρ των αγοριών, μετά την ηλικία των 19-20χρ., και πιθανόν να οφείλονται στη μειωμένη συμμετοχή των γυναικών της ηλικίας αυτής, σε αθλητικές δραστηριότητες (Roth & Winter, 1994).

Οι Lebedowska και Syczewska (2000) και ο Peterson et al., (2006), ερεύνησαν το ρόλο που παίζει η ηλικία, το φύλο, το ύψος και η μάζα του σώματος στην ικανότητα να διατηρούν τη στατική ισορροπία τα παιδιά ηλικίας 7-18ετών. Δεν βρήκαν διαφορά σε καμία μεταβλητή ανάμεσα στα αγόρια (n=25) και τα κορίτσια (n=32) που αξιολογήθηκαν. Σε μία παρόμοια μελέτη για τον έλεγχο της στατικής ταλάντωσης σε συνθήκη στατικής ισορροπίας, βρέθηκε μεγαλύτερο εύρος ταλάντωσης στα αγόρια ηλικίας κάτω των 10 ετών (n=11) απ' ότι στα κορίτσια (n=10) (Odenrick et al., 1984).

Για να τεκμηριωθεί επακριβώς η ικανότητα ελέγχου της ισορροπίας στα παιδιά, οι περισσότερες μελέτες αναφέρουν στατιστικά σημαντικές επιδράσεις ανάμεσα στις μεταβλητές της ταλάντωσης και την ηλικία (Riach et al., 1987; Odenrick et al., 1984; Taguchi et al., 1988; Portfors et al., 1995; Riach et al., 1994; Wolff et al., 1998). Ο

Riach et al., (1987) επισημαίνει ότι τα μικρότερα σε ηλικία παιδιά παρουσίασαν μεγαλύτερη ταλάντωση σε υψηλές συχνότητες, οι οποίες ελαττώνονταν με την ηλικία, αλλά δεν αναφέρουν καμία στατιστικά σημαντική διαφορά ανάμεσα στα κορίτσια και τα αγόρια, ενώ ο Wolff et al., (1998) αναφέρει ότι ένα μεικτό αναφορικά με το φύλο δείγμα ηλικίας από 5 έως 18ετών, ο μέσος όρος της συχνότητας της ταλάντωσης ήταν παρόμοιος για όλες τις ηλικιακές κατηγορίες.

Ωστόσο, ερευνητές υποθέτουν ότι τα χαρακτηριστικά της στατικής ισορροπίας στο ένα πόδι ίσως να μην καλύπτουν επακριβώς το σύστημα ελέγχου της ισορροπίας (Colby, 1999). Έτσι, ως δείκτης της στατικής ταλάντωσης ή μέθοδος μέτρησης της δυναμικής ισορροπίας (Wikstrom, 2006) έχει καθοριστεί από την υπάρχουσα βιβλιογραφία και ο χρόνος σταθεροποίησης (time to stabilization) και ορίζεται ως ο χρόνος που απαιτείται για την επίτευξη της σταθερότητας μετά από προσγείωση (McKinely et al., 1992). Το κεντρικό νευρικό σύστημα στέλνει τα αντίστοιχα ερεθίσματα στους μηχανοϋποδοχείς και τους μύες της άρθρωσης, ώστε να ενεργοποιηθούν εκείνες οι μυϊκές ομάδες που είναι υπεύθυνες να διατηρήσουν το σώμα κοντά στο κέντρο ισορροπίας (Wilkerson et al., 1994). Οι McKinely και Pedotti (1992) αναφέρουν ότι άτομα με πολύ μικρό χρόνο σταθεροποίησης είχαν πριν την προσγείωση σε σύσπαση τις τρεις μεγάλες μυϊκές ομάδες των κάτω άκρων (γαστροκνήμιος, πελματιαίος και πρόσθιος κνημιαίος). Αυτό δημιουργεί μεγάλη μυϊκή ακαμψία και επιτρέπει τη γρήγορη αντίδραση (αντιστάθμιση) στην επιφάνεια προσγείωσης. Έρευνες που χρησιμοποιούν δυναμικές συνθήκες ισορροπίας (προσγείωση μετά από πτώση ή από άλματα) μας δίνουν περισσότερες πληροφορίες για το όλο σύστημα ισορροπίας εφόσον, οι προσγειώσεις θεωρούνται ως ο μηχανισμός που προκαλεί τραυματισμούς στα κάτω άκρα (Wikstrom et al., 2006).

Έχει μελετηθεί ότι όταν το παιδί μπορεί να ελέγξει την προσγείωση μετά από πτώση, το κουτσό, την αναπήδηση και το τρέξιμο, η δύναμη κρούσης απορροφάται αποτελεσματικά (Larkin & Parker, 1998). Με βάση το μοντέλο ανάπτυξης των βασικών κινητικών δεξιοτήτων των Gallahue και Osmun (1995) τα παιδιά κατακτούν το ώριμο στάδιο εκτέλεσης της βασικής δεξιότητας της προσγείωσης στα δύο πόδια μετά από πτώση από ύψος, σε ηλικία περίπου έξι ετών. Αναφέρονται τρεις φάσεις του μοντέλου της δεξιότητας της προσγείωσης μετά από πτώση: η απογείωση, η φάση πτήσης και η προσγείωση.

Αναφορικά με την ανάκτηση της ισορροπίας μετά την προσγείωση από κάποιο ύψος (δυναμική ισορροπία) και της επίδρασης του φύλου στα βιομηχανικά

χαρακτηριστικά αυτού του κινητικού μοντέλου, ιδίως σε παιδιά σχολικής ηλικίας, είναι κάτι το οποίο δεν έχει ερευνηθεί εκτενώς. Ο Kellis (2001) μελέτησε την κατανομή της πίεσης στο πέλμα σε παιδιά προσχολικής ηλικίας, συγκεκριμένα, σε πέντε διαφορετικές συνθήκες (στάση μ' ένα και με δύο πόδια, προσγείωση στο ένα και στα δύο πόδια, (μετά από πτώση από ύψος) και βάδιση). Διαπιστώθηκε ότι οι δυνάμεις πίεσης που αναπτύχθηκαν κατά την προσγείωση ήταν υψηλότερες σε σχέση με τις άλλες συνθήκες. Σε μία άλλη μελέτη, όπου αξιολογήθηκαν παιδιά με προβλήματα κινητικής συναρμογής και τυπικά παιδιά σε συνθήκες προσγείωσης με τα δύο πόδια μετά από πτώση από ύψος 20εκ., βρέθηκε ότι τα παιδιά με προβλήματα κινητικής συναρμογής εκτέλεσαν λιγότερο ασφαλείς προσγειώσεις που χαρακτηρίστηκαν από υψηλή κατακόρυφη δύναμη αντίδρασης του εδάφους, σύντομο χρόνο προσγείωσης και περιορισμένη γωνιακή μεταβολή της άρθρωσης του γονάτου, σε σχέση με τα τυπικά παιδιά (Καταρτζή και συν., 2006).

Έρευνες, στη διεθνή βιβλιογραφία, με σκοπό να προσδιοριστεί εάν το φύλο και η διαφορά δυναμικότητας των δύο άκρων (σε νέους ηλικίας 21 περίπου ετών) επιδρούν στη δυναμική ισορροπία και στα δεδομένα της κατακόρυφης δύναμης αντίδρασης του εδάφους στην προσγείωση μετά από άλμα, έδειξαν ότι οι γυναίκες εμφανίζουν μεγαλύτερες τιμές στις μεταβλητές της δυναμικής ισορροπίας. Αυτό σημαίνει, αναφορικά με τη συγκεκριμένη έρευνα, ότι οι γυναίκες χρησιμοποιούν διαφορετικές στρατηγικές διατήρησης της δυναμικής ισορροπίας απ' ότι οι άντρες, χωρίς να βρεθούν στατιστικά σημαντικές διαφορές της δυναμικότητας των άκρων (Wikstrom, 2006). Σε παρόμοια μελέτη των κινηματικών χαρακτηριστικών των κάτω άκρων, (18 αθλήτριες, μαθήτριες λυκείου), όπου οι 10 από αυτές ακολούθησαν ένα παρεμβατικό πρόγραμμα δυναμικής ισορροπίας 7 εβδομάδων (χωρίς πλειομετρικές ασκήσεις) και οι υπόλοιπες 8 ένα παρεμβατικό πρόγραμμα με πλειομετρικές ασκήσεις μέγιστης επιβάρυνσης, βρέθηκε ότι η δυναμική ισορροπία επιδρά στα κινηματικά χαρακτηριστικά, της προσγείωσης με το ένα πόδι μόνο στο οβελιαίο επίπεδο (Myer et al., 2006).

Μόνο λίγες έρευνες έχουν αξιολογήσει τα χαρακτηριστικά της προσγείωσης σε παιδιά (Pittenger et al., 2002). Ο Sigg et al., (2001) εξετάζοντας (n=143) παιδιά σε προσγείωση από κατακόρυφο άλμα, δεν αναφέρει στατιστικά σημαντικές διαφορές στη γωνία του γόνατος ανάμεσα στα αγόρια και τα κορίτσια. Μία πιο πρόσφατη μελέτη σύγκρινε κορίτσια πριν και μετά την εφηβεία, με τρεις διαφορετικούς τύπους αλμάτων υπερπήδησης, ίσως αποτελεί την πρώτη προσπάθεια εξήγησης των

στατιστικά σημαντικών διαφορών στην στρατηγική προσγείωσης, σε σχέση με το επίπεδο ανάπτυξης (Hass et al., 2003). Ο Swartz et al., (2005) μελετησε αν υπάρχουν διαφορές στα βιομηχανικά χαρακτηριστικά κατά τη διάρκεια προσγειώσεων από κατακόρυφα άλματα. Ωστόσο δεν βρήκε στατιστικά σημαντικές διαφορές στον τρόπο προσγείωσης από άλμα ίσο με το 50% του μέγιστου κατακόρυφου άλματος, ανάμεσα στα αγόρια και τα κορίτσια –ηλικίας 9,5 και 24 χρόνων.

III. ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ

Δείγμα.

Στην έρευνα συμμετείχαν εικοσι-τέσσερα (24) παιδιά/μαθητές (n=24) -ηλικίας περίπου 11ετών (Ε' τάξης) δύο Δημοτικών Σχολείων της πόλης των Σερρών, όπου διδάσκεται το μάθημα της Φυσικής Αγωγής. Επιλέχτηκαν με τη μέθοδο της τυχαίας δειγματοληψίας. Οι γονείς των μαθητών/τριών, υπέγραψαν γραπτή συγκατάθεση συμμετοχής των παιδιών τους στην έρευνα. Το δείγμα χωρίστηκε σε δύο ομάδες: 1^η ομάδα κορίτσια (ΟΚ, n=12) και 2^η ομάδα αγόρια (ΟΑ, n=12). Τα ανθρωπομετρικά τους χαρακτηριστικά φαίνονται στον πίνακα 1. (mean±SD).

Πίνακας 1. Ηλικία και ανθρωπομετρικά χαρακτηριστικά του δείγματος (mean±SD).

	Ηλικία(χρ)	Βάρος(kg)	Ύψος(cm)
ΟΚ (n=12)	11,31±0,9	44,48±9,1	146±0,74
ΟΑ (n=12)	11,25±0,7	41,14±11	146±0,87

Περιγραφή των δοκιμασιών.

Και οι δύο ομάδες αξιολογήθηκαν σε δύο συνθήκες:

στατικής ισορροπίας:

α) στάση βηματισμού, “Romberg” (RS). Η φτέρνα του μη κυρίαρχου ποδιού τοποθετείται μπροστά από τη μύτη του κυρίαρχου ποδιού (το κυρίαρχο πόδι δέχεται το βάρος του σώματος) ενώ τα χέρια βρίσκονται στη μεσολαβή. Παρέμειναν σ’ αυτή τη θέση για 5sec και

β) στάση ισορροπίας στο κυρίαρχο πόδι (OLS). Το δεύτερο πόδι λυγισμένο στις 90° σταθεροποιείται στο ύψος του γόνατος του ποδιού στήριξης. Τα χέρια τοποθετούνται στη μεσολαβή. Παρέμειναν σ’ αυτή τη θέση για 5sec.

Δυναμικής ισορροπίας:

α) ανάκτηση ισορροπίας μετά από προσγείωση από ύψος 15cm (5sec), με τα δύο πόδια και τα χέρια στη μεσολαβή και

β) ανάκτηση ισορροπίας μετά από προσγείωση από ύψος 25 cm (5sec) με τα δύο πόδια και τα χέρια στη μεσολαβή.

Πραγματοποίησαν τρεις (3) προσπάθειες σε κάθε συνθήκη ισορροπίας (Riach et al., 1987). Η επιλογή του κυρίαρχου ποδιού πραγματοποιήθηκε ως εξής, δόθηκε μία μπάλα στα παιδιά τα οποία έπρεπε να την κλωτσήσουν (η μπάλα σταθεροποιήθηκε μπροστά από το παιδί, ενώ αυτό ήταν σε θέση προσοχής). Το πόδι στήριξης στην εκτέλεση του, υποτυπώδους, σουτ θεωρήθηκε ως το κυρίαρχο πόδι για την έρευνά μας. Όλες οι δοκιμασίες πραγματοποιήθηκαν χωρίς παπούτσια.

Όργανα Μέτρησης.

Για τη μέτρηση των δυνάμεων αντίδρασης του εδάφους χρησιμοποιήθηκε ένα δυναμοδάπεδο KISTLER (Type: 9281CA), το οποίο είναι εφοδιασμένο με 4 πιεζοηλεκτρικούς μετατροπείς. Οι προσπάθειες των παιδιών βιντεοσκοπήθηκαν προκειμένου να καταγραφούν τα κινηματικά χαρακτηριστικά της ισορροπίας. Πραγματοποιήθηκε τρισδιάστατη ανάλυση των κινήσεων με το ειδικό πρόγραμμα ανάλυσης Ariel Performance Analysis System (APAS, version 2007). Τα δυναμικά και ΗΜΓ δεδομένα αξιολογήθηκαν με τη χρήση των προγραμμάτων Bioware (Version 3.2.6.104, Type 2812A1-3) και Matlab 7.0 (2007).

Τρισδιάστατη κινηματική ανάλυση.

Η τρισδιάστατη ανάλυση της κίνησης περιλάμβανε 3 φάσεις:

1. Καταγραφή της κίνησης,
2. Ψηφιοποίηση,
3. Υπολογισμός των δεδομένων.

Καταγραφή της κίνησης

Στη συγκεκριμένη έρευνα για τη βιντεοσκόπηση των συνθηκών ισορροπίας, χρησιμοποιήθηκαν δύο βιντεοκάμερες (Allard et al., 1995; Bartlett et al., 1991; Kreighbaum and Barthels, 1990) Panasonic PV-900, που:

- παρέχουν τη δυνατότητα καταγραφής της κίνησης, με ταχύτητα λήψης 60 Hz,
- διαθέτουν αυτόματα προσαρμοσμένη ταχύτητα φωτοφράκτη μεταξύ 1/60 και 1/250, ανάλογα με τη φωτεινότητα του αντικειμένου που βιντεοσκοπούν,

- αυτόματα προσαρμοσμένο διάφραγμα f 1,6 και
- προσαρμοσμένο τηλεφακό zoom 12:1 (Panasonic – operating instructions).

Η χρήση του τηλεφακού επέτρεπε τη βιντεοσκόπηση της κίνησης από κάποια απόσταση, ώστε να ελαχιστοποιείται το αντιληπτικό σφάλμα, ενώ ταυτόχρονα επιτυγχάνεται το απαιτούμενο μέγεθος της εικόνας του εξεταζόμενου (Bartlett et al., 1991; Kreighbaum and Barthels, 1990).

Οι δύο βιντεοκάμερες τοποθετήθηκαν κατά τέτοιο τρόπο, ώστε οι οπτικοί τους άξονες να σχηματίζουν μεταξύ τους γωνία 90 μοιρών και να μπορούν να καταγράφουν όλα τα επιλεγμένα σημεία κατά τη διάρκεια ολόκληρης της κινητικής δραστηριότητας (Bartlett et al., 1991). Πιθανή απόκλιση των οπτικών αξόνων των μηχανών λήψης κατά 10-20 μοίρες θεωρείται αποδεκτή (Ariel Performance Analysis System – User's Manual). Η κάθε μηχανή λήψης τοποθετήθηκε πάνω σ' ένα σταθερό τρίποδα, ώστε να μην υπόκειται σε κραδασμούς κατά τη διάρκεια της λήψης (Bartlett et al., 1991).

Για την επίτευξη ιδανικών συνθηκών φωτισμού, χρησιμοποιήθηκαν δύο προβολείς (Reflecta 3002), με λάμπες των 300 Watt στα 220 Volt. Οι προβολείς τοποθετήθηκαν κατά τέτοιο τρόπο, ώστε η διεύθυνση των φωτεινών τους ακτινών να είναι παράλληλη με τον οπτικό άξονα της κάθε μηχανής λήψης. Αυτό είχε σαν αποτέλεσμα να αντανακλούν καλά και να είναι ευδιάκριτοι οι αυτοκόλλητοι ανακλαστήρες, που τοποθετήθηκαν πάνω σε επιλεγμένα σημεία του σώματος, στα σημεία ελέγχου του κύβου διαβάθμισης και στο σταθερό σημείο αναφοράς. Ο περιβάλλον χώρος ήταν σκοτεινός και οι εξεταζόμενοι φορούσαν σκουρόχρωμα ρούχα (Lavender and Rajulu, 1995).

Για το καθορισμό των αρθρώσεων και των μελών του σώματος τοποθετήθηκαν αυτοκόλλητοι ανακλαστήρες (Lohmann et al., 1988) στα ακόλουθα σημεία:

1. στο φύμα του 5^{ου} μεταταρσίου,
2. στον έξω σφυρό,
3. στον έξω μηριαίο κόνδυλο,
4. στον μείζονα τροχαντήρα του μηριαίου οστού,
5. στον ώμο και
6. στο κεφάλι.

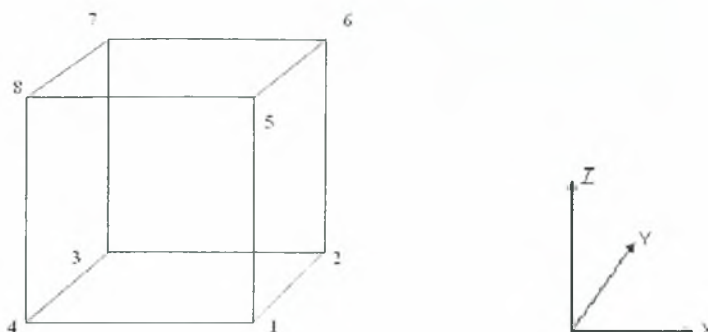
Οι ανακλαστήρες τοποθετήθηκαν στην πλευρά του κυρίαρχου ποδιού εκτέλεσης της συνθήκης ισορροπίας κάθε εξεταζόμενου και με τη βοήθειά τους

ορίστηκαν πέντε μέλη: άκρο πόδι, κνήμη, μηρός, κορμός, και κεφάλι (Bobbert and Van Ingen Scheneau, 1988). Οι ανακλαστήρες τοποθετήθηκαν πάνω σε γυμνή επιφάνεια σώματος, για να ελαχιστοποιηθεί η μετακίνησή τους εξαιτίας της μετακίνησης των ρούχων κατά την εκτέλεση των δοκιμασιών (Nigg, 1986). Η χρήση τους διευκόλυνε τη μελέτη των συνθηκών της στατικής και της δυναμικής ισορροπίας, καθώς και τη διαδικασία της αυτόματης ψηφιοποίησης, λόγω των καλών συνθηκών φωτισμού (Ladin, 1995).

Για τον καθορισμό του τρισδιάστατου καρτεσιανού συστήματος αναφοράς, στο οποίο υπολογίστηκαν οι συντεταγμένες των επιλεγμένων σημείων του σώματος, χρησιμοποιήθηκε ένα σταθερό σημείο στο έδαφος που αποτελεί το σημείο τομής των αξόνων (Allard et al., 1995). Πάνω σ' αυτό το σταθερό σημείο τοποθετήθηκε ένας αυτοκόλλητος ανακλαστήρας. Το σταθερό αυτό σημείο υπήρχε στο πεδίο λήψης κατά τη βιντεοσκόπηση των σημείων ελέγχου και φαινόταν σε κάθε εικόνα κατά τη διάρκεια ολόκληρης της κινητικής δραστηριότητας.

Για τον υπολογισμό των γωνιακών κινηματικών χαρακτηριστικών της κίνησης του κάθε μέλους, το κάθε επιμέρους τοπικό καρτεσιανό σύστημα αναφοράς καθορίστηκε μέσω του λογισμικού APAS, στο τελικό (μακρινό) σημείο που ορίζει το κάθε μέλος (Robertson and Sprigings, 1987).

Για τη διαβάθμιση του χώρου, όπου πραγματοποιήθηκαν οι δοκιμασίες στατικής και δυναμικής ισορροπίας, χρησιμοποιήθηκαν 8 σημεία ελέγχου (Hatze, 1988). Τα σημεία ελέγχου βρίσκονταν πάνω στον κύβο διαβάθμισης, διαστάσεων 180x180cm για να ανταποκρίνεται στις διαστάσεις του χώρου όπου διεξάγεται η κίνηση (Ladin, 1995). Όλες οι διαστάσεις ήταν μετρημένες από τον κεντρικό επιμήκη άξονα του αλουμινένιου σωλήνα. Η εξωτερική διάμετρος των σωλήνων αλουμινίου ήταν 44,45mm, που σημαίνει ότι κάθε σωλήνας είχε ακτίνα 2.223mm. Τα 8 σημεία ελέγχου κάλυπταν όλο το χώρο, όπου διεξαγόταν η κίνηση και ήταν ευδιάκριτα και από τις δύο μηχανές λήψης κατά τη διάρκεια της βιντεοσκόπησης (Σχήμα 1.).



Σχήμα 1. Σημεία ελέγχου του κύβου διαβάθμισης και άξονες συντεταγμένων του χώρου.

Η θέση των σημείων ελέγχου μετρήθηκε σ' ένα τρισδιάστατο καρτεσιανό σύστημα συντεταγμένων, όπου κάθε σημείο ελέγχου είχε μια X, Y και Z τιμή συντεταγμένης. Σ' αυτό το τρισδιάστατο καρτεσιανό σύστημα συντεταγμένων:

1. σημείο τομής των αξόνων ορίστηκε η κάτω δεξιά γωνία του κύβου διαβάθμισης,
2. ο άξονας X είχε προσθοπίστια διεύθυνση,
3. ο άξονας Y είχε εγκάρσια διεύθυνση και
4. ο άξονας Z είχε κατακόρυφη διεύθυνση.

Τα 8 σημεία ελέγχου είχαν τις εξής συντεταγμένες σε (cm):

Αριθμός σημείων ελέγχου	X	Y	Z
1	0.00	0.00	0.00
2	0.00	180	0.00
3	180	180	0.00
4	180	0.00	0.00
5	0.00	0.00	180
6	0.00	180	180
7	180	180	180
8	180	0.00	180

Αρχικά βιντεοσκοπήθηκε ο κύβος διαβάθμισης (σημεία ελέγχου και σταθερό σημείο) και στη συνέχεια απομακρύνθηκε για να διεξαχθεί η κίνηση (Hatze, 1988;

Winter, 1990), ενώ οι κάμερες παρέμειναν σταθερές κατά την διεξαγωγή των συνθηκών στατικής και δυναμικής ισορροπίας και μεταξύ της καταγραφής των σημείων ελέγχου και των δοκιμασιών (Winter, 1990).

Στη συνέχεια βιντεοσκοπήθηκαν οι δοκιμασίες στατικής και δυναμικής ισορροπίας και στο πεδίο λήψης υπήρχε πάντα το ίδιο σταθερό σημείο (σημείο τομής των αξόνων του τρισδιάστατου καρτεσιανού συστήματος συντεταγμένων), που είχε καταγραφεί και κατά τη βιντεοσκόπηση των σημείων ελέγχου. Σε κάθε καταγραφή φαινόταν σε μια πινακίδα ο κωδικός του εξεταζόμενου και ο αριθμός της προσπάθειας.

Η μοναδική απαίτηση για το συνδυασμό ταυτόχρονων εικόνων ήταν και οι δύο μηχανές λήψης να καταγράφουν ένα ευδιάκριτο γεγονός συγχρονισμού (Bartlett, 1991). Αυτό επιτεύχθηκε με το άναμμα μιας λάμπας, που λάμβανε χώρα κατά την έναρξη της κίνησης και με το «πάμε» του εξεταστή.

Ψηφιοποίηση.

Εξοπλισμός. Για τον καθορισμό της θέσης των επιλεγμένων σημείων του σώματος του εξεταζόμενου, σε σχέση με το τρισδιάστατο καρτεσιανό σύστημα αναφοράς, με απώτερο σκοπό τον υπολογισμό των κινηματικών χαρακτηριστικών της κίνησης, ακολουθήθηκε η διαδικασία της αυτόματης ψηφιοποίησης (Kreighbaum and Barthels, 1990).

Η κάθε βιντεοταινία προβλήθηκε μέσω ενός βίντεο (Panasonic, AG-7150), σε μια έγχρωμη οθόνη (17"). Το συγκεκριμένο βίντεο παρείχε τη δυνατότητα οριζόντιας ανάλυσης πάνω από 400 γραμμές (Panasonic Video-Operating Instructions). Η έγχρωμη οθόνη 17 ιντσών παρείχε δυνατότητα ανάλυσης 1024 X 768 (17" Color Monitor-User's Manual).

Διαδικασία ψηφιοποίησης. Για την ψηφιοποίηση των επιλεγμένων σημείων του σώματος, κατ' αρχήν ακολουθήθηκε η διαδικασία μεταφοράς των εικόνων στο σύστημα ανάλυσης του APAS. Αρχικά «συλλαμβάνεται» η εικόνα των σημείων ελέγχου και στη συνέχεια οι εικόνες της κινηματικής δεξιότητας (στατική και δυναμική ισορροπία), πριν το πόδι στήριξης ακουμπήσει το έδαφος και μέχρι το τέλος της προσπάθειας (έξοδος του εξεταζόμενου από το δυναμοδάπεδο), 10 frame πριν την

έναρξη της εκτέλεσης της δεξιότητας και 10 frame μετά το πέρας των 5sec. Η διαδικασία αυτή ακολουθήθηκε και για τις δύο κάμερες.

Πριν την έναρξη της ψηφιοποίησης, υπολογίστηκε το σφάλμα λόγω της βαρελοειδούς παραμόρφωσης του ειδώλου στην οθόνη προβολής. Αυτό επιτεύχθηκε μέσω ενός αλγόριθμου του συστήματος APAS, ψηφιοποιώντας τις γωνίες ενός παραλληλόγραμμου που εμφανίζεται πάνω στην οθόνη προβολής (Allard et al., 1995).

Μετά τη διαδικασία σύλληψης των εικόνων, τόσο των σημείων ελέγχου, όσο και της κινηματικής δεξιότητας, πραγματοποιήθηκε προβολή εικόνας-εικόνας στην ειδική έγχρωμη οθόνη προβολής, όπου διεξήχθη η διαδικασία αυτόματης ψηφιοποίησης της κάθε εικόνας.

Πριν την έναρξη της διαδικασίας ψηφιοποίησης καταχωρήθηκε ο αριθμός των σημείων ελέγχου, οι συντεταγμένες τους και οι μονάδες μέτρησής τους (cm). Κατά την ψηφιοποίηση των σημείων ελέγχου και του σταθερού σημείου, η ψηφιοποίησή τους έγινε με τη σειρά που είχαν καταχωρηθεί οι συντεταγμένες τους.

Κατά την ψηφιοποίηση των επιλεγμένων σημείων του σώματος, αρχικά ψηφιοποιήθηκε σε κάθε εικόνα το σταθερό σημείο, που αποτελεί την αρχή των αξόνων του γενικού τρισδιάστατου καρτεσιανού συστήματος αναφοράς. Στη συνέχεια καθορίστηκαν οι δισδιάστατες συντεταγμένες κάθε επιλεγμένου σημείου, που ορίζεται απ' το δρομέα, σχετικά με το σημείο αναφοράς που είναι σταθερό στο χώρο για κάθε εικόνα που αναλύθηκε. Αυτή η διαδικασία πραγματοποιήθηκε για κάθε εικόνα και για τις δύο βιντεοταινίες και εξήχθησαν δύο σελτ δισδιάστατων συντεταγμένων για τα επιλεγμένα σημεία του σώματος (ένα σελτ για την λήψη από κάθε κάμερα), (Allard et al., 1995).

Επειδή η πρώτη εικόνα απ' τη πρώτη μηχανή λήψης, μπορεί να μην αντιστοιχεί στην πρώτη εικόνα της δεύτερης μηχανής λήψης, για να γίνει ο μετασχηματισμός των 2-D σε 3-D συντεταγμένες για ταυτόχρονες εικόνες, χρησιμοποιήθηκε σαν βάση το γεγονός συγχρονισμού. Στη διάρκεια της ψηφιοποίησης καθορίστηκε η εικόνα στην οποία λαμβάνει χώρα το γεγονός συγχρονισμού (άναμμα λάμπας-έναρξη της κίνησης) και το χρονικό σημείο της κάθε εικόνας, από την κάθε μηχανή λήψης, προσαρμόζεται ανάλογα με το γεγονός συγχρονισμού. Αυτό είχε σαν αποτέλεσμα οι δύο όψεις της ίδιας εικόνας να λαμβάνουν χώρα στον ίδιο χώρο και να υπάρχει μια πλήρης και ακριβής αντιστοιχία μεταξύ των δύο εικόνων των δύο βιντεοταινιών.

Για την μετατροπή των 2-D συντεταγμένων του κάθε επιλεγμένου σημείου, απ' τις δύο ταυτόχρονες εικόνες, σε πραγματικές 3-D συντεταγμένες χρησιμοποιήθηκε η μέθοδος του άμεσου γραμμικού μετασχηματισμού (DLT), μέσω του λογισμικού του APAS. Για τη διαβάθμιση του χώρου, όπου πραγματοποιήθηκε η κίνηση, χρησιμοποιήθηκαν 8 σημεία ελέγχου (Hatze, 1988), που βρίσκονται πάνω στον κύβο διαβάθμισης. Η μη μεταβολή της θέσης των μηχανών λήψης, μετά τη βιντεοσκόπηση του κύβου διαβάθμισης και κατά τη διάρκεια της βιντεοσκόπησης της κινηματικής δεξιότητας, εξασφάλιζε το γεγονός ότι παρέμειναν αμετάβλητες οι διαβαθμιστικές σταθερές L_i της κάθε μηχανής λήψης, οι οποίες υπολογίζονταν κατά τη διάρκεια της DLT μεθόδου, βάσει των γνωστών τρισδιάστατων συντεταγμένων των 8 σημείων ελέγχου (Winter, 1990). Χρησιμοποιώντας τις διαβαθμιστικές σταθερές της κάθε κάμερας και γνωρίζοντας τις δισδιάστατες συντεταγμένες εικόνες του κάθε επιλεγμένου σημείου του σώματος, υπολογίστηκαν, μέσω των βασικών εξισώσεων της DLT, οι πραγματικές τρισδιάστατες συντεταγμένες του.

Υπολογισμός δεδομένων.

Καθορισμός των χρονικών διαστημάτων μεταξύ των εικόνων. Τα χρονικά διαστήματα μεταξύ των εικόνων δόθηκαν από τη συχνότητα δειγματοληψίας. Επειδή η βιντεοσκόπηση πραγματοποιήθηκε με ταχύτητα λήψης 60 εικόνες/sec, (συχνότητα δειγματοληψίας) η χρονική διαφορά μεταξύ των εικόνων ήταν 1/60sec (0.017sec). Ως χρονική στιγμή μηδέν καθορίστηκε η έναρξη της κίνησης με το «πάμε» του εξεταστή, που χρησιμοποιήθηκε και ως γεγονός συγχρονισμού (άναμμα λάμπας).

Για την εξομάλυνση των τρισδιάστατων συντεταγμένων X, Y και Z χρησιμοποιήθηκε μέσω του λογισμικού APAS, η μέθοδος των ψηφιακών κατοδιαβατών φίλτρων Butterworth, που έχει αποδειχθεί ότι παρουσιάζουν τα καλύτερα αποτελέσματα κατά την εξομάλυνση των βιοκινητικών σημάτων. Η συχνότητα κοπής καθορίστηκε στα 5 Hz. Για την επιλογή της συγκεκριμένης συχνότητας κοπής ελέγχθηκε το φάσμα συχνοτήτων της κάθε συντεταγμένης, μέσω ανάλυσης Fourier (Winter, 1990). Επιπρόσθετα πραγματοποιήθηκε ανάλυση υπολοίπων (residuals analysis), για ένα φάσμα συχνοτήτων κοπής από 4-16Hz, αυξανόμενο κατά 2Hz. Η εξαγωγή των υπολοίπων μεταξύ των αρχικών (αφιλτράριστων) για κάθε συχνότητα κοπής, για ένα σύνολο N τιμών (δειγμάτων),

πραγματοποιήθηκε μέσω του προγράμματος Matlab (7.0 version 2007), σύμφωνα με τον τύπο:

$$R_{(f_c)} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (X_i - X_j)^2}$$

Όπου X_i = αφιльтράριστη τιμή του i δείγματος και

Όπου X_j = φιλτραρισμένη τιμή του δείγματος, με συχνότητα κοπής f_c (Winter, 1990).

Η εξαγωγή της καμπύλης των υπολοίπων για το σύνολο των επιλεγμένων συχνοτήτων κοπής, πραγματοποιήθηκε μέσω των γραφικών του προγράμματος, Excel 2000.

Κινηματικά χαρακτηριστικά. Αφού ολοκληρώθηκε η εξομάλυνση των τρισδιάστατων συντεταγμένων των επιλεγμένων σημείων του σώματος, εξήχθησαν τα κινηματικά χαρακτηριστικά της κίνησης για κάθε χρονική στιγμή. Τα κινηματικά χαρακτηριστικά που υπολογίστηκαν ήταν οι γωνιακές θέσεις και ταχύτητες των αρθρώσεων και των μελών.

Ηλεκτρομυογραφία.

Εξοπλισμός. Για την καταγραφή της ηλεκτρικής δραστηριότητας των μυών των κάτω άκρων, χρησιμοποιήθηκαν τρία ενεργητικά ηλεκτρόδια επιφάνειας, με προενισχυτή (Motion Control, co). Το κάθε ενεργητικό ηλεκτρόδιο συνδέεται απ' ευθείας με την A/D κάρτα μετατροπής αναλογικών σημάτων σε ψηφιακά (ARIEL Analog/Digital input-16 A/D Channels), η οποία είναι κοινή για το δυναμοδάπεδο και τον ηλεκτρομυογράφο. Στη συνέχεια το ψηφιοποιημένο μυοηλεκτρικό σήμα αποθηκεύεται στον ηλεκτρονικό υπολογιστή του APAS.

Μύες. Στην παρούσα μελέτη, τα ηλεκτρομυογραφικά δεδομένα συλλέχθηκαν για την αξιολόγηση του εύρους του ηλεκτρικού δυναμικού των εξής μυών κυρίαρχου μέλους: τη μυϊκή γαστέρα του γαστροκνημίου, του ορθού μηριαίου και του δικέφαλου μηριαίου (Winter, 1990).

Συχνότητα δειγματοληψίας. Για να αποφευχθεί απώλεια πληροφοριών, κατά τη μετατροπή του αναλογικού σήματος σε ψηφιακό, επιλέχθηκε ως συχνότητα

δειγματοληψίας η συχνότητα των 1000Hz, η οποία ήταν κοινή για την καταγραφή της μυοηλεκτρικής δραστηριότητας όλων των μυών. Η επιλογή της συγκεκριμένης υψηλής συχνότητας δειγματοληψίας, εξασφάλιζε την καταγραφή όλης της πληροφορίας του μυοηλεκτρικού σήματος (Winter, 1990).

Ηλεκτρόδια. Το κάθε ενεργητικό ηλεκτρόδιο αποτελείται από δύο επιφάνειες ανίχνευσης, που βρίσκονται στα δύο άκρα του και μια κεντρική επιφάνεια αναφοράς. Η απόσταση μεταξύ των κέντρων των δύο επιφανειών ανίχνευσης είναι 3,5 cm και η διάμετρος της κάθε μιας ήταν 1,35 cm.

Το κάθε ενεργητικό ηλεκτρόδιο παρείχε τη δυνατότητα τριών διαφορετικών συχνοτήτων δειγματοληψίας στα 60Hz, 500Hz και 1000Hz, ενώ παρουσίαζε διαφορετικά χαρακτηριστικά για την κάθε συχνότητα. Για τη συχνότητα δειγματοληψίας των 1000Hz, που επιλέχθηκε στη συγκεκριμένη έρευνα, το κάθε ηλεκτρόδιο είχε τα ακόλουθα χαρακτηριστικά:

Μεξ Κέρδος

1^ο ενεργητικό καλώδιο: 346

2^ο ενεργητικό καλώδιο: 347

3^ο ενεργητικό καλώδιο: 347

Μεξ Λόγος απόρριψης κοινού σήματος (CMRR)

1^ο ενεργητικό καλώδιο: 99 dB

2^ο ενεργητικό καλώδιο: 102 dB

3^ο ενεργητικό καλώδιο: 98 dB

Μεξ Εύρος συχνοτήτων

1^ο ενεργητικό καλώδιο: από 11Hz έως 34 KHz

2^ο ενεργητικό καλώδιο: από 10Hz έως 33 KHz

3^ο ενεργητικό καλώδιο: από 6Hz έως 36 KHz

Μεξ Αντίσταση εισόδου

Όλα τα ηλεκτρόδια διέθεταν υψηλή αντίσταση εισόδου, ίση με 10^8 ohms. Παρόλο που χρησιμοποιήθηκαν ενεργητικά ηλεκτρόδια, όπου ο ενισχυτής του μυοηλεκτρικού σήματος τοποθετήθηκε πολύ κοντά στον μυ, η προετοιμασία του δέρματος για αποφυγή παρεμβολών κρίθηκε απαραίτητη. Κατ'αρχήν ξυρίστηκε η επιφάνεια πάνω στην οποία επρόκειτο να τοποθετηθεί το κάθε ηλεκτρόδιο, στη

συνέχεια τρίφτηκε καλά με τραχύ υλικό (σφουγγάρι) και καθαρίστηκε με καθαρό οινόπνευμα (Basmajian and Blumenstein, 1983). Το κάθε ενεργητικό ηλεκτρόδιο σταθεροποιήθηκε πάνω από τον αντίστοιχο μυ, με τη βοήθεια δύο αυτοκόλλητων δακτυλίων (έναν σε κάθε επιφάνεια ανίχνευσης). Τα ηλεκτρόδια τοποθετήθηκαν κατά τέτοιο τρόπο πάνω στους μύες, ώστε πάνω από το κεντρικό σημείο της γαστέρας του μύος να βρίσκεται η επιφάνεια αναφοράς και εκατέρωθεν οι δύο επιφάνειες ανίχνευσης. Το κάθε ηλεκτρόδιο τοποθετήθηκε παράλληλα με τη διεύθυνση των μυϊκών ινών του αντίστοιχου μυ.

Εξαγωγή μυοηλεκτρικών χαρακτηριστικών.

Αρχικά καταγράφηκε το ακατέρ-γαστρο ηλεκτρομυογραφικό σήμα απ' τον κάθε μυ, το οποίο αφού ανορθώθηκε πλήρως μέσω του λογισμικού του APAS, υποβλήθηκε σε εξομάλυνση μέσω της διέλευσής του από ένα φίλτρο χαμηλών συχνοτήτων. Η συχνότητα κοπής ορίστηκε στα 100Hz, μετά από ανάλυση του φάσματος συχνοτήτων (Fourier) και ανάλυση των υπολοίπων (residual analysis). Αυτό σημαίνει ότι επιτρέπεται η διέλευση όλων των συχνοτήτων του ΗΜΓ σήματος, εκτός απ' τις υψηλές συχνότητες πάνω από 100Hz, στις οποίες εμπεριέχεται θόρυβος. Επειδή, το εύρος συχνοτήτων όλων των ενεργητικών ηλεκτροδίων ξεκίνησε από 8Hz, αποκόπηκαν αυτόματα και δεν ενισχύθηκαν όλα τα σήματα που πιθανώς να έχουν χαμηλότερη συχνότητα από 8Hz. Οπότε αποκόπονταν ταυτόχρονα και οι παρεμβολές λόγω της κίνησης. Έτσι δεν θα ήταν απαραίτητη η χρησιμοποίηση ενός φίλτρου εύρους συχνοτήτων.

Η απόλυτη τιμή του ηλεκτρομυογραφικού σήματος όμως εξαρτάται από παράγοντες, όπως η αντίσταση του δέρματος και η θέση των ηλεκτροδίων καταγραφής. Αυτοί οι παράγοντες δεν μπορούν να διατηρηθούν σταθεροί κατά την καταγραφή της ηλεκτρικής δραστηριότητας των μυών και επιπλέον μπορεί να διαφέρουν από άτομο σε άτομο, ακόμη και όταν διατηρείται σταθερή η τεχνική μέτρησης. Γι' αυτό το λόγο, πριν από τη σύγκριση των ηλεκτρομυογραφικών παραμέτρων, κρίθηκε απαραίτητη η σχετικοποίησή τους (ομαλοποίηση) ως προς το χρόνο. Η διαδικασία της σχετικοποίησης υλοποιήθηκε μέσω του μαθηματικού προγράμματος Matlab (7.0 version 2007). Η σχετικοποίηση ως προς το χρόνο, για την έκφραση της μυοηλεκτρικής δραστηριότητας, επιτυγχάνεται χρησιμοποιώντας την παράμετρο, μέσο ηλεκτρομυογράφημα (Average emg).

Μέσο Ηλεκτρομυογράφημα Aremg. Το μέσο ηλεκτρομυογράφημα (Aremg) είναι το πηλίκο του ολοκληρώματος δια του χρόνου ολοκλήρωσης και σύμφωνα με τους Basmajian και DeLuca (1985) αποτελεί μια έγκυρη παράμετρο για την εκτίμηση της μυοηλεκτρικής δραστηριότητας. Κατά συνέπεια το Aremg αποτελεί μια παράμετρο σχετική ως προς τον παράγοντα χρόνο. Στην παρούσα έρευνα, μελετήθηκε η ηλεκτρική δραστηριότητα τριών μυών πριν τη φάση επαφής του ποδιού στήριξης με το δυναμοδάπεδο και κατά τη διάρκεια εκτέλεσης των συνθηκών στατικής και δυναμικής ισορροπίας, με τον παράγοντα Aremg.

Σχετικοποίηση (normalization).

Για τη σχετικοποίηση (normalization) ακολουθήθηκε η διαδικασία κατά την οποία, ο μέσος όρος των ΗΜΓ δεδομένων από τη στάση RS –για τον κάθε ένα προς αξιολόγηση μυ- αποτέλεσε το σημείο αναφοράς της μυϊκής ενεργοποίησης και προενεργοποίησης των στατικών και δυναμικών συνθηκών ισορροπίας, ώστε τα υπόλοιπα ΗΜΓ δεδομένα σχετικοποιήθηκαν ως προς αυτό (%RS).

Προσδιορισμός της φάσης ενεργοποίησης και προενεργοποίησης.

Για την αξιολόγηση της μυϊκής προενεργοποίησης και ενεργοποίησης κατά τη διάρκεια των στατικών και δυναμικών συνθηκών ισορροπίας, χρησιμοποιήθηκαν τα παρακάτω χρονικά διαστήματα:

- 1). 50ms πριν την πρώτη επαφή του ποδιού με το δυναμοδάπεδο κατά την προσγείωση από τα 15 και τα 25cm και
- 2) τα ms, αμέσως μετά την επαφή του ποδιού με το δυναμοδάπεδο ως το χρόνο σταθεροποίησης κατά την προσγείωση από τα 15 και τα 25cm, για τις δυναμικές συνθήκες ισορροπίας.
- 3) 50ms ακριβώς πριν το άτομο καταλάβει την τελική θέση ισορροπίας και
- 4) τα ms, αμέσως μετά την ολοκλήρωση της τελικής προς εξέταση στάσης ισορροπίας ως το πέρας της δοκιμασίας, για τις στατικές συνθήκες ισορροπίας.

Ο χρόνος των 50ms πριν την επαφή με το έδαφος, κατά τις δυναμικές συνθήκες ισορροπίας ή πριν την ολοκλήρωση της στατικής συνθήκης ισορροπίας αποτελεί τη φάση της μυϊκής προενεργοποίησης (Nagano et al., 2007).

Συγχρονισμός δυναμοδαπέδου, ηλεκτρομυογράφου, βιντεοκάμερας.

Για το συγχρονισμό μεταξύ των οργάνων μέτρησης, δηλαδή του δυναμοδαπέδου, ηλεκτρομυογράφου και των δύο μηχανών λήψης, χρησιμοποιήθηκε ένα σύστημα συγχρονισμού, έτσι ώστε να είναι γνωστό π.χ. σε ποια χρονική στιγμή σταθεροποιήθηκε ή πότε έγινε η πρώτη επαφή του ποδιού στήριξης με το δυναμοδάπεδο, ποια ήταν η ηλεκτρομυογραφική δραστηριότητα των μυών αυτή τη χρονική στιγμή, καθώς και ποια ήταν τα κινηματικά του χαρακτηριστικά.

Το σύστημα συγχρονισμού που χρησιμοποιήθηκε έχει ως εξής:

Στο ποντίκι είχε προσαρμοστεί ένας διακόπτης MOFSET και επέτρεπε έτσι, τη διέλευση του ρεύματος από ένα τροφοδοτικό 12Volt προς μια λάμπα, η οποία άναβε με το άνοιγμα του διακόπτη και ταυτόχρονα ξεκινούσε η δυναμομέτρηση και ξεκινούσε η μέτρηση της ηλεκτρομυογραφικής δραστηριότητας. Μ' αυτόν τον τρόπο, η λάμπα παρείχε το αναγκαίο οπτικό σήμα για τον συγχρονισμό των δύο μηχανών λήψης (γεγονός συγχρονισμού).

Η διάρκεια της μέτρησης ορίστηκε στα 5sec για την κάθε προσπάθεια. Στο σύνολο των δοκιμασιών για τη στατική ισορροπία στο ένα πόδι, προτείνεται να διατηρούν τα παιδιά αυτή τη στάση το ανώτερο έως δέκα δευτερόλεπτα (Bruininks, 1978; Sherrill 1993). Επειδή όμως ο χρόνος των δέκα δευτερολέπτων θεωρείται ότι αποτελεί μεγάλη επιβάρυνση για τα παιδιά, ο Pangrazi (1998) προτείνει να κυμαίνεται ο χρόνος εξάσκησης μεταξύ τρία και πέντε δευτερόλεπτα. Ένας επιπλέον λόγος εκτός της σωματικής επιβάρυνσης είναι και ο ψυχολογικός παράγοντας: στα μικρά παιδιά είναι βαρετό να στέκονται επαναλαμβανόμενα για 10sec ακίνητα και ιδίως στο ένα πόδι (Χατζόπουλος και συν., 2003).

Πρέπει να σημειωθεί ότι η χρονική διαφορά μεταξύ δύο διαδοχικών εικόνων ήταν 0,017sec (17ms), εφ' όσον η λήψη γινόταν με συχνότητα δειγματοληψίας 60Hz (1sec/60 εικόνες = 0.01666sec εικόνα από εικόνα). Για τον καλύτερο συγχρονισμό των τιμών από το δυναμοδάπεδο και την κινηματική ανάλυση επιλέχθηκε για αξιολόγηση μια συχνότητα δειγματοληψίας 1000, μια 1/10 σε σχέση με τις εικόνες από το βίντεο. Ως frame offset =0 ορίστηκε η πρώτη εικόνα στο βίντεο, κατά την οποία έγινε η πρώτη πυράκτωση. Σε αυτή την εικόνα έλαβε χώρα ο συγχρονισμός και το 0 στην έναρξη της καταγραφής δυναμικών χαρακτηριστικών. Μέσω αυτής της διαδικασίας καθορίστηκε με ακρίβεια η στιγμή έναρξης της κίνησης, που αποτέλεσε πλέον το γεγονός συγχρονισμού και αντιστοιχούσε στη χρονική στιγμή μηδέν (0) στον πίνακα των αριθμητικών κινηματικών δεδομένων.

Σχεδιασμός της έρευνας.

Ανεξάρτητες μεταβλητές.

α) το φύλο (αγόρια και κορίτσια)

β) η συνθήκη ισορροπίας (όπως παρουσιάζεται στο πρωτόκολλο δοκιμασίας).

Εξαρτημένη μεταβλητή. Τα δυναμικά, κινηματικά και ηλεκτρομυογραφικά χαρακτηριστικά (όπως αναλυτικά παρουσιάζονται στον Πίνακα 2).

Πίνακας 2. Δυναμικά, κινηματικά και ΗΜΓ χαρακτηριστικά αξιολόγησης

Δυναμικά χαρακτηριστικά:

α/α	Συντομογραφία	Μονάδα Μέτρησης	Ονομασία
Στατική και Δυναμική Ισορροπία-Δυναμικά χαρακτηριστικά			
1.	$F_{\max-VGRF}$	N	Μέγιστη Κατακόρυφη Δύναμη Αντίδρασης του Εδάφους
2.	Δs_x	mm	Μέγιστη μετατόπιση του ΚΠ στον πλαγιομετωπιαίο άξονα (x)
3.	Δs_y	mm	Μέγιστη μετατόπιση του ΚΠ στον προσθιοπίσθιο άξονα (y)
4.	Sd_x	mm	Τυπική απόκλιση των μετατοπίσεων του ΚΠ στον πλαγιομετωπιαίο άξονα (x)
5.	Sd_y	mm	Τυπική απόκλιση των μετατοπίσεων του ΚΠ στον προσθιοπίσθιο άξονα (y)
6.	t_{TTS}	sec	Χρόνος Σταθεροποίησης στον κατακόρυφο άξονα, μετά την προσγείωση από ύψος.
Δυναμική Ισορροπία-Κινηματικά χαρακτηριστικά.			
1.	φ_{Π}	Μοίρες ($^{\circ}$)	Γωνία της ποδοκνημικής άρθρωσης, στην 1 ^η επαφή με το έδαφος.
2.	φ_{Γ}	Μοίρες ($^{\circ}$)	Γωνία της άρθρωσης του γονάτου, στην 1 ^η επαφή με το έδαφος.
3.	φ_{Π}	Μοίρες ($^{\circ}$)	Γωνία της άρθρωσης του ισχίου, στην 1 ^η επαφή με το έδαφος.
4.	φ_{Π}	Μοίρες ($^{\circ}$)	Γωνία της ποδοκνημικής άρθρωσης στο χρόνο σταθεροποίησης.
5.	φ_{Γ}	Μοίρες ($^{\circ}$)	Γωνία της άρθρωσης του γόνατος στο χρόνο σταθεροποίησης.
6.	φ_{Π}	Μοίρες ($^{\circ}$)	Γωνία της άρθρωσης του ισχίου στο χρόνο σταθεροποίησης.
7.	$\varphi_{\min-\Pi}$	Μοίρες ($^{\circ}$)	Ελάχιστη γωνία της ποδοκνημικής άρθρωσης κατά την προσγείωση
8.	$\varphi_{\min-\Gamma}$	Μοίρες ($^{\circ}$)	Ελάχιστη γωνία της άρθρωσης του γόνατος κατά την προσγείωση
9.	$\varphi_{\min-I}$	Μοίρες ($^{\circ}$)	Ελάχιστη γωνία της άρθρωσης του ισχίου κατά

			την προσγείωση
10.	$t_{\min\text{-}\Pi}$	sec	Χρόνος επίτευξης της ελάχιστης γωνίας της ποδοκνημικής άρθρωσης κατά την προσγείωση
11.	$t_{\min\text{-}\Gamma}$	sec	Χρόνος επίτευξης της ελάχιστης γωνίας της άρθρωσης του γόνατος κατά την προσγείωση
12.	$t_{\min\text{-}\text{I}}$	sec	Χρόνος επίτευξης της ελάχιστης γωνίας της άρθρωσης του ισχίου κατά την προσγείωση
Στατική Ισορροπία-Κινηματικά χαρακτηριστικά			
1.	$\Delta\varphi_{\text{range-}\Pi}$	Μοίρες ($^{\circ}$)	Εύρος γωνιακής μετατόπισης της ποδοκνημικής άρθρωσης
2.	$\Delta\varphi_{\text{range-}\Gamma}$	Μοίρες ($^{\circ}$)	Εύρος γωνιακής μετατόπισης της άρθρωσης του γόνατος
3.	$\Delta\varphi_{\text{range-}\text{I}}$	Μοίρες ($^{\circ}$)	Εύρος γωνιακής μετατόπισης της άρθρωσης του ισχίου
a/a	Συντομογραφία	Μονάδα Μέτρησης	Ονομασία
ΗΜΓ χαρακτηριστικά			
1.	$M_{\text{ΦΠΡΟ-RF}}$	μV	$M_{\text{ΗΜΓ}}$ ορθού μηριαίου (RF) στη Φάση προενεργοποίησης
2.	$M_{\text{ΦΠΡΟ-BF}}$	μV	$M_{\text{ΗΜΓ}}$ δικέφαλου Μηριαίου (BF) στη Φάση προενεργοποίησης
3.	$M_{\text{ΦΠΡΟ-GAS}}$	μV	$M_{\text{ΗΜΓ}}$ Γαστροκνήμιου (GAS) στη Φάση προενεργοποίησης
4.	$M_{\text{ΦΣ-RF}}$	μV	$M_{\text{ΗΜΓ}}$ ορθού μηριαίου (RF) στη Φάση στήριξης
5.	$M_{\text{ΦΣ-BF}}$	μV	$M_{\text{ΗΜΓ}}$ δικέφαλου μηριαίου (BF) στη Φάση στήριξης
6.	$M_{\text{ΦΣ-GAS}}$	μV	$M_{\text{ΗΜΓ}}$ Γαστροκνήμιου (GAS) στη Φάση στήριξης

Στατιστική Διαδικασία.

Η στατιστική ανάλυση πραγματοποιήθηκε μέσω ανάλυσης διακύμανσης για δυο παράγοντες με επαναλαμβανόμενες μετρήσεις στον δεύτερο παράγοντα (Two-way ANOVA repeated measures) Το μοντέλο ανάλυσης ήταν 2 (φύλο) X 2 (μέτρηση). Για τον έλεγχο των διαφορών εντός των κελιών χρησιμοποιήθηκε το τεστ πολλαπλών συγκρίσεων post-hoc για να διαπιστωθεί ποιοι μέσοι όροι της μίας ομάδας διαφέρουν σημαντικά από τους αντίστοιχους της άλλης ομάδας. Η ανάλυση πραγματοποιήθηκε με το στατιστικό πακέτο SPSS 16.0 (για Windows) και το επίπεδο σημαντικότητας ορίστηκε το $p \leq 0,05$.

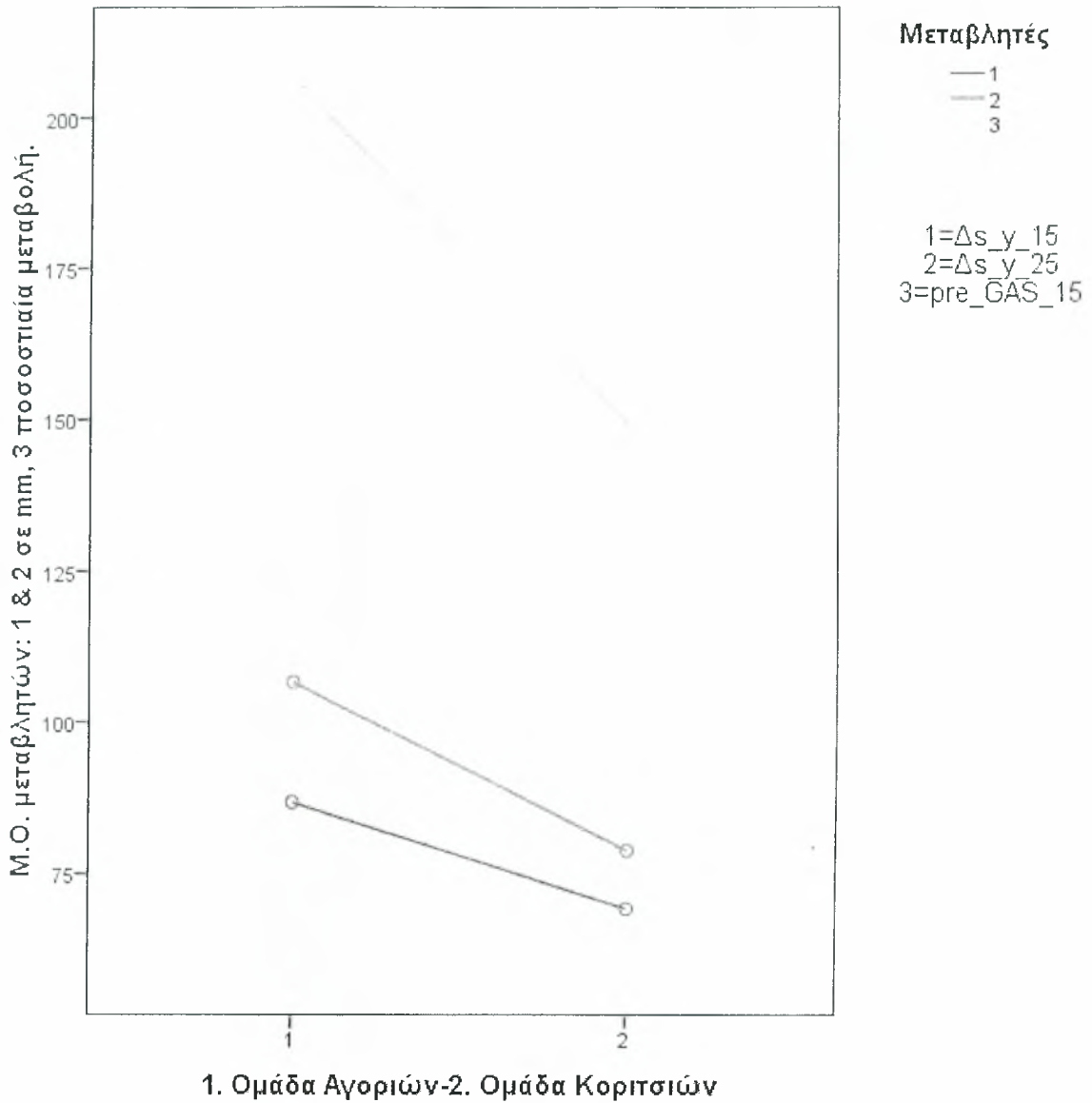
IV. ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

Η στατιστική ανάλυση διπλής διακύμανσης (Two-Way ANOVA) με επαναλαμβανόμενες μετρήσεις (repeated measures) έδειξε στατιστικά σημαντικές διαφορές ανάμεσα στα κορίτσια και τα αγόρια (OK vs. OA) στη μέγιστη μετατόπιση του ΚΠ στον y άξονα κατά την προσγείωση από ύψος 15cm ($65,60 \pm 28,50$ mm vs. $94,13 \pm 26,61$ mm), ($F(1,22)=3,72$, $p=0,05$), (Πίνακας 3) και στη μέγιστη μετατόπιση του ΚΠ στον y άξονα κατά την προσγείωση από 25cm ύψος ($72,99 \pm 37,1$ mm vs. $106,5 \pm 37,1$ mm), ($F(1,22)=3,56$, $p=0,04$), (Πίνακας 3). Επίσης, βρέθηκαν στατιστικά σημαντικές διαφορές στην προενεργοποίηση του γαστροκνημίου μυός για την προσγείωση από 15cm ύψος (48,8% vs. 100% ως προς τις τιμές στη στάση βηματισμού, συνθήκη στατικής ισορροπίας), ($F(1,22) = 5,20$, $p=0,033$), (Πίνακας 3). Δεν παρουσιάστηκαν στατιστικά σημαντικές διαφορές στις υπόλοιπες μεταβλητές που αξιολογήθηκαν.

Πίνακας. 3 Στατιστικά σημαντικές διαφορές στα δυναμικά και ΗΜΓ χαρακτηριστικά στις συνθήκες δυναμικής ισορροπίας (mean \pm SD, F(df) τιμές και επίπεδο σημαντικότητας $p \leq 0,050$).

ΔΥΝΑΜΙΚΑ ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ	ΣΥΝΘΗΚΗ ΙΣΟΡΡΟΠΙΑΣ	ΟΜΑΔΑ	mean \pm SD (mm)	F(df)	p
Δs_y (mm)	Προσγείωση 15cm ύψος πτώσης	OK	65,60\pm28,50	3,72(1,22)	0,050
		OA	94,13\pm26,61		
Δs_y (mm)	Προσγείωση 25cm ύψος πτώσης	OK	72,9 \pm 37,1	3,56(1,22)	0,040
		OA	106,5\pm37,1		
ΗΜΓ ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ			%	F(df)	p
Προενεργοποίηση GAS	Προσγείωση 15cm ύψος	OK	48,8	5,20(1,22)	0,033
		OA	100		

Σχηματική παράσταση των μεταβλητών που εμφανίζουν στατιστικά σημαντική διαφορά.



Σχήμα 2. Στατιστικά σημαντικές διαφορές στα δυναμικά και ΗΜΓ χαρακτηριστικά στις συνθήκες δυναμικής ισορροπίας (mean±SD).

V. ΣΥΖΗΤΗΣΗ

Λίγες σχετικά έρευνες έχουν πραγματοποιηθεί για τις διαφορές των δύο φύλων στα βιομηχανικά χαρακτηριστικά της ισορροπίας και κυρίως της προσγείωσης μετά από πτώση από ύψος, σε παιδιά. Τα αποτελέσματα της παρούσης έρευνας έδειξαν ότι στις συνθήκες στατικής ισορροπίας δεν υπήρχαν στατιστικά σημαντικές διαφορές ανάμεσα στα κορίτσια και τα αγόρια του δείγματος. Σε μελέτη, όπου ελέγχθηκε η επίδραση της ηλικίας και του φύλου στις επιδόσεις παιδιών προσχολικής και σχολικής ηλικίας σε δοκιμασίες μέτρησης των συναρμοστικών ικανοτήτων, δεν διαπιστώθηκε επίδραση του φύλου στη διαμόρφωση των επιδόσεων σε καμία ηλικία, ενώ αντίθετα φάνηκε ότι η ηλικία έπαιξε σημαντικό ρόλο (Καμπάς και συν., 2003). Οι περισσότερες μελέτες έρχονται σε συμφωνία με το εύρημα αυτό και μάλιστα υποστηρίζεται ότι αυτή η μη διαφοροποίηση επεκτείνεται σε όλη τη διάρκεια της προσχολικής ηλικίας (Roth & Winter, 1994, Zimmer & Volkamer 1987) μέχρι την πρώιμη σχολική ηλικία (Hirtz, 1985). Για την προσχολική ηλικία μάλιστα, οι νόρμες που χρησιμοποιούνται για την αξιολόγηση της κινητικής ανάπτυξης δεν διαφοροποιούνται για τα αγόρια και τα κορίτσια (Zimmer & Volkamer 1987). Ωστόσο υπάρχουν και αναφορές που υποστηρίζουν ότι σε κάποιες ικανότητες υπάρχει διαφοροποίηση άλλοτε υπέρ των αγοριών και άλλοτε υπέρ των κοριτσιών (Καμπάς και συν., 2001; Thomas et al., 1985).

Σε έρευνα για την επίδραση του φύλου και της ηλικίας στην ανάπτυξη των συναρμοστικών ικανοτήτων σε Ελληνόπουλα προσχολικής ηλικίας με τη χρήση 5 τεστ από τη δέσμη Κινητικών Δοκιμασιών για παιδιά ηλικίας 4-6 ετών, διαπιστώθηκε ότι στην κιναισθητική ικανότητα διαφοροποίησης, στη δυναμική ισορροπία και στην ικανότητα αντίδρασης οι διαφορές των επιδόσεων μεταξύ αγοριών και κοριτσιών δεν ήταν στατιστικά σημαντικές (Καμπάς και συν., 2001). Παρόμοια αποτελέσματα για την επίδραση του φύλου αναφέρει και η Zimmer (1981). Τα αποτελέσματα που σχετίζονται με την επίδραση του φύλου στην ανάπτυξη των συναρμοστικών ικανοτήτων συμφωνούν με αυτά του Hirtz (1985). Η πιθανότερη αιτία γι' αυτό είναι

οι διαφορές στα χαρακτηριστικά των δυο δειγμάτων και ιδιαίτερα στην βιολογική ηλικία των παιδιών, η οποία δεν συμπίπτει πάντα με τη χρονολογική τους ηλικία (Martin, 1988; Zimmer & Volkamer, 1987).

Στις συνθήκες δυναμικής ισορροπίας, ανάκτηση της ισορροπίας από ύψος πτώσης 15 και 25cm, τα αγόρια παρουσίασαν χαμηλότερη απόδοση στις μετατοπίσεις του ΚΠ, κυρίως, στον y άξονα. Θεωρείται, ότι ανάμεσα στις ηλικίες των 7 έως 9 χρόνων τα παιδιά εξελίσσουν σε πιο ολοκληρωμένη μορφή την «ανοιχτή και κλειστή» στρατηγική για τη διατήρηση της ισορροπίας, για πιο ελεγχόμενες και ακριβείς διορθώσεις στις μετατοπίσεις του ΚΠ και επομένως, καλύτερη ισορροπία (Riach et al., 1994; Kirshenbaum et al., 2001). Πιθανόν, τα αγόρια να αναπτύσσουν τις παραπάνω προσαρμογές αργότερα από ότι τα κορίτσια (Nolan et al., 2005). Αυτό σημαίνει ότι η διαδικασία ανάπτυξης του συστήματος προσανατολισμού στις ηλικίες 9 έως 10 χρ., ίσως να βρίσκεται ακόμα σε εξέλιξη για τα αγόρια. Κατά άλλους ερευνητές στα κορίτσια έχει ολοκληρωθεί η ανάπτυξη του συστήματος αυτού από την ηλικία των 7-8 χρόνων (Forsberg et al., 1982).

Σε άλλη έρευνα, αναφέρθηκε μία αξιοσημείωτη αναπτυξιακή διαφορά των δύο φύλων αναφορικά με το αισθητηριακό σύστημα και τη σχέση του με τον έλεγχο της ισορροπίας (Hirabayashi et al., 1995). Οι συγγραφείς εκτιμούν ότι ο βασικός νευρομυϊκός μηχανισμός, που είναι υπεύθυνος για τον έλεγχο της ισορροπίας βρίσκεται σε ανώριμο στάδιο στα παιδιά ηλικίας 4-7 χρόνων. Ο Riach et al., (1987) επισήμανε ότι τα αγόρια κάτω των 10 χρόνων ταλαντεύονταν σημαντικά περισσότερο από κορίτσια της ίδιας ηλικίας, γεγονός που δείχνει ότι, ίσως, σ' αυτήν την ηλικία τα αγόρια παρουσιάζουν μεγαλύτερη αστάθεια στην προσπάθεια διατήρησης της ισορροπίας. Ο Steindl et al., (2006) έδειξε ότι τα κορίτσια εμφάνισαν μεγαλύτερο ρυθμό βελτίωσης της ισορροπίας σε σύγκριση με αγόρια ηλικίας 11-12 χρόνων. Η διαδικασία ωρίμανσης του νευρικού συστήματος και η αποκτηθείσα κινητική εμπειρία, αναφορικά με τον έλεγχο της ισορροπίας, στην παιδική ηλικία ίσως αποτελεί μία εξήγηση της καθυστέρησης που εμφανίζουν τα αγόρια σε σχέση με τα κορίτσια (Riach et al., 1987; Geuze, 2003).

Σε μελέτη κατά την οποία αξιολογήθηκε η δυναμική ισορροπία αθλητών και αθλητριών της Ενόργανης Αγωνιστικής Γυμναστικής σε σχέση με παιδιά που δεν ασχολούνταν με κάποιο συγκεκριμένο άθλημα για να μελετηθεί η επίδραση του φύλου, της ηλικίας και της άθλησης στην συγκεκριμένη ικανότητα (Κυριαλάνης και συν., 2008), διαπιστώθηκε πως μεταξύ των δύο φύλων στην ομάδα ελέγχου δεν

υπάρχουν διαφορές στην ικανότητα της δυναμικής ισορροπίας. Τα αποτελέσματα αυτά ενισχύουν την άποψη στην οποία συγκλίνουν οι Hageman et al. (1995) και Ryskind et al. (2003), ότι το φύλο δεν επιδρά στην ικανότητα της δυναμικής ισορροπίας. Αντίθετα πολλοί ερευνητές υποστηρίζουν ότι τα κορίτσια έχουν περισσότερο ανεπτυγμένη την παραπάνω ικανότητα αλλά τα αποτελέσματα αφορούν κυρίως σε αθλητές και αθλήτριες (Kirialanis et al., 2002). Οι Τσιγγίλης και συν., (1998) εξετάζοντας την επίδραση της διέγερσης του κέντρου ελέγχου ισορροπίας στη σταθεροποίηση κατά τη στατική ισορροπία, σε αθλήτριες της ρυθμικής γυμναστικής και της καλαθοσφαίρισης, διαπίστωσαν ότι η διέγερση του κέντρου ελέγχου ισορροπίας επηρεάζει αρνητικά την ικανότητα τους για στατική ισορροπία.

Η 3D κινηματική ανάλυση έδειξε ότι ανάμεσα στις δύο ομάδες υπάρχει μία μικρή διαφοροποίηση στις τιμές των κινηματικών μεταβλητών που εξετάστηκαν, οι οποίες δεν ήταν στατιστικά σημαντικές. Σε έρευνες όπου σύγκριναν την ποσοτικοποίηση της μυϊκής δραστηριότητας στην προετοιμασία για διαφορετικού τύπου προσγειώσεις, έδειξαν ότι υπάρχουν διαφορές ανάμεσα στα κορίτσια και τα αγόρια κάτω από ορισμένες συνθήκες (Swartz et al., 2005). Οι απόψεις για τις γωνιακές μετατοπίσεις των αρθρώσεων κατά τη διάρκεια της προσγείωσης δίστανται, καθώς υπάρχουν μελέτες που έχουν δείξει ότι οι γωνιακές μετατοπίσεις των αρθρώσεων κατά τη διάρκεια της προσγείωσης- με τα δύο πόδια- στις γυναίκες είναι είτε μικρότερες (Huston et al., 2001), είτε ίσες (Kernozek et al., 2005), είτε μεγαλύτερες (Fagenbaum and Darling, 2003) με τις αντίστοιχες τιμές των ανδρών, κατά τη διάρκεια της προσγείωσης με το ένα πόδι. Αυτή η ασυμφωνία υπάρχει, πιθανώς, λόγω των ιδιαιτεροτήτων των δοκιμασιών και του πληθυσμού του δείγματος των μελετών αυτών (αθλητές αναψυχής ή αθλητές κολεγίων) ή του μικρού μεγέθους του δείγματος (n=14 έως n=30), (Schmitz et al., 2007). Επομένως, θα ήταν παρακινδυνευμένη μια προσπάθεια γενίκευσης των αποτελεσμάτων. Ο Nagano et al., (2007) δεν διαπίστωσε στατιστικά σημαντικές διαφορές στα κινηματικά χαρακτηριστικά της άρθρωσης του γόνατος και του ισχίου ανάμεσα σε κορίτσια και αγόρια ή ενήλικες αθλητές αναψυχής, όταν προσγειώνονταν με το ένα πόδι από κατακόρυφα άλματα με υπομέγιστο ύψος πτήσης. Σύμφωνα με τους ερευνητές, αυτό συμβαίνει εξαιτίας είτε της «ακαμψίας» του γόνατος και των ηλεκτρομυογραφικών δραστηριοτήτων που καταγράφηκαν, είτε από την επιλογή των δοκιμασιών για την έρευνα (αν πρόκειται για προσγείωση στο ένα ή και στα δύο πόδια). Ο Ford et al., (2005) διαπραγματευόμενος το ίδιο θέμα, σε προσγειώσεις όμως με τα δύο πόδια, δεν

βρήκαν στατιστικά σημαντικές διαφορές ανάμεσα στις γυναίκες και τους άνδρες εξεταζόμενους. Γι' αυτό, θεωρείται ότι οι γωνιακές μετατοπίσεις του γόνατος σ' αυτές τις δοκιμασίες, ίσως να εξαρτώνται από το επίπεδο της φυσικής δραστηριότητας του δείγματος ή από τις ιδιαιτερότητες των ερευνητικών δοκιμασιών (Nagano et al., 2007).

Σε έρευνες που διαπραγματεύονται προσγειώσεις, υποστηρίζεται ότι ίσως οι γυναίκες χρησιμοποιούν διαφορετικές στρατηγικές προσγείωσης από ότι οι άνδρες. Έτσι, σε μελέτες που σύγκριναν αθλητές και αθλήτριες υψηλού επιπέδου (Huston et al. 2001), οι γυναίκες χρησιμοποίησαν διαφορετικές στρατηγικές από τους άνδρες κατά τη διάρκεια προσγείωσης από ύψος 40 και 60cm, αλλά όχι και από ύψος 20cm. Ο Sigg et al., (2001) δεν βρήκε στατιστικά σημαντικές διαφορές στις γωνίες κάμψης του γόνατος στη διάρκεια της προσγείωσης από κατακόρυφο άλμα, ανάμεσα σε μαθητές και μαθήτριες δημοτικού σχολείου. Παρόμοια αποτελέσματα, έδειξε και η έρευνα των Hewett et al., (2002) οι οποίοι όταν σύγκριναν μαθήτριες λυκείου (αθλήτριες της πετοσφαίρισης) με απροπόνητα αγόρια, δεν βρήκαν στατιστικά σημαντικές διαφορές στις γωνιακές μετατοπίσεις της ποδοκνημικής, του γόνατος και της άρθρωσης του ισχίου. Παρόλα αυτά, πολύ λίγα γνωρίζουμε για τις διαφορές κοριτσιών και αγοριών στα νευρομυϊκά γνωρίσματα, στην προετοιμασία και την αντίδρασή τους στην όποια είδους προσγείωση, επειδή γενικά τα παιδιά εμφανίζουν μεγαλύτερη ποικιλία στις κινήσεις και τη μυϊκή ενεργοποίηση από ότι οι ενήλικες (Russell et al., 2007).

Η αξιολόγηση των ηλεκτρομυογραφικών δεδομένων έδειξε στατιστικά σημαντικές διαφορές στην προετοιμασία για την προσγείωση από το ύψος των 15cm υπέρ των κοριτσιών. Αυτό σημαίνει ότι τα αγόρια παρουσίασαν μεγαλύτερες τιμές προενεργοποίησης του γαστροκνημίου μυ στη συγκεκριμένη δοκιμασία, απ' ότι τα αγόρια.

Έφηβοι αθλητές που συμμετείχαν σε διαχρονικές έρευνες (από 2 χρόνια και πάνω), επιβεβαίωσαν την υπόθεση ότι τα αγόρια αυξάνουν το ύψος πτήσης στο κατακόρυφο άλμα με την ηλικία, ενώ τα κορίτσια δεν παρουσίασαν παρόμοιες μεταβολές (Quatman et al., 2006; Kellis et al., 1999; Malina et al., 2004). Σύμφωνα με τις μελέτες αυτές τα αγόρια εμφανίζουν μία νευρομυϊκή έκρηξη δραστηριότητας κατά τη διάρκεια της εφηβείας, σε αντίθεση με τα κορίτσια. Σε μία από τις μελέτες αυτές, τα αγόρια εμφάνισαν μεγαλύτερη μυϊκή ισχύ των κάτω άκρων στις στρατηγικές της προσγείωσης, καθώς η ηλικία αυξανόταν, από την αντίστοιχη μυϊκή

ισχύ των κοριτσιών (Quatman et al., 2006). Γι' αυτό, έχει αποδειχθεί ότι η στοχευμένη νευρομυϊκή προπόνηση στην προεφηβική ηλικία έχει θετική επίδραση στη μυϊκή δύναμη και την ισχύ των κάτω άκρων των παιδιών (Hewett et al., 2005) και κυρίως των κοριτσιών (Myer et al., 2005).

VI. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ-ΠΡΟΤΑΣΕΙΣ

Λαμβάνοντας υπόψη τα αποτελέσματα στο σύνολό τους, συμπεραίνουμε ότι:

α) στις συνθήκες στατικής ισορροπίας δεν υπήρχαν στατιστικά σημαντικές διαφορές ανάμεσα στα κορίτσια και τα αγόρια του δείγματος και

β) στις συνθήκες, δυναμικής ισορροπίας (η ανάκτηση της ισορροπίας κατά την προσγείωση από ύψος 15cm και 25cm) τα αγόρια παρουσίασαν χαμηλότερες επιδόσεις στις μετατοπίσεις του ΚΠ, στον προσθιοπισθιο άξονα.

Τα αποτελέσματα της παρούσας μελέτης συμπληρώνουν ένα κενό της διεθνούς βιβλιογραφίας στο πεδίο της ανάπτυξης των συναρμοστικών ικανοτήτων κατά την παιδική ηλικία και κυρίως όσον αφορά στη σχέση των επιδόσεων μεταξύ κοριτσιών και αγοριών στις ηλικίες 10-12ετών.

Οι συναρμοστικές ικανότητες είναι ικανότητες, και κατ' επέκταση προϋποθέσεις για την εκμάθηση κινητικών δεξιοτήτων και αποτελούν σημαντικά στοιχεία των περιεχομένων της φυσικής αγωγής. Οι κινητικές δραστηριότητες και η φυσική αγωγή στο σχολείο, στοχεύουν στην ανάπτυξη των συναρμοστικών ικανοτήτων. Αλλά και τα περιεχόμενα του μαθήματος φυσικής αγωγής όλων των τάξεων του δημοτικού σχολείου στοχεύουν κατά πρώτο λόγο στην ανάπτυξη των ικανοτήτων αυτών. Γι' αυτό το λόγο, κρίνεται απαραίτητο οι μελλοντικές έρευνες να διαφοροποιηθούν ως προς την διερεύνηση της δυναμικής ισορροπίας στα παιδιά, με την εφαρμογή διαφορετικών πρωτοκόλλων και παρεμβατικών προγραμμάτων, ώστε τα αποτελέσματα να μπορούν να αξιοποιηθούν από τους καθηγητές Φυσικής Αγωγής.

VII. ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- Allard, P., Blanchi, J. & Aissaoui, R. (1995). Bases of three-dimensional reconstruction. In P. Allard, I. A. F. Stokes & J. P. Blanchi (Eds.), *Three-dimensional analysis of human movement* (pp. 19-40). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Ariel, G. (2007). *The Ariel Performance Analysis System*. SPIE, 1356, 76-78.
- Bartlett, R. & Payton, C. (1991). Evaluating and Reporting errors in biomechanical data and their possible effects. *Journal of Sport Sciences*. 9, 393-4
- Basmajian, J. & Blumenstein, R. (1983). Electrode placement in electromyographic feedback. In: Basmajian J (ed) Biofeedback. *Principles and practice for clinicians*. 2nd edn. Williams and Wilkins, Baltimore.
- Basmajian, J. & DeLuca, C. (1985). Muscle fatigue and time-dependent parameters of the surface EMG signal. In: Basmajian JV, DeLuca CJ (eds) *Muscles alive*. 5th edn. Williams and Wilkins, Baltimore, chap 8.
- Baumann, W. (1996). Βασικές Αρχές της Βιομηχανικής των αθλητικών κινήσεων. Μετάφραση-Επιμέλεια: Παπαδόπουλος, Χρ., Εκδ. Σάλτο, Θεσ/νίκη.
- Berger, W. Quintern, J. Dietz, V. (1985). Stance and gait perturbations in children: developmental aspects of compensatory mechanisms. *Electroencephalog Clin Neurophysiol*. 61, 385-95.
- Bobbert, M. & Van Ingen Schenau, G. (1988). Coordination in vertical jumping. *Journal of Biomechanics*, 21 (3), 249-262.
- Bruininks P. (1978). Bruininks-Oseretsky test of motor proficiency: Examiner's manual. Circle Pines, MN: American Guidance Service.

- Butterfield, S. & Loovis, E.M. (1994). Influence of age, sex, balance, and sport participation development of kicking by children in grades K-8. *Perceptual and Motor Skills*, 79, 691-697.
- Chappell, J. Creighton, A. Giuliani, C. Yu, B. & Garrett W. (2007). Kinematics and Electromyography of Landing Preparation in Vertical Stop-Jump Risks for Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injury. *Am. J. Sports Med.* 35, 235-241.
- Colby, S Hintermeister. R, Torry. M. & Steadman, R. (1999). Lower limb stability with ACL impairment. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. 29(2), 444-451.
- Cratty, B., & Gibson, S. (1985). Studies in motor planning, impulsivity and attention in kindergarten children. *Motorik*. 8, 51-58.
- Creath, R. Kiemela, T. Horak, F. Peterka, R. & Jeka, J. (2005) A unified view of quiet and perturbed stance: simultaneous co-existing excitable modes. *Neuroscience Letters*. 377, 75–80
- Fagenbaum, R. & Darling, W. (2003). Jump landing strategies in male and female college athletes and the implications of such strategies for anterior cruciate ligament injury. *The American Journal of Sports Medicine*. 31, 233-240.
- Ford, K., Myer, G. Smith R, et al. (2005). Use of an overhead goal alters vertical jump performance and biomechanics. *J Strength Cond Res*. 19, 394-399.
- Forsberg H, Nashner L. (1982). Ontogenetic development of postural control in man: adaptation to altered support and visual conditions during stance. *J Neurosci*. 2, 545–52.
- Gallahue, D. (2002). *Αναπτυξιακή Φυσική Αγωγή για τα Σημερινά Παιδιά*. Εκδ.: Brown & Benchmark; University Studio Press. Μετάφραση Ευαγγελινού, Χρ. & Παππά, Αρ., Θεσ/νικη.

- Gallahue, L. & Ozmun, J. (1995). *Understanding motor development: Infants, Children, Adolescents, Adults*. Dubuque, Iowa: Brown & Benchmark.
- Geuze, R. (2003). Static balance and developmental coordination disorder. *Human Movement Science*. 22, 527-548.
- Goldie, P., Bach, T., & Evans, O. (1989). Force platform measures for evaluating postural control: reliability and validity. *Arch Physical Medicine and Rehabilitation* 70, 510-517.
- Gorman, D. (1983). Balance ability and reflex maturation among normal, learning disabled, and emotionally handicapped populations. *American Corrective Therapy Journal*, 37(1), 18-22.
- Hageman, P. Leibowitz, J. & Blanke, D. (1995). Age and sex effects on postural control. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 76, 961-965.
- Hass, C. Schick, E. Chow, J. et al. (2003) Lower extremity biomechanics differ in prepubescent and postpubescent female athletes during stride jump landings. *J Appl Biomech*. 19, 139-152.
- Hatze, H. (1988). High-precision 3Dimensional Photogrammetric calibration and object space reconstruction using a modified DLT-approach. *J. Biomechanics*. 21(7), 533-538.
- Hewett, T. Paterno, M. & Myer, G. (2002). Strategies for enhancing proprioception and neuromuscular control of the knee. *Clinical Orthopedics and Related Research*. 402, 76-94.
- Hinman, M. (2000). Factors affecting reliability of the biodex balance system: A summary of four studies. *Journal of Sport Rehabilitation*. 9(3), 240-252.

- Hirabayashi, S. Iwasaki, Y. (1995) Developmental perspective of sensory organisation on postural control. *Brain and Dev.* 17, 111–113.
- Hirtz, P. (1985). *Koordinative Fähigkeiten im Schulsport*. Berlin: Sportverlag.
- Horak, F. Nashner, L. (1986). Central programming of postural movements: adaptation to altered support surface configurations. *J. Neurophysiol.* 55, 1369–1381.
- Horak, F. Diener, H. Nashner, L. (1989). Influence of central set on human postural responses. *J. Neurophysiol.* 62 (4), 841–853.
- Horak, B. Nashner, M. Diener, H. (1990). Postural strategies associated with somatosensory and vestibular loss. *Exp. Brain Res.* 82, 167–177.
- Huston, L. Vibert, B. Ashton-Miller, J. & Wojtys, E. (2001). Gender differences in knee angle when landing from a drop-jump. *American Journal of Knee Surgery.* 14, 215-219.
- Καμπάς, Α., (2003). *Συναρμοστικές Ικανότητες: ανάπτυξη και προπόνηση*. Εκδ. University Studio Press, Θεσ/νίκη.
- Καμπάς, Α., Αγγελούσης, Ν., Γούργουλης, Β., Μπάρμπας, Ιω. & Αντωνίου, Π. (2001). Επίδραση της Ηλικίας και του Φύλου στην Ανάπτυξη των Συναρμοστικών Ικανοτήτων Παιδιών Προσχολικής Ηλικίας. *Φυσική Δραστηριότητα και Ποιότητα Ζωής: Ηλεκτρονικό Περιοδικό*, 2, 8-12.
- Καμπάς, Α., Φατούρος, Ιω., Αγγελούσης, Ν., Γούργουλης, Β., Ταξιλάρης, Κ., (2003). Η Επίδραση της Ηλικίας και του Φύλου στις Συναρμοστικές Ικανότητες στην Παιδική Ηλικία. *Αναζητήσεις στη Φυσική Αγωγή & τον Αθλητισμό: Ηλεκτρονικό Περιοδικό*. 1, 152-158.

- Καταρτζή, Ε., Γκαντήραγα, Ε., Αραμπατζή, Φ. & Παπαδόπουλος, Χ. (2006). Έλεγχος των Βιομηχανικών Χαρακτηριστικών της Δεξιότητας της Προσγείωσης σε παιδιά με Διαφορετικό Επίπεδο Κινητικής Συναρμογής. *Αναζητήσεις στη Φυσική Αγωγή & τον Αθλητισμό: Ηλεκτρονικό Περιοδικό*. 4, 351-362.
- Kellis, E. Tsiskaris, G. Nikopoulou, M. et al. (1999). The evaluation of jumping ability of male and female basketball players according to their chronological age and major leagues. *J Sterngth Cond Res*. 13, 40-46.
- Kellis, E. (2001). Plantar pressure distribution during barefoot standing, walking and landing in preschool boys. *Gait and Posture*, 14, 92-97.
- Kernozek, T. Torry, M. Van Hoof, H. Cowley, H. & Tanner, S. (2005). Gender differences in frontal and sagittal plane biomechanics during drop landings. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 37, 1003-1012.
- Kinzey, S. Armstrong, C. (1998). The reliability of the star-excursion test in assessing dynamic balance. *Journal of Orthopedic and Sports Physical Therapy*. 27(5), 356-360.
- Kirialanis, P. Lapidis, K. & Sofiadis, N. (2002). Evaluation fo kardiovascular system reaction after imitation of balance system in male and female gymnasts. *Theoria I Practica Fizicheskoy Kourtoury*; 24, 20-23.
- KISTLER Operating and servise instructions. *Multicomponent Measuring Platform for Biomechanics and Industry*. Type 9281CA.
- Kirshenbaum, N. Riach, C. Starkes, J. (2001) Non-linear development of postural control and strategy use in young children: a longitudinal study. *Exp Brain Res*. 140, 420-431.
- Kreighbaum, E. & Barthels, M. (1990). *Biomechanics: a qualitative approach for studying human movement* (3rd ed.). Macmillan Publishing Company.

- Κυριαλάνης, Π. Ντάλλας, Γ. Μιχαλοπούλου, Μ. & Γούργουλης, Β. (2008). Η Επίδραση του Φύλου και της Ενόργανης Γυμναστικής στην Ικανότητα της Δυναμικής Ισοροπίας σε Παιδιά. *Αναζητήσεις στη Φυσική Αγωγή (Ηλεκτρονικό Περιοδικό)*. 6(1), 79-86.
- Ladin, Z. (1995). Three-dimensional instrumentation. In P. Allard, I. A. F. Stokes & J. P. Blanchi (Eds.), *Three-dimensional analysis of human movement* (pp. 3-17). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Larkin, D., & Parker, H. (1998). Teaching landing to children with and without developmental coordination disorder. *Pediatric Exercise Science*. 10, 123-136.
- Lavender, S. & Rajulu, S. (1991). Applications in ergonomics, in P. Allard and LA.F. Stokes (eds), *Three-dimensional Analysis of Human Movement* (Human Kinetic Publishers).
- Lebiedowska, M. Syczewska, M. (2000). Invariant sway properties in children. *Gait & Posture*. 12, 200-204.
- Lohmann, G. Roche, F. & Martorell, R. (1988). *Athropometric Standardization Reference Manual*. Champaign: IL, Human Kinetics.
- Marees, H. & Brach, M. (1997). Neurophysiologische Aspekte zum Bewegungslernen und zur Bewegungskontrolle. In R. Nitsch, A. Neumaier, H. Marees & J. Mester (Hrsg.), *Techniktraining – Beiträge zu einem interdisziplinären Ansatz*, (pp 88-108). Schorndorf: Hofmann.
- Malina, R. Bouchard, C. Bar-Or O. (2004). Timing and Sequence of changes during adolescence. *Growth, Maturation and Physical Activity*.
- Martin, D. (1988). *Training im Kindes-und Jugendalter*. Schorndorf: Hofmann.

- McGuine, T., Greene, J., Best, T. & Levenson, G. (2000). Balance as a predictor of ankle injuries in high school basketball players. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 10 (4), 239-244.
- McKinely, P. Pedotti, A. (1992). Motor strategies in landing from a jump: The role of skill in task execution. *Experimental Brain Research*; 90(2), 427-440.
- McNair, P. Prapavessis, H. Callender, K. (2000). Decreasing landing forces: Effect of instruction. *British Journal of Sports Medicine*. 34, 293-296.
- Mechling, H. (1999). *Fähigkeit - Fertigkeit: Generalität versus Spezifität im Techniktraining*. In J. Wiemeyer (Hrsg.), *Techniktraining im Sport* (pp31-46). Darmstadt: IFS/TUD,.
- Meinel, K. & Schnabel, G. (1998). *Bewegungslehre Sportmotorik*. Berlin: Sportverlag.
- Mester, J. (1996). Bewegungs- und Gleichgewichtsregulation im Sport. In R. Bartmus, H. Heck, J. Mester, H. Schumenn, & Tidow (Hrsg.), *Aspekte der Sinnes- und Neurophysiologie im Sport* (pp 317-341). Köln: Sport und Buch Strauß.
- Myer, G., Ford, K., McLean, S. & Hewett, T. (2006). The Effects of Plyometric Vs Dynamic Stabilization and Balance Training on Lower Extremity Biomechanics. *Am. J. Sports Med.* 3(34), 445-455.
- Nagano, Y. Ida, H. Akai, M. Fukubayashi, T. (2007). Gender differences in knee kinematics and muscle activity during single limb drop landing. *The Knee*.; 218-223.
- Neumaier, A. (1999). *Koordinatives Anforderungsprofil und Koordinationstraining*. Köln: Sport und Buch Strauss.
- Nigg, M. (1986). *Biomechanics of running shoes*. Champaign, IL: Human Kinetics.

- Nolan, L. Grigorenko, A. Thorstensson, A. (2005). Balance control: sex and age differences in 9- to 16-year-olds. *Developmental Medicine & Child Neurology*; 47, 449-454.
- Odenrick, P. Sandstedt, P. (1984). Development of postural sway in the normal child. *Hum Neurobiol.* 3, 241–244.
- Pangrazi, R. (1998). *Dynamic physical education for elementary school children*. Boston: Allyn and Bacon.
- Park, S., Horak, F., Kuo, A. (2004). Postural feedback responses scale with biomechanical constraints in human standing. *Exp. Brain Res.*154 (4), 417–427 (Epub 2003, November 14).
- Peterson, M. Christou, E. Rosengren, K. (2006). Children achieves adult-like sensory integration during stance at 12-years-old. *Gait & Posture.* 23, 455-63.
- Pittenger, V. McCaw, S. Thomas, D. (2002). Vertical ground reaction forces of children during one- and two-leg rope lumping. *Res Q Exerc Sport.* 73, 445-449.
- Portfors-Yeomans, C. & Riach, C. (1995). Frequency characteristics of postural control of children with and without visual impairment. *Dev Med Child Neurol.* 37,456–463.
- Quatman, C. Ford, K. Myer, G. Hewett, T. (2006). Maturation Leads to Gender Differences in Landing Force and Vertical Jump Performance: A Longitudinal Study. *Am. J. Sports Med.* 34, 806-813.
- Reimann, B. Lephart, S. (2002). The sensorimotor system, part II: The role of proprioception in motor control and functional joint stability. *Journal of Athletic Training.* 37 (1), 80-84.

- Riach, C. & Starkes, J. (1994) Velocity of centre of pressure excursions as an indicator of postural control systems in children. *Gait & Posture*. 2,167-172.
- Riach, C, Hayes, K. (1987). Maturation of postural sway in young children. *Dev Med Child Neurol*. 29, 650-58.
- Robertson, G. & Sprigings, E. (1987). Kinematics. In Dainty, D. A. & Norman R. W. (Eds.), *Standardizing biomechanical testing in sport* (pp. 9-20.). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Ross, S. Guskiewicz, K. (2004). Examination of Static and Dynamic Postural Stability in Individuals with Functionally Stable and Unstable Ankles. *Clin J Sport Med*. 14(6), 332-338.
- Roth, K., & Winter, R. (1994). Entwicklung koordinativer Fähigkeiten. In: J. Baur, K. K. Börs, R. Singer (Eds.), *Motorische Entwicklung* (pp 42-56). Schorndorf: Hofmann.
- Russell, P., Croce, R., Swartz, E., Decoster, L. (2007). Knee-Muscle Activation during Landings: Developmental and Gender Comparisons. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 39(1), 159-169.
- Rydgind, H. Lykkegaard, J. Bliddal, H. & Danneskiold-Samsøe, B. (2003). Postural sway in normal subjects aged 20-70 years. *Clinical Physiology and Functional Imaging*. 223, 171-176.
- Schmitz, R. Kulas, A. Perrin, D. Riemann, B. & Shultz, S. (2007). Sex differences in lower extremity biomechanics during single leg landings. *Clinical Biomechanics*. 22, 681-688.
- Sherrill, C. (1993). *Adapted physical activity, recreation and sport*. Dubuque: Wm. C. Brown Communications, Inc.

- Shumway-Cook, A. & Woollacott, M. (1985). The growth of stability: postural control from a developmental perspective. *J Motor Behav.* 17, 131–147.
- Sigg, J. Belyea, B. & Ives, J. (2001). Jumping impact force in elementary school-age children. *Med Sci Sports Exerc.* 33, S-238.
- Steindl, R. Kunz, K. Scholtz, A. & Schrott-Fischer, A. (2006). Effect of age and sex on maturation of sensory systems and balance control. *Dev Medicine & Child Neurology.* 48, 477–482.
- Swartz, E. Decoster, L. Russel, P & Croce, R. (2005). Effects of developmental stage and sex on lower extremity kinematics and vertical ground reaction forces during landing. *Journal of Athletic Training.* 40(1), 9-14.
- Taguchi, K. & Tada, C. (1988) Change in body sway with growth of children. In: Amblard B, Berthoz A, Clarac F. (edit.) *Posture and gait: development, adaptation, and modulation.* Amsterdam. Elsevier. p. 59–65.
- Teipel, D. (1995). *Studien zur Gleichgewichtsfähigkeit im Sport.* Köln: Sport und Buch Strauss.
- Thomas J R., and French K E. (1985). Gender differences across age in motor performance: a meta-analysis. *Psych Bull.* 98(2), 260-282
- Τσιγγίλης, Ν. Δούδα, Ε. Σοφιάδης, Ν. & Μερτζανίδου, Ο. (1998). Επίδραση της προκαλούμενης διέγερσης του αιθουσιαίου συστήματος στην ικανότητα ισορροπίας σε αθλήτριες Ρυθμικής Αγωνιστικής Γυμναστικής και καλαθοσφαίρισης ηλικίας 9-11 χρόνων. *Άθληση και Κοινωνία.* 19, 69-77.
- Ulrich, B., & Ulrich, D. (1985). The role of balancing in performance of fundamental skills in 3, 4 and 5 year old children. Clark & J.H. Humphrey (Eds.), *Motor development: current selected research*, Vol. 1 (pp Princeton, NJ: Princeton Books.

- Wikstrom, E. (2003). Functional Vs Isokinetic Fatigue Protocol: Effects on Time to Stabilization, Peak Vertical Ground Reaction Forces & Joint Kinematics in Jump Landing. *Thesis of Master*, University of Florida, Science in Exercise and Sport Sciences.
- Wikstrom, E., Tillman, M., Kline, K. & Borsa, P. (2006). Gender and Limb Differences in Dynamic Postural Stability During Landing. *Clin J Sport Med. Lippincott Williams & Wilkins*. 16(4), 311-315.
- Wilkerson, G, & Nitz, A. (1994). Dynamic ankle stability: Mechanical and neuromuscular interrelationships. *Journal of Sport Rehabilitation*. 3, 43-57.
- Winter, D., Prince, F., Frank, J., Powell, C., & Jabjek K. (1996). Unified theory regarding A/P and M/L balance in quiet stance, *J. Neurophysiol*. 75, 2334–2343.
- Winter, D. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*. 3, 193-214.
- Winter, D. (1990). *Biomechanics and motor control in human movement*. New York: John Wiley and Sons.
- Winter, D. (1987). Die motorische Entwicklung des Menschen von dem Geburt bis ins hohe Alter. In: K. Meinel & G. Schnabel (Eds.): *Bewegungs-lehre-Sportmotorik*. Berlin: Sportverlag.
- Witte, K., & Blaser, P. (1998). Die Dynamik des statischen Gleichgewichts aus nichtlinearer Sicht. *Psychologie und Sport*. 5(4), 130-139.
- Wolff, D., Rose, J., Jones, V., Bloch D., Oehlert, J, & Gamble, J. (1998) Postural balance measurements for children and adolescents. *J Orthop Res*.16:271–275.

Χατζόπουλος, Δ., Κοφτερού, Α. & Γεωργίου, Μ. (2003). Πολύπλευρη Εξάσκηση της Ισορροπίας και Παιδαγωγικό Πλαίσιο Εφαρμογής της στην Πρωτοβάθμια Εκπαίδευση. *Αναζητήσεις στη Φυσική Αγωγή & τον Αθλητισμό*. 1, 176-183.

Zimmer, R. (1981). *Motorik und Persoenlichkeitsentwicklung bei Kindern im Vorschulalter*. Schorndorf: Hofmann Verlag.

Zimmer, R., & Cicurs H. (1993). *Psychomotorik*. Schorndorf: Hofmann Verlag.

Zimmer, R., & Volkamer M. (1987). *Motoriktest fur vier-bis sechsjahrige Kinder*. Manual. Weinheim: Belz.

VIII. ΠΑΡΑΡΤΗΜΑΤΑ

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ 1.

Πρωτόκολλο δοκιμασίας στο Εργαστήριο Αθλητικής Βιομηχανικής

Αξιολόγηση στο Εργαστήριο Αθλητικής Βιομηχανικής του ΤΕΦΑΑ Σερρών		
ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΟ ΔΟΚΙΜΑΣΙΑΣ		
Ατομικά στοιχεία δοκιμαζόμενου		
Όνοματεπώνυμο	:	file:
Ημερομηνία γέννησης:/...../19...	
Ημερομηνία εξέτασης:/...../2007 Σχολείο.....	
Όνομα εξεταστή	:	Διεύθυνση :
Σωματικό βάρος	:(Kg).....	
Σωματικό ύψος	:(cm) Τηλέφωνο :	

A. Μέτρηση στατικής ισορροπίας για διάστημα 5 δευτ.		
	«πελαργός»	Romberg
Προσπάθεια 1 :
Προσπάθεια 2 :
Προσπάθεια 3 :

B. Μέτρηση δυναμικής ισορροπίας για διάστημα 5 δευτ.		
	15cm	25cm
Προσπάθεια 1 :
Προσπάθεια 2 :
Προσπάθεια 3 :

Γ. Παρατηρήσεις:

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ 2.

Ενημέρωση και γραπτή άδεια των γονέων για τη συμμετοχή των παιδιών στις εργαστηριακές δοκιμασίες.



ΑΡΙΣΤΟΤΕΛΕΙΟ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΘΕΣΣΑΛΟΝΙΚΗΣ

Τμήμα Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού, Σερρών
Εργαστήριο Αθλητικής Βιομηχανικής



Σέρρες, 14/12/2007

Αγαπητοί γονείς,

Στο πλαίσιο ερευνητικού προγράμματος, το οποίο διεξάγεται από το Τμήμα Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού Σερρών, του Αριστοτελείου Πανεπιστημίου Θεσσαλονίκης, και συγκεκριμένα από το Εργαστήριο Αθλητικής Βιομηχανικής (Διευθυντής: Δρ. Παπαδόπουλος Χρήστος) ενδιαφερόμαστε για την ανίχνευση των κινητικών δεξιοτήτων των παιδιών του δημοτικού σχολείου.

Ο έλεγχος και η καθοδήγηση των δεξιοτήτων αυτών, θα οδηγήσει στην καλύτερη κατανόηση της κινητικής ανάπτυξης των παιδιών. Επιπλέον, θα μας δοθεί η δυνατότητα να κάνουμε προτάσεις προς το Παιδαγωγικό Ινστιτούτο, σχετικά με τα αναλυτικά προγράμματα του μαθήματος της Φυσικής Αγωγής στο δημοτικό σχολείο, με στόχο την αποτελεσματικότερη κινητική ανάπτυξη των παιδιών.

Για την εφαρμογή του προγράμματος θα επιθυμούσαμε τη συμμετοχή του παιδιού σας σε κινητικά τεστ, τα οποία θα διεξαχθούν στο χώρο του Τ.Ε.Φ.Α.Α. Σερρών (Εργαστήριο Αθλητικής Βιομηχανικής).

Σκοπός αυτού του προγράμματος είναι να αξιολογήσει τις ικανότητες και δεξιότητες των παιδιών (ισορροπία, δύναμη κ.ά.) και να ερευνήσει τις διαφορές των παιδιών όσον αφορά τις κινητικές ικανότητες αγοριών και κοριτσιών. Σε αυτό το πρόγραμμα εξάσκησης θα συμμετέχουν παιδιά, τα οποία θα επιλεγθούν τυχαία από την Τρίτη, Τετάρτη και Πέμπτη τάξεις του Δημοτικού σχολείου.

Θα θέλαμε λοιπόν την άδειά σας για τη συμμετοχή του παιδιού σας σε αυτό το πρόγραμμα. Το παιδί θα είναι ελεύθερο να εγκαταλείψει το πρόγραμμα εάν και όποτε το θελήσει. Το πρόγραμμα θα ξεκινήσει στις 14/12/2007 και για αυτό το λόγο θα θέλαμε την απάντησή σας, όσο το δυνατόν συντομότερα.

Εάν έχετε οποιαδήποτε απορία μη διστάσετε να επικοινωνήσετε με την υπεύθυνη του προγράμματος **Κα Καραμπούκα Μαρία στα τηλέφωνα: 23250-24376 ή 6972161025.**

Ευχαριστούμε για τη συνεργασία σας.

Με εκτίμηση,

Χρήστος Παπαδόπουλος
Αναπλ. Καθηγητής

✂

ΔΗΛΩΣΗ ΣΥΜΜΕΤΟΧΗΣ

Δίνω την άδειά μου για τη συμμετοχή του/της.....
 της τάξηςστο πρόγραμμα εξάσκησης κινητικών
 δεξιοτήτων που διοργανώνει το Εργαστήριο Αθλητικής Βιομηχανικής του Τ.Ε.Φ.Α.Α. Σερρών.

Την-.....-2001
 (Υπογραφή Γονέα ή Κηδεμόνα)

Διεύθυνση Εργαστηρίου: Τ.Ε.Φ.Α.Α. Σερρών - Εργαστήριο Αθλητικής Βιομηχανικής - Άγιος Ιωάννης - 62110
 Σέρρες - τηλ. & Fax: 0321-21618, κιν.: 0932-755011, e-mail: biolab@phed-sr.auth.gr, Internet-site:
<http://www.auth.gr/tefaa-sr/biolab>