



**Σχολή Επιστημών Υγείας
ΤΜΗΜΑ ΦΥΣΙΚΟΘΕΡΑΠΕΙΑΣ**

**ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΩΝ ΣΠΟΥΔΩΝ
«ΠΡΟΗΓΜΕΝΗ ΦΥΣΙΚΟΘΕΡΑΠΕΙΑ»**

«Master of Science in Advanced Physiotherapy»

**«Έλεγχος της εγκυρότητας μιας μεθόδου ανάλυσης βάδισης
με τη χρήση της εφαρμογής Kinevea, σε παιδιά με
εγκεφαλική παράλυση»**

Παστρουμά Σ. Σοφία

Μάιος 2025

ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΘΕΣΣΑΛΙΑΣ

**Σχολή Επιστημών Υγείας
ΤΜΗΜΑ ΦΥΣΙΚΟΘΕΡΑΠΕΙΑΣ**

**ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΩΝ ΣΠΟΥΔΩΝ
«ΠΡΟΗΓΜΕΝΗ ΦΥΣΙΚΟΘΕΡΑΠΕΙΑ»**

«Master of Science in Advanced Physiotherapy»

**«Έλεγχος της εγκυρότητας μιας μεθόδου ανάλυσης βάρδισης
με τη χρήση της εφαρμογής Kinovea, σε παιδιά με
εγκεφαλική παράλυση»**

Διπλωματική Εργασία

που υποβλήθηκε στο Τμήμα Φυσικοθεραπείας του Πανεπιστημίου Θεσσαλίας
ως μέρος των απαιτήσεων για την απόκτηση
Διπλώματος Μεταπτυχιακών Σπουδών στην Προηγμένη Φυσικοθεραπεία
από τον ή την

Παστρουμά Σ. Σοφία

Δήλωση Αυθεντικότητας, ζητήματα Copyright

«Ο μεταπτυχιακός φοιτητής που εκπόνησε την παρούσα διπλωματική εργασία φέρει ολόκληρη την ευθύνη προσδιορισμού της δίκαιης χρήσης του υλικού, η οποία ορίζεται στη βάση των εξής παραγόντων: του σκοπού και χαρακτήρα της χρήσης (μη-εμπορικός, μη-κερδοσκοπικός, αλλά εκπαιδευτικός-ερευνητικός), της φύσης του υλικού που χρησιμοποιεί (τμήμα του κειμένου, πίνακες, σχήματα, εικόνες κ.λπ.), του ποσοστού και της σημαντικότητας του τμήματος που χρησιμοποιεί σε σχέση με το όλο κείμενο υπό copyright, και των πιθανών συνεπειών της χρήσης αυτής στην αγορά ή την γενικότερη αξία του υπό copyright κειμένου».

Μάιος 2025

«Η παρούσα διπλωματική εργασία εγκρίθηκε ομόφωνα από την τριμελή εξεταστική επιτροπή η οποία ορίστηκε από την Συνέλευση του Τμήματος Φυσικοθεραπείας του Πανεπιστημίου Θεσσαλίας, σύμφωνα με το νόμο και τον εγκεκριμένο Οδηγό Σπουδών του ΠΜΣ «Προηγμένη Φυσικοθεραπεία». Τα μέλη της επιτροπής ήταν:

- Σπανός Σάββας, Πανεπιστήμιο Θεσσαλίας, Σχολή Επιστημών Υγείας, Τμήμα Φυσικοθεραπείας (Επιβλέπων)
- Παράς Γεώργιος, Πανεπιστήμιο Θεσσαλίας, Σχολή Επιστημών Υγείας, Τμήμα Φυσικοθεραπείας (Μέλος)
- Χρυσάγης Νικόλαος, Πανεπιστήμιο Δυτικής Αττικής, Σχολή Επιστημών Υγείας και Πρόνοιας, Τμήμα Φυσικοθεραπείας

Η έγκριση της διπλωματικής εργασίας από το Τμήμα Φυσικοθεραπείας του Πανεπιστημίου Θεσσαλίας, δεν υποδηλώνει αποδοχή των απόψεων του συγγραφέα».

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Εισαγωγή: Η ανάλυση της βάδισης βοηθάει τον κλινικό θεραπευτή στο κομμάτι της αξιολόγησης, της διαμόρφωσης θεραπευτικού πλάνου και της αποκατάστασης του εκάστοτε ασθενούς. Το gold standard εργαλείο για την ανάλυση της βάδισης είναι η τρισδιάστατη μέθοδος και συγκεκριμένα το Vicon system. Το εργαλείο αυτό, είναι κοστοβόρο, δεν είναι φορητό και απαιτεί εμπειρία από τον εξεταστή. Τα προβλήματα αυτά, εξαλείφει η δισδιάστατη ανάλυση αλλά δεν έχει διερευνηθεί η εγκυρότητα της στην βάδιση παιδιών με εγκεφαλική παράλυση.

Σκοπός : Η παρούσα μελέτη διερεύνησε την εγκυρότητα μιας δισδιάστατης μεθόδου ανάλυσης βάδισης με τη χρήση της εφαρμογής Kinovea σε παιδιά με εγκεφαλική παράλυση.

Μεθοδολογία : Συλλέχθηκαν 29 παιδιά διαγνωσμένα με Εγκεφαλική Παράλυση, τύπου διπληγίας. Η ηλικία του κυμαίνονταν από 4 έως 18 ετών. Για την ανάλυση της βάδισης με την δισδιάστατη μέθοδο χρησιμοποιήθηκαν 2 κάμερες κινητών τηλεφώνων και η εφαρμογή Kinovea και για την τρισδιάστατη μέθοδο απαραίτητο φάνηκε το Vicon system, το οποίο αποτελείται από 10 κάμερες 3D analysis και το λογισμικό Nexus. Οι παράμετροι που μετρήθηκαν κατά την διάρκεια της βάδισης ήταν 1) η γωνία ποδοκνημικής (ΠΔΚ) κατά την επαφή της πτέρνας, 2) η γωνία του γόνατος κατά την επαφή της πτέρνας, 3) το εύρος κίνησης του γόνατος από την επαφή της πτέρνας μέχρι την μέση φάση αιώρησης, 4) το μήκος βήματος, 5) το μήκος διασκελισμού, 6) ο χρόνος βήματος, 7) ο χρόνος διασκελισμού και 8) η πλάγια κλίση της λεκάνης προς τα δεξιά.

Αποτελέσματα: Η εγκυρότητα ως προς την μέτρηση κινηματικών παραμέτρων με την δισδιάστατη ανάλυση ήταν από καλή έως υψηλή (0.898- 0.994) και για την μέτρηση χωροχρονικών παραμέτρων ήταν υψηλή (0.950- 0.996).

Συμπεράσματα: Τα αποτελέσματα έδειξαν πως με την εφαρμογή Kinovea μπορεί να αξιολογηθεί η βάδιση των παιδιών με Εγκεφαλική Παράλυση και τα αποτελέσματα που θα διεξαχθούν να είναι έγκυρα.

Λέξεις κλειδιά: Βάδιση, Εφαρμογή Kinovea, Vicon system, κινηματικοί παράμετροι, χωροχρονικοί παράμετροι.

ΠΕΡΙΛΗΨΗ ΣΤΑ ΑΓΓΛΙΚΑ

Introduction: The gait analysis helps the clinical therapist in evaluation, the configuration of a therapeutical plan and the rehabilitation of the patient. The gold standard tool for gait analysis is the three-dimensional method, and more specifically, the Vicon system. This tool is expensive, unportable, and requires a lot of experience to use. These problems can be solved by the two-dimensional analysis, however its validity has not yet been researched when it comes to the movement of children with cerebral palsy.

Purpose: This study researched the validity of a two-dimensional method of gait analysis using the Kinovea application on children with cerebral palsy.

Methodology: 29 children diagnosed with diplegic cerebral palsy were gathered, ages ranging from 4 to 18 years old. For the gait analysis with the two-dimensional method, 2 phone cameras and the Kinovea application were used. For the three-dimensional method, the use of the Vicon system, which is composed of 10 cameras with 3D analysis and the Nexus software was necessary. The parameters measured during gait were 1) ankle angle at heel strike, 2) knee angle at heel strike, 3) knee range of motion from heel strike to mid-swing phase, 4) step length, 5) stride length, 6) step time, 7) stride time, and 8) right lateral pelvic tilt.

Results: The validity when it comes to the measuring of gait parameters with the two-dimensional analysis were good to great (0.898 - 0.994) and the measuring of spatiotemporal parameters were great (0.950 - 0.996).

Conclusion: The results showed us that through the use of the Kinovea application, the gait of children with cerebral palsy can be analyzed with accurate results.

Key words: Gait, Kinovea Application, Vicon system, kinematic parameters, spatiotemporal parameters.

Περιεχόμενα

ΠΕΡΙΛΗΨΗ.....	3
ΠΕΡΙΛΗΨΗ ΣΤΑ ΑΓΓΛΙΚΑ.....	4
Πίνακας Συντομογραφιών	7
Κατάλογος Εικόνων	8
Κατάλογος Πινάκων.....	9
Ευχαριστίες	10
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1 ^ο ΕΙΣΑΓΩΓΗ	1
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2 ^ο	2
ΕΓΚΕΦΑΛΙΚΗ ΠΑΡΑΛΥΣΗ.....	2
2.1 Ορισμός εγκεφαλικής παράλυσης	2
2.2 Δημοσιευμένα επιδημιολογικά δεδομένα για την εγκεφαλική παράλυση	3
2.3 Αίτια της εγκεφαλικής παράλυσης και οι παράγοντες κινδύνου.....	4
2.4 Τύποι κινητικών διαταραχών και τοπογραφίας της εγκεφαλικής παράλυσης	5
2.5 Ορισμοί κινητικών διαταραχών.....	6
2.6 Ορισμό βάδισης και τύποι βαδίσεων σε παιδιά με Ε.Π.	6
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3 ^ο	8
ΑΝΑΛΥΣΗ ΒΑΔΙΣΗΣ ΚΑΙ ΚΙΝΗΣΗΣ.....	8
3.1 Χωροχρονικές Παράμετροι	9
3.2 Κινητικές Παράμετροι.....	10
3.3 Τρισδιάστατη Ανάλυση Βάδισης – Vicon system	10
3.4 Δισδιάστατη Ανάλυση βάδισης- Λογιστικό Kinovea	11
Σκοπός της μελέτης.....	12
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4 ^ο ΜΕΘΟΔΟΣ	13
4.1 Ερευνητικό ερώτημα.....	13
4.2 Διαμόρφωση ερευνητικών υποθέσεων	13
4.3 Επιλογή δείγματος και τοποθεσία καταγραφής.....	13
4.4 Ενημέρωση του κηδεμόνα και προετοιμασία δοκιμαζόμενου.....	14
4.5 Κριτήρια ένταξης.....	15
4.5.1 Κριτήρια αποκλεισμού	15
4.6 Εξοπλισμός μετρήσεων	15
4.7 Διαδικασία καταγραφής της βάδισης	16
4.8 Διαδικασία υπολογισμού και εξαγωγής αποτελεσμάτων με την εφαρμογή Kinovea.....	18
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5 ^ο	24
ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ	24
5.1 Αποτελέσματα του ελέγχου κανονικότητας.....	27
5.2 Αποτελέσματα ελέγχου εγκυρότητας.....	29
5.2.1 Αποτέλεσμα ελέγχου εγκυρότητας της γωνίας της Ποδοκνημικής άρθρωσης.....	29
5.2.2 Αποτέλεσμα ελέγχου εγκυρότητας της γωνίας της άρθρωσης του γόνατος.....	29
5.2.3 Αποτέλεσμα ελέγχου εγκυρότητας του εύρους κίνησης της άρθρωσης του γόνατος.....	30

5.2.4 Αποτέλεσμα ελέγχου εγκυρότητας του μήκους βήματος.....	31
5.2.5 Αποτέλεσμα ελέγχου εγκυρότητας του μήκους διασκελισμού.....	31
5.2.6 Αποτέλεσμα ελέγχου εγκυρότητας του χρόνου βήματος.....	32
5.2.7 Αποτέλεσμα ελέγχου εγκυρότητας του χρόνου διασκελισμού.....	33
5.2.8 Αποτέλεσμα ελέγχου εγκυρότητας της πλάγιας κλίσης της λεκάνης.....	34
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6 ^ο ΣΥΖΗΤΗΣΗ	35
6.1 Πλεονεκτήματα της μελέτης.....	38
6.2 Περιορισμοί της μελέτης.....	39
6.3 Προτεινόμενα θέματα έρευνας για το μέλλον	40
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 7 ^ο	41
ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ.....	41
ΑΝΑΦΟΡΕΣ	42
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑΤΑ	47

Πίνακας Συντομογραφιών

Αναλυτική Επεξήγηση	Συντομογραφία
Εγκεφαλική Παράλυση	Ε.Π.
Τρισδιάστατη Ανάλυση Βάδισης	Τ.Α.Β
Δισδιάστατη Ανάλυση Βάδισης	Δ.Α.Β
Σκλήρυνση Κατά Πλάκας	Σ.Κ.Π
Gross Motor Function Classification System	GMFCS
Πρόσθια Άνω Λαγόνια Άκανθα	ΠΑΛΑ
Οπίσθια Άνω Λαγόνια Άκανθα	ΟΑΛΑ
Μεσότητα Μηριαίων	ΜΜ
Έξω Μηριαίος Κόνδυλος	ΕΜΚ
Μεσότητα Κνήμης	ΜΚ
Έξω Σφυρό	ΕΣ
Δεύτερο Μετατάρσιο	ΔΜ
Ποδοκνημική	ΠΔΚ
Γόνατο	ΓΝΤ
Χρόνος Βήματος	ΧΒ
Χρόνος Διασκελισμού	ΧΔ
Μέση Φάση Αιώρησης	ΜΦΑ
Αριστερό	ΑΡ
Δεξί	ΔΕ

Κατάλογος Εικόνων

Εικόνα 4.1 Τοποθέτηση των markers στα ανατομικά σημεία	17
Εικόνα 4.2 Μέτρηση γωνίας της ποδοκνημικής (ΠΔΚ) άρθρωσης κατά την φάση “επαφής πτέρνας”	19
Εικόνα 4.3 Μέτρηση γωνίας του γόνατος (ΓΝΤ) κατά την φάση “επαφής πτέρνας”	19
Εικόνα 4.4 Υπολογισμός του εύρους κίνησης (Ε.Κ.) από την φάση “επαφής πτέρνας” μέχρι την φάση “μέσης αιώρησης”	20
Εικόνα 4.5 Σχεδιάγραμμα της μέτρησης του μήκους διασκελισμού και του μήκους βήματος.....	21
Εικόνα 4.7 Υπολογισμός του χρόνου διασκελισμού (Χ.Δ.)	22
Εικόνα 4.8 Υπολογισμός της πλάγιας κλίσης λεκάνης κατά την μέση φάση αιώρησης (Μ.Φ.Α) του δεξιού κάτω άκρου	23

Κατάλογος Πινάκων

Πίνακας 1.1, Αίτια Εγκεφαλικής Παράλυσης.....	4
Πίνακας 1.2 Ποσοστά ταξινόμησης των ατόμων με Εγκεφαλική Παράλυση ανά τύπο... ..	5
Πίνακας 5.1 Σωματομετρικά χαρακτηριστικά του δείγματος.....	24
Πίνακας 5.2 Γράφημα πίτας για την απεικόνιση του φύλου του δείγματος.....	25
Πίνακας 5.3 Γράφημα πίτας για την απεικόνιση της κλίμακας GMFCS του δείγματος.....	25
Πίνακας 5.4 Τιμές των παραμέτρων ΔΑΒ και της TAB.....	26
Πίνακας 5.5 Παράμετροι που ακολουθούσαν κανονική κατανομή... ..	28
Πίνακας 5.6 Παράμετροι που δεν ακολουθούσαν κανονική κατανομή.....	28
Πίνακας 5.7 Ανάλυση Pearson για τον έλεγχο της εγκυρότητας της μέτρησης της γωνίας της ποδοκνημικής άρθρωσης με την εφαρμογή Κίνονεα σε σύγκριση με το αποτέλεσμα της ίδιας μεταβλητής που διεξήχθη από το gold standard εργαλείο – Vicon system.....	29
Πίνακας 5.8 Ανάλυση Pearson για τον έλεγχο της εγκυρότητας της μέτρησης της γωνίας του γόνατος άρθρωσης με την εφαρμογή Κίνονεα σε σύγκριση με το αποτέλεσμα της ίδιας μεταβλητής που διεξήχθη από το gold standard εργαλείο – Vicon system.....	30
Πίνακας 5.9 Ανάλυση Pearson για τον έλεγχο της εγκυρότητας της μέτρησης του εύρους κίνησης του γόνατος με την εφαρμογή Κίνονεα σε σύγκριση με το αποτέλεσμα της ίδιας μεταβλητής που διεξήχθη από το gold standard εργαλείο – Vicon system.....	30
Πίνακας 5.10 Ανάλυση Pearson για τον έλεγχο της εγκυρότητας της μέτρησης του μήκους βήματος του δεξιού κάτω άκρου με την εφαρμογή Κίνονεα σε σύγκριση με το αποτέλεσμα της ίδιας μεταβλητής που διεξήχθη από το gold standard εργαλείο – Vicon system.....	31
Πίνακας 5.11 Ανάλυση Pearson για τον έλεγχο της εγκυρότητας της μέτρησης του μήκους διασκελισμού με την εφαρμογή Κίνονεα σε σύγκριση με το αποτέλεσμα της ίδιας μεταβλητής που διεξήχθη από το gold standard εργαλείο – Vicon system.....	32
Πίνακας 5.12 Ανάλυση Pearson για τον έλεγχο της εγκυρότητας της μέτρησης του χρόνου βήματος του δεξιού κάτω άκρου με την εφαρμογή Κίνονεα σε σύγκριση με το αποτέλεσμα της ίδιας μεταβλητής που διεξήχθη από το gold standard εργαλείο – Vicon system.....	32
Πίνακας 5.13 Ανάλυση Spearman για τον έλεγχο της εγκυρότητας της μέτρησης του χρόνου διασκελισμού με την εφαρμογή Κίνονεα σε σύγκριση με το αποτέλεσμα της ίδιας μεταβλητής που διεξήχθη από το gold standard εργαλείο – Vicon system.....	33
Πίνακας 5.14 Ανάλυση Spearman για τον έλεγχο της εγκυρότητας της μέτρησης της πλάγιας κλίσης της λεκάνης προς τα δεξιά με την εφαρμογή Κίνονεα σε σύγκριση με το αποτέλεσμα της ίδιας μεταβλητής που διεξήχθη από το gold standard εργαλείο – Vicon system.....	34

Ευχαριστίες

Ολοκληρώνοντας την διπλωματική μου, θα ήθελα να πω ένα μεγάλο ευχαριστώ τους καθηγητές που μου στάθηκαν.

Αρχικά, θα ήθελα να ευχαριστήσω τον επιβλέποντα μου τον κ. Σάββα Σπανό, Αναπληρωτή Καθηγητή του Τμήματος Φυσικοθεραπείας του Πανεπιστημίου Θεσσαλίας, για την συμβουλές του, την στήριξή που μου πρόσφερε απλόχερα, την εμπιστοσύνη που μου έδειξε εξ αρχής. Χάρη σε αυτόν τον άνθρωπο, κατάφερα να ασχοληθώ στην μελέτη μου με τον παιδιατρικό πληθυσμό και να μάθω περαιτέρω πληροφορίες για την ανάλυση βάδισης, οι οποίες θα μου φανούν χρήσιμες και στον κλινικό τομέα. Είναι τιμή μου που συνεργάστηκα με έναν εξαιρετικό άνθρωπο που ήταν πρόθυμος να σταθεί δίπλα μου καθόλη την διάρκεια της μελέτης μου.

Θα ήθελα να ευχαριστήσω και τον κ. Πουλή, ο οποίος βοήθησε με τις έμπειρες συμβουλές του. Επίσης, είμαι πραγματικά ευγνώμων που γνώρισα μέσα στα πλαίσια αυτής της ερευνητικής εργασίας τον κ. Γιώργο Γκρίμα και όλα τα μέλη του εργαστηρίου Ανάλυση βάδισης και κίνησης, ΕΛΕΠΑΠ Αθηνών καθώς μοιράστηκαν μαζί μου γνώσεις στο τομέα της ανάλυσης των ανθρώπινων κινήσεων και με φιλοξένησαν στον χώρο εργασίας τους.

Τέλος, δεν θα είχα καταφέρει την υλοποίηση της διπλωματικής μου χωρίς την συμμετοχή των οικογενειών και των παιδιών. Ευχαριστώ για την εμπιστοσύνη που μου δείξατε.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1^ο

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Δύσκολα διακριτές είναι οι αποκλίσεις στην βάδιση των παιδιών με εγκεφαλική παράλυση (Ε.Π) σε σύγκριση με τις φυσιολογικές τιμές. Η ανάλυση της βάδισης βοηθάει τον κλινικό θεραπευτή να σχεδιάσει το θεραπευτικό πλάνο για τον εκάστοτε ασθενή. Δίνει την δυνατότητα στον επαγγελματία υγείας να ελέγχει την πρόοδο του ασθενούς και να εκτιμήσει τα μετεγχειρητικά αποτελέσματα. Η ανάλυση της βάδισης μπορεί να γίνει και μέσω της παρατήρησης αλλά αυτός ο τρόπος αξιολόγησης δεν είναι αξιόπιστος μεταξύ εξεταστών και απαιτεί εμπειρία χρόνων από τον εξεταστή που την επιλέγει. Το ανθρώπινο μάτι μπορεί να αναγνωρίσει βιομηχανικές ανωμαλίες αλλά δεν μπορεί να υπολογίσει με ακρίβεια ως προς τις μοίρες, τα εκατοστά κ.τ.λ. Η ανάλυση της βάδισης με την βοήθεια εργαλείων μπορεί να γίνει είτε με τρισδιάστατη μέθοδο είτε με δισδιάστατη. Υπάρχει ένα εύρος εργαλείων που ποικίλουν ανάλογα με το κόστος αγοράς τους ή/και την ακρίβεια διεξαγωγής δεδομένων. Τα τρισδιάστατα συστήματα ανάλυσης είτε με τις ακτίνες X είτε με το Vicon system μπορούν να προσφέρουν στον ερευνητικό κλάδο, όμως η χρήση αυτών των συστημάτων από κλινικούς θεραπευτές αποφεύγεται (Menychtas et al., 2023). Αυτό οφείλεται στο γεγονός πως τα συστήματα αυτά δεν είναι φορητά, επομένως η ανάλυση μπορεί να πραγματοποιηθεί μόνο εντός του εργαστηρίου και όχι στην αίθουσα θεραπείας και αποκατάστασης (Hii et al., 2023).

Γεννήθηκε η ανάγκη, λοιπόν, της δημιουργίας ενός εύχρηστου, φορητού και οικονομικού εργαλείου. Ανακαλύφθηκε γι' αυτό η δισδιάστατη ανάλυση βάδισης (Δ.Α.Β). Εάν επιβεβαιωθεί με έρευνες η εγκυρότητα της Δ.Α.Β στην μέτρηση χωροχρονικών και κινηματικών δεδομένων κατά την βάδιση παιδιών με εγκεφαλική παράλυση τότε ο κλινικός θεραπευτής θα μπορεί να εντοπίζει τις αποκλείσεις στα ποσοτικά δεδομένα της βάδισης του παιδιού σε σύγκριση με τα δεδομένα παιδιών δίχως παθολογία, να διεξάγει γρήγορα ποσοτικά δεδομένα για τα κινηματικά και χωροχρονικά χαρακτηριστικά της βάδισης και να παρακολουθεί την πρόοδο ή την επιδείνωση του παιδιού παρατηρώντας οποιαδήποτε αλλαγή του παιδιού ακόμη και εάν αυτήν είναι μικρή (Pantzar-Castilla et al., 2024).

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2°

ΕΓΚΕΦΑΛΙΚΗ ΠΑΡΑΛΥΣΗ

2.1 Ορισμός εγκεφαλικής παράλυσης

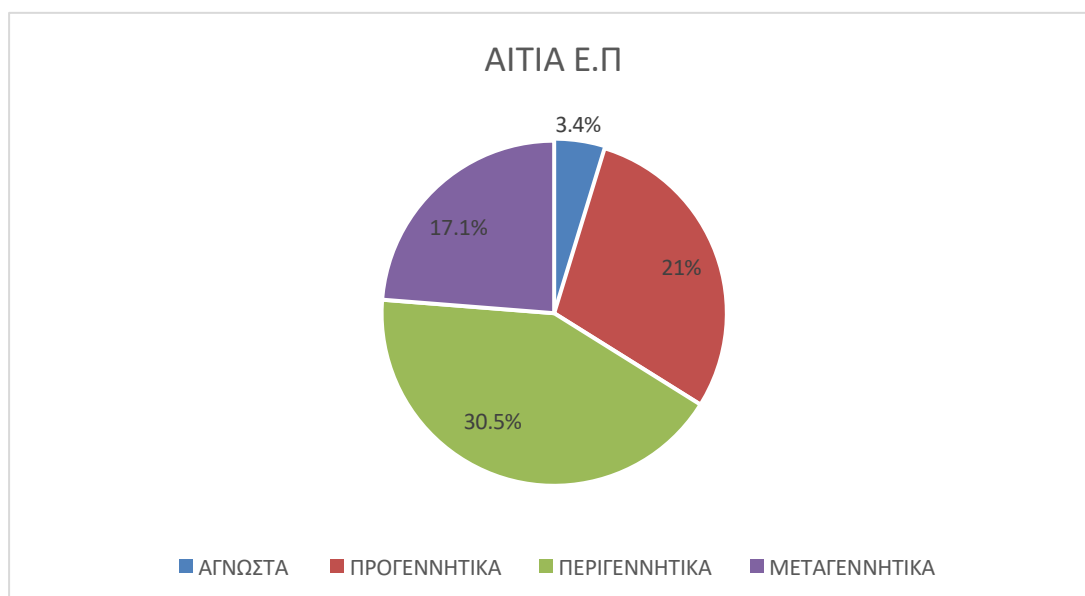
Ο ορισμός της εγκεφαλικής παράλυσης δόθηκε για πρώτη φορά από τον William Little, ο οποίος ήταν ορθοπεδικός χειρουργός. Πριν από 170 έτη, έκανε την συσχέτιση ενός δύσκολου τοκετού και την υποξία του νεογνού με την εμφάνιση της σπαστικότητας των άκρων και των παραμορφώσεων που δημιουργούνται (Panteliadis et al., 2013). Ο πρώτος όρος που αναφέρονταν στην εγκεφαλική παράλυση ήταν νόσος του Little καθώς αυτός ήταν που έκανε πρώτος την συσχέτιση των συμπτωμάτων με τον δύσκολο τοκετό. Πριν το 2006, οι Osler, Sach και Peterson, Sigmund Frued, Mac Keith και Polani πρόσθεταν νέα στοιχεία στον ορισμό της εγκεφαλικής παράλυσης. Ο ορισμός που έχει δοθεί μέχρι και σήμερα, διαμορφώθηκε από μια ομάδα επιστημόνων το 2006. Η ομάδα αυτή, όρισε την εγκεφαλική παράλυση ως μια ομάδα μόνιμων διαταραχών στην ανάπτυξη της κίνησης και της στάσης του σώματος, που προκαλούν περιορισμό στην δραστηριότητα, ο οποίος αποδίδεται σε μη προοδευτικές διαταραχές που συμβαίνουν στον αναπτυσσόμενο εμβρυϊκό ή βρεφικό εγκέφαλο. Με το πέρας των χρόνων, ο ορισμός έχει τροποποιηθεί αρκετές φορές. Αυτός που έχει επικρατήσει μέχρι και σήμερα και έχει αναπτυχθεί από μια ομάδα διεθνών ειδικών είναι πως η εγκεφαλική παράλυση περιλαμβάνει μία ομάδα διαταραχών που είναι μόνιμες αλλά όχι και αμετάβλητες, οι διαταραχές οφείλονται σε μη προοδευτική βλάβη ή ανωμαλία του ανώριμου εγκεφάλου και επηρεάζουν την κίνηση, την στάση και την κινητική λειτουργικότητα (Sadowska et al., 2020). Ο επιστήμων υγείας κάνει την διάγνωση της παθολογίας έπειτα από παρατήρηση των κινητικών απαντήσεων του παιδιού κατά την διάρκεια της στάσης και της βάδισης. Παρόμοια συμπτώματα σαν αυτά της εγκεφαλικής παράλυσης έχουν κι άλλες γενετικές διαταραχές που θεωρούνται μιμήσεις της εγκεφαλικής παράλυσης. Τα συμπτώματα της εγκεφαλικής παράλυσης δεν είναι μόνο κινητικά αλλά μπορεί να εμφανιστούν στο παιδί κρίσεις επιληψίας, προβλήματα στην επικοινωνία, στην αντίληψη, στην αίσθηση, συμπεριφοράς και κοινωνικά.

2.2 Δημοσιευμένα επιδημιολογικά δεδομένα για την εγκεφαλική παράλυση

Η συχνότητα εμφάνισης της εγκεφαλικής παράλυσης άρχισε να αυξάνεται κατά την δεκαετία του 90 ταυτόχρονα με την ιατρική εξέλιξη καθώς χάρη σε αυτήν επιβίωναν τα πρόωρα βρέφη. Η ιατρική εξέλιξη, όμως, βελτίωσε και την προγεννητική φροντίδα γι' αυτό σταμάτησε η ανοδική πορεία του ποσοστού των διαγνωσμένων παιδιών. Έτσι, μέχρι το 2003 σταθερά ο επιπολασμός κυμαίνονταν μεταξύ 2,2 και 2,3. Από το 2003, η συχνότητα των διαγνωσμένων ατόμων με εγκεφαλική παράλυση μειώθηκε. Στην Ευρώπη η συχνότερη αιτία περιορισμού της κινητικότητας που οδηγεί σε αναπηρία είναι η εγκεφαλική παράλυση και έχει εντοπιστεί σε 700.000 άτομα. Σταθερά παραμένουν τα στατιστικά δεδομένα όσον αφορά τις γεννήσεις παιδιών με εγκεφαλική παράλυση την τελευταία δεκαετία καθώς παραμένουν στις 1.5 με 3 ανά 1.000 (McIntyre et al., 2022). Συγκεκριμένα στην Αυστραλία, η μείωση ήταν έντονη καθώς τα παιδιά από 2,1 έφτασαν στο 1,4 μετά το 1995. Η μείωση των δεδομένων εξαρτάται και από την εξέλιξη της επιστήμης, η οποία δεν είναι δεδομένη για όλες τις χώρες. Η παροχή των εξελιγμένων μεθόδων παρέμβασης στις αναπτυσσόμενες χώρες είναι ένα ακριβό αγαθό και δεν μπορούν να δοθούν σε όλα τα παιδιά που έχουν την διάγνωση της εγκεφαλικής παράλυσης. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα την αποκοπή του παιδιού από τη θεραπεία και την δυνατότητα για πρόληψη (Paul et al., 2022). Αυτό φανερώνει πως η βελτίωση των μεθόδων διάγνωσης και θεραπείας είναι σημαντική. Για την μείωση του διαγνωσμένου πληθυσμού με εγκεφαλική παράλυση, απαραίτητη είναι η οικονομική και εύκολη πρόσβαση σε διαγνωστικές τεχνικές ώστε να εφαρμόζονται και στις αναπτυσσόμενες χώρες. Παρατεταμένη μείωση έχει παρατηρηθεί στην Ευρώπη, στην Ιαπωνία και την Αυστραλία καθώς έχουν βελτιώσει την εντατική μονάδα νεογνών (McIntyre et al., 2022). Λόγω της βελτίωσης των φυσιοθεραπευτικών τεχνικών τα 2/3 των παιδιών με Ε.Π μπορούν να βαδίσουν (Barreira et al., 2020).

2.3 Αίτια της εγκεφαλικής παράλυσης και οι παράγοντες κινδύνου

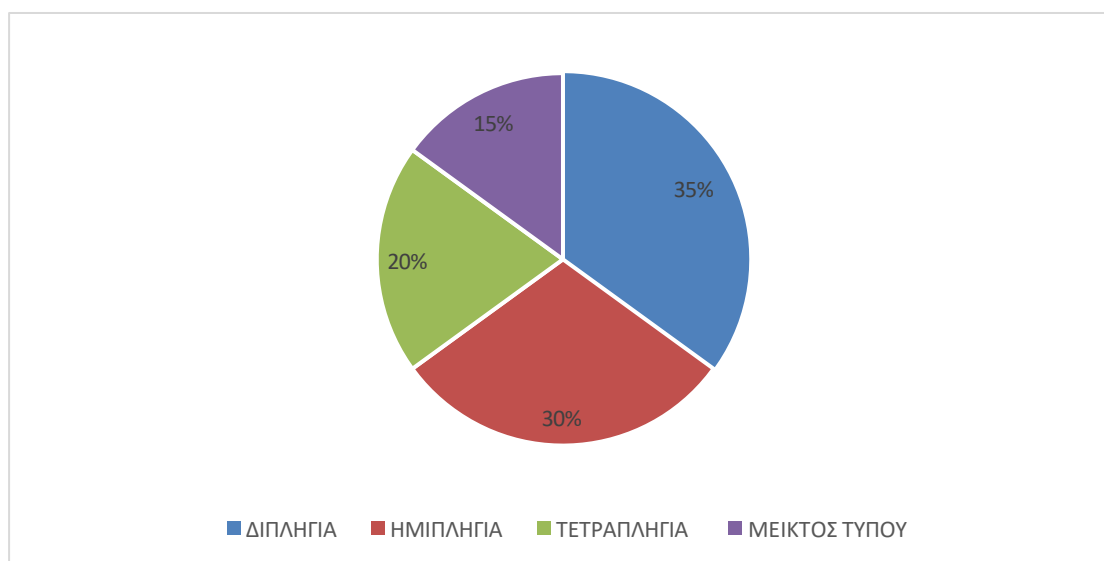
Τα αίτια της εγκεφαλικής παράλυσης μπορούν να χωριστούν σε προγεννητικά, περιγεννητικά και μεταγεννητικά. Από προγεννητικά αίτια έχει προσβληθεί το 21% των ατόμων με εγκεφαλική παράλυση, μεγαλύτερη πιθανότητα με βάση των στατιστικών δεδομένων είναι να έχει επηρεαστεί το κεντρικό νευρικό σύστημα του εμβρύου κατά την διάρκεια της εγκυμοσύνης καθώς τα περιγεννητικά αίτια αποτελούν το 30,5% και τα μεταγεννητικά μόνο το 17%. Φυσικά, υπάρχουν και οι περιπτώσεις περιστατικών στις οποίες οι επιστήμονες υγείας δεν μπορούν να εντοπίσουν την αιτιολογία. Οι προγεννητικούς λόγους που έχουν βρεθεί πως μπορούν να επηρεάσουν το κεντρικό νευρικό σύστημα του εμβρύου αφορούν την γυναίκα που θα κυοφορήσει, δηλαδή τις συνήθειες της (π.χ. καταχρήσεις), την υγεία της, την σίτιση της, την υπογονιμότητα της και στις διακοπές κύησης που έχει πραγματοποιήσει. Κατά την διάρκεια της κύησης, η μητέρα μπορεί να υποστεί κάποιο από τα παρακάτω: α) αιμορραγία, β) προεκλαμψία, γ) λοίμωξη, δ) πολλαπλή κύηση, ε) πρόωρο τοκετό, στ) να γεννηθεί το παιδί λιποβαρές και αυτό θα έχει ως αποτέλεσμα την αύξηση του κινδύνου εμφάνισης της εγκεφαλικής παράλυσης στο παιδί. Μεγαλύτερο κίνδυνο διατρέχει το παιδί εάν γεννηθεί λιγότερα από 2,5 κιλά ή/ και νωρίτερα από τις 37 εβδομάδες. Τέλος, περιγεννητικά αίτια είναι και η ασφυξία του βρέφους και η πρόκληση του τοκετού κυρίως σε παρατεταμένες εγκυμοσύνες (Abd Elmagid & Magdy, 2021).



Πίνακας 1.1, Αίτια Εγκεφαλικής Παράλυσης

2.4 Τύποι κινητικών διαταραχών και τοπογραφίας της εγκεφαλικής παράλυσης

Στην αρθρογραφία, οι ταξινομήσεις γίνονται με βάση την κυρίαρχη κινητική διαταραχή του εκάστοτε ατόμου με εγκεφαλική παράλυση και με την συμμετοχή των άκρων που αυτήν πλήττει. Το Μητρώο Εγκεφαλική Παράλυσης της Αυστραλίας, παραδείγματος χάριν, διαχωρίζει τις κινητικές διαταραχές σε σπαστικότητα, δυστονία, χοραιοθέτωση, (η δυστονία και η χοραιοθέτωση ομαδοποιούνται ως δυσκινησία), αταξία και υποτονία. Η σπαστικότητα μπορεί να υποδιαιρεθεί σε μονόπλευρη εγκεφαλική παράλυση και σε αμφοτερόπλευρη ανάλογα με τα τμήμα του σώματος που προσβάλλει. Μονόπλευρη θεωρείται η μονοπληγία και η ημιπληγία και αμφοτερόπλευρη η διπληγία και η τετραπληγία. Αμφοτερόπλευρες έχουν χαρακτηριστεί και η αταξία και η γενικευμένη υποτονία. Η διπληγία είναι η πιο συχνή μορφή της Ε.Π με ποσοστό που πλησιάζει το 35%. Έπειτα, παρατηρούνται υψηλά ποσοστά και στις διαγνώσεις της ημιπληγίας καθώς το ποσοστό φτάνει στο 30% των διαγνώσεων της Ε.Π. Οι διαγνώσεις Ε.Π τύπου τετραπληγίας ακολουθούν με ποσοστό 20% και σπανίως καταγράφονται διαγνώσεις Ε.Π μεικτού τύπου (15%).



Πίνακας 1.2 Ποσοστά ταξινόμησης των ατόμων με Εγκεφαλική Παράλυση ανά τύπο

2.5 Ορισμοί κινητικών διαταραχών

Η παρουσία ακούσιων, ανεξέλεγκτων, επαναλαμβανόμενων στερεοτυπικών κινήσεων με την ταυτόχρονη έλλειψη ικανότητας διατήρησης φυσιολογικών στάσεων και κινήσεων ονομάζεται δυσκινησία. Σε ασθενείς με χοραιοαθέτωση παρατηρείται μια υποτονία και υπερκινησία. Αντίθετα, στην δυστονία επικρατεί η υποκινησία και η υπερτονία. Η αταξία προκαλεί δυσκολία συντονισμού των κινήσεων κυρίως στον ρυθμό, στην ακρίβεια και στην δύναμη αυτών και έλλειψη φυσιολογικών μοτίβων κίνησης. Η σπαστικότητα χαρακτηρίζεται από τουλάχιστον δυο από τα παρακάτω: α) μυϊκό τόνο που υπερβαίνει το φυσιολογικό (υπάρχουν και διακυμάνσεις σε αυτών), β) έλλειψη ικανότητας επίτευξης φυσιολογικών κινήσεων και στάσεων και γ) ύπαρξη παθολογικών αντανακλαστικών (Dar et al., 2024).

2.6 Ορισμό βάδισης και τύποι βαδίσεων σε παιδιά με Ε.Π.

Η βάδιση ορίζεται ως ένας τρόπος για μετακίνηση που απαιτεί την επιστράτευση και των δύο κάτω και άνω άκρων, εναλλάξ, με σκοπό να στηρίξει αλλά και να προωθήσει.

Η βάδιση έχει ως στόχο την μετακίνηση του σώματος προς τα εμπρός, μέσω της πραγματοποίησης ενός συγκεκριμένου μοτίβου κινήσεων των άκρων με ταυτόχρονη διατήρηση της ισορροπίας (Kharb et al., 2011).

1^{ος} τύπος βάδισης «Αληθινή Ιπποποδία»

Στα παιδιά που έχουν διαγνωστεί με σπαστική τετραπληγία ή με σπαστική διπληγία και επιτυγχάνουν τα πρώτα τους βήματα είτε με βοήθημα είτε ανεξάρτητα, έχουν σπαστικότητα στον γαστροκνήμιο. Αυτό οδηγεί στην αληθινή Ιπποποδία, δηλαδή η στάση και η βάδιση πραγματοποιείται με έντονη πελματιαία κάμψη στην ποδοκνημική (ΠΔΚ) άρθρωση και με έκταση στα γόνατα (ΓΝΤ) και στα ισχία. Αυτά τα παιδιά μπορούν να επωφεληθούν από τους κνημοποδικούς νάρθηκες και από επιμηκύνσεις γαστροκνημίων. Αυτό το πρότυπο βάδισης συνήθως δεν παραμένει στο παιδί.

2^{ος} τύπος βάδισης «Βάδιση με άλμα»

Σε αυτό το πρότυπο βάδισης, ο γαστροκνήμιος δεν είναι ο μόνος μυς που βρίσκεται σε κατάσταση σπαστικότητας αλλά και οι οπίσθιοι μηριαίοι και οι καμπτήρες του ισχίου. Και εδώ παρατηρείται Ιπποποδία αλλά το ισχίο και το γόνατο βρίσκονται σε κάμψη. Επίσης, υπάρχει

πρόσθια κλίση λεκάνης και οσφυϊκή λόρδωση. Σε μικρότερες ηλικίες μπορεί να δοκιμαστεί η αποτελεσματικότητα των ενέσεων αλλαντικής τοξίνης στους οπίσθιους μηριαίους και στους γαστροκνημίους. Η επιλεκτική ραχιαία ριζοτομή έχει καλά αποτελέσματα σε παιδιά με ΕΠ που έχουν επηρεαστεί κυρίως τα κάτω άκρα και με τις απαραίτητες ενδείξεις. Σε μεγαλύτερα παιδιά, οι επιμηκύνσεις στους οπίσθιους μηριαίους και στον γαστροκνήμιο είναι συνήθως αναπόφευκτες.

3^{ος} τύπος βάδισης «Φαινομενική Ιπποποδία»

Η κάμψη του ισχίου και του γόνατος αυξάνεται και η Ιπποποδία μειώνεται. Οπτικά το παιδί μπορεί να φαίνεται πως έχει έντονη σπαστικότητα του γαστροκνημίου αλλά στην κλινική εξέταση το παιδί έχει φυσιολογικές τιμές ραχιαίας κάμψης ποδοκνημικής. Εδώ η επιμήκυνση γίνεται σε πιο εγγύς μύες π.χ. οπίσθιους μηριαίους ή/και λαγονοψοϊτη.

4^{ος} τύπος βάδισης «Βάδισμα σκυφτό»

Σε αυτό το πρότυπο βάδισης η ποδοκνημική χαρακτηρίζεται από μία ραχιαία κάμψη και αυτό είναι αποτέλεσμα της αυξημένης κάμψης ισχίου και του γόνατος. Αυτός είναι ο πιο συνηθισμένος τύπος βάδισης σε σοβαρά προσβεβλημένα παιδιά με διπληγία ή με τετραπληγία. Η χρήση των ορθωτικών σε αυτά τα παιδιά είναι πολύωρη και μακροχρόνια. Οι χειρουργικές επεμβάσεις γίνονται πιο πολύπλοκες σε αυτούς τους ασθενείς καθώς εμπλέκεται και η στροφική κίνηση των ισχίων (Rodda & Graham, 2001; Armand et al., 2016).

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3^ο

ΑΝΑΛΥΣΗ ΒΑΔΙΣΗΣ ΚΑΙ ΚΙΝΗΣΗΣ

Η βάδιση πραγματοποιείται με έναν φυσιολογικό τρόπο από ανθρώπους δίχως ελλείμματα και θεωρείται ένας δείκτης που φανερώνει το επίπεδο κανονικότητας της γνωστικής και της κινητικότητας λειτουργίας σε άτομα χωρίς παθολογικά χαρακτηριστικά και την ανωμαλία σε άτομα με παθολογικά στοιχεία. Η διάγνωση και η αξιολόγηση των νευρολογικών παθήσεων είναι μία δύσκολη διαδικασία, η οποία μπορεί γίνει ευκολότερη με την παροχή των κατάλληλων εργαλείων στον επιστήμονα υγείας. Μια από τις μεθόδους καταγραφής κινηματικών και χωροχρονικών χαρακτηριστικών είναι τα δισδιάστατα και τα τρισδιάστατα συστήματα ανάλυσης κίνησης. Η ανάλυση βάδισης συνεισφέρει και στην διαδικασία της θεραπείας ενός ατόμου με νευρομυϊκή αναπηρία, κυρίως σε περιπτώσεις εγκεφαλικής παράλυσης. Με το πόρισμα της ανάλυσης επιτυγχάνεται ο εντοπισμός των αποκλίσεων ενός ασθενούς ώστε ο επιστήμονας υγείας να οδηγηθεί στην σωστή διάγνωση και να διορθώσει τις παρεκκλίσεις του ασθενούς είτε χειρουργικά είτε συντηρητικά (Tugui et al., 2012). Η ανάγκη για την εφεύρεση δισδιάστατων συστημάτων ανάλυσης δημιουργήθηκε έπειτα από την ανακάλυψη των μειονεκτημάτων των τρισδιάστατων μεθόδων ανάλυσης κίνησης. Τα τρισδιάστατα συστήματα έχουν χαρακτηριστεί ως το gold standard εργαλείο για την ανάλυση καθώς οι πληροφορίες που προσφέρει είναι πάντα ακριβείς, Όμως, δεν είναι εύκολα προσβάσιμα στους επιστήμονες υγείας επειδή είναι ακριβός ο εξοπλισμός τους, χρειάζεται επαρκώς εκπαιδευμένο προσωπικό, η επεξεργασία των δεδομένων είναι χρονοβόρα και οι χώροι στους οποίους είναι εγκατεστημένο είναι περιορισμένοι (Chen et al., 2016). Το εξειδικευμένο προσωπικό είναι απαραίτητο καθώς μια λανθασμένη τοποθέτηση των δεικτών μειώνει την πιθανότητα διεξαγωγής αξιόπιστων μετρήσεων. Οι μετρήσεις μεταξύ 2 εργαστηρίων μπορεί να διαφέρουν λόγω της δυσκολίας εντοπισμού των κέντρων των αρθρώσεων (Baker, 2006). Το τρισδιάστατο σύστημα ανάλυσης δεν μπορεί να μεταφερθεί με αποτέλεσμα να μην μπορεί να πραγματοποιηθεί αξιολόγηση σε άλλους χώρους (π.χ. σε στάδια) πέραν του εργαστηρίου στο οποίο είναι εγκατεστημένο. Στο εργαστήριο που αξιολογείται ο δοκιμαζόμενος θα πρέπει να αποφευχθούν οι αντανakλαστικές επιφάνειες καθώς και οι δείκτες, που τοποθετούνται σε συγκεκριμένα ανατομικά σημεία του δοκιμαζόμενου κατά την διάρκεια της ανάλυσης, είναι αντανakλαστικοί (Padulo et al., 2015). Τέλος, ο χώρος που βαδίζει ο δοκιμαζόμενος είναι εξειδικευμένος, γι' αυτό η βάδιση στον χώρο αυτόν μπορεί να μην αντικατοπτρίζει την καθημερινή του (Baker, 2006).

3.1 Χωροχρονικές Παράμετροι

Οι ασθενείς με νευρολογικές παθήσεις, κυρίως νευροεκφυλιστικές π.χ. νόσος Πάρκινσον και νόσος Huntington εμφανίζουν διαφοροποιημένη βάδιση (συνήθως αυξάνεται ο χρόνος εκτέλεσης της) σε σύγκριση με τα φυσιολογικά δεδομένα και πάγωμα κατά την διάρκεια της. Γι' αυτό τέθηκε για την δημιουργία εργαλείων που θα αξιολογεί ποσοτικά τα χαρακτηριστικά της βάδισης (Fujiiwara et al., 2020). Το 1995, μελετήθηκαν 49 επιζώντες αγγειακού εγκεφαλικού επεισοδίου (A.E.E), που διατήρησαν την ικανότητα της βάδισης και μετά το επεισόδιο, τα χρονικά τους χαρακτηριστικά με την χρήση αισθητήρων πίεσης. Από τα δεδομένα που συλλέχθηκαν παρατήρησαν πως οι ασθενείς με A.E.E έχουν μειωμένο ρυθμό, αυξημένο χρόνο της διπλής φάσης στήριξης και αυξημένο χρόνο βήματος. Στο ημιπληγικό κάτω άκρο παρατηρήθηκε μικρότερος χρόνος στήριξης σε σύγκριση με το μη πάσχον κάτω άκρο (Von Schroeder et al., 1995). Το 2000, αποδείχθηκε η σπουδαιότητα των αισθητήρων φορτίου καθώς μπόρεσαν χάρη σε αυτήν την συσκευή να μετρηθούν ποσοτικά παράμετροι της βάδισης σε ασθενείς με υποφλοιώδη εγκεφαλοπάθεια. Οι ασθενείς που μετρήθηκαν ήταν 119 σε αριθμό ενώ η ομάδα ελέγχου αποτελούνταν από 63 άτομα. Από αυτήν την έρευνα διαπιστώθηκε πως το μήκος βήματος και ο ρυθμός βημάτων/ λεπτό μειώνονται λόγω της παθολογίας ενώ ο χρόνος της φάσης διπλής στήριξης αυξήθηκε (Bäzner et al., 2000). Ένα νέο εργαλείο χρησιμοποιήθηκε το 2009 για την εξέταση της βάδισης ασθενών με σκλήρυνση κατά πλάκας (Σ.Κ.Π). Το εργαλείο, το οποίο ήταν έναν ηλεκτρονικός διάδρομος, πραγματοποίησε την αξιολόγηση χωρικών και χρονικών παραμέτρων σε 51 ασθενείς με Σ.Κ.Π. (Nooijen et al., 2009). Το 2017, 95 ασθενείς με Σ.Κ.Π και 60 υγιείς διένυσαν 4 μέτρα με τον μέγιστο ρυθμό βάδισης τους και η βάδιση καταγράφονταν με Microsoft Kinect. Τα δεδομένα που συλλέχθηκαν, μετά τις 2 επαναλήψεις των μετρήσεων αποδείχθηκε η αξιοπιστία του (Grobelyny et al., 2017). Η τρισδιάστατη ανάλυση κίνησης θεωρείται το gold standard εργαλείο για την ανάλυση χωροχρονικών και κινηματικών χαρακτηριστικών. Υπάρχει πληθώρα ερευνών που εξετάζουν την αξιοπιστία και την εγκυρότητα της T.A.B χωρίς markers. Εξαιρετική αξιοπιστία παρουσιάζει ένα μεγάλο εύρος ερευνών και μέτρια έως εξαιρετική εγκυρότητα (Ripic et al., 2022); (Colyer et al., 2018; Scataglini et al., 2024). Μια μελέτη που ερευνούσε με την χρήση του αισθητήρα Microsoft Kinect τον εντοπισμό των χρονικών παραμέτρων παρουσιάζει φτωχή εγκυρότητα στον χρόνο της διπλής φάσης στήριξης και της φάσης αιώρησης (Xu et al., 2015). Οι χωροχρονικές παράμετροι που υπολογίζονται συνήθως στην αρθρογραφία είναι α) ο χρόνος διασκελισμού, το μήκος διασκελισμού (Jeon et al., 2021), ο ρυθμός (Widhalm et al., 2024), χρόνο βήματος και μήκος βήματος (S. Spanos et al., 2023).

3.2 Κινητικές Παράμετροι

Οι έρευνες που έχουν μελετήσει την αξιοπιστία και την εγκυρότητα της T.A.B και της Δ.A.B εξετάζουν τις χωροχρονικές και τις κινηματικές παραμέτρους. Τα κινηματικά χαρακτηριστικά που επιλέγονται να μετρηθούν είναι οι γωνίες των αρθρώσεων και το εύρος κίνησης. Το 2021, βάδισαν 12 ασθενείς με Ε.Π τύπου τετραπάρεσης. Σε αυτούς τους ασθενείς, αναζητήθηκε το εύρος κίνησης του ισχίου τους όταν αυτό βρισκόταν σε έκταση, του γόνατος όταν αυτό βρισκόταν σε κάμψη και της ποδοκνημικής όταν αυτήν βρισκόταν σε κάμψη (Eliseev et al., 2021). Το 2023, εξετάστηκε η βάδιση 21 ατόμων νέων χωρίς προβλήματα υγείας. Τα κινητικά δεδομένα που συλλέχθηκαν η μεγαλύτερη ραχιαία και πελματιαία κάμψη, μεγαλύτερη έκταση και έκταση γόνατος κατά την φάση στήριξης, μέγιστη κάμψη και μέγιστη έκταση κατά την φάση αιώρησης (Ino et al., 2023). Το 2025 μελετήθηκαν, σε 16 ενήλικες και σε 15 νήπια δίχως παθολογία, η μέγιστη έκταση και κάμψη του ισχίου καθόλη την βάδιση, το εύρος κίνησης του ισχίου, η κάμψη του γόνατος κατά την αρχική επαφή της πτέρνας, το εύρος κίνησης του γόνατος, η ραχιαία κάμψη κατά την αιώρηση και κατά την στήριξη και η μέγιστη πελματιαία κάμψη (Verhoeven et al., 2025). Κάνοντας κάποιος μία ανασκόπηση στην αρθρογραφία, αντιλαμβάνεται πως κάθε μελέτη διαφέρει στην επιλογή κινηματικών χαρακτηριστικών και αυτό οφείλεται στον σκοπό και στον πληθυσμό στον οποίο απευθύνεται.

3.3 Τρισδιάστατη Ανάλυση Βάδισης – Vicon system

Η σύγχρονη T.A.B ξεκίνησε από τις αρχές του 1980 καθώς άνοιξε ένα εργαστήριο στο United Technologies Corporation στο Newington του Κονεκτικατ (Baker, 2006). Το Vicon system είναι ένα από τα πολλά συστήματα ανάλυσης που υπάρχουν διαθέσιμα στην αγορά. Το Vicon χρησιμοποιείται κυρίως για την αξιολόγηση κλινικών περιπτώσεων. Η μέτρηση των δεδομένων γίνεται από οπτοηλεκτρικά συστήματα που καταγράφουν την κίνηση μέσω των αντανakλαστικών δεικτών (markers) (MerriauX et al., 2017) (Armand et al., 2016). Ένα σύνολο υπέρυθρων καμερών περιλαμβάνουν τα οπτικά τρισδιάστατα συστήματα, οι οποίες έχουν την ικανότητα να εντοπίζουν τους αντανakλαστικούς δείκτες. Η τοποθέτηση των δεικτών είναι συνήθως σε ανατομικές δομές εύκολα ψηλαφητές ώστε να είναι εύκολη και ακριβής η τοποθέτηση τους από τον επιστήμονα υγείας. Οι κάμερες λαμβάνουν τακτικά λήψεις των δεικτών, εντοπίζοντας την θέση αυτών, δημιουργώντας μια τρισδιάστατη τροχιά της διαδρομής που ο εξεταζόμενος διανύει. Έπειτα, πραγματοποιείται μια σειρά από υπολογισμών με την βοήθεια ενός λογισμικού στα δεδομένα της τρισδιάστατης τροχιάς που κατέγραψαν οι κάμερες έχοντας ως στόχο την εκτίμηση χωροχρονικών, κινηματικών και κινητικών

χαρακτηριστικών. Αυτό είναι και το κυριότερο πλεονέκτημα της T.A.B μπορεί δηλαδή να υπολογίσει όλα τα παραπάνω χαρακτηριστικών και αξιολογηθεί η βάδιση ποσοτικά. Το 2007, διαπιστώθηκε πως εάν ο γιατρός λάβει υπόψιν του τα δεδομένα της T.A.B, μπορεί μέχρι και να αλλάξει τα σχέδια ενός παιδιατρικού ορθοπεδικού χειρουργείου (Lofterød et al., 2007). Το 2011, δημοσιεύτηκε πως αποδεδειγμένα υπάρχει μείωση των πρόσθετων επεμβάσεων λόγω των δεδομένων της T.A.B και κατά επέκταση μειώθηκαν και οι δαπάνες (Wren et al., 2011). Λόγω της T.A.B βελτιώθηκε η ταξινόμηση των προτύπων βάδισης των παιδιών με σπαστική ημιπληγία (Dobson et al., 2006). Το 2013, (Carse et al., 2013)

3.4 Δισδιάστατη Ανάλυση βάδισης- Λογιστικό Kinovea

Η απλούστερη μέθοδος ανάλυσης της κίνησης είναι με εργαλεία επεξεργασίας βίντεο π.χ. με την εφαρμογή Kinovea. Τα βήματα που πρέπει να ακολουθηθούν είναι να καταγραφεί η βάδιση του δείγματος σε μορφή βίντεο, στην συνέχεια χειροκίνητα να εντοπιστούν τα μάρκερς που έχουν τοποθετηθεί σε σημεία ανατομικά και να υπολογιστούν οι αποστάσεις ή/και οι γωνίες των αρθρώσεων με βάση των αριθμών pixel. Συνήθως την Δ.Α.Β την χρησιμοποιούν κλινικοί ιατροί, προπονητές και φυσικοθεραπευτές, από τους οποίους δεν απαιτείται ιδιαίτερη προσπάθεια και προηγούμενη εμπειρία αλλά χρειάζεται η αφιέρωση χρόνου για τον εντοπισμό των γωνιών. Υπάρχουν πληθώρα ερευνών που αποδεικνύουν πως οι δισδιάστατες μέθοδοι μπορούν να συγκριθούν αξιοπρεπώς με τις τρισδιάστατες (Menychtas et al., 2023). Μερικές χαμηλού κόστους δισδιάστατες τεχνικές ανάλυσης είναι Ubersense, PostureScreen, KCapture, Kinovea, The Captury και το SimiMotion. Ένα εύκολα προσβάσιμο λογισμικό, καθώς όλοι μπορούν να έχουν πρόσβαση δωρεάν σε αυτό, είναι το Kinovea. Το λογισμικό αυτό, είναι εγκατεστημένο σε υπολογιστή, ακόμη και σε φορητό (laptop) ώστε να μπορεί να είναι ευέλικτη η πραγματοποίηση της ανάλυσης σε σχέση με την τοποθεσία. Επίσης άλλο ένα πλεονέκτημα της είναι πως δεν απαιτεί την τοποθέτηση αντανakλαστικών δεικτών, αν και η ύπαρξη αυτών κάνουν πιο αξιόπιστο και εύκολο τον υπολογισμό των γωνιών και των αποστάσεων. Η δημιουργία αυτής της εφαρμογής σκοπεύει στον εντοπισμό χωροχρονικών και κινηματικών δεδομένων. Πολλοί ερευνητές χρησιμοποίησαν το Kinovea για να μελετήσουν το τρέξιμο και το κάθετο άλμα. Το 2013, μία ομάδα ερευνητών εξέτασε το μοτίβο τρεξίματος των αρχάριων δρομέων με την χρήση της εφαρμογής π.χ. εάν βαδίζουν με το πρόσθιο ή το οπίσθιο μέρος του ποδιού στην πρώτη επαφή με το έδαφος (Bertelsen et al., 2013). Το 2015, μελετήθηκε η αξιοπιστία του λογισμικού ενός αξιολογητή και μεταξύ 2 αξιολογητών για την άρθρωση του ισχίου και του γόνατος κατά την διάρκεια του τρεξίματος ατόμων δίχως παθολογία. Το αποτέλεσμα ήταν ενθαρρυντικό ώστε οι επιστήμονες υγείας να συνεχίσουν να εμπιστεύονται την εφαρμογή (Damsted et al., 2015).

Ένα χρόνο πριν είχε διερευνηθεί η αξιοπιστία και η

εγκυρότητα και του κατακόρυφου άλματος. Το δείγμα αποτελούνταν από 25 υγιείς εθελοντές και σημαντικό είναι να τονιστεί πως οι 2 αξιολογητές ήταν άπειροι σε σχέση με το Kinovea. Για την μελέτη λήφθηκε ως gold standard εργαλείο η πλατφόρμα IR OptoJump και παρότι που η αξιοπιστία της είναι υψηλή, βρέθηκε πως και το εργαλείο σύγκρισης (Kinovea) είναι εξίσου αξιόπιστο και έγκυρο (Balsalobre-Fernández et al., 2014). Την αξιοπιστία και την εγκυρότητα της εφαρμογής Kinovea στην ανάλυση βάδισης έχοντας ως gold standard εργαλείο το Vicon system μελέτησε ο Fernández-González και η ομάδα του, το 2020. Πενήντα υγιή άτομα μετρήθηκαν και εξετάστηκε το ισχίο, το γόνατο και η άρθρωση της ποδοκνημικής. Τα αποτελέσματα ήταν πως η εφαρμογή Kinovea είναι αξιόπιστη όμως τα δεδομένα του Kinovea μπορεί να διαφέρουν από τα δεδομένα του Vicon κατά περίπου 5 μοίρες (Fernández-González et al., 2020). Τέλος, οι ερευνητές που εξετάζουν την δισδιάστατη μέθοδο ανάλυσης σκέφτηκαν την αντικατάσταση των markers με πιο οικονομικά μέσα όπως για παράδειγμα την τοποθέτηση tape στις ανατομικές περιοχές καθώς στις δισδιάστατες μεθόδους δεν είναι χρήσιμη και απαραίτητη η αντανakλαστική ιδιότητα των markers. Το 2023, μελετήθηκε η αξιοπιστία της εφαρμογής Kinovea στην ανάλυση βάδισης χωρίς την τοποθέτηση markers. Το δείγμα αποτελούταν από 44 υγιή άτομα και τα markers αντικαταστάθηκαν με λευκό tape. Στην μελέτη, αποδείχθηκε η αξιοπιστία της εφαρμογής για την αξιολόγηση του κάτω άκρου κατά την βάδιση αλλά τα αποτελέσματα δεν ήταν τόσο ενθαρρυντικά ως προς την αξιολόγηση της λεκάνης (S. Spanos et al., 2023).

Σκοπός της μελέτης

Ο σκοπός της πραγματοποίησης της παρούσας έρευνας είναι ο έλεγχος της εγκυρότητας μιας δισδιάστατης μεθόδου ανάλυσης βάδισης με τη χρήση της εφαρμογής Kinovea σε παιδιά με εγκεφαλική παράλυση.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4^ο

ΜΕΘΟΔΟΣ

4.1 Ερευνητικό ερώτημα

Η μέθοδος ανάλυσης βάδισης με την χρήση της εφαρμογής Kínonea είναι έγκυρη σε παιδιά με εγκεφαλική παράλυση ;

4.2 Διαμόρφωση ερευνητικών υποθέσεων

Μηδενική Υπόθεση (H0): Η εφαρμογή Kínonea δεν μπορεί να παρέχει έγκυρες πληροφορίες σχετικά με τα χαρακτηριστικά κατά την βάδιση.

Εναλλακτική Υπόθεση (H1): Η εφαρμογή Kínonea μπορεί να παρέχει έγκυρες πληροφορίες σχετικά με τα χαρακτηριστικά κατά την βάδιση.

4.3 Επιλογή δείγματος και τοποθεσία καταγραφής

Η έγκριση της παρούσας έρευνας δόθηκε από την επιτροπή Ηθικής και Δεοντολογίας της Έρευνας που διαθέτει το Πανεπιστήμιο Θεσσαλίας. Η έρευνα έγινε με σκοπό την βελτίωση της αξιολόγησης και της αποκατάστασης των παιδιών με Ε.Π. Η Επιτροπή Ηθικής έκανε τροποποιήσεις ώστε να παρθούν όλα τα μέτρα για την προστασία και την ασφάλεια του παιδιού καθώς η μελέτη απευθύνονταν σε πληθυσμό με διαγνωσμένη παθολογία. Αφού η ερευνητική ομάδα διαβεβαίωσε στην επιτροπή πως το παιδί δεν διέτρεχε κανέναν κίνδυνο κατά την διάρκεια των μετρήσεων τότε δόθηκε η έγκριση.

Οι γονείς των συμμετεχόντων υπέγραψαν έγγραφο συγκατάθεσης, όπου διασφαλίζει ότι το ερευνητικό έργο πραγματοποιήθηκε με σεβασμό στην αξία των ανθρώπινων όντων, στην αυτονομία των προσώπων που συμμετέχουν, στην ιδιωτική ζωή και τα προσωπικά τους δεδομένα, καθώς και στο φυσικό και πολιτιστικό περιβάλλον. Μεταξύ άλλων, τους δόθηκε το δικαίωμα να αποχωρήσουν από την έρευνα οποιαδήποτε στιγμή το επιθυμούν.

Για την διεξαγωγή της έρευνας έλαβαν μέρος 32 παιδιά με εγκεφαλική παράλυση, τύπου διπληγία. Όμως δεν ήταν ορατά τα απαραίτητα markers 3 παιδιών για τον υπολογισμό των γωνιών και του εύρους κίνησης με την δισδιάστατο μέθοδο γι' αυτό ακυρώθηκαν από την μελέτη. Στο εργαστήριο ανάλυσης βάδισης και κίνησης στην ΕΛΕΠΑΠ Αθηνών, ήταν

τοποθετημένο το Vicon system (το gold standard εργαλείο) και το λογισμικό Nexus γι' αυτό εκεί καταγράφηκε η βάδιση του παιδιού και αναλύθηκαν τα δεδομένα της T.A.B. Στο ίδιο χώρο είχαν τοποθετηθεί και τα τρίποδα με τις κάμερες κινητών τηλεφώνων καθώς είναι φορητές συσκευές οπότε μπορούν να μεταφερθούν εύκολα σε οποιονδήποτε χώρο. Η μελέτη που πραγματοποιήθηκε είναι εγκυρότητας κριτηρίου. Ο στόχος της εργασίας είναι να διερευνηθεί η εγκυρότητα της εφαρμογής Kínovea ώστε η ανάλυση της βάδισης να είναι εύχρηστη, οικονομική και εύκολα προσβάσιμη για τα παιδιά με εγκεφαλική παράλυση. Η δειγματοληψία έγινε με την μέθοδο ευκολίας καθώς επιλέχθηκαν τα παιδιά που οι γονείς τους υπέγραψαν και συμφώνησαν στην συμμετοχή των παιδιών. Επίσης, το δείγμα είχε κλείσει ραντεβού με σκοπό την ανάλυση βάδισης στην ΕΛΕΠΑΠ Αθηνών μεταξύ Σεπτεμβρίου του 2024 και Ιανουαρίου του 2025.

4.4 Ενημέρωση του κηδεμόνα και προετοιμασία δοκιμαζόμενου

1. Ο κηδεμόνας του παιδιού πριν ξεκινήσει η διαδικασία της έρευνας, ενημερώνονταν από τον ερευνητή για την διαδικασία που θα ακολουθηθεί (Παράρτημα Α), για τα μέτρα που έχουν παρθεί καθώς η μελέτη απευθύνονταν σε ειδικές και ευπαθείς ομάδες και τους δόθηκε το έντυπο ενημέρωσης εθελοντή για ανάγνωση. Εάν επέτρεπε την συμμετοχή του παιδιού στην μελέτη τότε υπέγραφε το έντυπο συναίνεσης μετά από πληροφόρηση (Παράρτημα Β) .
2. Ο ερευνητής ενημέρωσε τον κηδεμόνα πως μπορούσε ανά πάσα στιγμή ήταν να διακοπεί η διαδικασία ανάλυσης εάν το επιθυμούσε και να αποχωρήσουν από την μελέτη χωρίς να υπάρξουν κυρώσεις. Διευκρινίστηκε πως το υλικό από τις κάμερες και οι προσωπικές πληροφορίες δεν θα διέρρεαν και θα παρέμεναν ανώνυμα.
3. Αφού υπέγραφε ο γονέας το έντυπο συναίνεσης με την συμμετοχή του στην έρευνα, ο ερευνητής ζήτησε από τον υπεύθυνο του παιδιού να απαντήσει σε κάποιες ερωτήσεις που αφορούσαν το παιδί, για να δοθεί η επιβεβαίωση πως το παιδί άνηκε στο επίπεδο Ι και ΙΙ από την κλίμακα GMFCS και πως πληρούσε όλα τα κριτήρια για την συμμετοχή του.
4. Ο κύριος ερευνητής είχε ζητήσει από τον κηδεμόνα του παιδιού να φέρει μαζί του τα έντυπα που καταγράφουν την διάγνωση του παιδιού ώστε να είναι επιβεβαιωμένο πως πληροί το πρώτο κριτήριο ένταξης και δεν πάσχει από καμία άλλη παθολογία.
5. Έπειτα, έγιναν κάποιες ερωτήσεις στο κηδεμόνα όπως ποια είναι η ηλικία του παιδιού, τι επεμβάσεις έχουν πραγματοποιηθεί, πότε χειρουργήθηκε και εάν μπορεί να υπακούσει σε εντολές (π.χ. περπάτησε μέχρι το τέλος του διαδρόμου) Από τις

απαντήσεις των ερωτήσεων αυτών, ελέγχονταν τα κριτήρια ένταξης 2 και 4 και το κριτήριο αποκλεισμού β. Τα παιδιά ήταν όλα περιπατητικά.

6. Ο κηδεμόνας του παιδιού είχε ενημερωθεί και για την κατάλληλη επιλογή ενδύματος που θα έπρεπε να έχει ο δοκιμαζόμενος κατά την διάρκεια της καταγραφής, η οποία ήταν στενά ρούχα (για την αποφυγή κίνησης) (Shi et al., 2022) κατά προτίμηση ένα κοντό παντελόνι τύπου σορτς ή εσώρουχο. Η ενδυμασία επιλέχθηκε ώστε να φαίνονται οι παθητικοί αντανακλαστικοί δείκτες (markers). Ακόμη, στόχος ήταν η αποφυγή του υφάσματος στα σημεία που θα τοποθετηθούν οι αντανακλαστικοί δείκτες για να μην υπάρξει σφάλμα λόγω μετακίνησης του υφάσματος.
7. Πριν αρχίσει η διαδικασία της βάρδισης, αφαιρούσαν τα παιδιά με την βοήθεια του ερευνητή τα υποδήματα τους και μετρήθηκε το ύψος και το βάρος αυτών.

4.5 Κριτήρια ένταξης

Το δείγμα που ήταν μέρος της έρευνας έπρεπε να είχε: 1) την διάγνωση της εγκεφαλικής παράλυσης, τύπου διπληγίας. 2) Ηλικιακά έπρεπε να κυμαίνεται μεταξύ 4 και 18 ετών (Pantzar-Castilla et al., 2024), 3) να κατατάσσεται στο επίπεδο I έως II στο σύστημα ταξινόμησης της κινητικής λειτουργίας (GMFCS) (Ma et al., 2021). 4) Απαραίτητη ήταν η καλή γνωστική ικανότητα του παιδιού ώστε να μπορεί να ολοκληρωθεί η ανάλυση βάρδισης.

4.5.1 Κριτήρια αποκλεισμού

Αποκλείστηκαν από την έρευνα 1) παιδιά που είχαν διαγνωστεί με επιπλέον παθολογία/-ες πέραν της εγκεφαλικής παράλυσης, 2) παιδιά που είχαν τραυματισμό ή χειρουργική επέμβαση εντός των προηγούμενων έξι μηνών, 3) παιδιά που δεν μπορούσαν να συνεργαστούν ώστε να ολοκληρωθεί η διαδικασία της ανάλυσης, 4) παιδιά που δεν μπορούσαν εκείνη την μέρα να βαδίσουν όπως συνήθως, και 5) παιδιά που δεν τους επέτρεπαν οι γονείς τους να συμμετέχουν καθώς το δείγμα ήταν κάτω των 18 ετών.

4.6 Εξοπλισμός μετρήσεων

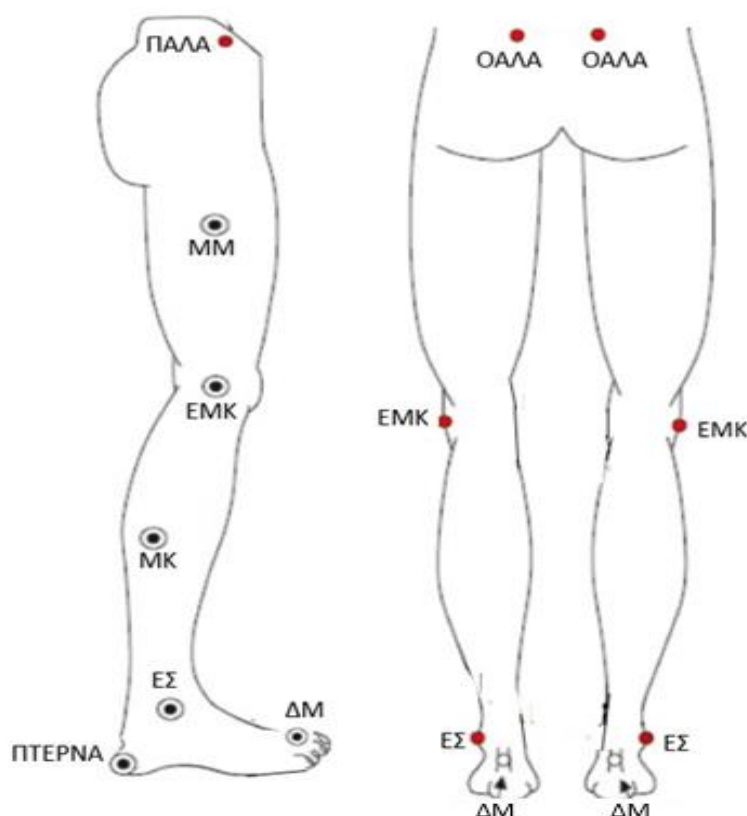
Ο απαραίτητος εξοπλισμός με σκοπό την διεξαγωγή της παρούσας μελέτης ήταν:

1. Αναστημόμετρο

2. Ψηφιακή ζυγαριά
3. Προσαρμοζόμενο κρεβάτι κλινικής εξέτασης
4. Μεζούρα
5. Υπολογιστή
6. Software
7. 16 Αντανακλαστικοί δείκτες
8. 10 κάμερες τρισδιάστατης καταγραφής
9. 2 ψηφιακές κάμερες διςδιάστατης καταγραφής
10. 2 κινητά τηλέφωνα
11. 2 Τρίποδα
12. Κλίμακα GMFCS
13. Λευκό tape

4.7 Διαδικασία καταγραφής της βάδισης

Αφού σιγουρευτήκαν οι ερευνητές πως το παιδί μπορούσε να είναι μέρος του δείγματος, Αφαιρέθηκαν τα παπούτσια του και τα περιττά ρούχα (το παιδί φορούσε ένα σορτς και εάν ήταν κορίτσι ένα αθλητικό σουτιέν) τότε μετρήθηκε το βάρος του παιδιού και το ύψος του. Στην συνέχεια, τοποθετούνταν markers σε ανατομικά ή τεχνητά σημεία. Τα σημεία που επιλέχθηκαν ήταν οι πρόσθιες και οι οπίσθιες άνω λαγόνιες άκανθες, η μεσότητα των μηριαίων, οι έξω μηριαίοι κόνδυλοι, η μεσότητα των κνημών, οι κεφαλές των δεύτερων μεταταρσίων, έξω σφυρό και οι πτέρνες (Raghu et al., 2021; Ameer et al., 2019; Thaler et al., 2018) (Leboeuf et al., 2019); (Smith et al., 2023). Απαραίτητο βήμα είναι η μέτρηση των αρθρώσεων του δοκιμαζόμενου από το λογισμικό σε όρθια στατική θέση και με τα χέρια σε απαγωγή 90 μοιρών (Thaler et al., 2018). Ύστερα, ζητήθηκε από το παιδί να βαδίσει κατά μήκος ενός διαδρόμου 4 μέτρων και να επιστρέψει στην αρχική του θέση, με τον συνηθισμένο τρόπο βάδισης του. Η διαδικασία επαναλαμβάνονταν για 5 φορές και η κάθε επανάληψη περιελάμβανε 2 βήματα εναλλάξ (Güner et al., 2018) και επιλέχθηκαν τα καλύτερα βίντεο (Aroojis et al., 2021). Ο δοκιμαζόμενος δηλαδή βάδιζε με το κινητικό πρότυπο και με την ταχύτητα που βαδίζει καθημερινά. Οι κάμερες των κινητών τηλεφώνων (iPhone 14 Pro) είχαν ήδη τοποθετηθεί. Απαραίτητη ήταν η χρήση δύο κινητών τηλεφώνων για την καταγραφή του μετωπιαίου και του οβελιαίου επιπέδου. Η τοποθέτηση των κινητών τηλεφώνων έγινε σε μήκος 2,5 μέτρων και ύψους 1 μέτρου. Η καταγραφή της βάδισης με την χρήση κινητών τηλεφώνων πραγματοποιήθηκε για να μπορεί να αναλυθεί στην εφαρμογή Kínovea. Τα κινητά τοποθετήθηκαν σε τρίποδα ώστε να διασφαλιστεί η σταθερότητα αυτών (Aroojis et al., 2021).



Εικόνα 4.1 Τοποθέτηση των markers στα ανατομικά σημεία

Οι παράμετροι που εξετάστηκαν ήταν:

- α) η γωνία της ΠΔΚ κατά την φάση “επαφής πτέρνας”
- β) η γωνία του ΓΝΤ κατά την φάση “επαφής πτέρνας”
- γ) το ΕΚ του ΓΝΤ από την φάση “επαφής πτέρνας” μέχρι την φάση “μέση αιώρησης”
- δ) το μήκος βήματος
- ε) το μήκος διασκελισμού
- στ) ο χρόνος βήματος
- ζ) ο χρόνος διασκελισμού
- η) πλάγια κλίση λεκάνης

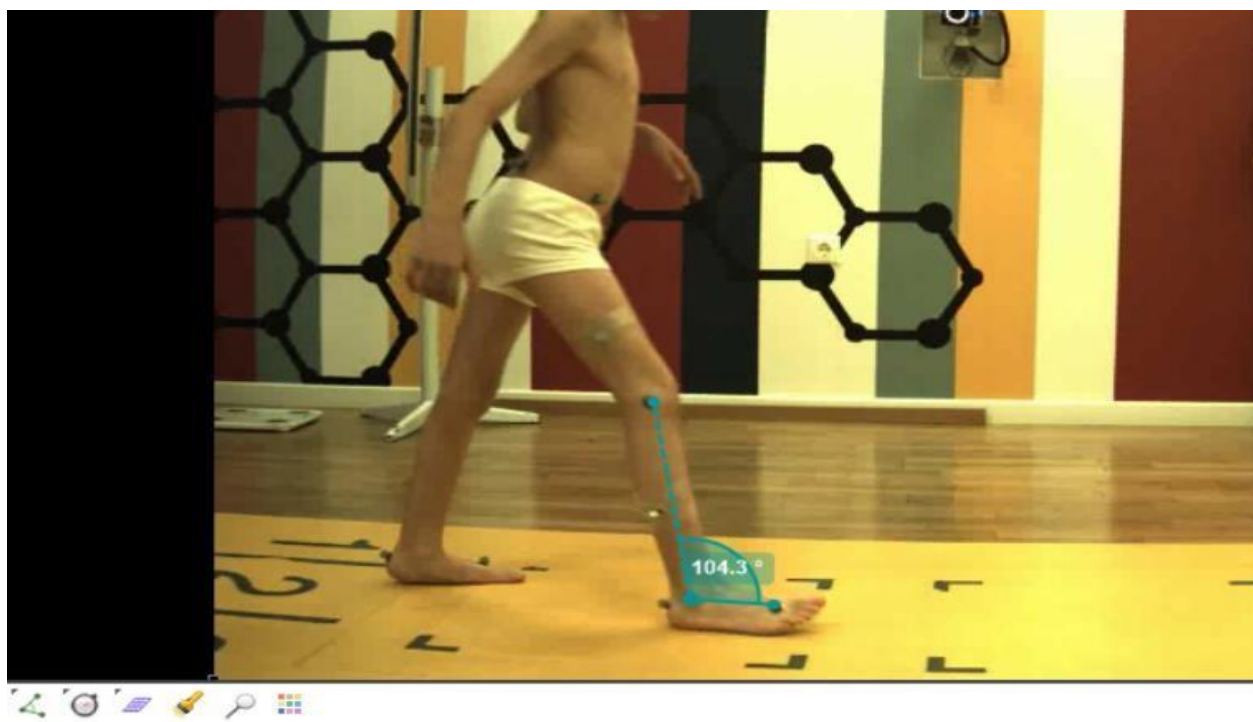
Η φάση “επαφής πτέρνας” επιλέχθηκε από την ερευνητική ομάδα καθώς η φάση αυτήν διαφοροποιείται στα παιδιά με εγκεφαλική παράλυση. Η φάση “επαφή πτέρνας” (ή αλλιώς συναντάται τον όρο heel strike στην αρθρογραφία) σε άτομα με ΕΠ διαφέρει καθώς συχνά παρουσιάζεται μειωμένη η ραχιαία κάμψη δηλαδή έχουμε πτώση ποδιού ή πάτημα στις μύτες (Willerslev-Olsen et al., 2014). Η μειωμένη ραχιαία κάμψη, έχει αποδειχθεί, πως περιορίζει την πρόσθια μετατόπιση της κνήμης και αντισταθμίζεται με αυξημένο πρηνισμό υπαστραγαλικής, με αυξημένη κάμψη και βλαισότητα γόνατος. Αυτή η αντιρρόπηση μπορεί να προκαλέσει

τραυματισμούς ή/και παθολογίες όπως τραυματισμό του επιγονατιδικού τένοντα, του Αχίλλειου και οστεοαρθρίτιδα γόνατος (Aali et al., 2021).

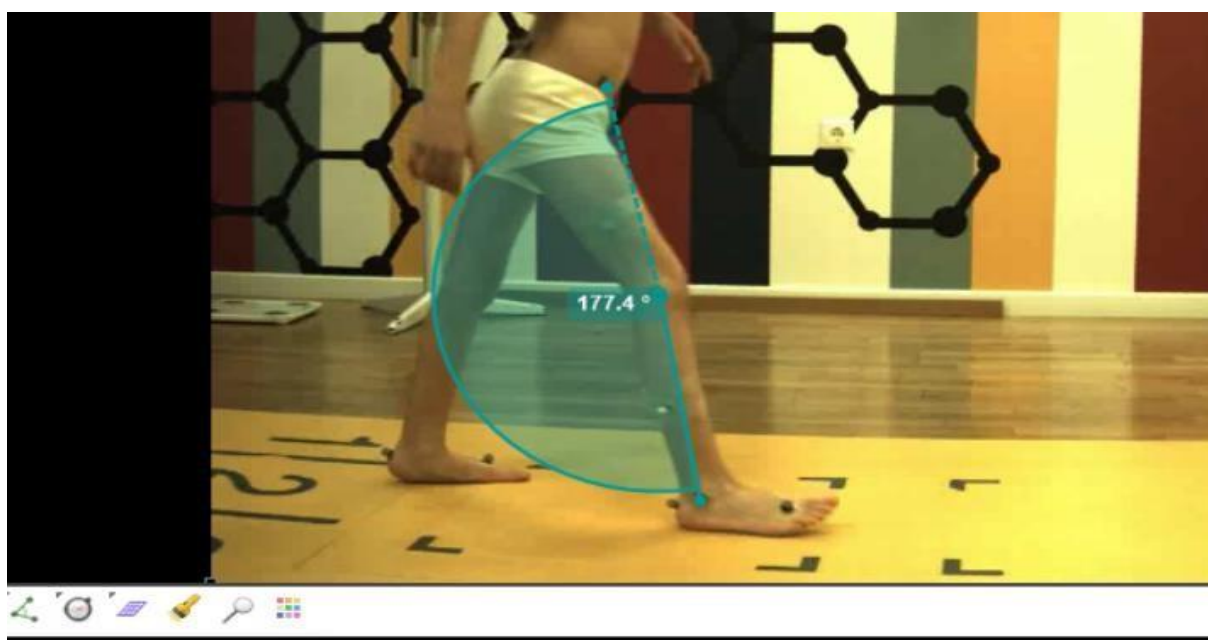
4.8 Διαδικασία υπολογισμού και εξαγωγής αποτελεσμάτων με την εφαρμογή Kínovea

- **Ποδοκνημική.** Ο εξεταστής, αφού παρατηρούσε την βάδιση του εξεταζόμενου, εντόπιζε την πρώτη επαφή του δεξιού κάτω άκρου με το έδαφος. Στην φάση εκείνη, τραβήχτηκαν δύο γραμμές, μία μεταξύ του μηριαίου κόνδυλου και του έξω σφυρού και η δεύτερη γραμμή ήταν μεταξύ έξω σφυρού και του δεύτερου μεταταρσίου. Η γωνία που δημιουργήθηκε μεταξύ των δύο γραμμών ήταν η γωνία της ΠΔΚ άρθρωσης κατά τη φάση “επαφής πτέρνας” (Εικόνα 4.2) (Savvas Spanos et al., 2023).
- **Γόνατο.** Για τον υπολογισμό των μοιρών του γόνατος κατά την φάση “επαφής της πτέρνας” ενώθηκαν οι γραμμές μεταξύ ΠΑΛΑ- μηριαίο κόνδυλο και μηριαίο κόνδυλο-έξω σφυρό (Εικόνα 4.3). Επιπρόσθετα, μελετήθηκε και το εύρος κίνησης του γόνατος από την φάση “επαφής της πτέρνας” μέχρι την μέση φάση αιώρησης με τον τύπο (γωνία κατά την φάση επαφής της πτέρνας) – (γωνία κατά την μέση φάση αιώρησης).
- **Χρόνος βήματος.** Ο εξεταστής τοποθέτησε το χρονόμετρο (εργαλείο του διαθέτει η εφαρμογή Kínovea) και πάτησε την έναρξη του την στιγμή που το δάχτυλα του δεξιού κάτω άκρου εγκατέλειπαν το έδαφος και σταματούσε την λειτουργία του χρονομέτρου την στιγμή που η πτέρνα του δεξιού κάτω άκρου ερχόταν σε επαφή με το έδαφος.
- **Χρόνος Διασκελισμού.** Με το χρονόμετρο της εφαρμογής Kínovea μετρήθηκαν και τα δευτερόλεπτα που διήρκεσε ο διασκελισμός. Ο εξεταστής πάτησε την έναρξη την στιγμή που τα δάχτυλα του δεξιού κάτω άκρου έχαναν επαφή με το έδαφος και σταματούσε τον χρόνο μετά την πραγματοποίηση δύο διαδοχικών βημάτων αντίθετων ποδιών.
- **Μήκος βήματος.** Μετρήθηκε η απόσταση μεταξύ δύο διαδοχικών χτυπημάτων της πτέρνας του αριστερού (ΑΡ) και του δεξιού (ΔΕ) κάτω άκρου. Ο ερευνητής χρησιμοποίησε τα markers των περνών και τοποθέτησε μία γραμμή από την πτέρνα του ΑΡ μέχρι την πτέρνα του ΔΕ (Fernández-González et al., 2022) (Sengodan et al., 2023).
- **Μήκος διασκελισμού.** Μέτρηση της απόστασης δύο διαδοχικών χτυπημάτων της πτέρνας του ίδιου ποδιού (Fernández-González et al., 2022; Sengodan et al., 2023).
- **Πλάγια κλίση λεκάνης.** Σχηματίστηκε μία γραμμή που ένωνε την αριστερή ΠΑΛΑ με την δεξιά ΠΑΛΑ και η άλλη μεταξύ αριστερής ΠΑΛΑ και τραβήχτηκε σύμφωνα με το

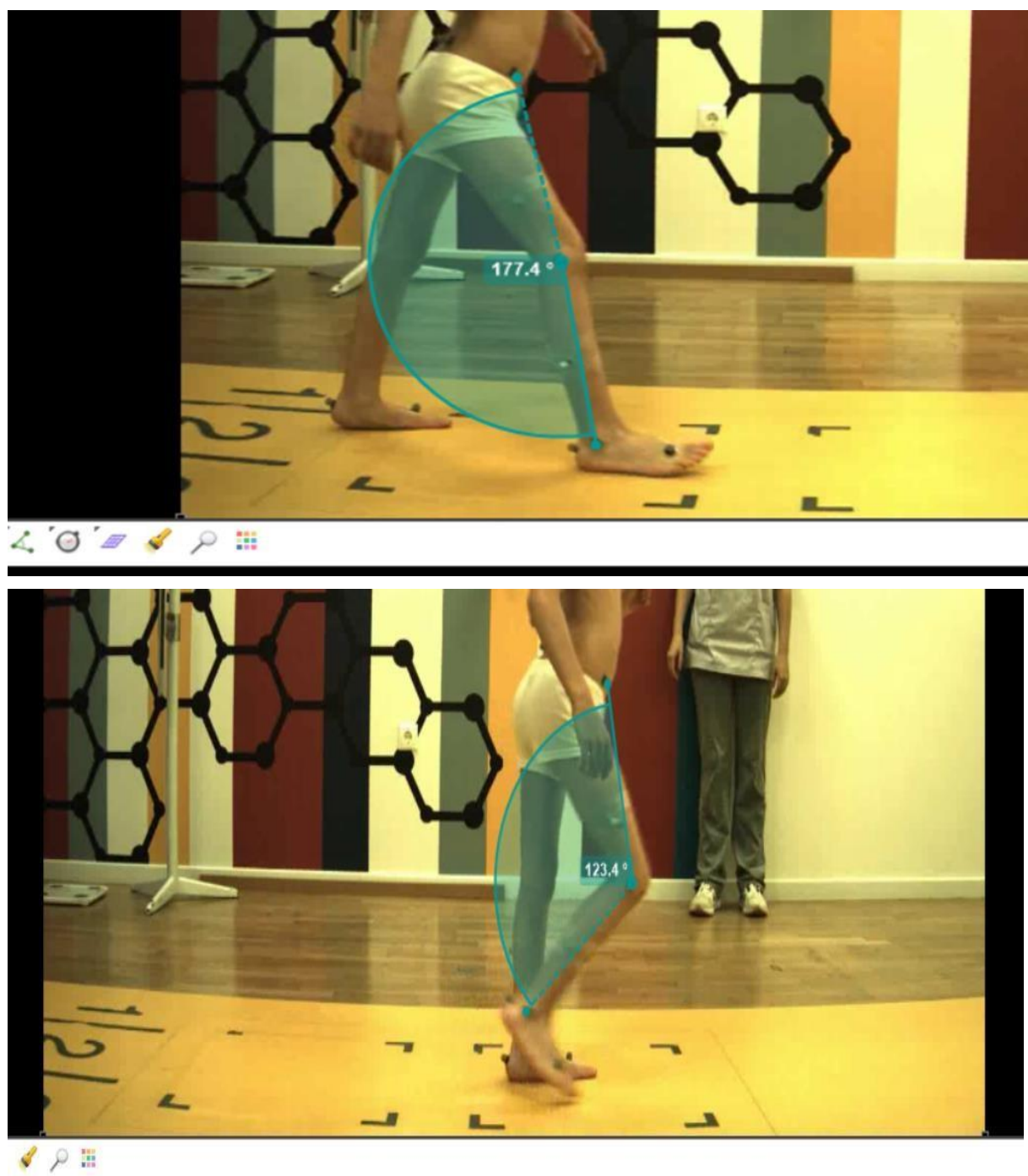
οριζόντιο επίπεδο. Η γωνία που σχηματίστηκε μεταξύ των δύο γραμμών ήταν οι μοίρες της πλάγιας κλίσης της λεκάνης κατά την μέση φάση αιώρησης.



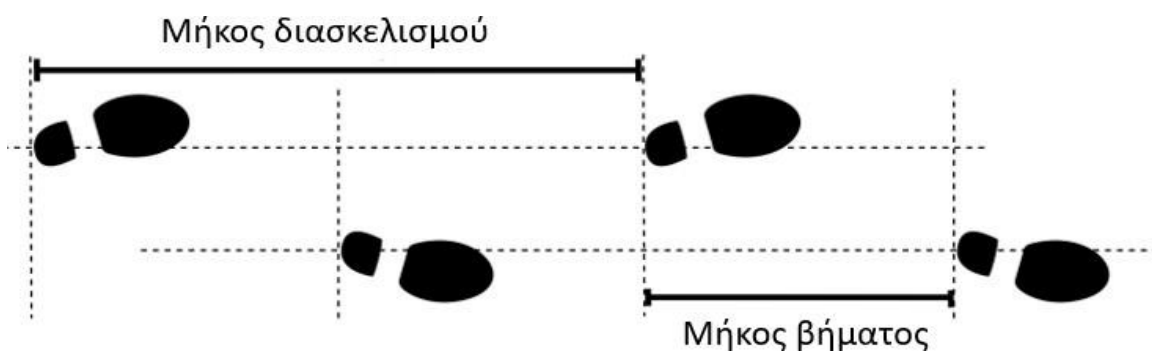
Εικόνα 4.2 Μέτρηση γωνίας της ποδοκνημικής (ΠΔΚ) άρθρωσης κατά την φάση “επαφής πτέρνας”



Εικόνα 4.3 Μέτρηση γωνίας του γόνατος (ΓΝΤ) κατά την φάση “επαφής πτέρνας”



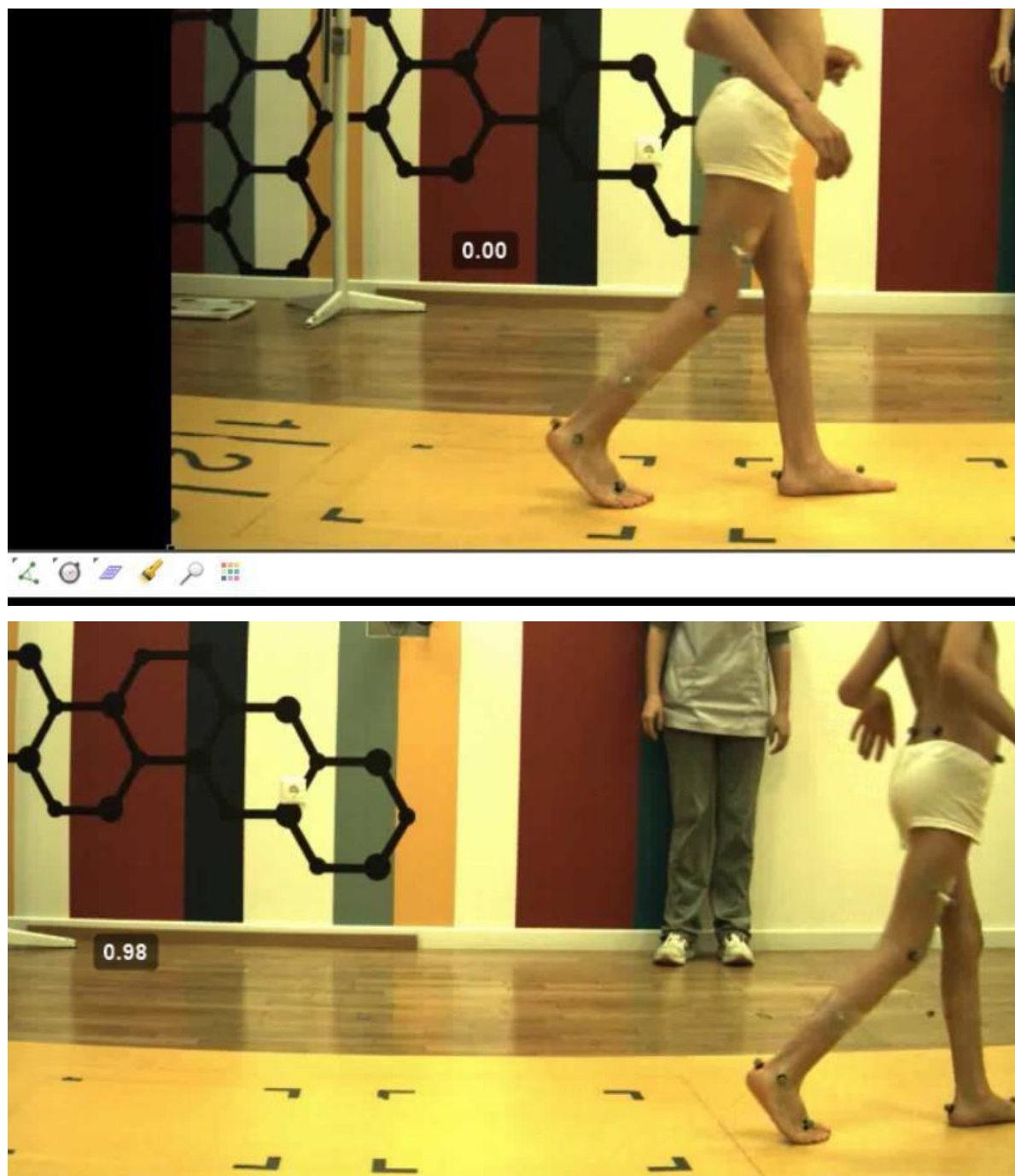
Εικόνα 4.4 Υπολογισμός του εύρους κίνησης (Ε.Κ.) από την φάση “επαφής πτέρνας” μέχρι την φάση “μέσης αιώρησης”



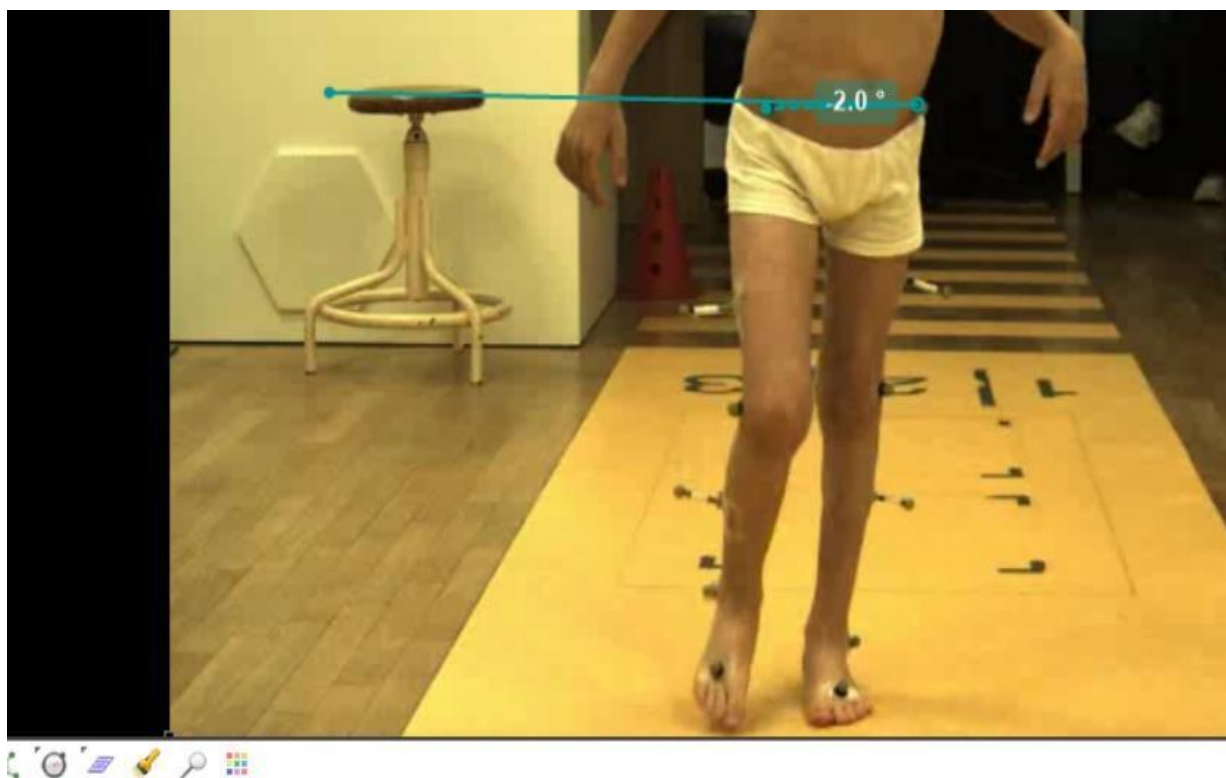
Εικόνα 4.5 Σχεδιάγραμμα της μέτρησης του μήκους διασκελισμού και του μήκους βήματος



Εικόνα 4.6 Υπολογισμός του χρόνου βήματος (X.B.) του δεξιού κάτω άκρου



Εικόνα 4.7 Υπολογισμός του χρόνου διασκελισμού (Χ.Δ.)



Εικόνα 4.8 Υπολογισμός της πλάγιας κλίσης λεκάνης κατά την μέση φάση αιώρησης (Μ.Φ.Α) του δεξιού κάτω άκρου

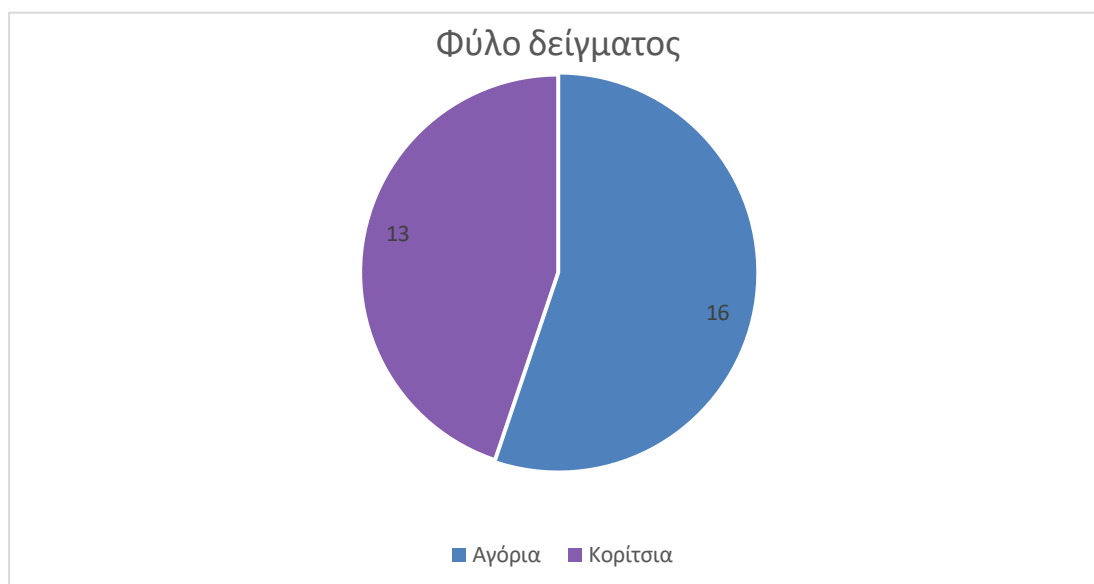
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5^ο

ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

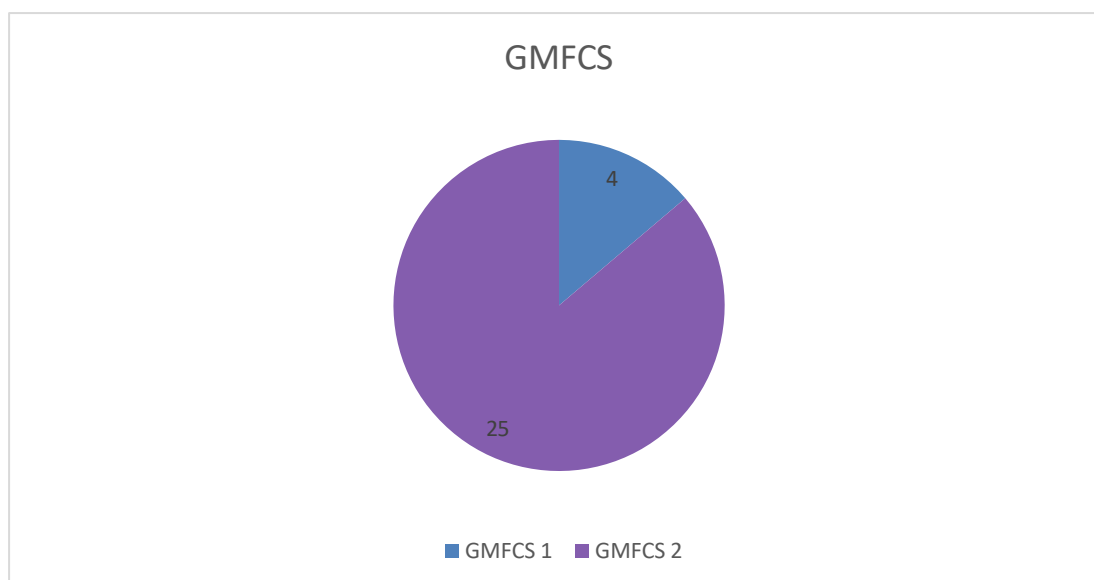
Για την πραγματοποίηση της στατιστικής ανάλυσης χρησιμοποιήθηκε το πρόγραμμα SPSS Statistics 20.0. Η στατιστική σημαντικότητα ήταν $p \leq 0.05$ (95%). Είκοσι εννέα (29) παιδιά με διάγνωση Ε.Π, τύπου διπληγία αναλύθηκαν που κυμαίνονταν από 5 έως 18 ετών. Η βάδιση 31 παιδιών καταγράφηκε αλλά η βάδιση 2 παιδιών δεν μπορούσε να αναλυθεί καθώς δεν υπήρχε καλή ορατότητα των markers. Η ηλικία των παιδιών είχε μέσο όρο 11.30 ± 4.260 έτη, το ύψος των παιδιών είχε μέσο όρο $140.20 \text{ εκ.} \pm 20.709$, το βάρος είχε μέσο όρο $37 \text{ κιλά} \pm 15.434$ και ο Δείκτης Μάζας σώματος είχε 17.84 ± 3.45472 (Πίνακας 6.1). Το 55% των 29 παιδιών αποτελούνταν από αγόρια και το υπόλοιπο 45% από κορίτσια (Πίνακας 6.2). Τα παιδιά αξιολογήθηκαν με την κλίμακα GMFCS πριν την εκτελέσουν την βάδιση τους, το 86% των παιδιών ήταν στο επίπεδο 2 της κλίμακας ενώ το 14% ήταν στο επίπεδο 1 (Πίνακας 6.3).

Συνολικό δείγμα (N=29)	Εύρος τιμών (range)	Ελάχιστη τιμή (min)	Μέγιστη τιμή (max)	Μέσος όρος (M.O)	Τυπική απόκλιση (T.A)
Ηλικία (έτη)	13	5	18	11.30	4.260
Ύψος (cm)	72	100	172	140.20	20.709
Βάρος (kg)	53	15	68	37.00	15.434
ΔΜΣ (kg/ m^2)	13.41	12.71	26.12	17.84	3.45472

Πίνακας 5.1 Σωματομετρικά χαρακτηριστικά του δείγματος
ΔΜΣ: Δείκτης Μάζας Σώματος



Πίνακας 5.2 Γράφημα πίτας για την απεικόνιση του φύλου του δείγματος



Πίνακας 5.3 Γράφημα πίτας για την απεικόνιση της κλίμακας GMFCS του δείγματος

Οι γωνίες ΠΔΚ και ΓΝΤ καταγράφηκαν τη φάση επαφής της πτέρνας καθώς εκείνη η φάση είναι συνήθως τροποποιημένη σε σύγκριση με την εκτέλεση της φάσης επαφής της πτέρνας τυπικών παιδιών (πχ το παιδί με διπληγία μπορεί να αγγίζει το έδαφος με foot flat ή να αγγίζει το έδαφος με έντονη ραχιαία κάμψη). Όπως αντικρίζουμε στον Πίνακα 5.4, οι περισσότεροι παράμετροι που ελέγχθηκαν είχαν μεγαλύτερο μέσο όρο με την εφαρμογή Κίνονεα (ΠΔΚ, ΓΝΤ, ROMΓΝΤ, ΜΔ, ΠΚΛ) ενώ το MB, ο ΧΒ και ο ΧΔ είχαν ίδιες τιμές στην εφαρμογή Κίνονεα και στο Vicon system. Στον πίνακα 5.4 μελετήθηκε και το εύρος τιμών, η ελάχιστη τιμή, η μέγιστη τιμή και η τυπική απόκλιση.

	Εύρος τιμών (range)	Ελάχιστη τιμή (min)	Μέγιστη τιμή (max)	Μέσος όρος (M.O)	Τυπική απόκλιση (T.A)
◦ΠΑΚVICON	68.76	78.83	147.59	98.34	13.79
◦ΓNTVICON	47.22	138.40	185.62	160.45	12.42
ROMΓNTVICON	46.78	4.44	51.22	26.58	11.60
MBVICON	0.47	0.12	0.59	0.39	0.11
ΜΔVICON	0.90	0.29	1.19	0.77	0.22
XBVICON	0.42	0.37	0.79	0.51	0.10
ΧΔVICON	1.07	0.73	1.80	1.04	0.21
ΠΚΔVICON	19.50	-11.28	8.22	-0.33	5.02
◦ΠΑΚΚINOVEA	69.20	78.60	147.80	98.50	14.11
◦ΓNTKINOVEA	44.50	142.80	187.30	161.40	11.36
ROMΓNTKINOVEA	51.90	0.50	52.40	26.71	13.45
MBKINOVEA	0.47	0.13	0.60	0.39	0.11
ΜΔKINOVEA	0.90	0.30	1.20	0.79	0.24
XBKINOVEA	0.44	0.36	0.80	0.51	0.098
ΧΔKINOVEA	1.20	0.76	1.96	1.04	0.23
◦ΠΚΔKINOVEA	18.60	-11.10	7.50	-0.15	4.84

Πίνακας 5.4 Τιμές των παραμέτρων ΔΑΒ και της TAB

5.1 Αποτελέσματα του ελέγχου κανονικότητας

Πριν πραγματοποιηθεί ο έλεγχος των υποθέσεων, προηγήθηκε ο έλεγχος κανονικότητας όλων των δεδομένων με το test Shapiro-Wilk, το συγκεκριμένο τεστ επιλέγεται στην περίπτωση που το δείγμα της μελέτης είναι κάτω των 50 ατόμων. Οι υποθέσεις που ελέγχονταν ήταν οι εξής:

H_0 : Η μεταβλητή X ακολουθεί κανονική κατανομή.

H_1 : Η μεταβλητή X δεν ακολουθεί κανονική κατανομή.

Εάν το $p < 0.05$ απορρίπτεται η μηδενική υπόθεση (H_0). Άρα, δεν ακολουθείται η κανονική κατανομή στα δεδομένα και ο ερευνητής επιλέγει τον μη παραμετρικό έλεγχο. Σε περίπτωση που οι δύο μεταβλητές ή μία εκ των δύο δεν ακολουθούν κανονική κατανομή, τότε επιλέγεται ο συντελεστής συσχέτισης Spearman.

Εάν το $p \geq 0.05$ δεν απορρίπτεται η μηδενική υπόθεση (H_0). Επομένως, ακολουθείται η κανονική κατανομή στα δεδομένα και ο ερευνητής επιλέγει τον παραμετρικό έλεγχο. Σε περίπτωση που και οι δύο μεταβλητές τότε επιλέγεται ο συντελεστής συσχέτισης Pearson.

Όπως διακρίνουμε στον παρακάτω πίνακα 5.5, οι μεταβλητές ΠΔKVICON, ΓNTVICON, ROMΓNTVICON, MBVICON, ΜΔVICON, ΧBVICON, ΠΔKKINOVEA, ΓNTKKINOVEA, ROMΓNTKKINOVEA, MBKKINOVEA, ΜΔKKINOVEA, ΧΒKKINOVEA, ΠΚΛKKINOVEA επιβεβαιώνουν την μηδενική υπόθεση και ακολουθούν την κανονική κατανομή. Οι μεταβλητές ΧΔVICON, ΠΚΛVICON, ΧΔKKINOVEA δεν ακολουθούν την κανονική κατανομή καθώς το $p < 0.005$. Άρα σε αυτές τις μεταβλητές θα εφαρμοστούν τα μη παραμετρικά τεστ (Πίνακας 5.6) .

	Statistic	df	Sig.
◦ΠΑΚVICON	.888	29	.005
◦ΓNTVICON	.978	29	.777
ROMΓNTVICON	.980	29	.843
MBVICON	.956	29	.254
MΔVICON	.973	29	.631
XBVICON	.896	29	.008
◦ΠΑΚKINOVEA	.894	29	.007
◦ΓNTKINOVEA	.965	29	.433
ROMΓNTKINOVEA	.978	29	.773
MBKINOVEA	.964	29	.411
MΔKINOVEA	.957	29	.274
XBKINOVEA	.899	29	.009
◦ΠΚΛKINOVEA	.923	29	.036

Πίνακας 5.5 Παράμετροι που ακολουθούσαν κανονική κατανομή

	Statistic	df	Sig.
ΧΔVICON	.847	29	<.001
◦ΠΚΛVICON	.241	29	<.001
ΧΔKINOVEA	.772	29	<.001

Πίνακας 5.6 Παράμετροι που δεν ακολουθούσαν κανονική κατανομή

5.2 Αποτελέσματα ελέγχου εγκυρότητας

5.2.1 Αποτέλεσμα ελέγχου εγκυρότητας της γωνίας της Ποδοκνημικής άρθρωσης

Αφού πραγματοποιήθηκε ο έλεγχος κανονικότητας όλων των παραμέτρων, ακολούθησε ο έλεγχος της εγκυρότητας. Η πρώτη μεταβλητή που εξετάστηκε ήταν η γωνία της ποδοκνημικής κατά την φάση επαφής της πτέρνας. Όπως βλέπουμε στον πίνακα, η γωνία της ΠΔΚ που μελετήθηκε με το Vicon system ακολουθεί την κανονική κατανομή ($p=0.05$) και η γωνία της ΠΔΚ που υπολογίστηκε με την εφαρμογή Κίνονεα ακολουθεί την κανονική κατανομή ($p=0.07$). Άρα για να ελέγξουμε την εγκυρότητα της εφαρμογή Κίνονεα ως προς την μέτρηση της γωνίας της ΠΔΚ κατά την φάση επαφής της πτέρνας συγκρίθηκαν τα αποτελέσματα της Κίνονεα με τα αποτελέσματα του Vicon system ως προς αυτήν την μεταβλητή με τον δείκτη συσχέτισης Pearson. Τα αποτελέσματα του Pearson test έδειξαν μια ισχυρή συσχέτιση ($p=0.994$).

Correlations

		◊ΠΔΚVICON	◊ΠΔΚKINOVEA
◊ΠΔΚVICON	Pearson Correlation	1	.994 ^{**}
	Sig. (2-tailed)		<.001
	N	29	29
◊ΠΔΚKINOVEA	Pearson Correlation	.994 ^{**}	1
	Sig. (2-tailed)	<.001	
	N	29	29

******. Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).

Πίνακας 5.7 Ανάλυση Pearson για τον έλεγχο της εγκυρότητας της μέτρησης της γωνίας της ποδοκνημικής άρθρωσης με την εφαρμογή Κίνονεα σε σύγκριση με το αποτέλεσμα της ίδιας μεταβλητής που διεξήχθη από το gold standard εργαλείο – Vicon system

◊ΠΔΚVICON: Γωνία Ποδοκνημικής με το VICON system

◊ΠΔΚKINOVEA: Γωνία Ποδοκνημικής με την εφαρμογή KINOVEA

5.2.2 Αποτέλεσμα ελέγχου εγκυρότητας της γωνίας της άρθρωσης του γόνατος

Η δεύτερη μεταβλητή που εξετάστηκε ήταν η γωνία του γόνατος κατά την φάση επαφής της πτέρνας. Σύμφωνα με τον πίνακα, η μεταβλητή ΓΝTVICON ακολουθούσε την κανονική κατανομή ($p=0.777$) όπως και η μεταβλητή ΓΝTKINOVEA (0.433). Γι αυτό πραγματοποιήθηκε ο δείκτης συσχέτισης Pearson, τα αποτελέσματα έδειξαν πως ο δείκτης εγκυρότητας μεταξύ των δύο μεταβλητών είναι 0.898.

Correlations

		°ΓNTVICON	°ΓNTKINOVEA
°ΓNTVICON	Pearson Correlation	1	.898**
	Sig. (2-tailed)		<.001
	N	29	29
°ΓNTKINOVEA	Pearson Correlation	.898**	1
	Sig. (2-tailed)	<.001	
	N	29	29

** . Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).

Πίνακας 5.8 Ανάλυση Pearson για τον έλεγχο της εγκυρότητας της μέτρησης της γωνίας του γόνατος άρθρωσης με την εφαρμογή Kinodea σε σύγκριση με το αποτέλεσμα της ίδιας μεταβλητής που διεξήχθη από το gold standard εργαλείο – Vicon system

°ΓNTVICON: Γωνία Γόνατος με το VICON system

°ΓNTKINOVEA: Γωνία Γόνατος με την εφαρμογή KINOVEA

5.2.3 Αποτέλεσμα ελέγχου εγκυρότητας του εύρους κίνησης της άρθρωσης του γόνατος

Το εύρος κίνησης μετρήθηκε από την στιγμή που η πτέρνα άγγιζε το έδαφος μέχρι την μέση φάση αιώρησης. Σύμφωνα με τον πίνακα, η μεταβλητή ROMΓNTVICON ακολουθούσε την κανονική κατανομή ($p=0.843$) όπως και η μεταβλητή ROMΓNTKINOVEA (0.773). Γι αυτό πραγματοποιήθηκε ο δείκτης συσχέτισης Pearson, τα αποτελέσματα έδειξαν πως ο δείκτης εγκυρότητας μεταξύ των δύο μεταβλητών είναι 0.906.

Correlations

		ROMΓNTVICO N	ROMΓNTKINO VEA
ROMΓNTVICON	Pearson Correlation	1	.906**
	Sig. (2-tailed)		<.001
	N	29	29
ROMΓNTKINOVEA	Pearson Correlation	.906**	1
	Sig. (2-tailed)	<.001	
	N	29	29

** . Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).

Πίνακας 5.9 Ανάλυση Pearson για τον έλεγχο της εγκυρότητας της μέτρησης του εύρους κίνησης του γόνατος με την εφαρμογή Kinodea σε σύγκριση με το αποτέλεσμα της ίδιας μεταβλητής που διεξήχθη από το gold standard εργαλείο – Vicon system

ROMΓNTVICON: Εύρος κίνησης του Γόνατος με το VICON system

ROMΓNTKINOVEA: Εύρος κίνησης του Γόνατος με την εφαρμογή KINOVEA

5.2.4 Αποτέλεσμα ελέγχου εγκυρότητας του μήκους βήματος

Το μήκος βήματος μετρήθηκε στο δεξί κάτω άκρο. Επιλέχθηκε ο δείκτης συσχέτισης Pearson καθώς και η μεταβλητή MBVICON ακολουθούσε την κανονική κατανομή ($p=0.843$) και η μεταβλητή MBKINOVEA (0.773). Τα αποτελέσματα έδειξαν πως ο δείκτης εγκυρότητας μεταξύ των δύο μεταβλητών είναι 0.996.

Correlations

		MBVICON	MBKINOVEA
MBVICON	Pearson Correlation	1	.996 ^{**}
	Sig. (2-tailed)		<.001
	N	29	29
MBKINOVEA	Pearson Correlation	.996 ^{**}	1
	Sig. (2-tailed)	<.001	
	N	29	29

^{**}. Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).

Πίνακας 5.10 Ανάλυση Pearson για τον έλεγχο της εγκυρότητας της μέτρησης του μήκους βήματος του δεξιού κάτω άκρου με την εφαρμογή Kinovea σε σύγκριση με το αποτέλεσμα της ίδιας μεταβλητής που διεξήχθη από το gold standard εργαλείο – Vicon system

MBVICON: Μήκος Βήματος με το VICON system

MBKINOVEA: Μήκος Βήματος με την εφαρμογή KINOVEA

5.2.5 Αποτέλεσμα ελέγχου εγκυρότητας του μήκους διασκελισμού

Το μήκος διασκελισμού και στους δύο τρόπους καταγραφής μετρούσε την απόσταση δύο διαδοχικών βημάτων αντίθετων κάτω άκρων, πρώτα εκτελούσε βήμα το δεξί κάτω άκρο. Η μεταβλητή MΔVICON, όπως μπορούμε να διακρίνουμε στον πίνακα, ακολουθούσε την κανονική κατανομή ($p=0.631$) και η μεταβλητή MΔKINOVEA ακολουθούσε κανονική κατανομή ($p=0.274$). Εφόσον και οι δύο μεταβλητές ακολουθούσαν κανονική κατανομή, επιλέχθηκε ο δείκτης συσχέτισης Pearson. Τα αποτελέσματα έδειξαν πως ο δείκτης εγκυρότητας μεταξύ των δύο μεταβλητών είναι 0.950.

Correlations

		ΜΔVICON	ΜΔKINOVEA
ΜΔVICON	Pearson Correlation	1	.950 ^{**}
	Sig. (2-tailed)		<.001
	N	29	29
ΜΔKINOVEA	Pearson Correlation	.950 ^{**}	1
	Sig. (2-tailed)	<.001	
	N	29	29

^{**}. Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).

Πίνακας 5.11 Ανάλυση Pearson για τον έλεγχο της εγκυρότητας της μέτρησης του μήκους διασκελισμού με την εφαρμογή Kínovea σε σύγκριση με το αποτέλεσμα της ίδιας μεταβλητής που διεξήχθη από το gold standard εργαλείο – Vicon system

ΜΔVICON: Μήκος Διασκελισμού με το VICON system

ΜΔKINOVEA: Μήκος Διασκελισμού με την εφαρμογή KINOVEA

5.2.6 Αποτέλεσμα ελέγχου εγκυρότητας του χρόνου βήματος

Ο χρόνος βήματος ελέγχθηκε μόνο στο δεξί κάτω άκρο. Η μεταβλητή XBVICON, όπως μπορούμε να διακρίνουμε στον πίνακα, ακολουθούσε την κανονική κατανομή ($p=0.008$) και η μεταβλητή XBKINOVEA ακολουθούσε κανονική κατανομή ($p=0.009$). Εφόσον και οι δύο μεταβλητές ακολουθούσαν κανονική κατανομή, επιλέχθηκε ο δείκτης συσχέτισης Pearson. Τα αποτελέσματα έδειξαν πως ο δείκτης εγκυρότητας μεταξύ των δύο μεταβλητών είναι 0.978.

Correlations

		XBVICON	XBKINOVEA
XBVICON	Pearson Correlation	1	.978 ^{**}
	Sig. (2-tailed)		<.001
	N	29	29
XBKINOVEA	Pearson Correlation	.978 ^{**}	1
	Sig. (2-tailed)	<.001	
	N	29	29

^{**}. Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).

Πίνακας 5.12 Ανάλυση Pearson για τον έλεγχο της εγκυρότητας της μέτρησης του χρόνου βήματος του δεξιού κάτω άκρου με την εφαρμογή Kínovea σε σύγκριση με το αποτέλεσμα της ίδιας μεταβλητής που διεξήχθη από το gold standard εργαλείο – Vicon system

XBVICON: Χρόνος Βήματος με το VICON system

XBKINOVEA: Χρόνος Βήματος με την εφαρμογή KINOVEA

5.2.7 Αποτέλεσμα ελέγχου εγκυρότητας του χρόνου διασκελισμού

Ο χρόνος διασκελισμού και στους δύο τρόπους καταγραφής μετρούσε τον χρόνο δύο διαδοχικών βημάτων αντίθετων κάτω άκρων, πρώτα εκτελούσε βήμα το δεξί κάτω άκρο. Η μεταβλητή ΧΔVICON, όπως μπορούμε να διακρίνουμε στον πίνακα, δεν ακολουθούσε την κανονική κατανομή ($p < 0.001$) και η μεταβλητή ΧΔKINOVEA δεν ακολουθούσε κανονική κατανομή ($p < 0.001$). Εφόσον και οι δύο μεταβλητές δεν ακολουθούσαν κανονική κατανομή, επιλέχθηκε ο δείκτης συσχέτισης Spearman. Τα αποτελέσματα έδειξαν πως ο δείκτης εγκυρότητας μεταξύ των δύο μεταβλητών είναι 0.950.

Correlations

			ΧΔVICON	ΧΔKINOVEA
Spearman's rho	ΧΔVICON	Correlation Coefficient	1.000	.950**
		Sig. (2-tailed)	.	<.001
		N	29	29
	ΧΔKINOVEA	Correlation Coefficient	.950**	1.000
		Sig. (2-tailed)	<.001	.
		N	29	29

** . Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).

Πίνακας 5.13 Ανάλυση Spearman για τον έλεγχο της εγκυρότητας της μέτρησης του χρόνου διασκελισμού με την εφαρμογή Kinovea σε σύγκριση με το αποτέλεσμα της ίδιας μεταβλητής που διεξήχθη από το gold standard εργαλείο – Vicon system

ΧΔVICON: Χρόνος Διασκελισμού με το VICON system

ΧΔKINOVEA: Χρόνος Διασκελισμού με την εφαρμογή KINOVEA

5.2.8 Αποτέλεσμα ελέγχου εγκυρότητας της πλάγιας κλίσης της λεκάνης

Η παράμετρος που ελέγχθηκε ήταν η πλάγια κλίση της λεκάνης προς τα δεξιά. Η μεταβλητή ΠΚΛVICON, όπως μπορούμε να διακρίνουμε στον πίνακα, δεν ακολουθούσε την κανονική κατανομή ($p < 0.001$) και η μεταβλητή ΠΚΛKINOVEA ακολουθούσε κανονική κατανομή ($p = 0.036$). Εφόσον μία εκ των δύο μεταβλητών δεν ακολουθούσε κανονική κατανομή, επιλέχθηκε ο δείκτης συσχέτισης Spearman. Τα αποτελέσματα έδειξαν πως ο δείκτης εγκυρότητας μεταξύ των δύο μεταβλητών είναι 0.961.

Correlations

			ΠΚΛVICON	ΠΚΛKINOVEA
Spearman's rho	ΠΚΛVICON	Correlation Coefficient	1.000	.961**
		Sig. (2-tailed)	.	<.001
		N	29	29
	ΠΚΛKINOVEA	Correlation Coefficient	.961**	1.000
		Sig. (2-tailed)	<.001	.
		N	29	29

** . Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).

Πίνακας 5.14 Ανάλυση Spearman για τον έλεγχο της εγκυρότητας της μέτρησης της πλάγιας κλίσης της λεκάνης προς τα δεξιά με την εφαρμογή Kínovea σε σύγκριση με το αποτέλεσμα της ίδιας μεταβλητής που διεξήχθη από το gold standard εργαλείο – Vicon system

ΠΚΛVICON: Πλάγια Κλίση Λεκάνης με το VICON system

ΠΚΛKINOVEA: Πλάγια Κλίση Λεκάνης την εφαρμογή KINOVEA

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6^ο

ΣΥΖΗΤΗΣΗ

Ο λόγος δημιουργίας της παρούσας έρευνας ήταν ο έλεγχος της εγκυρότητας της εφαρμογής Kinevea κατά την βάδιση παιδιών με εγκεφαλική παράλυση, έχοντας ως gold standard εργαλείο το Vicon system. Συλλέξαμε δεδομένα από όλες τις αρθρώσεις του δεξιού κάτω άκρου και από την λεκάνη σε συγκεκριμένες φάσεις της βάδισης και συγκρίναμε τα αποτελέσματα που μετρήθηκαν με το Vicon system με τα αποτελέσματα που αναλύθηκαν από την εφαρμογή Kinevea. Το πρώτο δεδομένο που ερευνήθηκε ήταν η γωνία της ποδοκνημικής άρθρωσης κατά την φάση επαφής της πτέρνας, η συσχέτιση των δύο μεθόδων ως προς αυτό το δεδομένο ήταν 0.994. Η δεύτερη παράμετρος που εξετάστηκε ήταν η γωνία της άρθρωσης του γόνατος κατά την φάση επαφής της πτέρνας, ο δείκτης συσχέτισης αυτών των δύο μεθόδων ανάλυση της βάδισης ήταν 0.898. Μετρήθηκε και το ROM του γόνατος από την φάση από την φάση επαφής της πτέρνας μέχρι την μέση φάση αιώρησης, συσχέτιση μεταξύ της TAB με την ΔAB ήταν 0.906. Επίσης, μετρήθηκαν οι χωροχρονικοί παράμετροι δηλαδή το MB, το MD, ο XB και ο XD, και οι δείκτες συσχέτισης μεταξύ των δύο παραμέτρων ήταν 0.996, 0.950, 0.978 και 0.950 αντίστοιχα. Η τελευταία παράμετρος που μετρήθηκε ήταν η πλάγια κλίση της λεκάνης, ο δείκτης συσχέτισης ήταν 0.961. Σύμφωνα με ένα άρθρο του 2023, εάν ο δείκτης συσχέτισης είναι λιγότερο από 0,5 τότε την χαρακτηρίζουμε ως κακή, μέτρια εάν κυμαίνεται από 0,5 με 0,75, καλή εάν η τιμή είναι από 0,76 – 0,9 και υψηλή εάν η τιμή είναι άνω του 0.9 (Lee et al., 2023). Άρα καλή συσχέτιση έχουμε μεταξύ της γωνία του γόνατος με το Vicon system με την γωνία του γόνατος με την εφαρμογή Kinevea. Υψηλή συσχέτιση έχουμε στην μέτρηση της °ΠΔΚ, του ROMΓNT, του MB, του MD, του XB, του XD και της ΠΚΛ. Από το 2013, έδιναν αντιληπτά τα μειονεκτήματα των τρισδιάστατων μεθόδων γι' αυτό ερευνήθηκε η εγκυρότητα του Kinect και του λογισμικού Brekel Kinect σε σύγκριση με το Vicon system και του λογισμικού Nexus ως προς την μέτρηση των κινηματικών παραμέτρων στο οβελιαίο επίπεδο και ως προς την μέτρηση του χρόνου διασκελισμού. Στην έρευνα αυτήν, μετρήθηκε η έκταση και η κάμψη γόνατος και ισχίου κατά την διάρκεια της βάδισης και κατά την διάρκεια του τζόκινγκ σε 3 διαφορετικές ταχύτητες (χρησιμοποιήθηκε διάδρομος για την εκτέλεση του τζόκινγκ). Οι καταγραφές των γωνιών κατά την διάρκεια εκτέλεσης της κάμψης δεν ήταν ακριβείς στην ΔAB (Kinect) σε σύγκριση με τις καταγραφές του Vicon system. Οι καταγραφές των γωνιών κατά την διάρκεια εκτέλεσης της έκτασης ήταν περισσότερο ακριβείς σε σύγκριση με τις καταγραφές της κάμψης και αυτό ίσως δικαιολογείται στο γεγονός πως το εύρος κίνησης της έκτασης είναι μειωμένο σε σύγκριση με αυτό της κάμψης. Οι μετρήσεις του γόνατος ήταν πιο έγκυρες από αυτές του ισχίου. Ο χρόνος διασκελισμού φαίνεται πως μπορεί να μετρηθεί και με το Kinect καθώς οι μετρήσεις είχαν πολύ μικρή διαφορά με αυτές του Vicon system. Το

συμπέρασμα της μελέτης ήταν πως η δυσδιάστατη μέθοδος Kinect δεν μπορεί να χρησιμοποιηθεί κλινικά (Pfister et al., 2014). Το 2014, κυκλοφόρησε το Microsoft Xbox One Kinect γνωστό και ως Kinect V2. Το Kinect V2 ήταν βελτιωμένο σε σύγκριση με το Kinect ως προς την ευκρίνεια της εικόνας. Το 2015, λοιπόν εξετάστηκε η αξιοπιστία και η εγκυρότητα του Kinect V2 σε υγιή άτομα. Οι παράγοντες που εξετάστηκαν ήταν το εύρος κίνησης κάμψη της ΠΔΚ, του ΓΝΤ, του ισχίου, οι γωνίες προσαγωγής που διαμορφώνονταν στο ισχίο και οι χωροχρονικές παράμετροι. Οι παράγοντες μετρήθηκαν καθόλη την βάδιση αλλά και μεμονωμένα κατά την φάση επαφής της πτέρνας και κατά την φάση μέση αιώρησης. Οι παράγοντες αυτές επιλέχθηκαν για αυτές είναι σημαντικές για τους ασθενείς με οστεοαρθρίτιδα ΓΝΤ (Astephen et al., 2008). Η εγκυρότητα των κινηματικών δεδομένων ήταν από κακή έως μέτρια ενώ στα χωροχρονικά δεδομένα ήταν ισχυρή. Άρα και το Kinect V2 δεν μπορεί να θεωρηθεί εναλλακτική λύση για το Vicon system εκτός και εάν οφείλεται η τοποθέτηση της κάμερας στα κακά αποτελέσματα των κινηματικών μετρήσεων (Mentiplay et al., 2015). Την ίδια χρονιά, μελετήθηκε το ίδιο εργαλείο (Kinect V2) και συγκρίθηκε με το OptoTrak Certus system (ανήκει στα εργαλεία της TAB). Είκοσι υγιείς συμμετείχαν στην έρευνα και εκτέλεσαν την διαδικασία της βάδισης με τρεις διαφορετικές ταχύτητες. Στην έρευνα μετρήθηκαν και οι γωνίες αρθρώσεων και οι χωροχρονικές παράμετροι. Οι χρονικές παράμετροι που σχετίζονταν με την φάση επαφής πτέρνας ήταν πιο έγκυροι από τα αποτελέσματα των χρονικών παραμέτρων που αφορούν την φάση απομάκρυνσης των δαχτύλων (Xu et al., 2015). Το 2020 δημοσιεύτηκε μια συστηματική ανασκόπηση που αφορούσε την αξιοπιστία, την εγκυρότητα και τις βέλτιστες πρακτικές των δυσδιάστατων μεθόδων ανάλυσης κίνησης κατά την διάρκεια του βαδίσματος ή του τρεξίματος (Michelini et al., 2020). Η εφαρμογή Kinovea χρησιμοποιήθηκε ως εξεταζόμενο εργαλείο σε τρεις μελέτες, οι οποίες εξέτασαν την αξιοπιστία της εφαρμογής κατά την διάρκεια του τρεξίματος. Στις μελέτες αυτές, συλλέχθηκαν ως δείγμα δρομείς και καμία δεν απευθύνθηκε σε πληθυσμό με παθολογία. Το 2018 δημοσιεύθηκαν δύο μελέτες. Η πρώτη σύγκρινε την αξιοπιστία μεταξύ έμπειρων και άπειρων εξεταστών και μεταξύ των παραμέτρων του οβελιαίου και του μετωπιαίου επιπέδου. Η αξιοπιστία μέτρησης των παραμέτρων που αφορούν το οβελιαίο επίπεδο ήταν μεγαλύτερη σε σύγκριση με το μετωπιαίο επίπεδο. Επίσης, η εμπειρία των εξεταστών δεν φαίνεται να επηρέασε την αξιοπιστία των παραμέτρων. Βέβαια προτείνει ο συγγραφέας στο τέλος του άρθρου, λόγω χαμηλής αξιοπιστίας των παραμέτρων στο μετωπιαίο επίπεδο, να επιλέγεται έμπειρος εξεταστής για το μετωπιαίο επίπεδο (Reinking et al., 2018). Η δεύτερη μελέτη που πραγματοποιήθηκε το 2018, ερευνούσε τον ελάχιστο αριθμό βημάτων που πρέπει να πραγματοποιεί κάθε φορά ο εξεταζόμενος ώστε να επιτευχθεί και να διατηρηθεί ένας σταθερός μέσος όρος για να μπορεί να αξιολογηθούν τα κινηματικά χαρακτηριστικά κατά την διάρκεια

του τρεξίματος και την αξιοπιστία δοκιμής-επανάληψης (η διαδικασία θα επαναλαμβανόταν μετά από μία εβδομάδα). Ο εξεταστής συμπέρανε πως χρειάζεται τουλάχιστον 7 βήματα να εκτελεστούν και πως υπάρχει καλή αξιοπιστία ακόμα και εάν ο εξεταζόμενος μετρηθεί μετά από μία εβδομάδα (Dingenen et al., 2019). Το 2020, αναλύθηκε η βάδιση 50 ατόμων δίχως παθολογία και μετρήθηκε η γωνία του ισχίου, του γόνατος και της ποδοκνημικής κατά την αρχική επαφή του πέλματος. Στα διαγράμματα Bland-Altman παρουσιάστηκε μια ασυμφωνία μεταξύ εξεταστών (Fernández-González et al., 2020). Ένα χρόνο αργότερα, τέθηκε το ερώτημα της αξιοπιστίας και της εγκυρότητας της δισδιάστατης μεθόδου ανάλυσης Kinect v2 σε παιδιά με εγκεφαλική παράλυση. Δέκα παιδιά με διαγνωσμένη Ε.Π συμμετείχαν στην μελέτη και δέχθηκαν οι κηδεμόνες τους να καταγραφεί η βάδιση τους και με TAB και με ΔΑΒ. Στην έρευνα του 2021, σε αντίθεση με την παρούσα μελέτη, δεν αναλύθηκαν οι κινηματικές παράμετροι. Η παράμετρος που αναλύθηκε στην μελέτη του 2021 και όχι στην παρούσα ήταν τα περιθώρια σταθερότητα καθώς τα παιδιά με Ε.Π έχουν συχνές πτώσεις. Το συμπέρασμα που διεξήχθη από την έρευνα του 2021, πως είναι το Kinect v2 έγκυρο για την μέτρηση χωροχρονικών παραμέτρων αλλά δεν είναι έγκυρο για την μέτρηση των περιθωρίων σταθερότητας. Σε έρευνα του 2019, που εξέταζε την εγκυρότητα του Kinect v2 σε παιδιά με Ε.Π παρουσίασε μέτρια αποτελέσματα ως προς την εγκυρότητα των χωροχρονικών δεδομένων. Γι' αυτό και στην παρούσα μελέτη εξετάστηκε η εγκυρότητα άλλου δισδιάστατου εργαλείου ανάλυσης ώστε να βρεθεί μία δισδιάστατη μέθοδο ανάλυσης που να παρουσιάζει καλή εγκυρότητα σε όλες τις παραμέτρους που εξετάζει.

6.1 Πλεονεκτήματα της μελέτης

Στην παρούσα μελέτη ελέγχθηκε η εγκυρότητα της εφαρμογής Kinovea, μέσω της σύγκρισης των αποτελεσμάτων της με τα αποτελέσματα του Vicon system. Το Vicon system έχει χαρακτηριστεί ως gold standard εργαλείο (Hockett et al., 2024) (Grouios et al., 2022) (Young et al., 2023) για την ανάλυση βαδίσεων και αυτό δίνει την δυνατότητα σε πολλούς ερευνητές να μελετήσουν την εγκυρότητα νέων μεθόδων ανάλυσης. Το Vicon system μαζί με την εγκατάσταση του είναι ιδιαίτερα κοστοβόρο κατά την αγορά του (150.000 €) (Carse et al., 2013) αλλά χάρη στην συνεργασία μας με το εργαστήριο Ανάλυσης Βάδισης και Κίνησης μπορούσαμε να διεξάγουμε την έρευνα χωρίς να είναι αναγκαία η αγορά του καθώς ήταν ήδη εγκατεστημένο στο εργαστήριο της ΕΛΕΠΑΠ Αθηνών. Όλος ο υπόλοιπος εξοπλισμός που χρησιμοποιήθηκε ήταν οικονομικός και εύκολα προσβάσιμος. Τα κινητά τηλέφωνα, αναστημόμετρο, ο ηλεκτρονικός υπολογιστής και η ζυγαριά είναι εργαλεία που τα διαθέτει ο φυσικοθεραπευτής και το τρίποδο ήταν χαμηλού κόστους. Η λήψη της εφαρμογής Kinovea είναι δωρεάν και δεν απαιτεί προηγούμενη εμπειρία από τον χρήστη για την μέτρηση κινηματικών δεδομένων κυρίως του οβελιαίου επιπέδου (Reinking et al., 2018). Η εγκυρότητα της 2D ανάλυσης έχει μελετηθεί σε παιδιά με Ε.Π, τα αποτελέσματα της έρευνας δεν ήταν έγκυρα ιδίως για τα κινηματικά χαρακτηριστικά οπότε υπήρχε πρωτόκολλο αξιολόγησης της βάδισης παιδιών με Ε.Π με δισδιάστατη μέθοδο ανάλυσης. Η έρευνα αυτήν μπορούσε να βασιστεί σε αυτό το πρωτόκολλο αλλά να εξετάσει άλλη μέθοδο δισδιάστατης ανάλυσης. Αν τα δεδομένα της παρούσας μελέτης ήταν έγκυρα, τότε οι κλινικοί θεραπευτές θα είχαν ένα εύχρηστο, οικονομικό και φορητό εργαλείο για να αναλύσουν την βάδιση των παιδιών με Ε.Π. Τελευταίο πλεονέκτημα που θα πρέπει να αναφερθεί είναι πως εξασφαλίστηκαν οι κατάλληλες συνθήκες για την πραγματοποίηση της καθώς η τοποθεσία των μετρήσεων ήταν ένα εργαστήριο ειδικά διαμορφωμένο για αναλύσεις βαδίσεων. Αυτό σημαίνει πως πρόσβαση στον χώρο είχαν μόνο οι εργαζόμενοι του εργαστηρίου, ο κύριος ερευνητής και ο εξεταζόμενος. Απαγορεύτηκε η παρουσία άλλων ατόμων για να μην επηρεαστεί ο δοκιμαζόμενος και το προσωπικό του εργαστηρίου κατά την διάρκεια των μετρήσεων.

6.2 Περιορισμοί της μελέτης

Από την διαμόρφωση του πρωτοκόλλου μέχρι την ανάλυση των δεδομένων, η ερευνητική ομάδα έπρεπε να ξεπεράσει και να αντιμετωπίσει πολλές προκλήσεις. Αρχικά, όταν απευθύνεται ο ερευνητής σε πληθυσμό με διάγνωση, η συλλογή του δείγματος γίνεται δυσκολότερη. Ο κύριος ερευνητής σε συνεργασία με το Εργαστήριο Ανάλυσης Βάδισης και Κίνησης μπόρεσαν να συλλέξουν 31 παιδιά. Το δείγμα ήταν μικρό και δεν θα μπορούσε να διεξαχθεί ένα επιβεβαιωμένο αποτέλεσμα. Για να χαρακτηριστεί η εφαρμογή Κίνονεα ως έγκυρο εργαλείο για την ανάλυση βάδισης παιδιών με Ε.Π, είναι απαραίτητη η διεξαγωγή επιπρόσθετων ερευνών που να συνάδει το αποτέλεσμα αυτών με το αποτέλεσμα της παρούσας μελέτης.

Η δειγματοληψία έγινε με την μέθοδο ευκολίας καθώς επιλέχθηκαν παιδιά που είχαν προγραμματισμένο ραντεβού με σκοπό να πραγματοποιήσουν τη διαδικασία ανάλυσης βάδισης τους μήνες που ο κύριος ερευνητής θα κατέγραφε την βάδιση παιδιών με την βοήθεια των κινητών τηλεφώνων. Πριν ξεκινήσει το παιδί την ανάλυση, ο ερευνητής ρωτούσε τον κηδεμόνα για την ακριβή διάγνωση του παιδιού. Εάν η διάγνωση του παιδιού ήταν Ε.Π τύπου διπληγία τότε για να λάβει συμμετοχή στην έρευνα θα έπρεπε να πληροί τα κριτήρια ένταξης και φυσικά να συμφωνεί ο κηδεμόνας. Οι δειγματοληπτικές έρευνες συνοδεύονται από δειγματοληπτικό σφάλμα. Αυτό μπορεί να μετρηθεί εάν η συλλογή του δείγματος γίνεται με τυχαίο τρόπο. Στην συγκεκριμένη περίπτωση δεν είναι μετρήσιμο. Συμπληρωματικά, θα μπορούσαν υπάρχουν στοιχεία προκατάληψης από την στιγμή που η επιλογή του δείγματος δεν ήταν τυχαία. Δεν υπήρχε καμία εσκεμμένη μεροληψία π.χ. ως προς το φύλο των παιδιών.

Επιπλέον, θα πρέπει να σημειωθεί πως η συλλογή δεδομένων με την εφαρμογή Κίνονεα εξαρτάται και από τον ανθρώπινο παράγοντα. Ο εξεταστής έχει ως οδηγία σημεία τα markers για να τοποθετήσει τις γραμμές και να δημιουργήσει γωνίες. Η δύσκολη ορατότητα των markers εμποδίζει τον ερευνητή στην προσπάθεια του να εντοπίσει με ακρίβεια το κέντρο του εκάστοτε marker. Τα markers τοποθετούνται σε συγκεκριμένα ανατομικά σημεία, δεν μπορεί να αλλάξει η θέση αυτών ούτε σε περίπτωση έντονης παραμόρφωσης ή επικάλυψης των σημείων από μυϊκή σάρκα.

Το μεγαλύτερο έλλειμμα της έρευνας είναι πως δεν έλεγξε την αξιοπιστία της εφαρμογής Κίνονεα. Εφόσον, όπως προαναφέρθηκε εξαρτάται η εξαγωγή δεδομένων και από τον ανθρώπινο παράγοντα είναι σημαντική η διερεύνηση της αξιοπιστίας της εφαρμογής ώστε να υπάρχει επαναληψιμότητας στα αποτελέσματα του ίδιου ατόμου.

6.3 Προτεινόμενα θέματα έρευνας για το μέλλον

Οι έρευνες που έχουν γίνει και απευθύνονται σε πληθυσμό με παθολογία είναι περιορισμένες. Αυτό δηλώνει πως υπάρχει ένα μεγάλο κενό στην αρθρογραφία ως προς την μελέτη της εγκυρότητας των δισδιάστατων μεθόδων ανάλυσης στην μελέτη κινηματικών και χωροχρονικών δεδομένων κατά την διάρκεια της βάδισης ειδικών πληθυσμών. Η χρησιμότητα της δισδιάστατης ανάλυσης βάδισης είναι αξιοσημείωτη σε πολλές διαγνώσεις. Η ανάλυση της βάδισης είναι ένα πολύτιμο εργαλείο για έναν επιστήμονα υγείας καθώς του δίνει την δυνατότητα να αξιολογεί έναν ασθενή με διάγνωση Ε.Π, να ταξινομεί την βάδιση του, να παρακολουθεί τις αλλαγές αυτής αλλά και να ελέγξει την ανταπόκριση του θεραπευτικού προγράμματος που έχει διαμορφώσει και εάν αυτό χρειάζεται τροποποιήσεις (Pantzar-Castilla et al., 2024). Γι' αυτό θα πρέπει να βρεθεί ένα εργαλείο δισδιάστατης ανάλυσης που να εξάγει έγκυρα αποτελέσματα. Η έρευνα που κάναμε δείχνει πως η εφαρμογή Κίνονεα μπορεί να εξάγει έγκυρα κινηματικά και χωροχρονικά δεδομένα, αυτό δεν αναιρεί το γεγονός πως είναι η μοναδική έρευνα και τα στοιχεία που αποδεικνύουν την εγκυρότητα της εφαρμογής δεν είναι αρκετά. Επίσης, θα πρέπει να εξεταστεί η εγκυρότητα της εφαρμογής Κίνονεα και σε άτομα με διαγνώσεις, οι οποίες επηρεάζουν τα χωροχρονικά δεδομένα π.χ. Νόσος του Πάρκινσον και νευροπάθειες (Verlekar et al., 2019).

Μία χρήσιμη μελλοντική έρευνα θα ήταν η διερεύνηση και της αξιοπιστίας της εφαρμογής. Αυτό ήταν και ένα από τα μειονεκτήματα που εντοπίστηκαν στην παρούσα μελέτη. Μια άλλη ερευνητική ομάδα μπορεί να λάβει υπόψιν της τα μειονεκτήματα αυτά και να μην τα επαναλάβει στο δικό της πρωτόκολλο. Το γεγονός πως δεν μελετήθηκε η αξιοπιστία της εφαρμογής αφήνει περιθώρια αμφισβήτησης της επαναληψιμότητας των αποτελεσμάτων. Η εκτίμηση της αξιοπιστίας της 2D ανάλυσης μπορεί να μετρηθεί και χωρίς την τοποθέτηση markers. Το 2023, έγινε μία μελέτη που αποδείκνυε την αξιοπιστία μίας οικονομικής μεθόδου ανάλυσης (2D) στην βάδιση ατόμων δίχως παθολογία χωρίς την χρήση δεικτών. Η ερευνητική ομάδα της εργασίας αποφάσισε να αντικαταστήσει τους δείκτες με λευκό Tape και τα αποτελέσματα στους παραπάνω παράγοντες που μελετήθηκαν είχαν υψηλή συσχέτιση. Άρα θα μπορούσε να επαναληφθεί το πρωτόκολλο, το οποίο όμως να απευθύνεται σε πληθυσμού με παθολογία.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 7^ο

ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Η έρευνα επιβεβαιώνει την εγκυρότητα της εφαρμογής Kínoea για την μέτρηση κινηματικών και χωροχρονικών δεδομένων κατά την βάδιση παιδιών με Ε.Π. Συγκεκριμένα, η εφαρμογή Kínoea μπορεί να μετρήσει με υψηλή εγκυρότητα την γωνία ποδοκνημικής κατά την επαφή της πτέρνας, το εύρος κίνησης του γόνατος από την επαφή της πτέρνας μέχρι την μέση φάση αιώρησης, το μήκος βήματος, το μήκος διασκελισμού, ο χρόνος βήματος, ο χρόνος διασκελισμού, η πλάγια κλίση της λεκάνης και με καλή εγκυρότητα την γωνία του γόνατος κατά την επαφή της πτέρνας. Η εφαρμογή Kínoea δεν μπορεί να αντικαταστήσει την τρισδιάστατη ανάλυση καθώς τα αποτελέσματα της δεν ταυτίστηκαν με τα αποτελέσματα του Vicon system. Όμως, μπορεί να είναι μία λύση για τους κλινικούς θεραπευτές που επιθυμούν να αξιολογούν τον ασθενή τους τακτικά και στον χώρο που εκτελείται η θεραπεία. Με την ανάλυση της βάδισης, ο θεραπευτής έχει αποδείξεις προς τους γονείς για την πρόοδο του παιδιού. Το ανθρώπινο μάτι δεν μπορεί να αντιληφθεί τις μικρές αλλαγές μοιρών ενώ οι μέθοδοι δυσδιάστατης και τρισδιάστατης ανάλυσης καταγράφουν τις μικρές αλλαγές. Η κύρια ερευνήτρια δεν είχε εμπειρία στην ανάλυση βάδισης και αυτό αποδεικνύει πως δεν είναι απαραίτητη η εμπειρία από τον θεραπευτή που θα επιλέξει την εφαρμογή Kínoea για να αξιολογήσει την βάδιση του ασθενούς του.

ΑΝΑΦΟΡΕΣ

1. Aali, S., Rezazadeh, F., Badicu, G., & Grosz, W. R. (2021). Effect of Heel-First Strike Gait on Knee and Ankle Mechanics. *Medicina*, 57(7).
2. Abd Elmagid, D. S., & Magdy, H. (2021). Evaluation of risk factors for cerebral palsy. *The Egyptian Journal of Neurology, Psychiatry and Neurosurgery*, 57, 1-9.
3. Ameer, M. A., Fayez, E. S., & Elkholy, H. H. (2019). Improving spatiotemporal gait parameters in spastic diplegic children using treadmill gait training. *J Bodyw Mov Ther*, 23(4), 937-942. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2019.02.003>
4. Armand, S., Decoulon, G., & Bonnefoy-Mazure, A. (2016). Gait analysis in children with cerebral palsy. *EFORT Open Rev*, 1(12), 448-460. <https://doi.org/10.1302/2058-5241.1.000052>
5. Aroojis, A., Sagade, B., & Chand, S. (2021). Usability and Reliability of the Edinburgh Visual Gait Score in Children with Spastic Cerebral Palsy Using Smartphone Slow-Motion Video Technology and a Motion Analysis Application: A Pilot Study. *Indian J Orthop*, 55(4), 931-938. <https://doi.org/10.1007/s43465-020-00332-y>
6. Astephen, J. L., Deluzio, K. J., Caldwell, G. E., & Dunbar, M. J. (2008). Biomechanical changes at the hip, knee, and ankle joints during gait are associated with knee osteoarthritis severity. *Journal of orthopaedic research*, 26(3), 332-341.
7. Baker, R. (2006). Gait analysis methods in rehabilitation. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 3, 1-10.
8. Balsalobre-Fernández, C., Tejero-González, C. M., del Campo-Vecino, J., & Bavaresco, N. (2014). The concurrent validity and reliability of a low-cost, high-speed camera-based method for measuring the flight time of vertical jumps. *J Strength Cond Res*, 28(2), 528-533. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e318299a52e>
9. Barreira, C. C., Forner-Cordero, A., Grangeiro, P. M., & Moura, R. T. (2020). Kinect v2 based system for gait assessment of children with cerebral palsy in rehabilitation settings. *J Med Eng Technol*, 44(4), 198-202. <https://doi.org/10.1080/03091902.2020.1759709>
10. Bertelsen, M. L., Jensen, J. F., Nielsen, M. H., Nielsen, R. O., & Rasmussen, S. (2013). Footstrike patterns among novice runners wearing a conventional, neutral running shoe. *Gait Posture*, 38(2), 354-356. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.11.022>
11. Bänzner, H., Oster, M., Daffertshofer, M., & Hennerici, M. (2000). Assessment of gait in subcortical vascular encephalopathy by computerized analysis: a cross-sectional and longitudinal study. *J Neurol*, 247(11), 841-849. <https://doi.org/10.1007/s004150070070>
12. Carse, B., Meadows, B., Bowers, R., & Rowe, P. (2013). Affordable clinical gait analysis: An assessment of the marker tracking accuracy of a new low-cost optical 3D motion analysis system. *Physiotherapy*, 99(4), 347-351.
13. Chen, S., Lach, J., Lo, B., & Yang, G. Z. (2016). Toward Pervasive Gait Analysis With Wearable Sensors: A Systematic Review. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, 20(6), 1521-1537. <https://doi.org/10.1109/JBHI.2016.2608720>
14. Colyer, S. L., Evans, M., Cosker, D. P., & Salo, A. I. T. (2018). A review of the evolution of vision-based motion analysis and the integration of advanced computer vision methods towards developing a markerless system. *Sports medicine-open*, 4, 1-15.
15. Damsted, C., Nielsen, R. O., & Larsen, L. H. (2015). Reliability of video-based quantification of the knee- and hip angle at foot strike during running. *Int J Sports Phys Ther*, 10(2), 147-154.
16. Dar, H., Stewart, K., McIntyre, S., & Paget, S. (2024). Multiple motor disorders in cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 66(3), 317-325.

17. Dingenen, B., Malliaras, P., Janssen, T., Ceyssens, L., Vanelderen, R., & Barton, C. J. (2019). Two-dimensional video analysis can discriminate differences in running kinematics between recreational runners with and without running-related knee injury. *Physical Therapy in Sport*, 38, 184-191.
18. Dobson, F., Morris, M. E., Baker, R., Wolfe, R., & Graham, H. K. (2006). Clinician agreement on gait pattern ratings in children with spastic hemiplegia. *Developmental medicine and child neurology*, 48(6), 429-435.
19. Eliseev, A. S., Kalinina, S. Y., Yashin, K. S., Zolotova, A. S., Morozov, I. N., & Slavin, K. V. (2021). Application of 2D Gait Analysis for the Assessment of Gait Disturbance in Patients with Spastic Tetraparesis. *Sovrem Tekhnologii Med*, 13(5), 24-29. <https://doi.org/10.17691/stm2021.13.5.03>
20. Fernández-González, P., Cuesta-Gómez, A., Miangolarra-Page, J. C., & Molina-Rueda, F. (2022). Reliability and validity of Kinovea to analyze spatiotemporal gait parameters. *Revista multidisciplinar de las Ciencias del Deporte*, 22(87).
21. Fernández-González, P., Koutsou, A., Cuesta-Gómez, A., Carratalá-Tejada, M., Miangolarra-Page, J. C., & Molina-Rueda, F. (2020). Reliability of Kinovea® Software and Agreement with a Three-Dimensional Motion System for Gait Analysis in Healthy Subjects. *Sensors (Basel)*, 20(11). <https://doi.org/10.3390/s20113154>
22. Fujiwara, S., Sato, S., Sugawara, A., Nishikawa, Y., Koji, T., Nishimura, Y., & Ogasawara, K. (2020). The Coefficient of Variation of Step Time Can Overestimate Gait Abnormality: Test-Retest Reliability of Gait-Related Parameters Obtained with a Tri-Axial Accelerometer in Healthy Subjects. *Sensors (Basel)*, 20(3). <https://doi.org/10.3390/s20030577>
23. Grobelny, A., Behrens, J. R., Mertens, S., Otte, K., Mansow-Model, S., Krüger, T.,...Schmitz-Hübsch, T. (2017). Maximum walking speed in multiple sclerosis assessed with visual perceptive computing. *PLoS One*, 12(12), e0189281. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0189281>
24. Grouios, G., Ziaqkas, E., Loukovitis, A., Chatzinikolaou, K., & Koidou, E. (2022). Accelerometers in Our Pocket: Does Smartphone Accelerometer Technology Provide Accurate Data? *Sensors (Basel)*, 23(1). <https://doi.org/10.3390/s23010192>
25. Güner, S., Haghari, S., Alsancak, S., Uluğ, N., & İnanıcı, F. (2018). Effect of insoles with arch support on gait pattern in patients with multiple sclerosis. *Turk J Phys Med Rehabil*, 64(3), 261-267. <https://doi.org/10.5606/tftrd.2018.2246>
26. Hii, C. S. T., Gan, K. B., Zainal, N., Mohamed Ibrahim, N., Azmin, S., Mat Desa, S. H.,...You, H. W. (2023). Automated Gait Analysis Based on a Marker-Free Pose Estimation Model. *Sensors (Basel)*, 23(14). <https://doi.org/10.3390/s23146489>
27. Hockett, S., Dunbar, S., Williams, C., Sturdivant, R., Garner, B., & Rylander, J. (2024). Comparison of spatiotemporal gait parameter measurements across various emulated foot strike patterns between the Tekscan® Strideway™ pressure sensitive walkway and gold-standard marker-based motion capture. *Journal of Biomechanics*, 176, 112310. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2024.112310>
28. Ino, T., Samukawa, M., Ishida, T., Wada, N., Koshino, Y., Kasahara, S., & Tohyama, H. (2023). Validity of AI-Based Gait Analysis for Simultaneous Measurement of Bilateral Lower Limb Kinematics Using a Single Video Camera. *Sensors (Basel)*, 23(24). <https://doi.org/10.3390/s23249799>
29. Jeon, M. J., Jeon, H. S., Yi, C. H., Kwon, O. Y., You, S. H., & Park, J. H. (2021). Block and Random Practice: A Wii Fit Dynamic Balance Training in Older Adults. *Res Q Exerc Sport*, 92(3), 352-360. <https://doi.org/10.1080/02701367.2020.1733456>
30. Kharb, A., Saini, V., Jain, Y. K., & Dhiman, S. (2011). A review of gait cycle and its parameters. *IJCEM International Journal of Computational Engineering & Management*, 13(01), 78-83.
31. Leboeuf, F., Baker, R., Barré, A., Reay, J., Jones, R., & Sangeux, M. (2019). The conventional gait model, an open-source implementation that reproduces the past but

- prepares for the future. *Gait Posture*, 69, 235-241.
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.04.015>
32. Lee, N., Ahn, J., & Lim, W. (2023). Concurrent and Angle-Trajectory Validity and Intra-Trial Reliability of a Novel Multi-View Image-Based Motion Analysis System. *J Hum Kinet*, 86, 31-40. <https://doi.org/10.5114/jhk/159587>
 33. Loftørød, B., Terjesen, T., Skaaret, I., Huse, A.-B., & Jahnsen, R. (2007). Preoperative gait analysis has a substantial effect on orthopedic decision making in children with cerebral palsy: comparison between clinical evaluation and gait analysis in 60 patients. *Acta orthopaedica*, 78(1), 74-80.
 34. Ma, Y., Mithraratne, K., Wilson, N., Zhang, Y., & Wang, X. (2021). Kinect V2-Based Gait Analysis for Children with Cerebral Palsy: Validity and Reliability of Spatial Margin of Stability and Spatiotemporal Variables. *Sensors*, 21(6).
 35. McIntyre, S., Goldsmith, S., Webb, A., Ehlinger, V., Hollung, S. J., McConnell, K.,...Himmelmann, K. (2022). Global prevalence of cerebral palsy: A systematic analysis. *Dev Med Child Neurol*, 64(12), 1494-1506.
<https://doi.org/10.1111/dmcn.15346>
 36. Mentiplay, B. F., Perraton, L. G., Bower, K. J., Pua, Y.-H., McGaw, R., Heywood, S., & Clark, R. A. (2015). Gait assessment using the Microsoft Xbox One Kinect: Concurrent validity and inter-day reliability of spatiotemporal and kinematic variables. *Journal of Biomechanics*, 48(10), 2166-2170.
<https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.05.021>
 37. Menychtas, D., Petrou, N., Kansizoglou, I., Giannakou, E., Grekidis, A., Gasteratos, A.,...Aggelousis, N. (2023). Gait analysis comparison between manual marking, 2D pose estimation algorithms, and 3D marker-based system. *Front Rehabil Sci*, 4, 1238134. <https://doi.org/10.3389/fresc.2023.1238134>
 38. Merriault, P., Dupuis, Y., Boutteau, R., Vasseur, P., & Savatier, X. (2017). A Study of Vicon System Positioning Performance. *Sensors*, 17(7).
 39. Michelini, A., Eshraghi, A., & Andrysek, J. (2020). Two-dimensional video gait analysis: A systematic review of reliability, validity, and best practice considerations. *Prosthet Orthot Int*, 44(4), 245-262. <https://doi.org/10.1177/0309364620921290>
 40. Nooijen, C. F., Ter Hoeve, N., & Field-Fote, E. C. (2009). Gait quality is improved by locomotor training in individuals with SCI regardless of training approach. *J Neuroeng Rehabil*, 6, 36. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-6-36>
 41. Padulo, J., Vando, S., Chamari, K., Chaouachi, A., Bagnò, D., & Pizzolato, F. (2015). Validity of the MarkWiiR for kinematic analysis during walking and running gaits. *Biol Sport*, 32(1), 53-58. <https://doi.org/10.5604/20831862.1127282>
 42. Pantzar-Castilla, E., Balta, D., Croce, U. D., Cereatti, A., & Riad, J. (2024). Feasibility and usefulness of video-based markerless two-dimensional automated gait analysis, in providing objective quantification of gait and complementing the evaluation of gait in children with cerebral palsy. *BMC Musculoskelet Disord*, 25(1), 747.
<https://doi.org/10.1186/s12891-024-07853-9>
 43. Pfister, A., West, A. M., Bronner, S., & Noah, J. A. (2014). Comparative abilities of Microsoft Kinect and Vicon 3D motion capture for gait analysis. *Journal of Medical Engineering & Technology*, 38(5), 274-280.
<https://doi.org/10.3109/03091902.2014.909540>
 44. Raghu, S. L., Connors, R. T., Kang, C.-k., Landrum, D. B., & Whitehead, P. N. (2021). Kinematic analysis of gait in an underwater treadmill using land-based Vicon T 40s motion capture cameras arranged externally. *Journal of Biomechanics*, 124, 110553. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2021.110553>
 45. Reinking, M. F., Dugan, L., Ripple, N., Schleper, K., Scholz, H., Spadino, J.,...McPoil, T. G. (2018). RELIABILITY OF TWO-DIMENSIONAL VIDEO-BASED RUNNING GAIT ANALYSIS. *Int J Sports Phys Ther*, 13(3), 453-461.

46. Ripic, Z., Signorile, J. F., Kuenze, C., & Eltoukhy, M. (2022). Concurrent validity of artificial intelligence-based markerless motion capture for over-ground gait analysis: A study of spatiotemporal parameters. *Journal of Biomechanics*, 143, 111278. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2022.111278>
47. Rodda, J., & Graham, H. K. (2001). Classification of gait patterns in spastic hemiplegia and spastic diplegia: a basis for a management algorithm. *European journal of neurology*, 8, 98-108.
48. Scataglini, S., Abts, E., Van Bocxlaer, C., Van den Bussche, M., Meletani, S., & Truijen, S. (2024). Accuracy, Validity, and Reliability of Markerless Camera-Based 3D Motion Capture Systems versus Marker-Based 3D Motion Capture Systems in Gait Analysis: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sensors*, 24(11).
49. Sengodan, V. C., Ramakrishnan, K., Balakumaran, A., & Mohammed Batcha, F. A. (2023). A novel economical approach to gait analysis using locally available digital tools in a tertiary care hospital setting. *Journal of Orthopaedics and Spine*, 11(1).
50. Shi, Q. Q., Li, P. L., Yick, K. L., Jiao, J., & Liu, Q. L. (2022). Influence of Contoured Insoles with Different Materials on Kinematics and Kinetics Changes in Diabetic Elderly during Gait. *Int J Environ Res Public Health*, 19(19). <https://doi.org/10.3390/ijerph191912502>
51. Smith, E., Fitzgerald, J., Tomkinson, G., De Leon, P., Rhoades, J., & Orr, S. (2023). Reduced gravity effects on gait coordinative structures. *Life Sci Space Res (Amst)*, 38, 59-66. <https://doi.org/10.1016/j.lssr.2023.05.004>
52. Spanos, S., Asimakis, K., Kyriakos, P., Zacharias, D., Ioannis, S., & and Poulis, I. (2023). Reliability and applicability of a low-cost, camera-based gait evaluation method for clinical use. *Expert Review of Medical Devices*, 20(1), 63-70. <https://doi.org/10.1080/17434440.2023.2171289>
53. Spanos, S., Kanellopoulos, A., Petropoulakos, K., Dimitriadis, Z., Siasios, I., & Poulis, I. (2023). Reliability and applicability of a low-cost, camera-based gait evaluation method for clinical use. *Expert Rev Med Devices*, 20(1), 63-70. <https://doi.org/10.1080/17434440.2023.2171289>
54. Thaler, M., Lechner, R., Putzer, D., Mayr, E., Huber, D. C., Liebensteiner, M. C., & Nogler, M. (2018). Two-year gait analysis controls of the minimally invasive total hip arthroplasty by the direct anterior approach. *Clin Biomech (Bristol)*, 58, 34-38. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2018.06.018>
55. Tugui, R. D., Antonescu, D., Nistor, M. I., Bucur, D., & Kostrakievici, S. (2012). Gait Analysis in Cerebral Palsy Using Vicon System. *Proc. Manuf. Syst*, 7(2), 99-104.
56. Verhoeven, M., Zandvoort, C. S., & Dominici, N. (2025). From marker to markerless: Validating DeepLabCut for 2D sagittal plane gait analysis in adults and newly walking toddlers. *Journal of Biomechanics*, 186, 112708. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2025.112708>
57. Verlekar, T. T., De Vroey, H., Claeys, K., Hallez, H., Soares, L. D., & Correia, P. L. (2019). Estimation and validation of temporal gait features using a markerless 2D video system. *Comput Methods Programs Biomed*, 175, 45-51. <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2019.04.002>
58. Von Schroeder, H. P., Coutts, R. D., Lyden, P. D., Billings, E., & Nickel, V. L. (1995). Gait parameters following stroke: a practical assessment. *Journal of rehabilitation research and development*, 32, 25-25.
59. Widhalm, K., Durstberger, S., Greisberger, A., Wolf, B., & Putz, P. (2024). Validity of assessing level walking with the 2D motion analysis software TEMPLO and reliability of 3D marker application. *Sci Rep*, 14(1), 1427. <https://doi.org/10.1038/s41598-024-52053-z>
60. Willerslev-Olsen, M., Lorentzen, J., & Nielsen, J. B. (2014). Gait training reduces ankle joint stiffness and facilitates heel strike in children with Cerebral Palsy. *NeuroRehabilitation*, 35(4), 643-655. <https://doi.org/10.3233/nre-141180>

61. Wren, T. A. L., Otsuka, N. Y., Bowen, R. E., Scaduto, A. A., Chan, L. S., Sheng, M.,...Kay, R. M. (2011). Influence of gait analysis on decision-making for lower extremity orthopaedic surgery: Baseline data from a randomized controlled trial. *Gait & posture*, 34(3), 364-369.
62. Xu, X., McGorry, R. W., Chou, L.-S., Lin, J.-h., & Chang, C.-c. (2015). Accuracy of the Microsoft Kinect™ for measuring gait parameters during treadmill walking. *Gait & posture*, 42(2), 145-151.
63. Young, F., Mason, R., Morris, R., Stuart, S., & Godfrey, A. (2023). Internet-of-Things-Enabled Markerless Running Gait Assessment from a Single Smartphone Camera. *Sensors (Basel)*, 23(2). <https://doi.org/10.3390/s23020696>

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑΤΑ

Παράρτημα Α

Έντυπο Ενημέρωσης Υποψήφιου Εθελοντή



ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ ΥΓΕΙΑΣ - ΤΜΗΜΑ ΦΥΣΙΚΟΘΕΡΑΠΕΙΑΣ
3^ο χλμ ΠΕΟ Λαμίας-Αθηνών, Λαμία 35132
Τηλ.: 2231060176-177, email: g-physio@uth.gr

Εσωτερική Επιτροπή Δεοντολογίας

Έντυπο Ενημέρωσης Υποψήφιου Εθελοντή

/γενικές πληροφορίες/

Σκοπός και λόγος ύπαρξης του εντύπου Ενημέρωσης Υποψήφιου Εθελοντή:

Σας γίνεται πρόταση να συμμετέχει το παιδί σας στην έρευνα που θα πραγματοποιηθεί στο Εργαστήριο Ανθρώπινης Δραστηριότητας και Αποκατάστασης, του Πανεπιστημίου Θεσσαλίας σε συνεργασία με το τμήμα Ανάλυσης Βάδισης και Κίνησης της ΕΛΕΠΑΠ Αθηνών. Πριν αποφασίσετε αν θέλετε να λάβει μέρος το παιδί σας είναι σημαντικό να διαβάσετε προσεκτικά τις παρακάτω πληροφορίες για να καταλάβετε για ποιο λόγο πραγματοποιείται η συγκεκριμένη έρευνα. Οτιδήποτε δεν είναι ξεκάθαρο ή έχετε κάποια απορία μπορείτε να ρωτήσετε για να σας δοθούν περισσότερες πληροφορίες. Έχετε στη διάθεσή σας όσο χρόνο χρειάζεστε προκειμένου να αποφασίσετε εάν θέλετε ή όχι να λάβει μέρος στην έρευνα.

Γενικές Κατευθύνσεις για τη Δημιουργία του Εντύπου

Τίτλος της ερευνητικής εργασίας:

Έλεγχος της εγκυρότητας μιας μεθόδου ανάλυσης βάδισης με τη χρήση της εφαρμογής Kinson, σε παιδιά με εγκεφαλική παράλυση.

Παράγραφος πρόσκλησης του ατόμου στην έρευνα:

Σας καλούμε να λάβετε μέρος στην έρευνα που διεξάγει το Ίδρυμά μας σε συνεργασία με την ΕΛΕΠΑΠ Αθηνών. Πριν αποφασίσετε αν θέλετε να λάβει μέρος το παιδί σας είναι σημαντικό να διαβάσετε τις παρακάτω πληροφορίες για να καταλάβετε γιατί πραγματοποιούμε την έρευνα και τι προσπαθούμε να βρούμε. Δεν είναι ανάγκη να μας απαντήσετε αμέσως, αν επιθυμείτε μπορείτε να συζητήσετε και με άλλους και κατόπιν απαντήστε μας αν θέλετε να συμμετάσχει ή όχι. Αν οτιδήποτε δεν είναι ξεκάθαρο μπορείτε να ρωτήσετε για να σας δώσουμε περισσότερες πληροφορίες. Τα στοιχεία επικοινωνίας μας βρίσκονται στο τέλος του εντύπου.

Ποιος είναι ο σκοπός της μελέτης/έρευνας;

Να αξιολογηθεί η εγκυρότητα της εφαρμογής Kinson για την ανάλυση βάδισης σε παιδιά με εγκεφαλική παράλυση.

Γιατί επιλέχθηκα;

Το παιδί σας επιλέχθηκε καθώς πληροί όλα τα κριτήρια συμμετοχής και θα βοηθούσε η συμμετοχή του στην διεξαγωγή της έρευνας.

Είναι υποχρεωτικό να λάβω μέρος;

Είναι δική σας απόφαση αν θα λάβει μέρος ή όχι. Αν αποφασίσετε τελικά να λάβει μέρος θα σας δοθεί ένα έντυπο που ονομάζεται Συναίνεση μετά από Πληροφόρηση για να το υπογράψετε. Έχετε πάντα το δικαίωμα να αποσυρθείτε από την έρευνα ακόμα και μετά την υπογραφή σας χωρίς να υποχρεούστε να δώσετε καμία εξήγηση. Η απόφασή σας να μην συμμετέχετε δεν θα επηρεάσει την παροχή υπηρεσιών από το Ίδρυμά μας.

Τι θα γίνει από τη στιγμή που θα αποφασίσω να λάβω μέρος στην μελέτη/έρευνα;

Εάν αποφασίσετε να λάβετε μέρος στην έρευνα, θα κρατήσετε το παρόν έντυπο ενημέρωσης και έπειτα θα συζητήσουμε για την διάγνωση του παιδιού και τα συνοδά προβλήματα υγείας του εάν υπάρχουν ώστε να δούμε ότι όλα τα κριτήρια πληρούνται. Στη συνέχεια, θα τοποθετηθούν οι παθητικοί αντανakλαστικοί δείκτες (markers) σε συγκεκριμένα ανατομικά σημεία. Θα ζητηθεί από το παιδί να βαδίζει κατά μήκος του διαδρόμου και να γυρίσει πίσω στην αρχική του θέση, για 5 φορές. Την διαδικασία της βάδισης θα την καταγράφουν VICON M- Cameras και 2 κάμερες κινητών τηλεφώνων.

Τι περιορισμοί υπάρχουν;

Δεν υπάρχουν περιορισμοί.

Υπάρχουν εναλλακτικές λύσεις;

Η τριδιάστατη ανάλυση βάδισης αποτελεί τον πιο έγκυρο τρόπο αξιολόγησης της βάδισης.

Υπάρχουν παρενέργειες;

Δεν υπάρχουν παρενέργειες.

Πιθανοί κίνδυνοι ή μειονεκτήματα;

Δεν υπάρχουν γνωστοί κίνδυνοι που να σχετίζονται με τη συμμετοχή του παιδιού σας στην έρευνα. Σημαντικό είναι να μην αποκρυφθούν τυχόν προβλήματα υγείας. Εάν τυχόν όμως ανακαλυφθούν κίνδυνοι, θα ενημερωθείτε για αυτούς και θα έχετε την επιλογή να αποσυρθείτε από τη μελέτη. Σε συνθήκες πόνου ή δυσφορίας ή έντονης κόπωσης είστε σε θέση να σταματήσετε την διαδικασία αξιολόγησης ανά πάσα στιγμή, εμείς θα είμαστε καθ' όλη την διάρκεια της αξιολόγησης και της εκτέλεσης των προγραμμάτων δίπλα σας ώστε να μας αναφέρετε οποιοδήποτε πρόβλημα προκύψει.

Ποιο είναι το όφελος του εθελοντή-ασθενή;

Αφού ολοκληρωθεί η μελέτη, θα σταλθούν τα αποτελέσματα της τρισδιάστατης και δισδιάστατης ανάλυσης. Τα αποτελέσματα μπορούν να δοθούν και στον φυσικοθεραπευτή και στον γιατρό ώστε να έχουν πιο ολοκληρωμένη αξιολόγηση. Μια ολοκληρωμένη αξιολόγηση διευκολύνει την επιλογή της κατάλληλης θεραπείας. Θα καταγράψουμε το εύρος και τις μοίρες σε συγκεκριμένες φάσεις της βάδισης του παιδιού σας και θα συγκρίνουμε τις τιμές του με φυσιολογικές τιμές για ένα παιδί της ηλικίας του ώστε ο φυσικοθεραπευτής ή ο γιατρός, να γνωρίζει σε ποιες φάσεις και πόσες μοίρες αποκλίνουν και χρήζουν βελτίωση.

Νέες πληροφορίες έρχονται στο φως από την έρευνα:

Μερικές φορές κατά τη διάρκεια της έρευνας καινούργιες πληροφορίες έρχονται στο φως που μπορεί να αλλάξουν τα δεδομένα αυτής. Αν αυτό συμβεί, θα ενημερωθείτε εγκαίρως και θα ξανασυζητηθεί η συμμετοχή σας στην έρευνα σε περίπτωση που τα νέα δεδομένα σας αλλάξουν την γνώμη σχετικά με την συμμετοχή σας. Αν αποφασίσετε να αποσυρθείτε, ο ερευνητής θα φροντίσει ώστε η θεραπεία σας να συνεχιστεί. Αν συνεχίσετε να συμμετέχετε ένα νέο Έντυπο Ενημέρωσης Υποψήφιου Εθελοντή που περιλαμβάνει τα νέα δεδομένα θα σας δοθεί για να το υπογράψετε. Υπάρχει περίπτωση ο ερευνητής σε συνεννόηση με το γιατρό σας να θεωρήσουν ότι βάση των νέων δεδομένων δεν είναι προς το συμφέρον σας να συνεχίσετε να συμμετέχετε. Και σε αυτή την περίπτωση θα σας δοθούν πλήρεις πληροφορίες. Οποιαδήποτε στιγμή μπορείτε να αποσυρθείτε χωρίς να αναφέρετε τον λόγο.

Τι γίνεται όταν τελειώσει η έρευνα;

Τα αποτελέσματα θα παρουσιαστούν σε κοινό αλλά δεν θα καταγράφονται πουθενά τα προσωπικά στοιχεία του παιδιού σας. Σας επιβεβαιώνετε πως τα προσωπικά στοιχεία θα προστατευτούν και θα χρησιμοποιηθούν μόνο από τον ερευνητή.

Σε περίπτωση που τα αποτελέσματα δεν είναι τα αναμενόμενα ή που κάτι θα πάει λάθος:

Δεν δικαιούστε αποζημίωση σε περίπτωση που πάει κάτι λάθος.

Θα γίνει γνωστή η συμμετοχή μου στην έρευνα ή θα παραμείνει απόρρητη;

Το ιστορικό και ο ιατρικός φάκελος που θα δοθεί από τον γονέα θα χρησιμοποιηθεί μόνο από τον ερευνητή. Αν συναινέσετε και λάβει μέρος το παιδί σας στην έρευνα, ο ιατρικός του φάκελος θα γίνει γνωστός στην ομάδα η οποία πραγματοποιεί την μελέτη/έρευνα ώστε αυτοί να αξιολογήσουν και να αναλύσουν τα αποτελέσματα. Επίσης τα στοιχεία του μπορεί να γίνουν γνωστά στην Επιτροπή Ελέγχου της Έρευνας. Τα στοιχεία του δεν θα αποκαλυφθούν αλλού. Όπου είναι δυνατό τα αποτελέσματα θα ελέγχονται με τα προσωπικά του στοιχεία (όνομα, επώνυμο, διεύθυνση κλπ) καλυμμένα.

Τι θα γίνει με τα αποτελέσματα της μελέτης/έρευνας;

Τα αποτελέσματα της έρευνας διατηρώντας την ανωνυμία θα παρουσιαστούν στην διπλωματική εργασία η οποία μετά το πέρας της εξέτασης θα είναι διαθέσιμη προς ανάγνωση στην Βιβλιοθήκη του Πανεπιστημίου Θεσσαλίας στο τμήμα της Λαμίας.

Περισσότερες πληροφορίες;

Εάν επιθυμήσετε περεταίρω πληροφορίες και σας δημιουργηθούν απορίες οποιαδήποτε στιγμή μπορείτε να μας αναζητήσετε στα παρακάτω email:

Φοιτήτρια: Παστρουμά Σοφία , spastrouma@uth.gr

Εισηγητής/Υπεύθυνος Καθηγητής: Σπανός Σάββας, Αναπληρωτής Καθηγητής, sspanos@uth.gr

Πολιτική Προστασίας Προσωπικών Δεδομένων - GDPR

Το Πανεπιστήμιο Θεσσαλίας αποδίδει μεγάλη σημασία στην σύννομη και ασφαλή επεξεργασία των προσωπικών σας δεδομένων, η οποία διενεργείται με σεβασμό προς τις βασικές αρχές προστασίας προσωπικών δεδομένων, σύμφωνα με τον Γενικό Κανονισμό για την Προστασία Προσωπικών Δεδομένων (ΕΕ) 2016/679 και τον Ν. 4624/2019, ήτοι της νομιμότητας, αντικειμενικότητας και διαφάνειας της επεξεργασίας, του περιορισμού του σκοπού της επεξεργασίας, της ελαχιστοποίησης των δεδομένων, της ακρίβειας αυτών, του περιορισμού της περιόδου αποθήκευσης, της ακεραιότητας και εμπιστευτικότητας και, τέλος, της λογοδοσίας.

Υπεύθυνος επεξεργασίας:

Το Πανεπιστήμιο είναι Υπεύθυνος Επεξεργασίας των δεδομένων προσωπικού χαρακτήρα που υπόκεινται σε επεξεργασία κατά τη συμμετοχή σας στην έρευνα και παραμένει στη διάθεσή σας για οποιαδήποτε διευκρίνιση. Η διεύθυνση του Πανεπιστημίου είναι Αργοναυτών & Φιλελλήνων, Βόλος, Τ.Κ. 382 21, τηλ. επικ: 30 2421074000, ενώ μπορείτε να επικοινωνείτε και με τον Υπεύθυνο Προστασίας Προσωπικών Δεδομένων του Πανεπιστημίου στην ηλεκτρονική διεύθυνση: dpo@uth.gr

Τι είδους προσωπικά δεδομένα επεξεργαζόμαστε και για ποιους σκοπούς;

προβαίνουμε στην συλλογή και επεξεργασία δεδομένων που είναι απολύτως απαραίτητα για τους σκοπούς της έρευνας.

Νομική βάση της επεξεργασίας:

Ως προς τα προσωπικά δεδομένα που επεξεργάζεται το Πανεπιστήμιο στα πλαίσια του σκοπού της έρευνας, η νομική βάση της επεξεργασίας τους είναι πως η επεξεργασία είναι απαραίτητη για την εκπλήρωση καθήκοντος που εκτελείται προς το δημόσιο συμφέρον ή την άσκηση δημόσιας εξουσίας που έχει ανατεθεί στο Πανεπιστήμιο. Ως προς τα δεδομένα ειδικών κατηγοριών η νομική βάση της επεξεργασίας των εν λόγω δεδομένων είναι πως η επεξεργασία τους είναι απαραίτητη για την εκπλήρωση του σκοπού της επιστημονικής έρευνας ή για στατιστικούς σκοπούς αλλά και του σκοπού της αρχειοθέτησης προς το δημόσιο συμφέρον που επιδιώκει το Πανεπιστήμιο.

Η Ασφάλεια των δεδομένων σας:

Δεσμευόμαστε ότι έχουμε λάβει κατάλληλα οργανωτικά και τεχνικά μέτρα για την ασφάλεια και την προστασία των δεδομένων σας από κάθε μορφής τυχαία ή αθέμιτη επεξεργασία. Σημειώνεται ότι το ειδικά εξουσιοδοτημένο προσωπικό μας, το οποίο επεξεργάζεται τα προσωπικά σας δεδομένα, έχει λάβει την κατάλληλη εκπαίδευση, καθοδήγηση και ενημέρωση.

Ποιοι έχουν πρόσβαση στα προσωπικά σας δεδομένα:

Πρόσβαση στα προσωπικά σας δεδομένα έχει το απολύτως απαραίτητο ερευνητικό προσωπικό του Πανεπιστημίου, το οποίο έχει δεσμευτεί με τήρηση της εχεμύθειας, της εμπιστευτικότητας και του απορρήτου. Πρόσβαση στα προσωπικά σας δεδομένα έχουν και τα συνεργαζόμενα με το Πανεπιστήμιο φυσικά ή νομικά πρόσωπα, τα οποία επεξεργάζονται τα δεδομένα σας ως Εκτελούντες την Επεξεργασία υπό τις ρητές εντολές του Πανεπιστημίου και υπό την εγγύηση λήψης όλων των κατάλληλων τεχνικών και οργανωτικών μέτρων για την προστασία των δεδομένων σας.

Η περίοδος αποθήκευσης των προσωπικών σας δεδομένων:

Τα προσωπικά σας δεδομένα διατηρούνται μόνο για το εύλογο χρονικό διάστημα που απαιτείται από τη φύση της επεξεργασίας των δεδομένων και μόνο για όσο απαιτείται προς επίτευξη του σκοπού αυτής, εκτός αν υφίσταται αντίθετη έννομη υποχρέωση προς περαιτέρω τήρησή τους.

Ως υποκείμενο των δεδομένων έχετε τα ακόλουθα δικαιώματα:

Δικαίωμα πρόσβασης στα προσωπικά σας δεδομένα

Δικαίωμα διόρθωσης ανακριβών δεδομένων προσωπικού χαρακτήρα

Δικαίωμα διαγραφής/ δικαίωμα στη λήθη

Δικαίωμα φορητότητας των Δεδομένων σας

Δικαίωμα περιορισμού της επεξεργασίας

Δικαίωμα εναντίωσης στην επεξεργασία των δεδομένων σας

Πώς μπορείτε να ασκήσετε τα δικαιώματά σας:

Για να ελέγξετε ότι η έρευνά σας συμμορφώνεται με τις αρχές της Ηθικής, επισκεφθείτε τους ακόλουθους ιστότοπους αναφορικά στα παγκόσμια διεθνή πρότυπα:

Declaration of Helsinki of the World Medical Association (2013) and the Council for International Organizations of Medical Sciences' (CIOMS) International Ethical Guidelines for Biomedical Research Involving Human Subjects published in collaboration with the World Health Organization (2006). CIOMS and International Council for Laboratory Animal Science (2012) International Guiding Principles for Biomedical Research Involving Animals.

Εάν επιθυμείτε να λάβετε περαιτέρω πληροφορίες σχετικά με την επεξεργασία των προσωπικών σας δεδομένων ή να ασκήσετε οποιοδήποτε εκ των ανωτέρω δικαιωμάτων, μπορείτε να επικοινωνήσετε με τον Υπεύθυνο Προστασίας Προσωπικών Δεδομένων του Πανεπιστημίου στην ηλεκτρονική διεύθυνση: dpo@uth.gr Στην περίπτωση που: α) θεωρείτε πως δεν ικανοποιήθηκε επαρκώς και νομίμως κάποιο αίτημά σας ή β) θεωρείτε πως το δικαίωμα στην προστασία των προσωπικών σας δεδομένων προσβάλλεται από κάποια επεξεργασία που πραγματοποιούμε, έχετε δικαίωμα να υποβάλλετε καταγγελία στην Αρχή Προστασίας Δεδομένων Προσωπικού Χαρακτήρα (ταχυδρομική δ/ση Κηφισίας 1-3, Τ.Κ. 115 23, Αθήνα, τηλ. 210 6475600, <https://www.dpa.gr/>, δ/ση ηλεκτρονικού ταχυδρομείου contact@dpa.gr).

Παράρτημα Β

Έντυπο Συναίνεσης Μετά Από Πληροφόρηση



Πανεπιστήμιο Θεσσαλίας
Τμήμα Φυσικοθεραπείας
Εσωτερική Επιτροπή Δεοντολογίας

Ονοματεπώνυμο παιδιού: _____

Ημερομηνία γέννησης: ____/____/20____

Ονοματεπώνυμο Πατέρα /Μητέρας¹: _____

Ιδιαιτερότητες εθελοντή – άλλες πληροφορίες: _____

Τίτλος Ερευνητικής Εργασίας: Έλεγχος της εγκυρότητας μιας μεθόδου ανάλυσης βάδισης με τη χρήση της εφαρμογής Κίνονα, σε παιδιά με εγκεφαλική παράλυση

Προϊστάμενος ερευνητής - εισηγητής: ΣΠΑΝΟΣ ΣΑΒΒΑΣ

Φοιτητής - ερευνητής: ΠΑΣΤΡΟΥΜΑ ΣΟΦΙΑ

1. Επιβεβαιώνω ότι διάβασα και κατανόησα το “Έντυπο Ενημέρωσης Εθελοντή” στο οποίο αναφέρονται όλες οι λεπτομέρειες της μελέτης σήμερα την ____/____/202__ και ότι είχα την δυνατότητα να κάνω ερωτήσεις. ☐
2. Καταλαβαίνω ότι η συμμετοχή μου είναι εθελοντική και ότι είμαι ελεύθερος(-η) να αποσυρθώ από την έρευνα οποιαδήποτε στιγμή, ακόμη και μετά από την υπογραφή της παρούσας δήλωσης, χωρίς να δώσω εξηγήσεις για το λόγο της απόσυρσής μου και χωρίς αυτό να επηρεάζει το επίπεδο των υπηρεσιών από τον πάροχο υγείας. ☐
3. Δίνω την άδεια για πρόσβαση στον ιατρικό φάκελο. ☐
4. Συμφωνώ να συμμετάσχω εθελοντικά στην παρούσα ερευνητική εργασία. ☐

Παρακάτω παραθέτω, χωρίς περαιτέρω εξηγήσεις, πρακτικές οι οποίες δεν θα επιθυμούσα να ακολουθηθούν σε περίπτωση ανάγκης: _____

Δηλώνω υπεύθυνα ότι ασκώ την επιμέλεια του ανήλικου τέκνου μου και έχω τη συναίνεση κάθε τυχόν συνασκούντος την επιμέλεια αυτή και επιθυμώ τον παραπάνω προγραμματισμό συνεδριών φυσικοθεραπείας του τέκνου μου ☐ (αναφέρεται στην περίπτωση που ο συμμετέχων είναι ανήλικος).

Ονοματεπώνυμο & Υπογραφή (του γονέα αν πρόκειται για ανήλικο)

Ημερομηνία: ____/____/202__

¹ Στην περίπτωση που ο συμμετέχων είναι ανήλικο παιδί ή δεσποζόμενο ζώο συντροφιάς, σημειώνεται το ονοματεπώνυμο του γονέα (κηδεμόνα), ή του ιδιοκτήτη του ζώου αντίστοιχα.

Η ερευνητική εργασία είναι εγκεκριμένη από την Εσωτερική Επιτροπή Δεοντολογίας του Τμήματος Φυσικοθεραπείας του Πανεπιστημίου Θεσσαλίας (αριθμ. πρωτ. ΧΧΧ, ΧΧ/ΧΧ.Χ.202Χ²).

Το παρόν περιέχει εμπιστευτικές πληροφορίες και φυλάσσεται στο αρχείο των ερευνητών.

Δήλωση και υποχρεώσεις του υπεύθυνου ερευνητή - μεταπτυχιακού φοιτητή:

Έχω εξηγήσει τη διαδικασία της έρευνας στον συμμετέχοντα (ασθενή). Έχω πληροφορήσει τον συμμετέχοντα για τα πλεονεκτήματα από την έρευνα έχοντας καταστήσει σαφές αν είναι πλεονεκτήματα προς την ανθρωπότητα ή προς το ίδιο τον συμμετέχοντα. Έχω καταστήσει σαφές ποιοι μπορεί να είναι οι κίνδυνοι συμμετέχοντας σε αυτή την έρευνα. Έχω καταστήσει σαφές τι περιλαμβάνει η μελέτη, τα πλεονεκτήματα και τα μειονεκτήματα εναλλακτικών λύσεων που μπορεί να έχει ο συμμετέχων, και έχω απαντήσει σε απορίες του.

Σε περίπτωση που ο συμμετέχων θέλει περαιτέρω πληροφορίες πριν ή και μετά τη διεξαγωγή της έρευνας μπορεί να επικοινωνήσει με τον υπεύθυνο ερευνητή στο τηλέφωνο: _____

Εξήγησα στον συμμετέχοντα όσο καλύτερα μπορούσα τις λεπτομέρειες και τις συνέπειες του πειράματος με τρόπο απλό ώστε να μπορεί να κατανοήσει τα λεγόμενά μου.

Υπογραφή ερευνητή – φοιτητή:
____/____/202__

Ημερομηνία:

Ονοματεπώνυμο - Ιδιότητα

ΣΟΦΙΑ ΠΑΣΤΡΟΥΜΑ- ΦΥΣΙΚΟΘΕΡΑΠΕΥΤΡΙΑ

² Ο αριθμός πρωτοκόλλου σημειώνεται μετά την έγκριση από την Εσωτερική Επιτροπή Δεοντολογίας.

Παράρτημα Γ

Έγκριση Εσωτερικής Επιτροπής Δεοντολογίας

Αρ. Πρωτ. ΠΘ: 23659/24/ΤΦΣΚΘ - 14/10/24

Πανεπιστήμιο Θεσσαλίας

Σχολή Επιστημών Υγείας

Τμήμα Φυσικοθεραπείας

ΕΣΩΤΕΡΙΚΗ ΕΠΙΤΡΟΠΗ ΔΕΟΝΤΟΛΟΓΙΑΣ

Σήμερα, στις 9-10-2024, στην αίθουσα συνεδριάσεων του Τμήματος Φυσικοθεραπείας του Πανεπιστημίου Θεσσαλίας, συνεδρίασε η Εσωτερική Επιτροπή Δεοντολογίας του Τμήματος Φυσικοθεραπείας.

Σύμφωνα, με απόφαση της Γενικής Συνέλευσης του Τμήματος Φυσικοθεραπείας η Εσωτερική Επιτροπή Δεοντολογίας απαρτίζεται από τους:

Δρ. Ζαχαρίας Δημητριάδης, Επίκουρος Καθηγητής (πρόεδρος)

Δρ. Γεώργιος Παράς, Επίκουρος Καθηγητής (μέλος)

Δρ. Αριστείδης Βασιλόπουλος, Επίκουρος Καθηγητής (μέλος)

Μετά από μελέτη της αίτησης για διεξαγωγή έρευνας της Παστρούμα Σοφίας, με αριθμό πρωτοκόλλου 21942/24/ΤΦΣΚΘ - 30/09/24 και τίτλο:

«Έλεγχος της εγκυρότητας μιας μεθόδου ανάλυσης βάδισης με τη χρήση της εφαρμογής Κίνονα, σε παιδιά με εγκεφαλική παράλυση»

και βάσει των πληροφοριών που περιλαμβάνονταν στην αίτηση η Εσωτερική Επιτροπή Δεοντολογίας αποφάσισε ομόφωνα την **έγκριση** της μελέτης:

Οι ερευνητές θα πρέπει να είναι ενήμεροι ότι η Εσωτερική Επιτροπή Δεοντολογίας θα πρέπει να ενημερώνεται για οτιδήποτε από τα παρακάτω:

- για οποιοδήποτε ατύχημα ή ανεπιθύμητο γεγονός που σχετίζεται με την μελέτη
- οποιοσδήποτε αλλαγές γίνονται σε σχέση με το εγκεκριμένο πρωτόκολλο
- σε περίπτωση διακοπής της ερευνητικής μελέτης (με αιτιολόγηση)

Τα μέλη της Εσωτερικής Επιτροπής δεοντολογίας

1. Δρ. Ζαχαρίας Δημητριάδης (πρόεδρος)
2. Δρ. Γεώργιος Παράς (μέλος)
3. Δρ. Αριστείδης Βασιλόπουλος (μέλος)

Παράρτημα Δ
Κλίμακα GMFCS

ΟΙ ΠΕΝΤΕ ΓΕΝΙΚΕΣ ΚΑΤΗΓΟΡΙΕΣ ΤΟΥ GMFCS	
Επίπεδο 1	Βαδίζει χωρίς περιορισμούς (περιορισμοί υπάρχουν μόνο σε δύσκολες αδρές κινητικές δεξιότητες).
Επίπεδο 2	Βαδίζει χωρίς βοηθήματα μετακίνησης, αλλά με περιορισμούς έξω από το σπίτι και στην κοινότητα.
Επίπεδο 3	Βαδίζει με βοηθήματα μετακίνησης, με περιορισμούς έξω από το σπίτι και στην κοινότητα.
Επίπεδο 4	Ανεξάρτητη μετακίνηση με περιορισμούς έξω από το σπίτι και στην κοινότητα . Τα παιδιά χρησιμοποιούν ηλεκτροκίνητο αναπηρικό αμαξίδιο.
Επίπεδο 5	Η ανεξάρτητη μετακίνηση είναι πολύ περιορισμένη ακόμη και με την χρήση ειδικής υποστηρικτικής τεχνολογίας.

GMFCS Πριν την ηλικία των 2 ετών	
Επίπεδο 1	Τα νήπια υιοθετούν εύκολα την καθιστή θέση, με τα δύο χέρια τους ελεύθερα να χειρίζονται αντικείμενα. Τα νήπια μπουσουλάνε, τραβιούνται για να σηκωθούν και κάνουν βήματα κρατώντας τα έπιπλα. Τα νήπια 18 μηνών και 2 ετών βαδίζουν χωρίς να στηρίζονται πουθενά.
Επίπεδο 2	Τα νήπια διατηρούν την καθιστή θέση στο έδαφος με την βοήθεια των χεριών για στήριξη. Τα νήπια έρχονται με το στομάχι ή μπουσουλάνε δύσκολα και ανορθόδοξα. Τα νήπια μπορεί να τραβιούνται με δυσκολία για να σηκωθούν και κάνουν λίγα βήματα κρατώντας τα έπιπλα.
Επίπεδο 3	Τα νήπια διατηρούν την καθιστή θέση στο έδαφος με στήριξη της πλάτης. Τα νήπια γυρίζουν σε πρηνή και ύπτια και έρχονται με το στομάχι προς τα μπρος.
Επίπεδο 4	Τα νήπια έχουν έλεγχο της κεφαλής αλλά απαιτείται καλή στήριξη του κορμού για κάθισμα στο έδαφος. Τα νήπια γυρίζουν με δυσκολία σε πρηνή και ύπτια.
Επίπεδο 5	Τα νήπια δεν μπορούν να διατηρήσουν αντιβαρικές θέσεις κεφαλής και κορμού. Χρειάζονται τη βοήθεια ενήλικα για να γυρίζουν πρηνή και ύπτια.

Πίνακας 3 GMFCS Στην ηλικία 2-4 ετών	
Επίπεδο 1	Τα παιδιά κάθονται στο έδαφος εύκολα και παίζουν κρατώντας με τα χέρια αντικείμενα. Κινούνται από και προς την καθιστή θέση στο έδαφος και την όρθια θέση χωρίς την βοήθεια ενήλικα. Τα παιδιά βαδίζουν χωρίς κανένα βοήθημα.
Επίπεδο 2	Τα παιδιά κάθονται στο έδαφος αλλά μπορεί να υπάρχουν προβλήματα ισορροπίας όταν χειρίζονται αντικείμενα με τα χέρια τους. Κινούνται από και προς την καθιστή θέση χωρίς την βοήθεια ενήλικα. Μπουσουλάνε με χέρια και γόνατα με εναλλασσόμενο τρόπο. Τραβιούνται από σταθερή επιφάνεια για να σηκωθούν και βαδίζουν στηριζόμενα στα έπιπλα. Βαδίζουν κατά προτίμηση με βοηθήματα.
Επίπεδο 3	Τα παιδιά διατηρούν την καθιστή θέση παίρνοντας την στάση W-sitting. Πρωταρχικός τρόπος μετακίνησης είναι έρχοντας με το στομάχι ή μπουσουλάνε με τα χέρια και τα πόδια χωρίς εναλλασσόμενο τρόπο. Τα παιδιά μπορούν με δυσκολία να τραβιούνται από σταθερές επιφάνειες για να σηκωθούν και να περπατούν κρατώντας τα έπιπλα για μικρές αποστάσεις. Βαδίζουν με βοηθήματα στο σπίτι, αλλά χρειάζονται την βοήθεια του ενήλικα για να τα οδηγούν και να τα στρίβουν.
Επίπεδο 4	Τα παιδιά κάθονται σε ειδικά καθίσματα που υποστηρίζουν τον κορμό, ώστε να μεγιστοποιείται η λειτουργικότητα των άνω άκρων. Μετακινούνται ανεξάρτητα για μικρές αποστάσεις μέσα στο σπίτι έρχοντας με το στομάχι ή μπουσουλάνε χωρίς εναλλασσόμενο τρόπο. Η ορθοστάτηση γίνεται με την βοήθεια βοηθημάτων (Ορθοστάτης).
Επίπεδο 5	Φυσικές ανικανότητες περιορίζουν τον εκούσιο έλεγχο της κίνησης και τη διατήρηση αντιβαρικών θέσεων κεφαλής και κορμού. Η κινητική λειτουργία είναι περιορισμένοι από κάθε άποψη. Οι λειτουργικοί περιορισμοί δεν υποκαθίστούνται πλήρως με τη χρήση ειδικών προσαρμογών και υποστηρικτικής τεχνολογίας. Τα παιδιά στο επίπεδο αυτό, δεν έχουν την δυνατότητα ανεξάρτητης μετακίνησης και τα μεταφέρουν άλλοι. Μερικά παιδιά το πετυχαίνουν, μόνο με την χρήση ηλεκτροκίνητων αναπηρικών αμαξιδίων με εκτεταμένες τροποποιήσεις.

Πίνακας 4 GMFCS Στην ηλικία 4-6 ετών	
Επίπεδο 1	Τα παιδιά σηκώνονται από το έδαφος και την καρέκλα σε όρθια θέση χωρίς την ανάγκη να στηριχτούν σε αντικείμενα. Τα παιδιά βαδίζουν μέσα και έξω από το σπίτι και ανεβαίνουν σκαλιά. Αρχίζουν να τρέχουν και να πηδούν.
Επίπεδο 2	Τα παιδιά κάθονται σε καρέκλα με ελεύθερα και τα δύο χέρια να χειρίζονται αντικείμενα. Σηκώνονται από το έδαφος και την καρέκλα αλλά συχνά χρειάζονται μία σταθερή επιφάνεια για να τραβηχτούν. Τα παιδιά βαδίζουν χωρίς βοηθήματα μέσα στο σπίτι και για μικρές αποστάσεις σε ομαλό έδαφος έξω από το σπίτι. Ανεβαίνουν σκάλα κρατώντας μία κουπαστή αλλά δεν μπορούν τα τρέξουν ή να πηδήξουν.
Επίπεδο 3	Τα παιδιά κάθονται σε συνηθισμένη καρέκλα αλλά μπορεί να απαιτείται στήριξη της λεκάνης ή του κορμού για να μεγιστοποιείται η λειτουργικότητα των χεριών. Για να σηκωθούν τραβιούνται από σταθερή επιφάνεια. Βαδίζουν με βοηθήματα σε ομαλό έδαφος και ανεβαίνουν σκάλα με τη βοήθεια του ενήλικα. Για μετακίνηση μεγάλων αποστάσεων έξω από το σπίτι ή για ανώμαλο έδαφος, τα παιδιά συχνά τα μεταφέρουν άλλοι.
Επίπεδο 4	Τα παιδιά κάθονται σε καρέκλες ειδικά τροποποιημένες για τον έλεγχο του κορμού, ώστε να μεγιστοποιείται η λειτουργικότητα των χεριών. Για να σηκωθούν τραβιούνται από σταθερές επιφάνειες ή χρειάζονται την βοήθεια του ενήλικα. Βαδίζουν μικρές αποστάσεις με περπατούρα και με επίβλεψη κάποιου ενήλικα αλλά έχουν δυσκολία να στρίψουν και να διατηρήσουν την ισορροπία τους σε ανώμαλες επιφάνειες. Ανεξάρτητη μετακίνηση έχουν με ηλεκτροκίνητο αναπηρικό αμαξίδιο.
Επίπεδο 5	Φυσικές ανικανότητες περιορίζουν τον εκούσιο έλεγχο της κίνησης και τη διατήρηση αντιβαρικών θέσεων κεφαλής και κορμού. Η κινητική λειτουργία είναι περιορισμένοι από κάθε άποψη. Οι λειτουργικοί περιορισμοί δεν υποκαθιστούνται πλήρως με τη χρήση ειδικών προσαρμογών και υποστηρικτικής τεχνολογίας. Τα παιδιά στο επίπεδο αυτό δεν έχουν την δυνατότητα ανεξάρτητης μετακίνησης και τα μεταφέρουν άλλοι. Μερικά παιδιά το πετυχαίνουν, μόνο με την χρήση ηλεκτροκίνητων αναπηρικών αμαξιδίων με εκτεταμένες τροποποιήσεις.

Πίνακας 5 GMFCS Στην ηλικία 6-12 ετών	
Επίπεδο 1	Τα παιδιά βαδίζουν μέσα και έξω από το σπίτι χωρίς περιορισμούς. Μπορούν να κάνουν όλες τις αδρές κινητικές δραστηριότητες, συμπεριλαμβανομένων του τρεξίματος και πηδήματος, αλλά η ταχύτητα, η ισορροπία και ο συντονισμός είναι μειωμένα.
Επίπεδο 2	Τα παιδιά βαδίζουν μέσα και έξω από το σπίτι και ανεβαίνουν σκάλα κρατώντας την κουπαστή. Έχουν περιορισμούς όταν βαδίζουν σε ανώμαλο έδαφος, σε ανηφόρες-κατηφόρες, όταν βαδίζουν σε πολυστομία και σε περιορισμένο χώρο. Έχουν ελάχιστη ικανότητα για αδρές κινητικές δεξιότητες, όπως το τρέξιμο ή το πηδήμα.
Επίπεδο 3	Τα παιδιά βαδίζουν μέσα ή έξω από το σπίτι σε ομαλό έδαφος με βοηθήματα. Μπορούν να ανεβαίνουν σκάλα κρατώντας την κουπαστή. Ανάλογα τη λειτουργικότητα των άνω άκρων τα παιδιά χρησιμοποιούν χειροκίνητο αναπηρικό αμαξίδιο ή μεταφέρονται από άλλους για μεγάλες αποστάσεις ή ανώμαλο έδαφος.
Επίπεδο 4	Τα παιδιά μπορεί να διατηρήσουν επίπεδα λειτουργικότητας που επετεύχθησαν πριν την ηλικία των 6 ετών ή να προτιμήσουν την μετακίνηση με τροχοφόρα βοηθήματα μετακίνησης μέσα στο σπίτι, στο σχολείο, στην κοινότητα. Μπορούν να πετύχουν ανεξάρτητη μετακίνηση με ηλεκτροκίνητο αναπηρικό αμαξίδιο.
Επίπεδο 5	Φυσικές ανικανότητες περιορίζουν τον εκούσιο έλεγχο της κίνησης και τη διατήρηση αντιβαρικών θέσεων κεφαλής και κορμού. Η κινητική λειτουργία είναι περιορισμένοι από κάθε άποψη. Οι λειτουργικοί περιορισμοί δεν υποκαθιστούνται πλήρως με τη χρήση ειδικών προσαρμογών και υποστηρικτικής τεχνολογίας. Τα παιδιά στο επίπεδο αυτό δεν έχουν την δυνατότητα ανεξάρτητης μετακίνησης και τα μεταφέρουν άλλοι. Μερικά παιδιά το πετυχαίνουν, μόνο με την χρήση ηλεκτροκίνητων αναπηρικών αμαξιδίων με εκτεταμένες τροποποιήσεις.

Πίνακας 6 GMFCS Στην ηλικία 12-18 ετών	
Επίπεδο 1	Οι νέοι περπατούν στο σπίτι, στο σχολείο και στη κοινότητα. Είναι ικανοί να ανεβαίνουν πεζοδρόμια και σκάλες χωρίς την βοήθεια κάποιου ή της κουπαστής. Κάνουν αδρές κινητικές δεξιότητες όπως το τρέξιμο και το πήδημα, αλλά η ταχύτητα, η ισορροπία και ο συντονισμός είναι μειωμένα.
Επίπεδο 2	Οι νέοι μπορούν να περπατούν αλλά οι επιλογές της μετακίνησης τους επηρεάζεται σημαντικά από παράγοντες του περιβάλλοντος. Στο σχολείο ή στη δουλειά μετακινούνται με βοήθημα για ασφάλεια και ανεβαίνουν σκαλοπάτια κρατώντας την κουπαστή. Έξω από το σπίτι και στη κοινότητα μπορούν να χρησιμοποιούν τροχοφόρα βοηθήματα για μεγάλες αποστάσεις.
Επίπεδο 3	Οι νέοι έχουν την ικανότητα να περπατούν (κυρίως στο σπίτι) με βοήθημα. Μπορούν να ανεβαίνουν σκαλοπάτια κρατώντας την κουπαστή και με την βοήθεια κάποιου ενήλικα. Στο σχολείο και στην κοινότητα μεταφέρονται μόνοι τους με χειροκίνητο αναπηρικό αμαξίδιο ή με ηλεκτροκίνητο αναπηρικό αμαξίδιο.
Επίπεδο 4	Οι νέοι κινούνται κυρίως με τροχοφόρα βοηθήματα. Στο σπίτι μπορούν να περπατούν μικρές αποστάσεις χρησιμοποιώντας κατάλληλο τροχοφόρο βοήθημα (περπατούρα) και με την κατάλληλη υποστήριξη του σώματος. Μπορεί να χειρίζονται ηλεκτροκίνητο αμαξίδιο ή να μεταφέρονται σε χειροκίνητο αναπηρικό αμαξίδιο.
Επίπεδο 5	Οι νέοι μεταφέρονται σε χειροκίνητο αναπηρικό αμαξίδιο. Δεν έχουν αντιβαρικό έλεγχο κεφαλής, κορμού και ικανότητα κινητικού ελέγχου των άνω άκρων. Δεν μπορούν να μετακινηθούν μόνοι τους, ακόμα και με την χρήση κατάλληλης τεχνολογίας.

ΔΙΑΚΡΙΣΕΙΣ ΜΕΤΑΞΥ ΤΩΝ ΕΠΙΠΕΔΩΝ^{2,3}

Διάκριση μεταξύ 1^{ου} & 2^{ου} επιπέδου

Σε σύγκριση με τα παιδιά στο επίπεδο 1, τα παιδιά του επιπέδου 2 έχουν περιορισμούς στην ευκολία με την οποία κάνουν τις μετακινήσεις, στη βάρδια έξω από το σπίτι και στην κοινότητα. Χρειάζονται βοηθήματα όταν αρχίζουν να βαδίζουν, έχουν διαφορετική ποιότητα κίνησης και διαφορετική ικανότητα στις αδρές κινητικές δεξιότητες, όπως το τρέξιμο και το άλμα.

Διάκριση μεταξύ 2^{ου} & 3^{ου} επιπέδου

Υπάρχουν διαφορές στο βαθμό απόκτησης λειτουργικής κίνησης. Τα παιδιά στο επίπεδο 3 χρειάζονται βοηθήματα και συχνά ορθώσεις για να βαδίσουν, ενώ στο επίπεδο 2 δεν χρειάζονται βοηθήματα μετά την ηλικία των 4 ετών.

Διάκριση μεταξύ 3^{ου} & 4^{ου} επιπέδου

Υπάρχουν διαφορές στην ικανότητα καθιστής θέσης και μετακίνησης ακόμη και με την εκτεταμένη χρήση βοηθημάτων. Στο επίπεδο 3 τα παιδιά κάθονται ανεξάρτητα, έχουν ανεξάρτητη μετακίνηση στο έδαφος και βαδίζουν με βοηθήματα. Στο επίπεδο 4 τα παιδιά είναι λειτουργικά στην καθιστή θέση (συχνά με βοηθήματα για στήριξη) αλλά

η ανεξάρτητη μετακίνηση είναι πολύ περιορισμένη. Τα παιδιά στο επίπεδο 4 συνήθως τα μεταφέρουν άλλοι ή χρησιμοποιούν ηλεκτροκίνητο αναπηρικό αμαξίδιο.

Διάκριση μεταξύ 4^{ου} & 5^{ου} επιπέδου

Τα παιδιά στο επίπεδο 5 στερούνται ανεξαρτησίας ακόμη και στο βασικό αντιβαρικό έλεγχο. Η ανεξάρτητη μετακίνηση επιτυγχάνεται μόνο εάν το παιδί μπορεί να μάθει πώς να χρησιμοποιεί ηλεκτροκίνητο αναπηρικό αμαξίδιο.