



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΔΥΤΙΚΗΣ ΑΤΤΙΚΗΣ
ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ ΥΓΕΙΑΣ ΚΑΙ ΠΡΟΝΟΙΑΣ
ΤΜΗΜΑ ΦΥΣΙΚΟΘΕΡΑΠΕΙΑΣ

ΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

**«ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΕΣ ΜΕΤΑΒΟΛΕΣ ΤΗΣ ΒΑΔΙΣΗΣ, ΚΑΤΑ ΤΑ
ΣΤΑΔΙΑ ΤΗΣ ΑΝΑΠΤΥΞΗΣ, ΣΕ ΠΑΙΔΙΑ ΜΕ ΕΓΚΕΦΑΛΙΚΗ
ΠΑΡΑΛΥΣΗ»**

**“BIOMECHANICAL CHANGES OF GAIT IN STAGES OF
DEVELOPMENT IN CHILDREN WITH CELEBRAL PALSY”**

ΑΘΗΝΑ, ΣΕΠΤΕΜΒΡΙΟΣ 2021

ΦΟΙΤΗΤΡΙΕΣ: ΚΟΚΚΟΤΑ ΗΛΕΚΤΡΑ (17158)

ΧΑΤΖΗΓΑΒΡΙΗΛ ΔΕΣΠΟΙΝΑ (17062)

ΥΠΕΥΘΥΝΗ ΚΑΘΗΓΗΤΡΙΑ: ΜΠΑΚΑΛΙΔΟΥ ΔΑΦΝΗ

**ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΕΣ ΜΕΤΑΒΟΛΕΣ ΤΗΣ ΒΑΔΙΣΗΣ, ΚΑΤΑ ΤΑ ΣΤΑΔΙΑ ΤΗΣ ΑΝΑΠΤΥΞΗΣ,
ΣΕ ΠΑΙΔΙΑ ΜΕ ΕΓΚΕΦΑΛΙΚΗ ΠΑΡΑΛΥΣΗ»
“BIOMECHANICAL CHANGES OF GAIT IN STAGES OF DEVELOPMENT IN CHILDREN
WITH CELEBRAL PALSY”**

Η πτυχιακή εργασία εξετάστηκε επιτυχώς από την κάτωθι Εξεταστική Επιτροπή:

A/a	ΟΝΟΜΑ ΕΠΩΝΥΜΟ	ΒΑΘΜΙΑΔΑ/ΙΔΙΟΤΗΤΑ	ΨΗΦΙΑΚΗ ΥΠΟΓΡΑΦΗ
	ΠΑΠΑΔΟΠΟΥΛΟΥ ΜΑΡΙΑΝΝΑ	Επίκουρος καθηγήτρια	
	ΜΠΑΚΑΛΙΔΟΥ ΔΑΦΝΗ	Αναπληρώτρια καθηγήτρια	
	ΚΟΜΠΟΤΗ ΑΙΚΑΤΕΡΙΝΗ	Λέκτορας Εφαρμογών	

ΔΗΛΩΣΗ ΣΥΓΓΡΑΦΕΑ ΠΤΥΧΙΑΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ

Οι κάτωθι υπογεγραμμένες Κόκκοτα Ηλέκτρα του Αποστόλου, με αριθμό μητρώου 17158 και Χατζηγαβριήλ Δέσποινα του Ευθυμίου, με αριθμό μητρώου 17062, φοιτήτριες του Πανεπιστημίου Δυτικής Αττικής της Σχολής Επιστημών Υγείας και Πρόνοιας του Τμήματος Φυσικοθεραπείας δηλώνουμε υπεύθυνα ότι:

«Είμαι συγγραφέας αυτής της πτυχιακής/διπλωματικής εργασίας και ότι κάθε βοήθεια την οποία είχα για την προετοιμασία της είναι πλήρως αναγνωρισμένη και αναφέρεται στην εργασία. Επίσης, οι όποιες πηγές από τις οποίες έκανα χρήση δεδομένων, ιδεών ή λέξεων, είτε ακριβώς είτε παραφρασμένες, αναφέρονται στο σύνολό τους, με πλήρη αναφορά στους συγγραφείς, τον εκδοτικό οίκο ή το περιοδικό, συμπεριλαμβανομένων και των πηγών που ενδεχομένως χρησιμοποιήθηκαν από το διαδίκτυο. Επίσης, βεβαιώνω ότι αυτή η εργασία έχει συγγραφεί από μένα αποκλειστικά και αποτελεί προϊόν πνευματικής ιδιοκτησίας τόσο δικής μου, όσο και του Ιδρύματος. Παράβαση της ανωτέρω ακαδημαϊκής μου ευθύνης αποτελεί ουσιώδη λόγο για την ανάκληση του πτυχίου μου».

Η Δηλούσα

Κόκκοτα Ηλέκτρα/ φοιτήτρια



Η Δηλούσα

Χατζηγαβριήλ Δέσποινα/ φοιτήτρια



ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Με την ολοκλήρωση της πτυχιακής μας εργασίας, θα θέλαμε να εκφράσουμε τις θερμές μας ευχαριστίες σε όσους συνέβαλλαν στην εκπόνηση της.

Ευχαριστούμε θερμά την επιβλέπουσα καθηγήτρια μας κυρία Δάφνη Μπακαλίδου για την εμπιστοσύνη που μας έδειξε αναθέτοντας μας αυτή την πτυχιακή εργασία, καθώς και για την πολύτιμη επιστημονική της καθοδήγηση.

Ιδιαίτερες ευχαριστίες θα θέλαμε να απευθύνουμε στον κύριο Γεώργιο Γκρίμα για την συμβολή του στην εύρεση του θέματος, την παροχή επιστημονικού αρθρογραφικού υλικού, τις εποικοδομητικές υποδείξεις και το αμείωτο ενδιαφέρον του.

Πολύτιμη ήταν και η βοήθεια και συμπαράσταση των συμφοιτητών και φίλων μας, οι οποίοι μας ενθάρρυναν στις δυσκολίες που παρουσιάστηκαν.

Τέλος, δεν θα μπορούσαμε να μην εκφράσουμε την ευγνωμοσύνη μας στα μέλη της οικογένειας μας για την κατανόηση και τη στήριξη τους σε κάθε μας βήμα και ιδιαίτερα καθ' όλη τη διάρκεια των σπουδών μας.

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Εισαγωγή: Η Εγκεφαλική Παράλυση (ΕΠ) είναι πάθηση του Κεντρικού Νευρικού Συστήματος (ΚΝΣ) στην οποία τα παιδιά παρουσιάζουν έλλειμμα κινητικού ελέγχου και διαταραχή στη στάση και την κίνηση εξαιτίας βλάβης ή δυσλειτουργίας στον αναπτυσσόμενο εγκέφαλο. Η βάδιση ως εγγενώς ασταθής δραστηριότητα, με υψηλή απαίτηση νευρωνικού ελέγχου, διαφέρει μεταξύ των παιδιών με ΕΠ. Κατά την ανάπτυξη των παιδιών, η βάδισή τους αναλύεται με γνώμονα την παρατήρηση και τη μέτρηση των σχετικών συστατικών στοιχείων του κύκλου βάδισης παρέχοντας βοήθεια στους κλινικούς ιατρούς και θεραπευτές για την καλύτερη κατανόηση των ελλειμμάτων και τον καταλληλότερο σχεδιασμό θεραπείας.

Σκοπός: αυτή η συστηματική ανασκόπηση στοχεύει στη διερεύνηση των χαρακτηριστικών της βάδισης παιδιών με ΕΠ, στη σύγκριση αυτών με παιδιά τυπικής ανάπτυξης (TD) και στην ανάδειξη θεραπευτικών παρεμβάσεων για την εκπαίδευση και τη βελτίωση του προτύπου βάδισης.

Μεθοδολογία: Διερευνήθηκαν 4 διαδικτυακές βάσεις δεδομένων (PubMed, Science Direct, Physiotherapy Evidence Database Pedro και Google Scholar) ακολουθώντας τις οδηγίες των Προτιμώμενων Στοιχείων Αναφοράς για Συστηματικές Ανασκοπήσεις (κριτικές) και Μετα – Αναλύσεις. Τα κριτήρια εισαγωγής αφορούσαν τις μελέτες που επικεντρώθηκαν κυρίως σε παιδιά με ΕΠ ηλικίας μέχρι 12 ετών, που περιείχαν αξιολόγηση της βάδισης (κινηματικές, κινητικές, καθώς και χωροχρονικές παραμέτρους) και δημοσιεύτηκαν μετά το 2010 και μέχρι το Φεβρουάριο του 2021.

Συμπεράσματα: Η κινητική δυσλειτουργία αυξάνεται με την ανάπτυξη και την εξέλιξη του παιδιού. Η φυσικοθεραπεία ελαχιστοποιεί τα μυοσκελετικά προβλήματα που ίσως ενταθούν στο τέλος της παιδικής ηλικίας και την εφηβεία. Οι φυσικοθεραπευτικές παρεμβάσεις που βελτιώνουν το πρότυπο βάδισης αφορούν τη ρομποτική βάδιση (πλατφόρμα CPWalker και ορθωτική συσκευή βάδισης Lokomat) και τη θεραπεία μετά από ενέσεις αλλαντικής τοξίνης τύπου Α (BTX - Α). Τα αποτελέσματα των κνημοποδικών ναρθήκων σε παιδιά με CP ποικίλουν, με τα περισσότερα να αναδεικνύουν βελτίωση των χωροχρονικών παραμέτρων.

Λέξεις Κλειδιά: εγκεφαλική παράλυση (cerebral palsy), παιδιά (children), βάδιση (gait), ανάπτυξη (development), εμβιομηχανικές μεταβολές (biomechanical changes), θεραπεία (therapy)

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1^ο: ΕΙΣΑΓΩΓΗ.....	10
1.1 Ορισμός Εγκεφαλικής παράλυσης.....	10
1.1.1 Ιστορική αναδρομή	11
1.1.2 Αιτιολογία Εγκεφαλικής Παράλυσης.....	13
1.2 Επιδημιολογικά στοιχεία	16
1.3 Κατηγοριοποιήσεις ΕΠ.....	18
1.4 Κλινική σημασία της ανάλυσης βάδισης	25
1.5 Διαφοροποιήσεις.....	36
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2^ο: ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ	40
2.1 Μεθοδολογία έρευνας.....	40
2.2 Κριτήρια ένταξης.....	41
2.3 Αποτελέσματα Στρατηγικής Αναζήτησης	42
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3^ο: ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ	43
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4^ο: ΣΥΖΗΤΗΣΗ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΩΝ.....	58
4.1 Διερεύνηση χαρακτηριστικών βάδισης παιδιών τυπικής ανάπτυξης	58
4.2 Διερεύνηση χαρακτηριστικών βάδισης παιδιών τυπικής ανάπτυξης Vs παιδιών με CP.....	61
4.3 Θεραπευτικές παρεμβάσεις	72
ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ.....	82
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ.....	83

ΣΥΝΤΟΜΕΥΣΕΙΣ

CP	Εγκεφαλική παράλυση (Cerebral Palsy)
ΕΠ	Εγκεφαλική παράλυση (Cerebral Palsy)
TD	Τυπική ανάπτυξη (Typical Development)
ΚΝΣ	Κεντρικό Νευρικό Σύστημα
GMFCS	Σύστημα ταξινόμησης της αδρής κινητικής λειτουργίας
MR	Μαγνητική τομογραφία (Magnetic Resonance)
ΔΑΕ	Δυνάμεις αντίδρασης εδάφους
IMMS	Αδρανειακό και μαγνητικό σύστημα μέτρησης(Inertial and Magnetic Measurement System)
3D	Τρισδιάστατος
CS	Παγκόσμιο σύστημα συντεταγμένων (Coordinate Systems)
3DGA	Τρισδιάστατη ανάλυση βάδισης
GCS	Σύστημα ταξινόμησης βάδισης
STD	Τυπική απόκλιση (Standard Deviation)
CAST	Calibrated anatomical system technique
BTX - A	Ενέσεις αλλαντικής τοξίνης τύπου A
EBPB	Εκπαίδευση βάδισης με χρήση ρομποτικής βοήθειας
COM	Κέντρο μάζας (Center of mass)
COP	Κέντρο πίεσης (Center of pressure)
TPS	Βαθμολογία προφίλ κορμού (Trunk Profile Score)
GPS	Βαθμολογία προφίλ βάδισης (Gait Profile Score)
GVS	Μεταβλητές βαθμολογίες βάδισης (Gait Variable Scores)
Kk	Δυναμική δυσκαμψία της άρθρωσης του γόνατος
ABI	Επίκτητο τραύμα εγκεφάλου
RATT	Robot-Assisted Treadmill Training
MLS	Πολυεπίπεδη χειρουργική επέμβαση (Multi-Level Surgery)
BSCP	Αμφοτερόπλευρη σπαστική εγκεφαλική παράλυση (Bilateral spastic cerebral palsy)

**ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΕΣ ΜΕΤΑΒΟΛΕΣ ΤΗΣ ΒΑΔΙΣΗΣ, ΚΑΤΑ ΤΑ ΣΤΑΔΙΑ ΤΗΣ ΑΝΑΠΤΥΞΗΣ,
ΣΕ ΠΑΙΔΙΑ ΜΕ ΕΓΚΕΦΑΛΙΚΗ ΠΑΡΑΛΥΣΗ»
“BIOMECHANICAL CHANGES OF GAIT IN STAGES OF DEVELOPMENT IN CHILDREN
WITH CELEBRAL PALSY”**

TCMS	Κλίμακα μέτρησης ελέγχου του κορμού (Trunk Control Measurement Scale)
ROM	Εύρος τροχιάς
HBM	Πρότυπο Ανθρώπινου Σώματος (Human Body Model)
PiG	Plug - in - Gait
RMSE	Ρίζα μέσης τετραγωνικής αποκλίσεως (Root mean square error)
CGP	Μοτίβο σκυφτής βάδισης
EMG	Ηλεκτρομυογράφημα (Electromyography)
ANN	Τεχνητό νευρικό δίκτυο
AAN	Assist As Need
SVM	Μηχανή διανυσμάτων υποστήριξης (Support Vector Machine)
PROM	Παθητικό εύρος τροχιάς
AROM	Ενεργητικό εύρος τροχιάς
AFO	Κνημοποδικός νάρθηκας όρθωσης (Foot Ankle Orthosis)
DAFO	Δυναμικός κνημοποδικός νάρθηκας (Dynamic Foot Ankle Orthosis)
GRAFO	Κνημοποδικός νάρθηκας αντίδρασης εδάφους (Ground Reaction Ankle Foot Orthosis)
GDI	Gait Deviation Index
GGI	Gillette Gait
TVS	Βαθμολογίες μεταβλητών κορμού (Trunk Variable Scores)

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΕΙΚΟΝΩΝ

Εικόνα	Περιγραφή	Σελίδα
Εικόνα_1	Κατηγοριοποίηση σε ποσοστά των ατόμων με σπαστική εγκεφαλική παράλυση	20
Εικόνα_2	Εικονική παρουσίαση των προτύπων κίνησης στην σπαστική διπληγία	21
Εικόνα_3	Παράδειγμα κινηματικών δεδομένων από κλινική ανάλυση βάδισης ασθενή με αμφοτερόπλευρη σπαστική εγκεφαλική παράλυση	30
Εικόνα_4	Παράδειγμα χωροχρονικών δεδομένων από κλινική ανάλυση βάδισης ασθενή με αμφοτερόπλευρη σπαστική εγκεφαλική παράλυση	32

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΠΙΝΑΚΩΝ

Πίνακας	Περιγραφή	Σελίδα
Πίνακας_1	ΣΗΜΑΝΤΙΚΕΣ ΦΑΣΕΙΣ ΤΟΥ ΚΥΚΛΟΥ ΒΑΔΙΣΗΣ – ΟΡΟΛΟΓΙΑ	27
Πίνακας_2	Διάγραμμα ροής της στρατηγικής αναζήτησης	42
Πίνακας_3	Άρθρα ανά ηλικία του δείγματος 6 – 8 ετών	43
Πίνακας_4	Άρθρα ανά ηλικία του δείγματος – 8 έως 10 ετών	46
Πίνακας_5	Άρθρα ανά ηλικία του δείγματος – μέσος όρος ηλικίας τα 11 έτη	49
Πίνακας_6	Άρθρα ανά ηλικία του δείγματος – μέσος όρος ηλικίας τα 12 έτη	54

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1^ο: ΕΙΣΑΓΩΓΗ

1.1 Ορισμός Εγκεφαλικής παράλυσης

Η Εγκεφαλική Παράλυση (ΕΠ) κατέχει κύριο μέρος στην παιδική νευροπαθολογία και καλύπτει ένα μεγάλο φάσμα καταστάσεων, στο οποίο τα παιδιά παρουσιάζουν έλλειμμα του κινητικού ελέγχου και μία διαταραχή στην στάση και την κίνηση εξαιτίας βλάβης ή δυσλειτουργίας στον αναπτυσσόμενο εγκέφαλο. Ουσιαστικά, η ΕΠ είναι πάθηση του Κεντρικού Νευρικού Συστήματος (ΚΝΣ, δηλαδή εγκέφαλος, νωτιαίος μυελός και παρεγκεφαλίδα) και προέρχεται από μη εξελισσόμενη βλάβη αυτών. Η νόσος προσδιορίστηκε για πρώτη φορά το 1861 από τον Άγγλο ορθοπεδικό χειρουργό, Dr. William J. Little, ο οποίος περιέγραψε λεπτομερώς την κλινική εικόνα της εγκεφαλικής παράλυσης σε μία εργασία η οποία παρουσιάστηκε στην “London Obstetrical Society” (Colver, Fairhurst & Pharoah, 2014).

Η ΕΠ συνιστά μια καλά αναγνωρισμένη, σύνθετη νευρολογική διαταραχή, που αρχίζει κατά τη γέννηση και παραμένει σε όλη τη διάρκεια της ζωής του ατόμου. Με τον όρο Εγκεφαλική Παράλυση περιγράφεται το σύνολο μόνιμων διαταραχών της στάσης και της κίνησης που περιορίζουν τη δραστηριότητα και προκύπτουν από έλλειμμα ή ανωμαλία του ανώριμου νεογνικού και βρεφικού εγκέφαλου. Με τις κινητικές διαταραχές συχνά επέρχονται αισθητικές και νοητικές διαταραχές, διαταραχές στην αντίληψη, την επικοινωνία και τη συμπεριφορά, επιληψία καθώς και δευτερογενή μυοσκελετικά προβλήματα (Armand, Decoulon & Bonnefoy – Mazure, 2016).

Η εγκεφαλική παράλυση (CP) έχει περιγραφεί ως μια ομάδα διαταραχών στην ανάπτυξη της κίνησης και της στάσης του σώματος που αποδίδονται σε μη προοδευτικές διαταραχές που συνέβησαν στον αναπτυσσόμενο εγκέφαλο του εμβρύου ή του βρέφους. Οι κινητικές διαταραχές της εγκεφαλικής παράλυσης συχνά συνοδεύονται από διαταραχές της αίσθησης, της γνώσης, της επικοινωνίας, της

αντίληψης και/ή της συμπεριφοράς ή/και διαταραχές επιληπτικών κρίσεων. Ασθένειες ειδικές για τα περιφερικά νεύρα του νοτιαίου μυελού (όπως για παράδειγμα η σπονδυλική μυϊκή ατροφία και η μυελομηνιγγοκήλη) ή στους μυς (όπως για παράδειγμα οι μυϊκές δυστροφίες), αν και προκαλούν πρώιμες κινητικές ανωμαλίες, δεν θεωρούνται εγκεφαλική παράλυση (Agarwal & Verma, 2012).

Ο πληθυσμός των παιδιών με ΕΠ παρουσιάζει ένα ευρύ φάσμα περιπτώσεων οι οποίες διαφέρουν ως προς τη σοβαρότητα και τον τύπο της βλάβης. Η βλάβη είναι εφικτό να δημιουργηθεί κατά την εμβρυϊκή, περιγεννητική ή νεογνική περίοδο χωρίς να επεκτείνεται σε διαφορετικές περιοχές του εγκεφάλου. Το γεγονός αυτό χαρακτηρίζει την βλάβη ως μη προοδευτική σε αντίθεση με το παράδειγμα του εγκεφαλικού όγκου που αφορά μια προοδευτική νευρολογική διαταραχή. Ωστόσο μετά την εγκατάστασή της, η βλάβη δύναται να επηρεάσει την ικανότητα φυσιολογικής λειτουργίας περισσότερων εγκεφαλικών περιοχών. Παρά τη στατική φύση της διαταραχής οι κλινικές εκδηλώσεις της ΕΠ είναι δυνατόν να μεταβάλλονται με το πέρασμα του χρόνου, καθώς το παιδί διέρχεται από τα αναπτυξιακά στάδια. Με την αύξηση της ηλικίας, αυξάνονται και οι κινητικές απαιτήσεις, όμως οι κινητικές ικανότητες του παιδιού είναι δυνατόν να μην εξελίσσονται με τον ρυθμό ο οποίος απαιτείται ώστε να ανταποκριθούν στις απαιτήσεις αυτές (Graham, Rosenbaum, & Paneth, 2016).

Η κλινική ταξινόμηση διακρίνει τις βλάβες και τις κατατάσσει σε σχέση με τις περιοχές του σώματος οι οποίες προσβάλλονται (ημιπληγία, διπληγία, τετραπληγία) την κινητική διαταραχή (σπαστική, αθεωσική, δυστονική, υποτονική, αταξική και μικτή) καθώς και την λειτουργική ικανότητα σύμφωνα με το Σύστημα Ταξινόμησης της Αδρής Κινητικής Λειτουργίας (GMFCS) (Patel et al., 2020).

1.1.1 Ιστορική αναδρομή

Παρ' όλο που η ΕΠ έχει αναγνωρισθεί από την αρχαιότητα, με ιστορικά στοιχεία ακόμη και από την εποχή των Σουμερίων, δεν υπάρχει εκτενής ιατρική αναφορά πριν τον 19^ο αιώνα. Η πρώτη γραπτή μαρτυρία για την ΕΠ βρίσκεται στα έργα του Ιπποκράτη (460-377 π.Χ.), ο οποίος ανέφερε ότι «λίγα από τα παιδιά τα

οποία γεννιούνται στους επτά μήνες» ή «στους εννέα μήνες, έχοντας νοσήσει ενδομητρίως επιβιώνουν και από αυτά, όμως, ορισμένα έχουν καλή εξέλιξη» και, επίσης, ότι «οι έγκυοι οι οποίες προσβάλλονται από πυρετούς και συνεπακόλουθα αδυνατίζουν υπερβολικά, δίχως κάποια φανερή αιτία, γεννούν δύσκολα και επικίνδυνα ή αποβάλλουν επικίνδυνα». Η ύπαρξη της ΕΠ πριν την εποχή του Ιπποκράτη επιβεβαιώνεται από ιερογλυφικά αρχαίων Αιγυπτιακών μνημείων ή μελέτες σε μούμιες. Στη μετά Χριστόν εποχή προ του 19^{ου} αιώνα, ανάλογες πληροφορίες πηγάζουν από ιστορικά συγγράμματα με βιογραφικές αναφορές αυτοκρατόρων (όπως για παράδειγμα: Τιβέριος Κλαύδιος, 10 π.Χ.– 54 μ.Χ.), από πίνακες ζωγραφικής καθώς και από βυζαντινές εικόνες (Skoutelis et al., 2020).

Η ΕΠ εξετάζεται για πρώτη φορά λεπτομερώς στα μέσα του 19^{ου} αιώνα από τον Άγγλο ορθοπαιδικό χειρουργό Δρ. William John Little, ο οποίος αναφέρθηκε σε μία «κατάσταση σπαστικής ακαμψίας των άκρων των νεογνών» την οποία και απέδωσε σε «δυστοκία, πρόωρη γέννηση και περιγεννητική ασφυξία», βασιζόμενος στην εικοσαετή κλινική του έρευνα και στην παρατήρηση δύο εκατοντάδων και πλέον βρεφών και μικρών παιδιών τα οποία εκδήλωναν σφικτούς, σπαστικούς μύες στα άνω αλλά στα και κάτω άκρα τους. Η κατάσταση αυτή αρχικά ονομάστηκε «νόσος του Little» (Little’s disease) ως αποτέλεσμα του έργου του (O’ Sullivan et al., 2018).

Λίγο αργότερα και συγκεκριμένα το 1889 ο επιφανής Καναδός ιατρός Δρ. William Osler πρότεινε τον όρο «εγκεφαλική παράλυση» (cerebral palsy) μέσα από το σύγγραμμά του «Οι εγκεφαλικές παραλύσεις των παιδιών» (The cerebral palsies of children), το οποίο στηρίχτηκε σε νευροπαθολογική μελέτη 151 προσβεβλημένων παιδιών. Ο Δρ. Osler θεωρούσε ότι η ΕΠ οφειλόταν σε δυστοκία, υποξία, επιληψίες ή πιθανό αιμορραγικό εγκεφαλικό επεισόδιο προγεννητικά ή μεταγεννητικά. Ακολούθως, το 1897, ο Αυστριακός νευρολόγος Sigmund Freud διαφοροποιήθηκε από τις θεωρίες των Little και Osler, υποστηρίζοντας ότι η ίδια η δυστοκία ίσως να αποτελεί το σύμπτωμα και όχι την αιτία της ΕΠ, προβάλλοντας για πρώτη φορά την προγεννητική εγκεφαλική βλάβη ως έναν πιθανό αιτιολογικό παράγοντα. Το έργο του Freud συνέβαλε σημαντικά στην ιστορία της ΕΠ, εξαιτίας του συστήματος ταξινόμησης που ανέπτυξε και χρησιμοποιείται σχεδόν αμετάβλητο έως και σήμερα,

καθώς και της μετατόπισης του ερευνητικού ενδιαφέροντος στις προγεννητικές επιπτώσεις (Skoutelis et al., 2020).

Παρ' όλα αυτά, η Ε.Π. καθίσταται ένα ενδιαφέρον επιστημονικό πεδίο μελέτης μετά το Β Παγκόσμιο Πόλεμο. Το 1947, συγκροτείται η Αμερικανική Ακαδημία Εγκεφαλικής Παράλυσης (American Academy of Cerebral Palsy), με επικεφαλής τον ορθοπαιδικό χειρουργό Δρ. Winthrop Phelps, με σκοπό «να προάγει και να ενθαρρύνει την επαγγελματική εκπαίδευση, έρευνα και προσήλωση για την κατανόηση της ΕΠ και τη βελτίωση της φροντίδας και αποκατάστασης των πασχόντων». Το 1957 ο παιδίατρος Δρ. Ronnie Mac Keith και ο καθηγητής Paul Polani, καθοδηγούμενοι από την ανάγκη καθολικής συγκατάνευσης, συγκρότησαν στο Ηνωμένο Βασίλειο μία μικρή, άτυπη ομάδα, υπό την ονομασία «Λέσχη του Little» (Little Club), με σκοπό να εξετάσουν την ορολογία και την ταξινόμηση της ΕΠ. Οι δύο αυτές επιστημονικές ομάδες άνοιξαν νέους δρόμους για τον ορισμό, την αιτία και την ταξινόμηση της ΕΠ, τοποθετώντας την στο κέντρο των υπηρεσιών θεραπείας και αποκατάστασης (Skoutelis et al., 2020).

1.1.2 Αιτιολογία Εγκεφαλικής Παράλυσης

Τα αίτια της ΕΠ διαχωρίζονται σε προγεννητικά αίτια, περιγεννητικά αίτια και μεταγεννητικά αίτια. Πιο συγκεκριμένα:

Στα προγεννητικά αίτια, η βλάβη στο κεντρικό νευρικό σύστημα προκαλείται κατά τη διάρκεια της εγκυμοσύνης (μέχρι την 28^η εβδομάδα πριν τον τοκετό) και περιλαμβάνει την εγκεφαλική δυσπλασία καθώς και διαταραχές της λειτουργίας του εγκεφάλου, στις οποίες δεν αναγνωρίζονται σαφώς στοιχεία δομικών ανωμαλιών. Διάφορες παθήσεις της μητέρας κατά τη διάρκεια της κύησης, όπως σακχαρώδης διαβήτης, ανεπάρκεια βιταμίνης Β12 και κυρίως διάφορες λοιμώξεις (ερυθρά, κυτταρομεγαλοϊός, τοξοπλάσμωση, ιός του απλού έρπητα, της σύφιλης, της πολιομυελίτιδας, της ιλαράς, της ανεμοβλογιάς κ.α.) μπορούν να προκαλέσουν διαταραχές στην ανάπτυξη του εγκεφάλου και τελικά να οδηγήσουν σε ΕΠ. Η μη σωστή λειτουργία του πλακούντα, αποτελεί ίσως το κυριότερο προγεννητικό αίτιο ΕΠ και διαιρείται στην ενδομήτρια καθυστέρηση της ανάπτυξης και στην ενδομήτρια

ισχαιμική εγκεφαλική βλάβη όπου από την ισχαιμική εγκεφαλική βλάβη καταλήγει στην Εγκεφαλική Παράλυση (Agarwal & Verma, 2012).

Στα περιγεννητικά αίτια, η βλάβη στο κεντρικό νευρικό σύστημα συμβαίνει (την 28^η εβδομάδα έως την 7^η ημέρα μετά τον τοκετό). Συχνά, υπάρχουν πολλοί παράγοντες κινδύνου που σχετίζονται με την Εγκεφαλική Παράλυση, με περισσότερο από το 30 % των παιδιών που δεν έχουμε κάποια γνωστή αιτιολογία. Τα προβλήματα που εμφανίζονται είναι κατά την διάρκεια της ενδομήτριας ανάπτυξης που συσχετίζονται με συγγενείς διαταραχές, ασφυξία που εμφανίζεται σε κάθε ηλικία κύησης και την πρόωρη γέννα που αντιπροσωπεύει την πλειονότητα των περιπτώσεων. Το 25% έως 40% των παιδιών με ΕΠ που γεννήθηκαν σε λιγότερο από 37 εβδομάδες και το βάρος τους ήταν λιγότερο από 1500 γραμμάρια έχουν τον υψηλότερο κίνδυνο. Η πιο κοινή αιτία της ΕΠ είναι ο τραυματισμός του περιφερικού σχήματος στην λευκή ουσία του εγκεφάλου που προκύπτει στην ενδοκοιλιακή αιμορραγία. Αυτοί οι τραυματισμοί είναι ένα αποτέλεσμα των σχημάτων στην περιοχή του αναπτυσσόμενου εγκεφάλου μεταξύ 24 έως 32 εβδομάδων κύησης. Η περιφερική λευκή ουσία είναι ιδιαίτερα προγνωστική για την ΕΠ που αναπτύσσεται σε 80 % έως 85% στα νεογνά. Ένα άρθρο μας δείχνει ότι περίπου το 50% των παιδιών που έχουν ΕΠ έχουν γεννηθεί στις 38 έως 42 εβδομάδες και για αυτό έγινε κάποια παρακολούθηση για την ανάπτυξη και την συμπεριφορά του εμβρύου και πως το νήπιο συμπεριφέρεται στη γέννηση χρησιμοποιώντας παραμέτρους όπως οι βαθμολογίες Apgar, τα αέρια αίματος και την έναρξη της νεογνικής εγκεφαλοπάθειας (Agarwal & Verma, 2012).

Οι μεταγεννητικές αιτίες περιλαμβάνουν το τραύμα στην κεφαλή, την μηνιγγίτιδα, την εγκεφαλίτιδα. Ένας παράγοντας κινδύνου για την ΕΠ μπορεί να περιλαμβάνει ένα γονίδιο στο χρωμόσωμα 19. Στις πρώτες ιδιοπαθείς περιπτώσεις υπάρχουν ενδείξεις της γενετικής συμμετοχής στην ΕΠ όπου τα ποσοστά είναι υψηλά όπως 48% και 24%. Γενετικές έρευνες για την ΕΠ εκτελούνται χρησιμοποιώντας πληθυσμούς με γενετικές και γενεαλογικές έρευνες. Οι γενετικές έρευνες με βάση τον πληθυσμό έχουν προσδιορίσει διάφορα γονίδια των οποίων οι παραλλαγές ήταν πιο συχνές στους ασθενείς με ΕΠ στους οποίους συνδέονται οι διαδικασίες της φλεγμονής, της πήξης και της ροής του αίματος. Για το γενεαλογικό δέντρο έγιναν

*ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΕΣ ΜΕΤΑΒΟΛΕΣ ΤΗΣ ΒΑΔΙΣΗΣ, ΚΑΤΑ ΤΑ ΣΤΑΔΙΑ ΤΗΣ ΑΝΑΠΤΥΞΗΣ,
ΣΕ ΠΑΙΔΙΑ ΜΕ ΕΓΚΕΦΑΛΙΚΗ ΠΑΡΑΛΥΣΗ»
“BIOMECHANICAL CHANGES OF GAIT IN STAGES OF DEVELOPMENT IN CHILDREN
WITH CELEBRAL PALSY”*

κάποιες μελέτες που απευθύνονται συνήθως σε συγκεκριμένες μορφές της ΕΠ οι οποίες βρίσκονται συχνά σε ορισμένες οικογένειες όπως αταξική ΕΠ, συμμετρική σπαστική ΕΠ, τετραπληγική ΕΠ με MR που περιλαμβάνουν την μειοψηφία των υποθέσεων της ΕΠ αλλά παρουσιάζουν και ισχυρά πρότυπα κληρονομικότητας και τα πιο συχνά είναι τα αυτοσωματικά υπολειπόμενα (Bangash et al., 2014).

1.2 Επιδημιολογικά στοιχεία

Η ΕΠ αποτελεί μια από τις πιο συχνές ασθένειες η οποία απαντάται σε όλες τις κοινωνίες και προκαλεί σημαντικές δυσκολίες τόσο στην ζωή του πάσχοντα ατόμου όσο και στην οικογένεια του. Η συχνότητα της εγκεφαλικής παράλυσης δεν είναι εφικτό να προσδιοριστεί με ακρίβεια εξαιτίας της πολυπλοκότητας των κριτηρίων που είναι αναγκαία για να προκύψει διάγνωση. Ανεξάρτητα από τις δυσκολίες οι οποίες προκύπτουν στον καθορισμό της συχνότητας της εγκεφαλικής παράλυσης, είναι γενικά αποδεκτό ότι το ποσοστό εμφάνισής της στις ανεπτυγμένες χώρες είναι περίπου 2-2,5%, ενώ προσβάλλει διεθνώς περίπου 1 στα 500 βρέφη αποτελώντας μια από τις συχνότερες αιτίες παιδικής αναπηρίας (Novak, McIntyre, & Morgan, 2013). Επειδή, σε πολλά βρέφη και παιδιά, τα μη φυσιολογικά νευροκινητικά ευρήματα τείνουν να υποχωρήσουν τα πρώτα χρόνια, ειδικά κατά τα πρώτα 2 έως 5 χρόνια της ζωής, ο αναφερόμενος επιπολασμός της ΕΠ τείνει να είναι υψηλότερος κατά τη βρεφική ηλικία (Ahlin et al., 2013). Στην Ευρώπη ο επιπολασμός της ΕΠ παραμένει σταθερός τα τελευταία 30 χρόνια και αντιπροσωπεύει 700.000 περιπτώσεις. Περίπου το 50% των παιδιών με ΕΠ έχουν επίσης συνοδευτικές βλάβες, όπως η νοητική καθυστέρηση και η επιληψία (van den Noort et al., 2013).

Ο επιπολασμός αυτής της διαταραχής στα πρόωρα και πολύ πρόωρα βρέφη είναι σημαντικά υψηλότερος και αυξάνεται με την μείωση του βάρους γέννησης καθώς και την διάρκεια της κύησης. Πιο συγκεκριμένα, για τελειόμηνα παιδιά, το ποσοστό είναι 1 στις 1000 γεννήσεις. Για μετρίως πρόωρα (32-36 εβδομάδων), η πρόβλεψη είναι 6 έως 10 φορές μεγαλύτερη. Για πολύ πρόωρα παιδιά (μικρότερα των 32 εβδομάδων), η πιθανότητα είναι δεκαπλάσια από αυτή των μετρίων πρόωρων παιδιών (Moster et al., 2010). Η επίπτωση είναι υψηλότερη σε άνδρες από ότι στις γυναίκες (Stavsky, Mor & Mastrolia, 2017). Επίσης, η χαμηλότερη κοινωνικοοικονομική κατάσταση είναι δυνατόν να αποτελεί παράγοντα κινδύνου για πρόκληση εγκεφαλικής παράλυσης (Wallard et al., 2014). Η κατά προσέγγιση συχνότητα εμφάνισης συννοσηρότητας σε παιδιά με ΕΠ είναι η νοητική υστέρηση καθώς και οι επιληπτικές κρίσεις (Agarwal & Verma, 2012).

Στη Σουηδία είναι η πιο κοινή σωματική αναπηρία στην παιδική ηλικία που επηρεάζει περίπου δύο παιδιά ανά 1000 γεννήσεις (Ahlin et al., 2013). Στην Αμερική,

η συχνότητα εμφάνισης της ΕΠ είναι 1,4 έως 2,35 του πληθυσμού, με την διπληγία να είναι η συχνότερη, με συχνότητα εμφάνισης στο 32% των περιπτώσεων (Michael - Asalu, Taylor, & Campbell, 2019). Στην Ελλάδα, υπολογίζονται στην περίπου 10.000 άτομα τα οποία πάσχουν από ΕΠ, ενώ γεννιούνται 300 παιδιά πάσχοντα το χρόνο (Σκουτέλης και συν., 2020).

Επίσης, στην Ινδία, το 15 – 20% των συνολικών παιδιών πάσχει από ΕΠ. Στην Ινδία η επίπτωση είναι περίπου 3/1000 γεννήσεις. Σε μια ανάλυση 1000 περιπτώσεων της ΕΠ αναφέρεται πως η επικράτηση της ΕΠ έχει αυξηθεί κάπως ως αποτέλεσμα της ενισχυμένης επιβίωσης των πολύ πρόωρων νηπίων που ζυγίζουν λιγότερο από 1000 γραμμάρια σε ένα ποσοστό 15 ανά 100. Οι παράγοντες κινδύνου περιλαμβάνουν την πρόωρη γέννηση όπου είναι από ορισμένες μολύνσεις κατά την διάρκεια της εγκυμοσύνης όπως η τοξοπλάσμωση ή η ερυθρά. Περίπου 2 % των περιπτώσεων αποδίδονται σε μια κληρονομημένη γενετική αιτία (Stavsky, Mor & Mastroli, 2017).

1.3 Κατηγοριοποιήσεις ΕΠ

Η σπαστικότητα αποτελεί την πιο βασική μορφή υπερτονίας, η οποία προσβάλλει σε μεγάλο ποσοστό παιδιά με ΕΠ, ποσοστό το οποίο ανέρχεται έως και το 89%. Παρατηρείται αύξηση των εν τω βάθει τενόντιων αντανακλαστικών και είναι γενικά ορατή ως δυσκαμψία. Ως ορισμός δίνεται ο εξής: «εξαρτώμενη από την ταχύτητα, την αντίσταση στην παθητική διάταση η οποία είναι δυνατόν να μετρηθεί με την τροποποιημένη Κλίμακα Asworth και ποικίλλει ανάλογα με την κατεύθυνση της κίνησης των αρθρώσεων και την γωνία της άρθρωσης». Σχετίζεται με βλάβη του εγκεφαλικού φλοιού αλλά και των πυραμιδικών δεματίων. Η βλάβη στις παραπάνω περιοχές παράγει μικρή παραγωγή δύναμης στους μύες και συχνά ανισορροπία της μυϊκής δραστηριότητας στις αρθρώσεις. Οι μύες οι οποίοι προσβάλλονται συνήθως στα παιδιά είναι οι μύες οι οποίοι δρουν ενάντια στη βαρύτητα και πιο συγκεκριμένα οι καμπτήρες των άνω άκρων, σε όλες τις αρθρώσεις, καθώς και οι έσω στροφείς του ώμου, οι καμπτήρες και οι προσαγωγοί του ισχίου, οι οπίσθιοι μηριαίοι του γόνατος καθώς και οι πελματιαίοι καμπτήρες στην ποδοκνημική (Larsen et al., 2017). Οι μύες του κορμού είναι δυνατόν επίσης να εμφανίζουν αυξημένο τόνο. Τέλος, η σπαστικότητα μπορεί να αλλάζει ανάλογα με την δραστηριότητα ή τη στάση (Σκουτέλης και συν., 2020).

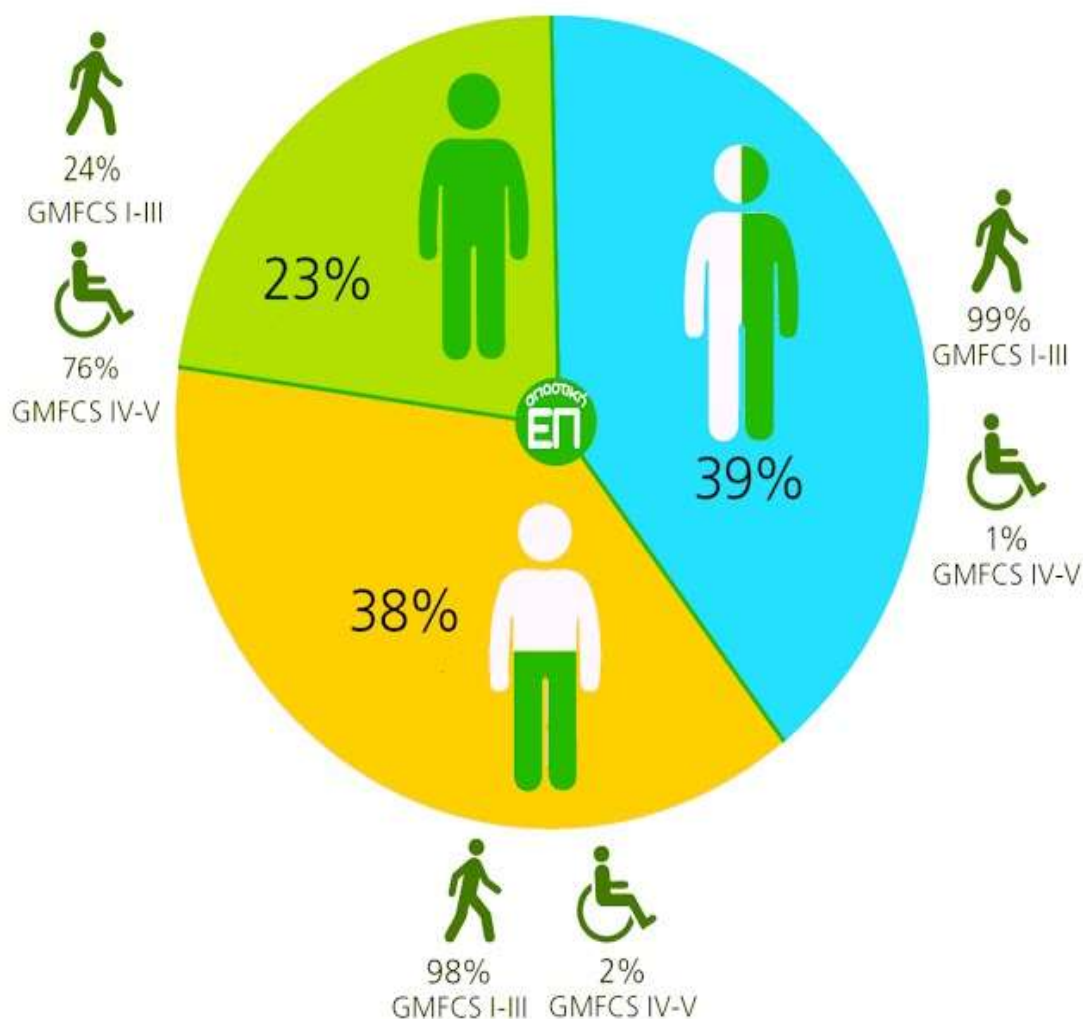
Ανάλογα με τα μέλη του σώματος τα οποία επηρεάζονται χωρίζεται: (α) στην διπληγία, κατά την οποία η σπαστικότητα παρατηρείται κυρίως στα κάτω άκρα, (β) στην ημιπληγία, όπου επηρεάζονται το άνω και το κάτω άκρο της ίδιας πλευράς, καθώς και (γ) στην τετραπληγία, η οποία αποτελεί την πιο σοβαρή κατηγορία σπαστικής ΕΠ καθώς επηρεάζονται τόσο τα τέσσερα άκρα όσο και ο κορμός. Πιο συγκεκριμένα (Bangash et al., 2014):

- ✚ Ημιπληγία. Η ημιπληγία είναι η δεύτερη συχνότερη μορφή εγκεφαλικής παράλυσης μετά τη διπληγία και αναφέρεται στο $\frac{1}{3}$ των περιπτώσεων. Σε αυτή την κατάσταση επηρεάζεται η μια πλευρά του σώματος, η δεξιά ή η αριστερή, λόγω βλάβης στο αντίθετο ημισφαίριο του εγκεφάλου. Η δυσκολία στην κίνηση είναι πιο εμφανής, πρωτίστως, στο χέρι το οποίο έχει επηρεαστεί, ενώ είναι δυνατόν να εκδηλωθεί στο πόδι σε ότι αφορά τη στήριξη του βάρους αλλά και το περπάτημα. Η μορφή αυτή έχει την καλύτερη πρόγνωση για την

βάδιση, αν και τα άτομα αυτά είναι σπάνιο να περπατούν στην ηλικία του ενός έτους, αλλά συνήθως μετά τον 18^ο έως τον 20^ο μήνα της ζωής τους, ενώ κάποιες βαριές περιπτώσεις περπατούν πολύ αργότερα. Το περπάτημα των συγκεκριμένων ατόμων χαρακτηρίζεται από βηματισμό στις μύτες των ποδιών με τεντωμένο το γόνατο.

- ✚ Διπληγία. Η διπληγία είναι η συχνότερη μορφή εγκεφαλικής παράλυσης και αποτελεί το 20 έως 25% των περιπτώσεων. Σε αυτή την κατάσταση προσβάλλεται γενικά ολόκληρο το σώμα, με τα κάτω άκρα να επηρεάζονται περισσότερο σε σχέση με τα άνω άκρα, ενώ υπάρχει καλός έλεγχος της κεφαλής. Μόνο ένα μικρό ποσοστό περιπτώσεων αυτής της κατηγορίας είναι μη περιπατητικά, αν και η βάδιση εμφανίζεται καθυστερημένα και χαρακτηρίζεται από βηματισμό στις μύτες των ποδιών με λυγισμένα ισχία. Ελαφριά αδεξιότητα εμφανίζεται στα χέρια, όπως επίσης και στο συντονισμό χεριών και ματιών, το οποίο είναι δυνατόν να οδηγήσει σε δυσκολίες στο γράψιμο καθώς και σε άλλες δεξιότητες οι οποίες απαιτούν τη χρήση των χεριών.
- ✚ Τετραπληγία. Στην τετραπληγία υπάρχει βλάβη και στα δυο ημισφαίρια του εγκεφάλου, επομένως, επηρεάζεται ολόκληρο το σώμα του παιδιού αφού εμπλέκονται και τα τέσσερα άκρα. Επίσης, εμφανίζονται σημαντικές δυσκολίες σε όλα τα είδη κίνησης, συμπεριλαμβανομένων των χεριών, των ποδιών καθώς και του κορμού και ταυτόχρονα υπάρχει γενικευμένη αύξηση του μυϊκού τόνου, ενώ υφίσταται πρόβλημα και στην κατάποση, στο μάσημα, στο συντονισμό των ματιών καθώς και στο λόγο. Κάποια από τα παιδιά ίσως να μην μιλήσουν και ποτέ, ενώ συνοδά προβλήματα είναι δυνατόν να αφορούν τη νοητική υστέρηση καθώς και τις επιληπτικές κρίσεις.

Σε αυτό το σημείο πρέπει να σημειωθεί ότι ο όρος «πληγία», ο οποίος σημαίνει πλήρης απώλεια της μυϊκής δύναμης για κίνηση (σοβαρή παράλυση), μπορεί να αντικατασταθεί από τον όρο «πάρεση» (όπως για παράδειγμα τετραπάρεση), ο οποίος αναφέρεται σε μερική μυϊκή αδυναμία και κατά συνέπεια σε μικρότερο βαθμό σπαστικότητας. Παρ' όλα αυτά, στη βιβλιογραφία και στην κλινική πρακτική, οι όροι αυτοί χρησιμοποιούνται κατ' εναλλαγή χωρίς καμία εννοιολογική διαφορά (Novak, 2014).

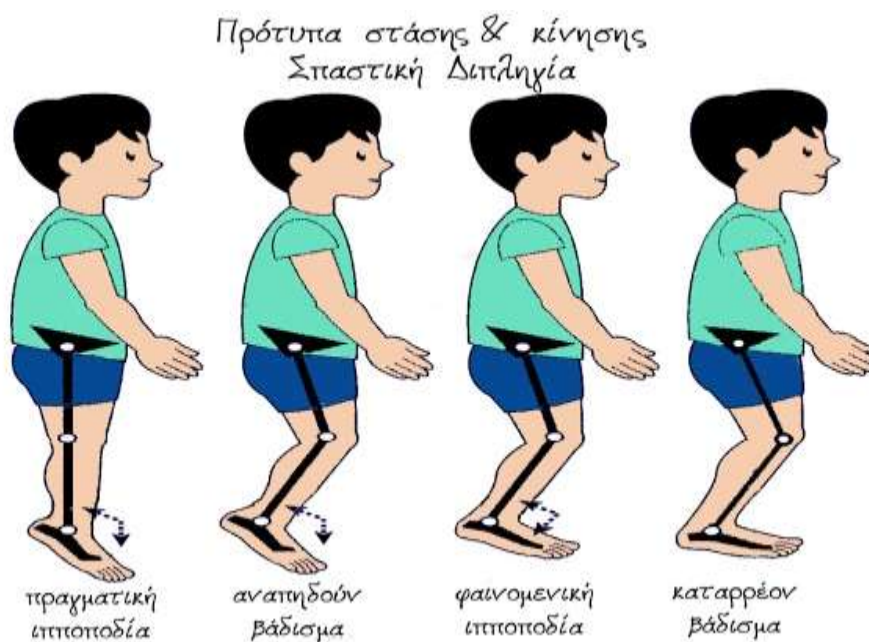


Εικόνα_1: Κατηγοριοποίηση σε ποσοστά των ατόμων με σπαστική εγκεφαλική παράλυση.

Από τα άτομα με σπαστική εγκεφαλική παράλυση, το 39% εμφανίζει ημιπληγία, το 38% παρουσιάζει διπληγία, ενώ το 23% έχει τετραπληγία. Από τα παιδιά με σπαστική τετραπληγία μόνο το 24% περπατάει (με ή χωρίς βοήθημα), ενώ το υπόλοιπο 76% χρησιμοποιεί αναπηρικό αμαξίδιο. Αντίθετα, το 98% των παιδιών με σπαστική διπληγία βαδίζει (με ή χωρίς βοήθημα) και μόνο το 2% καταλήγει σε αναπηρικό αμαξίδιο (Εικόνα_1) (Σκουτέλης και συν., 2020).

Υπάρχει μία διαφωνία μεταξύ των κλινικών σχετικά με τον ορισμό της διπληγίας και σε ορισμένες περιπτώσεις, μία εμφανής αδυναμία διάκρισης μεταξύ

διπληγίας και τετραπληγίας και γενικότερα ύπαρξης σαφή και αξιόπιστου καθορισμού της τετραπληγίας, όταν παρουσιάζει μεγαλύτερη επιβάρυνση του ενός ή των δύο άκρων ή της μίας πλευράς του σώματος. Για το λόγο αυτό η Ευρωπαϊκή Επιτήρηση της Εγκεφαλικής Παράλυσης (Surveillance of Cerebral Palsy in Europe) υιοθέτησε τους πιο απλούς και πρακτικούς όρους αμφίπλευρη σπαστική εγκεφαλική παράλυση (προσβολή και των δύο πλευρών του σώματος) και μονόπλευρη σπαστική εγκεφαλική παράλυση (ημιπληγία-προσβολή της μίας πλευράς του σώματος) (Novak, 2014).



Εικόνα_2: Εικονική παρουσίαση των προτύπων κίνησης στην σπαστική διπληγία.

Η σπαστικότητα δημιουργεί μύες άκαμπτους και σφικτούς, που αντιστέκονται στη διάταση και επιμήκυνση, ενώ τείνουν να παραμένουν σε θέσεις βράχυνσης και να επιφέρουν μικρές σε εύρος στερεοτυπικές κινήσεις, οδηγώντας σε χαρακτηριστικά πρότυπα στάσης και κίνησης. Προκαλείται από βλάβες του πυραμιδικού δεματίου και των παραπυραμιδικών κινητικών οδών. Στην αμφίπλευρη σπαστική εγκεφαλική παράλυση τα πιο κοινά πρότυπα που συναντώνται είναι η πραγματική ιπποποδία (στάση και βάδιση στις μύτες με εκτεταμένα γόνατα και ισχία), το αναπηδούν βάδισμα (ιπποποδία με κάμψη γονάτων και ισχίων), η φαινομενική ιπποποδία (φυσιολογικός εύρος ραχιαίας κάμψης με υπέρμετρη κάμψη ισχίων και γονάτων) και το βάδισμα με κεκαμένο γόνατο (crouch gait) (υπέρμετρη ραχιαία κάμψη με

υπέρμετρη κάμψη ισχίων και γονάτων). Αντίστοιχα, η σπαστική ημιπληγία μπορεί να εμφανίζει: τύπου 1 (πτώση άκρου ποδός μόνο στη φάση αιώρησης), τύπου 2 (πραγματική ιπποποδία με εκτεταμένο ισχίο και το γόνατο σε ουδέτερη θέση (2α) ή ανάκυρτο (2β)), τύπου 3 (αναπηδούν βάδισμα, δηλαδή ιπποποδία με κάμψη γόνατος και ισχίου) και τύπου 4 (αναπηδούν βάδισμα με επιπλέον προσαγωγή και έσω στροφή ισχίου) (Εικόνα_2) (Novak, 2014).

Ο περιορισμός του εύρους κίνησης των αρθρώσεων και η παραμονή των μυών σε θέση βράχυνσης για παρατεταμένες χρονικές περιόδους, εξαιτίας της σπαστικότητας και της μυϊκής αδυναμίας, προξενούν δευτερογενείς δομικές και μηχανικές μεταβολές στους σπαστικούς μύες (ακόμα και στα θυλακοσυνδεσμικά στοιχεία) που προοδευτικά αναπτύσσουν πραγματικές μυϊκές βραχύνσεις και περιγράφονται ως (μυο)στατικές συγκάμψεις. Οι δευτεροπαθείς αυτές μυοσκελετικές αλλαγές στο αναπτυσσόμενο σώμα του παιδιού επιδρούν αρνητικά στην κινητική του εξέλιξη και λειτουργία. Ουσιαστικά, η σπαστικότητα εκδηλώνεται ως έντονη αντίσταση ή, με άλλα λόγια, μάγκωμα (catch), στην παθητική διάταση του μυός. Όσο πιο γρήγορα ο μυς διατείνεται, τόσο πιο έντονο μυοστατικό αντανακλαστικό εκλύεται. Η σπαστικότητα είναι γενικά ορατή ως σφίξιμο ή δυσκαμψία. Η αρχική αντίσταση που συναντάται, ακολουθείται από μία ξαφνική αίσθηση χαλάρωσης, ένα φαινόμενο που αποκαλείται «αντίδραση δίκην σουγιά». Το σπαστικό μάγκωμα γίνεται καμιά φορά αισθητό κατά την έναρξη μίας κίνησης. Το τονικό μυοστατικό αντανακλαστικό εντοπίζεται πιο συχνά στους αντιβαρυντικούς μύες, δηλ. καμπτήρες άνω άκρων και εκτείνοντες κάτω άκρων), απ' ό,τι στους ανταγωνιστές τους. Η σπαστικότητα μπορεί να αλλάζει ανάλογα με την κατάσταση εγρήγορσης του παιδιού, τη δραστηριότητα ή τη στάση (Novak, 2014).

Η αθέτωση ορίζεται ως «μια βραδεία, συνεχής, κυματοειδής, ακούσια σκωληκοειδή και διαρκώς μεταβαλλόμενη κίνηση, η οποία παρεμποδίζει τη διατήρηση μιας σταθερής στάσης. Προσβάλλει κυρίως τα περιφερικά τμήματα των άκρων (άνω και κάτω άκρα), αλλά και τον κορμό και τον αυχένα ή κεντρικά στο πρόσωπο και το στόμα (γλώσσα). Εμφανίζεται κυρίως κατά τη μεσότητα του εύρους κίνησης των άκρων κάνοντας τες δύσκολες λόγω της έλλειψης σταθερότητας της στάσης. Στην αθέτωση επηρεάζονται συνεχώς οι ίδιες περιοχές του σώματος. Η

αθέτωση εμφανίζεται περίπου στο 25% των περιπτώσεων εγκεφαλικής παράλυσης και δεν συναντάται συνήθως πριν τους 18 μήνες ζωής, καθώς εξαρτάται από την ωρίμανση του εγκεφάλου. Λόγω της δυσκολίας που έχουν να ελέγξουν τους μύες που οδηγούν στην παραγωγή του λόγου, η ομιλία τους δεν είναι κατανοητή ενώ μπορεί να επηρεάζεται αρνητικά και η ακοή (Σκουτέλης και συν., 2020).

Μία άλλη μορφή κινητικής διαταραχής αποτελεί και η *αταξία*, η οποία απαντά σχεδόν στο 4% των περιπτώσεων της ΕΠ. Εκδηλώνεται τυπικά σε παρεγκεφαλιδικές βλάβες και συχνά προσβάλλει όλο το σώμα. Στην αταξία παρατηρείται έλλειψη συντονισμού και ελέγχου των εκούσιων κινήσεων ιδιαίτερα στην έναρξη τους και την διαταραχή της ισορροπίας του σώματος στη στάση και τη βάδιση. Σαν ορισμός εκλαμβάνεται ως «η ανικανότητα παραγωγής της φυσιολογικής ή αναμενόμενης τροχιάς εκούσιας κίνησης, η οποία δεν μπορεί να αποδοθεί σε αδυναμία ή ακούσια μυϊκή δραστηριότητα στις προσβεβλημένες αρθρώσεις». Στην αταξία υπάρχει προδιάθεση για ήπια έως μέτρια υποτονία, ενώ οι εκούσιες κινήσεις εκτελούνται με παθολογικό ρυθμό (δυσδιαδοχοκίνησια) και ακρίβεια (δυσμετρία), εμφανίζοντας δυσσυνεργία (διάσπαση πολυαρθρικής κίνησης) και τρόμο στον τελικό σκοπό (Σκουτέλης και συν., 2020).

Τα παιδιά δυσκολεύονται στην ταυτόχρονη σύσπαση των μυών, με αποτέλεσμα οι κινήσεις τους να έχουν τα εξής χαρακτηριστικά: διακοπή μετά ή πριν τον στόχο, ταλάντωση σε μια διατηρούμενη στάση και στάση με ευρεία βάση σε θέση φόρτισης και κατά τη βάδιση, ώστε να διασφαλιστεί σταθερότητα (O' Sullivan, & Brady, 2020). Επίσης, συνήθως χαρακτηρίζονται από διπληγική κατανομή, με τον κορμό και τα κάτω άκρα να πλήττονται σε μεγαλύτερο βαθμό (Σκουτέλης και συν., 2020).

Η *υποτονία* είναι μια εξαιρετικά σπάνια μορφή εγκεφαλικής παράλυσης η οποία εμφανίζεται σε ποσοστό λιγότερο από το 1% των περιπτώσεων και συχνά συνδυάζεται με άλλες μορφές. Κύριο χαρακτηριστικό της είναι η ελάττωση του μυϊκού τόνου με αποτέλεσμα την υπερεκτασιμότητα των άκρων και τη γενική αδυναμία των μελών. Τα νεογνά αυτής της κατάστασης παρουσιάζουν αδυναμία, ατονία καθώς και φτωχές ικανότητες θηλασμού, ενώ κάποιες φορές παρουσιάζεται καθυστέρηση της ανάπτυξης, χωρίς παρ' όλα αυτά, να εμφανίζεται διαταραχή του

μυϊκού συντονισμού. Η δυσκινησία εκδηλώνεται τον δεύτερο με τρίτο χρόνο της ζωής, η αταξία διαγιγνώσκεται συνήθως όταν το παιδί βαδίζει ή η συλληπτική του ικανότητα αναμένεται πιο ακριβής, ενώ η σπαστικότητα εμφανίζεται τους πρώτους μήνες, ξεκινώντας συνήθως από τα απώτερα τμήματα και σταδιακά προς τα εγγύτερα τμήματα των άκρων. Υπάρχουν, επίσης, βρέφη και παιδιά με υποτονία κορμού και υπερτονία/σπαστικότητα άνω και κάτω άκρων, δίνοντας την εικόνα μικτού τόνου. Παρά ταύτα, η ταξινόμηση της υποτονίας δεν χαίρει ευρείας αποδοχής. Τα περισσότερα παιδιά που διαγιγνώσκονται με υποτονία έχουν νοητική και γενικευμένη αναπτυξιακή καθυστέρηση, καθώς και γενετικά σύνδρομα, όπως για παράδειγμα Down και Prader-Willi, γεγονός που τα αποκλείει από την κατηγορία της υποτονικής ΕΠ. Σημειωτέον ότι η Ευρωπαϊκή ταξινόμηση περιλαμβάνει την υποτονία μόνο όταν συνυπάρχει με την αταξία, ενώ στην Αυστραλιανή ταξινόμηση, η υποτονία θεωρείται υποτύπος της ΕΠ μόνο εφόσον δεν οφείλεται σε νοητική καθυστέρηση (Bangash et al., 2014).

Τέλος, οι μικτές μορφές αναφέρονται στο 10% έως 20% των περιπτώσεων της εγκεφαλικής παράλυσης και είναι δυνατόν να παρουσιάζονται όταν για παράδειγμα ένα παιδί μπορεί να εμφανίζει χαρακτηριστικά αθέτωσης σε συνδυασμό με κάποια μορφή σπαστικότητας ή ένα παιδί με σπαστικότητα μπορεί να εμφανίζει κάποιες ακούσιες κινήσεις (O’ Sullivan & Brady, 2020). Συνήθως, τα κάτω άκρα εμφανίζουν σπαστικότητα, ενώ τα άνω άκρα εμφανίζουν κάποιες αθετοειδείς κινήσεις. Στα παιδιά η εμφάνιση μίξης σπαστικότητας και δυστονίας ενδέχεται να είναι πιο συχνή από την εμφάνιση αμιγούς σπαστικότητας ή δυστονίας (Larsen et al., 2017). Εντούτοις, η χρήση του όρου δεν ενδείκνυται, παρά μόνο όταν δεν κυριαρχεί κανένας υποτύπος ΕΠ. Σε περίπτωση ύπαρξης και άλλης νευροκινητικής διαταραχής συνιστάται να αναφερθεί ως δευτερογενής της κύριας διάγνωσης. Παραδείγματος χάριν, η δυστονική στάση του άνω άκρου σε ένα παιδί με σπαστική ΕΠ δεν αρκεί για να ταξινομηθεί το παιδί στη δυστονική ΕΠ, όμως η δυστονική στάση του κορμού, της κεφαλής και των άνω άκρων, με εκδήλωση σπαστικότητας στα κάτω άκρα, θα μπορούσε να θεωρηθεί κυρίαρχο νευρολογικό σημείο και, συνεπώς, η εν λόγω κινητική διαταραχή να χαρακτηριστεί ως δυστονική ΕΠ (Patel et al., 2020).

1.4 Κλινική σημασία της ανάλυσης βάδισης

Η βάδιση αφορά τον τρόπο μετακίνησης με τη χρήση των δύο κάτω άκρων, κατά τον οποίο τουλάχιστον ένα πόδι βρίσκεται πάντα σε επαφή με το έδαφος και κάθε σκέλος προσφέρει εναλλασσόμενα προώθηση και υποστήριξη. Προκειμένου η βάδιση να θεωρείται επιτυχημένη χρειάζεται να πληροί συγκεκριμένες προϋποθέσεις (Wallard et al., 2012). Σε αυτές τις προϋποθέσεις εντάσσονται τα εξής συστατικά στοιχεία της βάδισης (Patel et al., 2020):

Προώθηση: η οποία αφορά την ικανότητα του ατόμου να παράγει, να διατηρεί καθώς και να τερματίζει τον βασικό κύκλο μετακίνησης συντονίζοντας και ενεργοποιώντας προτυποποιημένα τα κάτω σκέλη και τον κορμό με σκοπό να προωθηθεί το σώμα προς την επιλεγθείσα κατεύθυνση.

Στατικός Έλεγχος: ο οποίος αφορά την ικανότητα διατήρησης της δυναμικής σταθερότητας του σώματος που βρίσκεται εν κινήσει, δια μέσω του κατάλληλου στατικού προσανατολισμού μεταξύ των τμημάτων του σώματος, σύμφωνα με τις συνθήκες του περιβάλλοντος, με σκοπό την υπερνίκηση της βαρύτητας και την απόκριση σε διαταράξεις αναμενόμενες και μη.

Προσαρμογή: η οποία αφορά την διαμόρφωση του προτύπου μετακίνησης προκειμένου να επιτευχθούν οι στόχοι σε ρεαλιστικά περιβάλλοντα, όπως για παράδειγμα για την ανταπόκριση στις απαιτήσεις του εδάφους ή την αποφυγή εμποδίου, διαμορφώνεται το πρότυπο μετακίνησης μέσω της τροποποίησης της ταχύτητας. Η μελέτη της προσαρμοστικότητας φέρνει στην επιφάνεια τη σημασία της κατανόησης ανθρώπινης βάδισης, όχι απλά ως την παραγωγή βασικών προτύπων βάδισης αλλά ως μια επιδέξια κινητική συμπεριφορά.

Η βάδιση είναι μια εγγενώς ασταθής δραστηριότητα για την οποία απαιτείται ένας υψηλός βαθμός νευρωνικού ελέγχου. Στο πλαίσιο της παραγωγής κίνησης εντός των περιορισμών που πηγάζουν από την εμβιομηχανική του ανθρώπινου σώματος, το Κεντρικό Νευρικό Σύστημα χρειάζεται να συνθέσει ένα πρότυπο μετακίνησης, να διαμορφώσει τις προωθητικές δυνάμεις, να υπερνικήσει τις βαρυτικές δυνάμεις και να διαχειριστεί τις οπτικές, ιδιοδεκτικές και αιθουσαίες αισθητικές πληροφορίες, Αυτό

συμβαίνει σε χρονικό διάστημα χιλιοστών του δευτερολέπτου, ενώ συνήθως το άτομο εκτελεί ταυτόχρονα και επιπλέον δραστηριότητα (Patel, et al., 2020).

Όσον αφορά την ανάλυση της βάδισης αυτή σχετίζεται με την παρατήρηση και τη μέτρηση των σχετικών συστατικών στοιχείων του κύκλου βάδισης. Ένας πλήρης κύκλος βάδισης ορίζεται από το σημείο επαφής του ενός ποδιού με το έδαφος μέχρι την επόμενη φορά που το ίδιο πόδι θα έρθει και πάλι σε επαφή με το έδαφος για την εκτέλεση του επόμενου βήματος (Steele et al., 2019). Η απλή ανάλυση της βάδισης αφορά την παρατήρηση πολλών κύκλων βάδισης ενός ανθρώπου που περπατά συνεχώς (Wallard et al., 2014).

Ο κύκλος βάδισης αναλύεται στη φάση στάσης, κατά την οποία το ένα πόδι βρίσκεται σε επαφή με το έδαφος (αποτελεί το 60% του κύκλου), στη φάση αιώρησης, στην οποία το ένα πόδι δεν βρίσκεται καθόλου σε επαφή με το έδαφος (αντιπροσωπεύει το 20% του κύκλου) και στη διπλή στήριξη που αφορά δύο σύντομες περιόδους ενός πλήρους κύκλου, κατά τις οποίες είναι και τα δύο κάτω άκρα σε επαφή με το έδαφος (Holt & Mikati 2011).

Στη φάση στάσης, το πόδι που είναι σε επαφή με το έδαφος δεν καταρρέει χάρη στην επιστράτευση των εκτεινόντων μυών και την εμφάνιση των εμβιομηχανικών ευθυγραμμίσεων που υποδέχονται το σωματικό βάρος. Κατά τη διάρκεια αυτής της φάσης και της φάσης της διπλής στήριξης, η μάζα του σώματος ωθείται προς τα εμπρός πάνω από το οδηγό κάτω άκρο και πέρα από τα όρια της πρόσθιας σταθερότητας. Την ώρα λοιπόν που το σώμα κινείται πάνω από τη μικρή και μεταβαλλόμενη βάση στήριξης οι στατικές προσαρμογές είναι απαραίτητες και προκειμένου να αποτραπεί η πτώση εκτελείται βήμα μπροστά από το κέντρο μάζας (Holt & Mikati 2011).

Συνεπακόλουθα, στη φάση αιώρησης, το πίσω και αποφορτισμένο πόδι κινείται προς τα εμπρός αιωρούμενο πάνω από το έδαφος. Ταυτόχρονα, ρυθμίζεται με προσοχή η τροχιά του σκέλους με σκοπό να τοποθετηθεί με ασφάλεια και ακρίβεια στο έδαφος κατά την πρώτη του επαφή. Ο έλεγχος του βλέμματος αποτελεί έναν κρίσιμο παράγοντα εκτέλεσης δραστηριοτήτων που απαιτούν την ακριβή τοποθέτηση

ή την στροφή του κάτω άκρου. Τουλάχιστον το 50% των δραστηριοτήτων της καθημερινότητας απαρτίζονται από βήματα με στροφή (Holt & Mikati 2011).

Οι όροι για την αξιολόγηση και την περιγραφή των φάσεων του κύκλου βάρδισης και των θέσεων του άκρου πόδα ορίζονται στον ακόλουθο Πίνακα_1 (Lennon et al., 2020).

Πίνακας_1.

ΣΗΜΑΝΤΙΚΕΣ ΦΑΣΕΙΣ ΤΟΥ ΚΥΚΛΟΥ ΒΑΔΙΣΗΣ – ΟΡΟΛΟΓΙΑ	
ΦΑΣΗ ΣΤΑΣΗΣ	
Αρχική επαφή	Το σημείο του κύκλου βάρδισης στο οποίο το πόδι που οδηγεί ακουμπάει το έδαφος για την έναρξη της φάσης στάσης
Αντίδραση φόρτισης	Η πρώτη περίοδος διπλής στήριξης η οποία ξεκινάει από την αρχική επαφή και ολοκληρώνεται στο αρχικό 10% του κύκλου βάρδισης. Η υποενότητα αυτή έχει γίνει γνωστή και με την ονομασία «υποδοχή βάρους»
Μέση στάση	Το πρώτο μισό της μονής στήριξης, από τη στιγμή που το κάτω άκρο που έπεται αφήνει το έδαφος μέχρι την ευθυγράμμιση του σωματικού βάρους με το πρόσθιο τμήμα του ποδιού του υποστηρικτικού σκέλους που οδηγεί
Τελική στάση	Περίπου το 40% της φάσης στάσης, καθώς το κάτω άκρο που οδηγεί βρίσκεται σε μονή στήριξη
Προαιώρηση (ώθηση)	Το τελικό 10% της φάσης στάσης, σε διπλή στήριξη, από τη στιγμή έναρξης της αρχικής επαφής του αντίθετου κάτω άκρου μέχρι την άρση δακτύλου του υπό παρακολούθηση σκέλους

**ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΕΣ ΜΕΤΑΒΟΛΕΣ ΤΗΣ ΒΑΔΙΣΗΣ, ΚΑΤΑ ΤΑ ΣΤΑΔΙΑ ΤΗΣ ΑΝΑΠΤΥΞΗΣ,
ΣΕ ΠΑΙΔΙΑ ΜΕ ΕΓΚΕΦΑΛΙΚΗ ΠΑΡΑΛΥΣΗ»
“BIOMECHANICAL CHANGES OF GAIT IN STAGES OF DEVELOPMENT IN CHILDREN
WITH CELEBRAL PALSY”**

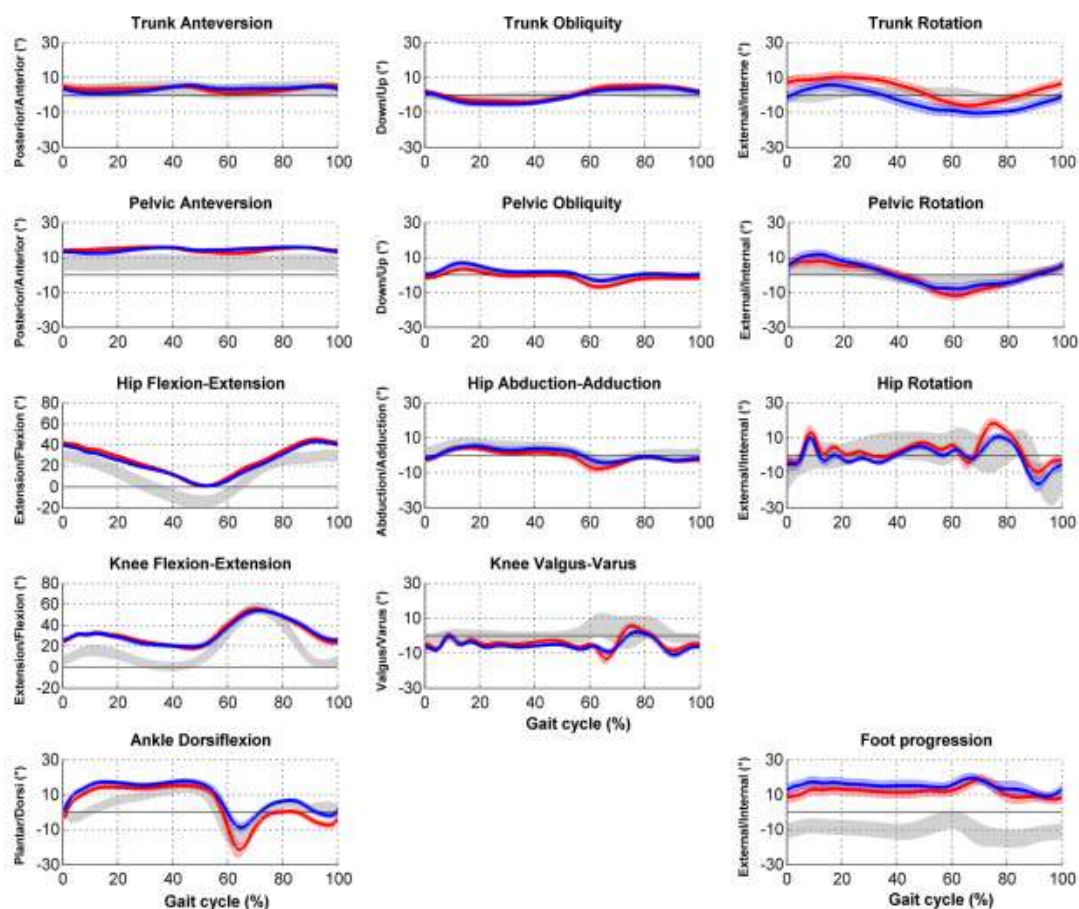
ΦΑΣΗ ΑΙΩΡΗΣΗΣ	
Αρχική αιώρηση	Το αρχικό $\frac{1}{3}$ της φάσης αιώρησης, από την άρση δακτύλου μέχρι το αιωρούμενο κάτω άκρο να έρθει δίπλα στο σκέλος που υποστηρίζει
Μέση αιώρηση	Η μέση φάση της αιώρησης, από τότε που το αιωρούμενο σκέλος βρίσκεται δίπλα στο υποστηρικτικό άκρο μέχρι τη στιγμή που η κνήμη γίνεται κατακόρυφη
Τελική αιώρηση	Το τελευταίο $\frac{1}{3}$ της φάσης αιώρησης, από τη στιγμή στην οποία η κνήμη βρίσκεται κατακόρυφα μέχρι την αρχική επαφή με το έδαφος
ΑΛΛΟΙ ΣΥΧΝΑ ΧΡΗΣΙΜΟΠΟΙΟΥΜΕΝΟΙ ΟΡΟΙ	
Διπλή στήριξη	Το χρονικό διάστημα στο οποίο και τα δύο πόδια είναι σε επαφή με το έδαφος. Αυτό συμβαίνει στην αρχή της φάσης στάσης και ξανά στο τέλος αυτής (όταν είναι υπό παρατήρηση το ένα σκέλος). Πρόκειται για ένα κρίσιμο σημείο όσον αφορά τη μεταφορά του σωματικού βάρους από το ένα κάτω άκρο στο άλλο. Σε έναν πλήρη κύκλο βάδισης τα δύο στάδια της διπλής στήριξης αντιστοιχούν το καθένα σε περίπου 10% του συνολικού κύκλου
Μονή στήριξη	Το χρονικό διάστημα που το ένα μόνο πόδι βρίσκεται σε επαφή με το έδαφος και ισούται με τη φάση αιώρησης του άλλου άκρου
Τελική επαφή	Η στιγμή που το ένα πόδι αφήνει το έδαφος – το τέλος της φάσης στάσης και η αρχή της φάσης αιώρησης
Άρση δακτύλου	Όταν το δάχτυλο αφήνει το έδαφος κατά την τελική επαφή του (στο τέλος της φάσης στάσης)
Επίπεδο πόδι	Η στιγμή κατά τη φάση στάσης που το πόδι είναι επίπεδο
Άρση πτέρνας	Η στιγμή της φάσης στάσης που η πτέρνα αφήνει το έδαφος

**ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΕΣ ΜΕΤΑΒΟΛΕΣ ΤΗΣ ΒΑΔΙΣΗΣ, ΚΑΤΑ ΤΑ ΣΤΑΔΙΑ ΤΗΣ ΑΝΑΠΤΥΞΗΣ,
ΣΕ ΠΑΙΔΙΑ ΜΕ ΕΓΚΕΦΑΛΙΚΗ ΠΑΡΑΛΥΣΗ»**
**“BIOMECHANICAL CHANGES OF GAIT IN STAGES OF DEVELOPMENT IN CHILDREN
WITH CELEBRAL PALSY”**

Επαφή πτέρνας	Στην τυπική βάδιση ο όρος «επαφή πτέρνας» μπορεί να χρησιμοποιηθεί αντί της «αρχικής επαφής». Στην παθολογική βάδιση συχνά δεν υπάρχει επαφή της πτέρνας, επομένως η αρχική επαφή είναι πιο κατάλληλος όρος αρκεί να επισημαίνεται η απουσία επαφής της πτέρνας
Προώθηση	Το χρονικό διάστημα στη φάση στάσης, που η ροπή των πελματιαίων καμπτήρων μαζί με την παραγόμενη ισχύ τους προωθούν το μέλος προς τη φάση αιώρησης
Μήκος βήματος	Η απόσταση του σημείου επαφής του ενός ποδιού με το πρώτο σημείο επαφής του άλλου ποδιού
Χρόνος βήματος Step time	Η χρονική διάρκεια μεταξύ διαδοχικών σημείων επαφής αντίθετων ποδιών (δηλαδή, ο χρόνος σε ένα βήμα)
Εύρος βήματος Step width	Η απόσταση σε μεσο-πλευρική κατεύθυνση (medio-lateral direction) μεταξύ δύο ποδιών
Χρόνος διασκελισμού Stride time	Η χρονική διάρκεια μεταξύ διαδοχικών σημείων επαφής του ίδιου ποδιού (δηλαδή, ο χρόνος για δύο βήματα).
Μήκος Διασκελισμού	Η απόσταση μεταξύ δύο διαδοχικών σημείων επαφής του ίδιου ποδιού
Εύρος διασκελισμού	Η εγκάρσια απόσταση μεταξύ των δύο ποδιών. Για τη μέτρηση χρησιμοποιείται το μέσο σημείο κάθε πτέρνας
Συχνότητα	Ο αριθμός βημάτων ανά συγκεκριμένο χρόνο (βήματα/λεπτό)
Ταχύτητα	Η απόσταση που διανύεται εντός συγκεκριμένου χρόνου (m/s)
Σκέλος το οποίο οδηγεί	Το κάτω άκρο που βρίσκεται εμπρός, όπως για παράδειγμα το άκρο που ξεκινά πρώτο να κινηθεί πάνω από ένα εμπόδιο
Σκέλος το οποίο ακολουθεί	Το κάτω άκρο που έπεται, όπως για παράδειγμα το άκρο το οποίο διασχίζει τελευταίο ένα εμπόδιο από πάνω

Όσον αφορά την κινηματική ανάλυση, αυτή χρησιμοποιείται για τη μέτρηση της μέσης κίνησης των αρθρώσεων (όπως για παράδειγμα μέσω της βιντεοσκόπησης) κατά τη βάδιση, ανεξάρτητα από τις δυνάμεις οι οποίες δρουν εξωτερικά και εσωτερικά στο σώμα. Συλλέγονται λοιπόν κινηματικά δεδομένα που αντιστοιχούν στην κίνηση του σώματος η οποία περιγράφεται από τις γωνιακές διαφοροποιήσεις των αρθρώσεων του άκρου πόδα, του γόνατος, του ισχίου, της λεκάνης και του κορμού. Η γνώση αυτή των μέσων τιμών των γωνιών στα στάδια του κύκλου βάδισης προσφέρει σημαντικές πληροφορίες για την παρατηρητική αξιολόγηση. Κατά την βάδιση λαμβάνουν χώρα κινήσεις σε τρία επίπεδα: στο οβελιαίο η κάμψη - έκταση, στο μετωπιαίο η απαγωγή - προσαγωγή και στο εγκάρσιο επίπεδο η έσω και έξω στροφή (Lennon et al., 2020). Οι μεγαλύτερες γωνιακές μεταβολές σημειώνονται στο οβελιαίο επίπεδο (Wallard et al., 2014).

Εικόνα_3: Παράδειγμα κινηματικών δεδομένων από κλινική ανάλυση βάδισης ασθενή με αμφοτερόπλευρη σπαστική εγκεφαλική παράλυση.



Ένα τυπικό πρότυπο βάδισης φαίνεται πως είναι σταθερό ως προς τις κινηματικές μελέτες, εντούτοις η υποκείμενη μυϊκή δραστηριότητα είναι δυνατόν να ποικίλει τόσο μεταξύ των ατόμων όσο και στις μετρήσεις του ίδιου του ατόμου, για παράδειγμα μπορεί να διαφοροποιούνται στοιχεία όπως η ταχύτητα συστολής ή η κόπωση (Lennon et al., 2020). Η συστολή και η χαλάρωση των μυών γίνεται με ένα συντονισμένο και επαναλαμβανόμενο μοτίβο προτυποποιημένης ενεργοποίησης, όμως υπάρχει ένας βαθμός ευελιξίας ως προς την επιστράτευση των μυών, εφόσον χρειαστεί. Πιο συγκεκριμένα, υπάρχει η δυνατότητα ένας μυς ή μια μυϊκή ομάδα να αναλάβουν τη λειτουργία ενός μυός που βρίσκεται εκτός λειτουργίας (Wallard, et al., 2014).

Με τον όρο «κινητική» γίνεται αναφορά στις δυνάμεις που εφαρμόζονται από τον άνθρωπο κατά τη βάδιση του. Αυτές οι πληροφορίες αντιστοιχούν στις δυνάμεις αντίδρασης του εδάφους, τις ροπές και την ισχύ κάθε άρθρωσης, τις μάζες και τις επιταχύνσεις. Για τον υπολογισμό των παραπάνω ζητούμενων χρησιμοποιείται κατάλληλος εξοπλισμός όπως για παράδειγμα το δυναμοδάπεδο (Patel et al., 2020).

Οι δυνάμεις αντίδρασης του εδάφους (ΔΑΕ), είναι οι δυνάμεις που ασκούνται από το πάτωμα στο πόδι. Οι ΔΑΕ ισούνται με την με την οριζόντια και κατακόρυφη επιτάχυνση και επιβράδυνση του κέντρου μάζας του σώματος κατά την υποδοχή του σωματικού βάρους. Όταν το άτομο στέκεται όρθιο η ΔΑΕ είναι ίση και αντίθετη με το βάρος του και δρα μόνο σε κατακόρυφη κατεύθυνση (Lennon et al., 2020). Ωστόσο, κατά τη βάδιση υπάρχει και οριζόντια και κατακόρυφη ΔΑΕ (Colver, Fairhurst & Pharoah, 2014).

Τέλος, σύμφωνα με τον κύκλο βάδισης στα χωροχρονικά στοιχεία, εκτός από τις πληροφορίες οι οποίες χαρακτηρίζουν τη συνολική βάδιση συγκαταλέγονται και ξεχωριστά δεδομένα αναφορικά με το δεξί και το αριστερό σκέλος. Τα δύο πιο διαδεδομένα χωροχρονικά χαρακτηριστικά αποτελούν η ταχύτητα βάδισης (m / s) και η συχνότητα βάδισης (βήμα / min). Τα χαρακτηριστικά τα οποία σχετίζονται με τον χώρο είναι το μήκος διασκελισμού (m ή cm), το πλάτος βήματος (m ή cm), το μήκος βήματος (m ή cm) και η ευθυγράμμιση των πελμάτων(μοίρες). Ο χρόνος διασκελισμού (ms), ο χρόνος βήματος (ms), η φάση στάσης (%), η φάση αιώρησης (%), η μονή στήριξη (%) και η διπλή στήριξη (%) για το δεξί και το αριστερό κάτω

**ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΕΣ ΜΕΤΑΒΟΛΕΣ ΤΗΣ ΒΑΔΙΣΗΣ, ΚΑΤΑ ΤΑ ΣΤΑΔΙΑ ΤΗΣ ΑΝΑΠΤΥΞΗΣ,
ΣΕ ΠΑΙΔΙΑ ΜΕ ΕΓΚΕΦΑΛΙΚΗ ΠΑΡΑΛΥΣΗ»
“BIOMECHANICAL CHANGES OF GAIT IN STAGES OF DEVELOPMENT IN CHILDREN
WITH CELEBRAL PALSY”**

άκρο κατατάσσονται στα χρονικά χαρακτηριστικά (Armand, Decoulon & Bonnefoy – Mazure, 2016).

Εικόνα_4: Παράδειγμα χωροχρονικών δεδομένων από κλινική ανάλυση βάδισης ασθενή με αμφοτερόπλευρη σπαστική εγκεφαλική παράλυση

<i>Parameters</i>	<i>Left side</i>	<i>Right Side</i>	<i>Normal</i>
Gait speed (m / s)	0.88 + - 0.55	0.88 + - 0.55	1.1 - 1.3
Cadence (step / min)	107.36 + - 3.45	107.42 + - 3.49	110 - 130
Step length (m)	0.51 + - 0.02	0.47 + - 0.03	0.65 – 0.75
Step width (m)	+ -	0.15 + - 0.03	0.05 – 0.15
Stance phase (%)	+ -	62.42 + - 1.64	55 - 65
Step time (s)	+ -	0.56 + - 0.02	0.45 – 0.55
Cycle time (s)	+ -	1.12 + - 0.04	0.9 - 1.1
Cycle length (m)	+ -	0.98 + - 0.03	1.4 – 1.6
Single support (%)	+ -	39.33 + - 1.36	40 – 50
Double support (%)	+ -	23.1 + - 2.89	10 - 20

Η ταχύτητα βάδισης αποτελεί μια από τις σημαντικότερες παραμέτρους για τον προσδιορισμό της λειτουργικής ικανότητας και είναι δυνατόν να χρησιμεύσει στην πρόβλεψη των λειτουργικών εκβάσεων. Στην κλινική ανάλυση της βάδισης η ταχύτητα που υιοθετεί ο ασθενής πρέπει να είναι η ταχύτητα που επιλέγει ο ίδιος προκειμένου να ελαχιστοποιηθεί το επίπεδο μεταβλητότητας της επιτάχυνσης και να εξασφαλιστεί η ομαλή και η ρυθμική κίνηση της λεκάνης και της κεφαλής. Όσον αφορά τους πληθυσμούς διαφορετικής ηλικίας παρατηρείται αύξηση της ταχύτητας όσο η ηλικία μειώνεται (Armand, Decoulon & Bonnefoy – Mazure, 2016).

Οι τρισδιάστατες κινηματικές μετρήσεις σε παιδιά με ΕΠ για την εκτίμηση των αποκλίσεων στο βάδισμα μπορούν να γίνουν μόνο σε εργαστήρια βάδισης χρησιμοποιώντας οπτο-ηλεκτρονικά συστήματα. Εναλλακτικά, ένα αδρανειακό και μαγνητικό σύστημα μέτρησης (IMMS) μπορεί να εφαρμοστεί για περιπατητική παρακολούθηση κίνησης. Πρόσφατα αναπτύχθηκε ένα πρωτόκολλο που ονομάζεται Outwalk για τη μέτρηση της 3D κινηματικής κατά τη βάδιση με IMMS (van den Noort et al., 2013).

Το IMMS έχει τη δυνατότητα να ξεπεράσει τους περιορισμούς των εργαστηριακών οπτο-ηλεκτρονικών συστημάτων. Αποτελείται από μικρές, ελαφριές μονάδες αισθητήρων οι οποίες περιλαμβάνουν μικροσκοπικά τρισδιάστατα επιταχυνσιόμετρα, γυροσκόπια και μαγνητόμετρα. Μέσω αλγορίθμων σύντηξης αισθητήρων, ο προσανατολισμός 3D κάθε μονάδας αισθητήρα μετριέται σε σχέση με ένα παγκόσμιο σύστημα συντεταγμένων (CS). Με το IMMS η κινηματική μπορεί να μετρηθεί σε πραγματικό περιβάλλον εκτός εργαστηρίου. Ως εκ τούτου, η ανάλυση βάδισης είναι εφικτό να βελτιωθεί με τη μέτρηση μεγάλου αριθμού συνεχόμενων κύκλων βάδισης κατά τη διάρκεια του αυθόρμητου περπατήματος, εκτός συγκεκριμένων πλαισίων και με φυσιολογικό άνευ όρων τρόπο (van den Noort, et al., 2013).

Όταν μια μονάδα αισθητήρα του IMMS συνδέεται με ένα τμήμα σώματος, ο ανατομικός προσανατολισμός του τμήματος πρέπει να ληφθεί από τον ορισμό ενός ανατομικού CS σε σχέση με τον τεχνικό του αισθητήρα CS. Η ανατομική βαθμονόμηση του IMMS μπορεί να βασίζεται σε λειτουργικές κινήσεις, στατικές στάσεις αναφοράς και/ή προσεκτική ευθυγράμμιση των μονάδων αισθητήρων με ανατομικές δομές. Έχει προταθεί ένα πρωτόκολλο για την εφαρμογή του IMMS στην ανάλυση βάδισης. Αυτό το πρωτόκολλο, το οποίο ονομάζεται Outwalk, αναπτύχθηκε για χρήση στην κλινική πρακτική. Το Outwalk έχει επικυρωθεί σε σχέση με το πρωτόκολλο σε υγιή άτομα και σε ακρωτηριασμένα άτομα, καθώς και σε παιδιά με ΕΠ (Cutti et al., 2010).

Η βαθμονόμηση στο πρωτόκολλο Outwalk βασίζεται στη λειτουργική κίνηση στο γόνατο, τη στατική στάση (όρθια ή την ύπτια) και την προσεκτική ευθυγράμμιση του αισθητήρα λεκάνης και κνήμης με ανατομικές δομές. Αντίθετα, το πρωτόκολλο

CAST χρησιμοποιεί ανατομικά ορόσημα για να ορίσει το CS του τμήματος. Οι διαφορές στις μετωπικές και εγκάρσιες γωνίες του γόνατος προκαλούνται πιθανώς από τις διαφορές στο CS του μηρού και της κνήμης. Είναι γνωστό ότι η διασταυρούμενη συζήτηση αποτελεί πρωταρχικό μέλημα για την άρθρωση του γόνατος (Cutti et al., 2010).

Για το πρωτόκολλο Outwalk, η εκτέλεση καθαρής κάμψης/έκτασης γόνατος για τον ορισμό του περιφερικού CS μηρού (το περιφερικό CS είναι το τμήμα CS το οποίο χρησιμοποιείται για την περιφερική άρθρωση του τμήματος) μπορεί να είναι πιο δύσκολο για παιδιά με ΕΠ από για υγιή άτομα (ιδιαίτερα σε όρθια στάση), δεδομένου ότι τα παιδιά με ΕΠ έχουν λιγότερη σταθερότητα (με αυξημένο GMFCS), οστικές παραμορφώσεις όπως μηριαία αντιστροφή και στρέψη της κνήμης και συσπάσεις κάμψης γόνατος. Ωστόσο, η χρήση λειτουργικών βαθμονομήσεων θα μπορούσε επίσης να μετριάσει το σφάλμα της διασταυρούμενης ομιλίας, ειδικά όταν υπάρχουν οστικές διαταραχές στα οστά. Τέλος, ο λειτουργικός άξονας είναι δυνατόν να αντιπροσωπεύει καλύτερα τον πραγματικό άξονα περιστροφής γύρω από τον οποίο κινούνται τα τμήματα του σώματος, σε αντίθεση με έναν άξονα ο οποίος ορίζεται από οστεώδη ορόσημα, ειδικά σε περίπτωση οστικής παραμόρφωσης. Σύμφωνα με όσα προαναφέρθηκαν, η εφαρμογή του IMMS είναι κατάλληλη για περιπατητική ανάλυση βάδισης των κύριων γωνιών των αρθρώσεων σε παιδιά με ΕΠ (Cutti et al., 2010).

Ουσιαστικά, με περίπου το 70% των παιδιών με CP να είναι περιπατητικά (Sellier et al., 2016), η ανάλυση βάδισης έχει γίνει ένα απαραίτητο εργαλείο στην εκτίμηση των αποκλίσεων στο βάδισμά τους. Συγκεκριμένα, η τρισδιάστατη ανάλυση βάδισης (3DGA) θεωρείται ως το «χρυσό πρότυπο» στην αξιολόγηση της βάδισης της CP και κατά συνέπεια, έχουν δημιουργηθεί αρκετά συστήματα ταξινόμησης βάδισης (GCS), με βάση τα δεδομένα τα οποία αποκτήθηκαν μέσω του 3DGA (Meldrum et al., 2014, Bonnefoy–Mazure et al., 2013, Williams et al., 2011, Van Gestel et al., 2011). Οι GCS έχουν αναφερθεί ότι βοηθούν στη λήψη κλινικών αποφάσεων (Davids & Bagley, 2014), στη βελτίωση της επικοινωνίας μεταξύ των παρόχων υγειονομικής περίθαλψης και στη σύγκριση του βηματισμού μεταξύ συγκεκριμένων ασθενών (Nieuwenhuys et al., 2016). Από την άλλη πλευρά, έχει

υποστηριχθεί ότι μια «σκληρή» εκχώρηση μοτίβου βάδισης είναι εφικτό να απλοποιήσει υπερβολικά τις πραγματικές αποκλίσεις στο βάδισμα των ασθενών (Armand, Decoulon & Bonnefoy – Mazure, 2016). Επιπλέον, τα GCS είναι δυνατόν να περιλαμβάνουν την περιγραφή αποκλίσεων οι οποίες συμβαίνουν σε μία ή περισσότερες αρθρώσεις των κάτω άκρων ταυτόχρονα (μονού ή πολλαπλών μοτίβων αρθρώσεων, αντίστοιχα), προκαλώντας έτσι την καθιέρωση κοινά αποδεκτών ορισμών στην κλινική κοινότητα της CP ή τη διάκριση μεταξύ GCS και των προτύπων βάδισης (Papageorgiou et al., 2019).

1.5 Διαφοροποιήσεις

Η Κινητική Ανάπτυξη είναι η αλλαγή της κινητικής συμπεριφοράς με την πάροδο της ηλικίας και απαρτίζεται από τρεις βασικές έννοιες: της σωματικής ανάπτυξης, της ωρίμανσης και της προσαρμογής (Novak, Mc Intyre, & Morgan, 2013).

Σε ηλικία 12 μηνών ξεκινά η πρόωμη βάδιση όπου το παιδί αποκτά μια ευρεία βάση στήριξης, με τα κάτω άκρα σε απαγωγή, έξω στροφή και πρηνισμό, ενώ εμφανίζει λόρδωση στην οσφυϊκή μοίρα, προβολή της κοιλίας και τα άνω άκρα του βρίσκονται σε υψηλή θέση προφύλαξης με προσαγωγή της ωμοπλάτης, απαγωγή και έξω στροφή του ώμου, κάμψη αγκώνα και έκταση δακτύλων. Τυπικά, οι πρώτες προσπάθειες βάδισης θεωρούνται οι πλευρικές μετατοπίσεις του βάρους από το ένα άκρο στο άλλο μέσω της απαγωγής των ισχίων και της μεταφοράς προς τα μπρος μέσω της ελαφράς κάμψης των ισχίων και των γονάτων το οποίο προκύπτει ώστε το κέντρο βάρους να βρίσκεται πιο κοντά στο έδαφος. Σε γενικές γραμμές, τα νήπια εκτελούν πολλά μικρά και αργά βήματα. Η αστάθεια του βήματος τους οφείλεται στο γεγονός ότι αφιερώνουν πολύ λίγο χρονικό διάστημα στη μονοποδική στήριξη. Σε μετέπειτα στάδιο, όπου έχει επιτευχθεί η σταθερότητα του κορμού, τα κάτω άκρα έχουν έρθει περισσότερο στη θέση κάτω από την πύελο και πλέον τα ισχία και τα γόνατα έχουν αποκτήσει μεγαλύτερη έκταση και είναι δυνατή η πελματιαία κάμψη που χρησιμεύει στην φάση της ώθησης κατά τον κύκλο της βάδισης (Colver, Fairhurst & Pharoah, 2014).

Ουσιαστικά, στην ηλικία 1 έως 2 ετών αναπτύσσονται οι στοιχειώδεις κινήσεις, ενώ για τις ηλικίες 2 έως 7 ετών οι θεμελιώδεις - βασικές κινήσεις. Κατά το πρώτο έτος συναντάται το στάδιο αναστολής αντανεκλαστικών και κατά το δεύτερο έτος το στάδιο προελέγχου της κίνησης (Novak, McIntyre & Morgan, 2013). Πιο συγκεκριμένα, σε ηλικία 16 με 17 μηνών είναι δυνατή η μεταφορά ή έλξη ενός αντικειμένου κατά τη βάδιση και παρατηρείται η πλάγια και προς τα πίσω βάδιση (Kessler & Martin, 2015). Με τη βοήθεια κάποιου γονέα ή στηρίγματος μπορεί να ανέβει ή να κατέβει μια σκάλα, κάνοντας ένα βήμα τη φορά. Χωρίς βοήθεια, το νήπιο μπορεί να ανέβει και να κατέβει μια σκάλα έρποντας, ενώ στο κατέβασμα παρατηρείται και μια άλλη τακτική η οποία είναι να πέφτει στους γλουτούς του σε

κάθε σκαλοπάτι. Επίσης, υπάρχει πρόσκρουση πτερνών, στιγμιαία ισορροπία στο ένα πόδι και εμφάνιση βάδισης η οποία μοιάζει και με άκαμπτο τρέξιμο. Παρ' όλο, που συχνά το παιδί παραπατά και πέφτει πάνω σε αντικείμενα καθώς προχωρά και εφόσον δεν έχει αναπτυχθεί ακόμα πλήρως ο συντονισμός ματιού-ποδιών, η μείωση των πτώσεων σχετίζεται με τις βελτιωμένες αντιδράσεις ισορροπίας στην όρθια θέση καθώς και της ικανότητας παρακολούθησης των κάτω άκρων και του κορμού, τόσο κιναισθητικά όσο και οπτικά. Στους 20 με 22 μήνες πραγματοποιείται με ευκολία το βαθύ κάθισμα και η ανάκτηση ενός παιχνιδιού (Kessler & Martin, 2015). Στους 24 μήνες παρατηρείται διαδοχική αιώρηση των άνω άκρων κατά τη βάδιση, η ταχύτητα και η απόσταση διασκελισμού είναι μεγαλύτερη και ο χρόνος αναφοράς της μονοποδικής στήριξης αυξάνεται (Kessler & Martin, 2015). Ένα παιδί 2 ετών είναι σε θέση να ανέβει και να κατέβει μια σκάλα κάνοντας ένα βήμα τη φορά, να πηδήξει από ένα σκαλοπάτι και με τα δυο του πόδια, να σταθεί στο ένα του πόδι 1 - 3 δευτερόλεπτα, να περπατήσει με τα δάκτυλα όταν του ζητηθεί, να σηκώσει ένα αντικείμενο από το έδαφος χωρίς να πέσει καθώς και να κλωστήσει μια μπάλα (Colver, Fairhurst & Pharoah, 2014).

Τα ώριμα χαρακτηριστικά της βάδισης αναπτύσσονται μέχρι την ηλικία των τριών ή τεσσάρων ετών αλλά η ίδια η βάδιση θα ωριμάσει στην ηλικία των επτά ετών. Στην ηλικία των τριών ετών, τα άνω άκρα και τα κάτω άκρα κινούνται αλληλένδετα και συγχρονισμένα μεταξύ τους, η έξω στροφή των ισχίων έχει περιοριστεί, ενώ συναντάται στροφή της πυέλου και ένα πρότυπο διπλού κλειδώματος των γονάτων. Το πρότυπο αυτό αφορά τις δύο περιόδους έκτασης του γόνατος κατά τη βάδιση, αμέσως πριν την πρόσκρουση της πτέρνας στο έδαφος και καθώς το σώμα κινείται πάνω από το πόδι κατά τη φάση της στήριξης. Στο ενδιάμεσο, κατά την πρόσκρουση της πτέρνας, το γόνατο φέρεται σε κάμψη για να απορροφήσει τις δυνάμεις που οφείλονται στο βάρος του σώματος. Άλλες εναλλασσόμενες κινήσεις οι οποίες τελειοποιούνται σε αυτήν την ηλικία είναι η οδήγηση τρίκυκλου ποδηλάτου και το σκαρφάλωμα σε ένα πολύζυγο ή σκάλα. Η μετακίνηση είναι δυνατόν να αρχίσει ή να σταματήσει ανάλογα με τις ανάγκες του περιβάλλοντος ή του έργου, όπως στην περίπτωση που το παιδί παίζει με μια μπάλα σε μια παιδική χαρά γεμάτη κόσμο (Wallard et al., 2012). Το παιδί τριών ετών είναι σε θέση να κάνει απότομες αλλαγές στην κατεύθυνση του καθώς τρέχει, όπως λόγου

χάριν οι στροφές και να ισορροπήσει στις πτέρνες και τα δάκτυλα των ποδιών του όταν στέκεται. Η διαδοχική στάση στην οποία το ένα πόδι έρχεται μπροστά από το άλλο είναι επίσης δυνατή. Το εναλλασσόμενο βήμα χρησιμοποιείται για την άνοδο μιας σκάλας, όπου τοποθετεί το ένα πόδι του σε κάθε σκαλοπάτι με διαδοχικό τρόπο, αλλά στην κάθοδο σημειώνει το χρόνο (ένα βήμα τη φορά) (Kessler & Martin, 2015). Σε αυτήν την ηλικία, λαμβάνουν θέση και πολλοί τύποι άλματος, όπως για παράδειγμα πάνω από ένα εμπόδιο στο έδαφος(υπερπήδηση) με το ένα πόδι να προηγείται, ενώ σε ηλικία 3 ½ ετών η απογείωση και η προσγείωση γίνονται και με τα δύο πόδια (Aisen et al., 2011).

Στην ηλικία των τεσσάρων, το παιδί είναι ικανό να στέκεται στο ένα πόδι για περισσότερο χρόνο (4 - 6 δευτερόλεπτα), το οποίο συνεπάγεται ότι έχει και καλύτερη στατική και δυναμική ισορροπία. Η βελτιωμένη ικανότητα αναπήδησης παρατηρείται όταν το παιδί μαθαίνει να χρησιμοποιεί το μη στηρικτικό σκέλος για να προωθήσει το σώμα του προς τα μπρος. Τα άνω άκρα λειτουργούν αντίθετα με την ενέργεια του σκέλους κίνησης. Σε αυτή τη χρονική περίοδο, συναντάται και το κινητικό πρότυπο του καλπασμού ή αλλιώς επονομαζόμενο ως ετερόπλευρη αναπήδηση, το οποίο συνίσταται στη βάδιση με το σκέλος που προηγείται, ακολουθούμενο από ένα βήμα τρεξίματος από το πίσω σκέλος. Πολλοί το θεωρούν ως το πρώτο ασύμμετρο βήμα το οποίο παρατηρείται σε ένα μικρό παιδί και στην ηλικία των τεσσάρων ετών χαρακτηρίζεται ως ρυθμικός και χαλαρός (Armand, Decoulon & Bonnefoy – Mazure, 2016).

Στην ηλικία των πέντε ετών, το παιδί μπορεί να σταθεί στο κάθε πόδι 8 έως 10 δευτερόλεπτα, να περπατήσει προς τα εμπρός πάνω σε μια σανίδα ισορροπίας, να αναπηδήσει 8 έως 10 φορές στο ένα πόδι, να κάνει άλμα απόστασης 0.5 έως 1 μέτρο από στάση και να υπερπηδήσει ένα εμπόδιο εναλλάσσοντας τα πόδια. Η υπερπήδηση ενός εμποδίου απαιτεί το συντονισμό και των δύο πλευρών του σώματος. Όσον αφορά το λάκτισμα ένα τυπικό παιδί ηλικίας πέντε ετών είναι ικανό να κλωτσά μια μπάλα ποδοσφαίρου που ρίχνεται προς το μέρος του σε ύψος 3 μέτρων στον αέρα και σε απόσταση 2.5 έως 3.5 μέτρα. Το λάκτισμα απαιτεί καλή στατική ισορροπία στο στηρικτικό σκέλος και αντιρρόπηση της δύναμης που ασκεί με την τοποθέτηση των άνω άκρων (Armand, Decoulon & Bonnefoy – Mazure, 2016).

Σε ένα παιδί έξι ετών, υπάρχει καλός συντονισμός των κινήσεων του. Έχει την ικανότητα να σταθεί πάνω σε ένα σκέλος για περισσότερο από 10 δευτερόλεπτα με ανοικτά ή κλειστά μάτια, το οποίο λαμβάνεται σοβαρά υπόψη διότι ακόμα και στην περίπτωση που αφαιρεθεί το ερέθισμα της όρασης, η ισορροπία διατηρείται. Σε αυτήν ηλικία, επιπροσθέτως, το παιδί μπορεί να βαδίζει πάνω σε μια σανίδα ισορροπίας προς τα εμπρός, αλλά και προς τα πίσω και πλάγια χωρίς να κατεβαίνει από αυτή (Armand, Decoulon & Bonnefoy – Mazure, 2016).

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2^ο: ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ

2.1 Μεθοδολογία έρευνας

Στην αναζήτηση μας υπήρξε μια εκτενής συστηματική ανασκόπηση(αναζήτηση) για όλες τις δημοσιεύσεις από το 2010 μέχρι το Φεβρουάριο του 2021, ακολουθώντας τις οδηγίες των Προτιμώμενων Στοιχείων Αναφοράς για Συστηματικές Ανασκοπήσεις (κριτικές) και Μετα-Αναλύσεις (PRISMA), (Πίνακας_2). Διερευνήθηκαν τέσσερις διαδικτυακές βάσεις δεδομένων και πιο συγκεκριμένα: η PubMed, Science Direct, Physiotherapy Evidence Database Pedro και Google Scholar. Οι λέξεις κλειδιά περιελάμβαναν τους ακόλουθους όρους αναζήτησης: child or children, kinematics or SPATIOTEMPORALS PARAMETRES or spatiotemporal, scissoring gait or scissor or scissoring or equinus [MeSH Terms] or equinus or crouch, cerebral palsy, gait or gait analysis or gait analysis [MeSH Terms], gait pattern, three - dimensional gait analysis.

Στη συνέχεια αυτοί οι όροι συνδυάστηκαν μεταξύ τους και ανάλογα από το ζητούμενο χρησιμοποιούνταν και ο κατάλληλος συνδυασμός αυτών. Όπου ήταν δυνατόν, εφαρμόστηκαν σχετικά φίλτρα όπως, η χρονολογία, το εύρος ηλικίας και η γλώσσα (Αγγλικά). Τέλος, εξετάστηκαν αναφορές σχετικών άρθρων για να διασφαλιστεί ότι θα συμπεριληφθούν επιπλέον άρθρα καθώς και πρόσθετες εγγραφές (additional records) που θα μπορούσαν κατά λάθος να παραληφθούν από τις ηλεκτρονικές αναζητήσεις.

2.2 Κριτήρια ένταξης

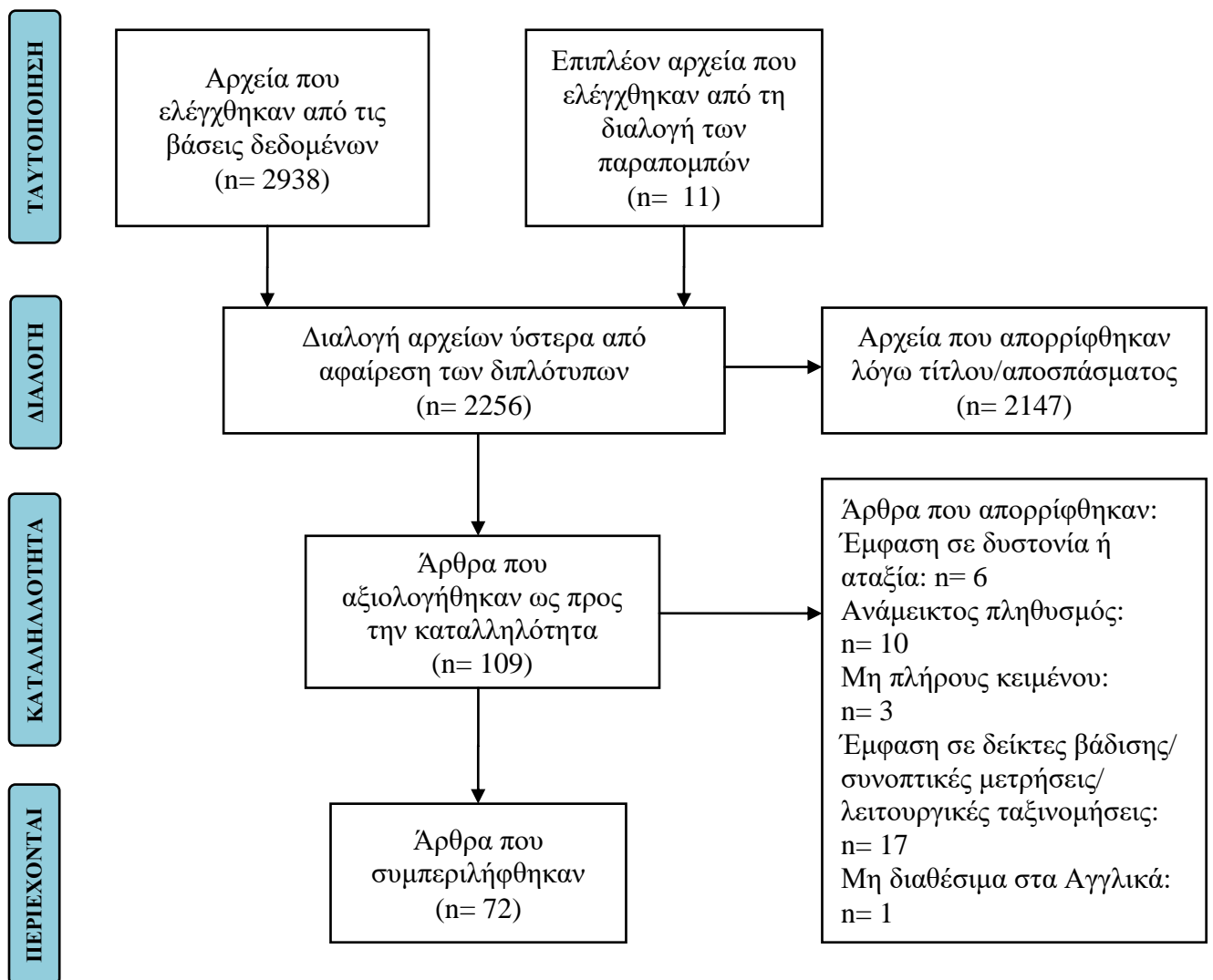
Μετά την αφαίρεση διπλών μελετών, εξετάστηκε κάθε άρθρο με βάση τον τίτλο και την περίληψη του. Η επιλεξιμότητα των άρθρων πλήρους κειμένου αξιολογήθηκε με βάση τα ακόλουθα κριτήρια εισαγωγής: (α) μελέτες οι οποίες επικεντρώθηκαν κυρίως σε παιδιά με CP ηλικίας μέχρι 12 ετών, (β) η αξιολόγηση της βάρδισης (κινηματικές, κινητικές, καθώς και χωροχρονικές παράμετροι) και (γ) δημοσιοποίηση μετά το 2010 και μέχρι το Φεβρουάριο του 2021, δηλαδή η χρονολογία έκδοσης τους να είναι της τελευταίας δεκαετίας. Επίσης, συμπεριλήφθηκαν πρωτότυπα GCS καθώς και επακόλουθες μελέτες εγκυρότητας ή αξιοπιστίας αυτών των ταξινομήσεων.

Όσον αναφορά τα κριτήρια αποκλεισμού, αυτά αποτέλεσαν τα εξής: (α) η κύρια εστίασή τους ήταν σε παιδιά με δυστονία ή αταξία, (β) μελέτες με ανάμεικτο πληθυσμό, όπως για παράδειγμα με ΕΠ και χρωμοσωμικές ανωμαλίες ή παιδιά με επίκτητο ή εκ γενετής μετά τα 2 χρόνια, (γ) δεν υπήρχε το πλήρες άρθρο (no full paper was available) / ή ήταν κλειδωμένο, (δ) επικεντρώνονταν κυρίως σε δείκτες βάρδισης, σε μετρήσεις συνοπτικά ή σε λειτουργικές ταξινομήσεις και τέλος, (ε) η μελέτη δεν ήταν διαθέσιμη στα Αγγλικά.

2.3 Αποτελέσματα Στρατηγικής Αναζήτησης

Η ηλεκτρονική αναζήτηση απέδωσε 2.938 μελέτες και συμπεριλήφθηκαν 11 παραπομπές μέσω της τεχνικής της χιονοστιβάδας. Ακολούθησε η αφαίρεση των διπλότυπων αρχείων, με αποτέλεσμα να απομείνουν 2.256 πηγές, 2.132 εκ των οποίων απορρίφθηκαν αποκλειστικά και μόνο εξαιτίας του τίτλου και του αποσπάσματος τους. Τα 124 άρθρα ελέγχθηκαν ως προς την καταλληλότητα τους σύμφωνα με τα κριτήρια ένταξης και αποκλεισμού που αναφέρθηκαν στην παράγραφο 2.2. Εν τέλει η διαδικασία επιλογής ολοκληρώθηκε καταλήγοντας στα 72 άρθρα τα οποία πληρούσαν τα κριτήρια εισαγωγής (Πίνακας_2).

Πίνακας_2: Διάγραμμα ροής της στρατηγικής αναζήτησης



ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3^ο: ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

Πίνακας_3: Άρθρα ανά ηλικία του δείγματος 6 – 8 ετών.

<i>Όνομα συγγραφέα/ Έτος</i>	<i>Σκοπός άρθρου</i>	<i>Είδος ασθένειας</i>	<i>Αριθμός δείγματος ανά τύπο</i>	<i>Εύρος ηλικίας (mean +- STD)</i>	<i>Ερευνητικός σχεδιασμός</i>	<i>Κύριο αποτέλεσμα</i>
Schwartz, Rozumalski & Steele, (2016). Dynamic motor control is associated with treatment outcomes for children with cerebral palsy	Εκτίμηση κινητικού ελέγχου	Εγκεφαλική παράλυση	1024 παιδιά	6 έως 8 ετών	Τυχαιοποιημένη ελεγχόμενη μελέτη.	Ο καλύτερος δυναμικός έλεγχος κίνησης σχετίζεται με καλύτερα αποτελέσματα, ανεξάρτητα από τη θεραπεία
Wu et al. (2011). Combined Passive Stretching and Active Movement Rehabilitation	Διερεύνηση της αποτελεσματικότητας χρήσης φορητού ρομπότ αποκατάστασης	Ήπια έως μέτρια σπαστική CP	12 παιδιά	6 έως 8 ετών	Τυχαιοποιημένη ελεγχόμενη μελέτη.	Ο έλεγχος της κίνησης βελτιώθηκε σημαντικά

**ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΕΣ ΜΕΤΑΒΟΛΕΣ ΤΗΣ ΒΑΔΙΣΗΣ, ΚΑΤΑ ΤΑ ΣΤΑΔΙΑ ΤΗΣ ΑΝΑΠΤΥΞΗΣ,
ΣΕ ΠΑΙΔΙΑ ΜΕ ΕΓΚΕΦΑΛΙΚΗ ΠΑΡΑΛΥΣΗ»**
**“BIOMECHANICAL CHANGES OF GAIT IN STAGES OF DEVELOPMENT IN CHILDREN
WITH CELEBRAL PALSY”**

of Lower-Limb Impairments in Children with Cerebral Palsy Using a Portable Robot						
Zhang & Ma (2019). Application of supervised machine learning algorithms in the classification of sagittal gait patterns of cerebral palsy children with spastic diplegia	Αξιολόγηση εποπτευόμενων αλγόριθμων μηχανικής μάθησης οβελιαίου βαδίσματος	Σπαστική CP	40 παιδιά	6 έως 8 ετών	Ποσοτική πειραματική μελέτη.	Υψηλή ακρίβεια πρόβλεψης, με χαμηλό σφάλμα επαναφοράς και μέτρια ευαισθησία
Wesseling et al. (2020). Botulinum toxin injections minimally affect modelled muscle forces during gait in children with cerebral palsy	Διερεύνηση επίδρασης ενέσεων ΒΤΧ - Α στις δυναμικές μυϊκές δυνάμεις	Σπαστική CP	24 παιδιά	6 έως 8 ετών	Ψευδοπειραματική μελέτη	Η θεραπεία με ΒΤΧ - Α έχει περιορισμένη επίδραση στη μυϊκή ισορροπία

**ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΕΣ ΜΕΤΑΒΟΛΕΣ ΤΗΣ ΒΑΔΙΣΗΣ, ΚΑΤΑ ΤΑ ΣΤΑΔΙΑ ΤΗΣ ΑΝΑΠΤΥΞΗΣ,
ΣΕ ΠΑΙΔΙΑ ΜΕ ΕΓΚΕΦΑΛΙΚΗ ΠΑΡΑΛΥΣΗ»**
**“BIOMECHANICAL CHANGES OF GAIT IN STAGES OF DEVELOPMENT IN CHILDREN
WITH CELEBRAL PALSY”**

<p>Abbasi et al. (2021). Kinematic cluster analysis of the crouch gait pattern in children with spastic diplegic cerebral palsy using sparse K - means method</p>	<p>Καθορισμός των υπαρχόντων σχημάτων στοιχειώδους βάδισης</p>	<p>Σπαστική διπληγική εγκεφαλική παράλυση</p>	<p>64 παιδιά</p>	<p>6 έως 8 ετών</p>	<p>Ποσοτική πειραματική μελέτη</p>	<p>Η κινηματική κορμού – λεκάνης είχε μεγαλύτερη απόκλιση από τα τυπικά πρότυπα βάδισης σε παιδιά με βάδιση με κεκαμένο γόνατο</p>
<p>Kim & Son (2014). Comparison of Spatiotemporal Gait Parameters between Children with Normal Development and Children with Diplegic Cerebral Palsy</p>	<p>Προσδιορισμός διαφορών χωροχρονικής βάδισης</p>	<p>Σπαστική διπληγική εγκεφαλική παράλυση</p>	<p>16 παιδιά</p>	<p>6 έως 8 ετών</p>	<p>Τυχαιοποιημένη ελεγχόμενη μελέτη</p>	<p>Ανομοιογενή χωροχρονική βάδιση παιδιών με CP με παιδιών φυσιολογικής ανάπτυξης</p>

**ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΕΣ ΜΕΤΑΒΟΛΕΣ ΤΗΣ ΒΑΔΙΣΗΣ, ΚΑΤΑ ΤΑ ΣΤΑΔΙΑ ΤΗΣ ΑΝΑΠΤΥΞΗΣ,
ΣΕ ΠΑΙΔΙΑ ΜΕ ΕΓΚΕΦΑΛΙΚΗ ΠΑΡΑΛΥΣΗ»
“BIOMECHANICAL CHANGES OF GAIT IN STAGES OF DEVELOPMENT IN CHILDREN
WITH CELEBRAL PALSY”**

Πίνακας_4: Άρθρα ανά ηλικία του δείγματος – 8 έως 10 ετών.

Όνομα συγγραφέα/ Έτος	Σκοπός άρθρου	Είδος ασθένειας	Αριθμός δείγματος ανά τύπο	Εύρος ηλικίας (mean +- STD)	Ερευνητικός σχεδιασμός	Κόριο αποτέλεσμα
Ma et al. (2019). Gait Characteristics of Children with Spastic Cerebral Palsy during Inclined Treadmill Walking under a Virtual Reality Environment	Διερεύνηση χαρακτηριστικών βάδισης σε κεκλιμένο διάδρομο κάτω από περιβάλλον εικονικής πραγματικότητας	Εγκεφαλική παράλυση (Spastic CP – Σπαστική Διπληγία)	20 παιδιά	8 έως 10 ετών	Ποσοτική πειραματική μελέτη.	Με χαμηλότερη ταχύτητα βάδισης, τα παιδιά με ΕΠ διατηρούν παρόμοια δυναμική ισορροπία με τα παιδιά τυπικής ανάπτυξης
Abbasi et al. (2018). Trunk Kinematic Analysis during Gait in Cerebral Palsy Children with Crouch Gait Pattern	Περιγραφή συσχέτισης κίνησης κορμού με κεκαμμένο γόνατο - κινηματική των αρθρώσεων του άκρου πόδα	Εγκεφαλική παράλυση (Spastic CP – Σπαστική Διπληγία)	40 παιδιά	8 έως 10 ετών	Ποσοτική πειραματική μελέτη	Η κινηματική αρθρώσεων του άκρου πόδα στη φάση στάσης συνδέθηκε με τη μέση θέση του κορμού σε όλα τα επίπεδα

**ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΕΣ ΜΕΤΑΒΟΛΕΣ ΤΗΣ ΒΑΔΙΣΗΣ, ΚΑΤΑ ΤΑ ΣΤΑΔΙΑ ΤΗΣ ΑΝΑΠΤΥΞΗΣ,
ΣΕ ΠΑΙΔΙΑ ΜΕ ΕΓΚΕΦΑΛΙΚΗ ΠΑΡΑΛΥΣΗ»
“BIOMECHANICAL CHANGES OF GAIT IN STAGES OF DEVELOPMENT IN CHILDREN
WITH CELEBRAL PALSY”**

Chen et al. (2017). An Acceleration - Based Gait Assessment Method for Children with Cerebral Palsy	Παροχή αντικειμενικού εργαλείου εκτίμησης κινητικής αναπηρίας ασθενών με εγκεφαλική παράλυση	Εγκεφαλική παράλυση (Spastic CP – Σπαστική Διπληγία)	32 παιδιά	8 έως 10 ετών	Τυχαιοποιη- μένη ελεγχόμενη μελέτη	Αποτελεσμα- τική αξιολόγηση βαθμού ανωμαλίας βάδισης στα παιδιά με ΕΠ
Wallard et al. (2018). Effect of robotic - assisted gait rehabilitation on dynamic equilibrium control in the gait of children with cerebral palsy	Επίδραση ρομποτικής υποβοήθησης αποκατάστασης βάδισης	Εγκεφαλική παράλυση (Spastic CP – Σπαστική Διπληγία)	30 παιδιά	8 έως 10 ετών	Τυχαιοποιη- μένη ελεγχόμενη μελέτη	Υιοθέτηση νέας οργάνωσης βάδισης με βελτίωση της στάσης και της κινητικής λειτουργίας
Wallard, Dietrich & Kerlirzin, (2017). Robotic - assisted gait training improves	Επίδραση εκπαίδευσης βάδισης με χρήση ρομποτικής βοήθειας	Εγκεφαλική παράλυση (Spastic CP – Σπαστική Διπληγία)	30 παιδιά	8 έως 10 ετών	Τυχαιοποιημέν η ελεγχόμενη μελέτη	Η ΕΒΡΒ προσφέρει καλύτερο έλεγχο κορμού - βελτιώνει τα κινηματικά

**ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΕΣ ΜΕΤΑΒΟΛΕΣ ΤΗΣ ΒΑΔΙΣΗΣ, ΚΑΤΑ ΤΑ ΣΤΑΔΙΑ ΤΗΣ ΑΝΑΠΤΥΞΗΣ,
ΣΕ ΠΑΙΔΙΑ ΜΕ ΕΓΚΕΦΑΛΙΚΗ ΠΑΡΑΛΥΣΗ»**
**“BIOMECHANICAL CHANGES OF GAIT IN STAGES OF DEVELOPMENT IN CHILDREN
WITH CELEBRAL PALSY”**

walking abilities in diplegic children with cerebral palsy						χαρακτηριστικά των κάτω άκρων
Hosl et al. (2016). Contractile behavior of the medial gastrocnemius in children with bilateral spastic cerebral palsy during forward, uphill and backward - downhill gait	Αξιολόγηση προσαρμοστικότητας μυϊκής σύσπασης γαστροκνήμιου σε κεκλιμένη επιφάνεια	Αμφοτερό- πλευρη εγκεφαλική παράλυση	15 παιδιά	8 έως 10 ετών	Ποσοτική πειραματική μελέτη	Το βάδισμα σε ανηφόρα είναι χρήσιμο στην εκπαίδευση δεξιοτήτων push - off και άρσης ποδιών

**ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΕΣ ΜΕΤΑΒΟΛΕΣ ΤΗΣ ΒΑΔΙΣΗΣ, ΚΑΤΑ ΤΑ ΣΤΑΔΙΑ ΤΗΣ ΑΝΑΠΤΥΞΗΣ,
ΣΕ ΠΑΙΔΙΑ ΜΕ ΕΓΚΕΦΑΛΙΚΗ ΠΑΡΑΛΥΣΗ»
“BIOMECHANICAL CHANGES OF GAIT IN STAGES OF DEVELOPMENT IN CHILDREN
WITH CELEBRAL PALSY”**

Πίνακας_5: Άρθρα ανά ηλικία του δείγματος – μέσος όρος ηλικίας τα 11 έτη.

Όνομα συγγραφέα/ Έτος	Σκοπός άρθρου	Είδος ασθένειας	Αριθμός δείγματος ανά τύπο	Εύρος ηλικίας (mean +- STD)	Ερευνητικός σχεδιασμός	Κύριο αποτέλεσμα
Booth et al. (2019). Immediate Effects of Immersive Biofeedback on Gait in Children with Cerebral Palsy	Διερεύνηση άμεσης ανταπόκρισης βιοανάδρασης με βάση το avatar	Εγκεφαλική παράλυση (Spastic CP – Σπαστική Διπληγία)	22 παιδιά	μέσος όρος ηλικίας τα 11 έτη	Ποσοτική πειραματική μελέτη.	Βελτιώσεις σε κλινικά σημαντικές πτυχές της βάδισης
Lorentzen et al. (2019). Maturation of feedforward toe walking motor program is impaired in children with cerebral palsy	Διερεύνηση ωρίμανσης του εκούσιου βαδίσματος στα δάχτυλα των ποδιών	Εγκεφαλική παράλυση (Spastic CP – Σπαστική Διπληγία)	66 άτομα	Μέσος όρος ηλικίας τα 11 έτη	Ποσοτική πειραματική μελέτη	Συστολή μυών άκρου πόδα, διατήρηση μοτίβου ενεργοποίησης από κοινού συρρίκνωσης και ανεπαρκής κινητική-αισθητηριακής σηματοδότησης

**ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΕΣ ΜΕΤΑΒΟΛΕΣ ΤΗΣ ΒΑΔΙΣΗΣ, ΚΑΤΑ ΤΑ ΣΤΑΔΙΑ ΤΗΣ ΑΝΑΠΤΥΞΗΣ,
ΣΕ ΠΑΙΔΙΑ ΜΕ ΕΓΚΕΦΑΛΙΚΗ ΠΑΡΑΛΥΣΗ»
“BIOMECHANICAL CHANGES OF GAIT IN STAGES OF DEVELOPMENT IN CHILDREN
WITH CELEBRAL PALSY”**

<p>Borggraefe et al. (2010). Robotic - assisted treadmill therapy improves walking and standing performance in children and adolescents with cerebral palsy</p>	<p>Διερεύνηση επίδρασης της ρομποτικής υποβοήθησης θεραπείας με διάδρομο στην απόδοση στάσης και περπατήματος</p>	<p>Εγκεφαλική παράλυση (αμφοτερό-πλευρη)</p>	<p>20 ασθενείς</p>	<p>Μέσος όρος ηλικίας τα 11 έτη</p>	<p>Ποσοτική πειραματική μελέτη.</p>	<p>Υπήρξαν βελτιώσεις στη λειτουργικότητα όρθιας στάσης και περπατήματος</p>
<p>Wallard et al. (2014). Balance control in gait children with cerebral palsy</p>	<p>Ανάδειξη διαδικασίας ελέγχου ισορροπίας κατά τη βάδιση</p>	<p>Εγκεφαλική παράλυση</p>	<p>32 παιδιά</p>	<p>Μέσος όρος ηλικίας τα 11 έτη</p>	<p>Τυχαιοποιημένα ελεγχόμενη μελέτη</p>	<p>Παρατηρήθηκαν σημαντικές διαφορές στα κινητικά δεδομένα των δυνάμεων πρόωσης του κέντρου μάζας (COM) και της δυναμικής τροχιάς του κέντρου πίεσης (COP) για τις κινητικές παραμέτρους</p>

**ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΕΣ ΜΕΤΑΒΟΛΕΣ ΤΗΣ ΒΑΔΙΣΗΣ, ΚΑΤΑ ΤΑ ΣΤΑΔΙΑ ΤΗΣ ΑΝΑΠΤΥΞΗΣ,
ΣΕ ΠΑΙΔΙΑ ΜΕ ΕΓΚΕΦΑΛΙΚΗ ΠΑΡΑΛΥΣΗ»
“BIOMECHANICAL CHANGES OF GAIT IN STAGES OF DEVELOPMENT IN CHILDREN
WITH CELEBRAL PALSY”**

<p>Wallard et al. (2012). The role of head stabilization in locomotion in children with cerebral palsy</p>	<p>Ανάδειξη ρόλου σταθεροποίησης κεφαλής κατά τη βάδιση</p>	<p>Εγκεφαλική παράλυση</p>	<p>32 παιδιά</p>	<p>Μέσος όρος ηλικίας τα 11 έτη</p>	<p>Τυχαιοποιη μένη ελεγχόμενη μελέτη.</p>	<p>Έντονη διακύμανση στη γωνία κεφαλής (σε σχέση με τον κορμό) στην ομάδα CP από ότι στην ομάδα ελέγχου</p>
<p>Heyrman et al. (2014). Altered trunk movements during gait in children with spastic diplegia: compensatory or underlying trunk control deficit?</p>	<p>Λειτουργική σχέση ελλειμμάτων κίνησης κορμού - κάτω άκρων κατά τη διάρκεια του βαδίσματος</p>	<p>Εγκεφαλική παράλυση (σπαστική διπληγία)</p>	<p>20 παιδιά</p>	<p>Μέσος όρος ηλικίας τα 11 έτη</p>	<p>Ποσοτική πειραματική μελέτη.</p>	<p>Δεν βρέθηκε σημαντική συσχέτιση μεταξύ του TPS και του GPS</p>
<p>Druzicki et al. (2010). Assessment of the impact of</p>	<p>Αξιολόγηση ικανοτήτων ισορροπίας στην αποκατάσταση με</p>	<p>Εγκεφαλική παράλυση (σπαστική διπληγία)</p>	<p>11 παιδιά</p>	<p>Μέσος όρος ηλικίας τα 11 έτη</p>	<p>Ποσοτική πειραματική μελέτη.</p>	<p>Στατιστικά σημαντική βελτίωση της ισορροπίας.</p>

**ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΕΣ ΜΕΤΑΒΟΛΕΣ ΤΗΣ ΒΑΔΙΣΗΣ, ΚΑΤΑ ΤΑ ΣΤΑΔΙΑ ΤΗΣ ΑΝΑΠΤΥΞΗΣ,
ΣΕ ΠΑΙΔΙΑ ΜΕ ΕΓΚΕΦΑΛΙΚΗ ΠΑΡΑΛΥΣΗ»
“BIOMECHANICAL CHANGES OF GAIT IN STAGES OF DEVELOPMENT IN CHILDREN
WITH CELEBRAL PALSY”**

orthotic gait training on balance in children with cerebral palsy	ορθωτική συσκευή ρομποτικής υποβοηθούμενης βάδισης Lokomat					
Bregou et al. (2014). Spatio-temporal gait analysis in children with cerebral palsy using, foot-worn inertial sensors	Διερεύνηση χρήσης αδρανειακών αισθητήρων για τη μέτρηση επιλεγμένων χωροχρονικών παραμέτρων	Εγκεφαλική παράλυση (σπαστική διπληγία)	14 παιδιά	Μέσος όρος ηλικίας τα 11 έτη	Τυχαιοποιη μένη ελεγχόμενη μελέτη	Σημαντικά υψηλότερη μεταβλητότητα ταχύτητας, μήκος βήματος, ταλάντευσης και στάσης
Flux et al. (2020). The Human Body Model versus conventional gait models for kinematic gait analysis in children with cerebral palsy	Αξιολόγηση διαφορών μεταξύ HBM και δύο κοινά χρησιμοποιούμενων μοντέλων για κλινική ανάλυση βάδισης	Εγκεφαλική παράλυση	25 παιδιά	Μέσος όρος ηλικίας τα 11 έτη	Ποσοτική πειραματική μελέτη.	Και τα τρία μοντέλα είναι ισοδύναμα στην αναπαράσταση κινηματικής βάδισης οβελιαίου επιπέδου

**ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΕΣ ΜΕΤΑΒΟΛΕΣ ΤΗΣ ΒΑΔΙΣΗΣ, ΚΑΤΑ ΤΑ ΣΤΑΔΙΑ ΤΗΣ ΑΝΑΠΤΥΞΗΣ,
ΣΕ ΠΑΙΔΙΑ ΜΕ ΕΓΚΕΦΑΛΙΚΗ ΠΑΡΑΛΥΣΗ»**
**“BIOMECHANICAL CHANGES OF GAIT IN STAGES OF DEVELOPMENT IN CHILDREN
WITH CELEBRAL PALSY”**

Galli et al. (2018). An examination of the relationship between dynamic knee joint stiffness and gait pattern of children with cerebral palsy	Διερεύνηση σχέσης μεταξύ του προτύπου βάδισης και της δυναμικής δυσκαμψίας των αρθρώσεων του γόνατος (Kk)	Εγκεφαλική παράλυση (διπληγία)	79 παιδιά	Μέσος όρος ηλικίας τα 11 έτη	Τυχαιοποιημένη ελεγχόμενη μελέτη.	Ο λειτουργικός περιορισμός στα διπληγικά παιδιά δεν σχετίζεται αυστηρά με Kk
---	---	--------------------------------	-----------	------------------------------	-----------------------------------	--

**ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΕΣ ΜΕΤΑΒΟΛΕΣ ΤΗΣ ΒΑΔΙΣΗΣ, ΚΑΤΑ ΤΑ ΣΤΑΔΙΑ ΤΗΣ ΑΝΑΠΤΥΞΗΣ,
ΣΕ ΠΑΙΔΙΑ ΜΕ ΕΓΚΕΦΑΛΙΚΗ ΠΑΡΑΛΥΣΗ»
“BIOMECHANICAL CHANGES OF GAIT IN STAGES OF DEVELOPMENT IN CHILDREN
WITH CELEBRAL PALSY”**

Πίνακας_6: Άρθρα ανά ηλικία του δείγματος – μέσος όρος ηλικίας τα 12 έτη.

<i>Όνομα συγγραφέα/Έτος</i>	<i>Σκοπός άρθρου</i>	<i>Είδος ασθένειας</i>	<i>Αριθμός δειγμάτων ανά τύπο</i>	<i>Εύρος ηλικίας (mean +- STD)</i>	<i>Ερευνητικός σχεδιασμός</i>	<i>Κύριο αποτέλεσμα</i>
Aycardi et al. (2019). Evaluation of biomechanical gait parameters of patients with Cerebral Palsy at three different levels of gait assistance using the CPWalker	Αξιολόγηση αποτελεσμάτων παρέμβασης αποκατάστασης στη ρομποτική πλατφόρμα CPWalker	Εγκεφαλική παράλυση (Spastic CP – Σπαστική Διπληγία και Επίκτητο Τραύμα Εγκεφάλου - ABI)	8 παιδιά	Μέσος όρος ηλικίας τα 12 έτη	Τυχαιοποιημένη ελεγχόμενη μελέτη.	Η ρομποτική πλατφόρμα CPWalker βελτιώνει τη μυϊκή δύναμη και τα πρότυπα βάδισης
Noorkoiv et al. (2019). Predictors of Walking Efficiency in Children With Cerebral Palsy: Lower - Body Joint	Εξέταση συσχετίσεων μεταξύ των γωνιών των κάτω αρθρώσεων, των ροπών, της δύναμης και αποτελεσματικότητας βαδίσματος	Εγκεφαλική παράλυση (Spastic CP – Σπαστική Διπληγία)	64 παιδιά	Μέσος όρος ηλικίας τα 12 έτη	Τυχαιοποιημένη ελεγχόμενη μελέτη	Μειωμένη έκταση άρθρωσης γόνατος και ισχίου σχετίζεται με αναποτελεσματικότητα βάδισης

**ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΕΣ ΜΕΤΑΒΟΛΕΣ ΤΗΣ ΒΑΔΙΣΗΣ, ΚΑΤΑ ΤΑ ΣΤΑΔΙΑ ΤΗΣ ΑΝΑΠΤΥΞΗΣ,
ΣΕ ΠΑΙΔΙΑ ΜΕ ΕΓΚΕΦΑΛΙΚΗ ΠΑΡΑΛΥΣΗ»
“BIOMECHANICAL CHANGES OF GAIT IN STAGES OF DEVELOPMENT IN CHILDREN
WITH CELEBRAL PALSY”**

Angles, Moments, and Power						
Bayon et al. (2016). Locomotor training through a novel robotic platform for gait rehabilitation in pediatric population: short report	Αξιολόγηση αποτελεσμάτων παρέμβασης αποκατάστασης στη ρομποτική πλατφόρμα CPWalker	Εγκεφαλική παράλυση (Spastic CP – Σπαστική Διπληγία)	3 παιδιά	Μέσος όρος ηλικίας τα 12 έτη	Τυχαιοποιημένη ελεγχόμενη μελέτη.	Βελτίωση μέσης ταχύτητας, ρυθμού και μήκος βήματος σε κάθε πόδι
Klobucká et al. (2013). Effect of robot - assisted treadmill training on motor functions depending on severity of impairment in patients with bilateral spastic cerebral palsy	Αξιολόγηση επίδρασης RATT στην κινητική λειτουργία	Αμφοτερό-πλευρη Σπαστική Εγκεφαλική παράλυση	51 ασθενείς	Μέσος όρος ηλικίας τα 12 έτη	Πιλοτική μελέτη με σύγκριση αποτελεσμάτων πριν από τη θεραπεία ανάλογα με τη σοβαρότητα της βλάβης	Το RATT είναι μια πολλά υποσχόμενη θεραπευτική επιλογή σε ασθενείς με εγκεφαλική παράλυση

**ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΕΣ ΜΕΤΑΒΟΛΕΣ ΤΗΣ ΒΑΔΙΣΗΣ, ΚΑΤΑ ΤΑ ΣΤΑΔΙΑ ΤΗΣ ΑΝΑΠΤΥΞΗΣ,
ΣΕ ΠΑΙΔΙΑ ΜΕ ΕΓΚΕΦΑΛΙΚΗ ΠΑΡΑΛΥΣΗ»
“BIOMECHANICAL CHANGES OF GAIT IN STAGES OF DEVELOPMENT IN CHILDREN
WITH CELEBRAL PALSY”**

<p>Schwarze et al. (2019). The added value of orthotic management in the context of multi - level surgery in children with cerebral palsy</p>	<p>Αξιολόγηση του εάν οι ορθώσεις στον άκρο πόδα οδηγούν σε επιπλέον μετρήσιμη βελτίωση της βάρδισης μετά από MLS</p>	<p>Αμφοτερό- πλευρη Σπαστική Εγκεφαλική παράλυση</p>	<p>20 παιδιά με αμφοτερόπλευρη σπαστική εγκεφαλική παράλυση</p>	<p>Μέσος όρος ηλικίας τα 12 έτη</p>	<p>Ποσοτική πειραματική μελέτη.</p>	<p>Οι χωροχρονικές παράμετροι έδειξαν σημαντικές αλλαγές λόγω της πρόσθετης χρήσης των ορθώσεων</p>
<p>Ounpuu et al. (2015). Variation in kinematic and spatiotemporal gait parameters by Gross Motor Function Classification System level in children and adolescents with cerebral palsy</p>	<p>Εξέταση διαφορών στην κινηματική του βαδίσματος και τις χωροχρονικές παραμέτρους</p>	<p>Αμφοτερόπλευρη σπαστική εγκεφαλική παράλυση (BSCP) μεταξύ των επιπέδων I – III</p>	<p>292 παιδιά</p>	<p>Μέσος όρος ηλικίας τα 12 έτη</p>	<p>Τυχαιοποιημένη ελεγχόμενη μελέτη</p>	<p>Τα επίπεδα GMFCS δεν είναι δυνατόν να προσδιοριστούν χρησιμοποιώντας συγκεκριμένη κινηματική βάρδισης</p>

**ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΕΣ ΜΕΤΑΒΟΛΕΣ ΤΗΣ ΒΑΔΙΣΗΣ, ΚΑΤΑ ΤΑ ΣΤΑΔΙΑ ΤΗΣ ΑΝΑΠΤΥΞΗΣ,
ΣΕ ΠΑΙΔΙΑ ΜΕ ΕΓΚΕΦΑΛΙΚΗ ΠΑΡΑΛΥΣΗ»
“BIOMECHANICAL CHANGES OF GAIT IN STAGES OF DEVELOPMENT IN CHILDREN
WITH CELEBRAL PALSY”**

<p>O’ Sullivan, French & Horgan, (2020). A prospective assessment of the progression of flexed - knee gait over repeated gait analyses in the absence of surgical intervention in bilateral cerebral palsy</p>	<p>Διερεύνηση του εάν προχωρά η κάμψη του γόνατος σε σχέση με επαναλαμβανόμενες αξιολογήσεις εν απουσία χειρουργικής επέμβασης</p>	<p>Αμφοτερό-πλευρη σπαστική εγκεφαλική παράλυση (BSCP)</p>	<p>32 παιδιά</p>	<p>Μέσος όρος ηλικίας τα 12 έτη</p>	<p>Τυχαιοποιημένη ελεγχόμενη μελέτη</p>	<p>Επεισόδια αύξησης και μείωσης της κάμψης γόνατος μεταξύ μεμονωμένων αξιολογήσεων</p>
--	--	--	------------------	-------------------------------------	---	---

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4^ο: ΣΥΖΗΤΗΣΗ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΩΝ

4.1 Διερεύνηση χαρακτηριστικών βάδισης παιδιών τυπικής ανάπτυξης

Η εγκεφαλική παράλυση (CP) είναι η πιο κοινή αιτία μόνιμης σοβαρής σωματικής αναπηρίας στην παιδική ηλικία και αφορά μια διαταραχή ανάπτυξης της κίνησης και της στάσης, η οποία αποδίδεται σε ένα ελάττωμα ή μια βλάβη στον εγκέφαλο που εμφανίζεται στη βρεφική ή πρώιμη παιδική ηλικία. Ο επιπολασμός της CP είναι 1 – 3 ανά 1.000 γεννήσεις. Η CP συχνά συνδέεται με διαφορετικές φυσικές και συνειρμικές καταστάσεις όπως είναι τα αισθητηριακά ελλείμματα, οι γνωστικές διαταραχές, οι επικοινωνιακές και οι κινητικές αναπηρίες, τα θέματα συμπεριφοράς, οι επιληπτικές κρίσεις, ο πόνος καθώς και τα δευτερογενή μυοσκελετικά προβλήματα. Η CP είναι μια κατάσταση που δεν προοδεύει, αυτό σημαίνει ότι ο τραυματισμός που προκάλεσε την εγκεφαλική δυσλειτουργία δεν θα χειροτερεύσει ή θα αλλάξει με την πάροδο του χρόνου. Ωστόσο, κάποιες από τις σχετικές συνθήκες και τους συν-μετριαστικούς παράγοντες είναι εφικτό να αντιμετωπιστούν. Μια από τις πιο σημαντικές και μελετημένες συνέπειες είναι η κινητική δυσλειτουργία, η οποία χαρακτηρίζεται κυρίως από μειωμένη ταχύτητα και αντοχή ή μικρότερο μήκος βήματος κατά τη βάδιση (Aycardi et al., 2019).

Οι τροποποιημένες κινήσεις του κορμού κατά τη βάδιση σε παιδιά με CP θεωρούνται αντισταθμιστικοί παράγοντες λόγω της βλάβης των κάτω άκρων. Η έρευνα των Heyrman et al. (2014) είχε ως στόχο να μελετήσει τη λειτουργική σχέση μεταξύ των ελλειμμάτων κίνησης του κορμού και των κάτω άκρων κατά τη διάρκεια του βαδίσματος σε παιδιά με σπαστική διπληγία. Ως εκ τούτου, η σχέση μεταξύ του ελέγχου και των κινήσεων του κορμού και των κάτω άκρων κατά τη βάδιση διερευνήθηκε σε 20 παιδιά με σπαστική διπληγία. Ο έλεγχος του κορμού αξιολογήθηκε με την κλίμακα μέτρησης ελέγχου του κορμού (TCMS), ένα κλινικό μέτρο το οποίο αντικατοπτρίζει την παρουσία ενός υποκείμενου ελλείμματος στον έλεγχο του κορμού. Οι κινήσεις του κορμού κατά τη βάδιση μετρήθηκαν με ένα

μοντέλο κορμού το οποίο αναπτύχθηκε πρόσφατα, συμπεριλαμβανομένης της λεκάνης, του θώρακα, του κεφαλιού, της γραμμής των ώμων και της σπονδυλικής στήλης. Οι κινήσεις των κάτω άκρων αξιολογήθηκαν με το μοντέλο Plug – in - Gait (Vicon®). Υπολογίστηκε το εύρος κίνησης (ROM) των διαφορετικών τμημάτων κορμού, καθώς και η βαθμολογία προφίλ κορμού (TPS) και βαθμολογίες μεταβλητών κορμού (TVS). Ομοίως, οι βαθμολογίες προφίλ βάρδισης (GPS) και οι μεταβλητές βαθμολογίες βάρδισης (GVS) υπολογίστηκαν για να περιγράψουν τις μεταβαλλόμενες κινήσεις των κάτω άκρων κατά τη βάρδιση. Πραγματοποιήθηκαν αναλύσεις συσχέτισης μεταξύ της παρουσίας διαταραγμένου ελέγχου του κορμού σε καθιστή θέση (TCMS) και μεταβαλλόμενων κινήσεων του κορμού κατά τη διάρκεια της βάρδισης (ROM, TPS / TVS) και μεταξύ αυτών των αλλαγμένων κινήσεων του κορμού και των κινήσεων των κάτω άκρων (GPS / GVS) κατά τη βάρδιση. Μια φτωχότερη απόδοση συσχετίστηκε με αυξημένη ROM και TPS / TVS, ιδιαίτερα για το θώρακα, υποδεικνύοντας την ύπαρξη ενός υποκείμενου ελλείμματος στον έλεγχο του κορμού. Δεν βρέθηκε σημαντική συσχέτιση μεταξύ του TPS και του GPS, γεγονός το οποίο υποδηλώνει ότι τα συνολικά ελλείμματα του κορμού και της κίνησης των κάτω άκρων δεν σχετίζονται στενά. Βρέθηκαν μόνο λίγες συσχετίσεις μεταξύ συγκεκριμένων ελλειμμάτων των κάτω άκρων (GVS για ισχίο - προσαγωγή ισχίου, κάμψη - έκταση γόνατος και κάμψη - έκταση ποδοκνημικής) και TVS για πλευρική κάμψη και περιστροφή θώρακα. Αυτή η μελέτη παρείχε τα πρώτα στοιχεία ότι οι μεταβαλλόμενες κινήσεις του κορμού οι οποίες παρατηρήθηκαν κατά τη βάρδιση δεν πρέπει να θεωρούνται αποκλειστικά αντισταθμιστικές λόγω της βλάβης των κάτω άκρων, αλλά ότι αυτές μπορεί επίσης να αντικατοπτρίζουν εν μέρει ένα υποκείμενο έλλειμμα ελέγχου του κορμού. Συνεπώς, η καλύτερη κατανόηση των υποκείμενων ελλειμμάτων ελέγχου του κορμού σε παιδιά με CP είναι δυνατόν να διευκολύνει τον στοχευμένο σχεδιασμό της θεραπείας (Heyman et al., 2014).

Συνεπακόλουθα, η βάρδιση με εύκαμπτο γόνατο είναι ένα συνηθισμένο μοτίβο το οποίο σχετίζεται με την CP και οδηγεί σε υπερβολικές πιέσεις στο γόνατο συμβάλλοντας στον πόνο και την παραμόρφωση. Ενώ οι μελέτες έχουν δείξει βελτιώσεις στη κάμψη του γόνατος μετά από χειρουργική επέμβαση, εξακολουθεί να υπάρχει έλλειψη προοπτικών δεδομένων για την εξέλιξη του βηματισμού με λυγισμένο γόνατο εν ελλείψει χειρουργικής επέμβασης. Η μελέτη των O' Sullivan,

French & Horgan (2020) είχε ως στόχο την διερεύνηση του εάν προχωρά η κάμψη του γόνατος σε σχέση με επαναλαμβανόμενες αξιολογήσεις εν απουσία χειρουργικής επέμβασης σε μια προοπτικά αξιολογημένη ομάδα παιδιών με CP. Η ανάλυση βάρδισης πραγματοποιήθηκε σε διαστήματα έξι μηνών (τουλάχιστον τρεις και το πολύ έξι αξιολογήσεις). Εκτιμήθηκε η εξέλιξη της κάμψης του γόνατος μετά από επαναλαμβανόμενες αναλύσεις. Εξετάστηκε η συσχέτιση μεταξύ των αλλαγών στην κάμψη του γόνατος, μεταξύ των εκτιμήσεων και του φύλου, του επιπέδου GMFCS, της αλλαγής στη ραχιαία κάμψη της ποδοκνημικής, του ύψους και της αλλαγής του βάρους. Τα αποτελέσματα της μελέτης έδειξαν ότι η πλειοψηφία των συμμετεχόντων (78%) κατέδειξε επεισόδια τόσο της αύξησης όσο και της μείωσης της κάμψης του γόνατος μεταξύ μεμονωμένων αξιολογήσεων και περαιτέρω ανάλυση διαπίστωσε ότι η ηλικία σχετίζεται με αυτήν τη μεταβλητότητα μεταξύ των αξιολογήσεων στην κάμψη του γόνατος. Τέλος, η βάρδιση με εύκαμπτο γόνατο δεν είναι πάντα προοδευτική στην αμφοτερόπλευρη εγκεφαλική παράλυση και καταδεικνύει μεταβλητότητα η οποία σχετίζεται με την ηλικία (O’ Sullivan, French & Horgan, 2020).

Με την αύξηση της βιοανάδρασης στην εκπαίδευση βάρδισης στην εγκεφαλική παράλυση, υπάρχει ανάγκη για μετρήσεις κινηματικής βάρδισης σε πραγματικό χρόνο. Το Πρότυπο Ανθρώπινου Σώματος (HBM) είναι ένα μοντέλο το οποίο αναπτύχθηκε πρόσφατα, βελτιστοποιημένο για υπολογισμούς κινηματικής σε πραγματικό χρόνο. Η μελέτη των Flux et al. (2020) αξιολόγησε τις διαφορές μεταξύ HBM και δύο κοινά χρησιμοποιούμενων μοντέλων για κλινική ανάλυση βάρδισης και συγκεκριμένα το μοντέλο Newington, επίσης γνωστό ως Plug – in - Gait (PiG) και τη βαθμονομημένη τεχνική ανατομικού συστήματος (CAST). Στην μελέτη συμμετείχαν 25 παιδιά με εγκεφαλική παράλυση με μέσο όρο ηλικίας τα 11 έτη. Οι τρισδιάστατες αναλύσεις βάρδισης πραγματοποιήθηκαν σε τρία εργαστήρια σε όλη την Ευρώπη, χρησιμοποιώντας ένα ολοκληρωμένο σετ δείκτη εκ νέου ανάκλασης ο οποίος περιλαμβάνει τρία μοντέλα: HBM, PiG και CAST. Η κινηματική βάρδισης από τα τρία μοντέλα συγκρίθηκε χρησιμοποιώντας στατιστική παραμετρική χαρτογράφηση και χρησιμοποιήθηκαν τιμές RMSE για τον ποσοτικό προσδιορισμό των διαφορών. Η ελάχιστη κλινικά σημαντική διαφορά ορίστηκε στους 5 °. Οι διαφορές του οβελιαίου επιπέδου ήταν κυρίως μικρότερες από 5 °. Για τα μετωπιαία και εγκάρσια επίπεδα, οι

διαφορές και στα τρία μοντέλα για όλες σχεδόν τις γωνίες τμήματος και άρθρωσης υπερέβησαν την τιμή της ελάχιστης κλινικής σημασίας. Ποιο μοντέλο περιέχει τις πιο ακριβείς πληροφορίες παραμένει αναποφάσιστο αφού κανένα από τα τρία μοντέλα δεν αντιπροσωπεύει μια βασική αλήθεια. Εν τω μεταξύ, μπορεί να συναχθεί το συμπέρασμα ότι και τα τρία μοντέλα είναι ισοδύναμα στην αναπαράσταση κινηματικής βάρδισης οβελιαίου επιπέδου στην κλινική ανάλυση βάρδισης (Flux et al., 2020).

4.2 Διερεύνηση χαρακτηριστικών βάρδισης παιδιών τυπικής ανάπτυξης Vs παιδιών με CP

Σε σύγκριση με τα παιδιά με τυπική ανάπτυξη, το βάρδιμα των παιδιών με CP είναι συνήθως ασύμμετρο, αργό και λιγότερο σταθερό. Η εκπαίδευση αποκατάστασης στο βάρδιμα είναι σημαντική για την αποκατάσταση της ικανότητας βάρδισης των ασθενών με CP και είναι πολύ σημαντική η ανάλυση βάρδισης της CP κατά τη διαδικασία αποκατάστασης του βάρδιματος (Chen et al., 2017).

Η έρευνα των Ma et al. (2019) είχε στόχο να διερευνήσει τα χαρακτηριστικά της βάρδισης σε παιδιά με σπαστική εγκεφαλική παράλυση κατά τη διάρκεια βάρδισης σε κεκλιμένο διάδρομο κάτω από περιβάλλον εικονικής πραγματικότητας. Δέκα παιδιά σπαστικής εγκεφαλικής παράλυσης (CP) και δέκα τυπικά αναπτυσσόμενα (TD) παιδιά κλήθηκαν να περπατήσουν σε διάδρομο στο επίπεδο του εδάφους και με κλίση 10 °. Τρισδιάστατα κινηματικά δεδομένα και δεδομένα δύναμης αντίδρασης εδάφους καταγράφηκαν σε ένα σύστημα περιβάλλοντος αποκατάστασης με τη βοήθεια υπολογιστή. Οι κινητικές παράμετροι καθώς και οι παράμετροι δυναμικής ισορροπίας υπολογίστηκαν χρησιμοποιώντας μια τυπική βιομηχανική προσέγγιση. Κατά τη διάρκεια του ανηφορικού περπατήματος και οι δύο ομάδες μείωσαν την ταχύτητα περπατήματος και το μήκος του διασκελισμού και αύξησαν την κορυφή της κλίσης της λεκάνης, τη ραχιαία κάμψη της ποδοκνημικής και την κάμψη του ισχίου. Σε σύγκριση με τα παιδιά με TD, τα παιδιά με CP είχαν μειωμένη ταχύτητα βάρδισης και μήκος διασκελισμού, μειωμένη στιγμή αιχμής απαγωγής ισχίου, αυξημένο ποσοστό φάσης στάσης, αυξημένη μέγιστη ραχιαία κάμψη ποδοκνημικής και κάμψη γόνατος και αυξημένη μέγιστη ροπή έκτασης ισχίου. Η κορυφαία γωνία περιστροφής

του κορμού, η γωνία του άκρου πόδα στην αρχική επαφή και το μήκος διασκελισμού έδειξαν ένα σημαντικό αποτέλεσμα αλληλεπίδρασης. Τα παιδιά CP παρουσίασαν παρόμοιες προσαρμογές για τις περισσότερες παραμέτρους βάδισης κατά τη διάρκεια ανηφορικού περπατήματος όπως τα παιδιά με TD. Με χαμηλότερη ταχύτητα βάδισης, τα παιδιά με CP είναι σε θέση να διατηρήσουν παρόμοια δυναμική ισορροπία με τα παιδιά με TD. Το ανηφορικό περπάτημα μεγεθύνει τα υπάρχοντα ανώμαλα πρότυπα βάδισης των παιδιών με εγκεφαλική παράλυση (Ma et al., 2019).

Με βάση το ότι τα άτομα με εγκεφαλική παράλυση εμφανίζουν αυξημένη μυϊκή δυσκαμψία, μυϊκή αδυναμία και μειωμένο εύρος κίνησης των αρθρώσεων και αυτό μπορεί να οδηγήσει σε ένα ανώμαλο πρότυπο βάδισης, το οποίο μπορεί να αυξήσει το ενεργειακό κόστος του περπατήματος και να συμβάλει στη μειωμένη συμμετοχή στη σωματική δραστηριότητα, η μελέτη των Noorkoiv et al. (2019) είχε βασικό στόχο την εξέταση των συσχετίσεων μεταξύ των γωνιών των κάτω αρθρώσεων, των ροπών, της δύναμης και της αποτελεσματικότητας του βαδίσματος σε παιδιά με ΕΠ. Η αποτελεσματικότητα του βαδίσματος μετρήθηκε με NNcost κατά τη διάρκεια 6 λεπτών υπέργειου περπατήματος με αυτοεπιλεγμένη ταχύτητα. Η κινηματική και η κινητική των κάτω άκρων κατά τη διάρκεια του βαδίσματος συλλέχθηκαν με τρισδιάστατη ανάλυση κίνησης, συγχρονισμένη με διάδρομο με ενσωματωμένες πλάκες δύναμης. Οι συσχετίσεις μεταξύ κινηματικής, κινητικής και NNcost εξετάστηκαν με πολυμεταβλητή γραμμική παλινδρόμηση. Τα αποτελέσματα της μελέτης έδειξαν ότι η μειωμένη έκταση της άρθρωσης του γόνατος και του ισχίου σχετίζεται με την αναποτελεσματικότητα βάδισης σε παιδιά με CP και τέλος ότι η ηλικία είναι ένας σημαντικός παράγοντας ο οποίος επηρεάζει τις συσχετίσεις μεταξύ της κινηματικής των αρθρώσεων του άκρου πόδα, του γόνατος και του ισχίου και της αποτελεσματικότητας της βάδισης (Noorkoiv et al., 2019).

Λόγω του ότι τα ελλείμματα στην κίνηση του άνω μέρους του σώματος έχουν λάβει λίγη προσοχή κατά τη διάρκεια του βαδίσματος σε παιδιά με ΕΠ με μοτίβο σκυφτής βάδισης (CGP), η έρευνα των Abbasi et al. (2018) είχε στόχο να περιγράψει τη συσχέτιση της κίνησης του κορμού με το κεκαμμένο γόνατο και την κινηματική των αρθρώσεων του άκρου πόδα σε παιδιά με ΕΠ με CGP. Για τις ανάγκες της έρευνας συλλέχθηκαν δεδομένα ανάλυσης βάδισης από 57 μέλη διπληγικών παιδιών με CGP

και 26 άκρα παιδιών φυσιολογικής ανάπτυξης. Οι κινηματικές παράμετροι του κορμού σε σχέση με τη λεκάνη εξήχθησαν στο οβελιαίο, εγκάρσιο και στεφανιαίο επίπεδο. Τα άκρα CP συγκεντρώθηκαν χρησιμοποιώντας ανάλυση συμπλεγμάτων K - μέσων σύμφωνα με τη γωνία κάμψης του γόνατος στην αρχική επαφή και τη μέση θέση της άρθρωσης του άκρου πόδα κατά τη φάση στάσης του κύκλου βάδισης, σε τρεις ομάδες. Εκτιμήθηκε ο συντελεστής συσχέτισης Pearson μεταξύ κινηματικών μεταβλητών γόνατος, άκρου πόδα και κορμού. Οι διαφορές μεταξύ των ομάδων αναλύθηκαν με Kruskal - Wallis και post hoc δοκιμές. Τα αποτελέσματα της έρευνας αποκάλυψαν: (1) οι συστάδες crouch είχαν μεγαλύτερη κλίση κορμού και μέση θέση περιστροφής από την κανονική, (2) το εύρος των κινήσεων της λοξότητας και της περιστροφής του κορμού παρουσίασε σημαντικές διαφορές μεταξύ του σκύλου και των συνηθισμένων συστάδων, (3) ο βαθμός κεκαμένου γόνατος είχε θετική συσχέτιση με τη μέση θέση του κορμού σε όλα τα επίπεδα και (4) η κινηματική των αρθρώσεων του άκρου πόδα στη φάση της στάσης συνδέθηκε με τη μέση θέση του κορμού σε όλα τα επίπεδα. Συνεπώς, η μέση θέση του κορμού συσχετίζεται με την υπερβολικά κεκαμένο γόνατο και την κινηματική των αρθρώσεων του άκρου πόδα σε παιδιά CP με CGP (Abbasi et al., 2018).

Με αφετηρία το γεγονός ότι το περπάτημα στα δάκτυλα των ποδιών παρατηρείται συχνά σε παιδιά με εγκεφαλική παράλυση, αλλά οι μηχανισμοί οι οποίοι εμπλέκονται δεν έχουν διευκρινιστεί επαρκώς, σε αντίθεση με το εθελοντικό περπάτημα στα δάκτυλα των ποδιών σε ενήλικες, το οποίο χαρακτηρίζεται από τον άμεσο έλεγχο των μυών του άκρου πόδα προκειμένου να εξασφαλιστεί η βέλτιστη σταθερότητα της άρθρωσης του άκρου πόδα κατά την πρόσκρουση στο έδαφος, οι Lorentzen et al. (2019) διερεύνησαν την ωρίμανση του εκούσιου βαδίσματος στα δάκτυλα των ποδιών σε τυπικά αναπτυσσόμενα παιδιά και τυπικά αναπτυγμένους ενήλικες και τη σύγκριναν με το ακούσιο βάδισμα στα δάκτυλα των παιδιών με εγκεφαλική παράλυση. Είκοσι οκτώ παιδιά με εγκεφαλική παράλυση (με μέση ηλικία τα 11 έτη), 24 τυπικά αναπτυσσόμενα παιδιά (με μέση ηλικία τα 12 έτη) και 15 ενήλικες (με μέση ηλικία τα 30,7 έτη) συμμετείχαν στη μελέτη. Η δραστηριότητα του EMG μετρήθηκε από τους πρόσθιους κνημιαίους και τους μύες του πέλματος μαζί με τη θέση της άρθρωσης του γόνατος καθώς και του άκρου πόδα κατά τη διάρκεια του βαδίσματος σε διάδρομο. Σε τυπικά αναπτυγμένους ενήλικες, η χαμηλή

μεταβλητότητα της πτώσης της φτέρνας από βήμα σε βήμα συσχετίστηκε με χαμηλή πρόσθια κνήμη και υψηλό EMG πέλματος χωρίς σημαντική σύζευξη μεταξύ των EMG των ανταγωνιστών μυών. Τα τυπικά αναπτυσσόμενα παιδιά έδειξαν σημαντική μείωση του εύρους EMG το οποίο σχετίζεται με την ηλικία και έφτασε σε επίπεδο ενηλίκων στην ηλικία των 10-12 ετών. Τα νεότερα τυπικά αναπτυσσόμενα παιδιά έδειξαν έναν ευρύ συγχρονισμό EMG ο οποίος σχετίζεται με μεγάλη συνοχή μεταξύ των ανταγωνιστικών μυϊκών δραστηριοτήτων. Η συνοχή του EMG μειώθηκε με την ηλικία και στην ηλικία των 10-12 ετών δεν παρατηρήθηκε συσχέτιση παρόμοια με αυτή των ενηλίκων. Αυτή η μείωση της συνοχής συνδέθηκε στενά με τη βελτίωση της σταθερότητας βήμα προς βήμα της άρθρωσης του άκρου πόδα. Τα παιδιά με εγκεφαλική παράλυση έδειξαν γενικά χαμηλότερα επίπεδα EMG από τα τυπικά αναπτυσσόμενα παιδιά και μεγαλύτερη μεταβλητότητα βήμα προς βήμα στη θέση της άρθρωσης του άκρου πόδα. Σε αντίθεση με τα τυπικά αναπτυσσόμενα παιδιά, τα παιδιά με εγκεφαλική παράλυση δεν εμφάνισαν καμία μείωση στο εύρος του πρόσθιου EMG της κνήμης. Με βάση τα παραπάνω αποτελέσματα, τα τυπικά αναπτυσσόμενα παιδιά αναπτύσσουν ώριμο προωθητικό έλεγχο της δραστηριότητας των μυών του άκρου πόδα καθώς μεγαλώνουν, έτσι ώστε στην ηλικία των 10-12 ετών να υπάρχει μικρή συστολή των μυών κατά τη διάρκεια της επαφής ποδιών - εδάφους κατά τη διάρκεια του περπατήματος στα δάκτυλα. Αντίθετα, στα παιδιά με εγκεφαλική παράλυση συνεχίζουν να συστέλλονται οι μύες του άκρου πόδα όταν περπατούν στα δάκτυλα των ποδιών. Συνεπώς, τα παιδιά με εγκεφαλική παράλυση διατηρούν ένα μοτίβο ενεργοποίησης συρρίκνωσης όταν περπατούν στα δάκτυλα των ποδιών λόγω των αδύναμων μυών και της ανεπαρκούς κινητικής και αισθητηριακής σηματοδότησης οι οποίες είναι απαραίτητες για τη βελτιστοποίηση προωθητικών κινητικών προγραμμάτων. Αυτά τα ευρήματα είναι σημαντικά για την κατανόηση της παθοφυσιολογίας και της θεραπείας του περπατήματος στα δάκτυλα των ποδιών (Lorentzen et al., 2019).

Αναντίρρητα, το φυσικό μοτίβο βάδισης ενός παιδιού είναι δυνατόν να επηρεαστεί από το εργαστηριακό περιβάλλον βάδισης. Διάφορες φορετές συσκευές οι οποίες χρησιμοποιούν αισθητήρες που έχουν φορεθεί στο σώμα έχουν αναπτυχθεί για την ανάλυση βάδισης. Ο σκοπός της μελέτης των Bregou et al. (2014) ήταν να επικυρώσει και να διερευνήσει τη χρήση αδρανειακών αισθητήρων για τη μέτρηση

επιλεγμένων χωροχρονικών παραμέτρων, με βάση την τρισδιάστατη πορεία του ποδιού, σε ανεξάρτητα περιπατητικά παιδιά με CP. Ουσιαστικά, πραγματοποίησαν μια μελέτη ελέγχου περιπτώσεων με 14 παιδιά με CP με μέσο όρο ηλικίας τα 11 έτη (7 παιδιά με CP και 7 παιδιά τυπικής ανάπτυξης). Η ακρίβεια της συσκευής η οποία φοριέται στα πόδια μετρήθηκε χρησιμοποιώντας ένα σύστημα αναφοράς οπτικής κίνησης. Η μέση ακρίβεια και για τις δύο ομάδες ήταν $3,4 \pm 4,6$ cm για μήκος διασκελισμού, $4,3 \pm 4,2$ cm / s για ταχύτητα και $0,5 \pm 2,9$ ° για γωνία πρόσκρουσης. Μεγαλύτερη στάση και μικρότερες φάσεις ταλάντευσης με αύξηση της διπλής στήριξης παρατηρήθηκαν σε παιδιά με CP. Το μήκος της πορείας, η ταχύτητα και η μέγιστη γωνιακή ταχύτητα κατά τη διάρκεια της ταλάντωσης μειώθηκαν στα παρετικά άκρα, με σημαντικές διαφορές στις γωνίες πρόσκρουσης και ανύψωσης. Τα παιδιά με εγκεφαλική παράλυση παρουσίασαν σημαντικά υψηλότερη μεταβλητότητα μεταξύ των διασκελισμών (που μετριέται με τον συντελεστή διακύμανσης) για ταχύτητα, μήκος βήματος, ταλάντευση και στάση. Κατά τη διάρκεια των τροχιών στροφής η ταχύτητα και το μήκος του βήματος μειώθηκαν σημαντικά και για τις δύο ομάδες, ενώ η στάση αυξήθηκε σημαντικά μόνο στα παιδιά με CP. Οι αδρανειακοί αισθητήρες που φορούν στα πόδια επέτρεψαν την ανάλυση σε χωροχρονικά δεδομένα βάδισης εκτός εργαστηριακού περιβάλλοντος με καλή ακρίβεια και συγκρίσιμα αποτελέσματα με αυτά που είναι γνωστά για τις παραλλαγές βάδισης κατά τη γραμμική βάδιση σε παιδιά με CP (Bregou et al., 2014).

Όσον αφορά το σφίξιμο του πελματιαίου καμπτήρα λόγω εκφυλισμών των μυών έχει τεκμηριωθεί συχνά σε παιδιά με σπαστική εγκεφαλική παράλυση, αλλά η συσταλτική συμπεριφορά των μυών είναι σε μεγάλο βαθμό ασαφής. Ειδικά η προσαρμοστικότητα της μυϊκής σύσπασης του γαστροκνημίου σε κεκλιμένη επιφάνεια θα μπορούσε να είναι σημαντική κατά τη διάρκεια της θεραπείας. Ο σκοπός της έρευνας των Hosl et al. (2016) ήταν η αξιολόγηση του εάν η προσαρμοστικότητα της μυϊκής σύσπασης του γαστροκνημίου σε κεκλιμένη επιφάνεια θα μπορούσε να είναι σημαντική κατά τη διάρκεια της θεραπείας σε παιδιά με εγκεφαλική παράλυση. Οι μέσες συσπάσεις του γαστροκνημίου μετρήθηκαν κατά τη διάρκεια του βαδίσματος του διαδρόμου προς τα εμπρός, σε ανηφόρα (+ 12 %) και προς τα κάτω (- 12 % πτώση) σε 15 παιδιά, ηλικίας 8 έως 10 ετών, με αμφοτερόπλευρη εγκεφαλική παράλυση, καθώς και στο βάδισμα σε 17 τυπικά

αναπτυσσόμενους ελέγχους μέσω υπερήχων και ανάλυσης κίνησης. Το παρατεταμένο πέλμα και το υπολογιζόμενο μήκος ελαστικού στοιχείου κατά τη διάρκεια της βάρδισης κανονικοποιήθηκαν στο καθιστό μήκος ανάπαυσης. Επιπλέον συλλέχθηκε ηλεκτρομυογραφία του έσω γαστροκνημίου, του πέλματος καθώς και της πρόσθιας κνήμης. Τα ευρήματα της έρευνας έδειξαν πως δεν υπήρχε καμία διαφορά στην εκκεντρική εξόρμηση. Η βάρδιση σε ανηφόρα αύξησε την ομόκεντρη εξόρμηση των γοφών σε παιδιά με εγκεφαλική παράλυση και παιδιά της ομάδας ελέγχου (κατά 23 % και 41 %) και την πρόσθια δραστηριότητα της κνήμης κατά τη διάρκεια της ταλάντευσης (κατά 33 % και 48 %). Ο οπισθοδρομικός κατηφορικός βηματισμός υπερδιπλασίασε (+ 112 %) την εκκεντρική εξόρμηση της παλινδρόμησης σε ασθενείς με εγκεφαλική παράλυση. Εκτός από τα έμφυτα βραχύτερα γόνατα σε κατάσταση ηρεμίας, το βάρδισμα προς τα εμπρός έδειξε ότι οι σπαστικοί γαστροκνήμιοι λειτουργούν σε μικρότερο σχετικό μήκος από αυτά των παιδιών της ομάδας ελέγχου. Το βάρδισμα σε ανηφόρα μπορεί να είναι χρήσιμο για την εκπαίδευση συγκεντρωτικά σε δεξιότητες push - off και την άρση ποδιών. Κατά τη διάρκεια του βάρδισματος προς τα πίσω, ο γαστροκνήμιος λειτουργεί ως "φρένο" εμφανίζοντας έκκεντρη συστολή η οποία θα μπορούσε ενδεχομένως να διεγείρει τη γένεση του σαρκομερίου σε σειρά με επαναλαμβανόμενη προπόνηση (Hosl et al., 2016).

Ο σκοπός της μελέτης των Ounpuu et al. (2015) ήταν να εξετάσει τις διαφορές στην κινηματική του βάρδισματος και τις χωροχρονικές παραμέτρους σε περιπατητικά παιδιά με μέσο όρο ηλικίας τα 12 έτη με αμφοτερόπλευρη σπαστική εγκεφαλική παράλυση (BSCP) μεταξύ των επιπέδων I - III του Gross Motor Function Classification System (GMFCS). Για τις ανάγκες της μελέτης πραγματοποιήθηκε μια αναδρομική ανασκόπηση παιδιών με BSCP τα οποία συμμετείχαν σε τρισδιάστατη ανάλυση βάρδισης (3DGA) σε επτά παιδιατρικά νοσοκομεία. Τα μέσα και οι τυπικές αποκλίσεις κάθε παραμέτρου βάρδισης ταξινομήθηκαν με επίπεδα GMFCS (I - III) και για μια τυπικά αναπτυσσόμενη ομάδα σύγκρισης. Δεδομένα από 292 παιδιά με BSCP (189 αγόρια και 103 κορίτσια με μέση ηλικία τα 12 έτη) συγκρίθηκαν με μια τυπικά αναπτυσσόμενη ομάδα σύγκρισης (24 αγόρια και 26 κορίτσια με ηλικία 10 έως 6 μηνών). Τα πρότυπα βάρδισης διέφεραν από τα τυπικά αναπτυσσόμενα σε όλα τα επίπεδα GMFCS, με αυξανόμενη απόκλιση καθώς το επίπεδο GMFCS αυξήθηκε σε 21 από τις 28 παραμέτρους. Παρά τις σημαντικές διαφορές στις επιλεγμένες μέσες

κινηματικές παραμέτρους μεταξύ των επιπέδων GMFCS όπως η γωνία γόνατος στην αρχική επαφή 24 °, 29 ° και 41 ° στα επίπεδα GMFCS I, II και III αντίστοιχα, υπήρξε επίσης σημαντική επικάλυψη μεταξύ των επιπέδων GMFCS. Τα αποτελέσματα της μελέτης έδειξαν ότι τα επίπεδα GMFCS δεν είναι δυνατόν να προσδιοριστούν χρησιμοποιώντας συγκεκριμένη κινηματική βάδισης. Συνεπώς, οι αποφάσεις της εκάστοτε θεραπείας θα πρέπει να καθοδηγούνται από ένα ολοκληρωμένο 3DGA το οποίο να επιτρέπει τη μέτρηση των βλαβών στο βάδισμα σε επίπεδο αρθρώσεων για κάθε άτομο (Ounpuu et al., 2015).

Η ταξινόμηση της βάδισης έχει χρησιμοποιηθεί ευρέως για παιδιά με CP για να βοηθήσει στη λήψη κλινικών αποφάσεων καθώς και να αξιολογήσει διαφορετικά αποτελέσματα θεραπείας. Ο σκοπός αυτής της μελέτης των Zhang & Ma (2019) ήταν να αξιολογήσει τους εποπτευόμενους αλγόριθμους μηχανικής μάθησης στην ταξινόμηση των προτύπων οβελιαίου βαδίσματος για παιδιά με σπαστική CP. Οι παράμετροι βάδισης εξήχθησαν από δεδομένα βάδισης που ελήφθησαν από διακόσια παιδιά με CP και χρησιμοποιήθηκαν για να αντιπροσωπεύσουν τα βασικά κινηματικά χαρακτηριστικά του βηματισμού του καθενός. Επτά εποπτευόμενοι αλγόριθμοι μηχανικής μάθησης συμπεριλαμβανομένου ενός τεχνητού νευρωνικού δικτύου (ANN), μια ανάλυση διάκρισης, ένα δέντρο αποφάσεων, καθώς και μια μηχανή διανυσματικής υποστήριξης (SVM) συγκρίθηκαν με την κατασκευή ενός συστήματος ταξινόμησης βάδισης με βάση ίδια δεδομένα βάδισης. Η απόδοση αυτών των αλγορίθμων αξιολογήθηκε στη συνέχεια χρησιμοποιώντας μια τυπική διαδικασία διασταυρούμενης επικύρωσης 10 φορές. Τα αποτελέσματα της έρευνας έδειξαν ότι το ANN έχει την καλύτερη ακρίβεια πρόβλεψης (με ποσοστό 93,5 %), με χαμηλό σφάλμα επαναφοράς (5,8 %), με υψηλή εξειδίκευση ($> 0,93$) και με υψηλή ευαισθησία ($> 0,92$). Ο αλγόριθμος του δέντρου αποφάσεων και ο SVM έχουν επίσης υψηλή ακρίβεια πρόβλεψης (με ποσοστό $> 77,9$ %), με χαμηλό σφάλμα επαναφοράς ($< 14,3$ %), με μέτρια ειδικότητα ($> 0,5$) και μέτρια ευαισθησία ($> 0,2$). Η διακριτική ανάλυση και οι μέθοδοι Bayes έχουν σχετικά χαμηλή απόδοση ταξινόμησης. Λαμβάνοντας υπόψη αυτά τα αποτελέσματα για την απόδοση της ταξινόμησης και την ακρίβεια πρόβλεψης, το ANN κρίνεται κατάλληλο για ταξινομήσεις βάδισης για παιδιά με CP. Τέλος, οι εποπτευόμενοι αλγόριθμοι

μηχανικής μάθησης είναι εφικτό δυνητικά να ενσωματωθούν σε ένα εξειδικευμένο σύστημα ανάλυσης βάδισης το οποίο μπορεί να ερμηνεύσει δεδομένα βάδισης καθώς και να δημιουργήσει αυτόματα αναλύσεις υψηλής ποιότητας (Zhang & Ma, 2019).

Συνεπακόλουθα, ο σκοπός της έρευνας των Abbasi et al. (2021) ήταν ο καθορισμός των υπάρχοντων σχημάτων στοιχειώδους βάδισης σε παιδιά με σπαστική διπληγική εγκεφαλική παράλυση. Η ανάλυση συμπλεγμάτων εφαρμόστηκε στα κινητικά δεδομένα του κάτω άκρου, της λεκάνης και του κορμού 64 άκρων παιδιών με σχέδιο βάδισης και 64 άκρων τυπικά αναπτυσσόμενων παιδιών. 89 μεταβλητές κινηματικής χρησιμοποιήθηκαν ως μεταβλητές εισόδου για την ομαδοποίηση. Για τις ανάγκες της έρευνας ορίστηκαν τέσσερις ομάδες συσπειρώσεων βάδισης. Το Sparse K – means, το οποίο αφορά μεθόδους ομαδοποίησης υψηλών διαστάσεων οι οποίοι εκτελούν ομαδοποίηση και επιλογή μεταβλητών ταυτόχρονα ακόμη και με χαμηλό μέγεθος δείγματος και μεγάλο αριθμό μεταβλητών, εντόπισε μεταβλητές με επιρροή και προσδιόρισε την κάμψη του γόνατος καθώς και του ισχίου ως σημαντικό παράγοντα στην ομαδοποίηση. Η κινηματική του κορμού, της λεκάνης και του άκρου πόδα προσδιορίστηκε σε κάθε ομάδα. Τα κινηματικά χαρακτηριστικά του κορμού και της λεκάνης συσχετίστηκαν έντονα με τη σοβαρότητα της κάμψης του γόνατος και του ισχίου. Οι συστάδες οι οποίες ελήφθησαν επιβεβαιώθηκαν με παρατήρηση. Τέλος, τα αποτελέσματα έδειξαν πως με την αυξανόμενη κάμψη του γόνατος, η κινηματική του κορμού και της λεκάνης ήταν πιο μακριά από τα πρότυπα των τυπικά αναπτυσσόμενων παιδιών (Abbasi et al., 2021).

Μια πρόσθετη μελέτη των Wallard et al. (2014) είχε στόχο την ανάδειξη της διαδικασίας ελέγχου της ισορροπίας κατά τη βάδιση σε παιδιά με CP αναλύοντας τις διαφορετικές στρατηγικές οι οποίες χρησιμοποιούνται για να δημιουργήσουν κίνηση προς τα εμπρός διατηρώντας παράλληλα την ισορροπία. Το δείγμα της μελέτης αποτέλεσαν 32 παιδιά (16 παιδιά με CP και 16 παιδιά με τυπική ανάπτυξη) με μέσο όρο ηλικίας τα 11 έτη. Τα δεδομένα συλλέχθηκαν χρησιμοποιώντας ένα σύστημα ανάλυσης κίνησης προκειμένου να παρέχεται μια κλινική ανάλυση βάδισης. Σύμφωνα με τα αποτελέσματα της μελέτης παρατηρήθηκαν σημαντικές διαφορές μεταξύ των δύο ομάδων ως προς τα κινητικά δεδομένα των δυνάμεων πρόωσης του

κέντρου μάζας (COM) και της δυναμικής τροχιάς του κέντρου πίεσης (COP) για τις κινητικές παραμέτρους. Η ανισορροπία που δημιουργείται από διαφορετικές τροχιές COM και COP παράγει τις προωστικές δυνάμεις που είναι υπεύθυνες για την εκκίνηση του ανθρώπινου βηματισμού. Επιπλέον, παρατηρήθηκε στα παιδιά με CP μια «ενιαία» στρατηγική στάσης με αποτέλεσμα να αυξάνεται η απόκλιση μεταξύ των τροχιών του COM - COP. Η συγκεκριμένη στρατηγική των παιδιών με CP χαρακτηρίζεται από μεγαλύτερη χρονική διάρκεια μεταξύ της στιγμής της απόκλισης της τροχιάς COM - COP και της στιγμής που έγιναν εμφανείς οι προωθητικές δυνάμεις προς τα εμπρός (Wallard et al., 2014)

Προηγούμενη έρευνα των Wallard et al. (2012) στόχευε στην ανάδειξη του ρόλου της σταθεροποίησης της κεφαλής καθώς και η ανάλυση του συντονισμού πολλών τμημάτων κεφαλής - κορμού κατά τη βάδιση σε παιδιά με εγκεφαλική παράλυση. Το δείγμα της έρευνας αποτελούνταν από 32 παιδιά (16 παιδιά με CP και 16 παιδιά τυπικής ανάπτυξης). Τα παιδιά έπρεπε να περπατήσουν κατά μήκος μιας πορείας με την ελεύθερη επιλεγμένη ταχύτητα βάδισης. Για κάθε κύκλο βάδισης, χρησιμοποιήθηκαν τεχνικές ανάλυσης κίνησης για τον υπολογισμό του πλάτους της γωνίας της κεφαλής (σε σχέση με τον κορμό) στο οβελιαίο και μετωπικό επίπεδο. Η κινηματική ανάλυση αποκάλυψε μια σειρά σημαντικών διαφορών μεταξύ των ομάδων, με μια πιο έντονη διακύμανση στη γωνία κεφαλής (σε σχέση με τον κορμό) στην ομάδα CP από ότι στην ομάδα ελέγχου. Δεν υπήρχαν σημαντικές διαφορές μεταξύ των ομάδων όσον αφορά το γωνιακό πλάτος της κεφαλής στο οβελιαίο επίπεδο. Με βάση τα παραπάνω αποτελέσματα, η μεγαλύτερη μεταβλητότητα της γωνίας της κεφαλής στο μετωπιαίο επίπεδο στα θέματα CP είναι δυνατόν να αντικατοπτρίζει την παρουσία μεγαλύτερου κυλίνδρου κεφαλής ως αντισταθμιστική στρατηγική. Αυτά τα ευρήματα υποδηλώνουν ότι η κλινική αξιολόγηση της στάσης του σώματος κατά τη βάδιση σε παιδιά με CP πρέπει να επανεξεταστεί (Wallard et al., 2012).

Όσον αφορά τη δυναμική ακαμψία της άρθρωσης, αυτή αντιπροσωπεύει την αντίσταση στην οποία αντιτίθεται ένας σύνδεσμος σε μια εφαρμοζόμενη ροπή. Η δυσκαμψία προκύπτει σε συνθήκες χαλάρωσης, αστάθειας και αυξημένης συν-συστολής της άρθρωσης και χρησιμοποιείται συνήθως ως μέσο σταθεροποίησης της

άρθρωσης. Η άρθρωση του γόνατος φαίνεται να είναι καθοριστική για τον προσδιορισμό του σχεδίου βάδισης. Ο σκοπός της μελέτης των Galli et al. (2018) ήταν να διερευνήσει τη σχέση μεταξύ του προτύπου βάδισης, που ποσοτικοποιείται παγκοσμίως από το Gait Profile Score (GPS), το οποίο υποδηλώνει την «ποιότητα» μιας συγκεκριμένης στρατηγικής βάδισης και τη δυναμική δυσκαμψία των αρθρώσεων του γόνατος (Kk) σε παιδιά με CP (διπληγία). Το Kk εκφράζεται με τη γραφική παράσταση των τιμών της στιγμής κάμψης - έκτασης του γόνατος έναντι της γωνίας κάμψης - έκτασης του γόνατος κατά την αποδοχή του βάρους. Σε αυτό το διάστημα, προσαρμόστηκε η γραμμική παλινδρόμηση. Ο γωνιακός συντελεστής της γραμμικής παλινδρόμησης αντιστοιχεί στον δείκτη ακαμψίας της άρθρωσης. Σε αυτή τη μελέτη έλαβαν μέρος 61 παιδιά με διπληγία και 18 παιδιά τυπικής ανάπτυξης με μέσο όρο ηλικίας τα 11 έτη. Από τα δεδομένα ανάλυσης βάδισης, υπολογίστηκε το GPS (με τα Gait Variable Scores - GVS) και το Kk. Τα δεδομένα έδειξαν ότι οι τιμές του GPS και των GVS για τους ασθενείς με διπληγία ήταν υψηλότερες σε σύγκριση με τα υγιή παιδιά της ομάδας ελέγχου. Οι τιμές Kk για τους ασθενείς δεν ήταν στατιστικά διαφορετικές από εκείνες των παιδιών της ομάδας ελέγχου. Η συσχέτιση μεταξύ Kk και GPS δεν έδειξε την ύπαρξη σημαντικής σχέσης. Έτσι, ο λειτουργικός περιορισμός στα διπληγικά παιδιά δεν φαίνεται να σχετίζεται αυστηρά με το Kk (Galli et al., 2018).

Ο σκοπός της μελέτης των Kim & Son (2014) ήταν να προσδιοριστούν οι διαφορές στις παραμέτρους χωροχρονικής βάδισης μεταξύ παιδιών με σπαστική διπληγική CP και παιδιών με φυσιολογική ανάπτυξη (TD). Δεκαέξι παιδιά (οκτώ παιδιά με σπαστική διπληγική CP και οκτώ παιδιά φυσιολογικής ανάπτυξης) προσλήφθηκαν για συμμετοχή ως εθελοντές σε αυτή τη μελέτη. Τα παιδιά με φυσιολογική ανάπτυξη είχαν επίπεδο συστήματος κατάταξης ακαθάριστης κινητικής λειτουργίας (GMFC) μεταξύ I και II. Η αντικειμενική ανάλυση βάδισης πραγματοποιήθηκε χρησιμοποιώντας το σύστημα OrthoTrak 6.4 (Motion Analysis, Santa Rosa, CA, ΗΠΑ) και οι δείκτες αποκτήθηκαν χρησιμοποιώντας ένα σύστημα παρακολούθησης σε πραγματικό χρόνο EVaRT 6.1 (Motion Analysis, Santa Rosa, CA, ΗΠΑ) με σύστημα οκτώ καμερών (σύστημα Hawk, Motion Analysis, Santa Rosa, CA, USA). Οι χωροχρονικές παράμετροι περιελάμβαναν ταχύτητα βάδισης, ρυθμό, μήκος βηματισμού και ποσοστά στήριξης με ένα και

δύο άκρα. Πριν από τη συλλογή δεδομένων, όλοι οι συμμετέχοντες είχαν την ευκαιρία να εξασκηθούν στο περπάτημα. Οι συμμετέχοντες περπάτησαν με άνετη ταχύτητα βάδισης σε τρεις δοκιμές. Τα αποτελέσματα της μελέτης έδειξαν πως η ταχύτητα βαδίσματος, ο ρυθμός, το μήκος διασκελισμού και το πλάτος του βήματος των παιδιών με σπαστική διπληγική CP με GMFC μεταξύ I και II ήταν σε επίπεδο 60 %, 77 %, 73 % και 160 %, αντίστοιχα, με αυτών των παιδιών με φυσιολογική ανάπτυξη. Τα ποσοστά στήριξης δεξιού και αριστερού διπλού άκρου ήταν 188 % και 179 % υψηλότερα, αντίστοιχα και το ποσοστό στήριξης του ενός άκρου ήταν μικρότερο κατά 83% και 82%. Τα παραπάνω αποτελέσματά παρέχουν αντικειμενικές ενδείξεις για σαφείς διαφορές στις παραμέτρους χωροχρονικής βάδισης μεταξύ παιδιών με σπαστική διπληγική CP επιπέδου I ή II και θα ήταν χρήσιμα για άτομα τα οποία ασχολούνται με τη φροντίδα αυτών των παιδιών (Kim & Son, 2014).

4.3 Θεραπευτικές παρεμβάσεις

Για τη βελτίωση της κινητικής λειτουργίας, πολλές τεχνολογικές εξελίξεις έχουν εισαχθεί στον τομέα της αποκατάστασης για να συμπληρώσουν τις συμβατικές θεραπευτικές παρεμβάσεις. Μεταξύ αυτών των τεχνικών, η εκπαίδευση της βάδισης με τη βοήθεια ρομπότ ή άλλα συστήματα με τη βοήθεια υπολογιστή υλοποιήθηκαν μετά από τεχνολογικές προσαρμογές στον παιδιατρικό τομέα (Fasoli, et al., 2012). Τα προκαταρκτικά αποτελέσματα υποστήριξαν την εφικτότητα αυτών των νέων προσεγγίσεων στο κλινικό πλαίσιο (Bayon et al., 2016, Calanca, Piazza, & Fiorini, 2012). Η κλινική εμπειρία υποδηλώνει ότι η εκπαίδευση στο βάδισμα σε παιδιά με σημαντικά γνωστικά ελλείμματα θα μπορούσε να διεξαχθεί ακόμη πιο αποτελεσματικά χρησιμοποιώντας θεραπεία με ρομπότ παρά την συμβατική εκπαίδευση (Fasoli et al., 2012).

Το CPWalker (Bayón et al., 2017) είναι μια ρομποτική πλατφόρμα η οποία έχει σχεδιαστεί για να βοηθήσει τα παιδιά με CP να ανακτήσουν τη λειτουργία βάδισης. Η πλατφόρμα αποτελείται από έναν έξυπνο περιπατητή hands-free και έναν εξωσκελετό κάτω άκρων. Βασίζεται στην εμπορικά διαθέσιμη συσκευή NFWalker (Made For Movement, Νορβηγία) με κάποιες μηχανικές τροποποιήσεις για να μετατραπεί σε ενεργή πλατφόρμα αποκατάστασης. Αυτή η τροποποίηση είχε ως αποτέλεσμα την ενσωμάτωση τεσσάρων ενεργών συστημάτων στη συσκευή. Επιπλέον, περιλαμβάνει μια διεπαφή ανθρώπου - ρομπότ (HRi) η οποία αποτελείται από ένα σύνολο αισθητήρων προσαρτημένων στη συσκευή. Ο ρόλος του είναι να καθιερώσει την αλληλεπίδραση με τον χρήστη κατά τη διάρκεια παρεμβάσεων οι οποίες βασίζονται σε ρομπότ, επιτρέποντας τον έλεγχο της συσκευής. Παρ' όλο που η πλατφόρμα CPWalker είναι παρόμοια με άλλες που υιοθετήθηκαν πριν από αυτή (Calanca, Piazza & Fiorini, 2012, Smania, et al., 2011), σκοπό της αποτελεί η δημιουργία ενός ολοκληρωμένου μοντέλου αποκατάστασης. Αυτό επιτυγχάνεται μέσω: (i) επιτρέποντας τη δυνατότητα ελεύθερης κυκλοφορίας σε πραγματικό περιβάλλον, (ii) συμπεριλαμβανομένων των στρατηγικών Assist as Need (AAN) και (iv) ενσωματώνοντας το Κεντρικό Νευρικό Σύστημα (ΚΝΣ) στον βρόχο ανθρώπου - ρομπότ, ο οποίος είναι γνωστός ως προσέγγιση «από πάνω προς τα κάτω» (Belda – Lois et al., 2011).

Η βασική ιδέα του CPWalker στοχεύει στην προώθηση της πρόωμης ενσωμάτωσης ασθενών με CP στη θεραπεία αποκατάστασης και αυξάνει το επίπεδο έντασης και συχνότητας των ασκήσεων. Αυτό επιτρέπει τη διατήρηση των θεραπευτικών μεθόδων σε καθημερινή βάση, με την πρόθεση να οδηγήσει σε σημαντικές βελτιώσεις στα αποτελέσματα της θεραπείας. (Bayón et al., 2017).

Η έρευνα των Aycardi et al. (2019) είχε στόχο την αξιολόγηση των αποτελεσμάτων της παρέμβασης αποκατάστασης η οποία βασίζεται στο CPWalker σε παιδιά με εγκεφαλική παράλυση συγκρίνοντας τις διαφορετικούς παραμέτρους βαδίσματος πριν, κατά τη διάρκεια και μετά τη χρήση της πλατφόρμας. Η αξιολόγηση χωρίστηκε σε τρία στάδια όπου οι παράμετροι βάδισης και οι δείκτες συμμετρίας ήταν οκτώ στο δείγμα που αξιολογήθηκε (8 παιδιά ηλικίας 8 έως 16 ετών). Στο πρώτο στάδιο, οι ασθενείς περπατούσαν μόνο με τη βοήθεια που λαμβάνουν κανονικά στην καθημερινή τους ζωή. Κατά το δεύτερο στάδιο, περπάτησαν με το CPWalker και τελικά, στο τρίτο στάδιο, επανέλαβαν το βάδισμά τους χωρίς την πλατφόρμα. Σε όλα τα στάδια φορούσαν αδρανειακό G-Sensor ενώ περπατούσαν στις εγκαταστάσεις του νοσοκομείου. Τα αποτελέσματα έδειξαν στατιστικά σημαντικές διαφορές σε αρκετές χωροχρονικές παραμέτρους, πυελικές γωνίες και στο γενικό κύκλο βάδισης, με και χωρίς τη χρήση της ρομποτικής συσκευής. Για τους οκτώ ασθενείς ο ρυθμός, η ταχύτητα και το μήκος βήματος παρουσίασαν παρόμοιες τιμές κατά τη σύγκριση πριν και μετά τη θεραπεία. Ωστόσο, μειώθηκαν κατά τη διάρκεια της παρέμβασης τόσο τα μέσα όσο και οι τυπικές αποκλίσεις. Δεν βρέθηκαν σημαντικές διαφορές στους δείκτες συμμετρίας με τη χρήση της πλατφόρμας. Παρ' όλα αυτά, παρατηρήθηκε μείωση του εύρους των πυελικών γωνιών και της πρόωσης. Συμπερασματικά, το CPWalker είναι δυνατόν να βελτιώσει τη μυϊκή δύναμη και τα πρότυπα βάδισης των ασθενών με εγκεφαλική παράλυση μακροπρόθεσμα και να παρέχει χρήσιμες πληροφορίες για το σχεδιασμό των μελλοντικών γενεών ρομποτικών συσκευών αποκατάστασης. (Aycardi et al., 2019).

Συνεπακόλουθα, η έρευνα των Bayon et al. (2016) με δείγμα 3 παιδιά (1 κορίτσι και 2 αγόρια) με Σπαστική Διπληγία, έδειξε ότι μετά από δέκα συνεδρίες εξατομικευμένης προπόνησης με CPWalker, τα παιδιά βελτίωσαν τη μέση ταχύτητα

(51,94 ± 41,97 %), τον ρυθμό (29,19 ± 33,36 %) και το μήκος του βήματος (26,49 ± 19,58 %) σε κάθε πόδι. Τα αποτελέσματα δείχνουν τη δυνατότητα της νέας ρομποτικής πλατφόρμας να χρησιμεύσει ως εργαλείο αποκατάστασης. Ο αυτόνομος έλεγχος της κίνησης και της αντίστασης ενίσχυσε τη συμμετοχή των παιδιών κατά τη διάρκεια των θεραπειών. Επιπλέον, ο έλεγχος της στάσης των συμμετεχόντων βελτιώθηκε σημαντικά, γεγονός που δείχνει τη χρησιμότητα της προσέγγισης που βασίζεται στην προώθηση του ελέγχου του κορμού του ασθενούς ενώ εκτελείται η θεραπεία μετακίνησης. Τα αποτελέσματα δείχνουν τη δυνατότητα της νέας ρομποτικής πλατφόρμας να χρησιμεύσει ως εργαλείο αποκατάστασης. Ο αυτόνομος έλεγχος της κίνησης και της αντίστασης ενίσχυσε τη συμμετοχή των παιδιών κατά τη διάρκεια των θεραπειών. Επιπλέον, ο έλεγχος της στάσης των συμμετεχόντων βελτιώθηκε σημαντικά, γεγονός που δείχνει τη χρησιμότητα της προσέγγισης που βασίζεται στην προώθηση του ελέγχου του κορμού του ασθενούς ενώ εκτελείται η θεραπεία μετακίνησης (Bayon et al., 2016).

Η μελέτη των Wallard et al. (2018) είχε ως βασικό σκοπό την ανάδειξη της επίδρασης της ρομποτικής υποβοήθησης αποκατάστασης βάδισης στο βάδισμα παιδιών με εγκεφαλική παράλυση (CP) και πιο συγκεκριμένα σε διαφορετικές στρατηγικές οι οποίες χρησιμοποιούνται για να προωθηθούν ενώ διατηρούν την ισορροπία τους. Το δείγμα αποτελούνταν από 30 παιδιά με μέσο όρο ηλικίας τα 12 έτη, τα οποία χωρίστηκαν σε δύο ομάδες με τέτοιο τρόπο ώστε να αποκτήσουν έναν τυχαιοποιημένο ελεγχόμενο πληθυσμό: i) μια ομάδα δεκατεσσάρων παιδιών (Θεραπευόμενη Ομάδα) υποβλήθηκαν σε 20 συνεδρίες θεραπείας προπόνησης βάδισης με ρομποτική βοήθεια με ορθωτική συσκευή Lokomat® Pediatric (Hocoma AG, Volketswil, Ελβετία) σε σύγκριση με ii) μια ομάδα δεκαέξι παιδιών χωρίς συνεδρίες Lokomat® Pediatric (Ομάδα Ελέγχου). Τα δεδομένα συλλέχθηκαν με σύστημα ανάλυσης κίνησης (Vicon® - Oxford Metrics, Oxford, UK). Η ανάλυση των κινητικών παραμέτρων έδειξε ότι τα παιδιά που ανήκουν στην ομάδα θεραπείας υιοθετούσαν νέα οργάνωση βάδισης με βελτίωση της στάσης και της κινητικής λειτουργίας και ένα πρότυπο βάδισης σημαντικά διαφορετικό σε σύγκριση με την ομάδα ελέγχου (Wallard et al., 2018). Τα αποτελέσματα που παρατηρήθηκαν επιβεβαιώνουν αυτά που αναφέρθηκαν από προηγούμενες μελέτες (Maghini et al., 2014, Klobucká et al., 2013, Borggraefe et al., 2010, Druzbecki et al., 2010,

Montinaro et al., 2010). Πράγματι, η ανάλυση των κινητικών παραμέτρων έδειξε ότι τα παιδιά που ανήκουν στην ομάδα θεραπείας υιοθετούσαν νέα οργάνωση βάδισης με βελτίωση της στάσης και της κινητικής λειτουργίας και ένα πρότυπο βάδισης σημαντικά διαφορετικό σε σύγκριση με την ομάδα ελέγχου (Wallard et al., 2018).

Αναντίρρητα, η ενεργός όρθωση Lokomat είναι μία από τις νεότερες συσκευές που εφαρμόζονται στην αποκατάσταση. Η μελέτη των Druzicki et al. (2010) δείχνει ότι η προπόνηση με ενεργό όρθωση μπορεί να έχει θετική επίδραση στη βελτίωση της ισορροπίας στα παιδιά με CP. Ο βασικός στόχος της μελέτης αυτής αφορούσε την αξιολόγηση των ικανοτήτων ισορροπίας σε παιδιά με σπαστική διπληγική εγκεφαλική παράλυση στο εάν αποκαταστάθηκαν χρησιμοποιώντας την ορθωτική συσκευή επανεκπαίδευσης της βάδισης Lokomat (Druzicki et al., 2010).

Προηγούμενη μελέτη των Wallard, Dietrich, & Kerlirzin (2017), με δείγμα 30 παιδιά ηλικίας 8 έως 10 ετών είχε στόχο την αποσαφήνιση της επίδρασης της εκπαίδευσης βάδισης με χρήση ρομποτικής βοήθειας (EBPB) στο δυναμικό έλεγχο ισορροπίας στη βάδιση παιδιών με εγκεφαλική παράλυση. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι η EBPB προσφέρει καλύτερο έλεγχο κορμού και βελτιώνει τα κινηματικά χαρακτηριστικά των κάτω άκρων (Wallard, Dietrich & Kerlirzin, 2017).

Η μελέτη των Wu et al. (2011) είχε στόχο την διερεύνηση της αποτελεσματικότητας της συνδυασμένης προπόνησης παθητικής διάτασης και ενεργητικής κίνησης με παιχνίδια με κίνητρα χρησιμοποιώντας ένα φορητό ρομπότ αποκατάστασης, όπου δώδεκα παιδιά με ήπια έως μέτρια σπαστική CP συμμετείχαν σε ρομποτική αποκατάσταση 3 φορές την εβδομάδα για 6 εβδομάδες. Κάθε συνεδρία περιλάμβανε 20 λεπτά παθητικής διάτασης ακολουθούμενη από 30 λεπτά προπόνηση ενεργητικής κίνησης και ολοκληρωνόταν με 10 λεπτά παθητικού τεντώματος. Αξιολογήθηκε η παθητική ROM (PROM), η ενεργός ROM (AROM), η μυϊκή δύναμη των ραχιαίων και των πελματιαίων καμπτήρων και πρόσθετα λειτουργικά μέτρα (Κλίμακα ισορροπίας για παιδιά, 6 λεπτά περπάτημα και Timed Up – and - Go) πριν και μετά την παρέμβαση 6 εβδομάδων. Τα αποτελέσματα της μελέτης έδειξαν σημαντικές αυξήσεις που παρατηρήθηκαν στη ραχιαία κάμψη PROM, AROM και στη μυϊκή δύναμη της ραχιαίας κίνησης. Ο έλεγχος της κίνησης βελτιώθηκε σημαντικά και λειτουργικά, οι συμμετέχοντες έδειξαν σημαντικά βελτιωμένη

ισορροπία και αυξημένη απόσταση βάδισης. Τέλος, υπήρξαν βελτιώσεις στις βιομηχανικές ιδιότητες των αρθρώσεων, την απόδοση ελέγχου κίνησης και τη λειτουργική ικανότητα στην ισορροπία και την κινητικότητα (Wu et al., 2011).

Γεγονός αποτελεί ότι τα παιδιά με CP έχουν συχνά άτυπα σχέδια στάσης του σώματος και ανώμαλα πρότυπα βάδισης που προκύπτουν από λειτουργικές στρατηγικές για την αντιστάθμιση πρωτογενών ανωμαλιών που οφείλονται άμεσα σε βλάβες στο Κεντρικό Νευρικό Σύστημα. Αυτές οι ανωμαλίες μπορεί να οδηγήσουν μακροπρόθεσμα σε προσαρμογές στον κινητικό έλεγχο σε αυτά τα παιδιά (Aisen, et al., 2011). Η πλειοψηφία αυτών των παιδιών έχουν διαταραχές βάδισης. Ωστόσο, οι περισσότερες κλινικές μελέτες που χρησιμοποιούν ποσοτική ανάλυση βάδισης επικεντρώνονται γενικά στη στρατηγική των κάτω άκρων και τείνουν να αγνοούν τη στρατηγική του άνω σώματος (κίνηση κεφαλής και κορμού, ταλάντευση χεριών), οι οποίες εμπλέκονται σε μεγάλο βαθμό στη διατήρηση της δυναμικής ισορροπίας κατά τη βάδιση. Έως σήμερα, μόνο λίγες μελέτες (Wallard et al., 2014, Heyrman et al., 2014, Heyrman et al., 2013, Wallard et al., 2012) έδειξαν ότι η βάδιση CP χαρακτηρίζεται από ισχυρή αστάθεια και ακαμψία όλου του σώματος, ιδιαίτερα του άνω μέρους του σώματος με μείωση της περιστροφής του κορμού και του κεφαλιού σε σχέση με τη λεκάνη. Αυτή η δυσκαμψία του άνω μέρους του σώματος και κυρίως του κορμού, επιτρέπει στο παιδί να ελέγχει αλλά και να μειώνει την επίδραση των κινήσεων των κάτω άκρων στο κεφάλι και ως εκ τούτου να σταθεροποιεί το κεφάλι κατά τη βάδιση. Αυτή η σταθεροποίηση παίζει πολύ σημαντικό ρόλο κατά την αποκατάσταση της βάδισης, με χαρακτηριστικό παράδειγμα το ρομποτικό σύστημα Lokomat® το οποίο εισάγεται όλο και περισσότερο στην παιδιατρική αποκατάσταση. Αυτή η θεραπεία χρησιμοποιείται στη θεραπεία παιδιών με κινητικά προβλήματα σε μια προσπάθεια βελτίωσης των ικανοτήτων στάσης και βάδισης. Με βάση την αρχή προπόνησης με διάδρομο ο οποίος υποστηρίζεται από το σωματικό βάρος, ο κύριος σκοπός του είναι να αποκτηθεί ξανά το λειτουργικό βάδισμα μέσω μιας εντατικής και επαναλαμβανόμενης προσομοίωσης προτύπων βάδισης για τα κάτω άκρα και μιας αισθητηριακής διέγερσης μέσω οπτικών και ακουστικών ανατροφοδοτήσεων διαφόρων σοβαρών παιχνιδιών (εκπαίδευση προσανατολισμένη στην εργασία) (Aisen et al., 2011, Holt & Mikati, 2011, Krakauer & Mazzoni, 2011).

Η έρευνα των Borggraefe et al. (2010) με δείγμα 20 ασθενείς με αμφοτερόπλευρη εγκεφαλική παράλυση (10 αγόρια και 10 κορίτσια με μέσο όρο ηλικίας τα 11 έτη) είχε στόχο την διερεύνηση της επίδρασης της ρομποτικής υποβοήθησης της θεραπείας με διάδρομο στην απόδοση της στάσης και του περπατήματος σε παιδιά και εφήβους με εγκεφαλική παράλυση καθώς και τον καθορισμό των παραμέτρων που επηρεάζουν το αποτέλεσμα. Τα παιδιά υποβλήθηκαν σε 12 συνεδρίες θεραπείας με ορθωτική συσκευή επανεκπαίδευσης βάδισης Lokomat. Τα αποτελέσματα έδειξαν πως υπήρξαν βελτιώσεις στη λειτουργικότητα της όρθιας στάσης και του περπατήματος μετά από δοκιμή 3 εβδομάδων θεραπείας ρομποτικής υποβοήθησης μέσω διαδρόμου. Βέβαια η σοβαρότητα της κινητικής βλάβης επηρεάζει με καθοριστικό τρόπο το μέγεθος της επιτευχθείσας βελτίωσης (Borggraefe et al., 2010). Γεγονός στο οποίο συμφωνεί και η πιλοτική μελέτη των Klobucká et al. (2013), η οποία είχε στόχο την αξιολόγηση της επίδρασης της RATT (προπόνηση με διάδρομο με ρομπότ) στην κινητική λειτουργία σε ασθενείς με εγκεφαλική παράλυση ανάλογα με τη σοβαρότητα της κινητικής βλάβης. Το δείγμα της μελέτης αποτέλεσαν 51 ασθενείς με μέσο όρο ηλικίας τα 12 έτη. Οι ασθενείς χωρίστηκαν σε δύο ομάδες ανάλογα με τη σοβαρότητα της κινητικής βλάβης που καθορίστηκε από το την Κλίμακα ταξινόμησης λειτουργιών κίνησης (GMFCS). Και οι 51 συμμετέχοντες υποβλήθηκαν σε 20 συνεδρίες. Τα αποτελέσματα της μελέτης έδειξαν πως το RATT είναι μια πολλά υποσχόμενη θεραπευτική επιλογή σε ασθενείς με εγκεφαλική παράλυση. (Klobucká et al., 2013).

Η έρευνα των Booth et al. (2019) είχε στόχο να διερευνηθεί η άμεση ανταπόκριση στη βιοανάδραση με βάση το avatar σε 3 κλινικά σημαντικές παραμέτρους βάδισης: μήκος βήματος, έκταση γόνατος και δύναμη άκρου πόδα σε παιδιά με CP. Το δείγμα της έρευνας αποτελούνταν από 22 παιδιά με σπαστική CP ικανά να περπατήσουν χωρίς βοηθητικές συσκευές. Τα παιδιά περπάτησαν σε διάδρομο με περιβάλλον εικονικής πραγματικότητας. Μετά την ανάλυση βάδισης βάσης, τους ζητήθηκε να βελτιώσουν τις πτυχές της βάδισης τους. Τα παιδιά απεικόνιζαν τον εαυτό τους ως avatar, που αντιπροσωπεύει την κίνηση σε πραγματικό χρόνο. Υποβλήθηκαν σε μια σειρά δοκιμών διάρκειας 2 λεπτών που έλαβαν βιοανάδραση με βάση το avatar για το μήκος του βήματος, την έκταση του γόνατος και τη δύναμη του άκρου πόδα. Το μοτίβο βάδισης, όπως μετρήθηκε από τις

γωνίες, τις δυνάμεις και τις χωροχρονικές παραμέτρους, συγκρίθηκαν μεταξύ δοκιμών βάσης και βιοανάδρασης. Οι συμμετέχοντες μπόρεσαν να προσαρμόσουν το μοτίβο βάδισης με βιοανάδραση, σε άμεση ανταπόκριση, φτάνοντας σε μεγάλες αυξήσεις στην παραγωγή ισχύος στον άκρο πόδα στο push - off (37,7 %) και κλινικά σημαντικές βελτιώσεις στην έκταση του γόνατος (7,4°) και το μήκος του βήματος (12,7 %). Η βιοανάδραση σε μία παράμετρο είχε έμμεση επίδραση σε άλλες πτυχές της βάδισης. Συμφώνα με τα αποτελέσματα της έρευνας τα παιδιά με CP παρουσιάζουν ικανότητα στην κινητική λειτουργία για να επιτύχουν βελτιώσεις σε κλινικά σημαντικές πτυχές της βάδισης (Booth et al., 2019).

Στα παιδιά με CP παρατηρείται αλλοιωμένη δραστηριότητα ηλεκτρομυογραφίας (EMG) και πρότυπα βάδισης σε σύγκριση με τα τυπικά αναπτυσσόμενα παιδιά (TD). Όπως επίσης παρατηρείται μειωμένη εκούσια ενεργοποίηση, καθώς και ακατάλληλος χρόνος και αυξημένη συν-ενεργοποίηση των ανταγωνιστών μυών με βάση τις μετρήσεις EMG. Παρ' όλο που το EMG συνδέεται άμεσα με τη μυϊκή δράση και αντανακλά την κατάσταση διέγερσης του μυός, δεν είναι ανάλογο με τη μυϊκή δύναμη κατά τη διάρκεια δυναμικών συσπάσεων (όπως για παράδειγμα κατά το βάδισμα), επειδή τόσο το μήκος όσο και η ταχύτητα συστολής των μυών επηρεάζουν τη σχέση του με τη μυϊκή δύναμη. Οι ενέσεις αλλαντικής τοξίνης τύπου A (BTX - A) χρησιμοποιούνται για τη διόρθωση της μη φυσιολογικής μυϊκής ισορροπίας σε παιδιά με CP. Ουσιαστικά, το BTX - A μειώνει προσωρινά τη μυϊκή ενεργοποίηση. Όταν χρησιμοποιείται για τη θεραπεία του ανώμαλου μυϊκού τόνου και της σπαστικότητας, παρέχει μια περίοδο μείωσης του τόνου για περίπου 12 - 16 εβδομάδες. Κατά τη διάρκεια αυτής της περιόδου, η βελτίωση της λειτουργικής ικανότητας είναι δυνατόν να επιτευχθεί όταν συνδυάζεται με εντατική φυσιοθεραπεία. Ουσιαστικά, η θεραπεία με ενέσεις BTX - A βελτιώνει τις χωροχρονικές παραμέτρους, τη ραχιαία κάμψη της ποδοκνημικής και τις γωνίες έκτασης του γόνατος, καθώς και το εύρος κίνησης του ισχίου. Σκοπό της έρευνας των Wesseling et al. (2020) αποτελεί η διερεύνηση της επίδρασης των ενέσεων BTX - A στις δυναμικές μυϊκές δυνάμεις κατά τη διάρκεια της βάδισης, όταν υπολογίζονται χρησιμοποιώντας μια προσέγγιση περιορισμένη με ηλεκτρομυογραφία (EMG). Στην έρευνα χρησιμοποιήθηκαν αναδρομικά δεδομένα από δέκα τυπικά αναπτυσσόμενα παιδιά (TD) και από δεκατέσσερα παιδιά με σπαστική CP, για

μυοσκελετική μοντελοποίηση και δυναμικές προσομοιώσεις βάδισης, πριν και μετά τη θεραπεία με BTX - A. Οι μεμονωμένες μυϊκές δυνάμεις υπολογίστηκαν χρησιμοποιώντας μια βελτιστοποίηση περιορισμένη με EMG, στην οποία το EMG οκτώ μυών χρησιμοποιήθηκε ως σήμα διέγερσης μυών για να περιορίσει τα μοτίβα ενεργοποίησης των μυών. Τα t - tests χρησιμοποιήθηκαν για τη σύγκριση των μέσω μορφοποιημένων μυϊκών δυνάμεων σε διαφορετικές φάσεις του κύκλου βάδισης πριν και μετά το BTX - A, στο οποίο συνοψίζονται στο σκορ προφίλ μυών. Δύο δείγματα t - test χρησιμοποιήθηκαν για τον προσδιορισμό σημαντικών διαφορών μεταξύ των μυϊκών δυνάμεων οι οποίες διαμορφώθηκαν πριν και μετά το BTX - A. Τα αποτελέσματα της έρευνας έδειξαν ότι για τους περισσότερους μύες, η δύναμη μειώθηκε στα παιδιά με CP σε σύγκριση με τα παιδιά TD σε όλες τις φάσεις του κύκλου βάδισης, τόσο πριν όσο και μετά τη θεραπεία με BTX - A. Οι διαφορές στις μυϊκές δυνάμεις πριν και μετά τη θεραπεία με BTX - A ήταν περιορισμένες, με λίγες μόνο σημαντικές διαφορές μεταξύ πριν και μετά τη θεραπεία με BTX - A. Σε σύγκριση με μια τυπική προσέγγιση στατικής βελτιστοποίησης, η επιβολή της δραστηριότητας του EMG αύξησε τις μοντελοποιημένες δυνάμεις των μυών για τους περισσότερους μύς. Τα παραπάνω ευρήματα δείχνουν ότι η θεραπεία με BTX - A έχει περιορισμένη επίδραση στη μυϊκή ισορροπία στα παιδιά με CP. Εκτός από αυτό, συνιστάται η χρήση βελτιστοποίησης με περιορισμένο EMG κατά τη μελέτη της ισορροπίας των μυών σε παιδιά με CP (Wesseling et al., 2020).

Οι Schwarze et al. (2019) μελέτησαν την εξωτερικά εφαρμοσμένη συσκευή η οποία χρησιμοποιείται για την τροποποίηση των δομικών και λειτουργικών χαρακτηριστικών του νευρομυϊκού και του σκελετικού συστήματος στις ορθώσεις, οι οποίες μεταξύ της ποικιλίας σχεδίων τους, οι ορθώσεις του άκρου πόδα(AFO) είναι γενικά η πιο κοινή μορφή φροντίδας σε ασθενείς με νευρολογικά προβλήματα και, ειδικότερα, σε αυτούς με CP. Οι πρωταρχικοί στόχοι της χρήσης AFO είναι η σταθεροποίηση του ποδιού ως βάση και η διόρθωση ή τουλάχιστον η σταθεροποίηση παραμορφώσεων για την αποφυγή περαιτέρω επιδείνωσης. Ως αποτέλεσμα, τα πρότυπα βάδισης θα πρέπει να βελτιστοποιηθούν μετρήσιμα (Schwarze et al., 2019).

Μεταξύ άλλων βελτιώσεων, οι μελέτες έδειξαν βελτίωση της ταχύτητας βάδισης, του μήκους βηματισμού, του ρυθμού, της κατανάλωσης οξυγόνου και της

κινηματικής του γόνατος και του ισχίου (Healy et al., 2018, Aboutorabi et al., 2017). Συνολικά, ωστόσο, τα αποτελέσματα είναι ασυνεπή, πιθανώς λόγω της μεγάλης ποικιλίας μεμονωμένων σχεδίων, με δυνητικά διαφορετικά εφέ, καθιστώντας δύσκολη την ακριβή περιγραφή αυτών των διαφορετικών ορθωτικών συσκευών (Eddison, Mulholland & Chockalingam, 2017). Ανεξάρτητα από τις συντηρητικές επιλογές θεραπείας, οι χειρουργικές επεμβάσεις σε παιδιά με CP είναι συχνές από την ηλικία των 6 ετών. Η σπαστικότητα είναι το πιο κοινό μοντέλο τόνου σε προσβεβλημένα άτομα και οδηγεί σε προοδευτικές συσπάσεις και οστικές παραμορφώσεις λόγω της δυσανάλογης μυϊκής ανάπτυξης και μη φυσιολογικών ερεθισμάτων ανάπτυξης στο οστό (Švehlík et al., 2011).

Σε αντίθεση με την προηγούμενη πρακτική, δηλαδή συχνών και λιγότερο ή περισσότερο μεμονωμένων επεμβάσεων σε οστικούς ή μαλακούς ιστούς, οι σύγχρονες θεραπευτικές έννοιες περιλαμβάνουν χειρουργική πολλαπλών επιπέδων (MLS). Εξ ορισμού, αυτές οι θεραπείες περιλαμβάνουν περισσότερες από τέσσερις ξεχωριστές χειρουργικές επεμβάσεις στα προσβεβλημένα ανατομικά ύψη και στα δύο κάτω άκρα κατά τη διάρκεια μίας επέμβασης σε συνδυασμό με παρατεταμένη περίοδο αποκατάστασης (Dreher et al., 2018). Ο στόχος αυτής της στρατηγικής είναι να αντιμετωπίσει τις πολλαπλές παθολογίες ταυτόχρονα και να αποφύγει πολλαπλές επεμβάσεις. Στην καλή κλινική πρακτική, οι προαναφερθείσες έννοιες συντηρητικής και χειρουργικής θεραπείας πρέπει να συνδυαστούν. Με αυτόν τον τρόπο, οι ασθενείς λαμβάνουν μετεγχειρητικά ορθώσεις προκειμένου να αποτρέψουν την επανεμφάνιση των παραμορφώσεων, να υποστηρίξουν την ικανότητά τους να περπατούν και να σταθεροποιήσουν το σχέδιο βάρδισης, τα οποία συνοδεύονται από θετική επίδραση στο μεταβολικό κόστος και επιπλέον για να αρχικά σταθεροποιηθεί το χειρουργικό αποτέλεσμα (McGinley et al., 2012). Ωστόσο, δεν είναι ακόμη απόλυτα σαφές εάν μια τέτοια πρόσθετη φροντίδα μπορεί να προσφέρει συμπληρωματικό όφελος στη χειρουργική επέμβαση, η οποία περιλαμβάνει ήδη τη διόρθωση της παθολογικής ορθοπεδικής κατάστασης.

Ο βασικός σκοπός της έρευνας των Schwarze et al. (2019) ήταν η αξιολόγηση του εάν οι ορθώσεις στον άκρο πόδα οδηγούν σε επιπλέον, μετρήσιμη βελτίωση της βάρδισης μετά από (πολυεπίπεδη χειρουργική επέμβαση) MLS. Για τις ανάγκες της

έρευνας συμπεριλήφθηκαν 20 παιδιά, με μέσο όρο ηλικίας τα 12 έτη, με αμφοτερόπλευρη σπαστική εγκεφαλική παράλυση (9 αναδρομικά και 11 σε μετεγχειρητική κλινική ρουτίνα). Όλα τα παιδιά είχαν μια προεγχειρητική ανάλυση βάδισης πριν από την MLS. Μετεγχειρητικά, τοποθετήθηκαν διαφορετικές ορθώσεις στον άκρο πόδα (AFO), ανάλογα με τις ατομικές τους ανάγκες. Χρησιμοποιήθηκαν δυναμικές ορθώσεις άκρου πόδα (DAFO), συνδυασμένες DAFO με πρόσθετη δυναμική, ελαστική προσαρμογή κορμού (DESA) και AFOs δύναμης αντίδρασης εδάφους (GRAFO). Οι ασθενείς υποβλήθηκαν σε δεύτερη ανάλυση βάδισης για 1,5 ($\pm 0,6$) έτη μετεγχειρητικά, ξυπόλητοι και με ορθώσεις. Η ανάλυση δεδομένων περιελάμβανε δοκιμές για κανονική κατανομή (Shapiro – Wilk - Test) και περαιτέρω μη παραμετρικές στατιστικές δοκιμές βάσει ενός τεστ μονής κατάταξης Wilcoxon. Τα αποτελέσματα της έρευνας έδειξαν ότι η επέμβαση προκάλεσε αλλαγές στην άρθρωση του ισχίου, του γόνατος και του άκρου πόδα και της λεκάνης. Οι χωροχρονικές παράμετροι έδειξαν σημαντικές αλλαγές λόγω της πρόσθετης χρήσης των ορθώσεων. Επιπλέον, σημειώθηκαν επιπλέον κινηματικές αλλαγές στην άρθρωση του ισχίου, του γόνατος και του άκρου πόδα καθώς και στο πόδι. Ο Δείκτης Gillette Gait (GGI) βελτιώθηκε σημαντικά με συμπληρωματικές ορθώσεις, αλλά όχι μόνο με χειρουργική επέμβαση. Το Gait Profile Score (GPS) και το Gait Deviation Index (GDI) έδειξαν αλλαγές λόγω της χειρουργικής επέμβασης. Ουσιαστικά, η MLS βελτιώνει σημαντικά το GPS και το GDI περισσότερο από ένα χρόνο μετά τη χειρουργική επέμβαση, το οποίο είναι δυνατόν να ερμηνευθεί ως βελτίωση του προτύπου βάδισης. Αντίθετα, ο GGI βελτιώνεται με πρόσθετη μετεγχειρητική ορθωτική θεραπεία, η οποία συνεπάγεται ότι η ίδια η ικανότητα βάδισης έχει βελτιωθεί, παρά το σχέδιο βάδισης. Τέλος, οι ορθώσεις δείχνουν θετική επιπρόσθετη επίδραση στα χειρουργικά αποτελέσματα σε διαφορετικά ανατομικά επίπεδα, ενώ οι χωροχρονικές παράμετροι επηρεάζονται θετικά μόνο από την πρόσθετη ορθωτική υποστήριξη (Schwarze et al., 2019).

ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Τα παιδιά με εγκεφαλική παράλυση έρχονται αντιμέτωπα με μια σειρά από αποκλίσεις από το φυσιολογικό τρόπο ανάπτυξης αλλά επίσης και με διαταραχές στη φυσιολογική κινητική λειτουργία που συνοδεύονται με αισθητηριακές διαταραχές και γνωστικά, συμπεριφορικά προβλήματα. Τα παιδιά λόγω της προσβολής των κινητικών κέντρων ελέγχου του εγκεφάλου εμφανίζουν δυσκολία στην εκτέλεση κινήσεων, έλλειψη κινητικού ελέγχου, διαταραχές του μυϊκού τόνου με αποτέλεσμα την εμφάνιση παραμορφώσεων πχ μετατόπιση της κεφαλής του ισχίου, σκολίωση. Επιπλέον, μυϊκή αδυναμία, έλλειψη ορθοστατικού ελέγχου, διαταραχές των προτύπων κίνησης ασυμμετρία και παραμορφώσεις.

Η κινητική δυσλειτουργία αυξάνεται με την ανάπτυξη και την εξέλιξη του παιδιού. Η μεταβολή εξαρτάται επίσης και από τον τρόπο με τον οποίο το άτομο χρησιμοποιεί το σώμα του. Η φυσικοθεραπεία συμβάλλει θετικά στη σωματική λειτουργία. Παρ' όλο που η εγκεφαλική βλάβη δεν είναι προοδευτική, η κινητική συμπεριφορά μεταβάλλεται. Τα μυοσκελετικά προβλήματα ενδέχεται να ενταθούν στο τέλος της παιδικής ηλικίας και στην εφηβεία, οπότε χρειάζεται η φυσικοθεραπεία για την ελαχιστοποίηση του φαινομένου.

Οι φυσικοθεραπευτικές παρεμβάσεις που βοηθούν στην εκπαίδευση ή τουλάχιστον στη βελτίωση του προτύπου βάδισης αφορούν την εκπαίδευση της βάδισης με τη βοήθεια ρομπότ, όπως για παράδειγμα την ρομποτική πλατφόρμα CPWalker και τη ρομποτική ορθωτική συσκευή βάδισης Lokomat, όπως επίσης και τη θεραπεία μετά από ενέσεις αλλαντικής τοξίνης τύπου A (BTX - A). Τέλος, τα αποτελέσματα ερευνών που έχουν διεξαχθεί για την χρήση και την επίδοση κνημοποδικών ναρθήκων σε παιδιά με CP ποικίλουν. Με τις περισσότερες να υποστηρίζουν την βελτίωση των χώρο-χρονικών παραμέτρων όπως η ταχύτητα, ο ρυθμός βάδισης, το μήκος βήματος διασκελισμού, καθώς και η μονή στήριξη των άκρων. Ακόμη, βελτιώνουν την ευθυγράμμιση των αρθρώσεων των κάτω άκρων και την ισορροπία, προλαμβάνοντας ή διορθώνοντας επικείμενες παραμορφώσεις.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

ΑΡΘΡΑ

Abbasi L., Rojhani – Shirazi Z., Razeghi M., & Raeisi Shahraki H., (2021). Kinematic cluster analysis of the crouch gait pattern in children with spastic diplegic cerebral palsy using sparse K-means method, *Clinical Biomechanics*, (81): 105 – 112.

Abbasi L., Rojhani – Shirazi Z., Razeghi M., & Raeisi Shahraki H., (2018). Trunk Kinematic Analysis during Gait in Cerebral Palsy Children with Crouch Gait Pattern, *J Bioed Phys Eng.*, 8(3): 281 – 288.

Aboutorabi A., Arazpour M., Ahmadi Bani M., Saeedi H., & Head J.S., (2017). Efficacy of ankle foot orthoses types on walking in children with cerebral palsy: a systematic review, *Ann. Phys. Rehabil. Med.*, (60): 393 – 402.

Ahlin K., Himmelmann K., Hagberg G., Kacerovsky M., Cobo T., Wennerholm U.B., & Jacobsson B., (2013). Non - infectious risk factors for different types of cerebral palsy in term - born babies: a population-based, case – control study, *BJOG: An International Journal of Obstetrics & Gynaecology*, 120(6): 724 – 731.

Armand S., Decoulon G., & Bonnefoy – Mazure A., (2016). Gait analysis in children with cerebral palsy, *EFORT Open Rev.*, (1): 448 – 460.

Aisen M.D., Kerkovich D., Mast J., Mulroy S., Wren T.A., & Kay R.M., (2011). Cerebral palsy: clinical care and neurological rehabilitation, *Lancet Neurol*, 10(9): 844–852.

Agarwal A., & Verma I., (2012). Cerebral palsy in children: An overview, *Journal of Clinical Orthopaedics & Trauma*, 3(2): 77 – 81.

Armand S., Decoulon G., & Bonnefoy – Mazure A., (2016). Gait analysis in children with cerebral palsy, *EFFORT Open Reviews*, 1(12): 1 – 12.

Aycardi L.F., Cifuentes C.A., Múnera M., Bayón C., Ramírez O., Lerma S., Frizera A., & Rocon E., (2019). Evaluation of biomechanical gait parameters of patients with Cerebral Palsy at three different levels of gait assistance using the CPWalker, *Journal of NeuroEngineering & Rehabilitation*, 16(15): 1- 9.

Bangash A.S., Hanafi M.Z., Idrees R., & Zehra N., (2014). Risk factors and types of cerebral palsy, *JPMA: The Journal of the Pakistan Medical Association*, 64(1): 103 – 107.

Bayon C., Lerma S., Ramirez O., Serrano J.I., Del Castillo M.D., Raya R., Belda-Lois J.M., Martinez I., &Rocon E.,(2016). Locomotor training through a novel robotic platform for gait rehabilitation in pediatric population: short report, *J Neuro Engineering Rehabil.*,13(1):98

Bayón C., Ramírez O., Serrano J.I., Castillo M.D.D., Pérez-Somarrriba A., Belda-Lois J.M., Martínez-Caballero I., Lerma-Lara S., Cifuentes C., Frizera A., &Rocon E., (2017). Development and evaluation of a novel robotic platform for gait rehabilitation in patients with Cerebral Palsy: CPWalker, *Robot Auton Syst.*, (91):101– 113.

Belda- Lois J.M., Mena-del Horno S., Bermejo-Bosch I., Moreno J.C., Pons J.L., Farina D., Iosa M., Molinari M., Tamburella F., Ramos A., Caria A., Solis-Escalante T., Brunner C., &Rea M., (2011). Rehabilitation of gait after stroke: a review towards a top - down approach, *J NeuroEngineering Rehabil.*,8(1):66.

Bonnefoy-Mazure A., Sagawa Y.J., Lascombes P., De Coulon G., & Armand S., (2013). Identification of gait patterns in individuals with cerebral palsy using multiple correspondence analysis, *Res. Dev. Disabil.*, (34): 2684–2693.

Booth A., Buizer A., Harlaar J., Steenbrink F., van der Krogt M., (2019). Immediate Effects of Immersive Biofeedback on Gait in Children with Cerebral Palsy, *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*, 100 (4): 598 – 605.

Borggraefe I., Schaefer J.S., Simon J., Klaiber M., Dabrowski E., Ammann - Reiffer C., Knecht B., Berweck S., Heinen F., & Meyer - Heim A., (2010). Robotic-

assisted treadmill therapy improves walking and standing performance in children and adolescents with cerebral palsy, *Eur. J. Pediatr. Neurol.*, (14): 496 – 502.

Bregou Bourgeois A., Mariani B., Aminian K., Zambelli P.Y., & Newman C.J., (2014). Spatio - temporal gait analysis in children with cerebral palsy using, foot-worn inertial sensors, *Gait & Posture*, 39 (1): 436 – 442.

Calanca A., Piazza S., & Fiorini P., (2012). A motor learning oriented, compliant and mobile Gait Orthosis, *Appl Bionics Biomech.*, 9(1):15–27.

Colver A., Fairhurst C., & Pharoah P.O., (2014). Cerebral palsy, *Lancet*, (383): 1240 - 1249.

Cutti A.G., Raggi M., Garofalo P., Bottoni G., Ammaccapane A., Amorensano A., & Davalli A., (2010). 3D gait kinematic of transtibial amputees walking in every - day life environments: reliability study of a protocol based on inertial & magnetic sensors, *ISPO World Congr.*, 1133 – 1134.

Dauids J.R., & Bagley A.M., (2014). Identification of common gait disruption patterns in children with cerebral palsy, *J. Am. Acad. Orthop. Surg.*, (22): 782–790.

Dreher T., Thomason P., Švehlík M., Döderlein L., Wolf S.I., Putz C., Uehlein O., Chia K., Steinwender G., Sangeux M., & Graham H.K., (2018). Long - term development of gait after multilevel surgery in children with cerebral palsy: a multicentre cohort study, *Dev. Med. Child Neurol.*, (60): 88 – 93.

Druzbecki M., Rusek W., Szczepanik M., Dudek J., & Snela S., (2010). Assessment of the impact of orthotic gait training on balance in children with cerebral palsy, *Acta Bioeng. Biomech.*, (12): 53–58.

Eddison N., Mulholland M., & Chockalingam N., (2017). Do research papers provide enough information on design and material used in ankle foot orthoses for children with cerebral palsy? A systematic review, *J. Child. Orthop.*, (11): 263 – 271.

Fasoli S.E., Ladenheim B., Mast J., & Krebs H.I., (2012). New Horizons for Robot -Assisted Therapy in Pediatrics, *Am J Phys Med Rehabil.*, 91(11): 280 – 289.

Flux E., van der Krogt M.M., Cappa P., Petrarca M., Desloovere K., & Harlaar J., (2020). The Human Body Model versus conventional gait models for kinematic gait analysis in children with cerebral palsy, *Human Movement Science*, (70): 585 – 591.

Galli M., Cimolin V., Condoluci C., Costici P.F., & Brunned R., (2018). An examination of the relationship between dynamic knee joint stiffness and gait pattern of children with cerebral palsy, *Journal of Bodywork & Movement Therapies*, 22 (3): 747 – 751.

Graham H.K., Rosenbaum P., & Paneth N., (2016). Cerebral palsy, *Nat Rev Dis Primers.*, (2): 15082.

Healy A., Farmer S., Pandyan A., & Chockalingam N., (2018). A systematic review of randomised controlled trials assessing effectiveness of prosthetic and orthotic interventions, *PLoS One*, (13): 110 – 119.

Heyrman L., Feys H., Molenaers G., Jaspers E., Monari D., & Meyns P., (2013). Three-dimensional head and trunk movement characteristics during gait in children with spastic diplegia, *Gait Posture*, 38(4): 770 – 776

Heyrman L., Feys H., Molenaers G., Jaspers E., Monari D., & Nieuwenhuys A., (2014). Altered trunk movements during gait in children with spastic diplegia: compensatory or underlying trunk control deficit? *Res Dev Disabil*, 35(9): 2044–2052.

Holt R.L., & Mikati M.A., (2011). Care for child development: basic science rationale and effects of interventions, *Paediatr Neurol*, (44): 239 – 253.

Hosl M., Bohm H., Aramantios A., Keymer A., & Doderler L., (2016). Contractile behavior of the medial gastrocnemius in children with bilateral spastic cerebral palsy during forward, uphill and backward - downhill gait, *Clinical Biomechanics*, (36): 32 – 39.

Kim C.J., & Son S.M., (2014). Comparison of Spatiotemporal Gait Parameters between Children with Normal Development and Children with Diplegic Cerebral Palsy, *J. Phys. Ther. Sci.* 26 (9): 1317 – 1319.

Klobucká S., Kovác M., Ziaková E., & Klobucky R., (2013). Effect of robot-assisted treadmill training on motor functions depending on severity of impairment in patients with bilateral spastic cerebral palsy, *J. Rehabil. Robot*, (1): 71 – 81.

Krakauer J.W., & Mazzoni P., (2011). Human sensorimotor learning: adaptation, skill, and beyond, *Curr Opin Neurobiol*, (21): 636 – 644.

Lorentzen J., Willerslev – Olsen M., Larsen H.H., Farmer S.F., & Nielsen J.B., (2019). Maturation of feedforward toe walking motor program is impaired in children with cerebral palsy, *Brain*, 142 (3): 526 – 541.

Ma Y., Liang Y., Kang X., Shao M., Siemelink L., & Zhang Y., (2019). Gait Characteristics of Children with Spastic Cerebral Palsy during Inclined Treadmill Walking under a Virtual Reality Environment, *Applied Bionics & Biomechanics*, (19): 156 – 171.

Maghini C., Romei M., Morganti R., Piccinini L., & Turconi A.C., (2014). Robotic gait training in children affected with Cerebral Palsy: effects on motor function, gait pattern and posture, *Gait Posture*, (40): 1 - 8.

McGinley J.L., Dobson F., Ganeshalingam R., Shore B.J., Rutz E., & Graham H.K., (2012). Single - event multilevel surgery for children with cerebral palsy: a systematic review, *Dev. Med. Child Neurol.*, (54): 117 – 128.

Meldrum D., Shouldice C., Conroy R., Jones K., & Forward M., (2014). Test-retest reliability of three dimensional gait analysis: including a novel approach to visualising agreement of gait cycle waveforms with Bland and Altman plots, *Gait Posture*, (39): 265 – 271.

Michael - Asalu A., Taylor G., & Campbell H., (2019). Cerebral palsy: diagnosis, epidemiology, genetics, and clinical update, *Adv Pediatr.*, (66): 189 - 208.

Montinaro A., Piccinini L., Romei M., Bo I., Molteni F. Turconi A.C., Corbetta C., Tebaldi S., Palazzo M., & Solcia E., (2010). Robotic-assisted locomotion training in children affected by cerebral palsy, *Gait Posture*, (335): 55–56.

Moster D., Wilcox A.J., Vollset S.E., Markestad NT., & Lie R.T., (2010). Cerebral palsy among term and postterm births, *JAMA*, (304): 976–982.

Nieuwenhuys A., Öunpuu S., Van Campenhout A., Theologis T., De Cat J., Stout J., Molenaers G., De Laet T., & Desloovere K., (2016). Identification of joint patterns during gait in children with cerebral palsy: a Delphi consensus study, *Dev. Med. Child Neurol.*, (58): 306–313.

Noorkoiv M., Lavelle G., Theus N., Korff T., Kilbride C., Baltzopoulos V., Shortland A., Levin W., & Ryan J., (2019). Predictors of Walking Efficiency in Children With Cerebral Palsy: Lower-Body Joint Angles, Moments, and Power, *PTJ: Physical Therapy & Rehabilitation Journal*, 99 (6): 711 – 720.

Novak I., (2014). Evidence - based diagnosis, health care, and rehabilitation for children with cerebral palsy, *Journal of Child Neurology*, (29) 111 – 127.

Novak I., McIntyre S., & Morgan C., (2013). A systematic review of interventions for children with cerebral palsy: state of the evidence, *Dev Med Child Neurol.*, (55): 885 - 910.

O’ Sullivan R., & Brady M., (2020). Crouch gait or flexed-knee gait in cerebral palsy: Is there a difference? A systematic review, *Gait & Posture*, (82): 153 – 160.

O’ Sullivan R., Horgan F., O’ Brien T., & French H., (2018). The natural history of crouch gait in bilateral cerebral palsy: A systematic review, *Research in Development Disabilities*, (80): 84 – 92.

O’ Sullivan R., French H., & Horgan F., (2020). A prospective assessment of the progression of flexed-knee gait over repeated gait analyses in the absence of surgical intervention in bilateral cerebral palsy, *Gait & Posture*, (79): 133 – 138.

Ounpuu S., Gorton G., Bagley A., Sison – Williamson M., Hassani S., Johnson B., & Oeffinger D., (2015). Variation in kinematic and spatiotemporal gait parameters by Gross Motor Function Classification System level in children and

adolescents with cerebral palsy, *Developmental Medicine & Child Neurology*, 57 (10): 955 – 962.

Papageorgiou E., Nieuwenhuys A., Vandekerckhove I., Van Campenhout A., Ortibus E., & Desloovere K., (2019). Systematic review on gait classifications in children with cerebral palsy: An update, *Gait & Posture*, (69): 209 – 223.

Patel D., Neelakantan M., Pandher K., & Merrick J., (2020). Cerebral palsy in children: a clinical overview, *Transl. Pediatr.*, 9(1): 125 – 135.

Schwartz M., Rozumalski A., & Steele K., (2016). Dynamic motor control is associated with treatment outcomes for children with cerebral palsy, *Developmental Medicine & Child Neurology*, 58 (11): 1139 – 1145.

Schwarze M., Block J., Alimusaj M., Heitzmann D.W.W., Putz C., Dreher T., & Wolf S.I., (2019). The added value of orthotic management in the context of multi-level surgery in children with cerebral palsy, *Gait & Posture*, (68): 525 – 530.

Sellier E., Platt M.J., Andersen G.L., Krägeloh - Mann I., De La Cruz J, & Cans C., (2016). Decreasing prevalence in cerebral palsy: a multi-site European population-based study, 1980 to 2003, *Med. ChildNeurol.*, (58): 85 – 92.

Σκουτέλης Β.Χ., Ντινόπουλος Α., Παπαγγελόπουλος Π., & Κοντογεωργάκος Β., (2020). Εγκεφαλική παράλυση: ιστορική αναδρομή, ορισμός, παθοφυσιολογική και τοπογραφική ταξινόμηση, *Επιστημονικά Χρονικά*, 25(4): 615 – 623.(Skoutelis V., Dinopoulos A., Papagelopoulos P., & Kontogeorgakopoulos V., (2020). Cerebral palsy: historical perspective, definition, pathophysiological and topographical classification, *e - xronika*, 25 (4): 615 – 628.)

Smania N., Gandolfi M., Marconi V., Calanca A., Geroïn C., Piazza S., Bonetti P., Fiorini P., Consentino A., Capelli C., Conte D., Bendinelli M., Munari D., Ianes P., Fiaschi A., & Picelli A., (2011). Applicability of a new robotic walking aid in a patient with cerebral palsy, *Eur J Phys Rehabil Med.*, 147(2):135– 140.

Stavsky M., Mor O., & Mastrolia S.A., (2017). Cerebral palsy - trends in epidemiology and recent development in prenatal mechanisms of disease, treatment, and prevention, *Front Pediatr.*, (5): 21.

Steele K., Munger M., Peters K., Shuman B., & Schwartz M., (2019). Repeatability of electromyography recordings and muscle synergies during gait among children with cerebral palsy, *Gait & Posture*, (67): 290 – 295.

Švehlík M., Steinwender G., Kraus T., Saraph T., Lehmann T., Linhart W.E., & Zwick E.B., (2011). The influence of age at single-event multilevel surgery on outcome in children with cerebral palsy who walk with flexed knee gait, *Dev. Med. Child Neurol.*, (53): 730 – 735.

Wallard L., Bril B., Dietrich G., Kerlirzin Y., & Bredin J., (2012). The role of head stabilization in locomotion in children with cerebral palsy, *Ann Phys Rehabil Med*, 55 (9– 10): 590 – 600.

Wallard L., Dietrich G., & Kerlirzin Y., (2017). Robotic-assisted gait training improves walking abilities in diplegic children with cerebral palsy, *European Journal of Paediatric Neurology*, 21(3): 557 – 564.

Wallard L., Dietrich G., Kerlirzin Y., & Bredin J., (2014). Balance control in gait children with cerebral palsy, *Gait Posture*, (40): 43 – 47.

Wallard L., Dietrich G., Kerlirzin Y., & Bredin J., (2018). Effect of robotic-assisted gait rehabilitation on dynamic equilibrium control in the gait of children with cerebral palsy, *Gait & Posture*, (60): 55 – 60.

Wesseling M., Kainz H., Hoekstra T., Van Rossom S., Desloovere K., De Groote F., & Jonkers I., (2020). Botulinum toxin injections minimally affect modelled muscle forces during gait in children with cerebral palsy, *Gait & Posture*, (82): 54 – 60.

Williams S.E., Gibbs S., Meadows C.B., & Abboud R.J., (2011). Classification of the reduced vertical component of the ground reaction force in late stance in cerebral palsy gait, *Gait Posture*, (34): 370 – 373.

Wu Y.N., Hwang M., Ren Y., Gaebler – Spira D., & Zhang L.Q., (2011). Combined Passive Stretching and Active Movement Rehabilitation of Lower-Limb Impairments in Children with Cerebral Palsy Using a Portable Robot, *Neurorehabilitation & Neural Repair*, (22): 110 – 112.

Zhang Y., & Ma Y., (2019). Application of supervised machine learning algorithms in the classification of sagittal gait patterns of cerebral palsy children with spastic diplegia, *Computers in Biology & Medicine*, (106): 33 – 39.

van den Noort J., Ferrari A., Cutti A., Becher J., & Harlaap J., (2013). Gait analysis in children with cerebral palsy via inertial and magnetic sensors, *Medical & Biological Engineering & Computing*, (51): 377 – 386.

Van Gestel L., De Laet T., Di Lello E., Bruyninckx H., Molenaers G., Van Campenhout A., Aertbelien E., Schwartz M., Wambacq H., De Cock P., & Desloovere K., (2011). Probabilistic gait classification in children with cerebral palsy: a Bayesian approach, *Res. Dev. Disabil.*, (32): 2542 – 2552.

ΣΥΓΓΡΑΜΜΑΤΑ

Martin S., Kessler M., 2015. Φυσικοθεραπευτικές παρεμβάσεις σε ασθενείς με νευρολογικές παθήσεις. Κωνσταντάρας (Σελ. 74 και 88)

Lennon S., Ramdharry G., Verheyden G., 2020. Φυσικοθεραπευτική διαχείριση για ασθενείς με νευρολογικές διαταραχές. Εκδόσεις Π.Χ. Πασχαλίδης, Broken Hill Publishers Ltd (Σελ 63-71)

Deborah S. Nichols-Larsen., 2017. Νευρολογική αποκατάσταση-νευροεπιστήμη και νευροπλαστικότητα στην εφαρμοσμένη φυσικοθεραπεία. Κωνσταντάρας (Σελ. 609-610)