



Πανεπιστήμιο Θεσσαλίας
Σχολή Επιστημών Υγείας και Πρόνοιας
Τμήμα Φυσικοθεραπείας

Πτυχιακή εργασία με θέμα:

**«Η επίδραση της μηχανικής δόνησης σε παιδιά και ενήλικες με
νευρολογικές διαταραχές»**

Φοιτητές: Μαντουδιώτη Σοφία, Φραγκούλης Παναγιώτης

Εισηγητής: Μπέσιος Θωμάς (Επίκουρος Καθηγητής)

Λαμία, 2023



Πανεπιστήμιο Θεσσαλίας
Σχολή Επιστημών Υγείας και Πρόνοιας
Τμήμα Φυσικοθεραπείας

Πτυχιακή εργασία με θέμα:

**«Η επίδραση της μηχανικής δόνησης σε παιδιά και ενήλικες με
νευρολογικές διαταραχές»**

Φοιτητές: Μαντουδιώτη Σοφία, Φραγκούλης Παναγιώτης

Εισηγητής: Μπέσιος Θωμάς (Επίκουρος Καθηγητής)

Λαμία, 2023

Περίληψη

Ο κύριος σκοπός της παρούσας αρθρογραφικής ανασκόπησης θεωρείται η συνοπτική αναφορά στις βασικές έρευνες, οι οποίες είναι διαθέσιμες και επικεντρώνονται στην επίδραση της μηχανικής δόνησης στο πλαίσιο της φυσικοθεραπευτικής αποκατάστασης, ασθενών που έχουν διαγνωσθεί με ποικίλες νευρολογικές παθήσεις. Ειδικότερα, μελετώνται ασθενείς διαφορετικών ηλικιακών ομάδων, παιδιά και ενήλικες, οι οποίοι δύναται να αναπτύξουν αισθητικοκινητικές διαταραχές που συνδέονται με βλάβη στο ΚΝΣ ή/και ΠΝΣ. Κατά συνέπεια, εκδηλώνονται μεταβολές στον μυϊκό τόνο, στην ισορροπία αλλά και στη μυϊκή δύναμη των ασθενών αυτών, δυσχεραίνοντας την εκτέλεση λειτουργικών δραστηριοτήτων στην καθημερινότητά τους.

Για τη στρατηγική σύνταξης του ερευνητικού ερωτήματος, που αναφέρεται στην αρθρογραφική ανασκόπηση, χρησιμοποιήθηκε το πρωτόκολλο της PICO. Οι μελέτες, που πληρούν τα τιθέμενα κριτήρια και ως εκ τούτου συμπεριλαμβάνονται στη διπλωματική εργασία, εστιάζουν στην αποτελεσματικότητα φυσικοθεραπευτικών προγραμμάτων, τα οποία περιλαμβάνουν WBV. Τα αποτελέσματα των ερευνών αυτών αφορούν σημαντικούς παράγοντες που μπορούν να ενισχυθούν από την εφαρμογή της μηχανικής δόνησης, παράγοντες όπως η μυϊκή δύναμη, η ισορροπία και ο μυϊκός τόνος. Συνοπτικά, τα προγράμματα αποκατάστασης που αποτελούνται αποκλειστικά από WBV ή συνδυάζονται με άλλες θεραπευτικές μεθόδους, φαίνεται πως βελτιώνουν σημαντικά τις προαναφερθείσες παραμέτρους.

Καταληκτικά, επιτακτικής σημασίας κρίνεται η διεκπεραίωση περισσότερων ερευνών σχετικά με την επίδραση των φυσικοθεραπευτικών προγραμμάτων WBV σε πληθυσμούς με νευρολογικές παθήσεις, μελετών με υψηλότερη μεθοδολογική ποιότητα και μεγαλύτερα δείγματα συμμετεχόντων.

Λέξεις κλειδιά: “whole body vibration”, “balance”, “strength”, “spasticity”, “neurological diseases”

Ευχαριστίες

Θα θέλαμε να ευχαριστήσουμε θερμά τους ανθρώπους, που συνέβαλαν στην επιτυχή διεκπεραίωση της διπλωματικής μας εργασίας. Σε αυτό το σημείο, οφείλουμε βέβαια να εκφράσουμε ιδιαίτερες ευχαριστίες προς τον επιβλέπων καθηγητή μας, κ.Θωμά Μπέσιο, για τη συνεχή καθοδήγηση και τη βοήθειά του στην υλοποίηση της παρούσας αρθρογραφικής ανασκόπησης. Ακόμη, θα θέλαμε να ευχαριστήσουμε θερμά τις οικογένειές μας για την υπομονή και τη στήριξη, που μας παρείχαν, καθ'όλη τη διάρκεια εκπόνησης αυτής της διπλωματικής εργασίας.

Με εκτίμηση,

Οι φοιτητές

Μαντουδιώτη Σοφία

Φραγκούλης Παναγιώτης

Περιεχόμενα

Περίληψη	I
Ευχαριστίες	II
Πίνακας Συντμήσεων	V
Κατάλογος Εικόνων και Πινάκων	VII
1. Εισαγωγή	1
2. Μηχανική Δόνηση	2
2.1. Χαρακτηριστικά της Μηχανικής Δόνησης.....	2
2.1.1. Κάθετη Μηχανική Δόνηση	6
2.1.2. Πλευρικά Εναλλασσόμενη Μηχανική Δόνηση	6
2.1.3. Οριζόντια Μηχανική Δόνηση	7
2.1.4. Πολυδιάστατη Μηχανική Δόνηση	8
2.2. Πλατφόρμες Μηχανικής Δόνησης.....	8
2.2.1. PowerPlate	8
2.2.2. Vibrafit.....	9
2.2.3. Galileo.....	9
2.2.4. Zeptor.....	10
2.2.5. PowerMaxx	11
2.2.6. Wave	11
2.2.7. Juvent	12
2.2.8. Extream 1000	12
2.2.9. HyperVibe.....	13
2.3. Παράγοντες Επίδρασης της Μηχανικής Δόνησης.....	14
2.3.1. Σπαστικότητα.....	14
2.3.2. Ισορροπία.....	18

2.3.3. Μυϊκή Δύναμη	21
2.4. Επίδραση της Μηχανικής Δόνησης στο Ανθρώπινο Σώμα.....	24
2.4.1. Επίδραση στο Μυϊκό Σύστημα	27
2.4.2. Επίδραση στο Ερειστικό Σύστημα.....	28
2.4.3. Επίδραση στις Αρθρώσεις	29
2.4.4. Επίδραση στο Καρδιαγγειακό Σύστημα	30
2.4.5. Επίδραση στο Επίπεδο Οξυγόνωσης των Μυών	31
3. Σκοπός της Εργασίας.....	32
4. Μεθοδολογία.....	32
4.1. Στρατηγική Αναζήτησης	33
4.2. Κριτήρια Επιλογής	33
4.3. Εξαγωγή των Δεδομένων	34
5. Αποτελέσματα	35
5.1. Επίδραση της Μηχανικής Δόνησης στον Μυϊκό Τόνο	36
5.2. Επίδραση της Μηχανικής Δόνησης στην Ισορροπία	42
5.3. Επίδραση της Μηχανικής Δόνησης στη Μυϊκή Δύναμη	50
5.4. Επίδραση της Μηχανικής Δόνησης στον Μυϊκό Τόνο και στην Ισορροπία.....	60
5.5. Επίδραση της Μηχανικής Δόνησης στον Μυϊκό Τόνο και στη Μυϊκή Δύναμη.....	64
5.6. Επίδραση της Μηχανικής Δόνησης στην Ισορροπία και στη Μυϊκή Δύναμη.....	65
5.7. Επίδραση της Μηχανικής Δόνησης στον Μυϊκό Τόνο, στην Ισορροπία και στη Μυϊκή Δύναμη.....	77
6. Συμπεράσματα.....	79
Αναφορές.....	81
Παραρτήματα	93

Πίνακας Συντμήσεων

Συντμήσεις	Όροι
AEE	Αγγειακό Εγκεφαλικό Επεισόδιο
AKN	Ανώτερος Κινητικός Νευρώνας
A	Amplitude
aPeak	Επιτάχυνση κορυφής
AS	Ashworth Scale
BBS	Berg Balance Scale
BMD	Becker Muscular Dystrophy
BSS	Biodex Stability System
BWSTT	Body Weight Supported Treadmill Training
Ca ²⁺	Ασβέστιο
CIPN	Chemotherapy-Induced Peripheral Neuropathy
CoP	Center of Pressure
D	Displacement
DMD	Duchenne Muscular Dystrophy
DS	Down Syndrome
ΕΠ	Εγκεφαλική Παράλυση
f	frequency
FAC	Functional Ambulation Categories
FMS	Fibromyalgia
FRT	Functional Reach Test
FTSTS	Five Time Sit To Stand
GPC	Global Perception of Change
iSCI	incomplete Spinal Cord Injury
ΚΝΣ	Κεντρικό Νευρικό Σύστημα
LOS	Limit Of Stability
LV	Local Vibration
MAS	Modified Ashworth Scale
MMT	Manual Muscle Testing
MRC	Medical Research Council
NM	Νωτιαίος Μυελός
N	Number
NDT	NeuroDevelopmental Treatment

OE	Ομάδα Ελέγχου
OΠ	Ομάδα Παρέμβασης
OLST	One-Leg Stance Test
ΠΑΝ	Περιφερική Διαβητική Νευροπάθεια
ΠΝΣ	Περιφερικό Νευρικό Σύστημα
PBS	Pediatric Balance Scale
PD	Parkinson's Disease
PICO	Patient, Intervention, Comparison, Outcome
PSL	Postural Sway Length
ROM	Range Of Motion
RT	Resistance Training
ΣΚΠ	Σκλήρυνση Κατά Πλάκας
ΣΣ	Σπονδυλική Στήλη
SCA	Spinocerebellar Ataxia
SMA	Spinal Muscular Atrophy
SMT	Sensorimotor Training
SOT	Sensory Organization Test
STS	Sit To Stand
T	Period
TIS	Trunk Impairment Scale
TRT	Task-Related Training
TUG	Timed Up and Go
ULC	Upper and Lower Cycle
UST	Unilateral Stance Test
WBV	Whole Body Vibration
ω	Γωνιακή ταχύτητα

Κατάλογος Εικόνων και Πινάκων

Πίνακας 2.1. Χαρακτηριστικά «στοχευμένης» δόνησης	3
Πίνακας 2.2. Χαρακτηριστικά «ημιτονοειδούς» δόνησης	5
Πίνακας 2.3. Χαρακτηριστικά τύπων μηχανικής δόνησης	8
Πίνακας 2.4. Χαρακτηριστικά συσκευής PowerPlate	9
Πίνακας 2.5. Χαρακτηριστικά συσκευής Galileo	10
Πίνακας 2.6. Χαρακτηριστικά συσκευής PowerMaxx	11
Πίνακας 2.7. Χαρακτηριστικά συσκευών Wave και Juvent	12
Πίνακας 2.8. Χαρακτηριστικά συσκευής Extream 1000	13
Πίνακας 2.9. Χαρακτηριστικά συσκευής HyperVibe	14
Πίνακας 5.1. Συνοπτική παρουσίαση μελετών ως προς τον μυϊκό τόνο	40
Πίνακας 5.2. Συνοπτική παρουσίαση μελετών ως προς την ισορροπία.....	47
Πίνακας 5.3. Συνοπτική παρουσίαση μελετών ως προς τη μυϊκή δύναμη	56
Πίνακας 5.4. Συνοπτική παρουσίαση μελετών ως προς τον μυϊκό τόνο και την ισορροπία ..	62
Πίνακας 5.5. Συνοπτική παρουσίαση μελετών ως προς τον μυϊκό τόνο και τη μυϊκή δύναμη	65
Πίνακας 5.6. Συνοπτική παρουσίαση μελετών ως προς την ισορροπία και τη μυϊκή δύναμη	72
Πίνακας 5.7. Συνοπτική παρουσίαση μελετών ως προς τον μυϊκό τόνο, την ισορροπία και τη μυϊκή δύναμη.....	78
 Εικόνα 4.1. Flow Diagram αρθρογραφικής ανασκόπησης	 35

1. Εισαγωγή

«Η δόνηση είναι ένα μηχανικό ερέθισμα που χαρακτηρίζεται από μία ταλαντωτική κίνηση» (Cardinale & Rittweger 2006). Το μηχανικό ερέθισμα μεταδίδεται από μία συσκευή προς το ανθρώπινο σώμα μέσω των άνω και των κάτω άκρων ή απευθείας στον μυ. Η θεραπεία με τη χρήση της δόνησης από τα κάτω άκρα πραγματοποιείται μέσω δονούμενης πλάκας, πάνω στην οποία τοποθετείται ο ασθενής. Όσο ο ασθενής βρίσκεται στην πλατφόρμα εκτίθεται σε κραδασμούς, οι οποίοι μεταδίδονται σε ολόκληρο το σώμα του. Η μετάδοση του ερεθίσματος μέσω των άνω άκρων και του κορμού επιτυγχάνεται, καθώς ο ασθενής στηρίζεται σε δονητικούς αλτήρες ή τροχαλίες. Τέλος, δίνεται η δυνατότητα μετάδοσης εστιακής δόνησης (LV) απευθείας στον μυ ή στον τένοντα του μυός (Cardinale & Rittweger 2006; Marín & Rhea 2010a).

Η ιστορική εφαρμογή της δόνησης, ως μέθοδος θεραπείας, εντοπίζεται για πρώτη φορά τον 18^ο αιώνα. Ο Γάλλος συγγραφέας Charles-Irénée Castel de Saint-Pierre επινόησε τη δονούμενη καρέκλα, η λειτουργία της οποίας στηρίχθηκε στην παρατήρηση πως τα συμπτώματα ασθενών με μελαγχολία, ηπατικές παθήσεις και άλλες νόσους βελτιώνονταν ύστερα από το ταξίδι πάνω σε άμαξα για πολλές ημέρες (Wismus & Baron 1982). Αργότερα, στα τέλη του 19^{ου} αιώνα, ο Γάλλος νευρολόγος Jean-Martin Charcot χρησιμοποίησε τη θεραπευτική δόνηση για ασθενείς με νόσο του Parkinson (PD). Ο Charcot παρατήρησε πως οι δονήσεις, που εφαρμόζονταν στο δέρμα, στις αρθρώσεις ή σε ολόκληρο το σώμα, δύνανται να βελτιώσουν τα συμπτώματα ατόμων με νευρολογικές διαταραχές (Charcot 1892; Goetz 2009). Η έρευνα για τη θεραπευτική επίδραση της δόνησης συνεχίστηκε και μετά τον θάνατο του Charcot, από τον βοηθό του Gilles de la Tourette. Ο Gilles de la Tourette επέλεξε να εστιάσει στην επιλεκτική δόνηση του εγκεφάλου έναντι της ολικής σωματικής δόνησης (WBV). Η μελέτη πραγματοποιήθηκε με τη χρήση ειδικού εξοπλισμού και συγκεκριμένα κράνους, ενώ δεν κατέληξε σε κάποιο επιστημονικά αξιοσημείωτο συμπέρασμα μέχρι τον θάνατό του (Lees 1986).

Η WBV αναπτύχθηκε τη δεκαετία του 1970 στην πρώην Σοβιετική Ένωση. Η εφαρμογή της αποσκοπούσε στην προστασία των κοσμοναυτών από την απώλεια οστικής πυκνότητας και μυϊκής δύναμης, που παρουσίαζαν κατά την παραμονή τους στο διάστημα (Gojanovic et al 2011). Η μελέτη της μηχανικής δόνησης ως μέθοδος αποκατάστασης παρουσιάζει συνεχώς αυξανόμενο ενδιαφέρον. Η WBV εφαρμόζεται πλέον ευρέως στον τομέα της υγείας, αποτελώντας μέσο για την πρόληψη και την αντιμετώπιση των διαταραχών διαφόρων

συστημάτων του σώματος όπως το νευρικό, το καρδιαγγειακό και το μυοσκελετικό σύστημα (Verschuere et al 2004; Semler et al 2007).

Ειδικότερα, η αξία της WBV υπογραμμίζεται σε διαφορετικές νευρολογικές παθήσεις, οι οποίες συνδέονται με βλάβη στο Κεντρικό Νευρικό Σύστημα (ΚΝΣ) αλλά και στο Περιφερικό Νευρικό Σύστημα (ΠΝΣ) (Chan et al 2012; Streckmann et al 2019). Μεγάλος αριθμός ερευνών, που πραγματοποιήθηκε σε παιδιά και ενήλικες ασθενείς, παρουσιάζει θετική αλληλεπίδραση ανάμεσα στη μηχανική δόνηση και στους παράγοντες, που συσχετίζονται με την εκάστοτε νευρολογική διαταραχή (Stark et al 2010; Merkert et al 2011). Αξιοσημείωτα αποτελέσματα εντοπίζονται σε προγράμματα WBV, που διαθέτουν ποικιλία στατικών ή δυναμικών ασκήσεων, οι οποίες επικεντρώνονται στα άνω άκρα, στα κάτω άκρα ή και στον κορμό. Απαραίτητη κρίνεται η προοδευτικότητα στη θεραπευτική παρέμβαση με ασκήσεις, που περιλαμβάνουν την ταυτόχρονη σύσπαση των μυών ολόκληρου του σώματος (Cochrane 2011; Kholvadia et al 2012). Επομένως, απώτερος σκοπός του επαγγελματία υγείας θεωρείται η διαμόρφωση του κατάλληλου προγράμματος WBV, με βάση τα χαρακτηριστικά του εκάστοτε ασθενή.

2. Μηχανική Δόνηση

2.1 Χαρακτηριστικά της Μηχανικής Δόνησης

Η ύπαρξη ποικίλων συσκευών μηχανικής δόνησης παρέχει τη δυνατότητα στον επαγγελματία υγείας να επιλέξει την ενδεδειγμένη, για την εκάστοτε περίπτωση, συσκευή. Η επιλογή καθορίζεται από διάφορους παράγοντες, μεταξύ των οποίων η κατεύθυνση και ο τρόπος που δημιουργείται η δόνηση.

Η πρώτη διαφοροποίηση αναφέρεται στον τρόπο σύμφωνα με τον οποίο παράγεται το μηχανικό ερέθισμα και ως εκ τούτου παρατηρούνται δύο τύποι WBV: η «στοχευμένη» και η «ημιτονοειδής».

Οι επαγγελματίες υγείας συχνά επιλέγουν στα προγράμματα θεραπείας την εφαρμογή «στοχευμένης» δόνησης, η οποία αναφέρεται και ως «τυχαιοποιημένη» ή «μη ημιτονοειδής» (Elfering et al 2013). Η μη ημιτονοειδής δόνηση συμβάλλει στην αποτελεσματικότερη ανίχνευση αδύναμων αισθητηριοκινητικών σημάτων. Αυτό επιτυγχάνεται με την παρουσία ενός τυχαίου ερεθίσματος, όπως ο ηλεκτρικός θόρυβος. Τα χαμηλά επίπεδα θορύβου

μεταδίδονται στο νευρικό σύστημα μέσω της στοχευμένης διέγερσης (Rogan et al 2014). Η διακύμανση της έντασης του θορύβου επιτρέπει τον εντοπισμό μη ανιχνεύσιμου, ασθενούς σήματος από ένα μη γραμμικό σύστημα (Cordo et al 1996; Elfering et al 2013).

Η προπόνηση με στοχευμένο συντονισμό εμφανίζει συγκεκριμένα χαρακτηριστικά. Αρχικά, η κατεύθυνση των δονήσεων είναι πολυδιάστατη. Η συσκευή, πάνω στην οποία τοποθετείται ο ασθενής, πραγματοποιεί απρόβλεπτες κινήσεις στα τρία επίπεδα. Με αυτό τον τρόπο, ο ασθενής δύναται να αντιδράσει στις συνεχείς αλλαγές κατεύθυνσης (Elfering et al 2013). Οι παράμετροι της δόνησης, συχνότητα και πλάτος, μεταβάλλονται με την πάροδο του χρόνου (Park et al 2015). Μολονότι, η συχνότητα της τυχαιοποιημένης δόνησης κυμαίνεται από 1 έως 12 Hz, θετικότερα αποτελέσματα επισημαίνονται σε συχνότητες άνω των 5 Hz (Madou & Cronin 2008). Τέλος, το πλάτος ταλάντωσης φέρει διακύμανση από 3 έως 6 χιλιοστά (Rogan et al 2014).

Πίνακας 2.1. Χαρακτηριστικά «στοχευμένης» δόνησης

	Ορισμός	Μονάδα μέτρησης	Συμβολισμός	Τύπος	Επιτρεπτό εύρος τιμών
Συχνότητα	«ο ρυθμός επανάληψης των κύκλων ταλάντωσης»	Hz, s ⁻¹	f	$f = 1/T$	1-12 Hz
Πλάτος κορυφής	«η έκταση της ταλαντευόμενης κίνησης»	mm	A	$A = D/2$	3-6 mm

Κατα κύριο λόγο, οι συσκευές που χρησιμοποιούνται για την αποκατάσταση ασθενών παράγουν περιοδικές, ημιτονοειδείς δονήσεις (Sá-Caputo et al 2015). Ο συγκεκριμένος τύπος ταλαντευόμενης κίνησης αποδίδεται με τους όρους: «μη στοχευμένη», «ημιτονοειδής» ή «μη τυχαιοποιημένη» WBV.

Η ημιτονοειδής δόνηση εμφανίζει σταθερά χαρακτηριστικά, που παραμένουν αμετάβλητα στην πάροδο του χρόνου (Park et al 2015). Για τη μετάδοση του μηχανικού ερεθίσματος, ο

ασθενής τοποθετείται πάνω σε μία επιφάνεια (Rogan et al 2014). Το μέγεθος της μηχανικής δόνησης καθορίζεται από διάφορους παράγοντες, μεταξύ των οποίων η συχνότητα και η επιτάχυνση της κορυφής. Ειδικότερα, η συχνότητα της δόνησης κυμαίνεται στις περισσότερες συσκευές από 15 έως 60 Hz ενώ η επιτάχυνση της κορυφής, που θεωρείται πολλαπλάσια της βαρύτητας, εκτείνεται έως 15 g (Cardinale & Rittweger 2006). Για τον υπολογισμό της επιτάχυνσης χρησιμοποιείται κατά κύριο λόγο το επιταχυνσιόμετρο, το οποίο τοποθετείται στο δέρμα του ασθενή ή στην επιφάνεια της συσκευής WBV ενώ η σταθεροποίησή του με ταινία συμβάλλει στην εγκυρότητα των αποτελεσμάτων και στην αποφυγή σφαλμάτων (Wakeling et al 2002). Ένα επιπρόσθετο μέσο, που επιτρέπει την καταγραφή της επιτάχυνσης, θεωρείται το laser (Alizadeh-Meghbrazi et al 2014). Τέλος, η μετατόπιση ή πλάτος κορυφής σε κορυφή θεωρείται σημαντικό χαρακτηριστικό για τη μεταβολή του μεγέθους της μηχανικής δόνησης, με τη διακύμανσή της να αναφέρεται μεταξύ 1 και 14 χιλιοστών (Cardinale & Rittweger 2006).

Σκοπός της επιλογής των κατάλληλων παραμέτρων είναι η αποδοτικότερη απορρόφηση των δονήσεων από τα άνω, κάτω άκρα και τον κορμό αλλά και η ταυτόχρονη ελαχιστοποίησή τους στην κεφαλή (Alizadeh-Meghbrazi et al 2012).

Τα χαρακτηριστικά της ημιτονοειδούς δόνησης διαφοροποιούνται από παράγοντες, που επιλέγονται από τον επαγγελματία υγείας. Αρχικά, η προσθήκη επιπρόσθετου βάρους και η κίνηση του ασθενή στην πλατφόρμα μεταβάλλουν τη συχνότητα και το πλάτος της ταλάντωσης (Rauch et al 2010). Η μάζα του σώματος αποτελεί έναν επιπρόσθετο παράγοντα για τη διακύμανση του πλάτους. Θεωρείται ότι οι μεγαλύτερες μάζες πιθανώς ελαττώνουν το πλάτος της ταλάντωσης ενώ οι μικρότερες μάζες ενισχύουν τον συγκεκριμένο παράγοντα της δόνησης (Marín & Rhea 2010a). Κατά τη διάρκεια της άσκησης, η γωνία των αρθρώσεων επηρεάζει την επιτάχυνση της κορυφής ενώ έχει παρατηρηθεί αλληλεπίδραση ανάμεσα στην ακαμψία της πλατφόρμας και στις παραμέτρους της δόνησης, μετατόπιση και επιτάχυνση (Rauch et al 2010, Nawayseh & Hamdan 2019). Συνεπώς, η διαφοροποίηση στις μεταβλητές του μηχανικού ερεθίσματος επιτρέπει τη διαμόρφωση διαφορετικών προγραμμάτων, τα οποία να ανταποκρίνονται στις ιδιαιτερότητες του εκάστοτε ασθενή (Cardinale & Rittweger 2006).

Πίνακας 2.2. Χαρακτηριστικά «ημιτονοειδούς» δόνησης

	Ορισμός	Μονάδα μέτρησης	Συμβολισμός	Τύπος	Επιτρεπτό εύρος τιμών
Μετατόπιση κορυφής σε κορυφή	«η απόσταση από το χαμηλότερο στο υψηλότερο σημείο του ολικού εύρους δόνησης»	mm	D	$D = a_{Peak}/(2 \times \pi^2 \times f^2)$	1-14 mm
Επιτάχυνση κορυφής	«ο μέγιστος ρυθμός μεταβολής της ταχύτητας κατά τη διάρκεια ενός κύκλου ταλάντωσης»	m/s ² , g	a _{Peak}	$a_{Peak} = \omega^2 D$ (m/s ²)	<= 15g
Διάρκεια	«ο χρόνος έκθεσης σε κραδασμούς»	s	T	$T=1/f$	
Συχνότητα	«ο ρυθμός επανάληψης των κύκλων ταλάντωσης»	Hz, s ⁻¹	f	$f = 1/T$	15-60 Hz

Ωστόσο, η κύρια διαφορά μεταξύ των συσκευών έγκειται στην κατεύθυνση της δόνησης. Το μηχανικό ερέθισμα, που παράγεται, καθορίζει την κίνηση της πλατφόρμας WBV. Οι μορφές μηχανικής δόνησης διαχωρίζονται στην «κάθετη», στην «πλευρικά εναλλασσόμενη», στην «οριζόντια» και στην «πολυδιάστατη».

2.1.1 Κάθετη Μηχανική Δόνηση

Η «κάθετη» ή «σύγχρονη» δόνηση αποτελεί ένα από τα κυριότερα είδη που περιλαμβάνονται σε πλατφόρμες WBV. Παραδείγματα των επικρατέστερων συσκευών αποτελούν οι PowerPlate, Nemes, Vibra Pro, FitVibe, Bodypulse, Pneu-vibe, Soloflex, Vibrogym και Juvent (Cochrane 2011). Οι συσκευές με κατακόρυφη δόνηση οδηγούν σε ταυτόχρονη ταλάντωση των κάτω άκρων προς τα άνω ή προς τα κάτω, επιτυγχάνοντας τη συμμετρική κίνηση των δύο ημιμορίων του ανθρώπινου σώματος (Abercromby et al 2007b).

Το εύρος των παραμέτρων της WBV μεταβάλλεται μεταξύ των διαθέσιμων συσκευών. Ειδικότερα, η κατακόρυφη δόνηση εμφανίζει υψηλή συχνότητα, από 30 έως 50 Hz, ενώ η διακύμανση του πλάτους ταλάντωσης ορίζεται 2 με 4 χιλιοστά (Abercromby et al 2007b). Ακόμη, επισημαίνεται ότι οι παράμετροι, μετατόπιση από κορυφή σε κορυφή και επιτάχυνση της κορυφής, δεν εμφανίζουν μεγάλες διαφοροποιήσεις σε ολόκληρη την επιφάνεια της πλατφόρμας (Rauch et al 2010).

2.1.2 Πλευρικά Εναλλασσόμενη Μηχανική Δόνηση

Από τους πιο διαδεδομένους τύπους WBV θεωρείται η «πλευρικά εναλλασσόμενη» δόνηση, η οποία χρησιμοποιείται στα περιστροφικά συστήματα. Η ταλάντωση πραγματοποιείται γύρω από έναν οριζόντιο, πρόσθιο-οπίσθιο, κεντρικό άξονα (Rauch et al 2010). Η εκτέλεση της κίνησης σε δύο επίπεδα επιτρέπει την παραγωγή τόσο κάθετων όσο και οριζόντιων δυνάμεων δόνησης.

Η πλευρικά εναλλασσόμενη δόνηση εφαρμόζεται εκ περιτροπής στο δεξί και αριστερό κάτω άκρο, προκαλώντας ασύγχρονη κίνηση. Επιτρέπει την ανύψωση του δεξιού κάτω άκρου και την ταυτόχρονη πτώση του αριστερού κάτω άκρου και αντίστροφα (Abercromby et al 2007b). Η ασύμμετρη αυτή κίνηση προσομοιάζει την ανθρώπινη βάδιση και χαρακτηρίζεται ως κίνηση «τραμπάλα» (Signorile 2011). Κατά την ανύψωση ενός κάτω άκρου, πραγματοποιείται στην άρθρωση του ισχίου κάμψη στο οβελιαίο και προσαγωγή στο μετωπιαίο επίπεδο. Οι κινήσεις, που εκτελεί το αντίθετο ισχίο, είναι η έκταση και η απαγωγή. Έπειτα, παρατηρείται κίνηση της πυέλου στην ίδια κατεύθυνση με την πλατφόρμα. Κατά την ανύψωση του δεξιού τμήματος της συσκευής, η σύστοιχη πλευρά της πυέλου κατευθύνεται προς τα άνω ενώ η αντίθετη πλευρά προς τα κάτω. Ο ασθενής ενεργοποιεί τους αντίθετους μύες του κορμού, με σκοπό τη διατήρηση του κέντρου βάρους του. Οι δονήσεις επάγουν

περιστροφικές κινήσεις γύρω από την άρθρωση του ισχίου και τις οσφυοϊερές αρθρώσεις (Rittweger et al 2002).

Τα περιστροφικά συστήματα δόνησης χαρακτηρίζονται από υψηλό πλάτος ταλάντωσης, που κυμαίνεται περίπου στα 10 χιλιοστά (1–14 mm) ενώ το εύρος της συχνότητας είναι από 5 έως 30 Hz. Τα επίπεδα επιτάχυνσης της κορυφής εμφανίζονται υψηλότερα συγκριτικά με τις κάθετες δονήσεις (Abercromby et al 2007b). Σε αντίθεση με άλλες πλατφόρμες WBV, η μετατόπιση από κορυφή σε κορυφή και η επιτάχυνση της κορυφής μεταβάλλονται σε διαφορετικά σημεία της επιφάνειάς τους. Οι τιμές αυτών καθορίζονται από την απόσταση του σημείου σε σχέση με τον κεντρικό άξονα, όπου η απομάκρυνση από τον άξονα συνεπάγεται την αύξηση του πλάτους ταλάντωσης. Ο υπολογισμός της μετατόπισης για ένα καθορισμένο σημείο επιτυγχάνεται με τη χρήση ενός «ανατομικού ορόσημου» όπως το δεύτερο ή τρίτο δάκτυλο του άκρου ποδός (Rauch et al 2010).

2.1.3 Οριζόντια Μηχανική Δόνηση

Η «οριζόντια» WBV έχει μελετηθεί σε μικρότερο βαθμό από τις υπόλοιπες μορφές μηχανικής δόνησης. Επιτρέπει την κίνηση προς μία κατεύθυνση, την πρόσθια-οπίσθια ή τη μέσο-πλάγια, η οποία καθορίζεται από τη θέση που λαμβάνει ο ασθενής πάνω στην πλατφόρμα δόνησης. Με αυτό τον τρόπο, παρέχεται η δυνατότητα μεταφοράς του σωματικού βάρους προς την αντίστοιχη κατεύθυνση (Lee 2015, 2019). Η μετατόπιση του σωματικού βάρους στη μέσο-πλάγια κατεύθυνση είναι ιδιαίτερα σημαντική σε περιπτώσεις, όπου έχει επηρεαστεί το ένα ημιμόριο του ανθρώπινου σώματος. Χαρακτηριστικό παράδειγμα αποτελούν οι ασθενείς, οι οποίοι διαγνώστηκαν με ημιπληγία έπειτα από Αγγειακό Εγκεφαλικό Επεισόδιο (ΑΕΕ) (Song et al 2018). Τέλος, ο συγκεκριμένος τύπος μηχανικής δόνησης συσχετίζεται με την ενεργοποίηση της στρατηγικής του ισχίου και της ποδοκνημικής και ως εκ τούτου συμβάλλει στη διατήρηση της στατικής ισορροπίας (Lee 2019).

Ορισμένες παράμετροι της οριζόντιας δόνησης δε μεταβάλλονται, όπως το πλάτος της ταλάντωσης, που ορίζεται στα 30 χιλιοστά. Αντίθετα, η συχνότητα δεν αποτελεί σταθερό μέγεθος, γεγονός που επιβεβαιώνεται από μελέτες σύμφωνα με τις οποίες παρατηρείται διακύμανση στις τιμές της (Lee 2019).

2.1.4 Πολυδιάστατη Μηχανική Δόνηση

Το μηχανικό ερέθισμα ενδέχεται να εντοπίζεται και στα τρία επίπεδα κίνησης. Τότε η κατεύθυνση των δονήσεων χαρακτηρίζεται ως «πολυδιάστατη». Κατά τη διάρκεια της θεραπευτικής παρέμβασης, η πλατφόρμα κινείται έμπροσθεν-όπισθεν, δεξιά-αριστερά και άνω-κάτω (Signorile 2011).

Πίνακας 2.3. Χαρακτηριστικά τύπων μηχανικής δόνησης

	Επιτρεπτό εύρος τιμών κατακόρυφης δόνησης	Επιτρεπτό εύρος τιμών πλευρικά εναλλασσόμενης δόνησης	Επιτρεπτό εύρος τιμών οριζόντιας δόνησης
Συχνότητα	30-50 Hz	5-30 Hz	1-36 Hz
Πλάτος κορυφής	2-4 mm	1-14 mm	30 mm

2.2 Πλατφόρμες Μηχανικής Δόνησης

Το συνεχώς αυξανόμενο ενδιαφέρον για την WBV οδήγησε στην κατασκευή πολυάριθμων συστημάτων μηχανικής δόνησης. Οι πλατφόρμες δόνησης, που χρησιμοποιούνται ευρέως, παρουσιάζουν διαφοροποιήσεις ως προς την κατεύθυνση και τα χαρακτηριστικά του μηχανικού ερεθίσματος. Ακόμη, η παραγωγή της ενέργειας, η οποία μεταδίδεται στο ανθρώπινο σώμα, πραγματοποιείται με διαφορετικό τρόπο. Ειδικότερα, διάφορες πλατφόρμες WBV, όπως το PowerPlate και το FitVibe, περιλαμβάνουν μηχανισμό που αποτελείται από ταλαντευόμενα ελατήρια μάζας, επιτυγχάνοντας την παραγωγή ενέργειας. Όμως, έχουν περιγραφεί και συστήματα WBV, που βασίζονται στην ηλεκτρομαγνητική μετάδοση ή στη μετάδοση άμεσα μηχανικής ενέργειας, όπως η συσκευή Galileo (Rittweger 2010).

2.2.1 PowerPlate

Σύμφωνα με την υπάρχουσα αρθρογραφία, το PowerPlate, ολλανδικής προέλευσης, αναφέρεται ως ένα από τα βασικότερα συστήματα WBV. Η συσκευή περιλαμβάνει δύο ηλεκτροκινητήρες και μία έκκεντρη μάζα αντίστοιχα για κάθε ηλεκτροκινητήρα, η σημασία

των οποίων έγκειται στη διαχείριση των κραδασμών. Επιπλέον, περιέχεται μία πλατφόρμα δόνησης και μία βάση. Το PowerPlate χαρακτηρίζεται ως ένα σύστημα υψηλού μεγέθους, που μεταδίδει δόνηση μονής και συγκεκριμένα κάθετης κατεύθυνσης στο ανθρώπινο σώμα. Η συχνότητα της WBV στη συγκεκριμένη συσκευή μπορεί να οριστεί μεταξύ 25 και 50 Hz ενώ η μετατόπιση της κορυφής διακρίνεται σε υψηλή και χαμηλή. Η μεταβολή της μετατόπισης παρέχει τη δυνατότητα στον επαγγελματία υγείας να τροποποιήσει την ένταση του θεραπευτικού προγράμματος (Bautmans et al 2006; Pel et al 2009).

Πίνακας 2.4. Χαρακτηριστικά συσκευής PowerPlate

	Επιτρεπτό εύρος τιμών
Συχνότητα	25-50 Hz

2.2.2 Vibrafit

Το Vibrafit επιλέγεται για τη μελέτη της επίδρασης της WBV αλλά και στην κλινική πράξη για την αποτελεσματική αποκατάσταση ασθενών. Γνώρισμα της συγκεκριμένης γερμανικής συσκευής αποτελεί η πολυδιάστατη κατεύθυνση της δόνησης. Η δόνηση μεταδίδεται μέσω μίας πλάκας, που επιτρέπει κίνηση και στα τρία επίπεδα. Ακόμα, περιλαμβάνεται ένας μηχανισμός, ο οποίος αποτελείται από έναν κινητήρα μη ισορροπημένης μάζας και έναν κατακόρυφα περιστρεφόμενο άξονα, αποσκοπώντας στη δημιουργία οριζόντιας επιτάχυνσης. Χαρακτηριστικό της πολυδιάστατης συσκευής WBV θεωρείται η υψηλή συχνότητα, που δύναται να μεταβάλλει την ένταση της μηχανικής δόνησης ενώ παρατηρείται τόσο οριζόντια όσο και κατακόρυφη επιτάχυνση (Muir et al 2013).

2.2.3 Galileo

Το Galileo αποτελεί ένα σύστημα δόνησης κατασκευασμένο στη Γερμανία, που χρησιμοποιείται στον τομέα της υγείας για τη θεραπεία ασθενών. Αποτελείται από μία πλατφόρμα δόνησης, μία βάση και δύο ηλεκτροκινητήρες, μέσω των οποίων επιτυγχάνεται ο έλεγχος των κραδασμών. Χαρακτηριστικό της συγκεκριμένης συσκευής είναι η παροχή πλευρικά εναλλασσόμενης ημιτονοειδούς δόνησης, ονομαζόμενη και ως δόνηση

«τραμπάλας». Η δόνηση «τραμπάλας» δημιουργείται καθώς ο στροφικός άξονας, που βρίσκεται σε κάθε πλευρά της πλατφόρμας, διακινεί την περιστροφική κίνηση του ηλεκτροκινητήρα σε κάθετη μετατόπιση. Επομένως, η ταλάντωση συμβαίνει γύρω από έναν οριζόντιο, πρόσθιο-οπίσθιο, κεντρικό άξονα. Η κίνηση του Galileo θεωρείται ασύγχρονη επειδή τα δύο ημιμόρια του ανθρώπινου σώματος κινούνται σε διαφορετικές κατευθύνσεις (Pel et al 2009).

Ορισμένοι παράμετροι της ημιτονοειδούς δόνησης είναι καθορισμένοι στη συσκευή Galileo, όπως η συχνότητα, που κυμαίνεται από 5 έως 40 Hz. Εν αντιθέσει με τη συχνότητα, η μετατόπιση παρουσιάζει διακυμάνσεις ανάλογα με τη θέση των κάτω άκρων στην πλατφόρμα. Όταν τα κάτω άκρα βρίσκονται σε κοντινή απόσταση από τον κεντρικό άξονα, η μετατόπιση θεωρείται μικρή ενώ, όσο τα κάτω άκρα πλησιάζουν την άκρη της συσκευής, η μετατόπιση αυξάνεται. Τέλος, το πλάτος της ταλάντωσης μεταβάλλεται έως και 6 χιλιοστά, καθώς συσχετίζεται με το μέγεθος της πλατφόρμας WBV (Liang et al 2020).

Πίνακας 2.5. Χαρακτηριστικά συσκευής Galileo

	Επιτρεπτό εύρος τιμών
Συχνότητα	5-40 Hz
Πλάτος κορυφής	≤ 6 mm

2.2.4 Zeptor

Το Zeptor, σχεδιασμένο στη Γερμανία, συμπεριλαμβάνεται ολοένα και περισσότερο στα προγράμματα αποκατάστασης. Χαρακτηριστικό της συσκευής αυτής αποτελεί η παραγωγή στοχευμένης ή τυχαιοποιημένης μηχανικής δόνησης (Haas et al 2006). Η κατεύθυνση των ταλαντώσεων αναφέρεται ως πολυδιάστατη, καθώς εντοπίζεται και στα τρία επίπεδα κίνησης (Signorile 2011). Κατά τη διάρκεια της θεραπευτικής παρέμβασης, τα κάτω άκρα του ασθενή τοποθετούνται σε δύο ανεξάρτητες μεταξύ τους πλατφόρμες (Rogan et al 2014). Με αυτό τον τρόπο, επιτυγχάνεται η μετάδοση χωριστών και ασύγχρονων δονήσεων σε ολόκληρο το σώμα (Haas et al 2006).

2.2.5 PowerMaxx

Η πλατφόρμα WBV PowerMaxx δε χρησιμοποιείται από τους επαγγελματίες υγείας αλλά επιλέγεται κατά κύριο λόγο για οικιακή χρήση. Το PowerMaxx επιφέρει ταλαντώσεις στο οριζόντιο επίπεδο ενώ ο έλεγχος των κραδασμών πραγματοποιείται μέσω της σύνδεσης ενός ηλεκτροκινητήρα με μία έκκεντρη μάζα. Τα χαρακτηριστικά της οριζόντιας δόνησης είναι καθορισμένα, με τη συχνότητα να κυμαίνεται από 22 έως 32 Hz και τη μετατόπιση της κορυφής στα 0.6 χιλιοστά (Pel et al 2009).

Πίνακας 2.6. Χαρακτηριστικά συσκευής PowerMaxx

	Επιτρεπτό εύρος τιμών
Συχνότητα	22-32 Hz
Μετατόπιση κορυφής σε κορυφή	0.6 mm

2.2.6 Wave

Η πλατφόρμα Wave συμπεριλαμβάνεται στις τροποποιημένες συσκευές WBV και κατασκευάζεται στον Καναδά. Οι κάθετα αυτές ταλαντευόμενες πλατφόρμες διαμορφώνονται από μία πλάκα και δύο ή τέσσερις κινητήρες. Η επιφάνεια, πάνω στην οποία στέκεται ο ασθενής, είναι ελαστική και κατασκευασμένη από χάλυβα. Με τη χρήση αυτής της συσκευής δίνεται η δυνατότητα επιλογής του αριθμού των κινητήρων, οι οποίοι διαθέτουν μετατοπισμένες μάζες προσαρτημένες στους άξονες περιστροφής τους και ρυθμίζονται με βάση το βάρος του εκάστοτε ασθενή (Alizadeh-Meghrazzi et al 2012; Hadi et al 2012). Αυτό συνεπάγεται ότι οι παράμετροι της μηχανικής δόνησης δε διαφοροποιούνται κατά την προσθήκη βάρους. Με βάση τα χαρακτηριστικά της δόνησης αναφέρεται ότι η συσκευή επιτρέπει συχνότητες από 20 έως 50 Hz ενώ παρατηρείται μεγαλύτερο μέγεθος από την πλατφόρμα Juvent.

2.2.7 Juvent

Η συσκευή Juvent σχεδιάζεται στο Somerset των ΗΠΑ. Κοινό χαρακτηριστικό με την πλατφόρμα Wave αποτελεί το είδος της ταλάντωσης, που παράγει η συσκευή. Η κάθετα ταλαντευόμενη πλάκα είναι κατασκευασμένη από αλουμίνιο και δύναται να ενεργοποιηθεί από μία γραμμική ηλεκτρομαγνητική βαλβίδα (Alizadeh-Meghraz et al 2012). Η σταθερότητα της πλατφόρμας και η ίση κατανομή των κραδασμών στην επιφάνειά της επιτυγχάνεται μέσω ενός μηχανισμού. Το σύστημα ανύψωσης σε τέσσερα σημεία με ένα ελατήριο επιτρέπει τη μετακίνηση του ασθενή 0.05 χιλιοστά στον κατακόρυφο άξονα (z) (Hadi et al 2012).

Η επιτρεπόμενη συχνότητα καθορίζεται μεταξύ 10 και 99 Hz ενώ η ισχύς κυμαίνεται από 1 έως 28 watt. Η ισχύς ρυθμίζει το ποσό της ενέργειας που αποστέλλεται στην ηλεκτρομαγνητική βαλβίδα, η οποία έπειτα θα προσδιορίσει την ένταση και το πλάτος της ταλάντωσης. Το μέγεθος της μηχανικής δόνησης είναι χαρακτηριστικά μικρότερο από την πλατφόρμα Wave. Η τιμή του δεν είναι σταθερή (0.01-0.33 g) αλλά δεν ξεπερνάει το 1.0 g (Alizadeh-Meghraz et al 2012). Αντίθετα με τη συσκευή Wave, το σωματικό βάρος του ασθενή δεν προσαρμόζεται από την πλατφόρμα Juvent (Hadi et al 2012).

Πίνακας 2.7. Χαρακτηριστικά συσκευών Wave και Juvent

	Επιτρεπτό εύρος τιμών πλατφόρμας Wave	Επιτρεπτό εύρος τιμών πλατφόρμας Juvent
Συχνότητα	20-50 Hz	10-99 Hz
Μέγεθος		< 1 g

2.2.8 Extream 1000

Το Extream 1000 είναι μία κορεάτικη συσκευή WBV, που παράγει οριζόντιους κραδασμούς. Αποτελείται από έναν πίνακα ελέγχου, μία μπάρα ασφαλείας και έναν δονητή, ο οποίος χρησιμοποιείται ως πλατφόρμα. Οι κραδασμοί, που παράγονται, μεταφέρονται στο ανθρώπινο σώμα καθώς ο ασθενής κινείται έμπροσθεν και όπισθεν (Song et al 2018). Η

κατεύθυνση της δόνησης μπορεί να τροποποιηθεί από πρόσθια-οπίσθια σε μέσο-πλάγια, μεταβάλλοντας τη θέση του ασθενή πάνω στην πλατφόρμα. Με αυτό τον τρόπο, επιτυγχάνεται η μεταφορά του σωματικού βάρους του ασθενή στη σύστοιχη πλευρά. Το συγκεκριμένο σύστημα WBV παρουσιάζεται σταθερό πλάτος ταλάντωσης όπου ρυθμίζεται στα 30 χιλιοστά, ενώ η συχνότητά του διαθέτει μεγαλύτερο εύρος, από 1 έως 36 Hz (Lee 2019).

Πίνακας 2.8. Χαρακτηριστικά συσκευής Extream 1000

	Επιτρεπτό εύρος τιμών
Συχνότητα	1-36 Hz
Πλάτος κορυφής	30 mm

2.2.9 HyperVibe

Μία συσκευή, που χρησιμοποιείται ευρέως στον ελληνικό πληθυσμό, θεωρείται η HyperVibe. Κατασκευάζεται στην Αυστραλία και διαθέτει τέσσερις διαφορετικούς τύπους, οι οποίοι διαφοροποιούνται ως προς το μέγεθος της πλατφόρμας αλλά και τον τρόπο εφαρμογής τους. Η κατεύθυνση της μηχανικής δόνησης, που παράγεται, είναι πλευρικά εναλλασσόμενη. Κατά τη διάρκεια του προγράμματος, τα ημιμόρια του ανθρώπινου σώματος κινούνται σε αντίθετες κατευθύνσεις και ως εκ τούτου η κίνηση της πλατφόρμας χαρακτηρίζεται ως «ασύγχρονη».

Οι παράμετροι της ημιτονοειδούς δόνησης μεταβάλλονται στους διαφορετικούς τύπους συσκευών. Ειδικότερα, η συχνότητα μεταξύ των συσκευών κυμαίνεται από 5 έως 40 Hz. Το πλάτος ταλάντωσης είναι σταθερό στα 8 χιλιοστά εκτός από την πλατφόρμα G-17, όπου ορίζεται στα 7 χιλιοστά. Η πλατφόρμα G-25 αποτελεί την πιο σύγχρονη συσκευή, στην οποία παρέχεται η δυνατότητα διακύμανσης του πλάτους ταλάντωσης αλλά και της συχνότητας. Η εναλλαγή των συγκεκριμένων παραμέτρων επηρεάζει την ένταση της δόνησης, από χαμηλή έως υψηλή. Τέλος, η επιτάχυνση δε ξεπερνάει τα 25 g σε κανέναν από τους προαναφερόμενους τύπους πλατφόρμας (<https://www.hypervibe.com>).

Πίνακας 2.9. Χαρακτηριστικά συσκευής HyperVibe

	HyperVibe G-10	HyperVibe G-14	HyperVibe G-17	HyperVibe G-25
Συχνότητα	5-25 Hz	5-30 Hz	5-35 Hz	5-40 Hz
Πλάτος κορυφής	8 mm	8 mm	7 mm	8 mm
Επιτάχυνση κορυφής	0.1-10 g	0.1-14 g	0.1-17 g	≤ 25 g

2.3 Παράγοντες Επίδρασης της Μηχανικής Δόνησης

2.3.1 Σπαστικότητα

Ο όρος «σπαστικότητα» αναφέρθηκε αρχικά από τον Lance (1980, p.485–494) ως «μία κινητική διαταραχή που χαρακτηρίζεται από μία εξαρτώμενη από την ταχύτητα αύξηση των τονικών αντανakλαστικών διάτασης (μυϊκός τόνος) με υπερβολικά τενόντια τραντάγματα, που προκύπτουν από την υπερδιέγερση του αντανakλαστικού διάτασης, ως ένα συστατικό του συνδρόμου του άνω κινητικού νευρώνα». Πρόσφατα ερευνητικά ευρήματα συνέβαλαν στη βαθύτερη κατανόηση της έννοιας, με αποτέλεσμα να οριστεί ως διαταραχή του αισθητικοκινητικού ελέγχου λόγω βλάβης του Ανώτερου Κινητικού Νευρώνα (AKN), που παρουσιάζεται ως διακοπτόμενη ή παρατεταμένη ακούσια μυϊκή ενεργοποίηση (Pandyan et al 2005).

Στη σπαστικότητα παρατηρείται αντίσταση στην παθητική επιμήκυνση του μυός, η οποία εξαρτάται από την ταχύτητα και από το μήκος του μυός. Οι γρήγορες και απότομες κινήσεις συνεπάγονται την αύξηση του μυϊκού τόνου (Trompetto et al 2014). Η αντίσταση είναι αισθητή στην αρχή της παθητικής κίνησης ενώ σταδιακά εξασθενεί. Το φαινόμενο αυτό ονομάζεται «μυϊκή υπερτονία» ή «φαινόμενο του σουγιά» και οφείλεται στην έλλειψη αναχαιτιστικών ερεθισμάτων από ανώτερα κέντρα (Mukherjee & Chakravarty 2010). Η σπαστικότητα δεν επηρεάζει όλους τους μύες του ανθρώπινου σώματος αλλά κυρίως τους

αντιβαρικούς μύες των άνω και κάτω άκρων και ως εκ τούτου τα άτομα εμφανίζουν καμπτικό πρότυπο στα άνω άκρα και εκτατικό πρότυπο στα κάτω άκρα (Semler et al 2007; Totosy de Zepetnek et al 2009). Ακόμα, παρουσιάζονται διαφοροποιήσεις στα παθολογικά αντανάκλαστικά, τα οποία εντοπίζονται μόνο σε βλάβη του πυραμιδικού συστήματος, όπως το σημείο Babinski (Trompetto et al 2014). Από τα σημαντικότερα κλινικά ευρήματα, που επισημαίνουν την ύπαρξη της σπαστικότητας, αποτελεί ο «κλόνος» ενώ η συνεχόμενη ενεργοποίηση των “α” κινητικών νευρώνων συνδέεται με την αδυναμία χαλάρωσης των σπαστικών μυών, ονομαζόμενη ως «σπαστική δυστονία» (Trompetto et al 2014). Το πυραμιδικό σύστημα, που αποτελεί μέρος του ΚΝΣ, ευθύνεται για την επιτέλεση των εκούσιων κινήσεων και τον έλεγχο της επιδεξιότητας. Για αυτό τον λόγο, χαρακτηριστικό γνώρισμα αποτελεί η μειωμένη εκούσια κίνηση των άνω και κάτω άκρων. Τέλος, η σπαστικότητα επιδρά και στο πρότυπο της βάδισης, με ελάττωση της ταχύτητας του βηματισμού (Dietz & Sinkjaer 2007).

Η μελέτη για τους μηχανισμούς, που καθορίζουν την ανάπτυξη της σπαστικότητας, παρουσιάζει ιδιαίτερο ενδιαφέρον. Η σπαστικότητα αποτελεί μία νευρολογική διαταραχή που αποδίδεται σε διαφορετικές παθοφυσιολογικές δυσλειτουργίες (Sheean 2001; Nielsen et al 2007). Ειδικότερα, μία πρωτογενής βλάβη, στο ΚΝΣ, δύναται να διακόψει την «επικοινωνία» ανάμεσα στον εγκέφαλο και στον Νωτιαίο Μυελό (NM) (Estes et al 2017). Αυτό επηρεάζει το πυραμιδικό σύστημα ή σύστημα του ΑΚΝ, το οποίο ύστερα επιδρά στη δραστηριότητα του περιφερικού κινητικού νευρώνα (Pandyan et al 2005; Trompetto et al 2014). Χαρακτηριστικό της σπαστικότητας, όπως αναφέρθηκε και από τον Lance (1980, p.485–494), αποτελεί η αυξημένη διεγερσιμότητα των αντανάκλαστικών διάταξης των μυών ή αλλιώς του μυϊκού τόνου.

Οι κύριοι μηχανισμοί, που συμβάλλουν στη σπαστικότητα, είναι δύο: αφενός οι νωτιαίοι και αφετέρου οι υπερνωτιαίοι και υπερτμηματικοί. Η σπαστικότητα σχετίζεται με διαταραχή της ελεγχόμενης ισορροπίας ανάμεσα στις κατιούσες διεγερτικές και ανασταλτικές οδούς στα υπερνωτιαία κυκλώματα του ΑΚΝ. Τα υπερνωτιαία κυκλώματα επιδρούν στους ανασταλτικούς μηχανισμούς στα κυκλώματα της Σπονδυλικής Στήλης (ΣΣ), επιτρέποντας την ενεργοποίησή τους. Καθώς οι αναχαιτιστικές επιδράσεις ελαττώνονται, υπερισχύει η διέγερση με αποτέλεσμα τη νωτιαία υπεραντανάκλαστικότητα. Η ισορροπία του αντανάκλαστικού τόξου διάταξης και κατά συνέπεια η μορφή της σπαστικότητας επηρεάζεται σε διαφορετικό βαθμό από την εμπλοκή μίας ή περισσότερων κατερχόμενων υπερνωτιαίων οδών (Mukherjee & Chakravarty 2010).

Οι ανασταλτικές υπερνωτιαίες οδοί, που συσχετίζονται με την ανάπτυξη σπαστικότητας, είναι η φλοιονωτιαία, η φλοιοδικτυωτή και η ραχιαία δικτυονωτιαία. Μεμονωμένη βλάβη στη φλοιονωτιαία, αναφερόμενη και ως πυραμιδική οδό, δεν συνεπάγεται σπαστικότητα αφού απαιτείται ταυτόχρονη βλάβη στις προκινητικές και συμπληρωματικές κινητικές περιοχές (Mukherjee & Chakravarty 2010). Ένα ισχυρό αντανάκλαστικό κέντρο, το οποίο ρυθμίζει το μυοτατικό αντανάκλαστικό, αποτελεί ο δικτυωτός πυρήνας του προμήκους. Ο ανασταλτικός έλεγχος πραγματοποιείται μέσω της ραχιαίας δικτυονωτιαίας οδού, κυρίως από τα εξωπυραμιδικά κέντρα (Λογοθέτης & Μυλωνάς 2016, σσ.90). Η καταστροφή της συγκεκριμένης οδού συνεπάγεται απενεργοποίηση της υπερνωτιαίας αναχαίτισης και παράλληλα ανισορροπία στη δραστηριότητα των “α” και “γ” κινητικών νευρώνων (Trompetto et al 2014).

Ο διεγερτικός έλεγχος επιτυγχάνεται από την κοιλιακή δικτυονωτιαία οδό, που προέρχεται από τον δικτυωτό σχηματισμό του στελέχους (Λογοθέτης & Μυλωνάς 2016, σσ.90). Σε αντίθεση με τη ραχιαία δικτυονωτιαία οδό, η ενεργοποίηση της οδού αυτής δε συνδέεται με τη διέγερση του κινητικού φλοιού ή της έσω κάψας. Η κοιλιακή δικτυονωτιαία οδός ασκεί ευοδωτική επίδραση στον εκτατικό τόνο, διαδραματίζοντας μείζον ρόλο στη σπαστικότητα. Δευτερεύουσας σημασίας θεωρείται η αιθουσονωτιαία οδός, η οποία συντελεί κυρίως στον έλεγχο του εκτατικού τόνου μέσω της διέγερσης των μονοσυναπτικών κινητικών νευρώνων (Mukherjee & Chakravarty 2010).

Από την άλλη πλευρά, τα νωτιαία κυκλώματα συσχετίζονται με μεταβολές στη λειτουργία των υποσυστημάτων της κίνησης και των νEURων που διέρχονται από τη ΣΣ. Παρατηρούνται βέβαια, διαφοροποιήσεις στους διεγερτικούς ή στους ανασταλτικούς μηχανισμούς, με τους τελευταίους να θεωρούνται η κυριότερη αιτία. Παρόλα αυτά, δεν είναι απίθανη η εμπλοκή και των δύο στην ανάπτυξη της σπαστικότητας (Mukherjee & Chakravarty 2010).

Συγκεκριμένα, οι διευκολυντικές επιδράσεις οδηγούν στην αυξημένη δραστηριότητα των “α” ή/και των “γ” κινητικών νευρώνων (Burke & Ashby 1972). Η υπερδιέγερση στους “γ” κινητικούς νευρώνες συνεπάγεται μη φυσιολογική ενεργοποίηση των μυϊκών ατράκτων, οι οποίες εμφανίζουν υπερευαισθησία και αυξημένη διεγερσιμότητα. Αντίστοιχα, οι μυϊκές άτρακτοι δεν επιτρέπουν τη φυσιολογική επεξεργασία των αισθητηριακών εισροών, με αποτέλεσμα την υπερδιέγερση των “α” κινητικών νευρώνων (Trompetto et al 2014).

Στο επίπεδο του NM, ο ανασταλτικός έλεγχος του μυοτατικού αντανακλαστικού ασκείται από τα προσυναπτικά και μετασυναπτικά ανασταλτικά κυκλώματα. Ο ανεπαρκής ενδογενής έλεγχος στους συγκεκριμένους μηχανισμούς συνεπάγεται την άρση των ανώτερων ανασταλτικών επιδράσεων του φλοιού στους “γ” κινητικούς νευρώνες (Λογοθέτης & Μυλωνάς 2016, σσ.99). Ειδικότερα, η προσυναπτική αναχαίτιση στα προσυναπτικά άκρα των Ia προσαγωγών οδηγεί σε έντονη απόκριση των “α” κινητικών νευρώνων, με αποτέλεσμα την αυξημένη απελευθέρωση διαβιβαστών από τους Ia προσαγωγούς (Nielsen et al 1995). Η διαδικασία είναι προοδευτική και δεν εντοπίζεται στο σύνολο των ασθενών με σπαστικότητα (Burke & Ashby 1972). Οι II προσαγωγοί φυσιολογικά ενεργοποιούν τους “α” κινητικούς νευρώνες μέσω μίας ολιγοσυναπτικής οδού ενώ η άρση της προσυναπτικής αναστολής των συγκεκριμένων νευρώνων συνδέεται με απώλεια του ελέγχου στους ενδονευρώνες II. Αντίστοιχη απώλεια αναστολής εντοπίζεται και στους μετασυναπτικούς μηχανισμούς. Η δυσυναπτική αμοιβαία αναστολή των Ia προσαγωγών στους ανταγωνιστές μύες είναι εξασθενημένη και οφείλεται σε βλάβη των κατερχόμενων κινητικών ινών. Ακόμη, παρατηρούνται διαφοροποιήσεις τόσο στη μη αμοιβαία αναχαίτιση των Ib προσαγωγών λόγω των τενόντιων οργάνων Golgi όσο και στην υποτροπιάζουσα αναστολή μέσω των κυττάρων Renshaw (Mukherjee & Chakravarty 2010; Trompetto et al 2014).

Η μειωμένη προσυναπτική αναστολή των Ia προσαγωγών ενδεχομένως πηγάζει από την ελαττωμένη έκλυση των μονοσυναπτικών αντανακλαστικών, ύστερα από προηγούμενη ενεργοποίησή τους. Η διαφοροποίηση της έκλυσης οφείλεται σε μηχανισμούς που βρίσκονται στον NM ή σε μεταβολές στη συγκέντρωση των εξωκυττάρων ιόντων. Στους σπαστικούς μύες παρατηρείται άρση του εσωτερικού ελέγχου μετάδοσης μεταξύ των συνάψεων των Ia προσαγωγών, η οποία συνεπάγεται την εξασθενημένη αποτελεσματικότητά τους. Επομένως, η ενεργοποίηση των Ia προσαγωγών εγείρει την αύξηση του φασικού μυοτατικού αντανακλαστικού και την εντονότερη αντίσταση κατά την παθητική διάταση του εκάστοτε μυός (Nielsen et al 1995).

Τελικώς, η υπερβολική αντανακλαστική ενεργοποίηση οφείλεται και σε πλαστικές αλλαγές, που παρατηρούνται εντός του NM αλλά και σε εγκεφαλικό επίπεδο. Η αναδιάταξη στο ΚΝΣ επιτρέπει τον σχηματισμό νέων προσαγωγών υποδοχέων, οι οποίοι μετατρέπουν τις παλιές αναχαιτιστικές συνάψεις σε διεγερτικές. Αυτό επιτυγχάνεται με την προσκόλληση τους στις νέες συνάψεις. Ωστόσο, μορφολογικές αλλαγές παρατηρούνται και στους απονευρωμένους υποδοχείς των “α” κινητικών νευρώνων. Η υπερευαισθησία απονεύρωσής τους στερείται τη φυσιολογική κατιούσα διέγερση από τις φλοιονωτιαίες οδούς ενώ παρουσιάζεται ανοδική

ρύθμιση των υποδοχέων, συντελώντας στην υπερδιέγερση του “α” κινητικού νευρώνα (Mukherjee & Chakravarty 2010; Trompetto et al 2014).

2.3.2 Ισορροπία

«Η ισορροπία αναφέρεται στις διαδικασίες με τις οποίες τα διάφορα μέρη του σώματος τοποθετούνται σε ειδική διάταξη, απαραίτητη για την επίτευξη διάφορων ειδών στάσης και κίνησης» (Sherrill 1998). Συχνά περιγράφεται και ως «στασική ευστάθεια». Η ισορροπία θεωρείται η ικανότητα ελέγχου του κέντρου μάζας αναφορικά με τη βάση στήριξης. Η σταθερή ή κινούμενη βάση στήριξης καθορίζει και τη στασική ή δυναμική ισορροπία, αντίστοιχα (Overlock 2004). Η δυναμική ισορροπία αποτελεί σημαντικό στοιχείο για την εκτέλεση διαφόρων κινήσεων. Απαραίτητη προϋπόθεση για την επίτευξη της στασικής ευστάθειας θεωρείται η ταλάντευση του κέντρου πίεσης (CoP) γύρω από το κέντρο μάζας. Τόσο η ισορροπία όσο και ο προσανατολισμός του σώματος συσχετίζονται με τον «στασικό έλεγχο», ο οποίος ορίζεται ως η ρύθμιση της θέσης του σώματος στον χώρο.

Οι μηχανισμοί, που συνδέονται με τον στασικό έλεγχο και κατά συνέπεια με την ισορροπία, έχουν αποτελέσει το επίκεντρο διαφόρων μελετών. Θεωρείται πλέον το αποτέλεσμα της αμοιβαίας επίδρασης του μυοσκελετικού και νευρικού συστήματος με τα αισθητικό-αντιληπτικά συστήματα. Χαρακτηριστικά μυοσκελετικά στοιχεία, που θεωρούνται απαραίτητα για την ισορροπία, αποτελούν το εύρος τροχιάς της κίνησης (ROM) και οι ιδιότητες των μυών (Shumway-Cook & Woollacott 2007, p.160).

Ειδικότερα, η ισορροπία καθορίζεται από ένα σύστημα αντίληψης και δράσης. Αρχικά, πραγματοποιούνται αισθητικές διεργασίες για τον εντοπισμό της κινητικής δραστηριότητας του σώματος από τους περιφερικούς υποδοχείς των αισθητικών συστημάτων. Το ΚΝΣ επεξεργάζεται και οργανώνει τις αισθητικές εισροές που δέχεται. Έπειτα, ενεργοποιεί τον εκτελεστικό μηχανισμό για την απόκριση των μυών και την παραγωγή δυνάμεων, με σκοπό τη διατήρηση της στασικής ευστάθειας (Shumway-Cook & Woollacott 2007, p.160). Οι κινητικές διεργασίες δημιουργούν νευρομυϊκές συνεργείες, οι οποίες αποβλέπουν στον συντονισμό της μυϊκής δράσης του κορμού και των κάτω άκρων (Cheng et al 2001).

Επιπλέον, ένας ακόμα μηχανισμός που συμβάλλει στην επίτευξη της ισορροπίας είναι ο προσαρμοστικός στασικός έλεγχος, ο οποίος τροποποιεί τα αισθητικοκινητικά συστήματα όταν παρατηρούνται διαφοροποιήσεις στις απαιτήσεις της δραστηριότητας και του περιβάλλοντος. Η διατήρηση της ισορροπίας, λόγω μεταβολής του πλαισίου αναφοράς,

προϋποθέτει την εφαρμογή σύνθετων στρατηγικών κίνησης, που προκύπτουν από τον συνδυασμό των απλών στρατηγικών (Horak & Nashner 1986). Παράλληλα, οι στατικές προσαρμογές πραγματοποιούνται και στα αισθητικά συστήματα. Το ΚΝΣ επιτρέπει την αλληλεπίδραση όλων των συστημάτων, αποσκοπώντας στη διαμόρφωση του κατάλληλου στατικού ελέγχου. Συνεπώς για τη διασφάλιση της ισορροπίας, οι στατικές προσαρμογές προηγούνται των εκούσιων κινήσεων (Winter et al 1990).

Παράλληλα, η ανάπτυξη των αισθητικών συστημάτων διαμορφώνει τις αισθητικοκινητικές στρατηγικές. Η αισθητική στρατηγική χρησιμοποιείται για την οργάνωση των αισθητηριακών πληροφοριών από το οπτικό, το αιθουσαίο και το σωματοαισθητικό σύστημα. Το οπτικό σύστημα σχετίζεται με τη θέση και την κίνηση της κεφαλής σε σχέση με τα αντικείμενα που βρίσκονται στο περιβάλλον. Οι περιοχές του προκινητικού και κινητικού φλοιού συνδέονται με το οπτικό σύστημα, παρέχοντας οπτική συνεισφορά στον στατικό έλεγχο. Το αιθουσαίο σύστημα παρέχει πλαίσιο αναφοράς της βαρύτητας και των δυνάμεων της αδράνειας για τον στατικό έλεγχο και την ευστάθεια. Αδυνατεί, όμως, να συμβάλλει στην ακριβή πληροφόρηση για την κίνηση του σώματος στον χώρο (Shumway-Cook & Woollacott 2007, p.174-176). Οι εισροές από το αιθουσαίο σύστημα μεταβιβάζονται στους αιθουσαίους πυρήνες και στον δικτυωτό σχηματισμό του εγκεφαλικού στελέχους (MacKinnon 2018). Τέλος, το σωματοαισθητικό σύστημα αποτελείται από υποδοχείς που εντοπίζονται στους μύες, στις αρθρώσεις και στο δέρμα (αφής και πίεσης). Το σύστημα αυτό συνδέεται με πληροφορίες τόσο για τη θέση και την κίνηση του σώματος ανάλογα με το περιβάλλον όσο και για τη σχέση των διαφόρων μελών του σώματος. Συγκεκριμένα, οι πληροφορίες ανιχνεύονται από τους μυϊκούς μηχανοϋποδοχείς, οι οποίοι βρίσκονται στη μυϊκή άτρακτο ή στα τενόντια όργανα Golgi, και μεταβιβάζονται μέσω των προσαγωγών κινητικών νευρώνων στο ΚΝΣ (Winter et al 1990). Η μετάδοση των σωματοαισθητικών πληροφοριών πραγματοποιείται από τη ραχιαία στήλη του έσω λημνίσκου και τη δικτυονωτιαία οδό ενώ η παρεγκεφαλίδα αποτελεί δέκτης ιδιοδεκτικών ερεθισμάτων μέσω της νωτιαιοπαρεγκεφαλιδικής οδού (MacKinnon 2018). Επομένως, κάθε σύστημα επιτρέπει την επίτευξη της ισορροπίας μέσω διαφορετικών πλαισίων αναφοράς.

Ταυτόχρονα, οι κινητικές στρατηγικές αποσκοπούν στην ανάκτηση της ευστάθειας μέσω των μυϊκών συνεργειών. Οι κινητικές διεργασίες χρησιμοποιούνται ύστερα από μετατόπιση του κέντρου μάζας εκτός της βάσης στήριξης σε οποιοδήποτε επίπεδο κίνησης. Επιδρούν στον πρόδρομο και στον ανάδρομο έλεγχο μη αναμενόμενων κινήσεων για τη διασφάλιση της ισορροπίας. Οι στατικές αντιδράσεις ενεργοποιούνται για την πρόβλεψη μίας μελλοντικής

εκούσιας κίνησης, που θα διαταράξει το κέντρο μάζας και για αυτό ονομάζονται «πρόδρομες» ή «προβλέψεις». Αντίστοιχα, ο «ανάδρομος έλεγχος» αναφέρεται στις στατικές προσαρμογές, που θα εμφανιστούν έπειτα από μία εξωτερική διατάραξη λόγω της αισθητηριακής ανατροφοδότησης (Shumway-Cook & Woollacott 2007, p.165-169).

Οι κυριότερες στρατηγικές θεωρούνται αυτές της ποδοκνημικής και του ισχίου, οι οποίες αναφέρονται ως στρατηγικές με σταθερή βάση στήριξης και η στρατηγική του βηματισμού ή αλλιώς μεταβαλλόμενης βάσης στήριξης. Για την ανάκτηση της ισορροπίας απαιτείται η ενεργοποίηση των ως άνω κινητικών προτύπων σε διαφορετικές αρθρώσεις και σε πολλαπλά επίπεδα κίνησης. Τόσο το οβελιαίο όσο και το μετωπιαίο επίπεδο κρίνονται εξίσου σημαντικά, ωστόσο οι περισσότερες μελέτες έχουν εξετάσει το οβελιαίο επίπεδο. Στη στρατηγική της ποδοκνημικής, η κίνηση του ανθρώπινου σώματος επικεντρώνεται γύρω από την άρθρωση της ποδοκνημικής. Κατά συνέπεια, συστέλλονται οι μύες των κάτω άκρων και του κορμού, αντίθετης κατεύθυνσης από την ταλάντωση του σώματος. Η ενεργοποίηση των συγκεκριμένων μυών, με ακολουθία από την περιφέρεια προς το εγγύς τμήμα του ανθρώπινου σώματος, παρατηρείται σε σταθερή επιφάνεια ή σε σύντομη διατάραξη της ισορροπίας. Η στρατηγική του ισχίου χρησιμοποιείται ως απόκριση σε διαταράξεις μεγαλύτερης διάρκειας και υψηλότερης συχνότητας ή σε μειωμένη υποστηρικτική επιφάνεια. Για τον έλεγχο του κέντρου μάζας παράγονται οριζόντιες διατμητικές δυνάμεις, οι οποίες δημιουργούν εντονότερες κινήσεις στην άρθρωση του ισχίου και στροφές στην ποδοκνημική, αντίθετης κατεύθυνσης. Η δραστηριοποίηση ξεκινάει από τους κεντρικούς μύες και καταλήγει στους περιφερικούς μύες των κάτω άκρων. Συγκεκριμένα, κατά την πρόσθια κλίση του σώματος ενεργοποιούνται αρχικά οι κοιλιακοί και έπειτα ο τετρακέφαλος μυς ενώ αντίθετα για το οπίσθιο λίκνισμα με ακολουθία οι παρασπονδυλικοί μύες και οι οπίσθιοι μηριαίοι. Σε περιπτώσεις όπου η χρήση της στρατηγικής του ισχίου και της ποδοκνημικής κρίνεται αναποτελεσματική, εφαρμόζεται μία διαφορετική κινητική στρατηγική. Ειδικά, η στρατηγική μεταβαλλόμενης στήριξης επιστρατεύεται σε έντονες στατικές διαταραχές για την επαναφορά της βάσης στήριξης κάτω από το κέντρο μάζας. Αυτό επιτυγχάνεται με τη δημιουργία μίας νέας βάσης στήριξης μέσω της εκτέλεσης ενός βήματος (Shumway-Cook & Woollacott 2007, p.165-169).

Τελικώς, η ισορροπία αποδίδεται και σε διεργασίες ανώτερου επιπέδου. Οι διεργασίες αυτές ασκούν γνωσιακή επίδραση στον στατικό έλεγχο και κατ'επέκταση στη στατική ευστάθεια μέσω της προσοχής, του κινήτρου ή της πρόθεσης. Οι γνωσιακές δραστηριότητες

συσχετίζονται τόσο με τις προσαρμοστικές και προβλεπτικές παραμέτρους της ισορροπίας όσο και με την εσωτερική αντιπροσώπευση (Shumway-Cook & Woollacott 2007, p.160).

Ο έλεγχος της ισορροπίας πραγματοποιείται από δομές που βρίσκονται στο ΚΝΣ (Shumway-Cook & Woollacott 2007, p.174). Τα ανώτερα κέντρα του ΚΝΣ, δηλαδή ο μετωπιαίος και ο κινητικός φλοιός, συμβάλλουν στην προετοιμασία και στην εκτέλεση της κίνησης σε οποιοδήποτε περιβάλλον. Οι προκινητικές και κινητικές περιοχές του φλοιού παρουσιάζουν αμοιβαίες συνδέσεις με τους αιθουσαίους πυρήνες, τη μεσεγκεφαλιδική κινητική περιοχή, τον δικτυωτό σχηματισμό του εγκεφαλικού στελέχους και τις ενδιάμεσες ζώνες του ΝΜ. Αναλυτικότερα, οι πυρήνες του εγκεφαλικού στελέχους ενσωματώνουν την αισθητηριακή πληροφόρηση και αποτελούν, μαζί με τα νωτιαία δίκτυα, συστήματα για τον συντονισμό των μυϊκών συνεργειών. Οι προληπτικές και οι ανάδρομες στατικές προσαρμογές επιτυγχάνονται από τον δικτυωτό σχηματισμό του εγκεφαλικού στελέχους μέσω της δικτυονωτιαίας οδού, ενώ οι αιθουσαίοι πυρήνες επιδρούν στον στατικό έλεγχο μέσω της πλάγιας και της έσω αιθουσονωτιαίας οδού. Ο έλεγχος του ορθοστατικού τόνου καθώς και της κίνησης πραγματοποιείται από τη μεσεγκεφαλιδική κινητική περιοχή, η οποία προβάλλει στον δικτυωτό σχηματισμό του εγκεφαλικού στελέχους (MacKinnon 2018). Επιπλέον, τα βασικά γάγγλια ρυθμίζουν τον έλεγχο της στάσης του σώματος, μεταβάλλοντας τις μυϊκές συνεργείες λόγω διαφοροποιήσεων στο πλαίσιο αναφοράς. Απαραίτητο στοιχείο για τον προσαρμοστικό έλεγχο αποτελεί η παρεγκεφαλίδα, η οποία επιτρέπει τη μετατροπή του εύρους της μυϊκής αντίδρασης. Η παρεγκεφαλίδα, σε συνδυασμό με το εγκεφαλικό στέλεχος, αποκαθιστά την ισορροπία μέσω ελέγχου του στατικού τόνου (Shumway-Cook & Woollacott 2007, p.174-175). Η διατήρηση αλλά και η μεταβολή του στατικού τόνου επηρεάζεται από τις ευοδωτικές επιδράσεις των “γ” κινητικών νευρώνων (Λογοθέτης & Μυλωνάς 2016, σσ.155). Τέλος, η απόκριση των μυών μεταβιβάζεται στους κινητικούς νευρώνες του ΝΜ, μέσω της φλοιονωτιαίας οδού (Shumway-Cook & Woollacott 2007, p.161).

2.3.3 Μυϊκή Δύναμη

Η «μυϊκή δύναμη» αναφέρεται στην ικανότητα του μυός να ασκεί δύναμη έναντι της αντίστασης που δέχεται (Ferguson 2014, p.328; Dunleavy et al 2019, p.68). Η παραγωγή μυϊκής δύναμης αποτελεί το θεμέλιο λίθο για τις κινήσεις του ανθρώπινου σώματος. Η απαιτούμενη ποσότητα της δύναμης διαφοροποιείται μεταξύ των ατόμων και εξαρτάται από την εγγενή δύναμη αυτών, τη δραστηριότητα που θα πραγματοποιήσουν καθώς και τα ατομικά χαρακτηριστικά που εμφανίζουν (Dunleavy et al 2019, p.68).

Το ανθρώπινο σώμα περιλαμβάνει διαφορετικούς τύπους μυών. Η κύρια διαφορά τους έγκειται στο είδος των μυϊκών ινών που περιέχουν ενώ μορφολογικά χαρακτηριστικά όπως το μέγεθος, το σχήμα και η συσχέτιση του μυός με την άρθρωση αποτελούν επιπρόσθετους παράγοντες. Οι μύες διακρίνονται και ως προς τη δραστηριότητα που επιτελούν. Ειδικότερα, ορισμένοι μύες αποσκοπούν στην παραγωγή κίνησης ενώ κάποιοι στην επίτευξη σταθερότητας των αρθρώσεων ενάντια στη βαρύτητα ή σε άλλα εξωτερικά φορτία. Ο απαραίτητος βαθμός ενεργοποίησης ενός μεμονωμένου μυός ή μυϊκών ομάδων εξαρτάται από τη δραστηριότητα που διενεργείται (Dunleavy et al 2019, p.67). Χαρακτηριστικό παράδειγμα αποτελεί η αύξηση του εξωτερικού φορτίου, όπου απαιτείται η στρατολόγηση περισσότερων μυϊκών ινών με απώτερο σκοπό την αντιμετώπισή του.

Απαραίτητη προϋπόθεση για την παραγωγή δύναμης θεωρείται η αλληλεπίδραση του μυοσκελετικού και του νευρικού συστήματος. Ο νευρολογικός έλεγχος των μυϊκών συσπάσεων αποτελεί καθοριστικό παράγοντα, που επιδρά στη μυϊκή λειτουργία, περιλαμβάνοντας τον συντονισμό της ενεργοποίησης των διαφόρων μυών (Dunleavy et al 2019, p.65). Η ενεργοποίηση πραγματοποιείται μέσω φυγόκεντρων ερεθισμάτων, που έχουν κατεύθυνση από το ΚΝΣ προς τα περιφερικά νεύρα. Έπειτα, πραγματοποιείται η μετάδοση των ηλεκτρικών ώσεων από τα περιφερικά κινητικά νεύρα στους σκελετικούς μύες. Τα συγκεκριμένα νεύρα πορεύονται από τις αντίστοιχες ρίζες του ΝΜ προς τους σκελετικούς μύες, όπου διαιρούνται σε τερματικούς κλάδους. Στη συνέχεια σχηματίζουν συναπτικά ή τελικά κομβία, τα οποία έρχονται σε επαφή με τον μυ στη νευρομυϊκή σύναψη ή την τελική κινητική πλάκα (Cochrane et al 2008). Τα συναπτικά κομβία είναι μικρές προεξοχές που βρίσκονται στο τερματικό άκρο των κινητικών νευρώνων και περιλαμβάνουν συναπτικά κυστίδια, τα οποία περιέχουν τον νευροδιαβιβαστή ακετυλοχολίνη. Με τη διέλευση του δυναμικού ενεργείας μέσω του νευράξονα, πυροδοτείται η απελευθέρωση του χημικού νευροδιαβιβαστή στη συναπτική σχισμή. Η ακετυλοχολίνη αντιδρά χημικά με ειδικούς νικοτινικούς υποδοχείς, οι οποίοι βρίσκονται στην επιφάνεια του μυϊκού κυττάρου. Η αντίδραση αυτή προκαλεί την εκπόλωση της μυϊκής ίνας και την αύξηση της συγκέντρωσης ιόντων ασβεστίου (Ca^{2+}) στο ενδοκυττάριο διαμέρισμα. Η συγκεκριμένη αύξηση επιτυγχάνεται μέσω της διάνοιξης των τασεοεξαρτώμενων διαύλων του Ca^{2+} στην κυτταρική μεμβράνη. Ακόμη, θεωρείται πως σχετίζεται με την απελευθέρωση του Ca^{2+} από το σαρκοπλασματικό δίκτυο. Με αυτό τον τρόπο το δυναμικό ενεργείας μεταδίδεται από την τελική κινητική πλάκα προς το σαρκείλημα, με αποτέλεσμα τη συστολή του μυός (Rodríguez Cruz et al 2020).

Η δύναμη, που παράγει ένας σκελετικός μυς, προέρχεται από τη βράχυνση των σαρκομερίων, η οποία συνεπάγεται τη συστολή του συγκεκριμένου μυός. Η βράχυνση των σαρκομερίων οφείλεται στην αλληλεπίδραση των παράλληλων νηματίων δύο συσταλών πρωτεϊνών, της ακτίνης και της μυοσίνης, έπειτα από τη μετάδοση του χημικού σήματος. Η συστολή επιτυγχάνεται με την ολίσθηση των λεπτών νηματίων της ακτίνης, που αποτελούν τη ζώνη H του σαρκομερίου προς τα παχιά νημάτια της μυοσίνης, οι οποίες ανήκουν στη ζώνη A του σαρκομερίου. Η προσκόλληση των κεφαλών της μυοσίνης στην ακτίνη δημιουργεί εγκάρσιες γέφυρες, έλκοντας την ακτίνη προς τα παχιά νημάτια. Η ακτίνη συνδέεται με δομές που βρίσκονται στα πλευρικά άκρα του σαρκομερίου, ονομαζόμενες ως «Δίσκοι Z» ή «Ζώνες Z». Οποιαδήποτε ολίσθηση της ακτίνης οδηγεί σε μείωση του μήκους του σαρκομερίου, η οποία είναι απαραίτητη για την παραγωγή της συσταλτικής δύναμης των μυών (Squire 2016).

Η ικανότητα παραγωγής μυϊκής δύναμης εξαρτάται από το μήκος του μυός και την ταχύτητα βράχυνσης (συστολής) του. Ειδικότερα, η ταχοδυναμική σχέση αναφέρεται στην αλληλεπίδραση μεταξύ της μυϊκής δύναμης και της ταχύτητας βράχυνσης του μυός. Η ταχύτητα, με την οποία ο μυς μεταβάλλει το μήκος του, καθορίζεται από την προκύπτουσα δύναμη και ισχύς. Η αυξημένη μυϊκή δύναμη είναι συνυφασμένη με τον σχηματισμό μεγαλύτερου αριθμού εγκάρσιων γεφυρών μεταξύ της ακτίνης και της μυοσίνης. Ωστόσο, ο σχηματισμός της εγκάρσιας γέφυρας δεν είναι άμεσος. Σε περιπτώσεις όπου τα μυοϊνίδια ολισθαίνουν το ένα πάνω στο άλλο με ταχύτερο ρυθμό, τόσο η ικανότητα σχηματισμού των εγκάρσιων γεφυρών όσο και η προκύπτουσα δύναμη μειώνονται. Η μέγιστη ταχύτητα δεν επιτρέπει καθόλου τον σχηματισμό εγκάρσιων γεφυρών, με αποτέλεσμα την παραγωγή μηδενικής δύναμης και ισχύος. Η ταχοδυναμική σχέση διαφοροποιείται κατά τη διάταση του μυός, όπου η αυξημένη μυϊκή δύναμη και η μηδενική ταχύτητα συστολής συνεπάγονται την παραγωγή μηδενικής ισχύος (ισομετρική συστολή). Κατά κύριο λόγο, η μέγιστη ισχύς παράγεται περίπου στο ένα τρίτο της μέγιστης ταχύτητας βράχυνσης (Alcazar et al 2019).

Αντίστοιχα, η μηκοδυναμική σχέση αναφέρεται στην παραγωγή της μυϊκής δύναμης συγκριτικά με το αρχικό μήκος του μυός, πριν τη συστολή του. Καθώς μεταβάλλεται το μήκος του σαρκομερίου, επηρεάζεται το ποσοστό επικάλυψης μεταξύ των νηματίων της ακτίνης και της μυοσίνης και συνεπώς ο αριθμός των εγκάρσιων γεφυρών που σχηματίζονται. Η διάταση ενός σαρκομερίου σε μεγάλο βαθμό σχετίζεται με ανεπαρκή επικάλυψη των νηματίων. Η υπερβολική βράχυνση του σαρκομερίου ελαττώνει την πιθανότητα σχηματισμού εγκάρσιων γεφυρών και αποτρέπει την περαιτέρω συστολή του μυός. Επομένως, τόσο η

διάταση όσο και η βράχυνση συνεπάγονται τη μείωση της παραγόμενης δύναμης (Alcazar et al 2019).

Επιπρόσθετα, έναν σημαντικό παράγοντα που συμβάλλει στην παραγωγή της μυϊκής δύναμης συνιστούν οι κινητικές μονάδες, οι οποίες αποτελούν στοιχείο των μεμονωμένων μυών. Ο αριθμός των κινητικών μονάδων, που νευρώνει κάθε μυ, κυμαίνεται από μερικές δεκάδες έως και εκατοντάδες. Κάθε μία κινητική μονάδα αποτελείται από έναν κινητικό νευρώνα και τις μυϊκές μονάδες του, λειτουργώντας ως μία ενιαία οντότητα. Σκοπός της είναι η μεταφορά των κινητικών εντολών από το ΚΝΣ προς τους σκελετικούς μύες. Με τον τρόπο αυτό επιτυγχάνεται τόσο η εκτέλεση της κίνησης, όσο και ο ποσοτικός της έλεγχος (Engel et al 2015). Όλη αυτή η διαδικασία εκκινεί κατά την εκλεκτική επιστράτευση των κινητικών μονάδων, η οποία εξαρτάται από διάφορους παράγοντες. Ειδικότερα, το μέγεθος των κινητικών νευρώνων καθορίζει τη σειρά επιστράτευσης, από τους μικρότερους στους μεγαλύτερους (Cope & Clark 1991).

2.4 Επίδραση της Μηχανικής Δόνησης στο Ανθρώπινο Σώμα

Οι δονήσεις μεταδίδονται από τις περιφερικές αρθρώσεις των κάτω άκρων προς τα εγγύτερα τμήματα του ανθρώπινου σώματος. Η ανοδική κατεύθυνση του μηχανικού ερεθίσματος συνοδεύεται από τη σταδιακή εξασθένησή του. Η απόσβεση γίνεται μέσω των οστών, των αρθρώσεων, του χόνδρου, των μαλακών ιστών και της μυϊκής λειτουργίας, που δρουν ως προστατευτικοί μηχανισμοί (Totossy de Zepetnek et al 2009; Nawayseh & Hamdan 2019).

Οι μηχανικές δονήσεις εμφανίζουν ποικίλα θετικά αποτελέσματα στο ανθρώπινο σώμα. Παρόλα αυτά, η μετάδοση της μηχανικής ενέργειας στο εγγύς τμήμα του σώματος και στην κεφαλή έχει αναφερθεί ως επιβλαβής. Η αξιολόγηση της επίδρασης των κραδασμών πραγματοποιείται μέσω μέτρησης της επιτάχυνσης της κεφαλής και της μηχανικής αντίστασης (Abercromby et al 2007b).

Οι βιοδυναμικές αποκρίσεις στα μηχανικά ερεθίσματα συσχετίζονται με τη μεταδοτικότητα τους και τη μηχανική αντίσταση. Η «μηχανική αντίσταση» ορίζεται ως το πηλίκο της δύναμης και της επιτάχυνσης σε ένα σταθερό σημείο (Nawayseh & Hamdan 2019). Η «μεταδοτικότητα» αναφέρεται ως ο λόγος της επιτάχυνσης του σώματος και της δονούμενης επιφάνειας (Muir et al 2013). Οι δύο παράμετροι είναι ανάλογοι καθώς η μείωση της

μηχανικής αντίστασης συνεπάγεται μείωση της μετάδοσης των κραδασμών στα εγγύτερα τμήματα του σώματος και αντίστροφα. Οι αλλαγές στη μηχανική αντίσταση καθορίζονται και από την ενδοτικότητα των αρθρώσεων του κάτω άκρου. Η αυξημένη ικανότητα απόσβεσης των κραδασμών από τις αρθρώσεις των κάτω άκρων οδηγεί σε μείωση της μηχανικής αντίστασης και αντίστροφα (Lafortune et al 1996). Σύμφωνα με τους Abercromby et al (2007b), η μηχανική αντίσταση μειώνεται όταν η συχνότητα υπερβαίνει τη συχνότητα συντονισμού ολόκληρου του σώματος. Η «συχνότητα συντονισμού» χαρακτηρίζεται ως η συχνότητα, που παρατηρείται κατά τη μέγιστη μεταδοτικότητα, ενώ δεν αποτελεί σταθερό μέγεθος, αφού εξαρτάται από τη θέση του σώματος στην πλατφόρμα, από τη μυϊκή ακαμψία και από το σωματικό βάρος του ασθενή (Mester et al 2006).

Παράλληλα, η επίδραση της δόνησης στο ανθρώπινο σώμα καθορίζεται και από διάφορους εξωτερικούς παράγοντες. Αρχικά, επηρεάζεται από το είδος των ασκήσεων, στατικές ή δυναμικές, που περιλαμβάνονται στο πρόγραμμα αποκατάστασης. Ο συνδυασμός της ισομετρικής και της δυναμικής άσκησης αποτελεί ενδεδειγμένο τρόπο για τη βελτίωση της μυϊκής λειτουργίας. Σύμφωνα με μελέτες, το επίπεδο της μυϊκής δύναμης βελτιώνεται δύο φορές περισσότερο συγκριτικά με την εφαρμογή στατικής άσκησης αποκλειστικά (Marín & Rhea 2010b). Η μετάδοση του μηχανικού ερεθίσματος διαφοροποιείται κατά τη χρήση υποδημάτων, καθώς απορροφούν σε μεγαλύτερο βαθμό τις δονήσεις, που παράγονται από τη συσκευή. Επιπλέον, η επιφάνεια επαφής του άκρου ποδός με την πλατφόρμα επιδρά στη μετάδοση της μηχανικής δόνησης (Marín et al 2009).

Απαραίτητη προϋπόθεση για την αποτελεσματικότερη απόκριση στα μηχανικά ερεθίσματα, θεωρείται η υιοθέτηση κατάλληλης στάσης του σώματος προς ελάττωση της μεταδοτικότητας των κραδασμών. Η στάση επικεντρώνεται, εδώ, στη γωνία που σχηματίζουν οι διάφορες αρθρώσεις. Όταν η άρθρωση του γόνατος βρίσκεται σε μερική κάμψη (10-15 μοίρες), κατά την κάθετη ή την περιστροφική δόνηση, παρατηρείται η μέγιστη μετάδοση κραδασμών στο άνω τμήμα του σώματος και στην κεφαλή. Οι μικρές γωνίες κάμψης συνεπάγονται αύξηση των επιπτώσεων στο ανθρώπινο σώμα, συμπέρασμα που οδήγησε τους επαγγελματίες υγείας στην αποφυγή τους. Στις 30 μοίρες κάμψης του γόνατος, η επιτάχυνση της κεφαλής εμφανίζεται μειωμένη, ενώ η περαιτέρω αύξηση της κάμψης επιφέρει αρνητικές επιδράσεις (Abercromby et al 2007). Διαφορετικά αποτελέσματα παρουσιάζονται στις αρθρώσεις που βρίσκονται κάτω από το γόνατο. Η κάμψη του γόνατος συμβάλλει στην ενίσχυση των κραδασμών σε αυτές, καθώς αυξάνονται οι δυνάμεις διεπαφής (Nawayseh & Hamdan 2019).

Εξίσου σημαντική για το επιδιωκόμενο αποτέλεσμα είναι πέρα από τη στάση και η θέση του σώματος. Ο ασθενής τοποθετείται σε διαφορετικές θέσεις κατά την παραμονή του στην πλατφόρμα δόνησης. Ενδεικτικές θέσεις αποτελούν η όρθια, η ύπτια και το κάθισμα σε θέση W (οκλαδόν). Η όρθια θέση αυξάνει τη μεταδοτικότητα των κραδασμών προς την κεφαλή και οδηγεί πιθανώς σε ανεπιθύμητα αποτελέσματα. Αντίστοιχες επιπτώσεις παρατηρούνται όταν ο επαγγελματίας υγείας επιλέγει την καθιστή ή την ύπτια θέση. Η επιλογή ημι-καθίσματος θεωρείται η ιδανική θέση για την αποφυγή ενόχλησης σε υγιή άτομα, ανεξαρτήτως ηλικίας. Η θέση του σώματος επηρεάζει και την κατανομή του σωματικού βάρους. Όταν ο ασθενής βρίσκεται σε όρθια θέση, το βάρος συγκεντρώνεται στην οπίσθια επιφάνεια του άκρου ποδός, με αποτέλεσμα τη δημιουργία δυσάρεστης αίσθησης. Η επιλογή ημι-καθιστής ή καθιστής θέσης κατανέμει το βάρος ομοιόμορφα σε ολόκληρο το άκρο πόδι (Nawayseh & Hamdan 2019). Η μεταφορά του σωματικού βάρους στην πρόσθια επιφάνεια της ποδοκνημικής άρθρωσης αποτρέπει την εμφάνιση της συχνότητας συντονισμού. Ακόμη, περιορίζεται η μετάδοση των δονήσεων στο εγγύς τμήμα του ανθρώπινου σώματος. Αυτό επιτυγχάνεται με την ενεργοποίηση των μυών της ποδοκνημικής άρθρωσης, οι οποίοι συμβάλλουν στη διαδικασία απόσβεσης των κραδασμών (Cardinale & Wakeling 2005).

Το μηχανικό ερέθισμα, που μεταδίδεται στο ανθρώπινο σώμα, δεδομένων όλων των ανωτέρω στοιχείων, καθορίζεται και από τους διαφορετικούς τύπους WBV. Στα περιστροφικά συστήματα, η μετάδοση στην κεφαλή εμφανίζεται μειωμένη κατά 71 έως 189% συγκριτικά με την κάθετη δόνηση. Αυτό έρχεται σε αντίθεση με τα υψηλότερα πλάτη ταλάντωσης, που χρησιμοποιούνται στις συγκεκριμένες συσκευές. Η απόσβεση των κραδασμών οφείλεται στην κίνηση της πυέλου στο μετωπιαίο επίπεδο. Αντίθετα, οι κατακόρυφες συσκευές δόνησης παρουσιάζουν αυξημένη μηχανική αντίσταση ολόκληρου του σώματος (Abercromby et al 2007b).

Τέλος, το πλάτος της ταλάντωσης καθώς και η συχνότητα της WBV επηρεάζουν την μετάδοση των δονήσεων στο ανθρώπινο σώμα. Αφενός, τα υψηλότερα πλάτη ταλάντωσης (1.2 mm) προκαλούν περισσότερους κραδασμούς συγκριτικά με τα μικρότερα πλάτη (0.6 mm) και αυξάνουν την πιθανότητα εμφάνισης συμπτωμάτων όπως κεφαλαλγία, ζάλη και ναυτία. Αφετέρου, όσον αφορά τη συχνότητα, προτείνεται να είναι υψηλή (πάνω από 20 Hz) για την αποφυγή των αρνητικών επιδράσεων της WBV (Mester et al 2006).

Στην περίπτωση δε μακροχρόνιας έκθεσης σε μηχανικές δονήσεις, ενέχεται αποδεδειγμένα κίνδυνος για πολλαπλές αρνητικές επιδράσεις στη φυσιολογική λειτουργία των συστημάτων

του σώματος. Η κόπωση επέρχεται ύστερα από παρατεταμένη WBV και συμβάλλει σε αλλαγές στις βιοδυναμικές αποκρίσεις (Abercromby et al 2007b). Επίσης, ο συνδυασμός υψηλής έντασης και διάρκειας επιδρά αρνητικά στην οσφυϊκή μοίρα της ΣΣ και στο νευρικό σύστημα (Jordan et al 2005). Τα αρνητικά αποτελέσματα της WBV εντοπίζονται κυρίως σε μη εκπαιδευμένους συμμετέχοντες. Χαρακτηριστικές παρενέργειες αποτελούν το ερύθημα στα κάτω άκρα, η ενόχληση στην άρθρωση του ισχίου καθώς και ο πόνος στη γνάθο και στην αυχενική μοίρα της ΣΣ (Cochrane 2011).

Η ευρεία διάδοση της δόνησης αποτέλεσε κίνητρο για την αναγνώριση της αποτελεσματικότητάς της στο ανθρώπινο σώμα. Οι σημαντικότερες επιδράσεις των κραδασμών εντοπίζονται στο μυοσκελετικό και στο καρδιαγγειακό σύστημα.

2.4.1 Επίδραση στο Μυϊκό Σύστημα

Οι μηχανισμοί, που κρύβονται πίσω από την επίδραση της δόνησης στο μυϊκό σύστημα, έχουν αποτελέσει το επίκεντρο πολλών μελετών. Τα μηχανικά ερεθίσματα διεγείρουν τις πρωταρχικές απολήξεις της μυϊκής ατράκτου των Ια προσαγωγών νευρώνων. Οι αισθητικοί υποδοχείς των νευρομυϊκών ατράκτων ανιχνεύουν τη διέγερση, η οποία οφείλεται στην αλλαγή του μήκους του μυοτενόντιου συνόλου (Cochrane et al 2009). Η ενεργοποίηση δεν περιορίζεται μόνο στον μυ, που δέχεται τη δόνηση αλλά επεκτείνεται και στους γειτονικούς μύες (Kasai et al 1992). Οι διακυμάνσεις στο μήκος του χαλαρού μύος μεταβάλλουν την τάση των ενδοκαψικών μυϊκών ινών στις μυϊκές ατράκτους, συνεπάγοντας την ευαισθησία των Ια προσαγωγών νευρικών ινών. Με αυτό τον τρόπο επιτυγχάνεται η αντανακλαστική διέγερση των “α” κινητικών νευρώνων και ύστερα η σύσπαση των ομώνυμων κινητικών μονάδων. Οι προσαρμογές οδηγούν σε τονωτική συστολή του μύος, που ονομάζεται «τονωτικό αντανακλαστικό δόνησης» (Cochrane 2011).

Η μηχανική δόνηση δεν ανιχνεύεται αποκλειστικά από τις νευρομυϊκές ατράκτους αλλά και από τις δευτερεύουσες απολήξεις. Ακόμη, οι αισθητηριακές απολήξεις που απαντώνται στο δέρμα και στις αρθρώσεις διακρίνουν τα μηχανικά ερεθίσματα, διευκολύνοντας πιθανώς τη δραστηριότητα των “γ” κινητικών νευρώνων. Κατά συνέπεια ενισχύεται η ευαισθησία των πρωταρχικών απολήξεων της μυϊκής ατράκτου και έπειτα του μυοτατικού αντανακλαστικού (Ribot-Ciscar et al 1989).

Επιπρόσθετα, οι κραδασμοί αναστέλλουν την ενεργοποίηση των ανταγωνιστών μυών, μέσω των Ια ανασταλτικών νευρώνων. Κατά συνέπεια, τα πρότυπα ενεργοποίησης μεταβάλλονται,

οδηγώντας σε μειωμένη δύναμη «φρεναρίσματος» τόσο στις αρθρώσεις όσο και στους μύες (Cardinale & Bosco 2003).

Η WBV συμβάλλει στην ενίσχυση της νευρομυϊκής ενεργοποίησης (Abercromby et al 2007a). Η μυϊκή απόδοση σχετίζεται με την αλληλεπίδραση καθοριστικών παραμέτρων της ημιτονοειδούς δόνησης. Ειδικότερα στα κατακόρυφα συστήματα, η καταλληλότερη συχνότητα ορίζεται από 40 έως 50 Hz ενώ το υψηλό πλάτος ταλάντωσης, 8 έως 10 χιλιοστά, παρουσιάζει θετικότερα αποτελέσματα συγκριτικά με τα μικρότερα πλάτη (Marín & Rhea 2010b). Επομένως, η υψηλότερη νευρομυϊκή απόκριση προϋποθέτει βέλτιστο πλάτος και συχνότητα ταλάντωσης.

Η επίδραση της μηχανικής δόνησης στη μυϊκή ενεργοποίηση ενισχύεται μέσω της εξωτερικής φόρτισης. Τα μηχανικά ερεθίσματα αυξάνουν το βαρυτικό φορτίο (υπερβαρύτητα), συμβάλλοντας στην αύξηση της εγκάρσιας διατομής του μυός και στην ικανότητα παραγωγής δύναμης (Bosco et al 1999, 2000; Cardinale & Bosco 2003). Αντίθετα, η απουσία μηχανικής δόνησης και κατά συνέπεια η μικροβαρύτητα συνεπάγονται την ελάττωση της μυϊκής μάζας και της παραγόμενης δύναμης.

Τέλος, η αποτελεσματικότητα της WBV συνδέεται με τη θερμοκρασία του μυϊκού συστήματος. Οι διαφοροποιήσεις στη μυϊκή δραστηριότητα επηρεάζει τον μεταβολισμό της ενέργειάς τους, οδηγώντας στην ανάπτυξη πρόσθετης ενδομυϊκής θερμότητας (Cochrane et al 2008).

2.4.2 Επίδραση στο Ερειστικό Σύστημα

Η επίδραση της μηχανικής δόνησης στην οστική πυκνότητα μελετήθηκε για πρώτη φορά στους αστροναύτες (Gojanovic et al 2011). Τα εξαγόμενα αποτελέσματα παρότρυναν τους ερευνητές να διεκδικούν στις οστεογονικές επιδράσεις της WBV.

Από τη μία πλευρά, ορισμένα προγράμματα αποκατάστασης έχουν επικεντρωθεί στην επίδραση της δόνησης υψηλού μεγέθους. Κατά τη μετάδοση των συγκεκριμένων δονήσεων αυξάνονται τα επίπεδα της μυϊκής ενεργοποίησης, συντελώντας στη βελτίωση της οστικής μάζας, εφόσον ο σχηματισμός των οστών είναι άρρηκτα συνδεδεμένος με τη μυϊκή λειτουργία (Lau et al 2011). Οι μελέτες, που περιλαμβάνουν προγράμματα WBV υψηλού μεγέθους, επισημαίνουν διαφοροποιήσεις μεταξύ των διαφορετικών ανατομικών περιοχών.

Κατά κύριο λόγο, παρουσιάζεται ενίσχυση της αναδόμησης στον αυχένα του μηριαίου οστού με την εφαρμογή διαφορετικών συστημάτων WBV (Gusi et al 2006).

Από την άλλη πλευρά, οι δονήσεις χαμηλού μεγέθους υποδεικνύουν σημαντική επίδραση στον δείκτη της οστικής πυκνότητας, καθώς συμβάλλουν στην ελάττωση του ρυθμού απορρόφησης (Turner et al 2011). Η αποτελεσματικότητα της χαμηλής WBV συνδέεται κυρίως με την ενίσχυση της οστικής μάζας στις ανατομικές περιοχές του ισχίου και της ΣΣ (Gusi et al 2006). Ακόμη, κατά την εφαρμογή της συγκεκριμένης θεραπευτικής παρέμβασης έχει επισημανθεί αυξημένη ικανότητα συγκέντρωσης της αλκαλικής φωσφατάσης, η οποία ενισχύει τον σχηματισμό των οστών (Runge et al 2000).

Πέρα από τα παραπάνω τεκμήρια, μπορούμε να υποστηρίξουμε ότι η δόνηση αποδεδειγμένα επιτρέπει τη βελτίωση της αντοχής των οστών. Ένας μηχανισμός, που δικαιολογεί τη συγκεκριμένη αλλαγή, βασίζεται στη μυϊκή σύσπαση. Ο οστικός ιστός είναι ευαίσθητος στη μηχανική φόρτιση. Οι μεγαλύτερες δυνάμεις, που παράγονται, φορτίζουν τα οστά. Με αυτό τον τρόπο, το ερειστικό σύστημα υποχρεούται να προσαρμοστεί στις εξωγενείς δυνάμεις. Ανεξάρτητα του μεγέθους της παραμόρφωσης, ο ρυθμός παραμόρφωσης αλλά και η ενεργειακή πυκνότητα χαρακτηρίζονται ως οστεογονικά ερεθίσματα για την ενίσχυση της οστικής αντοχής (Rittweger 2010). Αυτό επιτυγχάνεται επειδή ο μέγιστος ρυθμός παραμόρφωσης παρουσιάζει γραμμική αύξηση με τη συχνότητα της ημιτονοειδούς δόνησης (Cardinale & Rittweger 2006).

2.4.3 Επίδραση στις Αρθρώσεις

Σε αντίθεση με το μυοσκελετικό σύστημα, οι επιδράσεις της δόνησης στις αρθρώσεις δεν έχουν μελετηθεί εκτενώς. Οι κυριότερες μεταβολές αναφέρονται στη σταθερότητα και στο ROM των αρθρώσεων. Η διαφοροποίηση της αρθρικής σταθερότητας εντοπίζεται κυρίως στις αρθρώσεις του γόνατος και της ποδοκνημικής. Παρατηρείται βελτίωση της αρθρικής σταθερότητας του γόνατος, η οποία σχετίζεται με αλλαγές στα επίπεδα του αντανεκλαστικού διάτασης (Rittweger 2010). Μάλιστα, όταν η σταθερότητα συνδυάζεται με την αυξημένη ακαμψία, υπό τις κατάλληλες διακυμάνσεις, επιτυγχάνεται η στατική ισορροπία του ανθρώπινου σώματος (Ritzmann et al 2014).

Παράλληλα, το ROM των αρθρώσεων καθορίζεται από διάφορους παράγοντες, συμπεριλαμβανομένου και της ελαστικότητας των μυών. Η μελέτη των Karatrantou et al (2013) υπέδειξε ότι η περιστρεφόμενη δόνηση επιφέρει βελτίωση της ελαστικότητας των

μηριαίων και των παρασπονδυλικών μυών. Αντίστοιχα, η ενίσχυση των ραχιαίων καμπτήρων της ποδοκνημικής, μέσω της μηχανικής δόνησης, επιτρέπει την αύξηση του ROM της άρθρωσης (Wakeling et al 2002). Οι μηχανισμοί, που συμβάλλουν στην αλλαγή των ιξωδοελαστικών ιδιοτήτων των μυών, περιλαμβάνουν την αυξημένη ανοχή στην επιμήκυνση και τη χαλάρωση των βραχυσμένων μυών. Ακόμη, η αναστολή των ανταγωνιστών μυών θεωρείται σημαντικός παράγοντας, όπου καθορίζεται από διαφοροποιήσεις στη διέγερση των τενόντιων οργάνων Golgi (Karatrantou et al 2013; Yang et al 2018).

2.4.4 Επίδραση στο Καρδιαγγειακό Σύστημα

Όσον αφορά το καρδιαγγειακό σύστημα, η WBV θεωρείται ένας ήπιος τρόπος άσκησης για την ενίσχυσή του (Cardinale & Wakeling 2005). Σύμφωνα με τους Jordan et al (2005), η εφαρμογή της μηχανικής δόνησης δεν προκαλεί σημαντικές αποκρίσεις σε αυτό.

Κατά τη μετάδοση της WBV, σημειώνεται στιγμιαία αύξηση της αιματικής ροής στο δέρμα, η οποία καταμετρείται με το ροόμετρο Laser-Doppler. Η ενίσχυση οφείλεται σε συγκεκριμένους δερματικούς υποδοχείς, τα σωμάτια Pacini και Meissner. Οι ταχέως προσαρμοζόμενοι υποδοχείς σε συνδυασμό με τους αντίστοιχους βραδέως προσαρμοζόμενους είναι ευαίσθητοι στις μηχανικές δονήσεις, με αποτέλεσμα την απόκρισή τους (Rittweger 2010). Σε ορισμένες, μάλιστα, περιπτώσεις παρατηρείται μετά τη θεραπευτική παρέμβαση ερύθημα ή οίδημα στα κάτω άκρα. Ωστόσο, οι μελέτες επισημαίνουν πως οι αγγειακές αλλαγές στο δέρμα σταδιακά εξασθενούν και η ποσότητα της αιματικής ροής κρίνεται ελάχιστη για να επηρεάσει σημαντικά την καρδιακή παροχή (Cardinale & Rittweger 2006).

Η επίδραση της δόνησης εντοπίζεται και στην αιμάτωση των σκελετικών μυών. Η μέση ταχύτητα ροής του αίματος στην ιγνυακή αρτηρία παρουσιάζει σημαντική αύξηση κατά τη χρήση της WBV ενώ αντίστοιχα αποτελέσματα δεν παρατηρούνται στη μηριαία αρτηρία (Cochrane 2011; Cardinale & Wakeling 2015). Παράλληλα, ο όγκος του αίματος μεταβάλλεται σε διαφορετικούς μύες του κάτω άκρου, όπως ο γαστροκνήμιος και ο τετρακέφαλος, όπου ο θετικός αντίκτυπος επισημαίνεται τόσο κατά τη διάρκεια όσο και με την ολοκλήρωση της δονητικής άσκησης (Cochrane 2011).

Διάφορες μελέτες έχουν εξετάσει τη μεταβολή των ζωτικών σημείων κατά την εφαρμογή της οξείας δόνησης. Αναφορικά με τον καρδιακό ρυθμό και την αρτηριακή πίεση, τα οποία θεωρούνται κρίσιμα εδώ, επιδεικνύεται ελάχιστη έως και καθόλου αύξηση (Cochrane 2011).

Οι υπόλοιποι παράγοντες, που σχετίζονται με το καρδιαγγειακό σύστημα υπό την επιρροή της WBV, αφορούν την ενίσχυση της περιφερικής κυκλοφορίας. Η δονητική άσκηση επιτρέπει την ελάττωση του ιξώδους και τη διεύρυνση των τριχοειδών αγγείων. Οι συγκεκριμένες αλλαγές συμβάλλουν στην ελάττωση της περιφερικής αντίστασης (Park et al 2015). Οι καρδιαγγειακές μεταβολές επηρεάζονται και από τη βελτιωμένη ενδοθηλιακή λειτουργία. Αρχικά, παρατηρείται διέγερση των ενδοθηλιακών ιστών, μέσω της μηχανικής δόνησης, προκαλώντας σημαντική αύξηση στη συγκέντρωση του μονοξειδίου του αζώτου στην αιματική κυκλοφορία. Διάφοροι ενδοθηλιακοί παράγοντες συνεισφέρουν στην αγγειοδιασταλτική απόκριση. Με αυτό τον τρόπο, επιτυγχάνεται η αγγειοδιαστολή στο δονούμενο μυϊκό σύστημα (Lohman et al 2007; Park et al 2015). Τέλος, η μέτρηση της ταχύτητας του παλμικού κύματος σχετίζεται με την αρτηριακή ακαμψία καθώς η μειωμένη ταχύτητα συνεπάγεται την ελάττωση της αρτηριακής ακαμψίας, επιτρέποντας την ενίσχυση της καρδιαγγειακής λειτουργίας (Cochrane 2011).

2.4.5 Επίδραση στο Επίπεδο Οξυγόνωσης των Μυών

Η τελική παράμετρος, που απασχόλησε την παρούσα αρθρογραφική ανασκόπηση, αναφέρεται στο επίπεδο οξυγόνωσης των σκελετικών μυών, το οποίο καθορίζεται από την ισορροπία μεταξύ της ζήτησης και της παροχής του. Ειδικότερα, ο αποκορεσμός της αρτηριακής αιμοσφαιρίνης ελαττώνει την ποσότητα του οξυγόνου, που μεταφέρεται στους μύες, και ως εκ τούτου παρατηρούνται ακόμα μεγαλύτερες απαιτήσεις οξυγόνου σε αυτούς. Η αυξημένη ζήτηση οξυγόνου εξισορροπείται από αλλαγές τόσο στην αιματική ροή όσο και στον οξειδωτικό μεταβολισμό των μυών. Συγκεκριμένα, η μηχανική δόνηση συμβάλλει στην ενίσχυση της αιματικής ροής στον μυϊκό ιστό. Η αυξημένη αιμάτωση, η οποία σχετίζεται με αλλαγές στη συγκέντρωση της ολικής αιμοσφαιρίνης, της δεοξυαιμοσφαιρίνης και της οξυαιμοσφαιρίνης, επιτρέπει την επαρκή παροχή οξυγόνου (Cardinale et al 2007). Κατά τη διάρκεια ενός προγράμματος WBV αυξάνεται η μυϊκή ενεργοποίηση, οδηγώντας σε μεταβολικές αποκρίσεις. Η ενίσχυση του επιπέδου της μυϊκής δραστηριότητας συνδέεται με αύξηση στον ρυθμό πρόσληψης του οξυγόνου, ο οποίος παρουσιάζει γραμμική συσχέτιση με τις παραμέτρους της δόνησης, συχνότητα και πλάτος ταλάντωσης (Cardinale & Wakeling 2005; Cardinale & Rittweger 2006).

3. Σκοπός της Εργασίας

Το σύνολο των νευρολογικών παθήσεων, που μελετώνται στην αρθρογραφική ανασκόπηση, επηρεάζουν τη λειτουργία του αισθητικοκινητικού συστήματος και ως εκ τούτου εκδηλώνονται κινητικά ελλείμματα, τα οποία οδηγούν σε μυϊκή αδυναμία και σε διαταραχές τόσο στη μυϊκή ενεργοποίηση όσο και στην ισορροπία των ασθενών. Οι συγκεκριμένοι παράγοντες περιορίζουν τους πάσχοντες να πραγματοποιήσουν λειτουργικές δραστηριότητες στην καθημερινότητά τους. Επομένως, η σημασία των φυσικοθεραπευτικών παρεμβάσεων αποκατάστασης, με σκοπό τη λειτουργικότητα και τη βέλτιστη ποιότητα ζωής τους, κρίνεται ιδιαίτερα σημαντική.

Ο κύριος σκοπός της παρούσας αρθρογραφικής ανασκόπησης θεωρείται η συνοπτική παρουσίαση των μελετών, που έχουν εστιάσει σε φυσικοθεραπευτικά προγράμματα WBV σε ασθενείς με ποικίλες νευρολογικές διαταραχές, που συσχετίζονται με το ΚΝΣ αλλά και το ΠΝΣ. Η επαρκής κάλυψη του ερευνητικού ερωτήματος, από τη διαθέσιμη αρθρογραφία, θα συμβάλλει στην ικανοποιητική εξαγωγή συμπερασμάτων για την αποτελεσματικότητα της μηχανικής δόνησης κατά την αποκατάσταση των ασθενών.

4. Μεθοδολογία

Το πρωτόκολλο της PICO χρησιμοποιήθηκε για τη στρατηγική σύνταξης του ερευνητικού ερωτήματος, που τίθεται στη συγκεκριμένη αρθρογραφική ανασκόπηση, αποσκοπώντας α) στην αποτελεσματικότητα των φυσικοθεραπευτικών παρεμβάσεων που θα επέλθουν σε κλινικούς φυσικοθεραπευτές και ασθενείς, β) την ορθά δομημένη στρατηγική αναζήτησης γ) τον καθορισμό των κατάλληλων όρων αναζήτησης και δ) τον προσδιορισμό επαρκούς ή ελλιπούς πρωτογενούς έρευνας για το συγκεκριμένο θέμα, μετά την ολοκλήρωσή της.

Πληθυσμός συμμετεχόντων: Ενήλικες ασθενείς, πάσχοντες από νευρολογικές παθήσεις όπως Αγγειακό Εγκεφαλικό Επεισόδιο ή ΑΕΕ, Σκλήρυνση Κατά Πλάκας ή ΣΚΠ, Ατελής κάκωση νωτιαίου μυελού ή incomplete Spinal Cord Injury ή iSCI, Νόσος του parkinson ή Parkinson's Disease ή PD, Νωτιαία παρεγκεφαλιδική αταξία ή Spinocerebellar Ataxia ή SCA, Πολιομυελίτιδα, Ινομυαλγία ή Fibromyalgia ή FMS, Chemotherapy-Induced Peripheral Neuropathy ή CIPN, Περιφερική Διαβητική Νευροπάθεια ή ΠΔΝ, Νόσος Pompe. Παιδιά με

διαγνωσμένη Εγκεφαλική Παράλυση ή ΕΠ, Σύνδρομο down ή Down Syndrome ή DS, Μυϊκή δυστροφία duchenne ή Duchenne Muscular Dystrophy ή DMD, Μυϊκή δυστροφία becker ή Becker Muscular Dystrophy ή BMD, Νωτιαία μυϊκή ατροφία ή Spinal Muscular Atrophy ή SMA.

Παρέμβαση: Θεραπεία με χρήση ολικής σωματικής δόνησης (WBV)

Έλεγχος: Μη θεραπεία ή θεραπευτικές μέθοδοι όπως κλασική φυσικοθεραπεία, θεραπεία placebo κ.ο.κ

Αποτελέσματα: Αλλαγές σε κλίμακες αξιολόγησης, που αφορούν τον μυϊκό τόνο, την ισορροπία και τη μυϊκή δύναμη.

Ερευνητικό ερώτημα: Σε παιδιά και ενήλικες ασθενείς με νευρολογικές παθήσεις, εάν η μηχανική δόνηση παρουσιάζει θετική ή όχι επίδραση κατά την αποκατάσταση των ασθενών, σε παραμέτρους όπως η σπαστικότητα, η ισορροπία και η μυϊκή δύναμη.

4.1 Στρατηγική Αναζήτησης

Δύο ανεξάρτητοι ερευνητές (Μ.Σ. και Φ.Π.) πραγματοποίησαν ηλεκτρονική αναζήτηση μελετών στις τέσσερις βάσεις δεδομένων MEDLINE (μέσω του PubMed), Physiotherapy Evidence Database (PEDro), Scopus (μέσω της Elsevier) και Cochrane Library. Το γενικό πρωτόκολλο αναζήτησης περιελάμβανε τους όρους “whole body vibration”, “balance”, “strength”, “spasticity” και “neurological diseases”. Στις βάσεις δεδομένων χρησιμοποιήθηκε διαφορετικός συνδυασμός των λέξεων-κλειδιών, όπου παρουσιάζεται στο παράρτημα 1. Η τελευταία αναζήτηση έγινε στις 26 Μαρτίου 2022 και συμπεριλάμβανε άρθρα από το 2010 έως και το 2022. Ακόμη, πραγματοποιήθηκε ανάλυση στις λίστες αναφορών των άρθρων, που εντάχθηκαν στην ανασκόπηση. Τέλος, ακολούθησε η διαδικασία διαλογής των επιπρόσθετων άρθρων, τα οποία θεωρήθηκαν σχετικά από τους ερευνητές.

4.2 Κριτήρια Επιλογής

Στην παρούσα αρθρογραφική ανασκόπηση τέθηκαν συγκεκριμένα κριτήρια για τον προσδιορισμό των κατάλληλων μελετών. Ειδικότερα, επιλέχθηκαν μελέτες που δημοσιεύθηκαν από το 2010 έως και το 2022, και αφορούσαν ασθενείς όλων των ηλικιών με

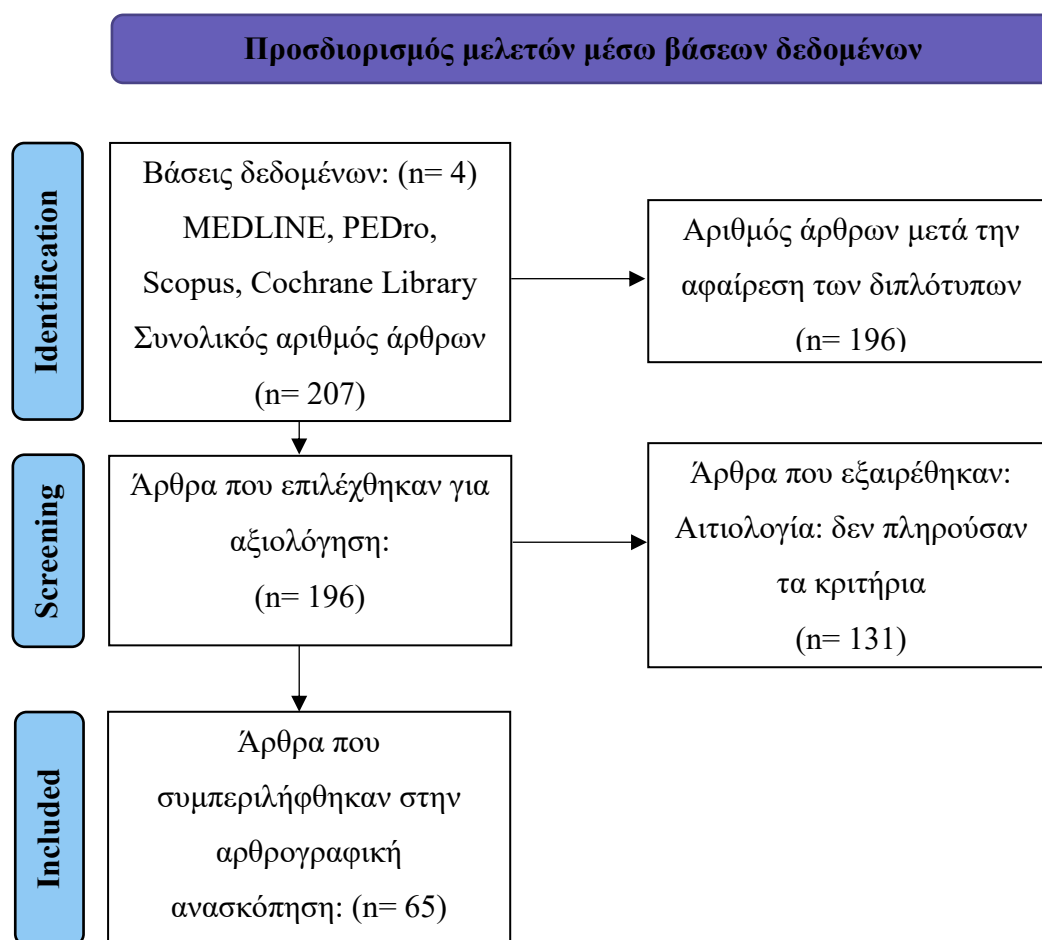
διαγνωσμένη νευρολογική πάθηση. Απαραίτητη ήταν η καταχώρηση των άρθρων στις βάσεις δεδομένων με πλήρες κείμενο και στην αγγλική γλώσσα. Κατά την εισαγωγή των κριτηρίων, επιλέχθηκαν άρθρα που χρησιμοποιούσαν την WBV ως αυτόνομη θεραπευτική παρέμβαση ή και σε συνδυασμό με άλλες μεθόδους θεραπείας. Τέλος, τα αποτελέσματα των μελετών επικεντρώνονταν σε συγκεκριμένες παραμέτρους όπως η σπαστικότητα, η ισορροπία και η μυϊκή δύναμη.

Αρχικό κριτήριο αποκλεισμού θεωρήθηκαν οι ανασκοπήσεις και οι μετα-ανалύσεις. Δημοσιευμένα άρθρα στο ICTRP και στο CT.gov, που εντοπίστηκαν στη βάση δεδομένων Cochrane Library, δεν έγιναν αποδεκτά από τους ερευνητές. Ο τελευταίος περιορισμός αναφερόταν σε μελέτες, που η αξιολόγηση και η θεραπευτική παρέμβαση πραγματοποιούνταν σε ζώα.

Οι δύο ερευνητές (Μ.Σ. και Φ.Π.) συμμετείχαν στη διαδικασία διαλογής των μελετών, που πληρούσαν τα τιθέμενα κριτήρια. Κατά τον πρώτο έλεγχο, αξιολογήθηκε ο τίτλος και η περίληψη των ερευνών. Η αναλυτική ανάγνωση των κειμένων των άρθρων πραγματοποιήθηκε σε περίπτωση ασυμφωνίας μεταξύ των ερευνητών. Ακολούθησε μία δεύτερη εφαρμογή των κριτηρίων από τον τρίτο ερευνητή (Μ.Θ), για την οριστική επιλογή των μελετών της αρθρογραφικής ανασκόπησης.

4.3 Εξαγωγή των Δεδομένων

Στον τελικό προσδιορισμό των άρθρων, με βάση τα κριτήρια επιλογής και απόρριψης, και στην απεικόνιση των αποτελεσμάτων από τη στρατηγική αναζήτησης συνέβαλε το Prisma Flow Diagram (Εικόνα 4.1.). Το συγκεκριμένο εργαλείο επιτρέπει την ολοκληρωτική παρουσίαση της μεθοδολογίας έως την τελική επιλογή των μελετών και την συμπερίληψή τους στην αρθρογραφική ανασκόπηση, μέσω ενός συνοπτικού διαγράμματος.



Εικόνα 4.1. Flow Diagram αρθρογραφικής ανασκόπησης

Ο συνολικός αριθμός των άρθρων, που εντοπίστηκαν με τη στρατηγική αναζήτησης στις τέσσερις βάσεις δεδομένων, καθορίστηκε σε 207. Από τα αρχικά αποτελέσματα αφαιρέθηκαν οι διπλότυπες μελέτες και απέμειναν 196 άρθρα. Στη συνέχεια, πραγματοποιήθηκε διεξοδική αξιολόγηση των άρθρων με βάση τα κριτήρια επιλογής, που είχαν τεθεί από τους ερευνητές. Τελικά, απορρίφθηκαν 131 μελέτες και ως εκ τούτου συμπεριλήφθηκαν 65 έρευνες στην παρούσα αρθρογραφική ανασκόπηση.

5. Αποτελέσματα

Στην παρούσα αρθρογραφική ανασκόπηση παρουσιάζονται τα αποτελέσματα 65 μελετών, οι οποίες αφορούν συνολικά 2.094 άτομα. Ο πληθυσμός των συμμετεχόντων αποτελείται από διαφορετικές ηλικιακές ομάδες ασθενών, παιδιών και ενηλίκων, ενώ συμπεριλαμβάνονται 15

νευρολογικές παθήσεις, που επιδρούν στο ΚΝΣ αλλά και στο ΠΝΣ. Η κατεύθυνση της WBV, που επιλέχθηκε από τους ερευνητές, διαφοροποιείται ανάμεσα στις μελέτες ενώ η λεπτομερής περιγραφή των χαρακτηριστικών της μηχανικής δόνησης δίνεται στη συνέχεια. Η ετερογένεια των μελετών ως προς τον σχεδιασμό τους οδήγησε στη ξεχωριστή αναφορά των αποτελεσμάτων της εκάστοτε έρευνας.

Οι μελέτες, οι οποίες πληρούσαν τα τιθέμενα κριτήρια και συμπεριλήφθηκαν στην αρθρογραφική ανασκόπηση, διαχωρίστηκαν σε πίνακες με βάση τον αξιολογούμενο παράγοντα (Πίνακας 5.1.-5.7.). Στους πίνακες, που έπονται, παρουσιάζονται συνοπτικά τα βασικά χαρακτηριστικά των ερευνών, στοιχεία όπως: ο πληθυσμός των συμμετεχόντων και η νευρολογική πάθηση που είχαν διαγνωσθεί. Ακόμη, καταγράφεται ο τύπος της παρέμβασης, όπου ακολούθησε κάθε ομάδα, αλλά και τα χαρακτηριστικά της WBV. Τέλος, αναφέρονται τα εργαλεία αξιολόγησης των θεραπευτικών παρεμβάσεων και τα αποτελέσματά τους.

5.1 Επίδραση της Μηχανικής Δόνησης στον Μυϊκό Τόνο

Ο σκοπός της μελέτης των Chan et al (2012) ήταν να διερευνήσει την επίδραση μίας μόνο συνεδρίας WBV σε ασθενείς με χρόνια ΑΕΕ. Στην έρευνα συμμετείχαν 30 άτομα, τα οποία τυχαία τοποθετήθηκαν στην ομάδα παρέμβασης (ΟΠ) και στην ομάδα ελέγχου (ΟΕ). Οι συμμετέχοντες της ομάδας παρέμβασης (n=15) εκτέθηκαν σε κάθετη WBV για 20 λεπτά ενώ η ομάδα ελέγχου (n=15) πραγματοποίησε θεραπεία placebo. Στη μελέτη, η συχνότητα ορίστηκε στα 12 Hz και το πλάτος ταλάντωσης ήταν σταθερό στα 4 χιλιοστά. Η σπαστικότητα των πελματιαίων καμπτήρων της ποδοκνημικής εκτιμήθηκε με τη βοήθεια της Modified Ashworth Scale (MAS). Μετά τη θεραπεία, παρατηρήθηκε μείωση της σπαστικότητας στην ομάδα παρέμβασης, αλλαγή που δεν εντοπίστηκε στην ομάδα ελέγχου.

Η πιλοτική μελέτη των Miyara et al (2014) αναφέρθηκε στην αποτελεσματικότητα της WBV σε ημιπληγικούς ασθενείς, ύστερα από ΑΕΕ. Το δείγμα βασίσθηκε σε 25 άτομα, τα οποία υποβλήθηκαν σε 5 λεπτά κατακόρυφης WBV. Τα χαρακτηριστικά της δόνησης, που καθορίστηκαν, ήταν η συχνότητα στα 20 Hz και το πλάτος ταλάντωσης από 4 έως 8 χιλιοστά. Η μέτρηση του μυϊκού τόνου των κάτω άκρων πραγματοποιήθηκε μέσω της κλίμακας MAS. Μετά την παρέμβαση, σημειώθηκε σημαντική ελάττωση της σπαστικότητας στον γαστροκνήμιο, στους οπίσθιους μηριαίους και στους προσαγωγούς του ισχίου.

Στη μελέτη των Cheng et al (2015), η πρόθεση των ερευνητών ήταν να αποδείξουν εάν μία συνεδρία WBV μπορεί να επιδράσει στη σπαστικότητα των κάτω άκρων. Συνολικά, συμμετείχαν 16 παιδιά με ΕΠ, όπου παρουσίαζαν είτε σπαστική διπληγία είτε σπαστική τετραπληγία. Το πρόγραμμα θεραπείας διήρκεσε δύο ημέρες. Αρχικά, οι ασθενείς εκτέθηκαν σε WBV για 20 λεπτά ενώ την επόμενη ημέρα πραγματοποίησαν θεραπεία placebo. Η συσκευή παρήγαγε κατακόρυφη δόνηση, με συχνότητα 20 Hz και κάθετη μετατόπιση 2 χιλιοστών. Για την αξιολόγηση της σπαστικότητας, οι ερευνητές επέλεξαν την κλίμακα MAS και το pendulum test. Μετά και από τις δύο παρεμβάσεις, επισημάνθηκε μείωση του μυϊκού τόνου στους εκτεινόντες του γόνατος. Ωστόσο, η θεραπεία με κατακόρυφη δόνηση οδήγησε σε μεγαλύτερες αλλαγές στον μυϊκό τόνο.

Οι Cheng et al (2015) ερεύνησαν το αντίκτυπο της WBV στη σπαστικότητα των κάτω άκρων. Για τη μελέτη επιλέχθηκαν 16 παιδιά, που είχαν διαγνωσθεί με ΕΠ σπαστικού τύπου. Η παρέμβαση πραγματοποιούνταν 3 φορές την εβδομάδα για 8 εβδομάδες. Οι μισοί συμμετέχοντες εκτέθηκαν σε WBV, διάρκειας 10 λεπτών, και έπειτα έλαβαν θεραπεία placebo. Οι υπόλοιποι ασθενείς εκτέλεσαν το ίδιο πρόγραμμα με αντίστροφη σειρά. Τα χαρακτηριστικά της κατακόρυφης δόνησης ήταν σταθερά, με τη συχνότητα στα 20 Hz και την κάθετη μετατόπιση στα 2 χιλιοστά. Η κλίμακα MAS και το pendulum test παρείχαν πληροφορίες για τη σπαστικότητα των κάτω άκρων. Μετά την προπόνηση με WBV, παρατηρήθηκε ελάττωση του μυϊκού τόνου των εκτεινόντων του γόνατος, σημαντικά μεγαλύτερα από τη θεραπεία placebo.

Το ερευνητικό άρθρο των Miyara et al (2018) αποσκοπούσε στη διερεύνηση της αποδοτικότητας της WBV σε 16 ασθενείς με ΑΕΕ. Για να επιτευχθεί αυτό, οι συμμετέχοντες εκτέθηκαν 5 λεπτά σε WBV. Η συσκευή παρήγαγε κατακόρυφη δόνηση, συχνότητας 30 Hz και πλάτους ταλάντωσης 4 έως 8 χιλιοστά. Επιλέχθηκαν διαφορετικά εργαλεία για την αξιολόγηση της σπαστικότητας του παρετικού κάτω άκρου. Ειδικότερα, χρησιμοποιήθηκε η κλίμακα MAS, το ενεργητικό και παθητικό ROM αλλά και οι παράμετροι F-wave. Τα δεδομένα, που παρουσιάζονται στη μελέτη, έδειξαν ισχυρή ελάττωση της σπαστικότητας στο παρετικό κάτω άκρο. Τα αποτελέσματα παρατηρήθηκαν έως και 20 λεπτά μετά την παρέμβαση.

Οι Estes et al (2018) μελέτησαν την αποτελεσματικότητα προγραμμάτων WBV, με διαφορετική συχνότητα και διάρκεια. Αρχικά, επιλέχθηκαν 35 ασθενείς με iSCI, οι οποίοι πραγματοποίησαν 4 συνεδρίες κατακόρυφης WBV. Οι ερευνητές διαμόρφωσαν 4

διαφορετικά πρωτόκολλα, που αποτελούνταν από χαμηλή (30 Hz) ή υψηλή (50 Hz) συχνότητα και διάρκεια 180 ή 360 δευτερολέπτων. Έπειτα, ακολούθησε μία συνεδρία εικονικής ηλεκτρικής διέγερσης. Το pendulum test συνέβαλε στην εκτίμηση της σπαστικότητας του τετρακεφάλου μυός στους 29 εναπομείναντες συμμετέχοντες. Μετά την παρέμβαση, δεν παρατηρήθηκαν σημαντικές αλλαγές μεταξύ των συνεδριών WBV και της εικονικής ηλεκτρικής διέγερσης. Ωστόσο, το πρόγραμμα υψηλής συχνότητας και μεγαλύτερης διάρκειας επέφερε θετικότερα αποτελέσματα στους ασθενείς με αυξημένο μυϊκό τόνο.

Το ίδιο έτος, οι Alp et al (2018) διερεύνησαν την επίδραση της WBV στη σπαστικότητα του γαστροκνημίου μυός. Με βάση τα κριτήρια επιλογής, 22 ασθενείς με χρόνιο AEE συμμετείχαν στη μελέτη και διαχωρίστηκαν τυχαία σε δύο ομάδες. Η ομάδα παρέμβασης (n=11) έλαβε 5 λεπτά WBV, συχνότητας 40 Hz και πλάτους ταλάντωσης 4 χιλιοστών. Οι συμμετέχοντες της ομάδας ελέγχου (n=11) δεν εκτέθηκαν σε δόνηση, καθώς πραγματοποιούσαν το ίδιο πρόγραμμα. Η παρέμβαση συμπεριλάμβανε αρχικά φυσικοθεραπεία για τα κάτω άκρα, διάρκειας 15 λεπτών. Στο πέρας των 4 εβδομάδων θεραπείας, η αξιολόγηση της σπαστικότητας επιτεύχθηκε με την κλίμακα MAS. Τα αποτελέσματα αναφέρονταν στους 21 ασθενείς, που ολοκλήρωσαν τις 12 συνεδρίες του προγράμματος. Καμία ομάδα δεν παρουσίασε σημαντική μείωση στη σπαστικότητα του γαστροκνημίου ενώ η διαφορά μεταξύ τους κρίθηκε αμελητέα.

Μία νεότερη έρευνα των Huang et al (2020) αναφέρθηκε στην παρέμβαση με WBV σε ασθενείς με χρόνιο AEE. Τα αποτελέσματα βασίσθηκαν σε δύο χαρακτηριστικά της σπαστικότητας, το H-reflex και την παθητική μυϊκή δυσκαμψία (stiffness). Οι 36 συμμετέχοντες υποβλήθηκαν σε δύο συνεδρίες, με βάση τα χαρακτηριστικά της σπαστικότητας. Ειδικότερα, το H-reflex του υποκνημιδίου καταγράφηκε με διαδερμική διέγερση του κνημιαίου νεύρου και η μυϊκή δυσκαμψία του γαστροκνημίου με υπερηχογράφημα. Η κάθε συνεδρία πραγματοποιούνταν με ή χωρίς δόνηση τόσο για το υγιές όσο και για το παρετικό άκρο. Οι ασθενείς υποβλήθηκαν σε κατακόρυφη WBV, 5 λεπτά για κάθε συνθήκη. Η συχνότητα ήταν σταθερή στα 30 Hz και το πλάτος ταλάντωσης στα 1.5 χιλιοστά. Η προπόνηση χωρίς δόνηση αποτελούνταν από τις ίδιες στατικές ασκήσεις. Επομένως, η WBV συνέβαλε στην αναχαίτιση του H-reflex κυρίως στο παρετικό άκρο, η οποία διατηρήθηκε μερικά λεπτά μετά την παρέμβαση. Η οξεία επίδραση της WBV δεν επισημάνθηκε και για την παθητική μυϊκή δυσκαμψία.

Στην τυχαιοποιημένη μελέτη των Sales et al (2020) εκτιμήθηκε η άμεση επίδραση της WBV στη σπαστικότητα των πελματιαίων καμπτήρων της ποδοκνημικής. Συμπεριλήφθηκαν 21 άνδρες με χρόνιο ΑΕΕ, που τοποθετήθηκαν στην ομάδα παρέμβασης (n=11) και στην ομάδα ελέγχου (n=10). Όλοι οι συμμετέχοντες πραγματοποίησαν μία συνεδρία, διάρκειας 10 λεπτών. Στην προπόνηση με κατακόρυφη WBV, επιλέχθηκε συχνότητα 35 Hz και πλάτος ταλάντωσης 2 χιλιοστών. Η ομάδα ελέγχου εκτέλεσε το ίδιο πρόγραμμα χωρίς να λαμβάνει μηχανική δόνηση. Η σπαστικότητα καταγράφηκε με τη χρήση της κλίμακας MAS και της Global Perception of Change (GPC). Μετά την παρέμβαση, οι ερευνητές δεν παρατήρησαν σημαντική διαφορά μεταξύ των δύο ομάδων. Με βάση τα αποτελέσματα, η WBV δε διαφοροποίησε τη σπαστικότητα των πελματιαίων καμπτήρων της ποδοκνημικής.

Η σπαστικότητα των κάτω άκρων μελετήθηκε και από τους Miyara et al (2020). Στην έρευνα, συμμετείχαν αποκλειστικά άνδρες (N=11), οι οποίοι είχαν διαγνωσθεί με ΑΕΕ (ημιπληγία). Η παρέμβαση περιελάμβανε 5 λεπτά κατακόρυφης WBV. Οι ασθενείς βρίσκονταν σε καθιστή θέση και διατηρούσαν τα κάτω άκρα τους στην πλατφόρμα δόνησης. Κατά τη διάρκεια του προγράμματος, η συχνότητα ήταν σταθερή στα 30 Hz ενώ το πλάτος ταλάντωσης κυμαινόταν από 4 έως 8 χιλιοστά. Οι ερευνητές κατέγραψαν σημαντικές διαφοροποιήσεις στην κλίμακα MAS. Επομένως, θεωρήθηκε πως η WBV επηρέασε άμεσα τη σπαστικότητα των κάτω άκρων.

Ο σκοπός της μελέτης των Tsai et al (2021) ήταν να διερευνηθεί η συσχέτιση της σπαστικότητας και της δυσκαμψίας των τενόντων του γόνατος (stiffness). Το δείγμα αποτελούνταν από 11 ασθενείς με ΑΕΕ (ημιπληγία), οι οποίοι εκτέθηκαν σε WBV. Οι συμμετέχοντες πραγματοποίησαν 1 συνεδρία, διάρκειας 20 λεπτών. Η κλίμακα MAS παρείχε πληροφορίες για τη σπαστικότητα των εκτεινόντων του γόνατος στην παρετική πλευρά ενώ η δυσκαμψία των εκτεινόντων τενόντων του γόνατος εκτιμήθηκε με υπερηχογράφημα και ελαστογραφία. Τα αποτελέσματα επισήμαναν σημαντική θετική συσχέτιση μεταξύ της σπαστικότητας και της δυσκαμψίας του γόνατος στο παρετικό άκρο.

Πίνακας 5.10 Συνοπτική παρουσίαση μελετών ως προς τον μυϊκό τόνο

ΑΡΘΡΟ	ΔΕΙΓΜΑ	ΕΡΓΑΛΕΙΑ ΜΕΤΡΗΣΗΣ	ΠΑΡΕΜΒΑΣΗ	ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ	ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ
Chan K. S. et al 2012	N= 30 ΟΠ= 15 ΟΕ= 15 ΑΕΕ (ημιπληγία)	Μυϊκός τόνος πελματιαίων καμπτήρων ποδοκνημικής: MAS	ΟΠ: WBV (κάθετη) ΟΕ: θεραπεία placebo	10', 2 συνεδρίες f= 12 Hz, A= 4 mm	↓ σημαντική σε ΟΠ
Miyara K. et al 2014	N= 25 ΑΕΕ (ημιπληγία)	Μυϊκός τόνος κάτω άκρων: MAS	WBV (κάθετη)	5', 1 συνεδρία f= 20 Hz, A= 4-8 mm	↓ σε γαστροκνήμιο, οπίσθιους μηριαίους, προσαγωγούς ισχίου
Cheng H. Y. et al 2015a	N= 16 ΕΠ (σπαστική διπληγία, σπαστική τετραπληγία)	Μυϊκός τόνος εκτεινόντων γόνατος: MAS pendulum test	WBV (κάθετη) Θεραπεία placebo	20' f= 20 Hz 20'	↓ σε ΟΠ, ΟΕ ↓ μεγαλύτερη σε ΟΠ από ΟΕ
Cheng H. Y. et al 2015b	N= 16 ΕΠ (σπαστική διπληγία, σπαστική τετραπληγία)	Μυϊκός τόνος εκτεινόντων γόνατος: MAS pendulum test	WBV (κάθετη) Θεραπεία placebo	10', 3 συνεδρίες/ εβδομάδα, 8 εβδομάδες f= 20 Hz 10', 3 συνεδρίες/ εβδομάδα, 8 εβδομάδες	↓ σε ΟΠ, ΟΕ ↓ μεγαλύτερη σε ΟΠ από ΟΕ
Miyara K. et al 2018	N= 16 ΑΕΕ (ημιπληγία)	Μυϊκός τόνος κάτω άκρων: F-wave parameters MAS	WBV (κάθετη)	5' f= 30 Hz, A= 4-8 mm	↓ σε παρետικό άκρο

		ROM			
Estes S. et al 2018	N= 35 iSCI	Μυϊκός τόνος τετρακεφάλου: pendulum test	WBV (κάθετη) Εικονική ηλεκτρική διέγερση	180+ 360'', 4 συνεδρίες f= 30+ 50 Hz 45'', 8 σετ, 1 συνεδρία	όχι σημαντική διαφορά μεταξύ των παρεμβάσεων
Alp A. et al 2018	N= 22 ΟΠ= 11 OE= 11 AEE (ημιπληγία)	Μυϊκός τόνος γαστροκνημίου : MAS	ΟΠ: κλασική φυσικοθεραπεία + WBV OE: κλασική φυσικοθεραπεία + θεραπεία placebo	3 ημέρες/ εβδομάδα, 4 εβδομάδες WBV: 5' f= 40 Hz, A= 4 mm Κλασική φυσικοθεραπεία: 15' Θεραπεία placebo: 5'	όχι σημαντική μείωση σε ΟΠ, OE όχι σημαντική διαφορά μεταξύ ΟΠ, OE
Huang M. et al 2020	N= 36 AEE (ημιπληγία)	H-reflex υποκνημιδίου Παθητική μυϊκή δυσκαμψία γαστροκνημίου	WBV (κάθετη) όχι WBV	20', 1 συνεδρία f= 30 Hz, A= 1.5 mm 20', 1 συνεδρία	H-reflex: ↓ σε WBV Παθητική μυϊκή δυσκαμψία: όχι σημαντική αλλαγή
Sales R. M. et al 2020	N= 21 ΟΠ= 11 OE= 10 AEE (ημιπληγία)	Μυϊκός τόνος πελματιαίων καμπτήρων ποδοκνημικής: MAS GPC	ΟΠ: WBV (κάθετη) OE: θεραπεία placebo	10', 1 συνεδρία f= 35 Hz, A= 2 mm	όχι σημαντική διαφορά μεταξύ ΟΠ, OE
Miyara K. et	N= 11	Μυϊκός τόνος	WBV (κάθετη)	5', 1 συνεδρία	↓ σημαντική

al 2020	AEE (ημιπληγία)	κάτω άκρου: MAS		f= 30 Hz, A= 4-8 mm	
Tsai S. T. et al 2021	N= 11 AEE (ημιπληγία)	Μυϊκός τόνος εκτεινόντων γόνατος: MAS	WBV	20', 1 συνεδρία	θετική συσχέτιση μεταξύ δυσκαμψίας τενόντων και σπαστικότητας παρετικού γόνατος

5.2 Επίδραση της Μηχανικής Δόνησης στην Ισορροπία

Στη μελέτη των Gusi et al (2010) εξετάστηκε η αποτελεσματικότητα της WBV στη δυναμική ισορροπία ασθενών με FMS. Το δείγμα αποτελούνταν αποκλειστικά από γυναίκες (N=41), που χωρίστηκαν κατά τυχαίο τρόπο στην ομάδα παρέμβασης και στην ομάδα ελέγχου. Η ομάδα παρέμβασης (n=21) έλαβε πλευρικά εναλλασσόμενη WBV, καθώς εκτελούσε 6 επαναλήψεις των 30 έως 60 δευτερολέπτων. Στα χαρακτηριστικά της δόνησης αναφέρθηκε σταθερή συχνότητα στα 12.5 Hz και πλάτος ταλάντωσης στα 3 χιλιοστά. Η ομάδα ελέγχου (n=20) δεν υποβλήθηκε σε θεραπεία με δόνηση. Στο χρονικό διάστημα των 12 εβδομάδων, πραγματοποιήθηκαν συνολικά 36 συνεδρίες. Η πλατφόρμα Biodex Stability System (BSS) επέτρεψε την αξιολόγηση της δυναμικής ισορροπίας στους 36 ασθενείς, που ολοκλήρωσαν την παρέμβαση. Τα αποτελέσματα έδειξαν σημαντική βελτίωση στην ομάδα παρέμβασης ενώ αντίστοιχες αλλαγές δεν παρατηρήθηκαν στην ομάδα ελέγχου.

Οι Chouza et al (2011) αναζήτησαν τη συχνότητα της WBV, που δύναται να επιφέρει θετικότερα αποτελέσματα σε ασθενείς με PD. Οι 48 συμμετέχοντες χωρίστηκαν τυχαία σε τέσσερις ισόποσες ομάδες. Οι τρεις ομάδες παρέμβασης πραγματοποίησαν μία συνεδρία WBV ενώ η τέταρτη ομάδα έλαβε θεραπεία placebo. Σε κάθε ομάδα, η προπόνηση με WBV διέφερε ως προς τη συχνότητα (3 Hz, 6 Hz και 9 Hz αντίστοιχα) ενώ το πλάτος ταλάντωσης παρέμενε σταθερό στα 13 χιλιοστά. Το πρόγραμμα περιελάμβανε 5 σετ του ενός λεπτού, με ανάπαυση ενδιάμεσα. Όσον αφορά την ισορροπία, τα αποτελέσματα εξήχθησαν με βάση τις δοκιμασίες Functional Reach Test (FRT) και Timed Up and Go (TUG), παρουσιάζοντας σημαντική ενίσχυση στο σύνολο των συμμετεχόντων. Οι ερευνητές δεν επισήμαναν σημαντική διαφορά μεταξύ των τεσσάρων ομάδων, συμπεραίνοντας ότι η επίδραση μίας συνεδρίας WBV δε διέφερε από τη θεραπεία placebo.

Στην τυχαιοποιημένη κλινική μελέτη των Adsuar et al (2012) αξιολογήθηκε η επίδραση της WBV στην ισορροπία γυναικών με FMS. Αρχικά, επιλέχθηκαν 41 ασθενείς ενώ 5 αποχώρησαν πριν την ολοκλήρωση της παρέμβασης. Έπειτα από τυχαία κατανομή, οι 21 συμμετέχοντες της ομάδας παρέμβασης πραγματοποίησαν 3 συνεδρίες WBV την εβδομάδα. Το πρόγραμμα αποτελούνταν από 6 επαναλήψεις, 30 έως 60 δευτερολέπτων, με συχνότητα δόνησης στα 12.5 Hz και πλάτος ταλάντωσης στα 3 χιλιοστά. Αντιθέτως, οι συμμετέχοντες της ομάδας ελέγχου (n=20) δεν έλαβαν θεραπεία με δόνηση. Η μονοποδική στήριξη των ασθενών πάνω στην πλατφόρμα BSS επέτρεψε την εκτίμηση της στατικής ισορροπίας. Έπειτα από 12 εβδομάδες, μόνο οι ασθενείς της ομάδας παρέμβασης παρουσίασαν βελτίωση στην στατική ισορροπία.

Το ερευνητικό άρθρο των Mason et al (2012) αποσκοπούσε στη διερεύνηση της αποτελεσματικότητας της WBV σε ασθενείς με ΣΚΠ. Το σύνολο των συμμετεχόντων (N=15) ακολούθησε πρόγραμμα με πλευρικά εναλλασσόμενη WBV διάρκειας 5 έως 8 λεπτών. Στο πέρας των 8 εβδομάδων θεραπείας, οι ασθενείς εκτέθηκαν σε δόνηση, η συχνότητα της οποίας παρουσίαζε προοδευτική αύξηση από 15 έως 20 Hz. Για την αξιολόγηση της στατικής ισορροπίας χρησιμοποιήθηκαν η δοκιμασία FRT και το τεστ standing balance, υποδεικνύοντας σημαντική βελτίωση τόσο μετά την ολοκλήρωση των 24 συνεδριών όσο και στο πρόγραμμα follow-up.

Άξια αναφοράς θεωρείται και η μελέτη των Villarroya et al (2013), η οποία βασίστηκε σε παιδιά και εφήβους με διαγνωσμένο DS. Ειδικότερα, 30 ασθενείς τοποθετήθηκαν κατά τυχαίο τρόπο στην ομάδα παρέμβασης (n=17) και στην ομάδα ελέγχου (n=13). Η ομάδα παρέμβασης εκτέθηκε σε κατακόρυφη WBV 3 φορές την εβδομάδα, όπου η συχνότητά της κυμαινόταν από 25 έως 30 Hz και το πλάτος ταλάντωσης παρέμενε σταθερό στα 2 χιλιοστά. Στο χρονικό διάστημα των 20 εβδομάδων θεραπείας, το πρόγραμμα περιελάμβανε 10 επαναλήψεις αυξανόμενης διάρκειας 30 έως 60 δευτερολέπτων. Αντιθέτως, η ομάδα ελέγχου δεν έλαβε καθόλου θεραπεία. Η στατική ισορροπία αξιολογήθηκε στους 29 εναπομείναντες ασθενείς με τη βοήθεια του πελματογράφου, ο οποίος κατέγραψε τις μετατοπίσεις του CoP. Τα στοιχεία της μελέτης υπέδειξαν ότι η στατική ισορροπία ενισχύθηκε σημαντικά μόνο στους συμμετέχοντες της ομάδας παρέμβασης υπό συγκεκριμένες συνθήκες.

Στην ερευνητική προσέγγιση των Ebrahimi et al (2015) συμμετείχαν αρχικά 34 ασθενείς με ΣΚΠ, που χωρίστηκαν ισομερώς στην ομάδα παρέμβασης και στην ομάδα ελέγχου. Στο χρονικό διάστημα των 10 εβδομάδων, η ομάδα παρέμβασης πραγματοποίησε 30 συνεδρίες

ενώ η ομάδα ελέγχου δε συμμετείχε καθόλου στη διαδικασία αποκατάστασης. Η θεραπεία με WBV περιελάμβανε 15 σετ από δυναμικές ασκήσεις, μέγιστης διάρκειας 2 λεπτών το καθένα. Η συσκευή παρήγαγε δόνηση με συχνότητα από 2 έως 20 Hz και πλάτος ταλάντωσης στα 2 χιλιοστά. Δύο διαφορετικά εργαλεία μέτρησης, Berg Balance Scale (BBS) και FRT, συνέβαλαν στην εκτίμηση της δυναμικής και στατικής ισορροπίας. Τα αποτελέσματα βασίσθηκαν στους 30 ασθενείς, που ολοκλήρωσαν τελικά τις μετρήσεις, και υπέδειξαν σημαντική βελτίωση της ισορροπίας. Ωστόσο, έπειτα από συγκριτική εξέταση των αποτελεσμάτων των δύο ομάδων αποδείχθηκε ότι η ομάδα παρέμβασης παρουσίασε στατιστικά μεγαλύτερη πρόοδο συγκριτικά με την ομάδα ελέγχου.

Οι Lee et al (2017) διερεύνησαν την επίδραση της WBV σε ασθενείς με ΑΕΕ, συγκρίνοντας την με την κλασική φυσικοθεραπεία. Συνολικά 30 ασθενείς, οι οποίοι βρίσκονταν στο υποξύ στάδιο, τοποθετήθηκαν τυχαία στην ομάδα παρέμβασης και στην ομάδα ελέγχου. Χρησιμοποιήθηκαν διαφορετικές κλίμακες, όπως BBS, Functional Ambulation Categories (FAC) και Trunk Impairment Scale (TIS), για την αξιολόγηση της ισορροπίας. Η ομάδα παρέμβασης (n=15) πραγματοποίησε αποκλειστικά μία συνεδρία κλασικής φυσικοθεραπείας και έπειτα ακολούθησε προπόνηση με WBV 5 φορές την εβδομάδα. Οι συμμετέχοντες διατηρούσαν για 30 λεπτά καθιστή θέση στην πλατφόρμα, η οποία παρήγαγε κατακόρυφη δόνηση με συχνότητα 40 Hz. Η ομάδα ελέγχου (n=15) εκτέλεσε ασκήσεις ισορροπίας από την καθιστή θέση για 30 λεπτά, που επαναλαμβάνονταν 2 φορές ημερησίως. Μετά από 2 εβδομάδες παρέμβασης, επισημάνθηκε σημαντική βελτίωση της ισορροπίας στο σύνολο των συμμετεχόντων, με τη διαφορά ανάμεσα στις δύο ομάδες να θεωρείται αμελητέα.

Η τυχαιοποιημένη μελέτη του Lee (2019) εστίασε στη θεραπεία με οριζόντια WBV. Ειδικότερα, 24 ασθενείς με χρόνιο ΑΕΕ κατηγοριοποιήθηκαν σε δύο ομάδες. Η κάθε ομάδα αποτελούνταν από 12 άτομα, τα οποία πραγματοποίησαν κλασική φυσικοθεραπεία. Επιπλέον αυτής, η ομάδα παρέμβασης διεκπεραίωσε προπόνηση με WBV, διάρκειας 30 λεπτών, η συχνότητα της οποίας κυμαινόταν από 10 έως 20 Hz ενώ το πλάτος ταλάντωσης ήταν σταθερό στα 30 χιλιοστά. Συνολικά, διεξήχθησαν 18 συνεδρίες σε διάστημα 6 εβδομάδων και η αξιολόγηση της στατικής ισορροπίας έγινε με τη χρήση του force platform. Τα αποτελέσματα βασίσθηκαν στους 21 ασθενείς, που ολοκλήρωσαν τη θεραπεία. Αξίζει να σημειωθεί ότι, παρόλο που οι μετρήσεις έγιναν είτε με είτε χωρίς οπτική ανατροφοδότηση, τα αποτελέσματα όλων δε διέφεραν μεταξύ τους. Εν τέλει, η παρέμβαση με WBV δε σημείωσε σημαντική βελτίωση στην ισορροπία των ασθενών.

Παράλληλα, οι Krause et al (2019) διεξήγαγαν μελέτη για την επίδραση της WBV στον στατικό έλεγχο. Η παρέμβαση αποτελούνταν από 15 άτομα με ΣΚΠ, από τα οποία 3 αποχώρησαν πριν την ολοκλήρωσή της. Οι συμμετέχοντες χωρίστηκαν σε ομάδες, που πραγματοποίησαν θεραπεία είτε ανεξάρτητα (κατ'οίκον) είτε υπό την επίβλεψη των ερευνητών. Η αξιολόγηση βασίστηκε στη μετατόπιση του CoP, μέσω του force plate. Τις πρώτες 6 εβδομάδες της παρέμβασης, οι ασθενείς δεν έλαβαν κάποιου είδους θεραπεία. Έπειτα, εκτέθηκαν σε πλευρικά εναλλασσόμενη δόνηση από 2 έως 3 φορές την εβδομάδα. Το πρόγραμμα συμπεριέλαβε 6 ασκήσεις προοδευτικής συχνότητας από 16 έως 30 Hz με την κάθε άσκηση να επαναλαμβάνεται 3 φορές και να διαρκεί έως 60 δευτερόλεπτα. Οι ερευνητές κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι 6 εβδομάδες WBV δεν επέφεραν σημαντικές αλλαγές στον στατικό έλεγχο.

Η πιλοτική μελέτη των Pin et al (2019) επικεντρώθηκε σε παιδιά και ενήλικες ασθενείς με μέτριου βαθμού ΕΠ. Το σύνολο των συμμετεχόντων (N=14) αποτέλεσε μία ομάδα, που υποβλήθηκε για 4 εβδομάδες σε θεραπεία με πλευρικά εναλλασσόμενη WBV. Συνολικά, πραγματοποιήθηκαν 16 συνεδρίες, στις οποίες υπήρχε προοδευτική αύξηση της συχνότητας από 12 στα 20 Hz αλλά και του πλάτους ταλάντωσης από 1 στα 2 χιλιοστά. Η κάθε συνεδρία περιελάμβανε ασκήσεις, που επαναλαμβάνονταν 3 φορές με μέγιστη διάρκεια 3 λεπτά. Η δοκιμασία TUG χρησιμοποιήθηκε με σκοπό την αξιολόγηση της ισορροπίας, υποδεικνύοντας μη σημαντική βελτίωση στους συμμετέχοντες της μελέτης.

Μία πρόσφατη μελέτη των Sade et al (2019) αναφέρθηκε στις επιδράσεις της κατακόρυφης, ημιτονοειδούς WBV σε άτομα, που πάσχουν από χρόνιο ΑΕΕ. Αρχικά, έγινε ο διαχωρισμός των 46 συμμετεχόντων σε δύο ομάδες κατά τυχαίο τρόπο. Οι ασθενείς, που εντάχθηκαν στην ομάδα παρέμβασης (n=26), ακολούθησαν πρόγραμμα που περιείχε κλασική φυσικοθεραπεία και WBV 5 φορές την εβδομάδα, αντίστοιχα. Στο διάστημα των 3 εβδομάδων, οι ασθενείς διατηρούσαν τη θέση τους στην πλατφόρμα δόνησης και πραγματοποιούσαν 4 επαναλήψεις από δυναμικές ασκήσεις, διάρκειας 1 λεπτού. Στα χαρακτηριστικά της δόνησης αναφερόταν συχνότητα από 35 έως 40 Hz και πλάτος ταλάντωσης 2 χιλιοστών. Η ομάδα ελέγχου (n=20) δεν εκτέθηκε καθόλου σε WBV αλλά έλαβε μόνο κλασική φυσικοθεραπεία. Για την εκτίμηση της ισορροπίας, οι ερευνητές χρησιμοποίησαν τη δοκιμασία TUG και την κλίμακα BBS. Σύμφωνα με τις μετρήσεις, η ομάδα παρέμβασης παρουσίασε στατιστικά μεγαλύτερη βελτίωση συγκριτικά με την ομάδα ελέγχου, συμπεραίνοντας ότι η συνδυασμένη θεραπεία αποτελεί καταλληλότερο μέσο για τη βελτίωση της ισορροπίας.

Στην έρευνα των Li et al (2021) εξετάστηκε η αποτελεσματικότητα ενός προγράμματος WBV, διάρκειας 2 μηνών, στην ισορροπία. Το δείγμα βασίσθηκε σε 32 ασθενείς με ιδιοπαθή PD, οι οποίοι χωρίστηκαν τυχαία σε δύο ομάδες και πραγματοποίησαν συνολικά δύο συνεδρίες. Αρχικά, η ομάδα παρέμβασης (n=16) ακολούθησε πρόγραμμα με WBV για 5 λεπτά, όπου η συχνότητά της ορίστηκε στα 6 Hz και το πλάτος ταλάντωσης στα 3 χιλιοστά. Η ομάδα ελέγχου (n=16) έλαβε αποκλειστικά κλασική φυσικοθεραπεία, διάρκειας 10 λεπτών. Η κλίμακα FRT παρείχε πληροφόρηση για την αξιολόγηση της ισορροπίας στους 29 συμμετέχοντες, που ολοκλήρωσαν τη θεραπεία. Οι ερευνητές διαπίστωσαν βελτίωση στο σύνολο των ασθενών, με την κλίμακα FRT να παρουσιάζει σημαντική αύξηση μόνο στη λιγότερο επηρεασμένη πλευρά. Ωστόσο, δεν παρατηρήθηκε σημαντική διαφορά ανάμεσα στην ομάδα παρέμβασης και στην ομάδα ελέγχου, συμπεραίνοντας ότι η WBV αποτελούσε εξίσου αποτελεσματική μέθοδο όσο η κλασική φυσικοθεραπεία.

Η άμεση επίδραση της δόνησης στη στατική ισορροπία μελετήθηκε από τους Özvar et al (2021) σε 21 ασθενείς με SCA ή ΣΚΠ. Η θεραπεία περιελάμβανε δύο περιόδους παρέμβασης, όπου 9 από τους συμμετέχοντες πραγματοποίησαν πρώτα μία συνεδρία LV και έπειτα μία συνεδρία WBV ενώ οι υπόλοιποι 12 εκτέλεσαν το αντίστροφο. Όλοι οι ασθενείς διατηρούσαν όρθια στάση για 5 λεπτά όσο η πλατφόρμα παρήγαγε WBV με σταθερή συχνότητα στα 30 Hz και πλάτος ταλάντωσης στα 2 χιλιοστά. Η στατική ισορροπία εκτιμήθηκε στους 20 εναπομείναντες ασθενείς μέσω του One-Leg Stance Test (OLST), το οποίο δεν απέδειξε τελικά καμία σημαντική αλλαγή. Επομένως, η μελέτη υποστήριξε ότι μία συνεδρία WBV δεν επαρκεί για τη βελτίωση της στατικής ισορροπίας.

Τέλος, οι Guadarrama-Molina et al (2021) αναφέρθηκαν στην αποτελεσματικότητα της WBV, συγκρίνοντας την με την κλασική και με τη συνδυασμένη θεραπεία. Στη μελέτη συμμετείχαν 52 ασθενείς με PD, οι οποίοι σχημάτισαν τρεις ομάδες παρέμβασης. Η πρώτη ομάδα (n=17) πραγματοποίησε αποκλειστικά κλασική φυσικοθεραπεία. Η δεύτερη ομάδα (n=19) εκτέθηκε για 160 δευτερόλεπτα σε WBV, στην οποία τα χαρακτηριστικά της δόνησης, συχνότητα και πλάτος ταλάντωσης, ήταν σταθερά στα 20 Hz και 2 χιλιοστά, αντίστοιχα. Η τρίτη ομάδα (n=16) υποβλήθηκε σε συνδυασμό και των δύο προγραμμάτων θεραπείας. Συνολικά, η παρέμβαση αποτελούνταν από 20 συνεδρίες, 3 φορές την εβδομάδα και για την εξαγωγή των αποτελεσμάτων χρησιμοποιήθηκε η κλίμακα BBS. Μετά την παρέμβαση, κάθε ομάδα αποτελούνταν από 15 συμμετέχοντες, όπου στο σύνολο υπέδειξαν σημαντική βελτίωση. Στη σύγκριση των αποτελεσμάτων εντοπίστηκε αξιοσημείωτη διαφορά μόνο

μεταξύ της πρώτης και της τρίτης ομάδας, παρατήρηση που συνεπάγεται ότι η συνδυασμένη θεραπεία αποτελεί το καταλληλότερο μέσο για τη βελτίωση της ισορροπίας.

Πίνακας 5.11. Συνοπτική παρουσίαση μελετών ως προς την ισορροπία

ΑΡΘΡΟ	ΔΕΙΓΜΑ	ΕΡΓΑΛΕΙΑ ΜΕΤΡΗΣΗΣ	ΠΑΡΕΜΒΑΣΗ	ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ	ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ
Gusi N. et al 2010	N= 41 ΟΠ= 21 ΟΕ= 20 FMS	Δυναμική ισορροπία: BSS	ΟΠ: WBV (περιστρεφόμενη) ΟΕ: όχι WBV	3-6', 3 συνεδρίες/εβδομάδα, 12 εβδομάδες f= 12.5 Hz, A= 3 mm	↑ σε ΟΠ όχι αλλαγή σε ΟΕ
Chouza M. et al 2011	N= 48 ΟΠα= 12 ΟΠβ= 12 ΟΠγ= 12 ΟΕ= 12 PD	TUG FRT	ΟΠα, ΟΠβ, ΟΠγ: WBV ΟΕ: θεραπεία placebo	5', 1 συνεδρία ΟΠα: f= 3 Hz, A= 13 mm ΟΠβ: f= 6 Hz, A= 13 mm ΟΠγ: f= 9 Hz, A= 13 mm	↑ σημαντική σε ΟΠ, ΟΕ όχι σημαντική διαφορά μεταξύ ομάδων
Adsuar J. C. et al 2012	N= 41 ΟΠ= 21 ΟΕ= 20 FMS	Στατική ισορροπία: BSS	ΟΠ: WBV (περιστρεφόμενη) ΟΕ: όχι WBV	3-6', 3 συνεδρίες/εβδομάδα, 12 εβδομάδες f= 12.5 Hz, A= 3 mm	↑ σε ΟΠ όχι αλλαγή σε ΟΕ
Mason R. R. et al 2012	N= 15 ΣΚΠ	Στατική ισορροπία: FRT Standing balance test	ΟΠ: WBV (περιστρεφόμενη)	5-8', 3 συνεδρίες/εβδομάδα, 8 εβδομάδες f= 15-20 Hz	↑ σημαντική

Villarroya M. A. et al 2013	N= 30 ΟΠ= 17 ΟΕ= 13 DS	Στατική ισορροπία (CoP): πελματογράφος	ΟΠ: WBV (κάθετη) ΟΕ: όχι θεραπεία	5-10', 3 συνεδρίες/εβδομάδα, 20 εβδομάδες f= 25-30 Hz, A= 2 mm	↑ σε ΟΠ όχι σημαντική αλλαγή σε ΟΕ
Ebrahimi A. et al 2015	N= 34 ΟΠ= 17 ΟΕ= 17 ΣΚΠ	BBS FRT	ΟΠ: WBV ΟΕ: όχι WBV	7.5-30' / επανάληψη, 3 επαναλήψεις/ συνεδρία, 3 συνεδρίες/εβδομάδα, 10 εβδομάδες f= 2-20 Hz, A= 2 mm	↑ σε ΟΠ, ΟΕ ↑ μεγαλύτερη σε ΟΠ από ΟΕ
Lee J. H. et al 2017	N= 30 ΟΠ= 15 ΟΕ= 15 ΑΕΕ	BBS TIS FAC	ΟΠ: κλασική φυσικοθεραπεία + WBV (κάθετη) ΟΕ: κλασική φυσικοθεραπεία	Κλασική φυσικοθεραπεία: 1 συνεδρία WBV: 30', 5 ημέρες/εβδομάδα, 2 εβδομάδες f= 40 Hz 30', 2 συνεδρίες/ημέρα, 5 ημέρες/εβδομάδα, 2 εβδομάδες	↑ σημαντική σε ΟΠ, ΟΕ όχι σημαντική διαφορά μεταξύ ΟΠ, ΟΕ
Lee G. 2019	N= 24 ΟΠ= 12 ΟΕ= 12 ΑΕΕ	Στατική ισορροπία: force platform	ΟΠ: κλασική φυσικοθεραπεία + WBV (οριζόντια) ΟΕ: κλασική φυσικοθεραπεία	3 συνεδρίες/εβδομάδα, 6 εβδομάδες WBV: 30' f= 10-20 Hz, A= 30 mm Κλασική φυσικοθεραπεία: 60'	όχι σημαντική βελτίωση σε ΟΠ, ΟΕ όχι σημαντική διαφορά μεταξύ ΟΠ, ΟΕ
Krause A. et	N= 15	Στατικός	Όχι θεραπεία	6 εβδομάδες	όχι σημαντική

al 2019	ΣΚΠ	έλεγχος (CoP): force plate	WBV (περιστρεφόμεν η)	20-60' / σετ, 3 σετ/ άσκηση, 6 ασκήσεις, 2-3 συνεδρίες/ εβδομάδα, 6 εβδομάδες f= 16-30 Hz	βελτίωση
Pin T. W. et al 2019	N= 14 ΕΠ (ημιπληγία, αταξία, σπαστική διπληγία, σπαστική τριπληγία, σπαστική τετραπληγία)	TUG	WBV (περιστρεφόμεν η)	3-9', 4 συνεδρίες/ εβδομάδα, 4 εβδομάδες f= 12-20 Hz, A= 1-2 mm	όχι σημαντική βελτίωση
Sade I. et al 2019	N= 46 ΟΠ= 26 ΟΕ= 20 ΑΕΕ (ημιπληγία)	BBS TUG	ΟΠ: κλασική φυσικοθεραπεία + WBV (κάθετη) ΟΕ: κλασική φυσικοθεραπεία	5 συνεδρίες/ εβδομάδα, 3 εβδομάδες WBV: 4' f= 35-40 Hz, A= 2 mm	↑ σε ΟΠ, ΟΕ ↑ μεγαλύτερη σε ΟΠ από ΟΕ
Li K. Y. et al 2021	N= 32 ΟΠ= 16 ΟΕ= 16 PD	FRT	ΟΠ: WBV ΟΕ: κλασική φυσικοθεραπεία	2 συνεδρίες WBV: 5' f= 6 Hz, A= 3 mm Κλασική φυσικοθεραπεία: 10'	↑ σε λιγότερο επηρεασμένη πλευρά ΟΠ, ΟΕ όχι σημαντική διαφορά μεταξύ ΟΠ, ΟΕ
Özvar G. B. et al 2021	N= 21 SCA, ΣΚΠ	Στατική ισορροπία: OLST	WBV	5', 1 συνεδρία f= 30 Hz, A= 2 mm	WBV: όχι σημαντική βελτίωση

			LV	1 συνεδρία	
Guadarrama-Molina E. et al 2021	N= 52 O _α = 17 O _β = 19 O _γ = 16 PD	BBS	O _α : κλασική φυσικοθεραπεία O _β : WBV O _γ : συνδυασμένη θεραπεία	3 συνεδρίες/ εβδομάδα, 20 συνεδρίες WBV: 2.7' f= 20 Hz, A= 2 mm	↑ σημαντική σε O _α , O _β , O _γ ↑ μεγαλύτερη σε O _γ από O _α όχι σημαντική διαφορά μεταξύ O _α -O _β και O _β -O _γ

5.3 Επίδραση της Μηχανικής Δόνησης στη Μυϊκή Δύναμη

Η πιλοτική μελέτη των Brogårdh et al (2010) εστίασε στην επίδραση της WBV στη μυϊκή δύναμη ασθενών, που βρίσκονταν σε προχωρημένο στάδιο πολιομυελίτιδας. Στην έρευνα συμμετείχαν 5 άτομα, τα οποία υποβλήθηκαν σε θεραπεία με WBV 2 φορές την εβδομάδα. Στο διάστημα των 5 εβδομάδων της παρέμβασης, υπήρξε προοδευτική αύξηση τόσο στις επαναλήψεις των ασκήσεων, από 4 σε 10, όσο και στη διάρκεια της κάθε επανάληψης, από 40 σε 60 δευτερόλεπτα. Στα χαρακτηριστικά της κατακόρυφης δόνησης αναφέρθηκε συχνότητα στα 25 Hz και πλάτος ταλάντωσης στα 3.75 χιλιοστά. Η δύναμη των καμπτήρων και εκτεινόντων μυών του γόνατος αξιολογήθηκε με τη χρήση του δυναμόμετρου Biodex Multi-Joint System 3 PRO. Τα αποτελέσματα επισήμαναν μη σημαντική βελτίωση της μυϊκής δύναμης του γόνατος στο οβελιαίο επίπεδο κατά την ισομετρική και την ισοκινητική σύσπαση.

Στην τυχαιοποιημένη κλινική μελέτη των Sañudo et al (2010) αξιολογήθηκε η μυϊκή δύναμη ασθενών με FMS μεταξύ διαφορετικών προγραμμάτων θεραπείας. Το δείγμα αποτέλεσαν αποκλειστικά γυναίκες (N=30), οι οποίες τοποθετήθηκαν σε δύο ισόποσες ομάδες. Όλοι οι συμμετέχοντες έλαβαν 2 φορές την εβδομάδα κλασική φυσικοθεραπεία, διάρκειας 60 λεπτών. Το πρόγραμμα της ομάδας παρέμβασης περιελάμβανε 3 συμπληρωματικές συνεδρίες WBV την εβδομάδα, οι οποίες αποτελούνταν από 7 σετ δυναμικών ασκήσεων των 15 έως 45 δευτερολέπτων. Η συχνότητα της πλευρικά εναλλασσόμενης δόνησης παρέμεινε σταθερή στα 20 Hz ενώ το πλάτος ταλάντωσης κυμάνθηκε από 2 έως 3 χιλιοστά. Η καταγραφή της μυϊκής ισχύος στα κάτω άκρα πραγματοποιήθηκε με την εκτέλεση ημικαθίσματος από τους 26

ασθενείς, που διεκπεραίωσαν το πρόγραμμα. Μετά από 6 εβδομάδες παρέμβασης παρατηρήθηκε ενίσχυση της μυϊκής δύναμης των κάτω άκρων και στις δύο ομάδες, με την ομάδα παρέμβασης να σημειώνει μεγαλύτερη πρόοδο. Τα στοιχεία της μελέτης οδήγησαν τους ερευνητές στο συμπέρασμα ότι η συνδυασμένη θεραπεία παρουσιάζει θετικότερα αποτελέσματα συγκριτικά με την κλασική φυσικοθεραπευτική παρέμβαση.

Οι Stark et al (2010) μελέτησαν ένα συνδυαστικό φυσικοθεραπευτικό μοντέλο σε παιδιά με ΕΠ πυραμιδικού τύπου, που επηρεάζει ολόκληρο το σώμα (σπαστική διπληγία ή σπαστική τετραπληγία). Ειδικότερα, οι 78 συμμετέχοντες εντάχθηκαν για 6 μήνες σε πρόγραμμα αποκατάστασης, το οποίο περιείχε WBV σε συνδυασμό με διαφορετικές φυσικοθεραπευτικές παρεμβάσεις. Το σύνολο των ασθενών εκτέθηκε 1 έως 2 φορές ημερησίως σε περιστρεφόμενη WBV όσο εκτελούσε ασκήσεις, που διαρκούσαν 9 λεπτά. Στα χαρακτηριστικά της δόνησης αναφέρθηκε συχνότητα μεταξύ 5 και 25 Hz και πλάτος ταλάντωσης έως 3.9 χιλιοστά. Παράλληλα, πραγματοποιήθηκαν προγράμματα υδροθεραπείας, ασκήσεων αντίστασης (RT) αλλά και προπόνηση σε διάδρομο με υποστήριξη του σωματικού βάρους (BWSTT) 3 φορές την εβδομάδα, 40 λεπτών το καθένα. Στην παρέμβαση προστέθηκαν καθημερινά 2 συνεδρίες κλασικής φυσικοθεραπείας και με τις μεθόδους Νευροεξελικτικής αγωγής (NDT) και Vojta, διάρκειας 50 λεπτών έκαστη. Οι δοκιμασίες Tilt Test A και Tilt Test B επέτρεψαν την ανάλυση της μυϊκής δύναμης των κάτω άκρων, παρουσιάζοντας σημαντική βελτίωση στους ασθενείς τόσο με σπαστική διπληγία όσο και με σπαστική τετραπληγία.

Στη μελέτη των Tihanyi et al (2010), η πρόθεση των ερευνητών ήταν να αποδείξουν εάν η WBV χαμηλής συχνότητας μπορεί να μεταβάλλει τη μυϊκή δύναμη των κάτω άκρων. Η έρευνα βασίσθηκε σε 20 ημιπληγικούς ασθενείς, έπειτα από ΑΕΕ, οι οποίοι διαχωρίστηκαν τυχαία σε δύο ισόποσες ομάδες. Σε διάστημα 4 εβδομάδων πραγματοποιήθηκαν συνολικά 12 συνεδρίες, όπου η ομάδα παρέμβασης εκτέθηκε σε 6 λεπτά WBV και η ομάδα ελέγχου έλαβε θεραπεία placebo. Κατά τη διάρκεια των συνεδριών, η συχνότητα παρέμεινε σταθερή στα 20 Hz όπως και το πλάτος ταλάντωσης στα 5 χιλιοστά. Το δυναμόμετρο MultiCont II χρησιμοποιήθηκε για τη μέτρηση της ισομετρικής και της πλειομετρικής δύναμης των εκτεινόντων του γόνατος. Οι μετρήσεις υπέδειξαν πως όλοι οι συμμετέχοντες παρουσίασαν βελτίωση στη μυϊκή δύναμη, ιδιαίτερα στο παρετικό κάτω άκρο. Ωστόσο, η ομάδα παρέμβασης σημείωσε στατιστικά σημαντικότερη πρόοδο συγκριτικά με την ομάδα ελέγχου.

Οι Wunderer et al (2010) επικεντρώθηκαν σε μικρό αριθμό ασθενών (N=3), που είχαν διαγνωσθεί με ΣΚΠ, για τη διεξαγωγή της μελέτης τους. Ειδικότερα, το πρόγραμμα αποτελούνταν από 12 συνεδρίες WBV, όπου οι ασθενείς πραγματοποιούσαν 8 δυναμικές ασκήσεις πάνω στην πλατφόρμα, διάρκειας 30 έως 60 δευτερολέπτων έκαστη. Η συσκευή παρήγαγε κατακόρυφη, ημιτονοειδή δόνηση με σταθερή συχνότητα στα 40 Hz και πλάτος ταλάντωσης στα 2 χιλιοστά. Έπειτα από κάθε συνεδρία ακολουθούσαν 20 λεπτά ανάπαυσης. Για την αξιολόγηση της ισομετρικής δύναμης των κάτω άκρων, επιλέχθηκε το δυναμόμετρο χειρός, το οποίο επισήμανε σημαντική αύξηση στους πελματιαίους καμπτήρες της ποδοκνημικής και στους εκτείνοντες του γόνατος. Τα θετικά αποτελέσματα, που παρατηρήθηκαν κατά τις 6 εβδομάδες του προγράμματος WBV, διατηρήθηκαν και ύστερα από 4 εβδομάδες follow-up.

Άξια αναφοράς θεωρείται και η μελέτη των Söderpalm et al (2013), η οποία διερεύνησε την επίδραση της WBV στη μυϊκή δύναμη παιδιών με DMD. Συνολικά, εντάχθηκαν 6 αγόρια, τα οποία έλαβαν WBV 2 έως 3 φορές την εβδομάδα. Η παρέμβαση αποτελούνταν από πλευρικά εναλλασσόμενη δόνηση, η συχνότητα της οποίας ορίστηκε μεταξύ 16 και 24 Hz και το πλάτος ταλάντωσης στα 2 χιλιοστά. Στο διάστημα των 3 μηνών, η διάρκεια του προγράμματος παρουσίαζε προοδευτική αύξηση από 2 έως 6 λεπτά. Το δυναμόμετρο χειρός παρείχε πληροφόρηση για την ισομετρική δύναμη σε συγκεκριμένες μυϊκές ομάδες των κάτω άκρων. Τα αποτελέσματα έδειξαν μη σημαντική βελτίωση στη μυϊκή δύναμη των εκτεινόντων του γόνατος, των πελματιαίων και ραχιαίων καμπτήρων της ποδοκνημικής, η οποία δε μεταβλήθηκε έως και το πρόγραμμα follow-up.

Η πιλοτική μελέτη των Vry et al (2014) συνέβαλε στην εκτίμηση της μυϊκής δύναμης, επιλέγοντας 22 ασθενείς με DMD και SMA, ηλικίας 5 έως 18 ετών. Η παρέμβαση χωρίστηκε σε δύο μέρη. Αρχικά, οι συμμετέχοντες εφάρμοσαν WBV στο σπίτι 2 φορές ημερησίως, όπου η συχνότητα της δόνησης κυμαινόταν από 15 έως 24 Hz και το πλάτος ταλάντωσης ήταν σταθερό στα 4 χιλιοστά. Το πρόγραμμα εκτελούνταν 5 ημέρες την εβδομάδα και περιελάμβανε 3 επαναλήψεις όσο οι ασθενείς εκτίθενταν για 9 λεπτά σε περιστρεφόμενη δόνηση. Έπειτα για 4 εβδομάδες, τα παιδιά συνέχισαν το ίδιο πρόγραμμα θεραπείας χωρίς να εκτίθενται σε WBV. Η τροποποιημένη κλίμακα Medical Research Council (MRC) και το δυναμόμετρο χειρός επέτρεψαν την καταγραφή της μυϊκής δύναμης στους 18 από τους συμμετέχοντες, καθώς 4 αποχώρησαν πρώιμα από τη μελέτη. Τα εργαλεία μέτρησης επισήμαναν ήπια βελτίωση της μυϊκής δύναμης στις 12 εβδομάδες της παρέμβασης, η οποία όμως δε θεωρήθηκε σημαντική.

Αντίστοιχα, στην τυχαιοποιημένη κλινική μελέτη των Bosveld & Field-Fote (2015) αξιολογήθηκε η μυϊκή δύναμη ασθενών με iSCI μετά την πραγματοποίηση μίας συνεδρίας. Από τους 25 συμμετέχοντες, που επιλέχθηκαν, οι 13 αποτέλεσαν την ομάδα παρέμβασης και εκτέθηκαν σε κατακόρυφη WBV. Το πρόγραμμα περιελάμβανε 4 επαναλήψεις των 45 δευτερολέπτων, με τη συχνότητα της δόνησης να ορίζεται στα 50 Hz και το πλάτος ταλάντωσης από 1 έως 2 χιλιοστά. Οι υπόλοιποι 12 ασθενείς έλαβαν θεραπεία placebo, απαρτίζοντας την ομάδα ελέγχου. Ο υπολογισμός της μέγιστης ισομετρικής δύναμης του τετρακεφάλου επιτεύχθηκε στους 24 εναπομείναντες ασθενείς με δύο τρόπους, τη δοκιμασία Five Time Sit To Stand (FTSTS) και το δυναμόμετρο χειρός. Στα αποτελέσματα των δύο ομάδων παρατηρήθηκε σημαντική διαφοροποίηση, καθώς η ομάδα παρέμβασης σημείωσε βελτίωση μετά τη συνεδρία ενώ η ομάδα ελέγχου δεν παρουσίασε κάποια στατιστική αλλαγή. Ωστόσο, η θετική επίδραση της WBV στην ισομετρική δύναμη των ασθενών δε διατηρήθηκε μέχρι το follow-up.

Η μακροπρόθεσμη αποτελεσματικότητα της WBV μελετήθηκε από τους Montagnese et al (2016), εστιάζοντας σε 2 ασθενείς με νόσο του Pompe, τύπου ενηλίκων. Οι συμμετέχοντες εκτέλεσαν πρόγραμμα με πλευρικά εναλλασσόμενη WBV, διάρκειας 30 δευτερολέπτων για τα άνω άκρα και 3 λεπτών για τα κάτω άκρα, το οποίο επαναλαμβανόταν δύο φορές σε κάθε συνεδρία. Η συχνότητα της δόνησης παρουσίαζε προοδευτική αύξηση από 8 έως 18 Hz ενώ το πλάτος ταλάντωσης διατηρούνταν στα 4 χιλιοστά. Η παρέμβαση διήρκεσε συνολικά 2 χρόνια, με τους ασθενείς να πραγματοποιούν θεραπείες 3 φορές την εβδομάδα. Οι ερευνητές αποσκοπούσαν στην αξιολόγηση της μυϊκής δύναμης των άνω και κάτω άκρων και κατά συνέπεια χρησιμοποίησαν την κλίμακα MRC και το δυναμόμετρο για τον υπολογισμό της μέγιστης ισομετρικής δύναμης. Οι μετρήσεις συνέβησαν κατά τη διάρκεια της παρέμβασης (πρώτος μήνας, ένας χρόνος) και μετά την ολοκλήρωση της, επισημαίνοντας σημαντική ενίσχυση της μυϊκής δύναμης των εκτεινόντων του γόνατος και των καμπτήρων του ώμου.

Η τυχαιοποιημένη κλινική μελέτη των Uszynski et al (2016) επικεντρώθηκε σε ένα συνδυαστικό πρόγραμμα με πλευρικά εναλλασσόμενη WBV, συγκρίνοντας το αποκλειστικά με την κλασική φυσικοθεραπεία. Η έρευνα αποτελούνταν από 27 ασθενείς με ΣΚΠ, που τοποθετήθηκαν στην ομάδα παρέμβασης (n=14) και στην ομάδα ελέγχου (n=13). Η ομάδα παρέμβασης πραγματοποίησε προπόνηση με WBV 3 φορές την εβδομάδα, η οποία περιελάμβανε 6 δυναμικές ασκήσεις στην πλατφόρμα δόνησης. Η συσκευή παρήγαγε περιστρεφόμενη δόνηση, της οποίας η συχνότητα ορίστηκε στα 40 Hz και το πλάτος ταλάντωσης από 0 έως 10 χιλιοστά. Η ομάδα ελέγχου εκτέλεσε το ίδιο φυσικοθεραπευτικό

πρόγραμμα χωρίς να εκτεθεί καθόλου σε WBV. Κατά την έναρξη της κάθε συνεδρίας, οι συμμετέχοντες έκαναν στατικό ποδήλατο ή διάδρομο ενώ μετά το τέλος των ασκήσεων πραγματοποιούνταν διατάσεις στα κάτω άκρα για αποθεραπεία. Το ισοκινητικό δυναμόμετρο Biodex συνέβαλε στην καταγραφή της μυϊκής δύναμης των καμπτήρων και εκτεινόντων του γόνατος. Με βάση το συγκεκριμένο εργαλείο μέτρησης, παρατηρήθηκε βελτίωση της μυϊκής δύναμης στους 24 συμμετέχοντες, που ολοκλήρωσαν τις 12 εβδομάδες θεραπείας, η οποία όμως δε διέφερε σημαντικά ανάμεσα στις δύο ομάδες.

Η πιλοτική μελέτη των Petryk et al (2017) αποσκοπούσε στην αξιολόγηση της μυϊκής δύναμης ασθενών με δυστροφιοπάθειες και προς διεξαγωγή της οποίας επιλέχθηκαν 6 άτομα με DMD ή BMD. Το σύνολο των ασθενών αποτέλεσε μία ομάδα παρέμβασης, από την οποία μόνο ένας δεν κατάφερε να ολοκληρώσει τη θεραπεία. Το πρόγραμμα περιελάμβανε καθημερινά WBV για 10 λεπτά, όπου η συχνότητα της δόνησης κυμαινόταν μεταξύ 30 και 90 Hz. Η μυϊκή δύναμη των άνω και των κάτω άκρων υπολογίστηκε με τη χρήση του δυναμόμετρου χειρός PowerTrack II σε δύο χρονικές στιγμές, στους 6 μήνες παρέμβασης και ύστερα από 6 μήνες follow-up. Οι μετρήσεις υπέδειξαν σημαντική αλλαγή της μυϊκής δύναμης στους καμπτήρες του αγκώνα (ελάττωση) και στους πελματιαίους καμπτήρες της ποδοκνημικής (αύξηση). Συνολικά, οι ερευνητές διαπίστωσαν πως η μυϊκή δύναμη στα άνω άκρα μειώθηκε ή έμεινε αμετάβλητη ενώ τα αποτελέσματα στα κάτω άκρα ανέφεραν σταθερή ή αυξημένη δύναμη.

Η κλινική μελέτη των Da Silva et al (2019) βασίστηκε σε ασθενείς με πολιομυελίτιδα, οι οποίοι εκτέθηκαν σε WBV χαμηλής και υψηλής έντασης. Αρχικά, επιλέχθηκαν 19 συμμετέχοντες, από τους οποίους οι 10 έλαβαν για 4 εβδομάδες WBV χαμηλής έντασης, με πλάτος ταλάντωσης στα 4.53 χιλιοστά και συχνότητα στα 24 Hz. Έπειτα για άλλες 4 εβδομάδες εφαρμόστηκε WBV υψηλής έντασης, όπου η συχνότητα ήταν 35 Hz και το πλάτος 8.82 χιλιοστά. Οι υπόλοιποι 9 ασθενείς εκτέλεσαν το ίδιο πρόγραμμα, αρχίζοντας με WBV υψηλής έντασης. Συνολικά, πραγματοποιήθηκαν 16 συνεδρίες. Σε κάθε συνεδρία, οι συμμετέχοντες διατηρούσαν τη θέση τους στην πλατφόρμα για 10 έως 20 λεπτά ενώ για το σκοπό της μελέτης χρησιμοποιήθηκαν δύο διαφορετικές συσκευές, που παρήγαγαν κατακόρυφη δόνηση. Τα εργαλεία μέτρησης, Manual Muscle Testing (MMT) και δυναμόμετρο χειρός, συνέβαλαν στην εκτίμηση της μυϊκής δύναμης, δείχνοντας μη σημαντική αλλαγή έως και το follow-up. Επομένως, θεωρήθηκε ότι η WBV χαμηλής και υψηλής έντασης δε δύναται να επηρεάσει τη μυϊκή δύναμη των 15 ασθενών, που ολοκλήρωσαν την παρέμβαση.

Στην έρευνα των Abbasi et al (2019) εκτιμήθηκε η πιθανότητα ενίσχυσης της μυϊκής δύναμης του πυρήνα με ένα πρόγραμμα WBV, διάρκειας 6 εβδομάδων. Η μελέτη αποτελούνταν από 50 ασθενείς με ΣΚΠ, που χωρίστηκαν κατά τυχαίο τρόπο στην ομάδα παρέμβασης και στην ομάδα ελέγχου (n=25). Το πρόγραμμα της ομάδας παρέμβασης περιείχε κατακόρυφη WBV, 3 φορές την εβδομάδα, όπου η συχνότητα της δόνησης ήταν σταθερή στα 20 Hz και το πλάτος ταλάντωσης στα 2 χιλιοστά. Στο πέρας κάθε συνεδρίας, οι ασθενείς πραγματοποιούσαν 5 σετ αυξανόμενης διάρκειας, 30 έως 60 δευτερολέπτων. Αντίθετα, η ομάδα ελέγχου δεν έλαβε καμία θεραπεία. Η δύναμη των μυών του κορμού αξιολογήθηκε με το δυναμόμετρο όσο οι συμμετέχοντες εκτελούσαν ισομετρικές συσπάσεις. Έπειτα από την αποχώρηση 4 ατόμων από τη μελέτη, η ανάλυση των αποτελεσμάτων υπέδειξε σημαντική βελτίωση μόνο για την ομάδα παρέμβασης.

Η ερευνητική προσέγγιση για τη δράση της WBV πραγματοποιήθηκε από τους Ahn et al (2019) σε ασθενείς με ΑΕΕ. Οι 60 συμμετέχοντες βρίσκονταν στο υποξύ στάδιο και διαχωρίστηκαν τυχαία σε 2 ισόποσες ομάδες. Στην ομάδα παρέμβασης εφαρμόστηκε 30 λεπτά WBV ενώ στην ομάδα ελέγχου προπόνηση με κυκλοεργόμετρο (ULC), ίδιας διάρκειας. Η κατεύθυνση της δόνησης ήταν πλευρικά εναλλασσόμενη με αυξανόμενη συχνότητα, 4 έως 19 Hz. Στη συνέχεια, οι ασθενείς έλαβαν εργοπροσανατολισμένη εκπαίδευση (TRT) για 30 λεπτά. Συνολικά, το πρόγραμμα διήρκεσε 5 ημέρες την εβδομάδα για 4 εβδομάδες. Το δυναμόμετρο χειρός επέτρεψε την αξιολόγηση της μυϊκής δύναμης λαβής. Τα αποτελέσματα σημείωσαν σημαντική άνοδο στην ομάδα ελέγχου αλλά ακόμα μεγαλύτερη στην ομάδα παρέμβασης. Αποδείχθηκε λοιπόν, ότι η WBV δύναται να βελτιώσει αποτελεσματικά τη μυϊκή δύναμη λαβής.

Αργότερα, οι Ribeiro et al (2021) μελέτησαν την αποτελεσματικότητα της WBV σε γυναίκες με FMS. Οι 32 ασθενείς συμμετείχαν σε πρόγραμμα συνολικής διάρκειας 6 εβδομάδων, όπου διαμόρφωσαν κατά τυχαίο τρόπο δύο ομάδες. Η ομάδα παρέμβασης αποτελούνταν από 17 γυναίκες, που εκτέθηκαν σε WBV 3 φορές την εβδομάδα. Η συσκευή παρήγαγε κατακόρυφη δόνηση με συχνότητα 35 έως 40 Hz και πλάτος 4 χιλιοστά. Κάθε συνεδρία περιελάμβανε δυναμικές ασκήσεις, 3 έως 10.6 λεπτών. Οι υπόλοιπες 15 συμμετέχουσες εντάχθηκαν στην ομάδα ελέγχου, η οποία δεν ακολούθησε καμία θεραπεία. Με βάση τη δοκιμασία Sit To Stand (STS), που κατέγραψε τη μυϊκή δύναμη των κάτω άκρων, η ομάδα παρέμβασης εκτέλεσε περισσότερες επαναλήψεις από την ομάδα ελέγχου, αποκτώντας εμφανή βελτίωση της μυϊκής δύναμης συγκριτικά.

Μία μελέτη των Yang et al (2021) πραγματοποίησε θεραπεία με WBV χρησιμοποιώντας διαφορετικές συχνότητες για την αξιολόγηση της μυϊκής δύναμης. Το δείγμα βασίστηκε σε 84 ασθενείς με χρόνιο ΑΕΕ, οι οποίοι τοποθετήθηκαν τυχαία σε δύο ομάδες παρέμβασης. Οι συμμετέχοντες έκαναν συνολικά 24 συνεδρίες κατακόρυφης WBV σε 8 εβδομάδες με σταθερό πλάτος ταλάντωσης στα 0.6 χιλιοστά. Το πρόγραμμα των δύο ομάδων διαφοροποιήθηκε ως προς τη συχνότητα και τη διάρκεια. Συγκεκριμένα, η πρώτη ομάδα (n=42) εκτέλεσε WBV για 12 λεπτά με συχνότητα 20 Hz και η δεύτερη ομάδα (n=42) δέχθηκε δόνηση 8 λεπτά με αυξημένη συχνότητα στα 30 Hz. Η εκτίμηση της δύναμης των εκτεινόντων του γόνατος και στα δύο άκρα επιτεύχθηκε με το ισοκινητικό δυναμόμετρο. Τα αποτελέσματα αναφέρονταν στους 80 ασθενείς, που ολοκλήρωσαν το πρόγραμμα. Μετά την παρέμβαση, η μυϊκή δύναμη αυξήθηκε σημαντικά και στις δύο ομάδες. Όμως, η θεραπεία με υψηλότερη συχνότητα βελτίωσε περισσότερο την έκκεντρη δύναμη του παρεκτικού γόνατος συγκριτικά με τη χαμηλότερη συχνότητα.

Πίνακας 5.12. Συνοπτική παρουσίαση μελετών ως προς τη μυϊκή δύναμη

ΑΡΘΡΟ	ΔΕΙΓΜΑ	ΕΡΓΑΛΕΙΑ ΜΕΤΡΗΣΗΣ	ΠΑΡΕΜΒΑΣΗ	ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ	ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ
Brogårdh C. et al 2010	N= 5 Πολιομυελίτιδα	Μυϊκή δύναμη κάτω άκρων: ισομετρική και ισοκινητική σύσπαση με δυναμόμετρο	WBV (κάθετη)	40-60’’/ επανάληψη, 4-10 επαναλήψεις/ συνεδρία, 2 συνεδρίες/ εβδομάδα, 5 εβδομάδες f= 25 Hz, A= 3.75 mm	όχι σημαντική βελτίωση
Sañudo B. et al 2010	N= 30 ΟΠ= 15 ΟΕ= 15 FMS	Μυϊκή δύναμη κάτω άκρων: μέγιστη ισχύς	ΟΠ: κλασική φυσικοθεραπεία + WBV (περιστρεφόμενη) ΟΕ: κλασική φυσικοθεραπεία	6 εβδομάδες WBV: 1.75-5.25’, 3 συνεδρίες/ εβδομάδα Κλασική φυσικοθεραπεία: 60’, 2 συνεδρίες/ εβδομάδα	↑ σε ΟΠ, ΟΕ ↑ μεγαλύτερη σε ΟΠ από ΟΕ

				f= 20 Hz, A= 2-3 mm	
Stark C. et al 2010	N= 78 ΕΠ (σπαστική διπληγία, σπαστική τετραπληγία)	Μυϊκή δύναμη κάτω άκρων: Tilt Test B (force plate) Tilt Test A (Leonardo TT)	Κλασική φυσικοθεραπεία + Vojta/NDT + RT + BWSTT + Υδροθεραπεία + WBV (περιστρεφόμεν η)	6 μήνες WBV: 9', 1-2 συνεδρίες/ ημέρα f= 5-25 Hz, A= 0-3.9 mm Κλασική φυσικοθεραπεία, NDT, Vojta: 50', 2 συνεδρίες/ ημέρα RT, BWSTT, Υδροθεραπεία: 40', 3 συνεδρίες/ εβδομάδα	↑ σημαντική
Tihanyi J. et al 2010	N= 20 ΟΠ= 10 OE= 10 ΑΕΕ (ημιπληγία)	Μυϊκή δύναμη κάτω άκρων: ισομετρική και πλειομετρική σύσπαση με δυναμόμετρο	ΟΠ: WBV OE: θεραπεία placebo	6', 3 συνεδρίες/ εβδομάδα, 4 εβδομάδες f= 20 Hz, A= 5 mm	↑ εκτεινόντων γόνατος σε ΟΠ, OE ↑ μεγαλύτερη σε ΟΠ από OE
Wunderer K. et al 2010	N= 3 ΣΚΠ	Μυϊκή δύναμη κάτω άκρων: δυναμόμετρο χειρός	WBV (κάθετη)	4-8', 2 συνεδρίες/ εβδομάδα, 6 εβδομάδες f= 40 Hz, A= 2 mm	↑ σε πελματιαίους καμπτήρες ποδοκνημικής, εκτείνοντες γόνατος
Söderpalm A. C. et al 2013	N= 6 DMD	Μυϊκή δύναμη κάτω άκρων: ισομετρική σύσπαση με δυναμόμετρο χειρός	WBV (περιστρεφόμεν η)	2-6', 2-3 συνεδρίες/ εβδομάδα, 3 μήνες f= 16-24 Hz, A= 2 mm	όχι σημαντική βελτίωση σε εκτείνοντες γόνατος, πελματιαίους και ραχιαίους καμπτήρες ποδοκνημικής
Vry J. et al 2014	N= 22	Modified MRC	WBV (περιστρεφόμεν η)	9', 2 συνεδρίες/ ημέρα, 5 ημέρες/ εβδομάδα, 8	όχι σημαντική βελτίωση

	DMD, SMA	Δυναμόμετρο χειρός		εβδομάδες f= 15-24 Hz, A= 4 mm 4 εβδομάδες	
Bosveld R. & Field-Fote E. C. 2015	N= 25 ΟΠ= 13 OE= 12 iSCI	Μυϊκή δύναμη τετρακεφάλου: FTSTS Μέγιστη ισομετρική σύσπαση με δυναμόμετρο	ΟΠ: WBV (κάθετη) OE: θεραπεία placebo	3', 1 συνεδρία f= 50 Hz, A= 1-2 mm	↑ σημαντική σε ΟΠ, όχι σημαντική αλλαγή σε OE ↑ μεγαλύτερη σε ΟΠ από OE
Montagnese F. et al 2016	N= 2 Νόσος Pompe	MRC Μέγιστη ισομετρική σύσπαση	WBV (περιστρεφόμεν η)	7', 3 συνεδρίες/ εβδομάδα, 2 χρόνια f= 8-18 Hz, A= 4 mm	↑ σε εκτεινόντες γόνατος, καμπτήρες ώμου
Uszynski M. C. et al 2016	N= 27 ΟΠ= 14 OE= 13 ΣΚΠ	Μυϊκή δύναμη κάτω άκρων: ισοκινητική σύσπαση	ΟΠ: κλασική φυσικοθεραπεία + WBV (περιστρεφόμεν η) OE: κλασική φυσικοθεραπεία	8 ασκήσεις, 3 συνεδρίες/ εβδομάδα, 12 εβδομάδες f= 40 Hz, A= 0-10 mm	↑ εκτεινόντων και καμπτήρων γόνατος σε ΟΠ, OE όχι σημαντική διαφορά μεταξύ ΟΠ, OE
Petryk A. et al 2017	N= 6 DMD, BMD	Δυναμόμετρο χειρός	WBV	10', 7 συνεδρίες/ εβδομάδα, 6 μήνες f= 30-90 Hz	↑ σημαντική σε πελματιαιούς καμπτήρες ποδοκνημικής ↓ σημαντική σε καμπτήρες αγκώνα
Da Silva C. P. et al 2019	N= 19 Πολιομυελίτι δα	Μυϊκή δύναμη κάτω άκρων: MMT	WBV (κάθετη)	8 εβδομάδες Χαμηλή ένταση: 10- 20'/ συνεδρία, 8 συνεδρίες, 4	όχι σημαντική βελτίωση

		Δυναμόμετρο χειρός		εβδομάδες f= 24 Hz, A= 4.53 mm Υψηλή ένταση: 10- 20' / συνεδρία, 8 συνεδρίες, 4 εβδομάδες f= 35 Hz, A= 8.82 mm	
Abbasi M. et al 2019	N= 50 ΟΠ= 25 ΟΕ= 25 ΣΚΠ	Μυϊκή δύναμη πυρήνα: δυναμόμετρο	ΟΠ: WBV (κάθετη) ΟΕ: όχι θεραπεία	2.5-5', 3 συνεδρίες/ εβδομάδα, 6 εβδομάδες f= 20 Hz, A= 2 mm	↑ σημαντική σε ΟΠ
Ahn J. Y. et al 2019	N= 60 ΟΠ= 30 ΟΕ= 30 ΑΕΕ	Μυϊκή δύναμη λαβής: δυναμόμετρο χειρός	ΟΠ: WBV (περιστρεφόμεν η) ΟΕ: ULC προπόνηση	30', 5 ημέρες/ εβδομάδα, 4 εβδομάδες f= 4-19 Hz	↑ σημαντική σε ΟΠ, ΟΕ ↑ μεγαλύτερη σε ΟΠ από ΟΕ
Ribeiro V. et al 2021	N= 32 ΟΠ= 17 ΟΕ= 15 FMS	Μυϊκή δύναμη κάτω άκρων: STS	ΟΠ: WBV (κάθετη) ΟΕ: όχι θεραπεία	3-10.6', 3 συνεδρίες/ εβδομάδα, 6 εβδομάδες f= 35-40 Hz, A= 4 mm	↑ μεγαλύτερη σε ΟΠ από ΟΕ
Yang Z. et al 2021	N= 84 Οα= 42 Οβ= 42	Μυϊκή δύναμη εκτεινόντων γόνατος: ισοκινητικό δυναμόμετρο	WBV (κάθετη)	3 συνεδρίες/ εβδομάδα, 8 εβδομάδες Οα: 12'	↑ σημαντική σε Οα, Οβ ↑ μεγαλύτερη σε έκκεντρη δύναμη παρετικού άκρου Οβ

	AEE (ημιπληγία)			f= 20 Hz, A= 0.6 mm Οβ: 8' f= 30 Hz, A= 0.6 mm	από Οα
--	--------------------	--	--	--	--------

5.4 Επίδραση της Μηχανικής Δόνησης στον Μυϊκό Τόνο και στην Ισορροπία

Στην τυχαιοποιημένη κλινική μελέτη των Merkert et al (2011) εξετάστηκε η αποτελεσματικότητα της WBV στον μυϊκό τόνο και στην ισορροπία ηλικιωμένων ασθενών με ΑΕΕ. Αρχικά, συμμετείχαν 66 άτομα με διαγνωσμένη ημιπληγία ή ημιπάρεση, τα οποία τοποθετήθηκαν σε δύο ομάδες και έλαβαν κλασική φυσικοθεραπεία. Ακόμη, η ομάδα παρέμβασης (n=33) πραγματοποίησε καθημερινές συνεδρίες WBV για 15 ημέρες ενώ η ομάδα ελέγχου (n=33) δεν υποβλήθηκε σε αντίστοιχη θεραπεία. Το πρόγραμμα περιελάμβανε 3 ασκήσεις, που επαναλαμβάνονταν 2 φορές η καθεμία για 15 έως 90 δευτερόλεπτα, με τη συχνότητα της δόνησης να ορίζεται στα 35 Hz. Η ισορροπία εκτιμήθηκε με την κλίμακα BBS αλλά και τη δοκιμασία F-test. Παράλληλα, η συγκεκριμένη δοκιμασία παρείχε πληροφόρηση και για τον μυϊκό τόνο στην οσφυϊκή μοίρα της ΣΣ, στην πύελο και στα κάτω άκρα. Τα αποτελέσματα υπέδειξαν βελτίωση στην ισορροπία και στη σπαστικότητα για τους 48 συμμετέχοντες, που ολοκλήρωσαν το πρόγραμμα. Ωστόσο, παρατηρήθηκε πως η προπόνηση με WBV οδήγησε σε θετικότερα αποτελέσματα την ομάδα παρέμβασης και ειδικά τους ασθενείς, που εμφάνιζαν βαρύτερη πρόγνωση.

Οι Song et al (2018) διαμόρφωσαν πρόγραμμα θεραπείας για ένα δεκάχρονο αγόρι με σκοπό την αξιολόγηση της ισορροπίας και της σπαστικότητάς του. Αναλυτικότερα, ο ασθενής είχε διαγνωσθεί με πυραμιδικού τύπου ΕΠ, όπου είχαν επηρεαστεί κυρίως τα κάτω άκρα (διπληγία). Τις πρώτες 4 εβδομάδες, η παρέμβαση αποτελούνταν από προπόνηση με οριζόντια WBV διάρκειας 20 λεπτών. Στο πέρας των 12 συνεδριών, η συχνότητα της δόνησης αυξανόταν προοδευτικά από 1 έως 9 Hz ενώ το πλάτος ταλάντωσης παρέμενε σταθερό στα 30 χιλιοστά. Έπειτα, ακολούθησαν 30 λεπτά κλασικής φυσικοθεραπείας, τα οποία επαναλαμβάνονταν 3 φορές την εβδομάδα για συνολικά 8 εβδομάδες. Ο μυϊκός τόνος στα κάτω άκρα εκτιμήθηκε με την κλίμακα MAS, παρουσιάζοντας ελάττωση κυρίως στους εκτεινόντες των ισχίων και στους πελματιαίους καμπτήρες της δεξιάς ποδοκνημικής. Η σπαστικότητα διατηρήθηκε μειωμένη έως και το follow-up στους 2 μήνες. Τέλος, η ισορροπία αξιολογήθηκε με δύο διαφορετικές κλίμακες, Pediatric Balance Scale (PBS) και TUG, όπου υπέδειξαν εξίσου σημαντική βελτίωση.

Η έρευνα των In et al (2018) επικεντρώθηκε στην παρέμβαση με WBV σε ασθενείς με iSCI στο επίπεδο της αυχενικής μοίρας της ΣΣ. Για τη συγκεκριμένη μελέτη επιλέχθηκαν 32 άτομα, τα οποία διαχωρίστηκαν τυχαία στην ομάδα παρέμβασης (n=16) και στην ομάδα ελέγχου (n=16). Η ομάδα παρέμβασης ακολούθησε πρόγραμμα με WBV για 16 λεπτά, που πραγματοποιούνταν δύο φορές ημερησίως, ενώ η ομάδα ελέγχου έλαβε θεραπεία placebo ίδιας διάρκειας. Το πρόγραμμα διεξήχθη 5 ημέρες την εβδομάδα, όπου η συχνότητα ορίστηκε στα 30 Hz και η κάθετη μετατόπιση στα 1.2 χιλιοστά. Παράλληλα, το σύνολο των συμμετεχόντων εκτέλεσε και φυσικοθεραπευτικές ασκήσεις για 30 λεπτά. Για την εκτίμηση της ισορροπίας αναλύθηκε το μήκος της στατικής ταλάντωσης (PSL) με τη βοήθεια του force plate. Το δυναμόμετρο χειρός συνέβαλε στην αξιολόγηση της σπαστικότητας των πελματιαίων καμπτήρων της ποδοκνημικής κατά την παθητική αντίσταση. Οι ερευνητές επισήμαναν θετικά αποτελέσματα στην ισορροπία και στον μυϊκό τόνο για τους 28 ασθενείς, που ολοκλήρωσαν το πρόγραμμα αποκατάστασης. Έπειτα από τις 8 εβδομάδες θεραπείας, η ομάδα παρέμβασης παρουσίασε σημαντικά μεγαλύτερη βελτίωση συγκριτικά με την ομάδα ελέγχου.

Η πιλοτική μελέτη των Liang et al (2020) βασίσθηκε σε παιδιά με ΕΠ σπαστικού τύπου. Οι 10 ασθενείς εμφάνιζαν πυραμιδική υπέρτονια, η οποία επηρέαζε τα κάτω άκρα (διπληγία) ή το ένα ημιμόριο του σώματος (ημιπληγία). Συνολικά, πραγματοποιήθηκαν δύο συνεδρίες WBV, με ενδιάμεση ανάπαυση 30 λεπτών. Καθώς η συσκευή παρήγαγε πλευρικά εναλλασσόμενη δόνηση, οι συμμετέχοντες εκτελούσαν 6 επαναλήψεις των 90 δευτερολέπτων. Στις δύο συνεδρίες, η συχνότητα ήταν σταθερή (20 Hz) ενώ το πλάτος ταλάντωσης αυξήθηκε από 1 σε 2 χιλιοστά. Για την αξιολόγηση της σπαστικότητας των κάτω άκρων επιλέχθηκε η κλίμακα MAS ενώ η εκτίμηση του στατικού ελέγχου βασίσθηκε στις μετατοπίσεις του CoP. Οι μετρήσεις υπέδειξαν σημαντική μείωση του μυϊκού τόνου, κυρίως στους πελματιαίους καμπήρες της ποδοκνημικής, όσο η άρθρωση του γόνατος βρισκόταν σε θέση κάμψης ή έκτασης. Όσον αφορά τον στατικό έλεγχο, σημειώθηκε σημαντική ενίσχυση μόνο στο προσθιοπίσθιο επίπεδο. Και στις δύο συνεδρίες παρατηρήθηκε παρόμοια βελτίωση, υπογραμμίζοντας ότι το υψηλότερο πλάτος ταλάντωσης δεν επιφέρει θετικότερα αποτελέσματα.

Η τυχαιοποιημένη κλινική μελέτη των Tekin και Kavlak (2021) εκτίμησε τη βραχυπρόθεσμη και μακροπρόθεσμη επίδραση της WBV στη σπαστικότητα και στην ισορροπία. Το δείγμα αποτελούνταν από 22 ανήλικους ασθενείς με ΕΠ σπαστικού τύπου, η οποία επηρέασε το ένα ημιμόριο του ανθρώπινου σώματος (ημιπληγία). Οι συμμετέχοντες τοποθετήθηκαν ισομερώς

σε δύο ομάδες και έλαβαν 45 λεπτά κλασική φυσικοθεραπεία, όπου πραγματοποιούνταν 2 φορές την εβδομάδα. Επιπλέον, η ομάδα παρέμβασης εκτέθηκε σε WBV 3 φορές την εβδομάδα. Το πρόγραμμα περιελάμβανε 9 λεπτά WBV, όπου η συχνότητα της δόνησης παρέμενε σταθερή στα 15 Hz και το πλάτος ταλάντωσης στα 3 χιλιοστά. Ο μυϊκός τόνος του παρετικού ημιμορίου εκτιμήθηκε με την κλίμακα MAS ενώ η συσκευή SportKAT 550 παρείχε πληροφόρηση σχετικά με τη στατική και δυναμική ισορροπία. Συνολικά, το πρόγραμμα αποκατάστασης διήρκεσε 8 εβδομάδες. Οι μετρήσεις υπέδειξαν ότι η συνδυασμένη θεραπεία μείωσε σημαντικά τη σπαστικότητα σε αντίθεση με την παρέμβαση, που βασίσθηκε αποκλειστικά στην κλασική φυσικοθεραπεία. Όσον αφορά την ισορροπία, η ομάδα παρέμβασης σημείωσε σημαντική αύξηση ενώ στην ομάδα ελέγχου η βελτίωση θεωρήθηκε αμελητέα. Τα θετικά αποτελέσματα της ομάδας παρέμβασης, που παρατηρήθηκαν με την ολοκλήρωση της θεραπείας, διατηρήθηκαν και στο follow-up των 12 εβδομάδων.

Πίνακας 5.13. Συνοπτική παρουσίαση μελετών ως προς τον μυϊκό τόνο και την ισορροπία

ΑΡΘΡΟ	ΔΕΙΓΜΑ	ΕΡΓΑΛΕΙΑ ΜΕΤΡΗΣΗΣ	ΠΑΡΕΜΒΑΣΗ	ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ	ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ
Merkert J. et al 2011	N= 66 ΟΠ= 33 ΟΕ= 33 ΑΕΕ (ημιπληγία, ημιπάρεση)	Μυϊκός τόνος: F-test Ισορροπία: BBS F-test	ΟΠ: κλασική φυσικοθεραπεία + WBV ΟΕ: κλασική φυσικοθεραπεία	0.5-3', 1 συνεδρία/ ημέρα, 15 ημέρες f= 35 Hz	Μυϊκός τόνος: ↓ σημαντική σε ΟΠ, ΟΕ ↓ μεγαλύτερη σε ΟΠ από ΟΕ Ισορροπία: ↑ σημαντική σε ΟΠ, ΟΕ ↑ μεγαλύτερη σε ΟΠ από ΟΕ
Song S. et al 2018	N= 1 ΕΠ (σπαστική διπληγία)	Μυϊκός τόνος κάτω άκρων: MAS Ισορροπία:	WBV (οριζόντια)	20', 3 συνεδρίες/ εβδομάδα, 4 εβδομάδες f= 1-9 Hz, A= 30 mm	Μυϊκός τόνος: ↓ σε εκτεινόντες ισχίου, πελματιαίους καμπτήρες ΔΕ ποδοκνημικής

		TUG PBS	Κλασική φυσικοθεραπεία	30', 3 συνεδρίες/ εβδομάδα, 8 εβδομάδες	Ισορροπία: ↑ σημαντική
In T. et al 2018	N= 32 ΟΠ= 16 OE= 16 iSCI	Μυϊκός τόνος πελματιαίων καμπτήρων ποδοκνημικής: παθητική αντίσταση με δυναμόμετρο χειρός Ισορροπία: PSL (force plate)	ΟΠ: κλασική φυσικοθεραπεία + WBV OE: κλασική φυσικοθεραπεία + θεραπεία placebo	8 εβδομάδες WBV: 16', 2 συνεδρίες/ ημέρα, 5 ημέρες/ εβδομάδα f= 30 Hz, D= 1.2 mm Θεραπεία placebo: 16', 2 συνεδρίες/ ημέρα, 5 ημέρες/ εβδομάδα Κλασική φυσικοθεραπεία: 30'	Μυϊκός τόνος: ↓ σε ΟΠ, OE ↓ μεγαλύτερη σε ΟΠ από OE Ισορροπία: ↑ σε ΟΠ, OE ↑ μεγαλύτερη σε ΟΠ από OE
Liang V. et al 2020	N= 10 ΕΠ (σπαστική διπληγία, σπαστική ημιπληγία)	Μυϊκός τόνος κάτω άκρων: MAS Στασικός έλεγχος: CoP	WBV (περιστρεφόμεν η)	9', 2 συνεδρίες f= 20 Hz, A= 1-2 mm	Μυϊκός τόνος: ↓ σε πελματιαίους καμπτήρες ποδοκνημικής Στασικός έλεγχος: ↑ σημαντική
Tekin F. & Kavlak E. 2021	N= 22 ΟΠ= 11 OE= 11 ΕΠ (σπαστική ημιπληγία)	Μυϊκός τόνος: MAS Ισορροπία: Portable Computer Kinesthetic Balance Device	ΟΠ: κλασική φυσικοθεραπεία + WBV OE: κλασική φυσικοθεραπεία	8 εβδομάδες WBV: 9', 3 συνεδρίες/ εβδομάδα f= 15 Hz, A= 3 mm Κλασική φυσικοθεραπεία: 45', 2 συνεδρίες/ εβδομάδα	Μυϊκός τόνος: ↓ σε ΟΠ, όχι σημαντική αλλαγή σε OE Ισορροπία: ↑ σε ΟΠ, όχι σημαντική αλλαγή σε OE

5.5 Επίδραση της Μηχανικής Δόνησης στον Μυϊκό Τόνο και στη Μυϊκή Δύναμη

Η ερευνητική προσέγγιση των Pang et al (2013) επικεντρώθηκε στην επίδραση της WBV στη σπαστικότητα και στη μυϊκή δύναμη. Στη μελέτη συμμετείχαν 82 ασθενείς με χρόνιο ΑΕΕ, οι οποίοι χωρίστηκαν κατά τυχαίο τρόπο σε δύο ομάδες. Η ομάδα παρέμβασης αποτελούνταν από 41 άτομα και έλαβε κατακόρυφη WBV, μεταβαλλόμενης συχνότητας από 20 έως 30 Hz. Το πρόγραμμα περιελάμβανε δυναμικές ασκήσεις πάνω στην πλατφόρμα για 9 έως 15 λεπτά, που επαναλαμβάνονταν από τους συμμετέχοντες 3 φορές την εβδομάδα. Στην ομάδα ελέγχου τοποθετήθηκαν 41 άτομα, που εκτέλεσαν τις ίδιες ασκήσεις χωρίς να εκτεθούν καθόλου σε WBV. Οι μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν σε 76 ασθενείς, καθώς 6 αποχώρησαν πριν την ολοκλήρωση των 8 εβδομάδων θεραπείας. Για την αξιολόγηση της σπαστικότητας, οι ερευνητές χρησιμοποίησαν την κλίμακα MAS στο παρετικό κάτω άκρο. Τα στοιχεία της μελέτης επισήμαναν σημαντική μείωση της σπαστικότητας του παρετικού γόνατος μόνο στην ομάδα παρέμβασης. Ωστόσο, αντίστοιχη αλλαγή δεν παρατηρήθηκε στον μυϊκό τόνο της ποδοκνημικής άρθρωσης. Έπειτα, καταγράφηκε η μυϊκή δύναμη των εκτεινόντων και καμπτήρων του γόνατος με τη βοήθεια του ισοκινητικού δυναμόμετρου. Το συγκεκριμένο εργαλείο μέτρησης υπέδειξε ενίσχυση της μυϊκής δύναμης για το σύνολο των ασθενών, η οποία δε διέφερε σημαντικά ανάμεσα στην ομάδα παρέμβασης και στην ομάδα ελέγχου.

Οι Lee et al (2016) σχεδίασαν τρία διαφορετικά προγράμματα αποκατάστασης, αποσκοπώντας στην εκτίμηση της αποτελεσματικότητάς τους σε ασθενείς με ΑΕΕ. Συνολικά, 56 άτομα με διαγνωσμένη ημιπληγία τοποθετήθηκαν τυχαία σε τρεις ομάδες και έλαβαν θεραπεία 3 φορές την εβδομάδα. Η πρώτη ομάδα (n=19) πραγματοποίησε για 60 λεπτά φυσικοθεραπευτικές ασκήσεις, οι οποίες επικεντρώθηκαν στα άνω άκρα ενώ στη δεύτερη ομάδα (n=19) εφαρμόστηκε συνδυασμένη θεραπεία, αποτελούμενη από WBV και 30 λεπτά κλασικής φυσικοθεραπείας. Η τρίτη ομάδα (n=18) συμμετείχε σε προπόνηση με WBV και TRT για το παρετικό άνω άκρο, διάρκειας 60 λεπτών. Οι ασθενείς της δεύτερης και τρίτης ομάδας εκτέθηκαν για 30 λεπτά σε περιστρεφόμενη WBV, όπου η συχνότητά της ορίστηκε από 5 έως 15 Hz και το πλάτος ταλάντωσης μεταξύ 1 και 6 χιλιοστών. Η κλίμακα MAS παρείχε πληροφορίες για τον μυϊκό τόνο του παρετικού άνω άκρου ενώ το δυναμόμετρο χειρός συνέβαλε στην αξιολόγηση της μυϊκής δύναμης για τους 45 εναπομείναντες ασθενείς. Μετά το πέρας των 4 εβδομάδων παρέμβασης, παρατηρήθηκε ελάττωση της σπαστικότητας στον παρετικό ώμο για το σύνολο των συμμετεχόντων. Όμως, μόνο η τρίτη ομάδα παρουσίασε σημαντική μείωση στον μυϊκό τόνο των υπόλοιπων αρθρώσεων του άνω άκρου. Αντίστοιχα, οι μετρήσεις της μυϊκής δύναμης έδειξαν σημαντική ενίσχυση αποκλειστικά στις

ομάδες, που εκτέθηκαν σε περιστρεφόμενη WBV. Τέλος, οι ερευνητές συμπέραναν ότι η θεραπεία, η οποία περιελάμβανε WBV συνδυαστικά με TRT, βελτίωσε σε μεγαλύτερο βαθμό τη σπαστικότητα και τη μυϊκή δύναμη του άνω άκρου συγκριτικά.

Πίνακας 14. Συνοπτική παρουσίαση μελετών ως προς τον μυϊκό τόνο και τη μυϊκή δύναμη

ΑΡΘΡΟ	ΔΕΙΓΜΑ	ΕΡΓΑΛΕΙΑ ΜΕΤΡΗΣΗΣ	ΠΑΡΕΜΒΑΣΗ	ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ	ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ
Pang M. Y. et al 2013	N= 82 ΟΠ= 41 ΟΕ= 41 ΑΕΕ (ημιπληγία)	Μυϊκός τόνος κάτω άκρου: MAS Μυϊκή δύναμη καμπτήρων και εκτεινόντων γόνατος: ισοκινητικό δυναμόμετρο	ΟΠ: WBV (κάθετη) ΟΕ: θεραπεία placebo	3 συνεδρίες/εβδομάδα, 8 εβδομάδες WBV: 9-15' f= 20-30 Hz	Μυϊκός τόνος: ↓ γόνατος σε ΟΠ, όχι αλλαγή ποδοκνημικής Μυϊκή δύναμη παρետικού άκρου: ↑ σε ΟΠ, ΟΕ όχι σημαντική διαφορά μεταξύ ΟΠ, ΟΕ
Lee J. S. et al 2016	N= 56 Οα= 19 Οβ= 19 Ογ= 18 ΑΕΕ (ημιπληγία)	Μυϊκός τόνος άνω άκρου: MAS Μυϊκή δύναμη λαβής: μέγιστη σύσπαση με δυναμόμετρο χειρός	Οα: κλασική φυσικοθεραπεία Οβ: κλασική φυσικοθεραπεία + WBV (περιστρεφόμενη) Ογ: WBV (περιστρεφόμενη) + TRT	60', 3 συνεδρίες/εβδομάδα, 4 εβδομάδες f= 5-15 Hz, A= 1-6 mm	Μυϊκός τόνος: ↓ σημαντική ↓ μεγαλύτερη σε Ογ από Οα, Οβ Μυϊκή δύναμη: ↑ σημαντική σε Οβ, Ογ ↑ μεγαλύτερη σε Ογ από Οα, Οβ

5.6 Επίδραση της Μηχανικής Δόνησης στην Ισορροπία και στη Μυϊκή Δύναμη

Η ερευνητική προσέγγιση των Broekmans et al (2010) επικεντρώθηκε στην εκτίμηση της ισορροπίας και της μυϊκής δύναμης σε 25 ασθενείς με ΣΚΠ. Έπειτα από τυχαία κατανομή, οι

11 από τους συμμετέχοντες αποτέλεσαν την ομάδα παρέμβασης, η οποία εκτέλεσε ασκήσεις πάνω στην πλατφόρμα WBV με αυξανόμενη διάρκεια από 2.5 έως 16.5 λεπτά. Τα χαρακτηριστικά της κατακόρυφης δόνησης ανέφεραν συχνότητα από 25 έως 45 Hz και πλάτος ταλάντωσης σταθερό στα 2.5 χιλιοστά. Στις 20 εβδομάδες του προγράμματος, όπου πραγματοποιούνταν προπόνηση 5 φορές ανά 2 εβδομάδες, η ομάδα ελέγχου (n=14) δεν εκτέθηκε καθόλου σε WBV. Η στατική και δυναμική ισορροπία αξιολογήθηκαν με την κλίμακα BBS ενώ το ισοκινητικό δυναμόμετρο Biodex συνέβαλε στην καταγραφή της μέγιστης ισομετρικής ροπής του γόνατος. Σύμφωνα με τα αποτελέσματα, η WBV δεν επέδρασε ούτε στη μυϊκή δύναμη των καμπτήρων και εκτεινόντων του γόνατος ούτε στην ισορροπία.

Η τυχαιοποιημένη κλινική μελέτη των Claerbout et al (2012) εστίασε σε 55 άτομα με διαγνωσμένη ΣΚΠ, όπου διαχωρίστηκαν σε δύο ομάδες παρέμβασης και μία ομάδα ελέγχου. Οι ομάδες παρέμβασης ακολούθησαν το ίδιο πρόγραμμα, το οποίο αποτελούνταν από 10 συνεδρίες WBV αυξανόμενης διάρκειας, από 7 έως 13 λεπτά. Η πρώτη ομάδα (n=20) πραγματοποίησε τη θεραπεία με ένα υπόστρωμα 2 εκατοστών πάνω στην πλατφόρμα σε αντίθεση με τη δεύτερη ομάδα (n=18), όπου προστέθηκε υπόστρωμα πάχους 12 εκατοστών. Οι συμμετέχοντες εκτελούσαν δυναμικές και στατικές ασκήσεις στην πλατφόρμα, με τη συχνότητα της κατακόρυφης δόνησης να κυμαίνεται από 30 έως 40 Hz και το πλάτος ταλάντωσης να σταθεροποιείται στα 1.6 χιλιοστά. Η ομάδα ελέγχου (n=17) δεν εκτέθηκε καθόλου σε WBV. Η αξιολόγηση της μυϊκής δύναμης και της ισορροπίας πραγματοποιήθηκε μόνο στους 47 ασθενείς, που ολοκλήρωσαν τις 3 εβδομάδες θεραπείας. Η μυϊκή δύναμη υπολογίστηκε με τη χρήση του δυναμόμετρου χειρός MicroFET2 κατά την ισομετρική σύσπαση του πρόσθιου κνημιαίου, του τετρακεφάλου, του μέσου γλουτιαίου και των οπίσθιων μηριαίων. Οι ερευνητές επισήμαναν ενίσχυση της μυϊκής δύναμης, με την πρώτη ομάδα παρέμβασης να παρουσιάζει τη μεγαλύτερη βελτίωση. Παράλληλα, η ισορροπία εκτιμήθηκε μέσω της κλίμακας BBS, υποδεικνύοντας σημαντικότερη πρόοδο στους ασθενείς των δύο ομάδων παρέμβασης συγκριτικά με την ομάδα ελέγχου.

Ο σκοπός της τυχαιοποιημένης μελέτης των Sañudo et al (2012) ήταν να διερευνήσει την αποτελεσματικότητα ενός προγράμματος 6 εβδομάδων σε άτομα με FMS. Στην έρευνα συμμετείχαν αποκλειστικά γυναίκες (N=30), αποτελώντας δύο ισόποσες ομάδες. Το σύνολο των συμμετεχόντων πραγματοποίησε φυσικοθεραπευτικές ασκήσεις, διάρκειας 35 έως 45 λεπτών, οι οποίες λάμβαναν χώρα 2 φορές την εβδομάδα. Επιπρόσθετα, η ομάδα παρέμβασης εκτέθηκε σε περιστρεφόμενη WBV 3 φορές την εβδομάδα, όπου στα χαρακτηριστικά της

δόνησης αναφέρθηκε συχνότητα στα 20 Hz και πλάτος ταλάντωσης από 2 έως 3 χιλιοστά. Η κάθε συνεδρία αποτελούνταν από 7 επαναλήψεις διαφορετικής διάρκειας, 15 έως 45 δευτερολέπτων. Οι ερευνητές επέλεξαν τη διαδικασία ημικαθίσματος για την αξιολόγηση της μυϊκής δύναμης μέσω του συστήματος T-FORCE ενώ η πλατφόρμα BSS επέτρεψε την καταγραφή της δυναμικής ισορροπίας. Τα δεδομένα, που εξήχθησαν για τους 26 εναπομείναντες συμμετέχοντες, επισήμαναν μη σημαντικές διαφοροποιήσεις στη μυϊκή δύναμη των εκτεινόντων του γόνατος. Αντίθετα, αξιοσημείωτες αλλαγές διαπιστώθηκαν στην ισορροπία, με την ομάδα παρέμβασης να παρουσιάζει μεγαλύτερη πρόοδο.

Το ίδιο έτος, οι Lau et al (2012) διαμόρφωσαν ένα πρόγραμμα 24 συνεδριών, που πραγματοποιήθηκε σε 82 ασθενείς με χρόνιο ΑΕΕ. Το σύνολο των συμμετεχόντων χωρίστηκε κατά τυχαίο τρόπο στην ομάδα παρέμβασης και στην ομάδα ελέγχου. Η πρώτη ομάδα αποτελούνταν από 41 συμμετέχοντες, οι οποίοι εκτέθηκαν σε WBV 9 έως 15 λεπτά ενώ παράλληλα εκτελούσαν 6 δυναμικές ασκήσεις. Οι παράμετροι της κατακόρυφης δόνησης μεταβάλλονταν στο πέρας των 8 εβδομάδων, με τη συχνότητα στις πρώτες συνεδρίες να ορίζεται στα 20 Hz και στη συνέχεια να αυξάνεται έως 30 Hz. Η δεύτερη ομάδα (n=41) έλαβε θεραπεία placebo. Οι μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν μετά την ολοκλήρωση του προγράμματος θεραπείας σε 76 ασθενείς. Ειδικότερα, για την ισορροπία χρησιμοποιήθηκαν τα εργαλεία μέτρησης, BBS και Limit Of Stability (LOS). Η δύναμη των μυών του παρետικού γόνατος στο οβελιαίο επίπεδο αξιολογήθηκε με το δυναμόμετρο, καθώς διενεργούνταν ισομετρικές συσπάσεις. Τα αποτελέσματα παρουσίασαν σημαντική βελτίωση στη μυϊκή δύναμη και στην ισορροπία όλων των συμμετεχόντων ενώ η διαφοροποίηση μεταξύ των δύο ομάδων θεωρήθηκε αμελητέα.

Οι Hilgers et al (2013) πραγματοποίησαν μία μελέτη σε ασθενείς με ΣΚΠ για την εκτίμηση της μυϊκής δύναμης και της ισορροπίας. Από τους 84 συμμετέχοντες, που εντάχθηκαν στην έρευνα, οι 47 τοποθετήθηκαν τυχαία στην ομάδα παρέμβασης και οι υπόλοιποι 37 στην ομάδα ελέγχου. Το πρόγραμμα της ομάδας παρέμβασης περιελάμβανε προπόνηση με WBV 3 φορές την εβδομάδα, αποτελούμενη από 3 λεπτά δυναμικών ασκήσεων. Τα χαρακτηριστικά της δόνησης ανέφεραν σταθερή συχνότητα στα 30 Hz ενώ το πλάτος ταλάντωσης αυξανόταν σταδιακά από 1 στα 2 χιλιοστά. Στο διάστημα των 3 εβδομάδων, η ομάδα ελέγχου έλαβε την ίδια θεραπεία, χωρίς να υποβληθεί σε κατακόρυφη δόνηση. Το τεστ STS παρείχε πληροφορίες τόσο για τη μυϊκή δύναμη των κάτω άκρων όσο και την ισορροπία των 60 ασθενών, που διεκπεραίωσαν ολόκληρο το πρόγραμμα. Μετά την παρέμβαση, το σύνολο των

συμμετεχόντων παρουσίασε βελτίωση, χωρίς όμως να παρατηρηθεί σημαντική διαφορά μεταξύ των δύο ομάδων.

Στην έρευνα των Sañudo et al (2013) συμμετείχαν αποκλειστικά γυναίκες με FMS. Το δείγμα (N=46) κατανεμήθηκε κατά τυχαίο τρόπο σε τρεις ομάδες, οι οποίες συμμετείχαν σε διαφορετικά προγράμματα αποκατάστασης. Συγκεκριμένα, η πρώτη ομάδα παρέμβασης (n=15) πραγματοποίησε φυσικοθεραπευτικές ασκήσεις και WBV. Η δεύτερη ομάδα παρέμβασης (n=15) υποβλήθηκε μόνο σε κλασική φυσικοθεραπεία ενώ η ομάδα ελέγχου (n=16) δεν έλαβε καθόλου θεραπεία. Η προπόνηση με WBV εφαρμόστηκε 3 φορές την εβδομάδα για 5 έως 8 λεπτά, όπου η κάθε συνεδρία αποτελούνταν από δύο δυναμικές ασκήσεις. Η συσκευή παρήγαγε κάθετη δόνηση με καθορισμένη συχνότητα στα 30 Hz και κάθετη μετατόπιση στα 4 χιλιοστά. Η φυσικοθεραπευτική παρέμβαση περιελάμβανε 2 συνεδρίες την εβδομάδα, που διαρκούσαν από 45 έως 60 λεπτά. Το πρόγραμμα θεραπείας διήρκεσε συνολικά 8 εβδομάδες και τα στοιχεία της μελέτης βασίσθηκαν στους 38 ασθενείς, που ολοκλήρωσαν τις συνεδρίες. Οι ερευνητές χρησιμοποίησαν τη διαδικασία ημικαθίσματος, όπου η μυϊκή δύναμη καταγράφηκε με τη βοήθεια του συστήματος T-FORCE ενώ η δυναμική ισορροπία υπολογίσθηκε με την πλατφόρμα BSS. Όσον αφορά την ισορροπία, οι μετρήσεις στο μετωπιαίο επίπεδο (medial-lateral) έδειξαν αύξηση στην πρώτη ομάδα παρέμβασης με ανοικτά μάτια, η οποία θεωρήθηκε σημαντικά μεγαλύτερη από τις υπόλοιπες ομάδες της μελέτης. Ωστόσο, δεν παρατηρήθηκε σημαντική διαφοροποίηση όσο οι ασθενείς διατηρούσαν τα μάτια κλειστά. Η WBV δεν είχε επίδραση στη μυϊκή δύναμη των κάτω άκρων, καθώς το σύνολο των συμμετεχόντων δεν παρουσίασε σημαντική αύξηση και η διαφορά μεταξύ των ομάδων ήταν ελάχιστη.

Άξια αναφοράς θεωρείται και η μελέτη των Marín et al (2013), που επικεντρώθηκε σε ασθενείς με ΑΕΕ (ημιπληγία). Αρχικά, επιλέχθηκαν 20 συμμετέχοντες, από τους οποίους τυχαία οι 11 αποτέλεσαν την ομάδα παρέμβασης ενώ οι υπόλοιποι 9 την ομάδα ελέγχου. Η ομάδα παρέμβασης ακολούθησε πρόγραμμα με WBV, πραγματοποιώντας σε κάθε συνεδρία 4 με 7 σετ, διάρκειας 30 έως 60 δευτερολέπτων. Στο χρονικό διάστημα των 3 μηνών διεξήχθησαν συνολικά 17 συνεδρίες, όπου τα χαρακτηριστικά της περιστρεφόμενης δόνησης μεταβάλλονταν προοδευτικά. Συγκεκριμένα, η συχνότητα κυμαινόταν από 5 έως 21 Hz ενώ το πλάτος ταλάντωσης ορίστηκε μεταξύ 4 και 6 χιλιοστών. Οι ασθενείς της ομάδας ελέγχου εκτέλεσαν το ίδιο πρόγραμμα αποκατάστασης με τη συσκευή να μην παράγει WBV. Στην εξαγωγή των αποτελεσμάτων της στατικής και δυναμικής ισορροπίας συνέβαλε η κλίμακα BBS ενώ το δυναμόμετρο κατέγραψε τη μέγιστη ισομετρική δύναμη των εκτεινόντων του

γόνατος. Τα συγκεκριμένα εργαλεία μέτρησης δεν υπέδειξαν σημαντική διαφοροποίηση στη μυϊκή δύναμη και στην ισορροπία ανάμεσα στους ασθενείς των δύο ομάδων.

Ο El-Shamy (2014) ερεύνησε το αντίκτυπο ενός προγράμματος WBV 3 μηνών στην ισορροπία και στη μυϊκή δύναμη ασθενών με ΕΠ (σπαστική διπληγία). Η έρευνα πραγματοποιήθηκε σε 30 παιδιά, ηλικίας 8 έως 12 ετών, τα οποία κατανεμήθηκαν με τυχαίο τρόπο στην ομάδα παρέμβασης και στην ομάδα ελέγχου (n=15). Όλοι οι συμμετέχοντες ακολούθησαν το ίδιο πρόγραμμα φυσικοθεραπείας, διάρκειας 60 λεπτών. Ακόμα, η ομάδα παρέμβασης υπόκειται για 9 λεπτά σε περιστρεφόμενη WBV, όπου η συχνότητα ορίστηκε από 12 έως 18 Hz και η μετατόπιση μεταξύ 2 και 6 χιλιοστών. Τα προγράμματα θεραπείας εκτελούνταν 5 ημέρες την εβδομάδα από το σύνολο των συμμετεχόντων. Οι ερευνητές εστίασαν στην αξιολόγηση της ισορροπίας, όπου ο δείκτης σταθερότητας εκτιμήθηκε μέσω του BSS. Επίσης, οι ασθενείς εκτέλεσαν σύγκεντρη εκούσια σύσπαση στο ισοκινητικό δυναμόμετρο για τον υπολογισμό της μέγιστης ροπής των εκτεινόντων του γόνατος. Παρόλο που παρατηρήθηκε σημαντική πρόοδος και στις δύο ομάδες, η συνδυαστική προπόνηση οδήγησε την ομάδα παρέμβασης σε θετικότερα αποτελέσματα συγκριτικά.

Στην πιλοτική μελέτη των Kordi Yoosefinejad et al (2014) επιλέχθηκαν ασθενείς, που είχαν διαγνωσθεί με ήπιου έως μέτριου βαθμού ΠΑΝ. Οι 10 συμμετέχοντες αποτέλεσαν μία ομάδα, η οποία πραγματοποίησε αποκλειστικά μία συνεδρία κατακόρυφης WBV. Το πρόγραμμα περιελάμβανε 5 σετ των 30 δευτερολέπτων έκαστο, με τη συχνότητα της δόνησης να σταθεροποιείται στα 30 Hz και το πλάτος ταλάντωσης στα 2 χιλιοστά. Η ισορροπία εκτιμήθηκε με δύο διαφορετικούς τρόπους, Unilateral Stance Test (UST) και TUG. Αντίστοιχα, το δυναμόμετρο συνέβαλε στην καταγραφή της μυϊκής δύναμης συνολικά αλλά και τοπικά, στον πρόσθιο κνημιαίο και στον τετρακέφαλο, κατά την ισομετρική σύσπαση. Οι ερευνητές διαπίστωσαν μεταβολές σε όλες τις μετρήσεις αλλά σημαντική βελτίωση εντοπίστηκε μόνο στην κλίμακα TUG και στη μυϊκή δύναμη του πρόσθιου κνημιαίου.

Η τυχαιοποιημένη κλινική μελέτη του Eid (2015) διερεύνησε εάν 6 μήνες WBV μπορεί να επιδράσουν στην ισορροπία και στη μυϊκή δύναμη. Συνολικά, συμμετείχαν 30 παιδιά με DS, ηλικίας 8 έως 10 ετών, τα οποία τοποθετήθηκαν στην ομάδα παρέμβασης (n=15) και στην ομάδα ελέγχου (n=15). Όλοι οι ασθενείς ακολούθησαν πρόγραμμα 3 φορές την εβδομάδα, που αποτελούνταν από 60 λεπτά φυσικοθεραπευτικής άσκησης. Ωστόσο, η ομάδα παρέμβασης πραγματοποίησε συμπληρωματική προπόνηση με WBV, διάρκειας 5 έως 10 λεπτών. Η συσκευή παρήγαγε πλευρικά εναλλασσόμενη δόνηση με μεταβαλλόμενη

συχνότητα από 25 έως 30 Hz και σταθερό πλάτος ταλάντωσης στα 2 χιλιοστά. Το BSS χρησιμοποιήθηκε για την καταγραφή της ισορροπίας ενώ η μυϊκή δύναμη του επικρατούς γόνατος αξιολογήθηκε με το δυναμόμετρο χειρός κατά τη μέγιστη ισομετρική σύσπαση. Όλοι οι συμμετέχοντες παρουσίασαν σημαντική βελτίωση, τόσο στη δύναμη των καμπτήρων και εκτεινόντων μυών του γόνατος όσο και στην ισορροπία, κατά τη σύγκριση των αποτελεσμάτων πριν και μετά τη θεραπεία. Όμως, στατιστικά μεγαλύτερη πρόοδος παρατηρήθηκε στην ομάδα παρέμβασης συγκριτικά με την ομάδα ελέγχου.

Οι Yang et al (2018) σχεδίασαν μία πιλοτική μελέτη, αποτελούμενη από 25 ασθενείς με ΣΚΠ. Οι συμμετέχοντες διαμόρφωσαν μία ομάδα, η οποία πραγματοποίησε 24 συνεδρίες με πλευρικά εναλλασσόμενη WBV. Το πρόγραμμα παρέμβασης αποτελούνταν από 5 επαναλήψεις του ενός λεπτού, όπου η συχνότητα και το πλάτος ταλάντωσης παρέμεναν σταθερά στα 20 Hz και 2.6 χιλιοστά, αντίστοιχα. Στο διάστημα των 8 εβδομάδων της θεραπείας, τρεις ασθενείς αποχώρησαν πριν την ολοκλήρωσή της. Αρχικά, οι ερευνητές χρησιμοποίησαν το τεστ EquiScale για την αξιολόγηση της ισορροπίας, υποδεικνύοντας σημαντική βελτίωση σε όλους τους συμμετέχοντες. Η εκτίμηση της ισομετρικής δύναμης του γόνατος πραγματοποιήθηκε με τη χρήση του ισοκινητικού δυναμόμετρου Biodex. Τα αποτελέσματα των μετρήσεων έδειξαν σημαντική αύξηση της μυϊκής δύναμης στους καμπτήρες και των δύο άκρων. Ωστόσο, αναφορικά με τους εκτεινόντες του γόνατος βελτίωση σημειώθηκε μόνο στο ασθενέστερο άκρο.

Η έρευνα των Streckmann et al (2019) εστίασε σε ένα πρόγραμμα περιστρεφόμενης WBV, συγκρίνοντας την αποτελεσματικότητά του με διαφορετικούς τρόπους παρέμβασης. Από το σύνολο των συμμετεχόντων (N=40), οι 30 είχαν διαγνωσθεί με CIPN και χωρίστηκαν τυχαία σε τρεις ισομερείς ομάδες. Η πρώτη ομάδα παρέμβασης έλαβε αισθητηριοκινητική εκπαίδευση (SMT) 2 φορές την εβδομάδα, το οποίο περιελάμβανε 4 ασκήσεις. Η δεύτερη ομάδα παρέμβασης πραγματοποίησε προπόνηση με WBV, αποτελούμενη από 4 σετ αυξανόμενης διάρκειας 30 έως 60 δευτερολέπτων. Οι συμμετέχοντες εκτέθηκαν 2 φορές την εβδομάδα σε WBV, η συχνότητα της οποίας κυμαινόταν από 18 έως 35 Hz και το πλάτος ταλάντωσης μεταξύ 2 και 4 χιλιοστών. Οι 10 εναπομείναντες ασθενείς με CIPN αποτέλεσαν την πρώτη ομάδα ελέγχου. Οι ερευνητές διαμόρφωσαν και μία δεύτερη ομάδα ελέγχου, η οποία συνίσταται αποκλειστικά από 10 υγιείς ενήλικες. Στο πέρας των 6 εβδομάδων της μελέτης, οι ομάδες ελέγχου δεν έλαβαν καθόλου θεραπεία. Το μυϊκό τεστ επέτρεψε την αξιολόγηση της μυϊκής δύναμης στους εκτεινόντες του γόνατος και στους ραχιαίους καμπτήρες της ποδοκνημικής. Αντίστοιχα, η ισορροπία κατά τη μονοποδική και τη διποδική

στήριξη καταγράφηκε με το force plate. Συνολικά, από τις μετρήσεις δεν παρατηρήθηκε σημαντική διαφορά σε καμία ομάδα ούτε στη μυϊκή δύναμη ούτε στην ισορροπία.

Η crossover μελέτη των Andreu et al (2020) αναφέρθηκε στη διεκπεραίωση ενός προγράμματος WBV υπό συνθήκες φυσιολογικού και μειωμένου επιπέδου οξυγόνωσης. Το δείγμα βασίστηκε σε 13 ασθενείς με υποτροπιάζουσα μορφή ΣΚΠ, από τους οποίους 3 αποχώρησαν πρώιμα από τη μελέτη. Συνολικά, πραγματοποιήθηκαν δύο συνεδρίες, όπου το κλάσμα εισπνεόμενου οξυγόνου ορίστηκε σε 20.9% (νορμοξία) και 15% (υποξία). Η παρέμβαση περιελάμβανε στατικές ασκήσεις πάνω στην πλατφόρμα κατακόρυφης δόνησης για 12 λεπτά, με τη συχνότητα να αναφέρεται στα 35 Hz και το πλάτος ταλάντωσης στα 4 χιλιοστά. Αρχικά, χρησιμοποιήθηκε το TUG ως εργαλείο μέτρησης της ισορροπίας ενώ το ισοκινητικό δυναμόμετρο κατέγραψε τη μέγιστη ισομετρική σύσπαση στους μύες των κάτω άκρων. Οι ερευνητές κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι η παρέμβαση με WBV, ανεξάρτητα από το επίπεδο οξυγόνωσης, δεν επηρέασε την ισορροπία και τη μυϊκή δύναμη.

Μία πρόσφατη έρευνα των Mingorance et al (2021) μελέτησε την επίδραση της WBV, χρησιμοποιώντας διαφορετικά είδη δόνησης, στην ισορροπία και στη μυϊκή δύναμη της ΣΣ. Οι ερευνητές επέλεξαν 60 συμμετέχοντες με FMS, οι οποίοι τοποθετήθηκαν κατά τυχαίο τρόπο σε τρεις ισόποσες ομάδες. Στις δύο ομάδες παρέμβασης, οι ασθενείς εκτέθηκαν σε ημιτονοειδή WBV 3 φορές την εβδομάδα, με τη συχνότητα να σταθεροποιείται στα 25 Hz. Κάθε συνεδρία αποτελούνταν από ασκήσεις, που επαναλαμβάνονταν 3 φορές για 45 δευτερόλεπτα. Η μοναδική διαφορά στα προγράμματα των δύο ομάδων έγκειται στο είδος της WBV, καθώς η πρώτη ομάδα έλαβε κατακόρυφη δόνηση ενώ η συσκευή της δεύτερης ομάδας παρήγαγε περιστρεφόμενη WBV. Η ομάδα ελέγχου δεν υποβλήθηκε σε θεραπεία. Η μέγιστη ισομετρική δύναμη των εκτεινόντων μυών της ΣΣ υπολογίστηκε με τη χρήση του δυναμόμετρου ενώ η ισορροπία αξιολογήθηκε με την κλίμακα BBS και τη δοκιμασία Romberg. Ακόμη, πραγματοποιήθηκε ανάλυση της βάδισης για το σύνολο των ασθενών, η οποία συνέβαλε στην εκτίμηση της δυναμικής ισορροπίας. Έπειτα από 12 εβδομάδες θεραπείας, οι ερευνητές παρατήρησαν πως η δεύτερη ομάδα παρέμβασης εμφάνισε τη μεγαλύτερη βελτίωση στη μυϊκή δύναμη, τη στατική ισορροπία και την ταχύτητα βάδισης. Οι ασθενείς, που έλαβαν κατακόρυφη WBV, παρουσίασαν σημαντική πρόοδο μόνο στη στατική ισορροπία. Ωστόσο, οι συγκεκριμένες αλλαγές δε διατηρήθηκαν μέχρι τους 3 μήνες του follow-up. Στην ομάδα ελέγχου δεν εντοπίστηκε καμία σημαντική αλλαγή. Επομένως, το πρόγραμμα με περιστρεφόμενη WBV θεωρήθηκε η πιο αποτελεσματική μέθοδος αποκατάστασης βραχυπρόθεσμα.

Τέλος, στην τυχαιοποιημένη κλινική μελέτη των Wei & Cai (2022) εκτιμήθηκε η βέλτιστη συχνότητα της WBV, που δύναται να χρησιμοποιηθεί σε ηλικιωμένους με χρόνιο ΑΕΕ. Η έρευνα αποτελούνταν από 78 ημιπληγικούς ή ημιπαρετικούς ασθενείς, τοποθετημένους σε 3 ισομερείς ομάδες παρέμβασης. Οι συμμετέχοντες ακολούθησαν πρόγραμμα 5 φορές την εβδομάδα, το οποίο περιελάμβανε πλευρικά εναλλασσόμενη WBV και κλασική φυσικοθεραπεία. Στο πέρας των 2 εβδομάδων, κάθε ομάδα υποβλήθηκε για 6 λεπτά σε WBV διαφορετικής συχνότητας (26 Hz, 13 Hz και 0 Hz αντίστοιχα). Η μυϊκή δύναμη των κάτω άκρων εκτιμήθηκε με τη δοκιμασία FTSTS ενώ για την αξιολόγηση της στατικής και δυναμικής ισορροπίας χρησιμοποιήθηκαν η δοκιμασία TUG και η κλίμακα BBS. Μετά την παρέμβαση, επισημάνθηκε μεγαλύτερη ενίσχυση της μυϊκής δύναμης στα άτομα, που εκτέθηκαν σε συχνότητες δόνησης 26 και 13 Hz. Με βάση την κλίμακα BBS, δε σημειώθηκε σημαντική αλλαγή και διαφορά στους συμμετέχοντες της μελέτης. Τα αποτελέσματα, που εξήχθησαν από τη δοκιμασία TUG, υπέδειξαν στατιστική πρόοδο αποκλειστικά στην ομάδα με υψηλή συχνότητα δόνησης συγκριτικά με την ομάδα, η οποία έλαβε θεραπεία μηδενικής συχνότητας. Τέλος, στο σύνολο των μετρήσεων δεν παρατηρήθηκε διαφορά ανάμεσα στις ομάδες με υψηλή και χαμηλή συχνότητα δόνησης.

Πίνακας 15. Συνοπτική παρουσίαση μελετών ως προς την ισορροπία και τη μυϊκή δύναμη

ΑΡΘΡΟ	ΔΕΙΓΜΑ	ΕΡΓΑΛΕΙΑ ΜΕΤΡΗΣΗΣ	ΠΑΡΕΜΒΑΣΗ	ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ	ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ
Broekmans T. et al 2010	N= 25 ΟΠ= 11 ΟΕ= 14 ΣΚΠ	Ισορροπία: BBS Μυϊκή δύναμη κάτω άκρων: ισοκινητικό δυναμόμετρο	ΟΠ: WBV (κάθετη) ΟΕ: όχι WBV	2.5-16.5', 5 συνεδρίες/ 2 εβδομάδες, 20 εβδομάδες f= 25-45 Hz, A= 2.5 mm	Ισορροπία: όχι σημαντική αλλαγή σε ΟΠ, ΟΕ Μυϊκή δύναμη: όχι σημαντική αλλαγή σε ΟΠ, ΟΕ
Claerbout M. et al 2012	N= 55 ΟΠα= 20 ΟΠβ= 18 ΟΕ= 17	Ισορροπία: BBS Μυϊκή δύναμη κάτω άκρων: ισομετρική σύσπαση με	ΟΠα, ΟΠβ: WBV (κάθετη) ΟΕ: όχι WBV	7-13', 10 συνεδρίες, 3 εβδομάδες ΟΠα: 2cm υπόστρωμα ΟΠβ: 12cm υπόστρωμα	Ισορροπία: ↑ σε ΟΠα, ΟΠβ, ΟΕ ↑ μεγαλύτερη σε ΟΠ από ΟΕ Μυϊκή δύναμη:

	ΣΚΠ	δυναμόμετρο χειρός		$f= 30-40 \text{ Hz}$, $A= 1.6 \text{ mm}$	↑ σε ΟΠα, ΟΠβ, ΟΕ ↑ μεγαλύτερη σε ΟΠα από ΟΠβ, ΟΕ
Sañudo B. et al 2012	N= 30 ΟΠ= 15 ΟΕ= 15 FMS	Δυναμική ισορροπία: BSS Μυϊκή δύναμη εκτεινόντων γόνατος: ημικάθισμα (T- FORCE)	ΟΠ: κλασική φυσικοθεραπεί α + WBV (περιστρεφόμεν η) ΟΕ: κλασική φυσικοθεραπεί α	6 εβδομάδες WBV: 1.75-5.25', 3 συνεδρίες/ εβδομάδα $f= 20 \text{ Hz}$, $A= 2-3 \text{ mm}$ Κλασική φυσικοθεραπεία: 35- 45', 2 συνεδρίες/ εβδομάδα	Ισορροπία: ↑ σε ΟΠ, ΟΕ ↑ μεγαλύτερη σε ΟΠ από ΟΕ Μυϊκή δύναμη: όχι σημαντική αλλαγή σε ΟΠ, ΟΕ
Lau R. W. et al 2012	N= 82 ΟΠ= 41 ΟΕ= 41 ΑΕΕ	Ισορροπία: BBS LOS Μυϊκή δύναμη καμπτήρων και εκτεινόντων γόνατος: ισομετρική σύσπαση με δυναμόμετρο	ΟΠ: WBV (κάθετη) ΟΕ: θεραπεία placebo	3 συνεδρίες/ εβδομάδα, 8 εβδομάδες WBV: 9-15' $f= 20-30 \text{ Hz}$, $A= 0.44-0.6 \text{ mm}$	Ισορροπία: ↑ σημαντική σε ΟΠ, ΟΕ όχι σημαντική διαφορά μεταξύ ΟΠ, ΟΕ Μυϊκή δύναμη: ↑ σημαντική σε ΟΠ, ΟΕ όχι σημαντική διαφορά μεταξύ ΟΠ, ΟΕ
Hilgers C. et al 2013	N= 84 ΟΠ= 47 ΟΕ= 37 ΣΚΠ	Ισορροπία: STS Μυϊκή δύναμη κάτω άκρων: STS	ΟΠ: WBV (κάθετη) ΟΕ: όχι WBV	3', 3 συνεδρίες/ εβδομάδα, 3 εβδομάδες $f= 30 \text{ Hz}$, $A= 1-2 \text{ mm}$	Ισορροπία: ↑ σε ΟΠ, ΟΕ όχι σημαντική διαφορά μεταξύ ΟΠ, ΟΕ Μυϊκή δύναμη: ↑ σε ΟΠ, ΟΕ όχι σημαντική διαφορά μεταξύ ΟΠ,

					OE
Sañudo B. et al 2013	N= 46 ΟΠα= 15 ΟΠβ= 15 OE= 16 FMS	Δυναμική ισορροπία: BSS Μυϊκή δύναμη κάτω άκρων: ημικάθισμα (T-FORCE)	ΟΠα: κλασική φυσικοθεραπεία + WBV (κάθετη) ΟΠβ: κλασική φυσικοθεραπεία OE: όχι θεραπεία	8 εβδομάδες WBV: 5-8', 3 συνεδρίες/ εβδομάδα f= 30 Hz Κλασική φυσικοθεραπεία: 45-60', 2 συνεδρίες/ εβδομάδα	Ισορροπία: ↑ σε ΟΠα με ανοικτά μάτια ↑ μεγαλύτερη σε ΟΠα από ΟΠβ, OE με ανοικτά μάτια όχι σημαντική διαφορά μεταξύ ομάδων με κλειστά μάτια Μυϊκή δύναμη: όχι σημαντική διαφορά μεταξύ ομάδων
Marín P. J. et al 2013	N= 20 ΟΠ= 11 OE= 9 AEE (ημιπληγία)	Ισορροπία: BBS Μυϊκή δύναμη εκτεινόντων γόνατος: μέγιστη ισομετρική σύσπαση με δυναμόμετρο	ΟΠ: WBV (περιστρεφόμενη) OE: θεραπεία placebo	17 συνεδρίες, 3 μήνες WBV: 30-60'', 4-7 σετ f= 5-21 Hz, A= 4-6 mm	Ισορροπία: όχι σημαντική βελτίωση και διαφορά μεταξύ ΟΠ, OE Μυϊκή δύναμη: όχι σημαντική διαφορά μεταξύ ΟΠ, OE
El-Shamy S. M. 2014	N= 30 ΟΠ= 15 OE= 15 ΕΠ (σπαστική διπληγία)	Ισορροπία: BSS Μυϊκή δύναμη εκτεινόντων γόνατος: μέγιστη σύγκεντρη ροπή με ισοκινητικό δυναμόμετρο	ΟΠ: κλασική φυσικοθεραπεία + WBV (περιστρεφόμενη) OE: κλασική φυσικοθεραπεία	5 ημέρες/ εβδομάδα, 3 μήνες WBV: 9' f= 12-18 Hz, D= 2-6 mm Κλασική φυσικοθεραπεία: 60'	Ισορροπία: ↑ σε ΟΠ, OE ↑ μεγαλύτερη σε ΟΠ από OE Μυϊκή δύναμη: ↑ σε ΟΠ, OE ↑ μεγαλύτερη σε ΟΠ από OE
Kordi Yoosefinejad A. et al 2014	N= 10	Ισορροπία: UST	WBV (κάθετη)	2.5', 1 συνεδρία	Ισορροπία (TUG): ↑ σημαντική

	ΠΑΝ	TUG Μυϊκή δύναμη: ισομετρική σύσπαση με δυναμόμετρο		f= 30 Hz, A= 2 mm	Μυϊκή δύναμη: ↑ σημαντική σε πρόσθιο κνημιαίο
Eid M. A. 2015	N= 30 ΟΠ= 15 OE= 15 DS	Ισορροπία: BSS Μυϊκή δύναμη καμπτήρων και εκτεινόντων γόνατος: μέγιστη ισομετρική σύσπαση με δυναμόμετρο χειρός	ΟΠ: κλασική φυσικοθεραπεί α + WBV (περιστρεφόμεν η) OE: κλασική φυσικοθεραπεί α	3 συνεδρίες/ εβδομάδα, 6 μήνες WBV: 5-10' f= 25-30 Hz, A= 2 mm Κλασική φυσικοθεραπεία: 60'	Ισορροπία: ↑ σε ΟΠ, OE ↑ μεγαλύτερη σε ΟΠ από OE Μυϊκή δύναμη: ↑ σε ΟΠ, OE ↑ μεγαλύτερη σε ΟΠ από OE
Yang F. et al 2018	N= 25 ΣΚΠ	Ισορροπία: EquiScale test Μυϊκή δύναμη κάτω άκρων: ισομετρική σύσπαση	WBV (περιστρεφόμεν η)	5', 3 συνεδρίες/ εβδομάδα, 8 εβδομάδες f= 20 Hz, A= 2.6 mm	Ισορροπία: ↑ σημαντική Μυϊκή δύναμη: ↑ σημαντική
Streckmann F. et al 2019	N= 40 ΟΠα= 10 ΟΠβ= 10 ΟΕα= 10 ΟΕβ= 10 ΟΠα, ΟΠβ, ΟΕα: CIPN ΟΕβ: υγιείς	Ισορροπία: force plate Μυϊκή δύναμη εκτεινόντων γόνατος και ραχιαίων καμπτήρων ποδοκνημικής: μυϊκό τεστ	ΟΠα: SMT ΟΠβ: WBV (περιστρεφόμεν η) ΟΕα, ΟΕβ: όχι θεραπεία	2 συνεδρίες/ εβδομάδα, 6 εβδομάδες SMT: 20'', 3 σετ/ άσκηση, 4 ασκήσεις WBV: 2-4' f= 18-35 Hz, A= 2-4 mm	Ισορροπία: όχι σημαντική διαφορά μεταξύ ομάδων Μυϊκή δύναμη: όχι σημαντική διαφορά μεταξύ ομάδων
Andreu L. et al 2020	N= 13	Ισορροπία: TUG	WBV (κάθετη)	Συνθήκες νορμοξίας: 12', 1 συνεδρία	όχι σημαντική βελτίωση

	ΣΚΠ	Μυϊκή δύναμη κάτω άκρων: μέγιστη ισομετρική σύσπαση με ισοκινητικό δυναμόμετρο		Συνθήκες υποξίας: 12', 1 συνεδρία $f=35\text{ Hz}$, $A=4\text{ mm}$	
Mingorance J. A. et al 2021	N= 60 ΟΠα= 20 ΟΠβ= 20 ΟΕ= 20 FMS	Ισορροπία: BBS Romberg ανάλυση βάδισης Μυϊκή δύναμη εκτεινόντων ΣΣ: μέγιστη ισομετρική σύσπαση με δυναμόμετρο	ΟΠα: WBV (κάθετη) ΟΠβ: WBV (περιστρεφόμεν η) ΟΕ: όχι θεραπεία	2.25', 3 συνεδρίες/ εβδομάδα, 12 εβδομάδες $f=25\text{ Hz}$	Ισορροπία: ↑ σε ΟΠ, όχι σημαντική βελτίωση σε ΟΕ ↑ μεγαλύτερη σε ΟΠβ από ΟΠα Μυϊκή δύναμη: ↑ σε ΟΠ, όχι σημαντική βελτίωση σε ΟΕ ↑ μεγαλύτερη σε ΟΠβ από ΟΠα
Wei N. & Cai M. 2022	N= 78 Οα= 26 Οβ= 26 Ογ= 26 AEE (ημιπληγία, ημιπάρεση)	Ισορροπία: TUG BBS Μυϊκή δύναμη κάτω άκρων: FTSTS	Κλασική φυσικοθεραπεί α WBV (περιστρεφόμεν η)	5 συνεδρίες/ εβδομάδα, 2 εβδομάδες Κλασική φυσικοθεραπεία: 40' WBV: 6' Οα: $f=26\text{ Hz}$ Οβ: $f=13\text{ Hz}$ Ογ: $f=0\text{ Hz}$	Ισορροπία (TUG): ↑ σημαντική σε Οα ↑ μεγαλύτερη Οα από Ογ, όχι διαφορά μεταξύ Οα-Οβ (BBS): όχι σημαντική βελτίωση και διαφορά μεταξύ ομάδων Μυϊκή δύναμη: ↑ σημαντική σε Οα, Οβ ↑ μεγαλύτερη σε Οα, Οβ από Ογ

5.7 Επίδραση της Μηχανικής Δόνησης στον Μυϊκό Τόνο, στην Ισορροπία και στη Μυϊκή Δύναμη

Η επίδραση της WBV σε ασθενείς με ημιπάρεση εξετάστηκε από τους Brogårdh et al (2012). Στη μελέτη συμμετείχαν 31 άτομα, που είχαν διαγνωσθεί με ΑΕΕ, και τοποθετήθηκαν κατά τυχαίο τρόπο στην ομάδα παρέμβασης ($n=16$) και στην ομάδα ελέγχου ($n=15$). Η ομάδα παρέμβασης πραγματοποίησε 12 συνεδρίες κατακόρυφης WBV, όπου η συχνότητα ορίστηκε στα 25 Hz και το πλάτος ταλάντωσης στα 3.75 χιλιοστά. Στο χρονικό διάστημα των 6 εβδομάδων παρέμβασης, οι συμμετέχοντες εκτελούσαν 4 έως 12 επαναλήψεις μέγιστης διάρκειας ενός λεπτού. Η ομάδα ελέγχου έλαβε θεραπεία placebo με WBV ίδιας συχνότητας αλλά διαφορετικού πλάτους ταλάντωσης στα 0.2 χιλιοστά. Χρησιμοποιήθηκαν διάφορα εργαλεία αξιολόγησης, όπως η κλίμακα MAS, για τον μυϊκό τόνο του παρετικού κάτω άκρου αλλά και το ισοκινητικό δυναμόμετρο για την ισομετρική και ισοκινητική δύναμη των μυών του γόνατος. Ακόμη, οι ερευνητές επέλεξαν την κλίμακα BBS για την εκτίμηση της ισορροπίας. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι η ομάδα παρέμβασης εμφάνισε βελτίωση στην κλίμακα BBS ενώ δε σημειώθηκε σημαντική αλλαγή στη μυϊκή δύναμη των εκτεινόντων και καμπτήρων του γόνατος. Αντιθέτως, στην ομάδα ελέγχου δεν παρατηρήθηκε ενίσχυση στην ισορροπία αλλά η αύξηση στην ισομετρική δύναμη των εκτεινόντων του παρετικού γόνατος κρίθηκε στατιστικά σημαντική. Όσον αφορά τη σπαστικότητα, το σύνολο των συμμετεχόντων παρουσίασε μη σημαντική αλλαγή στο παρετικό κάτω άκρο. Επομένως, το πρόγραμμα αποκατάστασης με WBV δε θεωρήθηκε πιο αποτελεσματικό από τη θεραπεία placebo.

Τέλος, οι Tankisheva et al (2014) διαμόρφωσαν ένα πρόγραμμα αποκατάστασης με WBV για 6 εβδομάδες, αποσκοπώντας στην εκτίμηση της αποτελεσματικότητάς του. Η συγκεκριμένη πιλοτική μελέτη βασίστηκε σε 15 ασθενείς με χρόνιο ΑΕΕ (ημιπληγία), οι οποίοι διαχωρίστηκαν σε δύο ομάδες. Η ομάδα παρέμβασης ($n=7$) εκτέθηκε σε κατακόρυφη WBV, όπου η συχνότητα καθορίστηκε στα 35 ή 40 Hz και το πλάτος ταλάντωσης στα 1.7 ή 2.5 χιλιοστά. Οι συμμετέχοντες πραγματοποίησαν στατικές και δυναμικές ασκήσεις στην πλατφόρμα δόνησης, διάρκειας 30 έως 60 δευτερολέπτων. Στο πέρας των 18 συνεδριών, οι επαναλήψεις της κάθε άσκησης αυξάνονταν προοδευτικά από 5 έως 17. Αντιθέτως, η ομάδα ελέγχου ($n=8$) δεν ακολούθησε θεραπευτικό πρόγραμμα με WBV. Ο μυϊκός τόνος του παρετικού κάτω άκρου αξιολογήθηκε με την Ashworth Scale (AS), η οποία δεν επισήμανε σημαντικές αλλαγές για το σύνολο των ασθενών. Για την εκτίμηση της ισορροπίας πραγματοποιήθηκαν μετρήσεις με τη βοήθεια του Sensory Organization Test (SOT). Έπειτα

από την ολοκλήρωση της θεραπείας, μόνο στην ομάδα παρέμβασης παρατηρήθηκε βελτίωση, που παρέμεινε στατιστικά σημαντική και στο πρόγραμμα follow-up. Τέλος, το ισοκινητικό δυναμόμετρο συνέβαλε στην καταγραφή της δύναμης των καμπτήρων και εκτεινόντων μυών του γόνατος. Η μυϊκή δύναμη παρουσίασε πρόοδο αποκλειστικά στο παρετικό κάτω άκρο ενώ καμία αλλαγή δεν εντοπίστηκε στο υγιές άκρο. Ωστόσο, κατά τη σύγκριση των δύο ομάδων οι ασθενείς της ομάδας παρέμβασης εμφάνισαν βελτίωση τόσο της ισομετρικής δύναμης των εκτεινόντων μυών όσο και της ισοκινητικής δύναμης σε αντίθεση με την ομάδα ελέγχου, όπου υπήρξε ελάττωση της ισοκινητικής δύναμης στους εκτεινόντες του γόνατος.

Πίνακας 16. Συνοπτική παρουσίαση μελετών ως προς τον μυϊκό τόνο, την ισορροπία και τη μυϊκή δύναμη

ΑΡΘΡΟ	ΔΕΙΓΜΑ	ΕΡΓΑΛΕΙΑ ΜΕΤΡΗΣΗΣ	ΠΑΡΕΜΒΑΣΗ	ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ	ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ
Brogårdh C. et al 2012	N= 31 ΟΠ= 16 ΟΕ= 15 ΑΕΕ (ημιπάρεση)	Μυϊκός τόνος κάτω άκρου: MAS Ισορροπία: BBS Μυϊκή δύναμη καμπτήρων και εκτεινόντων γόνατος: ισομετρική και ισοκινητική σύσπαση με δυναμόμετρο	ΟΠ: WBV (κάθετη) ΟΕ: θεραπεία placebo	40-60''/ επανάληψη, 4-12 επαναλήψεις/ συνεδρία, 2 συνεδρίες/ εβδομάδα, 6 εβδομάδες WBV: f= 25 Hz, A= 3.75 mm Θεραπεία placebo: f= 25 Hz, A= 0.2 mm	Μυϊκός τόνος: όχι σημαντική αλλαγή Ισορροπία: ↑ σημαντική σε ΟΠ Μυϊκή δύναμη: ↑ σημαντική σε ΟΕ
Tankisheva E. et al 2014	N= 15 ΟΠ= 7 ΟΕ= 8 ΑΕΕ (ημιπληγία)	Μυϊκός τόνος κάτω άκρου: AS Ισορροπία: SOT	ΟΠ: WBV (κάθετη) ΟΕ: όχι θεραπεία	30-60'', 5-17 επαναλήψεις/ άσκηση, 3 συνεδρίες/ εβδομάδα, 6 εβδομάδες f= 35+ 40 Hz, A= 1.7+ 2.5 mm	Μυϊκός τόνος: όχι σημαντική αλλαγή Ισορροπία: ↑ σημαντική σε ΟΠ

		Μυϊκή δύναμη καμπτήρων και εκτεινόντων γόνατος: ισομετρική (60°), ισοκινητική σύσπαση (60°, 240°/ δευτερόλεπτο) με ισοκινητικό δυναμόμετρο			Μυϊκή δύναμη: όχι αλλαγή υγιούς άκρου, ΟΠ παρετικού άκρου: ↑ ισομετρική σε εκτείνοντες γόνατος, ↑ ισοκινητική (240°/ '') ΟΕ παρετικού άκρου: ↓ ισοκινητική (240°/ '') σε εκτείνοντες γόνατος
--	--	---	--	--	---

6. Συμπεράσματα

Εν κατακλείδι, διαφορετικά είδη μηχανικής δόνησης δύναται να ενισχύσουν σημαντικούς τομείς που συσχετίζονται με τη σωματική υγεία ασθενών με νευρολογικές παθήσεις, τομείς όπως ο μυϊκός τόνος, η ισορροπία αλλά και η μυϊκή δύναμη. Ειδικότερα, η WBV θεωρείται αποτελεσματική μέθοδος αποκατάστασης της ομαλοποίησης του μυϊκού τόνου κυρίως σε ασθενείς, που εμφανίζουν σπαστικότητα. Στην πλειοψηφία των μελετών παρουσιάζονται θετικά αποτελέσματα τόσο στα άνω όσο και στα κάτω άκρα, δίνοντας ιδιαίτερη έμφαση στους πελματιαίους καμπτήρες της ποδοκνημικής αλλά και στους εκτείνοντες του γόνατος (Chan et al 2012; Cheng et al 2015a). Τα περισσότερα προγράμματα, που περιελάμβαναν αποκλειστικά μηχανική δόνηση ή συνδυαστικά με άλλες μορφές θεραπείας, συνέβαλαν στη βελτίωση της στατικής και δυναμικής ισορροπίας (Gusi et al 2010). Η προπόνηση με WBV, που επικεντρώθηκε στην ενίσχυση της μυϊκής δύναμης στα κάτω άκρα, είχε αποδεδειγμένα θετικά αποτελέσματα στις περισσότερες μελέτες, που συμπεριλήφθηκαν στην αρθρογραφική ανασκόπηση (Tihanyi et al 2010).

Στοιχεία από μελέτες παρουσιάζουν την WBV ως εγγυημένο μέσο αποκατάστασης, που χρησιμοποιείται ευρέως σε διαφορετικούς πληθυσμούς με διαταραχές του ΠΝΣ και του ΚΝΣ. Αναλυτικότερα, η μηχανική δόνηση συνέβαλε σε θετικά αποτελέσματα στη σπαστικότητα, στην ισορροπία και στη μυϊκή δύναμη πληθώρας ασθενών, που είχαν διαγνωσθεί με ΑΕΕ (Merkert et al 2011; Ahn et al 2019). Αντιθέτως, μικρότερος αριθμός μελετών σε παθήσεις, όπως η πολιομυελίτιδα και το CIPN, δεν επισήμανε καθόλου σημαντικές αλλαγές στις

παραμέτρους, που αξιολογήθηκαν (Brogårdh et al 2010; Streckmann et al 2019). Επομένως, η επίδραση της WBV στους αξιολογούμενους παράγοντες μπορεί να μεταβάλλεται ανάμεσα σε ασθενείς με διαφορετικές νευρολογικές διαταραχές. Στην παρούσα αρθρογραφική ανασκόπηση, η αποτελεσματικότητα της μηχανικής δόνησης στον μυϊκό τόνο παιδιών και εφήβων εκτιμήθηκε αποκλειστικά σε πυραμιδικού τύπου ΕΠ, υποδεικνύοντας αξιοσημείωτες αλλαγές (Liang et al 2020). Εξαιρετικά σημαντική θεωρήθηκε η επίδραση της WBV στην ισορροπία και στη μυϊκή δύναμη ανήλικων ασθενών με DS και ΕΠ ενώ μελέτες σε διάφορες νευρομυϊκές παθήσεις επικεντρώθηκαν μόνο στη μυϊκή δύναμη, όπου και δεν εντοπίστηκαν στο σύνολό τους σημαντικές μεταβολές (Vry et al 2014; Eid 2015).

Ως προς τη θεραπεία των ασθενών, ιδιαίτερα σημαντικός θεωρείται και ο σωστός σχεδιασμός των χαρακτηριστικών της WBV. Συγκεκριμένα, επιλέγεται η επιθυμητή συχνότητα, το πλάτος ταλάντωσης και η συνολική διάρκεια, όπου θα εκτεθούν οι συμμετέχοντες σε WBV, με απώτερο σκοπό τη βέλτιστη αποκατάστασή τους. Στην πλειονότητα των μελετών, η συχνότητα της δόνησης κυμαίνεται από 20 έως 30 Hz ενώ το μέγιστο πλάτος ταλάντωσης αναφέρεται στα 13 χιλιοστά, καθώς το συγκεκριμένο εύρος οδηγεί σε θετικότερα αποτελέσματα. Η σημασία της κατεύθυνσης της WBV θεωρείται μεγάλη στο πλαίσιο της παρέμβασης σε άτομα με νευρολογικές διαταραχές, καθώς επηρεάζει σε διαφορετικό βαθμό τους αξιολογούμενους παράγοντες. Όσον αφορά τον μυϊκό τόνο, η επιλογή της κατακόρυφης ημιτονοειδούς δόνησης στα περισσότερα προγράμματα αποκατάστασης επέφερε θετικά αποτελέσματα (Chan et al 2012). Η επίδραση της περιστρεφόμενης δόνησης εκτιμήθηκε κυρίως στην ισορροπία και στη μυϊκή δύναμη, οδηγώντας σε σημαντικότερη ενίσχυση συγκριτικά με τα κατακόρυφα συστήματα δόνησης (Mingorance et al 2021). Οι μελέτες, που αποτελούνται από WBV οριζόντιας κατεύθυνσης και σταθερού πλάτους ταλάντωσης στα 30 χιλιοστά, συσχετίζονται με σημαντικές αλλαγές στη σπαστικότητα και στην ισορροπία (Song et al 2018). Ωστόσο, τα δημοσιευμένα στοιχεία, τα οποία θα καθοδηγήσουν τους επαγγελματίες υγείας στην επιλογή της οριζόντιας κατεύθυνσης της δόνησης για κλινικές δοκιμές αλλά και για τη λήψη κλινικών αποφάσεων, είναι περιορισμένα.

Λαμβάνοντας υπόψιν τις προαναφερθείσες μελέτες, η παρούσα αρθρογραφική ανασκόπηση αντιμετωπίζει σημαντικούς περιορισμούς, οι οποίοι επιβάλλεται να συνυπολογισθούν. Πρώτον, το σχετικά μικρό δείγμα των ασθενών αλλά και η απουσία τυχαιοποίησης στις περισσότερες μελέτες αποτελούν παράγοντες, που υπονομεύουν τη μεθοδολογική ποιότητά τους. Δεύτερον, η ετερογένεια των ερευνών παρεμποδίζει τη σύγκρισή ανάμεσά τους ενώ η απουσία ομάδας ελέγχου σε 29 μελέτες επηρεάζει αρνητικά την εσωτερική εγκυρότητά τους.

Τέλος, κάποιες έρευνες βασίσθηκαν σε μεμονωμένες περιπτώσεις ασθενών και επομένως τα αποτελέσματά τους αδυνατούν να γενικευθούν στο σύνολο των ατόμων, που διαγνώστηκαν με τις συγκεκριμένες νευρολογικές διαταραχές.

Θα ήταν παράλειψη να μην υπογραμμισθεί το γεγονός ότι η μηχανική δόνηση αποτελεί μία σύγχρονη θεραπευτική μέθοδος. Μία μέθοδος που δεν έχει μελετηθεί εκτενώς και ως εκ τούτου η διεκπεραίωση περισσότερων ερευνών αναφορικά με τη χρήση της συγκεκριμένης παρέμβασης, κρίνεται απαραίτητη. Συγκεκριμένα, προτείνεται η πραγμάτωση νέων μελετών με αντικείμενο (i) την αποτελεσματικότητα της WBV στον ελληνικό πληθυσμό (ii) την κατεύθυνση της WBV, που δύναται να επιφέρει τα θετικότερα αποτελέσματα. Γενικότερα, υπογραμμίζεται η ανάγκη της επιστημονικής κοινότητας να διερευνήσει την επίδραση της WBV, διεξάγοντας μελέτες υψηλότερης μεθοδολογικής ποιότητας αποτελούμενες από μεγάλα δείγματα ασθενών, ώστε να εμπλουτιστούν τα παρόντα αρθρογραφικά στοιχεία, με σκοπό την καλύτερη αποκατάσταση παιδιών και ενηλίκων με διαφορετικές νευρολογικές παθήσεις.

Αναφορές

1. Abbasi, M., Kordi Yoosefinejad, A., Poursadeghfard, M., Parsaei Jahromi, F., Motealleh, A., Sobhani, S., (2019). Whole body vibration improves core muscle strength and endurance in ambulant individuals with multiple sclerosis: A randomized clinical trial. *Multiple sclerosis and related disorders*, 32, p.88–93.
2. Abercromby, A., F., J., Amonette, W., E., Layne, C., S., McFarlin, B., K., Hinman, M., R., Paloski, W., H., (2007). Variation in neuromuscular responses during acute whole-body vibration exercise. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 39(9), p.1642–1650.
3. Abercromby, A., F., J., Amonette, W., E., Layne, C., S., McFarlin, B., K., Hinman, M., R., Paloski, W., H., (2007). Vibration exposure and biodynamic responses during whole-body vibration training. *Medicine and science in sports and exercise*, 39(10), p.1794–1800.
4. Adsuar, J., C., Del Pozo-Cruz, B., Parraca, J., A., Olivares, P., R., Gusi, N., (2012). Whole body vibration improves the single-leg stance static balance in women with fibromyalgia: a randomized controlled trial. *The Journal of sports medicine and physical fitness*, 52(1), p.85–91.
5. Ahn, J., Y., Kim, H., Park, C., B., (2019). Effects of Whole-Body Vibration on Upper Extremity Function and Grip Strength in Patients with Subacute Stroke: A Randomised Single-Blind Controlled Trial. *Occupational therapy international*, 2019, 5820952.

6. Alcazar, J., Csapo, R., Ara, I., Alegre, L., M., (2019). On the Shape of the Force-Velocity Relationship in Skeletal Muscles: The Linear, the Hyperbolic, and the Double-Hyperbolic. *Frontiers in Physiology*, 19;10, p.769.
7. Alizadeh-Meghbrazi, M., Masani, K., Popovic, M., R., & Craven, B., C., (2012). Whole-body vibration during passive standing in individuals with spinal cord injury: effects of plate choice, frequency, amplitude, and subject's posture on vibration propagation. *PM & R : the journal of injury, function, and rehabilitation*, 4(12), p.963–975.
8. Alizadeh-Meghbrazi, M., Zariffa, J., Masani, K., Popovic, M., R., Craven, B., C., (2014). Variability of vibrations produced by commercial whole-body vibration platforms. *Journal of rehabilitation medicine*, 46(9), p.937–940.
9. Alp, A., Efe, B., Adalı, M., Bilgiç, A., Demir Türe, S., Coşkun, Ş., Karabulut, M., Ertem, U., Günay, S., M., (2018). The Impact of Whole Body Vibration Therapy on Spasticity and Disability of the Patients with Poststroke Hemiplegia. *Rehabilitation research and practice*, 2018, 8637573.
10. Andreu, L., Ramos-Campo, D., J., Ávila-Gandía, V., Freitas, T., T., Chung, L., H., Rubio-Arias, J., Á., (2020). Acute effects of whole-body vibration training on neuromuscular performance and mobility in hypoxia and normoxia in persons with multiple sclerosis: A crossover study. *Multiple sclerosis and related disorders*, 37, 101454.
11. Bautmans, I., Van Hees, E., Lemper, J-C., Mets, T., (2005). The feasibility of whole body vibration in institutionalised elderly persons and its influence on muscle performance, balance and mobility: a randomised controlled trial. *BMC Geriatrics*, 5, p.17.
12. Bosco, C., Colli, R., Introini, E., Cardinale, M., Tsarpela, O., Madella, A., Tihanyi, J., Viru, A., (1999). Adaptive responses of human skeletal muscle to vibration exposure. *Clinical physiology (Oxford, England)*, 19(2), p.183–187
13. Bosco, C., Iacovelli, M., Tsarpela, O., Cardinale, M., Bonifazi, M., Tihanyi, J., Viru, M., De Lorenzo, A., Viru, A., (2000). Hormonal responses to whole-body vibration in men. *European Journal of Applied Physiology*, 81(6), p.449-454.
14. Bosveld, R., Field-Fote, E., C., (2015). Single-dose effects of whole body vibration on quadriceps strength in individuals with motor-incomplete spinal cord injury. *The journal of spinal cord medicine*, 38(6), p.784–791.
15. Broekmans, T., Roelants, M., Alders, G., Feys, P., Thijs, H., Eijnde, B., O., (2010). Exploring the effects of a 20-week whole-body vibration training programme on leg muscle performance and function in persons with multiple sclerosis. *Journal of rehabilitation medicine*, 42(9), p.866–872.
16. Brogårdh, C., Flansbjer, U., B., Lexell, J., (2010). No effects of whole-body vibration training on muscle strength and gait performance in persons with late effects of polio: a pilot study. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 91(9), p.1474–1477.
17. Brogårdh, C., Flansbjer, U. B., Lexell, J., (2012). No specific effect of whole-body vibration training in chronic stroke: a double-blind randomized controlled study. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 93(2), p.253–258

18. Burke, D., Ashby, P., (1972). Are spinal "presynaptic" inhibitory mechanisms suppressed in spasticity?. *Journal of the neurological sciences*, 15(3), p.321–326.
19. Cardinale, M., Bosco, C., (2003). The use of vibration as an exercise intervention. *Exercise and Sports Sciences Reviews*, 31(1), p.3-7.
20. Cardinale, M., Ferrari, M., Quaresima, V., (2007). Gastrocnemius medialis and vastus lateralis oxygenation during whole-body vibration exercise. *Medicine and science in sports and exercise*, 39(4), p.694–700.
21. Cardinale, M., Rittweger, J., (2006). Vibration exercise makes your muscles and bones stronger: fact or fiction?. *The journal of the British Menopause Society*, 12(1), p.12–18.
22. Cardinale, M., Wakeling, J., (2005). Whole body vibration exercise: are vibrations good for you?. *British journal of sports medicine*, 39(9), p.585–589.
23. Chan, K., S., Liu, C., W., Chen, T., W., Weng, M. C., Huang, M., H., Chen, C., H., (2012). Effects of a single session of whole body vibration on ankle plantarflexion spasticity and gait performance in patients with chronic stroke: a randomized controlled trial. *Clinical rehabilitation*, 26(12), p.1087–1095.
24. Charcot, J-M., (1892). Application des vibrations rapides et continues au traitement de quelques maladies du système nerveux. Leçon recueillie par Georges Gilles de la Tourette. *Le Progrès Médical*, 20, p.149-151.
25. Cheng, H., Y., Ju, Y., Y., Chen, C., L., Chuang, L., L., Cheng, C., H., (2015). Effects of whole body vibration on spasticity and lower extremity function in children with cerebral palsy. *Human movement science*, 39, p.65–72.
26. Cheng, H., Y., Yu, Y., C., Wong, A., M., Tsai, Y., S., Ju, Y., Y., (2015). Effects of an eight-week whole body vibration on lower extremity muscle tone and function in children with cerebral palsy. *Research in developmental disabilities*, 38, p.256–261.
27. Cheng, P., T., Wu, S., H., Liaw, M., Y., Wong, A., M., Tang, F., T., (2001). Symmetrical body-weight distribution training in stroke patients and its effect on fall prevention. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 82(12), p.1650–1654.
28. Chouza, M., Arias, P., Viñas, S., Cudeiro, J., (2011). Acute effects of whole-body vibration at 3, 6, and 9 hz on balance and gait in patients with Parkinson's disease. *Movement disorders : official journal of the Movement Disorder Society*, 26(5), p.920–921.
29. Claerbout, M., Gebara, B., Ilsbroukx, S., Verschueren, S., Peers, K., Van Asch, P., Feys, P., (2012). Effects of 3 weeks' whole body vibration training on muscle strength and functional mobility in hospitalized persons with multiple sclerosis. *Multiple sclerosis (Houndmills, Basingstoke, England)*, 18(4), p.498–505.
30. Cochrane, D., J., (2011). Vibration exercise: the potential benefits. *International Journal of Sports Medicine*, 32(2), p.75-99.
31. Cochrane, D., J., Loram, I., D., Stannard, S., R., Rittweger, J., (2009). Changes in joint angle, muscle-tendon complex length, muscle contractile tissue displacement, and modulation of EMG activity during acute whole-body vibration. *Muscle & Nerve*, 40(3), p.420-429.

32. Cochrane, D., J., Stannard, S., R., Sargeant, A., J., Rittweger, J., (2008). The rate of muscle temperature increase during acute whole-body vibration exercise. *European journal of applied physiology*, 103(4), p.441–448.
33. Cope, T., C., Clark, B., D., (1991). Motor-unit recruitment in the decerebrate cat: several unit properties are equally good predictors of order. *Journal of neurophysiology*, 66(4), p.1127–1138.
34. Cordo, P., Inglis, J., T., Verschueren, S., Collins, J., J., Merfeld, D., M., Rosenblum, S., Buckley, S., Moss, F., (1996). Noise in human muscle spindles. *Nature*, 383(6603), p.769–770.
35. Da Silva, C., P., Szot, C., L., deSa, N., (2019). Whole body vibration on people with sequelae of polio. *Physiotherapy theory and practice*, 35(6), p.554–564.
36. Dietz, V., Sinkjaer, T., (2007). Spastic movement disorder: impaired reflex function and altered muscle mechanics. *The Lancet Neurology*, 6(8), p.725–733.
37. Dunleavy, K., Lulofs-MacPherson, K., Slowik, A., K., (2019). Relationship Between Impairments and Function. In Dunleavy, K., Slowik, A., K., *Therapeutic Exercise Prescription*. Saunders Elsevier.
38. Ebrahimi, A., Eftekhari, E., Etemadifar, M., (2015). Effects of whole body vibration on hormonal & functional indices in patients with multiple sclerosis. *The Indian journal of medical research*, 142(4), p.450–458.
39. Eid M., A., (2015). Effect of Whole-Body Vibration Training on Standing Balance and Muscle Strength in Children with Down Syndrome. *American journal of physical medicine & rehabilitation*, 94(8), p.633–643.
40. El-Shamy S., M., (2014). Effect of whole-body vibration on muscle strength and balance in diplegic cerebral palsy: a randomized controlled trial. *American journal of physical medicine & rehabilitation*, 93(2), p.114–121.
41. Elfering, A., Arnold, S., Schade, V., Burger, C., Radlinger, L., (2013). Stochastic resonance whole-body vibration, musculoskeletal symptoms, and body balance: a worksite training study. *Safety and health at work*, 4(3), p.149–155.
42. Engel, A., G., Shen, X., M., Selcen, D., Sine, S., M., (2015). Congenital myasthenic syndromes: pathogenesis, diagnosis, and treatment. *The Lancet Neurology*, 14(4), p.420–434.
43. Estes, S., Iddings, J., A., Ray, S., Kirk-Sanchez, N., J., Field-Fote, E., C., (2018). Comparison of Single-Session Dose Response Effects of Whole Body Vibration on Spasticity and Walking Speed in Persons with Spinal Cord Injury. *Neurotherapeutics : the journal of the American Society for Experimental NeuroTherapeutics*, 15(3), p.684–696.
44. Estes, S., P., Iddings, J., A., Field-Fote, E., C., (2017). Priming Neural Circuits to Modulate Spinal Reflex Excitability. *Frontiers in neurology*, 8, p.17.
45. Ferguson B., (2014). ACSM's Guidelines for Exercise Testing and Prescription 9th Ed. 2014. *The Journal of the Canadian Chiropractic Association*, 58(3), p.328.

46. Goetz, C., G., (2009). Jean-Martin Charcot and his vibratory chair for Parkinson disease. *Historical Neurology*, 11;76(6), p.475-478.
47. Gojanovic, B., Feihl, F., Liaudet, L., Gremion, G., Waeber, B., (2011). Whole-body vibration training elevates creatine kinase levels in sedentary subjects. *Swiss Medical Weekly*, 141.
48. Guadarrama-Molina, E., Barrón-Gámez, C., E., Estrada-Bellmann, I., Meléndez-Flores, J., D., Ramírez-Castañeda, P., Hernández-Suárez, R., Menchaca-Pérez, M., Salas-Fraire, O., (2021). Comparison of the effect of whole-body vibration therapy versus conventional therapy on functional balance of patients with Parkinson's disease: adding a mixed group. *Acta neurologica Belgica*, 121(3), p.721–728.
49. Gusi, N., Parraca, J., A., Olivares, P., R., Leal, A., Adsuar, J., C., (2010). Tilt vibratory exercise and the dynamic balance in fibromyalgia: A randomized controlled trial. *Arthritis care & research*, 62(8), p.1072–1078.
50. Gusi, N., Raimundo, A., Leal, A., (2006). Low-frequency vibratory exercise reduces the risk of bone fracture more than walking: a randomized controlled trial. *BMC musculoskeletal disorders*, 7, p.92.
51. Haas, C., T., Turbanski, S., Kessler, K., Schmidtbleicher, D., (2006). The effects of random whole-body-vibration on motor symptoms in Parkinson's disease. *NeuroRehabilitation*, 21(1), p.29–36.
52. Hadi, S., C., Delparte, J., J., Hitzig, S., L., & Craven, B. C. (2012)., Subjective experiences of men with and without spinal cord injury: tolerability of the juvent and WAVE whole body vibration plates. *PM & R : the journal of injury, function, and rehabilitation*, 4(12), p.954–962.
53. Hilgers, C., Mündermann, A., Riehle, H., Dettmers, C., (2013). Effects of whole-body vibration training on physical function in patients with multiple sclerosis. *NeuroRehabilitation*, 32(3), p.655–663.
54. Horak, F., B., Nashner, L., M., (1986). Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. *Journal of neurophysiology*, 55(6), p.1369–1381.
55. Huang, M., Miller, T., Ying, M., Pang, M., (2020). Whole-body vibration modulates leg muscle reflex and blood perfusion among people with chronic stroke: a randomized controlled crossover trial. *Scientific reports*, 10(1), p.1473.
56. Hypervibe. 2021. Why Is Hypervibe One of the Most Preferred Vibration Platforms? [Online]. Διαθέσιμο στην ηλεκτρονική διεύθυνση: <https://www.hypervibe.com> [πρόσβαση 20 Σεπτεμβρίου 2022]
57. Jordan, M., J., Norris, S., R., Smith, D., J., Herzog, W., (2005). Vibration training: an overview of the area, training consequences, and future considerations. *Journal of strength and conditioning research*, 19(2), p.459–466.

58. In, T., Jung, K., Lee, M., G., Cho, H., Y., (2018). Whole-body vibration improves ankle spasticity, balance, and walking ability in individuals with incomplete cervical spinal cord injury. *NeuroRehabilitation*, 42(4), p.491–497.
59. Karatrantou, K., Gerodimos, V., Dipla, K., Zafeiridis, A., (2013). Whole-body vibration training improves flexibility, strength profile of knee flexors, and hamstrings-to-quadriceps strength ratio in females. *Journal of science and medicine in sport*, 16(5), p.477–481.
60. Kasai, T., Kawanishi, M., Yahagi, S., (1992). The effects of wrist muscle vibration on human voluntary elbow flexion-extension movements. *Experimental brain research*, 90(1), p.217–220.
61. Kholvadia, A., Baard, M., L., (2012). Whole body vibration improves body mass, flexibility and strength in previously sedentary adults. *South African Journal of Sports Medicine*, 24(2), p.60-64.
62. Kordi Yoosefinejad, A., Shadmehr, A., Olyaei, G., Talebian, S., Bagheri, H., (2014). The effectiveness of a single session of Whole-Body Vibration in improving the balance and the strength in type 2 diabetic patients with mild to moderate degree of peripheral neuropathy: a pilot study. *Journal of bodywork and movement therapies*, 18(1), p.82–86.
63. Krause, A., Lee, K., Freyler, K., Bühner, T., Gollhofer, A., Ritzmann, R., (2019). Whole-body vibration impedes the deterioration of postural control in patients with multiple sclerosis. *Multiple sclerosis and related disorders*, 31, p.134–140.
64. Λογοθέτης, Ι., Μυλωνάς, Ι., (2016). *Νευρολογία Λογοθέτη*. Πέμπτη έκδοση. Θεσσαλονίκη: University studio press.
65. Lafortune, M., A., Lake, M., J., Hennig, E., M., (1996). Differential shock transmission response of the human body to impact severity and lower limb posture. *Journal of biomechanics*, 29(12), p.1531-1537.
66. Lance, J., W., (1980). Symposium synopsis. In: Feldman, R., G., Young, R., R., Koella, W., P., eds. *Spasticity: Disordered Motor Control*. Chicago: Year Book Medical Publishers; p.485–494
67. Lau, R., W., Liao, L., R., Yu, F., Teo, T., Chung, R., C., Pang, M., Y., (2011). The effects of whole body vibration therapy on bone mineral density and leg muscle strength in older adults: a systematic review and meta-analysis. *Clinical rehabilitation*, 25(11), p.975–988.
68. Lau, R., W., Yip, S., P., Pang, M., Y., (2012). Whole-body vibration has no effect on neuromotor function and falls in chronic stroke. *Medicine and science in sports and exercise*, 44(8), p.1409–1418.
69. Lee, G., (2015). Does whole-body vibration training in the horizontal direction have effects on motor function and balance of chronic stroke survivors? A preliminary study. *Journal of physical therapy science*, 27(4), p.1133–1136.

70. Lee, G., (2019). Whole-Body Vibration in Horizontal Direction for Stroke Rehabilitation: A Randomized Controlled Trial. *Medical science monitor : international medical journal of experimental and clinical research*, 25, p.1621–1628.
71. Lee, J., H., Kim, S., B., Lee, K., W., Lee, S., J., Park, H., Kim, D., W., (2017). The effect of a whole-body vibration therapy on the sitting balance of subacute stroke patients: a randomized controlled trial. *Topics in stroke rehabilitation*, 24(6), p.457–462.
72. Lee, J., S., Kim, C., Y., Kim, H., D., (2016). Short-Term Effects of Whole-Body Vibration Combined with Task-Related Training on Upper Extremity Function, Spasticity, and Grip Strength in Subjects with Poststroke Hemiplegia: A Pilot Randomized Controlled Trial. *American journal of physical medicine & rehabilitation*, 95(8), p.608–617
73. Lees, A., J., (1986). Georges Gilles de la Tourette. The man and his times. *Revue Neurologique*, 142(11), p.808-816.
74. Li, K., Y., Cho, Y., J., Chen, R., S., (2021). The Effect of Whole-Body Vibration on Proprioception and Motor Function for Individuals with Moderate Parkinson Disease: A Single-Blind Randomized Controlled Trial. *Occupational therapy international*, 2021, 9441366.
75. Liang, V., Henderson, G., Wu, J., (2020). Neuromuscular response to a single session of whole-body vibration in children with cerebral palsy: A pilot study. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 80, p.105170.
76. Liao, L., R., Ng, G., Y., Jones, A., Y., Chung, R., C., Pang, M., Y., (2015)., Effects of Vibration Intensity, Exercise, and Motor Impairment on Leg Muscle Activity Induced by Whole-Body Vibration in People With Stroke. *Physical therapy*, 95(12), p.1617–1627.
77. Lohman, E. ,B., 3rd, Petrofsky, J. S., Maloney-Hinds, C., Betts-Schwab, H., Thorpe, D., (2007). The effect of whole body vibration on lower extremity skin blood flow in normal subjects. *Medical science monitor : international medical journal of experimental and clinical research*, 13(2), CR71–CR76.
78. MacKinnon C., D., (2018). Sensorimotor anatomy of gait, balance, and falls. *Handbook of clinical neurology*, 159, p.3–26.
79. Madou, K., H., Cronin, J., B., (2008). The effects of whole body vibration on physical and physiological capability in special populations. *Hong Kong Physiotherapy Journal*, 26(1), p.24-38.
80. Marín, P., J., Bunker, D., Rhea, M., R., Ayllón, F., N., (2009). Neuromuscular activity during whole-body vibration of different amplitudes and footwear conditions: implications for prescription of vibratory stimulation. *Journal of strength and conditioning research*, 23(8), p.2311–2316.
81. Marín, P., J., Ferrero, C., M., Menéndez, H., Martín, J., Herrero, A., J., (2013). Effects of whole-body vibration on muscle architecture, muscle strength, and balance in stroke patients: a randomized controlled trial. *American journal of physical medicine & rehabilitation*, 92(10), p.881–888.

82. Marín, P., J., Rhea, M., R., (2010). Effects of vibration training on muscle power: a meta-analysis. *Journal of strength and conditioning research*, 24(3), p.871–878.
83. Marín, P., J., Rhea, M., R., (2010). Effects of vibration training on muscle strength: a meta-analysis. *Journal of strength and conditioning research*, 24(2), p.548–556.
84. Mason, R., R., Cochrane, D., J., Denny, G., J., Firth, E., C., Stannard, S., R., (2012). Is 8 weeks of side-alternating whole-body vibration a safe and acceptable modality to improve functional performance in multiple sclerosis?. *Disability and rehabilitation*, 34(8), p.647–654.
85. Merkert, J., Butz, S., Nieczaj, R., Steinhagen-Thiessen, E., Eckardt, R., (2011). Combined whole body vibration and balance training using Vibrosphere®: improvement of trunk stability, muscle tone, and postural control in stroke patients during early geriatric rehabilitation. *Zeitschrift für Gerontologie und Geriatrie*, 44(4), p.256–261.
86. Mester, J., Kleinöder, H., Yue, Z., (2006). Vibration training: benefits and risks. *Journal of biomechanics*, 39(6), p.1056–1065.
87. Mingorance, J., A., Montoya, P., Vivas Miranda, J., G., Riquelme, I., (2021). A Comparison of the Effect of Two Types of Whole Body Vibration Platforms on Fibromyalgia. A Randomized Controlled Trial. *International journal of environmental research and public health*, 18(6), p.3007.
88. Miyara, K., Kawamura, K., Matsumoto, S., Ohwatashi, A., Itashiki, Y., Uema, T., Noma, T., Ikeda, K., Shimodozono, M., (2020). Acute changes in cortical activation during active ankle movement after whole-body vibration for spasticity in hemiplegic legs of stroke patients: a functional near-infrared spectroscopy study. *Topics in stroke rehabilitation*, 27(1), p.67–74.
89. Miyara, K., Matsumoto, S., Uema, T., Hirokawa, T., Noma, T., Shimodozono, M., Kawahira, K., (2014). Feasibility of using whole body vibration as a means for controlling spasticity in post-stroke patients: a pilot study. *Complementary therapies in clinical practice*, 20(1), p.70–73.
90. Miyara, K., Matsumoto, S., Uema, T., Noma, T., Ikeda, K., Ohwatashi, A., Kiyama, R., Shimodozono, M., (2018). Effect of whole body vibration on spasticity in hemiplegic legs of patients with stroke. *Topics in stroke rehabilitation*, 25(2), p.90–95.
91. Montagnese, F., Thiele, S., Wenninger, S., Schoser, B., (2016). Long-term whole-body vibration training in two late-onset Pompe disease patients. *Neurological sciences : official journal of the Italian Neurological Society and of the Italian Society of Clinical Neurophysiology*, 37(8), p.1357–1360.
92. Muir, J., Kiel, D., P., Rubin, C., T., (2013). Safety and severity of accelerations delivered from whole body vibration exercise devices to standing adults. *Journal of science and medicine in sport*, 16(6), p.526–531.
93. Mukherjee, A., Chakravarty, A., (2010). Spasticity mechanisms - for the clinician. *Frontiers in neurology*, 1, p.149.

94. Nawayseh, N., Hamdan, S., (2019). Apparent mass of the standing human body when using a whole-body vibration training machine: Effect of knee angle and input frequency. *Journal of biomechanics*, 82, p.291–298.
95. Nielsen, J., Petersen, N., Crone, C., (1995). Changes in transmission across synapses of Ia afferents in spastic patients. *Brain : a journal of neurology*, 118 (Pt 4), p.995–1004.
96. Overlock, J., A., (2004). The relationship between balance and fundamental motor skills in children five to nine years of age. Oregon State University.
97. Özvar, G., B., Ayvat, E., Kılınç, M., (2021). Immediate Effects of Local Vibration and Whole-body Vibration on Postural Control in Patients with Ataxia: an Assessor-Blind, Cross-over randomized trial. *Cerebellum (London, England)*, 20(1), p.83–91.
98. Pandyan, A., D., Gregoric, M., Barnes, M., P., Wood, D., Van Wijck, F., Burridge, J., Hermens, H., Johnson, G., R., (2005). Spasticity: clinical perceptions, neurological realities and meaningful measurement. *Disability and rehabilitation*, 27(1-2), p.2–6.
99. Pang, M., Y., Lau, R., W., Yip, S., P., (2013). The effects of whole-body vibration therapy on bone turnover, muscle strength, motor function, and spasticity in chronic stroke: a randomized controlled trial. *European journal of physical and rehabilitation medicine*, 49(4), p.439–450.
100. Park, S., Y., Son, W., M., Kwon, O., S., (2015). Effects of whole body vibration training on body composition, skeletal muscle strength, and cardiovascular health. *Journal of exercise rehabilitation*, 11(6), p.289–295.
101. Pel, J., J., Bagheri, J., van Dam, L., M., van den Berg-Emons, H., J., Horemans, H., L., Stam, H., J., van der Steen, J., (2009). Platform accelerations of three different whole-body vibration devices and the transmission of vertical vibrations to the lower limbs. *Medical engineering & physics*, 31(8), p.937–944.
102. Petryk, A., Polgreen, L., E., Grames, M., Lowe, D., A., Hodges, J. S., Karachunski, P., (2017). Feasibility and tolerability of whole-body, low-intensity vibration and its effects on muscle function and bone in patients with dystrophinopathies: a pilot study. *Muscle & nerve*, 55(6), p.875–883.
103. Pin, T., W., Butler, P., B., Purves, S., (2019). Use of whole body vibration therapy in individuals with moderate severity of cerebral palsy- a feasibility study. *BMC neurology*, 19(1), p.80.
104. Rauch, F., Sievanen, H., Boonen, S., Cardinale, M., Degens, H., Felsenberg, D., Roth, J., Schoenau, E., Verschueren, S., Rittweger, J., International Society of Musculoskeletal and Neuronal Interactions (2010). Reporting whole-body vibration intervention studies: recommendations of the International Society of Musculoskeletal and Neuronal Interactions. *Journal of musculoskeletal & neuronal interactions*, 10(3), p.193–198.
105. Ribeiro, V., Lacerda, A., Santos, J., M., Coelho-Oliveira, A., C., Fonseca, S., F., Prates, A., Flor, J., Garcia, B., Tossige-Gomes, R., Leite, H., R., Fernandes, J., Arrieiro, A., N., Sartorio, A., Sañudo, B., Sá-Caputo, D., C., Bernardo-Filho, M., Figueiredo, P., Costa, H., S., Lima, V., P., Cardoso, R., F., Bastone, A., C., Soares L., A., Mendonça, V., A., Taiar, R., (2021). Efficacy of Whole-Body Vibration Training on Brain-Derived Neurotrophic Factor,

Clinical and Functional Outcomes, and Quality of Life in Women with Fibromyalgia Syndrome: A Randomized Controlled Trial. *Journal of healthcare engineering*, 2021, 7593802.

106. Ribot-Ciscar, E., Vedel, J., P., Roll, J., P., (1989). Vibration sensitivity of slowly and rapidly adapting cutaneous mechanoreceptors in the human foot and leg. *Neuroscience letters*, 104(1-2), p.130–135.

107. Rittweger J., (2010). Vibration as an exercise modality: how it may work, and what its potential might be. *European journal of applied physiology*, 108(5), p.877–904.

108. Rittweger, J., Beller, G., Felsenberg, D., (2000). Acute physiological effects of exhaustive whole-body vibration exercise in man. *Clinical Physiology*, 20(2), p.134-142.

109. Rittweger, J., Just, K., Kautzsch, K., Reeg, P., Felsenberg, D., (2002). Treatment of chronic lower back pain with lumbar extension and whole-body vibration exercise: a randomized controlled trial. *Spine*, 27(17), p.1829–1834.

110. Ritzmann, R., Kramer, A., Bernhardt, S., Gollhofer, A., (2014). Whole body vibration training--improving balance control and muscle endurance. *PloS one*, 9(2), e89905.

111. Rodríguez Cruz, P., M., Cossins, J., Beeson, D., Vincent, A., (2020). The Neuromuscular Junction in Health and Disease: Molecular Mechanisms Governing Synaptic Formation and Homeostasis. *Frontiers in molecular neuroscience*, 13, 610964.

112. Rogan, S., Hilfiker, R., Schenk, A., Vogler, A., Taeymans, J., (2014). Effects of whole-body vibration with stochastic resonance on balance in persons with balance disability and falls history - a systematic review. *Research in sports medicine (Print)*, 22(3), p.294–313.

113. Runge, M., Rehfeld, G., Resnicek, E., (2000). Balance training and exercise in geriatric patients. *Journal of Musculoskeletal & Neuronal Interactions*, 1(1), p.61-65.

114. Sá-Caputo, D., C., Marconi, E., M., Costa-Cavalcanti, R., G., Domingos, L., L., Giehl, P., M., Paiva, D., N., Asad, N., R., Marin, P., J., Bernardo-Filho, M., (2015). Alterations on the plasma concentration of hormonal and non hormonal biomarkers in human beings submitted to the whole body vibrations exercises. *Scientific Research and Essays*, 10(8), p.287-297.

115. Sade, I., Çekmece, Ç., İnanir, M., SelÇuk, B., Dursun, N., Dursun, E., (2019). The Effect of Whole Body Vibration Treatment on Balance and Gait in Patients with Stroke. *Noropsikiyatri arsivi*, 57(4), p. 308–311.

116. Sales, R., M., Cerqueira, M., S., Bezerra de Moraes, A., T., de Paiva Lima, C., Lemos, A., Galvão de Moura Filho, A., (2020). Acute effects of whole-body vibration on spinal excitability level and ankle plantar flexion spasticity in post-stroke individuals: A randomized controlled trial. *Journal of bodywork and movement therapies*, 24(2), p.37–42.

117. Sañudo, B., Carrasco, L., de Hoyo, M., Oliva-Pascual-Vaca, Á., Rodríguez-Blanco, C., (2013). Changes in body balance and functional performance following whole-body vibration training in patients with fibromyalgia syndrome: a randomized controlled trial. *Journal of rehabilitation medicine*, 45(7), p.678–684.

118. Sañudo, B., de Hoyo, M., Carrasco, L., McVeigh, J., G., Corral, J., Cabeza, R., Rodríguez, C., Oliva, A., (2010). The effect of 6-week exercise programme and whole body vibration on strength and quality of life in women with fibromyalgia: a randomised study. *Clinical and experimental rheumatology*, 28(6 Suppl 63), S40–S45.
119. Sañudo, B., de Hoyo, M., Carrasco, L., Rodríguez-Blanco, C., Oliva-Pascual-Vaca, A., McVeigh, J., G., (2012). Effect of whole-body vibration exercise on balance in women with fibromyalgia syndrome: a randomized controlled trial. *Journal of alternative and complementary medicine (New York, N.Y.)*, 18(2), p.158–164.
120. Semler, O., Fricke, O., Vezyroglou, K., Stark, K., Schoenau, E., (2007). Preliminary results on the mobility after whole body vibration in immobilized children and adolescents. *Journal of Musculoskeletal & Neuronal Interactions*, 7(1), p.77-81.
121. Sheean, G., McGuire, J., R., (2009). Spastic hypertonia and movement disorders: pathophysiology, clinical presentation, and quantification. *PM & R : the journal of injury, function, and rehabilitation*, 1(9), p.827–833.
122. Sherrill, C., (1998). *Adapted physical activity, recreation and sport : crossdisciplinary and lifespan*. Fifth edition. Boston: WCB/McGraw-Hill.
123. Shumway-Cook, A., Woollacott, M., (2007). *Motor control translating research into clinical practice*. Third edition. United States of America: Lippincott Williams & Wilkins.
124. Signorile, J., (2011). Whole body vibration, part two: What's the most effective protocol. *J. Active Aging*, 10, p.66-73.
125. Söderpalm, A., C., Kroksmark, A., K., Magnusson, P., Karlsson, J., Tulinius, M., Swolin-Eide, D., (2013). Whole body vibration therapy in patients with Duchenne muscular dystrophy--a prospective observational study. *Journal of musculoskeletal & neuronal interactions*, 13(1), p.13–18.
126. Song, S., Lee, K., Jung, S., Park, S., Cho, H., Lee, G., (2018). Effect of Horizontal Whole-Body Vibration Training on Trunk and Lower-Extremity Muscle Tone and Activation, Balance, and Gait in a Child with Cerebral Palsy. *The American journal of case reports*, 19, p.1292–1300.
127. Squire, J., M., (2016). Muscle contraction: Sliding filament history, sarcomere dynamics and the two Huxleys. *Global Cardiology Science and Practice*. 2016(2), e201611.
128. Stark, C., Nikopoulou-Smyrni, P., Stabrey, A., Semler, O., Schoenau, E., (2010). Effect of a new physiotherapy concept on bone mineral density, muscle force and gross motor function in children with bilateral cerebral palsy. *Journal of musculoskeletal & neuronal interactions*, 10(2), p.151–158.
129. Streckmann, F., Lehmann, H., C., Balke, M., Schenk, A., Oberste, M., Heller, A., Schürhörster, A., Elter, T., Bloch, W., Baumann, F., T., (2019). Sensorimotor training and whole-body vibration training have the potential to reduce motor and sensory symptoms of chemotherapy-induced peripheral neuropathy-a randomized controlled pilot trial. *Supportive care in cancer : official journal of the Multinational Association of Supportive Care in Cancer*, 27(7), p.2471–2478.

130. Tankisheva, E., Bogaerts, A., Boonen, S., Feys, H., Verschueren, S., (2014). Effects of intensive whole-body vibration training on muscle strength and balance in adults with chronic stroke: a randomized controlled pilot study. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 95(3), p.439–446.
131. Tekin, F., Kavlak, E., (2021). Short and Long-Term Effects of Whole-Body Vibration on Spasticity and Motor Performance in Children With Hemiparetic Cerebral Palsy. *Perceptual and motor skills*, 128(3), p.1107–1129.
132. Tihanyi, J., Di Giminiani, R., Tihanyi, T., Gyulai, G., Trzaskoma, L., Horváth, M., (2010). Low resonance frequency vibration affects strength of paretic and non-paretic leg differently in patients with stroke. *Acta physiologica Hungarica*, 97(2), p.172–182.
133. Totosy de Zepetnek, J., O., Giangregorio, L., M., Craven, B., C., (2009). Whole-body vibration as potential intervention for people with low bone mineral density and osteoporosis: a review. *Journal of rehabilitation research and development*, 46(4), p.529–542.
134. Trompetto, C., Marinelli, L., Mori, L., Pelosin, E., Currà, A., Molfetta, L., Abbruzzese, G., (2014). Pathophysiology of spasticity: implications for neurorehabilitation. *BioMed research international*, 2014, 354906.
135. Tsai, S., T., Li, C., F., Chi, K., C., Ko, L., W., Stevenson, C., Chen, Y., J., Chen, C., H., (2021). Immediate Effect of Whole Body Vibration on Knee Extensor Tendon Stiffness in Hemiparetic Stroke Patients. *Medicina (Kaunas, Lithuania)*, 57(10), p.1037.
136. Turner, S., Torode, M., Climstein, M., Naughton, G., Greene, D., Baker, M. K., & Fiatarone Singh, M. A., (2011). A randomized controlled trial of whole body vibration exposure on markers of bone turnover in postmenopausal women. *Journal of osteoporosis*, 2011, 710387.
137. Uszynski, M., K., Purtill, H., Donnelly, A., Coote, S., (2016). Comparing the effects of whole-body vibration to standard exercise in ambulatory people with Multiple Sclerosis: a randomised controlled feasibility study. *Clinical rehabilitation*, 30(7), p.657–668.
138. Verschueren, S., M., P., Roelants, M., Delecluse, C., Swinnen, S., Vanderschueren, D., Boonen, S., (2004). Effect of 6-month whole body vibration training on hip density, muscle strength, and postural control in postmenopausal women: a randomized controlled pilot study. *Journal of Bone and Mineral Research*, 19(3), p.352-359.
139. Villarroja, M., A., González-Agüero, A., Moros, T., Gómez-Trullén, E., Casajús, J., A., (2013). Effects of whole body vibration training on balance in adolescents with and without Down syndrome. *Research in developmental disabilities*, 34(10), p.3057–3065.
140. Vry, J., Schubert, I., J., Semler, O., Haug, V., Schönau, E., Kirschner, J., (2014). Whole-body vibration training in children with Duchenne muscular dystrophy and spinal muscular atrophy. *European journal of paediatric neurology : EJPN : official journal of the European Paediatric Neurology Society*, 18(2), p.140–149.
141. Wakeling, J., M., Nigg, B., M., Rozitis, A., I., (2002). Muscle activity damps the soft tissue resonance that occurs in response to pulsed and continuous vibrations. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, 93(3), p.1093–1103.

142. Wei, N., Cai, M., (2022). Optimal frequency of whole body vibration training for improving balance and physical performance in the older people with chronic stroke: A randomized controlled trial. *Clinical rehabilitation*, 36(3), p.342–349.
143. Winter, D., A., Patla, A., E., Frank, J., S., (1990). Assessment of balance control in humans. *Medical progress through technology*, 16(1-2), p.31–51.
144. Wismus L., Baron, D., (1892). Les chars aux diverse époques. *Société Archéologique et Historique de Nantes et de Loire-Atlantique*, 31:35, p.151.
145. Wunderer, K., Schabrun, S., M., Chipchase, L., S. (2010). Effects of whole body vibration on strength and functional mobility in multiple sclerosis. *Physiotherapy theory and practice*, 26(6), p.374–384.
146. Yang, F., Finlayson, M., Bethoux, F., Su, X., Dillon, L., Maldonado, H., M., (2018). Effects of controlled whole-body vibration training in improving fall risk factors among individuals with multiple sclerosis: A pilot study. *Disability and rehabilitation*, 40(5), p.553–560.
147. Yang, Z., Miller, T., Xiang, Z., Pang, M., (2021). Effects of different vibration frequencies on muscle strength, bone turnover and walking endurance in chronic stroke. *Scientific reports*, 11(1), p.121.

Παραρτήματα

Παράρτημα 1- Ηλεκτρονική αναζήτηση μελετών στις βάσεις δεδομένων

MEDLINE / Cochrane Library / Scopus

(spasticity OR balance OR strength) AND (whole body vibration OR wbv OR whole-body vibration OR whole-body-vibration) AND (neurological diseases OR neurological disorders)

PEDro

1. “whole body vibration” “neurological diseases” spasticity*
2. “whole body vibration” “neurological diseases” balance*
3. “whole body vibration” “neurological diseases” strength*
4. “whole body vibration” “neurological disorders” spasticity*
5. “whole body vibration” “neurological disorders” spasticity*
6. “whole body vibration” “neurological disorders” spasticity*