

**ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΚΟ ΕΚΠΑΙΔΕΥΤΙΚΟ ΙΔΡΥΜΑ ΠΑΤΡΩΝ
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ ΑΙΓΙΟΥ
ΤΜΗΜΑ ΦΥΣΙΚΟΘΕΡΑΠΕΙΑΣ**

ΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

**Ο ΡΟΛΟΣ ΤΗΣ ΒΙΟΑΝΑΤΡΟΦΟΔΟΤΗΣΗΣ
ΣΤΗΝ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ ΤΗΣ ΒΑΔΙΣΗΣ
ΚΑΙ ΤΗΣ ΙΣΟΡΡΟΠΙΑΣ ΤΩΝ
ΝΕΥΡΟΛΟΓΙΚΩΝ ΑΣΘΕΝΩΝ**

ΕΠΙΜΕΛΕΙΑ ΕΡΓΑΣΙΑΣ:

ΒΟΤΣΗ ΕΙΡΗΝΗ

ΥΠΕΥΘΥΝΟΣ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ:

ΝΟΥΣΗ ΣΟΦΙΑ

ΑΙΓΙΟ 2010

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Σε αυτή την εργασία αναλύεται η βιοανατροφοδότηση (biofeedback), τα είδη της και ο ρόλος της στην αποκατάσταση της ισορροπίας και της βάδισης των ασθενών που έχουν υποστεί νευρολογική βλάβη.

Η βιοανατροφοδότηση περιγράφεται ως μια θεραπευτική διαδικασία που μέσω της εκπαίδευσης βελτιώνονται ή ελέγχονται οι ικανότητες του σώματος ή της σκέψης του ασθενούς. Προσφέροντας στον ασθενή πληροφορίες είτε κατά τη διάρκεια, είτε μετά την εκτέλεση της δράσης ενός συστήματος, που στη συνέχεια τις επεξεργάζεται και τις διορθώνει συνεχώς με αποτέλεσμα τον επιτυχή απαιτούμενο στόχο.

Η εφαρμογή της βιοανατροφοδότησης είναι σημαντική στην αποκατάσταση των κακώσεων τόσο του Κ.Ν.Σ όσο και του περιφερικού νευρικού συστήματος (Π.Ν.Σ.).

Οι σημαντικότερες μορφές του BF που χρησιμοποιούνται στην φυσική αποκατάσταση είναι το ηλεκτρομυογραφικό, το ακουστικό και το οπτικό biofeedback. Η πιο χρησιμοποιημένη μορφή BF στη φυσική αποκατάσταση είναι το ηλεκτρομυογραφικό biofeedback (EMG BF).

Οι συσκευές του EMG-BF καταγράφουν τη δυναμική ενέργεια των μυών και αποδίδουν οπτικό-ακουστικά σήματα τέτοια που χαρακτηρίζουν με σαφήνεια την ένταση της μυϊκής δραστηριότητας, τόσο κατά την ενεργητική σύσπαση όσο και κατά τη χαλάρωση.

Οι οπτικές πηγές ανατροφοδότησης χρησιμοποιούνται για την παροχή της οπτικής ένδειξης για τη συστολή ή τη χαλάρωση των μυών σε ασθενείς που έχει διαταραχθεί ή είναι ανεπαρκής μια από τις αισθήσεις του εγκεφάλου (όχι η οπτική).

Όσο για το ακουστικό BF υπάρχουν δυο τρόποι που χρησιμοποιείται στην αποκατάσταση. Ο πρώτος, ενθαρρύνει τον ασθενή να δουλέψει σκληρότερα για να πάρει ένα άλλο ηχητικό σήμα ενισχύοντας έναν μυ που απαιτείται στο πρόγραμμα αποκατάστασης. Κι ο δεύτερος τρόπος, χρησιμεύει για την αποκατάσταση της σπαστικότητας.

Σκοπός της εργασίας αυτής είναι η ανάλυση των τριών μορφών της μεθόδου BF, του EMG, του οπτικού και του ακουστικού BF στην αποκατάσταση της βάδισης και της ισορροπίας των νευρολογικών ασθενών. Με απώτερο στόχο, να μάθουμε ποιο από τα τρία είδη BF βοηθάει περισσότερο στην αποκατάσταση της βάδισης και ποιο στην αποκατάσταση της ισορροπίας.

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

ΠΕΡΙΛΗΨΗ.....	II
ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ	III
ΕΥΡΕΤΗΡΙΟ ΠΙΝΑΚΩΝ ΚΑΙ ΕΙΚΟΝΩΝ	IV
ΣΥΝΤΟΜΟΓΡΑΦΙΕΣ	VI
ΕΙΣΑΓΩΓΗ.....	1
Α. Η βάρδιση και η ισορροπία στους νευρολογικούς ασθενείς.....	1
Β. Βιοανατροφοδότηση (Biofeedback) - Λειτουργική αποκατάσταση Βάρδισης & Ισορροπίας νευρολογικών ασθενών	7
Γ. Αντενδείξεις και περιορισμοί της βιοανατροφοδότησης.....	12
Κεφάλαιο 1 ^ο	13
Ηλεκτρομυογραφική ανατροφοδότηση.....	13
1. Ηλεκτρομυογραφική ανατροφοδότηση.....	14
1.1.Ο ρόλος της ηλεκτρομυογραφικής ανατροφοδότησης στην αποκατάσταση της βάρδισης των νευρολογικών ασθενών.....	15
1.2. Ο ρόλος του ηλεκτρομυογραφικής ανατροφοδότησης στην αποκατάσταση της ισορροπίας.....	23
Κεφάλαιο 2 ^ο	29
Οπτική ανατροφοδότηση.....	29
2. Οπτική ανατροφοδότηση.....	30
2.1. Ο ρόλος της οπτικής ανατροφοδότησης στην αποκατάσταση της βάρδισης:	30
2.2. Ο ρόλος της οπτικής ανατροφοδότησης στην αποκατάσταση της ισορροπίας:	39
Κεφάλαιο 3ο	47
Ακουστική ανατροφοδότηση.....	47
3. Ακουστική ανατροφοδότηση.....	48
3.1. ο ρόλος της ακουστικής ανατροφοδότησης στην αποκατάσταση της βάρδισης.....	49
3.2. ο ρόλος της ακουστικής ανατροφοδότησης στην αποκατάσταση της ισορροπίας	53
Κεφάλαιο 4 ^ο	65
Συμπεράσματα	66
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ.....	69

ΕΥΡΕΤΗΡΙΟ ΠΙΝΑΚΩΝ – ΕΙΚΟΝΩΝ

A) ΠΙΝΑΚΕΣ

1. ΠΙΝΑΚΑΣ 3.1.1. Κλινική αξιολόγηση της λειτουργίας της παραγκεφαλίδας (Baram & Miller, 2007)..... 50
2. ΠΙΝΑΚΑΣ 3.1.2. τα στάδια που εξεταστήκαν οι ασθενείς της μελέτης αυτής ((Baram & Miller, 2007)..... 50

B) ΕΙΚΟΝΕΣ

1. ΕΙΚΟΝΑ Α. 1 : αναπαράσταση του κύκλου βάδισης (τροποποιημένο από: Carr and Shepherd, 2003) 1
2. ΕΙΚΟΝΑ Α. 2.: ανάλυση των φάσεων του κύκλου βάδισης (τροποποιημένο από: Carr and Shepherd, 2003). 2
3. ΕΙΚΟΝΑ Α. 3.: έλλειψη της κάμψης γόνατος (τροποποιημένο από: Carr and Shepherd, 2003)..... 4
4. ΕΙΚΟΝΑ Α.4.: το στατικό λίκνισμα (τροποποιημένο από: EquiTest® System from Lake Erie Med, 2010)..... 6
5. ΕΙΚΟΝΑ Α.5. : Μερικά πρότυπα βάδισης νευρολογικών ασθενών (τροποποιημένο από: Williams & Wilkins, 2006)..... 6
6. ΕΙΚΟΝΑ Β.1.: πως λειτουργεί το biofeedback (τροποποιημένο από το discover How Biofeedback Works, 2010) 7
7. ΕΙΚΟΝΑ Β.2.: Biofeedback (τροποποιημένο από: Γούλες, Μπαλακατούνης, Αγγούλες, 2005)..... 8
8. ΕΙΚΟΝΑ Β.3.: ο απαραίτητος εξοπλισμός του biofeedback (τροποποιημένο από: Σφετσιώρης, 2008)..... 9
9. ΕΙΚΟΝΑ Β.4.: παράδειγμα ανάδρασης της ρύθμισης ινσουλίνης-γλυκογόνου (τροποποιημένο από: Χρηστίδης, 2001)..... 9
10. ΕΙΚΟΝΑ 1.1. : EMG biofeedback (τροποποιημένο από EMG Biofeedback Equipment, 2010)..... 14
11. ΕΙΚΟΝΑ 1.1.1.: αύξηση του εύρους της κίνησης του γόνατος μιας ασθενούς με ΑΕΕ όπως αυτή μεταφέρεται από την τελική στήριξη στην φάση αιώρησης του βαδίσματος με EMG βιοανάδραση (τροποποιημένο από Olney, Colborne, Martin, 1989)..... 19
12. ΕΙΚΟΝΑ 1.1.2.: υπερέκταση γόνατος (Τροποποιημένο από: Carr and Shepherd, 2003) 20
13. ΕΙΚΟΝΑ 1.1.3 : Ηλεκτρογωνιόμετρο με ανάδραση (τροποποιημένο από: Morris, Matyas, Bach, Goldie 1992) 20
14. ΕΙΚΟΝΑ 1.1.4.: το φαινόμενο drop foot. (Τροποποιημένο από: Carr and Shepherd, 2003) 21
15. ΕΙΚΟΝΑ 1.2.1.: στατικός έλεγχος με χρήση EMG biofeedback (τροποποιημένο από: Γούλες, Μπαλακατούνης, Αγγούλες, 2005) 26

16.EIKONA 2.1.1.: διάδρομος βάδισης με φωτιζόμενους στόχους (τροποποιημένο Gait Trainer Treadmill 2010).....	31
17.EIKONA 2.1.2. : Experimental set-up with subject walking on treadmill watching screen for visual biofeedback. (Τροποποιημένο από: Aiello, Gates, Patrilli, Cairns, Meister, Clancy, and Bonato, 2005).....	34
18.EIKONA 2.1.3.: The Lokomat driven gait orthosis. Τροποποιημένο από: Banz, Bolliger, Colombo, Dietz, Lu`nenburger, 2008)	37
19.EIKONA 2.2.1.: στατικός έλεγχος με εκπαίδευση οπτικής ανατροφοδότησης (τροποποιημένο από: Carr and Shepherd, 2003.	40
20.EIKONA 2.2.2.: προσθήκη οπτικής βιοανάδρασης με χρήση πλατφόρμας σε πρόγραμμα αποκατάστασης της ισορροπίας και της κινητικότητας (τροποποιημένο EquiTest® System from Lake Erie Med, 2010)	41
21.EIKONA 3.1.: ακουστικό biofeedback (τροποποιημένο από: Biofeedback FAQ'S, 2010)	48
22.EIKONA 3.1.1.: Οι συσκευές ακουστικής ανατροφοδότησης που χρησιμοποιούνται στις δοκιμασίες. Τροποποιημένο από: (Baram Y, Miller A, 2007).....	50
23.EIKONA 3.1.2.: σύγκριση της βάδισης ενός ατόμου με Νόσο Πάρκινσον (σκιασμένη φιγούρα) με τη βάδιση ενός υγιούς ατόμου. (τροποποιημένο από Carr and Shepherd, 2003)	52
24.EIKONA 3.2.1.: στατική ισορροπία σε επιφάνεια αφρού (τροποποιημένο EquiTest® System from Lake Erie Med, 2010)	55
25.EIKONA 3.2.2.: στατικός έλεγχος με τη χρήση ακουστικού biofeedback (τροποποιημένο από Dozza, Wall, Peterka, Chiari, Horak, 2007)	55
26.EIKONA 3.2.3.: εκπαίδευση στατικού λικνίσματος με τα μάτια κλειστά και σε επιφάνεια αφρού (τροποποιημένο από Dozza, Wall, Peterka, Chiari, Horak, 2007)	57
27.EIKONA 3.2.4: Υπό μορφή διαγραμμάτων οι συνεισφορές σωματοαισθητηριακών, οπτικών, και ABF πληροφοριών για τη μείωση του COP-RMS κατά τη διάρκεια της ήρεμης στάσης για τους ασθενείς με BVL και τους ασθενείς ελέγχου, αντίστοιχα. (τροποποιημένο από το άρθρο: Hegeman et al, το 2005).....	57
28.EIKONA 3.2.5.: ABF system device and protocol. (τροποποιημένο από το άρθρο: Dozza M et al, το 2005)	59
29.EIKONA 3.2.6.: Μέτρηση της στατικής σταθερότητας. Μια δυναμική πλατφόρμα που χρησιμοποιείται για να καθορίσει τη COP (δηλαδή το σημείο εφαρμογής της δύναμης αντίδρασης του εδάφους). (τροποποιημένο Postural stability in patients with visual impairment, 2006).....	62

ΣΥΝΤΟΜΟΓΡΑΦΙΕΣ

A.E.E= αγγειακό εγκεφαλικό επεισόδιο
ABF (audio biofeedback)= ακουστικό biofeedback
BF (biofeedback)= επανατροφοδότηση
BVL (bilateral vestibular loss) = διμερής προθλαμιαία απώλεια
COP (center of pressure) = κέντρου πίεσης
CVA (cerebrovascular accidents) = αγγειακά εγκεφαλικά ατυχήματα
ΠΔΚ= ποδοκνημική
DGO (driven gait orthosis) = εκπαίδευση με ρομποτικό βοηθητικό βηματισμό
ECG (electrocardiogram) = ηλεκτροκαρδιογράφημα
EEG= ηλεκτροεγκεφαλογράφημα
EMG (electromyography) = ηλεκτρομυογράφημα
EMG BF (electromyography biofeedback) = ηλεκτρομυογραφική ανατροφοδότηση
fMRI (Functional magnetic resonance imaging) = λειτουργική μαγνητική τομογραφία
Κ.Ε.Κ= κρανιοεγκεφαλική κάκωση
Κ.Ν.Σ= κεντρικό νευρικό σύστημα
MI (index Motoricity) = Δείκτη Motoricity
MMAS (modified motor assessment scale) =τροποποιημένη κλίμακα αξιολόγησης κίνησης
N.M= Νωτιαίος Μυελός
Π.Ν.Σ= περιφερικό νευρικό σύστημα
RAS (Rhythmic auditory stimulation) = ρυθμικός ακουστικός ερεθισμός
SDA (Stabilogram diffusion analysis) = Stabilogram ανάλυση διάχυσης
VBTT (visual biofeedback tracking training) = εκπαίδευση με οπτική βιοανάδραση
VR (Virtual reality) = εικονική πραγματικότητα

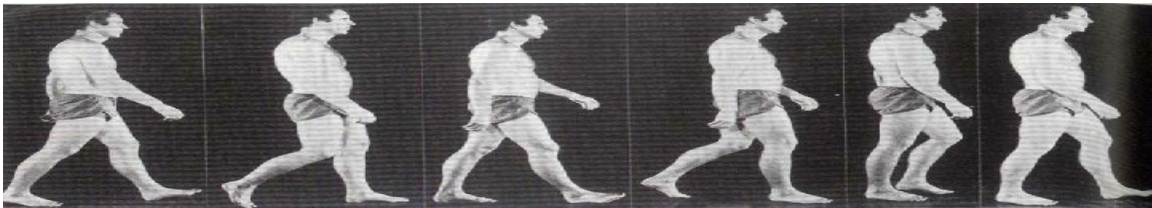
ΕΙΣΑΓΩΓΗ

A. Η βάρδιση και η ισορροπία στους νευρολογικούς ασθενείς

Βάρδιση

Η βάρδιση αποτελεί μια συνηθισμένη αλλά και πολύπλοκη ανθρώπινη κίνηση, η οποία είναι σημαντική για τον άνθρωπο, τόσο για την ποιότητα της ζωής του όσο και για τη συμμετοχή του στην κοινωνική και οικονομική ζωή.

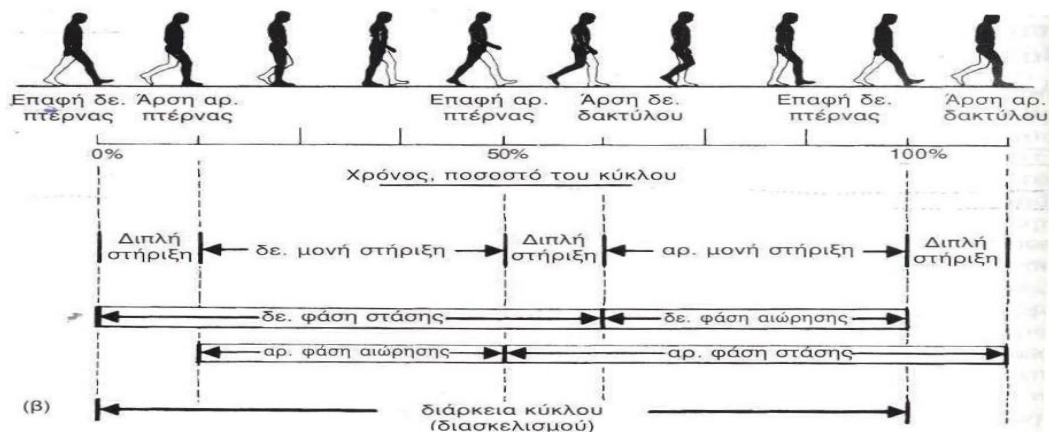
Σύμφωνα με τους ερευνητές Carr & Shepherd, το 2003, ο όρος «βάρδιση» χρησιμοποιείται προκειμένου να περιγράψει τον τρόπο μετακίνησης του σώματος μέσα σε έναν χώρο, με εναλλασσόμενη και ρυθμικά επαναλαμβανόμενη αλλαγή της βάσης στήριξης, με το ένα πόδι να αιωρείται και το άλλο πόδι να εφάπτεται στην επιφάνεια στήριξης (εικόνα A.1).



ΕΙΚΟΝΑ A. 1 : αναπαράσταση του κύκλου βάρδισης (τροποποιημένο από: Carr and Shepherd, 2003)

Ο κύκλος της βάρδισης διαιρείται σε δυο φάσεις (εικόνα A. 2), την φάση στήριξης και την φάση αιώρησης. Όπου η φάση στήριξης περιλαμβάνει το 60% του κύκλου βάρδισης και η φάση αιώρησης το υπόλοιπο 40% (Carr and Shepherd 2003).

Η φάση στήριξης αρχίζει με την επαφή της πτέρνας και υποδιαιρείται σε υποδοχή φόρτισης, μέση στάση και προώθηση (Saunders et al 1953). Ενώ η φάση αιώρησης, η οποία αρχίζει με την άρση του μεγάλου δακτύλου, αποτελείται από την άρση (αρχική αιώρηση) και προσέγγιση (τελική αιώρηση).



ΕΙΚΟΝΑ Α. 2.: ανάλυση των φάσεων του κύκλου βადίσης (τροποποιημένο από: Carr and Shepherd, 2003.)

Σε έρευνα που πραγματοποιήθηκε από τους Olney et al, το 1986 για την ανάλυση του φυσιολογικού βαδίσματος, αποδεικνύεται ότι οι πελματιαίοι καμπτήρες μύες της ποδοκνημικής (ΠΔΚ) παράγουν το σημαντικότερο θετικό έργο του βαδίσματος κατά τη διάρκεια της φάσης στήριξης. Επίσης στην αιώρηση (στην προ αιώρηση και στην αρχική αιώρηση) η μικρότερη σύσπαση παρέχεται από τους καμπτήρες μύες του ισχίου ενώ κατά την έναρξη στήριξης η μικρότερη σύσπαση παρέχεται από τους εκτείνοντες μύες του ισχίου.

Οι βασικές λειτουργίες του κάτω άκρου κατά την φάση στήριξης είναι η υποστήριξη του άνω τμήματος, η ισορροπία, η προώθηση και η απορρόφηση της ενέργειας. Ενώ τα βασικά στοιχεία κατά την φάση αιώρησης είναι η βράχυνση του σκέλους, ειδικά κατά το πρώτο μισό της αιώρησης, και η σωστή τοποθέτηση του άκρου πόδα στην υποστηρικτική επιφάνεια κατά την τελική φάση αιώρησης (Carr and Shepherd, 2003).

Συγκεκριμένα, η υποστήριξη του άνω τμήματος του σώματος είναι χρήσιμη για την αποφυγή της κατάρρευσης των κάτω άκρων. Η ισορροπία αποτελεί σημαντικό στοιχείο στην όρθια στάση, η οποία όμως για να επιτευχθεί πρέπει το άτομο να διατηρείται πάνω στην βάση στήριξης. Η χρήση της προώθησης είναι βασική για την επιτάχυνση του σώματος στον χώρο. Και τέλος, η απορρόφηση ενέργειας μειώνει τη πρόσθια ταχύτητα του σώματος και την απορρόφηση της μηχανικής ενέργειας για απόσβεση κραδασμών (Carr and Shepherd 2003).

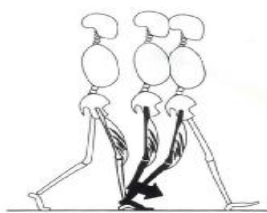
Η δυνατότητα βადίσης είναι σημαντική για την ποιότητα ζωής και τη συμμετοχή στην κοινωνική και οικονομική ζωή του ατόμου. Στις νευρολογικές διαταραχές όπως ο τραυματισμός του Νωτιαίου Μυελού (N.M.), το αγγειακό εγκεφαλικό επεισόδιο (Α.Ε.Ε.) ή οι κρανιοεγκεφαλικές κακώσεις (Κ.Ε.Κ.), ο βηματισμός όσο και η ισορροπία των ασθενών αυτών μπορεί να επηρεαστεί αρνητικά ανάλογα με την κλινική εικόνα τους (Lünenburger et al, 2007).

Σε αυτού του είδους ασθενείς τα κύρια αίτια της διαταραχής του κύκλου βάδισης είναι η αδυναμία, που χαρακτηρίζεται από την ελάττωση της μυικής λειτουργίας, η εγκατάσταση της υποτονίας, που είναι το άμεσο αποτέλεσμα μια βλάβης και διακοπής του ανώτερου κινητικού μηχανισμού, και τέλος η σπαστικότητα, που περιγράφεται από την αύξηση των τονικών μυοτατικών και των τενόντιων αντανακλαστικών λόγω βλάβης στα αναχαιτιστικά μονοπάτια του ανώτερου κινητικού νευρώνα (Carr and Shepherd 2003).

Αναλυτικότερα, η αδυναμία προκαλεί αργό βάδισμα, επειδή δημιουργεί ανεπαρκή ενεργοποίηση των κινητικών μονάδων και επιβράδυνση του ρυθμού και του εύρους επιστράτευσης τους. Επιπλέον, η υποτονία δημιουργεί αστάθειες και υπεξαρθρήματα των αρθρώσεων με αποτέλεσμα την αδυναμία, τη μείωση του στατικού ελέγχου και της ικανότητας έναρξης των κινήσεων, και τέλος, τη μείωση της αντοχής και του συντονισμού (Carr and Shepherd 2003). Αντιθέτως, η μορφή και η ένταση της σπαστικότητας που μπορεί να ποικίλλει σημαντικά ανάλογα με το μέγεθος και την περιοχή της βλάβης του κεντρικού νευρικού συστήματος (ΚΝΣ) (Carr and Shepherd 2003), προκαλεί συντονισμένη πυροδότηση των μυών του κάτω άκρου που οδηγεί σε ανωμαλίες της βάδισης, κυρίως στο ΑΕΕ (Aiello et al, 2005).

Επιπλέον, αρκετά κινητικά ελλείμματα υπάρχουν στον κύκλο της βάδισης τόσο στην φάση στήριξης όσο και στην φάση αιώρησης. Παράδειγμα, σε άτομα με ημιπληγία η φάση στήριξης είναι συντομότερη, η φάση αιώρησης μεγαλύτερη και η διάρκεια της διπλής στήριξης αυξημένη (Olney et al, 1991). Σε άτομα που έχουν υποστεί Α.Ε.Ε τα συνηθισμένα ελλείμματα που παρατηρούνται είναι η μειωμένη ραχιαία κάμψη της ποδοκνημικής (ΠΔΚ) κατά την αρχική επαφή του άκρου πόδα, η έλλειψη κάμψης του γόνατος κατά την αιώρηση και η μειωμένη παραγωγή δύναμης των πελματιαίων καμπτήρων της ΠΔΚ κατά την φάση στήριξης (Carr & Shepherd, 2003). Η έλλειψη κάμψης γόνατος (εικόνα Α.3) μπορεί να οφείλεται επίσης και στην σύγκαμψη ή την αυξημένη σκληρότητα του ορθού μηριαίου (διάρθριος μυς), ο οποίος αν είναι βραχύς ή τεταμένος μπορεί να διαταράξει την κάμψη του γόνατος κατά την εναλλαγή στήριξης/ αιώρησης (Carr & Shepherd, 2003).

Στη φάση στήριξης υπάρχει δυσκολία στην υποστήριξη και ισορροπία του σωματικού βάρους πάνω στο προσβεβλημένο σκέλος, λόγω μειωμένης και ασυγχρόνιστης μυικής αδυναμίας των γλουτιαίων μυών, των οπίσθιων μηριαίων, του τετρακέφαλου και του γαστροκνημίου (Carr & Shepherd, 2003).



Εικόνα Α. 3.: έλλειψη της κάμψης γόνατος (τροποποιημένο από: Carr and Shepherd, 2003.)

Συγχρόνως τα κινητικά ελλείμματα στην φάση της αιώρησης μπορεί να σχετίζονται με τα ελλείμματα που παρατηρούνται κατά την φάση στήριξης. Όπως το μειωμένο εύρος της έκτασης του ισχίου κατά την φάση στήριξης και η έλλειψη της προώθησης από το έδαφος της ΠΔΚ σχετίζονται με την ελαττωμένη κάμψη του ισχίου και την μειωμένη κάμψη του γόνατος για «βράχυνση» του σκέλους προκειμένου να αρθεί το μεγάλο δάκτυλο από το έδαφος καθώς αιωρείται το κάτω άκρο προς τα εμπρός (Carr & Shepherd, 2003).

Οι ασθενείς με νευρολογικά προβλήματα μπορούν να παρουσιάσουν ακόμα και διαταραχές του μυϊκού τόνου, πιθανά αισθητικά (επιπλολούς και εν τω βάθει αισθητικότητα) αλλά και γνωστικά ελλείμματα (γνωστικές, γνωσιακές και ψυχολογικές διαταραχές) που οδηγούν στην ανάπτυξη διαφόρων αντισταθμιστικών στρατηγικών και πρότυπων, τα οποία επηρεάζουν τόσο το ρυθμό όσο και τη ταχύτητα της βάρδισης (Carr & Shepherd, 2003). Με αποτέλεσμα, σημαντικά κινητικά και λειτουργικά ελλείμματα.

Ισορροπία

Με τον όρο «ισορροπία» περιγράφεται η ικανότητα διατήρησης ή μετατόπισης του κέντρου βάρους του σώματος μέσα στην βάση στήριξης χωρίς πτώση (Nichols, 1997). Σύμφωνα με τον Nichols, 1997, σημαντικά στοιχεία της ισορροπίας είναι η σταθερότητα και η συμμετρία τόσο κατά την διατήρηση στάσης θέσης (στατική ισορροπία) όσο και κατά την διάρκεια κίνησης (δυναμική ισορροπία).

Σύμφωνα με τους Carr & Shepherd, 2003, το καλύτερο παράδειγμα δυναμικής ισορροπίας είναι η βάρδιση αφού το κέντρο βάρους μετατοπίζεται συνεχώς σε μια νέα βάση στήριξης.

Σημαντικό ρόλο για τον έλεγχο της στάσης και της ισορροπίας παίζουν τα ανώτερα φλοιϊκά κέντρα που μέσω των αισθητικών ερεθισμάτων (οπτικά, αιθουσαία, ιδιοδεκτικά) ελέγχουν και τροποποιούν το πρότυπο της βάρδισης ανάλογα με τις συνθήκες (Dozza et al, 2006). Κι αυτό, επειδή το αιθουσαίο, το οπτικό και το σωματοαισθητικό είναι σημαντικά νευρωνικά κυκλώματα τα οποία προάγουν την διατήρηση της ισορροπίας (Dozza et al, 2006).

Η διατήρηση της ισορροπίας κατά την διάρκεια της βάδισης είναι μια σύνθετη ικανότητα που βασίζεται στην ακεραιότητα τόσο του ΚΝΣ όσο και του Μυοσκελετικού Συστήματος (ελαστικότητα των μυών και συνδέσμων, ακεραιότητα αρθρικών επιφανειών). Όπου το βασικότερο όργανο του ΚΝΣ που ρυθμίζει την ισορροπία είναι η παρεγκεφαλίδα. Επειδή περιέχει ικανότητες επεξεργασίας και οργάνωσης των αισθητικών πληροφοριών (Carr & Shepherd, 2003).

Οι βλάβες του Κ.Ν.Σ αφορούν τον εγκεφαλικό φλοιό, τον νωτιαίο μυελό, τα βασικά γάγγλια, τη παρεγκεφαλίδα, το θάλαμο και το εγκεφαλικό στέλεχος (Carr & Shepherd, 2003). Οι περιοχές του εγκεφάλου, όπως ο αισθητικοκινητικός φλοιός, ο προκινητικός φλοιός, και η συμπληρωματική περιοχή κινήσεων, το οπίσθιο τμήμα του βρεγματικού φλοιού, η παραγκεφαλίδα, και ο σκώληκας, είναι περιοχές που κατέχουν τις νευροπλαστικές δυνατότητες αποκατάστασης (Cho et al, 2007).

Όταν οι αισθητικές πληροφορίες από τα προθαλαμιαία, σωματοαισθητικά και οπτικά συστήματα δεν είναι εξακριβωμένες ή / επαρκείς λόγω βλάβης της παρεγκεφαλίδας, η διατήρηση της ισορροπίας διαταράσσεται και ο μυϊκός τόνος μειώνεται (Horak et al το 1989, Lord et al το 1994, Corriveau et al το 2000). Με αποτέλεσμα, ο εγκέφαλος να στηρίζεται περισσότερο στα άλλα αισθητικά κανάλια, που δεν έχουν διαταραχθεί, για να αντισταθμίσει την απώλεια των αισθητικών πληροφοριών που είναι ανεπαρκείς και να διατηρήσει την ισορροπία (Horak et al το 1996, Horak et al το 2001). Παραδείγματος χάριν, αν τα οπτικά ερεθίσματα είναι μειωμένα (τυφλοί), τότε ο εγκέφαλος θα στηριχθεί περισσότερο στις σωματοαισθητικές και προθαλαμιαίες πληροφορίες για να διατηρήσει την ισορροπία του σώματος.

Τα ερεθίσματα που δέχεται το Κ.Ν.Σ. από το περιβάλλον, η ικανότητα αντίληψης του χώρου και η αποτελεσματικότητα του μυϊκού τόνου να προσαρμόζεται κατάλληλα στην αλλαγή των περιστάσεων, επηρεάζουν την ικανότητα ισορροπίας και προφανώς το βάδισμα. Επιπλέον, τόσο η επιπολύς όσο και η εν τω βάθει αισθητικότητα (ιδιοδεκτικότητα) συμβάλλουν σημαντικά στη διατήρηση της στατικής και δυναμικής ισορροπίας του κύκλου της βάδισης (Carr & Shepherd, 2003).

Συγκεκριμένα, σε ανθρώπους με ημιπληγία και ημιπάρεση η ισορροπία είναι μειωμένη λόγω των κινητικών και αισθητικών ελλειμμάτων που δημιουργούν η βλάβη του ΚΝΣ. Το στατικό λίκνισμα για τους ασθενείς αυτούς μπορεί να είναι δυο φορές μεγαλύτερο από το κανονικό ανά την ηλικία τους, επειδή η ημιπληγία μπορεί να προκαλέσει μια μείωση των ορίων της σταθερότητας της βάσης στήριξης του ασθενή (Ruth Ann Geiger et al, 2001). Όπου το όριο σταθερότητας της βάσης στήριξης (εικόνα Α.4) ορίζεται ως η μέγιστη απόσταση που μπορεί να μετατοπίσει το βάρος του ένα άτομο σε οποιαδήποτε κατεύθυνση χωρίς πτώση (Ruth Ann Geiger et al 2001).

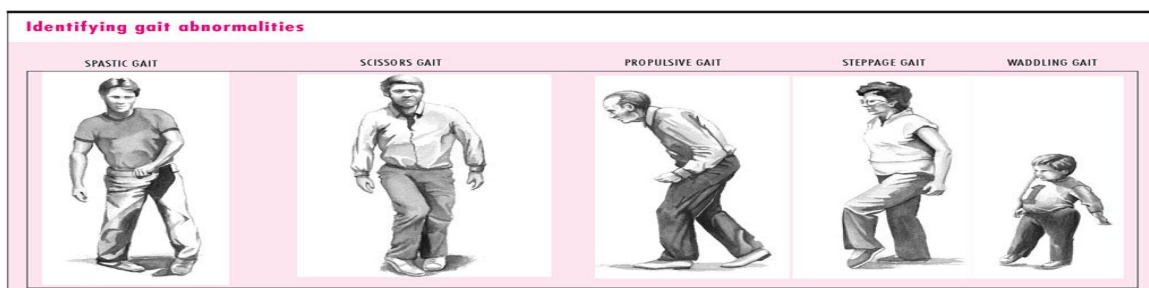


Εικόνα Α.4.: το στατικό λίκνισμα (τροποποιημένο από: EquiTest® System from Lake Erie Med, 2010)

Εν συνεχεία, σε ασθενείς μετά από ΑΕΕ η συμμετρία της μεταφοράς βάρους του σώματός τους κατά την διάρκεια μιας δραστηριότητας είναι εξασθενημένη, κυρίως στους ασθενείς που αντέχουν τουλάχιστον το 61% με 80% του μέσου βάρους του σώματος τους και τη λιγότερη δυναμική στήριξη στο υγιές πόδι (Ruth Ann Geiger et al, 2001).

Σύμφωνα με αυτά που προαναφέρθηκαν, οι νευρολογικοί ασθενείς παρουσιάζουν συγκεκριμένες προσαρμοστικές κινητικές συμπεριφορές για τη μείωση του φόβου πτώσης στο έδαφος κατά την βάρδιση. Μερικές χαρακτηριστικές προσαρμοστικές κινητικές συμπεριφορές είναι το μειωμένο εύρος κίνησης ή αλλιώς η μειωμένη γωνιακή μετατόπιση, το ελαττωμένο μήκος και τα άνισα μήκη διασκελισμού και βηματισμού, η αυξημένη διάρκεια της φάσης διπλής στήριξης, η μειωμένη ταχύτητα βάρδισης και η χρήση των άνω άκρων ή βοηθημάτων βάρδισης (μπαστούνι) για υποστήριξη και ισορροπία (Carr & Shepherd, 2003).

Και τέλος, εκτός από τις προσαρμοστικές κινητικές συμπεριφορές σε αυτούς τους ασθενείς παρατηρούνται και συγκεκριμένη τρόποι αντισταθμιστικής αντίδρασης. Όπως για παράδειγμα, η υπερβολική κάμψη του κάτω άκρου (ισχίου και γόνατος), η κίνηση ολόκληρου του μέλους κυκλικά προς τα εμπρός ("περιαγωγή"), και η ανύψωση ολόκληρου του μέλους μαζί με τη λεκάνη (εικόνα Α.5.) (Carr & Shepherd, 2003).



ΕΙΚΟΝΑ Α.5. : Μερικά πρότυπα βάρδισης νευρολογικών ασθενών (τροποποιημένο από το άρθρο: Lippincott Williams & Wilkins, 2006.)

Σε όλες αυτές τις περιπτώσεις ο ασθενής αναγκάζεται να καταβάλλει μεγαλύτερη προσπάθεια και να καταναλώνει περισσότερη ενέργεια από το

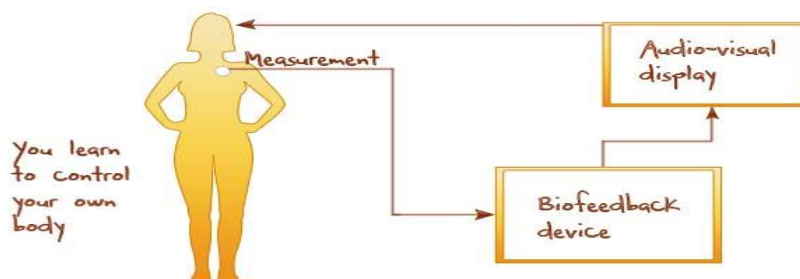
κανονικό. Έτσι κουράζεται γρηγορότερα, περπατά πιο αργά και διανύει μικρότερες αποστάσεις, ενώ συχνά αυξάνεται και η σπαστικότητα που ίσως συνυπάρχει, λόγω της αυξημένης προσπάθειας (Carr and Shepherd 2003).

B. Βιοανατροφοδότηση (Biofeedback) - Λειτουργική αποκατάσταση Βάδισης & Ισορροπίας νευρολογικών ασθενών

Η λειτουργική αποκατάσταση των νευρολογικών ασθενών είναι δύσκολη και περίπλοκη. Ανάλογα με την περιοχή του εγκεφάλου που έχει υποστεί βλάβη, διαταράσσεται και η συγκεκριμένη λειτουργία του εγκεφάλου. Στους νευρολογικούς ασθενείς η αποκατάσταση στοχεύει στην εκπαίδευση καθημερινών λειτουργικών κινήσεων, λόγω ότι η πλαστικότητα του εγκεφάλου επηρεάζεται από την βλάβη.

Υπάρχουν πολλές μέθοδοι αποκατάστασης μια από αυτές είναι η χρήση της βιοανατροφοδότησης (biofeedback), η οποία ξεκίνησε στις Ηνωμένες Πολιτείες Αμερικής μέσω συνεργασίας πολλών κλάδων της Ιατρικής στα τέλη του 1950. Κλινικές έρευνες από το 1929 έχουν αποδείξει ότι ο εγκέφαλος του ανθρώπου διαθέτει την εξαιρετική ικανότητα εφόσον λαμβάνει την άμεση και ακριβή πληροφόρηση-επανατροφοδότηση (biofeedback), να βελτιώνει την απόδοσή του και να ρυθμίζει την λειτουργικότητά του.

Το biofeedback (Επανατροφοδότηση) χαρακτηρίζεται ως η τεχνική που σταδιακά παρέχει στο άτομο τη δυνατότητα να ελέγχει και να ρυθμίζει τις λειτουργίες του μέσω της παρακάτω διαδικασίας αυτό-ρύθμισης του εγκεφάλου (Σφετσιώρης 2008). Αυτό επιτυγχάνεται μέσω των οπτικών και ακουστικών ερεθισμάτων που δέχεται το άτομο κατά τη διάρκεια της εκπαίδευσης (εικόνα Β.1.).



Εικόνα Β.1.: πως λειτουργεί το biofeedback (τροποποιημένο από to discover How Biofeedback Works, 2010)

Ο ασθενής έχει την ευκαιρία να παρακολουθήσει την διακύμανση των εγκεφαλικών κυμάτων του και να επιβραβευτεί κάθε φορά που πλησιάζει τον επιθυμητό στόχο, συγκέντρωση ή χαλάρωση (Σφετσιώρης, 2008).

Με αποτέλεσμα, να αρχίζει να μεταβάλλει τα εγκεφαλικά του κύτταρα προς όφελός του. Αυτό επιτυγχάνεται μέσω ηλεκτρονικών παιχνιδιών στην οθόνη του υπολογιστή που παρακολουθεί ο ασθενής, μέσα από την οποία

ενημερώνεται άμεσα για τη εγκεφαλική του δραστηριότητα (εικόνα Β.2.). Αναπτύσσοντας μεγαλύτερη συνειδητοποίηση και βελτιώνοντας τον εκούσιο ενσυνείδητο έλεγχο φυσιολογικών διαδικασιών έτσι ώστε να μην πραγματοποιούνται ακούσιες και ασυνείδητες κινήσεις (Σφετσιώρης, 2008).



Εικόνα Β.2. Biofeedback (τροποποιημένο από: Γούλες, Μπαλακατουνης, Αγγουλες, 2005)

Ιστορικά, σύμφωνα με τον Birk (1973), « η βιοανατροφοδότηση κάνει χρήση εργαλείων καταγραφής (συνήθως ηλεκτρονικών) για την ανίχνευση και μεγέθυνση εσωτερικών ενδοσωματικών φυσιολογικών διαδικασιών, έτσι ώστε να καταστεί διαθέσιμη η συνήθως μη διαθέσιμη πληροφορία στο άτομο και κυριολεκτικά να του ανατροφοδοτηθεί με κάποια μορφή ».

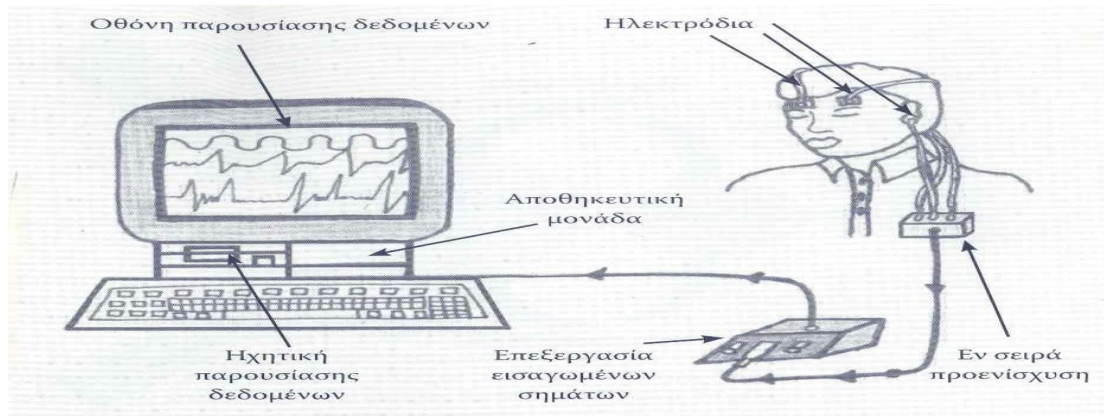
Κατά τους Schwartz and Beatty (1977), « είναι μια ομάδα πειραματικών διαδικασιών, στις οποίες ένας εξωτερικός υποδοχέας χρησιμοποιείται για να προσφέρει στον οργανισμό μια ένδειξη για την κατάσταση των σωματικών του διαδικασιών, σε μια προσπάθεια συνήθως να πραγματοποιηθεί μια αλλαγή στη μετρηθείσα ποσότητα ».

Αργότερα, περιγράφεται (Anliker, 1977; Weiner 1948, 1976) ότι η ανατροφοδότηση « αναφέρεται σε μια πληροφορία για τα αποτελέσματα μιας απάντησης, που δίνεται στο άτομο που τη παράγει, με σκοπό να βελτιώσει τον έλεγχο πάνω της, δημιουργώντας ένα απλό ανατροφοδοτικό κύκλωμα » .

Εν συνεχεία, το 1989 η Basmajian απέδειξε μέσα από την έρευνα της ότι η βιοανατροφοδότηση « επιτρέπει στο άτομο να συλλέγει φυσιολογικά γεγονότα, όχι άμεσα προσιτά ή εξωτερικά, και ενισχύει τη δυνατότητα του να ελέγχει, δημιουργώντας το πλήρες ανατροφοδοτικό κύκλωμα » .

Ο ανατροφοδοτικός έλεγχος είναι η προσεκτική διαβίωση της ομαλότητας μιας πράξης. Είναι το αποτέλεσμα της σύγκρισης δυο πληροφοριών: της πληροφορίας « αυτό που υπήρξε » ή της απόφασης της εκτέλεσης « αυτό που πρέπει να είναι », (Olton & Noonberg, 1980).

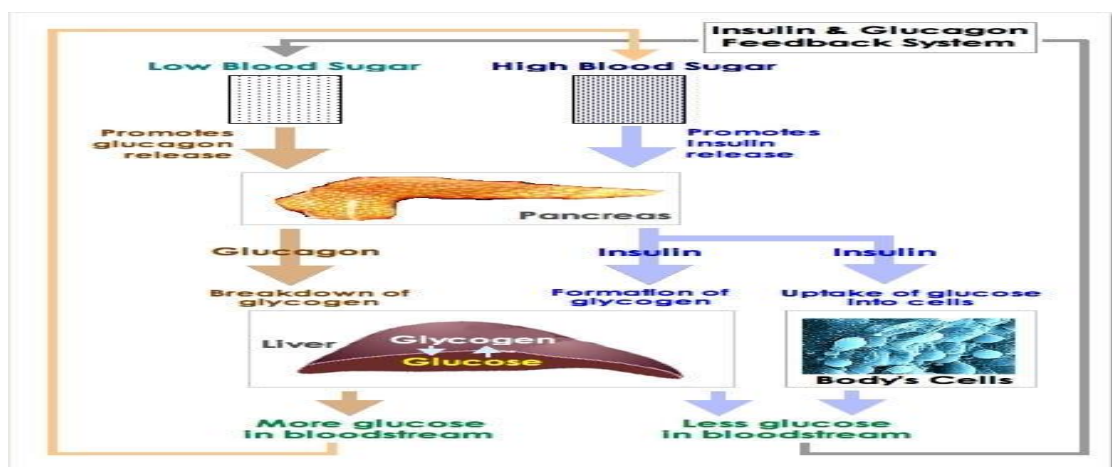
Για να καθοριστεί η δράση που παράγει την παρατηρούμενη απάντηση, η ανατροφοδότηση πρέπει να είναι ταχεία, συναφής και ακριβής. Κι αυτό επιτυγχάνεται με τον κατάλληλο εξοπλισμό και κατάλληλο έλεγχο. Ο απαραίτητος εξοπλισμός αποτελείται (Σφετσιώρης, 2008) από έναν υποδοχέα, μια κεντρική μονάδα επεξεργασίας και τέλος από μια μονάδα επικοινωνίας (εικόνα Β.3.).



ΕΙΚΟΝΑ Β.3.: ο απαραίτητος εξοπλισμός του biofeedback (τροποποιημένο από: Σφετσιώρης 2008)

Οι υποδοχείς που χρησιμοποιούνται συχνότερα είναι EMG (Ηλεκτρομυογράφοι), γωνιόμετρα, δυναμόμετρα, υποδοχείς και πλατφόρμες πίεσης, ECG (ηλεκτροκαρδιογράφημα), EEG (ηλεκτροεγκεφαλογράφημα), υποδοχείς δερματικής θερμοκρασίας και αγωγιμότητας και πολλοί άλλοι (Σφετσιώρης 2008). Αυτοί οι υποδοχείς συλλέγουν πληροφορίες χρήσιμες για το φαινόμενο που εξετάζεται και μέσω της κεντρικής μονάδας επεξεργασίας κωδικοποιούνται υπό την μορφή κατάλληλων σημάτων, συνήθως ηλεκτρικών και από μια οπτική, ακουστική ή αισθητική μονάδα επικοινωνίας αποδίδει μια πληροφορία ποσοτική και ποιοτική του καταγεγραμμένου γεγονότος δίνοντας το αποτέλεσμα (Σφετσιώρης 2008).

Για παράδειγμα, η ανάδραση της ρύθμισης της ινσουλίνης-γλυκογόνου που φαίνεται και στο παρακάτω σχεδιάγραμμα (εικόνα Β.4.). Όπου παρουσιάζονται δυο μηχανισμοί ανάδρασης, ο ένας ρυθμίζει την λειτουργία της ινσουλίνης, δηλαδή όταν οι αισθητήρες του ανθρώπινου οργανισμού στέλνουν μηνύματα υψηλών επιπέδων σακχάρου στο αίμα, αρχίζει να απελευθερώνεται ινσουλίνη έως ότου ρυθμιστεί στον κατάλληλο στόχο το επίπεδο σακχάρου στο αίμα (Χρηστίδης, 2001).



ΕΙΚΟΝΑ Β.4.: παράδειγμα ανάδρασης της ρύθμισης ινσουλίνης- γλυκογόνου (τροποποιημένο από: Χρηστίδης, 2001)

Κι ο δεύτερος, ρυθμίζει τη λειτουργία του γλυκογόνου, όπου οι αντίστοιχοι αισθητήρες στέλνουν μηνύματα χαμηλών επιπέδων σακχάρου στο αίμα, με αποτέλεσμα την εκκίνηση της γλυκογενετικής διαδικασίας έως ότου το σάκχαρο αυξηθεί στον στόχο που βάζει ο οργανισμός. Όσο πιο καλή η ανάδραση τόσο πιο επιτυχής ο στόχος του συστήματος (Χρηστίδης, 2001).

Με λίγα λόγια δηλαδή, το biofeedback είναι μια θεραπευτική διαδικασία που μέσω της εκπαίδευσης βελτιώνονται ή ελέγχονται οι ικανότητες του σώματος ή της σκέψης του ασθενούς. Είναι, δηλαδή, μια μέθοδος που προσφέρει στον ασθενή πληροφορίες είτε κατά τη διάρκεια, είτε μετά την εκτέλεση της δράσης ενός συστήματος, που στη συνέχεια τις επεξεργάζεται και τις διορθώνει συνεχώς με αποτέλεσμα τον επιτυχή απαιτούμενο στόχο, όπως την πορεία ή τη θέση του συστήματος μέσα σε έναν συγκεκριμένο χώρο, την ισορροπία ή τη βάρδιση.

Η εφαρμογή της είναι σημαντική στην αποκατάσταση των κακώσεων τόσο του Κ.Ν.Σ όσο και του περιφερικού νευρικού συστήματος (Π.Ν.Σ.). Κι αυτό επιτυγχάνεται με την αύξηση των δυναμικών της κινητικής μονάδας, που ο ασθενής μπορεί να επιστρατεύσει εθελοντικά. Ο ασθενής το κατορθώνει καθώς επιστρατεύει επιπλέον κινητικές μονάδες, ενώ ακολουθεί τις ενισχυμένες αντιδράσεις του στο μόνιτορ του biofeedback (Χρηστίδης, 2001).

Στη φυσική αποκατάσταση το BF έχει χρησιμοποιηθεί σε ένα ευρύ φάσμα των κλινικών καταστάσεων, όπως σε διαταραχές αδυναμίας, ισορροπίας και διαταραχές βηματισμού, στην σπαστικότητα, σε νευρολογικές δυσλειτουργίες κύστεων και εντέρων, στην ομιλία και σε προβλήματα κατάποσης (Dursun et al, 1996).

Επίσης, έχει ερευνηθεί ότι έχει αρκετά καλά αποτελέσματα σε μαθησιακές δυσκολίες, σε διαταραχές έλλειψης προσοχής, σε υπερκινητικότητα, σε διαταραχές του ουροποιητικού συστήματος, σε διαταραχές ύπνου, στην κατάθλιψη, σε διάφορες μορφές ημικρανίας, σε διαταραχές του λόγου, σε επιληπτικούς ασθενείς, στον χρόνιο πόνο, σε εθισμούς όπως το κάπνισμα και στο άγχος (Σφετσιώρης, 2008). Πολύ σημαντικό είναι να γνωρίζουμε ότι αντενδεικνύεται σε διαβητικούς ασθενείς ή σε ασθενείς με ενδοκρινολογικές διαταραχές (Χρηστίδης, 1992).

Η διάρκεια της κάθε συνεδρίας της διαδικασίας της βιανατροφοδότησης είναι περίπου 30 λεπτά, δυο φορές την εβδομάδα. Είναι ευχάριστη κι ακίνδυνη διαδικασία για τον ασθενή και τα πρώτα θετικά αποτελέσματα παρουσιάζονται σε 10 με 20 συνεδρίες και η ολοκλήρωση της θεραπείας εξαρτάται από τη βαρύτητα της ασθένειας και των συμπτωμάτων της (Σφετσιώρης, 2008).

Υπάρχουν διάφορες εφαρμογές BF που χρησιμοποιούνται στην φυσική αποκατάσταση. Μερικές από αυτές είναι το θερμικό BF, το στατικό BF, το ηλεκτρογωνιόμετρο BF και το ηλεκτροεγκεφαλογραφικό BF (EEG).

Οι σημαντικότερες, όμως, μορφές του BF είναι τρεις, το ηλεκτρομυογραφικό, το ακουστικό και το οπτικό biofeedback (Dursun et al, 1996).

Για τα ελλείμματα ισορροπίας, οι ασθενείς μπορούν να εκπαιδευτούν σε μια δυναμική πλατφόρμα με την παροχή ανατροφοδότησης ενώ οι δραστηριότητες ισορροπίας εκτελούνται. Η ανατροφοδότηση μπορεί να λάβει οπτική ή/και ακουστική μορφή (Dursun et al, 1996).

Για πολλά έτη οι φυσίατροι έχουν προσπαθήσει να βελτιώσουν τη στατική ισορροπία στην εγκεφαλική παράλυση και στους ημιπληγικούς ασθενείς. Ένα παράδειγμα, είναι το στατικό BF που χρησιμοποιείται για να εκθέσει τον κατάλληλο συγχρονισμό και τον συντονισμό που απαιτούνται για να ελέγξει μια μετακίνηση. Υπάρχουν διάφορες μελέτες όπου το στατικό BF χρησιμοποιήθηκε ως η εκπαίδευση ελέγχου της κεφαλής στην εγκεφαλική παράλυση (Leiper et al, 1981) και ως η στατική εκπαίδευση ελέγχου του κορμού στους ημιπληγικούς ασθενείς (Dursun et al, 1996).

Στη μελέτη της εκπαίδευσης ελέγχου του κορμού (Dursun et al, 1996), το σύστημα BF εξαρτάται από έναν πολυδιάστατο, στρογγυλό on-off διακόπτη υδραργύρου που τοποθετείται στη μεσαία γραμμή της ανώτερης οπίσθιας μοίρας του σώματος. Όταν οι υπομονετικές κλίσεις από την κάθετη θέση πραγματοποιούνται σε οποιαδήποτε κατεύθυνση, μετατοπίζεται ο υδράργυρος. Με αποτέλεσμα να προκληθεί ένα βραχυκύκλωμα και το μεγάφωνο και ο λαμπτήρας προειδοποίησης δίνουν ανατροφοδότηση στον ασθενή. Σε αυτήν την μελέτη, η γωνιακή επέμβαση BF παρείχε νωρίτερα στατικό έλεγχο κορμού έναντι της ομάδας ελέγχου.

Για την εκπαίδευση της συμμετρικής στάσης ή του βηματισμού, ένα μέρος φορητής οθόνης μπορεί να χρησιμοποιηθεί για να ελέγξει τη δύναμη που διαβιβάζεται μέσω μιας ακρότητας (Basmajian, 1998). Αυτό το σύστημα BF δίνει τη γνώση στους ασθενείς για τη σειρά κινήσεων των αρθρώσεων τους που πραγματοποιούνται κατά τη διάρκεια της εκπαίδευσης βηματισμού. Συγκρίνοντας τα γωνιομετρικά ίχνη τους με τα φυσιολογικά, είτε οι ασθενείς προσπαθούν να ομαλοποιήσουν τα σχέδια βηματισμού τους, είτε το γωνιόμετρο καθορίζει τα σήματα που πρέπει να δοθούν στις καθορισμένες γωνίες. Παραδείγματος χάριν, σχετικά με την ανάκαμψη εκγύμνασης των ημιπληγικών ασθενών, η συσκευή μπορεί να ρυθμιστεί για να δώσει ανατροφοδότηση εάν το γόνατο του ασθενούς εκτείνεται (Ceceli et al, 1996).

Σκοπός της εργασίας αυτής είναι η ανάλυση των τριών μορφών της μεθόδου bf, του EMG, του οπτικού και του ακουστικού BF στην αποκατάσταση των νευρολογικών ασθενών. Συγκεκριμένα στην αποκατάσταση της βάδισης και της ισορροπίας των ασθενών που έχουν υποστεί νευρολογική βλάβη. Με απώτερο στόχο, να μάθουμε ποιο από τα τρία είδη bf βοηθάει περισσότερο στην αποκατάσταση της βάδισης και ποιο στην αποκατάσταση της ισορροπίας.

Γ. Αντενδείξεις και περιορισμοί της βιοανατροφοδότησης

Η βιοανατροφοδότηση είναι σημαντικό να γνωρίζουμε ότι δεν ενδείκνυται σε ασθενείς με σοβαρή ψύχωση, κατάθλιψη, σε εξασθενημένους ασθενείς ή σε ασθενείς με ψυχοπαθολογική προσωπικότητα, σε διαβητικούς ασθενείς ή σε ασθενείς με ενδοκρινολογικές διαταραχές. Κι αυτό επειδή η βιοανατροφοδότηση μπορεί να αλλάξει την ανάγκη για ινσουλίνη και άλλα φάρμακα. Μόνο με συνεννόηση του γιατρού ενδείκνυται. (Christidis, 1992).

Όσο αφορά, την παράλυση μυών, εκείνοι που έχουν υποστεί δευτερογενή ατροφία, η ηλεκτρομυογραφική ανατροφοδότηση περιορίζεται (Fishbain et al, 1988).

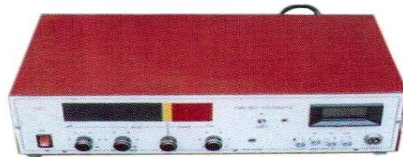
Κεφάλαιο 1^ο

Ηλεκτρομυογραφική ανατροφοδότηση

1. Ηλεκτρομυογραφική ανατροφοδότηση

Η εφαρμογή της βιοανατροφοδότησης (BF) στη φυσική αποκατάσταση είχε αρχίσει με τη χρήση του ηλεκτρομυογραφικού biofeedback (EMG BF), το οποίο είναι η πιο χρησιμοποιημένη μορφή BF στη φυσική αποκατάσταση (Dursun et al, 1996).

Αυτή η μορφή BF ορίζεται ως η καταγραφή της ηλεκτρομυογραφικής δραστηριότητας ενός μυός (εικόνα 1.1.) με εξωτερικό κύκλωμα (βιοανάδρασης) με στόχο την τροποποίηση του τελικού κινητικού κυκλώματος. Δηλαδή, οι συσκευές του EMG-BF καταγράφουν σε κλίμακα τη δυναμική ενέργεια των μυών και αποδίδουν οπτικό-ακουστικά σήματα τέτοια που χαρακτηρίζουν με σαφήνεια την ένταση της μυϊκής δραστηριότητας, τόσο κατά την ενεργητική σύσπαση όσο και κατά τη χαλάρωση (Γούλες και συν, 2005)



ΕΙΚΟΝΑ 1.1. : EMG biofeedback (τροποποιημένο από EMG Biofeedback Equipment Copyright 2010)

Τα ηλεκτρόδια που χρησιμοποιούνται είναι δύο ειδών, τα υποδερμικά μονοπολικά ηλεκτρόδια (βελόνες) και τα επιφανειακά ηλεκτρόδια με ακροδέκτες μιας χρήσης των οποίων η μεταλλική επιφάνειά αποτελείται από χλωριούχο άργυρο. Και τοποθετούνται με ειδικό ζελέ, πριν από κάθε ενέργεια καθαρίζοντας καλά το δέρμα. Το μειονέκτημα των επιφανειακών ηλεκτροδίων είναι ότι καταγράφουν συνήθως τη μυϊκή δραστηριότητα ομάδας μυών και όχι ενός μεμονωμένου μυός. Γι' αυτό πρέπει να χρησιμοποιούνται μικρής διάστασης ηλεκτρόδια τοποθετούμενα ακριβώς πάνω από το μυ που μας ενδιαφέρει (Μαράτου-Νικητοπούλου, 1991)

Το EMG- BF μετρά και προβάλλει τη δραστηριότητα (υπερτονία, σπαστικότητα) διαφόρων μυών, όπως του τραπεζοειδούς, των αυχενικών, των οσφυϊκών μυών κ.λπ. Η σύσπαση των μυών μετράται σε microvolts (μV), η τιμή των οποίων συνήθως κυμαίνεται από 5-40 μV . Ο θεραπευτικός στόχος είναι να επιτύχουμε τιμές μεταξύ 1-2,5 μV (Γούλες και συν, 2005).

Όταν τα ηλεκτρόδια εντοπίσουν αυξημένη μυϊκή δραστηριότητα, τότε η συσκευή δίνει σήμα είτε ηχητικό, είτε οπτικό. Με τον τρόπο αυτό ο ασθενής αντιλαμβάνεται την αίσθηση της αυξημένης μυϊκής δραστηριότητας και μπορεί να επικεντρώσει την προσοχή του στη αναγνώριση αυτής της αίσθησης. Με τη δυνατότητα να μπορεί να την αναγνωρίσει, όταν την νιώσει στην καθημερινότητά του. Στην συνέχεια

εκπαιδεύεται μέσω της συσκευής να ελέγχει αυτήν την δραστηριότητα και να μπορεί να χαλαρώνει, πριν βγει εκτός ελέγχου και του προκαλέσει επώδυνα συμπτώματα (Χριστίδης, 2004).

Η τεχνική αυτή χρησιμοποιείται για την αποκατάσταση παθήσεων του κεντρικού νευρικού συστήματος (Κ.Ν.Σ), όπως Αγγειακό Εγκεφαλικό Επεισόδιο (ΑΕΕ) ή του περιφερικού νευρικού συστήματος (Π.Ν.Σ), σε μυϊκές ατροφίες, σε διαταραχές βάδισης, σε διάφορα οστεο-μυϊκά προβλήματα πόνου (σύνδρομο ινομυαλγίας, σύνδρομο πόνου μυοπεριτονίας, επιγονατιδικός πόνος, κροταφογοναθικές αναταραχές), σε μετα χειρουργικές καταστάσεις του μηνίσκου και πρόσθιου χιαστού συνδέσμου, ακόμα και σε νευρογενετικές κύστες/δυσλειτουργίες του εντέρου κι άλλων οργάνων του ανθρώπινου οργανισμού (Χριστίδης, 2004). Επίσης, χρησιμοποιείται ιδιαίτερα στην επανεκπαίδευση παράλυτων μυών και στη πρόκληση χαλάρωσης των σπαστικών μυών, υπό την προϋπόθεση, να υπάρχει ένδειξη αναφοράς μεγάλης διάρκειας προηγούμενης θεραπευτικής αγωγής και να μην υπάρχει δευτερογενή ατροφία του παράλυτου μυός (Fishbain et al, 1988).

Συγκεκριμένα, σε αυτήν την έρευνα (Fishbain et al, 1988) περιλαμβάνονταν τέσσερις περιπτώσεις ασθενών που υπέφεραν από χρόνια πόνο, στις οποίες οι στατιστικές αναλύσεις έδειξαν σημαντική βελτίωση της λειτουργικής ικανότητας του "παράλυτου" μυός, μετρώντας την ισομετρική μέγιστη συρρίκνωση του μυός και την EMG εθελοντική δραστηριότητα του. Αντιμετωπίζοντας επιτυχώς τη μετατροπή της παράλυσης με τη βοήθεια ηλεκτρομυογραφικού (EMG) biofeedback.

Με αυτού του είδους μορφή bf, ο ασθενής αντιλαμβάνεται την EMG ανατροφοδότηση, με αποτέλεσμα την ενεργοποίηση του Ν.Σ για περισσότερη μυϊκή λειτουργία, ώστε να επιτευχθεί κάποια λειτουργικότητα. Με τον τρόπο αυτόν διευκολύνεται η επανάκτηση κινητικών λειτουργιών και μειώνεται η περίοδος αποκατάστασης (Χριστίδης, 2004).

1.1.Ο ρόλος της ηλεκτρομυογραφικής ανατροφοδότησης στην αποκατάσταση της βάδισης των νευρολογικών ασθενών

Σε ασθενείς με Αγγειακό Εγκεφαλικό Επεισόδιο (ΑΕΕ)

Σημαντικό ρόλο για τις φυσιολογικές λειτουργίες των άνω και κάτω άκρων παίζει ο στατικός έλεγχος του κεφαλιού, του αυχένα, και του κορμού. Ειδικά, σε ημιπληγικούς ασθενείς ο στατικός έλεγχος του κεφαλιού και του κορμού πρέπει να είναι εφικτός, επειδή χάρις αυτόν, πραγματοποιείται η μετατόπιση και η μεταφορά βάρους του σώματος του ασθενή σε κάθε

πλευρά και ένα άκρο μπορεί να λειτουργήσει ελεύθερα (Campbell Torrey, 2009).

Η ημιπληγία (παράλυση μιας πλευράς του σώματος) ως αποτέλεσμα ενός ΑΕΕ, είναι μια κοινή αιτία των δυσκολιών της ισορροπίας και του βηματισμού. Η απώλεια ελέγχου του κορμού οδηγεί στην ανικανότητα της λεκάνης να διατηρήσει το βάρος ομοιόμορφα (Campbell Torrey, 2009).

Στο Α.Ε.Ε. παρατηρούνται χιλιάδες πρότυπα βάδισης, όπου τα κύρια και πρωτεύοντα προβλήματα τους είναι η μυϊκή αδυναμία ή παράλυση, η υπεραντανακλαστικότητα και η απώλεια επιδεξιότητας και κίνησης. Τα οποία βάσει του νευροφυσιολογικού τους μηχανισμό επηρεάζουν τη κίνηση και την ισορροπία του σώματος, δημιουργώντας αρκετά προβλήματα τόσο στην διατήρηση της ισορροπίας όσο και στον κύκλο της βάδισης (Carr, & Shepherd 2003).

Στα πρώτα στάδια της αποκατάστασης ενός ΑΕΕ, εκτός από τη δυσλειτουργία του άνω άκρου, επηρεάζεται και το κάτω άκρο. Η χαρακτηριστική θέση του ημιπληγικού κάτω άκρου στη στάση περιγράφεται από την πτώση της λεκάνης, την κάμψη ισχίων και γονάτων (που μειώνουν τη γωνία των αρθρώσεων) και τη πελματιαία κάμψη της ΠΔΚ. Αργότερα, στο εκτατικό πρότυπο (που αυξάνονται οι γωνίες των αρθρώσεων) η λεκάνη μετακινείται σε πρόσθια μετατόπιση, με το γόνατο σε υπερέκταση και την ΠΔΚ σε πελματιαία κάμψη. Η αισθητική απώλεια μπορεί να φανερωθεί από την απώλεια διάκρισης και εντοπισμού ή της πλήρους παραμέλησης της ημιπληγικής πλευράς (Campbell Torrey, 2009).

Όλοι αυτοί οι παράγοντες συμβάλλουν στα προβλήματα ισορροπίας και του βηματισμού λόγω της ανεπαρκούς αισθητικής επεξεργασίας, της οστεο-μυϊκής συμπίεσης ή της αδυναμίας, ή/και των γνωστικών ελλειμμάτων (Campbell Torrey, 2009).

Παρακάτω παρουσιάζονται διάφορα άρθρα και μελέτες για τις κυριότερες αιτίες διαταραχής βάδισης σε ΑΕΕ και της φυσιοθεραπευτικής αντιμετώπισης αυτών με τη βοήθεια της ηλεκτρομυογραφικής ανατροφοδότησης (EMG bf).

Σχετικά με τις επιδόσεις που είναι απαραίτητες για την εκμάθηση μιας κινητικής αντίδρασης, έχουν αναφερθεί 12 πληροφορίες στις σύγχρονες θεωρίες του κινητικού ελέγχου και της κινητικής εκμάθησης. Συγκεκριμένα, Olney et al, το 1989 αναφέρθηκαν σε μια μελέτη, στην οποία χρησιμοποιήθηκε το παράδειγμα επεξεργασίας πληροφοριών ή των υπάρχουσών γνώσεων, το οποίο έδειξε ότι η ανατροφοδότηση είναι απαραίτητη για την παραγγελία αλλαγών, για την παρακολούθηση των σφαλμάτων, καθώς και για την ενίσχυση των διορθώσεων. Συμπέρασμα της μελέτης αυτής είναι ότι με την ανατροφοδότηση τόσο ο ασθενής όσο και ο φυσικοθεραπευτής αντιλαμβάνονται την εξέλιξη της προόδου του ασθενή για ένα πιο φυσιολογικό βάδισμα στην πορεία της αποκατάστασης του.

Μερικές έρευνες (Wolf and Binder-Macleod, το 1983; Intiso et al, το 1994) έδειξαν βελτίωση της λειτουργίας του κατώτερου άκρου κατά την βάδιση με τη χρήση EMG βιοανάδρασης. Ιδιαίτερα, σε ασθενείς με ΑΕΕ τα συστήματα στατικής βιοανάδρασης έχουν χρησιμοποιηθεί επιτυχώς στην εκπαίδευση θέσης της άρθρωσης του γόνατος του ημιπληγικού άκρου (Koheil and Mandel, 1980; Hogue and McCandless, 1983; Dursun et al, 1992).

Αναλυτικότερα, στην οξεία φάση μετά από ένα εγκεφαλικό επεισόδιο (ΕΕ) οι Bradley et al, το 1998, ερεύνησαν τη χρησιμότητα της εφαρμογής του EMG BF στην εκπαίδευση της βάδισης. Επιλέγοντας τυχαία ασθενείς σε δυο ομάδες, στη μία ομάδα οι ασθενείς λάμβαναν θεραπεία τρεις φορές τη εβδομάδα για έξι μήνες με συμπληρωματικό πρόγραμμα EMG BF και στην άλλη ομάδα ασθενών λαμβάνονταν απλή φυσική θεραπεία. Στην ομάδα με το συμπληρωματικό πρόγραμμα EMG BF οι ασθενείς ενθαρρύνονταν να διευκολύνουν ή να εμποδίσουν τον ανώμαλο μυϊκό τόνο μέσω ακουστικών ή οπτικών σημάτων που μεταδίδονταν από τα ηλεκτρόδια που ήταν τοποθετημένα στις αντίστοιχες μυϊκές ομάδες τους.

Αξιολογώντας και τις δύο ομάδες πριν από την θεραπεία, μετά από 18 συνεδρίες θεραπείας και μετά από 3 μήνες παρακολούθησης, παρατηρήθηκε βελτίωση της ενεργητική κίνησης, της κινητικότητας και της ικανότητας των δραστηριοτήτων της καθημερινής ζωής και στις δυο ομάδες χωρίς, όμως, να υπάρχει σημαντική διαφορά μεταξύ τους. Παρόλο αυτά, ως συμπλήρωμα της φυσικοθεραπείας η χρήση του EMG BF αποδεικνύεται ότι βοηθάει στην βελτίωση της βάδισης στην οξεία φάση μετά από ΑΕΕ (Bradley et al, το 1998).

Για ασθενείς με χρόνιο ΑΕΕ, οι Wolf et al, το 1983 πραγματοποίησαν μια έρευνα για την αποτελεσματικότητα της μεθόδου του EMG biofeedback στην βάδιση. Συγκρίνοντας τις διαφορές στα μέτρα προτού της θεραπείας και μετέπειτα της θεραπείας τεσσάρων ομάδων ασθενών με ΑΕΕ με διαφορετικού είδους εκπαίδευση.

Στη μια ομάδα οι ασθενείς εκπαιδεύτηκαν με τη μέθοδο του EMG biofeedback (αριθμός ασθενών = 7), στην άλλη ομάδα οι ασθενείς δεν λάμβαναν θεραπεία (αριθμός ασθενών=6), στην τρίτη ομάδα περιλαμβάνονταν εκείνοι που λάμβαναν θεραπεία biofeedback μόνο του άνω εμπλεκόμενου άκρου (αριθμός ασθενών=16) και στην τελευταία ομάδα οι ασθενείς έκαναν γενική εκπαίδευση χαλάρωσης (αριθμός ασθενών = 8) (Wolf et al, το 1983).

Στην ομάδα με την εκπαίδευση EMG biofeedback τα αποτελέσματα έδειξαν σημαντική βελτίωση στην ενεργητική κίνηση του γόνατος και της ΠΔΚ, που φαίνεται να προκύπτει από την αυξημένη EMG παραγωγή των μυών που διέπουν αυτές τις κινήσεις. Όμως, η ταχύτητα βηματισμού σε διάφορα εδάφη δεν βελτιώθηκε σημαντικά σε αυτού του είδους ομάδα ασθενών και η χρήση βοηθητικών συσκευών που απαιτούνταν για να

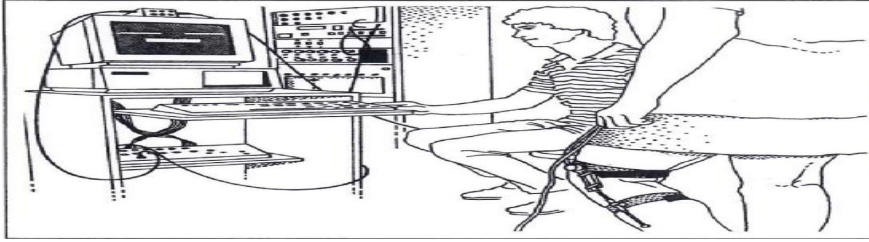
περπατήσουν δεν ήταν σημαντικά λιγότερη σχετικά με τις άλλες ομάδες (Wolf et al, το 1983).

Για την σπαστικότητα και τη παράλυση μυών, οι οποίες είναι οι σημαντικότερες αιτίες διαταραχής της βάδισης στους ασθενείς με ΑΕΕ, έχουν πραγματοποιηθεί αρκετές έρευνες. Μια από αυτές, των Olney et al, το 1989, πραγματοποιήθηκε για τη χρησιμότητα του EMG biofeedback στη χαλάρωση των υπερτονικών μυϊκών ομάδων και στην ενεργοποίηση των μυών που μπορεί να έχουν παραλύσει. Με το ενισχυμένο EMG σήμα από ένα αδύναμο μυ ή παράλυτο μυ να παρουσιάζεται σε ακουστική ή σε οπτική μορφή στον ασθενή κατά την βάδιση. Χρησιμοποιώντας το μήνυμα της ανατροφοδότησης, ο ασθενής είχε την ικανότητα να μαθαίνει να διακρίνει τον έλεγχο του μυός του.

Συγκεκριμένα, στην έρευνα αυτή (Olney et al, 1989) περιλαμβάνονταν μια γυναίκα 53-ετών, που είχε υποστεί δεξιά εγκεφαλική αιμορραγία, περίπου ενός έτους πριν από την μελέτη, με αποτέλεσμα μια αριστερή ημιπληγία. Η οποία μετά από την έξοδο της από το Νοσοκομείο περπατούσε ανεξάρτητη χωρίς μια κινητική βοήθεια στο σπίτι, με αργό και διστακτικό βάδισμα, χρησιμοποιώντας μόνο ένα μαστούνι. Όμως, εννέα μήνες μετά την έξοδό της παρατηρήθηκε ότι το βάδισμα της είχε επιδεινωθεί κι έτσι επιλέχτηκε για μια θεραπεία με ανατροφοδότηση.

Ο στόχος της θεραπείας ήταν να αυξηθεί το εύρος της κίνησης του γόνατος, όπως αυτή μεταφέρεται από την τελική στήριξη στην φάση αιώρησης του βαδίσματος. Το σήμα από ένα μονοαξονικό ηλεκτρογωνιόμετρο που ήταν κολλημένο στο γόνατο της ασθενούς μετατρέπονταν σε ψηφιακή μορφή με ένα LabMaster ψηφιακό μετατροπέα και βαθμονομημένο σε βαθμούς που καθορίζονται οι βασικές αξίες του βαδίσματος. Το σήμα απεικονίζονταν στην οθόνη ενός υπολογιστή, ως μια οριζόντια λευκή γραμμή που μετακινούνταν προς τα πάνω κατά τη διάρκεια της κάμψη του γόνατος και κάτω κατά τη διάρκεια της έκτασης (εικόνα 1.1.1) (Olney et al, 1989).

Ένας στόχος για την κάμψη του γόνατος εμφανιζόταν επίσης στην οθόνη ως στατική οριζόντια γραμμή. Το ένα άλμα του ασθενούς καθορίζονταν, από ένα λευκό τετράγωνο στη πάνω αριστερή γωνία της οθόνης, που άναβε μια φορά ανά άλμα, δείχνοντας πότε η αριστερή φτέρνα θα πρέπει να είναι σε επαφή. Ένα κόκκινο φως απεικονίζονταν στην κορυφή της οθόνης αναφέροντας το χρονικό φάσμα κατά την αυξημένη κάμψη του γόνατος που θα πρέπει να γίνεται εντός κάθε άλματος (Olney et al, 1989).



Εικόνα 1.1.1. αύξηση του εύρους της κίνησης του γόνατος μιας ασθενούς με ΑΕΕ όπως αυτή μεταφέρεται από την τελική στήριξη στην φάση αιώρησης του βαδίσματος με EMG βιοανάδραση. (τροποποιημένο από Olney, Colborne, Martin, 1989)

Εάν η ασθενής έφθανε στον στόχο κατά την ώρα που υποδεικνύονται οι απεικονισμένες δοκιμασίες από το κόκκινο φως κατά τη διάρκεια της θεραπείας, τότε λάβανε ακουστική ανάδραση. Κατά το τέλος κάθε έκτης δοκιμασίας άλματος, μια τελική κάρτα εμφανίζονταν στην οθόνη που έδειχνε τη μέση μέγιστη κάμψη του γόνατος κατά τη διάρκεια των καθορισμένων χρονικών περιόδων, τη τυπική απόκλιση που μετρήθηκε, καθώς και τον αριθμό των επαναλήψεων της ασθενούς που ήταν επιτυχής (Olney et al, 1989).

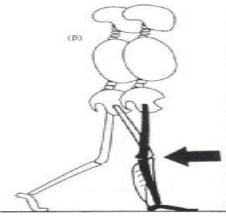
Εν συνεχεία, ο φυσικοθεραπευτής κρατούσε τη λεκάνη της ώστε να την ανυψώσει και να άρει την πτέρνα επιτρέποντας στην ασθενή να λυγίσει το γόνατο πριν το πόδι της αφήσει το έδαφος. Εκείνη είχε ακούσει το « μπιπ » σύντομα μετά από αυτή την κίνηση. Δεν χρησιμοποίησε το αφύσικο σχήμα πάλι μετά από αυτή την εντολή. Έτσι, δεν της δόθηκε ανατροφοδότηση στο σπίτι, αλλά είχε λάβει οδηγίες να προσπαθεί να επαναλαμβάνει αυτό που είχε μάθει στις συνεδρίες εκπαίδευσης (Olney et al, 1989).

Με συμπέρασμα αυτής της έρευνας, ότι με τη χρήση του EMG biofeedback για την ενδυνάμωση της κάμψης του γόνατος κατά την διάρκεια της φάσης προώθησης και φάσης αιώρησης, καταγράφονται αποτελέσματα με σημαντική ενδυνάμωση των αντίστοιχων μυών έτσι ώστε η ασθενής να μπορεί να κινείται ανεξάρτητη. Ακόμα ένα πλεονέκτημα ήταν ότι η ασθενής ανέφερε ότι ένιωσε καλύτερο περπάτημα με «το νέο τρόπο» και ότι γνώριζε ότι ήταν πιο εύκολο και ταχύτερο. Ίσως η αντίληψη της καλύτερης αίσθησης της ασθενούς να συνδέεται με το χαμηλότερο μηχανικό ενεργειακό κόστος που καταγράφεται. Το μόνο μειονέκτημα της έρευνας ήταν η ταχύτητα του βηματισμού που συνεχίζονταν να είναι ακόμη πολύ χαμηλή σε λειτουργική άποψη (Olney et al, 1989).

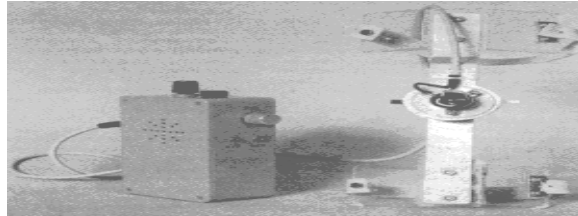
Τέσσερα χρόνια αργότερα, το 1993, οι Colborne et al, χρησιμοποίησαν κι αυτοί EMG βιοανάδραση για την χαλάρωση των σπαστικών μυών και για τη σύσπαση των χαλαρών μυών κατά την βάδιση σε ασθενείς με ΑΕΕ. Συγκεκριμένα, εξέτασαν τη EMG βιοανάδραση του υποκνημίου μυός και τη κινηματική ανατροφοδότηση της άρθρωσης της ΠΔΚ στην επανεκπαίδευση του βηματισμού οκτώ ημιπληγικών ασθενών με ΑΕΕ. Με αποτέλεσμα, μετά από αυτήν την εκπαίδευση, οι ασθενείς να

πραγματοποιούν σημαντικές αυξήσεις στο μήκος διασκελισμού, στην ταχύτητα περπατήματος, στη συμμετρία βηματισμού, και στην ώθηση της ραχιαίας κάμψης.

Μια από τις συχνότερες αιτίες διαταραχής της βάδισης στους ασθενείς με ΑΕΕ είναι η υπερέκταση γόνατος (εικόνα 1.1.2).



ΕΙΚΟΝΑ 1.1.2.υπερέκταση γόνατος (Τροποποιημένο από το βιβλίο: Carr and Shepherd, 2003)



Εικόνα 1.1.3 : Ηλεκτρογωνιόμετρο με ανάδραση (τροποποιημένο από το άρθρο: Morris, Matyas, Bach, Goldie, 1992)

Για τον έλεγχο της υπερέκτασης γόνατος κατά την βάδιση, οι Basaglia et al, το 1989, αξιολόγησαν την αποτελεσματικότητα μιας ηλεκτρογωνιομέτρησης με biofeedback (εικόνα 1.1.3). Σε αυτή την έρευνα εκπαιδεύτηκαν 18 ασθενείς σε 12.8 συνεδρίες ημερησίως κατά μέσω όρο.

Η βελτίωση των αποτελεσμάτων με εφαρμογή ενός ηλεκτρογωνιόμετρου στο γόνατο, το οποίο έδινε μήνυμα σε μια οριακή τιμή των 180° για αποφυγή της υπερέκτασης, ήταν στατικά σημαντική ακόμα και μετά από ένα χρόνο (Basaglia et al, το 1989).

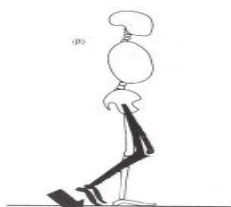
Μια άλλη συχνή διαταραχή του κύκλου βάδισης είναι η μειωμένη λειτουργία της ΠΔΚ σε ημιπληγικούς ασθενείς. Για την διαταραχή αυτή, οι Aiello et al, το 2005, χρησιμοποίησαν μια οπτική ηλεκτρομυογραφική ανατροφοδότηση. Σε αυτήν την έρευνα, συμμετείχαν οκτώ ασθενείς με ΑΕΕ που μπορούσαν να περπατήσουν μεταξύ 0,5m/s έως 0.9m/s με επανεκπαίδευση σε διάδρομο βάδισης με μια οπτική ηλεκτρομυογραφική τεχνική ανατροφοδότησης.

Η εκπαίδευση αποτελούνταν από δώδεκα συνεδρίες κατά την διάρκεια των οποίων η δραστηριότητα του πρόσθιου κνημιαίου μυός, του γαστροκνημίου και των περνιαίων μυών της ημιπληγικής πλευράς εμφανίζονταν στην οθόνη του υπολογιστή, επειδή ο στόχος της εκπαίδευσης ήταν να φαίνεται η δραστηριοποίηση των παραπάνω μυών. Για την προϋπόθεση της βελτίωσης της κίνησης της ΠΔΚ μετά την εκπαίδευση με οπτική ηλεκτρομυογραφική ανατροφοδότηση έγιναν αξιολογήσεις πριν και μετά την θεραπεία (Aiello et al, το 2005).

Εξετάζοντας τα αποτελέσματα αυτής της έρευνας, παρατηρήθηκε αύξηση της ταχύτητας βάδισης, αύξηση του χρόνου μονοποδικής στήριξης στην ημιπληγική πλευρά και βελτίωση της ενεργητικής κίνησης της ΠΔΚ με προώθηση και μείωση της υπερέκτασης γόνατος. Με συμπέρασμα, η επανεκπαίδευση σε διάδρομο βάδισης μέσω επαυξημένης οπτικής

ηλεκτρομυογραφικής ανατροφοδότησης διευκολύνει την βελτίωση του ημιπληγικού βαδίσματος (Aiello et al, το 2005).

Ένα άλλο συχνό φαινόμενο που παρατηρούμε στην βάδιση των ασθενών που έχουν υποστεί ΑΕΕ είναι το φαινόμενο Drop-foot (εικόνα 1.1.4). Το οποίο φαίνεται, όταν στο ημιπληγικό κάτω άκρο η ραχιαία κάμψη της ΠΔΚ είναι μειωμένη κατά την αρχική επαφή του άκρου πόδα (Carr and Shepherd, 2003).



ΕΙΚΟΝΑ 1.1.4. το φαινόμενο drop foot. (Τροποποιημένο από το βιβλίο: Carr and Shepherd, 2003)

Για την αποκατάσταση του κύκλου βάδισης σε ΑΕΕ με το φαινόμενο Drop-foot στο ημιπληγικό κάτω άκρο οι Intiso et al, το 1994 πραγματοποίησαν μια έρευνα με την εκπαίδευση ηλεκτρομυογραφικού biofeedback (EMG-BF). Στην έρευνα αυτή συμμετείχαν 16 ασθενείς με ισχαιμικό ΕΕ, όπου οι 8 (4 άνδρες, 4 γυναίκες) έκαναν αποκατάσταση με EMG-BF εκτός από την φυσική θεραπεία. Οι υπόλοιποι 8 (5 άνδρες, 3 γυναίκες) εκπαιδεύτηκαν μόνο με τη φυσική θεραπεία. Έγιναν κλινικές και λειτουργικές αξιολογήσεις και αυτόματη ανάλυση βάδισης, πριν και μετά τη θεραπεία, σε όλους τους ασθενείς.

Τα αποτελέσματα μετά την εκπαίδευση στους ασθενείς με EMG-BF παρουσίασαν σημαντική αύξηση της κλίμακας Adams (κλίμακα μαθησιακής αξιολόγησης) και της κλίμακας Basmajian και στην ανάλυση βάδισης καταγράφηκε ανάκαμψη του φαινομένου Drop-foot στην αρχική φάση αιώρησης. Αποδεικνύοντας με τα στοιχεία αυτής της μελέτης ότι η τεχνική με EMG-BF αυξάνει τη μυική δύναμη και την ενίσχυση της απόδοσης των λειτουργικών μετακινήσεων των ασθενών με ημιπληγία και μειώνει το φαινόμενο Drop-foot μετά από ισχαιμική εγκεφαλοπάθεια (Intiso et al, το 1994).

Συνεχίζονται οι έρευνες το 2007, από τους Woodford et al, για την ανάκτηση της κινητικής λειτουργίας μετά το εγκεφαλικό επεισόδιο με την χρήση του EMG-BFB. Στην έρευνα αυτή, περιλαμβάνονταν δεκατρείς δοκιμασίες που αφορούσαν 269 άτομα με ΑΕΕ. Οι οποίες συγκρίθηκαν ανάμεσα σε δυο τυχαιοποιημένες ομάδες ασθενών. Η μια ομάδα ασθενών δέχονταν θεραπεία με πρόσθετη EMG ανατροφοδότηση σε ένα σταθερό πρόγραμμα αποκατάστασης και στην άλλη ομάδα συμπεριλαμβάνονταν εκείνοι που εκτελούσαν ένα απλό πρόγραμμα φυσικοθεραπείας.

Οι περισσότερες από αυτές τις δοκιμασίες δεν έδειξαν σημαντική βελτίωση του εύρους κίνησης (ROM) της ΠΔΚ, του γόνατος ή του καρπού

με τη χρήση του EMG-BFB. Κι όσον αφορά, την αλλαγή του μήκους άλματος ή της ταχύτητα βαδίσματος, ούτε εκεί φάνηκε βελτίωση με τη βοήθεια του EMG-BFB. Αντιθέτως, θετικά αποτελέσματα για την επίδραση του EMG-BFB στην αξιολόγηση της ποιότητας του βαδίσματος έδειξαν μόνο δυο δοκιμασίες (Woodford et al, 2007).

Εκτός από τις δύο τελευταίες δοκιμασίες που δείχνουν ότι η πρόσθεση του EMG-BFB στο πρότυπο φυσιοθεραπείας βελτιώνει την ενεργητική κίνηση, τη λειτουργική ανάκαμψη και τη ποιότητα του βαδίσματος σε σύγκριση με ένα απλό πρόγραμμα φυσικοθεραπείας, ο συνδυασμός όλων των δοκιμασιών που πραγματοποιήθηκαν δεν βρέθηκαν να έχουν όφελος στην αποκατάσταση. Επειδή όμως, τα αποτελέσματα είναι περιορισμένα, διότι οι δοκιμασίες ήταν μικρές, κατά κανόνα ελάχιστες έχουν σχεδιαστεί, και χρησιμοποιούνται διαφορετικά μέτρα αποτελέσματος, δεν μπορούμε να στηριχτούμε απόλυτα στην μελέτη αυτή (Woodford et al, 2007).

Την ίδια χρονιά, πραγματοποιήθηκε μια μελέτη (Jonsdottir et al, 2007) που αφορούσε την εκμάθηση των κινήσεων της βάδιση ενός χρόνιου ημιπληγικού ασθενή με την χρήση ηλεκτρομυογραφικής βιοανάδρασης (EMG BFB). Συγκεκριμένα, εφάρμοσαν το EMG BFB στον γαστροκνήμιο μυ κατά τη διάρκεια του βηματισμού. Πραγματοποιώντας ποσοτικές αναλύσεις του βηματισμού κατά τη διάρκεια της θεραπείας και έξι εβδομάδες μετά το τέλος της θεραπείας.

Από την αρχή της θεραπείας έως στο τέλος της θεραπείας υπήρξαν σημαντικές αλλαγές. Μια από αυτές είναι η βελτίωση της ενεργητικής ραχιαίας κάμψης της ΠΔΚ κατά την αρχική φάση αιώρησης. Επίσης, ο καλύτερος συγχρονισμός του βηματισμού και η σημαντική αύξηση της ταχύτητα βηματισμού. Συγχρόνως, υπήρξε βελτίωση του μήκους βημάτων της υγιούς πλευράς, του μήκους διασκελισμού, καθώς και της συχνότητας διασκελισμού. Στην ανάλυση που έγινε έξι εβδομάδες μετά από το τέλος της θεραπείας διαπιστώθηκε μια ακόμα σημαντική βελτίωση του ασθενούς. Ήταν η μείωση της χρήσης του μαστουνιού στις δραστηριότητες της καθημερινής του ζωής (Jonsdottir et al, 2007).

Σαφώς, η μελέτη αυτή παρουσιάζει τη χρήση EMG BFB αποτελεσματική για την εκμάθηση προώθησης και την ενσωμάτωση των εκπαιδευμένων δραστηριοτήτων στις καθημερινές δραστηριότητες και συγκεκριμένα στην βάδιση (Jonsdottir et al, 2007).

Σε ασθενείς με Νόσο Πάρκινσον, σε ασθενείς με Σκλήρυνση Κατά Πλάκας, σε ασθενείς με Κρανιοεγκεφαλική Κάκωση και με Τραυματισμό Νοτιαίου Μυελού

Υπάρχουν ελλείψεις σχετικά άρθρα και μελέτες για τη χρήση του EMG biofeedback στην εκπαίδευση βάδισης ασθενών που έχουν υποστεί

Κρανιοεγκεφαλική Κάκωση, Τραυματισμό Νωτιαίου Μυελού ή σε ασθενείς με Νόσο Πάρκινσον ή με Σκλήρυνση Κατά Πλάκας.

1.2. Ο ρόλος του ηλεκτρομυογραφικής ανατροφοδότησης στην αποκατάσταση της ισορροπίας

Οι πτώσεις είναι ένα σοβαρό πρόβλημα για τους ηλικιωμένους και άλλους επιρρεπής σε πτώσεις. Ειδικότερα, εκείνοι που είναι πάνω από 65 ετών θα υποστούν τουλάχιστον μια πτώση ετησίως και κατά συνέπεια θα χρειαστούν μια υψηλού κόστους ιατρική περίθαλψη (Allum et al, το 2005).

Κάτω από αυτές τις περιστάσεις, μια βέλτιστη κλινική αποκατάσταση πρέπει πρώτα να προσδιορίσει εκείνους που έχουν μια τάση να πέσουν το δευτερόλεπτο, να επισημάνουν τα ειδικά ελλείμματα που έχουν οι ασθενείς στα σχέδια ελέγχου της ισορροπίας στην βάδιση, και τέλος, να προσφέρουν τη δυνατότητα μέσω της εκπαίδευσης βιοανάδρασης να μειώσουν τον αριθμό πτώσεων που υφίστανται (Allum et al, το 2005).

Σε ασθενείς που έχουν υποστεί Αγγειακό Εγκεφαλικό Επεισόδιο (ΑΕΕ)

Αποκατάσταση της ισορροπίας στην καθιστή θέση

Συνήθως, στην αρχή ενός ΑΕΕ, επηρεάζεται πρώτα η καθιστή ισορροπία του ασθενούς, ειδικά σε εκείνους με διπλή ημιπληγία (ημιπληγία της μιας πλευράς του σώματος, άνω και κάτω άκρου). Η εκπαίδευση της καθιστής ισορροπίας είναι μια σημαντική και χρονοβόρα περιπλοκή για τους ασθενείς με ΑΕΕ (Dursun et al το 1996).

Ένα σοβαρό ΑΕΕ θα προκαλέσει μια απουσία διορθώσεων και αντιδράσεων της ισορροπίας. Μετά από ένα ήπιο ΑΕΕ, αυτές οι αντιδράσεις είναι παρούσες αλλά μειωμένες στην ποιότητα και το συγχρονισμό ή/και καθυστερημένες (Dursun et al το 1996).

Η καλή καθιστή ισορροπία είναι μια προϋπόθεση για τις λειτουργικές μεταφορές, τη στατική ισορροπία, και τη βάδιση των ασθενών με ΑΕΕ (Dursun et al το 1996).

Η βιοανάδραση είναι μια τεχνική αυξανόμενης σπουδαιότητας στον τομέα της αποκατάστασης. Η οπτική, ιδιοδεκτική, προθαλαμιαία, και ακουστική εισαγωγή είναι σημαντική για να βοηθήσει έναν ασθενή να επανακτήσει καλή καθιστή ισορροπία (Ryerson et al, το 1990).

Σε μια έρευνα (Ryerson et al, το 1990), τριάντα επτά ασθενείς με εξασθενημένη την καθιστή ισορροπία επιλέχθηκαν, όπου οι 24 ασθενείς έλαβαν εκπαίδευση γωνιακής βιοανάδρασης (30 λεπτά ανά ημέρα) συν τη συμβατική φυσική θεραπεία (2.5 ώρες ανά ημέρα) και οι υπόλοιποι 13 ασθενείς λάμβαναν μόνο συμβατική θεραπεία (3 ώρες ανά ημέρα). Η

συμβατική θεραπεία περιελάμβανε ασκήσεις ελέγχου και συντονισμού, μια σειρά κινήσεων και ασκήσεων διάτασης, ενεργητικές ασκήσεις μυών, και εκπαίδευση των δραστηριοτήτων της καθημερινής ζωής (Ryerson et al, το 1990).

Καμία σημαντική διαφορά δεν υπήρχε στη μέση ηλικία, στη διάρκεια της ασθένειας, στη διανομή του γένους, στην πλευρά της συμμετοχής και στον τύπο ΑΕΕ στις δυο ομάδες, ούτε στην ομάδα με εκπαίδευση βιοανάδρασης, ούτε στην ομάδα που λάμβανε συμβατική θεραπεία. Η ιδιοδεκτική απώλεια παρουσιάζονταν μόνο σε 6 ασθενείς (25%) της ομάδας με βιοανάδρασης και μόνο σε 5 (38.5%) ασθενείς στην ομάδα με συμβατική θεραπεία (Ryerson et al, το 1990).

Για κάθε ομάδα καταγράφονταν, ο αριθμός σημάτων βιοανάδρασης και η χρονική διάρκεια του ασθενούς όταν μπορούσε να ισορροπήσει στην καθιστή θέση καθ' όλη τη διάρκεια μιας περιόδου 5 λεπτών, προτού εκπαιδευθεί στο πρόγραμμα αποκατάστασης με biofeedback, μετά από 10 ημέρες της θεραπείας, και στο τέλος της θεραπείας (Wolf, το 1990).

Καμία από τις ομάδες των ασθενών δεν παρουσίασε εμφανώς αυξανόμενη σπαστικότητα, η οποία αποτρέπει την παθητική μετακίνηση των αρθρώσεων των ημιπληγικού άκρου. Μετά από 10 ημέρες της θεραπείας και στο τέλος της αποκατάστασης, ο μέσος όρος των σημάτων μειώθηκε σημαντικά και στις δυο ομάδες. Με μέσο όρο των σημάτων που καταγράφηκαν μετά από 10 ημέρες θεραπείας της ομάδας βιοανάδρασης σημαντικά χαμηλότερο από αυτόν της ομάδας με συμβατική θεραπεία. Το αποτέλεσμα της έρευνας αυτής ήταν ότι το 75% της ομάδας βιοανάδρασης ανέκτησαν την καθιστή ισορροπία μετά από 10 ημέρες θεραπείας σε σύγκριση με 15.4% της ομάδας ελέγχου (Ryerson et al, το 1990).

Και σε μια άλλη έρευνα των Bjork και Wetzel, το 1983, που χρησιμοποίησαν μια στατική συσκευή βιοανάδρασης για να βελτιώσουν την καθιστή ισορροπία ενός αμφιτερόπλευρου ΑΕΕ ασθενή, αναφέρθηκε ότι μετά από 2 εβδομάδες εκπαίδευσης ο ασθενής ήταν σε θέση να καθίσει ανεξάρτητα για 20 λεπτά.

Αναλυτικότερα, η στατική συσκευή βιοανάδρασης αποτελούταν από έναν πολυδιάστατο, και στρογγυλό διακόπτη υδραργύρου που τοποθετούνταν στο διάμεσο της ανώτερης οπίσθιας μοίρας του σώματος. Με αποτέλεσμα, η κλίση του κορμού σε οποιαδήποτε κατεύθυνση (συμπεριλαμβανομένης της πλευρικής, πρόσθιας, και οπίσθιας ταλάντευσης ή/και οποιουδήποτε συνδυασμού) να μπορεί να ελέγχεται από την συσκευή, ώστε να μη παράγονται ανεπιθύμητα σήματα ανατροφοδότησης σε άλλες κινήσεις, όπως η ανύψωση ώμων (Bjork και Wetzel, το 1983).

Στη μελέτη των Dursun et al, το 1992, η ομάδα βιοανάδρασης ήταν συμβατή με την ομάδα ελέγχου σχετικά με την ηλικία, τη διάρκεια του ΑΕΕ, το φύλο, την πλευρά της συμμετοχής της ημιπληγίας, τον τύπο ΑΕΕ, και την παρουσία ιδιοδεκτικής απώλειας. Ο αριθμός σημάτων βιοανάδρασης

και τα χρονικά διαστήματα που οι ασθενείς θα μπορούσαν να ισορροπήσουν στην καθιστή θέση ανά 5 λεπτά καταγράφηκαν στο τέλος της 10ης ημέρας θεραπείας επειδή, στην προηγούμενη μελέτη τους, μια στατική συσκευή βιοανάδρασης ήταν σε θέση να επιτρέψει τον έλεγχο ανάκαμψης του γονάτου σε μια ελάχιστη περίοδο (Dursun et al, το 1992).

Ο μέσος όρος των σημάτων βιοανάδρασης μειώθηκε, η μέση περίοδος για την οποία οι ασθενείς μπορούσαν να ισορροπήσουν στην καθιστή θέση αυξήθηκε σημαντικά και στην ομάδα βιοανάδρασης και στην ομάδα που λάμβανε φυσική θεραπεία, και ο αριθμός ασθενών που μπόρεσαν να ισορροπήσουν στην καθιστή θέση στο τέλος της αποκατάστασης δεν ήταν σημαντικά διαφορετικός μεταξύ των δυο ομάδων. Αντιθέτως, μετά από 10 ημέρες θεραπείας, στην ομάδα βιοανάδρασης ο μέσος όρος των σημάτων βιοανάδρασης ήταν σημαντικά λιγότερος και η μέση περίοδος για την οποία οι ασθενείς θα μπορούσαν να ισορροπήσουν στην καθιστή θέση ήταν αρκετά μεγαλύτερη από την ομάδα με τη φυσική θεραπεία. Συγκεκριμένα, το 75% των ασθενών βιοανάδρασης μπόρεσαν να ισορροπήσουν στην καθιστή θέση μετά από 10 ημέρες ενώ από την ομάδα με τη συμβατική θεραπεία μπόρεσαν να ισορροπήσουν μόνο το 15.4% των ασθενών (Dursun et al, το 1992).

Αυτά τα συμπεράσματα δείχνουν ότι αν και η συμβατική φυσική θεραπεία είναι μια ευεργετική θεραπευτική προσέγγιση, ο συνδυασμός της συμβατικής φυσικής θεραπείας με την εκπαίδευση βιοανάδρασης μειώνει το χρόνο που απαιτείται για να επιτύχει την καλή καθιστή ισορροπία (Dursun et al, το 1992).

Από την ομάδα βιοανάδρασης, οι ασθενείς που προσπαθούσαν να βαδίσουν αλλά και εκείνοι που ακόμα δεν περπατούσαν, ανέκτησαν την ισορροπία στην καθιστή θέση σε έναν μέσο όρο 8 και 11 ημερών θεραπείας αντίστοιχα. Ενώ από την ομάδα που οι ασθενείς λάμβαναν συμβατική θεραπεία, τόσο εκείνοι που μπορούσαν να περπατήσουν, όσο εκείνοι που ακόμα δεν περπατούσαν, η ισορροπία τους στην καθιστή θέση βελτιώθηκε σε έναν μέσο όρο 24 και 28 ημερών θεραπείας αντίστοιχα (Dursun et al, το 1992).

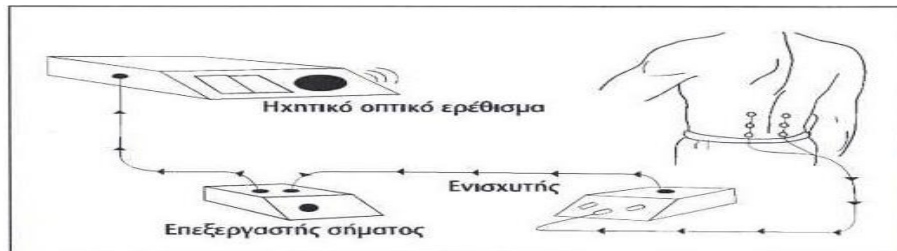
Αυτά τα συμπεράσματα προτείνουν ότι η γωνιακή εκπαίδευση βιοανάδρασης σε ασθενείς, που έχουν υποστεί ΑΕΕ, στην εξασθετισμένη ισορροπία τους στην καθιστή θέση, μπορεί να μικρύνει την περίοδο εισαγωγής στο νοσοκομείο με την παροχή ενός νωρίτερα στατικού ελέγχου κορμού, ο οποίος είναι σημαντικός για την εκπαίδευση της βάδισης (Dursun et al, το 1992).

Αποκατάσταση της στατικής ισορροπίας

Οι ασθενείς που έχουν υποστεί ΑΕΕ, όταν στέκονται στην όρθια θέση και προσπαθούν να μετακινηθούν προς μια κατεύθυνση, λόγω της έντασης

που προκαλείται στους μύες τους από τη νέα ικανότητα κινήσεων, η ισορροπία τους διαταράσσεται (French, 1978).

Με σκοπό την αποκατάσταση της ισορροπίας στην στάση, ο French, το 1978 πραγματοποίησε μια μελέτη με θέμα την εκπαίδευση του ελέγχου έντασης των μυών με τη χρήση ηλεκτρομυογραφικής βιοανάδρασης (εικόνα 1.2.1).



Εικόνα 1.2.1. στατικός έλεγχος με χρήση EMG biofeedback (τροποποιημένο από ΓΟΥΛΕΣ, ΜΠΑΛΑΚΑΤΟΥΝΗΣ, ΑΓΓΟΥΛΕΣ, 2005)

Στην μελέτη αυτή (French, το 1978), συμμετείχαν τριάντα νέοι ενήλικες άνδρες, οι οποίοι δοκίμασαν πρώτα την ικανότητα ισορροπίας τους σε μετρητή σταθερότητα. Στην συνέχεια, από τα αποτελέσματα απόδοσης τους χωρίστηκαν σε τρεις ομάδες, δυο πειραματικές (με εκπαίδευση biofeedback) και σε μία ομάδα που λάμβανε φυσική θεραπεία.

Αναλύσεις της μέσης διαφοράς και αποτελέσματα που αντιπροσωπεύουν την απόδοση και την ένταση των μυών, έδειξαν ότι η εκπαίδευση με βιοανάδραση μείωσε σημαντικά την ένταση που προκαλείται από τη νέα ικανότητα κινήσεων και η απόδοση της ικανότητας κινήσεων βελτιώθηκε σημαντικά (French, το 1978).

Αποκατάσταση της δυναμικής ισορροπίας στην βάδιση

Τα ελλείμματα ισορροπίας ανεξάρτητα από την νευρολογική ασθένεια, παρατηρούνται κατά την υποστήριξη του ατόμου πάνω σε μια φόρμα και μπορούν να χαρακτηριστούν από τον τρόπο μετακίνησης του κορμού μεταξύ των διάφορων στόχων ημι-θέσης και βηματισμού (Allum et al, 2005).

Οι Allum et al, το 2005, απέδειξαν μέσω της έρευνας τους ότι με την τοποθέτηση αισθητήρων σώματος (αυτοί που μετρούν τη γωνιακή ταχύτητα ή τη επιτάχυνση του κορμού), μπορούν να υπολογίσουν αποτελεσματικά την ισορροπία κατά τη διάρκεια των στόχων στάσης και βηματισμού, να κάνουν διακρίσεις μεταξύ των διαφορετικών διαταραχών ισορροπίας καθώς και να χρησιμοποιούνται στην ανίχνευση πιθανών πτώσεων.

Επίσης, ερεύνησαν (Allum et al, το 2005) ότι οι αισθητήρες γωνιακής ταχύτητας παρέχουν τις ιδιαίτερα σχετικές πληροφορίες για τη χρήση ως

βιοανάδραση, ή ως συσκευή βηματισμού ώστε να μπορούν να καταγράψουν την ισορροπία και την απόδοση βηματισμού κατά τη διάρκεια μεγάλων χρονικών περιόδων και στις κλινικές και φυσικές συνθήκες διαβίωσης.

Οι ασθενείς με ημιπληγία μετά από ΑΕΕ εμφανίζουν ένα πολύ χαρακτηριστικό τύπο βάδισης, το αργό βάδισμα. Η ταχύτητα βαδίσματός τους είναι αργή επειδή φοβούνται μη χάσουν την ισορροπία τους κατά το βηματισμό τους, με αποτέλεσμα να πέσουν.

Με σκοπό να διερευνήσουν τις επιπτώσεις της εκπαίδευσης της ισορροπίας στην αργή βάδιση των ασθενών που έχουν υποστεί ημιπληγία μετά από ΑΕΕ, οι Yavuzer et al, το 2006, χρησιμοποίησαν τη δυναμική πλατφόρμα ανατροφοδότησης.

Στην έρευνα τους (Yavuzer et al, το 2006) συμμετείχαν σαράντα ένα ασθενείς μέσο όρο ηλικίας 60,9 ετών με αργή ημιπληγία μετά από εγκεφαλικό επεισόδιο, που ο μέσος χρόνος από το εγκεφαλικό επεισόδιο ήταν έξι μήνες. Οι ασθενείς τυχαία συμπεριλήφθηκαν είτε σε μια ομάδα (αριθμός ασθενών= 19) που λάμβαναν ένα απλό πρόγραμμα φυσικοθεραπείας, είτε σε μια ομάδα (αριθμός ασθενών= 22) που οι ασθενείς εκτός από το απλό πρόγραμμα φυσικοθεραπείας εκπαιδεύονταν και σε 15 επιπλέον συνεδρίες με εκπαίδευση σε δυναμική πλατφόρμα ανατροφοδότησης.

Ο χρόνος της μεταφοράς βάρους του ασθενούς στην ημιπληγική πλευρά του, οι κινηματικοί και κινητικοί παράμετροι βάδισης της ημιπληγικής πλευράς, σε οβελιαίο, μετωπιαίο και εγκάρσιο επίπεδο, μετρήθηκαν χρησιμοποιώντας ένα σύστημα μια τρισδιάστατης γραφικής κινητικής ανάλυσης βαδίσματος, μία εβδομάδα πριν και μετά το πρόγραμμα αποκατάστασης με εκπαίδευση σε δυναμική πλατφόρμα ανατροφοδότησης (Yavuzer et al, το 2006).

Από την μέτρηση αυτών των στοιχείων, στην ομάδα που λάμβανε απλό πρόγραμμα φυσικοθεραπείας, δεν παρουσιάστηκε καμία στατιστική σημαντική διαφορά όσον αφορά τα χαρακτηριστικά του βαδίσματος. Αντιθέτως, στην ομάδα που πραγματοποίησε πρόγραμμα αποκατάστασης με εκπαίδευση σε δυναμική πλατφόρμα ανατροφοδότησης, βελτιώθηκαν σημαντικά τόσο η πτώση λεκάνης της ημιπληγικής πλευράς σε μετωπιαίο επίπεδο όσο και η κάθετη δύναμη αντίδρασης στο έδαφος (Yavuzer et al, το 2006).

Αποδεικνύοντας ότι, ο στατικός έλεγχος και η μεταφορά βάρους του ασθενούς στην ημιπληγική πλευρά κατά την βάδιση μετέπειτα από εγκεφαλικό επεισόδιο βελτιώνεται, μέσω της προσθήκης ενός προγράμματος με χρήση μιας δυναμική πλατφόρμας ανατροφοδότησης για την εκπαίδευση ισορροπίας εκτός από ένα απλό πρόγραμμα αποκατάστασης (Yavuzer et al, το 2006).

Σε ασθενείς με Νόσο Πάρκινσον, σε ασθενείς με Σκλήρυνση Κατά Πλάκας, σε ασθενείς με Κρανιοεγκεφαλική Κάκωση και με Τραυματισμό Νωτιαίου Μυελού

Υπάρχει έλλειψη ερευνών για την αποκατάσταση της ισορροπίας με τη χρήση EMG biofeedback σε ασθενείς με Νόσο Πάρκινσον, με Σκλήρυνση Κατά Πλάκας, με Κρανιοεγκεφαλική Κάκωση ή με Τραυματισμό Νωτιαίου Μυελού.

Κεφάλαιο 2^ο

Οπτική ανατροφοδότηση

2. Οπτική ανατροφοδότηση

Στο εμπόριο υπάρχουν διάφορες οπτικές πηγές ανατροφοδότησης όπως οι αναμμένες λάμπες, οι αναλογικοί και ψηφιακοί μετρητές. Αυτές οι οπτικές πηγές ανατροφοδότησης χρησιμοποιούνται για την παροχή της οπτικής ένδειξης για τη συστολή ή τη χαλάρωση των μυών σε ασθενείς που έχει διαταραχθεί ή είναι ανεπαρκής μια από τις αισθήσεις του εγκεφάλου (όχι η οπτική). Παραδείγματος χάριν, οι ασθενείς που έχουν την ανεπαρκή αίσθηση της ακοής πρέπει να εκπαιδευθούν με τη βοήθεια των οπτικών σημάτων(Dursun 1996).

2.1. Ο ρόλος της οπτικής ανατροφοδότησης στην αποκατάσταση της βάδισης

Σε ασθενείς με Αγγειακό Εγκεφαλικό Επεισόδιο (ΑΕΕ)

Στους ασθενείς με ΑΕΕ, ιδιαίτερα, η σπαστικότητα, παρεμποδίζει τα συντονισμένα σχέδια πυροδότησης των μυών του κάτω άκρου οδηγώντας σε ανωμαλίες του βηματισμού, οι οποίες επηρεάζουν αρνητικά την απόδοση των δραστηριοτήτων της καθημερινής ζωής και της ποιότητας της προσωπικής ζωής (Aiello et al, 2005).

Για την αποκατάσταση της βάδισης σε ασθενείς που έχουν υποστεί ΑΕΕ, οι Montoya et al, το 1994 πρότειναν ένα σύστημα εκπαίδευσης της βάδισης με επανατροφοδότηση για το μήκος βήματος, με ιδιαίτερη σημασία στην διόρθωση των ασύμμετρων βημάτων των ασθενών με ΑΕΕ με μια απλή, γρήγορη και αξιόπιστη μέθοδο για την καθημερινή κλινική χρήση.

Το σύστημα αυτό αποτελείται από έναν διάδρομο βαδίσματος και μια συσκευή ανάλυσης της μέτρησης της κύριας χρονικής απόστασης και των άλλων παραγόντων του βαδίσματος. Το μήκος βηματισμού επιβάλλεται στον ασθενή με φωτιζόμενους στόχους που εμφανίζονται στον διάδρομο βάδισης, εναλλάξ στην δεξιά και αριστερή πλευρά (εικόνα 2.1.1) . Ο ασθενής καλείται να διαθέσει το ένα πόδι σε αιώρηση για να φωτίσει ο στόχο. Η ανάδραση του ασθενούς τροφοδοτείται από την άμεση οπτική πληροφορία (εξετάζοντας την κίνηση και την θέση του ποδιού σε σχέση με τον φωτιζόμενο στόχο) και από ένα ηχητικό σήμα που παράγεται κατά την διάρκεια του εσφαλμένου βήματος, όταν ο χρόνος της απόστασης είναι μεγαλύτερος από τον επιτρεπτό χρόνο (Montoya et al, 1994).



Εικόνα 2.1.1. διάδρομος βάδισης με φωτιζόμενους στόχους (τροποποιημένο Gait Trainer Treadmill 2010)

Οι ασθενείς της έρευνας αυτής χωρίστηκαν σε δυο ομάδες, η μια ομάδα με εκπαίδευση βαδίσματος με επανατροφοδότηση και η άλλη ομάδα ακολούθησε εκπαίδευση βαδίσματος χωρίς επανατροφοδότηση. Τα προκαταρκτικά αποτελέσματα παρουσίασαν σημαντική ενεργητική επίδραση με την μέθοδο ανατροφοδότησης όσον αφορά την αύξηση της απόστασης και την διόρθωση της συμμετρίας του μήκους βηματισμού (Montoya et al, 1994).

Συνεχίζοντας τις έρευνες οι Cho et al, το 2007 εφάρμοσαν μια μέθοδο εκπαίδευσης που περιλαμβάνει τη σταθερή αυτο-διόρθωση κατά τη διάρκεια της επαναλαμβανόμενης σειράς ενός σχεδίου κινητικού στόχου με την οπτική βιοανάδραση. Κατά τη διάρκεια της οποίας οι δυνατότητες προγραμματισμού των κινήσεων και ο έλεγχος κινήσεων υποκινείται συνεχώς και η ευεργετική νευρική πλαστικότητα μπορεί να αποκατασταθεί.

Συγκεκριμένα, έρευνες από τους Carey et al, το 2002, έδειξαν ότι υπήρχε βελτίωση της λειτουργίας είτε των χεριών είτε της ΠΔΚ παράλληλα με τη φλοιώδη αναδιοργάνωση σε μια ομάδα ασθενών ΑΕΕ από το αποτέλεσμα της εκπαίδευσης με οπτική βιοανάδραση (VBTT) κατά τη διάρκεια λειτουργικής μαγνητικής τομογραφίας (fMRI) {Cho et al, το 2007}.

Σε εκείνη τη μελέτη (Cho et al, το 2007) συμμετείχαν δέκα ασθενείς (7 άνδρες και 3 γυναίκες) με ημιπληγία από ΑΕΕ, το οποίο είχε εγκατασταθεί με μέση διάρκεια 15.3 μήνες και η μέση ηλικία των ασθενών ήταν 46.3 ετών. Τα κοινά κριτήρια που είχαν οι ασθενείς που συμμετείχαν ήταν ο χρόνος εγκατάστασης του ΑΕΕ, που ήταν λιγότερος του ενός έτους, ο μέγιστος χρόνος αποκατάστασης των κινήσεων μετά από μια συμβατική θεραπεία, που διαρκούσε 2 μήνες, και τέλος ότι δεν υπήρχε σύσπαση των καμπτηρών μυών της άρθρωσης του γόνατος.

Κι εκείνοι που αποκλείστηκαν από την έρευνα ήταν εκείνοι που είχαν αρκετή σπαστικότητα του γόνατος ή τρόμο, που είχαν οπτικό πρόβλημα το οποίο φαινόταν στο ημίτονο κυμάτων που επιδεικνύονταν σε μια οθόνη ενός

υπολογιστή στην απόσταση 80 εκατ. και τέλος επίσης εκείνοι που είχαν σοβαρά γνωστικά ελλείμματα (Cho et al, το 2007).

Οι ασθενείς ήταν εναλλακτικά ορισμένοι είτε στην ομάδα ελέγχου είτε στην ομάδα με VBTT. Η λειτουργία βηματισμού καθορίστηκε χρησιμοποιώντας το Δείκτη Motoricity (MI, μόνο κάτω άκρα), τη τροποποιημένη κλίμακα αξιολόγησης κίνησης (MMAS, μόνο στοιχεία περπατήματος), και μια δοκιμασία περπατήματος 10 μέτρων (Cho et al, το 2007).

Ο δείκτης Motoricity (MI) είναι ένα μέτρο της λειτουργίας των άκρων με ένα μέγιστο αποτέλεσμα 100 για τους κανονικούς ασθενείς (Cho et al, το 2007).

Η τροποποιημένη κλίμακα αξιολόγησης κίνησης (MMAS) είναι ένα βασισμένο μέτρο απόδοσης, που περιγράφει την αξιολόγηση της λειτουργίας των κινήσεων. Κάθε στοιχείο σημειώνεται σε μια κλίμακα από 0 (ανίκανος να σταθεί ή να περπατήσει) σε 6 (ικανός για να ανέβει και να κατέβει 4 σκαλιά) (Cho et al, το 2007).

Η δοκιμασία των 10 μέτρων βηματισμού διευθύνεται σε μια μακροχρόνια διαδρομή 14 μέτρων. Η ταχύτητα βαδίσματος υπολογίζεται χρησιμοποιώντας ένα χρονόμετρο με διακόπτη να μετράει τον χρόνο που λαμβάνεται για να καλύψει τα 10 μέτρα διαδρομής (τα 2 μέτρα στην έναρξη και στο τέλος χρησιμοποιούνται για την επιτάχυνση και την επιβράδυνση) (Cho et al, το 2007).

Πριν από τη fMRI, τα μέλη του σώματος του ασθενή, συμπεριλαμβάνοντας το κεφάλι, τη λεκάνη, και το ισχίο, προσαρμόστηκαν με ζώνες και σύστημα ακινητοποίησης του κορμού, το οποίο σχεδιάζεται ειδικά για να ελέγξει αποτελεσματικά οποιοδήποτε περίεργη κίνηση κατά τη διάρκεια του fMRI. Όλοι οι ασθενείς άσκησαν τον έτοιμο κινητικό στόχο σε μια ύπτια θέση στο μαγνητικό ανιχνευτή αντήχησης (Cho et al, το 2007).

Ο στόχος περιέλαβε τη διαδοχική κάμψη – έκταση του γόνατος σε μια προκαθορισμένη γωνία 0-60° και μια μετρονόμος-ελεγχόμενη συχνότητα 0.5 Hz (κύκλος 15 δευτερολέπτων διάλειμμα και 15 δευτερολέπτων ερεθίσματος). Μια ταινία αναφοράς τοποθετήθηκε στον ανιχνευτή για να δείξει την αντίστοιχη θέση γωνίας. Ο ασθενής ήταν έπειτα καθοδηγημένος για να αγγίξει τη γραμμή στόχου με την κορυφή της επιγονατίδας, ώστε να ελεγχθεί το εύρος της μετακίνησης (Cho et al, το 2007).

Ελέγχοντας τη συνέπεια του ποσοστού, της γωνίας, και της μετακίνησης αντικειμένου, οι δύο ανακριτές έλεγξαν προσεκτικά τη μετακίνηση χρησιμοποιώντας μια μακρινή ψηφιακή κάμερα. Η δοκιμή επαναλαμβάνονταν εάν υπήρχε ένας κακός συνδυασμός μεταξύ στόχου και πραγματικής απόδοσης ή εάν οποιαδήποτε μετακίνηση του αντικειμένου παρατηρούνταν. Η διαδικασία επανευθυγράμμισης αυξάνει την ευαισθησία και μειώνει αυτόν τον θόρυβο που μπορεί να προκληθεί από τη μετακίνηση που είναι ανεξάρτητη από το στόχο (Cho et al, το 2007).

Εν τω μεταξύ, ένα ηλεκτρογωνιόμετρο διπλού-άξονα χρησιμοποιήθηκε για να καταγράψει τις στιγμιαίες μοίρες κάμψης-έκτασης των αρθρώσεων των γονάτων. Ο κεντρικός στάσιμος βραχίονάς του εξασφάλιζε τη φανταστική γραμμή που συνδέει την πλευρική επέκταση της μηριαίας απόφυσης και του μείζων τροχαντήρα, και ο ακραίος κινούμενος βραχίονας εξασφάλιζε τη σύνδεση γραμμών πλευρικά του σφυρού και της κεφαλής της περόνης. Οι ασθενείς κάθισαν στο NK (Noland- Kuckhoff) πίνακα. Όταν η άρθρωση του επηρεασμένου γόνατου λύγισε σε 90° στην άκρη του πίνακα NK, το ηλεκτρογωνιόμετρο σε αυτήν την θέση ήταν βαθμολογημένο ως μηδέν μοίρες, το οποίο ήταν η αρχική θέση του στόχου εκπαίδευσης. Όταν η άρθρωση του γόνατος επεκτάθηκε πλήρως, το ηλεκτρογωνιόμετρο τέθηκε ως +90 μοίρες (Cho et al, το 2007).

Το επιμορφωτικό πρόγραμμα ασκήθηκε μόνο για το επηρεασμένο πόδι, και αυτό αποτελέστηκε από 20 συνεδρίες 5 ημερών (Δευτέρα έως Παρασκευή) την εβδομάδα για 4 εβδομάδες. Κάθε συνεδρία (39 λεπτά) ήταν μια συλλογή των τριών 10 λεπτών άσκησης και 3 λεπτών της περιόδου ανάπαυσης σε κάθε σύνολο άσκησης (Cho et al, το 2007).

Και τα δύο πόδια (επηρεασμένα και απρόσβλητα) της εκπαιδευτικής ομάδας υποβλήθηκαν προ και μετα- συνεδριών της αξιολόγησης εκπαίδευσης, και τα δύο πόδια (κυρίαρχα και μη-κυρίαρχα) της ομάδας ελέγχου υποβλήθηκαν σε δύο αντίστοιχες αξιολογήσεις. Μια τρίλεπτη πρόβα και ένα λεπτό περίοδο ανάπαυσης προηγήθηκε από τις συνεδρίες εκπαίδευσης και αξιολόγησης (Cho et al, το 2007).

Η εκπαιδευτική ομάδα περιέλαβε 4 άνδρες και 1 γυναίκα, με μια μέση ηλικία 46.2 ετών και ενός μέσου όρου διάρκειας της ασθένειας 14.2 μηνών. Η ομάδα ελέγχου αποτελούταν από 3 άνδρες και 2 γυναίκες, και η μέση ηλικία τους ήταν 48.8 ετών, με μέσο όρο της διάρκειας της ασθένειας 16.4 μηνών (Cho et al, το 2007).

Επίσης, αυτή η μελέτη (Carey et al, το 2002) εξέτασε εάν η εκπαίδευση καταδίωξης οπτικής βιοανάδρασης (VBTT) θα μπορούσε να βελτιώσει και την απόδοση βηματισμού και το σχέδιο ενεργοποίησης εγκεφάλου πέντε ασθενών με χρόνια ΑΕΕ. Τέσσερις εβδομάδες με VBTT για το επηρεασμένο γόνατο προκάλεσαν σημαντικές βελτιώσεις, κυρίως στην ταχύτητα περπατήματος η οποία αυξήθηκε (σημάνετε 0.42 m/sec), και αυτό φαίνεται να αποδίδεται σε μια θετική επίδραση της εκπαίδευσης.

Τα συμπεράσματα αντιστοιχούσαν με τις προηγούμενες μελέτες fMRI που διαπίστωσαν ότι η ενεργοποίηση του αισθητικοκινητικού φλοιού μετατοπίστηκε από το ανεπηρέαστο ημισφαίριο στο επηρεασμένο ημισφαίριο σε συνδυασμό με τη λειτουργική αποκατάσταση από τη φυσική επέμβαση και με την αποκατάσταση κινήσεων με την πάροδο του χρόνου (Cho et al, το 2007). Με αποτέλεσμα να καταλήγουμε στο συμπέρασμα ότι οι φλοιώδεις αλλαγές ενεργοποίησης εμφανίστηκαν με τη βελτίωση της

λειτουργίας βηματισμού στους χρόνιους ασθενείς με ΑΕΕ σε όλο το πρόγραμμα με VBTT.

Ένας συχνός στόχος της αποκατάστασης ΑΕΕ είναι η αποκατάσταση ενός κανονικού σχεδίου βηματισμού προκειμένου να αυξηθεί η κινητικότητα σε αυτούς τους ασθενείς. Σε ασθενείς με ΑΕΕ το βάδισμά τους είναι συχνά αργό λόγω της σπαστικότητας, της παράλυσης και δυσκαμψίας των ποδιών, την ανάκαμψη της δύναμης και τη περιαγωγή των ισχίων (Kerrigan et al, 1999).

Πολλές από τις ανωμαλίες βηματισμού που παρατηρούνται στους ασθενείς μετά από ΑΕΕ συσχετίζονται με την ακατάλληλη δυναμική εθελοντική ενεργοποίηση των πελμάτων με ραχιαία κάμψη της ΠΔΚ (Kerrigan et al, 1999).

Η πελματιαία κάμψη της ΠΔΚ κατά τη διάρκεια της στήριξης ενισχύει την πτέρνα ωθώντας την σε πελματιαία κάμψη, ενώ η ραχιαία κάμψη της ΠΔΚ συνδυάζεται με την ενεργητική κάμψη του γόνατος που εφαρμόζεται κατά τη διάρκεια της μέσης αιώρησης. Αυτές οι ενέργειες βοηθούν στην ελαχιστοποίηση της εξόρμησης του κέντρου της μάζας (COM) κατά τη διάρκεια του κύκλου βηματισμού, και ενισχύουν τη γενική αποδοτικότητα του βηματισμού (Kerrigan et al, 1999).

Διάφορες μελέτες έχουν δείξει ότι ο διάδρομος βηματισμού δεν αλλάζει σημαντικά το σχέδιο βηματισμού, επομένως οι Murray et al, το 1985 ερεύνησαν εάν η επανεκπαίδευση βηματισμού σε διάδρομο βάδισης χρησιμοποιώντας EMG οπτική βιοανάδραση θα μπορούσε να είναι ευεργετική στον πληθυσμό με ΑΕΕ (εικόνα 2.1.2.).

Οκτώ ασθενείς ΑΕΕ (7 άνδρες, 1 γυναίκα) που μπορούσαν να περπατήσουν μεταξύ 0.5 και 0.9 m/s συμμετείχαν στη μελέτη. Οι οποίοι είχαν μια μέση ηλικία 54 ετών (47 - 59 έτη), σωματικό βάρος 79.7 kg (47.2 - 91.0 kg), μέσο ύψος 171.8 εκατ. (157.5 - 185.0 εκατ.) και το χρονικό διάστημα που είχαν υποστεί το ΑΕΕ ήταν πάνω από 2 έτη (Murray et al, 1985).

Η εκπαίδευση ολοκληρώθηκε από 12 συνεδρίες βηματισμού σε διάδρομο βάδισης κατά τη διάρκεια των οποίων η δραστηριότητα των γαστροκνημίων μυών και πρόσθιων κνημιαίων της ημιπληγικής πλευράς επιδεικνύονταν στην οθόνη ενός υπολογιστή (Murray et al, 1985).



ΕΙΚΟΝΑ 2.1.2. : Experimental set-up with subject walking on treadmill watching screen for visual biofeedback. (Τροποποιημένο από Aiello, Gates, Patritti, Cairns, Meister, Clancy, and Bonato, 2005)

Αξιολογήσεις βηματισμού εκτελέστηκαν πριν και μετά από την περίοδο εκπαίδευσης για να εξεταστεί η υπόθεση ότι η κίνηση της ΠΔΚ βελτιώνονταν μετά από την εκπαίδευση (Murray et al, 1985).

Δύο αναλύσεις βηματισμού εκτελέστηκαν. Η πρώτη ήταν πριν αρχίσει η επανεκπαίδευση βηματισμού για να καθιερωθεί μια βασική γραμμή της απόδοσης βηματισμού και η δεύτερη, μετά το πέρας των 12 εκπαιδευτικών περιόδων συνεδριών, για να αξιολογήσουν τις σχετικές αλλαγές στα σχέδια βηματισμού. Οι χρονικές παράμετροι λήφθηκαν χρησιμοποιώντας την πλατφόρμα δύναμης και τις κινηματικές πληροφορίες για να καθορίσουν τους χρόνους επαφής των ποδιών και τις παραμέτρους απόστασης (Murray et al, 1985).

Οι βελτιώσεις στη λειτουργία βηματισμού χαρακτηρίστηκαν από τις αλλαγές στο χρόνο βηματισμού και στις κινηματικές και κινητικές παραμέτρους στα κάτω άκρα. Οι ασθενείς παρουσίασαν μια σημαντική αύξηση στην ταχύτητα βηματισμού και στο χρόνο της μονοποδικής στήριξης πάνω στην ημιπληγική πλευρά, που συνδέεται με μια βελτίωση στη συμμετρία βηματισμού και αυξημένη ικανότητα μεταφορά βάρους στην ημιπληγική πλευρά. Επίσης, μια μείωση της υπερέκτασης του γόνατος κατά τη διάρκεια της στήριξης παρατηρήθηκε. Οι ασθενείς πραγματοποίησαν συγχρονισμό και μέγεθος της δραστηριότητας του μυός με την εκπαίδευση του γαστροκνημίου μυός, που οδήγησε σε μια αύξηση στην ενεργητική πελματιαία κάμψη της ΠΔΚ. Αυτές είναι σημαντικές αλλαγές επειδή οδηγούν στην βελτίωση της αποδοτικότητας του βηματισμού (Kerrigan et al, 2000).

Η εκπαίδευση του πρόσθιου κνημιαίου μυός επιτρέπει στους ασθενείς την ραχιαία κάμψη της ΠΔΚ κατά τη διάρκεια της αιώρησης και επιτυγχάνεται η επαφή της πτέρνας στο έδαφος. Συνδυάζοντας μια αύξηση στην κάμψη γονάτων κατά τη διάρκεια της αιώρησης, μειώνεται η περιαγωγή των ισχίων (Murray et al, 1985).

Τρεις ασθενείς παρουσίασαν στο σχέδιο μια μείωση της υπερέκτασης του γόνατος που οδηγεί σε μια χαμηλότερη πιθανότητα κάκωσης στην άρθρωση γόνατος μακροπρόθεσμα. Το όφελος του μηχανισμού του γόνατος ίσως εξηγείται από την διαρθρωτική φύση του γαστροκνημίου μυός ο οποίος ήταν στόχος κατά τη διάρκεια της εκπαίδευσης στο διάδρομο βάδισης. Ιδιαίτερα ο πέμπτος ασθενής, παρουσίασε σημαντική αλλαγή στο σχέδιο βηματισμού, με έναν αυξημένο χρόνο της μονοποδικής υποστήριξης στην ημιπληγική πλευρά, με μειωμένο χρόνο της μονοποδικής υποστήριξης στην υγιή πλευρά, με μειωμένο μήκος διασκελισμού στην υγιή πλευρά, με αυξανόμενη μέγιστη δύναμη της ΠΔΚ, και μείωση της υπερέκτασης του γόνατος κατά τη διάρκεια της στήριξης (Murray et al, 1985).

Αυτά τα αποτελέσματα είναι ενθαρρυντικά σε εκείνους που ελπίζουν να χρησιμοποιήσουν τη βιοανάδραση ως μορφή θεραπείας και να δείξουν ότι οι βελτιώσεις στη λειτουργία βηματισμού μπορούν να είναι

πραγματοποιήσιμες ακόμη και μετά από αρκετών ετών ΑΕΕ (Murray et al, 1985).

Σε ασθενείς με Τραυματισμό Νωτιαίου Μυελού (KNM)

Οι Banz et al, το 2008 σύγκριναν την άμεση επίδραση της παραγωγής κινήσεων σε ασθενείς με KNM κατά τη διάρκεια της εκπαίδευσης με ρομποτικό βοηθητικό βηματισμό (DGO) όταν χρησιμοποιούνταν αυτοματοποιημένη οπτική ανατροφοδότηση και όταν ακολουθούσαν τις λεκτικές οδηγίες ενός φυσιοθεραπευτή.

Συμμετέχοντας στην μελέτη αυτή (Banz et al, 2008) 5 γυναίκες και 7 άνδρες με νευρολογικές διαταραχές βηματισμού λόγω Κ.Ν.Μ. Είχαν ένα μέσο βάρος 68 kg, ένα μέσο ύψος 169 εκατ., και ένας μέσος όρος ηλικία 51 ετών.

Ως μέρος του προγράμματος αποκατάστασης, εκτέλεσαν εκπαίδευση βηματισμού με το DGO για 30 έως 40 λεπτά δύο φορές την εβδομάδα. Οι ασθενείς είχαν έναν μέσο όρο 9.6 εβδομάδες εμπειρία εκπαίδευσης με το DGO. Στρατολογήθηκαν μόνο οι ασθενείς που είχαν τουλάχιστον ελάχιστο εθελοντικό έλεγχο των μυών των κάτω άκρων, για να εξασφαλιστεί ότι είχαν τη δυνατότητα να αποκριθούν και να προσαρμόσουν το περπάτημα τους προκειμένου να επηρεάσουν τις τιμές ανατροφοδότησης. Η μεταχείριση του φ/θ έκρινε τη δυνατότητα των ασθενών που ελέγχουν εθελοντικά τους μύες των κάτω άκρων τους (δηλαδή τουλάχιστον ελάχιστη μετακίνηση των αρθρώσεων του ισχίου και του γόνατος παρατηρήθηκαν κατά την οδηγία). Τα άτομα στρατολογήθηκαν άνω μιας περιόδου 19 μηνών (Banz et al, 2008).

Οι ασθενείς καθοδηγήθηκαν για να περπατήσουν μέσα στο DGO σε 2 διαφορετικές καταστάσεις. Στην μια κατάσταση, η οπτική ανατροφοδότηση κλήθηκε στους ασθενείς και στην άλλη, η μεταχείριση των ασθενών με τη βοήθεια ενός φ/θ. Οι φ/θ που καθοδηγούν και παρακινούν τους ασθενείς για να εκτελέσουν τη μετακίνηση στο βηματισμό, αναφέρουν την οδηγία κυρίως στο γόνατο και στην επέκταση των ισχίων κατά τη διάρκεια της φάση στήριξης και στην κάμψη των ισχίων κατά την έναρξη της φάσης αιώρησης (Banz et al, 2008).

Κατά τη διάρκεια της δεύτερης κατάστασης, οι ασθενείς έπρεπε να αλλάξουν την απόδοση περπατήματός τους αυξάνοντας τις τιμές ανατροφοδότησης τους, οι οποίες επιδείχθηκαν επάνω στον έλεγχο κινήσεων τους. Η ανατροφοδότηση επιδείχθηκε με τις γραμμές γραφικών παραστάσεων για όλες τις αρθρώσεις κατά τη διάρκεια των φάσεων στήριξης και αιώρησης. Οι ασθενείς καθοδηγήθηκαν κυρίως για να

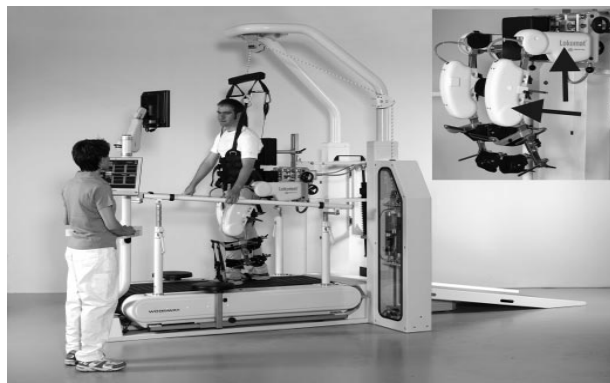
ενισχύσουν την παραγωγή κίνησης σε όλες εκείνες τις αρθρώσεις τους όπου είχαν παρατηρηθεί χαμηλές τιμές ανατροφοδότησης (Banz et al, 2008).

Όλοι οι ασθενείς υπό εξέταση ανέφεραν ότι ήταν παρακινημένοι και ότι μπορούσαν να επικεντρωθούν καλύτερα στο περπάτημά τους κατά τη χρησιμοποίηση της οπτικής ανατροφοδότησης συγκρινόμενη με την εκπαίδευση που δεν παρέχονταν καμία ανατροφοδότηση. Αυτοί επίσης ανέφεραν ότι ήθελαν να ξαναχρησιμοποιήσουν την εκπαίδευση με οπτική ανατροφοδότηση (Banz et al, 2008).

Η αυτοματοποιημένη οπτική ανατροφοδότηση είναι μια πολύτιμη προσθήκη στην ρομποτικός-βοηθημένη εκπαίδευση βηματισμού. Αντιπροσωπεύει ένα σχετικό εργαλείο για να αυξήσει την παραγωγή, τη συμμετοχή, και το κίνητρο κινήσεων των ασθενών κατά τη διάρκεια της εκπαίδευσης βηματισμού, παρομοίως με τις λεκτικές οδηγίες από έναν θεράποντα (Banz et al, 2008).

Η κινητήρια εκπαίδευση υποστήριξης με μερική μεταφορά βάρους είναι μια συνήθως χρησιμοποιημένη επέμβαση που βελτιώνει τη δεξιότητα του περπατήματος (Banz et al, 2008). Αν και η έκβαση θετικών αποτελεσμάτων τέτοιων συσκευών στην αποκατάσταση είχε καταδειχθεί, μια από τις σημαντικότερες ανησυχίες των θεραπειών για την εκπαίδευση του ρομποτικού-βοηθημένου βηματισμού είναι η έλλειψη πληροφοριών της δραστηριότητας στους ασθενείς όταν περπατάνε με τέτοιες συσκευές. Επιπλέον, οι περισσότερες συσκευές για την εκπαίδευση του αυτοματοποιημένου βηματισμού παρέχουν παθητικές οδηγίες κατά τη διάρκεια του περπατήματος και, επομένως, μπορούν να μειώσουν την εθελοντική συμμετοχή των ατόμων κατά τη διάρκεια εκπαίδευσης (Banz et al, 2008).

Το Lokomat DGO είναι μια διμερές ρομποτική όρθωση βηματισμού που χρησιμοποιείται από κοινού με ένα σύστημα υποστήριξης της μεταφοράς σώματος για να ελέγξει τις μετακινήσεις του ποδιού ενός ασθενή στο οβελιαίο επίπεδο (εικόνα 2.1.3.). Η ανατροφοδότηση του DGO είναι βασισμένη στις ροπές αλληλεπίδρασης μεταξύ του ασθενή και της όρθωσης (Banz et al, 2008).



ΕΙΚΟΝΑ 2.1.3.: The Lokomat driven gait orthosis. Τροποποιημένο από: Banz, Bolliger, Colombo, Dietz, Lunenburger, 2008)

Για αυτόν το λόγο, οι γραμμικές κινήσεις των ισχίων και των γονάτων είναι εξοπλισμένες με τους αισθητήρες δύναμης. Το μέτρο αυτών των αισθητήρων δύναμης που απαιτείται είναι να κρατήσουν τον ασθενή σε προκαθορισμένη τροχιά βηματισμού. Για αυτήν την στρατηγική, τα πόδια του ασθενή καθοδηγούνται με υψηλή σύνθετη αντίσταση (δηλαδή, η μετακίνηση των ποδιών υποστηρίζεται 100% από το DGO). Επιπλέον, τα διάφορα τμήματα του κύκλου βηματισμού ζυγίζονται διαφορετικά. Τα τμήματα με τις υψηλότερες γωνιακές ταχύτητες των αρθρώσεων έχουν περισσότερο βάρος, λαμβάνοντας υπόψη ότι ο ασθενής πρέπει να εργαστεί σκληρότερα όπου η γωνιακή ταχύτητα της άρθρωσης είναι υψηλή (Banz et al, 2008).

Οι πύο διακριτικές αλλαγές στην παραγωγή κινήσεων παρατηρήθηκαν στην άρθρωση του ισχίου κατά τη διάρκεια της φάσης αιώρησης και φάσης στήριξης, ενώ μόνο ελάχιστες αλλαγές παρατηρήθηκαν για το γόνατο. Όλοι οι ασθενείς υπό εξέταση ανέφεραν ότι η οπτική ανατροφοδότηση βελτίωσε το κίνητρό τους και τη συγκέντρωση κατά τη διάρκεια της εκπαίδευσης έναντι εκείνης της εκπαίδευσης που δεν παρέχει καμία μορφή ανατροφοδότησης (Banz et al, 2008).

Η λογική της χρησιμοποίησης της οπτικής ανατροφοδότησης είναι βεβαίως να μην αντικατασταθεί ο φυσιοθεραπευτής, αλλά μάλλον να προσθέσει μια άλλη διάσταση στην εκπαίδευση. Ο ασθενής είναι σε θέση να παρατηρήσει άμεσα τη συμπεριφορά κινήσεων του σε μια επίδειξη μέσα από τον πραγματικό χρόνο και, επομένως, περιλαμβάνεται ενεργά στη διαδικασία αξιολόγησης από τη λήψη των οδηγιών από ένα άλλο πρόσωπο. Ο φ/θ είναι ανακουφισμένος από τη συνεχή καθοδήγηση και παρακίνηση του ασθενή κατά τη διάρκεια της περιόδου άσκησης (Banz et al, 2008).

Η αυτοματοποιημένη οπτική ανατροφοδότηση προσφέρει την ευκαιρία να αυξηθεί η ευθύνη του ασθενή κατά τη διάρκεια της εκπαίδευσης και να διευθύνει την υπομονετική σκηνοθετημένη εκπαίδευση. Με τις διάφορες επιλογές οπτικής επίδειξης όπως και τις στοχοθετημένες λεκτικές οδηγίες από τον φ/θ, οι περίοδοι άσκησης με το DGO μπορεί να διαφοροποιηθούν και, επομένως, να διατηρήσουν το κίνητρο για τη παραγωγή κινήσεων στον ασθενή κατά τη διάρκεια αυτής της ιδιαίτερα επαναλαμβανόμενης άσκησης. Η παρουσιασμένη μέθοδο ανατροφοδότησης έχει τη δυνατότητα να βελτιστοποιήσει την αποκατάσταση βηματισμού με την ακόλουθη άποψη του ρεύματος σχετικά με την εκμάθηση κινήσεων (Banz et al, 2008).

Η οπτική ανατροφοδότηση επιτρέπει στον ασθενή να περιληφθεί ενεργά στην διαδικασία εκμάθησης, η οποία οδηγεί πιθανώς στη βαθύτερη θεραπεία της σχετικής πληροφορίας. Επιπλέον, ο φ/θ μπορεί να αφήσει τον ασθενή να αποφασίσει ποιος τύπος ανατροφοδότησης πρέπει να επιδειχθεί και τότε πρέπει να επιδειχθεί. Με την οπτική ανατροφοδότηση, είναι δυνατό για τον ασθενή και τον φ/θ να παρατηρηθεί μια συγκεκριμένη πτυχή του

κύκλου βηματισμού (π.χ., κάμψη του σωστού ισχίου κατά τη διάρκεια της φάσης αιώρησης), μια περίληψη από τις πτυχές του κύκλου βηματισμού (π.χ., επέκταση του αριστερού ποδιού κατά τη διάρκεια φάσης στήριξης), ή ένας μέσος όρος όλων των τιμών ανατροφοδότησης να περιγράφουν τη γενική παραγωγή κινήσεων. Το κίνητρο και η προσοχή είναι παράγοντες κλειδί στην επιτυχία της νευρολογικής θεραπείας (Banz et al, 2008).

Σε ασθενείς με τη Νόσο Πάρκινσον (PD)

Μια μελέτη για τους ασθενείς με νόσο Parkinson (Baram et al, το 2002) έχει δείξει ότι στο ανοιχτό κύκλωμα τα ερεθίσματα έχουν δυσμενή αποτελέσματα, ιδιαίτερα ίλιγγο, απώλεια ισορροπίας, ακόμη και πάγωμα. Ενώ στο κλειστό κύκλωμα συνθήματα με οπτική ανατροφοδότηση, που αποκρίνονται στη μετακίνηση των ασθενών, έχουν μια σαφή θετική επίδραση στη βάδιση.

2.2. Ο ρόλος της οπτικής ανατροφοδότησης στην αποκατάσταση της ισορροπίας

Σε ασθενείς με Αγγειακό Εγκεφαλικό Επεισόδιο (ΑΕΕ)

Αποκατάσταση της στατική ισορροπίας

Για ασθενείς με νευρολογικές βλάβες του κεντρικού νευρικού συστήματος, όπως αυτές που οφείλονται σε αγγειακά εγκεφαλικά ατυχήματα (CVA), η εκπαίδευση της στατικής ισορροπίας είναι μια κρίσιμη θεραπευτική διαδικασία που πρέπει να αναληφθεί πριν από την βάδιση και την εκπαίδευση αυτο-περίθαλψης (Lee et al, το 1996).

Σε έρευνα κατά τη διάρκεια της προηγούμενης δεκαετίας οι Sackley and Baguley, το 1993, είχαν δείξει την αποτελεσματικότητα της οπτικής ανατροφοδότησης ως μέθοδος εκπαίδευσης της στατικής συμμετρίας και μεταφοράς βάρους του σώματος μετά από ΑΕΕ (εικόνα 2.2.1.). Αυτή η αξιολόγηση της αποτελεσματικότητας του οργάνου ελέγχου της απόδοσης ισορροπίας (BPM) έγινε με τη παροχή ανατροφοδότησης.



ΕΙΚΟΝΑ 2.2.1. : στατικός έλεγχος με εκπαίδευση οπτικής ανατροφοδότησης (τροποποιημένο από το βιβλίο: Carr and Shepherd, 2003)

Στο πείραμα αυτό (Sackley and Baguley, 1993) χρησιμοποιήθηκαν δύο ασθενείς σε διαφορετικά στάδια μετέπειτα από ΑΕΕ, στους οποίους αξιολογήθηκε η λειτουργία της κίνησης και της ανεξαρτησίας σε λειτουργικούς στόχους καθώς και τα μέτρα της στατικής συμμετρίας.

Τα αποτελέσματα αυτού του πειράματος έδειξαν σημαντικές βελτιώσεις στη συμμετρία και στις λειτουργικές δεξιότητες των δύο ασθενών επιτυγχάνοντας τα επίπεδα τους μετά από πέντε θεραπείες. Με τέτοιες δραματικές βελτιώσεις προτείνεται ότι το BPM είναι μια αποτελεσματική μέθοδος παροχής ανατροφοδότησης και ότι αυτή η προσέγγιση στη θεραπεία ενισχύει τα αποτελέσματα της φυσιοθεραπείας και θα μπορούσε να χρησιμοποιηθεί συχνότερα μετά από ΑΕΕ (Sackley and Baguley, 1993).

Το 2004 πραγματοποιήθηκε άλλη μια μελέτη (Kerdoncuff et al) με στόχο την αξιολόγηση του οπτικού biofeedback μετά από ΑΕΕ, όπου συγκρίθηκαν η εκπαίδευση με οπτικό biofeedback και η απλή γενική εκπαίδευση ισορροπίας. Συμμετέχοντας 27 ασθενείς, όπου οι 13 ήταν στην πρώτη ομάδα με διάρκεια αποκατάστασης 3 εβδομάδων με εκπαίδευση οπτικού biofeedback και οι άλλοι 14 στην δεύτερη με την απλή εκπαίδευση της ισορροπίας.

Η λειτουργική βελτίωση ήταν αισθητή και στις δυο ομάδες, αλλά στην πρώτη οι ασθενείς είχαν σημαντική βελτίωση και στην κατάσταση που ισορροπούσαν με κλειστά τα μάτια. Με συμπέρασμα ότι η χρήση του biofeedback στο πρόγραμμα λειτουργικής αποκατάστασης παρέχει επιπρόσθετα οφέλη, αφού, πιθανά η χρήση του οπτικού biofeedback προάγει καλύτερη ενσωμάτωση των ιδιοδεκτικών πληροφοριών (Kerdoncuff et al, το 2004).

Αποκατάσταση της δυναμικής ισορροπίας στην βάδιση

Για τη βελτίωση του βηματισμού μετά από ένα οξύ ΑΕΕ, οι Heller et al, το 2005, σύγκριναν τα αποτελέσματα μιας έρευνας τους μεταξύ δυο ομάδων, στη μια περιλαμβάνονταν ασθενείς με εκπαίδευση απλής φυσικής θεραπείας και η άλλη ομάδα εκπαιδευόνταν με ένα εξειδικευμένο πρόγραμμα επανεκπαίδευσης ισορροπίας (Kerdoncuff et al, το 2004).

Είκοσι έξι ασθενείς εντός 3 μηνών από την έναρξη του εγκεφαλικού επεισοδίου τυχαιοποιήθηκαν να λαμβάνουν φυσική θεραπεία (ομάδα ελέγχου) ή θεραπεία και επανεκπαίδευση μαζί (πειραματική ομάδα), όπου οι περισσότεροι από τους ασθενείς και στις δύο ομάδες ήταν με αριστερή ημιπληγία. Η πειραματική ομάδα ήταν σημαντικά μεγαλύτερη από την ομάδα ελέγχου. Στην μέθοδο αποκατάστασης δεκατρείς ασθενείς έλαβαν

νωρίς συμβατική θεραπεία, και 13 έλαβαν θεραπεία σε συνδυασμό με την εκπαίδευση στατικής ισορροπίας με biofeedback (BPM Monitor) (Kerdoncuff et al, το 2004).

Κλινικά μέτρα συλλέχθηκαν κατά τη περίοδο, αφού ξεκίνησαν οι ασθενείς να περπατάνε (JM) και 30 ημέρες αργότερα (JM + 30). Ανεξάρτητα από τη μέθοδο αποκατάστασης, τα κλινικά αποτελέσματα βελτιώθηκαν σημαντικά μεταξύ J0 και JM + 30, με εξαίρεση την σπαστικότητα. Πιο συγκεκριμένα, η ταχύτητα βηματισμού αυξήθηκε σημαντικά μεταξύ JM και JM + 30 και στις δύο ομάδες, με καμία διαφορά μεταξύ των ομάδων. Ο τρόπος βαδίσματος βελτιώθηκε και για τις δύο ομάδες, με μια σημαντική αύξηση της διάρκειας της μονοποδικής στήριξης στο ημιπληγικό άκρο. Η πειραματική ομάδα βελτίωσε σημαντικά τη διάρκεια της υποδοχής της διπλής στήριξης όσον αφορά το ημιπληγικό άκρο μεταξύ JM και JM + 30 σε σχέση με την ομάδα ελέγχου (Kerdoncuff et al, το 2004).

Με συμπέρασμα, βελτίωση της αποκατάστασης και οφέλη από την εκπαίδευση με το οπτικό σύστημα biofeedback με δυναμική πλατφόρμα και στην πειραματική ομάδα, και συγκεκριμένα βελτίωση της πρόβλεψης ισορροπίας σε σχέση με τη συμβατική θεραπεία (Kerdoncuff et al, το 2004).

Σε μια άλλη μελέτη, οι ερευνητές (Ruth Ann Geiger et al, 2001) ερεύνησαν εάν η προσθήκη της οπτικής βιοανάδρασης/ αποκατάστασης με πλατφόρμα θα μπορούσε να ενισχύσει τα αποτελέσματα άλλων φυσικών προγραμμάτων θεραπείας στην ισορροπία και στην κινητικότητα μετά από ΑΕΕ (εικόνα 2.2.2.).



Εικόνα 2.2.2 προσθήκη οπτικής βιοανάδρασης με χρήση πλατφόρμας σε πρόγραμμα αποκατάστασης της ισορροπίας και της κινητικότητας (τροποποιημένο EquiTest® System from Lake Erie Med, 2010)

Συμμετέχοντας 13 εξωτερικοί ασθενείς με ημιπληγία με κύμανση ηλικίας από 30 έως 77 ετών και οι ημέρες αφού είχαν υποστεί το ΑΕΕ ήταν 15 έως 538. Οι ασθενείς ορίστηκαν τυχαία είτε σε μια πειραματική ομάδα είτε σε μια ομάδα ελέγχου στην αρχή της μελέτης. Καμία διαφορά δεν προσδιορίστηκε μεταξύ των ομάδων όσον αφορά τις γνωστικές και οπτικές-αντιληπτικές δεξιότητες (Ruth Ann Geiger et al, 2001).

Η περαιτέρω έρευνα που περιλαμβάνει τις ομάδες ασθενών με μια στενότερη σειρά των χρόνων μετέπειτα από ΑΕΕ (π.χ., 12 μήνες) μπορεί να παραγάγει τις πρόσθετες πληροφορίες όσον αφορά την αποτελεσματικότητα

της βιοανάδρασης/εκπαίδευσης της δυναμικής πλατφόρμας για τη βελτίωση των δεξιοτήτων ισορροπίας και κινητικότητας στις ομάδες ασθενών με τα διαφορετικά χρονικά επίπεδα μετά από το ΑΕΕ (Ruth Ann Geiger et al, 2001).

Εν συνεχεία, οι ασθενείς αξιολογήθηκαν χρησιμοποιώντας την κλίμακα Berg Balance και τη χρονομετρημένη “ Up and Go ” δοκιμασία πριν και μετά από τις 4 εβδομάδες της φυσικής θεραπείας. Και οι δυο ομάδες έλαβαν φυσικές μεθόδους θεραπείας με σκοπό να βελτιώσουν την ισορροπία και την κινητικότητα 2 έως 3 φορές ανά εβδομάδα (Ruth Ann Geiger et al, 2001).

Στη χρονομετρημένη “ Up and Go ” δοκιμασία ο ασθενής εκτελεί την ακόλουθη δραστηριότητα: από μια θέση συνεδρίασης σε μια πολυθρόνα τυποποιημένου-ύψους, ο ασθενής στέκεται ανεξάρτητα όρθιος, περπατά 3 μ (με την υποβοηθητική συσκευή, όπως απαιτείται), κάνει στροφή, κάνει βήματα προς την καρέκλα, κάνει στροφή, και κάθεται ξανά (Ruth Ann Geiger et al, 2001).

Μερικά άρθρα υποστηρίζουν ότι η χρονομετρημένη “ Up and Go ” δοκιμασία παρέχει τις έγκυρες μετρήσεις της κινητικότητας και ότι οι μετρήσεις συσχετίζονται καλά με τα αποτελέσματα του Berg Balance Scale και με τη λειτουργική ικανότητα όπως μετρείται από το δείκτη Barthel. Οι ενήλικοι χωρίς νευρολογικές διαταραχές που είναι ανεξάρτητοι με τις δεξιότητες ισορροπίας και κινητικότητας είναι σε θέση να εκτελέσουν τη χρονομετρημένη “ Up and Go ” δοκιμασία σε λιγότερο από 10 δευτερόλεπτα. Οι ενήλικοι που παίρνουν περισσότερο από 30 δευτερόλεπτα χρόνο για να ολοκληρώσουν τη δοκιμασία έχουν βρεθεί να είναι εξαρτώμενοι για τις περισσότερες καθημερινές δραστηριότητες της ζωής τους και τη μετακίνηση του σώματος τους (Ruth Ann Geiger et al, 2001).

Από την άλλη, η κλίμακα Berg Balance μετρά τη δυνατότητα ενός ανθρώπου να εκτελέσει 14 δραστηριότητες ισορροπίας: να κάθεται και να στέκεται αστήρικτος, μεταφορά από μια θέση συνεδρίασης στη όρθια θέση και από την όρθια θέση σε μια θέση συνεδρίασης, μεταφορά σε καρέκλα από το στρώμα και από τη καρέκλα σε ένα στρώμα, να στέκεται αστήρικτος με κλειστά τα μάτια, να στέκεται αστήρικτος με τα πόδια ενωμένα, να κινείται με απαγωγή ενός από τους βραχίονες, να κάθεται οκλαδόν και να παίρνει ένα αντικείμενο από το πάτωμα, να στέκεται και να γυρίζει να κοιτάξει πέρα από κάθε ώμο, να στέκεται και να γυρίζει 360° προς το δεξιά και αριστερά, να στέκεται και να τοποθετεί διαδοχικά το ένα πόδι επάνω σε ένα βήμα, να διατηρεί τη διαδοχική θέση, και τη μονοποδική στήριξη στο ένα κάτω άκρο (Ruth Ann Geiger et al, 2001).

Τα αποτελέσματα κυμαίνονται από 0 έως 4 σημεία σε κάθε ένα από τα 14 στοιχεία της δοκιμασίας. Τα πιθανά συνολικά αποτελέσματα κυμαίνονται από 0 έως 56 σημεία, με τα υψηλότερα αποτελέσματα που δείχνουν τη μεγαλύτερη δυνατότητα ισορροπίας και τη λειτουργική

ανεξαρτησία όσον αφορά τις δοκιμασμένες δραστηριότητες (Ruth Ann Geiger et al, 2001).

Αν και η κλίμακα Berg Balance δεν μπορεί να χρησιμοποιηθεί ως προάγγελος των πτώσεων, οι ερευνητές έχουν διαπιστώσει ότι οι ασθενείς που σημειώνουν 45 ή περισσότερα από 56 σημεία έχουν μια υψηλή πιθανότητα να μην πέσουν και είναι λιγότερο πιθανό να χρησιμοποιήσουν μια υποβοηθητική συσκευή από εκείνους που σημειώνουν κάτω από 45 βαθμούς (Ruth Ann Geiger et al, 2001).

Επίσης, η πειραματική ομάδα εκπαιδεύτηκε στο Master NeuroCom ισορροπίας για 15 λεπτά από κάθε 50λεπτη θεραπευτική συνεδρία. Η ομάδα ελέγχου έλαβε άλλα 50 λεπτά φυσική θεραπεία. Όπου το Master NeuroCom ισορροπίας περιλαμβάνει ένα διπλό σύστημα δυναμικής πλατφόρμας που αποτελείται από 4 κύτταρα φορτίων που ανιχνεύουν την πίεση, που συνδέεται με έναν συμβατό IBM υπολογιστή 486 DX και ένα μόνιτορ (Ruth Ann Geiger et al, 2001).

Σύμφωνα με τον κατασκευαστή, το Master NeuroCom ισορροπίας είναι ικανό για να παρέχει μια οπτική αντιπροσώπευση του κέντρου βαρύτητας ενός ανθρώπου. Οι ασθενείς καθοδηγήθηκαν για να διατηρήσουν ή να μετατοπίσουν το βάρος τους, ανάλογα με την περίπτωση, για να υποβάλουν την παρατήρηση της προσαρμογής του κέντρου βαρύτητας τους στον στόχο που παρουσιάστηκε οπτικά. Το Master ισορροπίας είναι εξοπλισμένο με τα εσωτερικά όργανα ελέγχου της βαθμολόγησης. Σύμφωνα με τον κατασκευαστή, εάν τα λάθη βαθμολόγησης εμφανίζονται στην αρχή του ανοίγματος του υπολογιστή ή κατά τη διάρκεια της εκπαίδευσης, ένα μήνυμα λάθους επιδεικνύεται (Ruth Ann Geiger et al, 2001).

Ωστόσο, ο εξοπλισμός που χρησιμοποιήθηκε για άλλες φυσικές θεραπείας περιέλαβε ακτίνα ισορροπίας εύρους 10.16cm, μικρούς και μεγάλους πίνακες, μια ελβετική σφαίρα, σταθερά και υποχωρητικά χαλιά πατωμάτων, ένα 48.26cm υψηλό χαλί θεραπείας, ένα 16.51cm ψηλό σκαμνί, μια καρέκλα με μπράτσα(κάθισμα--πάτωμα ύψος 44.45cm, ύψος μπράτσων καρέκλας 66.04cm, σκαλοπάτια, ζώνες βηματισμού, ένα μέτρο ταινιών, κατάλληλες υποβοηθητικές συσκευές, και ορθώσεις ΠΔΚ (όπως απαιτείται) (Ruth Ann Geiger et al, 2001).

Τελικά, κανένα πρόσθετο αποτέλεσμα δεν βρέθηκε στην ομάδα που έλαβε την οπτική βιοανάδραση/ εκπαίδευση με δυναμική πλατφόρμα σε σχέση με την ομάδα που έλαβε φυσική θεραπεία. Τα συμπεράσματά μας είναι γενικά σύμφωνα με άλλους ερευνητές που εξέθεσαν μια έλλειψη επίδρασης στη ταχύτητα βηματισμού ή στις λειτουργικές δραστηριότητες μετά από τη βιοανάδραση/εκπαίδευση δυναμικής πλατφόρμας. Τα συμπεράσματά μας είναι σε αντίθεση με εκείνους Sackley και Baguly, οι οποίοι εξέθεσαν τις μεγαλύτερες βελτιώσεις στις λειτουργικές δυνατότητες, συμπεριλαμβανομένων την ισορροπία και τον βηματισμό, μετά από την εκπαίδευση βιοανάδρασης με δυναμική πλατφόρμα. Η γνωστική και οπτικό-

αντιληπτική δοκιμασία που εκτελέστηκε από έναν ψυχολόγο δεν αποκάλυψε καμία διαφορά μεταξύ των ομάδων (2 ασθενείς στην πειραματική ομάδα και 1 ασθενής στην ομάδα ελέγχου δεν εξετάστηκαν αρχικά). Τέλος, καμία διαφορά δεν ανιχνεύθηκε μεταξύ των αποδόσεων των ασθενών με αριστερή ημιπληγία (Ruth Ann Geiger et al, 2001).

Αν και καμία διαφορά δεν βρέθηκε μεταξύ των ομάδων, είναι πιθανόν τα οπτικό-αντιληπτικά ελλείμματα να άσκησαν αρνητική επίδραση σε μερικές από τις δυνατότητες του ασθενούς να εκπαιδευτεί στο Master ισορροπίας. Ενώ, η περίοδος των δεκαπέντε λεπτών εκπαίδευσης στο Master ισορροπίας είναι μια κατάλληλη διάρκεια επειδή, μέχρι το τέλος των 15 λεπτών, οι περισσότεροι ασθενείς φάνηκαν να είναι έτοιμοι να κινηθούν προς άλλες δραστηριότητες (Ruth Ann Geiger et al, 2001).

Συνολικά, τα αποτελέσματά μας δείχνουν ότι δεν υπήρξε κανένα όφελος της εκπαίδευσης στο Master ισορροπίας όταν αντιμετωπίζεται σε σχέση με άλλες φυσικές επεμβάσεις θεραπείας, υπό τον όρο ότι εφαρμόζονταν 2 έως 3 φορές ανά εβδομάδα κατά τη διάρκεια μιας περιόδου τεσσάρων εβδομάδων στους εξωτερικούς ασθενείς με δευτεροβάθμια ημιπληγία από ΑΕΕ (Ruth Ann Geiger et al, 2001).

Όσον αφορά το Berg Balance Scale και τη χρονομετρημένη “ Up and Go” δοκιμασία σε όλους τους ασθενείς παρατηρήθηκαν βελτιώσεις, προτείνοντας ότι οι πρόωρες καθώς επίσης και καθυστερημένες φυσικές επεμβάσεις θεραπείας μπορούν να είναι αποτελεσματικές στη βελτίωση της ισορροπίας και της κινητικότητας στους ασθενείς με ημιπληγία (Ruth Ann Geiger et al, 2001).

Μετά από 5 χρόνια, το 2006, οι Van Peppen et al μελέτησαν εάν η αμφιτερόπλευρη στάση με θεραπεία οπτικής ανάδρασης μετά από εγκεφαλικό επεισόδιο βελτιώνει τον στατικό έλεγχο σε σύγκριση με τη συμβατική θεραπεία και αξιολόγησαν τα γενικά αποτελέσματα της θεραπείας με οπτική ανάδραση σχετικά με το βάδισμα και τις δραστηριότητες που σχετίζονται με το βάδισμα. Οκτώ από τις 78 μελέτες, παρουσιάζοντας 214 άτομα, είχαν συμπεριληφθεί για ποιοτική και ποσοτική ανάλυση.

Η συσκευή που χρησιμοποίησαν οι Van Peppen et al, το 2006 στην έρευνά τους περιλαμβάνει ένα τραπέζι σταθερού ρυθμιζόμενου ύψους, μια οργανική δυναμική αισθητήρια πλατφόρμα, μια αυτόματη σύνδεση ακουστικού/ οπτικού biofeedback σύστημα της μεταφοράς βάρους, μια στατική διόρθωση σε καθρέφτη, και μια ζώνη ασφαλείας του συστήματος ανάρτησης των άνω άκρων. Με την παρούσα οικονομική κατάσταση της εκπαιδευτικής συσκευής, η στατική σταθερότητα μπορεί να εκπαιδευτεί αποτελεσματικά με την ανάδραση μεταφοράς βάρους και μια στατική διόρθωση με καθρέφτη για τις κλινικές και σπιτικές περιβαλλοντικές φροντίδες.

Η μετέπειτα ανάλυση έδειξε μη σημαντική επίδραση της θεραπείας με οπτική ανάδραση για την απώλεια βάρους και τη διανομή στατικού λικνίσματος, καθώς και στις επιδόσεις της ισορροπίας και του βαδίσματος, και της ταχύτητας βηματισμού (Van Peppen et al, το 2006).

Σε ασθενείς με Κρανιοεγκεφαλική Κάκωση (ΚΕΚ)

Ο έλεγχος της ισορροπίας είναι ένας σύνθετος νευρολογικός μηχανισμός δεδομένου ότι απαιτεί τη συμμετοχή διάφορων περιοχών του εγκεφάλου και η εκπαίδευση του μηχανισμού υποστήριξης της στάσης παρέχει ένα ιδιαίτερα - αποτελεσματικό εργαλείο για την αποκατάσταση (Ροκορνά, το 2006).

Το 2006, στόχος του Ροκορνά, ήταν να αναπτυχθούν οι μέθοδοι για τις μακροπρόθεσμες παρακολουθήσεις και την εκπαίδευση των δεξιοτήτων ισορροπίας στους ασθενείς με τους διαφορετικούς τύπους εξασθένησης του εγκεφάλου. χρησιμοποιώντας μια σταθερού μέτρου πλατφόρμα για την εκπαίδευση της ικανότητας ισορροπίας με οπτική βιοανάδραση.

Αποδεικνύοντας ότι το προτεινόμενο πρόγραμμα για την εκπαίδευση ικανότητας ισορροπίας επιτρέπει τη γρήγορη ερμηνεία των αποτελεσμάτων θεραπείας. Με συμπέρασμα, η συνοπτική μορφή αποτελεσμάτων να μπορεί να υποκινήσει το κίνητρο του ασθενούς κατά τη διάρκεια της μακροπρόθεσμης εκπαίδευσης για τη βελτίωση της κινητικότητας (Ροκορνά, το 2006).

Οι Bisson et al, το 2007 υποστηρίζουν σύμφωνα από μια μελέτη τους ότι η εκπαίδευση με εικονική πραγματικότητα (VR) έχει χρησιμοποιηθεί με επιτυχία για την λειτουργική αποκατάσταση της ισορροπίας και της κινητικότητας σε δυο επιζώντες από ΚΕΚ και ηλικιωμένους. Κι ομοίως, η εκπαίδευση με BF μέσω υπολογιστή έχει οδηγήσει σε μείωση του λικνίσματος κατά την διάρκεια της ήρεμης στάσης και μείωση της αντίδρασης χρόνου κατά την διάρκεια διπλής δοκιμασίας της αντίδρασης χρόνου.

Κι αυτό αποδεικνύεται μέσω δυο ομάδων 12 υγιών ηλικιωμένων που συμπλήρωναν πρόγραμμα εκπαίδευσης 10 εβδομάδων, το οποίο αποτελούνταν από δυο τριαντάλεπτες συνεδρίες την εβδομάδα. Στην μια ομάδα με εκπαίδευση VR απαιτούνταν οι συμμετέχοντες με πλευρικό τρόπο να απεικονίσουν με τα δάκτυλα μια εικονική μπάλα. Απ' την άλλη, οι συμμετέχοντες στην ομάδα με εκπαίδευση BF έβλεπαν μια κόκκινη κουκίδα που αντιπροσώπευε το κέντρο βάρους τους σε μια οθόνη και επιτρέπονταν να μετακινήσουν την κουκίδα σε τέσσερις γωνίες της οθόνης (Bisson et al, το 2007).

Είχαν γίνει μετρήσεις, πριν την εκπαίδευση, καθώς και μια εβδομάδα και ένα μήνα μετά το τέλος του προγράμματος, της λειτουργικής ισορροπίας και κινητικότητας της λεκάνης κατά την διάρκεια της ήρεμης στάσης και

χρόνου αντίδρασης κατά την διάρκεια της διπλής στήριξης (Bisson et al, το 2007).

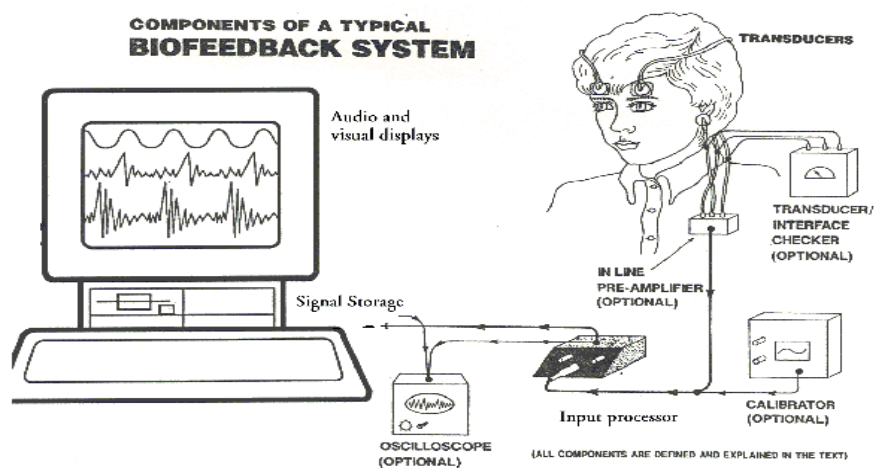
Με συμπέρασμα ότι και οι δύο ομάδες παρουσίασαν σημαντικές βελτιώσεις σχετικά με την CB&M καθώς και με την μείωση του χρόνου αντίδρασης της εκπαίδευσης. Με μόνο μειονέκτημα τη μη σημαντική αλλαγή του λικνίσματος κατά την ήρεμη στάση (Bisson et al, το 2007).

Κεφάλαιο 3ο

Ακουστική ανατροφοδότηση

3. Ακουστική ανατροφοδότηση

Το ακουστικό BF είναι διαθέσιμο στο εμπόριο σε πολλές μορφές ακουστικών τόνων, οι οποίες μπορεί να είναι συνεχείς ή να πάλλονται. Οι μορφές των τόνων επιλέγονται σύμφωνα με τις απαιτήσεις και το τρόπο εφαρμογής. Μεταξύ των διάφορων ακουστικών σημάτων υπάρχουν κρότοι, τόνοι ή ηχητικά σήματα. Η συσκευή μπορεί να είναι οργανωμένη σύμφωνα με την κλινική κατάσταση και την απόφαση του νοσοκομειακού γιατρού (Dursun 1996).



ΕΙΚΟΝΑ 3.1. : ακουστικό biofeedback (τροποποιημένο από το άρθρο [Biofeedback FAQ'S](#), 2010)

Παραδείγματος χάριν, είναι οργανωμένη για να παραγάγει ένα ηχητικό σήμα που όταν συμβάλλει ένας μυς ενός ασθενή, το EMG επίπεδο είναι πίο υψηλό, και κατά τη διάρκεια της χαλάρωσης η συσκευή δεν εκπέμπει κανέναν ήχο. Κατά αυτόν τον τρόπο ο ασθενής ενθαρρύνεται να δουλέψει σκληρότερα για να πάρει ένα άλλο ηχητικό σήμα ενισχύοντας έναν μυ που απαιτείται στο πρόγραμμα αποκατάστασης (Dursun 1996).

Η με την ίδια συσκευή μια άλλη επιλογή μπορεί να πραγματοποιηθεί δεδομένου ότι όσο ο ασθενής χαλαρώνει και οι EMG δραστηριότητες μειώνονται, ένας κρότος εμφανίζεται. Κατά την αθόρυβη διάρκεια αυτού του τρόπου θα πραγματοποιηθεί μια αύξηση του τόνου των μυών. Αυτή η διαδικασία είναι χρήσιμη για την αποκατάσταση της σπαστικότητας (Dursun 1996).

3.1. ο ρόλος της ακουστικής ανατροφοδότησης στην αποκατάσταση της βάδισης

Σε ασθενείς με Σκλήρυνση Κατά Πλάκας (ΣΚΠ)

Η σκλήρυνση κατά πλάκας (ΣΚΠ) είναι μια απομυελινωτική νόσος που προκαλεί γενικευμένη εκφύλιση του κεντρικού νευρικού συστήματος, η οποία σταδιακά οδηγεί σε σοβαρά νευρολογικά ελλείμματα (Carr and Shepherd 2003).

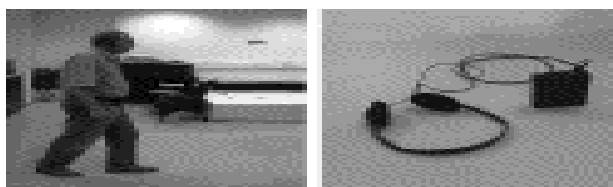
Συγκεκριμένα, εκτός από γνωσιακά ελλείμματα οι ασθενείς με ΣΚΠ παρουσιάζουν συμπτώματα ανώτερου κινητικού νευρώνα (σπαστικότητα, αδυναμία), αισθητικά ελλείμματα (παραισθησία, μουδιάσματα, καυσαλγίες αρχικά συμπτώματα) αλλά και οπτικά προβλήματα. Τα αισθητικά ελλείμματα μπορεί να αφορούν είτε το ένα άκρο είτε τη μία πλευρά του σώματος είτε και τα τέσσερα άκρα (Carr and Shepherd 2003).

Επειδή οι ασθενείς με ΣΚΠ παρουσιάζουν οπτικά προβλήματα πραγματοποιήθηκαν διάφορες μελέτες για την εκπαίδευση της βάδισης και της ισορροπίας τους με ακουστική ανάδραση.

Το 2007, οι Baram & Miller πραγματοποίησαν μια έρευνα με στόχο αν η ακουστική ανάδραση βελτιώνει την διαχείριση και την αποκατάσταση της βάδισης σε ασθενείς με ΣΚΠ. Χρησιμοποίησαν ένα σύνθημα ακουστικής ανάδρασης που ανταποκρίνονταν στα βήματα του ίδιου του ασθενή σε κλειστό κύκλωμα. Το σύνθημα αυτό παράγονταν από έναν αισθητήρα κίνησης και στη συνέχεια αναγεννιόνταν ο ήχος στο αυτί του ασθενή. Επίσης, χρησιμοποίησαν μια συσκευή που παρήγαγε έναν ήχο σημείωσης σε απάντηση των βημάτων του ασθενούς, έχοντας ανάπτυξη ενός χτύπου ανά βήματος.

Η συσκευή αυτή τοποθετούνταν με μια ζώνη στη μέση και το μέγεθος, και το βάρος της ήταν όσο ενός μικρού κινητού τηλεφώνου. Επίσης, περιείχε έναν αισθητήρα κινήσεων, έναν μικροελεγκτή και ένα λογισμικό, τα οποία εφάρμοζαν ένα προσαρμοστικό φίλτρο για το μετασχηματισμό της μετακίνησης του ασθενή στον ήχο (εικόνα 3.1.1) (Baram & Miller, 2007).

Η απευθείας σύνδεση (συσκευή ανοιχτή) και τα υπολειπόμενα βραχυπρόθεσμα θεραπευτικά αποτελέσματα της ταχύτητας περπατήματος και του μήκους διασκελισμού μετρήθηκαν σε δεκατέσσερις τυχαία επιλεγμένους εξωτερικούς ασθενείς με ΣΚΠ, δέκα γυναίκες και τέσσερις άνδρες, που εντοπίστηκαν σύμφωνα με τα κριτήρια προβλήματος και με τις διαταραχές βηματισμού που οφείλονται κυρίως στην παραγκεφαλική αταξία (Baram & Miller, 2007).



ΕΙΚΟΝΑ 3.1.1.: Οι συσκευές ακουστικής ανατροφοδότησης που χρησιμοποιούνται στις δοκιμασίες. Τροποποιημένο από: (Baram, Miller, 2007)

Κριτήρια αποκλεισμού ήταν οι ακουστικές διαταραχές και οι δυσλειτουργίες βηματισμού λόγω της έντονης αδυναμίας μυών, της σπαστικότητας, της αισθητικής αταξίας, ή της σημαντικής γενικής κόπωσης (Baram & Miller, 2007).

Η κλινική αξιολόγηση περιέλαβε το παρεγκεφαλιδικό λειτουργικό αποτέλεσμα συστημάτων που βαθμολογεί την παραγκεφαλιδική λειτουργία λόγω της ΣΚΠ σε ένα αποτέλεσμα πέντε βαθμών (πίνακας 3.1.1).

ΠΙΝΑΚΑΣ 3.1.1. Κλινική αξιολόγηση της λειτουργίας της παραγκεφαλίδας (Baram & Miller, 2007)

ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑ ΠΑΡΕΓΚΕΦΑΛΙΔΑΣ	ΒΑΘΜΟΛΟΓΙΑ ΤΗΣ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ ΤΗΣ ΠΑΡΕΓΚΕΦΑΛΙΔΑΣ
κανονική παρεγκεφαλιδική λειτουργία	0
ανώμαλα σημάδια χωρίς ανικανότητα	1
ήπια αταξία	2
μέτρια αταξία	3
αυστηρή αταξία σε όλο τα άκρα ή τον κορμό	4
ανίκανος να εκτελέσει τη συντονισμένη μετακίνηση λόγω της αταξίας	5

Ο ασθενής άκουγε το ακουστικό σύνθημα που παράγονταν από τα βήματα μέσω του ακουστικού, και μπορούσε να τροποποιήσει το ακουστικό σύνθημα με την τροποποίηση του βηματισμού. Μια σταθερή ισορροπημένη βάδιση θα παραγάγει ένα ευχάριστο ακουστικό σύνθημα, που συγχρονίζεται με τα βήματα του ασθενούς, ανταμείβοντας τον ασθενή για την καταβολή προσπάθειας (Baram & Miller, 2007).

Η εξέταση κάθε ασθενή περιέλαβε τέσσερα στάδια, όπου το κάθε ένα αποτελείται από τον ασθενή που περπατά μια ευθεία διαδρομή 10 μ: η βασική γραμμή, η συσκευή μακριά, η συσκευή ανοιχτή, και τα υπολειπόμενα αποτελέσματα (πίνακας 3.1.2.)

ΠΙΝΑΚΑΣ 3.1.2. τα στάδια που εξεταστήκαν οι ασθενείς της μελέτης αυτής ((Baram & Miller, 2007)

Στάδιο 1	Οι παράμετροι βάδισης, η ταχύτητα περπατήματος της βασικής γραμμής και το μήκος διασκελισμού μετρήθηκαν πρώτα, χωρίς τη συσκευή. Ο ασθενής καθοδηγήθηκε προφορικά για «να περπατήσει κανονικά». Ο χρόνος για να ολοκληρωθεί η διαδρομή 10 μέτρων και ο αριθμός
----------	--

βημάτων καταγράφηκαν τέσσερις φορές και υπολογίστηκαν κατά μέσο όρο.

Στάδιο 2 Η συσκευή ανοιχτή. Ο ασθενής καθοδηγήθηκε για να περπατήσει ώστε να κατασταθεί το ακουστικό σύνθημα όσο το δυνατόν πιο ρυθμικό κατά μήκος της διαδρομής 10 μέτρων. Η ταχύτητα βαδίσματος και το μήκος διασκελισμού μετρήθηκαν τέσσερις φορές και υπολογίστηκαν κατά μέσο όρο.

Στάδιο 3 Η συσκευή αφαιρέθηκε από τον ασθενή, του οποίου δόθηκε ένα δέκα-λεπτό διάλλειμα. Μετά από το διάλλειμα, ο ασθενής καθοδηγήθηκε για «να περπατήσει κανονικά» τη διαδρομή 10μέτρων χωρίς τη συσκευή. Η ταχύτητα περπατήματος και το μήκος διασκελισμού καταγράφηκαν τέσσερις φορές και υπολογίστηκαν κατά μέσο όρο. Ο σκοπός αυτού του σταδίου ήταν να μετρηθεί η υπόλοιπη βραχυπρόθεσμη θεραπευτική επίδραση της ακουστικής ανατροφοδότησης.

Στάδιο 4 Τα αποτελέσματα βελτίωσης είναι ιδιαίτερα αξιοσημείωτα σε σύγκριση με την έλλειψη αλλαγής στην υγιή ομάδα ελέγχου. Για την ομάδα των ασθενών, η σε απευθείας σύνδεση ταχύτητα βαδίσματος ήταν βελτιωμένη, κατά μέσον όρο, 12.84% (σταθερή απόκλιση 18.74%). Η σε απευθείας σύνδεση μέση βελτίωση του μήκους διασκελισμού ήταν 8.30% (σταθερή απόκλιση 11.87%). Αντίθετα, δεν υπήρξε καμία σημαντική υπόλοιπη βελτίωση στην ταχύτητα περπατήματος και το μήκος διασκελισμού της ομάδας ελέγχου (2.43% και - 0.29%, με τις σταθερές αποκλίσεις 4.09% και 4.11%, αντίστοιχα). Επιπλέον, η χρησιμοποίηση της συσκευής δεν βελτίωσε την απόδοση, λόγω της φορητότητας της επίδρασης της φθοράς της συσκευής.

Συμπέρασμα, φαίνονται να υπάρχουν κάποια στοιχεία ότι τα ρυθμικά υγιή άτομα μπορούν να αυξήσουν την διεγερσιμότητα των νωτιαίων κινητικών νευρώνων μέσω της δικτυωμένης διάβασης των νεύρων. Μ' αυτόν τον τρόπο μειώνεται το χρονικό διάστημα που απαιτείται ο μυς να αποκριθεί σε μια δεδομένη εντολή κινήσεων. Υπάρχουν επίσης θετικά στοιχεία ότι τα βασικά γάγγλια έχουν έναν σημαντικό ρόλο στην κατάλληλη αλληλουχία των σύνθετων μετακινήσεων (Baram & Miller, 2007).

Η παρούσα μελέτη δείχνει ότι η ακουστική ανατροφοδότηση μπορεί να βοηθήσει τους ασθενείς με ΣΚΠ να ελέγξουν το βηματισμό τους. Η βελτίωση στην ταχύτητα περπατήματος λόγω της ακουστικής ανατροφοδότησης ήταν υψηλότερη από τη βελτίωση στο μήκος διασκελισμού. Αφ' ενός, η υψηλότερη ταχύτητα περπατήματος που προκαλείται από την ακουστική ανατροφοδότηση ενισχύει τα προηγούμενα

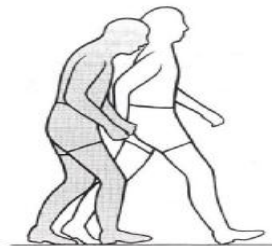
συμπεράσματα ότι τα ακουστικά σήματα μειώνουν το χρόνο αντίδρασης σε έναν εθελοντικό στόχο κινήσεων (Dozza et al, το 2005).

Η σχετικά μεγάλη βραχυπρόθεσμη υπόλοιπη βελτίωση στους ασθενείς που χρησιμοποιούν την ακουστική ανατροφοδότηση είναι ιδιαίτερα ενθαρρυντική, δεδομένου ότι προτείνει μια θεραπευτική δυνατότητα. Επίσης, οι βελτιώσεις στην απόδοση φαίνονται ιδιαίτερα αξιοσημείωτες όταν συγκρίνονται με τα αποτελέσματα της ομάδας ελέγχου, τα οποία δεν παρουσίασαν καμία σημαντική βελτίωση (Baram & Miller, 2007).

Σε ασθενείς με τη Νόσο Πάρκινσον (PD)

Η νόσο Πάρκινσον χαρακτηρίζεται από τη διαταραχή της κεντρικής ντοπαμινεργικής οδού από τη μέλαινα ουσία προς το ραβδωτό σώμα. Οι συχνότερες διαταραχές βηματισμού που παρουσιάζονται σε αυτούς τους ασθενείς είναι η δυσκολία της έναρξης και η βραδύτητα της κίνησης. Τα βήματά του είναι μικρά και συρτά με ακανόνιστο μήκος βηματισμού και τυπική θέση κάμψης του κορμού (εικόνα 3.1.2). Η κίνηση των άνω άκρων είναι ελαττωμένη όπως επίσης και η γωνιακή μετατόπιση των αρθρώσεων των κάτω άκρων. Επίσης, συχνά παρατηρείται το πάγωμα κατά την έναρξη ή κατά την βάδιση, το οποίο εκδηλώνεται κατά τη στροφή ή σε στενά μέρη (Carr and Shepherd 2003).

Οι ανοιχτές σε κύκλωμα λεκτικές εκπαιδευτικές υποδείξεις (Behrman et al, το 1998) και τα ρυθμικά ακουστικά συνθήματα (McIntosh et al, το 1997 και Thaut et al, το 1996) έχουν χρησιμοποιηθεί για τη διαχείριση βηματισμού στους ασθενείς με νόσο Parkinson.



Εικόνα 3.1.2. σύγκριση της βάδισης ενός ατόμου με Νόσο Πάρκινσον (σκιασμένη φιγούρα) με τη βάδιση ενός υγιούς ατόμου. (τροποποιημένο από Carr and Shepherd, 2003)

Η επιρροή ακουστικής ανατροφοδότησης του βηματισμού με τη δημιουργία ενός εξωτερικού συνθήματος, χρησιμεύει ως μια αναφορά για τον ασθενή. Ο ασθενής, υπό τον έλεγχο ακουστικής βιοανάδρασης, καταβάλλει προσπάθεια να βελτιώσει την ποιότητα βηματισμού, και ενημερώνεται, στη συνέχεια, για οποιαδήποτε βελτίωση (ή την επιδείνωση) στην ποιότητα βηματισμού από τις αλλαγές στο ακουστικό σύνθημα (McIntosh et al, το 1997).

Συγκεκριμένα, οι Thaut et al, το 1996, χρησιμοποίησαν τον ρυθμικό ακουστικό ερεθισμό (RAS) ως βηματοδότη κατά τη διάρκεια τριών εβδομάδων ενός προγράμματος βασισμένου στην επανεκπαίδευση των ασθενών με τη νόσο Πάρκινσον στο σπίτι (PD) (αριθμός ασθενών = 15).

Τα ηλεκτρομυογραφικά σχέδια (EMG) και οι παράμετροι διασκελισμού αξιολογήθηκαν πριν και μετά από τη δοκιμασία χωρίς RAS για να αξιολογήσουν τις αλλαγές στα σχέδια βηματισμού. Τα στοιχεία συγκρίθηκαν με εκείνα δύο ομάδων ελέγχου (αριθμός ασθενών = 11), στις οποίες οι ασθενείς είτε δεν συμμετείχαν σε οποιοδήποτε εκπαίδευση βηματισμού ή που συμμετείχαν σε ένα εσωτερικό πρόγραμμα αυτό-βηματισμού. Το RAS αποτελέστηκε από ακουστικές ταινίες με σχέδια μετρονόμου του σφυγμού που ενσωματώθηκαν on/off στη δομή του χτυπήματος της ρυθμικά τονισμένης οργανικής μουσικής (Thaut et al, το 1996).

Τα αποτελέσματα αυτής της έρευνας έδειξαν ότι οι ασθενείς που εκπαιδεύτηκαν με RAS βελτίωσαν σημαντικά την ταχύτητα βηματισμού τους κατά 25%, το μήκος διασκελισμού κατά 12%. Επίσης, ο ρυθμός βημάτων βελτιώθηκε κατά 10% περισσότερο τόσο από που τους ασθενείς που εκπαιδεύονταν μόνοι τους, οι οποίοι βελτίωσαν την ταχύτητά τους μειώνοντας την κατά 7%, όσο και από εκείνους που δεν λάμβαναν καμία θεραπεία, των οποίων η ταχύτητα τους μειώθηκε κατά 7% (Thaut et al, το 1996).

3.2. ο ρόλος της ακουστικής ανατροφοδότησης στην αποκατάσταση της ισορροπίας

Ο εγκέφαλος στηρίζεται στον οπτικό, σωματοαισθητικό και το προθαλαμιαίο σύστημα που λαμβάνουν τις αξιόπιστες αισθητικές πληροφορίες για να ελέγξουν την ισορροπία στην στάση. Η ακριβέστερη και καλύτερη απ' αυτές είναι η σταθερότητα της θέσης. Η καλή ισορροπία εξαρτάται από τις εξακριβωμένες και επαρκείς πληροφορίες από τις αισθήσεις. Ένας τρόπος υποκατάστασης της απώλειας των αισθητικών πληροφοριών για την ισορροπία είναι με την μέθοδο βιοανάδρασης (Moore et al, το 1993).

Σε ασθενείς με προθαλαμιαία απώλεια

Καθώς οι άνθρωποι γερνούν ή είναι εκτεθειμένοι σε συνθήκες έλλειψης βαρύτητας στο χώρο για μεγάλο χρονικό διάστημα, πολλοί, αλλά όχι όλοι, αυξάνουν την σχετική εξάρτησή τους στις οπτικές και σωματοαισθητικές πληροφορίες για τη διατήρηση της ισορροπίας (Moore et al, το 1993).

Ο σκοπός των συστημάτων βιοανάδρασης για το στατικό έλεγχο είναι να παρασχεθούν οι πρόσθετες αισθητικές πληροφορίες της ισορροπίας του σώματος στον εγκέφαλο. Ευεργετικά αποτελέσματα σε ασθενείς με βαθιά προθλαμιαία απώλεια αναφέρθηκε ότι είχε η ακουστική βιοανάδραση, δεδομένου ότι μειώνει σημαντικά το λίκνισμα του σώματος σε στόχους της ήρεμης στάσης (Moore et al, το 1993).

Πρόσφατα, έχει διαπιστωθεί ότι οι ασθενείς με μια απώλεια των προθλαμιαίων πληροφοριών ήταν σε θέση να χρησιμοποιήσουν το ακουστικό biofeedback (ABF) και την αφή βιοανάδρασης που χαρτογράφησε τη μετακίνηση του σώματος τους προκειμένου να μειωθεί το στατικό λίκνισμα. Οι ασθενείς με και χωρίς προθλαμιαία απώλεια έχουν τη δυνατότητα να μειώσουν το λίκνισμα τους με αυξημένη αισθητική ABF και δονητική, απτική βιοανάδραση (Dozza et al, 2007).

Οι σημαντικότεροι στόχοι της μελέτης αυτής (Dozza et al, 2007) στράφηκαν στη φορητότητα, στη δυνατότητα χρησιμοποίησης, στην οικονομία, και στην αποτελεσματικότητα της βελτίωσης της ισορροπίας.

Οι ασθενείς με και χωρίς προθλαμιαία απώλεια στηρίχθηκαν σε τρεις φυσικές πηγές των αισθητικών πληροφοριών τους (οπτική, προθλαμιαία, και σωματοαισθητική) για να ελέγξουν το στατικό λίκνισμα (Dozza et al, 2007).

Παραδείγματος χάριν, το 50% των ασθενών με τα νευρώματα του VIII κρανιακού νεύρου αύξησαν το στατικό λίκνισμα τους στη στάση με τα κλειστά μάτια, το άλλο 50% μείωσε ή δεν άλλαξε το λίκνισμά του στην κατάσταση με τα μάτια κλειστά (Dozza et al, 2007).

Μετά από τη χειρουργική επέμβαση αφαίρεσης του νευρώματος, των ίδιων των ασθενών, οι οποίοι ήταν οπτικά εξαρτώμενοι (δηλ., στηρίζονταν περισσότερο στις οπτικές από ότι στις σωματοαισθητικές πληροφορίες για να διατηρήσουν την ισορροπία) δεν αυξήθηκε το λίκνισμα τους με κλειστά τα μάτια, ενώ εκείνοι οι ασθενείς που δεν ήταν οπτικά εξαρτώμενοι το λίκνισμά τους αυξήθηκε με κλειστά τα μάτια μετά από τη χειρουργική επέμβαση (Dozza et al, 2007).

Η αισθητική αντιστάθμιση για την παθολογική απώλεια των αισθητικών πληροφοριών έχει βρεθεί επίσης να ποικίλλει μεταξύ των ασθενών με βαθιά διμερής απώλεια προθλαμιαίων πληροφοριών {διμερής προθλαμιαία απώλεια (BVL)}. Πενήντα τοις εκατό αυτών των ασθενών ήταν σε θέση να μειώσουν σημαντικά το λίκνισμα του σώματος τους κατά τη διάρκεια ταλαντώσεων στην επιφάνεια με ανοιχτά μάτια, ενώ το άλλο 50% δεν μπορούσαν (Dozza et al, 2007).

Μελέτη των ασθενών με BVL (Hegeman et al, το 2005) που χρησιμοποιούν έναν επί παραγγελία ABF, αναφέρουν βελτιώσεις στην ισορροπία όταν στέκονται με τα μάτια ανοικτά στην επιφάνεια της πλατφόρμας αλλά όχι στην επιφάνεια αφρού (εικόνα 3.2.1) ή με κλειστά τα μάτια.



Εικόνα 3.2.1. στατική ισορροπία σε επιφάνεια αφρού (τροποποιημένο EquiTest® System from Lake Erie Med, 2010)

Ο Hegeman et al, το 2005 δεν εκτέλεσαν οποιαδήποτε ανάλυση στοχευόμενη στην κατανόηση πώς και γιατί μεμονωμένοι ασθενείς ήταν σε θέση ή ανίκανοι να χρησιμοποιήσουν τις πληροφορίες ABF για να βελτιώσουν τη σταθερότητά τους στους διαφορετικούς στατικούς στόχους (εικόνα 3.2.2).

Ο στόχος της μελέτης τους (Hegeman et al, το 2005) ήταν να καθορίσει το βαθμό στον οποίο οι πληροφορίες ABF βοηθούν στον έλεγχο του στατικού λικνίσματος δίνοντας περιορισμένες οπτικές, προθαλαμιαίες, και σωματοαισθητηριακές πληροφορίες της επιφάνειας και να αποτελέσει το σχετικό αποτέλεσμα γιατί το ABF ποικίλλει μεταξύ των ατόμων πέρα από το αισθητικό περιβάλλον.

Στη μελέτη που περιγράφηκε εδώ (Hegeman et al, το 2005), αποδείχθηκε πώς η σχετική εξάρτηση των μεμονωμένων ασθενών σε ένα ιδιαίτερο αισθητικό κανάλι μείωσε τη δυνατότητα του στατικού λικνίσματος στη στάση όταν χρησιμοποίησαν τις πληροφορίες ABF για τον έλεγχο της ταλάντωσης του σώματος.



Εικόνα 3.2.2. στατικός έλεγχος με τη χρήση ακουστικού biofeedback (τροποποιημένο από Dozza, Wall, Peterka, Chiari, Horak, 2007)

Εννέα ασθενείς, τέσσερις άνδρες και πέντε γυναίκες, με βαθύ BVL και ηλικία-γένος ταιριαγμένο με τους υγιείς ασθενείς της ομάδας ελέγχου συμμετείχαν σε αυτήν την μελέτη. Δεν υπήρξε καμία σημαντική διαφορά ηλικίας, ύψους, και βάρους ($P > 0.05$) μεταξύ των ασθενών με BVL και

ελέγχου, αντίστοιχα: ηλικία 55 έτη (38-73) έναντι 55 ετών (33 - 72) ύψος 171 εκατ. (160-193) έναντι 167 εκατ. (151-180) και βάρος 71 kg (51-115) έναντι 73 kg (65-86) (Dozza et al, 2007).

Κάθε ασθενείς με BVL έπεσε χωρίς μια προφανή στατική απάντηση σύντομα μετά από την έναρξη των δοκιμασιών ταλάντευση-παραπομπής της επιφάνειας με κλειστά τα μάτια, σύμφωνα με τους BVL (Dozza et al, 2007) .

Όλοι οι ασθενείς με BVL και οι ασθενείς της ομάδας ελέγχου ήταν χωρίς ακουστικές, ορθοπεδικές, και νευρολογικές ασθένειες ή αναταραχές, εκτός από την προθαλαμιαία απώλεια. Οι ασθενείς στάθηκαν στη δυναμική πλατφόρμα και κράτησαν τα πόδια τους 15° εξωτερικά και τα πέλματά τους 1 εκατ. χώρια (στενή στατική θέση). Καθοδηγήθηκαν για να διατηρήσουν ήρεμη στάση σε όλοι την εξέταση κατά τη χρησιμοποίηση και μη χρησιμοποίηση της συσκευής ABF (Hegeman et al, το 2005).

Πριν από το πειραματικό πρωτόκολλο , οι ασθενείς εκπαιδεύτηκαν με το σύστημα ABF για αρκετά λεπτά σε μια ζεστή επιφάνεια με τα μάτια ανοικτά από εθελοντικά ταλαντευόμενες διαφορετικές γωνίες και κατευθύνσεις, και άκουγαν τις αντίστοιχες αλλαγές στους τόνους από τα ακουστικά έως ότου καταλάβαιναν πώς οι πληροφορίες του κορμού κωδικοποιούνταν σε ήχο ABF (Hegeman et al, το 2005).

Οι ασθενείς καθοδηγήθηκαν για να διορθώσουν τη ταλάντωση του σώματός τους χρησιμοποιώντας τόνους, δηλαδή, να διατηρήσουν το λίκνισμά τους μέσα στην περιοχή του φυσικού λικνίσματος με την επίτευξη ενός σταθερού τόνου 400-Hz σε κάθε ακουστικό. Μόλις κατάλαβαν πώς να αλλάζουν το λίκνισμα του σώματός τους για να επιτύχουν το σταθερό τόνο 400-Hz, εκτέλεσαν τρεις πρακτικές δοκιμασίες με κλειστά τα μάτια και χωρίς ABF, ακολουθώντας και τρεις πρακτικές δοκιμασίες με μάτια ανοικτά στον αφρό και χωρίς ABF (εικόνα 3.2.3.). Ο σκοπός των πρακτικών δοκιμασιών ήταν οι ασθενείς να κερδίσουν τη σταθερότητα στη στάση με κλειστά τα μάτια ή στη στάση σε αφρό με καλυμμένη δυναμική πλάκα χωρίς πτώση, και για να ελαχιστοποιήσουν τα αρχικά αποτελέσματα της στάσης στον αφρό (Hegeman et al, το 2005).

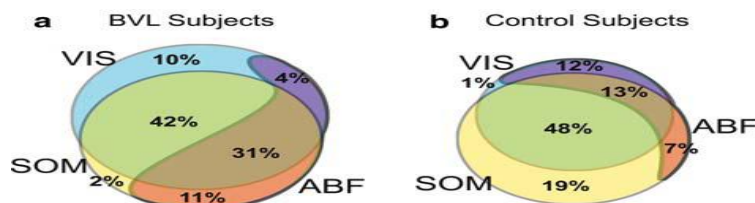
Τα αποτελέσματα για τους ασθενείς με BVL και τους ασθενείς ελέγχου έδειξαν ότι το λίκνισμα του σώματος αυξήθηκε όπως και οι φυσικές αισθητικές πληροφορίες ή οι πληροφορίες ABF που ήταν απών ή αναξιόπιστες. Το COP-RMS ήταν επίσης σημαντικά μεγαλύτερο όταν έκλειναν τα μάτια από όταν τα μάτια ήταν ανοικτά ενώ οι ασθενείς στάθηκαν στον αφρό χωρίς ABF.



Εικόνα 3.2.3. εκπαίδευση στατικού λικνίσματος με τα μάτια κλειστά και σε επιφάνεια αφρού (τροποποιημένο από Dozza, Wall, Peterka, Chiari, Horak, 2007)

Στα κλειστά μάτια, στα μάτια ανοικτά στον αφρό, και στα κλειστά μάτια σε κατάσταση αφρού, το COP-RMS των ασθενών με BVL ήταν σημαντικά μεγαλύτερο από το COP-RMS της ομάδας ελέγχου. Στις τρεις καταστάσεις ABF, και οι δύο ομάδες πλεονεκτούσαν από ABF. Δηλαδή το ABF μεγάλωνε σημαντικά το COP-RMS και για την ομάδα με BVL και για την ομάδα ελέγχου. Μια σημαντική αλληλεπίδραση βρέθηκε μεταξύ του παράγοντα κατάστασης και του παράγοντα ABF λόγω ότι το ABF αυξάνει το COP-RMS περισσότερο στην κατάσταση αφρού με κλειστά τα μάτια από ότι σε καταστάσεις αφρού με κλειστά ή ανοικτά μάτια (Hegeman et al, το 2005).

Συγκεκριμένα, στην εικόνα 3.2.4. φαίνονται υπό μορφή διαγραμμάτων οι συνεισφορές σωματοαισθητηριακών (κίτρινος/απαλότερου χρώματος κύκλου SOM), οπτικών (μπλε/σκοτεινός-χρωματισμένος κύκλος), και ABF (πορτοκαλί/σκούρο γκρι) πληροφοριών για τη μείωση του COP-RMS κατά τη διάρκεια της ήρεμης στάσης για τους ασθενείς με BVL και τους ασθενείς ελέγχου, αντίστοιχα. Τα ποσοστά δείχνουν το μέγεθος των διαφορετικών περιοχών και την αντιπροσώπευση της μείωσης του COP-RMS που βιώνεται από τους ασθενείς όταν εκείνες οι πληροφορίες είναι διαθέσιμες. Οι επικαλυπτόμενες περιοχές αντιπροσωπεύουν τον πλεονασμό πληροφοριών στα αισθητήρια συστήματα (Hegeman et al, το 2005).



ΕΙΚΟΝΑ 3.2.4: Υπό μορφή διαγραμμάτων οι συνεισφορές σωματοαισθητηριακών (κίτρινος/απαλότερου χρώματος κύκλου SOM), οπτικών (μπλε/σκοτεινός-χρωματισμένος κύκλος), και ABF (πορτοκαλί/σκούρο γκρι) πληροφοριών για τη μείωση του COP-RMS κατά τη διάρκεια της ήρεμης στάσης για τους ασθενείς με BVL και τους ασθενείς ελέγχου, αντίστοιχα. (τροποποιημένο από: Hegeman et al, το 2005)

Συμπερασματικά, τα αποτελέσματα από αυτήν την μελέτη δείχνουν ότι το ποσοστό που το ABF αντισταθμίζει τις ελλείπουσες αισθητικές πληροφορίες εξαρτάται από την έκταση της αισθητικής απώλειας (Hegeman et al, το 2005).

Όταν οι σωματοαισθητικές πληροφορίες μειώθηκαν (στην κατάσταση αφρού με τα μάτια ανοικτά) οι περισσότεροι από τους ασθενείς με BVL και ελέγχου ήταν σωματοαισθητικά εξαρτώμενοι και οι περισσότεροι είχαν επωφεληθεί από το ABF και ήταν σε θέση να μειώσουν το λίκνισμα τους. Όταν οι οπτικές πληροφορίες δεν ήταν διαθέσιμες (η κατάσταση με κλειστά τα μάτια) και οι περισσότεροι ασθενείς με BVL και ελέγχου ήταν οπτικά εξαρτώμενοι, οι περισσότεροι είχαν επωφεληθεί από το ABF και ήταν σε θέση να μειώσουν το λίκνισμα τους. Όταν και οι σωματοαισθητικές πληροφορίες και οι οπτικές πληροφορίες ήταν περιορισμένες (η κατάσταση σε αφρό με κλειστά τα μάτια), και η ομάδα με BVL και η ομάδα ελέγχου παρουσίασαν περισσότερα ωφέληματα από ABF (Hegeman et al, το 2005).

Κατά συνέπεια, υποθέτουμε ότι ο βαθμός στον οποίο οι ασθενείς υποβάλλουν ωφέληματα από το ABF για να μειωθεί το στατικό λίκνισμα εξαρτάται από το βαθμό οπτικής, σωματοαισθητικής και προθαλαμιαίας απώλειας (Dozza et al, 2007).

Τα αποτελέσματά, μας παρουσίασαν επίσης μια τάση στην οποία σε ασθενείς με τη περισσότερο σοβαρή προθαλαμιαία απώλεια, οι περισσότεροι ωφελούνταν από το ABF. Αυτή η τάση χρειάζεται περαιτέρω να εξετάσει περισσότερους ασθενείς προκειμένου να παρουσιαστεί στατιστική σημαντικότητα (Hegeman et al, το 2005).

Επομένως, διαπιστώνεται ότι οι ασθενείς με BVL και οι ασθενείς ελέγχου χρησιμοποίησαν πληροφορίες ABF για την επιτάχυνση του κορμού τους για έλεγχο του λικνίσματος, σε αναλογία προς το βαθμό που οι άλλες αισθητικές πληροφορίες τους μειώθηκαν. Επιπλέον, όλοι οι ασθενείς χρησιμοποίησαν διαφορετικό ABF, ανάλογα με τις μεμονωμένες ροπές τους για να στηριχθούν σε προθαλαμιαίες, σωματοαισθητικές, ή οπτικές πληροφορίες προκειμένου να ελέγξουν το λίκνισμα (Hegeman et al, το 2005).

Ο πλεονασμός μεταξύ των αισθητικών πληροφοριών από διάφορα αισθητικά κανάλια και πληροφορίες ABF ήταν μεγαλύτερος στους ασθενείς με BVL από ό, τι στους ασθενείς ελέγχου, προτείνοντας ότι οι πληροφορίες ABF μπορούν να βοηθήσουν τους ασθενείς να αντισταθμίσουν την προθαλαμιαία απώλεια με τη διευκόλυνση της ολοκλήρωσης των αισθητικών πληροφοριών του ΚΝΣ (Hegeman et al, το 2005).

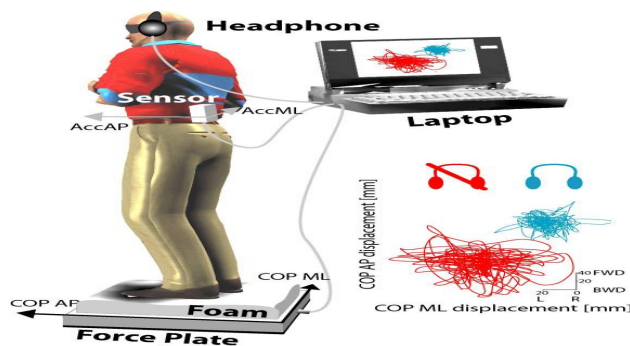
Για το πόσο βελτιώνει τη σταθερότητα σε ασθενείς με διμερή προθαλαμιαία απώλεια η ακουστική βιοανάδραση ερεύνησαν επίσης και οι Marco Dozza et al, το 2005.

Οι οποίοι, χρησιμοποίησαν δυο ομάδες, στην μια ομάδα συμμετείχαν εννιά ασθενείς με διμερή προθαλαμιαία απώλεια (4 άνδρες, 5 γυναίκες) και

στην άλλη ομάδα εννιά υγιής συμμετέχοντες ίδιας ηλικίας και αριθμό φύλου (Dozza et al, το 2005).

Οι συμμετέχοντες στην δεύτερη ομάδα που διαλέχθηκαν δεν είχαν κανένα έλλειμμα ισορροπίας ή καμιά ιστορία χειρουργικής επέμβασης που θα μπορούσε να έχει επιπτώσεις στην ισορροπία ή στην ακρόαση τους. Η μέση ηλικία των συμμετεχόντων με διμερή προθλαμιαία απώλεια ήταν 55ετών (από 38-73 ετών), ύψος 171cm (από 160-193cm) και βάρος 71kg (51-115kg). Η μέση ηλικία των συμμετεχόντων της ομάδας ελέγχου ήταν 55ετών (33- 71ετών), ύψος 167cm (151-180cm) και βάρος 70kg (65-85kg) (Dozza et al, το 2005).

Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι οι συμμετέχοντες με διμερή προθλαμιαία απώλεια είχαν σημαντικά μεγαλύτερο στατικό λίκνισμα από εκείνους που δεν είχαν προσβληθεί χρησιμοποιώντας ακουστική βιοανάδραση (εικόνα 3.2.5), όπου το εύρος λικνίσματος μειώθηκε κατά 23% από 4.9%, οι επιταχύνσεις του κορμού το ίδιο κατά 46% από 9.9% και ο χρόνος που ξοδεύτηκε μέσα στο κατώτατο όριο λικνίσματος αυξήθηκε κατά 195% από 34.6% (Dozza et al, το 2005).



EIKONA 3.2.5: ABF system device and protocol. (τροποποιημένο από: Dozza et al, το 2005)

Με συμπέρασμα, την βελτίωση της σταθερότητας της στήριξης και την αυξημένη διόρθωση της στάσης με ακουστική βιοανάδραση στους συμμετέχοντες με διμερή προθλαμιαία απώλεια (Dozza et al, το 2005).

Σε ασθενείς με ημιπληγία:

Μια ενδιαφέρουσα έρευνα των Shumway-Cook et al, το 1988 πραγματοποιήθηκε για τη χρησιμοποίηση ενός συστήματος στατικής δυναμικής πλάκας για να εξεταστούν τα χαρακτηριστικά του στατικού λικνίσματος σε 16 ημιπληγικούς ασθενείς και σε 34 υγιή ηλικιωμένα άτομα.

Η αποτελεσματικότητα του biofeedback στο στατικό λίκνισμα (κέντρο της πίεσης) ήταν συγκρίσιμη με τις συμβατικές πρακτικές φυσικής θεραπείας στην αποκατάσταση της σταθερότητας και στη στάση ημιπληγικών ασθενών. Οι ανωμαλίες του στατικού λικνίσματος σε ημιπληγικούς ασθενείς περιλαμβάνουν σημαντικά τη σημασία της

πλευρικής μετατόπισης του λικνίσματος προς το ημιπληγικό πόδι και την αύξηση της συνολικής τοποθέτησης του λικνίσματος (Shumway-Cook et al, το 1988).

Η ανατροφοδότηση του στατικού λικνίσματος ήταν πιο αποτελεσματική από τις συμβατικές πρακτικές φυσικής θεραπείας για τη μείωση της μέσης πλευρική μετατόπισης του λικνίσματος. Αυτό συνδέεται με την αύξηση του βάρους στο ημιπληγικό πόδι. Στην μετέπειτα θεραπεία οι αλλαγές στη συνολική έκταση του λικνίσματος δεν ήταν σημαντικά διαφορετικές μεταξύ των πειραματικών ομάδων και των ομάδων ελέγχου (Shumway-Cook et al, το 1988).

Σε ασθενείς με αταξία:

Ο Jobst, το 1989, σε ένα άρθρο γερμανικό ερεύνησε κατά πόσο βοηθάει το biofeedback την αποκατάσταση αταξικών ασθενών. Εκτός από τις συνήθειες φυσικές θεραπείες για την αντιμετώπιση των αταξικών, στην έρευνα εκείνη (Jobst, 1989) προσαρμόστηκαν ατομικά προγράμματα εκπαίδευσης biofeedback μέσω μιας στατικής σταθερής γραφικής πλατφόρμας και ανάδραση μέσω της οθόνης που συνδέεται με μικροκυκλώματα που αναπτύχθηκαν, η οποία δεν συμπεριλαμβάνει μόνο στατικές, αλλά ιδιαίτερα δυναμικές ασκήσεις.

Μέσα από μια ανοικτή τυχαιοποιημένη μελέτη 72 ασθενών με παραγκεφαλιδική αταξία, η βλάβη προθαλαμιαίας προέλευσης και το αποτέλεσμα αυτής της εκπαίδευσης εξετάστηκαν από την ανάλυση των συνεδρίων των εκπαιδευτικών παραμέτρων, οι οποίες είχαν σχέση με τις συνεδρίες 10 φυσιολογικών ατόμων, και την βαθμολογία της αστάθειας της στάση και του βαδίσματος υπό καθημερινές συνθήκες από τον ασθενή και τον θεραπευτή. Ειδικότερα, σημαντική βελτίωση της κοινής λειτουργίας θα μπορούσε να αποδειχθεί στην ομάδα με την εκπαίδευση biofeedback σε σύγκριση με την ομάδα μόνο με φυσική θεραπεία. Επομένως, συνάγεται το συμπέρασμα, ότι αυτή – η ιδιαίτερα δεκτή - εκπαίδευση μπορεί να είναι ένα πολύτιμο εργαλείο για την αποκατάσταση των νευρολογικών αταξικών ασθενών (Jobst, 1989).

Ο έλεγχος του στατικού λικνίσματος εξαρτάται από τη συνεχή ανατροφοδότηση των αισθητικών πληροφοριών από τον προθαλαμιαίο, τις σωματοαισθητικές, και τις οπτικές αισθήσεις (Jobst, 1989).

Η μεγαλύτερη αύξηση του στατικού λικνίσματος στη στάση εμφανίζεται όταν οι σωματοαισθητικές πληροφορίες διαταράσσονται. Έπειτα λίγο μικρότερη αύξηση πραγματοποιείται όταν οι προθαλαμιαίες πληροφορίες χάνονται, και η μικρότερη, όταν αποβάλλεται το όραμα, δηλαδή με κλειστά μάτια (Dozza et al, 2007).

Αυτές οι αυξήσεις του στατικού λικνίσματος προτείνουν ότι το ΚΝΣ στηρίζεται περισσότερο στις σωματοαισθητικές πληροφορίες, λιγότερο

ωστόσο στις προθαλαμιαίες πληροφορίες, και ακόμα πιο λιγότερο στις οπτικές πληροφορίες που ελέγχουν το στατικό λίκνισμα κατά τη διάρκεια της ήρεμης στάσης (Jobst, 1989).

Στην πραγματικότητα, ένα γραμμικό αισθητήριο πρότυπο αλληλεπίδρασης προβλέπει τέτοιο στατικό λίκνισμα στους ενηλίκους κατά τη διάρκεια της στάσης σε μια επιφάνεια. Προτεινόμενο 70% εξαρτημένο σε σωματοαισθητικές πληροφορίες, 20% σε προθαλαμιαίες πληροφορίες, και 10% στις οπτικές πληροφορίες (Dozza et al, 2007).

Εντούτοις, διάφορες μελέτες υποστηρίζουν την έννοια ότι το ΚΝΣ ξαναζυγίζει τη σχετική εξάρτησή του στις αισθητικές πληροφορίες όταν διατίθενται πληροφορίες από διάφορες αλλαγές των αισθήσεων (Dozza et al, 2007).

Παραδείγματος χάριν, όταν στέκονται οι υγιείς ασθενείς σε μια ταλαντευμένη επιφάνεια με κλειστά τα μάτια, αυτοί όλο και περισσότερο εξαρτούνται από τις προθαλαμιαίες πληροφορίες και τις σωματοαισθητικές πληροφορίες και τη μειωμένη εξάρτησή τους στις οπτικές πληροφορίες από το εύρος της επιφάνειας έως το εύρος των αυξήσεων των περιστροφών της επιφάνειας (Dozza et al, 2007).

Μέχρι τώρα είναι άγνωστος ο βαθμός στον οποίο το ΚΝΣ ξαναζυγίζει τη σχετική εξάρτησή του από τις αισθητικές πληροφορίες παρουσιάζοντας αυξημένες αισθητικές πληροφορίες. Η αύξηση των αισθητικών πληροφοριών, όπως και των ακουστικών πληροφοριών, θα μπορούσαν να είναι χρήσιμες για την αποκατάσταση της ισορροπίας σε ασθενείς με αισθητική απώλεια, ειδικά εάν το ΚΝΣ αναλογικά ενσωματώνει αυτές τις πληροφορίες με τις φυσικές αισθητικές πληροφορίες ανάλογα με τον αισθητικό στόχο που απαιτείται (Dozza et al, 2007).

Ένας άλλος τύπος του ABF, ικανός να αντιπροσωπεύσει σύνθετες πληροφορίες και να μην περιορίζεται από ένα σήμα συναγερμού, μπορεί να είναι ειδικά χρήσιμος στην αύξηση του στατικού biofeedback από τα ακουστικά συνθήματα διότι είναι εύκολος να ενσωματωθεί με τις υπόλοιπες αισθήσεις σε αισθητικά εξασθενημένα άτομα, όπως εκείνοι με προθαλαμιαία απώλεια και δεν παρεμποδίζει τις οπτικές πληροφορίες, και τέλος, είναι ικανό πραγματοποιώντας σήματα πληροφοριών για το χώρο (Dozza et al, 2007).

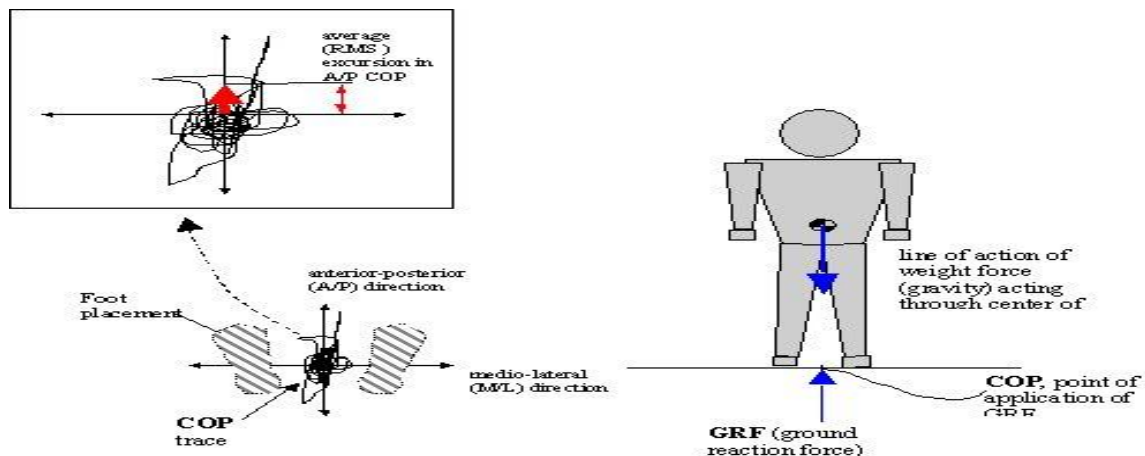
Τέλος, τα ακουστικά αυτόματα (υποσυνείδητα) συνθήματα επηρεάζουν την ευθυγράμμιση στάσης, και η ευθυγράμμιση στάσης αλλάζει αυτόματα με τη δυνατότητα να εντοπίσει τα ακουστικά συνθήματα στο περιβάλλον (Dozza et al, 2007).

Σε ασθενείς με τη Νόσο Πάρκινσον (PD)

Μια ενδιαφέρουσα ανάλυση στην κατανόηση για το πώς ο εγκέφαλος μπορεί να χρησιμοποιήσει τις πληροφορίες της βιοανάδρασης για το στατικό

έλεγχου προτάθηκε από τους Collins και De Luca το 1993. Αυτοί οι συντάκτες ανέπτυξαν μια μέθοδο στατιστικής βιομηχανικής για τα στοιχεία δυναμικής πλατφόρμας που καταγράφηκαν κατά τη διάρκεια της ήρεμης στάσης, αποκαλούμενης Stabilogram ανάλυση διάχυσης (SDA).

Η SDA εφαρμόστηκε στα στοιχεία του κέντρου πίεσης (COP) και αποκάλυψε ότι το COP τείνει να παρασυρθεί μακριά από ένα σχετικό σημείο ισορροπίας πέρα από τα βραχυπρόθεσμα διαστήματα παρατήρησης (λιγότερο από ένα δευτερόλεπτο μακριά), ενώ το COP (εικόνα 3.2.6.) τείνει να επιστρέψει σε ένα σχετικό σημείο ισορροπίας πέρα από τα μακροπρόθεσμα διαστήματα παρατήρησης (Collins and De Luca το 1993).



Εικόνα 3.2.6. Μέτρηση της στατικής σταθερότητας. Μια δυναμική πλατφόρμα που χρησιμοποιείται για να καθορίσει τη COP (δηλαδή το σημείο εφαρμογής της δύναμης αντίδρασης του εδάφους). (τροποποιημένο Postural stability in patients with visual impairment, 2006)

Οι Chiari et al, το 2000, ανέπτυξαν κι επικύρωσαν ένα νέο μη γραφικό πρότυπο για την εξαγωγή των παραμέτρων από τα διαγράμματα του SDA, που μειώνουν από τους 6 στους 2 τον αριθμό των παραμέτρων που χρησιμοποιήθηκαν για να χαρακτηρίσουν τις ιδιότητες της δομής του COP.

Οι Rocchi et al, το 2004, διαπίστωσαν ότι αυτοί οι νέοι παράμετροι μπορεί να είναι χρήσιμες προσθήκες για να αξιολογήσουν τις στρατηγικές του στατικού ελέγχου σε ασθενείς με Νόσο του Parkinson και μπορεί να επιτρέψει τη σύγκριση των διαφορετικών βαθιών περιοχών υποκίνησης ηλεκτροδίων στον εγκέφαλο βασισμένες στην επίδραση τους στις ιδιότητες της δομής του COP.

Σε ένα έγγραφο οι Chiari et al, το 2005 εισάγουν ένα πρότυπο συστήματος ακουστικής-βιοανάδρασης για τη βελτίωση της ισορροπίας χρησιμοποιώντας τις κινηματικές πληροφορίες του κορμού. Στις δοκιμασίες αυτού του συστήματος, οι υγιείς ασθενείς εκτέλεσαν διάφορες δοκιμασίες στις οποίες στάθηκαν ήρεμα σε τρεις αισθητικές καταστάσεις, φορώντας μια αισθητική μονάδα, που μετράει την επιτάχυνση, και ακουστικά. Το σύστημα ακουστικής-βιοανάδρασης μετέτρεψε στον πραγματικό χρόνο τις

δισδιάστατες οριζόντιες επιταχύνσεις του κορμού σε έναν στερεοφωνικό ήχο με τη διαμόρφωση της συχνότητας, του επιπέδου, και της αριστερό/δεξιά ισορροπίας του.

Οι μετρήσεις περιλαμβάνουν το COP που καταγράφεται με μια δυναμική πλατφόρμα κάτω από τα πόδια, με επιτάχυνση του κορμού που μετριέται από τους αισθητήρες της ακουστικής βιοανάδρασης, και τα ηλεκτρομυογραφικά σήματα από τους μυς των ποδιών (Chiari et al το 2005).

Επίσης, σ' αυτό το έγγραφο (Chiari et al το 2005), παρουσιάζονται τα στοιχεία που υποστηρίζουν την υπόθεση ότι η ακουστική βιοανάδραση δεν προκαλεί μια επαρκώς βιομηχανική αύξηση στην ακαμψία και ως εκ τούτου περισσότερη συνσύσπαση στους μύες των ποδιών, αλλά μάλλον η ακουστική βιοανάδραση βοηθά τον εγκέφαλο να προσαρμόσει ενεργά τη δραστηριότητα ελέγχου του πέρα από τη ήρεμη στάση.

Στην μέθοδο αυτή παρουσιάζονται τα αποτελέσματα ενός φορητού πρωτοτύπου ενός συστήματος ABF σε υγιείς ασθενείς στην όρθια στάση στατικής σταθερότητας, στους όρους των περιορισμένων και αναξιόπιστων αισθητικών πληροφοριών (Chiari et al το 2005).

Η ανάλυση διάχυσης Stabilogram, που συνδυάστηκε με την ανάλυση του COP και την ηλεκτρομυογραφική επιφάνεια, εφάρμοσε την ανάλυση ήρεμων στατικών στόχων σε μια επιφάνεια αφρού ιδιοσυγκρασίας με κλειστά μάτια. Συμμετέχοντας οκτώ υγιείς ασθενείς (5 άνδρες και 3 γυναίκες, μέσο όρο ηλικία 23.5 έτη (21-28 έτη). Όλοι οι συμμετέχοντες ήταν απαλλαγμένοι από νευρολογική, ορθοπεδική, ακουστική, ή προθλαμιαία αναταραχή. Οι ασθενείς εκτέλεσαν 10 με 60 δευτερόλεπτα μια δοκιμασία που στέκονταν με κλειστά τα μάτια σε επιφάνεια 4 km πάχους. Η μετατόπιση του COP καταγράφηκε με μια δυναμική πλατφόρμα AMTI or6-6 (Chiari et al το 2005).

Ένα σύστημα ABF χρησιμοποιήθηκε για να παρέχει στους ασθενείς τις πρόσθετες πληροφορίες ισορροπίας σχετικές με την επιτάχυνση του κορμού. Κάθε ασθενείς καθοδηγήθηκε για να διατηρήσει την ισορροπία κατά τη διάρκεια των δοκιμασιών με το να εκμεταλλευτεί τις πληροφορίες ABF, όταν διατίθενται (Chiari et al, το 2005).

Πέντε δοκιμασίες με ABF και 5 δοκιμασίες χωρίς ABF εκτελέστηκαν στην τυχαία διαταγή από κάθε ασθενή. Πριν από την πειραματική σύνοδο, οι ασθενείς καθοδηγήθηκαν με το πώς θα επιταχύνουν τον κορμό τους κωδικοποιώντας την ακουστική βιοανάδραση σε ήχο, και εκτέλεσαν δοκιμασίες ελεύθερων-μετακινήσεων έως ότου αισθάνθηκαν βέβαια στην εκτέλεση του πλήρους πειράματος (Chiari et al το 2005).

Τα προκαταρκτικά αποτελέσματα έδειξαν ότι οι ασθενείς βελτίωσαν την ισορροπία χρησιμοποιώντας αυτό το σύστημα ακουστικής-βιοανάδρασης και ότι αυτή η βελτίωση ήταν πιο καλύτερη από την ισορροπία που προκλήθηκε από τα απών ή αναξιόπιστα αισθητικά

συνθήματα. Επιπλέον, οι υψηλοί συσχετισμοί βρέθηκαν μεταξύ του κέντρου πίεσης μετατόπισης και της επιτάχυνσης του κορμού, προτείνοντας ταχύτερα ότι μπορούν να είναι χρήσιμα για τη στατική ισορροπία. Στην πραγματικότητα, τα αποτελέσματα της ανάλυσης διάχυσης stabilogram προτείνουν ότι το ABF αύξησε το ποσοστό ανατροφοδότησης του έλεγχου που ασκήθηκε από τον εγκέφαλο για τη διατήρηση της ισορροπίας. Η προκύπτουσα αύξηση της σταθερότητας της στάσης δεν ήταν εις βάρος της μυϊκής δραστηριότητας ποδιών, η οποία παρέμεινε σχεδόν αμετάβλητη (Chiari et al το 2005).

Ένα ακόμα πλεονέκτημα της έρευνας αυτής ήταν ότι οι συμμετέχοντες ανέφεραν ότι ο ήχος του ABF ήταν άνετος και ο τρόπος των πληροφοριών ήταν διαισθητικός. Στην πραγματικότητα, κανένα από τους ασθενείς δεν χρειάστηκε περισσότερο από δύο δοκιμασίες ελεύθερων-μετακινήσεων πριν αισθανθεί έτοιμος να αρχίσει το πείραμα. Το λίκνισμα των ασθενών με ABF επηρέασε σημαντικά την ισορροπία του ασθενή στον αφρό (Chiari et al το 2005).

Συγκεκριμένα, η λύση που προτείνεται στον εγκέφαλο με ABF φαίνεται να περιλαμβάνει περισσότερη ανατροφοδότηση του έλεγχου για ένα σταθερότερο λίκνισμα (Chiari et al το 2005).

Κεφάλαιο 4^ο

Συμπεράσματα

4. Συμπεράσματα

Σύμφωνα με τους ερευνητές που αναφέρονται σε αυτή την εργασία, η βιοανατροφοδότηση (biofeedback) ενδείκνυται ότι είναι μια αποτελεσματική μέθοδος στην φυσική αποκατάσταση τόσο της βάδισης όσο και της ισορροπίας των νευρολογικών ασθενών. Τα αποτελέσματα της μεθόδου αυτής είναι αρκετά ευεργετικά όταν χρησιμοποιείται ως προσθήκη σε ένα πρόγραμμα φυσικοθεραπείας.

Οι εφαρμογές biofeedback που χρησιμοποιούνται συχνότερα στην φυσική αποκατάσταση είναι τρεις, το ηλεκτρομυογραφικό, το οπτικό και το ακουστικό biofeedback.

Η μορφή biofeedback που έχει περισσότερα ευεργετικά αποτελέσματα στην αποκατάσταση της βάδισης και της ισορροπίας των νευρολογικών ασθενών δεν είναι συγκεκριμένη. Εξαρτάται από το είδος της ασθένειας που έχει υποστεί ο ασθενής και από τις λειτουργίες του εγκεφάλου που έχουν επηρεαστεί.

Συγκεκριμένα για την αποκατάσταση της βάδισης των ασθενών που έχουν υποστεί Αγγειακό Εγκεφαλικό Επεισόδιο (ΑΕΕ) η ηλεκτρομυογραφική ανατροφοδότηση (EMG biofeedback) αποδείχθηκε χρησιμότερο και αποτελεσματικότερο από τις άλλες μορφές biofeedback.

Στην οξεία φάση ενός ΑΕΕ, το EMG biofeedback βελτιώνει την κινητικότητα και την ικανότητα των δραστηριοτήτων της καθημερινής ζωής. Μειώνοντας τη χρήση του μαστουριού στις δραστηριότητες της καθημερινής τους ζωής και μαθαίνοντας να προωθούν και να ενσωματώνουν τις εκπαιδευτικές δραστηριότητες στην καθημερινότητα τους.

Αναλυτικότερα, με τη χρήση του EMG biofeedback, οι ασθενείς με ΑΕΕ βελτίωσαν σημαντικά την ενεργητική κίνηση του γόνατος και της ΠΔΚ κατά τη διάρκεια του κύκλου βάδισης. Μειώνοντας στατικά την υπερέκταση του γόνατος κατά την διάρκεια στήριξης, αποτέλεσμα που διαρκούσε και μετά από ένα χρόνο. Επίσης, οι ασθενείς εκείνοι βελτίωσαν την κάμψη του γόνατος κατά την διάρκεια της φάσης προώθησης και φάσης αιώρησης, χαλαρώνοντας τις υπερτονικές μυϊκές ομάδες και ενεργοποιώντας τους παράλυτους μυς. Ακόμα και το φαινόμενο Drop-foot στην αρχική φάση αιώρησης μειώθηκε μετά την εκπαίδευση με EMG biofeedback.

Επιπρόσθετα οφέλη του EMG biofeedback στην βάδιση των ασθενών με ΑΕΕ αποτελούν η ενίσχυση της απόδοσης των λειτουργικών μετακινήσεων και η αύξηση της μυϊκής δύναμης. Θετικά αποτελέσματα ενδείκνυται στο μήκος, στη ταχύτητα και στη συμμετρία του βηματισμού καθώς και στο μήκος και στη συχνότητα του διασκελισμού. Επίσης υπάρχει και μια σημαντική αύξηση στο μήκος βημάτων της υγιούς πλευράς και αύξηση του χρόνου μονοποδικής στήριξης στην ημιπληγική πλευρά.

Όσο για την αποκατάσταση της ισορροπίας των ασθενών που έχουν υποστεί ΑΕΕ αρκετές έρευνες υποστηρίζουν ότι η εκπαίδευση με EMG biofeedback πλεονεκτεί σε σχέση με τα άλλα είδη biofeedback.

Συγκεκριμένα, το EMG biofeedback μειώνει σημαντικά την ένταση που προκαλείται από τη νέα ικανότητα κινήσεων και βελτιώνει την απόδοση της ικανότητας κινήσεων (French, το 1978). Οι αισθητήρες σώματος που φοριούνται έχουν τη δυνατότητα να υπολογίσουν την ισορροπία κατά τη διάρκεια των στόχων στήριξης και βηματισμού, και μπορούν να χρησιμοποιηθούν για να ανιχνεύσουν τις πιθανές πτώσεις και να κάνουν διακρίσεις μεταξύ των διαφορετικών διαταραχών ισορροπίας. Εν τω μεταξύ, η χρησιμοποίηση δυναμικής πλατφόρμας biofeedback είναι ευεργετική για τη βελτίωση του στατικού έλεγχου και της μεταφοράς βάρους στην ημιπληγική πλευρά ενώ περπατούν μετά από εγκεφαλικό επεισόδιο.

Αρκετά ευεργετική μέθοδος είναι το EMG biofeedback και στην εκπαίδευση της καθιστής ισορροπίας αφού οι ασθενείς μπορούσαν να ισορροπήσουν στην καθιστή θέση καθ' όλη τη διάρκεια μιας περιόδου 5 λεπτών, μετά από 10 ημέρες εκπαίδευσης. Και σε μια άλλη έρευνα αναφέρθηκε ότι μετά από 2 εβδομάδες εκπαίδευσης καθιστής ισορροπίας με EMG biofeedback ο ασθενής ήταν σε θέση να καθίσει ανεξάρτητα για 20 λεπτά. Με συμπέρασμα ότι η εκπαίδευση της καθιστής ισορροπίας με EMG biofeedback σε ασθενείς με ΑΕΕ μπορεί να μικρύνει την περίοδο εισαγωγής σε νοσοκομείο με την παροχή ενός νωρίτερα στατικού ελέγχου κορμού, ο οποίος είναι ουσιαστικός για την εκπαίδευση βάδισης.

Εν συνεχεία, στους ασθενείς με *Σκλήρυνση Κατά Πλάκας* το ακουστικό biofeedback ενισχύει αρκετά θετικά την βάδισή τους. Βελτιώνοντας την ταχύτητα περπατήματος τους και το μήκος διασκελισμού τους. Με τη βελτίωση της ταχύτητας περπατήματος υψηλότερη από τη βελτίωση του μήκους διασκελισμού, επειδή τα ακουστικά σήματα από το ακουστικό biofeedback μειώνουν το χρόνο αντίδρασης σε έναν εθελοντικό στόχο κινήσεων.

Ευεργετικά αποτελέσματα στην αποκατάσταση της ισορροπίας ασθενών με βαθιά προθλαμιαία απώλεια, έχει το ακουστικό biofeedback. Κι αυτό, δεδομένου ότι μειώνεται σημαντικά το λίκνισμα του σώματος σε στόχους της ήρεμης στάσης. Επειδή το ποσό που το ABF αντισταθμίζει τις ελλείπουσες αισθητήριες πληροφορίες, εξαρτάται από την έκταση της αισθητικής απώλειας, ο κάθε ασθενής χρησιμοποιεί διαφορετικό ABF, ανάλογα με τις μεμονωμένες ροπές του, για να στηριχθεί σε προθλαμιαίες, σωματοαισθητηριακές, ή οπτικές πληροφορίες, προκειμένου να ελέγξει το λίκνισμα. Βελτιώνοντας με αυτόν τον τρόπο τη σταθερότητα της στήριξης και αυξάνοντας τη διόρθωση της στάσης.

Για την εκπαίδευση της ισορροπίας ασθενών με αταξία το ακουστικό biofeedback βοηθάει αρκετά αφού το ABF είναι ικανό να αντιπροσωπεύσει

σύνθετες πληροφορίες και να μην περιορίζεται από ένα σήμα συναγερμού. Μπορεί να είναι ειδικά χρήσιμο στην αύξηση της ανατροφοδότησης της στάσης από τα ακουστικά συνθήματα διότι είναι εύκολο να ενσωματωθεί με στις υπόλοιπες αισθήσεις σε αισθητικά εξασθενημένα άτομα, όπως εκείνα με προθλαμιαία απώλεια και δεν παρεμποδίζει τις οπτικές πληροφορίες, και τέλος, είναι ικανό να δίνει σήματα πληροφοριών για το χώρο.

Όσο για την βάδιση των ασθενών με νόσο του Πάρκινσον θετικές ενδείξεις έχει το ακουστικό biofeedback με λεκτικές εκπαιδευτικές υποδείξεις και ρυθμικά ακουστικά συνθήματα σε ανοιχτό κύκλωμα. Συγκεκριμένα, ο ασθενής, υπό τον έλεγχο του, καταβάλλει προσπάθεια να βελτιώσει την ποιότητα βηματισμού, και ενημερώνεται, στη συνέχεια, για οποιαδήποτε βελτίωση (ή επιδείνωση) στην ποιότητα βηματισμού από τις αλλαγές στο ακουστικό σύνθημα.

Στην μεταχείριση της αστάθειας της στάσης των ασθενών με Νόσο του Πάρκινσον η εκπαίδευση με ακουστικό biofeedback είχε θετικά αποτελέσματα. Κι αυτό επειδή σε αναλύσεις που έγιναν οι ασθενείς ανέφεραν ότι ο ήχος του ABF ήταν άνετος και ο τρόπος των πληροφοριών ήταν διαισθητικός. Με αποτέλεσμα την αύξηση της σταθερότητας της στάσης στη στήριξη.

Στους ασθενείς με τους διαφορετικούς τύπους κάκωσης του εγκεφάλου (ΚΕΚ) αποτελεσματικό στην αποκατάσταση της βάδισης τους είναι το οπτικό biofeedback. Το οποίο, είναι η μέθοδος που μπορεί να υποκινήσει το κίνητρο του ασθενούς κατά τη διάρκεια της μακροπρόθεσμης εκπαίδευσης και να βελτιώσει την κινητικότητα του.

Η καλύτερη μέθοδος εκπαίδευσης της βάδισης των ασθενών με Κάκωση Νωτιαίου Μυελού (ΚΝΜ) αποδείχθηκε μια οδηγημένη όρθωση βηματισμού (DGO) με παροχή οπτικής ανατροφοδότησης που βελτίωσε σημαντικά το κίνητρο και τη συγκέντρωση των ασθενών. Επίσης, η οπτική ανατροφοδότηση επιτρέπει στον ασθενή να περιληφθεί ενεργά στην διαδικασία εκμάθησης, η οποία οδηγεί πιθανώς στη βαθύτερη θεραπεία της σχετικής πληροφορίας.

Επίσης, οι ασθενείς με ΚΕΚ βελτιώνουν αρκετά θετικά την ισορροπία τους εκπαιδώντας την με οπτικό biofeedback. Η εκπαίδευση με BF μέσω υπολογιστή σε τέτοιους ασθενείς έχει οδηγήσει σε μείωση του λικνίσματος κατά την διάρκεια της ήρεμης στάσης και μείωση του χρόνου αντίδρασης.

Περίληπτικά, *συμπέρασμα αυτής της εργασίας είναι ότι το EMG biofeedback έχει τα περισσότερα ευεργετικά αποτελέσματα σε σχέση με τα άλλα είδη biofeedback τόσο στην βάδιση όσο και στη ισορροπία των ασθενών που έχουν υποστεί ΑΕΕ.* Στους ασθενείς που έχουν υποστεί ΣΚΠ ή Πάρκινσον συνεισφέρει το ακουστικό biofeedback τόσο στην αποκατάσταση της βάδισης τους όσο και της ισορροπίας τους. Ενώ σε ασθενείς με ΚΕΚ ή ΚΝΜ το είδος biofeedback που βοηθάει περισσότερο είναι το οπτικό biofeedback.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

ΒΙΒΛΙΑ

1. **Carr Janet and Shepherd Roberta, 2003.** Νευρολογική αποκατάσταση, βελτιστοποίηση των κινητικών επιδόσεων: 2003
2. **Σφετσιώρης Δ. 2008.** Biofeedback θεωρητικές βάσεις τόμος Α: 2008
3. **Χρηστίδης, Δ.Α. 2001** Εφαρμογές Βιοανατροφοδότησης. Αθήνα: Έλλην 2001

ΠΕΡΙΟΔΙΚΑ

1. **Campbell Torpey, MPT. 2009:** Gait and Balance Problems, 29 Ιουνίου 2009

ΕΠΙΣΤΗΜΟΝΙΚΑ ΘΕΜΑΤΑ

1. **Δ. ΓΟΥΛΕΣ-Ρευματολόγος και Επιστ. Συνεργάτης ΕΚΠΑ, Κ. ΜΠΑΛΑΚΑΤΟΥΝΗΣ-Φυσικοθεραπευτής, Α. ΑΓΓΟΥΛΕΣ-ορθοπαιδικός χειρουργός, 2005:** Η βιοανάδραση (biofeedback) στην κλινική πράξη


ΞΕΝΟΓΛΩΣΣΗ ΑΡΘΡΟΓΡΑΦΙΑ

1. **Aiello E, Gates DH, Patritti BL, Cairns KD, Meister M, Clancy EA, Bonato P (2005):** Visual EMG Biofeedback to improve ankle function in hemiparetic gait: Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc. 2005;7:7703-6. Link
2. **Allum HJ, Carpenter MG (2005):** A speedy solution for balance and gait analysis angular velocity measured at the centre of body mass. : Curr Opin Neurol. 2005 Feb; 18(1):15-21. Links
3. **Anliker J. (1977).** Biofeedback from the perspectives of cybernetics and systems science. In Beaty, J., & Legewie, H. (Ed).Biofeedback and Behavior. (pp.21-45). New York: Plenum Publishing Corporation.
4. **Banz Raphael, Marc Bolliger, Gery Colombo, Volker Dietz, Lars Lu`nnenburgerl, 2008:** Computerized Visual Feedback: An Adjunct to Robotic-Assisted Gait Training: Phys Ther.2008;88:1135–1145.
5. **Baram Y & Miller A (2007):** Auditory feedback control for improvement of gait in patients with Multiple Sclerosis: J Neurol Sci. 2007 Mar 15; 254(1-2):90-4. Epub 2007 Feb 20. Links
6. **Basaglia N, Mazzini N, Boldrini P, Bacciglieri P, Contenti E, Ferraresi G (1989):** Biofeedback treatment of genu-recurvatum using an electrogoniometric device with an acoustic signal. One-year follow-up : Scand J Rehabil Med. 1989;21 (3):125-30. Linkschristidis, 1992
7. **Basmajian J.V. (1989),** Biofeedback. Principles and Practice, for clinicians. 3 rd ed, Baltimore: Williams & Wilkins. 1989
8. **Basmajian JV. 1998.** Biofeedback in physical medicine and rehabilitation. In: DeLisa JA, Gans BM, editors. Rehabilitation Medicine. 3rd ed. Philadelphia: Lippincott-Raven. p 505-520

9. **Behrman A.L., P. Teitelbaum and J.H. Cauraugh (1998).** Verbal instructional sets to normalize the temporal and spatial gait variables in Parkinson's disease, *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 65 (1998), pp. 580–582.
10. **Birk, L.(1973).** Biofeedback – Furor therapeuticus. In Birk, L. (Ed), *Biofeedback:Behavior medicine.* (pp. 1-4). New York: Grune and Stratton, Inc
11. **Bisson E, Contant B, Sveistrup H, Lajoie Y (2007):** Functional balance and dual-task reaction times in older adults are improved by virtual reality and biofeedback training: *Cyberpsychol Behav.* 2007 Feb; 10(1): 16-23.
12. **Bjork L, Wetzel A (1983)** A positional biofeedback device for sitting balance. *Phys Ther.* 1983;63:1460-1462.
13. **Bradley L, Hart BB, Mandana S, Flowers K, Riches M, Sanderson P (1998):** Electromyographic biofeedback for gait training after stroke: *Clin Rehabil.* 1998 Feb; 12(1):11-22.
14. **Carey, T.J. Kimberley, S.M. Lewis, E.J. Auerbach, L. Dorsey, P. Rundquist and K. Ugurbil,** Analysis of fMRI and finger tracking training in subjects with chronic stroke, *Brain* 125 (2002), 773-788.
15. **Ceceli E, Dursun E, Çakıcı A. 1996.** Comparison of joint-position biofeedback and conventional therapy methods in genu recurvatum after stroke - 6 months follow up. *European Journal of Physical Medicine and Rehabilitation* 6(5):141-144
16. **Chiari L, Bertani A, Cappello A (2000):** Classification of visual strategies in human postural control by stochastic parameters. *Hum Mov Sci.* 2000;19:817–842. doi: 10.1016/S0167-9457(01)00024-0.
17. **Chiari L, Dozza M, Cappello A, Horak FB, Macellari V, Giansanti D (2005):** Audio-biofeedback for balance improvement: an accelerometry-based system: *IEEE Trans Biomed Eng.* 2005 Dec; 52(12):2108-11
18. **Cho, Shin, Kwon, Lee, M.Y. Lee, Y.H. Lee, Chu-Hee Lee, Dong Suk Yang and Sung-Ho Jang 2007:** Cortical activation changes induced by visual biofeedback tracking training in chronic stroke patients: *NeuroRehabilitation* 22 (2007) 77–84
19. **Colborne, Olney SJ, Griffin MP, 1993:** Feedback of ankle joint angle and soleus electromyography in the rehabilitation of hemiplegic gait. *Arch Phys Med Rehabil* 1993, **74**:1100-1106.
20. **Corriveau H, Prince F, Hebert R, Raiche M, Tessier D, Maheux P, Ardilouze JL (2000):** Evaluation of postural stability in elderly with diabetic neuropathy. *Diabetes Care.* 2000;23:1187–1191.
21. **Dozza M, Cappello A, Horak FB, Macellari V, Giansanti D (2005):** Audio-biofeedback for balance improvement: an accelerometry-based system: *IEEE Trans Biomed Eng.* 2005 Dec; 52(12):2108-11
22. **Dozza M., L. Chiari, B. Chan, L. Rocchi, F.B. Horak and A. Cappello (2005).** Influence of a portable audio-biofeedback on structural properties of postural sway, *J Neuroeng Rehab* 2 (2005), pp. 13–28.
23. **Dozza M, Horak FB, Chiari L (2007):** Auditory biofeedback substitutes for loss of sensory information in maintaining stance: *Exp Brain Res.* May (2007); 178(1): 37-48.
24. **Dursun E, Ceceli E, Cakci A, Tuzunalp O, Ozturk O, Telatar Z. (1992):** Effectiveness of a new joint position biofeedback training system development and its application on hemiplegic patients. In: *Proceedings of the International Biomedical Engineering Days, August 18-20, 1992; Istanbul, Turkey.* Pp 246-248
25. **Dursun E, Hamamci N, Donmez S, Tuzunalp O, Cakci A. 1996.** Angular biofeedback device for sitting balance of stroke patients. *Stroke* 27:1354-1357

26. **Harvey M., A.D. Milner and R.C. Roberts, 1994.** Spatial bias in visually-guided reaching and bisection following right cerebral stroke, *Cortex* 30 (1994), 343–350.
27. **Hegeman J, Honegger F, Kupper M, Allum JH (2005)** The balance control of bilateral peripheral vestibular loss subjects and its improvement with auditory prosthetic feedback. *J Vestib Res* 15:109–117
28. **Heller F, Beuret-Blanquart F, Weber J (2005):** Postural biofeedback and locomotion reeducation in stroke patients: *Ann Readapt Med Phys.* 2005 May; 48(4):187-95
29. **Hogue RE, McCandless S: Genu recurvatum (1983):** Auditory biofeedback treatment for adult patients with stroke or head injuries. *Arch Phys Med Rehabil* 64:368-370, 19839. [Medline] [Order article via Infotrieve]
30. **Horak FB, Shupert CL, Mirka A (1989):** Components of postural dyscontrol in the elderly: a review. *Neurobiol Aging.* 1989;10:727–738. doi: 10.1016/0197-4580(89)90010-9.
31. **Horak FB, Macpherson JM (1996):** Postural equilibrium and orientation. In: Rowell RB, Shepherd JT, editor. Published for the American Physiology Society by Oxford University Press. New York: Published for the American Physiology Society by Oxford University Press; 1996. pp. 255–292.
32. **Horak FB, Hlavacka F (2001):** Somatosensory loss increases vestibulospinal sensitivity. *J Neurophysiol.* 2001;86:575–585.
33. **Jobst U (1989):** [Posturographic biofeedback training in equilibrium disorders: *Fortschr Neurol Psychiatry.* 1989 Feb; 57(2): 74-80. Links
34. **Intiso D, Santilli V, Grasso MG, Rossi R, Caruso I (1994):** Rehabilitation of walking with electromyographic biofeedback in foot-drop after stroke: *stroke.* 1994 Jun; 25(6): 1189-92. Links.
35. **Fishbain DA, Goldberg M, Khalil TM, Asfour SS, Abdel-Moty E, Meagher BR, Santana R, Rosomoff RS, Rosomoff HL (1988):** The utility of electromyographic biofeedback in treatment of conversion paralysis: *Am J Psychiatry,* 1988 Dec;145(12):1572-5
36. **French SN (1978):** Electromyographic biofeedback for tension control during gross motor skill acquisition: *Percept Mot Skills.* 1978 Dec; 47(3Pt 1): 883-9
37. **Jonsdottir J, Cattaneo D, Regola A, Crippa A, Recalcati M, Rabuffetti M, Ferrarin M, Casiraghi A, 2007:** Concepts of motor learning applied to a rehabilitation protocol using biofeedback to improve gait in a chronic stroke patient: an A-B system study with multiple gait analyses: *Neurorehabil Neural Repair.* 2007 Mar-Apr;21(2):190-4.
38. **Kerdoncuff V, Durufle A, Petrilli S, Nicolas B, Robineau S, Lassalle A, Le Tallec H, Ramanantsitonta J, Gallien P, 2004:** Interest of visual biofeedback training in rehabilitation of balance after stroke: *Ann Readapt Med Phys.* 2004 May;47(4):169-76; discussion 177-8
39. **Kerrigan, D.C., M.S. Bang, and D.T. Burke, 1999:** An algorithm to assess stiff-legged gait in traumatic brain injury. *J Head Trauma Rehabil,* 1999. 14(2): p. 136-45.
40. **Kerrigan, D.C., et al., 2000:** A refined view of the determinants of gait: significance of heel rise. *Arch Phys Med Rehabil,* 2000. 81(8): p. 1077-80.
41. **Lee MY, Wong MK, Tang FT (1996).** Clinical evaluation of a new biofeedback standing balance training device. *J Med Eng Techno.* 1996 Mar- Apr; 20(2):60
42. **Lord SR, Ward JA (1994):** Age-associated differences in sensori-motor function and balance in community dwelling women. *Age Ageing.* 1994;23:452–460.

43. **Lünenburger L, Colombo G, Riener R (2007):** Biofeedback for robotic gait rehabilitation: *J Neuroeng Rehabil.* 2007 Jan 23; 4:1. Links
44. **McIntosh G.C., S.H. Brown, R.R. Rice and M.H. Thaut (1997).** Rhythmic auditory-motor facilitation of gait patterns in patients with Parkinson's disease, *J. Neurol Neurosurg Psychiatry* 62 (1997), pp. 22–26.
45. **Montoya R, Dupui P, Pages B, Bessou P (1994):** Step- length biofeedback device for walk rehabilitation: *Med Biol Eng Comput.* 1994 Jul; 32(4): 416-20.
46. **Moore S. and M.H. Woollacott, 1993:** The use of biofeedback devices to improve postural stability, *Phys Ther Pract* 2 (1993), pp. 1–19.
47. **Murray, M.P., et al, 1985:** Treadmill vs. floor walking: kinematics, electromyogram, and heart rate. *J Appl Physiol*, 1985. **59**(1): p. 87-91.
48. **Nashner LM, Black FO, Wall C III (1982):** Adaptation to altered support and visual conditions during stance: patients with vestibular deficits: *J Neurosci* 2:536–544
49. **Nichols DS (1997):** Balance retraining after stroke using force platform biofeedback: *Phys Ther.* 1997 may; 77(5): 553-8. Links
50. **Olney SJ, Monga TN, Costigan PA (1986):** Mechanical energy of walking of stroke patients. *Arch Phys Med Rehabil* 67:92-98, 1986
51. **Olney SJ, Colborne GR, Martin CS (1989):** Joint angle feedback and biomechanical gait analysis in stroke patients: a case report: *Phys Ther.* 1989 Oct; 69(10) : 863-70. Links
52. **Olney S.J., Griffin M.P., Monga T.N., et all, 1991.** Work and power in gait of stroke patients. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 72, 309-314.
53. **Olton, D.S., & Noonberg, A.R. (1980).** Biofeedback. *Clinical Applications in Behavioral Medicine.* Englewood Cliffs, New Jersey: Prentice- Hall, Inc
54. **Podsiadlo D, Richardson S (1991):** The timed "Up and Go": a test of basic functional mobility for frail elderly persons. *J Am Geriatr Soc.*1991; 39:142–148.
55. **Pokorná K, et al 2006.** Use of stabilometric platform and visual feedback in rehabilitation of patients after the brain injury: *Prague Med Rep.* 2006;107(4):433-42.
56. **Rocchi L, Chiari L, Cappello A, Gross A, Horak FB (2004):** Comparison between subthalamic nucleus and globus pallidus internus stimulation for postural performance in Parkinson's disease. *Gait Posture.* 2004;19:172–183. doi: 10.1016/S0966-6362(03)00059-6.
57. **Ruth Ann Geiger, Jeffery B Allen, Joanne O' Keefe and Ramona R Hicks (2001):** Balance and mobility following stroke: effects of physical therapy interventions with and without biofeedback/ forceplate training: *Phys Ther* Vol. 81, No. 4, 2001 April; pp. 995-1005.
58. **Ryerson SD 1990:** Hemiplegia resulting from vascular insult or disease. In: Umphred OA, ed. *Neurological Rehabilitation.* St Louis, Mo: CV Mosby Co; 1990:619-660.
59. **Sackley CM and Baguley BI (1993):** Visual feedback after stroke with the balance performance monitor: two single-case studies: *Clinical Rehabilitation*, Vol. 7, No. 3, 189-195 (1993)
60. **Saunders J.B., Inman V.T., Eberhart H.D., 1953.** The major determinants in normal and pathological gait. *Journal of bone and joint surgery*, 35A, 543-558.
61. **Schwartz G.E., Beatty J.** Biofeedback. *Theory and Research.* New York: Academic Press.1977
62. **Shumway-Cook A, Woollacott MH (1995):** *Motor Control: Theory and Practical Applications.* Baltimore, Md: Williams & Wilkins;1995.

63. **Shumway-Cook A, Anson D, Haller S, 1988:** Postural sway biofeedback: its effect on reestablishing stance stability in hemiplegic patients. Arch Phys Med Rehabil. 1988 Jun;69(6):395-400.  Links Department of PM&R, Good Samaritan
64. **Thaut M.H., G.C. McIntosh, R.R. Rice, R.A. Miller, J. Rathbun and J.M. Brault (1996).** Rhythmic auditory stimulation in gait training for Parkinson's disease patients, Mov Disord 11 (1996) (2), pp. 193–200
65. **Van Peppen RP, Kortsmit M, Lindeman E, Kwakkel G (2006).** Effects of visual feedback therapy on postural control in bilateral standing after stroke: A systematic review. J Rehabil Med 2006 Jan; 38(1):3-9. Links
66. **Yavuzer G, Eser F, Karakus D, Karaoglan B, Stam HJ (2006):** The effects of balance training on gait late after stroke: a randomized controlled trial: Clin Rehabil. 2006 Nov;20(11):960-9
67. **Weiner N. (1948):** Cybernetics: Or control and communication in the animal and the machine. John Wiley & Sons, Inc., New York. 1948
68. **Wolf SL, Binder-Macleod SA. 1983:** Electromyographic biofeedback applications to the hemiplegic patient: changes in upper extremity. Phys Ther.. 1983;63:1393-1402, 1404-1413.
69. **Wolf SL 1990:** Use of biofeedback in the treatment of stroke patients. Stroke.. 1990;21:11-22.
70. **Woodford H, Price C (2007):** EMG biofeedback for the recovery of motor function after stroke : Cochrane Database Syst Rev. 2007 Apr; 18; (2):CD004585. Links

ΕΛΛΗΝΟΓΛΩΣΣΗ ΑΡΘΡΟΓΡΑΦΙΑ

1. **Weiner, (1976):** Ν. κυβερνητική. Αθήνα: Εκδόσεις Καστανιώτη: 1976
2. **Μαράτου-Νικητοπούλου Γ.(1991):** Η βιοανάδραση (biofeedback) στη θεραπεία του πόνου. Κλινικά φροντιστήρια: Πόνος-κλινικές εικόνες και αντιμετώπιση. Ιατρική Εταιρεία Αθηνών 1991; 3:175-86.
3. **Χρηστίδης, 2004:** biofeedback - μια σύγχρονη θεραπευτική μέθοδος. 11 Ιαν 2004