

ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΚΟ ΕΚΠΑΙΔΕΥΤΙΚΟ ΙΔΡΥΜΑ ΠΑΤΡΩΝ
ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ ΥΓΕΙΑΣ & ΠΡΟΝΟΙΑΣ
Τμήμα Φυσικοθεραπείας
Παράρτημα Αιγίου

Πτυχιακή Εργασία

**Ο ΡΟΛΟΣ ΤΗΣ ΑΚΟΥΣΤΙΚΗΣ & ΟΠΤΙΚΗΣ ΕΠΑΝΑΤΡΟΦΟΔΟΤΗΣΗΣ
ΣΤΗ ΣΤΑΤΙΚΗ & ΔΥΝΑΜΙΚΗ ΙΣΟΡΡΟΠΙΑ
ΣΕ ΝΕΥΡΟΛΟΓΙΚΟΥΣ ΑΣΘΕΝΕΙΣ**

Σπουδάστρια: Λουΐζα-Μαρία Μπακλαβά
Εποπτεύουσα Καθηγήτρια: Σοφία Νούση



ΑΙΓΙΟ, 2008

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Για την ολοκλήρωση της πτυχιακής μου εργασίας, θα ήθελα να ευχαριστήσω την επιβλέπουσα καθηγήτρια Σοφία Νούση, η οποία με την αμέριστη εμπιστοσύνη και συμπαράσταση που έδειξε στο πρόσωπό μου, καθώς και χάρη στην επιστημονική κατάρτιση που την διέπει, με βοήθησε σημαντικά για τη συγγραφή του παρόντος.

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ.....	2
ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ	3
ΠΕΡΙΛΗΨΗ	5
ΕΙΣΑΓΩΓΗ.....	6
ΟΡΙΣΜΟΙ.....	6
ΟΡΓΑΝΩΣΗ ΤΗΣ ΣΤΑΣΗΣ	6
<i>Το μέγεθος και η ποιότητα της Βάσης Στήριξης (Πέλματα)</i>	<i>10</i>
<i>Κινητικές στρατηγικές</i>	<i>11</i>
<i>Αισθητικές στρατηγικές</i>	<i>12</i>
<i>Προσανατολισμός στο χώρο.....</i>	<i>13</i>
<i>Δυναμικός έλεγχος (Δυναμική ισορροπία).....</i>	<i>13</i>
<i>Γνωσιακή λειτουργία.....</i>	<i>13</i>
1ο ΚΕΦΑΛΑΙΟ.....	15
1.1 Ο ΡΟΛΟΣ ΤΗΣ ΑΚΟΥΣΤΙΚΗΣ ΕΠΑΝΑΤΡΟΦΟΔΟΤΗΣΗΣ ΣΤΗ ΣΤΑΤΙΚΗ ΚΑΙ ΔΥΝΑΜΙΚΗ ΙΣΟΡΡΟΠΙΑ ΣΕ ΑΣΘΕΝΕΙΣ ΜΕ ΝΟΣΟ ΠΑΡΚΙΝΣΟΝ.....	15
1.2 Ο ΡΟΛΟΣ ΤΗΣ ΑΚΟΥΣΤΙΚΗΣ ΕΠΑΝΑΤΡΟΦΟΔΟΤΗΣΗΣ ΣΤΗ ΣΤΑΤΙΚΗ ΚΑΙ ΔΥΝΑΜΙΚΗ ΙΣΟΡΡΟΠΙΑ ΣΕ ΑΣΘΕΝΕΙΣ ΜΕ ΑΕΕ.....	34
1.3 Ο ΡΟΛΟΣ ΤΗΣ ΑΚΟΥΣΤΙΚΗΣ ΕΠΑΝΑΤΡΟΦΟΔΟΤΗΣΗΣ ΣΤΗ ΣΤΑΤΙΚΗ ΚΑΙ ΔΥΝΑΜΙΚΗ ΙΣΟΡΡΟΠΙΑ ΣΕ ΑΣΘΕΝΕΙΣ ΜΕ ΣΚΛΗΡΥΝΣΗ ΚΑΤΑ ΠΛΑΚΑΣ.....	46
2ο ΚΕΦΑΛΑΙΟ.....	48
2.1 Ο ΡΟΛΟΣ ΤΗΣ ΟΠΤΙΚΗΣ ΕΠΑΝΑΤΡΟΦΟΔΟΤΗΣΗΣ ΣΤΗ ΣΤΑΤΙΚΗ ΚΑΙ ΔΥΝΑΜΙΚΗ ΙΣΟΡΡΟΠΙΑ ΣΕ ΑΣΘΕΝΕΙΣ ΜΕ ΝΟΣΟ ΠΑΡΚΙΝΣΟΝ.....	48
2.2 Ο ΡΟΛΟΣ ΤΗΣ ΟΠΤΙΚΗΣ ΕΠΑΝΑΤΡΟΦΟΔΟΤΗΣΗΣ ΣΤΗ ΣΤΑΤΙΚΗ ΚΑΙ ΔΥΝΑΜΙΚΗ ΙΣΟΡΡΟΠΙΑ ΣΕ ΑΣΘΕΝΕΙΣ ΜΕ ΑΕΕ.....	58
2.3 Ο ΡΟΛΟΣ ΤΗΣ ΟΠΤΙΚΗΣ ΕΠΑΝΑΤΡΟΦΟΔΟΤΗΣΗΣ ΣΤΗ ΣΤΑΤΙΚΗ ΚΑΙ ΔΥΝΑΜΙΚΗ ΙΣΟΡΡΟΠΙΑ ΣΕ ΑΣΘΕΝΕΙΣ ΜΕ ΣΚΛΗΡΥΝΣΗ ΚΑΤΑ ΠΛΑΚΑΣ.....	69

3ο ΚΕΦΑΛΑΙΟ.....	73
3.1 Ο ΡΟΛΟΣ ΤΗΣ ΟΠΤΙΚΗΣ ΚΑΙ ΑΚΟΥΣΤΙΚΗΣ ΕΠΑΝΑΤΡΟΦΟΔΟΤΗΣΗΣ ΣΤΗ ΣΤΑΤΙΚΗ ΚΑΙ ΔΥΝΑΜΙΚΗ ΙΣΟΡΡΟΠΙΑ ΣΕ ΑΣΘΕΝΕΙΣ ΜΕ ΝΟΣΟ ΠΑΡΚΙΝΣΟΝ	73
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΚΕΣ ΠΗΓΕΣ	84
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ	84
ΑΡΘΡΟΓΡΑΦΙΑ.....	85

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Σκοπός της εργασίας αυτής είναι να παρουσιάσει έρευνες επιστημόνων που έχουν γίνει για το θέμα αυτό σε σχέση με το ρόλο της ακουστικής και οπτικής επανατροφοδότησης, ως μέσα φυσικοθεραπευτικής παρέμβασης και αποκατάστασης, στην στατική και δυναμική ισορροπία σε νευρολογικούς ασθενείς.

Αρχικά γίνεται αναφορά ως προς την οργάνωση της στάσης, τα συστατικά στοιχεία της ισορροπίας καθώς και τους παράγοντες που συμβάλλουν στη διατήρηση του στατικού ελέγχου.

Ειδικότερα, από τις σχετικές επιστημονικές μελέτες καθίσταται σαφές ότι η χρήση της **RAS** βελτιώνει, τόσο τις κινητικές, όσο και κινηματικές παραμέτρους της βάρδισης σε ασθενείς με ΝΠ, ενώ δεν φαίνεται να επηρεάζει τη χωρική παράμετρο της βάρδισης, δηλ. το μήκος διασκελισμού. Η εφαρμογή ενός κατάλληλου οπτικού ερεθίσματος μέσω της χρήσης της οπτικής επανατροφοδότησης φαίνεται να συμβάλλει περισσότερο στην ομαλοποίηση του μήκους διασκελισμού και κατ' επέκταση στην υιοθέτηση ενός φυσιολογικού προτύπου βάρδισης. Ανάλογες έρευνες, καταδεικνύουν την αναγκαιότητα της χρήσης οπτικής και ακουστικής επανατροφοδότησης σε ασθενείς με ΑΕΕ και Σκλήρυνση κατά Πλάκα καθώς βελτιώσεις παρατηρήθηκαν, τόσο στη συμμετρία κατά τη στάση και τη βάρδιση, το στατικό λίκνισμα και τον στατικό έλεγχο, όσο και στις παραμέτρους βάρδισης.

Τέλος, η συνδυασμένη χρήση των παραπάνω μορφών εξωτερικού ερεθισμού, δεν προσέφερε κάποια σημαντικά επιπρόσθετα οφέλη στη βελτίωση της ισορροπίας.

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Ορισμοί

Ως ισορροπία ορίζεται η ικανότητα ελέγχου του κέντρου βάρους (ΚΒ) της μάζας του σώματος σε σχέση με τη βάση στήριξης. Διακρίνεται σε στατική και δυναμική ισορροπία.

Στατική ισορροπία είναι η ικανότητα του ατόμου να εκτελεί όσο το δυνατό μικρότερου εύρους ταλαντώσεις κατά την ήρεμη όρθια θέση (**Guldi, 1959**). Στατική ισορροπία έχουμε όταν το κέντρο βάρους προβάλλει μέσα στη βάση στήριξης, η οποία παραμένει σταθερή.

Δυναμική ισορροπία είναι η ικανότητα διατήρησης της ισορροπίας κατά τη διάρκεια μιας κίνησης και αναφέρεται στον δυναμικό έλεγχο και τις διορθωτικές αντιδράσεις του σώματος ενάντια σε κάποιον αποσταθεροποιητικό παράγοντα. (**Berg, 1992**).

Οργάνωση της στάσης

Η ισορροπία προκύπτει από μια πολύπλοκη αλληλεπίδραση μεταξύ του αισθητικού και μυοσκελετικού συστήματος, η οποία ενσωματώνεται και τροποποιείται εντός του κεντρικού νευρικού συστήματος ως αντίδραση στη μεταβολή των εσωτερικών και εξωτερικών /περιβαλλοντικών συνθηκών (**Carr & Shepherd**). Το αισθητικό σύστημα αποτελείται από το αιθουσαίο, το οπτικό και το σωματοαισθητικό σύστημα, αλλά κανένα από τα παραπάνω δεν ρυθμίζει απ' ευθείας τη μετακίνηση του κέντρου βάρους (**Horak & συν., 1989**).

Το αιθουσαίο σύστημα παρέχει πληροφορίες για τον προσανατολισμό στο χώρο. Ενεργοποιείται με την αλλαγή της θέσης της κεφαλής στο χώρο -ανάλογα δηλαδή με τη θέση της κεφαλής στο χώρο (**Carr & Shepherd**). Πιο συγκεκριμένα για την αλλαγή θέσης της κεφαλής σε σχέση με τη βαρύτητα. Το αιθουσαίο ανιχνεύει αλλαγές τόσο στην γωνιακή όσο και στη γραμμική επιτάχυνση σε κάθε αλλαγή της θέσης της κεφαλής (**Carr & Shepherd**), όπως και για την κίνηση μέσω της γραμμικής και γωνιακής επιτάχυνσης της κεφαλής.

Το ιδιοδεκτικό σύστημα αποτελείται από υποδοχείς που βρίσκονται στους μύες, στις αρθρώσεις και το δέρμα. Παρέχει πληροφορίες για την κατάσταση του μυϊκού συστήματος, όπως είναι το μήκος και η ικανότητα παραγωγής δύναμης του μυός. Καθορίζει τη θέση του σώματος στο χώρο, σε σχέση με την βάση στήριξης (**Carr & Shepherd**). Η ιδιοδεκτικότητα παρέχει συνεπώς πληροφορίες για την κίνηση του σώματος σε σχέση με τη βάση στήριξης και για την κίνηση και προσανατολισμό των τμημάτων του σώματος του ενός σχετικά με το άλλο (**Carr & Shepherd**). Οι δερματικοί υποδοχείς στα πέλματα παίζουν σημαντικό ρόλο για τη ρύθμιση της ισορροπίας στην όρθια θέση (**Do & συν., 1990**).

Το οπτικό σύστημα (κεντρική και περιφερική όραση) κατατάσσεται στην ιδιοδεκτικότητα επειδή δεν παρέχει μόνο πληροφορίες για το περιβάλλον άλλα επίσης και για τον προσανατολισμό και την κίνηση του σώματος (**Lee & Lishman, 1975**). Τα οπτικά ερεθίσματα που παίρνουμε αποδίδουν τη θέση των σχετικών αντικειμένων στο περιβάλλον, την απόσταση του σώματος από αυτά και αν είναι κινητά ή ακίνητα. Η οπτική πληροφόρηση μας βοηθάει να κρίνουμε πότε θα φτάσει σε μάς ένα αντικείμενο ή πότε θα προσγειωθούμε στο έδαφος μετά από ένα άλμα (**Carr & Shepherd**). Είμαστε δηλαδή σε θέση να προβλέψουμε τον χρόνο μέχρι την επαφή με μεγάλη ακρίβεια. Η οπτική πληροφόρηση συμβάλλει στον προσανατολισμό του σώματος στο κατακόρυφο επίπεδο -οπτική κατακόρυφο- καθώς επίσης επηρεάζει σε σημαντικό βαθμό και το στατικό λίκνισμα στην όρθια θέση (**Carr & Shepherd**).

Τα λειτουργικώς σημαντικά συστατικά στοιχεία της ισορροπίας είναι η διατήρηση της στάσης/στασικός έλεγχος, οι στασικές προσαρμογές κατά την αναμονή ή επιτέλεση αυθόρμητων κινήσεων και οι προσαρμογές της στάσης ως αντίδραση σε μη αναμενόμενες εξωτερικές διαταράξεις (Yang & συν., 1990).

Η ισορροπία της μάζας του σώματος κατά την κίνηση επιτυγχάνεται μέσω της μυϊκής δραστηριοποίησης -στασικών προσαρμογών-, που εμφανίζονται πριν, ως προετοιμασία δηλαδή για μια αυθόρμητη κίνηση του άκρου (π.χ. τέντωμα για τη σύλληψη ενός αντικειμένου) αλλά και κατά τη διάρκεια της κίνησης (Carr & Shepherd). Οι στασικές προσαρμογές εν αναμονή πριν από μια εκούσια κίνηση στην όρθια θέση φαίνεται να εξαρτώνται από τις αρχικές συνθήκες. Ειδικά από την αρχική στάση του σώματος και την ευθυγράμμιση καθώς και από την ταχύτητα και το εύρος της κίνησης (οι πολύ αργές κινήσεις δεν προκαλούν τόσο μεγάλη διατάραξη της ισορροπίας όσο οι γρήγορες και συνεπώς μπορεί να μη χρειάζεται προπαρασκευαστική στασική ενεργοποίηση στον ίδιο βαθμό) (Carr & Shepherd). Οι στασικές προσαρμογές κατά τη διάρκεια εκούσιας κίνησης στην καθιστή θέση ποικίλουν ανάλογα με το αν οι άκροι πόδες στηρίζονται στο έδαφος και εξαρτώνται και εδώ από την ταχύτητα, το εύρος και την κατεύθυνση της κίνησης (Carr & Shepherd). Αν όχι τότε η μυϊκή ενεργοποίηση για την ισορρόπηση του σώματος περιλαμβάνει μυς που συνδέουν τη λεκάνη και τον κορμό με τη βάση στήριξης (μηροί). Αν οι άκροι πόδες ακουμπούν στο έδαφος, στους μυς που συνδέουν το άνω τμήμα του σώματος με τη βάση στήριξης συμπεριλαμβάνονται και οι μυς που συνδέουν την κνήμη με τους άκρους πόδες (Carr & Shepherd).

Και στις δυο παραπάνω περιπτώσεις, οι μυς δραστηριοποιούνται διαδοχικά από την περιφέρεια προς το κέντρο και οι στασικές προσαρμογές προηγούνται ή προβλέπουν τη διατάραξη και παρατηρούνται καθ' όλη τη διάρκεια της κίνησης. Η μη αναμενόμενη διατάραξη της ισορροπίας εμφανίζεται τυπικά όταν καθόμαστε ή στεκόμαστε σε μια επιφάνεια που κινείται. Κάτω από αυτές τις

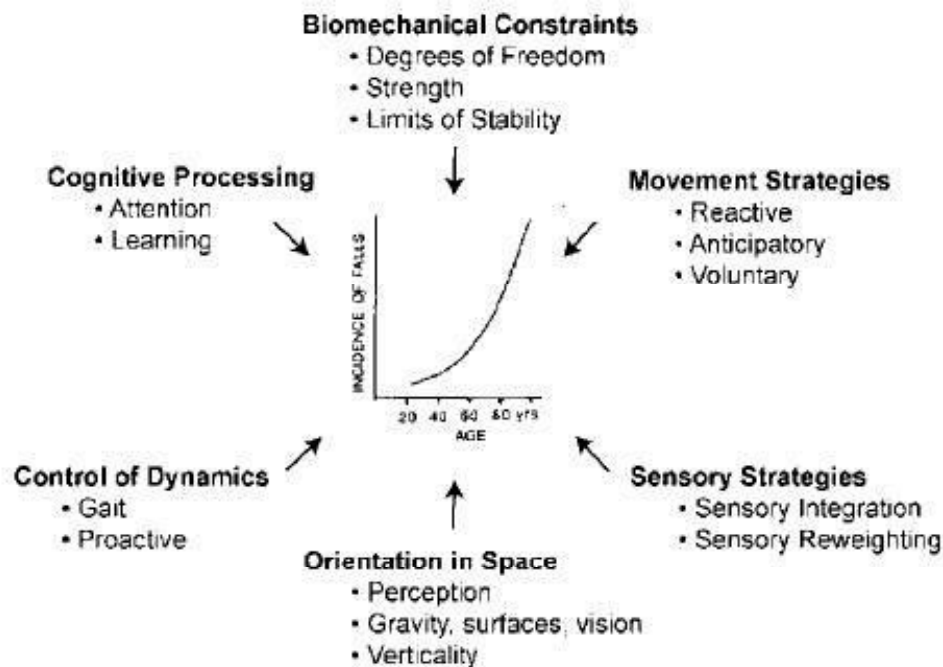
συνθήκες οι στασικές προσαρμογές τείνουν να εμφανίζονται (εκ των υστέρων) ως αντίδραση σε μια διατάραξη, που απειλή πολύ περισσότερο την ισορροπία, ειδικά όταν δεν είναι αναμενόμενη από ότι αυτή που σχετίζεται με εκούσια αυθόρμητη κίνηση. Η μυϊκή ενεργοποίηση στην περίπτωση αυτή γίνεται διαδοχικά από το κέντρο (κυρίως οπτικοακουστικό-αιθουσαίο) προς την περιφέρεια ως αντίδραση στη μετατόπιση της υποστηρικτικής επιφάνειας (**Carr & Shepherd**).

Ο έλεγχος της στάσης και θέσης του σώματος είναι μια σύνθετη κινητική δεξιότητα η οποία βασίζεται στην αλληλεπίδραση μιας δυναμικής αισθητικοκινητικής διαδικασίας. Οι δυο πιο βασικοί λειτουργικοί στόχοι του στασικού ελέγχου είναι ο στασικός προσανατολισμός και η στασική ισορροπία (**Horak & συν., 1996**).

Με τον όρο στασικό προσανατολισμό εννοούμε τον ενεργητικό έλεγχο της σωματικής ευθυγράμμισης και του μυϊκού τόνου σε σχέση με τη βαρύτητα, την υποστηρικτική επιφάνεια, το οπτικό περιβάλλον και τις εσωτερικές αναπαραστάσεις των μελών στο χώρο (**Horak, 2006**). Οι αισθητικές πληροφορίες από το σωματοαισθητικό, το αιθουσαίο και το οπτικό σύστημα ενοποιούνται και συντονίζονται, αλλά το ποιο σύστημα θα ενεργοποιηθεί τελικά έτσι ώστε να επανέλθει η ισορροπία του σώματος, εξαρτάται από την εκτελούμενη δραστηριότητα και από τις περιβαλλοντικές συνθήκες (**Horak, 2006**).

Η στασική ισορροπία περιλαμβάνει το συντονισμό των αισθητικών και κινητικών στρατηγικών έτσι ώστε το κέντρο πίεσης (**COP**) να βρίσκεται σταθεροποιημένο κατά τη διάρκεια αυθόρμητων, εκούσιων κινήσεων αλλά και σε μη αναμενόμενες διαταράξεις (**Horak, 2006**).

Υπάρχουν έξι (6) βασικοί παράγοντες που συμβάλλουν στη διατήρηση του στατικού ελέγχου (βλ. Εικόνα 1). Βλάβη σε έναν από αυτούς ή ο συνδυασμός αυτών μπορεί να οδηγήσει σε διαταραχή του στατικού ελέγχου (Horak, 2006).



Εικόνα 1. Παράγοντες διατήρησης στατικής σταθερότητας & προσανατολισμού (τροποποιημένο από Horak, 2006)

Το μέγεθος και η ποιότητα της Βάσης Στήριξης (Πέλματα)

Στην όρθια θέση το όριο σταθερότητας, που οριοθετείται από το μέγεθος της υποστηρικτικής επιφάνειας πέρα από την οποία μπορούμε να μετακινήσουμε τη μάζα του σώματός μας (CoM) και να διατηρήσουμε την ισορροπία μας χωρίς να αλλάξουμε τη βάση στήριξης, έχει τη σχηματική απεικόνιση (βλ. Εικόνα 2) ενός κώνου (McCollum & συν. 1989, Crutchfield C. & συν. 1989). Έτσι η ισορροπία δεν είναι ακριβώς μια θέση αλλά ένας χώρος ο οποίος καθορίζεται από το μέγεθος της υποστηρικτικής επιφάνειας. Πιθανόν περιορισμοί στο εύρος κίνησης, στη μυϊκή δύναμη και την αισθητική πληροφόρηση των κάτω άκρων είναι ικανοί να καθορίσουν τα όρια αυτού του χώρου (Horak, 2006). Στο

κεντρικό νευρικό σύστημα (ΚΝΣ) υπάρχει μια σχηματική απεικόνιση του κώνου έτσι ώστε το άτομο να κινείται διατηρώντας πάντα την ισορροπία του (Horak, 2006). Σε ηλικιωμένα άτομα καθώς και σε άτομα με διαταραχές ισορροπίας (π.χ. Πάρκινσον) αυτή η χαρτογράφηση είναι πολύ μικρή ή έχει διαταραχθεί γεγονός που επηρεάζει σε σημαντικό βαθμό την επιλογή της κινητικής στρατηγικής έτσι ώστε να διατηρήσουν την ισορροπία τους (Duncan P.W. & συν., 1990).



Εικόνα 2. Φυσιολογικά (A) και μη φυσιολογικά (B, C) όρια σταθερότητας (τροποποιημένο από Horak, 2006)

Κινητικές στρατηγικές

Υπάρχουν τρεις (3) κινητικές στρατηγικές που χρησιμοποιούνται για τη διατήρηση της ισορροπίας στην όρθια θέση, κάτω από διαφορετικές συνθήκες της υποστηρικτικής επιφάνειας, κάτι που προτείνει ότι η ισορροπία στην όρθια θέση ρυθμίζεται από ένα περιορισμένο αριθμό στατικών συνεργειών. Η πιο συνήθης στρατηγική κίνησης ως αντίδραση σε προσθιοπίσθιο λίκνισμα είναι η στρατηγική της ποδοκνημικής, κατά την οποία οι στατικές προσαρμογές εκτελούνται κυρίως στην άρθρωση της ποδοκνημικής και το άτομο λικνίζεται σε μικρό βαθμό σαν αντεστραμμένο εκκρεμές (Carr & Shepherd). Χρησιμοποιείται κυρίως όταν η υποστηρικτική επιφάνεια είναι σταθερή. Στη στρατηγική του ισχίου οι στατικές προσαρμογές πραγματοποιούνται στην άρθρωση του ισχίου και χρησιμοποιείται κυρίως ως αντίδραση σε έντονες διαταράξεις όπου το κέντρο

πίεσης (COP) πρέπει να κινηθεί γρήγορα ή όταν η υποστηρικτική επιφάνεια είναι στενή ή μαλακή (Horak & συν., 2000). Τέλος, υπάρχει και η στρατηγική του βηματισμού κατά την οποία το άτομο κάνει ένα βήμα , αλλάζει ουσιαστικά τη βάση στήριξης, προκειμένου να ισορροπήσει. Οι ηλικιωμένοι και γενικά τα άτομα με ιστορικό πτώσεων τείνουν να χρησιμοποιούν περισσότερο τη στρατηγική του ισχίου και του βηματισμού από ότι της πδκ (Maki B.E. & συν., 2000).

Αισθητικές στρατηγικές

Οι διαφορετικοί ρόλοι του κάθε συστήματος (αιθουσαίο, οπτικό, ιδιοδεκτικότητα) και των σχετικών ερεθισμάτων φαίνεται ότι συντονίζονται βάση της εκτελούμενης δραστηριότητας και ανάλογα με τις συνθήκες του περιβάλλοντος. Σύμφωνα με έρευνες σε ένα καλά φωτισμένο περιβάλλον με σταθερή βάση στήριξης, οι υγιείς ενήλικες φαίνεται ότι βασίζονται περισσότερο στην σωματοαισθητική πληροφόρηση (70%) λιγότερο στην αιθουσαία (20%) και ακόμα λιγότερο στην οπτική (10%) προκειμένου να διατηρήσουν την ισορροπία τους (Peterka, 2002). Όταν όμως η πληροφόρηση για την υποστηρικτική επιφάνεια δεν είναι αξιόπιστη, όπως π.χ. όταν στεκόμαστε πάνω σε μια δοκό ή όταν κινείται απότομα η υποστηρικτική επιφάνεια , τότε αυξάνεται η σημαντικότητα της οπτικής και αιθουσαίας πληροφόρησης. Η ικανότητα εναλλαγής ενεργοποίησης του αντίστοιχου αισθητικού συστήματος με βάση τα εισερχόμενα ερεθίσματα από το περιβάλλον καθώς και ικανότητα αντιστάθμισης, όταν ένα από τα συστήματα δυσλειτουργεί, είναι πολύ σημαντική για τη διατήρηση της ισορροπίας (Horak, 2006).

Προσανατολισμός στο χώρο

Σε υγιείς ενήλικες, η αντίληψη της οπτικής κατακόρυφου ή η ικανότητα ευθυγράμμισης με την κατακόρυφο της βαρύτητας στο σκοτάδι, εξαρτάται από πολύπλοκους νευρικούς μηχανισμούς.

Επιπλέον, είναι ανεξάρτητη από την αντίληψη της θέσης του σώματος ή των μελών του σώματος μέσω των εν τω βάθει ιδιοδεκτικών ερεθισμάτων (**Bisdorff & συν., 1996**).

Δυναμικός έλεγχος (Δυναμική ισορροπία)

Κατά τη διάρκεια της βάρδισης ο έλεγχος της ισορροπίας αποτελεί μια σύνθετη διαδικασία που προκύπτει μέσα από τον έλεγχο του κέντρου της μάζας του σώματος (**COM**) που μετακινείται κάθε φορά που αλλάζουμε θέση (**Horak, 2006**).

Η πρόσθια σταθερότητα κατά τη διάρκεια της βάρδισης προκύπτει από την τοποθέτηση του αιωρούμενου κάτω άκρου μπροστά και πάνω από το κέντρο πίεσης της μάζας του σώματος (**COM**). Επιπρόσθετα, η πλάγια σταθερότητα προκύπτει από τον συνδυασμό του ελέγχου του κορμού στο μετωπιαίο επίπεδο και της πλάγιας μετατόπισης των κάτω άκρων (**Bauby & Kuo, 2000**).

Γνωσιακή λειτουργία

Βασική προϋπόθεση για τη διατήρηση του στατικού ελέγχου, αποτελεί το συνειδησιακό επίπεδο. Άτομα που δεν διαθέτουν ένα καλό επίπεδο συνείδησης, λόγω νευρολογικής βλάβης, δυσκολεύονται να διατηρήσουν την ισορροπία τους. Συνειδησιακές και γνωσιακές διαταραχές έχει ως αποτέλεσμα την λανθασμένη αντίληψη του περιβάλλοντος και των απαιτήσεων της εκτελούμενης δραστηριότητας, μειώνοντας έτσι τον χρόνο αντίδρασης και κίνησης, γεγονός

που οδηγεί συχνά σε απώλεια της ισορροπίας και σε πτώσεις (Teasdale & Simoneau, 2001).

1ο ΚΕΦΑΛΑΙΟ

1.1 Ο ρόλος της Ακουστικής Επανατροφοδότησης στη Στατική και Δυναμική Ισορροπία σε ασθενείς με Νόσο Πάρκινσον

Οι πιο συχνές διαταραχές βάδισης, παρατηρούνται σε ασθενείς με Νόσο Πάρκινσον (ΝΠ).

Πιο συγκεκριμένα, παρατηρείται βραδύτητα της κίνησης (βραδυκινησία), καθώς και το πρότυπο της συρτής βάδισης. Ειδικότερα, τα άτομα με ΝΠ περπατούν με μικρά συρτά βήματα, παρουσιάζουν μειωμένη ταχύτητα βάδισης, μειωμένο μήκος βηματισμού και διασκελισμού, ελαττωμένη ραχιαία κάμψη της ποδοκνημικής (Knutsson E., 1972). Έτσι λοιπόν, κατά την φάση αιώρησης παρατηρείται αδυναμία άρσης του μεγάλου δακτύλου, αδυναμία κάμψης του ισχίου και του γόνατος. Ενώ κατά την φάση στήριξης δεν διακρίνεται το χτύπημα της φτέρνας και η έκταση του ισχίου κατά την μέση φάση στήριξης (Ueno E. & συν., 1993).

Αυτό έχει σαν αποτέλεσμα την αδυναμία άρσης του μεγάλου δακτύλου (**toe off**), κατά την φάση αιώρησης του κύκλου βάδισης, και επαφής της φτέρνας (**heel strike**), την ανεπάρκεια κάμψης στην άρθρωση του ισχίου, γόνατος και πδκ, καθώς και την ασυμμετρία βηματισμού (Gerald C. McIntosh & συν., 1997).

Οι Gerald C. McIntosh και συν. (1997), στην έρευνα που εκπόνησαν θέλησαν να εξετάσουν την επίδραση της ρυθμικής ακουστικής διέγερσης (**Rhythmic Auditory Stimulation - RAS**) στην ταχύτητα βάδισης, το ρυθμό βηματισμού, το μήκος βηματισμού, καθώς και τη συμμετρία στη βάδιση των ασθενών με ΝΠ.

Στην έρευνα συμμετείχαν τριάντα ένας (31) ασθενείς, εκ των οποίων οι δέκα (10) είχαν διακόψει τη φαρμακευτική τους αγωγή 24 ώρες πριν τη δοκιμασία, ενώ δέκα (10) υγιείς ενήλικες αποτελούσαν την παρόμοια ηλικιακά ομάδα ελέγχου. Η δοκιμασία αποτελούνταν από τέσσερις (4) φάσεις, με κάθε φάση να περιλαμβάνει τη διάλυση μίας απόστασης 30m κάτω από τις ακόλουθες συνθήκες:

- ελεύθερο περπάτημα χωρίς τη χρήση **RAS (baseline)**,
- βάδιση με την ταυτόχρονη χρήση **RAS**,
- βάδιση με την ταυτόχρονη χρήση **RAS** με μια αύξηση του ρυθμού εκπομπής στο 10%,
- βάδιση χωρίς την χρήση **RAS (follow up)**.

Η **RAS** είχε τη μορφή ακουστικού ήχου, ενσωματωμένου σε μια μουσική σύνθεση σε μέτρο των 2/4, ο οποίος παράγονταν από μια συχνότητα κύματος 50ms. Τα αποτελέσματα της έρευνας έδειξαν μια σημαντική βελτίωση στην ταχύτητα, στο ρυθμό και το μήκος βηματισμού και για τις τρεις (3) ομάδες όταν ο ρυθμός της **RAS** αυξήθηκε κατά 10% του αρχικού. Αξιοσημείωτο είναι επίσης το γεγονός ότι ακόμα και ασθενείς που δεν λάμβαναν ντοπαμινεργική αγωγή, κατάφεραν, μέσω της **RAS**, να βελτιώσουν το πρότυπο βάδισης. Παρ' όλη όμως την αναμφισβήτητη αποτελεσματικότητα της **RAS**, ως πιθανού μηχανισμού διευκόλυνσης και βελτίωσης του κινητικού προτύπου βάδισης σε ασθενείς με ΝΠ, δεν έχει ακόμα καθοριστεί η ακριβής φύση μίας τέτοιας ακουστικοκινητικής διευκόλυνσης, για αυτό περαιτέρω έρευνα κρίνεται αναγκαία.

Σε μια παρόμοια έρευνα, οι **Robert L. Freedland** και συν. (2002), θέλησαν να εξετάσουν την επίδραση της εφαρμογής εξωτερικού αισθητικού ερεθισμού, υπό τη μορφή ακουστικής διέγερσης (μετρονόμου), στη βάδιση των ατόμων με ΝΠ. Οι διάφοροι χωροχρονικοί παράμετροι της βάδισης, μετρήθηκαν χρησιμοποιώντας μια κλίμακα αξιολόγησης (**Functional Ambulation**

Performance Score - FAP) κι ένα ηλεκτρονικό σύστημα, αποτελούμενο από έναν ηλεκτρικό διάδρομο βάδισης **4,6m** με ενσωματωμένους αισθητήρες (**Gait Rite System - GRS**), οι οποίοι κατέγραφαν το πρότυπο πτώσης του άκρου ποδός στο έδαφος, καθώς και τις βασικές παραμέτρους της βάδισης (φάση διπλής στήριξης, μήκος βηματισμού, βάση στήριξης, ταχύτητα-ρυθμός βηματισμού, αναλογία μήκους ποδιού/μήκος βηματισμού, κλπ.). Στην έρευνα συμμετείχαν δεκαέξι (**16**) ασθενείς με ΝΠ, οι οποίοι κατά την διάρκεια της δοκιμασίας, διένυαν την απόσταση των **4,6m** κάτω από τις ίδιες -σύμφωνα με την προηγούμενη έρευνα- συνθήκες.

Τα αποτελέσματα της έρευνας, έδειξαν ότι η χρήση μετρονόμου οδήγησε σε σημαντική μείωση του χρόνου κύκλου βάδισης καθώς και του χρόνου διπλής στήριξης. Επίσης καταγράφηκε αύξηση του μήκους βηματισμού και της αναλογίας μήκους ποδιού/μήκους βηματισμού, καθώς και αύξηση του ρυθμού και της ταχύτητας βηματισμού.

Παρ' όλη την παραπάνω βελτίωση, δεν παρουσιάστηκε κάποια αλλαγή στη βάση στήριξης, γεγονός που δηλώνει ότι οι συμμετέχοντες στην έρευνα, δυσκολεύτηκαν να συγχρονίσουν τα βήματά τους με το ρυθμό παλμού (**tempo**) του μετρονόμου κι έτσι υιοθέτησαν μια ευρεία βάση στήριξης για να έχουν καλύτερη ισορροπία. Επιπλέον, τα άτομα που είχαν λάβει τη φαρμακευτική τους αγωγή λίγο πριν τη διεξαγωγή της δοκιμασίας, παρουσίασαν μια πιο μικρή βάση στήριξης κατά τη διάρκεια της βάδισής τους, με την ταυτόχρονη χρήση του μετρονόμου. Τέλος, η αύξηση των αποτελεσμάτων της κλίμακας αξιολόγησης της βάδισης (**FAP**) που χρησιμοποιήθηκε ξανά στο τέλος της δοκιμασίας από τους συμμετέχοντες, επιβεβαιώνει την θετική επίδραση της ακουστικής διέγερσης στην επανεκπαίδευση της βάδισης σε άτομα με ΝΠ.

Σε μια άλλη έρευνα οι **M.H. Thaut** και συν. (**1996**), χρησιμοποιώντας ρυθμική ακουστική διέγερση (**RAS**), θέλησαν να δείξουν την επίδρασή της στην επανεκπαίδευση της βάδισης σε ασθενείς με ΝΠ. Στην έρευνα συμμετείχαν

δεκαπέντε (15) ασθενείς ως πειραματική ομάδα και μια ομάδα ελέγχου η οποία αποτελούνταν από δυο (2) ομάδες των έντεκα (11) ατόμων, **NT (No-Training Group)** και **STP (Self-internally Paced Group)**.

Η έρευνα διήρκεσε τρεις (3) εβδομάδες, ενώ πριν και μετά τη δοκιμασία, πραγματοποιήθηκε -χωρίς τη χρήση **RAS**- καταγραφή των παραμέτρων της βάδισης όπως ταχύτητα, ρυθμός και μήκος βηματισμού, καθώς και ηλεκτρομυογράφημα (**EMG**) σε βασικούς μύες των κάτω άκρων, ούτως ώστε να εκτιμηθούν πιθανές αλλαγές στο πρότυπο βάδισης.

Οι ασθενείς που ανήκαν στην πειραματική ομάδα, ακολούθησαν ένα πρόγραμμα εκπαίδευσης της βάδισης στο σπίτι, διάρκειας **30min** καθημερινά, με ταυτόχρονη χρήση **RAS**, το οποίο περιλάμβανε βάδιση σε μια επίπεδη επιφάνεια, ανέβασμα σκαλοπατιών, καθώς και «σταμάτα και ξεκίνα» (**stop and go**) δραστηριότητες. Η **RAS** αποτελούνταν από παλμούς, οι οποίοι ήταν ενσωματωμένοι σε μια ρυθμικά ενορχηστρωμένη μουσική σύνθεση σε μέτρο των **2/4** ή **4/4**, ηχογραφημένη σε κασέτες. Οι ασθενείς που ανήκαν στην ομάδα **NT**, απλώς κλήθηκαν να εκτελέσουν τις καθημερινές τους δραστηριότητες, ενώ τα άτομα της ομάδας **SPT** ακολούθησαν το ίδιο πρωτόκολλο με την πειραματική ομάδα, χωρίς όμως τη χρήση **RAS**. Τα αποτελέσματα της έρευνας έδειξαν ότι, τα άτομα που εκπαιδεύτηκαν με τη χρήση **RAS**, βελτίωσαν τόσο την ταχύτητα (κατά **25%**), το μήκος βηματισμού (κατά **12%**) όσο και το ρυθμό βηματισμού (κατά **10%**), πολύ περισσότερο δηλαδή από τα άτομα της ομάδας ελέγχου. Επιπρόσθετα, σημαντική ήταν και η αλλαγή που παρουσιάστηκε στο χρόνο ηλεκτρομυογραφικής δραστηριότητας του πρόσθιου κνημιαίου και του έσω πλατύ, οδηγώντας σε αλλαγή του κύκλου βάδισης. Τέλος, η ικανότητα των ατόμων της πειραματικής ομάδας να διατηρήσουν, χωρίς τη χρήση **RAS** το ρυθμό και την ταχύτητα βηματισμού **24** ώρες μετά την τελευταία συνεδρία, καταδεικνύει τον ζωτικής σημασίας ρόλο της **RAS** ως αισθητικοκινητικός μηχανισμός για τη διευκόλυνση και βελτίωση του προτύπου βάδισης σε ασθενείς με NM.

Από τις παραπάνω έρευνες κατέστη σαφές ό,τι η χρήση ρυθμικής ακουστικής διέγερσης (**RAS**) ακόμα και όταν εκπέμπεται σε μια συχνότητα που ταυτίζεται με το ρυθμό βάρδισης των ασθενών ή είναι **10%** μεγαλύτερη, συμβάλλει αρκετά στη βελτίωση βασικών χωροχρονικών παραμέτρων της βάρδισης όπως είναι η ταχύτητα, το μήκος, ο ρυθμός βηματισμού καθώς και ο χρόνος διπλής στήριξης. Η επίδραση όμως που μπορεί να έχει η **RAS** στην μεταβλητότητα του διασκελισμού κατά τη βάρδιση, καθώς και στη σταθερότητα ή ρυθμικότητα του προτύπου βάρδισης, είναι κάτι που δεν έχει ακόμα διευκρινιστεί. Σύμφωνα με προηγούμενες έρευνες (**Hausdorff J.M. & συν., 2003**) η ικανότητα ρύθμισης της μεταβλητότητας του διασκελισμού κατά τη βάρδιση έχει διαταραχθεί περισσότερο σε ασθενείς που εμφανίζουν το φαινόμενο του «παγώματος» από ότι σε αυτούς που δεν το παρουσιάζουν. Οι **Jeffrey M. Hausdorff** και συν. (**2007**), στην έρευνα που έκαναν θέλησαν να εξετάσουν κατά πόσο η χρήση της **RAS** -υπό τη μορφή μετρονόμου- μπορεί να συμβάλλει στη μείωση της μεταβλητότητας του διασκελισμού σε ασθενείς με ΝΠ. Στην έρευνα πήραν μέρος εικοσιεννέα (**29**) ασθενείς ως πειραματική ομάδα και μια ομάδα ελέγχου αποτελούμενη από εικοσιέξι (**26**) όμοια ηλικιακά υγιείς ενήλικες, οι οποίοι κατά τη διάρκεια της δοκιμασίας, διένυαν μια απόσταση **100m** κάτω από τις ακόλουθες συνθήκες:

- ελεύθερο περπάτημα χωρίς τη χρήση **RAS (baseline)**,
- βάρδιση με την ταυτόχρονη χρήση **RAS (RAS=100% of baseline)**,
- ελεύθερο περπάτημα χωρίς τη χρήση **RAS**,
- βάρδιση με την ταυτόχρονη χρήση **RAS** με μια αύξηση του ρυθμού εκπομπής στο **110%**,
- ελεύθερο περπάτημα χωρίς τη χρήση **RAS**, και
- ελεύθερο περπάτημα χωρίς τη χρήση **RAS**, μετά από ένα διάλειμμα **15min** από την προηγούμενη φάση.

Παράμετροι βάρδισης (μήκος βηματισμού, ταχύτητα, χρόνος αιώρησης), καθώς και μεταβλητότητας διασκελισμού όπως, η μεταβλητότητα του χρόνου

διασκελισμού (**stride time variability %**) και η μεταβλητότητα του χρόνου αιώρησης (**swing time variability %**), υπολογίστηκαν και εκτιμήθηκαν. Τα αποτελέσματα της έρευνας έδειξαν ότι η χρήση **RAS** με μια συχνότητα εκπομπής στο **100%** βελτιώνει τόσο τις παραμέτρους βάρδισης όσο και μεταβλητότητας του διασκελισμού. Εν αντιθέσει, όταν η **RAS** αυξήθηκε στο **110%** η βελτίωση που παρατηρήθηκε αφορούσε μόνο τις παραμέτρους μεταβλητότητας του διασκελισμού και όχι το μήκος βηματισμού -που παρέμεινε σταθερό- γεγονός που υποδηλώνει ότι, η επίδραση που έχει η **RAS** στη ρυθμικότητα του προτύπου βάρδισης και στη μεταβλητότητα διασκελισμού είναι διαφορετική από αυτή του μήκους βηματισμού, καθώς και το ότι παρ' όλο που το μήκος βηματισμού παίζει σημαντικό ρόλο στις αλλαγές που παρουσιάζει συχνά η βάρδιση των ασθενών με ΝΠ, δεν καθορίζει απόλυτα την ρυθμικότητα κατά τη διάρκεια της βάρδισης. Τέλος, το γεγονός ότι τα αποτελέσματα της έρευνας παρουσίασαν μια μικρή επαναληψιμότητα και στις ενδιάμεσες φάσεις της έρευνας (**3^η**, **5^η** και **6^η**), υποδεικνύει την χρήση της **RAS** ως μια εναλλακτική θεραπευτική προσέγγιση για τη θεραπεία των διαταραχών που εμφανίζει η βάρδιση των παρκινσονικών ασθενών.

Σε αντίθεση με προηγούμενες έρευνες (**Gerald C. McIntosh & συν.,1997**), όπου αναφέρεται ότι μια αύξηση του ρυθμού εκπομπής του ακουστικού ερεθισμού στο **10%** αυξάνει την ταχύτητα, το ρυθμό καθώς και το μήκος διασκελισμού, οι **Howe T.E.** και συν. (**2003**) στην έρευνα που εκπόνησαν υποστήριξαν ότι η αλλαγή του ρυθμού εκπομπής του ρυθμικού ακουστικού ερεθισμού (**Rhythmic Auditory Cues - RAC**) δεν φαίνεται να επηρεάζει την χωρική παράμετρο της βάρδισης, δηλ. το μήκος διασκελισμού.

Συγκεκριμένα στην έρευνα πήραν μέρος έντεκα (**11**) ασθενείς με ΝΠ -κλινικό στάδιο νόσου I ή II σύμφωνα με την κλίμακα **Hoehn & Yahr**- οι οποίοι τελούσαν υπό φαρμακευτική αγωγή και οι οποίοι διένυαν μια απόσταση **9m** με την ταυτόχρονη χρήση και μη ενός μετρονόμου ο οποίος εξέπεμπε σε μια συχνότητα

που αντιστοιχούσε στο (+/-)15% της αρχική επιθυμητής ταχύτητας βάδισης (**Baseline**). Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι οι ασθενείς κατάφεραν να ανταποκριθούν στις απαιτήσεις του **RAC**, αυξομειώνοντας αναλογικά το ρυθμό και την ταχύτητα βηματισμού, ενώ κάτι τέτοιο δεν ισχύει για το μήκος διασκελισμού, που παρέμεινε σχετικά σταθερό, υποδεικνύοντας (**Lewis G.N. & συν., 2000**) ότι η χρήση ενός κατάλληλου οπτικού ερεθίσματος μπορεί να έχει περισσότερο θετική επίδραση στην αύξηση του μήκους διασκελισμού.

Οι **A.M. Willems** και συν. (**2006**), στην έρευνα που πραγματοποίησαν θέλησαν να εξετάσουν κατά πόσο η χρήση ρυθμικού ακουστικού ερεθισμού (**Rhythmic Auditory Cues - RAC**), μπορεί να έχει θετική επίδραση στην επανεκπαίδευση της βάδισης σε ασθενείς με ΝΠ, είτε όταν αυτοί παρουσιάζουν το φαινόμενο του «παγώματος», είτε όχι. Στην έρευνα πήραν μέρος είκοσι (**20**) ασθενείς (**10** που παρουσίαζαν το φαινόμενο του παγώματος και **10** όχι), καθώς και μια αντίστοιχα ηλικιακά ομάδα ελέγχου από υγιείς ενήλικες.

Η δοκιμασία αποτελούνταν από έξι (**6**) φάσεις και κάθε φάση περιλάμβανε τη διάνυση μιας απόστασης **8m**, κάτω από τις ακόλουθες συνθήκες:

- ελεύθερο περπάτημα χωρίς τη χρήση **RAC (baseline)**,
- περπάτημα με την ταυτόχρονη χρήση **RAC**,
- περπάτημα με την ταυτόχρονη χρήση **RAC** με μια αύξηση του ρυθμού εκπομπής στο **10%** και **20%**, και
- περπάτημα με την ταυτόχρονη χρήση **RAC** με μια μείωση του ρυθμού εκπομπής στο **10%** και **20%**.

Ως **RAC** χρησιμοποιήθηκε ένας μετρονόμος, ενώ παράμετροι βάδισης όπως συχνότητα βηματισμού, ταχύτητα, μήκος βηματισμού και χρόνος διπλής στήριξης, υπολογίστηκαν και εκτιμήθηκαν κατά την διάρκεια του «παγώματος». Τα αποτελέσματα της έρευνας έδειξαν ότι η ταχύτητα και η συχνότητα βηματισμού όλων των ασθενών με ΝΠ, βελτιώθηκε αρκετά όταν ο ρυθμός

εκπομπής του **RAC** αυξήθηκε κατά **10%**. Όσον αφορά όμως το μήκος βηματισμού, μια μείωση της συχνότητας εκπομπής στο **10%** του **RAC** φαίνεται να έχει καλύτερα θεραπευτικά αποτελέσματα για τους ασθενείς που παρουσιάζουν το φαινόμενο του παγώματος εν αντιθέσει με αυτούς που δεν εκδηλώνουν κλινικά το φαινόμενο αυτό κατά τη διάρκεια του κύκλου βάδισης. Στην τελευταία περίπτωση μια αύξηση του ρυθμού εκπομπής του **RAC** στο **10%** θα οδηγήσει σε μια αντίστοιχη αύξηση του μήκους βηματισμού.

Το φαινόμενο του «παγώματος», είναι μια πρόσκαιρη διακοπή της εθελούσιας κινητικής δραστηριότητας, που συμβαίνει κυρίως όταν οι ασθενείς συναντούν μπροστά τους εμπόδια ή όταν αντιμετωπίζουν περιορισμούς στο να λαμβάνουν οπτικά και ιδιοδεκτικά ερεθίσματα (Giladi N. & συν., 1992). Επιπρόσθετα, υποστηρίζεται (Carr & Shephert) ότι η βάδιση επηρεάζεται ιδιαίτερα και οι ασθενείς «παγώνουν» όταν βαδίζουν μέσα από ένα περικλειστο σημείο π.χ. διασχίζουν μια πόρτα ή όταν στρίβουν. Το «πάγωμα», κατά τη διάρκεια της βάδισης σε ασθενείς που βρίσκονται κυρίως σε προχωρημένο στάδιο της νόσου, είναι ένα σύνθηδες φαινόμενο το οποίο σχετίζεται με αυξημένο κίνδυνο πτώσεων, κατάγματα, απώλεια της ανεξαρτησίας και ιδρυματοποίηση (Gray P. & συν., 2000). Λόγω του ότι το φαινόμενο του «παγώματος» αντιμετωπίζεται δύσκολα φαρμακολογικά, οι Esther Cubo και συν. (2004), θέλησαν μέσα από την έρευνά τους να εξετάσουν κατά πόσο η εφαρμογή ακουστικού μετρονόμου μπορεί να έχει πρακτικά και βραχυπρόθεσμα αποτελέσματα στην αντιμετώπιση του φαινομένου αυτού. Στην έρευνα -η οποία διεξήχθη σε δυο φάσεις- έλαβαν μέρος δώδεκα (12) ασθενείς με ΝΠΙ που παρουσίαζαν επεισόδια «παγώματος» κατά τη διάρκεια λήψης της φαρμακευτικής τους αγωγής. Οι συμμετέχοντες (φάση Α) διανύαν, με την ταυτόχρονη εκπομπή ενός μετρονόμου -ο οποίος είχε ρυθμιστεί σε μια μέση ταχύτητα- και χωρίς αυτόν, μια απόσταση **60m** η οποία περιλάμβανε:

- έγερση από την καθιστή θέση,

- πέρασμα από την πόρτα του δωματίου,
- βάδιση σε διάδρομο, και
- επιστροφή (με τον ίδιο τρόπο) και επαναφορά στην καθιστή θέση.

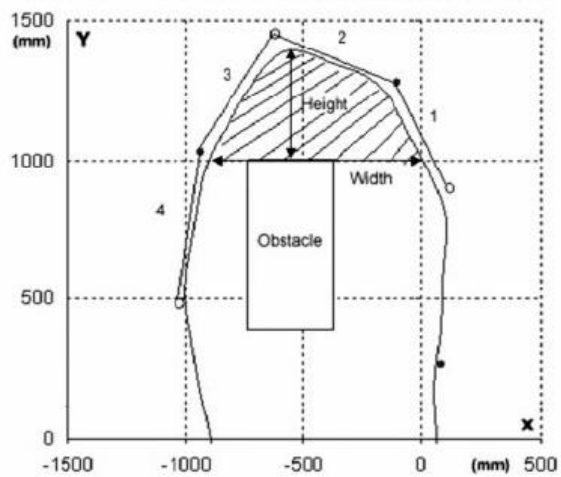
Παράμετροι όπως, ο συνολικός χρόνος βάδισης, ο συνολικός χρόνος του παγώματος, η μέση διάρκεια του παγώματος και ο αριθμός των επεισοδίων παγώματος μετρήθηκαν και εκτιμήθηκαν. Μετά από μια εβδομάδα χρήσης της ακουστικής συσκευής από εννέα (9) ασθενείς στο σπίτι, έγινε επανάληψη της παραπάνω διαδικασίας σε αυτούς (φάση Β), έτσι ώστε να υπολογιστούν και να επανεκτιμηθούν πιθανές αλλαγές. Τα αποτελέσματα της έρευνας έδειξαν ότι παρ' όλο που στη δεύτερη φάση της έρευνας η χρήση του μετρονόμου μείωσε το συνολικό χρόνο βάδισης, σε καμία από τις δυο περιπτώσεις η εφαρμογή μετρονόμου δεν παρουσίασε κάποια επίδραση στο φαινόμενο του «πάγωμα», γεγονός που δηλώνει την αναποτελεσματικότητά ως μέσου βελτίωσης του φαινομένου αυτού.

Σε μια άλλη έρευνα οι **Giladi N.** και συν. (1997), αναφέρουν ότι από ένα δείγμα τριακοσίων δεκαοκτώ (318) ασθενών με ΝΠ που εμφάνιζαν το φαινόμενο του «παγώματος», το 45% ανέφερε ότι εμφάνιζε το φαινόμενο αυτό κατά τη διάρκεια εκτέλεσης της στροφής. Η μειωμένη κινητικότητα του κορμού, η δυσκολία συντονισμού κατά την εκτέλεση της στροφής, το «πάγωμα», η στασική αστάθεια καθώς και ο αυξημένος κίνδυνος πτώσεων είναι παράγοντες που μπορεί να επηρεάσουν την ικανότητα εκτέλεσης της στροφής σε ασθενείς με ΝΠ (**Stack E.L. & συν. 2006, Stack E. & συν. 1999**).

Οι **Anne-Marie Willems** και συν. (2007) μέσα από την έρευνά τους θέλησαν να εξετάσουν την επίδραση του ρυθμικού ακουστικού ερεθισμού (**Rhythmic Auditory Cues - RAC**), σε ασθενείς με ΝΠ ενώ εκτελούσαν μια στροφή. Στην έρευνα πήραν μέρος δεκαεννέα (19) ασθενείς, εκ των οποίων οι δέκα (10)

παρουσίαζαν το φαινόμενο του «πάγωματος» καθώς και μια ομάδα από υγιείς ενήλικες.

Το πρωτόκολλο απαιτούσε από τους συμμετέχοντες να βαδίσουν σε ένα διάδρομο και όταν σε απόσταση 5m από το σημείο εκκίνησης συναντούσαν ένα εμπόδιο, να στρίψουν γύρω από αυτό -από τη δεξιά πλευρά- διαγράφοντας ένα τόξο 180° και να επιστρέψουν στην αρχική τους θέση (βλ. Εικόνα 3).



Εικόνα 3. Γράφημα απεικόνισης της δοκιμασίας (τροποποιημένο από A.M. Willems & συν., 2007)

Η παραπάνω δοκιμασία έγινε με την ταυτόχρονη χρήση ενός μετρονόμου και χωρίς, ενώ υπολογίστηκαν βασικοί παράμετροι όπως οι γενικοί παράμετροι καθορισμού της στροφής, παράμετροι βηματισμού καθώς και ο συντελεστής μεταβλητότητας της διάρκειας βηματισμού (**Coefficient of Variation of Step Duration**).

Τα αποτελέσματα της έρευνας έδειξαν ότι η χρήση του RAC δεν είχε καμία επίδραση στις παραμέτρους βηματισμού και στροφής καθώς οι ασθενείς -εν αντιθέσει με την ομάδα ελέγχου- χρειάστηκαν περισσότερο χρόνο και βήματα για να ολοκληρώσουν την στροφή, διέγραψαν μεγαλύτερο εύρους τόξο και έκαναν μικρότερα βήματα. Επιπρόσθετα, οι ασθενείς που εμφάνιζαν «πάγωμα» διέγραψαν, και στις δυο φάσεις της έρευνας, μεγαλύτερο τόξο σε σχέση με τους άλλους, γεγονός που δικαιολογείται απόλυτα σύμφωνα από τις έρευνες (Plotnik M. & συν., 2005) που υποστηρίζουν ότι επειδή οι ασθενείς αυτοί παρουσιάζουν αυξημένη ασυμμετρία στο χρόνο αιώρησης κατά τη βάρδιση άλλα και ελλιπή κινητικό έλεγχο του συντονισμού στο μετωπιαίο επίπεδο, η υιοθέτηση μιας τέτοιας στρατηγικής πιθανότατα να μειώνει την ασυμμετρία αλλά και το «πάγωμα». Τέλος, κατά την εφαρμογή του RAC ο συντελεστής μεταβλητότητας

της διάρκειας βηματισμού κατά τη διάρκεια της στροφής και στις δυο κατηγορίες ασθενών μειώθηκε, κάτι που πιθανότατα να αποτελεί σημαντικό κλινικό εύρημα, καθώς σύμφωνα με έρευνες (Schaafsma J.D. & συν., 2003) μια αύξηση του παραπάνω συντελεστή αποτελεί πρόδρομο για την εμφάνιση του «παγώματος» και των πτώσεων.

Η νόσος του **Huntington** (NH), είναι μια κληρονομική νευροεκφυλιστική διαταραχή, που οφείλεται σε χρωμοσωμική βλάβη, τα χαρακτηριστικά της οποίας μοιάζουν αρκετά με αυτά των ασθενών με ΝΠ (Hefter H. & συν., 1987). Πρόκειται για νόσο του εξωπυραμιδικού νευρικού συστήματος που προσβάλλει και τα βασικά γάγγλια γι' αυτό και κινητικές διαταραχές όπως η δυστονία, η βραδυκινησία και η χορεία -δυσαρμονική ή υπερκινητική- είναι μερικές από τις κλινικές εκδηλώσεις της νόσου αυτής (Thompson P.D. & συν., 1988). Βασικό κοινό χαρακτηριστικό της νόσου με τη νόσο του Πάρκινσον, είναι η βραδύτητα κατά την εκτέλεση κινήσεων, ιδιαίτερα στο άνω άκρο, καθώς και οι διαταραχές στο πρότυπο βάδισης (Priori A. & συν., 1994).

Σε αντίθεση με τους ασθενείς με ΝΠ, το πρότυπο βάδισης που υιοθετούν οι ασθενείς με NH δεν έχει ακόμα αποσαφηνιστεί λεπτομερώς.

Σύμφωνα με έρευνες (Koller W.C. & συν., 1985) οι ασθενείς παρουσιάζουν μειωμένη ταχύτητα βάδισης, μειωμένο μήκος διασκελισμού και μειωμένο ρυθμό βηματισμού. Παράλληλα με την βραδύτητα εμφανίζουν αυξημένο λίκνισμα στο μετωπιαίο επίπεδο, ευρεία βάση στήριξης κατά την επαφή του ποδιού με το έδαφος, αυξημένη μεταβλητότητα όσον αφορά την διάρκεια της φάσης αιώρησης και φάσης στάσης, δυσκολία στην έναρξη του βηματισμού καθώς και στην μεταβολή της ταχύτητας κατά τη διάρκεια της βάδισης (Koller W.C. & συν., 1985).

Σκοπός της έρευνας που πραγματοποίησαν οι M.H. Thaut και συν. (1999), ήταν να εξετάσουν κατά πόσο οι ασθενείς με NH μπορούν να μεταβάλουν την ταχύτητα βάδισης, με ή χωρίς την ταυτόχρονη χρήση ακουστικού ρυθμικού

ερεθισμού (**RAC**). Στην έρευνα έλαβαν μέρος εικοσιεπτά (**27**) ασθενείς με NH οι οποίοι διένυαν μια απόσταση **26m** αρχικά, χωρίς τη χρήση ρυθμικού ερεθισμού και υπό τις ακόλουθες συνθήκες:

- a) ελεύθερο περπάτημα σε φυσιολογική ταχύτητα (**baseline**),
- b) επιβράδυνση του ρυθμού βάδισης σε σχέση με το στάδιο (a),
- c) επιτάχυνση του ρυθμού βάδισης σε σχέση με το στάδιο (a), και
- d) ελεύθερο περπάτημα σε φυσιολογική ταχύτητα (**posttest 1**),

ενώ το δεύτερο σκέλος της διαδικασίας περιλάμβανε την διάνυση της ίδιας απόστασης υπό τις ακόλουθες τέσσερις (**4**) συνθήκες:

- a1) περπάτημα με την ταυτόχρονη χρήση **RAC** με μια αύξηση του ρυθμού εκπομπής στο **10%**,
- c1) περπάτημα με την ταυτόχρονη χρήση **RAC** με μια αύξηση του ρυθμού εκπομπής στο **20%**,
- c2) περπάτημα -γρηγορότερα από το στάδιο (a)- υπό το άκουσμα μουσικής, και
- a3) ελεύθερο περπάτημα χωρίς τη χρήση **RAC** (**posttest 2**).

Ως **RAC** χρησιμοποιήθηκε ένας μετρονόμος, ενώ ως μουσική υπόκρουση μια ενορχηστρωμένη έκδοση ενός κομματιού σε μέτρο **2/4**. Παράμετροι, όπως η ταχύτητα, το μήκος διασκελισμού, ο ρυθμός και η συμμετρία κατά τη φάση αιώρησης, μετρήθηκαν και τα αποτελέσματα της έρευνας έδειξαν ότι οι περισσότεροι ασθενείς κατάφεραν να μεταβάλλουν την ταχύτητα βάδισης, τόσο κατά τη χρήση του **RAC**, όσο και χωρίς αυτόν. Επιπλέον, η ικανότητα μεταβολής της ταχύτητας φαίνεται να έχει κάποια συσχέτιση με την λειτουργική εξέλιξη της νόσου παρά με τη χορεία, ενώ αποδεικνύεται ότι υπάρχει αντιστρόφως ανάλογη σχέση ανάμεσα στη ταχύτητα και το βαθμό κινητικής δυσλειτουργίας. Επιπρόσθετα, η ποσοστιαία διαφορά όσον αφορά το ρυθμό και το μήκος βηματισμού σε σχέση με τη φυσιολογική βάδιση, φαίνεται να είναι μεγαλύτερη

για το ρυθμό σε κανονικές και μεγαλύτερες ταχύτητες, γεγονός που υποδεικνύει ότι οι ασθενείς σε αυτές τις ταχύτητες δυσκολεύονται να παράγουν κατάλληλη αναλογία βηματισμού από ότι ένα κατάλληλο μήκος διασκελισμού. Τέλος, η χαμηλή απόδοση των ασθενών με τη χρήση μουσικού ερεθισμού υποδεικνύει ότι σε προχωρημένα στάδια της νόσου οι ασθενείς με NH αναπτύσσουν αναγνωριστικούς περιορισμούς του μηχανισμού αυτού, ως μέσου βελτίωσης της κινητικής λειτουργίας.

Σε μια άλλη μελέτη οι **Miguel Fernandez Del Olmo** και **Javier Cudeiro (2005)**, θέλησαν να εξετάσουν κατά πόσο η χρήση τόσο του ρυθμικού ακουστικού ερεθισμού (**RAC**), όσο και των στρατηγικών προσήλωσης της προσοχής - γνωσιακές στρατηγικές- συμβάλλουν στη βελτίωση της χρονικής μεταβλητότητας της βάδισης και κυρίως της μεταβλητότητας του βηματισμού - συντελεστής μεταβλητότητας της βάδισης- κατά τη διάρκεια της βάδισης σε ασθενείς με ΝΠ. Στην έρευνα, έλαβαν μέρος δεκαπέντε (**15**) ασθενείς, καθώς και μια ομάδα από υγιείς ενήλικες. Η δοκιμασία αποτελούνταν από δυο (**2**) φάσεις, ενώ στην πρώτη φάση οι συμμετέχοντες διένυαν ένα διάδρομο μήκους **30m** κάτω από τις ακόλουθες συνθήκες:

- a) βάδιση μέχρι το τέλος του διαδρόμου σε μια επιθυμητή ταχύτητα,
- b) βάδιση μέχρι το τέλος του διαδρόμου σε μια επιθυμητή ταχύτητα, ενώ με το ένα χέρι κρατούσαν ένα αντικείμενο και με το άλλο εκτελούσαν επαναλαμβανόμενες κινήσεις μεταξύ αντίχειρα και δείκτη,
- c) βάδιση μέχρι το τέλος του διαδρόμου όσο πιο γρήγορα μπορούσαν, αφού πρώτα ο μετρονόμος εξέπεμπε για **10sec** σε μια συχνότητα **60, 90, 120, 150bpm**, οι συμμετέχοντες προσπαθούσαν να βαδίσουν διατηρώντας τον ίδιο ρυθμό,
- d) περπάτημα με την ταυτόχρονη χρήση **RAC**, υπό τη μορφή μετρονόμου.

Η δεύτερη φάση -στην οποία πήραν μέρος μόνο οι ασθενείς με ΝΠ- περιλάμβανε ένα πρόγραμμα Φ/Θ διάρκειας μιας ώρας, το οποίο γινόταν πέντε (5) φορές την εβδομάδα για τέσσερις (4) συνεχόμενες εβδομάδες και στο οποίο οι συμμετέχοντες διένυαν την ίδια απόσταση κάτω από τις ακόλουθες συνθήκες:

- περπάτημα αναπαράγοντας ή με την ταυτόχρονη χρήση **RAC**, χωρίς να κινούν τα άνω άκρα,
- περπάτημα αναπαράγοντας ή με την ταυτόχρονη χρήση **RAC**, ενώ τα άνω άκρα ακουμπούσαν διάφορα μέρη του σώματος με την ίδια πάντα σειρά,
- περπάτημα αναπαράγοντας ή με την ταυτόχρονη χρήση **RAC**, ενώ με το ένα άνω εκτελούσαν επαναλαμβανόμενες κινήσεις μεταξύ αντίχειρα και δείκτη,
- περπάτημα με την ταυτόχρονη χρήση **RAC** ή αναπαράγοντας αυτόν, ενώ χτυπούσαν μια μπάλα του μπάσκετ.

Ως **RAC** χρησιμοποιήθηκε ένας μετρονόμος ο οποίος εξέπεμπε σε μια συχνότητα από **30bpm** έως **150bpm (beat per minute)**. Μια ημέρα μετά το τέλος του προγράμματος Φ/Θ, έγινε επανάληψη της πρώτης φάσης. Παράμετροι βάρδισης όπως η ταχύτητα, το μήκος βηματισμού, ο ρυθμός βηματισμού καθώς και ο συντελεστής μεταβλητότητας του βηματισμού, υπολογίστηκαν και εκτιμήθηκαν. Τα αποτελέσματα της έρευνας έδειξαν ότι από το στάδιο (a) προς (b) της πρώτης φάσης, μειώθηκε το μήκος βηματισμού, γεγονός που επιβεβαιώνει ότι οι ασθενείς με ΝΠ στην προσπάθειά τους να εκτελέσουν δυο ενέργειες την ίδια στιγμή, εμφανίζουν περιορισμούς στο να διατηρήσουν το μήκος βηματισμού τους κατά τη βάρδιση, ενώ κρατούν σταθερό το ρυθμό βηματισμού. Επιπλέον, η χρήση του **RAC** σε σχέση με την στρατηγική προσήλωσης της προσοχής οδήγησε σε μείωση των βασικών κινηματικών παραμέτρων της βάρδισης. Σε αντίθεση με προηγούμενες έρευνες (**Gerald C. McIntosh, 1997**), που υποστηρίζουν ότι οι ασθενείς με ΝΠ καταφέρνουν να αυξήσουν την μέγιστη

ταχύτητα βάδισης, η οποία προέρχεται μέσα από μια αναλογική αύξηση του ρυθμού και του μήκους βηματισμού -με την ταυτόχρονη χρήση **RAS**- εδώ μια αύξηση του ρυθμού βηματισμού σχετίζεται άμεσα με μια μείωση του μήκους και της ταχύτητας βηματισμού τόσο για την πλειοψηφία των ασθενών όσο και για τα άτομα που ανήκαν στην ομάδα ελέγχου, γεγονός που συνεπάγεται ότι η υιοθέτηση ενός υψηλού ρυθμού βηματισμού σε τέτοιους ασθενείς πιθανότατα να δημιουργήσει ανάλογα ελλείμματα. Τέλος, μετά την ολοκλήρωση του προγράμματος Φ/Θ -κατά τη δεύτερη επανεκτίμηση- τα αποτελέσματα έδειξαν μια σημαντική βελτίωση στις χωροχρονικές παραμέτρους της βάδισης, τόσο στα στάδια (a), (b), όσο και στο στάδιο (c). Παρ' όλα αυτά, ο συντελεστής μεταβλητότητας βηματισμού καθώς και η χρονική σταθερότητα -ισορροπία- κατά τη βάδιση εμφάνισαν βελτίωση μόνο στο στάδιο (a), γεγονός που υποδεικνύει ότι το να βαδίζουν οι ασθενείς με ΝΠ με την ταυτόχρονη χρήση **RAC**, τους παρέχει τη δυνατότητα να έχουν έναν καλύτερο έλεγχο των χρονικών απαιτήσεων της βάδισης, ο οποίος με τη σειρά του επιτρέπει στους ασθενείς να βελτιώσουν τη μεταβλητότητα του βηματισμού κατά τη βάδιση, κυρίως όταν περπατούν σε μια επιθυμητή ταχύτητα

Σε μια ακόμα έρευνά τους, οι M. **Fernandez Del Olmo** και συν. (2006), βασιζόμενοι στο προηγούμενο ερευνητικό τους πρωτόκολλο, εφάρμοσαν ένα παρόμοιο πρόγραμμα Φ/Θ σε ασθενείς με ΝΠ, με σκοπό να εξετάσουν πιθανές αλλαγές στη χρονική μεταβλητότητα της βάδισης καθώς και αλλαγές στη χρονική μεταβλητότητα κατά την εκτέλεση επαναλαμβανόμενης κίνησης των δακτύλων με το ένα ή και τα δυο χέρια μαζί.

Ως **RAC**, χρησιμοποιήθηκε κι εδώ ένας μετρονόμος, ενώ ως παράμετροι βάδισης, ο συντελεστής μεταβλητότητας του βηματισμού και ο συντελεστής μεταβλητότητας κατά την κίνηση των δακτύλων του άνω άκρου, υπολογίστηκαν και εκτιμήθηκαν πριν και μετά το πρόγραμμα Φ/Θ. Επιπλέον, μετά από ενδοφλέβια ένεση **FDG (Fluoro-D-Glucose)**, οι ασθενείς υπεβλήθησαν σε

τομογραφία εκπομπής ποζιτρονίων (**Positron Emission Tomography - PET**) ούτως ώστε να εντοπιστούν πιθανές αλλαγές στην μεταβολική εγκεφαλική δραστηριότητα.

Τα αποτελέσματα της έρευνας έδειξαν ότι παρ' όλο που οι παράμετροι της βάδισης δεν παρουσίασαν κάποια ενδεικτική αλλαγή, οι ασθενείς εκδήλωσαν μια στατιστικά σημαντική μείωση τόσο του συντελεστή μεταβλητότητας του βηματισμού όσο και του συντελεστή μεταβλητότητας κατά την κίνηση των δακτύλων, γεγονός που σημαίνει ότι οι δυο αυτοί παράμετροι πιθανόν να μοιράζονται τα ίδια χαρακτηριστικά καθώς και το ότι η ρύθμισή του να ακολουθεί τα ίδια νευρωνικά μονοπάτια π.χ. βασικά γάγγλια, παρεγκεφαλίδα (**Riecker A. & συν., 2003**). Τέλος, η αύξηση της μεταβολικής εγκεφαλικής δραστηριότητας που παρατηρήθηκε στους ασθενείς σε συγκεκριμένες περιοχές - παρεγκεφαλίδα, βρεγματικός λοβός- με την ταυτόχρονη βελτίωση των κινητικών προτύπων στο τέλος της θεραπείας, υποδεικνύει την ύπαρξη ενός εναλλακτικού νευρωνικού μονοπατιού το οποίο ενεργοποιείται με την χρήση **RAC** και αντισταθμίζει την βλάβη στα βασικά γάγγλια, κυρίως μέσω της δράσης της παρεγκεφαλίδας.

Σε μια διαφορετική μελέτη, οι **David A. Lehman** και συν. (**2005**), θέλησαν να εξετάσουν την επίδραση -άμεση και βραχυπρόθεσμη- της λεκτικής προτροπής στη βάδιση των ασθενών με ΝΠ. Η έρευνα διαχωρίστηκε σε δυο (**2**) φάσεις: στην πρώτη, οι ασθενείς ακολούθησαν ένα δεκαήμερο Φ/Θ πρόγραμμα σύμφωνα με το οποίο περπατούσαν **1.800** πόδια την ημέρα, για δυο (**2**) συνεχόμενες εβδομάδες, υπό την επίδραση λεκτικής προτροπής που τους παρότρυνε να κάνουν μεγαλύτερα βήματα. Βασικοί παράμετροι βάδισης υπολογίστηκαν πριν τη θεραπεία, την πέμπτη και δέκατη ημέρα της θεραπείας, μια εβδομάδα και έναν μήνα μετά το τέλος της θεραπείας, κάτω από τις ακόλουθες συνθήκες:

- a) ελεύθερο περπάτημα, και
- b) περπάτημα υπό την επίδραση λεκτικής προτροπής.

Στη δεύτερη φάση, πήραν μέρος άλλοι ασθενείς, οι οποίοι αφού χωρίστηκαν σε δυο (2) ομάδες -πειραματική και ελέγχου- ακολούθησαν το ίδιο πρωτόκολλο, με τη διαφορά ότι οι ασθενείς που ανήκαν στην ομάδα ελέγχου δεν έλαβαν το πρόγραμμα Φ/Θ, καθώς και το ότι από τις βασικές παραμέτρους της βάρδισης υπολογίστηκε, στα αντίστοιχα χρονικά διαστήματα, μόνο το μήκος βηματισμού. Τα αποτελέσματα έδειξαν μια σημαντική βελτίωση στη ταχύτητα και το μήκος βηματισμού, όχι όμως και στο ρυθμό βηματισμού. Επιπλέον, το γεγονός ότι τα αποτελέσματα διατηρήθηκαν τέσσερις (4) εβδομάδες μετά το τέλος της θεραπείας, υποδεικνύει ότι η εφαρμογή λεκτικής προτροπής, είναι ένα ικανό μέσο τροποποίησης των δυσλειτουργικών παραμέτρων της βάρδισης και πιθανά εκμάθησης των κινητικών λειτουργιών σε ασθενείς με ΝΠ. Παρ' όλα αυτά, τα οφέλη της λεκτικής προτροπής εξαρτώνται από το στάδιο και την προοδευτικότητα της νόσου, ενώ η αποτελεσματικότητά της επηρεάζεται από την ικανότητα προσοχής των ασθενών και τα γνωσιακά τους ελλείμματα (Behrmann A.L. & συν., 1998).

Οι Baker K. και συν. (2007), στην έρευνα που έκαναν θέλησαν να εξετάσουν την επίδραση του RAC, των στρατηγικών προσήλωσης της προσοχής καθώς και της συνδυαστικής χρήσης τους, στη βάρδιση των ασθενών με ΝΠ κατά την εκτέλεση, τόσο ενός, όσο και δυο κινητικών ενεργειών την ίδια στιγμή. Στην έρευνα συμμετείχαν δεκαπέντε (15) ασθενείς και μια ομάδα από δώδεκα (12) υγιείς ενήλικες, οι οποίοι αρχικά διένυαν μια απόσταση 8m και στη συνέχεια, διένυαν την ίδια απόσταση ενώ κρατούσαν ένα δίσκο με ποτήρια, κάτω από την επίδραση τριών (3) διαφορετικών στρατηγικών ερεθισμού:

- a) RAC, υπό τη μορφή μετρονόμου, ο οποίος εξέπεμπε σε μια συχνότητα 10% κάτω από την επιθυμητή συχνότητα βηματισμού,
- b) στρατηγικές προσήλωσης της προσοχής, σύμφωνα με τις οποίες οι συμμετέχοντες παροτρύνονταν να βαδίζουν με μεγάλα βήματα,

c) συνδυασμός των δυο παραπάνω στρατηγικών.

Παράμετροι βάρδισης όπως η ταχύτητα, το εύρος βηματισμού και η συχνότητα βηματισμού, υπολογίστηκαν και εκτιμήθηκαν. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι η συνδυαστική χρήση των δυο στρατηγικών ήταν εξίσου αποτελεσματική με τη στρατηγική προσήλωσης της προσοχής, καθώς βελτίωσε την ταχύτητα και το μήκος βηματισμού κατά την εκτέλεση τόσο ενός όσο και δυο κινητικών ενεργειών την ίδια στιγμή, γεγονός που σε αντίθεση με προηγούμενες έρευνες (**Suteerawattananon M. & συν., 2004**), υποδεικνύει ότι κατά την εφαρμογή της δεν απαιτείται η επιστράτευση επιπρόσθετων πόρων προσοχής από ότι φυσιολογικά διατίθενται.

Σε μια άλλη μελέτη οι **Baker K.** και συν. (υπό δημοσίευση), χρησιμοποίησαν το παραπάνω ερευνητικό πρωτόκολλο με σκοπό να εξετάσουν την επίδραση των τριών στρατηγικών ερεθισμού στην μεταβλητότητα του βηματισμού κατά τη βάρδιση των ασθενών με ΝΠ. Μετά από μετρήσεις βρέθηκε ό,τι όλα τα είδη του ερεθισμού συνέβαλαν στην μείωση τόσο της μεταβλητότητας του χρόνου βηματισμού όσο και στη μείωση της μεταβλητότητας του χρόνου διπλής στήριξης κατά τη διάρκεια του κύκλου βάρδισης -γεγονός που αντανακλά σε μηχανισμούς βελτίωσης της δυναμικής ισορροπίας (**Ebersbach G. & συν., 1995, Yogen G. & συν. 2005**)- ενώ η συνδυασμένη χρήση των δυο στρατηγικών (ακουστικού ερεθισμού και στρατηγικών προσήλωσης της προσοχής), φαίνεται να έχει καλύτερα αποτελέσματα.

Σε όλες τις παραπάνω περιπτώσεις, η ακουστική επανατροφοδότηση, συνήθως υπό τη μορφή μετρονόμου, παρείχε τη δυνατότητα έτσι ώστε κάθε ένα ακουστικό ερέθισμα (**bpm**) να αντιστοιχεί σε ένα κομμάτι της κινητικής ακολουθίας. Οι **Hui-Ing Ma** και συν. (**2004**), πραγματοποίησαν μια μελέτη σκοπός της οποίας ήταν να ερευνήσουν την επίδραση που μπορεί να έχει η

χρήση ενός μόνο ακουστικού ερεθίσματος στην κινητική ακολουθία μιας λειτουργικής δραστηριότητας, σε ασθενείς με ΝΠ. Στην έρευνα πήραν μέρος δεκαέξι (16) ασθενείς και μια ομάδα από υγιείς ενήλικες, οι οποίοι -καθήμενοι μπροστά σε ένα τραπέζι- ξεκινούσαν να εκτελούν την παρακάτω δραστηριότητα, υπό τον προειδοποιητικό ήχο ενός κουδουνίσματος, αλλά και χωρίς αυτόν. Η δραστηριότητα αποτελούνταν από τρία (3) σκέλη:

- a) σύλληψη ενός μολυβιού από το τραπέζι,
- b) μεταφορά πάνω σε μια κόλλα χαρτί που είχε τοποθετηθεί μπροστά, και
- c) αντιγραφή ενός τηλεφωνικού αριθμού.

Καμία έμφαση δεν δόθηκε στην ταχύτητα εκτέλεσης της κίνησης, ενώ κινηματική ανάλυση έγινε για τις δυο (a, b) φάσεις τις έρευνας. Τα αποτελέσματα της έρευνας, έδειξαν ότι πιθανά η παροχή ακουστικού ερεθίσματος -ως σημείο έναρξης της κίνησης- αντισταθμίζει την ανικανότητα των βασικών γαγγλίων να παράγουν προπαρασκευαστικές στατικές προσαρμογές πριν από την εκτέλεση της κίνησης. Όταν το ακουστικό ερέθισμα σηματοδοτεί την έναρξη της κίνησης, φαίνεται να βελτιώνει το χρόνο και την ταχύτητα έναρξης της κίνησης καθώς και τον χρόνο εκτέλεσης της κίνησης. Επιπλέον, συμβάλλει σημαντικά στην εκτέλεση συγχρονισμένων κινήσεων (κινητική αλληλουχία εκτέλεσης της κίνησης). Τέλος, όσον αφορά την κλινική πρακτική, οι θεραπευτές πρέπει να έχουν κατά νου, ότι τα ακουστικά ερεθίσματα έχουν ως αποτέλεσμα την έκλυση του πατέντου της κίνησης και όχι μεμονωμένα την κίνηση σε κάθε άρθρωση (Hui-Ing Ma & συν., 2004).

Από προηγούμενες έρευνες (Ellgring J. & συν., 1990), είναι γνωστό ότι οι ψυχοκοινωνικές μεταβολές όπως η συναισθηματική κατάσταση ή το ψυχοκοινωνικό άγχος (stress) που βιώνουν οι ασθενείς με ΝΠ, επηρεάζουν σε μεγάλο βαθμό το πρότυπο βάδισης, την στάση τους καθώς και την εκτέλεση κινητικών δεξιοτήτων. Παρ' όλη την αναμφισβήτητη αποτελεσματικότητα των

προγραμμάτων Φ/Θ στον έλεγχο των συμπτωμάτων, συνήθως αδυνατούν να επιδράσουν στην ψυχολογική διάθεση των ασθενών, να λειτουργήσουν ως συμπεριφορικά κίνητρα και να ενσωματωθούν στον καθημερινό τρόπο ζωής τους (Comella J.C. & συν., 1994).

Στην έρευνα που έκαναν οι Paccetti C. και συν. (2000) θέλησαν να εξετάσουν την επίδραση της μουσικοθεραπείας (Μ/Θ) τόσο σε συναισθηματικό όσο και σε κινητικό επίπεδο σε ασθενείς με ΝΠ. Η έρευνα κράτησε τρεις (3) μήνες και αποτελούνταν από εβδομαδιαίες συνεδρίες Μ/Θ και Φ/Θ. Το πρόγραμμα Μ/Θ περιλάμβανε φωνητικές ασκήσεις, εκτέλεση ρυθμικών και ελεύθερων κινήσεων του σώματος, τραγούδι και παίξιμο ενός μουσικού οργάνου. Το Φ/Θ πρόγραμμα αποτελούνταν από διατάξεις καθώς και στρατηγικές εκπαίδευσης της βάρδισης και της ισορροπίας. Τα αποτελέσματα της έρευνας έδειξαν μείωση της βραδυκινήσιας, βελτίωση της ψυχικής διάθεσης και της εκτέλεσης των δραστηριοτήτων της καθημερινής ζωής, αλλά και της ποιότητας ζωής σε ασθενείς που συμμετείχαν σε συνεδρίες Μ/Θ, γεγονός που υποδεικνύει ότι η Μ/Θ πρέπει να αποτελεί αναπόσπαστο κομμάτι ενός προγράμματος αποκατάστασης.

1.2 Ο ρόλος της Ακουστικής Επανατροφοδότησης στη Στατική και Δυναμική Ισορροπία σε ασθενείς με ΑΕΕ

Ένα μεγάλο ποσοστό ασθενών μετά από ΑΕΕ, παρουσιάζει συχνά σημαντικά νευρολογικά ελλείμματα τα οποία δημιουργούν διαταραχές στη λειτουργικότητα του άνω και κάτω άκρου (Gresham G.E. & συν., 1975). Η μειωμένη κινητικότητα του άνω άκρου λόγω ημιπληγίας ή ημιπάρεσης, παρεμποδίζει το άτομο να αυτοεξυπηρετείται και να εκτελεί δραστηριότητες της καθημερινής του ζωής. Σύμφωνα με έρευνες (Gowland C. & συν., 1992) μόνο το 5% των

ενηλίκων που υπέστησαν ΑΕΕ κατάφεραν να ανακτήσουν πλήρως τη λειτουργικότητα του άνω άκρου ενώ το 20% δεν διαθέτει λειτουργικό έλεγχο.

Οι **Jill Whitall** και συν. (2000), στην έρευνα που έκαναν θέλησαν να εξετάσουν κατά πόσο η επαναλαμβανόμενη αμφίχειρη δραστηριότητα με την ταυτόχρονη χρήση ρυθμικού ακουστικού ερεθισμού (**Bilateral Arm Training with Rhythmic Auditory Cueing - BATRAC**) συμβάλλει στη λειτουργική αισθητικοκινητική αποκατάσταση του ημιπαρετικού άνω άκρου. Στην έρευνα συμμετείχαν δεκατέσσερις (14) ασθενείς με χρόνια ημιπληγία, στους οποίους εφαρμόστηκε ένα πρόγραμμα Φ/Θ το οποίο περιλάμβανε τη χρήση ενός επιτραπέζιου μηχανήματος σχεδιασμένο με χειρολαβές, το οποίο επέτρεπε την αμφίπλευρη κινητοποίηση των άνω άκρων -παρετικού και μη- με την ταυτόχρονη χρήση ενός μετρονόμου, ο οποίος καθόριζε την ταχύτητα και το ρυθμό εκτέλεσης της κίνησης, προσομοιώνοντας έτσι την κίνηση προσέγγισης και σύλληψης αντικειμένων που εκτελεί το άνω άκρου (βλ. Εικόνα 4).



*Εικόνα 4. Αμφίπλευρη κινητοποίηση των άνω άκρων
(τροποποιημένο από J. Whitall & συν., 2000)*

Η έρευνα διήρκεσε έξι (6) εβδομάδες, ενώ τα αποτελέσματά της επανεκτιμήθηκαν δυο (2) μήνες μετά το τέλος του κύκλου των θεραπειών. Τα

αποτελέσματα της έρευνας έδειξαν, σύμφωνα με κάποιες δοκιμασίες και κλίμακες αξιολόγησης, μια σημαντική αύξηση στην ισομετρική δύναμη των καμπτήρων του αγκώνα και του καρπού, όσον αφορά το παρειακό άκρο, ενώ στο υγιές παρουσιάστηκε μια αύξηση στη δύναμη των καμπτήρων του αγκώνα και στους εκτεινόντες του καρπού. Βελτίωση παρουσιάστηκε και στο ενεργητικό (έκταση ώμου, κάμψη καρπού, τοποθέτηση αντίχειρα) αλλά και παθητικό (κάμψη καρπού) εύρος τροχιάς κίνησης του παρειακού άκρου. Το γεγονός ότι τα αποτελέσματα της έρευνας διατηρήθηκαν ακόμα και δυο (2) μήνες μετά τη διακοπή της θεραπείας, καταδεικνύει την σπουδαιότητα της **BATRAC** ως μέσο βελτίωσης της λειτουργικότητας του άνω άκρου.

Σε μια παρόμοια έρευνα, οι **Luft A.R.** και συν. (2004), θέλησαν να εξετάσουν κατά πόσο η χρήση της **BATRAC**, ως μέσο βελτίωσης της λειτουργικότητας του άνω άκρου, σχετίζεται με την αναδιοργάνωση του φλοιώδους κεντρικού νευρικού δικτύου που παρατηρείται κατά την περίοδο αποκατάστασης μετά από ΑΕΕ (**Cramer S.C. & Bastings E.P., 2000**). Στην έρευνα, διάρκειας έξι (6) εβδομάδων, πήραν μέρος εικοσιένα (21) ασθενείς με σπαστική ημιπάρεση, οι οποίοι αφού χωρίστηκαν σε δυο ομάδες -πειραματική και ελέγχου- συμμετείχαν σε ένα πρόγραμμα Φ/Θ, το οποίο περιλάμβανε τη χρήση **BATRAC** και ένα πρόγραμμα συμβατικής θεραπείας αντίστοιχα, το οποίο βασιζόταν στις νευροαναπτυξιακές αρχές και περιλάμβανε χειρισμούς κινητοποίησης (**mobilization**) της θωρακικής μοίρας της ΣΣ, κινητοποίηση της ωμοπλάτης και μεταφορές βάρους με το παρειακό άνω άκρο. δυο εβδομάδες πριν και μετά τη δοκιμασία, όλοι οι ασθενείς υπεβλήθησαν σε Λειτουργική Μαγνητική Τομογραφία (**Functional Magnetic Resonance Imaging - fMRI**), ηλεκτρομυογράφημα σε δικέφαλο βραχιόνιο και δελτοειδή καθώς και σε λειτουργικά tests αξιολόγησης της κινητικότητας του άνω άκρου. Τα αποτελέσματα της έρευνας έδειξαν ότι μετά τη χρήση της **BATRAC** παρατηρήθηκε αύξηση της εγκεφαλικής δραστηριότητας σε αισθητικοκινητικές

περιοχές (κεντρική έλικα) του αντίθετου από τη βλάβη ημισφαιρίου, καθώς και στην σύστοιχη προς τη βλάβη περιοχή της παρεγκεφαλίδας, υποδεικνύοντας τον πιθανό ρόλο της **BATRAC** ως μέσο διευκόλυνσης της παράλληλης νεύρωσης του εγκεφάλου.

Σε αντίθεση με τις παραπάνω έρευνες, οι **Lorie G. Richards** και συν. (2008), τροποποιώντας το παραπάνω ερευνητικό πρωτόκολλο της χρήσης **BATRAC** και εφαρμόζοντας το σε δείγμα ασθενών με ελαφριά σπαστική ημιπάρεση, απέδειξαν ότι η αποτελεσματικότητα της παραπάνω μεθόδου τείνει να είναι στενά συνδεδεμένη με τη σοβαρότητα της νόσου καθώς οι ασθενείς που παρουσίαζαν εξ αρχής αυξημένη λειτουργική ικανότητα στο άνω άκρο -σε σχέση με αυτούς που συμμετείχαν σε προηγούμενες έρευνες (**Luft A.R. & συν., 2004**)- δεν βελτίωσαν αρκετά την κινητική τους απόδοση, επιβεβαιώνοντας έτσι παλαιότερες έρευνες (**Lump P.S. & συν., 2006**), ενώ αύξησαν περισσότερο τη χρήση του παρετικού άνω άκρου σε λειτουργικές δραστηριότητες. Από τα παραπάνω γίνεται σαφές ότι η χρήση της **BATRAC**, ως μέσο βελτίωσης της λειτουργικότητας του άνω άκρου ενδείκνυται μόνο σε ασθενείς που εμφανίζουν αυξημένα κινητικά και λειτουργικά ελλείμματα.

Σε μια άλλη έρευνα οι **Maulucci R.A.** και **Eckhouse R.H.** (2001), θέλησαν να εξετάσουν την επίδραση της ακουστικής επανατροφοδότησης στις κινήσεις προσέγγισης του άνω άκρου. Εξετάστηκαν δεκαέξι (16) ασθενείς, οι οποίοι χωρίστηκαν σε δυο (2) ομάδες –πειραματική και ελέγχου- καθώς και μια ομάδα από υγιείς ενήλικες. Η μέθοδος που χρησιμοποιήθηκε αποτελούνταν από το υλισμικό (**hardware**) και λογισμικό (**software**) μέρος ενός υπολογιστικού συστήματος και την ακουστική επανατροφοδότηση.

Σύμφωνα με το ερευνητικό πρωτόκολλο τρεις (3) οπτικοί στόχοι τοποθετημένοι αντίστοιχα στο ύψος του ώμου και 20° δεξιά και αριστερά από αυτόν, φωταγωγούνταν δίνοντας στους συμμετέχοντες -οι οποίοι βρίσκονταν καθιστοί μπροστά από αυτούς- τη δυνατότητα να τους εντοπίσουν, ενώ ένα ηχητικό σήμα που εξέπεμπε έδινε το έναυσμα να ξεκινήσουν την κίνηση προσέγγισης



Εικόνα 5. Δοκιμασία προσέγγισης στο σύστημα εξέτασης

(τροποποιημένο από R.A. Maulucci & R.H. Eckhouse, 2001)

με σκοπό να πετύχουν κάθε φορά το στόχο (βλ. Εικόνα 5). Η κίνηση πραγματοποιούταν από την άρθρωση του ώμου, ενώ αισθητήρες οι οποίοι παρείχαν πληροφορίες για την τοποθέτηση και τον προσανατολισμό του μέλους στο χώρο, είχαν τοποθετηθεί στην άκρα χείρα και στην περιοχή του ώμου. Μετά από μετρήσεις που έγιναν βρέθηκε ότι ο συνδυασμός κινητικής επανεκπαίδευσης της προσέγγισης και **RAC**, επέφερε σημαντικά ωφέλη στην λειτουργική ικανότητα του άνω άκρου.

Πολλοί ασθενείς μετά από ένα ΑΕΕ εμφανίζουν -ως αντίδραση προς τις πρωτεύουσες αισθητικοκινητικές ανεπάρκειες και τις δευτερεύουσες μυϊκές συγκάψεις- ένα μη φυσιολογικό πρότυπο βάδισης, χαρακτηριστικά του οποίου είναι η μειωμένη ταχύτητα βάδισης, το μειωμένο μήκος διασκελισμού και βηματισμού, η ασυμμετρία βηματισμού, ο φτωχός στασικός έλεγχος κλπ. (**Carr & Shepherd**). Τα συνήθη ελλείμματα που εμφανίζονται κατά την βάδιση είναι εν μέρει αποτέλεσμα της μυϊκής αδυναμίας, εν μέρη όμως οφείλονται και στην αδυναμία των ατόμων να αναπτύξουν επαρκή κινητικό έλεγχο (**Good, 1994**), για αυτό και η αποκατάσταση πρέπει να εστιάζει σε στρατηγικές παρέμβασης που συγκλίνουν προς το στόχο αυτό. Οι **Thaut M.H.** και συν. (**1997**), μέσα από την

έρευνα που έκαναν θέλησαν να εξετάσουν την επίδραση της **RAS** στη βάδιση των ασθενών μετά από ΑΕΕ. Η έρευνα διήρκεσε έξι (6) εβδομάδες και οι ασθενείς, αφού χωρίστηκαν σε δυο (2) ομάδες -πειραματική και ελέγχου- συμμετείχαν σε συνεδρίες συμβατικής θεραπείας (**Bobath**) διάρκειας **60min** καθημερινά, οι οποίες περιλάμβαναν ένα πρόγραμμα επανεκπαίδευσης της βάδισης, με τη χρήση ακουστικής διέγερσης υπό τη μορφή μετρονόμου (πειραματική ομάδα) και αντίστοιχα χωρίς (ομάδα ελέγχου). Τα αποτελέσματα της έρευνας, έδειξαν ότι η χρήση μετρονόμου οδήγησε σε αύξηση της ταχύτητας και του μήκους διασκελισμού, ενώ βελτιώθηκε σε μεγάλο βαθμό και η συμμετρία βηματισμού. Τέλος, η μείωση της διακύμανσης του εύρους του ΗΜΓ του γαστροκνημίου μυός, πιθανότατα να σηματοδοτεί κάποια βελτίωση στην επιστράτευση των κινητικών μονάδων.

Σκοπός της έρευνας που πραγματοποίησαν οι **Prassas S.** και συν. (1997) ήταν να εξετάσουν την επίδραση της ρυθμικού ακουστικού ερεθισμού (**RAC**) στις κινηματικές παραμέτρους της βάδισης των ασθενών με ΑΕΕ.

Στην έρευνα συμμετείχαν οχτώ (8) ασθενείς οι οποίοι, βάσει προηγούμενης ερευνητικής διαδικασίας (**Thaut M. & συν., 1993**), διένυαν μια απόσταση **8m** με την επίδραση και χωρίς **RAC**, υπό τη μορφή μουσικής. Κινηματικοί παράμετροι βάδισης, συμπεριλαμβανομένου του μήκους διασκελισμού, του εύρους τροχιάς κίνησης (**ROM**) των αρθρώσεων ισχίου και γόνατος, την μετακίνηση του κέντρο μάζας του σώματος (**COM**) που παρατηρείται κατά τη βάδιση, καθώς και η συμμετρία κατά τη βάδιση, μετρήθηκαν και αξιολογήθηκαν τρεις (3) φορές σε μια περίοδο πέντε (5) εβδομάδων.

Σύμφωνα με τα αποτελέσματα, η μείωση του μήκους διασκελισμού του παρετικού άκρου τόσο που να πλησιάζει το μήκος του μη παρετικού κάτω άκρου, που έγινε με τη χρήση **RAC**, οδήγησε στην δημιουργία ενός πιο συμμετρικού προτύπου βάδισης. Ανάλογα αποτελέσματα υπήρξαν και ως αναφορά το εύρος τροχιάς κίνησης (**ROM**) του ισχίου -παρετικού και μη- ενώ

παρ' όλο που ένα από τα μεγαλύτερα προβλήματα της ημιπληγικής βάρδισης είναι η έλλειψη ισορροπίας κατά τη φάση στάσης λόγω αστάθειας στην κίνηση του γόνατος, κάτι τέτοιο δεν ισχύει για την άρθρωση του γόνατος. Επιπρόσθετα, μειώθηκε και η κάθετη μετατόπιση του κέντρου μάζας, υποδεικνύοντας σημαντική βελτίωση της απόδοσης του μηχανικού έργου.

Κατά τη διάρκεια της βάρδισης παρατηρείται στροφή της λεκάνης η οποία αντισταθμίζεται από μια αντίθετη σε κατεύθυνση στροφή της θωρακικής μοίρας της ΣΣ. Η κίνηση των άνω άκρων αποτελεί επίσης βασικό κομμάτι του κύκλου βάρδισης καθώς συμβάλλει στην τμηματική ευθυγράμμιση του σώματος και τη ρυθμικότητα του προτύπου βάρδισης, ενώ ο συντονισμός όλων των παραπάνω στοιχείων φαίνεται να έχει άμεση σχέση με την ταχύτητα βάρδισης, καθώς σύμφωνα με έρευνες (**Wagenaar R.C. & συν., 1994**), μια αύξηση της αιώρησης των άνω άκρων προκαλεί ανάλογες αυξήσεις τόσο στις τμηματικές στροφές του θώρακα και της λεκάνης όσο και στο μήκος διασκελισμού. Οι **M.P. Ford** και συν. (**2007**), στην έρευνα που έκαναν θέλησαν να εξετάσουν την επίδραση της ακουστικής επανατροφοδότησης στη βάρδιση των ασθενών μετά από ΑΕΕ, ενώ κινούσαν ταυτόχρονα και τα άνω άκρα. Στην έρευνα πήραν μέρος έντεκα (11) ασθενείς, οι οποίοι βάρδιζαν -σε μια σταθερή ταχύτητα- πάνω σε έναν κυλιόμενο τάπητα κάτω από τις ακόλουθες συνθήκες:

- βάρδιση με τη ταυτόχρονη χρήση μετρονόμου,
- βάρδιση ενώ κινούσαν εναλλάξ και τα άνω άκρα με τη χρήση μετρονόμου, ο οποίος και στις δυο περιπτώσεις εξέπεμπε σε συχνότητα από **0,2-2,2 Hz**.

Τα αποτελέσματα της έρευνας έδειξαν ότι όταν η συχνότητας εκπομπής του μετρονόμου ορίστηκε στα **1,8 Hz**, βελτιώθηκε τόσο η αιώρηση των άνω άκρων όσο και οι στροφές του θώρακα και κατ' επέκταση της λεκάνης στο εγκάρσιο επίπεδο, οδηγώντας έτσι σε αύξηση του μήκους διασκελισμού και μείωση της

συχνότητάς του, ενώ βελτιώθηκε και ο συντονισμός ανάμεσα στα άνω και κάτω άκρα.

Βασιζόμενη στα αποτελέσματα προηγούμενων ερευνών (**Engardt M. & συν., 1993**), όπου αναφέρεται ότι η χρήση της ακουστικής επανατροφοδότησης συμβάλλει στη συμμετρική κατανομή του βάρους σε ασθενείς μετά από ΑΕΕ, καθώς και στο γεγονός ότι με βάση την κλινική πρακτική οι ίδιοι ασθενείς δυσκολεύονται να μεταφέρουν τα λειτουργικά κέρδη μιας κινητικής δεξιότητας από ένα κλειστό κύκλωμα στο καθημερινό τους περιβάλλον, η **Engardt M. (1994)**, θέλησε να εξετάσει την μακροχρόνια επίδραση της ακουστικής επανατροφοδότησης στην κινητική απόδοση των ασθενών. Με βάση το παλαιότερο πρωτόκολλο και τριαντατρείς (**33**) μήνες μετά οι ίδιοι ασθενείς, αφού χωρίστηκαν σε δυο (**2**) ομάδες -πειραματική και ελέγχου- όπου συμμετείχαν σε ένα πρόγραμμα εκπαίδευσης της έγερσης από την καθιστή θέση και επαναφοράς μέσω ακουστικού ήχου, παραγόμενος από μια πλατφόρμα δύναμης και αντίστοιχα μη, επανεξετάστηκαν στην παραπάνω δραστηριότητα. Τα αποτελέσματα της έρευνας έδειξαν ότι τα άτομα που ανήκαν στην πειραματική ομάδα δεν κατάφεραν να διατηρήσουν την ικανότητα συμμετρικής κατανομής του βάρους του σώματος τόσο κατά την έγερση όσο και κατά την επαναφορά στην καθιστή θέση ενώ μείωσαν τον χρόνο εκτέλεσης της κίνησης και στις δυο φάσεις. Από τα παραπάνω γίνεται σαφές ότι οι ασθενείς επικεντρώνονται περισσότερο στο ακουστικό ερέθισμα για την παραγωγή δύναμης έτσι ώστε να εκτελέσουν την δραστηριότητα παρά στην ίδια τη δραστηριότητα, για αυτό και όταν το ερέθισμα απομακρυνθεί δεν διαθέτουν την ικανότητα εσωτερικής αναπαράστασης των μελών στο χώρο.

Σε μια άλλη μελέτη η **Fowler V. και συν. (1996)**, θέλησαν να εξετάσουν την επίδραση της ακουστικής επανατροφοδότησης στην παραγωγή δύναμης από το κάτω άκρο για την κατακόρυφη προώθηση της μάζας του σώματος κατά την

έγερση από την καθιστή θέση σε ασθενείς με ΑΕΕ. Αφού χωρίστηκαν σε δυο ομάδες οι ασθενείς συμμετείχαν σε ένα πρόγραμμα εκπαίδευσης της δραστηριότητας της έγερσης από την καθιστή θέση το οποίο διήρκεσε τρεις (3) εβδομάδες, με τη διαφορά ότι μόνο η μια ομάδα εξασκήθηκε μέσω επανατροφοδότησης με ακουστικό σήμα που παραγόταν από μια πλατφόρμα ανίχνευσης πίεσης. Εν γένει σε όλους του ασθενείς παρατηρήθηκε αύξηση του μεγέθους της κατακόρυφης δύναμη στο τέλος της μελέτης, σε ποσοστό μεγαλύτερο του 50% του σωματικού τους βάρους, που παρήγαγε το προσβεβλημένο κάτω άκρο. Φαίνεται όμως ότι στην ομάδα επανατροφοδότησης τα μέλη της οποίας εκτέλεσαν λιγότερες επαναλήψεις, η αύξηση ήταν περισσότερη. Τα μέλη της πειραματικής ομάδας όμως εμφάνισαν και μεγαλύτερη δυσκολία για την παραγωγή κατακόρυφης δύναμης κατά τη στιγμή άρσης των μηρών από ότι τα άτομα που ανήκαν στην ομάδα ελέγχου, γεγονός που πιθανότατα να οφείλεται στα χαρακτηριστικά του σήματος επανατροφοδότησης (Yates A.J., 1980), καθώς, αφού το ακουστικό σήμα παραγόταν μετά την εφαρμογή της δύναμης στην πλατφόρμα, τα άτομα έπρεπε να περιμένουν για να βεβαιωθούν ότι η εφαρμοζόμενη δύναμη, ήταν επαρκής για την ενεργοποίηση του σήματος. Έτσι, επικεντρώνονταν περισσότερο στην παραγωγή δύναμης αργότερα στην κίνηση, παρά στην κρίσιμη στιγμή της άρσης των σκελών. Από τα παραπάνω, καθίσταται σαφές ότι για την παραγωγή κατακόρυφης δύναμης κατά τη στιγμή άρσης των μηρών, οι ασθενείς πιθανότατα να χρειάζονται μια πιο συγκεκριμενοποιημένη πληροφόρηση για τον χρόνο παραγωγής της, για αυτό και κάποιοι ερευνητές (Newell & συν., 1985) κρίνουν ωφελιμότερη τη χρήση οπτικού ερεθισμού.

Οι Petersen H. και συν. (1996), στην έρευνα που πραγματοποίησαν θέλησαν να εξετάσουν την επίδραση της ακουστικής επανατροφοδότησης στον στατικό έλεγχο των ασθενών μετά από ΑΕΕ, κατά τη διάρκεια διατάραξης της ήρεμης όρθιας στάσης. Στην έρευνα πήραν μέρος δεκαπέντε (15) ασθενείς, οι οποίοι με

βάση την διάρκεια εμφάνισης και υποτροπής της νόσου, χωρίστηκαν σε δυο ομάδες (groups), g I (<12 μήνες) και g II (>12 μήνες). Οι ασθενείς, στέκονταν πάνω σε μια πλατφόρμα δύναμης, η οποία ήταν συνδεδεμένη με έναν Η/Υ και μια γεννήτρια παραγωγής ήχου, έτσι ώστε η μετακίνηση του σώματος στο οβελιαίο επίπεδο -στατικό λίκνισμα- να μεταφράζεται σε ακουστικό ήχο, η συχνότητα του οποίου άλλαζε κάθε φορά ως αναφορά στην κίνηση του σώματος -πρόσθια και οπίσθια- και ο οποίος, μεταφέρονταν μέσω ακουστικών στους συμμετέχοντες. Η δοκιμασία αποτελούνταν από τέσσερα συνεχόμενα στάδια, και κάθε στάδιο αποτελούνταν από δυο χρονικές περιόδους διάρκειας **1min** και **2min** αντίστοιχα. Επιπρόσθετα, χρησιμοποιήθηκε επιλεκτικά σε δυο στάδια χαμηλής έντασης ερέθισμα δόνηση (**120mW**), προκαλώντας έτσι διάταξη της στάσης και ενεργοποιώντας ιδιοδεκτικούς μηχανισμού. Τα αποτελέσματα της έρευνας έδειξαν ότι μόνο οι ασθενείς που ανήκαν **στην πρώτη ομάδα** κατάφεραν να μειώσουν το στατικό λίκνισμα, γεγονός που υποδεικνύει ότι είναι προτιμότερο η χρήση της ακουστικής επανατροφοδότησης να γίνεται στα αρχικά στάδια της αποκατάστασης. Επιπλέον, οι ασθενείς βελτίωσαν την απόδοσή τους περισσότερο στη δεύτερη περίοδο κάθε σταδίου, επιβεβαιώνοντας το σημαντικό ρόλο της κινητικής εκμάθησης και της επανεκπαίδευσης στην αποκατάσταση του στατικού ελέγχου. Από τα παραπάνω γίνεται σαφές ότι η σταθεροποιητική δράση της ακουστικής επανατροφοδότησης πιθανότατα να συμβάλλει στην ελαχιστοποίηση των απαιτήσεων που προκύπτουν σε μια μη αναμενόμενη διατάραξη της στάσης.

Σκοπός της έρευνας που πραγματοποίησαν οι **Priplata A.A.** και συν. (2006) ήταν να εξετάσουν κατά πόσο η εφαρμογή μηχανικού ήχου, ο οποίος εφαρμόζεται στα πέλματα των ποδιών μέσω μιας δονούμενης επιφάνειας, μπορεί να βελτιώσει τη στατική ισορροπία σε ασθενείς με διαβητική νευροπάθεια και ΑΕΕ, κατά τη διάρκεια της ήρεμης όρθιας στάσης. Η δοκιμασία περιλάμβανε την τοποθέτηση των συμμετεχόντων πάνω σε μια δονούμενη πλατφόρμα για **30sec** με τα μάτια

κλειστά και ανοικτά, ενώ αντίστοιχες δοκιμές έγιναν με την ταυτόχρονη χρήση μηχανικού ήχου και μη. Τα ηχητικά σήματα που μεταφέρονταν μέσω της δονούμενης επιφάνειας, παράγονταν από μια συσκευή ήχου σε συχνότητα **100Hz**. Τα αποτελέσματα της έρευνας έδειξαν μείωση των παραμέτρων του στατικού λικνίσματος, γεγονός που οδηγεί στο συμπέρασμα ότι η εφαρμογή του παραπάνω μηχανισμού ακουστικής διέγερσης, συμβάλλει στη μείωση του στατικού λικνίσματος, αυξάνοντας έτσι το στατικό έλεγχο. Τέλος, οι ασθενείς που παρουσίαζαν αυξημένο στατικό λίκνισμα, εμφάνισαν μεγαλύτερο περιθώριο βελτίωσης της ισορροπίας τους.

Μέσα από την έρευνας που εκπόνησαν οι **Schauer M.** και **Mauritz K.H. (2003)**, θέλησαν να εξετάσουν την επίδραση της μουσικής κινητικής επανατροφοδότησης (**Musical Motor Feedback - MMF**) στην βάρδιση των ασθενών με ΑΕΕ. Στην έρευνα έλαβαν μέρος εικοσιτρείς (**23**) ασθενείς οι οποίοι αφού χωρίστηκαν σε δυο ομάδες -πειραματική και ελέγχου- συμμετείχαν σε συνεδρίες Φ/Θ, δεκαπέντε (**15**) το σύνολο, με σκοπό την επανεκπαίδευση της βάρδισης με την ταυτόχρονη χρήση της **MMF** και χωρίς. Η **MMF** αποτελούνταν από μια φορητή μουσική συσκευή τοποθετημένη στη ζώνη των ασθενών η οποία ήταν συνδεδεμένη με αισθητήρες που κατέληγαν στα πέλματα, ενώ η μουσική που εξέπεμπε μεταφερόταν μέσω ακουστικών στους ασθενείς. Παράμετροι βάρδισης όπως η ταχύτητα, το μήκος και ο ρυθμός βηματισμού, η συμμετρία καθώς και η απόσταση ανάμεσα στο σημείο επαφής τη φτέρνας (**heel-on**) και στο σημείο άρσης του μεγάλου δακτύλου (**toe-off**) υπολογίστηκαν και εκτιμήθηκαν πριν και μετά το τέλος του κύκλου των θεραπειών. Τα αποτελέσματα της έρευνας έδειξαν ότι τα άτομα που ανήκαν στην πειραματική ομάδα βελτίωσαν πολύ περισσότερο την ταχύτητα, το μήκος βηματισμού και την συμμετρία από ότι τα άτομα της ομάδας ελέγχου, ενώ ο ρυθμός βηματισμού παρέμεινε σχετικά σταθερός, γεγονός που έρχεται σε αντιπαράθεση με τα αποτελέσματα προηγούμενων ερευνών (**Thaut M.H. & συν., 1997**), που υποστηρίζουν ότι η

χρήση της **RAS** αυξάνει το ρυθμό βηματισμού. Επιπλέον, η αύξηση της απόστασης ανάμεσα στο σημείο επαφής τη φτέρνας (**heel-on**) και στο σημείο άρσης του μεγάλου δακτύλου (**toe-off**) υποδεικνύει την ομαλή χρήση του παρετικού κάτω άκρου καθώς και αύξηση του εύρους τροχιάς κίνησης των αρθρώσεων. από τα παραπάνω γίνεται σαφές ότι η επανάκλιση του χρονικού προτύπου βάδισης η οποία ενισχύεται από τη μελωδικότητα ενός μουσικού κομματιού, μπορεί να προσφέρει επιπλέον ιδιοδέκτρια επανατροφοδότηση καθώς και να διευκολύνει τον κινητικό έλεγχο.

Μια από τις πιο διαδεδομένες τεχνικές Φ/Θ προσέγγισης μετά από ΑΕΕ, είναι η Νευροαναπτυξιακή Θεραπεία (**Neurodevelopmental Therapy - NDT**), γνωστή ως μέθοδος **Bobath**. Οι **M.H. Thaut** και συν. (2007), στην έρευνα που πραγματοποίησαν θέλησαν να συγκρίνουν την κλινική αποτελεσματικότητα δυο διαφορετικών μεθόδων αποκατάστασης, της ρυθμικής ακουστικής διέγερσης (**RAS**) και της **Bobath (NDT)**, ως μέσο επανεκπαίδευσης της βάδισης, σε ασθενείς μετά από ΑΕΕ. Η έρευνα διήρκεσε τρεις (3) εβδομάδες και οι ασθενείς, αφού χωρίστηκαν σε δυο (2) ομάδες (πειραματική και ελέγχου), συμμετείχαν σε συνεδρίες Φ/Θ διάρκειας **30min** καθημερινά, οι οποίες περιλάμβαναν αντίστοιχα τη χρήση ακουστικής διέγερσης υπό τη μορφή ενός μετρονόμου (πειραματική ομάδα) και την εφαρμογή των βασικών αρχών της μεθόδου **Bobath** (ομάδα ελέγχου). Βασικό κριτήριο επιλογής των συμμετεχόντων στην έρευνα, ήταν η ικανότητά τους να εκτελέσουν πέντε (5) συνεχόμενα βήματα με τη βοήθεια του θεραπευτή -αν αυτό κρίνονταν αναγκαίο- από την μη παρετική πλευρά. Όλοι οι ασθενείς παρουσίαζαν σπαστικότητα στο ημιπαρετικό κάτω άκρο και κυρίως στους καμπτήρες (εκτείνοντες γόνατος και ισχίου), καθώς και στους πελματιαίους καμπτήρες. Η κινητική λειτουργία των ασθενών καθώς και βασικοί παράμετροι βάδισης όπως η ταχύτητα, το μήκος και ο ρυθμός βηματισμού, η συμμετρία αιώρησης, μετρήθηκαν και εκτιμήθηκαν μέσα από ανάλογες κλίμακες αξιολόγησης (**Barthel Index-Fugl / Meyer Scales**) και δοκιμασίες (**tests**). Τα

αποτελέσματα της έρευνας, έδειξαν σημαντική βελτίωση των παραμέτρων βάδισης στα άτομα που έκαναν χρήση της **RAS** σε σχέση με τη μέθοδο **Bobath**, υποδεικνύοντας την υπεροχή της **RAS** έναντι της **Bobath**, ως μέσου επανεκπαίδευσης της βάδισης σε ασθενείς με ΑΕΕ.

1.3 Ο ρόλος της Ακουστικής Επανατροφοδότησης στη Στατική και Δυναμική Ισορροπία σε ασθενείς με Σκλήρυνση κατά Πλάκας

Θέλοντας να εξετάσουν τη χρήση της ακουστικής επανατροφοδότησης στην αποκατάσταση και ειδικότερα στην επανεκπαίδευση της βάδισης σε ασθενείς με σκλήρυνση κατά πλάκας, οι **Y. Baram** και **A. Miller (2007)**, εφάρμοσαν την παραπάνω μέθοδο χρησιμοποιώντας μια φορητή συσκευή αποτελούμενη, από έναν μετασχηματιστή στον οποίον ήταν ενσωματωμένος ένας αισθητήρας κίνησης και σχετικό λογισμικό (**software**), το οποίο κάθε φορά που ο χρήστης εκτελούσε ένα βήμα, μετέτρεπε την μετακίνηση σε ήχο. Ο ήχος μεταφερόταν στον ασθενή μέσω ακουστικού (βλ. Εικόνα 6).



*Εικόνα 6. Συσκευή ακουστικής επανατροφοδότησης
(τροποποιημένο από Y. Baram & A. Miller, 2007)*

Στην έρευνα, έλαβαν μέρος δεκατέσσερις (14) ασθενείς με σκλήρυνση κατά πλάκα, οι οποίοι παρουσίαζαν διαταραχές βάδισης λόγω παρεγκεφαλιδικής αταξίας, καθώς και μια ομάδα από υγιείς ενήλικες, οι οποίοι αποτελούσαν την ομάδα ελέγχου. Παράμετροι βάδισης όπως η ταχύτητα και το μήκος βηματισμού μετρήθηκαν κι εκτιμήθηκαν, καθώς οι συμμετέχοντες στην έρευνα διένυαν μια απόσταση 10m σε τρεις (3) διαφορετικές φάσεις:

- βάδιση χωρίς τη χρήση ακουστικής επανατροφοδότησης (**baseline**),
- βάδιση με χρήση ακουστικής επανατροφοδότησης, και
- βάδιση χωρίς τη χρήση ακουστικής επανατροφοδότησης, με σκοπό τον καθορισμό βραχυχρόνια παραμένουτος θεραπευτικού αποτελέσματος.

Τα αποτελέσματα της έρευνας, έδειξαν σημαντική βελτίωση των παραμέτρων βάδισης στους ασθενείς με σκλήρυνση κατά πλάκα, τόσο στη φάση Β, όσο και στη φάση Γ, υποδεικνύοντας τη σπουδαιότητα του παραπάνω μηχανισμού ως μέσου επανεκπαίδευσης και ελέγχου της βάδισης.

2ο ΚΕΦΑΛΑΙΟ

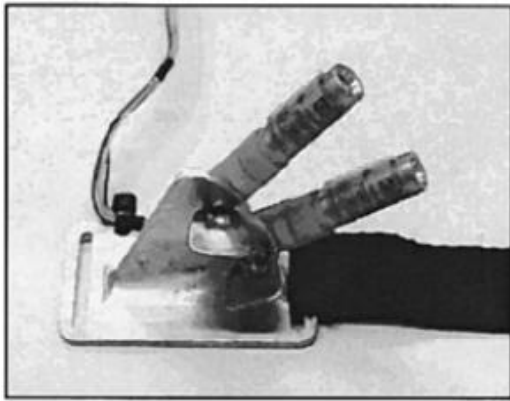
2.1 Ο ρόλος της Οπτικής Επανατροφοδότησης στη Στατική και Δυναμική Ισορροπία σε ασθενείς με Νόσο Πάρκινσον

Ένας μεγάλος αριθμός ερευνών (Morris & συν., 1994b, 1996), υποστηρίζουν ότι με την εφαρμογή ενός κατάλληλου οπτικού ερεθίσματος οι ασθενείς με ΝΠ μπορούν να παράγουν ένα φυσιολογικό πρότυπο βάδισης. Σύμφωνα με τους ερευνητές, το μεγαλύτερό τους έλλειμμα είναι η αδυναμία να ομαλοποιήσουν τους ενδογενείς μηχανισμούς, π.χ. το μήκος διασκελισμού τους (Morris & συν., 1994b, 1996). Από την άλλη μεριά, ο ρυθμός βηματισμού παραμένει άθικτος και λειτουργεί ως αντισταθμιστικός μηχανισμός (Morris & συν., 1994b).

Οι Lewis G.N. και συν. (2000), στην έρευνα που εκπόνησαν θέλησαν να εξετάσουν την επίδραση δυο διαφορετικού τύπου μηχανισμών οπτικής προτροπής στην βάδιση των ασθενών με ΝΠ. Εξετάστηκαν δεκατέσσερεις (14) ασθενείς και μια όμοια ηλικιακά ομάδα από υγιείς ενήλικες, οι οποίοι διένυαν ένα διάδρομο μήκους 10m κάτω από τις ακόλουθες συνθήκες:

- a) Ελεύθερο περπάτημα σε μια επιθυμητή ταχύτητα,
- b) διάνυση της απόστασης πατώντας πάνω σε λευκές λωρίδες (5 x 50cm), οι οποίες ήταν τοποθετημένες ανά συγκεκριμένη απόσταση (Winter & συν., 1990) πάνω στο πάτωμα,
- c) διάνυση της απόστασης πατώντας πάνω σε δυο φωτεινές γραμμές - φάρδους 50cm- που διαγράφονταν κάτω στο έδαφος και ακριβώς μπροστά τους, από μια φορητή συσκευή παραγωγής ακτινοβολίας

(Subject Mounted Light Device - SMLD) που ήταν τοποθετημένη στο στήθος τους (βλ. Εικόνα 7).



A



B

*Εικόνα 7. SMLD (A) & SMLD τοποθετημένο στο στήθος (B)
(τροποποιημένο από Lewis G.N. & συν., 2000)*

Μετά από μετρήσεις που έγιναν, βρέθηκε ότι και με τις δυο μεθόδους οπτικής επανατροφοδότησης που χρησιμοποιήθηκαν αυξήθηκε τόσο η ταχύτητα όσο και το μήκος διασκελισμού. Επίσης, αυξήθηκε και η μυϊκή ενεργοποίηση των ραχιαίων και πελματιαίων καμπτήρων της ποδοκνημικής. Τα αποτελέσματα αυτά επιβεβαιώνουν την παραπάνω υπόθεση που υποστηρίζει ότι οι δυο αυτοί μηχανισμοί πιθανότατα να αποτελούν ένα σημαντικό εργαλείο για την τροποποίηση του μήκους διασκελισμού σε ασθενείς με ΝΠ. Επιπρόσθετα, προκύπτει ότι η αποτελεσματικότητα της **SMLD**, αυξάνεται περισσότερο όταν εφαρμόζεται σε ασθενείς που βρίσκονται στο αρχικό κυρίως στάδιο της νόσου. Και αυτό γιατί μαθαίνουν να βελτιώνουν το πρότυπο βάδισής τους μέσα από μηχανισμούς που πυροδοτούν εναλλακτικά νευρωνικά μονοπάτια, τα οποία μαθαίνουν να χρησιμοποιούν ακόμα και σε πιο προχωρημένα στάδια της νόσου. Ακόμα, βελτιώθηκε σε σημαντικό βαθμό το κινητικό και κινηματικό προφίλ των ασθενών. Συγκεκριμένα, αυξήθηκε τόσο η ραχιαία κάμψη της ποδοκνημικής

κατά την τελική φάση στάσης όσο και η πελματιαία κάμψη και η δύναμη των πελματιαίων καμπτήρων κατά την άρση του μεγάλου δακτύλου (**toe-off**), τι στιγμή δηλαδή που το πόδι φεύγει από το έδαφος, επιβεβαιώνοντας έτσι τα αποτελέσματα παλαιότερων ερευνών (**Morris & συν., 1999**). Τέλος, η αύξηση του χρόνου αντίδρασης και της αντιλαμβανόμενης προσπάθειας που εμφάνισαν οι ασθενείς κυρίως κατά τη βάρδιση με τη χρήση της **SMLD**, πιθανότατα να υποδεικνύει ότι η μέθοδος αυτή δεν ενισχύεται από στοιχεία οπτικοκινητικής διευκόλυνσης. Συμπερασματικά, μπορούμε να πούμε ότι τόσο ο δυναμικός όσο και ο στατικός (**SMLD**) οπτικός ερεθισμός ήταν ικανός να βελτιώσει το υποκινητικό χωροχρονικό πρότυπο βάρδισης σε ασθενείς με ΝΠ.

Σκοπός μιας σειράς ερευνών που πραγματοποίησαν οι **Morris M.E.** και συν. (**1996**), ήταν να εξετάσουν την επίδραση τόσο των στρατηγικών προσήλωσης της προσοχής όσο και της οπτικής επανατροφοδότησης, μέσω κατάλληλου οπτικού ερεθίσματος στις χωροχρονικές παραμέτρους της βάρδισης σε ασθενείς με ΝΠ. Η έρευνα διήρκεσε δυο (**2**) μήνες και χωρίστηκε σε τρεις (**3**) φάσεις. Στην πρώτη φάση (**A**) συμμετείχαν δεκαέξι (**16**) ασθενείς ως πειραματική ομάδα και μια ομάδα ελέγχου, οι οποίοι διένυαν ένα διάδρομο μήκους **10m** κάτω από τις ακόλουθες συνθήκες:

- διάνυση της απόστασης πατώντας πάνω σε λευκές λωρίδες από χαρτόνι, οι οποίες ήταν τοποθετημένες σε τέτοια απόσταση που το μήκος διασκελισμού να αντιστοιχεί σε αυτό των ατόμων της ομάδας ελέγχου,
- διάνυση της απόστασης αφού πρώτα είχαν καταγράψει -ύστερα από επίδειξη με μετροταινία από τους εξεταστές- στο υποσυνείδητό τους το επιθυμητό μήκος διασκελισμού.

Στη δεύτερη φάση (**B**), εξετάστηκε ο ίδιος αριθμός συμμετεχόντων, οι οποίοι αφού πρώτα παρακινήθηκαν να διανύσουν την παραπάνω απόσταση χωρίς τη χρήση οπτικού ερεθισμού και αντίστοιχα στρατηγικών προσήλωσης της

προσοχής, περπατούσαν εκτελώντας την ίδια στιγμή μια σειρά από δευτερεύουσες δραστηριότητες, όπως το να απαγγέλλουν προτάσεις. Η τρίτη φάση (C), σχεδιάστηκε με σκοπό να καθορίσει την επίδραση της συμπεριφοράς των συμμετεχόντων, όταν αυτοί αγνοούσαν ότι καταγράφεται η προσπάθειά τους, στη διατήρηση του μήκους διασκελισμού όπως αυτή περιγράφεται στις φάσεις A και B. Τα αποτελέσματα της έρευνας έδειξαν ότι τόσο η χρήση των στρατηγικών προσήλωσης της προσοχής όσο και της οπτικής επανατροφοδότησης, συνέβαλαν εξίσου στη βελτίωση της ταχύτητα και του μήκους διασκελισμού, ενώ τα αποτελέσματα διατηρήθηκαν και δυο ώρες μετά το τέλος της δοκιμασίας, υποδεικνύοντας ότι πιθανότατα οι δυο αυτοί μέθοδοι να χρησιμοποιούν τους ίδιους μηχανισμούς κινητικού ελέγχου για να ομαλοποιήσουν το μήκος διασκελισμού και κατ' επέκταση το πρότυπο βάδισης. Επιπλέον, υποστηρίζεται ότι ο μηχανισμός δράσης της οπτικής επανατροφοδότησης βασίζεται στο γεγονός ότι πιθανότατα τραβάει όλη την απαιτούμενη προσοχή προς το κατάλληλο μήκος διασκελισμού, αυξάνοντας έτσι το μέγεθος του βηματισμού, γι' αυτό και στη φάση B παρατηρήθηκε μείωση των παραμέτρων, η οποία σε αναλογία ήταν ίδια με την πολυπλοκότητα της δευτερεύουσας κινητικής ενέργειας, επιβεβαιώνοντας έτσι παλαιότερες έρευνες (Dalrymle-Alford & συν., 1994) που υποστηρίζουν εύλογα ότι η χρήση μιας δευτερεύουσας δραστηριότητας απομακρύνει τους μηχανισμούς προσήλωσης προσοχής από την αυτοποιημένη κίνηση (βάδιση) και τους κατευθύνει σε αυτή (απαγγελία προτάσεων). Τέλος, σημαντικό ρόλο φαίνεται να παίζει και η παρότρυνση-παρακίνηση που λαμβάνουν τα άτομα από το περιβάλλον τους.

Βασιζόμενοι στα αποτελέσματα παλαιότερων ερευνών που υποστηρίζουν ότι τα δυναμικά οπτικά ερεθίσματα συμβάλλουν στο στατικό (Amblard & συν. 1985, Cremieu & Mesure, 1994) αλλά και δυναμικό (Assaiante & συν., 1989) έλεγχο της ισορροπίας σε υγιείς ενήλικες, οι Azulay J.P. και συν. (1999) θέλησαν να εξετάσουν δυο οπτικές καταστάσεις.

Σκοπός τους ήταν να καθορίσουν το είδος των οπτικών ερεθισμάτων -στατικών ή δυναμικών- που απαιτούνται για τον έλεγχο του κινητικού προτύπου της βάρδισης σε ασθενείς με ΝΠ. Στην έρευνα πήραν μέρος δεκαέξι (16) ασθενείς και μια όμοια ηλικιακά ομάδα από υγιείς ενήλικες, οι οποίοι διένυαν για τρεις (3) συνεχόμενες φορές -με σταθερή ταχύτητα και κοιτώντας μπροστά- ένα διάδρομο μήκους 12m κάτω από τις ακόλουθες συνθήκες:

- περπάτημα πάνω σε μια σταθερή επιφάνεια γκρι χρώματος,
- περπάτημα πάνω σε μια σταθερή επιφάνεια γκρι χρώματος, πάνω στην οποία είχαν τοποθετηθεί παράλληλα, εγκάρσιες λευκές γραμμές φάρδους 5cm και σε απόσταση 45cm η μια από την άλλη.

Κάθε μια από τις παραπάνω συνθήκες, εκτελούνταν σε συνδυασμό, είτε με φυσιολογικό φωτισμό, είτε με στροβοσκοπική (ηλεκτρονική) φωταγωγή, που είχε τοποθετηθεί στο ταβάνι του δωματίου που πραγματοποιήθηκε η δοκιμασία. Μετά από μετρήσεις που έγιναν βρέθηκε ότι οι ασθενείς βελτίωσαν την ταχύτητα και το μήκος βηματισμού τους μόνο όταν περπατούσαν πάνω στις γραμμές και με τη χρήση φυσιολογικού φωτισμού. Επιπλέον, το γεγονός ότι οι ασθενείς δεν χρησιμοποίησαν τις γραμμές σαν στόχους για την τοποθέτηση του μέλους, υποδεικνύει ότι αυτές λειτούργησαν ως δυναμικά οπτικά ερεθίσματα -τα οποία γίνονταν αντιληπτά κάτω από μόνιμη φωταγωγή και σχετίζονταν με την οπτική αντίληψη της κίνησης η οποία παράγεται από την κίνηση των ασθενών (Assaiante & συν., 1989) -γνωστά και ως οπτική ροή ερεθισμάτων. Η οπτική ροή ερεθισμάτων επηρεάζει την ταχύτητα και το μήκος διασκελισμού. Η χρήση στροβοσκοπικής (ηλεκτρονική) φωταγωγής κατέστειλε πλήρως την δυναμική οπτική αντίληψη καθώς μειώθηκαν οι παράμετροι βάρδισης, υποδεικνύοντας ότι οι ασθενείς εξαρτώνται αρκετά από τη δυναμική οπτική πληροφόρηση προκειμένου να ελέγξουν την ταχύτητα βάρδισης. Επιβεβαιώνονται έτσι παλαιότεροι ισχυρισμοί (Glickstein M. & Stein J., 1991), που υποστηρίζουν ότι ένα ιδιαίζον οπτικοκινητικό φλοιοπαρεγκεφαλιδικό μονοπάτι, το οποίο

προέρχεται μέσα από τη δυναμική διέγερση και το οποίο ανταποκρίνεται στους απότομα κινούμενους στόχους, είναι ικανό να προσπεράσει τις εναλλακτικές λειτουργίες των βασικών γαγγλίων σε ασθενείς με ΝΠ. Συμπερασματικά, ο οπτικός ερεθισμός διευκολύνει το κινητικό πρότυπο βάδισης και αυτή η διευκόλυνση βασίζεται περισσότερο στην οπτική αντίληψη της κίνησης παρά στην τοποθέτηση και τον προσανατολισμό.

Από τις δυο παραπάνω έρευνες, κατέστη σαφές πως η χρήση οπτικού ερεθισμού πιθανότατα να βελτιώνει το κινητικό πρότυπο βάδισης σε ασθενείς με ΝΠ. Οι **Azulay J.P.** και συν. (2006), βασιζόμενοι στις παραπάνω έρευνες υποστήριξαν ότι αυτό οφείλεται στο γεγονός ότι πιθανότατα ο οπτικός ερεθισμός να αντισταθμίζει δυο διαφορετικά ελλείμματα:

- την ομαλοποίηση του ελλείμματος παραγωγής εσωτερικού ερεθισμού από τα βασικά γάγγλια, καθώς ο οπτικός ερεθισμός τραβάει όλη την απαιτούμενη προσοχή προς την διαδικασία βηματισμού και μειώνει το βαθμό αυτοματοποίησης του κινητικού προτύπου βάδισης, καθώς και
- την ενσωμάτωση των ιδιοδεκτικών ερεθισμάτων, καθώς εδώ ο οπτικός ερεθισμός παράγει μια δυναμική οπτική διέγερση (οπτική ροή ερεθισμάτων), η οποία συμβάλλει στη διατήρηση του κινητικού προτύπου βάδισης.

Παραδόξως, και οι δυο αυτοί μηχανισμοί πιθανότατα να δημιουργούν κάποιους περιορισμούς στο κινητικό πρότυπο βάδιση, καθώς η οπτική εξάρτηση κάνει τους ασθενείς να «κρέμονται» από την οπτική πληροφόρηση, ακόμα κι αν αυτή είναι ακατάλληλη. Ενώ η διακοπή της ροής οπτικών ερεθισμάτων πιθανότατα να διασπάσει τον κανονικό ρυθμό του κινητικού προτύπου βάδισης (π.χ. πέρασμα από την πόρτα). Επιπλέον, επικεντρώνοντας όλη την προσοχή τους στο πρότυπο βάδισης βελτιώνουν τη βάδιση, αλλά όταν εκτελούν δυο κινητικές ενέργειες την ίδια στιγμή, όπως το να περπατούν και να μιλούν τους δημιουργεί περιορισμούς

που μπορεί να αποβούν επικίνδυνοι καθώς μπορεί να υπάρξουν πτώσεις και επεισόδια παγώματος.

Σκοπός της έρευνας που πραγματοποίησαν οι **Van Wegen E.** και συν. (2006), ήταν:

- να εξετάσουν την επίδραση των χρονικών και χωρικών οπτικών ρυθμικών ερεθισμάτων (διέγερση προσοχής), καθώς και
- να εξετάσουν την επίδραση της οπτικής ροής ερεθισμάτων στο μήκος διασκελισμού που εμφανίζουν οι ασθενείς με ΝΠ κατά τη βάδιση.

Στην έρευνα χρησιμοποιήθηκε ένας κυλιόμενος τάπητας και μια οθόνη (2 x 2), η οποία είχε τοποθετηθεί σε μια απόσταση **75cm** από τον κυλιόμενο τάπητα και έδειχνε σκηνές εικονικής πραγματικότητας (συγκεκριμένα εικονικούς διαδρόμους που κινούνταν με την ταχύτητα του ηλεκτρονικού διαδρόμου βάδισης, παρέχοντας στους συμμετέχοντες την ψευδαίσθηση ότι περνούν μέσα από αυτούς), καθώς και δυο είδη οπτικού ερεθισμού, φως που αναβοσβήνει και λοξές γραμμές. Σύμφωνα με το ερευνητικό πρωτόκολλο οι ασθενείς και μια ομάδα από υγιείς ενήλικες, περπατούσαν επάνω στον διάδρομο, υπό τις ακόλουθες συνθήκες:

1. χωρίς προβολή εικονικών διαδρόμων,
2. με την προβολή εικονικών διαδρόμων,
3. με την προβολή εικονικών διαδρόμων πάνω στους οποίους είχαν τοποθετηθεί, παράλληλα εγκάρσιες λευκές γραμμές,
4. μόνο με την εφαρμογή φωτός προερχόμενο από μια συσκευή η οποία ήταν συνδεδεμένη με ένα ζευγάρι γυαλιά που φορούσαν,
5. με την προβολή εικονικών διαδρόμων και την έκρηξη φωτός.

Η ταχύτητα του διαδρόμου αυξανόταν προοδευτικά από το **0,6** στα **3,8 km/h** και ακολούθως, μειωνόταν ακολουθώντας αντίστροφη πορεία σε κάθε στάδιο της δοκιμασίας.

Τα αποτελέσματα της έρευνας έδειξαν ότι οι συμμετέχοντες μείωσαν την συχνότητα διασκελισμού και κατ' επέκταση αύξησαν το μήκος διασκελισμού τους, μόνο στις περιπτώσεις που εφαρμόστηκαν οπτικά ρυθμικά ερεθίσματα (3^η, 4^η, 5^η). Επιπλέον, οι πληροφορίες που λάμβαναν οι ασθενείς, κατά τη διάρκεια της βάδισης, μέσω της ροής οπτικών ερεθισμάτων δεν φαίνεται να εμπόδισαν ή να διευκόλυναν τη χρήση της ρυθμικής έκρηξης φωτός να επηρεάσει τη συχνότητα διασκελισμού. Τέλος, όταν η συχνότητα εκπομπής του φωτός καθορίστηκε σε ποσοστό **10%** κάτω από την αφετηριακή συχνότητα διασκελισμού, η συχνότητα διασκελισμού μειώθηκε και αυτή η μείωση διατηρήθηκε ανεξάρτητα από την ταχύτητα βάδισης, οδηγώντας σε αύξηση του μήκους διασκελισμού.

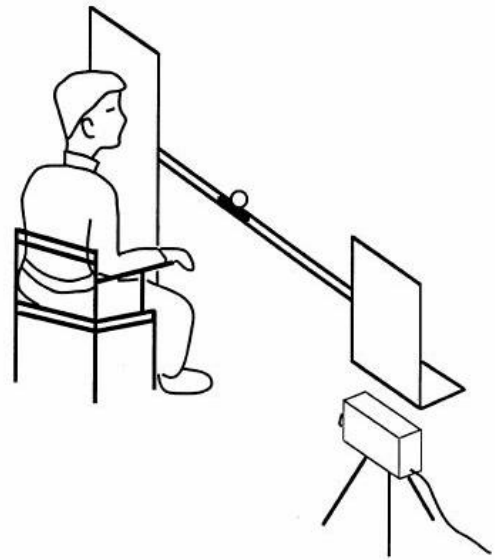
Σε μια άλλη έρευνα, οι **Kompoliti K.** και συν. (2000), θέλησαν να εξετάσουν την αποτελεσματικότητα δυο συσκευών παροχής οπτικού ερεθισμού σε ασθενείς με ΝΠ που εμφανίζουν το φαινόμενο του «παγώματος». Οι συμμετέχοντες διένυαν μια απόσταση **60ft** (ποδών), η οποία περιελάμβανε την έγερση από καρέκλα, πέρασμα από την πόρτα του δωματίου, βάδιση κατά μήκος ενός διαδρόμου, στροφή και επαναφορά στην καθιστή θέση. Οι ασθενείς αξιολογήθηκαν ενώ εκτελούσαν την παραπάνω δοκιμασία χωρίς επιπρόσθετη βοήθεια, με την ταυτόχρονη χρήση της συσκευής **MIS (Modified Inverted Stick)** και με τη χρήση της συσκευής **LBD (Laser Baem Stick)**. Η **MIS** αποτελούνταν από μια ξύλινη ράβδο με ένα δοκάρι από ξύλο τοποθετημένο στο κάτω μέρος της ράβδου στην κατάλληλη γωνία και παράλληλα με το έδαφος. Η **LBD** αποτελούνταν από ένα μαστούνι στο κάτω μέρος του οποίου είχε τοποθετηθεί κάθετα μια δέσμη παραγωγής ακτίνων λέιζερ. Τα αποτελέσματα της έρευνα έδειξαν ό,τι καμία από τις παραπάνω συσκευές δεν βελτίωσε το χρόνο που απαιτείται για την εκτέλεση

της δραστηριότητας, καθώς και τον αριθμό εμφάνισης του «παγώματος». Σε αντίθεση με τα παραπάνω αποτελέσματα, οι **Zhang L.** και συν. (1999), σε μια πιο πρόσφατη αναφορά τους υποστηρίζουν ότι οι ασθενείς κατάφεραν να βελτιώσουν σε ποσοστό **30%** τον χρόνο εκτέλεσης χρησιμοποιώντας μια ράβδο παραγωγής ακτίνων λέιζερ, με τη διαφορά ότι οι ασθενείς πατούσαν πάνω -και όχι μπροστά όπως συνέβαινε στην προηγούμενη έρευνα- στο σημείο επαφής του λέιζερ με το έδαφος (12-18 ίντσες μπροστά).

Ένα από τα αρνητικά κλινικά σημεία της ΝΠ είναι η βραδυκινησία. Πολλοί ασθενείς με ΝΠ εμφανίζουν βραδυκινησία στην προσπάθειά τους να εκτελέσουν μεγάλες βαλιστικές κινήσεις (**Flowers 1975-1976, Hallett & Khoshbin 1980**), όταν εκτελούν κινήσεις που απαιτούν υψηλού βαθμού ακρίβεια (**Sanes 1985, Teasdale & Stelmach 1988, Montgomery & Nuessen 1990, Sheridan & Flowers 1990**), καθώς και όταν ακολουθούν κινούμενους στόχους (**Flowers 1978-a-b, Hufschmidt & Lucking, 1995**). Παρ' όλο που μέχρι τώρα δεν έχει αποσαφηνιστεί ο ακριβής μηχανισμός της βραδυκινησίας, πολλοί ερευνητές (**Sanes 1985, Montgomery & Nuessen 1990**) υποστηρίζουν ότι πιθανότατα οι ασθενείς με ΝΠ να υιοθετούν αυτή τη συμπεριφορική στρατηγική, ούτως ώστε να μπορέσουν να διατηρήσουν την ακρίβεια στην κίνησή τους. Άλλοι πάλι (**Hallett & Khoshbin 1980, Godaux & συν. 1992, Glenndinning & Enoka 1994**), υποστηρίζουν ότι οι ασθενείς με ΝΠ εμφανίζουν βραδύτητα γιατί αδυνατούν να παράγουν επαρκή μυϊκή δύναμη όταν προσπαθούν να κινηθούν γρήγορα ή όταν εκτελούν ισομετρικές κινητικές δεξιότητες.

Οι **M.J. Majsak** και συν. (1998) στην έρευνα που έκαναν, θέλησαν να εξετάσουν κατά πόσο η χρήση της οπτικοχρονικής διέγερσης συμβάλλει στην αύξηση της μέγιστης ταχύτητας κατά την προσέγγιση σε ασθενείς με ΝΠ, χωρίς όμως να συνοδεύεται από απώλεια της ακρίβειας εκτέλεσης της κίνησης.

Στην έρευνα πήραν μέρος έξι (6) ασθενείς με ΝΠ και μια ομάδα από υγιείς ενήλικες οι οποίοι -καθισμένοι μπροστά από μια



Εικόνα 8. Διαδικασία προσέγγισης μπάλας (τροποποιημένο από **M.J. Majsak & συν., 1998**)

επικλινή μπάρα- προσπαθούσαν όσο πιο γρήγορα μπορούσαν να προσεγγίσουν και να συλλάβουν μια μπάλα η οποία, είτε ήταν τοποθετημένη στο κέντρο της μπάρας, είτε κυλούσε από την μια πλευρά της μπάρας στην άλλη (βλ. Εικόνα 8).

Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι οι ασθενείς κατάφεραν να αυξήσουν την μέγιστη ταχύτητα κίνησης (κατά **61%**), να μειώσουν το χρόνο που απαιτείται για την μέγιστη ταχύτητα (κατά **25%**) καθώς και να μειώσουν το συνολικό χρόνο που απαιτείται για την εκτέλεση της κίνησης (κατά **39%**), μόνο στην περίπτωση της κινούμενης μπάλας. Ακόμα η περιστασιακή αποτυχία των ασθενών να συλλάβουν με επιτυχία την κινούμενη μπάλα δεν ήταν αποτέλεσμα μιας παρεκκλίνουσας πορείας όσον αφορά την άρθρωση του καρπού ή μιας αξιοσημείωτης διαφοράς όσον αφορά την τοποθέτηση της άκρας χείρας πάνω στην μπάλα, άλλα πιθανότατα να οφείλεται σε λάθη όσον αφορά το χρόνο προσέγγισης της κινούμενης μπάλας καθώς και σε διαταραχές στο μηχανισμό σύλληψης αλλά και στο συντονισμό προσέγγισης-σύλληψης, παρά σε περιορισμό της ταχύτητας ή της ακρίβειας κατά την προσέγγιση. Συμπερασματικά λοιπόν, οι ασθενείς με ΝΠ εμφανίζουν βραδύτητα τόσο στην έναρξη όσο και στην εκτέλεση των κινητικών δραστηριοτήτων γιατί αδυνατούν να ελέγξουν και να μεταβάλουν με εσωτερικούς μηχανισμούς την παραγόμενη

κίνηση -κυρίως όταν η ταχύτητα κίνησης καθορίζεται από τους ίδιους- χωρίς την παρουσία εξωτερικού χρονικού ερεθισμού.

Σε μια διαφορετική έρευνα, οι **Sidaway B.** και συν. (2006), θέλησαν να εξετάσουν κατά πόσο τα θετικά αποτελέσματα της οπτικής επανατροφοδότησης στη βάρδιση των ασθενών με ΝΠ παραμένουν, όταν το ερέθισμα απομακρυνθεί. Η έρευνα αποτελούνταν από τρεις φάσεις και κάθε φάση διαρκούσε ένα μήνα. Στην πρώτη ζητήθηκε από την συμμετέχουσα να διανύει μια απόσταση **10m** χωρίς τη χρήση οπτικού ερεθισμού ενώ στη δεύτερη φάση εκτελούσε την παραπάνω δραστηριότητα με την χρήση οπτικού ερεθισμού, υπό τη μορφή λωρίδων (**1m x 2,5cm**) τοποθετημένων ορθογώνια κατά μήκος του διαδρόμου και σε απόσταση που αντιστοιχούσε αρχικά στο **110%** και εν συνεχεία στο **120%** του μέσου μήκους διασκελισμού, έτσι όπως υπολογίστηκε από τις τελευταίες συνεδρίες της πρώτης φάσης. Στην τρίτη φάση -φάση διατήρησης- και αφού απομακρύνθηκε το οπτικό ερέθισμα, έγινε αξιολόγηση της βάρδισης την **2^η, 5^η, 9^η, 16^η** και **30^η** μέρα από την ολοκλήρωση της δεύτερης φάσης.

Τα αποτελέσματα έδειξαν σημαντική βελτίωση τόσο στην ταχύτητα όσο και στο μήκος βηματισμού, η οποία διατηρήθηκε και ένα μήνα μετά την απομάκρυνση του οπτικού ερεθίσματος. Οι ερευνητές κατέγραψαν αύξηση στην τροχιά κίνησης (**ROM**) της άρθρωσης του ισχίου και του γόνατος, καθώς και στην γωνιακή τους ταχύτητα, οδηγώντας έτσι σε αύξηση της σταθερότητας του κινητικού ελέγχου.

2.2 Ο ρόλος της Οπτικής Επανατροφοδότησης στη Στατική και Δυναμική Ισορροπία σε ασθενείς με ΑΕΕ

Η μειωμένη ικανότητα διατήρησης της ισορροπίας που παρουσιάζουν οι ασθενείς μετά από ΑΕΕ δεν οφείλεται μόνο στον ελλιπή κινητικό έλεγχο, καθώς

ο έλεγχος της ισορροπίας συμπεριλαμβάνει την ενσωμάτωση εντός του ΚΝΣ πολλών τύπων αισθητικών πληροφοριών (ιδιοδεκτικά, αιθουσαία, οπτικά).

Πολλοί ερευνητές (Rode G. & συν. 1998, Perennou D.A. & συν. 2001) υποστηρίζουν ότι διαταραχή στην οργάνωση των αισθητικών πληροφοριών υποδεικνύει μια διαταραχή στην εσωτερική αναπαράσταση του σώματος στο χώρο.

Σκοπός της έρευνας που πραγματοποίησαν οι Bonan I.V. και συν. (2004-I), ήταν να εξετάσουν κατά πόσο οι ασθενείς μετά από ΑΕΕ μπορούν να επιλέγουν συναφή αισθητικές πληροφορίες έτσι ώστε να διατηρούν την ισορροπία τους. Εξετάστηκαν πενήντα (50) ασθενείς με ΑΕΕ, οι οποίοι πατώντας πάνω σε μια πλατφόρμα και προσπαθώντας να διατηρήσουν την ισορροπία τους, κάτω από τις ακόλουθες συνθήκες:

1. με τα μάτια ανοικτά και σταθερή βάση στήριξης,
2. με τα μάτια κλειστά και σταθερή βάση στήριξης,
3. με σταθερή βάση στήριξης ενώ το οπτικό πεδίο κινούνταν,
4. με κινούμενη υποστηρικτική επιφάνεια ενώ το οπτικό πεδίο ήταν φυσιολογικό,
5. με τα μάτια κλειστά ενώ η υποστηρικτική επιφάνεια κινούνταν,
6. με ταλάντωση του οπτικού πεδίου και της υποστηρικτικής επιφάνειας,

εκτελούσαν ένα γράφημα δυναμικής ισορροπίας (Equi Test), το οποίο σχεδιάστηκε με σκοπό να καθορίσει κατά πόσο οι ασθενείς μπορούν να χρησιμοποιούν τα αισθητικά ερεθίσματα χωριστά, καθώς επίσης και να απορρίπτουν μη σαφή ερεθίσματα σε περίπτωση σύγκρουσης των αισθητικών ερεθισμάτων και να χρησιμοποιούν το επικρατές αισθητικό ερέθισμα.

Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι οι ασθενείς εμφάνισαν αυξημένο λίκνισμα τόσο στην 5^η (όπου υπήρχε απώλεια της όρασης) όσο και στην 6^η συνθήκη (στην οποία υπήρχε ένας πλεονασμός εντός του αισθητικού συστήματος αντικρουόμενων εισερχόμενων ερεθισμάτων, τα οποία έπρεπε να αναλυθούν, να

συγκριθούν και να γίνει η επιλογή της κατάλληλης αισθητικής πληροφορίας) καθώς και αυξημένο αριθμό πτώσεων. Τα παραπάνω αποτελέσματα υποδεικνύουν ότι οι ασθενείς -κυρίως με βλάβη στο δεξί ημισφαίριο- βασίζονται περισσότερο στην όραση και λιγότερο στο αιθουσαίο και στην ιδιοδεκτικότητα προκειμένου να διατηρήσουν την ισορροπία τους. Γεγονός που πιθανότατα να αποτελεί και μια φυσιολογική αντισταθμιστική στρατηγική διατήρησης της ισορροπίας μιας στην περίπτωση αυτή τα προσαγωγά ερεθίσματα από άλλες πηγές είναι μειωμένα.

Βασιζόμενοι στα αποτελέσματα προηγούμενων ερευνών τους (**Bonan I.V. & συν., 2004-I**) οι **Bonan I.V.** και συν. (**2004-II**), θέλησαν να εξετάσουν κατά πόσο η τάση των ασθενών με ΑΕΕ να στηρίζονται περισσότερο στην όραση προκειμένου να διατηρήσουν την ισορροπία τους, είναι αναστρέψιμη.

Σύμφωνα με το ερευνητικό πρωτόκολλο οι ασθενείς οι οποίοι χωρίστηκαν σε δυο ομάδες, συμμετείχαν σε ένα πρόγραμμα αποκατάστασης διάρκειας μιας ώρας, πέντε (5) φορές την εβδομάδα για τέσσερις (4) συνεχόμενες εβδομάδες, το οποίο περιελάμβανε ασκήσεις βελτίωσης της ισορροπίας, με τη διαφορά ότι τα άτομα που ανήκαν στην πειραματική ομάδα εκτελούσαν το πρόγραμμα έχοντας τα μάτια τους καλυμμένα με μια μάσκα. Μετά από μετρήσεις και το γράφημα δυναμικής ισορροπίας (**Equi Test**), κάτω από τις προαναφερθείσες έξι (6) συνθήκες που έγιναν πριν και μετά το πρόγραμμα αποκατάστασης, βρέθηκε ότι οι ασθενείς που ανήκαν στην πειραματική ομάδα βελτίωσαν περισσότερο την ισορροπία τους στην 1^η, 4^η, 5^η αλλά και 6^η συνθήκη σε σχέση με τα άτομα που ανήκαν στην ομάδα ελέγχου.

Τα παραπάνω αποτελέσματα, φανερώνουν ότι τα άτομα αυτά κατάφεραν να βελτιώσουν την ικανότητά τους να ενσωματώνουν, τόσο ιδιοδεκτικά, όσο και αιθουσαία ερεθίσματα προκειμένου να διατηρήσουν την ισορροπία τους, καθώς το πρόγραμμα τους παρείχε τη δυνατότητα να χρησιμοποιήσουν συναφή ερεθίσματα (ιδιοδεκτικά, οπτικά, αιθουσαία) και να μειώσουν έτσι την εξάρτησή

τους από τα οπτικά ερεθίσματα. Τέλος, όσον αφορά την κλινική πρακτική, οι θεραπευτές θα πρέπει να έχουν κατά νου ότι η αποκατάσταση δεν θα πρέπει να ενισχύει αυτή την εξάρτηση από τα οπτικά ερεθίσματα αλλά θα πρέπει να έχει σαν στόχο την φυσιολογική χρήση όλων των αισθητικών ερεθισμάτων.

Η βάδιση ενός ημιπληγικού ασθενούς χαρακτηρίζεται από αργά και ασύμμετρα βήματα με καθυστερημένες και διακοπτόμενες ισορροπιστικές αντιδράσεις και μειωμένη κατανομή βάρους στο παρετικό κάτω άκρο (Yavuzer G. & συν., 2001). Επιπρόσθετα οι ασθενείς εμφανίζουν ασύμμετρη κίνηση στον κορμό με αυξημένη μετατόπιση της λεκάνης στο μετωπιαίο επίπεδο (Tyson SF, 1999). Η αποκατάσταση της κινητικότητας στον κορμό, τη λεκάνη και τα κάτω άκρα, καθώς και η βελτίωση της κατανομή βάρους στο παρετικό κάτω άκρο κατά τη βάδιση είναι μερικοί από τους σημαντικότερους στόχους της αποκατάστασης (Roth EJ. & Harvey RL., 2000).

Οι Gunes Yavuzer και συν. (2006), στην έρευνα που πραγματοποίησαν θέλησαν να εξετάσουν την επίδραση ενός στοχοκατευθυνόμενου προγράμματος επανεκπαίδευσης της ισορροπίας στην βάδιση των ασθενών μετά από ΑΕΕ.

Στην έρευνα πήραν μέρος σαρανταέννας (41) ασθενείς μετά από ΑΕΕ, οι οποίοι χωρίστηκαν σε δυο (2) ομάδες (ελέγχου και θεραπείας). Οι ασθενείς συμμετείχαν σε συνεδρίες συμβατικής θεραπείας που περιελάμβανε Φ/Θ, εργοθεραπεία και λογοθεραπεία. Η διάρκεια του θεραπευτικού ημερήσιου προγράμματος ήταν 2,5 ώρες/ημέρα, πέντε (5) φορές την εβδομάδα, για οχτώ (8) συνεχόμενες εβδομάδες.

Στη δεύτερη ομάδα, οι ασθενείς λάμβαναν συμπληρωματικά κι ένα πρόγραμμα επανεκπαίδευσης της ισορροπίας, χρησιμοποιώντας ένα σύστημα αποτελούμενο από δυο πλατφόρμες δύναμης και ένα μόνιτορ το οποίο απεικόνιζε το ΚΒ του σώματος. Η εμφάνιση -μέσω υπολογιστή- στην οθόνη, ορατών σταθερών ή κινητών στόχων, απαιτούσαν την μετακίνηση του σώματος του ασθενούς στο

μετωπιαίο και οβελιαίο επίπεδο, έτσι ώστε το ΚΒ να πέφτει κάθε φορά πάνω στο στόχο.

Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι τα άτομα της θεραπευτικής ομάδας μείωσαν την μετατόπιση της λεκάνης στο μετωπιαίο επίπεδο, γεγονός που υποδεικνύει καλύτερο στατικό έλεγχο. Σημαντική ήταν και η αύξηση της κατανομής του βάρους προς την ημίπληκτη πλευρά, ενώ παρουσιάστηκε και μια μικρή αύξηση όσον αφορά την ταχύτητα βάρδισης.

Προηγούμενες έρευνες (**Sackley C.M, 1990**) υποστηρίζουν ότι ένα μεγάλο ποσοστό ασθενών (**70-80%**) μετά από μια περίοδο τριών (**3**) μηνών από το ΑΕΕ, έχουν την τάση να ρίχνουν το βάρος τους προς την μη προσβεβλημένη πλευρά, τόσο κατά τη βάρδιση, όσο και κατά τη στάση. Η εμφάνιση του παθολογικού προτύπου αυτού, σχετίζεται άμεσα με τη διαταραγμένη κινητικότητα και την μειωμένη λειτουργική ικανότητα.

Οι **Sackley C.M** και **Lincoln N.B. (1997)**, θέλησαν να εξετάσουν κατά πόσο η χρήση της οπτικής επανατροφοδότησης συμβάλλει στη βελτίωση της λειτουργική ικανότητα καθώς και της συμμετρίας κατά τη στάση σε άτομα με ΑΕΕ.

Στην έρευνα χρησιμοποιήθηκε ένα σύστημα (**Nottingham Balance Platform - NBP**) αποτελούμενο από δυο πλατφόρμες και μια οθόνη, ενώ οι ασθενείς -οι οποίοι χωρίστηκαν σε δυο (**2**) ομάδες -πειραματική και ελέγχου- λάμβαναν θεραπεία διάρκειας μιας ώρας, τρεις (**3**) φορές την εβδομάδα, για τέσσερις (**4**) εβδομάδες, η οποία αποτελούνταν από τρία (**3**) στάδια. Στο πρώτο στάδιο οι ασθενείς εκτελούσαν προπαρασκευαστικές ασκήσεις όπως μεταφορές βάρους από καθιστή θέση, ανύψωση λεκάνης, μετακίνηση του σώματος προς τα εμπρός και κινητοποίηση (**mobilization**) κορμού. Στο δεύτερο στάδιο, δυο (**2**) κάθετες κόκκινες κολόνες που εμφανίζονταν στην οθόνη αποτελούσαν την οπτική αντιπροσώπευση της κατανομής του βάρους καθώς οι ασθενείς -πατώντας επάνω στις πλατφόρμες- εκτελούσαν δραστηριότητες όπως έγερση από την

καθιστή, διατήρηση της όρθιας στάσης, ασκήσεις προσέγγιση κλπ. Τα άτομα που ανήκαν στην ομάδα ελέγχου εκτελούσαν τις παραπάνω δραστηριότητες χωρίς τη χρήση οπτικής επανατροφοδότησης. Τέλος, το τρίτο στάδιο περιελάμβανε λειτουργικές δραστηριότητες όπως βάδιση ή ανέβασμα σκαλοπατιών.

Μετά από μετρήσεις βρέθηκε ότι τα άτομα της πειραματικής ομάδας βελτίωσαν περισσότερο τη συμμετρία κατά τη στάση, το στατικό λίκνισμα καθώς και τη λειτουργική τους ικανότητα, επιβεβαιώνοντας έτσι άλλες έρευνες (**Sackley C.M., 1993**) που αναφέρουν ότι είναι πιθανό οι ασθενείς να μπορούν να μεταφέρουν τις εκμαθημένες επιδεξιότητές τους στις λειτουργικές τους δραστηριότητες. Τέλος, τα θετικά αποτελέσματα διατηρήθηκαν για τρεις (3) μήνες μετά την ολοκλήρωση του προγράμματος, αλλά δεν συνεχίστηκαν χωρίς θεραπεία.

Σκοπός της έρευνας που έκαναν οι **Dault M.C.** και συν. (2003), ήταν να εξετάσουν την επίδραση της οπτικής επανατροφοδότησης στη στατική και δυναμική ισορροπία σε ασθενείς με ΑΕΕ. Στην έρευνα χρησιμοποιήθηκε μια πλατφόρμα δύναμης και μια οθόνη υπολογιστή η οποία παρείχε στους συμμετέχοντες την οπτική πληροφόρηση για την μετατόπιση του κέντρου πίεσης (**CP**), τόσο κατά τη στάση, όσο και κατά την κίνηση του σώματος. Οι συμμετέχοντες προσπαθούσαν να διατηρήσουν την στατική και δυναμική (δυναμική μεταφορά βάρους) τους ισορροπία κάτω από τις ακόλουθες συνθήκες:

- με τη χρήση οπτικής επανατροφοδότησης, και
- μετά από απομάκρυνση της οπτικής επανατροφοδότησης.

Μετά από μετρήσεις, βρέθηκε ότι οι ασθενείς κατάφεραν να μειώσουν το στατικό λίκνισμα μόνο στο μετωπιαίο επίπεδο σε σχέση με τους υγιείς ενήλικες. Γεγονός που σύμφωνα με προηγούμενες έρευνες (**Sackley C.M. & Lincoln N.B. 1997, Shumway-Cook & συν. 1988**) οφείλεται στο ότι η οπτική επανατροφοδότηση παρείχε στους ασθενείς τη δυνατότητα να γνωρίζουν κάθε φορά την ασυμμετρία τους στην κατανομή του βάρους τους και να προσπαθούν

να την διορθώσουν. Το γεγονός ότι και οι δυο ομάδες δεν κατάφεραν να βελτιώσουν την στατική τους αστάθεια στο οβελιαίο επίπεδο, υποδεικνύει ότι πιθανότατα στην περίπτωση αυτή το έλλειμμα της ενσωμάτωσης αισθητικών ερεθισμάτων να σχετίζεται με το γήρας (Peterka & Black, 1990-1991) κι όχι με αυτό της νόσου, έτσι ώστε να μπορέσει να αντισταθμιστεί.

Οι J. Kitamura και H. Nakagawa (1996), εξετάζουν την συμβολή της οπτικής ανατροφοδότησης (μέσω της φωτοελαστικής απεικόνισης του πέλματος) στη διατήρηση της όρθιας στάσης σε ασθενείς μετά από ΑΕΕ. Στην έρευνα χρησιμοποιήθηκε ένα σύστημα αποτελούμενο από μια πλατφόρμα, ένα απεικονιστικό σύστημα, μια φωτοελαστική συσκευή επιφόρτισης, ένα σύστημα ασφαλείας, ένα σύστημα βιντεοσκόπησης και μια οθόνη.

Εξετάστηκαν δεκαεννέα (19) ασθενείς και μια ομάδα από δώδεκα (12) όμοια ηλικιακά υγιείς ενήλικες, οι οποίοι αποτελούσαν την ομάδα ελέγχου, ενώ τα άτομα που ανήκαν στην πειραματική ομάδα χωρίστηκαν σε τέσσερις επιπλέον υποομάδες ανάλογα:

- με το στάδιο αποκατάστασης της κινητικότητας κατά **Brunnstrom (Br. Stage)**, και
- με την ικανότητα διατήρησης της αίσθησης της δόνησης στο παρετικό κάτω άκρο.

Πατώντας πάνω στη φωτοελαστική συσκευή επιφόρτισης -η οποία αποτελούνταν από ατσάλινα μπαλάκια μέσω των οποίων μεταφέρονταν η πίεση από τα πέλματα- οι συμμετέχοντες προσπαθούσαν να διατηρήσουν την όρθια στάση, είτε κοιτώντας από την οθόνη την φωτοελαστική απεικόνιση του πέλματος, είτε όχι.

Μετά από μετρήσεις, βρέθηκε ότι κατά τη διάρκεια εφαρμογής της οπτικής επανατροφοδότησης σχεδόν όλοι οι ασθενείς κατάφεραν να αυξήσουν την

κατανομή του βάρους προς την παρετική πλευρά βελτιώνοντας έτσι τη συμμετρία κατά τη στάση.

Οι **Pao-Tsai Cheng** και συν. (2004), θέλοντας να βρουν μια αποτελεσματική μέθοδο εκπαίδευσης που να στοχεύει στη βελτίωση της ισορροπίας και την αποφυγή των πτώσεων σε ασθενείς με ημιπληγία μετά από ΑΕΕ, σχεδίασαν ένα πρόγραμμα ισορροπίας χρησιμοποιώντας ένα σύστημα (**Balance Master**), το οποίο παρείχε τη δυνατότητα μέτρησης των βασικών στοιχείων του ισορροπιστικού ελέγχου αλλά και εκπαίδευσης.

Εξετάστηκαν πενήντα δύο (52) ασθενείς στην οξεία φάση μετά από ΑΕΕ, οι οποίοι χωρίστηκαν σε δυο (2) ομάδες (θεραπείας και ελέγχου). Όλοι συμμετείχαν σε συνεδρίες συμβατικής θεραπείας με τη διαφορά ότι τα άτομα της θεραπευτικής ομάδας λάμβαναν συμπληρωματικά και ένα πρόγραμμα εκπαίδευσης της ισορροπίας διάρκειας **20min**, πέντε (5) φορές την εβδομάδα, για τρεις (3) εβδομάδες. Σύμφωνα με το ερευνητικό πρωτόκολλο, οι ασθενείς στέκονταν μπροστά σε μια οθόνη η οποία απεικόνιζε με τη μορφή ενός κεντρικού στόχου το ΚΒ, παρέχοντας έτσι συνεχή οπτική επανατροφοδότηση. Η εμφάνιση επτά (7) ορατών στόχων κυκλικά τοποθετημένων γύρω από το ΚΒ, απαιτούσε τη μετακίνηση του ΚΒ του σώματος προς τον περιφερικό στόχο κάθε φορά που αυτός φωταγωγούνταν. Η διάρκεια φωταγώγησης ήταν **7sec**, ενώ μετά από το διάστημα αυτό ο ασθενής έπρεπε να μεταφέρει το ΚΒ του πίσω στον κεντρικό στόχο.

Μετά από μετρήσεις που έγιναν στην αρχή του προγράμματος, τρεις (3) εβδομάδες καθώς και έξι (6) μήνες μετά την ολοκλήρωση του προγράμματος, βρέθηκε ότι άτομα που ανήκαν στην θεραπευτική ομάδα, κατάφεραν να βελτιώσουν τη δυναμική τους ισορροπία ενώ τα αποτελέσματα αυτά διατηρήθηκαν και έξι (6) μήνες μετά το τέλος του προγράμματος. Αξιοσημείωτη ήταν και η μείωση του αριθμού πτώσεων που εμφάνισαν αυτοί οι ασθενείς έξι (6) μήνες μετά. Συμπερασματικά, η εκπαίδευση της ρυθμικής μετατόπισης του

βάρους με τη χρήση της οπτικής επανατροφοδότησης πιθανότατα να αποτελεί ένα μέσο βελτίωσης της ισορροπίας.

Η νοερή εξάσκηση, είναι μια διαδικασία διαμέσου της οποίας κάποιος μπορεί να οραματιστεί ότι εκτελεί μια κινητική ακολουθία χωρίς να χρειάζεται στην πραγματικότητα να εξασκείται πάνω σε αυτή (Richardson A., 1967). Ερευνητές (Maring J.R., 1990) υποστηρίζουν ότι η νοερή εξάσκηση πιθανότατα να συμβάλλει στην προσπάθεια των ημιπληγικών ασθενών να εξοικειωθούν με διάφορες κινητικές δεξιότητες γιατί απαιτεί χαμηλή κατανάλωση ενέργειας ενώ δεν προϋποθέτει συγκεκριμένο εξοπλισμό και σύμφωνα με αναφορές (Warner L. & McNeill M.E., 1988) αυξάνει την αυτοπεποίθηση.

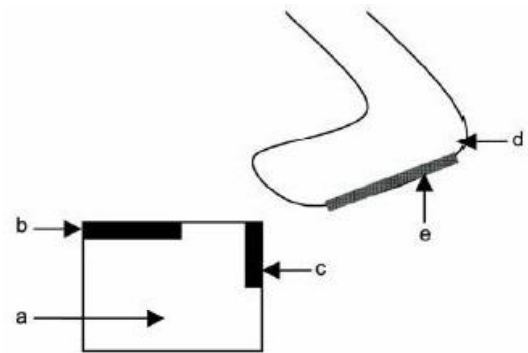
Οι Eun-Young Yoo και Bo-In Chung (2006) στην έρευνα που έκαναν, θέλησαν να εξετάσουν κατά πόσο η συνδυασμένη χρήση της οπτικής επανατροφοδότησης και της νοητικής εξάσκησης συμβάλλει στη βελτίωση της συμμετρικής κατανομής βάρους σε ασθενείς μετά από ΑΕΕ. Εξετάστηκαν τρεις (3) ασθενείς οι οποίοι συμμετείχαν σε ένα πρόγραμμα εκπαίδευσης της συμμετρικής κατανομής βάρους κατά τη στάση το οποίο έγινε κάτω από τις ακόλουθες συνθήκες:

- με την χρήση νοητικής εξάσκησης και οπτικής επανατροφοδότησης, και
- μόνο με τη χρήση της οπτικής επανατροφοδότησης.

Μετά από μετρήσεις που έγιναν, βρέθηκε ότι οι ασθενείς κατάφεραν να αυξήσουν την κατανομή βάρους προς την ημίπληκτη πλευρά περισσότερο με τη συνδυασμένη χρήση της νοητικής εξάσκησης και της οπτικής επανατροφοδότησης, ενώ τα θετικά αποτελέσματα διατηρήθηκαν και μια ώρα μετά το τέλος του προγράμματος, γεγονός που υποδεικνύει ότι πιθανότατα η νοητική εξάσκηση συμβάλλει στη διατήρηση των αποτελεσμάτων, όταν το ερέθισμα απομακρυνθεί.

Σε μια άλλη μελέτη, οι **Jaffe D.L.** και συν. (2004), αξιολόγησαν δυο παρεμβατικές μεθόδους για την βελτίωση των παραμέτρων βάρδισης σε άτομα με ημιπληγία μετά από ΑΕΕ, χρησιμοποιώντας μια μεθοδολογία που βασίζονταν στην υπερπήδηση εμποδίων. Στην έρευνα πήραν μέρος είκοσι (20) ασθενείς με ημιπληγία, οι οποίοι ολοκλήρωσαν έξι (6) συνεδρίες, διάρκειας μιας ώρας, στις οποίες τους ζητήθηκε να υπερπηδήσουν εμπόδια, είτε εικονικής πραγματικότητας ενώ περπατούσαν πάνω σε ένα κυλιόμενο τάπητα, έχοντας πλήρη υποστήριξη του ΣΒ τους από ιμάντες, είτε πραγματικά αντικείμενα από αφρό τοποθετημένα κατάλληλα σε μια απόσταση 10m.

Στην πειραματική συνθήκη της εικονικής πραγματικότητας οι ασθενείς φορούσαν στο κεφάλι μια φορητή συσκευή που τους παρείχε οπτική πληροφορία για τις κινήσεις των κάτω άκρων, ενώ όταν το πόδι τους συγκρούονταν με το εικονικό αντικείμενο, ένας τόνος ηχούσε και ένα ερέθισμα δόνησης εφαρμοζόταν στο πόδι του ασθενούς (βλ. Εικόνα 9). Παράμετροι βάρδισης όπως η ταχύτητα βηματισμού, το μήκος, ο ρυθμός



Εικόνα 9. Μέθοδος εικονικής πραγματικότητας (τροποποιημένο από D.L. Jaffe & συν., 2004)

βηματισμού, η ικανότητα υπερπήδησης εμποδίων και η αντοχή βάρδισης μετρήθηκαν πριν, μετά το τέλος καθώς και δυο (2) εβδομάδες μετά από την ολοκλήρωση του προγράμματος. Όλοι οι ασθενείς ανέχτηκαν τις περιόδους άσκησης και δεν εμφανίστηκε καμία πτώση, ενώ τα αποτελέσματα έδειξαν ότι η τεχνική της εικονικής πραγματικότητας προκάλεσε μεγαλύτερες βελτιώσεις όσον αφορά την ταχύτητα και το μήκος διασκελισμού, γεγονός που πιθανότατα να οφείλεται εν μέρει στην ύπαρξη της ενισχυμένης ασφάλειας, η οποία παρείχε στους ασθενείς τη δυνατότητα να εστιάζουν την προσοχή τους περισσότερο στη βάρδιση, καθώς επίσης και στη χρήση του διαδρόμου βάρδισης, ο οποίος σύμφωνα

με έρευνες (Pohl M. & συν., 2002) συμβάλλει στη βελτίωση του προτύπου βάδισης.

Βασιζόμενοι στα αποτελέσματα των παραπάνω ερευνών, οι Walker C. και συν. (2000), θέλησαν να συγκρίνουν την αποτελεσματικότητα της χρήσης οπτικής επανατροφοδότησης μέσω της απεικόνισης του ΚΒ του σώματος και της συμβατικής Φ/Θ σε ασθενείς στην οξεία φάση μετά από ΑΕΕ. Στην έρευνα πήραν μέρος σαρανταέξι (46) ασθενείς, οι οποίοι χωρίστηκαν σε δυο (2) ομάδες, πειραματική και ελέγχου.

Όλοι οι ασθενείς συμμετείχαν σε συνεδρίες Φ/Θ και εργοθεραπείας με τη διαφορά ότι τα άτομα που ανήκαν στην πειραματική ομάδα λάμβαναν συμπληρωματικά ένα πρόγραμμα αποκατάστασης της ισορροπίας διάρκειας 30min, πέντε (5) ημέρες την εβδομάδα, για οχτώ (8) συνεχόμενες εβδομάδες, το οποίο περιελάμβανε, είτε ασκήσεις κατανομής βάρους μέσω προφορικής προτροπής και απτικής επανατροφοδότησης, είτε ένα σύστημα αποτελούμενο από δυο (2) πλατφόρμες και μια οθόνη η οποία παρείχε στο χρήστη τη δυνατότητα να γνωρίζει κάθε φορά τη θέση του ΚΒ, ενώ δυο ισοϋψείς μπάρες που εμφανίζονταν, αποτελούσαν την οπτική αντιπροσώπευση της συμμετρικής κατανομής του βάρους.

Μετά από μετρήσεις που έγιναν πριν και μετά το τέλος του προγράμματος, βρέθηκε ότι όλοι οι ασθενείς κατάφεραν να βελτιώσουν την ισορροπία τους, μειώνοντας το στατικό λίκνισμα και αυξάνοντας την ταχύτητα βάδισης, ενώ δεν υπήρξε κάποιο σημαντικό επιπρόσθετο κέρδος όσον αφορά τα αποτελέσματα με την εφαρμογή των δυο παραπάνω μεθόδων.

Τέλος, ένα μήνα μετά τη διακοπή του προγράμματος δεν διατηρήθηκαν τα αποτελέσματα, γεγονός που σχετίζεται με τη φυσιολογική χρονική πορεία της αποκατάστασης, η οποία σύμφωνα με έρευνες (Ashburn A., 1997), με το πέρασμα του χρόνου τείνει να μειώνεται.

Σε μια παρόμοια ανασκόπηση, οι **Van Peppen R.P.S.** και συν. (2006), συγκρίνοντας μέσα από ένα αριθμό ερευνών, την αποτελεσματικότητα των δυο αυτών μεθόδων στην βελτίωση του στατικού ελέγχου σε ασθενείς μετά από ΑΕΕ, βρήκαν ότι η χρήση της οπτικής επανατροφοδότησης δεν παρείχε κάποια στατιστικά σημαντική επιπρόσθετη βελτίωση στη συμμετρική κατανομή του βάρους και στη μείωση του στατικού λικνίσματος αναφορικά με την κίνηση στο μετωπιαίο επίπεδο. Επίσης, αναφέρεται ότι οι ασθενείς δεν καταφέραν να έχουν καλύτερο έλεγχο της ισορροπίας κατά τη διάρκεια βάρδισης, αλλά και κατά την εκτέλεση δραστηριοτήτων της καθημερινής ζωής, υποδεικνύοντας ότι η επανεκπαίδευση του στατικού ελέγχου πρέπει να λαμβάνει χώρα κατά τη διάρκεια εκτέλεσης των σχετικών με τη βάρδιση λειτουργικών δραστηριοτήτων.

2.3 Ο ρόλος της Οπτικής Επανατροφοδότησης στη Στατική και Δυναμική Ισορροπία σε ασθενείς με Σκλήρυνση κατά Πλάκας

Σύμφωνα με έρευνες (**Armutlu K. & συν., 2001**), ένα ποσοστό **85%** των ασθενών με σκλήρυνση κατά πλάκας (**Multiple Sclerosis - MS**), αντιμετωπίζουν προβλήματα βάρδισης. Οι διαταραχές στη βάρδιση που εμφανίζουν οι ασθενείς με **MS**, πιθανότατα να οφείλονται σε πυραμιδική συνδρομή (μυϊκή αδυναμία, σπαστικότητα), αισθητικές διαταραχές (ιδιοκινησθητική αντίληψη), γενικευμένη κόπωση καθώς επίσης και σε αδυναμία συντονισμού λόγω παρεγκεφαλιδικής αταξίας. Τα άτομα με παρεγκεφαλιδική αταξία, παρουσιάζουν δυσκολία στη διατήρηση μιας στατικής θέσης -ειδικά στην όρθια στάση- αυξημένο στατικό λίκνισμα, ενώ τα ισορροπιστικά προβλήματα είναι προφανή κάθε φορά που εκτελούνται δραστηριότητες, κατά τις οποίες το κέντρο μάζας του σώματος μετακινείται εκτός μιας δεδομένης και περιορισμένης περιμέτρου (**Carr & Shepherd**).

Βασιζόμενοι λοιπόν σε έρευνες (**Bronstein & συν., 1990**) που υποστηρίζουν ότι τα άτομα αυτά φαίνεται να ελέγχουν καλύτερα την αστάθειά τους όταν χρησιμοποιούν την όρασή τους, οι **Baram Y.** και **Miller A. (2006)**, στην έρευνα που πραγματοποίησαν θέλησαν να εξετάσουν κατά πόσο η χρήση της οπτικής επανατροφοδότησης συμβάλλει στη βελτίωση του προτύπου βάδισης σε ασθενείς με **MS**.

Στην έρευνα χρησιμοποιήθηκε μια φορητή συσκευή εικονικής πραγματικότητας, η οποία παρείχε στους ασθενείς την αίσθηση ότι περπατούσαν πάνω σε ένα εικονικό δάπεδο με κατάλληλα τοποθετημένες σανίδες. Οι συμμετέχοντες διένυαν μια απόσταση **10m** με την ταυτόχρονη χρήση της συσκευής και χωρίς, ενώ μετά από μετρήσεις βρέθηκε ότι οι ασθενείς κατάφεραν -μέσω της χρήσης της εικονικής πραγματικότητας- να βελτιώσουν, τόσο την ταχύτητα, όσο και το μήκος διασκελισμού τους, ενώ το γεγονός ότι τα θετικά αποτελέσματα διατηρήθηκαν ακόμα και μετά την απομάκρυνση του οπτικού ερεθισμού, υποδεικνύει την πιθανή συμβολή της τεχνικής της εικονικής πραγματικότητας, στην βελτίωση και αποκατάσταση της κινητικότητας σε ασθενείς με διαταραχές βάδισης λόγω νευρολογικής βλάβης.

Σκοπός της έρευνας που πραγματοποίησε ο **G D. Fulk (2005)**, ήταν να εξετάσει κατά πόσο η εφαρμογή ενός προγράμματος αποκατάστασης αποτελούμενο από την συνδυασμένη χρήση του διαδρόμου βάδισης με ιμάντες υποστήριξης του ΣΒ και της τεχνικής της εικονικής πραγματικότητας συμβάλλει:

- στη βελτίωση του κινητικού προτύπου βάδισης,
- στη βελτίωση της ισορροπίας καθώς και
- στη βελτίωση της αντοχής στη βάδιση σε ασθενείς με **MS**.

Εξετάστηκε μια ασθενής, η οποία συμμετείχε σε συνεδρίες Φ/Θ, διάρκειας μιας ώρας, δυο (**2**) φορές την εβδομάδα, για δώδεκα (**12**) εβδομάδες, οι οποίες

περιελάμβαναν ασκήσεις επανεκπαίδευσης του κινητικού προτύπου βάδισης μέσω ενός ηλεκτρονικού διαδρόμου βάδισης με μάντες υποστήριξης του ΣΒ, αλλά και βάδιση σε επίπεδη επιφάνεια με υποστήριξη των άνω άκρων. Επιπλέον, η ασθενής πραγματοποιούσε και ασκήσεις ισορροπίας μέσω ενός συστήματος το οποίο πρόβαλλε σκηνές εικονικής πραγματικότητας, προσομοιώνοντας το σωματικό είδωλο με ορατούς στόχους που έπρεπε άλλοτε να κατευθυνθούν προς μια συγκεκριμένη θέση και άλλοτε να πλοηγηθούν, διευκολύνοντας έτσι την μεταφορά βάρους στα κάτω άκρα.

Μετά από μετρήσεις, βρέθηκε ότι η ασθενής κατάφερε να βελτιώσει την ισορροπία της καθώς και την ταχύτητα και την αντοχή στη βάδιση κατά **21%** και **24,6%** αντίστοιχα, ενώ τα θετικά αποτελέσματα διατηρήθηκαν ακόμα και δυο (2) μήνες μετά την ολοκλήρωση του προγράμματος.

Σε μια άλλη έρευνα η **L. Leocani** και συν. (2007), θέλησαν να εξετάσουν την επίδραση της χρήσης της εικονικής πραγματικότητας στην οπτικοκινητική απόδοση καθώς και τα βραχυπρόθεσμα αποτελέσματά της στην κινητική επανεκπαίδευση σε ασθενείς με **MS**. Στην έρευνα πήραν μέρος δέκα (10) ασθενείς και μια ομάδα από υγιείς ενήλικες, οι οποίοι καθισμένοι μπροστά σε μια επίπεδη οθόνη προσπαθούσαν εκτείνοντας το αριστερό άνω άκρο να ακολουθήσουν με το δείκτη τους ένα στόχο (αντικείμενο) το οποίο κινούνταν σε πέντε (5) τμηματικές τροχιές, διαγράφοντας μια πορεία συνολικού μήκους **160cm**. Κατά τη διάρκεια της δοκιμασίας, το αντικείμενο-στόχος κινούνταν με μια σταθερή ταχύτητα (**10cm/sec**), ενώ σταματούσε για **1sec** κάθε φορά που άλλαζε κατεύθυνση.

3ο ΚΕΦΑΛΑΙΟ

3.1 Ο ρόλος της Οπτικής και Ακουστικής Επανατροφοδότησης στη Στατική και Δυναμική Ισορροπία σε ασθενείς με Νόσο Πάρκινσον

Σκοπός της έρευνας που πραγματοποίησαν οι **M. Suteerawattananon** και συν. (2004), ήταν να εξετάσουν κατά πόσο η συνδυασμένη χρήση της οπτικής και ακουστικής επανατροφοδότησης, συμβάλλει στη βελτίωση του κινητικού προτύπου βάδισης σε ασθενείς με ΝΠ. Στην έρευνα πήραν μέρος εικοσιτέσσερις (24) ασθενείς, οι οποίοι απείχαν από τη φαρμακευτική τους αγωγή για δώδεκα (12) τουλάχιστον ώρες πριν από την έναρξη της δοκιμασίας και οι οποίοι διένυαν μια απόσταση **7,62m** κάτω από τις ακόλουθες συνθήκες:

- βάδιση με όσο το δυνατό μεγαλύτερη ταχύτητα,
- βάδιση με την ταυτόχρονη χρήση οπτικού ερεθισμού,
- βάδιση με την ταυτόχρονη χρήση ακουστικού ερεθισμού,
- βάδιση με την συνδυασμένη χρήση οπτικού και ακουστικού ερεθισμού.

Ως οπτικός ερεθισμός, χρησιμοποιήθηκαν φωτεινές κίτρινες λωρίδες οι οποίες ήταν τοποθετημένες στο πάτωμα σε μια απόσταση που αντιστοιχούσε στο **40%** του ύψους του κάθε ασθενούς, ενώ ως ακουστικός ερεθισμός χρησιμοποιήθηκε ένας μετρονόμος ο οποίος εξέπεμπε σε μια συχνότητα **25%** πάνω από το ρυθμό βηματισμού τους.

Μετά από μετρήσεις, βρέθηκε ότι η ταχύτητα και ο ρυθμός βηματισμού βελτιώθηκε περισσότερο (κατά **16%** και **12%** αντίστοιχα) με τη χρήση της

ακουστικής επανατροφοδότησης, ενώ δεν υπήρξε κάποια στατιστικά σημαντική διαφορά με τα αποτελέσματα της συνδυασμένης χρήσης. Επιπρόσθετα, το μήκος βηματισμού αυξήθηκε περισσότερο (κατά 18%) με τη χρήση της οπτικής επανατροφοδότησης, ενώ τα αποτελέσματα δεν διατηρήθηκαν κατά την εφαρμογή της συνδυασμένης χρήσης. Συμπερασματικά, η συνδυασμένη χρήση δεν προσέφερε κάποια σημαντικά επιπρόσθετα ωφέλη στη βάδιση, γεγονός που οφείλεται στο ότι η εφαρμογή των δυο αυτών ειδών ερεθισμού την ίδια στιγμή για μια συγκεκριμένη λειτουργική δραστηριότητα, πιθανότατα να διαχώρισε την προσοχή ανάμεσα στα δυο αυτά είδη ερεθισμού, οδηγώντας έτσι σε μια μείωση της απόδοσης κατά τη βάδιση συγκριτικά με τα αποτελέσματα της χρήση ενός μόνο είδους ερεθισμού.

Το φαινόμενο του «παγώματος» είναι ένα από τα συνηθισμένα προβλήματα που αντιμετωπίζουν οι ασθενείς με ΝΠ (Crenna P. & Frigo C. 1991, Giladi N. & συν. 2001). Μια από τις μορφές εκδήλωσης του φαινομένου αυτού, είναι η δυσκολία έναρξης της βάδισης (Fahn S. & Richard LE, 1987). Οι Y. Jiang και K.E. Norman. (2006) στην έρευνα που διενήργησαν, θέλησαν να εξετάσουν κατά πόσο η χρήση της ακουστικής και οπτικής επανατροφοδότησης συμβάλλει στη βελτίωση της έναρξης της βάδισης. Εξετάστηκαν δεκατέσσερις (14) ασθενείς, οι οποίοι χωρίστηκαν σε δυο (2) ομάδες, ανάλογα με το αν εμφανίζουν το φαινόμενο του «παγώματος» ή όχι και οι οποίοι αφού αρχικά στέκονταν πάνω σε μια πλατφόρμα δύναμης διένυαν μια απόσταση 3,66m κάτω από τις ακόλουθες συνθήκες (κατά σειρά):

- βάδιση με την ταυτόχρονη χρήση ακουστικού ερεθισμού (ρυθμικός ήχος),
- βάδιση με την ταυτόχρονη χρήση οπτικού ερεθισμού (λευκές γραμμές).

Οι μισοί από τους συμμετέχοντες, εκτέλεσαν την παραπάνω δοκιμασία με αντίθετη σειρά. Χρονικοί και χωρικοί παράμετροι της έναρξης της βάδισης μετρήθηκαν, και τα αποτελέσματα της έρευνας έδειξαν ότι κανένα από τα

παραπάνω είδη ερεθισμού δεν είχε κάποια σημαντική επίδραση στις χρονικές παραμέτρους της έναρξης της βάδισης. Σημαντική επίσης ήταν η αύξηση (κατά **25%**) της παραγόμενης δύναμης για την πρόσθια μετατόπιση κατά την άρση του μεγάλου δακτύλου και η αύξηση (κατά **19%** και κατά **15%** αντίστοιχα) για το πρώτο μήκος βηματισμού και διασκελισμού που πραγματοποιήθηκε μόνο κάτω από την επίδραση του οπτικού ερεθισμού. Από την άλλη, η ταχύτητα βάδισης άρχισε να βελτιώνεται (από **13-21%**) μόνο από το στάδιο όπου το μέλος αναφοράς ολοκλήρωσε την φάση αιώρησης κι έπειτα. Συμπερασματικά, ο οπτικός ερεθισμός βελτίωσε την έναρξη της βάδισης, γεγονός που σύμφωνα με προηγούμενες έρευνες (**Morris M.E. & συν., 1996**) πιθανότατα να οφείλεται στο ότι ο μηχανισμός δράσης της οπτικής επανατροφοδότησης λειτουργεί με τέτοιο τρόπο ώστε να τραβάει όλη την απαιτούμενη προσοχή προς το κατάλληλο μήκος διασκελισμού.

Βασιζόμενοι στα θετικά αποτελέσματα της χρήσης του εξωτερικού ρυθμικού ερεθισμού στη βάδιση των ασθενών με ΝΠ σε εργαστηριακό επίπεδο, οι **L. Rochester** και συν. (**2005**) θέλησαν να εξετάσουν την επίδραση του ακουστικού και οπτικού ερεθισμού, κατά τη διάρκεια εκτέλεσης απλών αλλά και σύνθετων λειτουργικές δραστηριότητες στο σπίτι.

Το πρωτόκολλο απαιτούσε από τους συμμετέχοντες να σηκωθούν από την καρέκλα που καθόντουσαν, να βαδίσουν ως την κουζίνα, να πάρουν ένα δίσκο με δυο ποτήρια και να επιστρέψουν στην καθιστή θέση αφού πρώτα τοποθετούσαν το δίσκο πάνω στο τραπέζι που βρίσκονταν δίπλα στην καρέκλα τους. Η παραπάνω διαδικασία έγινε κάτω από τις ακόλουθες συνθήκες και με την εξής σειρά:

- χωρίς τη χρήση εξωτερικού ερεθισμού (**baseline**),
- με χρήση ακουστικού ερεθισμού ή οπτικού ερεθισμού,
- χωρίς τη χρήση εξωτερικού ερεθισμού (**follow-up**).

Ως ερεθισμός, χρησιμοποιήθηκε μια φορητή συσκευή την οποία φορούσαν στην μέση τους, η οποία εξέπεμπε, είτε ακουστικούς ήχους οι οποίοι διαχέονταν μέσω ακουστικών, είτε εκρήξεις φωτός οι οποίες παράγονταν από ειδικά γυαλιά που φορούσαν οι συμμετέχοντες.

Μετά από μετρήσεις σε βασικές παραμέτρους της βάρδισης, βρέθηκε ότι οι ασθενείς κατάφεραν να αυξήσουν:

- a) την ταχύτητα, και
- b) το μήκος βηματισμού τους,

κατά την εκτέλεση δυο (2) λειτουργικών δραστηριοτήτων, μόνο με τη χρήση ακουστικού ερεθισμού. Σύμφωνα με προηγούμενες έρευνες (Morris M.E. & συν., 1996), οι ασθενείς με Πάρκινσον αδυνατούν να διατηρήσουν το πρότυπο βάρδισής τους σε ένα ικανοποιητικό επίπεδο απόδοσης όταν εκτελούν την ίδια στιγμή μια σειρά από συντρέχουσες δραστηριότητες. Γεγονός που πιθανότατα να οφείλεται στη μειωμένη ικανότητά τους να επιστρατεύουν και να επικεντρώνουν την προσοχή τους σε αυτές τις δραστηριότητες, που υπό φυσιολογικές συνθήκες θα ήταν κάτω από το αυτοματοποιημένο έλεγχο των βασικών γαγγλίων (Insek R. & συν., 1995). Επιπρόσθετα, η κόπωση και η κατάθλιψη είναι κλινικά συμπτώματα τα οποία εμφανίζουν συχνά οι ασθενείς και τα οποία πιθανόν να συμβάλουν στην μείωση της αναγνωριστικής ικανότητας, οδηγώντας έτσι σε μια περαιτέρω δυσκολία διατήρησης της προσοχής (Wertman E. & συν. 1993, Van Der Linden D. & συν. 2003, Reischies F.M. & συν. 2000).

Επιπρόσθετα, διαταραχή στην εκτελεστική λειτουργία υπάρχει σε ποικίλο βαθμό στη νόσο του Πάρκινσον, η οποία κατά ένα μέρος είναι μια διατάραξη της ρύθμισης της προσοχής, η οποία σχετίζεται με τη συγκέντρωση και την απομάκρυνση της προσοχής (Stam C.J. & συν., 1993) και είναι απαραίτητη για την εκτέλεση σύνθετων δραστηριοτήτων και για τη χρήση εξωτερικού ερεθισμού (Litvan I., 1999).

Η χρήση λοιπόν της ακουστικής επανατροφοδότησης, πιθανότατα να διευκολύνει τη βάδιση, ακόμη και κατά τη διάρκεια εκτέλεσης πιο σύνθετων λειτουργικών δραστηριοτήτων, χωρίς να απαιτείται από τους ασθενείς να καταβάλουν περισσότερη προσπάθεια ή/και προσοχή.

Σε μια άλλη μελέτη, οι **A. Nieuwboer** και συν. (2007), εφάρμοσαν σε ένα δείγμα ασθενών με ΝΠ, ένα πρόγραμμα αποκατάστασης κατ' οίκον, βασιζόμενο στο ρυθμικό ερεθισμό. Όλοι οι ασθενείς, αφού χωρίστηκαν σε δυο (2) ομάδες (Α και Β), συμμετείχαν σε εννέα (9) συνεδρίες αποκατάστασης, διάρκειας **30min**, για τρεις (3) συνεχόμενες εβδομάδες, ακολουθώντας από μια περίοδο τριών (3) εβδομάδων στις οποίες δεν λάμβαναν καθόλου θεραπεία, με τη διαφορά ότι τα άτομα που ανήκαν στην (Β) ομάδα, ακολούθησαν την ίδια διαδικασία με αντίθετη όμως σειρά. Μετά τις πρώτες έξι (6) εβδομάδες και οι δυο ομάδες είχαν μια περίοδο έξι (6) εβδομάδων, κατά τις οποίες δεν λάμβαναν καθόλου θεραπεία. Στην έρευνα χρησιμοποιήθηκε μια συσκευή η οποία παρείχε τρία (3) διαφορετικά είδη ρυθμικού ερεθισμού:

- ακουστικού (ένας ήχος μεταφερόταν μέσω ακουστικού),
- οπτικού (ένα φως που αναβόσβηνε μεταφερόταν μέσω ενός φωτεινού ηλεκτροδίου εκπομπής, το οποίο ήταν ενσωματωμένο στα ειδικά γυαλιά που φορούσαν οι ασθενείς), και
- σωματοαισθητικού (παλμοί δόνησης μεταφέρονταν μέσω ενός μικρού κυλίνδρου τον οποίον είχαν τοποθετήσει στον καρπό).

Η εφαρμογή του ερεθισμού εφαρμοζόταν κατά τη διάρκεια εκτέλεσης διαφόρων λειτουργικών δραστηριοτήτων, όπως βάδιση ενώ εκτελούν και μια επιπλέον δραστηριότητα, βάδιση πάνω σε διαφορετικής σύνθεσης επιφάνειες, διάνυση μεγάλων αποστάσεων, βάδιση σε διαφορετικές κατεύθυνσης -εμπρός και πίσω- κλπ. Μετά από μετρήσεις που έγιναν την 3^η, 6^η και 12^η εβδομάδα, βρέθηκε ότι οι ασθενείς κατάφεραν να αυξήσουν την ταχύτητα και το μήκος βηματισμού τους,

ενώ μικρή αλλά σημαντική ήταν και η βελτίωση -με αναφορά την ισορροπία- και της εμφάνισης του φαινομένου του «παγώματος». Τα θετικά όμως αποτελέσματα της χρήσης του ρυθμικού ερεθισμού στη βάδιση και στην ισορροπία, μειώθηκαν σημαντικά από την 6^η στην 12^η εβδομάδα (**follow-up**). Τέλος, οι περισσότεροι ασθενείς έδειξαν να προτιμούν και να είναι ανεκτικοί σε μεγαλύτερο βαθμό στο είδος του ακουστικού (**67%**) και σωματοαισθητικού (**33%**) ερεθισμού.

Σε μια παρόμοια έρευνα οι **L. Rochester** και συν. (**2007**), θέλησαν να εξετάσουν την επίδραση τριών (**3**) διαφορετικών τύπων εξωτερικού ρυθμικού ερεθισμού κατά τη διάρκεια εκτέλεσης απλών αλλά και σύνθετων λειτουργικών δραστηριοτήτων στο σπίτι. Το πρωτόκολλο απαιτούσε από τους συμμετέχοντες να βαδίσουν προς μια καρέκλα που ήταν τοποθετημένη **6m** μακριά, να πάρουν ένα δίσκο με ποτήρια, να κάνουν στροφή **180°** και κρατώντας το δίσκο, να επιστρέψουν στην αρχική τους θέση. Η παραπάνω διαδικασία έγινε χωρίς/και με την ταυτόχρονη χρήση ακουστικού, οπτικού και σωματοαισθητικού ερεθισμού. Οι ασθενείς φορούσαν μια φορητή συσκευή σαν ζώνη γύρω από τη μέση τους, η οποία παρείχε τα τρία αυτά διαφορετικά είδη ρυθμικού ερεθισμού (**A Nieuwboer & συν., 2007**).

Μετά από μετρήσεις που έγιναν στο τέλος της δοκιμασίας αλλά και τρεις (**3**) εβδομάδες μετά την ολοκλήρωση του προγράμματος βρέθηκε ότι η εκτέλεση μιας δευτερεύουσας δραστηριότητας κατά τη διάρκεια της βάδισης, είχε ως αποτέλεσμα τη μείωση της ταχύτητας και του μήκους βηματισμού (κατά **12,6%** και **12,7%** αντίστοιχα σε σχέση με τη βάδιση μόνο). Η χρήση κυρίως του ακουστικού και σωματοαισθητικού ερεθισμού, βελτίωσε τις παραμέτρους αυτές, γεγονός που υποδεικνύει ότι ο ερεθισμός πιθανόν να μειώνει τις απαιτήσεις (κόστος) για προσοχή, διευκολύνοντας έτσι την κατανομή της. Επιπλέον και σε αντίθεση με τα παραπάνω, φαίνεται ότι η χρήση του ρυθμικού ερεθισμού είχε ελάχιστα έως καθόλου θετικά αποτελέσματα κατά τη διάρκεια εκτέλεσης απλών δραστηριοτήτων, γεγονός που πιθανότατα να οφείλεται στο ότι οι ασθενείς

βρίσκουν πιο ενδιαφέρουσες τις σύνθετες δραστηριότητες και «κλείνονται» σε αυτές. Επίσης, φαίνεται πως πιθανόν οι ασθενείς να βασίζονται περισσότερο στην εξωτερική πληροφόρηση όταν εκτελούν δραστηριότητες υψηλού βαθμού δυσκολίας, ειδικότερα όταν συνυπάρχει και βλάβη στην εκτελεστική λειτουργία. Τέλος, τα θετικά αποτελέσματα δεν διατηρήθηκαν τρεις (3) εβδομάδες αργότερα.

Σε μια διαφορετική έρευνα οι E. Van Wegen και συν. (2006), θέλησαν να εξετάσουν τη επίδραση του ρυθμικού σωματοαισθητικού και οπτικού ερεθισμού στη βάδιση των ασθενών με ΝΠ και συγκεκριμένα στο μήκος διασκελισμού. Εξετάστηκαν δεκαεπτά (17) ασθενείς οι οποίοι, σύμφωνα με το ερευνητικό πρωτόκολλο, περπατούσαν πάνω σε ένα διάδρομο βάδισης μπροστά στον οποίο είχε τοποθετηθεί μια οθόνη η οποία έδειχνε σκηνές εικονικής πραγματικότητας και συγκεκριμένα εικονικούς διαδρόμους οι οποίοι κινούνταν με την ταχύτητα του διαδρόμου, δίνοντας έτσι την αίσθηση στους συμμετέχοντες ότι περνούν μέσα από αυτούς. Η ταχύτητα του διαδρόμου αυξανόταν προοδευτικά από 0,6 στα 3.8 km/h και ακολούθως μειωνόταν ακολουθώντας αντίστροφη πορεία σε κάθε στάδιο της δοκιμασίας. Ως σωματοαισθητικός ερεθισμός, χρησιμοποιήθηκε ένας μικροσκοπικός κύλινδρος ο οποίος εξέπεμπε παλμούς δόνησης, σε συχνότητα που αντιστοιχούσε στο 10% κάτω από την αρχική συχνότητα διασκελισμού σε κάθε ταχύτητα και ο οποίος, ήταν τοποθετημένος στον καρπό. Η παραπάνω διαδικασία έγινε κάτω από τις ακόλουθες συνθήκες:

- βάδιση χωρίς τη χρήση εξωτερικού ερεθισμού,
- βάδιση με τη χρήση οπτικού ερεθισμού,
- βάδιση με τη χρήση ρυθμικού σωματοαισθητικού ερεθισμού, και
- βάδιση με τη χρήση οπτικού και σωματοαισθητικού ερεθισμού.

Μετά από μετρήσεις βρέθηκε ό,τι οι ασθενείς κατάφεραν να μειώσουν την συχνότητα διασκελισμού τους και κατ' επέκταση να αυξήσουν το μήκος διασκελισμού τους με μια σταθερά εναλλασσόμενη ταχύτητα μόνο στις δυο

τελευταίες περιπτώσεις όπου εφαρμόστηκε ρυθμικός σωματοαισθητικός ερεθισμός. Επιπρόσθετα και εδώ όπως και σε πρόσφατες έρευνες (**Van Wegen E. & συν., 2006**), η αποτελεσματικότητα του ρυθμικού σωματοαισθητικού ερεθισμού δεν επηρεάστηκε από την παρουσία της ροής οπτικών ερεθισμάτων.

Η έγερση από την καθιστή θέση είναι μια σύνθετη λειτουργική δραστηριότητα που απαιτεί την ικανότητα μετακίνησης της μάζας του σώματος προς τα εμπρός από μια μεγάλη βάση στήριξης (μηροί και πόδια) σε μια μικρή (πόδια), καθώς και την ικανότητα έκτασης των αρθρώσεων των κάτω άκρων για την ανύψωση της μάζας του σώματος πάνω στους άκρους πόδες (**Carr & Shephert**). Τα άτομα με ΝΠ εμφανίζουν δυσκολίες στην έγερση, γεγονός που πιθανότατα να οφείλεται στην αδυναμία εκτέλεσης των σχετικών και κατάλληλα συγχρονισμένων προπαρασκευαστικών στατικών προσαρμογών (**Carr & Shephert**). Σκοπός λοιπόν της έρευνας που πραγματοποίησαν οι **M.K.Y. Mark** και **C.W.Y. Hui-Chan (2004)**, ήταν να εξετάσουν την επίδραση του οπτικοακουστικού ερεθισμού -ως προπαρασκευαστικού σήματος- στην βελτίωση της έγερσης σε ασθενείς με ΝΠ.

Οι συμμετέχοντες, αφού αρχικά κάθονταν σε μια καρέκλα που είχε τοποθετηθεί πάνω σε μια πλατφόρμα δύναμης ενώ τα πόδια τους ακουμπούσαν πάνω σε μια άλλη που είχε στηθεί ακριβώς μπροστά, προσπαθούσαν να εγερθούν χωρίς αλλά και με τη χρήση του οπτικοακουστικού ερεθισμού. Ως ακουστικός ερεθισμός χρησιμοποιήθηκε μια λεκτική προτροπή, ενώ ως οπτικός ερεθισμός ένα φως το οποίο τοποθετήθηκε στο ύψος των ματιών (σε σχέση με την όρθια στάση) και σε απόσταση **1,5m** ούτως ώστε να καθοδηγεί το άτομο να κινηθεί σε μια προς τα εμπρός και επάνω κατεύθυνση (βλ. Εικόνα 11).

που πραγματοποίησαν, θέλησαν να εξετάσουν την επίδραση του εξωτερικού αισθητικού ερεθισμού στην αποκατάσταση των ασθενών με ΝΠ.

Εξετάστηκαν είκοσι (20) ασθενείς στους οποίους -αφού χωρίστηκαν σε δυο ομάδες (Α και Β)- εφαρμόστηκε ένα Φ/Θ πρωτόκολλο το οποίο περιελάμβανε ασκήσεις για την διέγερση του στασικού ελέγχου, ενεργητική ή παθητική κινητοποίηση του μέλους, εκπαίδευση βάρδισης κλπ.

Όλοι οι ασθενείς ακολουθούσαν πιστά το πρόγραμμα με τη διαφορά ότι τα άτομα που ανήκαν στην ομάδα Β, εκτελούσαν τις ασκήσεις με τη βοήθεια οπτικού (καθρέπτες, γραμμές), ακουστικού (μετρονόμος) και απτικού ερεθισμού. Στην έρευνα χρησιμοποιήθηκε μια κλίμακα βαθμολόγησης της νόσου του Πάρκινσον (**United Parkinson's Disease Rating Scale - UPDRS**), ενώ μετά από μετρήσεις που έγιναν στο τέλος του προγράμματος, βρέθηκε ότι και οι δυο ομάδες κατάφεραν να μειώσουν τη βαθμολογία της **UPDRS**, κυρίως στο κομμάτι της αυτοεξυπηρέτησης και της κινητικότητας. Παρ' όλο όμως που τα θετικά αποτελέσματα τείνουν να εξαφανισθούν μετά από ένα διάστημα έξι (6) εβδομάδων με την ολοκλήρωση του προγράμματος και για τις δυο ομάδες, οι τιμές παρέμειναν ακόμα σημαντικά μειωμένες για τα άτομα που ανήκαν στην ομάδα Β.

Συμπερασματικά, η χρήση του πολυαισθητικού ερεθισμού φαίνεται να παρατείνει τα βραχυπρόθεσμα οφέλη της Φ/Θ, γεγονός που πιθανόν να οφείλεται στο ότι ο ερεθισμός κάνει τις κινητικές δραστηριότητες λιγότερο αυτοματοποιημένες και επιτρέπει στους ασθενείς να τροποποιούν τις κινητικές στρατηγικές τους.

Σε μια συστηματική ανασκόπηση οι I. **Lim** και συν, (2005), θέλησαν να αξιολογήσουν την αποτελεσματικότητα της χρήσης διαφόρων μορφών ρυθμικού ερεθισμού (ακουστικού, οπτικού, απτικού) καθώς και της συνδυασμένης εφαρμογής τους στη βάρδιση των ασθενών με ΝΠ. Επιλέγοντας ένα μεγάλο αριθμό δημοσιευμένων ερευνών (από το 1999 έως το 2004) από

φυσικοθεραπευτικές βάσεις δεδομένων (PiCarta, PEDro, Cochrane, DocOnline, CINAHL και SUM SEARCH) και αξιολογώντας (ποιοτική ανάλυση) τις ερευνητικές μεθόδους και τα αποτελέσματα, βρήκαν ότι παρ' όλο που πολλές έρευνες εμφανίζουν σημαντικές βελτιώσεις στο πρότυπο βάρδιση από τη χρήση του εξωτερικού ερεθισμού, δεν μπορούν να γενικεύσουν τα αποτελέσματά τους, λόγω του ότι αυτές οι έρευνες εμφανίζουν χαμηλή μεθοδολογική αξία. Με βάση λοιπόν τα παραπάνω συμπεράσματα, βρέθηκε ότι η χρήση του ακουστικού ερεθισμού αυξάνει την ταχύτητα βάρδισης σε ασθενείς με ΝΠ, ενώ δεν υπήρξαν ικανοποιητικές αποδείξεις όσον αφορά την αποτελεσματικότητα της χρήσης των άλλων μορφών στη βελτίωση του προτύπου βάρδισης.

Επιπλέον, υποστηρίζεται ότι δεν έχει ακόμα αποσαφηνιστεί αν τα θετικά αυτά αποτελέσματα που λαμβάνουν χώρα σε εργαστηριακό επίπεδο, μπορούν να μεταφερθούν στην καθημερινότητα των ασθενών έτσι ώστε να μπορούν να εκτελούν με μεγαλύτερη ευκολία τις δραστηριότητες της καθημερινής τους ζωής, αλλά και να μειώσουν την συχνότητα πτώσεων όταν πλέον θα βρεθούν στο δικό τους περιβάλλον.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΚΕΣ ΠΗΓΕΣ

Βιβλιογραφία

- **Carr Janet & Shepherd Roberta** «*Neurological rehabilitation: optimizing motor performance*» εκδ. Παρισιάνος (Αθήνα, 2004).
- **Crutchfield C., Shumway-Cook A. & Horak F.B.** «*Balance & coordination training In: Scully R., Barnes M., eds. Physical Therapy*» Lippincott, 825-43 (New York, 1989).
- **Fahn S., Richard L.E. & Members of the UPDRS Development Committee** «*Unified Parkinson's disease rating scale In Fahn S., Marsden C.D., Goldstein M., Calne D.B., eds. Recent developments in Parkinson's disease, Volume II*» Macmillan Healthcare Information, 153-63 (1987).
- **Horak F.B. & Macpherson J.M.** «*Postural orientation & equilibrium In: Rowell L.B., Shepard J.T., eds. Handbook of physiology: Section 12, Exercise Regulation & Integration of Multiple Systems*» Oxford University Press, 255-92 (New York, 1996).
- **Iansek R., Bradshaw J., Phillips J. et al.** «*Interaction of the basal ganglia & supplementary motor area in the elaboration of movement In: Glencross D., Piek J.P., editors. Motor control & sensory-motor integration: Issues & directions*» p. 37-59, Elsevier Science (Amsterdam, 1995).
- **Litvan I.** Extrapyramidal disorders and frontal lobe function. In: Miller BL, Cummings JC, editors. The human frontal lobes: Functions and disorders. New York: Guilford Pr; 1999. p 402-21.
- **Roth E.J. & Havey R.L.** «*Rehabilitation of stroke syndromes In Braddom R.L. eds. Physical medicine & rehabilitation, second edition*» WB Saunders, 1117-63 (2000).
- **Yates A.J.** «*Biofeedback & the modification of behavior*» Plenum (New York, 1980).

Αρθρογραφία

- **Amblard B., Cremieux J., Marchand A.R. & Carblanc A.** «*Lateral orientation & stabilization of human stance: Static versus dynamic visual cues*» *Experimental Brain Research*, 61:21-37 (1985).
- **Armutlu K., Karabudak R. & Nurlu G.** «*Physiotherapy approaches in the treatment of ataxic multiple sclerosis: A pilot study*» *Neurorehabilitation & Neural Repair*, 15:203-211 (2001).
- **Ashburn A.** «*Physical recovery following stroke*» *Physiotherapy*, 83:480-490 (1997).
- **Assaiante C., Marchand A.R. & Amblard B.** «*Discrete visual samples may control locomotor equilibrium & foot positioning in man*» *J. Mot Behav*, 21:72-91 (1989).
- **Azulay J.P., Mesure S., Amblard B., Blin O., Sangla I. & Pouget J.** «*Visual control of locomotion in Parkinson's disease*» *Brain*, 122:111-120 (1999).
- **Azulay J.P., Mesure S. & Blin O.** «*Influence of visual cues on gait in Parkinson's disease: Contribution to attention or sensory dependence?*» *Journal of the Neurological Sciences*, 248:192-195 (2006).
- **Baker K., Rochester L. & Nieuboer A.** «*The immediate effect of attentional, auditory & a combined cue strategy on gait during single & dual tasks in Parkinson's disease*» *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*, 88:1593-600 (2007).
- **Baker K., Rochester L. & Nieuboer A.** «*The effect of cues on gait variability-reducing the attentional cost of walking in people with Parkinson's disease*» *Parkinsonism & Related Disorders* (article in press, 2007).
- **Baram Y. & Miller A.** «*Virtual reality cues for improvement of gait in patients with multiple sclerosis*» *Neurology*, 66:178-181 (2006).
- **Baram Y. & Miller A.** «*Auditory feedback control for improvement of gait in patients with Multiple Sclerosis*» *Journal of the Neurological Sciences*, 254(1):90-94 (2007).
- **Bauby C.E. & Kuo A.D.** «*Active control of lateral balance in human walking*» *J. Biomech*, 33:1433-40 (2000).
- **Behrman L., Teitelbaum P. & Cauraugh J.H.** «*Verbal instruction sets normalize the temporal & spatial gait variables in Parkinson's disease*» *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 65:580-582 (1998).
- **Bisdorff A.R., Wolsley C.J., Anastasopoulos D., Bronstein A.M., Gresty M.A.** «*The perception of body verticality (subject postural vertical) in peripheral & central vestibular disorders*» *Brain*, 119:1523-34 (1996).

- **Bonan I.V., Colle F.M., Guichard J.P., Vicaut E., Eisenfisz M., Tran Ba Huy P. & Yelnik A.P.** «*Reliance on visual information after stroke. Part I: Balance on dynamic posturography*» Archives of Physical Medicine & Rehabilitation, 85:268-73 (2004).
- **Bonan I.V., Yelnik A.P., Colle F.M., Michaud C., Normand E., Panigot B., Roth P., Guichard J.P. & Vicaut E.** «*Reliance on visual information after stroke. Part II: Effectiveness of a balance rehabilitation program with visual cue deprivation after stroke: A randomized controlled trial*» Archives of Physical Medicine & Rehabilitation, 85:274-8 (2004).
- **Bronstein A.M., Hood J.D., Gresty M.A. et al.** «*Visual control of balance in cerebellar & Parkinsonian syndrom*» Brain, 113:767-779 (1990).
- **Cheng P.T., Wang C.M., Chung C.Y. & Chen C.L.** «*Effects of visual feedback rhythmic weight-shift training on hemiplegic stroke patients*» Clinical Rehabilitation, 18:747-753 (2004).
- **Comella J.C., Stebbins G.T., Brown-Tomas N. & Goetz C.G.** «*Physical therapy & Parkinson's disease: A controlled clinical trial*» Neurology, 44:376-8 (1994).
- **Cramer S.C. & Bastings E.P.** «*Mapping clinically relevant plasticity after stroke*» Neuropharmacology, 39:842-851 (2000).
- **Cremieux J. & Mesure S.** «*Differential sensitivity to static visual cues in the control of postural equilibrium in man*» Percept Motor Skills, 78:67-74 (1994).
- **Crenna P. & Frigo C.** «*A motor programme for the initiation of forward-oriented movements in humans*» Journal of Physiology, 437:635-53 (1991).
- **Cubo E., Leurgans S. & Goetz C.G.** «*Short-term & practice effect of metronome pacing in Parkinson's disease patients with gait freezing while in the 'on' state: Randomized single blind evaluation*» Parkinsonism & Related Disorders, 10:507-510 (2004).
- **Dalrymple-Alford J.C., Kalders A.S., Jones R.D. & Watson R.W.** «*A central executive deficit in patients with Parkinson's disease*» J. Neurol Neurosurg Psychiatry, 57:360-7 (1994).
- **Dault M.C., De Haart M., Geurts A.C.H., Arts I.M.P., Nienhuis B.** «*Effects of visual center of pressure feedback on postural control in young & elderly healthy adults & in stroke patients*» Human Movement Science, 22:221-236 (2003).
- **Del Olmo M., Arias P., Furio M.C., Pozo M.A. & Cudeiro J.** «*Evaluation of the effect of training using auditory stimulation on rhythmic movement in Parkinsonian patients-a combined motor & [18F]-FDG PET study*» Parkinsonism & Related Disorders, 12:155-164 (2006).

- **Del Olmo M. & Cudeiro J.** «*Temporal variability of gait in Parkinson's disease: Effects of a rehabilitation programme based on rhythmic sound cues*» *Parkinsonism & Related Disorders*, 11:25-33 (2005).
- **Do M.C., Bussel B. & Breniere Y.** «*Influence of plantar cutaneous afferents on early compensatory reaction to forward fall*» *Experimental Brain Research*, 79:319-324 (1990).
- **Duncan P.W., Weiner D.K., Chandler J. & Studenski S.** «*Functional reach: A new clinical measure of balance*» *J. Gerontol*, 45:M192-7 (1990).
- **Ebersbach G., Dimitrijevic M. & Poewe W.** «*Influence of concurrent tasks on gait: A dual task approach*» *Percept Mot Skills*, 81:107-113 (1995).
- **Ellgrin H., Seiler S., Nagel U., Perleth B., Gassr T. & Oertel W.H.** «*Psychosocial problems of Parkinson patients: Approaches to assessment and treatment*» *Adv Neurol*, 53:349-53 (1990).
- **Engardt M.** «*Long term effects of auditory feedback training on relearned symmetrical body weight distribution in stroke patients*» *Scand J. Rehabil Med*, 26:65-69 (1994).
- **Engardt M., Ribbe T. & Olsson E.** «*Vertical ground reaction force feedback to enhance stroke patients symmetrical body-weight distribution while rising/sitting down*» *Scand J. Rehabil Med*, 25:41-48 (1993).
- **Flowers K.A.** «*Ballistic & corrective movements in an aiming task: Intention tremor & parkinsonian movement disorders compared*» *Neurology*, 25:413-21 (1975).
- **Flowers K.A.** «*Visual 'closed-loop' & 'open-loop' characteristics of voluntary movement in patients with parkinsonism & intention tremor*» *Brain*, 99:269-310 (1976).
- **Flowers K.A.** «*Some frequency response characteristics of parkinsonism on pursuit tracking*» *Brain*, 101:19-34 (1978a).
- **Flowers K.A.** «*Lack of prediction in the motor behaviour of parkinsonism*» *Brain*, 101:35-52 (1978b).
- **Ford M.P., Wagenaar R.C. & Newell K.M.** «*The effects of auditory rhythms & instruction on walking patterns in individuals post stroke*» *Gait & Posture*, 26:150-155 (2007).
- **Fowler V. & Carr J.** «*Auditory feedback: Effects on vertical force production during standing up following stroke*» *International Journal of Rehabilitation Research*, 19:265-269 (1996).
- **Freedland R.L., Festa C., Sealy M., McBean A., Elghazaly P., Capan A., Brozycki L., Nelson A.J. & Rothman J.** «*The effects of pulsed auditory stimulation on various gait measurements in persons with Parkinson's Disease*» *Neurorehabilitation*, 17:81-87 (2002).
- **Fulk G.D.** «*Locomotor training & virtual reality-based balance training for an individual with multiple sclerosis: A case report*» *Journal of Neurological Physical Therapy*, 29(1):34-42 (2005).

- **Giladi N., Kao R. & Fahn S.** «Freezing phenomenon in patients with parkinsonian syndromes» *Movement Disorders*, 12:302-305 (1997).
- **Giladi N., McDermott M.P., Fahn S. et al.** «Freezing of gait in Parkinson's disease: Prospective assessment in the DATATOP cohort» *Neurology*, 56:1712-21 (2001).
- **Giladi N., Mahon D., Przedborski S., Flaster E., Guillory S., Kastic V. & Fahn S.I.** «Motor blocks in Parkinson's disease» *Neurology*, 42:333-9 (1992).
- **Glendinning D.S. & Enoka R.M.** «Motor unit behavior in Parkinson's disease» *Physical Therapy*, 74:61-70 (1994).
- **Glickstein M. & Stein J.** «Paradoxical movement in Parkinson's disease» *Trends Neurosci*, 14:480-2 (1991).
- **Godaux E., Koulischer D. & Jacquy J.** «Parkinsonian bradykinesia is due to depression in the rate of rise of muscle activity» *Annals of Neurology*, 31:93-100 (1992).
- **Good D.C.** «Treatment strategies for enhancing motor recovery in stroke rehabilitation» *J. Neurol. Rehabil.*, 8:177-186 (1994).
- **Gowland C., De Bruin H., Basmajian J., Plews N. & Nurcea I.** «Agonist & antagonist activity during voluntary upper-limb movement in patients with stroke» *Physical Therapy*, 72:624-633 (1992).
- **Gray P. & Hildebrank K.** «Fall risk factors in Parkinson's disease» *J. Neurosci Nurs*, 32:222-8 (2000).
- **Gresham G.E., Fitzpatrick T.E., Wolf P.A., McNamara P.M., Kannel W.B. & Dawber T.R.** «Residual disability in survivors of stroke: The Framingham Study» *N. Engl. J. Med.*, 293:954-956 (1975).
- **Hallett M. & Khoshbin S.** «A physiological mechanism of bradykinesia» *Brain*, 103:301-14 (1980).
- **Hausdorff J.M., Lowenthal J., Herman T., Gruendlinger L., Peretz C. & Giladi N.** «Rhythmic auditory stimulation modulates gait variability in Parkinson's disease» *European Journal of Neuroscience*, 26:2369-2375 (2007).
- **Hausdorff J.M., Schaafsma J.D., Balash Y., Bartels A.L., Gurevich T. & Giladi N.** «Impaired regulation of stride variability in Parkinson's disease subjects with freezing on gait» *Experimental Brain Research*, 149(2):187-194 (2003).
- **Hefter H., Hoemberg V., Lange H.W. & Freund H.J.** «Impairment of rapid movement in Huntington's disease» *Brain*, 110:585-612 (1987).
- **Horak F.B.** «Postural orientation & equilibrium: What do we need to know about neural control of balance to prevent falls?» *Age & Ageing*, 35-S2: ii7-ii11 (2006).
- **Horak F.B. & Kuo A.** «Postural adaptation for altered environments, tasks & intentions In: *Biomechanics and Neuronal Control of Posture & Movement*» Springer, 267-81 (New York, 2000).

- **Horak F.B., Shupert C.L. & Mirka A.** «*Components of postural dyscontrol in the elderly: A review*» *Neurobiology of Aging*, 10:727-738 (1989).
- **Howe T.E., Lovgreen B., Cody F.W.J., Ashton V.J. & Oldham J.A.** «*Auditory cues can modify the gait of persons with early-stage Parkinson's disease: A method for enhancing parkinsonian walking performance?*» *Clinical Rehabilitation*, 17:363-367 (2003).
- **Hufschmidt A. & Lucking C.H.** «*Abnormalities of tracking behavior in Parkinson's disease*» *Movement Disorders*, 10:267-76 (1995).
- **Hui-Ing Ma, Trombly C.A., Wagenaar R.C. & Tickle-Degnen L.** «*Effect of one single auditory cue on movement kinematics in patients with Parkinson's disease*» *Am. J. Phys. Med. Rehabil.*, 83:530-536 (2004).
- **Jaffe D.L., Brown D.A., Pierson-Carey C.D., Buckley E.L. & Lew H.L.** «*Stepping over obstacles to improve walking in individuals with poststroke hemiplegia*» *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 41(3 A):283-292 (2004).
- **Jiang Y. & Norman K.E.** «*Effects of visual & auditory cues on gait initiation in people with Parkinson's disease*» *Clinical Rehabilitation*, 20:36-45 (2006).
- **Kitamura J. & Nakagawa H.** «*Visual influence on contact pressure of hemiplegic patients through photoelastic sole image*» *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 77:14-8 (1996).
- **Knutsson E.** «*An analysis of Parkinsonian gait*» *Brain*, 95:475-86 (1972).
- **Koller W.C. & Trimble J.** «*The gait abnormality of Huntington's disease*» *Neurology*, 35:1450-1454 (1985).
- **Kompoliti K., Goetz C.G., Leurgans S., Morrissey M. & Siegel I.M.** «*"On" freezing in Parkinson's disease: Resistance to visual cue walking devices*» *Movement Disorders*, 15(2):309-312 (2000).
- **Lee D.N. & Lishman J.R.** «*Visual proprioceptive control of stance*» *Journal of Human Movement Science*, 1:87-95 (1975).
- **Lehman D.A., Toole T., Lofald D. & Hirsch M.A.** «*Training with verbal instruction cues results in near-term improvement of gait in people with Parkinson disease*» *Journal of Neurological Physical Therapy*, 29(1):2-8 (2005).
- **Leocani L., Comi E., Annovazzi P., Rovaris M., Rossi P., Cursi M., Comola M., Martinelli V. & Comi G.** «*Impaired short-term motor learning in multiple sclerosis: Evidence from virtual reality*» *Neurorehabilitation & Neural Repair*, 21(3):273-278 (2007).
- **Lewis G.N., Byblow W. & Walt S.E.** «*Stride length regulation in Parkinson's disease: The use of extrinsic, visual cues*» *Brain*, 123:2077-90 (2000).
- **Lim I., Van Wegen E., De Goede C., Deutekom M., Nieuwboer A., Willems A., Jones D., Rochester L. & Kwakkel G.** «*Effects of external*

- rhythmical cueing on gait in patients with Parkinson's disease: A systematic review*» *Clinical Rehabilitation*, 19:695-713 (2005).
- **Luft A.R., McCombe-Waller S., Whittall J., Forrester L.W., Macko R., Sorkin J.D., Schulz J.B., Goldberg A.P. & Hanley D.F.** «*Repetitive bilateral arm training & motor cortex activation in chronic stroke*» *Jama*, 292(15):1853-1861 (2004).
 - **Lum P.S., Burgar C.G., Van Der Loos M. et al.** «*MIME robotic device for upper-limb neurorehabilitation in subacute stroke subjects: A follow-up study*» *J. Rehabil. Res. Dev.*, 43:631-642 (2006).
 - **Majsak M.J., Kaminski T., Gentile A.M. & Flanagan J.R.** «*The reaching movements of patients with Parkinson's disease under self-determined maximal speed & visually cued conditions*» *Brain*, 121:755-766 (1998).
 - **Mak M.K.Y. & Hui-Chan C.W.Y.** «*Audiovisual cue can enhance sit-to-stand in patients with Parkinson's disease*» *Movement Disorders*, 19(9):1012-1019 (2004).
 - **Maki B.E., Edmondstone M.A. & McIlroy W.E.** «*Age-related differences in laterally directed compensatory stepping behaviour*» *J. Gerontol.*, 55 A:M270-7 (2000).
 - **Marchese R., Diverio M., Zucchi F., Lentino C. & Abbruzzese G.** «*The role of sensory cues in the rehabilitation of Parkinsonian patients: A comparison of two physical therapy protocols*» *Movement Disorders*, 15(5):879-883 (2000).
 - **Maring J.R.** «*Effects of mental practice on rate of skill acquisition*» *Physical Therapy*, 70:165-72 (1990).
 - **Maulucci R.A. & Eckhouse R.H.** «*Retraining reaching in chronic stroke with real-time auditory feedback*» *Neurorehabilitation*, 16(3):171-182 (2001).
 - **McCullum G. & Lee T.K.** «*Form & exploration of mechanical stability limits in erect stance*» *J. Motor. Behav.*, 21:225-44 (1989).
 - **McIntosh G.C., Brown S.H., Rice R.R. & Thaut M.H.** «*Rhythmic auditory-motor facilitation of gait patterns in patients with Parkinson's disease*» *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 62:22-26 (1997).
 - **Montgomery E.B. Jr. & Nuessen J.** «*The movement speed/accuracy operator in Parkinson's disease*» *Neurology*, 40:269-72 (1990).
 - **Morris M.E., Ianske R., Matyas T.A. & Summer J.J.** «*The pathogenesis of gait hypokinesia in Parkinson's disease*» *Brain*, 117:1169-81 (1994b).
 - **Morris M.E., Ianske R., Matyas T.A. & Summers J.J.** «*Stride length regulation in Parkinson's disease. Normalization strategies & underlying mechanisms*» *Brain*, 119:551-68 (1996).

- **Morris M.E., McGinley J., Huxham F., Collier J. & Ianske R.** «*Constraints on the kinetic, kinematic & spatiotemporal parameters of gait in Parkinson's disease*» Hum. Mov. Sci., 18:461-83 (1999).
- **Newell K.M., Sparrow W.A. & Quinn J.T.** «*Kinetic information feedback for learning isometric tasks*» Journal of Human Movement Study, 11:113-124 (1985).
- **Nieuwboer A., Kwakkel G., Rochester L., Jones D., Van Wegen E., Willems A.M., Chavret F., Hetherington V., Baker K. & Lim I.** «*Cueing training in the home improves gait-related mobility in Parkinson's disease: the rescue trial*» J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry, 78:134-140 (2007).
- **Paccetti G., Mancini F., Aglieri R., Fundro C., Martignoni E. & Nappi G.** «*Active music therapy in Parkinson's disease: An integrative method for motor & emotional rehabilitation*» Psychosomatic Medicine, 62:386-393 (2000).
- **Perennou D.A., Leblond C., Amblard B., Micallef J.P., Herisson C. & Pelissier J.Y.** «*Transcutaneous electric nerve stimulation reduces neglect-related postural instability after stroke*» Archives of Physical Medicine & Rehabilitation, 82:440-8 (2001).
- **Peterka R.J.** «*Sensorimotor integration in human postural control*» J. Neurophys., 88:1097-118 (20002).
- **Peterka R.J. & Black F.O.** «*Age-related changes in human posture control: Sensory organization tests*» Journal of Vestibular Research, 1(1):73-85 (1990-1991).
- **Petersen H., Magnusson M., Johansson R. & Fransson P.A.** «*Auditory feedback regulation of perturbed stance in stroke patients*» Scand. J. Rehabil. Med., 28:217-223 (1996).
- **Plotnik M., Giladi N., Balash Y., Peretz C. & Hausdorff J.M.** «*Is freezing of gait in Parkinson's disease related to asymmetric motor function?*» Annals of Neurology, 57:656-663 (2005).
- **Pohl M., Mehrholz M., Ritschel C. & Ruckriem S.** «*Speed-dependent treadmill training in ambulatory hemiparetic stroke patients: A randomized controlled trial*» Stroke, 33:553-58 (2002).
- **Prassas S., Thaut M.H., McIntosh G.C. & Rice R.** «*Effect of auditory rhythmic cuing on gait kinematic parameters of stroke patients*» Gait & Posture, 6:218-223 (1997).
- **Priori A., Berardelli A., Inghilleri M., Polidori L. & Manfredi M.** «*Electromyographic silent period after transcranial brain stimulation in Huntington's disease*» Movement Disorders, 9:178-182 (1994).
- **Priplata A.A., Patrilli B.L., Niemi J.B., Hughes R., Gravelle D.C., Lipsitz L.A., Veve A., Stein J., Bonato P. & Collins J.J.** «*Noise-enhanced balance control in patients with diabetes & patients with stroke*» Annals of Neurology, 59:4-12 (2006).

- **Reischies F.M. & Neu P.** «*Comorbidity of mild cognitive disorder & depression-a neuropsychological analysis*» Eur. Arch. Clin. Neurosci., 250:186-93 (2000).
- **Richards L.G., Senesac C.R., Davis S.B., Woodbury M.L. & Nadeau S.E.** «*Bilateral arm training with rhythmic auditory cueing in chronic stroke: Not always efficacious*» Neurorehabilitation & Neural Repair, 22(2):180-4 (2008).
- **Richardson A.** «*Mental practice: a review & discussion part 1*» Res. Q, 38:95-107 (1967).
- **Riecker A., Wildgruber D., Mathiak K., Grodd W. & Ackermann** «*Parametric analysis of rate-dependent hemodynamic response functions of cortical & subcortical brain structures during auditorily cued finger tapping: A fMRI study*» NeuroImage, 18:731-9 (2003).
- **Rochester L., Hetherington V., Jones D., Nieuwboer A., Willems A.M., Kwakkel G. & Van Wegen E.** «*The effect of external rhythmic cues (auditory & visual) on walking during a functional task in homes of people with parkinson's disease*» Archives of Physical Medicine & Rehabilitation, 86:999-1006 (2005).
- **Rochester L., Nieuwboer A., Baker K., Hetherington V., Willems A.M., Chavret F., Kwakkel G., Van Wegen E., Lim I. & Jones D.** «*The attentional cost of external rhythmical cues & their impact on gait in Parkinson's disease: Effect of cue modality & task complexity*» J. Neural. Transm., 114:1243-1248 (2007).
- **Rode G., Tiliket C., Harlopain P. & Boisson D.** «*Postural asymmetry reduction by vestibular caloric stimulation in left hemiparetic patients*» Scand. J. Rehabil. Med., 30:9-14 (1998).
- **Sackley C.M.** «*The relationships between weight bearing asymmetry after stroke, motor function & activities of daily living*» Physiotherapy Theory & Practice, 6:179-185 (1990).
- **Sackley C.M. & Baguley B.I.** «*Visual feedback after stroke with the balance performance monitor*» Clinical Rehabilitation, 14:189-195 (1993).
- **Sackley C.M. & Lincoln N.B.** «*Single blind randomized controlled trial of visual feedback after stroke: Effects on stance symmetry & function*» Disability & Rehabilitation, 19(12):536-546 (1997).
- **Sanes J.N.** «*Information processing deficits in Parkinson's disease*» Neuropsychologia, 23:381-92 (1985).
- **Schaafsma J.D., Giladi N., Balash Y., Bartels A.L., Gurevich T. & Hausdorff J.M.** «*Gait dynamics in Parkinson's disease: Relationship to Parkinsonian features, falls & response to levodopa*» J. Neurol. Sci., 212:47-53 (2003).
- **Schauer M. & Mauritz K.H.** «*Musical motor feedback (MMF) in walking hemiparetic stroke patients: Randomized trials of gait improvement*» Clinical Rehabilitation, 17:713-722 (2003).

- **Sheridan M.R. & Flowers K.A.** «*Movement variability & bradykinesia in Parkinson's disease*» *Brain*, 113:1149-61 (1990).
- **Shumway-Cook A., Anson D. & Haller S.** «*Postural sway biofeedback: Its effect on reestablishing stance in hemiplegic patients*» *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*, 69:395-400 (1988).
- **Sidaway B., Anderson J., Danielson G., Martin L. & Smith G.** «*Effects of long-term gait training using visual cues in an individual with Parkinson's disease*» *Physical Therapy*, 86(2):186-194 (2006).
- **Stack E. & Ashburn A.** «*Fall events described by people with Parkinson's disease: Implications for clinical interviewing & the research agenda*» *Physiother. Res. Int.*, 4:190-200 (1999).
- **Stack E.L., Ashburn A.M. & Jupp K.E.** «*Strategies used by people with Parkinson's disease who report difficulty turning*» *Parkinsonism & Related Disorders*, 12:87-92 (2006).
- **Stam C.J., Visser S.L., Op De Coul A.A. et al.** «*Disturbed frontal regulation of attention in Parkinson's disease*» *Brain*, 116:1139-58 (1993).
- **Suteerawattananon M., Morris G.S., Etnyre B.R., Jankovic J. & Protas E.J.** «*Effects of visual & auditory cues on gait in individuals with Parkinson's disease*» *J. Neurol. Sci.*, 219:63-9 (2004).
- **Teasdale N. & Simoneau M.** «*Attentional demands for postural control: The effect of ageing & sensory reintegration*» *Gait & Posture*, 14:203-10 (2001).
- **Teasdale N. & Stelmach G.E.** «*Movement disorders: The importance of the movement context*» *J. Motor. Behav.*, 20:186-91 (1988).
- **Thaut M.H., Leins A.K., Rice R.R., Argstatter H., Kenyon G.P., McIntosh G.C., Bolay H.V. & Fetter M.** «*Rhythmic auditory stimulation improves gait more than NDB/Bobath training in near-ambulatory patients early post stroke: A single-blind, randomized trial*» *Neurorehabilitation & Neural Repair*, 21:455-459 (2007).
- **Thaut M.H., McIntosh G., Prassas S. & Rice R.** «*Effect of rhythmic auditory cuing on temporal stride parameters & EMG patterns in hemiparetic gait of stroke patients*» *J. Neurol. Rehabil.*, 7:9-16 (1993).
- **Thaut M.H., McIntosh G.C. & Rice R.R.** «*Rhythmic facilitation of gait training in hemiparetic stroke rehabilitation*» *Journal of Neurological Sciences*, 151(2):207-212 (1997).
- **Thaut M.H., McIntosh G.C., Rice R.R., Miller R.A., Rathbun J. & Brault J.M.** «*Rhythmic Auditory Stimulation in Gait Training for Parkinson's Disease Patients*» *Movement Disorders*, 11(2):193-200 (1996).
- **Thaut M.H., Miltner R., Lange H.W., Hurt C.P. & Hoemberg V.** «*Velocity modulation & rhythmic synchronization of gait in Huntington's disease*» *Movement Disorders*, 14(5):808-819 (1999).

- **Thompson P.D., Berardelli J.C., Rothwell B.L., Day G.P.R., Benecke R. & Marsden C.D.** «*The coexistence of bradykinesia & chorea in Huntington's disease & implication for theoris of basal ganglia control of movement*» Brain, 111:223-244 (1988).
- **Tyson S.F.** «*Trunk kinematics in hemiparetic gait & the effect of walking aids*» Clinical Rehabilitation, 13:295-300 (1999).
- **Ueno E., Yanagisawa N. & Takami M.** «*Gait disorders in parkinsonism: A study with floor reaction florces & EMG*» Adv. Neurol., 60:414-8 (1993).
- **Van Der Linden D., Frese M. & Meijman T.F.** «*Mental fatigue & the control of cognitive processes: Effects on perseveration & planning*» Acta. Phychol. 113:45-65 (2003).
- **Van Peppen R.P.S., Kortsmit M., Lindeman E. & Kwakkel G.** «*Effects of visual feedback therapy on postural control in bilateral standing after stroke: A systematic review*» J. Rehabil. Med., 38:3-9 (2003).
- **Van Wegen E., De Goede C., Lim I., Rietberg M., Nieuwboer A., Willems A., Jones D., Rochester L., Hetherington V., Berendese H., Zijmans J., Wolters E. & Kwakkel G.** «*The effect of rhythmic somatosensory cueing on gait in patients with Parkinson's disease*» Journal of the Neurological Sciences, 248:210-214 (2006).
- **Van Wegen E., De Goede C., Lim I., Rietberg M., Nieuwboer A., Willems A., Jones D., Rochester L., Hetherington V., Berendese H., Zijmans J., Wolters E. & Kwakkel G.** «*The effect of visual rhythms & optic flow on stride patterns of patients with Parkinson's disease*» Parkinsonism & Related Disorders, 12:21-27 (2006).
- **Wagenaar R.C. & Van Emmerik R.E.A.** «*Dynamics of pathological gait*» Hum. Mov. Sci., 13:441-71 (1994).
- **Walker C., Brouwer B.J & Culham E.G.** «*Use of visual feedback in retraining balance following acute stroke*» Physical Therapy, 80(9):886-895 (2000).
- **Warner L. & McNeil M.E.** «*Mental imagery & its potential for physical therapy*» Physical Therapy, 68:516-21 (1988).
- **Wertman E., Speedie L., Shemesh Z., Gilon D., Raphael M. & Stessman J.** «*Cognitive disturbances in Parkinsonian patients with depression*» Neurophychiatry Neurophychol. Behav. Neurol., 6:31-7 (1993).
- **Whitall J., McCombe-Waller S., Silver K.H.C. & Macko R.F.** «*Repetitive bilateral arm training with rhythmic auditory cueing improves motor function in chronic hemiparetic stroke*» Stroke, 31:2390-2395 (2006).
- **Willems A.M., Nieuwboer A., Chavret F., Desloovere K., Dom R., Rochester L., Jones D., Kwakkel G. & Van Wegen E.** «*The use of rhythmic auditory cues to influence gait in patients with Parkinson's*

- disease, the differential effect for freezers & non-freezers, an explorative study» Disability & Rehabilitation, 28(11): 721-728 (2006).*
- **Willems A.M., Nieuwboer A., Chavret F., Desloovere K., Dom R., Rochester L., Kwakkel G., Van Wegen E. & Jones D.** «*Turning in Parkinson's disease patients & controls: The effect of auditory cues*» *Movement Disorders, 22(13):1871-1878 (2007).*
 - **Winter D.A., Patla A.E., Frank J.S. & Walter S.E.** «*Biomechanical walking pattern changes in the fit & healthy elderly*» *Physical Therapy, 70:340-7 (1990).*
 - **Yang J.F., Winter D.A. & Wells R.P.** «*Postural dynamics in the standing human*» *Biological Cybernetics, 62:309-320 (1990).*
 - **Yogen G., Giladi N., Peretz C., Springer S., Simon E. & Hausdorff J.** «*Dual tasking, gait rhythmicity, and Parkinson's disease: Which aspects of gait are attention demanding?*» *Euro. J. Neuro. Sci., 22:1248-56 (2005).*
 - **Yavuzer G., Eser F., Karakus D., Karaoglan B. & Stam H.J.** «*The effect of balance training on gait late after stroke: A randomized controlled trial*» *Clinical Rehabilitation, 20:960-969 (2006).*
 - **Yavuzer G., Gok H. & Ergin S.** «*Spatiotemporal and kinematic gait characteristics of stroke patients*» *J. Reumatol. Med. Rehabil., 12:148-52 (2001).*
 - **Yoo E. & Chung B.** «*The effect of visual feedback plus mental practice on symmetrical weight-bearing training in people with hemiparesis*» *Clinical Rehabilitation, 20:388-397 (2006).*
 - **Zhang L., Siddiqui A., Counihan T. & Kurlan R.** «*A novel treatment for transient freezing in Parkinson's disease: Application of a laser pointer*» *Neurology, 52:A222 (1999).*