



**ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΚΟ ΕΚΠΑΙΔΕΥΤΙΚΟ ΙΔΡΥΜΑ
ΠΑΤΡΩΝ - ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ ΑΙΓΙΟΥ
ΣΧΟΛΗ ΕΠΑΓΓΕΛΜΑΤΩΝ ΥΓΕΙΑΣ & ΠΡΟΝΟΙΑΣ
ΤΜΗΜΑ ΦΥΣΙΚΟΘΕΡΑΠΕΙΑΣ**

ΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

« Η δραστηριότητα της έγερσης από καθιστή θέση, ως μέσο αξιολόγησης και θεραπείας, στα πλαίσια αποκατάστασης ασθενούς με αγγειακό εγκεφαλικό επεισόδιο »

Σπουδάστριες: Μαυρατζώτη Ευδοξία, Βαλογιάννη Αρετή

Εποπτεών καθηγητής: Κατσουλάκης Κωνσταντίνος

ΑΙΓΙΟ 2012

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Θέλουμε να ευχαριστήσουμε τον εισηγητή μας κ. Κωνσταντίνο Κατσουλάκη για την καθοδήγηση, τη βοήθεια και την υπομονή του καθ' όλη τη διάρκεια διεκπεραίωσης της παρούσας πτυχιακής εργασίας, τις οικογένειες μας και τους φίλους μας για την στήριξη και την πολύτιμη βοήθεια τους...

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Η εργασία που ακολουθεί έχει ως βασικό θέμα την δραστηριότητα της έγερσης σαν μέσο αξιολόγησης και θεραπείας στα πλαίσια της αποκατάστασης ασθενούς που έχει υποστεί εγκεφαλικό επεισόδιο.

Αρχικά παρουσιάζεται και αναλύεται η ίδια η δραστηριότητα σαν κίνηση. Ακολουθούν οι παράγοντες που την επηρεάζουν και οι τρόποι που μεταβάλλεται μετά από ένα εγκεφαλικό επεισόδιο. Στη συνέχεια αναλύονται οι πληροφορίες που μας δίνει η έγερση για την λειτουργικότητα και την κινητικότητα ενός ασθενούς. Έπεται το πώς μπορούν να χρησιμοποιήσουν την δραστηριότητα οι ερευνητές για να αξιολογήσουν άλλες παρεμβάσεις και να καταλάβουν τη συμπεριφορά των μυών που εμπλέκονται κατά τη διάρκεια της εκτέλεσης της. Επιπλέον παρουσιάζεται η χρήση της έγερσης από τους κλινικούς φυσιοθεραπευτές για την αξιολόγηση των ελλειμμάτων του ασθενή. Ακολουθεί η χρήση της έγερσης σαν θεραπεία. Τέλος σύμφωνα με τις έρευνες που έχουν ανασκοπηθεί τονίζεται η σπουδαιότητα της εκπαίδευσης της δραστηριότητας για την ισορροπία και τη μυϊκή δύναμη.

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

1ο ΚΕΦΑΛΑΙΟ

| | | |
|------------|----------|-----|
| 1.1 | ΕΙΣΑΓΩΓΗ | ..7 |
|------------|----------|-----|

2ο ΚΕΦΑΛΑΙΟ

| | | |
|--------------|--|----|
| 2.1 | Ανάλυση της δραστηριότητας της έγερσης | 9 |
| 2.1.1 | Παράγοντες που επηρεάζουν την δραστηριότητα της έγερσης | 15 |
| 2.1.2 | Πως μεταβάλλεται η δραστηριότητα μετά το Αγγειακό Εγκεφαλικό Επεισόδιο | 25 |

ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

3ο ΚΕΦΑΛΑΙΟ

| | | |
|--------------|--|----|
| 3.1 | Πληροφορίες που δίνει η έγερση σχετικά με την λειτουργικότητα του ασθενούς | 32 |
| 3.1.1 | Πως αξιολογείται η έγερση από τους ερευνητές | 35 |
| 3.1.2 | Πως αξιολογείται η έγερση από τους κλινικούς φυσικοθεραπευτές | 40 |

4ο ΚΕΦΑΛΑΙΟ

| | | |
|------------|------------------------------|----|
| 4.1 | Η έγερση ως θεραπευτικό μέσο | 51 |
|------------|------------------------------|----|

5ο ΚΕΦΑΛΑΙΟ

| | | |
|--|--------------|----|
| | ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ | 61 |
| | ΑΝΑΦΟΡΕΣ | 66 |

ΣΥΝΤΟΜΟΓΡΑΦΙΕΣ

ΑΕΕ: Αγγειακό Εγκεφαλικό Επεισόδιο

ΠΑΚ: Ποδοκνημική

BBS: Berg Balance Scale

COP: Center Of Pressure

CS: Chair Stand

CSR: Chair Sit and Reach

FIM: Functional Independence Measure

FTSTS: Five Time Sit To Stand

GRFs: Ground Reactions Forces

MAS: Motor Assessment Scale

MIT: Motor Imagery Training

POMA: Performance Oriented Mobility Assessment

SR: Sit and Reach

STS: Sit To Stand

TUGT: Timed Up and Go Test

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΕΙΚΟΝΩΝ

| | |
|-------------------|--|
| ΕΙΚΟΝΑ 2.1 | Τροποποιημένη από http://www.amazon.co.uk σελ. 14 |
| ΕΙΚΟΝΑ 2.2 | Τροποποιημένη από: www.amazon.co.uk σελ. 29 |
| ΕΙΚΟΝΑ 3.1 | Τροποποιημένη από http://online.cit.edu.au σελ 41 |
| ΕΙΚΟΝΑ 3.2 | Τροποποιημένη από http://online.cit.edu.au σελ. 44 |
| ΕΙΚΟΝΑ 3.3 | Τροποποιημένη από http://rehabmed.blogspot.com σελ. 46 |
| ΕΙΚΟΝΑ 4.1 | Τροποποιημένη από www.amazon.co.au σελ. 53 |
| ΕΙΚΟΝΑ 4.2 | Τροποποιημένη από Shumway-Cook & Woollacott, 2000 σελ. 58 |
| ΕΙΚΟΝΑ 4.3 | Τροποποιημένη από Shumway-Cook & Woollacott, 2000 σελ. 59 |

ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

1ο ΚΕΦΑΛΑΙΟ

1.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Η εργασία επιχειρεί να διερευνήσει το πεδίο της έγερσης [sit-to stand (STS) movement]. Σκοπός της εργασίας είναι να μελετηθούν τα βασικά στοιχεία της δραστηριότητας αυτής και στην συνέχεια να αναλυθεί το πώς μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την εκπαίδευση και την αποκατάσταση των ασθενών με αγγειακό εγκεφαλικό επεισόδιο (ΑΕΕ). Η εργασία θα προσπαθήσει να αποτελέσει μια ανασκοπητική πρόταση μέσω της παρουσίασης των ζητημάτων που προκύπτουν μετά από ένα ΑΕΕ στην έγερση. Σχετικά με την δραστηριότητα θα μελετηθούν οι φάσεις της φυσιολογικής έγερσης, οι παράγοντες που την επηρεάζουν, πώς μεταβάλλεται η δραστηριότητα σε ΑΕΕ, και τι πληροφορίες δίνει για την κινητικότητα του ασθενούς. Τα επόμενα κεφάλαια αναφέρονται σε βασικές πληροφορίες του πώς χρησιμοποιείται σαν αξιολόγηση από τους ερευνητές και πώς σαν αξιολόγηση του ασθενούς από τους κλινικούς και τέλος πώς μπορεί ο φυσιοθεραπευτής να την χρησιμοποιήσει σαν θεραπευτικό μέσο.

Το θέμα της εργασίας παρουσιάζει αρκετό ενδιαφέρον λόγω της σημασίας που έχει για τις καθημερινές λειτουργικές δραστηριότητες η υγιής και ολοκληρωμένη έγερση. Ειδικότερα, οι παρεμβάσεις και τα ελλείμματα στις οποίες υπόκειται ένας ημιπληγικός ασθενής είναι ζωτικής σημασίας. Συνεπώς η μελέτη γύρω από το πεδίο της έγερσης μετά από ένα ΑΕΕ, όπου προκαλεί έντονες δυσλειτουργίες στον ανθρώπινο οργανισμό αποκτά σημαντικό ενδιαφέρον.

Λόγω του ότι ο ασθενής παρουσιάζει σημαντικές ατέλειες στην μυϊκή δραστηριότητα, που πολλές φορές επηρεάζουν την λειτουργικότητα του, οι καθημερινές δραστηριότητες τείνουν να παραμελούνται. Ωστόσο, τα τελευταία χρόνια, το εγκεφαλικό αποτελεί μια αρκετά συχνή πάθηση, η οποία εμφανίζεται ολοένα και σε νεότερες ηλικίες. Έτσι η επιστροφή του ασθενή στις καθημερινές δραστηριότητες είναι ζωτικής σημασίας. Σύμφωνα με την αρθρογραφική ανασκόπηση, η εκπαίδευση της έγερσης παρουσιάζει θετικά αποτελέσματα. Η εκπαίδευση και

η βελτιστοποίηση της, έχει συμβάλει στην καλύτερη αντιμετώπιση της πάθησης τους, γιατί αποτελεί μια σημαντική δραστηριότητα που πραγματοποιείται αρκετές φορές κατά την διάρκεια του εικοσιτετραώρου (έγερση από το κρεβάτι, την τουαλέτα, από την καρέκλα στον χώρο του σπιτιού ή της εργασίας, έξοδος από το αυτοκίνητο). Οπότε βελτιώνοντας την συγκεκριμένη δραστηριότητα, σαν αποτέλεσμα ο ασθενής οδηγείται σε μια καλύτερη ποιότητα ζωής.

Η εργασία αναπτύσσεται με σκοπό να διερευνήσει τις βασικότερες διαστάσεις της έγερσης σε ημιπληγικό ασθενή. Σε αυτό το πλαίσιο εντάσσονται και τα ερωτήματα στα οποία επιχειρείται να δοθεί απάντηση. Τα σημαντικότερα ερωτήματα είναι με ποιον τρόπο μπορεί να μεταβληθεί η δραστηριότητα μετά από το ΑΕΕ, πως την χρησιμοποιούν για την αξιολόγηση οι ερευνητές, πως χρησιμοποιείται στην αξιολόγηση από τους κλινικούς φυσιοθεραπευτές, και πως μπορεί να αποτελέσει τμήμα μιας ολοκληρωμένης θεραπείας.

Το βασικό χαρακτηριστικό της εργασίας είναι η θεωρητική θεμελίωση. Χρησιμοποιούνται στοιχεία από τη σύγχρονη βιβλιογραφία και αρθρογραφία ώστε να δομηθεί η έρευνα, και στη συνέχεια να απαντηθούν τα ερωτήματα. Παράλληλα χρησιμοποιούνται στοιχεία αναφορικά με την αποτελεσματικότητα της εκπαίδευσης των ασθενών μέσω της δραστηριότητας της έγερσης. Η μελέτη της βιβλιογραφίας και της αρθρογραφίας αποσκοπεί στη διερεύνηση των συστατικών στοιχείων που συντελούν στην ανάλυση της έγερσης καθώς και στην εκπαίδευση των ημιπληγικών ασθενών.

Οι προσδιοριστικοί παράγοντες που εμφανίζονται μετά από ένα αγγειακό εγκεφαλικό επεισόδιο και τα ελλείμματα που προκύπτουν, διερευνώνται με τέτοιο τρόπο ώστε να γίνουν κατανοητοί ως συνδετικοί κρίκοι με την κλινική αντιμετώπιση και τη φυσικοθεραπεία. Το κυρίαρχο στοιχείο της πάθησης του αγγειακού εγκεφαλικού επεισοδίου είναι η εμφάνιση της σπαστικότητας στους αντιβαρυντικούς μύες (καμπτήρες άνω άκρου, εκτείνοντες κάτω άκρου) στην προσβεβλημένη πλευρά, το οποίο έχει τη δυνατότητα να προκαλέσει έντονη δυσλειτουργία στη φυσιολογία, αλλά και στη ψυχολογία του ανθρώπινου οργανισμού. Μέσω της εκπαίδευσης της έγερσης δίνεται η δυνατότητα στους ασθενείς να βελτιώσουν την δραστηριότητα και συγχρόνως να μειωθούν τα ελλείμματα που έχουν παρουσιαστεί, έτσι ώστε να μπορέσουν να επανέλθουν όσο το δυνατόν πιο γρήγορα και ασφαλή στην καθημερινότητα τους πριν το αγγειακό εγκεφαλικό επεισόδιο.

2ο ΚΕΦΑΛΑΙΟ

2.1 ΑΝΑΛΥΣΗ ΤΗΣ ΔΡΑΣΤΗΡΙΟΤΗΤΑΣ ΤΗΣ ΕΓΕΡΣΗΣ

Η δραστηριότητα της έγερσης μπορεί να περιγραφεί ως η μεταβολή της στάσης του σώματος από καθιστή σε όρθια θέση. Με πιο εμβιομηχανικούς όρους, μπορεί να οριστεί ως μια μεταβατική κίνηση, η οποία χαρακτηρίζεται από την μετατόπιση του κέντρου βάρους του σώματος από μια σταθερή, σε μια λιγότερο σταθερή θέση πάνω από τα κάτω άκρα. Η έγερση είναι μια σημαντική δεξιότητα, διότι σχετίζεται με την λειτουργικότητα και την κινητικότητα ενός ατόμου και αποτελεί προϋπόθεση για τη βάρδιαση.

Για να κατανοηθεί καλύτερα η διαδικασία της έγερσης συνηθίζεται να χρησιμοποιούνται ορισμοί που περιγράφουν τις φάσεις και τα σημεία κατά την διάρκεια της κίνησης. Ο πιο διαδεδομένος τρόπος ανάλυσης της δραστηριότητας είναι αυτός της Schenkman et al, (1990) όπου η έγερση χωρίζεται σε 4 φάσεις, με την αρχή της μιας φάσης να αποτελεί το τέλος της προηγούμενης για μεγαλύτερη ευκολία.

Ουσιαστικά, οι φάσεις της δραστηριότητας αποτελούν μια συνέχεια, με ολόκληρη την ακολουθία συχνά να πραγματοποιείται σε λιγότερο από 2 δευτερόλεπτα (Chou et al. 2003). (Εικόνα 2.1). Πιο αναλυτικά οι φάσεις είναι οι εξής:

Φάση 1 (Φάση Δυναμικής Κάμψης Κορμού): Ξεκινάει με την έναρξη της κίνησης της έγερσης και τελειώνει ακριβώς πριν την άρση των γλουτών από το κάθισμα.

Η συγκεκριμένη φάση χαρακτηρίζεται από την παραγωγή ορμής στο άνω μέρος του σώματος, συγκεκριμένα από τον κορμό, τη κεφαλή και τα άνω άκρα. Για αυτό το λόγο η θέση των προαναφερθέντων τμημάτων παίζει καθοριστικό ρόλο στη σταθερότητα του κορμού κατά τη διάρκεια της κάμψης (Tully et al. 2004). Η ορμή αυτή αποτελεί συνάρτηση του κέντρου βάρους με την μέγιστη ταχύτητα που αναπτύσσεται στο άνω μέρος του σώματος.

Ταυτόχρονα τα κάτω άκρα παραμένουν σταθερά ενώ η λεκάνη έρχεται σε πρόσθια κλίση λόγω της κάμψης του κορμού.

Όταν η συγκεκριμένη κίνηση σταματήσει, το σώμα μπορεί να παραμείνει εξολοκλήρου σταθερό. Αυτό συμβαίνει διότι η κατακόρυφη προβολή του κέντρου βάρους του σώματος παραμένει μέσα στην βάση στήριξης καθ' όλη την διάρκεια παραγωγής της ορμής.

Μυϊκή δραστηριοποίηση

Κατά την φάση 1, η κοίλη λεκάνη κινείται πάνω στην κυρτή κεφαλή του μηριαίου με το κάτω άκρο να παραμένει σταθεροποιημένο. Έτσι η κοτύλη με την κεφαλή του μηριαίου ολισθαίνουν προς την ίδια κατεύθυνση, συγκεκριμένα προς πρόσθια κλίση (Kisner et Colby 1996, p.433.)

Οι μύες που ελέγχουν την κίνηση είναι οι εκτεινόντες μύες της σπονδυλικής στήλης, δηλαδή ο ορθωτήρας του κορμού και οι τετράγωνοι οσφυϊκοί. Επιπλέον, οι εκτεινόντες μύες του ισχίου (ημιμυενώδης, ημιτενοντώδης και μακρά κεφαλή του δικέφαλου μηριαίου) σε συνεργασία με τον μείζων γλουτιαίο δρουν πλειομετρικά αφήνοντας τον κορμό να κινηθεί προς κάμψη.

Φάση 2 (Φάση Μεταφοράς της Ορμής): Αρχίζει καθώς οι γλουτοί ανασηκώνονται από το κάθισμα και τελειώνει όταν επιτευχθεί η μέγιστη ραχιαία κάμψη ποδοκνημικής. Κατά τη διάρκεια της συγκεκριμένης φάσης, επιτυγχάνεται μέγιστη ραχιαία κάμψη της ποδοκνημικής, μέγιστη κάμψη ισχίου και μέγιστη έκταση κεφαλής. Τα δυο ημιμόρια του σώματος δεν παρουσιάζουν σημαντικές διαφορές μεταξύ τους όσον αφορά την κινηματική των κάτω άκρων. Επίσης παρατηρείται μέγιστη ροπή στρέψης του ισχίου και του γόνατος κατά τη διάρκεια της.

Αποτελεί μια ιδιαίτερα απαιτητική φάση από εμβιομηχανική άποψη, καθώς στην έναρξη της συγκεκριμένης φάσης η ορμή μεταφέρεται από το άνω τμήμα του σώματος προκαλώντας αλλαγή της θέσης του κέντρου βάρους (Berger et al. 1988). Έτσι το σώμα ξεκινά να βασίζεται στη δυναμική σταθερότητα για να επιτευχθεί η μέγιστη πρόσθια μετατόπιση του βάρους κατά την ολοκλήρωσή της φάσης.

Η αλλαγή του κέντρου βάρους συνδυάζεται με την ταυτόχρονη αλλαγή της αρχικής βάσης στήριξης του σώματος προς μια νέα βάση στήριξης. Συγκεκριμένα, το κέντρο βάρους μετατοπίζεται προς μια πρόσθια και μια κάθετη κατεύθυνση, μειώνοντας έτσι σημαντικά την βάση στήριξης.

Ο συνδυασμός της μεταφοράς της ορμής του σώματος με την νέα βάση στήριξης που παρατηρείται, λόγω της μετακίνησης που περιγράφηκε νωρίτερα, απαιτεί την μέγιστη σταθερότητα, ενεργοποίηση και ευθυγράμμιση όλων των μυών της ποδοκνημικής (ΠΔΚ).

Κάτι τέτοιο μπορεί να επιτευχθεί μόνο με την πλήρη επαφή της ποδοκνημικής άρθρωσης με το έδαφος και τον πλήρη συντονισμό της θέσης και της ταχύτητας του κέντρου βάρους.

Αξίζει να σημειωθεί ότι η ορμή που μεταφέρεται από το άνω τμήμα του σώματος, φαίνεται να μειώνει την απαιτούμενη μυϊκή δύναμη των κάτω άκρων ώστε να πραγματοποιηθεί η αλλαγή θέσης.

Μυϊκή δραστηριοποίηση

Στην συγκεκριμένη φάση, η κίνηση και η ορμή μεταφέρεται από το άνω μέρος του σώματος προς τα κάτω άκρα και έτσι αρχίζει η κίνηση στο γόνατο και στην ΠΔΚ.

Στην σταθεροποιημένη κνήμη κατά την κίνηση του μηριαίου, προκαλείται κίνηση προς την αντίθετη κατεύθυνση. Συγκεκριμένα κατά την διάρκεια της φάσης, η κάμψη του γόνατος επιφέρει οπίσθια ολίσθηση των μηριαίων κονδύλων.

Κινηματικά, οι διάρθριοι μύες που δρουν στην άρθρωση του γόνατος και του ισχίου επικεντρώνουν την δράση τους στην μια άρθρωση, αποτρέποντας έτσι να παρουσιαστεί κίνηση και στην δεύτερη άρθρωση, λόγω της αντίστασης της βαρύτητας και της σύσπασης των ανταγωνιστών μυών. Αυτό γίνεται γιατί αν ενεργούσαν ταυτόχρονα και στις δυο αρθρώσεις, θα βραχύνονταν υπερβολικά και θα έχαναν γρήγορα την ικανότητα να παράγουν τάση (δύναμη).

Στην φάση 2 εμφανίζεται η κάμψη ισχίου σε συνδυασμό με την κάμψη γόνατος, από την πλειομετρική δράση του τετρακέφαλου στο γόνατο και των ισχιοκνημιαίων στο ισχίο. Επιπλέον ο βραχύς, ο μακρός και ο ισχνός προσαγωγός λειτουργούν πλειομετρικά, λόγω του ότι το ισχίο βρίσκεται σε κάμψη άνω των 45° .

Στην ποδοκνημική έχουμε ραχιαία κάμψη, όπου η κνήμη στρέφεται προς τα έξω και έλκεται άνω, ενώ τα δυο σφυρά απομακρύνονται. Στην άνω κνημοπερονιαία άρθρωση, η περόνη ολισθαίνει προς τα άνω και ο αστράγαλος ολισθαίνει οπίσθια. Κατά την μέγιστη ραχιαία κάμψη (στο τέλος της φάσης), ο άκρος πόδας έρχεται στην κλειστή θέση του (closed- packed), κάτι που ενισχύεται και με την διάταση της πελματιαίας απονεύρωσης. Η σταθερή αυτή θέση μετατρέπει το άκρο πόδα σε έναν άκαμπτο μοχλό έτοιμο να προωθήσει το σώμα προς τα εμπρός και άνω.

Φάση 3 (φάση έκτασης): Ξεκινά αμέσως μετά την μέγιστη ραχιαία κάμψη της ποδοκνημικής και τερματίζει όταν ολοκληρωθεί η έκταση των ισχίων, συμπεριλαμβάνοντας την έκταση ολόκληρου του κάτω άκρου και του κορμού.

Η φάση της έκτασης είναι μηχανικά διακριτή από τις δυο προηγούμενες, για τον λόγο ότι το κύριο έργο στην συγκεκριμένη στιγμή είναι η μετακίνηση του σώματος σε κατακόρυφη θέση ενώ ταυτόχρονα το κέντρο βάρους παραμένει στην βάση στήριξης.

Σκοπός της φάσης αυτής, όπως και των προαναφερθέντων, είναι η μετακίνηση των τμημάτων του σώματος στον χώρο.

Παρατηρείται μέγιστη γωνιακή ταχύτητα ισχίου, κορμού και έκτασης γόνατος, η οποία επιβραδύνεται λίγο πριν το ισχίο φτάσει στην τελική έκταση του. Έως πλήρη έκταση ισχίου, οριοθετείται η θέση όπου η γωνιακή ταχύτητα έκτασης του ισχίου είναι 0°/sec, ενώ ταυτόχρονα παρατηρείται και η ολοκλήρωση της έκτασης του γόνατος και κάμψης της κεφαλής.

Στην συγκεκριμένη φάση παρατηρείται μέγιστη ενεργοποίηση των εκτεινόντων μυών του κάτω άκρου, καθώς το άτομο πλέον πρέπει να υπερνικήσει την βαρύτητα για να επιτευχτεί η ορθοστάτηση.

Μυϊκή δραστηριοποίηση

Η κίνηση προς την όρθια θέση γίνεται με τους εκτεινόντες μύες των ισχίων, που στρέφουν την λεκάνη προς τα πίσω, σε συνδυασμό με τους εκτεινόντες μύες της σπονδυλικής στήλης ξεκινώντας από την οσφυϊκή μοίρα και συνεχίζοντας προς τα πάνω. Στο ισχίο τους εκτεινόντες μύες αποτελούν οι τρεις οπίσθιοι μηριαίοι και ο μείζων γλουτιαίος.

Στο γόνατο έχουμε στροφή του μηρού, πρόσθια κύλιση και προσαγωγή, με αποτέλεσμα το κλείδωμα του γόνατος (Wilson et al. 1998) από την μειομετρική σύσπαση του τετρακεφάλου, ο οποίος χάνει προοδευτικά το φυσιολογικό πλεονέκτημα του καθώς το γόνατο έρχεται σε πλήρη έκταση.

Στην ποδοκνημική έχουμε ενεργοποίηση του γαστροκνημίου καθώς επιμηκύνεται στο γόνατο και παρουσιάζει την πελματιαία κάμψη στην ποδοκνημική μειομετρικά. Ο πρόσθιος κνημιαίος, οι τρεις περονιαίοι και ο εκτεινόντας των δακτύλων δρουν μειομετρικά βοηθώντας στην πραγματοποίηση της κίνησης.

Φάση 4 (φάση σταθεροποίησης): Αρχίζει από την στιγμή της τελικής έκτασης του ισχίου και συνεχίζεται μέχρι να ολοκληρωθούν όλες οι κινήσεις και να επιτευχτεί η σταθεροποίηση του σώματος στην όρθια στάση.

Το έργο της φάσης αυτής είναι να τερματιστεί η μετάθεση του σώματος στο χώρο και να κατακτηθεί η όρθια στάση. Συνήθως όταν ολοκληρώνεται η έκταση του ισχίου υπάρχουν μικρές εναλλαγές μεταξύ κάμψης και έκτασης καθώς επιτυγχάνεται η σταθεροποίηση. Αξίζει να σημειωθεί ότι αυτή η φάση έχει αναγνωριστεί ως η δυσκολότερη να προσδιοριστεί με ακρίβεια, λόγω του ότι η έγερση πολύ συχνά αποτελεί μια μεταβατική κατάσταση για άλλες λειτουργικές δραστηριότητες, όπως για παράδειγμα η βάδιση (Kouta et al. 2006).

Μυϊκή δραστηριοποίηση

Στην φάση αυτή, γίνονται αντανακλαστικές μυϊκές συσπάσεις όλης της κινηματικής αλυσίδας, γνωστές ως στρατηγικές ισορροπίας για την σταθεροποίηση του σώματος. Ο κορμός και τα κάτω άκρα είναι στην φυσιολογική ανατομική θέση με έκταση όλων των τμημάτων του σώματος, μέση θέση με έκταση όλων των τμημάτων του σώματος και μέση θέση λεκάνης, ενώ όλοι οι μύες συσπώνται ισομετρικά για την διατήρηση της θέσης αυτής, προσφέροντας αντισταθμιστική ενέργεια σε όποιο λίκνισμα για την επαναφορά στην κατακόρυφη θέση ισορροπίας, στην κνήμη και στην ποδοκνημική στο οβελιαίο επίπεδο.

Στο ισχίο, οι μύες που δρουν για την σταθεροποίηση, είναι ο μείζων γλουτιαίος, ο τείνων την πλατεία περιτονία και οι απαγωγοί μαζί με τους προσαγωγούς σε μετωπιαίο επίπεδο. Ο λαγωνοψοϊτης είναι συνεχώς δραστήριος ισομετρικά, για τα εμποδίζει την υπερέκταση του ισχίου. Στην σπονδυλική στήλη έχουμε πολύ μικρή δραστηριοποίηση στους ιερονωτιαίους και στους κοιλιακούς μύες με εναλλαγές και συνσύσπαση των μυών.



Εικόνα 2.1: Φάσεις έγερσης
(Τροποποιημένη από <http://www.amazon.co.uk>)

Σύμφωνα με τις Shumway-Cook & Woollacott (2000, p.289-290), υπάρχουν διαφορετικές στρατηγικές που μπορεί να χρησιμοποιήσει ένα άτομο για να εγερθεί από μια καρέκλα:

Μια στρατηγική είναι αυτή της μεταφοράς της ορμής, η οποία απαιτεί ανταλλαγή ανάμεσα στη σταθερότητα και στις αναγκαίες δυνάμεις ώστε να ελεγχθεί η οριζόντια τροχιά του κέντρου βάρους και πιθανόν να διασφαλισθεί ταυτόχρονα η σταθερότητα που χρειάζεται.

Για να χρησιμοποιήσει ένα άτομο αυτή τη στρατηγική πρέπει να έχει ικανοποιητική δύναμη και συνέργεια του άνω μέρους του σώματος πριν σηκωθεί. Είναι απαραίτητη η ικανότητα έκκεντρης συστολής των μυών των ισχίων και του κορμού, για να εφαρμοστούν δυνάμεις ελέγχου (φρενάρισμα), ώστε να κάνουν πιο αργή και πιο ελεγχόμενη την τροχιά του κέντρου βάρους. Επίσης η ομόκεντρη συστολή των μυών του ισχίου και του γόνατος είναι αναγκαία για να δημιουργηθούν κάθετες προωστικές δυνάμεις, οι οποίες είναι αυτές που τελικά ανασηκώνουν το σώμα. Με αυτή τη στρατηγική, το άτομο εξασφαλίζει μειωμένη ανάγκη για παραγωγή δύναμης, λόγω της ορμής που έχει δημιουργηθεί και μεταφέρεται από το άνω μέρος του σώματος στα κάτω άκρα, ωστόσο το σώμα βρίσκεται σε αμφίβολη θέση ισορροπίας.

Άλλη μία στρατηγική που μπορεί να χρησιμοποιήσει ένα άτομο για να επιτευχθεί η έγερση είναι αυτή της μεγάλης κάμψης του κορμού (στρατηγική μηδενικής ορμής), κατά την οποία το κέντρο βάρους έρχεται πάνω από τη βάση στήριξης των ποδιών ώστε αυτά να είναι ικανά να

σηκώσουν το σώμα. Αυτό βέβαια απαιτεί μεγαλύτερη ποσότητα δύναμης των κάτω άκρων αλλά έχει το πλεονέκτημα της εξασφάλισης μεγαλύτερης σταθερότητας.

Το να καταλάβουμε αυτές τις στρατηγικές, μας βοηθάει να καταλήξουμε με ποιόν τρόπο έγερσης θα εκπαιδύσουμε έναν ασθενή ανάλογα με τις απαιτήσεις του και τις ανάγκες του καθώς και σύμφωνα με το τι θέλουμε να επιτύχουμε.

2.1.1 ΠΑΡΑΓΟΝΤΕΣ ΠΟΥ ΕΠΗΡΕΑΖΟΥΝ ΤΗ ΔΡΑΣΤΗΡΙΟΤΗΤΑ ΤΗΣ ΕΓΕΡΣΗΣ

Η ενότητα που ακολουθεί αναλύει διάφορους παράγοντες που παρουσιάζονται ως άκρως σημαντικοί για την βελτιστοποίηση της εκτέλεσης της έγερσης από το κάθισμα στην όρθια θέση. Κάποιοι από αυτούς αφορούν το ίδιο το άτομο και τη στρατηγική που ακολουθεί προκειμένου να εκτελέσει τη δραστηριότητα, (ενδογενείς), ενώ υπάρχουν και άλλοι εξωγενείς παράγοντες που παίζουν καθοριστικό ρόλο για την πραγματοποίηση της.

Τοποθέτηση του ποδιού:

Ένας σημαντικός παράγοντας για την ευκολία της έγερσης έχει σχέση με την τοποθέτηση του άκρου πόδα, δεδομένου ότι επηρεάζει την απόσταση κατά την οποία το σώμα πρέπει να κινηθεί προς τα εμπρός (Carr et Shepherd 2004, p.95).

Η Shepherd και οι συνεργάτες της (1996), μελέτησαν την επίδραση της διαφορετικής θέσης του άκρου πόδα (οπίσθια, μέση, και πρόσθια θέση) σε υγιείς νεαρές γυναίκες πριν από την έναρξη της κίνησης. Τα αποτελέσματα έδειξαν μικρότερο χρόνο μετακίνησης με την οπίσθια τοποθέτηση. Πιο αναλυτικά, παρουσιάστηκε μείωση της κάμψης του ισχίου και της ταχύτητας κάμψης του ισχίου. Με την πρόσθια τοποθέτηση, σχεδόν ολόκληρη η δύναμη προερχόταν από την ορμή των εκτεινόντων μυών του ισχίου και σαν επακόλουθο υπήρξε αύξηση της πρώτης φάσης της δραστηριότητας.

Η θετική επιρροή της οπίσθιας τοποθέτησης των ποδιών υποστηρίζεται και από περαιτέρω έρευνες. Συγκεκριμένα, στην έρευνα των Kawagoe et al (2000) φάνηκε η επίδραση της οπίσθιας τοποθέτησης του ποδιού. Τοποθετώντας τα πόδια πιο πίσω οι μέγιστες μέσες ροπές έκτασης στο ισχίο κατά την διάρκεια της έγερσης φάνηκαν να ήταν χαμηλότερες.

Οι Stevens et al (1989) μελέτησαν επίσης την επίδραση της αρχικής στάσης των κάτω άκρων, σχετικά με τις κινήσεις STS από μια προτεινόμενη θέση, όπου οι μηροί είναι οριζόντιοι και οι κνήμες κάθετες και από μια θέση επιλογής. Όλα τα άτομα επέλεξαν την θέση επιλογής, όπου οι άκροι πόδες τοποθετήθηκαν προς τα πίσω. Επιπλέον ανέφεραν ότι η προτιμώμενη θέση των κάτω άκρων δίνει λιγότερη κίνηση της κεφαλής και χαμηλότερες δυνάμεις αντίδρασης με το έδαφος.

Ο Hughes (1994) περιγράφει την επανατοποθέτηση των ποδιών ως στρατηγική κίνησης για τη μείωση ροπών που χρησιμοποιούνται για τη κίνηση STS, η οποία ονομάζεται «Στρατηγική Σταθεροποίησης». Τέλος, καμία διαφορά στην ηλεκτρομυογραφική δραστηριότητα των έξι μεγάλων μυϊκών ομάδων του κάτω άκρου με τα πόδια να τοποθετούνται κανονικά ή οπίσθια. Δεν βρέθηκε, κατά τους Munton et al.(1984)

Θέση γόνατος:

Η τοποθέτηση του γόνατος σε μεγαλύτερη έκταση από ότι προτείνεται πριν την έναρξη της κίνησης STS, φαινόταν να συνεπάγεται αύξηση της γωνιακής μετατόπισης της άρθρωσης του ισχίου, με αύξηση των ροπών έκτασης του ισχίου κατά 77% (Fleckenstein et al. 1988). Αυτή η πειραματική διάταξη είναι σε κάποιο βαθμό συγκρίσιμη με αυτήν των άκρων ποδών προς τα εμπρός, όπως χρησιμοποιείται από τους Shepherd et Koh (1996), επειδή η τοποθέτηση του άκρου ποδός προς τα εμπρός θα οδηγήσει σε μεγαλύτερη έκταση του γόνατος.

Τοποθέτηση κορμού/κίνηση:

Πολλοί ερευνητές έχουν ασχοληθεί με την σημαντικότητα της κάμψης του κορμού για την δραστηριότητα της έγερσης.

Ένας σημαντικός παράγοντας για την οργάνωση της κίνησης μπορεί να είναι ο συγχρονισμός μεταξύ της κάμψης του κορμού και έκτασης του κάτω άκρου κατά τον Canning et al. (1985). Παρόμοια, η Carr το 1997 υποστήριξε ότι η μέγιστη επιτάχυνση του κορμού που εκτελεί κάμψη συμβαίνει ταυτόχρονα με την έναρξη της έκτασης του γόνατος. Σύμφωνα με την Schenkman και τους συνεργάτες της, το 1990, οι οποίοι περιέγραψαν μια στρατηγική μεταφοράς της ορμής που παράγεται από το άνω μέρος του σώματος και χρησιμοποιείται κατά τη φάση της έκτασης, η κάμψη του κορμού διευκολύνει την έκταση του κάτω άκρου για την ανύψωση του σώματος στην όρθια θέση.

Στην έρευνα των Shepherd και Gentile (1994), διερευνήθηκε η σχέση μεταξύ του κορμού και των κάτω άκρων, αλλάζοντας την αρχική θέση του κορμού. Ζητήθηκε από τα άτομα να εγερθούν από τρεις διαφορετικές θέσεις: ο κορμός ανορθωμένος σε 0° κάμψης, σε 30° κάμψης και σε 60° κάμψης σε σχέση προς τα εμπρός προς τα ισχία. Αποδείχθηκε ότι, αλλάζοντας την αρχική θέση του κορμού για να υπάρχει μέγιστη κάμψη, αναπτύχθηκε μια μεγάλη μυϊκή δύναμη (μέγιστη υποστηρικτική ροπή), για μεγαλύτερο χρονικό διάστημα. Επίσης η διάρκεια της φάσης έκτασης έγινε σημαντικά μεγαλύτερη, όταν ο κορμός βρισκόταν σε μεγαλύτερη κάμψη κατά την αρχική θέση. Ξεκινώντας από μια διαφορετική θέση του κορμού από την όρθια, αλλάζει η κινηματική και η κινητική της κίνησης STS. Η βελτιστοποίηση της έγερσης μέσω της παραγωγής εκτατικής δύναμης για την ανύψωση του σώματος κατακόρυφα μπορεί να γίνει με τους εξής τρόπους: α) έναρξη της ενεργητικής κάμψης κορμού από την ανορθωμένη θέση ώστε η οριζόντια ορμή της μάζας του σώματος να γίνει μέγιστη, β) αιώρηση του κορμού προς τα εμπρός από το ίδιο το άτομο με μια λογική ταχύτητα, γ) εξασφάλιση ότι η φάση της έγερσης θα αρχίσει μόνο όταν ο κορμός δεν είναι ακίνητος και σε κάμψη προς τα ισχία.

Τέλος σε άτομα με αδυναμία των κάτω άκρων, οι προσπάθειες έγερσης με τον κορμό ακίνητο και σε κάμψη αποδείχτηκε ότι είναι δυσλειτουργικές. Επιπλέον σε άτομα με αδύναμους εκτείνοντες η μεγάλη διάρκεια εφαρμογής μιας υψηλής δύναμης για αρκετό χρονικό διάστημα μπορεί να καταστεί δύσκολη.

Κατά την διαφοροποίηση της κίνησης, με πραγματοποίηση πρώτα της κάμψης του κορμού πριν την έγερση από την καρέκλα (κατάσταση «κάμψη κορμού») οι Goulart και Valls-Sole (1999) περιέγραψαν ένα μεγαλύτερο χρόνο κίνησης από ότι για την κανονική δραστηριότητα της έγερσης και καθυστέρηση κατά το ανασήκωμα, χωρίς γωνιακές αλλαγές στις αρθρώσεις.

Στην έρευνα των Doorenbosch et al. (1994) μελετήθηκε η επίδραση μιας στρατηγικής STS με στόχο την μέγιστη κάμψη του κορμού κατά τη διάρκεια της κίνησης. Η στρατηγική αυτή οδήγησε σε κινηματικές αλλαγές γύρω από το ισχίο, αλλά με το εύρος κίνησης του γόνατος και της ποδοκνημικής να παραμένει σταθερό. Χρησιμοποιώντας τη στρατηγική μέγιστης κάμψης, βρέθηκαν χαμηλότερες ροπές στην άρθρωση του γόνατος κατά 27% σε σύγκριση με την φυσιολογική έγερση.

Κίνηση του βραχίονα. (άνω άκρου):

Η μελέτη της κίνησης STS γίνεται συχνά με περιορισμό της χρήσης των άνω άκρων (Carr 1992). Στις περισσότερες μελέτες, κατά τη διάρκεια της μεταφοράς από την καθιστή στην όρθια θέση, τα άτομα συνήθως είχαν την εντολή να ανασηκωθούν με τα χέρια στην αγκαλιά τους, διπλωμένα μπροστά στο στήθος τους είτε στο πλάι του κορμού τους, τοποθετημένα πάνω στα γόνατα τους, ή καθηλωμένα σε ένα αντικείμενο. Ορισμένοι συγγραφείς (Durward 1994, Wheeler et al 1985) έχουν αναφέρει ότι η χρήση των άνω άκρων, κατά τη διάρκεια της κίνησης STS είναι πολύ συχνή μεταξύ των ηλικιωμένων αλλά ακόμη και μεταξύ των νέων.

Μόνο η Carr (1992) μελέτησε την επίδραση της στρατηγικής κίνησης του βραχίονα στο κέντρο βάρους του σώματος. Η θέση του βραχίονα κατά τη διάρκεια της κίνησης φαίνεται, να επηρεάζει την θέση του κέντρου βάρους του σώματος, μετακινώντας το προς τα εμπρός στο τέλος της κίνησης της έγερσης, όταν τα άτομα ανασηκώνονται με βοήθεια από τα χέρια τους. Περιορίζοντας την χρήση των χεριών, το άτομο οδηγείται σε ένα διαφορετικό πρότυπο γωνιακής μετατόπισης της ποδοκνημικής, με πολύ υψηλότερη μέση τυπική απόκλιση από ότι συμβαίνει σε σχέση με την πραγματοποίηση της κίνησης με τα άνω άκρα ελεύθερα. Το εύρημα αυτό υποδηλώνει ότι είναι απαραίτητες περισσότερες προσαρμογές της στρατηγικής της έγερσης, χρησιμοποιώντας συνεχή προσαρμογή στην άρθρωση της ποδοκνημικής κατά τη διάρκεια της περιορισμένης κίνησης του βραχίονα.

Σταθερές (ακίνητες) αρθρώσεις:

Μόνο μία μελέτη (Scholz & Schoner 1999) βρέθηκε που να αφορά την επιρροή της καθήλωσης αρθρώσεων στο επίπεδο ελέγχου και απόδοσης της κίνησης STS, χρησιμοποιώντας τη λεγόμενη «ανεξέλεγκτη πολλαπλή έννοια» (μια κυβερνητική έννοια όπου περιγράφει τα αποτελέσματα).

Η ανάλυση με την βοήθεια της έννοιας έδειξε ότι η θέση του κέντρου βάρους στο οβελιαίο επίπεδο είναι ελεγχόμενη ενώ δεν δόθηκαν στοιχεία για την γωνία των αρθρώσεων ή τη γωνιακή ταχύτητα. Μια άλλη μελέτη (Ito-kazu et al. 1998) ανέλυσε τη σχέση μεταξύ του ενεργητικού περιορισμού του εύρους κίνησης του γόνατος μετά από ολική αρθροπλαστική γόνατος και του ύψους του καθίσματος, όταν γίνεται η έγερση από καθιστή θέση. Στα άτομα με μεγαλύτερους περιορισμούς της ενεργητικής κάμψης του γόνατος (<100° κάμψη)

απαιτούνταν υψηλότερη γωνιακή ταχύτητα του ισχίου για την άρση του κορμού προς τα εμπρός, από ότι τα άτομα με μικρότερο περιορισμό της κάμψης γόνατος (>100° κάμψη).

Στρατηγική - σχετικοί καθοριστικοί παράγοντες - Ταχύτητα:

Η ταχύτητα έγερσης σε υγιή άτομα μπορεί να μεταβληθεί ανάλογα με τις συνθήκες και τον σκοπό της δραστηριότητας, σε αντίθεση με τα άτομα με κινητικές δυσλειτουργίες ή τους ηλικιωμένους, οι οποίοι εγείρονται με σχετικά μικρότερη ταχύτητα (Yoshida et al. 1983, Hesse et al 1994 Carr et Shepherd 2004, p 97).

Σε μια έρευνα των Pai and Rogers (1991) ήταν προφανές ότι αυξάνοντας την ταχύτητα της κίνησης STS αυξάνονται οι ροπές των αρθρώσεων στην κάμψη του ισχίου, την έκταση του γόνατος, και τη ραχιαία κάμψη ποδοκνημικής.

Η αύξηση της ταχύτητας της κάμψης του κορμού έχει αποδειχτεί ότι επιδρά θετικά στην παραγωγή δύναμης από τους εκτεινόντες μύες στην φάση της έκτασης (Carr and Ow 1994, p.97)

Ορισμένοι ερευνητές για να αυξήσουν την αναπαραγωγιμότητα και τη συγκρισιμότητα των αποτελεσμάτων των μελετών τους (Schenkman et al. 1996, Roebroek et al. 1994, Doorendosch et al. 1994) δεν επέτρεψαν στα άτομα να σηκωθούν με ταχύτητα δικής τους επιλογής αλλά με μια προκαθορισμένη ταχύτητα που τους υποδεικνυόταν, για παράδειγμα, από έναν μετρονόμο.

Κάποιοι άλλοι μελέτησαν την επιρροή των ταχύτητας στην στρατηγική, στη μέγιστη ροπή άρθρωσης, στις αλλαγές φάσης, και στην πλευρική μετατόπιση.

Αναλυτικότερα, ο Pai και οι συνεργάτες του (Pai & Rogers 1990, Pai et al. 1994) ανέφεραν ότι μία ταχύτερη κίνηση STS επηρεάζει την μέγιστη κατακόρυφη ορμή του κέντρου βάρους, ενώ η μέγιστη οριζόντια ορμή παραμένει σχετικά αμετάβλητη. Επιπλέον, η κάμψη μειώθηκε και η φάση μεταφοράς της ορμής έγινε συντομότερη (Vander-Linden et al. 1994, Hanke et al. 1995).

Η ταχύτητα δεν φάνηκε να έχει κάποια επιρροή πάνω στις ροπές των αρθρώσεων σύμφωνα με τον Vander- Linden και τους συνεργάτες του (1994).

Ωστόσο, ο Gross et al (1998), ο Papa και ο Cappelzozzo, (1999, 2000), περιέγραψαν μικρότερη κάμψη του ισχίου κατά τη στιγμή της άρσης σε ηλικιωμένα άτομα που εκτέλεσαν την δραστηριότητα της έγερσης με μεγαλύτερη ταχύτητα. Τέλος σε αρκετές μελέτες που έγιναν

(Gross et al. 1998, Hesse et al. 1996) τα ηλικιωμένα άτομα (64 - 84 ετών), ήταν λιγότερο ικανά να αυξήσουν την ταχύτητα της έγερσης. (Mourey et al. 1998, 2000).

Εκπαίδευση:

Η σωστή και επιτυχής εκπαίδευση της έγερσης καθιστά τον ασθενή ικανό να εκτελεί μόνο του την δραστηριότητα και επηρεάζει την συνολική ανεξαρτησία του ατόμου στις καθημερινές δραστηριότητες. Η ανάγκη ανύψωσης από τρίτους παύει να υπάρχει, με επακόλουθο την μείωση των πιθανοτήτων τραυματισμού των μαλακών μορίων στην περιοχή του ώμου (Wanklyn et al 1996, Carr & Sherherd 1998).

Η εκπαίδευση μπορεί να είναι ένας καθοριστικός παράγοντας σε μια πειραματική μελέτη. Ο Hesse et al. (1998) μελέτησε την επιρροή 4 εβδομάδων εκπαίδευσης, (4 εβδομάδες με ενδονοσοκομειακό πρόγραμμα αποκατάστασης όπου οι φυσικοθεραπευτές εκπαίδευαν τους ασθενείς να διανέμουν ισόποσα το βάρος και στα δύο πόδια και να αποφεύγουν την πλευρική αντισταθμιστική κλίση του κορμού), σχετικά με τις χρονικές και χωρικές μεταβλητές της STS κίνησης. Κατά τα αποτελέσματα σημειώθηκε διαφορά στα άτομα με αριστερή ημιπληγία.

Επίδραση της ηλικίας:

Οι μεταβολές που εμφανίζονται με την αύξηση της ηλικίας και την φυσική διαδικασία γήρανσης στο κεντρικό και στο περιφερικό νευρικό σύστημα έχουν σημαντικές επιπτώσεις στην ικανότητα του ατόμου. Οι αλλαγές αυτές μπορούν να οδηγήσουν σε σταδιακή μείωση αντοχής και της ισορροπίας, σε σκληρότητα των μυών, σε μειωμένο εύρος τροχιάς κίνησης των αρθρώσεων.

Κατά τον Menz et al (2005) η μειωμένη αίσθηση της αφής, η μειωμένη ευελιξία της ποδοκνημικής και δύναμης των δακτύλων συσχετίζεται με την ελάττωση της ισορροπίας και των λειτουργικών ικανοτήτων, συμπεριλαμβανομένης και της διαδικασίας της έγερσης.

Αρκετοί μελετητές (Alexander et al. 1991, Mourey et al. 1998, 2000, Papa & Carpozzo 2000, Alexander et al. 1997, Baer & Ashburn 1995, Millington et al. 1992) έχουν ασχοληθεί με την επίδραση της ηλικίας στην ικανότητα της έγερσης, με μικρές διαφορές στην απόδοση της κίνησης STS και μειωμένη ικανότητα του ατόμου να μειώσει το χρόνο κίνησης.

Δεν είναι σαφές αν αυτές οι διαφορές στην κίνηση είναι αποτέλεσμα της αυξημένης ηλικίας ή των μεταβλητών που δρουν όπως οι αλλαγές στην δύναμη των μυών, διαταραχές της ισορροπίας, νευρομυοσκελετικές αλλαγές, ή αλλαγές του κινητικού ελέγχου.

Σε τροποποίηση της αρχικής θέσης ενώ ταυτόχρονα οι ορμές είναι ομαλοποιημένες για την μάζα σώματος του ατόμου, η διάρκεια της κίνησης τείνει να αυξάνεται ενώ το εύρος των κινητικών και κινηματικών μεταβλητών μειώνεται σε μικρό βαθμό (Ikeda et al. 1991, Saravanamuthu & Shepherd 1994, Carr & Sherherd 2004, p.99). Η έρευνα αυτή έρχεται σε αντίθεση με τους Vander-Linden et al. (1994), στους οποίους οι ηλικιωμένοι κατάφεραν να αυξήσουν την ταχύτητα της κίνησης όταν τους ζητήθηκε.

Η μειωμένη ελαστικότητα των αρθρώσεων έχει σαν αποτέλεσμα την πρόσθια τοποθέτηση των κάτω άκρων, καθώς υπάρχει αδυναμία μεγαλύτερης κάμψης του γόνατος (Para and Carrozzo 2000). Η χαμηλότερη ροπή έκτασης γόνατος (Lomaglio & Eng 2005) σχετίζεται με τον αυξημένο κίνδυνο πτώσεων (Yamada and Demura 2007).

Επιπλέον σημαντικός παράγοντας φαίνεται να είναι το γεγονός ότι οι ηλικιωμένοι τείνουν να στρέφουν το βλέμμα τους προς το πάτωμα κατά την διάρκεια της έγερσης, κάτι που οδηγεί σε μειωμένη έκταση του θώρακα (Tully et al. 2004).

Η εξάρτηση από τα άνω άκρα βρέθηκε να είναι περισσότερο αισθητή στην τρίτη ηλικία ως αντισταθμιστική στρατηγική λόγω της μειωμένης σωματικής ικανότητας τους η ενός καθίσματος με χαμηλότερο ύψος. (Mazza et al. 2004).

Τέλος, ενώ ορισμένα ηλικιωμένα άτομα είναι ανεξάρτητα κατά της δραστηριότητα της βάδισης, μπορεί να εξακολουθούν να χρειάζονται βοήθεια κατά την διάρκεια της έγερσης, λόγω της αυξημένης αστάθειας την στιγμή που ανασηκώνονται από το κάθισμα. (Mourey et al. 1998)

Επίδραση της μυϊκής δύναμης:

Μια ενδεχόμενη αδυναμία ή παράλυση κάθε μυός χωριστά, είναι ένας καθοριστικός παράγοντας στην ανικανότητα να εκτελεστεί η κίνηση της ορθοστάτησης. Η δυσκολία παραγωγής επαρκούς δύναμης των εκτεινόντων μυών των κάτω άκρων είναι ένα σύνηθες έλλειμμα που παρατηρείται κατά την διάρκεια της κατακόρυφης προώθησης του σώματος. Ο τετρακέφαλος είναι ένας από τους μύες που δραστηριοποιείται σημαντικά και στις 4 φάσεις της έγερσης. Συνεπώς η μείωση της δύναμης του τετρακεφάλου επηρεάζει την απόδοση της

κίνησης STS, και αυξάνει το χρόνο κίνησης σύμφωνα με τις έρευνες (Hughes et al. 1996, Gross et al. 1998, Alexander et al. 1997, Scarborough et al. 1999).

Παχυσαρκία

Το βάρος και η μυϊκή αδυναμία αλλάζουν τη στρατηγική της κίνησης στην δραστηριότητα της έγερσης και τη ροπή των αρθρώσεων του ισχίου, του γόνατος και της ποδοκνημικής. Ασθενείς με σοβαρή παχυσαρκία παρουσιάζουν πολύ συχνά αλλαγές στη στάση τους, οι οποίες μπορούν να προκαλέσουν χρόνιο πόνο στην οσφύ. Ο πόνος στην οσφύ αναγκάζει τα παχύσαρκα άτομα να περιορίσουν την κάμψη του κορμού κατά τη διάρκεια της έγερσης, προκειμένου να μειωθεί η ροπή στην σπονδυλική στήλη. Όμως αυτή η στρατηγική παράγει υψηλή ροπή στην άρθρωση του γόνατος. (Galli et al. 2000).

Καρέκλα - σχετικοί καθοριστικοί παράγοντες:

Η βιβλιογραφία δείχνει ότι το κάθισμα έχει μια επιρροή στην απόδοση της κίνησης STS (π.χ. το ύψος του καθίσματος μπορεί να κάνει την κίνηση αδύνατη) (Hughes et al. 1994). Οι περισσότερες έρευνες έχουν επικεντρωθεί στο ύψος του καθίσματος ενώ λίγες μελέτες προσπάθησαν να διευκρινίσουν την επίδραση του είδους του καθίσματος ή της θέσης που υποστηρίζει τους βραχίονες, δηλαδή τη χρήση των στηριγμάτων των βραχιόνων, στην κίνηση STS.

Ύψος καθίσματος:

Ο κατάλληλος σχεδιασμός του καθίσματος και η εκπαίδευση της έγερσης από αυτό, μπορεί να συνεισφέρει πολλά στην ευεξία και την ανεξαρτησία του ασθενή.

Οι αλλαγές στο ύψος του καθίσματος μπορεί να οδηγήσουν σε αλλαγή στις εμβιομηχανικές απαιτήσεις (π.χ. την ανάγκη να μετακινηθεί το κέντρο βάρους του σώματος σε μεγαλύτερη απόσταση) ή σε μια αλλαγή της στρατηγικής (π.χ. «στρατηγική σταθεροποίησης», λόγω των επιβαλλόμενων εμβιομηχανικών απαιτήσεων από μια διαφορετική θέση ποδιού, κορμού, ή βραχίονα). Έτσι, μειώνοντας το ύψος της καρέκλας, η κίνηση STS παρουσιάζεται πιο απαιτητική ή ακόμα και ανεπιτυχής, σύμφωνα με τη βιβλιογραφία που επανεξετάζεται. (Hughes et al. 1994, Munton et al. 1984, Schenkman et al. 1996, Munro et al. 1998, Burdett et al. 1985, Su et al. 1998).

Το ελάχιστο ύψος του καθίσματος για την επιτυχή άνοδο των ηλικιωμένων φαίνεται να είναι το 120% του μήκους της κνήμης.(Weiner et al. 1993).

Οποιαδήποτε αλλαγή του ύψους του καθίσματος, επηρεάζει τη μέγιστη ροπή που απαιτείται να αναπτυχτεί στο ισχίο και το γόνατο. Οι διαφορές για τις ροπές στο ισχίο και το γόνατο μπορεί να είναι τόσο μεγάλες όσο το 50% με 60%, με την μεγαλύτερη αλλαγή να εμφανίζεται στο γόνατο παρά στο ισχίο (Hughes & Schenkman 1996, Rodosky et al. 1989, Arborelius et al. 1992).

Πολλά άτομα δεν είναι σε θέση να εγερθούν από ένα κάθισμα σε φυσιολογικό ύψος λόγω αδυναμίας των μυών των κάτω άκρων. Σε αυτή την περίπτωση πρέπει να χρησιμοποιηθεί ένα υψηλότερο κάθισμα το οποίο απαιτεί μικρότερη παραγωγή δύναμης για την εκτέλεση της κίνησης (Rodosky 1989, Burdett et al. 1985). Ένα χαμηλότερο κάθισμα οδηγεί σε αυξημένη γωνιακή ταχύτητα του ισχίου, προκειμένου να επιτευχθεί η ορθοστάτηση και σε περισσότερες επανατοποθετήσεις των κάτω άκρων (Hughes et al. 1994).

Σε νεαρά άτομα (25-36 ετών) χωρίς προβλήματα, η μείωση του ύψους της καρέκλας από το 115% σε 65% του ύψους του γόνατος, έχει σαν αποτέλεσμα την αύξηση γωνιακής ταχύτητας της κάμψης του κορμού σχεδόν 100%, προκειμένου το άτομο να ορθοστατήσει (Schenkman et al. 1996). Επιπρόσθετα, ένα χαμηλότερο κάθισμα έχει αποδειχθεί ότι αυξάνει τη γωνιακή μετατόπιση κορμού, γόνατος και ποδοκνημικής. (Munro et al. 1998, Rodosky et al. 1989, Su et al. 1998).

Υποβραχιόνια του καθίσματος:

Ζητήματα που σχετίζονται με τη χρήση των υποβραχιονίων περιλαμβάνουν την τοποθέτηση των χεριών στα στηρίγματα βραχιόνων, το ύψος των στηριγμάτων και τις ροπές που ασκούνται. Δεν υπάρχει καμία έρευνα σχετικά με τη σχέση μεταξύ του ύψους των στηριγμάτων, του ύψους του καθίσματος, την τοποθέτηση του χεριού, και την αθροιστική επίδραση τους στην απόδοση της έγερσης. Η χρήση στηριγμάτων βραχιόνων, σύμφωνα με τα άρθρα που αναθεωρούνται, οδηγεί σε χαμηλότερες ροπές του γόνατος και του ισχίου. Στο ισχίο, έχει υπολογιστεί μία μείωση της τάξης 50% της ροπής έκτασης που απαιτείται για να εκτελεστεί η κίνηση STS (Arborelius et al. 1992, Seedhom & Tarayama 1976). Στην έρευνα των Burdett et al. (1985) δεν βρέθηκε καμία επίδραση της χρήσης των χεριών στις γωνίες των αρθρώσεων, σε νεαρά άτομα χωρίς διαταραχές (25-41ετών). Σε μια μελέτη από τον Alexander

et al. (1991), υγιή νεαρά και ηλικιωμένα άτομα χρησιμοποίησαν μία υποστηρικτική επιφάνεια χεριού που τοποθετήθηκε μπροστά τους για να εκτελέσουν την δραστηριότητα. Δεν υπήρξαν διαφορές στις περιστροφές των τμημάτων του σώματος στα νεαρά άτομα (19-31ετών). Μια διαφορά στην περιστροφή του κορμού παρατηρήθηκε στα ηλικιωμένα άτομα (63-86 ετών) κατά τη στιγμή της μέγιστης πρόσθιας μετατόπισης της κεφαλής.

Τύπος Καρέκλας:

Η θέση του καθίσματος πρέπει να είναι επίπεδη και χωρίς κλίση προς τα πίσω, καθώς αυτό αυξάνει την απόσταση που πρέπει να διανύσει το σώμα και συνεπώς αυξάνει και την δυσκολία έγερσης (Carr & Shepherd, 2004, p.104). Βρέθηκαν μόνο 3 έρευνες στις οποίες μελετήθηκε η επίδραση διαφορετικών τύπων καρέκλας που έχουν ειδικά σχεδιαστεί για να «διευκολύνουν» την έγερση (Munro et al. 1998, Burdett et al. 1985, Wheeler et al. 1985). Οι Wheeler et al. (1985) θεωρούν ότι ένα κάθισμα σε οπίσθια κλίση επιδρά αρνητικά στην λειτουργικότητα του ασθενή, λόγω της κλίσης του κέντρου βάρους του σώματος μακρύτερα προς τα πίσω. Η χρήση ενός μηχανισμού εκτίναξης μείωσε τα κάθετα ερεθίσματα που εφαρμόζονται στα στηρίγματα βραχιόνων κατά 47% σε ασθενείς με αρθρίτιδα, αλλά δεν βρέθηκαν διαφορές στις ροπές στο γόνατο και στην ποδοκνημική (Munro et al. 1998).

Καρέκλα με υποστήριξη της πλάτης:

Σε μόλις 8 μελέτες (Weiner et al. 1993, Hughes et al. 1994, Munro et al. 1998, Rodosky et al. 1989, Seedhom & Tarayama 1976, Wheeler et al. 1985, Alexander et al. 1991, Moorey et al. 1998) χρησιμοποιήθηκε καρέκλα με υποστήριξη της πλάτης. Όταν χρησιμοποιήθηκε αυτός ο τύπος καρέκλας, ήταν για να τυποποιηθεί η αρχική θέση της κίνησης STS. Μελετήθηκε επίσης η επίδραση της θέσης κορμού. Ωστόσο, αυτή η επιρροή μπορεί να μην σχετίζεται απαραίτητα με τη θέση όπου η πλάτη υποστηρίζεται, διότι η θέση του κορμού που μελετήθηκε δεν ήταν συγκρίσιμη με τη θέση κορμού με χρήση καρέκλας με πλάτη (Shepherd & Gentile 1994).

Συμβολή οπτικού ελέγχου (Σκοτάδι έναντι φωτός):

Σε έρευνα που πραγματοποιήθηκε από τον Moorey et al., (1998) δεν βρέθηκε καμία επίδραση στο χρόνο κίνησης σε νέους (20-25 ετών) και ηλικιωμένους (71-82 ετών) όταν ο οπτικός

έλεγχος ποικίλλει. Ωστόσο διαφοροποίηση παρατηρήθηκε όσον αφορά την αλλαγή της ταχύτητας του κέντρου βάρους, η οποία ήταν χαμηλότερη στην κατάσταση των δεμένων ματιών για τα ηλικιωμένα άτομα.

Κατά την διάρκεια της έρευνας η εκτέλεση της δραστηριότητας έγερσης πραγματοποιήθηκε με φως και με σκοτάδι σε δυο διαφορετικές ταχύτητες.

Προσοχή:

Δεν βρέθηκε καμία πειραματική μελέτη που να απευθύνεται στην επίδραση της προσοχής για την απόδοση της την κίνησης STS σε άτομα χωρίς κάποιου είδους αναπηρίας.

2.1.2 ΠΩΣ ΜΕΤΑΒΑΛΛΕΤΑΙ Η ΔΡΑΣΤΗΡΙΟΤΗΤΑ ΜΕΤΑ ΤΟ Α.Ε.Ε

Συνήθη παρατηρούμενα ελλείμματα

Ο όρος αγγειακό εγκεφαλικό επεισόδιο (ΑΕΕ) σημαίνει δυσλειτουργία του κεντρικού νευρικού συστήματος, που οφείλεται σε διαταραχή της αιμάτωσης του εγκεφάλου. Οι κλινικές εκδηλώσεις των αγγειακών εγκεφαλικών επεισοδίων εξαρτώνται από την ανατομική εντόπιση της βλάβης και κατά συνέπεια από το αγγείο που έχει προσβληθεί (Βασιλόπουλος 2008 p.267) Η εξέλιξη του περιλαμβάνει από ανάρρωση εντός μερικών ημερών, μέχρι σοβαρή αναπηρία και θάνατο, ανάλογα την σοβαρότητα της βλάβης.

Το πιο συχνά παρατηρούμενο σύνδρομο ΑΕΕ προκαλείται από την απόφραξη στην περιοχή της μέσης εγκεφαλικής αρτηρίας με ετερόπλευρη αδυναμία, απώλεια της αισθητικότητας, ομώνυμη ημιανοψία (έλλειμμα οπτικού πεδίου) και ανάλογα με τον εντοπισμό της βλάβης στα ημισφαίρια, διαταραχές του λόγου και της ομιλίας (σε βλάβη του αριστερού ημισφαιρίου κυρίως), ή διαταραχή της αίσθησης του χώρου (σε βλάβη του δεξιού ημισφαιρίου). Τα αισθητικοκινητικά, γνωσιακά, ψυχολογικά και συμπεριφορικά ελλείμματα που μπορεί να παρατηρηθούν σε ασθενείς με ΑΕΕ ποικίλουν από άτομο σε άτομο.

Ο Hughlings Jackson πρώτος εντόπισε και περιέγραψε δύο τύπους παθολογικής λειτουργίας:

A) Τα αρνητικά σημεία, στα οποία αποδίδεται η απώλεια λειτουργιών που ελέγχονται από το σύστημα που έχει υποστεί βλάβη, για παράδειγμα ελλειμματική εννεύρωση των νευρώνων του νωτιαίου μυελού και ως αποτέλεσμα ελλιπής μυϊκή δραστηριοποίηση και αδυναμία

B) Τα θετικά σημεία, για παράδειγμα υπερναντανακλασιμότητα (σπαστικότητα), που μπορούν να αναδυθούν μετά από τη βλάβη (Carr & Shepherd 2004 p.304) Τα αρνητικά σημεία φαίνεται να είναι κυρίως υπεύθυνα για τα λειτουργικά ελλείμματα των ασθενών (Landau 1988, Burke 1988).

Δευτερεύουσες μυοσκελετικές επιπλοκές όπως η σύγκλιση των μαλακών μορίων και ο πόνος στον ώμο, είναι κοινά επακόλουθα του ΑΕΕ.

Έπειτα από μια βλάβη στον άνω κινητικό νευρώνα, η αναπηρία που προκαλείται θεωρείται παρέμβαση στο φυσιολογικό στατικό έλεγχο. Ο ημιπληγικός ασθενής παρουσιάζει παθολογικό συγχρονισμό των κινητικών προτύπων (δηλαδή των πρότυπων φυσιολογικού και παθολογικού στατικού ελέγχου κατά της βαρύτητας).

Το βασικό πρόβλημα παρουσιάζεται στα παθολογικά πρότυπα συγχρονισμού της στάσης και της κίνησης, καθώς και σε παθολογική ποιότητα του στατικού τόνου και της αμοιβαίας εννεύρωσης.

Οι παθολογικοί τύποι στατικού τόνου και τα στερεότυπα ολικά κινητικά πρότυπα που εμφανίζουν οι ασθενείς μετά το ΑΕΕ είναι αποτέλεσμα της κακής αναστολής. (Bobath 2005 p.1-13).

Η πυραμιδική υπερτονία ή σπαστικότητα αποδίδεται στην άρση ανωτέρων ανασταλτικών επιδράσεων στους γ-νευρώνες. Η αύξηση του μυϊκού τόνου (σπαστικότητα) προσβάλλει περισσότερο τους καμπτήρες μύες των άνω άκρων και τους εκτείνοντες των κάτω άκρων.

Ο ασθενής με εγκεφαλική βλάβη κυριαρχείται από παθολογική στατική δραστηριότητα, η οποία παρεμβαίνει στην φυσιολογική κίνηση. Αυτό επεμβαίνει στην ικανότητα του ασθενή να καθίσει και να εγερθεί αργότερα.

Έτσι έχουμε την ύπαρξη εξαρτημένων αντιδράσεων, με αύξηση της σπαστικότητας στην προσβεβλημένη πλευρά και παθολογικά πρότυπα στάσης όπως έκταση του κάτω άκρου με οπίσθια κλίση της λεκάνης.

Ο βαθμός και η κατανομή της σπαστικότητας αποτελούν έναν άστατο παράγοντα που επηρεάζει το εύρος τροχιάς των αρθρώσεων (Kelly & Gautier-Smith 1959).

Το προσβεβλημένο κάτω άκρο τείνει να διατηρεί ένα εκτατικό πρότυπο όπου σαν επακόλουθο η ΠΔΚ παρουσιάζει ατελή επαφή με το έδαφος. Αυτό λειτουργεί ανασταλτικά στην μεταφορά της ορμής του σώματος από το άνω τμήμα στα κάτω άκρα.

Ένα άλλο σημείο που αξίζει να τονιστεί, είναι η σπαστικότητα που παρουσιάζουν οι προσαγωγοί μύες του κάτω άκρου. Ο ασθενής κατά την καθιστή θέση τείνει να μειώνει την βάση στήριξης του λόγω του αυξημένου μυϊκού τόνου, κάτι το οποίο μπορεί να αποβεί μοιραίο με τον συνδυασμό της ταυτόχρονης αλλαγής της αρχικής βάσης στήριξης του σώματος προς μια νέα βάση στήριξης.

Στο άνω άκρο, η σπαστικότητα των καμπτήρων μυών έλκει την κεφαλή και την αυχενική μοίρα σύστοιχα μαζί με τους πλάγιους καμπτήρες του κορμού. Αυτό το πρότυπο έχει ως αποτέλεσμα την περαιτέρω ενίσχυση την κάμψης του βραχίονα, που εμποδίζει την έκταση και στήριξη στην προσβεβλημένη πλευρά.

Ο παθολογικός τόνος αλλάζει με την υπερδιέγερση και την προσπάθεια του ασθενούς για την επίτευξη αλλαγής θέσεως σε διαφορά τμήματα του σώματος του. Η αύξηση αυτή του τόνου έχει ως αποτέλεσμα τα παθολογικά πρότυπα σπαστικότητας να διαρκούν λόγω της μετά-συσπαστικής ενέργειας. Η μετά-σύσπαση αυτή, έχει επιβλαβή ρόλο στην εκτέλεση επαναληπτικών κινήσεων (Walshe 1923).

Κάτι τέτοιο φαίνεται να συμβαίνει και στις προσπάθειες πραγματοποίησης της έγερσης. Σε κάθε επανάληψη, η σπαστικότητα του ασθενούς αυξάνεται γιατί δεν υπάρχει αναστολή ανάμεσα στις κινήσεις. Η αύξηση αυτή του μυϊκού τόνου σε συνδυασμό με την συν-σύσπαση των αντίθετων μυϊκών ομάδων, έχει σαν αποτέλεσμα η έγερση να επιβραδύνεται, οι αρθρώσεις που κινούνται να έχουν μικρότερη τροχιά κάθε φορά ενώ ταυτόχρονα η προσπάθεια που πρέπει να υποβάλει ο ασθενής αυξάνεται. (Bobath 2005 p.15). Έτσι η πραγματοποίηση της ορθοστάτησης είναι συνήθως αδύνατη, εάν η πρώτη προσπάθεια αποβεί αποτυχημένη.

Ο εντοπισμός, το μέγεθος της βλάβης και η αρχική ποιότητα της παράπλευρης κυκλοφορίας καθορίζουν το βαθμό του κινητικού ελλείμματος, το οποίο μπορεί να ποικίλει από ελαφρά ελάττωση του συντονισμού μέχρι πλήρη παράλυση των άκρων και του προσώπου. Η συνύπαρξη αισθητικών ελλειμμάτων συνεισφέρει στα συνολικά κινητικά ελλείμματα λόγω της στενής σχέσης των δύο συστημάτων (Carr & Shepherd 2004).

Τα αισθητικοκινητικά ελλείμματα που προκύπτουν μετά από ένα αγγειακό εγκεφαλικό επεισόδιο (ΑΕΕ), οδηγούν σε σημαντικά προβλήματα κατά την δραστηριότητα της έγερσης από την καθιστή θέση.

Οι πιο συχνές αισθητικές και αντιληπτικές διαταραχές είναι αυτές που συνδέονται με την όραση, την αφή, την ακοή και την αντιληπτικότητα.

Τα οπτικά ερεθίσματα στην ημιπληγία τείνουν να μειώνονται λόγω της εμφάνισης ομώνυμης ημιανοψίας. Αποτελεί μια συνήθη επιπλοκή που μπορεί να λάβει τον χαρακτήρα της μόνιμης η προσωρινής διαταραχής και έχει σαν αποτέλεσμα αντικείμενα προς την ημίπληκτη πλευρά ο ασθενής να μην μπορεί να τα δει ή να τα αγνοεί. Στην προκειμένη περίπτωση ο βραχίονας της καρέκλας δεν χρησιμοποιείται ώστε να διευκολυνθεί η δραστηριότητα, γιατί πολύ απλά ο ασθενής «ξεχνάει ότι υπάρχει».

Μια ημιαναισθησία μπορεί να ποικίλλει από ολική απώλεια αντιληπτικότητας της προσβεβλημένης πλευράς, ή και άρνηση της ύπαρξής της, έως παραμόρφωση της αντίληψης της (Bobath 2005 p.19). Ενδιαφέρον παρουσιάζει το ότι πολλοί ασθενείς έχουν μια αισθητική διάκριση ακριβέστερη στο κάτω άκρο σε σχέση με το άνω άκρο. Μια αιτία μπορεί να είναι ότι το κάτω άκρο χρησιμοποιείται πιο νωρίς για την ορθοστάτηση και την βάρδιση ενώ οι κινήσεις που πραγματοποιούνται δεν περιέχουν τόσο τον χαρακτήρα της λεπτής κινητικότητας.

Η σωματογνωσία και η κιναισθησία είναι συχνά προσβεβλημένα στους ημίπληκτους ασθενείς. επηρεάζοντας έτσι τον έλεγχο της στάσης και της κίνησης (DiFabio & Badke 1990).

Ο ασθενής έχει λανθασμένη αίσθηση της βάσης στήριξης και του προσανατολισμού της μέσης γραμμής. Έτσι όταν κάθεται, παρουσιάζει ανομοιομορφίες στην στήριξη του και φέρει περισσότερο βάρος πάνω στο υγιές ισχίο παρά στο προσβεβλημένο. Αντίστοιχα ο κορμός παρουσιάζει μια σύστοιχη κάμψη, ενώ ο ώμος κρατιέται χαμηλότερα σε σχέση με την υγιή μεριά. Επίσης κατά την τέταρτη φάση έγερσης, όπου έχουμε την πλήρη ορθοστάτηση και σταθεροποίηση ολόκληρου του σώματος παρουσιάζεται μια ανακατανομή του βάρους, με το υγιές πόδι να δέχεται το μεγαλύτερο φορτίο και να βρίσκεται πιο μπροστά συγκριτικά. (Εικόνα 2.2.)



Εικόνα 2.2: Ανομοιομορφία στήριξης κατά την καθιστή θέση.
(Από: www.amazon.co.uk).

Συμπερασματικά, η διαταραχή της αισθητικότητας μπορεί να επηρεάσει τον στατικό έλεγχο και την ικανότητα του ασθενούς να καθορίσει με ακρίβεια τον προσανατολισμό του σώματος σε σχέση με την βαρύτητα και το περιβάλλον (Shumway-Cook & Woollacott 2000 p.221-222).

Η μείωση της κινητικότητας μετά από ένα ΑΕΕ, οδηγεί σε δευτερεύουσες προσαρμογές των μαλακών μορίων, και ειδικότερα των μυών. Οι ιστοί που παραμένουν σε θέση βράχυνσης βραχύνονται και αυξάνεται η τάση τους, ενώ η φυσική κατάσταση επιδεινώνεται.

Αυτό οδηγεί σε έναν φαύλο κύκλο, καθώς οι προσαρμοστικές κινήσεις που αναδύονται, εκφράζουν τις προσπάθειες του ατόμου να κινηθεί χρησιμοποιώντας μύς που δραστηριοποιούνται ευκολότερα, όπως και τις περιοριστικές επιδράσεις μηχανικής φύσης των προσαρμοστικών μεταβολών του μήκους σε μύς και μαλακά μόρια. (Carr & Shepherd 2004).

Η κίνηση καθίσταται συνεπώς δύσκολη για τον ασθενή, ενώ παράγεται τυπικά υπερβολική δύναμη από τους πιο δυνατούς και ευκολότερα δραστηριοποιημένους μυς, καθώς το άτομο προσπαθεί να εκτελέσει μια προσέγγιση της απαιτούμενης δραστηριότητας. Είναι πολύ πιθανό ότι αυτές οι προσπάθειες για κίνηση, μαζί με την προσαρμοστική βράχυνση των μαλακών μορίων, είναι σημαντικοί παράγοντες για την ανάπτυξη των παρατηρούμενων παθολογικών «σπαστικών» προτύπων, όπως περιγράφονται και αναστέλλονται σύμφωνα με την προσέγγιση Bobath.

Η μυϊκή αδυναμία οδηγεί σε δυσκολίες τόσο στην έναρξη και διατήρηση της μυϊκής δραστηριότητας όσο και στην παραγωγή και τον συγχρονισμό της μυϊκής δύναμης. Ο ασθενής δυσκολεύεται να παράγει και να ελέγξει τη συνεργική μυϊκή δραστηριοποίηση, παρουσιάζει έλλειψη λειτουργικών δεξιοτήτων και πιθανόν να είναι ανίκανος ισορροπήσει το σωματικό του βάρος εξίσου και στα δυο κάτω άκρα (Carr & Shepherd 2004, p.304).

Για έναν ημίπληκτο ασθενή είναι δύσκολο να παράγει και να συγχρονίσει επαρκώς τη δύναμη των εκτεινόντων μυών των κάτω άκρων που είναι απαραίτητη για την προώθηση της μάζας του σώματος κατακόρυφα. Αν η μυϊκή αδυναμία είναι σοβαρή, τότε η ανεξάρτητη έγερση μπορεί να είναι αδύνατη.

Ένα άλλο πρόβλημα είναι η αδυναμία τοποθέτησης του άκρου πόδα προς τα πίσω. Οι αιτίες μπορεί να είναι, η αδυναμία των ραχιαίων καμπτήρων και των οπίσθιων μηριαίων μυών, ή κάποια σύγκληση στον υποκνημίδιο μυ. Σαν επακόλουθο, εμποδίζεται και η κίνηση της κνήμης προς τα εμπρός, κατά την μετακίνηση του σώματος οριζόντια η κνήμη. Επίσης η αδυναμία σταθεροποίησης των άκρων ποδών αποδιοργανώνει τις δύο πρώτες φάσεις της δραστηριότητας και σαν αποτέλεσμα ο ασθενής δυσκολεύεται να ισορροπήσει τη μάζα του σώματος του.

Ακόμα και μια μικρή βράχυνση του υποκνημιδίου μπορεί να δημιουργήσει πρόβλημα στη δραστηριότητα της έγερσης από την καθιστή θέση, καθώς οι ποδοκνημικές αρθρώσεις πρέπει να εκτελέσουν ραχιαία κάμψη πέρα από την ουδέτερη θέση (Carr & Shepherd 2004).

Σε μονόπλευρη μυϊκή αδυναμία το άτομο εγείρεται παράγοντας δύναμη από το δυνατότερο και πιο εύκολα ελεγχόμενο υγιές σκέλος. Η μάζα του σώματος μετατοπίζεται πλάγια προς το δυνατότερο κάτω άκρο κατά την άρση των μηρών από το κάθισμα. Η προσαγωγή και η έσω στροφή του ισχίου στο παρετικό κάτω άκρο είναι ένας τρόπος παραγωγής περισσότερο

αποτελεσματικής έκτασης του κάτω άκρου, μέσω της χρήσης των προσαγωγών μυών για την αύξηση της δύναμης των εκτεινόντων μυών.

Η έλλειψη ζωνρότητας, η απώλεια της σταθεροποιητικής επίδρασης του παρετικού κάτω άκρου και ο φόβος της πτώσης, οδηγούν τον ασθενή στο να αποτύχει να μετακινήσει τη μάζα του σώματος του αρκετά προς τα εμπρός τη στιγμή που οι μηροί ανασηκώνονται από το κάθισμα. Σαν αποτέλεσμα η δραστηριότητα δεν μπορεί να ολοκληρωθεί ή εξαιτίας της παραγόμενης δύναμης των εκτεινόντων μυών το σώμα προωθείται προς τα πίσω αντί προς τα εμπρός. Αντιστρόφως, ο κορμός μπορεί να συνεχίσει να κάμπτεται προς τα εμπρός πέρα από τα φυσιολογικά όρια εξαιτίας της μυϊκής αδυναμίας. Επομένως η σπονδυλική στήλη, αντί να παραμένει ανορθωμένη και σε έκταση, τείνει προς κάμψη με την πορεία του ώμου να είναι καθοδική από την οριζόντια θέση και όχι ανοδική.

Λόγω έλλειψης ισορροπίας και σταθερότητας, προκειμένου να εκτελεστεί η δραστηριότητα της έγερσης, ο ασθενής τείνει να χρησιμοποιήσει τα άνω άκρα του για να βοηθήσει κατά την άρση των μηρών, ωθώντας τη μάζα του σώματος προς τα πάνω απ' το κάθισμα. Εναλλακτικά, τα άνω άκρα μπορούν να αιωρηθούν προς τα εμπρός και άνω, για να υποβοηθήσουν την οριζόντια και κατακόρυφη προώθηση. (Carr & Shepherd 2004).

Τέλος, οι ασθενείς συχνά κυριαρχούνται από φόβο ότι δεν θα μπορέσουν να ελέγξουν την αλλαγή της θέσης. Οπότε πολλές φορές καθώς το άτομο κάμπτει τον κορμό του προς τα εμπρός, σταματά πριν από τη φάση έκτασης. Η επίδραση του φυσικού φαινομένου της ορμής, που παράγεται από ένα σχετικά μεγάλο τμήμα του σώματος, όπως είναι ο κορμός, χάνεται και η φάση της έκτασης θα αρχίσει από τη θέση πλήρους κάμψης του κορμού (Carr & Shepherd 2004). Υπάρχουν στοιχεία ότι αυτό μπορεί να οδηγήσει σε αυξημένη κατανάλωση ενέργειας, καθώς παρατείνεται η φάση έκτασης και παράγεται υψηλή δύναμη από τους εκτεινόντες μύες για ένα μεγάλο τμήμα της φάσης (Shepherd & Gentile 1994).

ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

3ο ΚΕΦΑΛΑΙΟ

3.1 ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΕΣ ΠΟΥ ΔΙΝΕΙ Η ΕΓΕΡΣΗ ΣΧΕΤΙΚΑ ΜΕ ΤΗΝ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΚΟΤΗΤΑ ΤΟΥ ΑΣΘΕΝΟΥΣ

Η έγερση είναι μια από τις πιο συχνές καθημερινές δραστηριότητες και πραγματοποιείται χωρίς καμία προσπάθεια από τα υγιή άτομα. Μόλις η υγεία βλάπτεται μπορούμε να δούμε μια εντελώς διαφορετική κατάσταση. Η επιτυχής απόδοση της έγερσης γίνεται ένας από τους ζωτικής σημασίας παράγοντες για τις περαιτέρω δυνατότητες της κίνησης. Με βάση αυτό δεν μπορούμε να αξιολογήσουμε την έγερση από μια καρέκλα, ως μια απλή κίνηση. Οι Carr & Shepherd (2000) και οι Kerr et al.(1994) θεωρούν ότι η δραστηριότητα αυτή είναι μία από τις πιο μηχανικά δύσκολες για ένα άτομο. Ο Vele (1997) θεωρεί τη δραστηριότητα ως άκρως ατομική στην επίδοση και ότι εξαρτάται κατά πολύ από την προηγούμενη αισθητικοκινητική εμπειρία του ατόμου.

Η έγερση μπορεί να συγκριθεί με τη βάδιση, η οποία χαρακτηρίζεται ως μία στερεότυπη κίνηση. Η απόδοση της δραστηριότητας ποικίλει ανάλογα με τις προκαταρκτικές συνθήκες (θέση των κάτω άκρων, τη δυνατότητα να χρησιμοποιήσει τα χέρια για την υποστήριξη της έγερσης, το βάθος του καθίσματος, το ύψος και το σχήμα του καθίσματος κλπ.). Για την πλειοψηφία του πληθυσμού η έγερση είναι μια αυτόματη δραστηριότητα που χρησιμοποιεί μοτίβα κίνησης σε λειτουργικές και οικονομικές επιδόσεις (Edwards 1996, Trew & Everett, 1997).

Η μυϊκή δύναμη των εκτεινόντων μυών του γόνατος, μειώνεται σε άτομα που έχουν υποστεί εγκεφαλικό επεισόδιο και αρκετοί συγγραφείς έχουν αναφέρει ότι τα άτομα με ημιπάρεση δείχνουν μια αύξηση του χρόνου STS, σε σύγκριση με ενήλικες μεγαλύτερης ηλικίας χωρίς νευρολογική έκπτωση.

Αποτελεί σύνηθες έλλειμμα και έρευνες έχουν δείξει υψηλή συσχέτιση μεταξύ της δύναμης των εκτεινόντων του γόνατος του παρետικού άκρου και της απόδοσης της έγερσης σε άτομα

με χρόνιο εγκεφαλικό επεισόδιο. Επίσης οι Cameron et al. (2003) διαπίστωσαν ότι η δύναμη της ισομετρικής έκτασης γόνατος σχετίζεται με την κινητική ενέργεια κατά τη διάρκεια της έγερσης σε άτομα με οξύ αγγειακό εγκεφαλικό επεισόδιο. Επιπλέον, οι Eriksrud και Bohannon (2003) ανέφεραν ότι η ισομετρική δύναμη των εκτεινόντων μυών του γόνατος ήταν ισχυρός προγνωστικός παράγοντας της ανεξαρτησίας κατά τη διάρκεια της STS στα άτομα κατά την οξεία φάση της αποκατάστασης.

Αν και οι προηγούμενοι μελετητές υποστήριζαν ότι η δύναμη των εκτεινόντων του γόνατος είναι το κλειδί για την απόδοση της έγερσης, δύο επιπλέον ομάδες μυών, οι ραχιαίοι και οι πελματιαίοι καμπτήρες της ποδοκνημικής άρθρωσης, σχετίζονται με τις επιδόσεις STS σε άτομα με χρόνιο εγκεφαλικό επεισόδιο (Lomaglio & Eng 2005).

Κατά τη διάρκεια των πρώιμων σταδίων της STS, η μη ενεργοποίηση του πρόσθιου κνημιαίου μυ, του κύριου ραχιαίου καμπτήρα, οδηγεί σε έλλειψη σταθεροποίησης του ποδιού στο έδαφος κατά τη διάρκεια της κάμψης του κορμού προς τα εμπρός (Lee et al. 1997). Προκειμένου να διατηρηθεί η σταθερότητα της στάσης, η ενεργοποίηση των πελματιαίων καμπτήρων της ποδοκνημικής είναι απαραίτητη για τον έκκεντρο έλεγχο της μετακίνησης του σώματος προς τα εμπρός κατά τη διάρκεια της φάσης έκτασης της STS, ιδιαίτερα κατά τη διάρκεια της έγερσεως με γρήγορο ρυθμό όπου τα άτομα παράγουν μεγαλύτερη ορμή.

Ωστόσο περιοριστικό παράγοντα στον χρόνο πραγματοποίησης της έγερσης φαίνεται να αποτελεί και η μείωση της δύναμης των εκτεινόντων του ισχίου. Συγκεκριμένα, τα άτομα με υψηλά ποσοστά συμμετρίας παρουσιάζουν ταχύτερους χρόνους STS απ' ό,τι τα άτομα που είναι πιο ασύμμετρα. Το μυϊκό σύστημα του κορμού και οι μυς που σταθεροποιούν πλευρικά όπως οι απαγωγείς του ισχίου μπορούν επίσης να διαδραματίσουν ένα σημαντικό ρόλο στην έγερση από την καρέκλα (Lomaglio & Eng 2005).

Έχει αποδειχτεί ότι κυρίαρχο ρόλο στον έλεγχο της στάσης και της ισορροπίας διαδραματίζει το δεξί ημισφαίριο, και τα άτομα με αριστερή ημιπάρεση έχουν περισσότερη ταλάντευση και πλευρική μετατόπιση του κέντρου πίεσης προς την φυσιολογική πλευρά από τα άτομα με δεξιά ημιπάρεση. Σαν επακόλουθο, τα άτομα με δεξιά ημιπάρεση μπορεί να έχουν καλύτερο στατικό έλεγχο από εκείνα με αριστερή ημιπάρεση (Lomaglio & Eng 2005).

Εκτός από τη μυϊκή αδυναμία, διαταραχή του στατικού ελέγχου εμφανίζεται συχνά μετά από ένα εγκεφαλικό επεισόδιο και μπορεί να οδηγήσει σε ασύμμετρη φόρτιση του σκέλους κατά τη διάρκεια λειτουργικών δραστηριοτήτων, όπως η STS (Cheng et al. 1998, Chou et al. 2003,

Engardt & Olsson 1992, Engardt 1994, Hesse et al. 1994, Lee et al. 1997, Eng & Chu 2002).

Ο Lee et al. (1997) διαπίστωσαν ότι τα άτομα με ημιπληγία, που βάζουν λιγότερο βάρος στο παρετικό άκρο κατά τη διάρκεια της STS παρουσίαζαν χαμηλότερη λειτουργική ανεξαρτησία.

Επιπλέον ο Cheng et al. (1998) ανέφεραν ότι τα άτομα με εγκεφαλικό επεισόδιο και με ιστορικό πτώσεων τοποθετούν λιγότερο βάρος στο παρετικό άκρο τους κατά τη διάρκεια της STS από εκείνους με εγκεφαλικό επεισόδιο χωρίς πτώσεις αν και η διαφορά δεν ήταν σε σημαντικά στατιστικά επίπεδα.

Τέλος, ημίπληκτοι ασθενείς που σηκώνονται με μικρότερη κατανομή βάρους στο παραπληγικό κάτω άκρο, παρουσιάζουν σημαντική ασυμμετρία κινήσεων. Η μειωμένη αυτή ικανότητα είναι πιθανόν να οφείλεται στα λάθη αντίληψης που υπάρχουν στους συγκεκριμένους ασθενείς. Η μειωμένη αντίληψη του κέντρου βάρους έχει αποδειχτεί ότι παρουσιάζει γραμμική σχέση με την δύναμη των εκτεινόντων μυών του γόνατος (Briere et al. 2010).

3.1.1 ΠΩΣ ΑΞΙΟΛΟΓΕΙΤΑΙ Η ΕΓΕΡΣΗ ΑΠΟ ΤΟΥΣ ΕΡΕΥΝΗΤΕΣ

Το κεφάλαιο αυτό περιγράφει τους τρόπους που χρησιμοποιούν οι ερευνητές τη δραστηριότητα της έγερσης για να αξιολογήσουν τη συμπεριφορά του μυϊκού συστήματος μέσω ειδικού εξοπλισμού καθώς και το κατά πόσο άλλες παρεμβάσεις όπως είναι για παράδειγμα οι δραστηριότητες λήψης αντικειμένων, μπορούν να βελτιώσουν την δραστηριότητα.

Η έρευνα του Oh et al. (2010) διερευνά την επίδραση της απεικόνισης εκπαίδευσης της κίνησης [Motor Imagery Training (MIT)] για την συμμετρική χρήση του γόνατος κατά τη διάρκεια της έγερσης και του καθίσματος.

Μετρήθηκε η ηλεκτρομυογραφική δραστηριότητα των εκτεινόντων του γόνατος στην προσβεβλημένη πλευρά 3 εθελοντών με ημιπάρεση μετά το εγκεφαλικό επεισόδιο, ενώ τα δεδομένα συλλέχθηκαν κατά την εκτέλεση της έγερσης και του καθίσματος.

Τα ευρήματα υποδηλώνουν ότι η MIT έχει μια θετική επίδραση στην συμμετρική χρήση του γόνατος κατά τη διάρκεια της έγερσης και του καθίσματος.

Σκοπός της μελέτης του Lee et al. (1998) ήταν να διερευνηθεί το κατά πόσο ένας ασθενής μετά από εγκεφαλικό επεισόδιο έχει χάσει τη λειτουργική κινητικότητα/ ικανότητες μετακίνησης με βάση τις αντιδράσεις δυναμικής ισορροπίας δηλαδή το κέντρο πίεσης, [Center of Pressure (COP)] και τα πρότυπα ταλάντωσης και τις ηλεκτομυογραφικές δραστηριότητες κινητικού ελέγχου κατά τη διάρκεια έγερσης.

Ο κινητικός έλεγχος αξιολογήθηκε από πολυκαναλική επιφάνεια ηλεκτρομυογραφίας της κάθε πλευράς των κάτω άκρων κατά τη διάρκεια της ίδιας κινητικής δραστηριότητας. Η λειτουργική ικανότητα αξιολογήθηκε χρησιμοποιώντας την μέθοδο Μέτρηση Λειτουργικής Ανεξαρτησίας [Functional Independence Measure (FIM)]. Η μυϊκή δραστηριότητα καταγράφηκε για τετρακέφαλους, οπίσθιους μηριαίους, προσθίους κνημιαίους και δικέφαλων μηριαίων.

Τα πρότυπα κινητικού ελέγχου και οι δείκτες δυναμικής ισορροπίας συσχετίστηκαν πολύ με το βαθμό της δυσλειτουργίας της κινητικότητας. Ένα σημαντικό συμπέρασμα για την ιατρική αποκατάσταση είναι ότι η λειτουργική ικανότητα της κινητικότητας των ασθενών με ΑΕΕ

μπορεί να ποσοτικοποιηθεί αναλυτικά με τη χρήση δεικτών δυναμικής ισορροπίας και να απεικονιστεί γραφικά μέσω ηλεκτρομυογραφικής δραστηριότητας κίνησης.

Η έρευνα του Brunt et al. (2002) προσδιορίζει το αποτέλεσμα της αλλαγής της τοποθέτησης του ποδιού του κυρίαρχου άκρου σε υγιή νεαρά άτομα και το ανεπηρέαστο σκέλος ατόμων με ημιπληγία στην ικανότητά τους να εκτελέσουν την έγερση, σε 100° κάμψης γόνατος, το κυρίαρχο ή αμέτοχο άκρο έως 75° κάμψης του γόνατος και τα άκρα υπερυψωμένα όπου το κυρίαρχο ή αμέτοχο άκρο είχε τοποθετηθεί σε μια επιφάνεια με το 25% του ύψος του γόνατος. Κάθετες και προσθιοπίσθιες δυνάμεις αντίδρασης του εδάφους [Ground Reaction Forces (GRFs)] και ηλεκτρομυογραφική δραστηριότητα πρόσθιου κνημιαίου και τετρακέφαλου μετρήθηκαν κατά την έγερση κάτω από αυτές τις 3 διαφορετικές συνθήκες.

Βρέθηκε ότι η μυϊκή δραστηριότητα και οι GRFs μπορούν να επηρεαστούν με την αλλαγή της αρχικής τοποθέτησης ποδιού κατά τη διάρκεια της STS. Αυτά τα δεδομένα έχουν θετικές συνέπειες για την αποκατάσταση των ασθενών με ημιπληγία για την αντιμετώπιση της μειωμένης ικανότητας του άκρου μετά το εγκεφαλικό επεισόδιο.

Μετά από εγκεφαλικό επεισόδιο, η ικανότητα ισορροπίας στην καθιστή θέση είναι κρίσιμη για την ανεξαρτησία του ασθενή. Σκοπός της μελέτης των Dean & Shepherd (1997) ήταν να αξιολογηθεί η επίδραση ενός προγράμματος 2 εβδομάδων εκπαίδευσης σχετικών με την καθιστή θέση δραστηριοτήτων, σε ασθενείς τουλάχιστον 1 χρόνο μετά το εγκεφαλικό, με στόχο να βελτιωθεί η ικανότητα ισορροπίας στην καθιστή θέση, να αυξηθεί η απόσταση λήψης αντικειμένων πέρα από το μήκος του χεριού και να ενεργοποιηθεί το επηρεασμένο κάτω άκρο στην στήριξη και την ισορροπία. Η απόδοση λήψης στην καθιστή θέση μετρήθηκε χρησιμοποιώντας ηλεκτρομυογράφημα, βιντεοσκόπηση, καθώς και δύο πλατφόρμες δύναμης. Οι μεταβλητές που εξετάστηκαν ήταν ο χρόνος κίνησης, η απόσταση λήψης, οι δυνάμεις αντίδρασης του εδάφους μέσω των ποδιών, και η μυϊκή δραστηριότητα. Τα άτομα επίσης δοκιμάστηκαν στην έγερση, στην βάδιση και σε γνωσιακές δραστηριότητες.

Μετά την εκπαίδευση, τα άτομα ήταν ικανά για πιο γρήγορη και πιο μακρινή λήψη, για αύξηση της φόρτισης μέσω του προσβεβλημένου άκρου και αύξηση της ενεργοποίησης των μυών του παρεπικού άκρου σε σχέση με την ομάδα ελέγχου. Η πειραματική ομάδα βελτιώθηκε επίσης στην έγερση. Καμία ομάδα δεν βελτιώθηκε στην βάδιση. Αυτή η μελέτη

παρέχει ισχυρά αποδεικτικά στοιχεία για την αποτελεσματικότητα της κινητικής εκπαίδευσης των σχετικών δραστηριοτήτων στην βελτίωση της ικανότητας για ισορροπία κατά τη διάρκεια δραστηριοτήτων λήψης στην καθιστή θέση μετά από εγκεφαλικό επεισόδιο.

Ο Dean et al. (2007) αναζητούν το αποτέλεσμα ενός πρωτόκολλου εκπαίδευσης της καθιστής θέσης σε άτομα 3 μήνες μετά από εγκεφαλικό επεισόδιο όσον αφορά στην ικανότητα υιοθέτησης και την ποιότητα της καθιστής θέσης, και αν η εκπαίδευση βελτιώνει την κινητικότητα σε ασθενείς που ήταν σε θέση να κάθονται χωρίς υποστήριξη. Οι μέθοδοι που συγκρίθηκαν ήταν οι εξής: πρωτόκολλο εκπαίδευσης καθιστής θέσης με ενεργητικές ασκήσεις πέρα από το μήκος του χεριού και πρωτόκολλο εκπαίδευσης καθιστής θέσης με ασκήσεις γνωστικής χειραγώγησης εντός του μήκους του χεριού.

Μετά την εκπαίδευση των 2 εβδομάδων, η πρώτη μέθοδος παρουσίασε αύξηση όσον αφορά στην μέγιστη απόστασή λήψης, μείωση του χρόνου λήψης και αυξημένη μέγιστη κάθετη δύναμη μέσω του προσβεβλημένου κάτω άκρου κατά τη διάρκεια της ορθοστάτησης και της βάδισης σε σύγκριση με την δεύτερη μέθοδο. οι διαφορές παρατηρήθηκαν τόσο μετά την ολοκλήρωση των προγραμμάτων (2 εβδομάδες) όσο και μετά από 6 μήνες. Συμπερασματικά η εκπαίδευση δραστηριοτήτων λήψης πέρα από το μήκος του χεριού είναι αποτελεσματική για τη βελτίωση της έγερσης.

Μια ενδιαφέρουσα έρευνα του Monger et al. (2002) αφορά την άσκηση στο σπίτι. Ο σκοπός της ερευνάς ήταν να διερευνήσει τη σκοπιμότητα και την αποτελεσματικότητα ενός πρωτόκολλου ειδικής άσκησης στο σπίτι για τη βελτίωση της δραστηριότητας έγερσης με επιπλέον ασκήσεις για την ενδυνάμωση των εκτεινόντων μυών των κάτω άκρων σε ασθενείς με χρόνια εγκεφαλικό επεισόδιο.

Η λειτουργική απόδοση των εγέρσεων αξιολογήθηκε χρησιμοποιώντας την Κλίμακα Αξιολόγησης Κίνησης [Motor Assessment Scale (MAS)]. Μετρήθηκαν επίσης η μέγιστη κάθετη δύναμη αντίδρασης του εδάφους, η ταχύτητα βάδισης άνω των 10m και η δύναμη της λαβής.

Αυτή η μελέτη δείχνει ότι η άσκηση μιας ειδικά τυποποιημένης για το σπίτι δραστηριότητας και ένα πρωτόκολλο εκπαίδευσης έγερσης μπορεί να προκαλέσει βελτιωμένη απόδοση της STS. Ο χρόνος κορύφωσης της κατακόρυφης δύναμης αντίδρασης του εδάφους εμφανίστηκε

πιο κοντά στο ανασήκωμα των μηρών, όταν η μάζα του σώματος προωθείται στην όρθια θέση. Η ταχύτητα βάρδισης αυξήθηκε σημαντικά, ενώ η δύναμη της λαβής, η οποία δεν είχε εκπαιδευτεί, δεν άλλαξε.

Ο Engardt το 1994 μελέτησε την ανατροφοδότηση (Feedback) της κάθετης δύναμης αντίδρασης του εδάφους και τη δυναμική εκπαίδευση των εκτεινόντων μυών του γόνατος που χρησιμοποιείται για να ενισχύσει τη συμμετρική κατανομή του βάρους του σώματος σε ασθενείς με εγκεφαλικό επεισόδιο, ενώ σηκώνονται και κάθονται.

Δεκαέξι υγιείς εθελοντές και 51 ασθενείς με εγκεφαλικό επεισόδιο συμμετείχαν στις μελέτες. Δύο κάθετοι αισθητήρες δύναμης που συνδέονταν με δύο πλατφόρμες μέτρησης δύναμης χρησιμοποιήθηκαν για τη μέτρηση της κατανομής του βάρους σώματος στα κάτω άκρα. Μια συσκευή ηχητικής ανατροφοδότησης, ειδικά σχεδιασμένη για την εκπαίδευση της κατανομής του βάρους του σώματος στο παρετικό άκρο εν μέρει, απασχολούσε δύο ηλεκτρονικές ζυγαριές ανίχνευσης των κατακόρυφων δυνάμεων από το κάθε πόδι ξεχωριστά. Η ροπή των μέγιστων εθελοντικών έκκεντρων και ομόκεντρων δράσεων των εκτεινόντων και καμπτήρων μυών του γόνατος καταγράφηκε με ισοκινητικό δυναμόμετρο μαζί με ηλεκτρόδια στον τετρακέφαλο και στους οπίσθιους μηριαίους μυς.

Όταν ζητήθηκε να σηκωθούν με άρτιο το βάρος του σώματος τους σε κάθε κάτω άκρο, οι ασθενείς με εγκεφαλικό επεισόδιο φόρτισαν το παρετικό πόδι περισσότερο από ότι όταν σηκώνονται συνήθως, υποδεικνύοντας ότι ασθενείς με εγκεφαλικό επεισόδιο έχουν μια λανθάνουσα ικανότητα κίνησης. Οι εκτιμήσεις των ασθενών στην οπτική αναλογική κλίμακα της διανομής του σωματικού βάρους στο παρετικό άκρο σχετίστηκαν με τη μετρούμενη φόρτιση του παρετικού άκρου κατά την έγερση.

Μετά από έξι εβδομάδες εκπαίδευσης με την ηχητική ανατροφοδότηση των κάθετων δυνάμεων αντίδρασης του εδάφους κατά την οξεία φάση μετά το εγκεφαλικό επεισόδιο, οι ασθενείς βελτίωσαν τη φόρτιση του παρετικού τους άκρου σε σύγκριση με την ομάδα ελέγχου.

Οι ασθενείς διένεμαν το σωματικό βάρος τους στα κάτω άκρα, σχεδόν συμμετρικά, ενώ σηκώνονταν και ενώ κάθονταν. Η μέγιστη ροπή δεν ήταν μεγαλύτερη, όμως, από ό, τι στην ομάδα ελέγχου, καθώς σηκώνονταν με ασύμμετρη κατανομή του βάρους του σώματος. Αυτό

σημαίνει ότι οι ασθενείς μετά την εκπαίδευση με το feedback, ήταν καλύτεροι στη χρήση της ροπής των εκτεινόντων του γόνατος του επηρεασμένου ποδιού για την επίτευξη συμμετρικής κατανομής του βάρους του σώματος στα κάτω άκρα. Αλλαγές στη βελτίωση της σωματικής απόδοσης και στην έγερση ήταν μεγαλύτερες από ότι στην ομάδα ελέγχου. Δεν παρατηρήθηκαν διαφορές μεταξύ των ομάδων κατά την άσκηση των δραστηριοτήτων της καθημερινότητας.

Η κατανομή του βάρους σώματος στα κάτω άκρα στην έγερση και στο κάθισμα επανελέγχθηκαν κατά μέσο όρο 33 μήνες μετά το πέρας της εκπαίδευσης. Η συμμετρική κατανομή του βάρους μετά την εκπαίδευση με το feedback δεν διατηρήθηκε με το χρόνο. Η δύναμη των εκτεινόντων του γόνατος βελτιώθηκε μετά από έξι εβδομάδες έκκεντρης και ομόκεντρης εκπαίδευσης, ξεκινώντας, κατά μέσο όρο 27 μήνες μετά το εγκεφαλικό επεισόδιο. Η αύξηση της δύναμης σχετίζονταν με την αυξημένη ενεργοποίηση του αγωνιστικής ηλεκτρομυογραφικής δραστηριότητας. Η έκκεντρη εκπαίδευση αποδείχτηκε ότι είναι ανώτερη από την ομόκεντρη εκπαίδευση σε σχέση με α) τη βελτίωση της κατανομής του σωματικού βάρους στα κάτω άκρα κατά την έγερση, β) την αυξημένη ροπή έκτασης του γόνατος γ) την αυξημένη αγωνιστική ηλεκτρομυογραφική δραστηριότητα χωρίς ταυτόχρονη, επαυξημένη ηλεκτρομυογραφική δραστηριότητα των ανταγωνιστών καμπτήρων του γόνατος. Το συμπέρασμα ήταν ότι οι ασθενείς με εγκεφαλικό επεισόδιο έχουν μια λανθάνουσα κινητική ικανότητα, ότι οι έξι εβδομάδες εκπαίδευσης ηχητικής ανατροφοδότησης προάγουν τη συμμετρική κατανομή του βάρους του σώματος το οποίο, όμως, δεν είναι σταθερό με την πάροδο του χρόνου και ότι η ισοκινητική έκκεντρη εκπαίδευση είναι ανώτερη της ομόκεντρης εκπαίδευσης με αναφορά στην κατανομή του βάρους κατά την έγερση, στην ροπή της έκτασης του γόνατος και στην ηλεκτρομυογραφική δραστηριότητα.

3.1.2 ΠΩΣ ΑΞΙΟΛΟΓΕΙΤΑΙ Η ΕΓΕΡΣΗ ΑΠΟ ΤΟΥΣ ΚΛΙΝΙΚΟΥΣ ΦΥΣΙΚΟΘΕΡΑΠΕΥΤΕΣ

Ένας από τους τρόπους αξιολόγησης των ηλικιωμένων με σκοπό την πρόληψη των πτώσεων είναι οι λειτουργικές δοκιμασίες. Οι λειτουργικές δοκιμασίες αξιολογούν την λειτουργική ικανότητα των ατόμων η οποία είναι απαραίτητη για την ασφαλή εκτέλεση των δραστηριοτήτων μέσα και έξω από το σπίτι. Επιπλέον σκοπός τους είναι η μέτρηση και η παρατήρηση της στατικής και δυναμικής ισορροπίας η οποία είναι βασική για την έγερση και τη βάρδιση. Ακολουθεί η παρουσίαση δοκιμασιών που αφορούν στην αξιολόγηση της έγερσης.

Ø Δοκιμασία 30 δευτερολέπτων "σήκω και κάτσε" - 30-second Chair Stand (CS) ή sit to stand test (STS)

Η δοκιμασία μετράει τη δύναμη των κάτω άκρων, η οποία είναι χρήσιμη για την έγερση από μια καρέκλα, για να διασχίζει το άτομο αποστάσεις, για ανάβαση σκαλοπατιών, τη μετακίνηση μέσα στο μπάνιο και την αυτοεξυπηρέτηση σε περίπτωση πτώσης. Η δύναμη των κάτω άκρων επίσης βοηθάει στην μείωση του κινδύνου των προβλημάτων ισορροπίας και των πτώσεων. Η ανικανότητα έγερσης από καρέκλα είναι συχνά ενδεικτικό στοιχείο αδυναμίας.

Για την εκτέλεση της δοκιμασίας χρειάζεται ένα ρολόι και μία καρέκλα με πλάτη χωρίς μπράτσα. Πρέπει πάντα να χρησιμοποιείται η ίδια καρέκλα ή να υπολογίζεται κάθε φορά το ίδιο ύψος. Η καρέκλα ακουμπάει στον τοίχο για σταθερότητα, το άτομο κάθεται στο κέντρο της καρέκλας, ακουμπάει πίσω την πλάτη του, τα πόδια ακουμπάνε στο πάτωμα και τα χέρια είναι ακουμπισμένα στο στήθος. Με το λεκτικό παράγγελμα του εξεταστή, σηκώνεται όρθιο και επιστρέφει στην αρχική θέση (Εικόνα 3.1). Επαναλαμβάνει αυτήν την κίνηση όσες περισσότερες φορές μπορεί σε διάστημα 30 δευτερολέπτων (Rikli, 1999).



Εικόνα 3.1. Δοκιμασία 30 sec Chair stand
(Τροποποιημένη από <http://online.cit.edu.au>).

Αξιοπιστία

Ο Jones et al. (1999) στην έρευνά τους μελέτησαν την αξιοπιστία του CS σε ένα δείγμα 76 ηλικιωμένων ανθρώπων με μειωμένη και υψηλή κινητικότητα και μέση ηλικία 70 ετών οι οποίοι ζούσαν στην κοινότητα. Το CS φάνηκε να έχει καλή αξιοπιστία $r=0.84$ για τους άνδρες και $r=0.92$ για τις γυναίκες όταν αξιολογήθηκε από έναν ερευνητή σε επαναλαμβανόμενη μέτρηση.

Εγκυρότητα

Ο Jones et al. (1999) στην έρευνά τους επίσης μελέτησαν την εγκυρότητα του CS. Η διακρίνουσα εγκυρότητα φάνηκε από την ικανότητα της δοκιμασίας να ανιχνεύσει διαφορές μεταξύ των διαφόρων ηλικιακών ομάδων και σωματικών δραστηριοτήτων. Όπως ήταν αναμενόμενο η απόδοση της δοκιμασίας μειώθηκε σημαντικά στις ομάδες ηλικίας πάνω από 60 ετών και ήταν σημαντικά χαμηλότερη στους συμμετέχοντες με μειωμένη ενεργητικότητα από ότι σε αυτούς με υψηλή ενεργητικότητα.

Ευαισθησία και ακρίβεια

Δεν βρέθηκαν στοιχεία όσον αφορά την ευαισθησία και την ακρίβεια της δοκιμασίας.

Ø Δοκιμασία 5 επαναλήψεων έγερσης – 5 times sit-to-stand test (FTSTST)

Το τεστ των 5-επαναλήψεων STS είναι ένα αξιόπιστο εργαλείο μέτρησης που σχετίζεται με τη μυϊκή δύναμη των καμπτήρων του γόνατος αλλά όχι την ικανότητα ισορροπίας σε ασθενείς με αγγειακό εγκεφαλικό επεισόδιο.

Για τη δοκιμασία ζητείται από τον ασθενή να βάλει τα χέρια του διπλωμένα στο στήθος και να σηκωθεί από μια καρέκλα επαναλαμβάνοντας την διαδικασία 5 φορές όσο πιο γρήγορα και ασφαλή μπορεί. Για την δοκιμασία χρειάζονται ένα χρονόμετρο και μια καρέκλα με πλάτη, ύψους 43 cm και βάθους 47,5 cm. Ο ασθενής ξεκινά τη διαδικασία όταν ο θεραπευτής πει «πάμε» και σταματάει όταν ολοκληρώσει και την 5η ορθοστάτηση.

Ο φυσιολογικός χρόνος που απαιτείται για άτομα 60-69 ετών είναι 11,4 sec, για άτομα 70-79 ετών είναι 12,6 sec ενώ για άτομα 80-89 ετών είναι 14,8 sec. (Whitney et al. 2005).

Αξιοπιστία

Ο Mong et al. (2010) ερεύνησαν την αξιοπιστία του FTSTST και τη συσχέτιση με τη μυϊκή δύναμη των κάτω άκρων και την απόδοση της ισορροπίας. Στην έρευνά τους συμμετείχαν 36 άτομα: 12 άτομα με χρόνια εγκεφαλικά επεισόδια, 12 υγιή ηλικιωμένα άτομα, και 12 νεαρά άτομα. Βρέθηκε εξαιρετική αξιοπιστία με συντελεστή συσχέτισης ICC=0,999. Τα αποτελέσματά τους έδειξαν ότι το FTSTS είναι ένα αξιόπιστο εργαλείο μέτρησης που σχετίζεται με τη μυϊκή δύναμη των καμπτήρων του γόνατος αλλά όχι με την ικανότητα ισορροπίας σε άτομα μετά από εγκεφαλικό επεισόδιο.

Εγκυρότητα

Το FTSTS βρέθηκε επίσης να συνδέεται σημαντικά με τη δύναμη των προσβεβλημένων και μη προσβεβλημένων καμπτήρων μυών του γόνατος ($r=0,753$ με 0.83) από τα άτομα με εγκεφαλικό επεισόδιο (Mong et al. 2010).

Ευαισθησία και ακρίβεια

Από την έρευνα του Mong και των συνεργατών του βρέθηκε ευαισθησία 83% και ακρίβεια 75% του FTSTS.

Ο Ng Shamay εξέτασε επίσης τη συμβολή της ικανότητας της ισορροπίας, της μυϊκής δύναμης, της αντοχής και της άσκησης στην απόδοση της χρονομετρημένης έγερσης ανάμεσα σε χρόνια ημιπληγικούς ασθενείς της κοινότητας-κατοικίας.

Τα αποτελέσματα του τεστ των πέντε επαναλήψεων έγερσης [Five Times Sit to Stand (FTSTS)] έδειξαν τη μεγαλύτερη αρνητική συσχέτιση με τα αποτελέσματα της Berg Balance Scale, και σημαντικά μέτρια συσχέτιση με τον δείκτη μυϊκής δύναμης και την απόσταση που καλύπτεται σε ένα βλεπτο τεστ βάδισης. Γραμμικό μοντέλο μετά τον έλεγχο για δημογραφικούς παράγοντες, σημαντικά μερική συσχέτιση διαπιστώθηκε μεταξύ των αποτελεσμάτων της δοκιμασίας FTSTS και της βαθμολογίας στην κλίμακα Berg Balance (BBS). Μετά από υπολογισμούς για τη δημογραφία και την υποκειμενική αυτοπεποίθηση για ισορροπία, φάνηκε ότι τα αποτελέσματα του FTSTS συσχετίστηκαν ανεξάρτητα με το σκορ της κλίμακας Berg Balance, ενώ ο δείκτης μυϊκής δύναμης και η απόσταση που καλύπτεται από το βλεπτο τεστ βάδισης δεν ήταν σημαντικοί προγνωστικοί παράγοντες των αποτελεσμάτων του FTSTS.

Αυτή είναι η πρώτη μελέτη που τεκμηριώνει τη σημασία της ικανότητας ισορροπίας και όχι τη μυϊκή δύναμη και την αντοχή στην άσκηση, ως καθοριστικό παράγοντα για τις επιδόσεις της δοκιμασίας των 5 επαναλήψεων έγερσης στην κοινότητα-κατοικίας ασθενών με εγκεφαλικό επεισόδιο. Τα ευρήματα αυτά υποδηλώνουν ότι η δοκιμασία FTSTS μπορεί να είναι ένας πιο κατάλληλος δείκτης των επιδόσεων ισορροπίας σε άτομα με χρόνιο εγκεφαλικό επεισόδιο στην κοινότητα-κατοικία.

- **Δοκιμασία ελαστικότητας από την καθιστή θέση -Chair sit and Reach (CSR)**

Η δοκιμασία αυτή μετράει την ελαστικότητα των κάτω άκρων, η οποία είναι σημαντική για την έγερση, τη βάδιση και το ανέβασμα σκαλοπατιών. Η ελαστικότητα των κάτω άκρων βοηθάει επίσης στην πρόληψη των πτώσεων, ένα φαινόμενο που συναντάται συχνά στους ασθενείς που έχουν υποστεί εγκεφαλικό.

Για την εκτέλεση της δοκιμασίας απαιτείται μόνο μία καρέκλα με πλάτη. Η καρέκλα τοποθετείται στον τοίχο για σταθερότητα και ο άνθρωπος κάθεται στην άκρη της καρέκλας,

φορώντας τα παπούτσια του, το ένα πόδι ακουμπάει στο πάτωμα λυγισμένο και το άλλο τεντωμένο εμπρός με τα δάχτυλα να κοιτάνε ψηλά. Το άτομο τεντώνει/ σκύβει μπροστά αργά, προσπαθώντας να φτάσει το τεντωμένο πόδι με το χέρι, χωρίς να λυγίσει το γόνατο (Εικόνα 3.2). Αν το γόνατο αρχίζει να κάμπτεται τότε επιστρέφει αργά πίσω ώστε το γόνατο να τεντώσει πριν βαθμολογηθεί. Δίνονται στους συμμετέχοντες 2 δοκιμαστικές εφαρμογές και εκτελούνται κανονικά άλλες 2 προσπάθειες εκ των οποίων λαμβάνεται υπόψη η καλύτερη προσπάθεια. Για τη βαθμολόγηση μετράται η απόσταση από τα δάχτυλα των ποδιών με το μεσαίο δάκτυλο του χεριού σε εκατοστά. Εάν το δάκτυλο του χεριού ξεπεράσει το πόδι η απόσταση σημειώνεται με θετικό πρόσημο (+), αν ακουμπήσει το πόδι τότε το αποτέλεσμα είναι “0” και αν δε φτάσει να ακουμπήσει το πόδι η απόσταση σημειώνεται με αρνητικό πρόσημο (-) (Rikli, 1999).



Εικόνα 3.2 Δοκιμασία Chair sit and Reach
(Τροποποιημένη από <http://online.cit.edu.au>)

Αξιοπιστία

Η αξιοπιστία της δοκιμασίας ερευνηθήκε από τον Jones και τους συνεργάτες του (1999). Στη μελέτη τους που συμμετείχαν 76 άνδρες και γυναίκες με μέση ηλικία 70 ετών. Τα αποτελέσματά τους έδειξαν ότι η δοκιμασία CSR είχε καλή αξιοπιστία εξέτασης-επανεξέτασης και είναι $r=0.92$ για τους άνδρες και $r=0.96$ για τις γυναίκες όταν αξιολογείται από έναν εξεταστή μετά από μία εβδομάδα επανεξέτασης.

Εγκυρότητα

Με την εγκυρότητα του εργαλείου είχε ασχοληθεί επίσης ο Jones et al. (1999) στην ίδια έρευνα. Τα αποτελέσματα τους έδειξαν ότι η δοκιμασία CSR είχε καλούς συσχετισμούς με τη δοκιμασία SR (sit and reach) ($r=0.74$ και $r=0.71$ για τους άνδρες και τις γυναίκες αντίστοιχα).

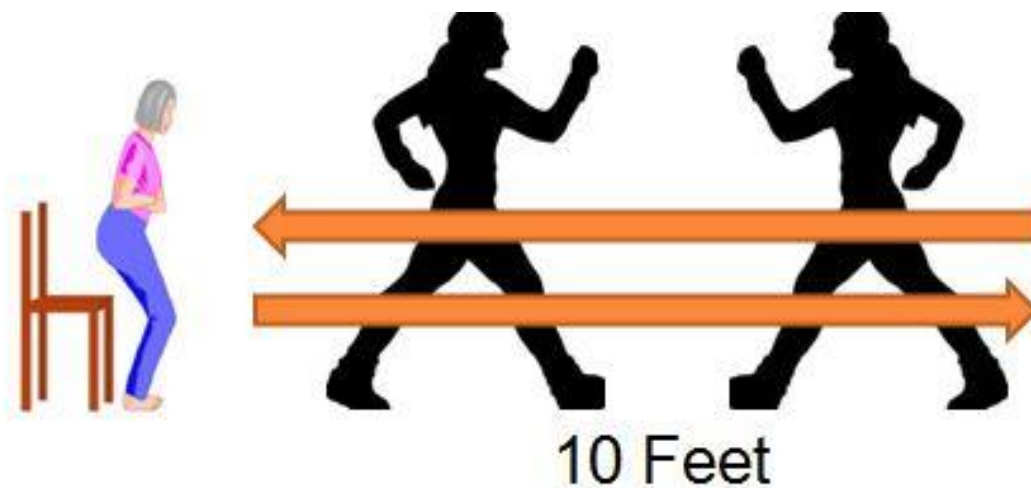
Ευαισθησία και ακρίβεια

Δε ήταν δυνατή η εύρεση στοιχείων που να αφορούν την ευαισθησία και την ακρίβεια της δοκιμασίας ελαστικότητας.

Ø Χρονομετρημένη δοκιμασία “Σήκω και περπάτα”- Timed “up and go” test (TUGT)

Η δοκιμασία TUGT αναπτύχθηκε από τον Podsiadlo et al. (1991) και μετράει τη λειτουργική ικανότητα στους ηλικιωμένους. Η λειτουργική ικανότητα περιλαμβάνει κινητικές ικανότητες βασικές για την ανεξάρτητη διαβίωση. Η χρονομετρούμενη δοκιμασία «σήκω και περπάτα» μετράται με ένα χρονόμετρο. Τα άτομα κάθονται σε μία καρέκλα (45εκ. ύψος) με την πλάτη να ακουμπάει στην καρέκλα. Δίνονται οι οδηγίες στα άτομα, να σηκωθούν από την καρέκλα στην όρθια θέση, να περπατήσουν 3m (10 πόδια) με φυσιολογικό και ασφαλή ρυθμό, να γυρίσουν, να περπατήσουν πίσω προς την καρέκλα και να ξανακαθίσουν (Εικόνα 3.3). Κατά τη διάρκεια της δοκιμασίας οι ηλικιωμένοι μπορούν να χρησιμοποιούν τα βοηθήματα βάδισης τους. Δίνεται η δυνατότητα πρόβας της κίνησης που ακολουθείται από 2 μετρούμενες κινήσεις. Οι δυο μετρούμενες ακολουθίες κινήσεων βγάζουν ένα μέσο όρο για το κάθε άτομο.

Οι ηλικιωμένοι που έχουν την ικανότητα να εκπληρώσουν τη δοκιμασία σε λιγότερο από 20 δευτερόλεπτα βρέθηκαν να είναι ανεξάρτητοι στις διάφορες δοκιμασίες μεταφοράς που περιλαμβάνουν δραστηριότητες της καθημερινής ζωής και περπατούν με ταχύτητες βηματισμού που είναι ικανοποιητικές για κινητικότητα εντός της κοινότητας (0.5m/s). Αντίθετα, οι ηλικιωμένοι που απαιτούν χρόνο πάνω από 30 δευτερόλεπτα για να ολοκληρώσουν τη δοκιμή, φαίνεται να είναι πιο εξαρτημένοι για την εκτέλεση των δραστηριοτήτων της καθημερινής ζωής, να χρειάζονται συσκευές υποβοήθησης για τη μετακίνησή τους καθώς επίσης βαθμολογούνται χαμηλότερα στη κλίμακα ισορροπίας Berg (Podsiadlo, 1991).



Εικόνα 3.3 Δοκιμασία Timed Up and Go.

(Από <http://rehabmed.blogspot.com>)

Παραλλαγές της TUG είναι η TUG γνωσιακή, κατά την οποία ζητείται να ολοκληρωθεί το τεστ ενώ το άτομο μετρά ανάποδα ανά 3 από έναν τυχαία επιλεγμένο αριθμό από το 20 έως το 100, και η TUG κινησιακή κατά την οποία ζητείται να ολοκληρωθεί το τεστ κρατώντας ένα γεμάτο ποτήρι με νερό. Οι Lundin-Olsson και οι συνεργάτες τους (1998) βρήκαν ότι οι πιο αδύναμοι ηλικιωμένοι που είχαν μια χρονική διαφορά μεγαλύτερη από 4,5 δευτερόλεπτα

μεταξύ των TUG manual (κινησιακή) και TUG ήταν πιο επιρρεπείς σε πτώσεις κατά τη διάρκεια των επόμενων έξι μηνών. Κατέληξαν ότι η διαφορά χρόνου μεταξύ των TUG manual (κινησιακή) και TUG είναι χρήσιμη για την αναγνώριση των νοσηλευμένων ηλικιωμένων που είναι επιρρεπείς σε πτώσεις.

Αξιοπιστία

Η δοκιμασία TUG στην έρευνα του Podsiadlo et al. (1991) εφαρμόστηκε σε αδύναμους ηλικιωμένους που νοσηλεύονταν στο νοσοκομείο (n=60) και 10 υγιείς, με σκοπό τη μέτρηση της αξιοπιστίας της μεθόδου από έναν αλλά και από δύο ανεξάρτητους εξεταστές. Η αξιοπιστία ήταν υψηλή ICC = 0.99 και για τις δύο περιπτώσεις.

Εγκυρότητα

Ο Lin et al. (2004) ερεύνησαν τη διακρίνουσα, σύγχρονη και προβλεπτική εγκυρότητα της δοκιμασίας TUG. Στην έρευνά τους συμμετείχαν 120 ηλικιωμένοι πάνω από 65 ετών που ζούσαν στην κοινότητα. Τα αποτελέσματά τους έδειξαν άριστη διακρίνουσα εγκυρότητα και αυτό επιβεβαιώνεται από το γεγονός ότι οι μεγαλύτεροι σε ηλικία άνθρωποι, αυτοί που είχαν την εμπειρία της πτώσης, αυτοί που χρησιμοποιούσαν βοήθημα στη βάρδια και είχαν μειωμένη ικανότητα στην εκτέλεση των καθημερινών δραστηριοτήτων χρειάζονταν μεγαλύτερο χρόνο να ολοκληρώσουν τη δοκιμασία. Για την σύγχρονη εγκυρότητα η δοκιμασία αυτή είχε μέτριες συσχετίσεις με την υποκλίμακα βάρδιας Tinetti (r= -0.53), με την ταχύτητα βάρδιας (r= 0.66) και την κλίμακα καθημερινών δραστηριοτήτων (r= -0.45). Επίσης για την προβλεπτική εγκυρότητα οι έρευνες έδειξαν ότι ο υψηλότερος χρόνος για να εκτελεστεί η δοκιμασία TUG μπορεί να προβλέψει μία πτώση.

Η προβλεπτική εγκυρότητα εξετάστηκε επίσης στην έρευνα του Dite et al (2002). Συμμετείχαν 81 ηλικιωμένοι ηλικίας πάνω από 65 ετών που ζούσαν στην κοινότητα. Σύμφωνα με τους ερευνητές η δοκιμασία αυτή είχε καλές συσχετίσεις με τις δοκιμασίες FTSTS (r=0.88) και Step test (r= -0.79).

Ευαισθησία και ακρίβεια

Στην μελέτη της Shumway-Cook et al. (2000) συμμετείχαν 50 ηλικιωμένοι που δεν είχαν υποστεί πτώση (65-85 ετών) και 15 ηλικιωμένοι που είχαν υποστεί πτώση (76-95 ετών). Η TUGT βρέθηκε πως είχε ευαισθησία 87% στην σωστή πρόβλεψη ατόμων με πιθανότητα πτώσης και ακρίβεια 87% για την ορθή πρόβλεψη ανθρώπων χωρίς πιθανότητα πτώσης.

Επίσης στην έρευνα του Dite et al. (2002) εφάρμοσαν τη δοκιμασία TUG σε 81 ηλικιωμένους ηλικίας πάνω από 65 ετών που ζούσαν στην κοινότητα. Οι ερευνητές βρήκαν τη δοκιμασία αυτή ότι είχε ευαισθησία και ακρίβεια 89% και 67% αντίστοιχα και ότι ήταν ικανή να διακρίνει τις διαφορές μεταξύ των ομάδων.

Σε μία άλλη έρευνα της Shumway-Cook et al. (2000) συμμετείχαν 15 ηλικιωμένοι (65-85 ετών) χωρίς ιστορικό πτώσης και 15 ηλικιωμένοι (76-95 ετών) οι οποίοι είχαν υποστεί 2 ή περισσότερες πτώσεις κατά τη διάρκεια των 6 προηγούμενων μηνών πριν την έρευνα. Οι συμμετέχοντες κλήθηκαν να ολοκληρώσουν τη δοκιμασία TUG στις 3 παρακάτω καταστάσεις την TUG αυθεντική, TUG γνωσιακή και TUG κινησιακή. Τα αποτελέσματα της έρευνας έδειξαν ότι η δοκιμασία TUG είχε ευαισθησία 85% και ακρίβεια 87% και η τροποποιημένη δοκιμασία TUG (γνωσιακή ή κινησιακή) είχε ευαισθησία 80% και ακρίβεια 93%. Τα αποτελέσματα της έρευνας υποδεικνύουν ότι η δοκιμασία TUG ήταν ένα ευαίσθητο εργαλείο και σαφής δείκτης των πτώσεων σε ηλικιωμένους που ζούσαν στην κοινότητα.

Επίσης τα αποτελέσματα των ερευνών αυτών προτείνουν ότι οι ηλικιωμένοι που χρειάζονταν πάνω από 14 δευτερόλεπτα για να ολοκληρώσουν τη δοκιμασία TUG είχαν υψηλότερο κίνδυνο πτώσης.

Ø Κλίμακα ισορροπίας Berg - Berg Balance Scale (BBS)

Η κλίμακα αυτή είναι ένας τρόπος μέτρησης της λειτουργικής ισορροπίας σε άτομα με προβλήματα ισορροπίας. Αναπτύχθηκε από την Berg και τους συνεργάτες της (1989) και είναι ένα μέσο αξιολόγησης του στατικού ελέγχου και της κινητικότητας. Πρόκειται για μια 20λεπτη αξιολόγηση επιδόσεων της ισορροπίας και των κινητικών ικανοτήτων.

Η κλίμακα ισορροπίας Berg βαθμολογεί την επίδοση από 0 (δεν μπορεί να λειτουργήσει) ως το 4 (φυσιολογική λειτουργία) σε 14 διαφορετικές δραστηριότητες, που συμπεριλαμβάνουν

ικανότητες έγερσης, καθίσματος, όρθιας στάσης, έκτασης, κάμψης, στροφής και κοιτάγματος πάνω από τον ώμο, στροφής σε πλήρη κύκλο και βάδισης.

Η επίδοση 0 δίνεται σε κάποιον ο οποίος είναι ανίκανος να επιτελέσει τη δραστηριότητα, ενώ το 4 αποδίδεται όταν μπορεί να την επιτελέσει με ακρίβεια και αποτελεσματικότητα.

Οι βαθμοί για κάθε δραστηριότητα αθροίζονται και η μέγιστη συνολική επίδοση είναι το 56. Το όριο διαχωρισμού αυτών που πέφτουν από αυτούς που δεν έχουν κίνδυνο πτώσης είναι συνήθως 45 βαθμοί. Οι ηλικιωμένοι άνδρες με συνολική επίδοση μικρότερη από 45 προβλέπεται να έχουν ένα αυξανόμενο κίνδυνο πτώσης κατά τη διάρκεια του επόμενου χρόνου (Berg, 1989).

Αξιοπιστία

Η Berg και οι συνεργάτες της (1989) στην έρευνά τους βρήκαν υψηλή αξιοπιστία για τη λειτουργική δοκιμασία BBS όταν αξιολογείται από έναν εξεταστή $ICC = 0.98$, καθώς επίσης όταν αξιολογείται και από δύο ανεξάρτητους εξεταστές $ICC = 0.99$.

Επιπλέον στοιχεία όσον αφορά την αξιοπιστία της δοκιμασίας BBS συλλέχθηκαν από μία μεταγενέστερη έρευνα της Berg και των συνεργατών του (1995) στην οποία συμμετείχαν 35 ασθενείς οι οποίοι διέμεναν σε οίκους ευγηρίας και 35 ασθενείς με εγκεφαλικό. Μέσα από την έρευνα αυτή βρέθηκε η δοκιμασία BBS ότι είχε υψηλή αξιοπιστία $ICC = .97$ και $ICC = .98$ αντίστοιχα (Berg, 1995).

Εγκυρότητα

Σε μία έρευνα της Berg και των συνεργατών του το 1992 ερευνήθηκε η εγκυρότητα της λειτουργικής δοκιμασίας BBS σε ένα δείγμα 31 ηλικιωμένων ηλικίας πάνω από 83 ετών. Η δοκιμασία BBS βρέθηκε να έχει ισχυρές συσχετίσεις με τη δοκιμασία Performance Oriented Mobility Assessment (POMA) ($r = 0.91$) και τη δοκιμασία TUG ($r = 0.76$).

Ευαισθησία και ακρίβεια

Την ευαισθησία και την ακρίβεια της δοκιμασίας BBS ερεύνησε ο Harada και οι συνεργάτες του (1995) σε ένα δείγμα ηλικιωμένων οι οποίοι έμεναν σε οίκο ευγηρίας ($n = 53$). Στην έρευνά τους φάνηκε λοιπόν ότι η δοκιμασία BBS είχε ακρίβεια 78% και ευαισθησία 84%. Η BBS βρέθηκε ότι ήταν ένα ικανό μέσο για την εύρεση της μείωσης της ισορροπίας. Επιπλέον ο

συνδυασμός δύο δοκιμασιών: της δοκιμασίας BBS και της δοκιμασίας ταχύτητας βάρδισης (walking speed) αποδείχθηκε ότι ήταν πιο ικανό μέσο να αποκαλύψει τους ηλικιωμένους με αυξημένο κίνδυνο πτώσης. Η ευαισθησία σε αυτόν τον συνδυασμό βρέθηκε να είναι 91% και η ακρίβεια 70%.

Παρόμοια αποτελέσματα έδειξε και η έρευνα της Shumway-Cook και των συνεργατών της (1997) στην οποία συμμετείχαν 44 υγιείς ηλικιωμένοι ηλικίας πάνω από 65 ετών. Στην έρευνα βρέθηκε ότι η δοκιμασία αυτή είχε ευαισθησία 77% σε ανθρώπους με ιστορικό πτώσης και ακρίβεια 86% σε ανθρώπους χωρίς ιστορικό πτώσης. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι η δοκιμασία BBS ήταν ένα ευαίσθητο εργαλείο της πρόβλεψης του κινδύνου πτώσης σε ηλικιωμένους.

Σε μία άλλη έρευνα του O'Brien και των συνεργατών του (1998) εξετάστηκαν 49 άτομα, με μέση ηλικία 70 ετών, οι 13 εκ των οποίων ανέφεραν μια ή περισσότερες πτώσεις την χρόνια πριν τη δοκιμασία. Οι εξεταζόμενοι σε αυτή τη μελέτη ήταν άτομα αδύναμα. Στην μελέτη αυτή οι ερευνητές αντίθετα με τις προηγούμενες έρευνες βρήκαν κακή ευαισθησία (54%) για την ορθή πρόβλεψη πτώσεων χρησιμοποιώντας τη δοκιμασία BBS.

4ο ΚΕΦΑΛΑΙΟ

4.1 Η ΕΓΕΡΣΗ ΩΣ ΘΕΡΑΠΕΥΤΙΚΟ ΜΕΣΟ

Ο σκοπός της θεραπείας σε έναν ημιπληγικό ασθενή είναι εκείνος της βραχυπρόθεσμης αποκατάστασης, με απώτερο σκοπό να σηκωθεί ο ασθενής από το κρεβάτι και να γίνει όσο το δυνατόν συντομότερα ανεξάρτητος στις δραστηριότητες της καθημερινής του ζωής (Bobath 2005 p.69). Πρωταρχικό μέλημα του φυσιοθεραπευτή είναι η δυσλειτουργία των εγκεφαλικών μηχανισμών που ελέγχουν την κίνηση. Υπεύθυνοι βεβαίως είναι και οι αρθρώσεις και οι μύες με το δικό τους σύστημα ελέγχου, αλλά η παθολογία βρίσκεται στο ανώτερο κινητικό σύστημα που δημιουργεί, θέτει σε λειτουργία και ελέγχει τα κινητικά πρότυπα.

Σε έναν νευρολογικό ασθενή η κίνηση περιορίζεται ποσοτικά και ποιοτικά. Η ποιότητα καθορίζεται από τα πρότυπα στασικού τόνου, με την απελευθέρωση των νωτιαίων και τονικών αντανακλαστικών να προκαλεί την απώλεια της επιδέξιας κίνησης και την στερεοτυπία των κινητικών προτύπων.

Ένας ασθενής που ανατροφοδοτείται μόνο από μη φυσιολογική στάση και κίνηση διαμορφώνει λανθασμένη εικόνα για το σώμα του. Έτσι έχει την αίσθηση ότι κινείται φυσιολογικά και δεν έχει ανάγκη να διορθώσει τα 'λάθη' του. Η θεραπεία στοχεύει στο να δώσει την αίσθηση της κίνησης που βασίζεται σε φυσιολογικά πρότυπα μέσω της αναχαίτισης των αντανακλαστικών ενώ ταυτόχρονα θα παράγονται αυτόματες ενεργητικές κινήσεις.

Κατά την προσπάθεια του ασθενή να εγερθεί παρατηρείται η μετακίνηση του υγιούς ποδιού προς τα πίσω, κάτω από την καρεκλά, αλλά όσον αφορά το προσβεβλημένο μέλος η σπαστικότητα των εκτεινόντων του γόνατος, το εμποδίζει να κάνει την ίδια κίνηση. Έτσι σαν αποτέλεσμα το ημίπληκτο πόδι βρίσκεται μπροστά από το υγιές, το οποίο σηκώνει όλο το βάρος (Bobath 2005 p. 136). Πρωταρχικό μέλημα της φυσικοθεραπείας είναι να καταλάβει ο ασθενής την διαφοροποίηση αυτή και να γίνει προσπάθεια το προσβεβλημένο μέλος να στηρίξει όσο το δυνατόν περισσότερο βάρος.

Κάτι τέτοιο μπορεί να γίνει με την τοποθέτηση των ποδιών σε παράλληλη θέση μεταξύ τους ή ακόμη καλύτερα με το υγιές κάτω άκρο μπροστά από το άλλο. Δυστυχώς ακόμα και όταν αυτή

η αρχική θέση των ποδιών αποκτηθεί πριν σταθεί όρθιος, μπορεί την τελευταία στιγμή να τραβήξει το υγιές μέλος πίσω αυτόματα. Ο φυσιοθεραπευτής καλείται να εμποδίσει αυτή την μετακίνηση. Ένας συνήθης τρόπος, είναι με την ελαφρά τοποθέτηση του ποδιού του πάνω στο πόδι του ασθενούς, ενθαρρύνοντας τον να κάμψει το σώμα προς τα εμπρός στα ισχία. Με την κάμψη του σώματος αρχίζει να τοποθετείται βάρος και στα δυο ισχία πριν πραγματικά πραγματοποιηθεί η ορθοστάτηση (Bobath 2005 p.136).

Ένας διαφορετικός τρόπος τοποθέτησης των ποδιών κατά την Shepherd et al. (1996) ώστε να διευκολυνθεί η έγερση είναι η οπίσθια τοποθέτηση. Η έρευνα τους έδειξε μικρότερο χρόνο μετακίνησης, μείωση της κάμψης του ισχίου και μείωση της ταχύτητας κάμψης.

Επίσης ο Kawagoe et al, (2000) έδειξε ότι η οπίσθια τοποθέτηση έχει σαν αποτέλεσμα χαμηλότερες μέγιστες μέσες ροπές στο ισχίο. Ο Fleckenstein et al. το 1988, υποστήριξε ότι όταν το γόνατο βρίσκεται σε μεγαλύτερη κάμψη (οπίσθια θέση άκρου πόδα), μειώνεται η γωνιακή μετατόπιση και η ροπή της άρθρωσης του ισχίου. Ακόμη, ο Stevens et al. (1989) ανέφεραν ότι η οπίσθια θέση των κάτω άκρων δίνει λιγότερη κίνηση της κεφαλής και χαμηλότερες δυνάμεις αντίδρασης με το έδαφος.

Επιπλέον και πιο πρόσφατες έρευνες που αναφέρουν ότι η τοποθέτηση του άκρου πόδα προς τα πίσω (περίπου σε 75° ραχιαίας κάμψης της ΠΔΚ), καθιστά την έγερση πιο εύκολη για τον ασθενή τονίζουν την ανάγκη διατήρησης του μήκους του υποκνημιδίου μυός μέσω ενεργητικών και παθητικών τεχνικών.(Carr & Sherherd 2004, p 103).

Τα άνω άκρα τοποθετούνται σε κάμψη, με τους βραχίονες τεντωμένους μπροστά και τα χεριά μπλεγμένα, ενώ ο ασθενής αποθαρρύνεται από το να κοιτάζει κάτω. Κατά τις πρώτες φάσεις της θεραπείας ο θεραπευτής μπορεί να κρατήσει τα μπλεγμένα χεριά του ασθενούς ώστε να προσφέρει κάποια στήριξη και να τον τραβήξει προς τα εμπρός και άνω (Bobath 2005, p.136). Επιπλέον και η Carr (1992), υποστήριξε ότι όταν τα άτομα εγείρονται με τη βοήθεια των χεριών τους, το κέντρο βάρους του σώματος τους μετακινείται προς τα εμπρός στο τέλος της κίνησης. Όταν η χρήση του βραχίονα περιορίζεται, η γωνιακή μετατόπιση της ποδοκνημικής αλλάζει, έχοντας πολύ υψηλότερη μέση τυπική απόκλιση από ότι συμβαίνει σε σχέση με την πραγματοποίηση της κίνησης με τα άνω άκρα ελεύθερα. Το εύρημα αυτό υποδηλώνει ότι είναι

απαραίτητες περισσότερες προσαρμογές της στρατηγικής της έγερσης, χρησιμοποιώντας συνεχή προσαρμογή στην άρθρωση της ποδοκνημικής κατά τη διάρκεια της περιορισμένης κίνησης του βραχίονα.

Η αίσθηση της στήριξης βάρους, αν κριθεί αναγκαία μπορεί να ενισχυθεί με μερική πίεση στο γόνατο του ασθενούς ενώ συγχρόνως μπορεί να τραβήξει το γόνατο λίγο πιο μπροστά, για να εμποδίσει την ξαφνική υπερέκταση και επίσης το σπρώξιμο του ισχίου του προς τα πίσω με πελματιαία κάμψη του ποδιού. (Εικόνα 4.1)



Εικόνα 4.1 Πίεση γόνατος ασθενούς.
(Τροποποιημένη από www.amazon.co.au)

Έτσι σύμφωνα με τις παρεμβάσεις της Bobath, ενισχύεται η τοποθέτηση βάρους ισόποσα και στα δυο ημιμόρια του σώματος ενώ βρίσκεται το κάτω άκρο ακόμα σε μερική κάμψη και διατηρείται η ραχιαία κάμψη της ποδοκνημικής όταν αργά εκτείνει τα γόνατα και τα ισχία. Προσοχή δίνεται ώστε ο κορμός να μην κλείνει προς την υγιή πλευρά.

Όπως έχουμε αναφέρει και σε προηγούμενο κεφάλαιο έχει αποδειχθεί ότι η θέση του κορμού παίζει σημαντικό ρόλο για το πώς θα εγερθεί ένα άτομο. Όταν ο κορμός κάμπτεται, διευκολύνεται η κάμψη των κάτω άκρων για την ανύψωση του σώματος στην όρθια θέση (Schenkman et al. 1990).

Η βελτιστοποίηση της έγερσης μέσω της παραγωγής εκτατικής δύναμης ώστε να ανυψωθεί το σώμα κατακόρυφα μπορεί να γίνει είτε με έναρξη της ενεργητικής κάμψης κορμού από την ανορθωμένη θέση ώστε η οριζόντια ορμή της μάζας του σώματος να γίνει μέγιστη, είτε με αιώρηση του κορμού προς τα εμπρός από το ίδιο το άτομο με μια λογική ταχύτητα, είτε εξασφαλίζοντας ότι η φάση της έγερσης θα αρχίσει μόνο όταν ο κορμός δεν είναι ακίνητος και σε κάμψη προς τα ισχία γιατί σε άτομα με αδυναμία των κάτω άκρων, οι προσπάθειες έγερσης με τον κορμό ακίνητο και σε κάμψη αποδείχτηκε ότι είναι δυσλειτουργικές (Shepherd & Gentile, 2004).

Δεν πρέπει να ξεχνάμε ότι ο ασθενής πρέπει να συμβάλει ενεργά στην διαδικασία αποκατάστασης. Το πρόγραμμα αποκατάστασης είναι ειδικά διαμορφωμένο σύμφωνα με τα ελλείμματα και τις ανάγκες του εκάστοτε ασθενή και έχει ως στόχο την βελτιστοποίηση τους μέσω της δραστηριότητας της έγερσης.

Οι μέθοδοι εκπαίδευσης λαμβάνουν υπόψη την εμβιομηχανική των κινήσεων, τα χαρακτηριστικά των μυών, το περιβάλλον, την φύση και την παθολογία των ανεπαρειών που υπάρχουν. Οι μέθοδοι πρέπει να είναι παρόμοιες με όσες αποδεδειγμένα είναι αποτελεσματικές στην προαγωγή της κινητικής εκμάθησης και στην αύξηση των κινητικών δεξιοτήτων, του μήκους των μυών και της αντοχής σε υγιή άτομα. Οι τεχνικές περιλαμβάνουν αναγνώριση των στόχων, οπτική και ακουστική ανατροφοδότηση, χειρονακτική καθοδήγηση και εξάσκηση (Carr & Shepherd 2004, p.240).

Οφέλη του ασθενή από την πρόωμη έναρξη της έγερσης:

- Μέσω της τοποθέτησης του κάτω άκρου σε κάμψη προλαμβάνεται ο κίνδυνος σύγκαμψης των μαλακών μορίων. Οι μυϊκές ομάδες με τον μεγαλύτερο κίνδυνο βράχυνσης είναι οι πελματιαίοι καμπτήρες της ποδοκνημικής (ειδικότερα ο υποκνημίδιος), οι καμπτήρες και οι προσαγωγοί του ισχίου. Φέροντας τον ασθενή σε θέση καθίσματος, το κάτω άκρο λόγω της επίδρασης της βαρύτητας άλλα και με την διόρθωση της στάσης από τον φυσιοθεραπευτή «αναγκάζεται» να διατείνει τους συγκεκριμένους μύες. Ταυτόχρονα μέσω της τοποθέτησης των άνω ακρών μειώνεται η βράχυνση στους καμπτήρες μύες του άνω άκρου. Συμφώνα με τις αρχές Bobath η αντανακλαστική υπερδιεγερσιμότητα στους μύες που διατείνονται επηρεάζονται από τις διαδικασίες διάτασης των μυών για την «αναχαίτιση της σπαστικότητας» (Hummelsheim & Mauritz, 1993). Μια παρόμοια επίδραση αναφέρεται και κατά την απλή διάταση με την τοποθέτηση του άκρου σε νάρθηκα, η διάρκεια της οποίας είναι μεγαλύτερη από ότι τις τεχνικές αναχαίτισης κατά Bobath. Και στις δυο περιπτώσεις (αναχαίτιση μέσω θεραπευτή και νάρθηκα) οι επιδράσεις στους μύες είναι μηχανικής αιτιολογίας (Carr & Shepherd, 2004, p.241).

- Η έναρξη της μυϊκής δραστηριότητας περιλαμβάνει την χρήση κινησιολογικών αρχών όπως την πλειομετρική συστολή στις πρώτες φάσεις της έγερσης, την μειομετρική κατά την προώθηση του σώματος εμπρός και άνω και την ισομετρική κατά την σταθεροποίηση του σώματος στην όρθια στάση. Οι απαραίτητοι μύες για την εκτέλεση της έγερσης είναι οι εκτείνοντες του ισχίου, γόνατος και ποδοκνημικής. Οι μύες αυτοί χρησιμοποιούνται για την εκτέλεση διαφορών σημαντικών λειτουργιών στην καθημερινότητα του ασθενή.

- Κινήσεις προσέγγισης αντικειμένων, απαιτούν την χρήση των ανελκτάρων της ωμικής ζώνης, των καμπτηρών, των απαγωγών και των έξω στροφών του ώμου. Τέλος η σύλληψη αντικειμένων γίνεται με την ενεργοποίηση των μυών της άκρας χείρας. Με το μπλέξιμο των χεριών και την ορμή που ο ασθενής ή και ο θεραπευτής βάζει μέσω αυτών, μπορούμε να υποθέσουμε ότι συμβάλουμε στην πρόωμη ενεργοποίηση των συγκεκριμένων μυών. Θέτοντας συγκεκριμένους στόχους στην εκπαίδευση της έγερσης το άτομο μαθαίνει να δραστηριοποιεί τους μύες του συνεργατικά σε μια φυσιολογική τροχιά

και να διατηρεί την μυϊκή συστολή κάτω από συνθήκες φόρτισης (βάρος του σώματος). Επίσης παράγει και χρησιμοποιεί την ροπή από το άνω τμήμα του σώματος του και σταδιακά μπορούμε να αυξήσουμε την ταχύτητα της δραστηριότητας. (Carr & Shepherd, 2004, p.239)

Ü Ένα ακόμα έλλειμμα που παρουσιάζεται μετά το ΑΕΕ είναι η μείωση της μυϊκής δύναμης. Συνήθως παρουσιάζεται σε δεύτερο χρόνο λόγω της αχρησίας από την επιβαλλόμενη ακινητοποίηση. Η εκπαίδευση της δύναμης αποτελεί κατά ένα μεγάλο ποσοστό ζήτημα νευρωνικών προσαρμογών (Hakkinen & Komi 1983, Rutherford 1988). Οι εκτεινόντες του κάτω άκρου ενεργοποιούνται κατά την διάρκεια της έγερσης με αποτέλεσμα, μέσω των επαναλήψεων να επιτυγχάνεται και η αύξηση της μυϊκής ισχύος τους, κάτι που θα φανεί χρήσιμο και για άλλες δραστηριότητες, όπως η άνοδος και κάθοδος σκάλας. Οι ασθενείς που συμμετέχουν σε πρόγραμμα μυϊκής ενδυνάμωσης διάρκειας ενός μηνός, φαίνονται περισσότερο ανεξάρτητοι σε σχέση με ασθενείς που συμμετέχουν σε πρόγραμμα λειτουργικής εκπαίδευσης και διατάσεων η επιπρόσθετων ενεργητικών ασκήσεων (Inaba et al. 1973).

Στην έρευνα του Tung et al. (2010) τριάντα δύο ασθενείς με εγκεφαλικό επεισόδιο χωρίστηκαν σε δύο ομάδες και έλαβαν 30 λεπτά γενικής φυσικοθεραπείας τρεις φορές την εβδομάδα για τέσσερις εβδομάδες. Τα άτομα της πειραματικής ομάδας έλαβαν πρόσθετη εκπαίδευση έγερσης για 15 λεπτά κάθε φορά. Σκοπός ήταν να προσδιοριστεί η αποτελεσματικότητα της εκπαίδευσης έγερσης σε άτομα με εγκεφαλικό επεισόδιο. Η κατανομή του βάρους κατά τη διάρκεια της ορθοστάτησης, ο κατευθυντήριο έλεγχος και η μέγιστη εξόρμηση κατά τη διάρκεια του τεστ για τα όρια της σταθερότητας, τα αποτελέσματα της Berg Balance Scale (BBS) και η μυϊκή δύναμη των εκτεινόντων των κάτω άκρων εξετάστηκαν πριν και μετά την ολοκλήρωση των 12 συνεδριών θεραπείας. Τα αποτελέσματα έδειξαν σημαντικές βελτιώσεις στον έλεγχο της πρόσθιας κατεύθυνσης και στη δύναμη των εκτεινόντων μυών του ισχίου στην επηρεασμένη πλευρά στην πειραματική ομάδα σε σύγκριση με την ομάδα ελέγχου. Σημαντικές βελτιώσεις παρατηρήθηκαν μόνο στην πειραματική ομάδα μετά τη θεραπεία, συμπεριλαμβανομένων των αμφοτερόπλευρων εκτεινόντων, εκτός από τους πληγέντες πελματιαίους καμπήρες,

την κατανομή του βάρους στην ορθοστάτηση, τη μέγιστη εξόρμηση και τον έλεγχο της κατεύθυνσης

• Σημαντικό ρολό παίζει η τροποποίηση του περιβάλλοντος του ασθενή ή της δραστηριότητας όταν το άτομο φαίνεται να μην μπορεί να εκτελέσει την έγερση από συγκεκριμένες θέσεις και στάσεις. Σύμφωνα με τη βιβλιογραφία που έχουμε επανεξετάσει, ο κατάλληλος σχεδιασμός του καθίσματος από το οποίο εκτελείται η έγερση είναι καθοριστικός παράγοντας στην επανεκπαίδευση της δραστηριότητας. Όσο πιο ψηλό είναι το κάθισμα τόσο πιο εύκολα γίνεται η δραστηριότητα, λόγω του ότι με αυτόν τον τρόπο απαιτείται μικρότερη παραγωγή δύναμης (Burdett et al. 1985, Rodosky 1989). Συνεπώς για να πετύχουμε έναν αυξανόμενο βαθμό δυσκολίας της δραστηριότητας, προτρέπουμε τον ασθενή να εγείρεται από ένα όλο και πιο χαμηλό κάθισμα. Αυτό απαιτεί περισσότερες επανατοποθετήσεις των κάτω άκρων (Hughes et al. 1994). Οι βραχίονες η κλίση παίζουν σημαντικό ρολό. Επιπλέον όσον αφορά στη χρήση υποβραχιονίων του καθίσματος έχει αποδειχθεί ότι μειώνονται οι ροπές στο γόνατο και το ισχίο διευκολύνοντας το άτομο να εγερθεί (Arborelius et al. 1992, Seedhom & Tarayama, 1976).(Εικόνα 4.2)



Εικόνα 4.2 Έγερση με χρήση υποβραχιονίων του καθίσματος
Τροποποιημένη από Shumway-Cook & Woollacott, 2000)

Η θέση του καθίσματος πρέπει να είναι επίπεδη και χωρίς κλίση προς τα πίσω γιατί διαφορετικά αυξάνεται η απόσταση που πρέπει να διανύσει το σώμα (Carr & Shepherd, 2004). Άρα αν θέλουμε να δυσκολέψουμε τον ασθενή χρησιμοποιούμε κάθισμα χωρίς στηρίγματα βραχιόνων ή με κλίση προς τα πίσω (Εικόνα 4.3).



Εικόνα 4.3 Έγερση χωρίς χρήση βραχιόνων.
(Από Shumway-Cook & Woollacott, 2000)

Ü Για τους περισσότερους ασθενείς οι δυσκολίες στην ισορροπία μπορούν να αντιμετωπιστούν με την εκπαίδευση σε δραστηριότητες της καθημερινής διαβίωσης, όπως είναι η έγερση και η επαναφορά στη καθιστή θέση και η προσέγγιση για τη σύλληψη αντικειμένων. Για παράδειγμα η εκπαίδευση της έγερσης και της επαναφοράς στην καθιστή θέση (χωρίς τη χρήση των άνω άκρων για υποστήριξη) είναι πιθανώς ένας πολύ χρήσιμος τρόπος για την εκπαίδευση της ισορροπίας στην όρθια θέση, όπως και για την εκπαίδευση της ισορροπίας καθ'όλη τη δραστηριότητα.

Στη μελέτη των Dean & Shepherd το 1997 αξιολογήθηκε η επίδραση ενός προγράμματος 2 εβδομάδων εκπαίδευσης σχετικών με την καθιστή θέση δραστηριοτήτων, σε ασθενείς τουλάχιστον 1 χρόνο μετά το εγκεφαλικό όσον αφορά στη βελτίωση της ικανότητας ισορροπίας στην καθιστή θέση, στην αύξηση της απόστασης λήψης αντικειμένων πέρα από το μήκος του χεριού και στην ενεργοποίηση του επηρεασμένου κάτω άκρου στην

στήριξη και την ισορροπία. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι αυξήθηκε η ταχύτητα και η απόσταση λήψης, η φόρτιση μέσω του προσβεβλημένου άκρου και η ενεργοποίηση των μυών του παρεπικού άκρου. Ισχυρά στοιχεία έδειξαν βελτίωση της ικανότητας για ισορροπία.

Κατά την εκπαίδευση λοιπόν της ισορροπίας στη καθιστή θέση η έμφαση δεν είναι μόνο στην απόσταση και την κατεύθυνση της προσέγγισης, αλλά επίσης και στην ανάγκη ενεργητικής χρήσης των άνω άκρων για ισορροπία και επέκταση της ακτίνας δράσης.

Ü Το σύστημα είναι επιλεκτικό όσον αφορά την επιτέλεση διαφορών λειτουργιών , με την αισθητηριακή λειτουργία να είναι εξειδικευμένες ως προς την δραστηριότητα και το περιβάλλον εντός του οποίου ασκείται ο ασθενής. Με την εξάσκηση παρέχεται η ευκαιρία στο σύστημα να ανάκτηση την ικανότητα επιλογής και χρήσης των ερεθισμάτων που σχετίζονται με την δραστηριότητα που βρίσκεται υπό εξάσκηση. Έτσι μέσω της έγερσης παρέχεται η ευκαιρία επιλογής και χρήσης ερεθισμάτων από απτικούς υποδοχείς στα πέλματα και κιναισθητικών ερεθισμάτων από τους υποδοχείς των μυών και των αρθρώσεων. Τα σωματοαισθητικά ελλείμματα είναι δυνατόν να βελτιωθούν ακόμη και χρονιά μετά το AEE (Yekutiel et Guttman, 1993)

Ü Οι δραστηριότητες είναι όλες εκούσιες και αυθόρμητες και εκπαιδεύουν τις στασικές προσαρμογές, που προπαρασκευαστικές και συνεχείς, ως μέρος της ίδιας της δραστηριότητας. Ο σκοπός είναι να μπορέσει το άτομο να αντιμετωπίσει τις εσωτερικές δυνάμεις, που οφείλονται στην κίνηση του ίδιου του σώματος του. Η μυϊκή δύναμη είναι μια κρίσιμη παράμετρος για τη διατήρηση της ισορροπίας.

5ο ΚΕΦΑΛΑΙΟ

ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Το εγκεφαλικό επεισόδιο είναι μία συχνή αιτία προβλημάτων στη λειτουργία του σώματος και προκαλεί περιορισμούς και διαταραχές στις δραστηριότητες ενός ατόμου όπως για παράδειγμα στην έγερση.

Το ΑΕΕ δεν επηρεάζει μόνο την ίδια την δραστηριότητα αλλά και τις δομές που σχετίζονται με αυτή και τοποθετούνται σε άλλους λειτουργικούς τομείς, όπως είναι η μυϊκή δύναμη η ισορροπία, η αυτοεξυπηρέτηση και η συμμετοχή.

Η κίνηση της έγερσης είναι μια δραστηριότητα που οι άνθρωποι χρησιμοποιούν για να μεταβούν από μια καθιστή σε μια όρθια και συχνά για να περπατήσουν. Είναι μια πολύ σημαντική δεξιότητα και η ανικανότητα να εκτελεστεί οδηγεί σε μειωμένη λειτουργικότητα και κινητικότητα στις δραστηριότητες της καθημερινής ζωής, σε καθήλωση στο κρεβάτι και συχνά ακόμα και στο θάνατο.

Η δραστηριότητα της έγερσης χαρακτηρίζεται από τη μετατόπιση του κέντρου του βάρους του σώματος από μια σταθερή σε μια λιγότερο σταθερή θέση πάνω από τα κάτω άκρα και χωρίζεται σε τέσσερις αλληλοεξαρτώμενες φάσεις :

1. φάση δυναμικής κάμψης κορμού,
2. φάση μεταφοράς της ορμής,
3. φάση έκτασης
4. φάση σταθεροποίησης.

Ένα άτομο μπορεί να χρησιμοποιήσει 2 διαφορετικές στρατηγικές για να σηκωθεί από μια καρέκλα κάτι που απαιτεί ανταλλαγή ανάμεσα στη σταθερότητα και τη μυϊκή δύναμη:

1. Στρατηγική μεταφοράς της ορμής, η οποία εξασφαλίζει μειωμένη ανάγκη για μυϊκή δύναμη.
2. Στρατηγική μεγάλης κάμψης του κορμού, η οποία απαιτεί μεγαλύτερη ποσότητα δύναμης αλλά εξασφαλίζει περισσότερη σταθερότητα.

Υπάρχουν διάφοροι παράγοντες που επηρεάζουν την κίνηση της έγερσης τους οποίους κατηγοριοποιήσαμε σε ενδογενείς (τοποθέτηση ποδιού, γόνατος και κορμού, κίνηση άνω άκρου κλπ) και εξωγενείς (ύψος, υποβραχιόνια, τύπος καθίσματος).

Τα κύρια ευρήματα των ερευνών που ανασκοπήσαμε έδειξαν ότι ένα ψηλότερο κάθισμα ή η χρήση υποβραχιονίων, μειώνει τις ροπές στο γόνατο και το ισχίο κατά 50-60%. Χαμηλώνοντας το ύψος της καρέκλας αυξάνεται η ανάγκη για παραγωγή ορμής και χρειάζονται περισσότερες επανατοποθετήσεις των ποδιών ώστε να μειθούν οι ροπές των αρθρώσεων.

Όσον αφορά στον κορμό, πραγματοποιώντας πρώτα την κάμψη του κορμού πριν την έγερση από την καρέκλα, ο χρόνος της κίνησης αυξάνεται σε σχέση με την κανονική δραστηριότητα της έγερσης και υπάρχει καθυστέρηση κατά το ανασήκωμα, χωρίς γωνιακές αλλαγές στις αρθρώσεις. Επίσης σε άτομα με αδυναμία των κάτω άκρων, οι προσπάθειες έγερσης με τον κορμό ακίνητο και σε κάμψη αποδείχτηκε ότι είναι δυσλειτουργικές. Επιπλέον σε άτομα με αδύναμους εκτεινόντες η μεγάλη διάρκεια εφαρμογής μιας υψηλής δύναμης για αρκετό χρονικό διάστημα μπορεί να καταστεί δύσκολη.

Τα κινητικά και τα αισθητικά ελλείμματα που αφήνει ένα εγκεφαλικό επεισόδιο σε έναν άνθρωπο, δηλαδή η δυσκολία παραγωγής και συγχρονισμού επαρκούς δύναμης καθώς και συνεργικής μυϊκής δραστηριοποίησης, η έλλειψη συντονισμού και ισορροπίας, η μειωμένη αντίληψη και ο φόβος τον αναγκάζουν να υιοθετεί διαφορετικούς τρόπους εγέρσεως.

Η σπαστικότητα, οι εξαρτημένες αντιδράσεις, τα παθολογικά πρότυπα στάσης και οι προσαρμογές των μυών είναι επίσης καθοριστικοί παράγοντες για την εκπόνηση της δραστηριότητας. Έτσι οι διαφορετικοί αυτοί τρόποι εγέρσεως μας βοηθούν να αξιολογήσουμε τον ασθενή και να πάρουμε πληροφορίες για το επίπεδο της κινητικότητας και της λειτουργικότητας του.

Οι πληροφορίες αυτές αφορούν κυρίως στη δύναμη των εκτεινόντων μυών του ισχίου και του γόνατος, των ραχιαίων και πελματιαίων καμπτήρων της ποδοκνημικής και των απαγωγών του ισχίου.

Εκτός από την κατάσταση των μυών μέσω της κίνησης της έγερσης μπορούμε να αξιολογήσουμε τον στατικό έλεγχο του ατόμου και το αντιληπτικό του επίπεδο.

Πολλοί ερευνητές έχουν χρησιμοποιήσει τη δραστηριότητα της έγερσης ως μέσο είτε για να αξιολογήσουν άλλες παρεμβάσεις είτε για να δουν πώς αντιδρούν και συμπεριφέρονται οι μύες κατά τη διάρκεια της STS μέσω εξειδικευμένου εξοπλισμού.

Αποδείχτηκε ότι ένα πρωτόκολλο εκπαίδευσης της καθιστής θέσης και οι ενεργητικές ασκήσεις λήψης πέρα από το μήκος του χεριού είναι αποτελεσματικά για την βελτίωση της έγερσης.

Οι δραστηριότητες λήψης πέρα από το μήκος του χεριού σε σύγκριση με δραστηριότητες εντός του χεριού, στην καθιστή θέση σε ασθενείς με χρόνια εγκεφαλικό αυξάνουν τη φόρτιση και τη μυϊκή ενεργοποίηση του προσβεβλημένου άκρου. Με αυτό τον τρόπο βελτιώνεται η ισορροπία και η έγερση

Διερευνήθηκε η σκοπιμότητα και η αποτελεσματικότητα ενός πρωτοκόλλου ειδικής άσκησης στο σπίτι για τη βελτίωση της δραστηριότητας της έγερσης με επιπλέον ασκήσεις για την ενδυνάμωση των εκτεινόντων μυών των κάτω άκρων και αποδείχτηκε ότι η άσκηση μιας ειδικά τυποποιημένης για το σπίτι δραστηριότητας και ένα πρωτόκολλο εκπαίδευσης έγερσης μπορεί να βελτιώσει την έγερση.

Αποδείχτηκε ότι με τη χρήση ηχητικής ανατροφοδότησης της κάθετης δύναμης αντίδρασης του εδάφους και έκκεντρης εκπαίδευσης των εκτεινόντων του γόνατος, έγινε πιο συμμετρική η κατανομή του βάρους του σώματος άρα και η φόρτιση του παρεικού άκρου και η έγερση βελτιώθηκε.

Τα ευρήματα από την μέτρηση ηλεκτρομυογραφικής δραστηριότητας των εκτεινόντων του γόνατος στην προσβεβλημένη πλευρά ατόμων με ημιπάρεση κατά την εκτέλεση της έγερσης και του καθίσματος υποδηλώνουν ότι η απεικόνιση εκπαίδευσης της κίνησης (MIT) έχει μια θετική επίδραση στην συμμετρική χρήση του γόνατος κατά τη διάρκεια της έγερσης και του καθίσματος.

Χρησιμοποιήθηκε ηλεκτρομυογράφημα και μέθοδος FIM. (Μέτρηση Λειτουργικής Ανεξαρτησίας) για την αξιολόγηση του κινητικού ελέγχου και της λειτουργικής ικανότητας

και προέκυψε ότι η λειτουργική ικανότητα της κινητικότητας των ασθενών με ΑΕΕ μπορεί να ποσοτικοποιηθεί αναλυτικά με τη χρήση δεικτών δυναμικής ισορροπίας και να απεικονιστεί γραφικά μέσω ηλεκτρομυογραφικής δραστηριότητας κίνησης κατά τη διάρκεια της έγερσης.

Μέσω μέτρησης των κάθετων και προσθιοπίσθιων δυνάμεων αντίδρασης του εδάφους και ηλεκτρομυογραφικής δραστηριότητας πρόσθιου κνημιαίου και τετρακεφάλου αποδείχτηκε ότι η μυϊκή δραστηριότητα και οι GRFs μπορούν να επηρεαστούν με την αλλαγή της αρχικής τοποθέτησης του ανεπηρέαστου σκέλους ποδιού προς τα πίσω κατά τη διαδικασία της έγερσης κάτι που είναι θετικό στοιχείο για την αποκατάσταση.

Ένας τρόπος αξιολόγησης των κινητικών ελλειμμάτων ασθενών με ΑΕΕ είναι οι λειτουργικές δοκιμασίες. Μέσω των δοκιμασιών αυτός ένας φυσιοθεραπευτής μπορεί να αξιολογήσει τη δυναμική ισορροπία του ασθενή και να καταλάβει αν ο ασθενής είναι σε θέση να εκτελέσει τη δραστηριότητα της έγερσης με ασφάλεια. Οι δοκιμασίες που μελετήσαμε ήταν οι εξής:

1) Δοκιμασία 30 δευτερολέπτων "σήκω και κάτσε" (30-sec CS): Η δοκιμασία αυτή μετράει τη δύναμη των κάτω άκρων,

2) Δοκιμασία 5 επαναλήψεων έγερσης (FTSTST): Η δοκιμασία αυτή είναι ένα αξιόπιστο εργαλείο μέτρησης που σχετίζεται με τη μυϊκή δύναμη των καμπτήρων και των εκτεινόντων του γόνατος.

Όσον αφορά σε αυτή τη δοκιμασία ενδιαφέρον παρουσιάζει ότι ενώ σύμφωνα με τον Whitney et al το 2005, το τεστ δεν μετράει την ικανότητα της ισορροπίας αλλά μόνο τη μυϊκή δύναμη, μία πιο πρόσφατη μελέτη από τον Ng το 2010 τεκμηριώνει τη σημασία της ισορροπίας στην απόδοση της δοκιμασίας FTSTS και την καθιστά έναν ίσως πιο κατάλληλο δείκτη των επιδόσεων ισορροπίας σε άτομα με χρόνια εγκεφαλικό επεισόδιο σε σχέση με τη BBS.

3) Δοκιμασία ελαστικότητας από την καθιστή θέση (CSR): Η δοκιμασία αυτή μετράει την ελαστικότητα των κάτω άκρων που είναι πολύ σημαντική για την έγερση.

4) Χρονομετρημένη δοκιμασία “Σήκω και περπάτα” (TUGT): Η δοκιμασία TUGT μετράει τη λειτουργική ικανότητα των ατόμων στις διάφορες δοκιμασίες μεταφοράς που περιλαμβάνουν δραστηριότητες της καθημερινής ζωής

5) Κλίμακα ισορροπίας Berg (BBS) :Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι η δοκιμασία BBS είναι ένα ευαίσθητο εργαλείο μέτρησης της λειτουργικής ισορροπίας σε άτομα με προβλήματα ισορροπίας και μπορεί να προβλέψει τον κίνδυνο πτώσης σε ηλικιωμένους.

Η θεραπεία ενός ασθενή με εγκεφαλικό επεισόδιο στοχεύει στο να αισθανθεί το άτομο την κίνηση που βασίζεται σε φυσιολογικά πρότυπα μέσω της αναχαίτισης των αντανακλαστικών και της ταυτόχρονης παραγωγής αυτόματων ενεργητικών κινήσεων. Ο φυσιοθεραπευτής προσπαθεί μέσω της εκπαίδευσης της σωστής έγερσης, τροποποιώντας τους παράγοντες που επηρεάζουν τη δραστηριότητα, να διορθώσει τα κινητικά ελλείμματα του ασθενή με κύριο μέλημα τον έλεγχο της ισορροπίας και την ενδυνάμωση του μυϊκού συστήματος.

Μετά την επανεξέταση της αρθρογραφίας και βιβλιογραφίας, η δική μας άποψη είναι ότι η σωστή διεκπεραίωση της δραστηριότητας της έγερσης δεν εξαρτάται μεμονωμένα από την ισορροπία ή τη μυϊκή δύναμη. Είναι όροι αλληλοεξαρτώμενοι και για μια επιτυχή έγερση χρειάζονται και τα δύο.

Κάθε ασθενής είναι διαφορετικός και μοναδικός και πρέπει να αξιολογείται διαφορετικά ανάλογα με τις απαιτήσεις και τα ελλείμματα που έχει.

Συμπερασματικά, η έγερση είναι μία πολύ σημαντική και απαραίτητη για τον άνθρωπο δεξιότητα, η οποία επηρεάζεται από πολλούς παράγοντες, μπορεί να χρησιμοποιηθεί σαν μέσο αξιολόγησης της κινητικότητας και λειτουργικότητας και με την κατάλληλη εκπαίδευση της μπορεί να γίνει ένα εξαιρετικό μέσο θεραπείας για έναν ασθενή που έχει υποστεί εγκεφαλικό επεισόδιο.

ΑΝΑΦΟΡΕΣ

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ ΕΛΛΗΝΙΚΗ

Bodath, B. (2005). *Ενήλικος Ημιπληγικός Αξιολόγηση και Θεραπεία*. 3^η έκδοση. Αθήνα: Παρισιάνου Α.Ε. σελ.1-13,15,19,69,136.

Carr, J.H. and Shepherd, R.B. (2004). *Νευρολογική Αποκατάσταση Βελτιστοποίηση των Κινητικών Επιδόσεων*. Επιστημονικές Εκδόσεις. Αθήνα: Παρισιάνου Α.Ε. σελ.95,97,99.103-104, 239,240-241,276,293,304.

Kisner, C. MS, PT, Colby, L.A. MS,PT. (1996). *Θεραπευτικές Ασκήσεις Βασικές Αρχές και Τεχνικές*. Αθήνα: Τεχνικές. Ιατρικές Εκδόσεις Σιώκης. Σελ.433

Shumway-Cook, A. and Woollacott M.H. (2000). *Κινητικός Έλεγχος Θεωρία και Πρακτικές Εφαρμογές*. Θεσσαλονίκη: Ιατρικές Εκδόσεις Σιώκης. Σελ. 221-222.

Βασιλόπουλος Δ. (2008). *Νευρολογία*. Αθήνα: Ιατρικές εκδόσεις Πασχαλίδης Π.Χ.

ΞΕΝΗ ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

Edwards, S. (1996) *Neurological Physiotherapy. A Problem-Solving Approach*, Churchill Livingstone, London

Landau, W.M. (1988) *Parables of Palsy, Pills and PT Pedagogy: a spastic dialectic*. *Neurology*, 38, 1496-1499.

Carr JH, Shepherd RB. (2000). *A motor learning model for rehabilitation*. In: Carr JH, Shepherd RB, eds, *Movement Science. Foundations for Physical Therapy in Rehabilitation*, 2nd ed. Gaithersburg, Maryland, USA: Aspen Publishers; 33-110.

Trew, M., & Everett, T. (1997). *Human Movement*. New York: Churchill Livingstone

Véle, F. (1997). *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha: Grada Publishing.

ΞΕΝΗ ΑΡΘΡΟΓΡΑΦΙΑ

1. Alexander NB, Schultz AB, Ashton-Miller JA, Gross MM, Giordani B. Muscle strength and rising from a chair in older adults. *Muscle Nerve Suppl.* 1997; 5: S56-9.
2. Alexander NB, Schultz AB, Warwick DN. Rising from a chair: effects of age and functional ability on performance biomechanics. *J Gerontol.* 1991; 46:M91-8.
3. Arborelius UP, Wretenberg P, Lindberg F. The effects of armrests and high seat heights on lower-limb joint load and muscular activity during sitting and rising. *Ergonomics.* 1992; 35:1377-91.
4. Baer GD, Ashdurn AM. Trunk movements in older subjects during sit-to- stand. *Arch Phys Med Rehabil.* 1995; 76: 844-9.
5. Berg K, Wood-Dauphinee S, Williams JI, Gayton D. Measuring balance in the elderly: preliminary development of an instrument. *Physiother Can.* 1989; 41: 304-11.
6. Berger RA, Schenkman M, Riley PO, Hodge Wk. Advantages of rising from a chair to quantitate human performance. Presented at the 35th Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society; Eebruary 6-9, 1989; LasVegas, Nev.
7. Berger, R.A., RileyMann R.W. et al. (1988)Total body dynamics in ascending stairs and rising from a chair following total knee arthroplasty. In Proceedings of the 34th Annual Meeting of the Orthopedic Research Society, Atlanta, GA.
8. Brunt D, Greenberg B, Wankadia S, Trimble MA, Shechtman O. The effect of foot placement on sit to stand in healthy young subjects and patients with hemiplegia. *Arch Phys Med Rehabil.* 2002; 83: 924-9.
9. Burdett RG, Habasevich R, Pisciotta J, Simon SR. Biomechanical comparison of rising from two types of chairs. *Phys Ther.* 1985; 65:1177-83.
10. Burke, D. Spasticity as an adaptation to pyramidal tract injury. *Adv Neurol.* 1988; 47:401-23.

11. Cameron DM, Bohannon RW, Garrett GE, Owen SV, Cameron DA. Physical impairments related to kinetic energy during sit-to-stand and curb-climbing following stroke. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2003; 18: 332-40.
12. Canning, C.G, Carr, J.H. and Shepherd, R.B.(1985) A kinematic analysis of standing up. *Proceedings of the Australian Physiotherapy Association National Congress, Brisbane*.
13. Carr JH. Balancing the centre of body mass during standing up. *Physiother Theory Pract*. 1992; 8: 159-64.
14. Carr, J.H. and Ow, J. (1994) The effects of speed of sit-to-stand movement on force production in the lower limbs. In *Second World Congress of Biomechanics Abstracts* (eds L. Blankevoort and J.G.M. Kooloos) Stichting World Biomechanics, Nijmegen.
15. Carr, J.H., Monger, C. and Fowler, V. (1997) The effect of task-specific training on a group of chronic stroke patients. *Proceedings XVIth International Society of Biomechanisc Congress, Tokyo*.
16. Cheng PT, Liaw MY, Wong MK, Tang FT, Lee MY, Lin PS. The sit-to-stand movement in stroke patients and its correlation with falling. *Arch Phys Med Rehabil*. 1998; 79: 1043-6.
17. Chou SW, Wong AM, Leong CP, Hong WS, Tang FT, Lin TH. Postural Control During Sit-to Stand and Gait in Stroke Patients. *Am J Phys Med Rehabil*. 2003; 82: 42-7.
18. Dean, C.M. and Shepherd, R.B. (1997) Task-related training improves performance of seated reaching tasks after stroke. *Stroke*, 28, 1-7.
19. DiFabio R, Badke MB. Relationship of sensory organization to balance fuction in patients with hemiplegia. *Phys Ther* 1990; 70:543-552.
20. Dite W, Temple VA. A clinical test of stepping and change of direction to identify multiple falling older adults. *Arch. Phys. Med. Rehabil* 2002; 83:1566-71.

21. Doorenbosch CA, Harlaar J, Roebroek ME, Lankhorst GJ. Two strategies of transferring from sit-to-stand; the activation of monoarticular and biarticular muscles. *J Biomech.* 1994; 27:1299-307.
22. Durward BR, The biomechanical assessment of stroke patients in rising to stand and sitting down. Thesis. Glasgow: Strathclyde University; 1994.
23. Eng JJ, Chu KS. Reliability and comparison of weight-bearing ability during standing tasks for individuals with chronic stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* 2002; 83: 1138-44.
24. Engardt M. Long-term effects of auditory feedback training on relearned symmetrical body weight distribution in stroke patients. A follow-up study. *Scand J Rehabil Med.* 1994; 26:65-9.
25. Eriksrud O, Bohannon RW. Relationship of knee extension force to independence in sit-to-stand performance in patients receiving acute rehabilitation. *Phys Ther.* 2003 Jun;83(6):544-51.
26. Fleckenstein SJ, Kirby RL, MacLeod DA. Effect of limited knee-flexion range on peak hip moments of force while transferring from sitting to standing. *J Biomech.* 1988- 21-915-8.
27. Goulart FR, Valls-Sole J, Patterned electromyographic activity in the sit-to-stand movement [In Process Citation]. *Clin Neurophysiol.* 1999; 110:1634-40.
28. Gross MM, Stevenson PJ, Charette SL, Pyka G, Marcus R. Effect of muscle strength and movement speed on the biomechanics of rising from a chair in healthy elderly and young women. *Gait Posture.* 1998; 8:175-85.
29. Hakkinen, K. and Komi, P.V. (1983). Electromyographic changes during strength training and detraining. *Medicine ana Science in Sports and Exercise*, 15:455-460.
30. Hanke TA, Pai YC, Rogers MW. Reliability of measurements of body center-of-mass momentum during sit- to-stand in healthy adults. *Phys Ther.* 1995; 75: 105-13; discussion 13-8.

31. Harada N, Chiy V, Damroon- Rodriguez J et al. Screening for balance and mobility impairment in elderly individuals living in residential care facilities. *Phys. Ther.* 1995, 75:462-9
32. Hesse S, Schauer M, Jahnke M. Standing-up in healthy subjects: symmetry of weight distribution and lateral displacement of the centre of mass as related to limb dominance. *Gait Posture.* 1996; 4: 287-92.
33. Hesse S, Schauer M, Petersen M, Jahnke M. Sit-to-stand manoeuvre in hemiparetic patients before and after a 4- week rehabilitation programme. *Scand J Rehabil Med.* 1998; 30: 81-6.
34. Hesse, S., Schauer, M., Malezic, M. et al. (1994) Quantitive analysis of rising from a chair in healthy and hemiparetic subjects. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 26,161-166.
35. Hughes MA, Myers BS, Schenkman ML. The role of strength in rising from a chair in the functionally impaired elderly. *J Biomech.* 1996 29: 1509-13.
36. Hughes MA, Weiner DK, Schenkman ML, Long RM, Studenski SA. Chair rise strategies in the elderly. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 1994; 9: 187-92.
37. Hummelsheim, H and Mauritz, K-H. (1993) Neurophysiological mechanisms of spasticity modification by physiotherapy. In *Spasticity: Mechanisms and Management* (eds.A.F.t hilmann et al.), Springer-Varlag, Berlin,pp.426-438
38. Ikeda ER, Schenkman ML, Riley PO, Hodge WA. Influence of age on dynamics of rising from a chair. *Phys Ther.* 1991; 71: 473-81.
39. Inaba, M.K, Edberg, E., Montgomery, J et al.(1973) Effectiveness of functional training, active exercises for patients with hmiplegia. *Physical Therapy*, 53, 28-35.
40. Itokazu M, Uemura S, Aoki T, Takatsu T. Analysis of rising from a chair after total knee arthroplasty. *Bull Hosp Jt Dis.* 1998; 57: 88-92.

41. Jones, C.J, R.E. Rikli, et al. (1999). "A 30-s chair-stand test as measure of lower body strength in community-residing older adults." *Res Q Exerc Sport* 70 (2): 113-119.
42. Kawagoe S, Tajima N, Chosa E, Ashford S, De Souza L. Biomechanical analysis of effects of foot placement with varying chair height on the motion of standing up. *J Orthop Sci.* 2000; 5: 124-33.
43. Kelly, R.E., Gautier-Smith P.C. Intrathecal phenol in the treatment of reflex spasms and spasticity. *Lancet.* 1959; ii: 1102-5.
44. Kerr KM, White JA, Barr DA, Mollan RAB. Standardization and definitions of the sit-stand-sit movement cycle. *Gait Posture.* 1994; 2: 182-90.
45. Kouta, M., Shinkoda, K. & Kanemura, N. Sit-to-walk versus sit-to-stand or gaitinitiation: Biomechanical analysis of young men. *Journal of Physical Therapy Science*, 2006; 18, 201–206.
46. Lee MY, Wong MK, Tang FT, Cheng PT, Lin PS. Comparison of balance responses and motor patterns during sit-to-stand task with functional mobility in stroke patients. *Am J Phys Med Rehabil.* 1997; 76: 401-10.
47. Lin, M. R., Hwang, H. F., et al. (2004). "Psychometric comparisons of the timed up and go, one-leg stand, functional reach, and Tinetti balance measures in community-dwelling older people." *J Am Geriatr Soc* 52(8): 1343-1348.
48. Lomaglio MJ, Eng JJ. Muscle strength and weight-bearing symmetry relate to sit-to-stand performance in individuals with stroke. *Gait Posture.* 2005; 22: 126-31.
49. Lundin-Olsson L, Nyberg L, Gustafson Y. "Attention, frailty, and falls: the effect of a manual task on basic mobility". *J Am Geriatr Soc.* 1998 Jun; 46(6): 758-61.
50. Mazza C, Benvenuti F, Bimbi C, Stanhope SJ. Association Between Subject Functional Status, Seat Height, and Movement Strategy in Sit-to-Stand Performance. *J Am Geriatr Soc.* 2004; 52: 1750-4.

51. Menz, H.B., Morris, M.E. & Lord, S.R. (2005) Foot and ankle characteristics associated with impaired balance and functional ability in older people. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 60 A , 1546–1552.
52. Millington PJ, Myklebust BM, Shambes GM. Biomechanical analysis of the sit-to-stand motion in elderly persons. *Arch Phys Med Rehabil*. 1992; 73: 609-17.
53. Mong Y, Teo TW, Ng SS. 5 - repetition sit - to - stand test in subjects with chronic stroke: reliability and validity. *Arch Phys Med Rehabil* 2010; 91(3):407 - 413
54. Monger C, Carr JH, Fowler V. Evaluation of a home-based exercise and training programme to improve sit-to-stand in patients with chronic stroke. *Clin Rehabil*. 2002 Jun; 16(4):361-7.
55. Mourey F, Grishin A, d’Athis P, Pozzo T, Stapley P. Standing up from a chair as a dynamic equilibrium task: a comparison between young and elderly subjects. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 2000; 55: B425-31.
56. Mourey F, Pozzo T, Rouhier-Marcier I, Didier JP. A Kinematic comparison between elderly and young subjects standing up from and sitting down in a chair. *Age Ageing*. 1998; 27: 137-46.
57. Munro BJ, Steele JR, Bashford GM, Ryan M, Britten N. A kinematic and kinetic analysis of the sit-to-stand transfer using an ejector chair: implications for elderly rheumatoid arthritic patients. *J Biomech*. 1998; 31: 263-71.
58. Munton JS, Ellis ML, Wright V. Use of electromyography to study leg muscle activity in patients with arthritis and in normal subjects during rising from a chair. *Ann Rheum Dis*. 1984; 43: 63-5.
59. Ng S. Balance ability, not muscle strength and exercise endurance, determines the performance of hemiparetic subjects on the timed-sit-to-stand test. *Am J Phys Med Rehabil*. 2010 Jun; 89(6):497-504.
60. O’Brien k, Pickles B, Culham E. Clinical measures of balance in community- dwelling elderly female fallers. *Physiother. Can*. 1998: 50 (3):212-217.

61. Oh DW, Kim JS, Kim SY, Yoo EY, Jeon HS. Effect of motor imagery training on symmetrical use of knee extensors during sit-to-stand and stand-to-sit tasks in post-stroke hemiparesis. *NeuroRehabilitation*. 2010; 26(4):307-15
62. Pai YC, Naughton BJ, Chang RW, Rogers MW, Control of body centre of mass momentum during sit-to-stand among young and elderly adults. *Gait Posture*. 1994; 2: 109-16.
63. Pai YC, Rogers MW. Control of body mass transfer as a function of speed of ascent in sit-to stand. *Med Sci Sports Exerc*.1990; 22: 378-84.
64. Pai YC, Rogers MW. Speed variation and resultant joint torques during sit-to-stand. *Arch Phys Med Rehabil*. 1991; 72: 881-5.
65. Papa E, Cappozzo A. A telescopic inverted-pendulum model of the musculo-skeletal system and its use for the analysis of the sit-to-stand motor task. *J Biomech*. 1999; 32: 1205-12.
66. Papa E, Cappozzo A. Sit-to-stand motor strategies investigated in able-bodied young and elderly subjects. *J Biomech*. 2000; 33:1113-22.
67. Podsiadlo D, Richardson S. The Timed Up & Go: A test of basic functional mobility for frail elderly persons. *J Am Geriatr Soc* 1991; 39:142-8.
68. Rikli RE, Jones CJ: Development and validation of a functional fitness test for community-residing older adults. *J Aging Phys Act* 7:129-161, 1999
69. Rodosky MW, Andriacchi TP, Andersson GB. The influence of chair height on lower limb mechanics during rising. *J Orthop Res*. 1989; 7:266-71.
70. Roebroek ME, Doorenbosch CA, Harlaar J, Jacobs R, Lankhorst GJ. Biomechanics and muscular activity during sit-to-stand transfer. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 1994; 9: 235-44.
71. Rutherford, O.M. (1988) Muscular coordination and strength training implications for injury rehabilitation. *Sports Medicine*, 5, 196-202.

72. Saravanamuthu, R. and Shepherd, R.B. (1994) The effect of foot placement on the movement pattern of sit-to-stand in the elderly. In Second World Congress of Biomechanics Abstracts (eds L. Blankevoort and J.G.M. Kooloos). Stichting World Biomechanics, Nijmegen.
73. Scarborough DM, Krebs DE, Harris BA. Quadriceps muscle strength and dynamic stability in elderly persons. *Gait Posture*. 1999; 10: 10-20.
74. Schenkman M, Berger RA, Riley PO, Mann RW, Hodge WA. Whole-body movements during rising to standing from sitting. *Phys Ther*. 1990; 70: 638-48; discussion 48-51.
75. Schenkman M, Riley PO, Pieper C. Sit to stand from progressively lower seat heights- Alterations in angular velocity. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 1996; 11: 153-8.
76. Scholz JP, Schoner G. The uncontrolled manifold concept: identifying control variables for a functional task. *Exp Brain Res*. 1999; 126: 289-306.
77. Seedhom BB, Terayama k. Knee forces during the activity of getting out of a chair with and without the aid of arms. *Biomed Eng*. 1976; 11: 278-82.
78. Shepherd RB, Gentile AW. Sit-to-stand: functional relationship between upper body and lower limb segments. *Hum Mov Sci*. 1994; 13: 817-40.
79. Shepherd RB, Koh HP. Some biomechanical consequences of varying foot placement in sit-to-stand in young women. *Scand J Rehabil med*. 1996; 28: 79-88.
80. Shepherd, R.B. and Carr, J.H. (1991) An emergent or dynamical systems view of movement dysfunction. *Australian Journal of Physiotherapy*, 37, 4-5, 17.
81. Shumway-Cook, A., Baldwin, M., Polissar, N, L., and Gruber, W (1997). Predicting the probability For falls in community-dwelling older adults. *Physical Therapy*, 77 (8), 812-819
82. Shumway-Cook, A., Brauer, S., & Woollacott, M. (2000). Predicting the probability for falls in community-dwelling older adults using the timed up & go test. *Physical Therapy*, 80(9), 896-903.

83. Stevens C, Bojsen-Moller F, Soames RW. The influence of initial posture on the sit-to-stand movement. *Eur J Appl Physiol*. 1989; 58: 687-92.
84. Su FC, Lai KA, Hong WH. Rising from chair after total knee arthroplasty. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 1998; 13: 176-81.
85. Tully E.A, Fotoohabadi M.R, & Galea M.P. Sagittal spine and lower limb movements during sit-to-stand in healthy young subjects. *Gait & Posture*, 2004; 22 , 338–345.
86. Tung FL, Yang YR, Lee CC, Wang RY. Epub 2010 Apr 21. Balance outcomes after additional sit-to-stand training in subjects with stroke: a randomized controlled trial. *Clin Rehabil*. 2010 Jun; 24(6):533-42.
87. Vander Linden DW, Brunt D, McCulloch MU. Variant ant invariant characteristics of the sit-to-stand in healthy elderly adults. *Arch Phys Med Rehabil*. 1994; 75:653-60.
88. Walshe F.M.R. On certain tonic or postural reflexes in hemiplegia with special reference to the so-called associated movements. *Brain*. 1923; 46, 1, 2-33.
89. Wanklyn, P., Forster, A.AND Young, J. (1996). Hemiplegic shoulder pain (HSP): natural history and investigation of associated features. *Disability and Rehabilitation*, 18, 495-501.
90. Weiner DK, Long R, Hughes MA, Chandler J, Studenski S. When older adults face the chair-rise challenge. A study of chair height availability and height-modified chair-rise performance in the elderly. *J Am Geriatr Soc*. 1993; 41: 6-10.
91. Wheeler J, Woodward C, Ucovich RL, Perry J, Walker JM. Rising from a chair. Influence of age and chair design. *Phys Ther*. 1985; 65: 22-6.
92. Whitney SL, Wrisley DM, Marchetti GF, Gee MA, Redfern MS, Furman JM. Clinical measurement of sit-to-stand performance in people with balance disorders: validity of data for the Five-Times-Sit-to-Stand Test. *Phys Ther* 2005; 85:1034-45.
93. Wilson D.R., Feikes J.D and O'connor J.J. Ligaments and articular guide passive knee flexion. *Journal of Biomechanics* 1998; 31:1127-1136.

94. Yamada, T. & Demura, S. (2007) Relationships between ground reaction force parameters during a sit-to-stand movement and physical activity and falling risk of the elderly and a comparison of the movement characteristics between the young and the elderly. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 48, 73–77.
95. Yekutieli, M. and Guttman, E.(1993). A control trial of the retraining of the sensory function of the hand in stroke patients. *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry*, 56. 241-244.
96. Yoshida K, Iwakura H, Inoue F. Motion analysis in the movements of standing up from and sitting down on a chair. A comparison of normal and hemiparetic subjects and the differences of sex and age among the normals. *Scand J Rehabil Med*. 1983; 15: 133-40.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

Anabèle Brière, Séléna Lauzière, Denis Gravel and Sylvie Nadeau. Perception of Weight-Bearing Distribution During Sit-to-Stand Tasks in Hemiparetic and Healthy Individuals. *Stroke* 2010, 41:1704-1708: originally published online June 24, 2010 <http://stroke.ahajournals.org>.

M Galli, M Crivellini, F Sibella, A Montesano, P Bertocco and C Parisio. Sit-to-stand movement analysis in obese subjects. *International Journal of Obesity* (2000) 24, 1488 www.nature.com/ijo+1492.