

Τ.Ε.Ι ΠΑΤΡΩΝ
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ ΑΙΓΙΟΥ
ΤΜΗΜΑ ΦΥΣΙΚΟΘΕΡΑΠΕΙΑΣ

ΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

**“ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΑΝΑΛΥΣΗΣ ΤΗΣ ΑΝΘΡΩΠΙΝΗΣ
ΚΙΝΗΣΗΣ ΚΑΙ ΚΛΙΝΙΚΗ ΕΦΑΡΜΟΓΗ ΤΟΥΣ”**

ΣΠΟΥΔΑΣΤΗΣ : ΔΙΟΝΥΣΙΟΣ ΚΟΛΟΚΑΣ

ΕΠΟΠΤΕΥΩΝ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ : ΔΡ. ΗΛΙΑΣ ΤΣΕΠΗΣ

ΑΙΓΙΟ 2011

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Στην παρούσα πτυχιακή εργασία αναπτύσσονται οι τρόποι και οι μέθοδοι ανάλυσης της ανθρώπινης κίνησης σε φυσιολογικά και παθολογικά πρότυπα. Απαραίτητο στοιχείο για την ολοκληρωμένη παρουσίαση των μεθόδων καταγραφής, αποτελεί η αναφορά στην κλινική τους εφαρμογή μαζί με μια στοιχειώδη παρουσίαση μερικών τεχνικών.

Η παρατήρηση στην ανάλυση της ανθρώπινης κίνησης είναι κάτι πολύπλοκο, πράγμα που απαιτεί υψηλή τεχνολογία και μηχανήματα όπως και εξειδικευμένες γνώσεις, ώστε τα αποτελέσματα να είναι όσο το δυνατό εγκυρότερα.

Με τη καταγραφή των μεθόδων δίνεται η δυνατότητα για την επιλογή του κατάλληλου τρόπου ή μηχανήματος για τις κλινικές εφαρμογές και μελέτες.

Στη συνέχεια θα ακολουθήσει η ανάπτυξη των μεθόδων και των μηχανημάτων ,όπως, η κινηματική, η κινητική, τα δυναμοδάπεδα, τα επιταχυνσιόμετρα, τα ηλεκτρογωνιόμετρα και ο ηλεκτρομυογράφος είναι ορισμένα από αυτά.

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

ΑΡΧΙΚΑ ΣΤΟΙΧΕΙΑ

- ΕΞΩΦΥΛΛΟ
- ΠΕΡΙΛΗΨΗ
- ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ
- ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΕΙΚΟΝΩΝ
- ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΣΧΗΜΑΤΩΝ

ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

1. ΕΙΣΑΓΩΓΗ

1. ΕΙΣΑΓΩΓΗ	2
-------------	---

2. ΒΑΣΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ ΚΙΝΗΣΙΟΛΟΓΙΑΣ

2.1. ΠΕΡΙΓΡΑΦΗ ΤΗΣ ΚΙΝΗΣΗΣ	4
----------------------------	---

2.2. ΤΥΠΟΙ ΤΗΣ ΚΙΝΗΣΗΣ	4
------------------------	---

2.3. ΕΠΙΠΕΔΑ ΚΙΝΗΣΗΣ	5
----------------------	---

2.4. ΑΞΟΝΕΣ ΚΙΝΗΣΗΣ	6
---------------------	---

2.5. ΕΥΡΟΣ ΤΗΣ ΚΙΝΗΣΗΣ	7
------------------------	---

2.6. ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗ ΕΥΡΟΥΣ ΤΡΟΧΙΑΣ	7
--------------------------------	---

2.7. ΟΡΙΣΜΟΣ ΚΑΙ ΠΕΡΙΓΡΑΦΗ ΤΩΝ ΜΟΧΛΩΝ	8
---------------------------------------	---

2.8. ΟΡΙΣΜΟΣ ΤΩΝ ΔΥΝΑΜΕΩΝ	9
---------------------------	---

2.9. ΔΥΝΑΜΗ ΤΗΣ ΒΑΡΥΤΗΤΑΣ-ΣΤΑΘΕΡΟΤΗΤΑ	9
---------------------------------------	---

2.10. ΚΕΝΤΡΟ ΒΑΡΟΥΣ	9
---------------------	---

2.11. ΡΟΠΕΣ ΑΡΘΡΩΣΕΩΝ	11
-----------------------	----

2.12. ΒΑΘΜΟΣ ΚΙΝΗΣΗΣ ΤΩΝ ΑΡΘΡΩΣΕΩΝ	11
------------------------------------	----

2.13. ΝΟΜΟΙ ΝΕΥΤΩΝΑ	11
---------------------	----

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

3. ΚΙΝΗΜΑΤΙΚΗ

3.1. ΓΕΝΙΚΑ ΚΙΝΗΜΑΤΙΚΗ	13
3.2. ΠΕΡΙΓΡΑΦΗ ΘΕΣΗΣ	14
3.3. ΒΑΘΜΟΙ ΕΛΕΥΘΕΡΙΑΣ	14
3.4. ΣΥΛΛΟΓΗ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ ΚΙΝΗΜΑΤΙΚΗΣ	14
3.5. ΑΡΧΕΣ ΦΩΤΟΓΡΑΜΜΕΤΡΙΚΗΣ	15
3.6. ΕΠΙΛΟΓΗ 2D ΣΗΜΑΤΟΔΟΤΩΝ	16
3.7. ΚΙΝΗΜΑΤΙΚΗ ΧΩΡΙΣ ΣΗΜΑΤΟΔΟΤΕΣ	16
3.8. ΕΠΙΠΕΔΗ ΚΙΝΗΜΑΤΙΚΗ	17
3.9. ΥΠΟΛΟΓΙΣΜΟΣ ΧΡΟΝΙΚΩΝ ΠΑΡΑΓΩΓΩΝ	18
3.10. ΕΠΙΤΑΧΥΝΣΙΟΜΕΤΡΑ	19
3.11. ΓΩΝΙΑΚΗ ΚΙΝΗΜΑΤΙΚΗ	20
3.12. ΓΩΝΙΕΣ ΤΜΗΜΑΤΟΣ	20
3.13. ΓΩΝΙΕΣ ΑΡΘΡΩΣΕΩΝ	20
3.14. ΗΛΕΚΤΡΟΓΩΝΙΟΜΕΤΡΑ	21

4. ΚΙΝΗΤΙΚΗ

4.1. ΚΙΝΗΤΙΚΗ	26
4.2. 2D ΑΝΤΙΣΤΡΟΦΗ ΔΥΝΑΜΙΚΗ	27
4.3. ΠΕΡΙΟΡΙΣΜΟΙ 2D ΚΙΝΗΜΑΤΙΚΗΣ	28
4.4. ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ	28
4.5. 3D ΚΙΝΗΤΙΚΗ	29
4.6. ΕΡΓΑΣΤΗΡΙΑΚΕΣ ΡΥΘΜΙΣΕΙΣ	31
4.7. ΕΞΩΤΕΡΙΚΕΣ ΔΥΝΑΜΕΙΣ	32
4.8. ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ ΜΕΘΟΔΟΥ	32

5. ΔΥΝΑΜΟΔΑΠΕΔΑ

5.1. ΔΥΝΑΜΟΔΑΠΕΔΑ	34
-------------------	----

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

6. 2D ΑΝΑΛΥΣΗ ΚΙΝΗΣΗΣ

6.1. ΤΕΧΝΙΚΗ ΤΗΣ ΒΙΝΤΕΟΓΡΑΦΙΑΣ	36
--------------------------------	----

6.2. ΤΟΠΟΘΕΤΗΣΗ ΒΙΝΤΕΟΚΑΜΕΡΑΣ ΚΑΙ ΒΙΝΤΕΟΣΚΟΠΗΣΗ	36
---	----

6.3. ΠΟΙΟΤΙΚΕΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΕΣ	37
----------------------------	----

7. 4D ΚΙΝΗΜΑΤΟΓΡΑΦΙΑ	39
----------------------	----

8. ΗΛΕΚΤΡΟΜΥΟΓΡΑΦΟΣ

8.1. ΗΛΕΚΤΡΟΜΥΟΓΡΑΦΟΣ	42
-----------------------	----

8.2. ΑΣΥΡΜΑΤΟΣ ΗΛΕΚΤΡΟΜΥΟΓΡΑΦΟΣ	46
---------------------------------	----

9. ΤΗΛΕΜΕΤΡΙΑ	48
---------------	----

10. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ	51
------------------	----

10.1. ΗΛΕΚΤΡΟΓΩΝΙΟΜΕΤΡΑ	51
-------------------------	----

10.2. ΟΠΤΙΚΑ ΣΥΣΤΗΜΑΤΑ	51
------------------------	----

10.3. ΕΠΙΤΑΧΥΝΣΙΟΜΕΤΡΑ	52
------------------------	----

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ	54
--------------	----

ΑΡΘΡΑ ΑΠΟ ΔΙΑΔΙΚΤΥΟ	58
---------------------	----

ΚΑΤΟΛΟΓΟΣ ΕΙΚΟΝΩΝ

ΕΙΚΟΝΑ 1. <u>ΑΝΑΛΥΣΗ ΒΑΔΙΣΗΣ ΜΕ ΧΡΗΣΗ ΚΑΜΕΡΑΣ ΚΑΙ ΟΠΤΙΚΩΝ ΑΙΣΘΗΤΗΡΩΝ</u>	29
ΕΙΚΟΝΑ 2. <u>3D ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΣΕ ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΟ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΗ</u>	30
ΕΙΚΟΝΑ 3. <u>ΤΟΠΟΘΕΤΗΣΗ ΑΙΣΘΗΤΗΡΩΝ</u>	30
ΕΙΚΟΝΑ 4. <u>ΚΑΜΕΡΑ-ΑΙΣΘΗΤΗΡΕΣ 3D ΑΝΑΛΥΣΗΣ</u>	31

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΣΧΗΜΑΤΩΝ

ΣΧΗΜΑ 1. ΕΠΙΠΕΔΑ ΜΕΛΕΤΗΣ ΑΝΘΡΩΠΙΝΗΣ ΚΙΝΗΣΗΣ	5
ΣΧΗΜΑ 2. ΑΞΟΝΕΣ ΚΙΝΗΣΗΣ	6
ΣΧΗΜΑ 3. ΜΟΧΛΟΣ 1 ^ο ΕΙΔΟΥΣ	8
ΣΧΗΜΑ 4. ΜΟΧΛΟΣ 2 ^ο ΕΙΔΟΥΣ	8
ΣΧΗΜΑ 5. ΜΟΧΛΟΣ 3 ^ο ΕΙΔΟΥΣ	8
ΣΧΗΜΑ 6. ΓΡΑΜΜΗ ΒΑΡΥΤΗΤΑΣ	10
ΣΧΗΜΑ 7. ΤΟΠΟΘΕΤΗΣΗ ΗΛΕΚΤΡΟΓΩΝΙΟΜΕΤΡΟΥ	24
ΣΧΗΜΑ 8. ΗΛΕΚΤΡΟΔΙΟ ΓΙΑ ΜΕΤΡΗΣΗ EMG	43

ΚΕΦΑΛΑΙΟ ΠΡΩΤΟ

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

1. ΕΙΣΑΓΩΓΗ.

Όταν έχουμε να κάνουμε με την ανθρώπινη κίνηση τα πράγματα δεν είναι τόσο εύκολα. Η πολυπλοκότητα σε συνδυασμό με το πλήθος των λεπτομερειών που αποτελούν την ανθρώπινη κίνηση προσδίδει δυσκολία για να αποδοθεί η ρεαλιστικότητα στην κίνηση αυτή.

Μία καθημερινή κίνηση, το περπάτημα για παράδειγμα, είναι μία σύνθεση από εκατοντάδες συντονισμένες μικροκινήσεις, οι οποίες περιλαμβάνουν πολύπλοκες περιστροφές μεταξύ των συνδέσμων, των μυών και αντιδράσεις λόγω του περιβάλλοντος.

Η ανθρώπινη κίνηση έχει μελετηθεί από τις επιστήμες της βιομηχανικής. Για παράδειγμα, αφότου η περιγραφή μιας απλής κίνησης έχει ολοκληρωθεί, η κίνηση αυτή αναλύεται σε μικρές απλούστερες και ανεξάρτητες κινήσεις.

Με τη βοήθεια της τεχνολογίας έχουν αναπτυχθεί μηχανήματα και μέθοδοι που μας βοηθούν να αναλύσουμε και να κατανοήσουμε τις κινήσεις ευκολότερα και με πιο έγκυρα αποτελέσματα. Ακόμα μας δίνετε η δυνατότητα σύγκρισης αποτελεσμάτων τόσο σε φυσιολογικά όσο και σε παθολογικά πρότυπα κίνησης.

Έπειτα από μετρήσεις που έχουν γίνει σε διάφορες κατηγορίες ατόμων (φυσιολογικά-παθολογικά πρότυπα, αθλητές και μη, άνδρες-γυναίκες, παιδιά-νέους-ηλικιωμένους) και σε διάφορες καταστάσεις, έχουν κατοχυρωθεί αποτελέσματα τα οποία λαμβάνονται υπόψιν ως βάση-δεδομένα και χρησιμοποιούνται ως μέτρο σύγκρισης κάθε φορά που κάνουμε μια νέα μέτρηση. Έτσι κατατάσσουμε κάθε φορά τον εξεταζόμενο στην αντίστοιχη κατηγορία και μπορούμε να γνωρίζουμε την εξέλιξη της καταστάσής του.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ ΔΕΥΤΕΡΟ
ΒΑΣΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ ΚΙΝΗΣΙΟΛΟΓΙΑΣ

2. ΒΑΣΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ ΚΙΝΗΣΙΟΛΟΓΙΑΣ.

2.1. ΠΕΡΙΓΡΑΦΗ ΤΗΣ ΚΙΝΗΣΗΣ.

Ο ανθρώπινος σκελετός αποτελεί ένα σύστημα μοχλών. Ένας μοχλός μπορεί να έχει οποιοδήποτε σχήμα και κάθε μακρύ οστό είναι σαν μια άκαμπτη ράβδος που μπορεί να μεταβιβάσει, να δεχτεί και να τροποποιήσει τη δύναμη και την κίνηση. Οι κινηματικές μεταβλητές μιάς κίνησης μπορεί να περιλαμβάνουν 1) τον τύπο της κίνησης που εμφανίζεται, 2) τα επίπεδα της κίνησης, 3) την κατεύθυνση της κίνησης, 4) το εύρος της κίνησης και 5) τη διάρκεια της κίνησης (Edmund, 1990).

2.2. ΤΥΠΟΙ ΚΙΝΗΣΗΣ.

Στροφική ή κυκλική ονομάζεται η κίνηση ενός σώματος ή τμήματος αυτού γύρω από ένα σταθερό άξονα, έτσι ώστε όλα τα τμήματα να κινούνται σε ασπίδες και να διανύουν τις ίδιες γωνιακές μετατοπίσεις.

Η **γραμμική** κίνηση παρουσιάζεται όταν όλα τα μέρη ενός σώματος κινούνται στην ίδια διεύθυνση και φορά και διανύουν για ίδιους χρόνους ίδια διαστήματα.

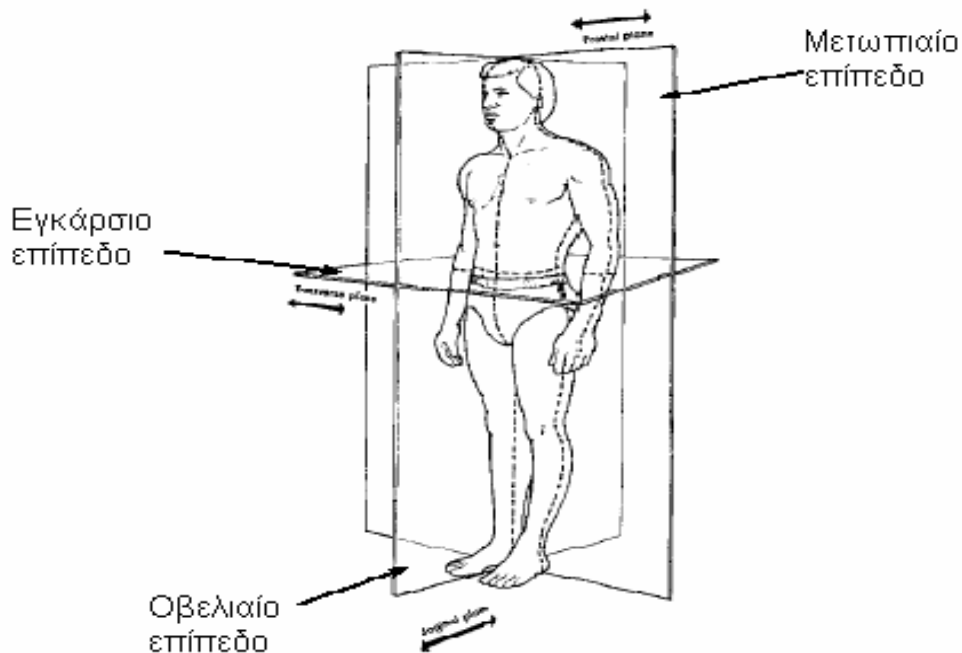
Οι στροφικές και οι γραμμικές κινήσεις εμφανίζονται στις ανθρώπινες αρθρώσεις συνήθως ταυτόχρονα. Παρόλο που η κυκλική κίνηση μπορεί να επικρατεί στις περισσότερες αρθρώσεις, παρουσιάζεται συχνά και σύγχρονη κίνηση του άξονα στο διάστημα. Όταν ένα αντικείμενο στρέφεται γύρω από έναν άξονα και κινείται στο διάστημα την ίδια χρονική στιγμή, το αντικείμενο περιγράφει μια τρίτη διαδρομή, γνωστή ως **καμπυλόγραμμη** κίνηση. Η καμπυλόγραμμη κίνηση είναι σαν την τροχιά που διαγράφει ένα βλήμα (βαλλιστική). Κλασικό παράδειγμα κίνησης αποτελεί το πέταγμα μιας μπάλας, όπου η μπάλα κινείται στο διάστημα και στρέφεται γύρω από τον άξονά της ταυτόχρονα (Τροποποιημένο από www.Wikipedia.gr).

ΚΕΦΑΛΑΙΟ ΔΕΥΤΕΡΟ

2.3. ΕΠΙΠΕΔΑ ΤΗΣ ΚΙΝΗΣΗΣ.

Μια κινηματική περιγραφή πρέπει να περιλαμβάνει τα τμήματα και τις αρθρώσεις του σώματος που κινούνται, καθώς επίσης και την τοποθεσία, το επίπεδο της κίνησης. Υπάρχουν τα εξής επίπεδα κίνησης:

- 1) Το **οβελιαίο** επίπεδο χωρίζει το σώμα σε αριστερό και δεξιό τμήμα.
- 2) Το **εγκάρσιο** επίπεδο χωρίζει το σώμα σε άνω και κάτω τμήμα.
- 3) Το **μετωπιαίο** επίπεδο χωρίζει το σώμα σε πρόσθιο και οπίσθιο τμήμα.



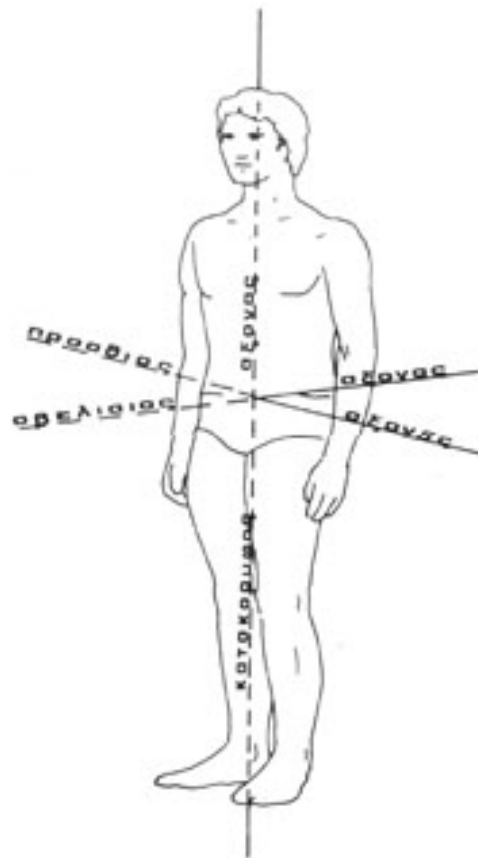
Σχήμα 1: Επίπεδα μελέτης ανθρώπινης κίνησης (Τροποποιημένο από www.raptismed.com).

2.4. ΑΞΟΝΕΣ ΚΙΝΗΣΗΣ.

Ένας άξονας είναι μια σταθερή γραμμή γύρω από την οποία λαμβάνει χώρα στροφική κίνηση (κυκλική). Όλες σχεδόν οι κινήσεις που συμβαίνουν στο ανθρώπινο σώμα είναι στροφικές. Μια στροφική (αξονική, κυκλική), κίνηση ενός τμήματος του σώματος λαμβάνει χώρα σε ένα επίπεδο και γύρω από έναν άξονα. Ο άξονας τοποθετείται πάντοτε σε ορθή γωνία σε σχέση με το επίπεδο που παρουσιάζεται η κίνηση (Δούκας, 1993).

Υπάρχουν τρεις άξονες κίνησης:

- 1) **Οβελιαίος ή Προσθιοπίσθιος άξονας:** Ο άξονας αυτός τέμνει κάθετα το μετωπιαίο επίπεδο.
- 2) **Προσθιος ή μετωπιαίος άξονας:** Ο άξονας τέμνει κάθετα το οβελιαίο επίπεδο.
- 3) **Κατακόρυφος άξονας :** Ο άξονας τέμνει κάθετα εγκάρσιο επίπεδο.



Σχήμα 2: Άξονες κίνησης (Τροποποιημένο από www.raptismed.com).

2.5. ΕΥΡΟΣ ΤΗΣ ΚΙΝΗΣΗΣ.

Τροχιά κίνησης ή εύρος κίνησης μιας άρθρωσης ονομάζεται το φυσιολογικό τόξο το οποίο μπορεί να διαγράψει το κινούμενο τμήμα της άρθρωσης. Η μέθοδος που χρησιμοποιείται ευρέως για τη μέτρηση του εύρους των αρθρώσεων είναι η γωνιομετρία. Το μέγεθος της κίνησης μπορεί επίσης να δοθεί ως οι μοίρες που διαγράφει ένα αντικείμενο καθώς στρέφεται ανά δευτερόλεπτο (γωνιακή ταχύτητα) (Levangie et al, 2001).

2.6. ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗ ΕΥΡΟΥΣ ΤΡΟΧΙΑΣ.

Διακρίνουμε το ενεργητικό και το παθητικό εύρος τροχιάς:

- Ενεργητικό εύρος τροχιάς είναι αυτό στο οποίο μπορεί να κινηθεί μια άρθρωση μόνο με τη βοήθεια μυϊκής σύσπασης κάποιων μυών της.
- Παθητικό εύρος τροχιάς είναι αυτό στο οποίο η άρθρωση κινείται με τη βοήθεια εξωτερικής παρέμβασης (όπως είναι η βοήθεια του Φυσιοθεραπευτή) και φτάνει στα όρια της κίνησης που μπορεί να εκτελέσει (Trombly, 1995).

Παράγοντες οι οποίοι επηρεάζουν το εύρος τροχιάς στο οποίο μπορεί να κινηθεί μια άρθρωση είναι: α) το είδος της άρθρωσης (π.χ. μια σφαιροειδής άρθρωση, όπως είναι η άρθρωση του ώμου, κινείται σε πολύ μεγαλύτερη τροχιά από μια γίγγλυμη αρθρωση, όπως είναι η άρθρωση του αγκώνα), β) τη μορφή των αρθρικών επιφανειών (π.χ. μια ρηχή άρθρωση, όπως είναι η άρθρωση του ώμου, κινείται σε μεγαλύτερο εύρος τροχιάς απ' ότι μια πιο βαθιά άρθρωση, όπως είναι του ισχίου), γ) η ηλικία (όσο μεγαλύτερος είναι κάποιος, τόσο πιο περιορισμένο είναι το εύρος κίνησης), δ) το φύλο (οι γυναίκες έχουν μεγαλύτερο εύρος κίνησης από τους άνδρες), ε) την ελαστικότητα των μυών της άρθρωσης (όσο πιο ελαστικοί είναι οι μύς μιας άρθρωσης, τόσο μεγαλύτερο είναι και το εύρος τροχιάς) και στ) τα περιαρθρικά στοιχεία (π.χ. όταν ο αρθρικός θύλακας και οι σύνδεσμοι της άρθρωσης είναι σε βράχυνση, τότε περιορίζεται το εύρος τροχιάς) (Κακλαμάνης, 1998).

Για να γίνει σωστή μέτρηση του εύρους τροχιάς, ο Φυσιοθεραπευτής πρέπει να γνωρίζει το φυσιολογικό εύρος τροχιάς των αρθρώσεων, την κατασκευή της άρθρωσης και τη λειτουργία της. Για πιο αξιόπιστα αποτελέσματα, ο ίδιος θεραπευτής πρέπει να κάνει τις μετρήσεις

ΚΕΦΑΛΑΙΟ ΔΕΥΤΕΡΟ

στον ασθενή, την ίδια ώρα της ημέρας, χρησιμοποιώντας το ίδιο πρωτόκολλο αξιολόγησης (Pedretti et al, 2001).

2.7. ΟΡΙΣΜΟΣ ΚΑΙ ΠΕΡΙΓΡΑΦΗ ΤΩΝ ΜΟΧΛΩΝ.

Ο μοχλός είναι ένα μηχανικό σύστημα μετάδοσης ενέργειας, με σκοπό την παραγωγή έργου. Το ανθρώπινο σώμα και συγκεκριμένα το μυοσκελετικό σύστημα, είναι ένα σύστημα μοχλών, η δράση των οποίων παράγει την κίνηση στο σώμα και τη μεταφορά ενέργειας από αυτό σε άλλα σώματα (Τσακλής). Στις περιγραφές των μοχλών του σώματος υπάρχουν τρία σημεία: (1) Το υπομόχλιο είναι ένα σημείο του άξονα γύρω από το οποίο στρέφεται η μάζα και περνάει μέσα από την άρθρωση στην οποία γίνεται η κίνηση,(2) η δύναμη και (3) η αντίσταση (Δούκας, 1993).

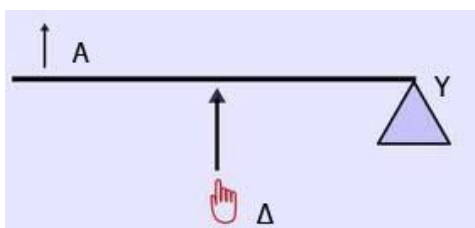
Μοχλός 1^{οο} είδους: παρουσιάζει το υπομόχλιο μεταξύ της δύναμης και της αντίστασης (π.χ. τραμπάλα). Το ανθρώπινο σώμα έχει πολύ λίγους μοχλούς 1^{οο} είδους.

Μοχλός 2^{οο} είδους: παρουσιάζει την αντίσταση μεταξύ υπομοχλίου και δύναμης

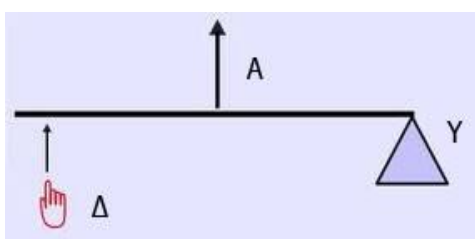
Μοχλός 3^{οο} είδους: παρουσιάζει τη δύναμη μεταξύ υπομοχλίου και αντίστασης. Στο ανθρώπινο σώμα υπερέχουν οι μοχλοί 3ου είδους, οι οποίοι βρίσκονται σχεδόν εξολοκλήρου στα άνω και τα κάτω άκρα (Δούκας,1993).



Σχήμα 3: Μοχλός 1^{οο} είδους.



Σχήμα 4: Μοχλός 2^{οο} είδους.



Σχήμα 5: Μοχλός 3^{οο} είδους (www.hellenica.de).

2.8. ΟΡΙΣΜΟΣ ΤΩΝ ΔΥΝΑΜΕΩΝ.

Η δύναμη είναι μία ώθηση ή μια έλξη που ασκείται από ένα αντικείμενο σε ένα άλλο. Οι εξωτερικές δυνάμεις είναι ωθήσεις ή έλξεις που προκύπτουν από πηγές έξω από το σώμα. Η βαρύτητα είναι μία εξωτερική δύναμη που υπό φυσιολογικές συνθήκες επηρεάζει όλα τα αντικείμενα. Οι εσωτερικές δυνάμεις προέρχονται μέσα από το ανθρώπινο σώμα (π.χ. έλξη ενός οστού από ένα μυ) και είναι απαραίτητες για την ανθρώπινη φυσιολογική λειτουργία. Όλες οι δυνάμεις απεικονίζονται με τη χρήση των διανυσμάτων, τα οποία έχουν τέσσερα χαρακτηριστικά: (1) σημείο εφαρμογής, (2) γραμμή εφαρμογής, (3) διεύθυνση και (4) μέγεθος.

2.9. ΔΥΝΑΜΗ ΤΗΣ ΒΑΡΥΤΗΤΑΣ-ΣΤΑΘΕΡΟΤΗΤΑ.

Βαρύτητα είναι η έλξη ενός αντικειμένου από τη γη. Η επιτάχυνση της βαρύτητας κοντά στην επιφάνεια της γης είναι 32 πόδια/δευτερόλεπτο ή 9,8 μέτρα/δευτερόλεπτο. Το κέντρο της βαρύτητας (κέντρο μάζας) είναι το γεωμετρικό σημείο γύρω από το οποίο κάθε μόριο της μάζας ενός σώματος είναι ισάριθμα κατανεμημένο. Ένα σώμα συμπεριφέρεται σαν ολόκληρη η μάζα του να βρίσκεται πάνω στο κέντρο βάρους του είτε όταν η μάζα του δρα η ίδια είτε όταν δρουν επάνω της δυνάμεις (Τσακλής, 1995).

Κάθε τμήμα του σώματος έχει και ένα κέντρο βάρους. Το κέντρο βάρους ολόκληρου του σώματος στην ανατομική θέση είναι περίπου στο δεύτερο οσφυϊκό σπόνδυλο. Η σταθερότητα ενός σώματος επιτυγχάνεται όταν η γραμμή βαρύτητάς του βρίσκεται μέσα στη βάση στήριξης. Όσο πιο μεγάλη είναι η βάση στήριξης τόσο μεγαλύτερη είναι η σταθερότητα (Levangie et al, 2001).

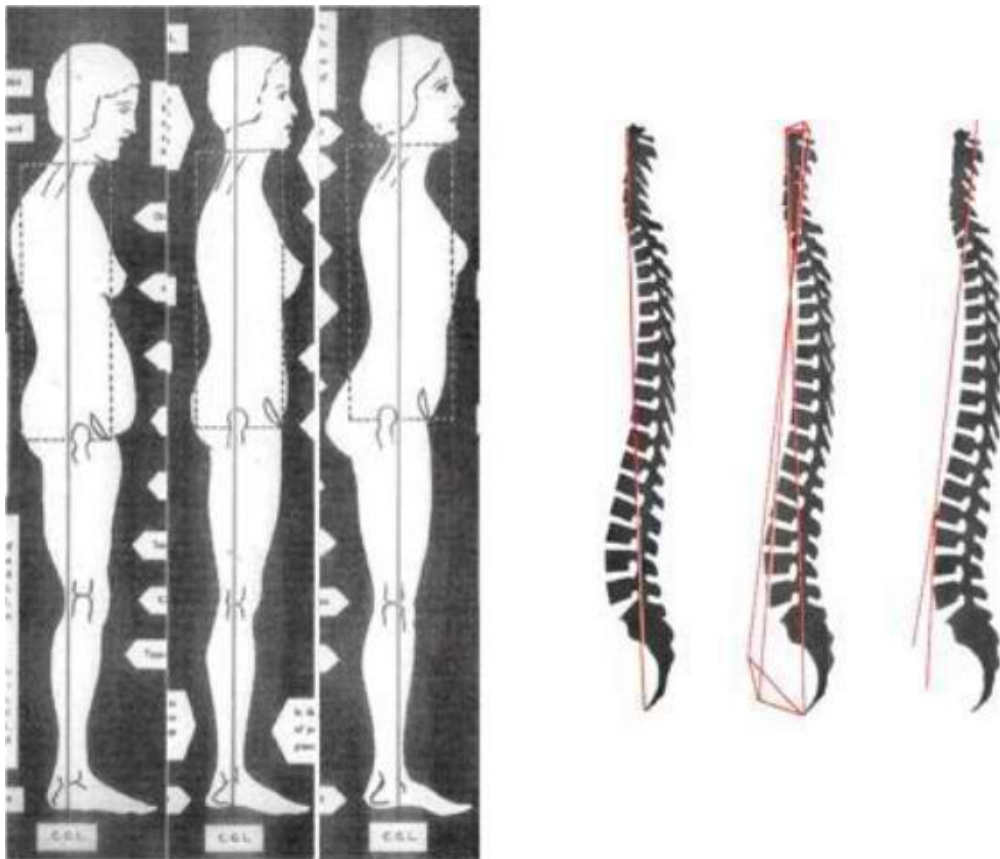
2.10. ΚΕΝΤΡΟ ΒΑΡΟΥΣ.

Το κέντρο βάρους του σώματος είναι το σημείο το οποίο αναφέρεται στη συγκέντρωση της μάζας του. Στον άνθρωπο είναι πολύ δύσκολο να καθοριστεί απόλυτα. (Δούκας, 1993). Στη φυσιολογική όρθια στάση είναι τοποθετημένο στη μέση, μπροστά από τον 2ο οσφυϊκό σπόνδυλο. Αυτή η θέση του κέντρου αλλάζει με τις αλλαγές θέσεων του σώματος.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ ΔΕΥΤΕΡΟ

Για να είναι ολόκληρο το σώμα σταθερό, η γραμμή βαρύτητας, η οποία ξεκινάει από το κέντρο της βαρύτητας και συνεχίζει κάθετα προς τα κάτω, θα πρέπει να πέφτει μέσα στη βάση στήριξης. Στη φυσιολογική βάδιση, το κέντρο βάρους περιγράφει ένα ομαλό, τακτικό, κυρτό μονοπάτι στο επίπεδο της προόδου. Αυτό συντελεί σε μια ολική γραμμική μετατόπιση. Το κέντρο βάρους μετατοπίζεται δύο φορές στο κατακόρυφο επίπεδο σε κάθε ένα κύκλο βάδισης. Η κορυφή της ταλάντωσης εμφανίζεται στο 25% και στο 75% του κύκλου και αντιστοιχεί στη μέση φάση κάθε στηριζόμενου κάτω άκρου. Το χαμηλότερο σημείο του κέντρου βάρους βρίσκεται στο χρονικό σημείο που και τα δύο άκρα έχουν επαφή με το έδαφος.(φάση διπλής στήριξης).

Υπάρχει επίσης πλάγια μετατόπιση του κέντρου βάρους στο εγκάρσιο επίπεδο. Τα σημεία της πλάγιας μετατόπισης αντιστοιχούν στη φάση στήριξης του σύστοιχου άκρου. Επομένως, η μέγιστη πλάγια μετατόπιση είναι ανάλογη της μέγιστης κάθετης μετατόπισης.



Σχήμα 6: Γραμμή βαρύτητας.(Τροποποιημένο από www.mathmosxos.blogspot.com).

ΚΕΦΑΛΑΙΟ ΔΕΥΤΕΡΟ

2.11. ΡΟΠΕΣ ΑΡΘΡΩΣΕΩΝ.

Αναφέρεται η ικανότητα μιας δύναμης να προκαλέσει στροφή του μοχλού.Κάνοντας μια κίνηση αλλάζει και η γωνία έλξης του μυ και έτσι αλλάζει πάντοτε τη ροπή.Η ροπή της βαρύτητας είναι μεγαλύτερη όσο πιο παράλληλο είναι το μέλος που κινείται στο έδαφος (Τροποποιημένο από www.wikipedia.gr).

2.12. ΒΑΘΜΟΣ ΚΙΝΗΣΗΣ ΤΩΝ ΑΡΘΡΩΣΕΩΝ.

Οι βαθμοί ελευθερίας κίνησης των αρθρώσεων είναι τρεις : 1^{ος} βαθμός,2^{ος} βαθμός,3^{ος} βαθμός.Όταν μια άρθρωση έχει 1^ο βαθμού κίνηση,όταν κινείται σε ένα μόνο επίπεδο,2^ο βαθμού όταν η κίνηση παρουσιάζεται σε δυο επίπεδα,κάθετα μεταξύ τους και 3^ο βαθμού όταν η κίνηση παρουσιάζεται σε τρία επίπεδα τα οποία είναι κάθετα μεταξύ τους (Δούκας,1993).

2.13. ΝΟΜΟΙ ΤΟΥ ΝΕΥΤΩΝΑ.

Οι τρεις νόμοι του Νεύτωνα που αφορούν τη μηχανική είναι οι εξής:

- 1) ο νόμος της αδράνειας (**πρώτος νόμος**) λέει ότι ένα αντικείμενο θα τείνει να διατηρηθεί σε στάση ή σε ευθυγράμμιση και ισοταχή κίνηση, εκτός και αν κάποια εξωτερική δύναμη αλλάξει την κατάσταση αυτή.
- 2) ο νόμος της επιτάχυνσης (**δεύτερος νόμος**) λέει ότι η επιτάχυνση ενός αντικειμένου είναι ανάλογη προς τη δύναμη που ασκείται πάνω του και αντιστρόφως ανάλογη προς τη μάζα του αντικειμένου.
- 3) ο νόμος της **δράσης-αντίδρασης** λέει ότι για κάθε δράση υπάρχει μια ίσου μέτρου αλλά αντίθετης φοράς αντίδραση. Έτσι οι δυνάμεις εργάζονται σε ζεύγη. Όταν το κάτω άκρο πιέζει το έδαφος καθώς περπατά, το έδαφος πιέζει το κάτω άκρο με μια ίσου μέτρου,αλλά αντίθετης φοράς δύναμη (Δούκας,1993).

ΚΕΦΑΛΑΙΟ ΤΡΙΤΟ

ΚΙΝΗΜΑΤΙΚΗ

ΚΕΦΑΛΑΙΟ ΤΡΙΤΟ

3.1. ΓΕΝΙΚΑ ΚΙΝΗΜΑΤΙΚΗ.

Η Κινηματική (Kinematics, απ'το ελληνικό κινείν) είναι κλάδος της μηχανικής που περιγράφει την κίνηση των σωμάτων αδιαφορώντας για τη μάζα τους ή τις αιτίες, δυνάμεις, που προκαλούν την κίνησή τους. Σε αντίθεση, με τη Δυναμική που λαμβάνει υπόψιν της και τη μάζα και τις δυνάμεις που ενεργούν στα σώματα και την αλληλεπίδραση τους που τελικά προκαλούν την κίνηση των σωμάτων καθώς και τον τρόπο της κίνησης της ύλης.

Γενικά η Φυσική είναι η επιστήμη που μελετά την εξέλιξη των φυσικών φαινομένων. Στην έρευνα και μελέτη αυτή κυριαρχούν δύο γεωμετρικές έννοιες η "θέση" και το "μήκος". Αν σ' αυτές προστεθεί η έννοια του "χρόνου" τότε η όλη μελέτη ανάγεται στο αντικείμενο της "Κινηματικής".

Ο τομέας της κινηματικής ασχολείται με την περιγραφή της κίνησης χωρίς να αναλύει τις αιτίες. Χρησιμοποιεί δισδιάστατες και τρισδιάστατες αναλύσεις όπου είναι απαραίτητο.

Η κινηματική ασχολείται με το να περιγράψει και να μετρήσει και τις επίπεδες και τις γωνιακές θέσεις σωμάτων και τα χρονικά τους παράγωγα.

Η κινηματική είναι η προτιμητέα αναλυτική μέθοδος για ερευνητές που ενδιαφέρονται για ερωτήσεις όπως :

- Ποιός είναι ο γρηγορότερος ;
- Ποιά η ευρύτητα κίνησης μιας άρθρωσης , και πως δυο τύποι κίνησης διαφέρουν ;

Μια σημαντική εφαρμογή των δεδομένων κινηματικής είναι η χρήση τους ως πληροφορίες για αναλύσεις αντίστροφης δυναμικής που διεξάγονται για να υπολογιστούν οι δυνάμεις και οι στιγμές που δρούν κατά μήκος των αρθρώσεων ενός συστήματος άκαμπτων σωμάτων συνδεδεμένων μεταξύ τους. Ως εκ τούτου η κινηματική ανάλυση ίσως είναι ολοκληρωτική από μόνη της ή ένα ενδιάμεσο βήμα που επιτρέπει επακόλουθη κινητική ανάλυση. Είτε οι μεταβλητές κινηματικής είναι ο πρωταρχικός στόχος της έρευνας ή απλά το πρώτο βήμα σε μια σειρά αναλύσεων που χρειάζεται να υπολογίζονται με ακρίβεια (Gordon et al, 2004).

ΚΕΦΑΛΑΙΟ ΤΡΙΤΟ

3.2. ΠΕΡΙΓΡΑΦΗ ΘΕΣΗΣ.

Το κύριο εργαλείο είναι το Καρτεσιανό σύστημα συντονισμού μέσα στο οποίο επιλέγονται ένα ή περισσότερα σημεία αναφοράς. Το σύστημα συντονισμού ορίζεται από ένα αρχικό σημείο καθορισμένο από 2-D άξονες (0,0) ή 3-D τοποθεσία (0,0,0) και δυο ή τρεις ορθογώνιους άξονες (σε ορθές γωνίες ο ένας προς τον άλλον) ο καθένας περνώντας από το αρχικό σημείο (Gordon et al,2004).

3.3. ΒΑΘΜΟΙ ΕΛΕΥΘΕΡΙΑΣ.

Παρόλο που η πλήρης περιγραφή κίνησης περιλαμβάνει χωροταξική (3-D) κίνηση, σε πολλές περιπτώσεις η ανθρώπινη κίνηση μπορεί να περιγραφεί πρωταρχικά σε ένα συγκεκριμένο επίπεδο. Για παράδειγμα, το περπάτημα και το τρέξιμο εμπεριέχει σχετικά μεγάλες μετακινήσεις τμημάτων σε 2-D τομή που ορίζεται από τους άξονες X και Y του παγκόσμιου συστήματος συντονισμού (GCS). Αυτό δίνει μια εξαιρετική δυνατότητα στην κατανόηση κινήσεων σε δισδιάστατο πεδίο, όσον αφορά την εντόπιση αντικειμένου (Gordon et al, 2004).

3.4. ΣΥΛΛΟΓΗ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ ΚΙΝΗΜΑΤΙΚΗΣ.

Η πιο συνηθισμένη μέθοδος για συλλογή δεδομένων χρησιμοποιεί μια εικόνα ή ένα σύστημα σύλληψης της κίνησης για να καταγράψει την κίνηση σηματοδοτών που είναι τοποθετημένοι σε ένα κινούμενο αντικείμενο, ακολουθούμενη από αυτόματη ψηφιοποίηση ώστε να καθοριστούν οι συνισταμένες των σηματοδοτών. Αυτές οι συνισταμένες στην πορεία αναλύονται για να αποκτηθούν οι μεταβλητές που περιγράφουν κινήσεις τμημάτων ή αρθρώσεων. Τα πιο συνηθισμένα συστήματα εικόνας χρησιμοποιούν video, ψηφιακά video ή κάμερες. Καταγράφουν την κίνηση χρησιμοποιώντας φως που περικλείει, ή φως που αντανακλάται από σηματοδότες τοποθετημένους στο σώμα. Σε εργαστηριακές συνθήκες, οι κάμερες έχουν αντανακλαστική ταινία που ενισχύει τη φωτεινότητα του σηματοδότη σε αντίθεση με το δέρμα, το ρουχισμό και το φόντο (Robertson et al, 2004).

ΚΕΦΑΛΑΙΟ ΤΡΙΤΟ

Άλλα συστήματα video χρησιμοποιούν υπεριώδες φώς ή υπεριώδεις κάμερες για να εντοπίσουν θέσεις σηματοδοτών. Κάποια συστήματα χρησιμοποιούν ανατανακλαστικό υπεριώδες φώς, ενώ άλλα ενεργούς υπεριώδεις διόδους εκπομπής φωτός. (IREDS)

Για τη μελέτη επίπεδης κίνησης, μια μόνο κάμερα τοποθετημένη με τον οπτικό της άξονα κάθετα προς το πεδίο κίνησης είναι αρκετή. Ωστόσο ένα σύστημα με πολλές κάμερες είναι πλεονεκτικό ακόμα και για τη μελέτη επίπεδων κινήσεων. Η εντόπιση 3D συνισταμένων στην πραγματικότητα απαιτεί δύο κάμερες. Όμως, επειδή οι σηματοδότες ίσως εμποδίζονται από κάποιο μέρος του σώματος ή περιστρέφονται εκτός οπτικού πεδίου της κάμερας, συστήματα πολλαπλών καμερών δίνουν άποψη κάθε σηματοδότη από τουλάχιστον 2 καθόλη την κίνηση. Γι' αυτό συστήματα πολλαπλών καμερών είναι πλεονεκτικά ακόμα και για επίπεδες κινήσεις. Επιπλέον με συστήματα πολλαπλών καμερών η ακριβής τοποθέτηση και ο προσανατολισμός κάθε κάμερας δεν είναι κρίσημα καθώς ακολουθείται σύστημα καλιμπραρίσματος (Robertson et al, 2004).

Ένα από τα πλεονεκτήματα μοντέρνων συστημάτων εικόνας είναι ότι τα περισσότερα έχουν αυτόματη ψηφιοποίηση η οποία υπολογίζει γρήγορα και παρουσιάζει τα δεδομένα συνισταμένων θέσης από πολλαπλούς σηματοδότες μέσα από μια ολοκληρωμένη σειρά κινήσεων. Πριν την εμφάνιση αυτών των συστημάτων χρησιμοποιήτο 16mm φιλμ για να καταγραφεί η ανθρώπινη κίνηση.

3.5. ΑΡΧΕΣ ΤΗΣ ΦΩΤΟΓΡΑΜΜΕΤΡΙΚΗΣ.

Βασίζεται στην τέχνη, επιστήμη και τεχνολογία απόκτησης αξιόπιστων πληροφοριών για φυσικά αντικείμενα και περιβάλλον μέσα από διαδικασίες καταγραφής, μέτρησης και μετάφρασης εικόνων. Οι εμβιομηχανικοί ενδιαφέρονται κυρίως για τους παράγοντες που είναι βασικοί για την απόκτηση καθαρών εικόνων σε φωτογραφικά ή βιντεογραφικά μέσα. Λίγοι όμως χρησιμοποιούν φωτογραφία ή κινηματογραφία λόγω υψηλού κόστους και μακράς επεξεργασίας. Η βιντεογραφία είναι πιο συνηθισμένη (Graham et al, 2004).

Το οπτικό πεδίο της κάμερας πρέπει να καλύπτει προσεκτικά την κίνηση, παρόλο που το σύστημα ψηφιοποίησης ίσως μειώσει το καταγραφόμενο πεδίο μέσω μιας ελάχιστης μεγένθυσης που μπορεί να "κρύψει" τους σηματοδότες. Ένα από τα πιο σημαντικά προβλήματα κατά την καταγραφή, είναι ο χρόνος έκθεσης που σχετίζεται με την ταχύτητα

ΚΕΦΑΛΑΙΟ ΤΡΙΤΟ

της κάμερας. Επίσης η εστίαση και το εστιακό βάθος είναι στοιχεία σημαντικά στην ποιότητα στοιχείων που συλλέγονται από μια κάμερα. (Graham et al, 2004).

3.6. ΕΠΙΛΟΓΗ 2-D ΣΗΜΑΤΟΔΟΤΩΝ.

Στην εμβιομηχανική η μελέτη της ανθρώπινης κίνησης προϋποθέτει την ανάλυση ερωτήσεων όπως :

- Που τοποθετώ τους ανακλαστικούς σηματοδότες στο αντικείμενο μελέτης ;
- Πόσους σηματοδότες πρέπει να χρησιμοποιήσω ;
- Χρησιμοποιώ άλλους σηματοδότες στο πεδίο άποψης της κάμερας ;

Η απάντηση σε αυτές τις ερωτήσεις ποικίλει εξαρτώμενη από τη φύση της κίνησης υπό μελέτη και τις ακριβείς ερωτήσεις υπό έρευνα. Ένα εξαιρετικό σημείο αρχής είναι να κατασκευαστεί ένα μοντέλο των σημαντικών ανατομικών τμημάτων που εμπλέκονται στην κίνηση. Εφόσον ένα κατάλληλο μοντέλο έχει κατασκευαστεί μπορεί να καθοδηγήσει τον ερευνητή στην επιλογή σηματοδοτών και τοποθέτησή τους. Τουλάχιστον δυο σημεία πρέπει να υπολογιστούν για κάθε τμήμα στο οποίο η επίπεδη κίνηση πρέπει να εκμοντελιστεί. Συχνά, σηματοδότες τοποθετούνται στα κέντρα περιστροφής σε κάθε άκρο του τμήματος σε κοντινά και μακρινά ανατομικά ορόσημα. Δυο σημεία χρειάζονται να οριστεί η επίπεδη γωνιακή κατεύθυνση του τμήματος (Caldwell et al, 2004).

Για παράδειγμα για την περιγραφή κίνησης ενός ποδηλάτη χρειάζονται 10 σηματοδότες περίπου. Για το τρέξιμο, ωστόσο, θα χρειαστούν περισσότεροι σηματοδότες για να αντιπροσωπευθεί σωστά το σώμα.

Ο ακριβής αριθμός σηματοδοτών που χρειάζεται εξαρτάται από τη φύση της 2D κίνησης στις αρθρώσεις των γειτονικών τμημάτων.

3.7. ΚΙΝΗΜΑΤΙΚΗ ΧΩΡΙΣ ΣΗΜΑΤΟΔΟΤΕΣ.

Σε πολλές περιπτώσεις είναι μη πρακτικό, αδύνατο ή ανεπιθύμητο να τοποθετήσεις σηματοδότες στο αντικείμενο μελέτης, όπως αθλητές σε αγώνες και ασθενείς σε κλινικές

ΚΕΦΑΛΑΙΟ ΤΡΙΤΟ

καταστάσεις οι οποίοι δεν μπορούν να αντέξουν εκτεταμένες περιόδους πειραματικής προετοιμασίας. Σ' αυτές τις περιπτώσεις, ο ερευνητής πρέπει να ψηφιοποιήσει την κίνηση που καταγράφεται δια χειρός, χρησιμοποιώντας αναγνωρίσιμα ανατομικά σημεία αναφοράς για να εντοπίσει τα σημεία που είναι απαραίτητα για το μοντέλο κίνησης. Ωστόσο, πρόσφατα προσπάθειες έχουν γίνει για να αναπτυχθούν αυτόματα χωρίς σηματοδότες συστήματα ανάλυσης κίνησης (D'Aruzzo, 2001). Ένα τέτοιο σύστημα θα ήταν ένα καθοριστικό σημείο στην ανάλυση ανθρώπινης κίνησης επειδή θα επέτρεπε συντομότερα χρονικά τμήματα απόκτησης δεδομένων σε κλινικά και ερευνητικά εργαστήρια και θα επέκτειναν τη συλλογή πληροφοριών πέρα από τα εργαστήρια, σε πιο οικολογικό περιβάλλον. Τα ελεύθερα από σηματοδότες συστήματα χρησιμοποιούν τεχνικές γραφιστικής υπολογιστών για να ταιριάζουν το σχήμα ενός τμήματος του σώματος σε προδιαγεγραμμένα σχήματα (Trewartha et al, 2001).

Αρχικά ένα μοντέλο του σώματος που ταιριάζει στο γενικό μέγεθος και την μορφολογία του αντικειμένου έρευνας κατασκευάζεται. Ένα βίντεο ενός κινούμενου θέματος καταγράφεται και μετατρέπεται σε ψηφιακή μορφή. Προγράμματα υπολογιστή έπειτα προσπαθούν να ευθυγραμμίσουν το μοντέλο με την εικόνα του πραγματικού εκτελεστή σε κάθε κομμάτι των δεδομένων του βίντεο. Εάν ο υπολογιστής μπορεί να βρεί μια αποδεκτή θέση για το μοντέλο σε κάθε πλαίσιο, τότε αναπαράγει αποτελεσματικά την κίνηση του αντικειμένου. Το πρόγραμμα αποσπά τις θέσεις των ανατομικών σημείων και τμημάτων από το μοντέλο, ψηφιοποιώντας αποτελεσματικά τις θέσεις των επιθυμητών σημείων (Robertson et al, 2004).

Παρόλο που τέτοια συστήματα είναι υπό ανάπτυξη είναι απλά ζήτημα χρόνου πριν χρησιμοποιηθούν τακτικά για αναλύσεις κίνησης.

3.8. ΕΠΙΠΕΔΗ ΚΙΝΗΜΑΤΙΚΗ.

Οι μεταβλητές κινηματικής (εκτόπιση, ταχύτητα, επιτάχυνση) περιγράφουν τον τρόπο με τον οποίο η θέση ενός σημείου αλλάζει σε κάποια χρονική περίοδο. Οι μαθηματικές διαδικασίες της διαφοροποίησης και ενσωμάτωσης σχετίζονται αυτές τις μεταβλητές. Αυτές οι μεταβλητές μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την κατανόηση της κίνησης δυο διαφορετικών ατόμων ή να δείξουν πώς η κίνηση έχει επηρεαστεί από κάποια επέμβαση. Εκτόπιση είναι η αλλαγή στη

ΚΕΦΑΛΑΙΟ ΤΡΙΤΟ

θέση. Επιτάχυνση είναι ο ρυθμός αλλαγής της ταχύτητας σε σχέση με τον χρόνο και μετράται με το επιταχυνσιόμετρο. Ταχύτητα είναι το χρονικό παράγωγο της εκτόπισης. Αυτές οι τρεις κινηματικές μεταβλητές μπορούν να χρησιμοποιηθούν για να κατανοηθούν τα χαρακτηριστικά μιας κίνησης, να συγκριθεί η κίνηση δυο διαφορετικών ατόμων ή να δείξουμε πώς η κίνηση έχει επηρεαστεί από κάποια επέμβαση (Robertson et al, 2004).

3.9. ΥΠΟΛΟΓΙΣΜΟΣ ΧΡΟΝΙΚΩΝ ΠΑΡΑΓΩΓΩΝ.

Υπάρχουν αρκετοί τρόποι να υπολογιστούν τα χρονικά παράγωγα της εκτόπισης, εφόσον η θέση ενός σημείου έχει καθοριστεί σαν λειτουργία χρόνου για μια συγκεκριμένη στιγμή. Το σημείο εκκίνησης για την κινηματική ανάλυση είναι τα δεδομένα συνισταμένων που ψηφιοποιήθηκαν σε ίσα χρονικά τμήματα καθόλη τη συνέχεια της κίνησης. Ο ακριβής αριθμός σημείων-δεδομένων και χρονικών τμημάτων εξαρτάται από την διάρκεια της κίνησης και την ταχύτητα λήψης δειγμάτων από το χρησιμοποιούμενο σύστημα (Robertson et al, 2004).

Υπάρχουν τρεις κατηγορίες μεθόδων για τον υπολογισμό παραγώγων. Αναλυτικές μέθοδοι εμπεριέχουν την διαφοροποίηση μαθηματικών λειτουργιών. Οι γραφιστικές μέθοδοι χρησιμοποιούν την ιδέα της στιγμιαίας κλίσης μιας γραφικής λειτουργίας. Τελικά, αριθμητικοί μέθοδοι εφαρμόζουν άλλους τύπους σε ένα σετ σημείων-δεδομένων που αντιπροσωπεύουν οποιαδήποτε λειτουργία. Και οι τρεις κατηγορίες χρησιμοποιούνται στην εμβιομηχανική καθώς η κάθε μια έχει τα δυνατά και αδύναμα σημεία της (Miller et al, 1973).

Για τη χρήση αναλυτικών τεχνικών, τα δεδομένα θέσης που συλλέγονται σε ίσα χρονικά τμήματα πρέπει να ταιριάζουν σε μία κατάλληλη μαθηματική λειτουργία. Εφόσον τα δεδομένα πληροφοριών είναι σε μορφή ισότητας, αναλυτικές τεχνικές παράγουν ισότητες που αντιπροσωπεύουν αντίστοιχες ταχύτητες και πλαίσια επιτάχυνσης. Ένα δυνατό σημείο αυτής της διαδικασίας είναι ότι παράγει δεδομένα ταχύτητας και επιτάχυνσης που είναι ελεύθερα αριθμητικών λαθών. Οι στήλες συνισταμένων θέσης, εξίσου τοποθετημένες σε χρόνο, είναι η ακριβής μορφή που χρειάζεται για την εφαρμογή αριθμητικών τεχνικών. Ωστόσο εάν δε

ΚΕΦΑΛΑΙΟ ΤΡΙΤΟ

χρησιμοποιούνται προσεχτικά οι μέθοδοι αυτοί μπορούν να οδηγήσουν σε λάθη υπολογισμού (Kamen et al, 2004).

3.10. ΕΠΙΤΑΧΥΝΣΙΟΜΕΤΡΑ.

Μια συνηθισμένη μέθοδος για ευθέως μέτρηση της μεταβλητής κινηματικής - επιτάχυνσης είναι το επιταχυνσιόμετρο. Υπάρχουν τρεις τύποι επιταχυνσιόμετρου : μέτρησης πίεσης, πιεσοαντίστασης και πιεσοηλεκτρικό. Πιεσοηλεκτρικά επιταχυνσιόμετρα χρησιμοποιούν την πιεσοηλεκτρική επίδραση για να μετρήσουν επιτάχυνση. Η πιεσοηλεκτρική επίδραση συμβαίνει όταν συγκεκριμένοι κρύσταλλοι , όπως ο χαλαζίας, είναι μηχανικά πιεσμένοι προκαλώντας ηλεκτροκινητική δύναμη (voltage). Τα πιεσοηλεκτρικά επιταχυνσιόμετρα τυπικά έχουν υψηλότερης συχνότητας αντιδράσεις από ότι τα επιταχυνσιόμετρα μέτρησης πίεσης, αλλά δεν έχουν αληθινή στατική αντίδραση, άρα δεν πρέπει να χρησιμοποιούνται για μετρήσεις αργών κινήσεων ή περιόδων αδράνειας (Robertson et al, 2004).

Μικροσκοπικά επιταχυνσιόμετρα μέτρησης πίεσης προσαρμόζονται σε επίπεδο δοκό για τη μέτρηση της κάμψης της δοκού. Εάν η δοκός υπόκειται σε επιτάχυνση, η αδρανής μάζα στο ελεύθερο άκρο της προκαλεί τη δοκό να λυγίσει σε αναλογία με την επιβαλλόμενη επιτάχυνση. Ξεκάθαρα, ένα απότομο χτύπημα μπορεί να καταστρέψει εύκολα ένα τέτοιο λεπτό στοιχείο. Επιταχυνσιόμετρα είναι διαθέσιμα για τη μέτρηση επιτάχυνσης προς μία κατεύθυνση σε μονάδες ενός άξονα ή για την μέτρηση τριών κατευθύνσεων ορθγωνίου σε τρεις άξονες. Η διαδικασία καλιμπραρίσματος ενός επιταχυνσιόμετρου εξαρτάται από τον τύπο του αισθητήριου στοιχείου που έχει. Οι μονάδες των επιταχυνσιόμετρων μέτρησης πίεσης και πιεσοαντίστασης παρουσιάζουν στατική αντίδραση (DC) και συντονίζονται ευθυγραμμίζοντας τον ευαίσθητο άξονά τους μέσα στο βαρυτικό πεδίο. Επειδή τα πιεσοηλεκτρικά επιταχυνσιόμετρα έχουν έλλειψη αυτής της DC αντίδρασης, πρέπει να συντονίζονται σε εργοστάσιο χρησιμοποιώντας τεχνικές δυναμικής (Padgaonkar et al, 1975).

ΚΕΦΑΛΑΙΟ ΤΡΙΤΟ

3.11. ΓΩΝΙΑΚΗ ΚΙΝΗΜΑΤΙΚΗ.

Μετρήσεις γωνιακής θέσης μπορούν να διαιρεθούν σε δυο τάξεις. Η πρώτη αφορά τη γωνιακή θέση ή κατεύθυνση ατομικών σωμάτων. Αυτές ονομάζονται segment ή absolute (απόλυτες) γωνίες επειδή συνήθως αναφέρονται σε ένα απόλυτα Νευτονιακό πλαίσιο αναφοράς. Η δεύτερη αφορά τη γωνία μεταξύ δύο συνήθως διπλανών τμημάτων του σώματος. Αυτές ονομάζονται relative (σχετικές) joint (άρθρωσης) ή cardinal (κύριες) γωνίες επειδή μετράνε γωνιακές θέσεις ενός τμήματος σε σχέση με ένα άλλο (Hamill et al, 2004).

3.12. ΓΩΝΙΕΣ ΤΜΗΜΑΤΟΣ.

Για την περιγραφή της γωνιακής θέσης ενός ανθρώπινου σωματικού τμήματος σε 2D πεδίο, τουλάχιστον δύο σημεία πρέπει να μετρηθούν. Αυτές οι απόλυτες γωνίες ακολουθούν ένα κανόνα ονομαζόμενο << κανόνας δεξιού χεριού>> ο οποίος λέει συγκεκριμένα ότι θετικές περιστροφές είναι αντίθετες με τη φορά του ρολογιού ενώ αρνητικές είναι προς τη φορά του ρολογιού. Λυγίζοντας τα δάκτυλα του δεξιού χεριού στην κατεύθυνση της γωνίας ή της περιστροφής και μετά συγκρίνοντας την φορά του δείκτη ως προς τους άξονες αναφοράς καθορίζει το σήμα μιας γωνίας ή περιστροφής γύρω από ένα συγκεκριμένο άξονα. Εάν ο αντίχειρας δείχνει προς τη φορά του θετικού άξονα, τότε η γωνία ή η περιστροφή είναι θετική. Για αναλύσεις επίπεδων, γωνίες τμημάτων συχνά ορίζονται σαν η γωνία του τμήματος σε αναφορά με μια δεξιά-οριζόντια γραμμή που ξεκινά από το κοντινό άκρο του τμήματος (Hamill et al, 2004).

3.13. ΓΩΝΙΕΣ ΑΡΘΡΩΣΕΩΝ.

Το ανθρώπινο σώμα είναι μια σειρά από τμήματα συνδεδεμένα με αρθρώσεις κι έτσι η μέτρηση και η περιγραφή γωνιών άρθρωσης είναι συχνά χρήσιμη. Μέτρηση μιας γωνίας άρθρωσης απαιτεί ένα ελάχιστο τριών συνισταμένων ή δυο απόλυτων γωνιών. Όταν ορίζουμε κινήσεις άρθρωσης, γειτονικές αρθρώσεις έχουν διαφορετικές κατευθύνσεις για τον ίδιο τύπο κίνησης. Για παράδειγμα, εάν η κάμψη του γόνατος είναι θετική περιστροφή τότε η κάμψη της λεκάνης είναι αρνητική περιστροφή. Εδώ παρουσιάζεται ο κανόνας δεξιού χεριού και ένα ιατρικό σύστημα που χρησιμοποιείται από φυσικοθεραπευτές, ανατόμους και στην ιατρική κοινότητα να καθορίσει τις ανατομικές θέσεις των αρθρώσεων (Caldwell et al, 2004).

3.14. ΗΛΕΚΤΡΟΓΩΝΙΟΜΕΤΡΑ.

Ένα γωνιόμετρο είναι μια συσκευή χειρός για τη μέτρηση γωνιών αρθρώσεων. Είναι ένα γωνιόμετρο με δύο άκρα, ένα κολλημένο στο γωνιόμετρο και ένα που περιστρέφεται να μετρήσει γωνίες. Για τη μέτρηση των γωνιών των αρθρώσεων ηλεκτρονικά κατά τη κίνηση χρησιμοποιούνται ηλεκτρογωνιόμετρα. Τυπικά, είναι πολύ φθηνότερα από τα συστήματα εικόνας και δεδομένα μπορούν να συλλεχθούν άμεσα. Δυστυχώς αυτά εμποδίζουν τη κίνηση καθώς διάφορες ηλεκτρονικές συσκευές και καλώδια προσαρμίζονται στο άτομο και τα καλώδια πρέπει να συνδέονται με σύστημα συλλογής δεδομένων.

Ο πιο συνηθισμένος τύπος ηλεκτρογωνιόμετρου χρησιμοποιεί ένα δυναμόμετρο σαν στοιχείο αίσθησης. Ένα δυναμόμετρο είναι βασικά ένας καταγραφέας μεταβλητών. Μια συνεχής ροή ηλεκτρικής ενέργειας εφαρμόζεται στους τερματικούς και ένας σαρωτής που γυρίζει με ένα δυναμόμετρο καταγράφει ηλεκτρική ενέργεια σε ένα ποσό ανάλογο του ποσού στροφής (Robertson et al, 2004).

Ένα μέρος του δυναμόμετρου προσκολλάται σε ένα τμήμα της άρθρωσης και το άλλο σε γειτονικό τμήμα. Οποιαδήποτε γωνιακή κίνηση της άρθρωσης προκαλεί το δυναμόμετρο να περιστραφεί και ως εκ τούτου να αλλάξει την παραγωγή ηλεκτρικής ενέργειας (voltage). Άλλοι τύποι αισθητήρων περιλαμβάνουν : ψηφιακούς κωδικοποιητές, φωτογραφία πολωμένου φωτός, μέτρητες πίεσης και καλώδια οπτικών ινών. Ένα πρόβλημα με τα γωνιόμετρα είναι ότι δεν δρουν όλες οι αρθρώσεις σαν καθαροί μεντεσέδες. Οποιαδήποτε μεταφραστική κίνηση της άρθρωσης δημιουργεί μια τεράστια γωνιακή περιστροφή του ηλεκτρογωνιομέτρου. Σαν αρχή ο σχεδιασμός αυτοευθυγραμμούμενων μηχανισμών λύνει το πρόβλημα. Ένα παρόμοιο αυτοευθυγραμμούμενο στοιχείο ήταν το CARS-UBC ηλεκτρογωνιομέτρου που δημιουργήθηκε από τους Hannah, Coysins and Foort (1978). Αυτή η συσκευή, μετρούσε ταυτόχρονα τη τριαξονική κίνηση του αστραγάλου, γόνατος και μηρού των δυο ποδιών σε αληθινό χρόνο, ένα σύνολο από 18 σήματα. Παρόλο που αυτό το σύστημα ήταν κλινικά αξιόλογο για κάποιους ασθενείς με σοβαρές ανικανότητες δεν ήταν ευκολόχρηστο εξ' αιτίας του βάρους της συσκευής (Robertson et al, 2004).

Ένα άλλο σημαντικό πρόβλημα με όλα τα ηλεκτρογωνιόμετρα είναι ότι μετρούν μόνο γωνίες αρθρώσεων. Αυτό τα εμποδίζει από το να καταγράφουν απόλυτη κίνηση των τμημάτων με

ΚΕΦΑΛΑΙΟ ΤΡΙΤΟ

αναφορά το Νευτώνιακό πλαίσιο που είναι απαραίτητο για τις αναλύσεις αντίστροφης δυναμικής. Όμως, αυτό το είδος συστήματος είναι χρήσιμο για κλινικές περιπτώσεις που απαιτείται άμεση πληροφόρηση κινηματικής αρθρώσεων. Όταν επιλέγουμε ή κατασκευάζουμε ένα ηλεκτρογωνιόμετρο πρέπει να χρησιμοποιούμε ένα στοιχείο αίσθησης που είναι συνεχώς διαφοροποιήσιμο. Για παράδειγμα, καθώς ο σαρωτής των περισσότερων φθηνών δυναμόμετρων κινείται, αναπηδά από μια θηλειά ενός συρμάτινου ελατηρίου στην άλλη για να διαφοροποιήσει την αντίσταση, αυτό <<μολύνει>> τα εξερχόμενα δεδομένα θέσης με ακίδες ασυνέχειας που διακόπτουν τον υπολογισμό παραγώγων για την απόκτηση γωνιακής ταχύτητας ή επιτάχυνσης. Για τη μείωση αυτών των ασυνεχειών πιο ακριβά δυναμόμετρα έχουν ένα συνεχές τμήμα αγωγίμου υλικού. Υπάρχει συνήθως μια διακοπή κατά μήκος της λωρίδας και αυτό το τμήμα πρέπει να τοποθετηθεί έξω από την κάλυψη κίνησης της άρθρωσης (Robertson et al, 2004).

Μια άλλη λύση είναι να επιλεγεί διαφορετικός τύπος αισθητήρα. Μια εταιρία, Measurand, σχεδίασε μια συσκευή ονομαζόμενη Shape Sensor που χρησιμοποιεί ένα καλώδιο λεπτής οπτικής ίνας που μεταδίδει λιγότερο φως καθώς η κάμψη στο καλώδιο αυξάνεται, επιτρέποντας συνεχή μέτρηση ποσού περιστροφής της άρθρωσης.

Άλλα συστήματα, όπως ένα κατασκευασμένο από τη Biometrics Ltd, χρησιμοποιεί μετρητές πίεσης για να μετρήσει το βαθμό κάμψης σ' ένα ατσάλινο σύρμα – και ως εκ τούτου γωνιακή θέση - γύρω απ' το δυο άξονες. Για παράδειγμα, ένας μετατροπέας που διασχίζει τον αγκώνα μπορεί ταυτόχρονα να μετρήσει κάμψη αγκώνα και αναστροφή χειρός. Μια άλλη λύση είναι η χρήση γωνιόμετρου με φωτισμό πόλωσης που χρησιμοποιεί δυο αισθητήρες που είναι ευαίσθητοι σε αυτό το φως (Charpmay et al, 1985). Ένας αισθητήρας τοποθετείται σε περιστρεφόμενο τμήμα και ο άλλος είναι στερεωμένος σε ακίνητο αντικείμενο. Η σχετική θέση των αισθητήρων καθορίζεται από τον προσανατολισμό κάθε αισθητήρα στο πεδίο πολωμένου φωτός.

Το καλιμπράρισμα των ηλεκτρογωνιομέτρων είναι σχετικά απλό. Εάν το σχέδιο του ηλεκτρογωνιόμετρου επιτρέπει μπορεί να προσκολληθεί ευθέως στο γωνιόμετρο χειρός. Κινώντας το γωνιόμετρο χειρός από μια γνωστή θέση σε μια άλλη, ενώ καταγράφοντας δεδομένα με το ηλεκτρογωνιόμετρο, παρέχει μια ηλεκτρική ενέργεια ισοδύναμη σε γωνιακή εκτόπιση. Απ' αυτές τις μετρήσεις ένας αριθμός συνεργός υπολογίζεται. Εάν το

ΚΕΦΑΛΑΙΟ ΤΡΙΤΟ

ηλεκτρογωνιόμετρο δε μπορεί να τοποθετηθεί κατ' ευθείαν στο γωνιόμετρο χειρός, μια παρόμοια διαδικασία ακολουθείται με το ηλεκτρογωνιόμετρο τοποθετημένο στην ενδιαφερόμενη άρθρωση (Robertson et al, 2004).

Η τοποθέτηση των ηλεκτρογωνιομέτρων γίνεται με την χρήση κολλητικής ταινίας διπλής όψεως στο δέρμα στο σημείο της άρθρωσης της οποίας θέλουμε να τα τοποθετήσουμε. Ωστόσο δεδομένου ότι οι γωνίες που μας παρέχουν είναι στους δύο άξονες μπορούν να τοποθετηθούν και σε σημεία του ανθρώπινου σώματος όπως είναι ο καρπός, ο αγκώνας και η πλάτη. Η τοποθέτηση σε αυτά τα σημεία γίνεται κυρίως όταν υπάρχουν προβλήματα υγείας τα οποία επηρεάζουν την συνολική στάση του σώματος και όχι μόνο των κάτω άκρων κατά την κίνηση όπως για παράδειγμα η παραπληγία.

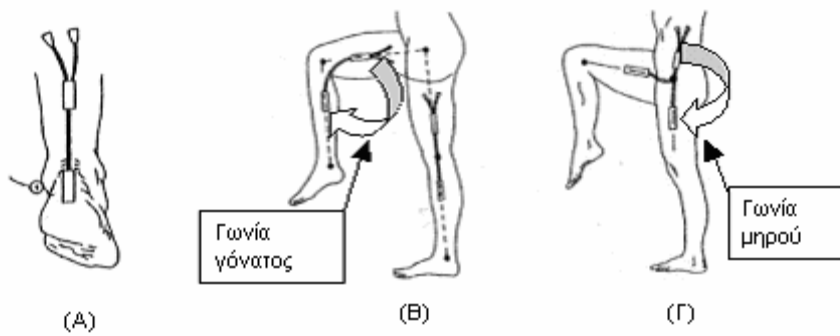
Όσον αφορά το σημείο στο οποίο γίνεται η τοποθέτηση των ηλεκτρογωνιομέτρων πρέπει να δοθεί ιδιαίτερη προσοχή. Πρέπει η τοποθέτηση στα αντίθετα άκρα να γίνει όσο το δυνατόν πιο ακριβής. Για να γίνει η τοποθέτηση των ηλεκτρογωνιομέτρων θα πρέπει ο άνθρωπος να βρίσκεται σε όρθια θέση και σε ακινησία. Η τοποθέτηση στην περιοχή του γόνατος, γίνεται στην εξωτερική πλευρά του ποδιού, έτσι ώστε τα άκρα από τα ηλεκτρογωνιόμετρα να έχουν ίση απόσταση με κέντρο την περιοχή της άρθρωσης του γόνατος. Με παρόμοιο τρόπο γίνεται και η τοποθέτηση στην περιοχή του ισχίου. Η τοποθέτηση σε αυτό το σημείο γίνεται επίσης και στα δύο άκρα στην εξωτερική πλευρά έτσι ώστε το κέντρο του ηλεκτρογωνιομέτρου να βρίσκεται στην άρθρωση του ισχίου.

Τα κυρίως πλεονεκτήματα αυτού του συστήματος είναι ότι δεν απαιτεί ειδικό εργαστηριακό χώρο και ότι πρόκειται για μικρούς και ελαφρούς αισθητήρες οι οποίοι δεν αλλοιώνουν τα χαρακτηριστικά της κίνησης. Επίσης μπορούν να τοποθετηθούν και σε άλλα σημεία και να χρησιμοποιηθούν για την μελέτη διαφορετικών προβλημάτων κίνησης του ανθρώπινου σώματος. Το κόστος σε σχέση με άλλες τεχνολογίες για την ανάλυση κίνησης είναι χαμηλό και μπορούν να χρησιμοποιηθούν με πολλά υπολογιστικά συστήματα.

Βέβαια υπάρχουν δύο μειονεκτήματα τα οποία έχουν κυρίως πρακτικό ενδιαφέρον κατά την διάρκεια των μετρήσεων. Το πρώτο είναι ότι πρόκειται για μη ασύρματο σύστημα που έχει ως αποτέλεσμα κατά την καταγραφή κυρίως της έντονης κίνησης (τρέξιμο, γρήγορο

ΚΕΦΑΛΑΙΟ ΤΡΙΤΟ

περπάτημα), κάποιες φορές να φεύγουν τα καλώδια από τους αισθητήρες με αποτέλεσμα την διακοπή της καταγραφής της κίνησης. Το δεύτερο μειονέκτημα αφορά επίσης κυρίως την έντονη κίνηση που πολλές φορές απομακρύνει τους αισθητήρες με αποτέλεσμα την διακοπή της μέτρησης.



Σχήμα 7: Τοποθέτηση ηλεκτρογωνιόμετρων σε τρία σημεία των κάτω άκρων ((A) πέλμα, (B) γόνατο, (Γ) μηρός) (Τροποποιημένο από www.cs.uoi.gr).

ΚΕΦΑΛΑΙΟ ΤΕΤΑΡΤΟ

ΚΙΝΗΤΙΚΗ

ΚΕΦΑΛΑΙΟ ΤΕΤΑΡΤΟ

4.1. ΚΙΝΗΤΙΚΗ.

Ο τομέας της κινητικής ασχολείται με τις αιτίες της κίνησης. Γενικά αυτό σημαίνει την ποσοτική ανάλυση των δυνάμεων και το έργο, την αντανάκλαση και τη δύναμη που παράγεται από τις δυνάμεις που επιδρούν στο σώμα.

Πριν οποιαδήποτε ανάλυση κίνησης είναι δυνατή, τα φυσικά χαρακτηριστικά και οι ιδιότητες εκκίνησης του σώματος και των τμημάτων πρέπει να καθοριστούν. Η ανθρωπομετρία είναι ο τομέας που ασχολείται με τις μετρήσεις αυτών των χαρακτηριστικών όπως τμηματική μάζα, τοποθεσίες των κέντρων βάρους τους και τμηματικές δυνάμεις εκκίνησης μάζας. Η βασική προϋπόθεση σ' αυτές τις μετρήσεις είναι ότι τα τμήματα υπό μελέτη δρουν σαν ξεχωριστές οντότητες κατά την διάρκεια της κίνησης, πράγμα φυσικά που δεν ευσταθεί καθώς αυτά συνδέονται μεταξύ τους και αλληλεπιδρούν. Επίσης πρέπει να υποθεθεί ότι η τμηματική κατανομή μάζας μεταξύ μελών ενός πληθυσμού είναι παρόμοια. Κάτω από αυτές τις προϋποθέσεις μαθηματικές ισότητες χρησιμοποιούνται για να υπολογιστούν οι παράμετροι των τμημάτων του σώματος ενός ατόμου. Προσπάθειες για τον υπολογισμό αυτών των παραμέτρων υποπίπτουν σε τέσσερις κατηγορίες : Cadaver μελέτες, μαθηματικός μοντελισμός, τεχνικές scanning και εικόνας καθώς και κινηματικές μετρήσεις (Gordon et al,2004).

Υπάρχουν μέθοδοι καθορισμού των παραμέτρων των σωματικών τμημάτων 2D και 3D. Η κύρια διαφορά βρίσκεται στον υπολογισμό των στιγμών αδράνειας λόγω μάζας.

Η μέθοδος 2D, Dempster (1995) or Clauster, McConville, and Young (1969) and Chandler et al.(1975), βασίζεται στις αναλογίες και στην ανθρωπομετρική ώστε να υπολογίσει τις παραμέτρους τμημάτων του σώματος για μοντέλα σώματος από συνδεδεμένα τμήματα. Ο ερευνητής αποφασίζει σε ένα αριθμό τμημάτων σύμφωνα με την πολυπλοκότητα της κίνησης που ερευνά. Αναλογίες μπορούν να παρθούν από διάφορες βάσεις δεδομένων ανάλογα με τον πληθυσμό (άρεν/θήλυ, νέος/ηλικιωμένος κλ.) που ερευνάται (Joseph,2004).

Η μέθοδος 3D είναι βασισμένη κυρίως σε τεχνικές καθορισμένες από Vaughan, Davis και O'connor (1992).

ΚΕΦΑΛΑΙΟ ΤΕΤΑΡΤΟ

Χρησιμοποιείται κυρίως για την ανάλυση των κάτω άκρων. Αυτή η μέθοδος απαιτεί την μέτρηση συγκεκριμένων ανθρωπομετρικών διαστάσεων ώστε να υπολογιστούν οι 3D παράμετροι τμημάτων του σώματος. Παρόλο που ακριβείς μετρήσεις παραμέτρων είναι επιθυμητές, τα λάθη ίσως έχουν μικρή επίδραση στις μετρήσεις κινητικής, ιδιαίτερα όταν το σώμα είναι σε επαφή με το περιβάλλον. Ακόμα και μεγάλα λάθη στις παραμέτρους σωματικών τμημάτων έχουν επίδραση στον υπολογισμό δυνάμεων των αρθρώσεων.

Στην κινητική είναι απαραίτητος ο καθορισμός των δυνάμεων που ασκούνται σε ένα σώμα. Στη φύση υπάρχουν τέσσερις βασικές δυνάμεις : οι δυνατές και αδύναμες πυρηνικές δυνάμεις, η ηλεκτρομαγνητική δύναμη και η βαρυτική δύναμη. Απ' αυτές, μόνο η βαρυτική και η ηλεκτρομαγνητική δύναμη αφορά την εμβιομηχανική. Όλες οι δυνάμεις που ασκούνται στο σώμα είναι συνδυασμός αυτών των δυο. Τα εργαλεία που χρησιμοποιούνται για τη μέτρηση των δυνάμεων είναι αισθητήρες πίεσης και συσκευές ισοκίνησης (Zatsiorsky , 2002).

4.2. 2-D ΑΝΤΙΣΤΡΟΦΗ ΔΥΝΑΜΙΚΗ.

Η αντίστροφη δυναμική είναι ένας εξειδικευμένος κλάδος της μηχανικής που γεφυρώνει τους τομείς της κινηματικής και κινητικής. Είναι η διαδικασία κατά την οποία δυνάμεις και στιγμές δύναμης καθορίζονται πλαγίως από την κινηματική και τις ιδιότητες αδράνειας των κινούμενων σωμάτων. Προέρχεται από τον 2^ο νόμο του Νεύτωνα όπου η κεντρική δύναμη χωρίζεται σε γνωστές και άγνωστες δυνάμεις, οι οποίες στη συνέχεια ενώνονται να σχηματίσουν μια δύναμη η οποία μπορεί να υπολογιστεί. Ο κλάδος αυτός χρησιμοποιεί μια σπάνια μέθοδο για τον αριθμητικό υπολογισμό εσωτερικής κινητικής επιπέδων ανθρώπινων κινήσεων καθώς και μηχανικής αρθρώσεων.

Η έρευνα αυτού του κλάδου χρονολογείται στο 1895 και 1904 (Wilhelm Braunce and Otto Fischer). Ακολούθησε έρευνα στο περπάτημα από τον Herbert Elftam (1939) και στο τρέξιμο (1940). Αργότερα ο Bresler και ο Frankel (1950) έκαναν περαιτέρω μελέτες σε 3-D και οι Bresler και Berry (1951) επέκτειναν την μέθοδο να περιλαμβάνει δυνάμεις παραγόμενες από

ΚΕΦΑΛΑΙΟ ΤΕΤΑΡΤΟ

τον αστράγαλο και τη λεκάνη κατά τη διάρκεια φυσιολογικού περπατήματος. Στα 1970 ο ερχομός εμπορικής πλατφόρμας μέτρησης δύναμης χρησιμοποιήθηκε για τον καθορισμό δυνάμεων αντίδρασης εδάφους. Πρόσφατα, η χρήση αυτόματων και ημιαυτόματων συστημάτων ανάλυσης κίνησης βασίζεται σε video και υπεδιόδεις κάμερες οι οποίες μειώνουν δραστικά τον χρόνο που απαιτείται για την επεξεργασία δεδομένων (McGill et al , 1985).

4.3. ΠΕΡΙΟΡΙΣΜΟΙ 2-D ΚΙΝΗΜΑΤΙΚΗΣ.

- Οι επιδράσεις τριβής και κατασκευής των αρθρώσεων δεν λαμβάνονται υπ' όψιν. Οι δυνάμεις τριβής στις αρθρώσεις παρόλο που είναι σχετικά μικρές σε νεαρά άτομα, στους μεγαλύτερους είναι αυξημένες ειδικά εάν υπάρχουν διάφορα κινητικά προβλήματα.
- Η ανάλυση τμημάτων βασίζεται στην προϋπόθεση ότι αυτά είναι άκαμπτα, ενώ στην πραγματικότητα είναι ελαστικά, ιδιαίτερα το πόδι και ο κορμός.
- Το παρόν μοντέλο είναι ευαίσθητο σε εισαγόμενα δεδομένα. Λάθη στις θέσεις των σηματοδοτών, στις ιδιότητες αδράνειας τμημάτων, στους υπολογισμούς κέντρων αρθρώσεων και στην επιτάχυνση τμημάτων, όλα επηρεάζουν τα δεδομένα.
- Το παρόν μοντέλο δεν μπορεί να καθορίσει ατομική μυϊκή δραστηριότητα καθώς δεν ξέρουμε την ένταση του μυός αφού αυτή αποτελείται από στιγμές.
- Άνθρωποι με αφαιρέσεις άκρων απαιτούν διαφορετική εξήγηση δεδομένων απ' ότι φυσιολογικά άτομα (Saynders, 2004).

4.4 ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ.

Υπάρχουν πολλές χρήσεις αυτής της μεθόδου. Μια εφαρμογή συνοψίζει τις στιγμές έκτασης των κάτω άκρων κατά τις φάσεις βηματισμού και τζόκινγκ και προβλέπει εάν οι άνθρωποι με τεχνητά κάτω άκρα έχουν αρκετή υποστήριξη να αποτρέψουν τυχόν κατάρευση (Winter, 1980)

Άλλοι έχουν χρησιμοποιήσει τις δυνάμεις και στιγμές σε μυοσκελετικά μοντέλα για να υπολογίσουν τη φόρτιση στη βάση της σπονδυλικής στήλης, για έρευνες σε ανύψωση βάρους και πόνους κατώτερης μέσης (McGill et al, 1985).

4.5. 3-D ΚΙΝΗΤΙΚΗ.

Τα είδη των δεδομένων που είναι απαραίτητα, και ως εκ τούτου, οι πιθανές πηγές λάθους στον υπολογισμό 3-D στιγμών των αρθρώσεων είναι ίδια όπως και στους 2-D υπολογισμούς. Ανεξαρτήτως της προσέγγισης που χρησιμοποιείται, οι ιδιότητες κίνησης περιλαμβάνουν παραμέτρους αδράνειας αποτελούμενες από την μάζα τμημάτων, το κέντρο μάζας και τη στιγμή αδράνειας. Τα δεδομένα της κινηματικής αποτελούνται από ταχύτητες και επιταχύνσεις θέσης των αρθρώσεων καθώς και δυνάμεις και στιγμές (Selbie et al, 2004).

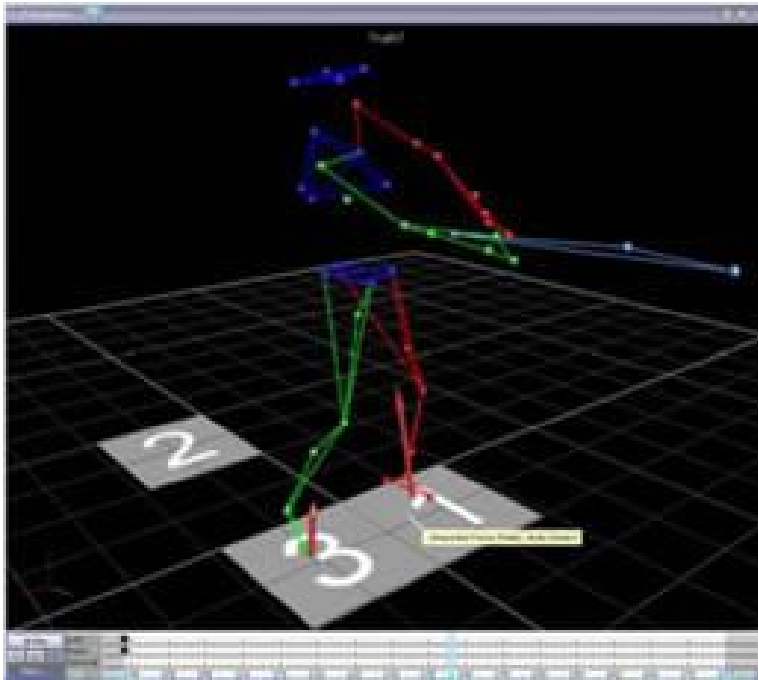
Ένας κρίσιμος παράγοντας σε 3D κινητική ανάλυση είναι η εντόπιση του κέντρου άρθρωσης. Ερευνητές έχουν χρησιμοποιήσει τεχνικές όπως ραδιογραφίας και ανατομικές μετρήσεις (Andriacchi et al, 1980). Οι παράμετροι περιλαμβάνουν τη γραμμική ταχύτητα και την επιτάχυνση κάθε τμήματος και τους υπολογισμούς στιγμών.

Το δεύτερο είδος πληροφοριών είναι δεδομένα κινηματικής που περιγράφουν στιγμιαίες επιταχύνσεις ευθύγραμμων γωνιακών αρθρώσεων καθώς και τους στιγμιαίους άξονες για τις κοντινές και απόμακρες δυνάμεις. Αυτές οι πληροφορίες προέρχονται από την τεχνική των σηματοδοτών. Ένα σετ διαφορετικών σημείων μπορεί να χρησιμοποιηθεί αλλά θα πρέπει να υπάρχει ένας ελάχιστος αριθμός τριών για κάθε τμήμα.



Εικόνα 1: Ανάλυση βάρδισης με χρήση κάμερας και οπτικών αισθητήρων (Τροποποιημένο από www.cs.uoi.gr).

ΚΕΦΑΛΑΙΟ ΤΕΤΑΡΤΟ



Εικόνα 2: 3D απεικόνιση σε ηλεκτρονικό υπολογιστή (Τροποποιημένο από www.noraxon.com).



Εικόνα 3: Τοποθέτηση αισθητήρων για 3D ανάλυση (Τροποποιημένο από www.thechildrenshospital.org).



Εικόνα 4: Κάμερα-αισθητήρες 3D ανάλυσης (Τροποποιημένο από www.thechildrenshospital.org).

4.6. ΕΡΓΑΣΤΗΡΙΑΚΕΣ ΡΥΘΜΙΣΕΙΣ.

Πολλά εργαστήρια που διεξάγουν 3D αναλύσεις ανθρώπινης κίνησης τοποθετούν πολλαπλές κάμερες και μία ή δυο πλατφόρμες δύναμης. Ένα σύστημα πολυκαμερών είναι απαραίτητο για τη πιστή ανακατασκευή των σηματοδοτών τοποθετημένων στο υποκείμενο έρευνας. Για κάθε περίπτωση ο ελάχιστος αριθμός καμερών μπορεί να καθοριστεί , ωστόσο τα περισσότερα εργαστήρια λειτουργούν με τουλάχιστον έξι κάμερες. Μόνο μία πλατφόρμα δύναμης είναι απαραίτητη για τη συλλογή δεδομένων της μιας πλευράς , αλλά το ρύθμισμα πολλαπλών πλατφόρμων δύναμης επιτρέπει στον ερευνητή να συλλέξει δεδομένα και από τις δύο πλευρές. Όλα τα συστήματα συλλογής εμπορικών δεδομένων χρησιμοποιούν προγράμματα που συγχρονίζουν τη δύναμη με τα δεδομένα κινηματικής (Hamill et al , 2004).

4.7. ΕΞΩΤΕΡΙΚΕΣ ΔΥΝΑΜΕΙΣ.

Ένα τρίτο είδος πληροφοριών εμπεριέχει την απ' ευθείας μέτρηση των εξωτερικών δυνάμεων. Στην ανθρώπινη κίνηση η πιο εμφανής εξωτερική δύναμη είναι η εδαφική αντίδραση της δύναμης (GRF) που γενικά μετράται μέσω μιας πλατφόρμας δύναμης με κινηματικά δεδομένα και χρόνου και χώρου. Πιο προηγμένα συστήματα αιχμαλωσίας κινήσεων επιτρέπουν την ταυτόχρονη συλλογή δεδομένων και κινηματικής και πλατφόρμας δύναμης (δυναμοδαπέδου) σε συμβατούς ρυθμούς δειγμάτων. Άρα το μόνο πρόβλημα συλλογής δεδομένων που πρέπει να μας ανησυχεί είναι ο συγχρονισμός χώρου. Αυτό κατορθώνεται δημιουργώντας την αρχή του παγκόσμιου συστήματος συντεταγμένων (GCS) σε σχέση με την αρχή του δυναμοδαπέδου. Ένας τρόπος να γίνει αυτό είναι να κάνουμε την αρχή του GCS να συμπίπτει με αυτή του δυναμοδαπέδου (Selbie et al, 2004).

4.8. ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ ΜΕΘΟΔΟΥ.

Δύο διαφορετικά βήματα πρέπει να παρθούν για την απόκτηση απαραίτητων πληροφοριών για 3D κινητική ανάλυση. Πρώτον, η δοκιμή καλιμπραρίσματος καταγράφεται με όλους τους σηματοδότες στο αντικείμενο μελέτης. Έπειτα οι σηματοδότες μπορούν να αφαιρεθούν. Για τη δοκιμή το αντικείμενο μελέτης στέκεται στο πεδίο όρασης των καμερών ώστε τα πόδια να δείχνουν προς την θετική κατεύθυνση (Y). Αυτή η δοκιμή χρησιμοποιείται για να δημιουργηθεί το τοπικό σύστημα συντεταγμένων (LCS) κάθε τμήματος και να εντοπιστούν τα κοντινά και μακρινά κέντρα άρθρωσης και το κέντρο μάζας του τμήματος. Επιπλέον, καλούπια μετατροπής δημιουργούνται για να καθοριστούν οι τοποθεσίες των καλιμπραρισμένων σηματοδοτών από τις τοποθεσίες των σηματοδοτών καθοδήγησης. Στο επόμενο βήμα, τα δεδομένα δοκιμών συλλέγονται. Η ανάλυση χρησιμοποιεί τις πληροφορίες τμημάτων που έχουν καθοριστεί στη δοκιμή καλιμπραρίσματος, μαζί με τις εδαφικές αντιδράσεις, τμηματική κινηματική και ανθρωπομετρικές πληροφορίες για να υπολογίσει την κινητική των αρθρώσεων (Hamill et al, 2004).

ΚΕΦΑΛΑΙΟ ΠΕΜΠΤΟ
ΔΥΝΑΜΟΔΑΠΕΔΑ

5.1. ΔΥΝΑΜΟΔΑΠΕΔΑ.

Ο πιο συνηθισμένος τύπος μεταβίβασης δύναμης στην εμβιομηχανική είναι το δυναμοδάπεδο που είναι ένα πεδίο οργάνων τοποθετημένο στο έδαφος για τη καταγραφή της εδαφικής αντίδρασης. Τα πρώτα μοντέλα χρησιμοποίησαν ελατήρια (Elftman , 1934) και λαστιχένιες πυραμίδες με μελάνι για να παρουσιάσουν σχέδια πίεσης. Τώρα δυο τύποι χρησιμοποιούνται σε εμπορικά διαθέσιμα δυναμοδάπεδα : με μετρητές πίεσης και με πιεσοηλεκτρικούς κρυστάλλους. Οι μετρητές πίεσης είναι λιγότερο ακριβοί και έχουν καλές στατικές δυνατότητες αλλά δεν έχουν την ποικιλία και ευαισθησία των πιεσοηλεκτρικών μοντέλων, τα οποία έχουν υψηλής συχνότητας ανταποκρίσεις αλλά χρειάζονται ειδικές ηλεκτρονικές συσκευές για την μέτρηση της στατικής δύναμης (Caldwell et al, 2004).

Κάθε δυναμοδάπεδο σχεδιάστηκε με μια κεντρική ενορχηστρωμένη στήλη ενώ πρόσφατα σχέδια έχουν 4 βάσεις κοντά στις γωνίες του δαπέδου. Οι ερευνητές έχουν εγκαταλείψει το σχέδιο της μίας βάσης επειδή οι δυνάμεις τείνουν να είναι περισσότερο ανακριβείς όσο απομακρύνεται μια εφαρμοζόμενη δύναμη από τη βάση. Με τα τέσσερα σημεία οι δυνάμεις είναι πιο ακριβείς. Οι βάσεις είναι κατασκευασμένες να μετρούν δυνάμεις και στιγμές εφαρμοζόμενες στο πάνω μέρος του πεδίου. Οι περισσότερες πλατφόρμες του εμπορίου είναι κατασκευασμένες να μετρούν σε τρεις διαστάσεις, κάθετη (Z) κατά μήκος του άξονα του πεδίου (Y) και κατά το πλάτος (X). Τα δυναμοδάπεδα λειτουργούν βάση της αρχής ότι όσα αντικείμενα κι αν εφαρμόσουν δύναμη σε διαφορετικές τοποθεσίες στο επάνω τμήμα υπάρχει μία δύναμη που προέρχεται -η εδαφική αντίδραση- που είναι αριθμητικά και φυσικά ισοδύναμη όλων των δυνάμεων που εφαρμόζονται (Caldwell et al, 2004).

Κάθε ξεχωριστή 3D δύναμη που εφαρμόζεται σ' ένα δυναμοδάπεδο μπορεί να περιγραφεί από 9 ποσότητες. Οι τρεις ορθογώνιοι συντελεστές της δύναμης καθορίζονται ως F_x , F_y , F_z και οι τρεις συντελεστές χώρου X, Y, Z καθορίζουν την τοποθεσία της δύναμης σε αναφορά με τη πλατφόρμα. Οι τρεις τελικές ποσότητες είναι ορθογώνιες στιγμές M_x , M_y , M_z που παίρνονται σε αναφορά με τη πλατφόρμα (Caldwell et al, 2004).

ΚΕΦΑΛΑΙΟ ΕΚΤΟ
2-D ΑΝΑΛΥΣΗ ΚΙΝΗΣΗΣ

6. 2D ΑΝΑΛΥΣΗ ΚΙΝΗΣΗΣ.

6.1. ΤΕΧΝΙΚΗ ΤΗΣ ΒΙΝΤΕΟΓΡΑΦΙΑΣ.

Τα πλεονεκτήματα είναι:

- Η ικανότητα συντονισμού δύο εικόνων σε μία οθόνη, η οποία επιτυγχάνεται από την χρησιμοποίηση χωριστής εικόνας με την βοήθεια γεννήτριας ειδικών εφέ.
- Η άμεση εκπομπή της εικόνας στον υπολογιστή, περιορίζοντας την απαιτούμενη ανθρώπινη λειτουργία για φωτογραφική ανάλυση.
- Η άμεση ικανότητα επανάληψης, που προσφέρει άμεσο αποτέλεσμα και σε ανάλυση αλλά και σε απόδοση.

Σήμερα έχουμε έως και 20.000 Hz ρυθμού ανανέωσης καρτέ καθώς και συντονισμό και με άλλα όργανα παράλληλα.

Η παρεμβολή ενός μικρού H/Y με μια βιντεογραφία είναι πολλή χαμηλή σε κόστος αλλά κορυφαίο σε ανάλυση κινήσεων. Ο H/Y συγκρατεί ψηφιακά μια εικόνα όπου σε αυτή ο χειριστής του τοποθετεί ψηφιακά τα ανατομικά σημεία αναφοράς (Marlene et al,1989).

6.2. ΤΟΠΟΘΕΤΗΣΗ ΒΙΝΤΕΟΚΑΜΕΡΑΣ ΚΑΙ ΒΙΝΤΕΟΣΚΟΠΗΣΗ ΤΗΣ ΚΙΝΗΣΗΣ.

Ανάλογα με την κίνηση που πρόκειται να αναλυθεί θα πρέπει να γίνει συγκεκριμένη τοποθέτηση σε μια ή περισσότερες κάμερες. Για παράδειγμα στην καταγραφή της κολυμβητικής εκκίνησης τοποθετούμε μία κάμερα στο κατάστρωμα της πισίνας ενώ ένα φλας χρησιμοποιείται για την καταγραφή του σινιάλου της εκκίνησης στο βίντεο. Επίσης ένα αντικείμενο γνωστών διαστάσεων βιντεοσκοπείται στο σημείο εκκίνησης. Το αντικείμενο αυτό θα χρησιμοποιηθεί κατά την μέτρηση για την δημιουργία κλίμακας πραγματικών διαστάσεων.

Πρακτικά παραδείγματα 2D κινηματικών αναλύσεων:

- Ανάλυση της τεχνικής του σουτ (ταχύτητα, τροχιά, γωνίες μελών σώματος).
- Μέτρηση της αλτικότητας (οριζόντια και κάθετη μετατόπιση).
- Ανάλυση της μετακίνησης (τροχιά, ταχύτητα, γωνίες μελών σώματος, γωνίες μελών σε σχέση με το έδαφος).
- Ανάλυση της δρομικής τεχνικής (μετατόπιση του κέντρου βάρους, γωνίες μελών σώματος, ταχύτητα, επιτάχυνση).
- Ανάλυση αποτελεσμάτων χρήσης διαφορετικών τεχνικών από το ίδιο άτομο.
- Ανάλυση βιάδισης σε διάφορες φάσεις της αποκατάστασης τραυματισμών κλπ. (Τροποποιημένο από www.humankinematics.blogspot.com).

6.3. ΠΟΙΟΤΙΚΕΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΕΣ.

Η αργή κίνηση του βίντεο, το καρέ-καρε, η παρουσίαση συγκεκριμένων στιγμών της κίνησης αποτελούν εργαλεία ποιοτικής ανάλυσης. Όμως μπορούμε να δημιουργήσουμε και το κινησιόγραμμα. Το κινησιόγραμμα είναι μια αφαιρετική αναπαράσταση της κίνησης όπου ευθείες γραμμές παίρνουν την θέση των μελών του σώματος. Είναι μια υψηλής ποιότητας ποιοτική πληροφορία. Μας δίνει για παράδειγμα την δυνατότητα να δούμε σε μία μόνο εικόνα όλες τις διαδοχικές θέσεις του σώματος κατά την διάρκεια της κίνησης. Επιπλέον στην οθόνη του Η/Υ το κινηματικό μοντέλο ζωντανεύει σαν κινούμενο σχέδιο. Είναι δυνατόν να τοποθετήσουμε μια κίνηση πάνω σε μια άλλη για να τις δούμε να εκτελούνται ταυτόχρονα σε αργή κίνηση ή σε πραγματικό χρόνο. Με αυτόν τον τρόπο εντοπίζονται άμεσα οι διαφορές τους. Η σύγκριση γίνεται οπτικά με αποτέλεσμα η αξιολόγηση της κίνησης να είναι κατανοητή όχι μόνο από τον επιστήμονα αναλυτή, αλλά και από τον θεραπευτή και τον εξεταζόμενο. Η οπτική επίδειξη αυτών των διαφορών στον εξεταζόμενο αποτελεί ένα μοναδικό μέσο.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ ΕΚΤΟ

ΠΟΣΟΤΙΚΕΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΕΣ

Οι κινηματικές μετρήσεις περιγράφουν με αριθμούς τις αλλαγές της θέσης του σωμάτων στον χώρο με βάση τον χρόνο. Με το κινηματικό σύστημα υπολογίζουμε αυτόματα τις τροχιές, τις γωνίες των μελών του σώματος, τις γραμμικές και γωνιακές ταχύτητες και επιταχύνσεις, το κέντρο της μάζας κ.λπ. Απεικονίζουμε τα αποτελέσματα χρησιμοποιώντας τις γραφικές παραστάσεις, πίνακες τιμών, ραβδογράμματα κ.λπ. Με ένα κλικ στο ποντίκι, μετρούμε οποιαδήποτε απόσταση ή γωνία στην οθόνη. Επίσης μπορούμε να εξαγάγουμε αυτόματα τις τιμές για τις επιλεγμένες χρονικές στιγμές για παραπέρα επεξεργασία.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ ΕΒΔΟΜΟ
4-ΔΙΑΣΤΑΣΕΩΝ ΚΙΝΗΜΑΤΟΓΡΑΦΙΑ

7. 4-ΔΙΑΣΤΑΣΕΩΝ ΚΙΝΗΜΑΤΟΓΡΑΦΙΑ.

Οπτικό-Στατικό-Δυναμικό σύστημα ανάλυσης και μέτρησης της Στάσης και της Σ.Σ.

Το 4D είναι ένα σύστημα γρήγορης αξιολόγησης, χωρίς ακτινοβολία, της Δυναμικής και Στατικής θέσης της Σ.Σ.. Αντικειμενικές κλινικές παράμετροι που περιγράφουν και καταγράφουν την ύπαρξη ανωμαλιών της Σ.Σ. όπως είναι η Λόρδωση, Σκολίωση, Κύφωση και άλλες σχετικές ανατομικές ανωμαλίες αναδεικνύονται με μεγάλο βαθμό ακρίβειας και πιστότητας και μπορούν να χρησιμοποιηθούν στην Φυσικοθεραπεία και την αποκατάσταση.

Το Σύστημα αναλύει την επιφάνεια της Σ.Σ. με εξειδικευμένο και αυτόματο τρόπο χωρίς την χρήση δεικτών και σημείων. Στο ανακατασκευαζόμενο 4D μοντέλο της Σπονδυλικής Στήλης αναδεικνύεται η θέση της Σ.Σ. και της λεκάνης. Γίνεται ανάλυση και καταγραφή των κινήσεων της Σ.Σ. και της λεκάνης καθώς και η σχέση που υπάρχει ανάμεσα τους. Επίσης είναι δυνατή η καταγραφή μίας πιθανής διαφοράς μεταξύ των δύο κάτω άκρων.

- Πρωτοποριακή μέθοδος ανάλυσης της στάσης

Υπάρχει σημαντική διαφορά αποτελεσμάτων μεταξύ της στατικής αξιολόγησης με την αξιολόγηση μέσω X-Ray και της οπτικής 3D απεικόνισης επίσης. Με τη χρήση του συστήματος 4D αυτό το πρόβλημα φαίνεται να ξεπερνιέται διότι με την νέα τεχνολογία της 4D ανάλυσης όπου είναι εφικτή η λήψη 10 εικόνων ανά δευτερόλεπτο έχουμε μείωση της πιθανότητας λάθους και αύξηση των κλινικών αποτελεσμάτων. Η πλήρης ανάλυση χρειάζεται μόλις λίγα λεπτά για να πραγματοποιηθεί.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ ΟΓΔΟΟ
ΗΛΕΚΤΟΜΥΟΓΡΑΦΟΣ

8.1. ΗΛΕΚΤΡΟΜΥΟΓΡΑΦΙΑ.

ΙΣΤΟΡΙΚΗ ΑΝΑΔΡΟΜΗ

Η ηλεκτρομυογραφία εμφανίστηκε, ως τομέας, το 1929 όταν οι Andrian και Bronk (1929a, 1929b) δημοσίευσαν σε δύο θεμελιώδη συγγράμματα τις πρώτες τους έρευνες. Αυτοί οι πρωτοπόροι ηλεκτρομυογράφοι έδειξαν ότι η ηλεκτρική ενέργεια μεμονωμένων μυών παρέχει μια ακριβή εκτίμηση της πραγματικής λειτουργίας των μυών. Συμπτωματικά, ήταν η ίδια χρονιά που ο Sir Charles Sherrington και η ομάδα του “ανακάλυψε” την κινητική μονάδα και άρχισαν την εκτεταμένη τους έρευνα στο νευρομυϊκό σύστημα (Sherrington). Έκτοτε και μέχρι την δεκαετία του '50 υπήρξαν ελάχιστες αναφορές για ΗΜΓ (Gilson & Mills, Lindsley, Smith). Η μεταπολεμική περίοδος της δεκαετίας του '50 διακρίθηκε από εντονότερες ερευνητικές προσπάθειες στην ηλεκτρομυογραφία, στόχος των οποίων ήταν η ανάπτυξη προσθετικών άκρων που θα μπορούσαν να ελέγχονται ηλεκτρομηχανικά. Συστηματικές προσπάθειες άρχισαν να ερευνούν το κατά πόσο ΔΚΜ θα μπορούσαν να χρησιμοποιηθούν και να ελέγξουν μυοηλεκτρικές προσθέσεις. Για να συλλογιστούν καλύτερα αυτή την πιθανότητα, οι ερευνητές έπρεπε να καταλάβουν από που έρχεται ο έλεγχός του και ποια είναι η ακριβής του φύση. Η ερευνητική προσπάθεια προώθησε εργασίες σε δύο κύριους τομείς: ηλεκτρομυογραφική κινησιολογία και επιστράτευση μονήρους κινητικής μονάδας. Αν και το πρώτο παρέχει πολύ χρήσιμες πληροφορίες στην κλινική χρήση του ΗΜΓ, το δεύτερο είναι που καθόρισε το μέλλον του ΗΜΓ biofeedback με την σχολαστική δουλειά του John Basmajian (Τροποποιημένο από www.relax-now.gr).

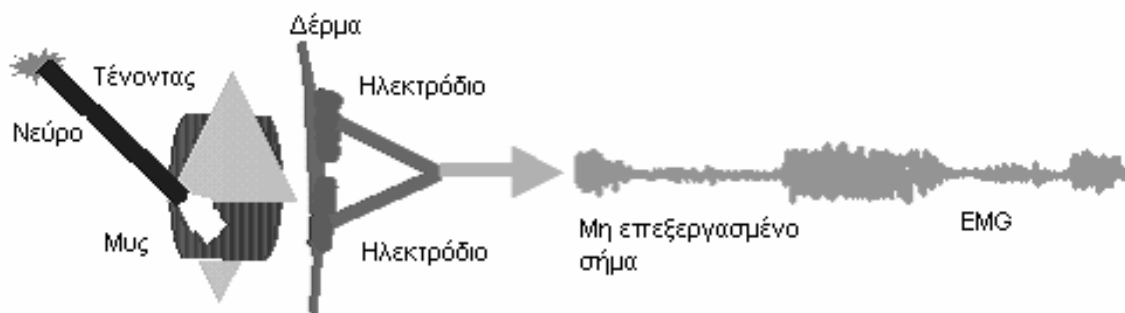
ΓΕΝΙΚΑ:

Ο ηλεκτρομυογράφος μας δίνει πληροφορίες για την ηλεκτρική δραστηριότητα των μυών όταν συσπώνται.

Είναι παρόμοια τεχνολογία με το καρδιογράφημα που μετράει τη δραστηριότητα του καρδιακού μυός. Η εξέταση είναι πολύ απλή και δεν προκαλεί πόνο ή ενόχληση. Αυτό την

ΚΕΦΑΛΑΙΟ ΟΓΔΟΟ

κάνει ασφαλή για παιδιά, εγκύους, ηλικιωμένους ασθενείς και φυσικά για όλες τις ομάδες ασθενών με αθλητική δραστηριότητα που θέλουν ανά πάσα στιγμή να ξέρουν την ποιότητα της μυικής τους δραστηριότητας. Η εξέταση γίνεται με την τοποθέτηση μικρών αισθητήρων πάνω στο δέρμα και τα αποτελέσματα βγαίνουν στο μόνιτορ του υπολογιστή μετά από λίγα λεπτά. Όταν ο μυς λειτουργεί, παράγεται ηλεκτρικό σήμα το οποίο ονομάζεται ηλεκτρομυογράφημα (EMG). Τα ηλεκτρόδια στο δέρμα μετρούν το EMG και με κατάλληλη βοήθεια καθορίζεται εάν υπάρχει ένα πρόβλημα με τους μυς ή τα νεύρα.



Σχήμα 8: Ηλεκτρόδιο για τη μέτρηση EMG (Τροποποιημένο από www.giuris.gr).

Το ηλεκτρομυογράφημα (ΗΜΓ) είναι μία παρακλινική εξέταση που συμπληρώνει περί τα 45 έτη ύπαρξης και η χρησιμότητα της παραμένει διαχρονική παρά την εμφάνιση αρκετών άλλων νεότερων και πλέον εντυπωσιακών παρακλινικών εξετάσεων, συμπεριλαμβανομένων της αξονικής και της μαγνητικής τομογραφίας. Με το ΗΜΓ εκτιμάται η λειτουργία των περιφερικών νεύρων, δηλαδή των νεύρων του σώματος που βρίσκονται εκτός του εγκεφάλου και του νωτιαίου μυελού. Αυτό σημαίνει ότι βλάβες οποιασδήποτε φύσεως στον νωτιαίο μυελό ή τον εγκέφαλο δεν αναδεικνύουν χαρακτηριστικά παθολογικά ευρήματα κατά τον ηλεκτρομυογραφικό έλεγχο (Trombly, 1995).

Το ΗΜΓ αποτελείται από αρκετές επιμέρους εξετάσεις:

ΚΕΦΑΛΑΙΟ ΟΓΔΩΟ

- το κυρίως ΗΜΓ,
- την κινητική ταχύτητα αγωγής νεύρων,
- την αισθητική ταχύτητα αγωγής νεύρων,
- το F-κύμα,
- το H-reflex,
- τη δοκιμασία επαναληπτικών ερεθισμών (Desmedt).

Με το σύνολο των παραπάνω εξετάσεων είναι δυνατόν ο χειριστής του μηχανήματος να ξεχωρίσει εάν μία παθολογική κλινική εκδήλωση οφείλεται σε βλάβη των περιφερικών νεύρων, των μυών ή της νευρομυϊκής σύναψης. Ακόμη, μπορεί να διευκρινίσει εάν πρόκειται για διάσπαρτη ή περιορισμένης έκτασης βλάβη, την ακριβή εντόπιση της, εάν είναι πρόσφατη ή παλαιότερη, την βαρύτητα της και, κάτω από ορισμένες προϋποθέσεις, τις πιθανότητες αλλά και τον χρόνο αποκατάστασης της. Όλα αυτά απαιτούν ειδική εκπαίδευση και ιδιαίτερη εμπειρία εκ μέρους του νευρολόγου δεδομένου ότι η εξέταση δεν είναι η ίδια σε κάθε ασθενή αλλά προσαρμόζεται στις ανάγκες του κάθε περιστατικού, στην υφιστάμενη διαφορική διάγνωση αλλά και στα ευρήματα που προκύπτουν κατά την εξέλιξη της εξέτασης. Είναι αρκετά συχνό ένα ΗΜΓ να ξεκινά με κάποιο σκεπτικό και κατά την διάρκεια της διερεύνησης το σκεπτικό αυτό να αλλάζει αρκετές φορές ανάλογα με τα δεδομένα που προκύπτουν (Trombly, 1995).

Οι νεότερες συσκευές ηλεκτρομυογραφίας καθιστούν την εξαγωγή συμπερασμάτων σαφώς ευκολότερη από ό,τι στο παρελθόν, αν και τεχνικά δεν έχει προκύψει κάποια σημαντική αλλαγή με το πέρασμα των χρόνων.

Με τα βελονοειδή ηλεκτρόδια μπορεί ο εξεταστής να ξεχωρίσει εάν υπάρχει βλάβη στους ίδιους τους μυς ή στα νεύρα που τους «τροφοδοτούν» καθώς και άλλα στοιχεία που έχουν σχέση με τον χρόνο από την εισβολή της βλάβης και την βαρύτητα της. Η ταχύτητα αγωγής νεύρων, κινητική και αισθητική, το F κύμα και το H-reflex εκτελούνται με την εφαρμογή ηλεκτρικών ερεθισμών πάνω σε νευρικούς κορμούς και την καταγραφή της αντίδρασης τους με επιφανειακά (κολλητά) ηλεκτρόδια σε άλλα σημεία των ίδιων κορμών ή πάνω σε μυς που δέχονται νεύρωση από τους νευρικούς αυτούς κορμούς. Με τον τρόπο αυτό μπορεί να

ΚΕΦΑΛΑΙΟ ΟΓΔΟΟ

ξεχωρίζει κανείς εάν η βλάβη αφορά σε ένα ή περισσότερα νεύρα, εάν αφορά στην κινητικότητα, την αισθητικότητα ή και στα δύο, εάν προσβάλλεται το «σύρμα του νεύρου» (άξονας) ή η «μόνωση» (μυελίνη). Τέλος, η δοκιμασία επαναληπτικών ερεθισμών που εκτελείται με την εφαρμογή ηλεκτρικών ερεθισμών πάνω σε έναν επιλεγμένο νευρικό κορμό και την καταγραφή των απαντήσεων από έναν μυ με επιφανειακά ηλεκτρόδια, μας επιτρέπει να διερευνήσουμε την λειτουργία της νευρομυϊκής σύσπασης. Οι μυς και τα νεύρα που επιλέγονται προς μελέτη μπορούν να εντοπίζονται στα άκρα, τον κορμό ή το κεφάλι.

Το ΗΜΓ λοιπόν είναι η ιδανική εξέταση για την εκτίμηση της λειτουργίας των περιφερικών νεύρων και των μυών. Αντίθετα, με τις υπερσύγχρονες απεικονιστικές μεθόδους όπως η αξονική και κυρίως η μαγνητική τομογραφία επιτυγχάνουμε άριστη εικόνα του επίμαχου σημείου της βλάβης αλλά καμία πληροφορία για την λειτουργικότητα του. Έτσι, ο συνδυασμός αυτών των δύο διαγνωστικών μεθόδων μπορεί να αποφέρει το μέγιστο δυνατό διαγνωστικό αποτέλεσμα. Π.χ. σε μία ισχιαλγία το ΗΜΓ θα μας πει ποιο ή ποια νεύρα της μέσης πάσχουν, πόσο πάσχουν, αν η βλάβη είναι πρόσφατη ή παλαιά. Αντίθετα, η μαγνητική τομογραφία οσφυϊκής μοίρας σπονδυλικής στήλης θα μας δείξει εάν η βλάβη του νεύρου προκαλείται από δισκοπάθεια, σπονδυλολίσηση, όγκο ή κάτι άλλο. Τέλος, είναι σημαντικό να θυμάται κανείς ότι υπάρχουν αρκετές παθήσεις των οποίων η διάγνωση βασίζεται αποκλειστικά και μόνον στο ΗΜΓ και στις οποίες οι απεικονιστικές μέθοδοι παραμένουν φυσιολογικές (Trombly, 1995).

Το φάσμα των παθήσεων που χρήζουν ηλεκτρομυογραφικού ελέγχου είναι ανεξάντλητο:

- 1.** Οποιασδήποτε εντόπισης τραυματική, πιεστική, ισχαιμική, μεταβολική ή άλλης φύσεως βλάβη περιφερικών νεύρων ή νευρικών πλεγμάτων συμπεριλαμβανομένων του Συνδρόμου Καρπιαίου Σωλήνα, του Συνδρόμου Ωλενίου Αύλακος, της περιφερικής βλάβης του προσωπικού νεύρου, των βλαβών οσφυοϊερών ή αυχενικών νεύρων καθώς και ενός πλήθους σπανιότερων ή και σπανιότατων συνδρόμων.
- 2.** Πολυνευροπάθειες, δηλαδή γενικευμένη προσβολή περιφερικών νεύρων, οιασδήποτε αιτιολογίας (αισθητικές, κινητικές, αισθητικοκινητικές, κληρονομικές, εκφυλιστικές, μεταβολικές, τοξικές, παρανεοπλασματικές κ.α.).
- 3.** Πολλαπλή μονονευρίτις.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ ΟΓΔΟΟ

4. Μυοπάθειες, μυοσίτιδες, μυϊκές δυστροφίες, μυοτονίες.
5. Προσβολή προσθίων κεράτων νωτιαίου μυελού ή κινητικών πυρήνων στελέχους εγκεφάλου (πλαγία μυατροφική σκλήρυνση, πολιομυελίτιδα κ.λπ.)
6. Μυασθένεια και μυασθενικά σύνδρομα (Τροποποιημένο από www.eumedline.eu).

8.2. ΑΣΥΜΑΡΤΟΣ ΗΛΕΚΤΡΟΜΥΟΓΡΑΦΟΣ

Ο ασύρματος ηλεκτρομυογράφος χρησιμεύει για την καταγραφή της έναρξης, του συνολικού χρόνου και του μεγέθους της ενεργοποίησης των μυών.

Επιπρόσθετα η ασύρματη διαβίβαση στοιχείων επιτρέπει την εύκολη και άνετη τοποθέτηση των ηλεκτροδίων και έτσι καθίσταται ιδανικό για τον έλεγχο της βάρδισης καθώς και άλλων καθημερινών δραστηριοτήτων, ακόμα και προσομοιούμενων αθλητικών δραστηριοτήτων για ευρύ δείγμα του πληθυσμού, από ευκαιριακά αθλούμενους ή αθλητές υψηλού επιπέδου μέχρι και ασθενείς με δυσκολίες στην κίνηση.

Τα σήματα τηλεμετρίας μπορούν να διασυνδεθούν με άλλες συσκευές μέτρησης όπως το σύστημα ανάλυσης κινήσεων, τις πλατφόρμες, το ισοκινητικό δυναμόμετρο κ.λπ. (Τροποποιημένο από www.bme.gr).

ΚΕΦΑΛΑΙΟ ΕΝΝΑΤΟ

ΤΗΛΕΜΕΤΡΙΑ

9. ΤΗΛΕΜΕΤΡΙΑ

Η τηλεμετρία είναι μία σύγχρονη, επαναστατική μέθοδος μέτρησης, καταγραφής και αξιολόγησης της κινητικότητας της Σπονδυλικής στήλης και γενικότερα των αρθρώσεων στο ανθρώπινο σώμα.

Με την μέθοδο της τηλεμετρίας διαπιστώνονται και αξιολογούνται ανατομικές δυσμορφίες και δυσλειτουργίες κυρίως της σπονδυλικής στήλης, αλλά και των υπολοίπων αρθρώσεων του ανθρώπινου σώματος.

Η εφαρμογή επιτυγχάνεται με την χρησιμοποίηση του MediMouse (ενός έξυπνου "scanner-ποντικιού" καταγραφέα/σαρωτή επιφανειών) που έχει την δυνατότητα (με τη χρήση ειδικού λογισμικού) να καταγράφει και να αναπαριστά στην οθόνη του ηλεκτρονικού υπολογιστή, την ανατομική συμπεριφορά κυρίως της σπονδυλικής στήλης και των επί μέρους αρθρώσεων αυτής (Τσιτσιρόπουλος, 2011).

Πλεονεκτήματα της τηλεμετρίας:

- A) Αναίμακτη ΜΗ επεμβατική μέθοδος.
- B) ΜΗΔΕΝΙΚΗ χρήση κάθε μορφής ακτινοβολίας.
- Γ) Επιστημονικά τεκμηριωμένη μέθοδος από ερευνητικά κέντρα και κλινικές σε Παγκόσμιο επίπεδο.
- Δ) Προσδίδουν υψηλή ισχύ και αξιοπιστία στο σύγχρονο κόσμο.
- Ε) Σύντομη και εύκολη εφαρμογή της εξέτασης.
- Ζ) Αυτόματη απεικόνιση και ανάλυση όλων των παραμέτρων.

Η τηλεμετρία αξιολογεί:

- 1) Ποιοτική και ποσοτική μέτρηση και αξιολόγηση της σπονδυλικής στήλης.
- 2) Κινησιολογική αξιολόγηση και μέτρηση του εύρους κίνησης της σπονδυλικής στήλης.
- 3) Καταγραφή και απεικόνιση τυχόν δυσμορφιών (σκολίωση, κύφωση, λόρδωση) της σπονδυλικής στήλης.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ ΕΝΝΑΤΟ

4) Επιστημονική αξιολόγηση της στάσης του σώματος (Γσιτσιρόπουλος, 2011).

ΚΕΦΑΛΑΙΟ ΔΕΚΑΤΟ
ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

10. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

10.1. ΗΛΕΚΤΡΟΓΩΝΙΟΜΕΤΡΑ. (Η.Γ.Μ.)

Τα πλεονεκτήματα των Η.Γ.Μ. είναι ότι έχουν την ικανότητα να καταγράφουν τη δράση των αρθρώσεων κατά τη διάρκεια περιστροφικών κινήσεων.

Πλεονεκτήματα:

- Είναι χαμηλό το κόστος του.
- Οι ενδείξεις που δίνουν είναι άμεσα διαθέσιμες για καταγραφή και σύγκριση στον Η/Υ.
- Η στροφή καταγράφεται ανεξάρτητα από το επίπεδο της κίνησης της άρθρωσης.

Μειονεκτήματα:

- Δεν δίνονται ακριβείς γωνίες έτσι ώστε να περιορίζεται η υπολογιστική τους αξία.
- Ίσως κάποιες φορές χρειάζεται αρκετό χρόνο να φορεθούν και να ευθυγραμμιστούν κατάλληλα.
- Όταν τοποθετούνται πολλά Η.Γ.Μ. παρεμποδίζεται η κίνηση της άρθρωσης.
- Για αρθρώσεις οι οποίες δεν είναι τόσο σταθερές, όπως η άρθρωση του ώμου, απαιτούνται περισσότερα σύνθετα Η.Γ.Μ. .

10.2. ΟΠΤΙΚΑ ΣΥΣΤΗΜΑΤΑ

Πλεονεκτήματα:

- Τα δεδομένα παρουσιάζονται σε ένα απόλυτο σύστημα αναφοράς αξόνων, σε επίπεδα φυσιολογικά ως προς τον άξονα της κάμερας.
- Η επιβάρυνση της κίνησης είναι ελάχιστη για τα περισσότερα συστήματα που χρησιμοποιούν ελαφριά αντανakλαστικά φωτός και ο χρόνος τοποθέτησης τους είναι μηδαμινός.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ ΔΕΚΑΤΟ

- Έχουν λογικές τιμές.
- Μπορούν να χρησιμοποιούνται για διδακτικούς λόγους ή για την ποιοτική ανάλυση της συνολικής κίνησης του σώματος.

Μειονεκτήματα:

- Μπορεί να είναι περιορισμένη η ψηφιακή επεξεργασία του φιλμ αναφορικά με τις συντεταγμένες της εικόνας.
- Η επιβάρυνση και ο χρόνος προετοιμασίας στην εφαρμογή των ελαφριών πηγών φωτός μπορεί να αποβεί απαγορευτική σε ορισμένες κινήσεις, καθώς επίσης και ο αριθμός των πηγών ενέργειας μπορεί να είναι περιορισμένος (David A. Winter).

10.3. ΕΠΙΤΑΧΥΝΣΙΟΜΕΤΡΑ

Πλεονεκτήματα:

- Τα δεδομένα που παράγονται είναι άμεσα έτοιμα για καταγραφή και επεξεργασία από Η/Υ.

Μειονεκτήματα:

- Η επιτάχυνση είναι σχετική με τη θέση των μελών της άρθρωσης.
- Αν χρησιμοποιούνται πολλά μαζί μπορούν να επιβαρύνουν την κίνηση.
- Σε τυχόν χτυπήματα μπορεί να προκληθεί βλάβη.
- Η μάζα των μηχανημάτων μπορεί να επηρεάσει στα ευρήματα της κίνησης, ειδικά σε γρήγορες κινήσεις ή κινήσεις που προκαλούν σύγκρουση (David A. Winter).

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

1. **Κακλαμάνης Ν., Καμμάς Α. (1998).** Η Ανατομική του Ανθρώπου. Αθήνα. Μ-
edition.
2. **Pamela K. Levangie, Cynthia C. Norkin,** "Joint Structure and Function", 3rd
edition, F.A. Davis Company, 2001.
3. **Pedretti LW & Early MB (2001).** Occupational Therapy. Practice Skills for Physical
Dysfunction, 5th Edition. St Louis. Mosby.
4. **Trombly C. (1995).** Occupational Therapy for Physical Dysfunction, 4th edition,
Baltimore. Williams & Wilkins.
5. **Edmund Y.S Chao, Thomas D.Calahan,** chapter 3: "Kinematics and Kinetics of
Normal Gait", 1990.
6. "Bionics of Human Movement". **Marlene J. Adrian, D.P.E., John M.
Cooper, Ed. D. WCB-Brown & Benchmark Pub, Madoson Iowa.1989.**
7. "Κινησιολογία". Νίκος Μ.Δούκας.(Νέα έκδοση), Ε.Ο.Λίτσας.
8. "Σημειώσεις Βιολογικής Μηχανικής". Παναγιώτης Β. Τσαγκλής.
9. **Andriacchi, T.P., B.J. Andersson, R.W. Fermier, D. Stern, and J.O.
Galante.1980.** A study of lower limb mechanics during stair climbing. *Journal of
Bone and Joint Surgery.*
10. **Braune, W., and O. Fisher. 1895-1904.** *Der Gang des Menschen.* Berlin: B.G.
Teubner. Trans. P. Maquet and R. Furlong, *The Human Gait.*
11. **Caldwell G.E., and A.E. Chapman. 1989.** **Applied muscle modeling:
Implementation of muscle-specific estimates.** *Computers in Biology and Medicine.*
12. **D'Apuzzo, N. 2001.** **Motion capture from multi image video sequences.** *In
Proceedings of the XVIIIth Congress of the International Society of Biomechanics.*

13. **Davis, R.B., S. Ounpuu, D. Tyburski, and J.R. Gage. 1991. A gait analysis data collection and reduction technique. *Human Movement Science.***
14. **Elftman, H. 1934. A cinematic study of the distribution of pressure in the human foot. *Anatomical Record.***
15. **Gordon, A.M., A.F. Huxley, and F.J. Julian 1966. The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibres. *Journal of Physiology.***
16. **Hamill, J., G.E. Caldwell, and T.R. Derrick. 1997. A method for reconstructing digital signals using Shannon's sampling theorem. *Journal of Applied Biomechanics.***
17. **Kamen, G., S.V.Sison, C.C. Du, and C.Patten.1995. Motor unit discharge behavior in older adults during maximal-effort contractions. *Journal of Applied Physiology.***
18. **McGill, S., and R.W. Norman. 1985. Dynamically and statically determined low back moments during lifting. *Journal of Biomechanics.***
19. **Miller, D.I., and E.J. Sprigings. 2001. Factors influencing the performance of springboard dives of increasing difficulty. *Journal of Applied Biomechanics.***
20. **Norman, R., M. Sharratt, J. Pezzack, and E. Noble. 1976. Re-examination of the mechanical efficiency of horizontal treadmill running.**
21. **Padgaonkar, A.J., K.W. Krieger, and A.I. King. 1975. Measurement of angular acceleration of a rigid body using accelerometers. *Transactions of ASME, Journal of Applied Mechanics.***
22. **Robertson, D.G.E., and Y.D. Fortin. 1994. Mechanics of rowing. *In Proceedings of the Eighth Conference of the Canadian Society for Biomechanics.***
23. **Selbie, W.S. , and G.E. Caldwell. 1996. A simulation study of vertical jumping from different starting postures. *Journal of Biomechanics.***
24. **Trewartha, G., M.R. Yeadon, and J.P. Knight. 2001. *In Proceeding of the XVIIIth Congress of the International Society of Biomechanics.***
25. **Winter, D.A., 1991. *Biomechanics and Motor control of Human.***

26. **Zatsiorsky, V.M. 2002.** *Kinetics of Human Motion.*

ΑΡΘΡΑ ΑΠΟ ΔΙΑΔΙΚΤΥΟ

ΑΡΘΡΑ ΑΠΟ ΔΙΑΔΙΚΤΥΟ

1. **Wikipedia.**
2. **Gilson & Mills, Lindsley, Smith**
3. **Τσιτσιρόπουλος Δημήτριος, 2011**
4. **www.wikipedia.gr**
5. **www.google.com**
6. **www.humankinematics.com**
7. **www.cs.uoi.gr**
8. **www.noraxon.com**
9. **www.thechildrenshospital.org**
10. **www.relax-now.gr**
11. **www.giuris.gr**
12. **www.eumedline.eu**
13. **www.bme.gr**
14. **www.hellenica.de**
15. **www.mathmsxos.blogspot.com**
16. **www.raptismed.com**