

<p>2013</p> <p>ΣΟΥΛΙΜΕΤΣΗΣ ΔΗΜΟΣΘΕΝΗΣ</p>	<p>ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΣ ΣΥΣΚΕΥΗΣ ΜΕΤΡΗΣΗΣ ΤΗΣ ΣΤΡΟΦΙΚΗΣ ΙΚΑΝΟΤΗΤΑΣ ΤΟΥ ΓΟΝΑΤΟΣ</p> <p>ΔΗΜΟΣΘΕΝΗΣ Ι. ΣΟΥΛΙΜΕΤΣΗΣ</p>
<p>MSc</p>	<p>MSc</p> <p>2013</p>

ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΘΕΣΣΑΛΙΑΣ
ΤΜΗΜΑ ΕΠΙΣΤΗΜΗΣ ΦΥΣΙΚΗΣ ΑΓΩΓΗΣ ΚΑΙ ΑΘΛΗΤΙΣΜΟΥ

ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΣ ΣΥΣΚΕΥΗΣ ΜΕΤΡΗΣΗΣ ΤΗΣ ΣΤΡΟΦΙΚΗΣ ΙΚΑΝΟΤΗΤΑΣ ΤΟΥ
ΓΟΝΑΤΟΣ

KNEE ROTATIONAL SUFFICIENCY DEVICE (KRSD)

ΤΟΥ

Σουλιμέτση Δημοσθένη

Επιβλέπων Καθηγητής
Γιάκας Ιωάννης

Μεταπτυχιακή Διατριβή που υποβάλλεται στο καθηγητικό σώμα για τη μερική
εκπλήρωση των υποχρεώσεων απόκτησης του μεταπτυχιακού τίτλου του
Προγράμματος Μεταπτυχιακών Σπουδών «Άσκηση και Υγεία» του Τμήματος
Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού του Πανεπιστημίου Θεσσαλίας.

2013

Knee Rotational Sufficiency Device (KRSD)

Copyright © 2013 by Dimosthenis Soulimetsis.
All rights reserved.

Αφιερωμένη στην γυναίκα μου Λίλια και στους γονείς μου Ιωάννη και Μαργδαληνή.

Ευχαριστώ τον επιβλέποντα καθηγητή της διπλωματικής εργασίας, Γιάκα Ιωάννη, για την βοήθεια που μου πρόσφερε κατά την επιλογή του θεματος, για την πολύτιμη καθοδήγησή του και την εμπιστοσύνη και εκτίμηση που μου έδειξε.

Στη συνέχεια θα ήθελα να ευχαριστήσω τον υποψήφιο διδάκτορα Σιδέρη Βασίλειο ο οποίος συνέβαλε ουσιαστικά στην ολοκλήρωση αυτής της εργασίας.

Τέλος τις ευχαριστίες μου εκφράζω και στους καθηγητές Τσιόκανο Αθανάσιο και Σακκά Γεώργιο που δέχτηκαν να είναι μέλη της τριμελούς επιτροπής αξιολόγησης της μεταπτυχιακής εργασίας.

Περίληψη

Ο σκοπός της εργασίας αυτής είναι ο σχεδιασμός μιας συσκευής μέτρησης της στροφικής ικανότητας του γόνατος.

Το γόνατο είναι η πιο συχνά τραυματιζόμενη άρθρωση σε αθλητικές δραστηριότητες και ένας από τους κύριους παράγοντες (εκτός από την εφαρμογή μεγάλης δύναμης) είναι η χαλαρότητα των συνδέσμων. Η κλινική εξέταση καθώς και άλλα συστήματα αξιολόγησης όπως τα συστήματα απεικόνισης, τα συστήματα ανίχνευσης της κίνησης και ορισμένα όργανα φόρτισης και μέτρησης βοηθούν τους ειδικούς (επαγγελματίες υγείας και ερευνητές) στην αξιολόγηση του γόνατος. Όργανα που μετρούν την προσθιοπίσθια μετατόπιση έχουν ευρέως χρησιμοποιηθεί. Όργανα μέτρησης της στροφικής ικανότητας βρίσκονται την τελευταία δεκαετία σε ανάπτυξη. Έτσι με τη βοήθεια του προγράμματος AutoCAD 2012, σχεδιάσαμε την Knee Rotational Sufficiency Device (KRSD), μια φορητή, οικονομική και εύχρηστη συσκευή μέτρησης που μετρά την ροπή και την γωνία κατά την παθητική περιστροφή του γόνατος. Θα χρησιμοποιείται μη επεμβατικά και θα προσφέρει αντικειμενικές μετρήσεις στους ειδικούς (ορθοπεδικούς, φυσικοθεραπευτές και εμβιομηχανικούς) για την αξιολόγηση του γόνατος. Προτού η συσκευή μέτρησης της στροφικής ικανότητας KRSD χρησιμοποιηθεί, πρέπει να πραγματοποιηθούν μελέτες εγκυρότητας και αξιοπιστίας. Τελικά, η KRSD ελπίζουμε να γίνει ένα χρήσιμο εργαλείο στα χέρια των ειδικών που ασχολούνται με την στροφική επάρκεια του γόνατος (ήτοι έρευνα, διάγνωση και αξιολόγηση).

Abstract

The purpose of this paper is to create a device measuring the knee joint rotation.

The knee is the most commonly injured joint during sport activities and this is mainly because of the looseness of joints (besides the application of a great force). Clinical examinations, as well as other evaluation systems, such as imaging systems, motion detection system and some charge – measurement devices, help experts (health professionals and researchers) evaluate the knee. Devices measuring the anteroposterior translocation of the knee have been widely used. During the last decade, measurement devices of the knee joint rotation are in progress. Therefore, with the help of the AutoCAD 2012 software program, we have designed Knee Rotational Sufficiency Device (KRSD), which shall be at the same time a portable, economic and practical device. It will be used in a non invasive way and it will offer objective measurements to experts (orthopedists, physiotherapists and bioengineers) regarding knee evaluation. However, before using KRSD, there should be conducted some validity and reliability studies. Finally, we hope KRSD shall be a useful tool in the hands of experts who work on the sufficiency of knee joint rotation (i.e. research, diagnosis and evaluation).

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

ΠΕΡΙΛΗΨΗ	4
ABSTRACT	4
ΛΙΣΤΑ ΜΕ ΕΙΚΟΝΕΣ	6
ΛΙΣΤΑ ΣΥΝΤΜΗΣΕΩΝ	6
1. ΕΙΣΑΓΩΓΗ.....	7
1.1 ΓΕΝΙΚΑ ΓΙΑ ΤΟ ΓΟΝΑΤΟ.....	7
1.2 ΣΥΝΔΕΣΜΟΙ ΤΟΥ ΓΟΝΑΤΟΣ	7
1.3 ΠΡΟΒΛΗΜΑΤΑ ΤΟΥ ΠΡΟΣΘΙΟΥ ΧΙΑΣΤΟΥ ΣΥΝΔΕΣΜΟΥ ΚΑΙ ΣΥΝΕΠΕΙΕΣ ΣΤΗΝ ΣΤΑΘΕΡΟΤΗΤΑ ΤΟΥ ΓΟΝΑΤΟΣ	8
2. ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑΣ	8
2.1 ΤΡΟΠΟΙ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗΣ	8
2.1.1 ΚΛΙΝΙΚΗ ΕΞΕΤΑΣΗ	9
2.1.2 ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗ ΜΕ ΣΥΣΤΗΜΑΤΑ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ.....	10
2.1.3 ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗ ΜΕ ΣΥΣΤΗΜΑΤΑ ΑΝΙΧΝΕΥΣΗΣ ΤΗΣ ΚΙΝΗΣΗΣ.....	13
2.1.4 ΟΡΓΑΝΑ ΕΞΩΤΕΡΙΚΗΣ ΦΟΡΤΙΣΗΣ ΚΑΙ ΜΕΤΡΗΣΗΣ	17
2.1.5 ΣΥΝΔΥΑΣΜΕΝΟΙ ΤΡΟΠΟΙ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗΣ.....	24
3. ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΣ	Error! Bookmark not defined.
4. ΣΥΖΗΤΗΣΗ	27
5. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑ	29
6. ΑΝΑΦΟΡΕΣ.....	30
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑΤΑ.....	35
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Ι	35
ΕΓΧΕΙΡΙΔΙΟ ΧΡΗΣΗΣ ΤΗΣ KRSD.....	35
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ ΙΙ	37
ΓΩΝΙΑ ΠΑΡΑΜΟΡΦΩΣΗΣ ΤΗΣ ΑΤΡΑΚΤΟΥ ΦΟΡΤΙΣΗΣ.....	37
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ ΙΙΙ	38
ΤΡΙΒΕΣ ΕΔΡΑΝΩΝ ΚΥΛΙΣΗΣ – ΡΟΠΗ ΑΝΤΙΣΤΑΣΗΣ.....	38
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ ΙV	39
ΥΠΕΥΘΥΝΗ ΔΗΛΩΣΗ ΠΝΕΥΜΑΤΙΚΩΝ ΔΙΚΑΙΩΜΑΤΩΝ	39

Λίστα με εικόνες

Εικόνα 1	Lachman test
Εικόνα 2	Pivot Shift test
Εικόνα 3	Σύστημα ραδιογραφίας
Εικόνα 4	Μαγνητικός τομογράφος
Εικόνα 5	Οπτοηλεκτρονικό σύστημα
Εικόνα 6	Επιταχυνσιόμετρο
Εικόνα 7	Ηλεκτρομαγνητική ανίχνευση της κίνησης
Εικόνα 8	Σύστημα πλοήγησης
Εικόνα 9	Rottometer
Εικόνα 10	MVARTS
Εικόνα 11	Vermont Knee Laxity Device
Εικόνα 12	Knee Laxity Measurement Device
Εικόνα 13	Rotameter
Εικόνα 14	Robotic knee testing device
Εικόνα 15	Joint Driving Device
Εικόνα 16	Test set up using a robotic/UFS testing system
Εικόνα 17	Σύστημα με κλισιόμετρα και ροπόκλειδο
Εικόνα 18	Knee Rotational Sufficiency Device

Λίστα συντμήσεων

ΠΧΣ	Πρόσθιος χιαστός σύνδεσμος
RSA	Radiostereometric analysis
ICC	Intraclass correlation coefficient
SEM	Standard error of the mean
MVARTS	Measuring the vertical axial rotation through tibial shaft system
VKLD	Vermont Knee Laxity Device
UFS	Universal force sensor
KLMD	Knee laxity measurement device
RKT	Robotic knee testing system
LED	Light emitting diodes
KRSD	Knee rotational sufficiency device

1. Εισαγωγή

1.1 Γενικά για το γόνατο

Το γόνατο θεωρείται ως η μεγαλύτερη άρθρωση του ανθρωπίνου σώματος και είναι από τις πλέον χρήσιμες αφού συμμετέχει στην κυριότερη φυσική δραστηριότητα του ανθρώπου, την βάδιση. Η κύρια κίνηση του γόνατος είναι η κάμψη – έκταση και για τον λόγο αυτό θεωρείται μονοαξονική άρθρωση. Στην πραγματικότητα όμως η κίνησή του πραγματοποιείται και στα τρία επίπεδα, παρόλο που η περιστροφή στο εγκάρσιο και το μετωπιαίο επίπεδο είναι αμελητέες σε σχέση με αυτήν του οβελιαίου επιπέδου. Επιπλέον λόγω της πολυπλοκότητας της κατασκευής, η ακριβής τρισδιάστατη κίνηση του γόνατος είναι ιδιαίτερα περίπλοκη, και συγκεκριμένα εξαιτίας της δυσαρμονίας των αρθρικών επιφανειών, της επίδρασης των συνδέσμων, της παρουσίας του μηνίσκου και των ασκούμενων δυνάμεων των περιβαλλουσών τενόντων.

Κατά την διάρκεια της φάσης στήριξης της βάδισης το άκρο πόδι σταθεροποιείται στο έδαφος και προκαλείται έσω στροφή της κνήμης με ταυτόχρονη ραχιαία κάμψη του ποδιού και εν συνεχεία έξω στροφή της κνήμης σε συνδυασμό με πελματιαία κάμψη του ποδιού[1]. Παρατηρείται δηλαδή μια σύνθετη κίνηση της άρθρωσης του γόνατος προκειμένου ένα άτομο να βαδίσει. Το ίδιο συμβαίνει στις περισσότερες αυθόρμητες κινήσεις και δραστηριότητες του ανθρώπου στις όποιες εμπλέκεται κίνηση του γόνατος. Επομένως η έσω – έξω στροφή του γόνατος είναι σημαντική για τις περισσότερες κινήσεις και την ισορροπία του ανθρώπου.

Η εφαρμογή μεγάλων δυνάμεων στο γόνατο μπορεί να προκαλέσει φθορά στους συνδέσμους, συνεπαγόμενη την προβληματική (με μεγάλη «χάρη») κίνηση, συμπεριλαμβανομένου της περιστροφής της άρθρωσης του γόνατος. Αντιστρόφως, αν μπορούσαμε να διαπιστώσουμε αντικανονική κίνηση στο γόνατο, αυτή θα ήταν ένδειξη για υπάρχουσα βλάβη και σοβαρότερο μελλοντικό τραυματισμό στην άρθρωση, καθώς θα αποτελούσε μέτρο καθορισμού της σοβαρότητας της κατάστασης και θα διευκόλυνε την επιλογή του είδους της θεραπείας που θα ακολουθούσε.

Επιπλέον θα έδινε στοιχεία για την αξιολόγηση μιας επιτυχημένης ή μη, συντηρητικής θεραπείας ή μιας χειρουργικής επέμβασης .

1.2 Σύνδεσμοι του γόνατος

Η άρθρωση του γόνατος σταθεροποιείται από 4 κύριους συνδέσμους· τον πρόσθιο χιαστό, τον οπίσθιο χιαστό και τους πλάγιους έσω και έξω συνδέσμους. Οι πλάγιοι παραλαμβάνουν κυρίως τις εγκάρσιες διατμητικές δυνάμεις και τις ροπές που προκαλούν ραιβότητα, ο έξω πλάγιος και βλαισότητα, ο έσω πλάγιος. Επιπλέον οι χιαστοί σύνδεσμοι παραλαμβάνουν τις προσθιοπίσθιες διατμητικές δυνάμεις ενώ για τις στροφικές δυνάμεις δεν είναι ξεκάθαρο ποιος είναι ο κύριος περιοριστικός παράγοντας.

1.3 Προβλήματα του πρόσθιου χιαστού συνδέσμου και συνέπειες στην σταθερότητα του γόνατος

Ο πρόσθιος χιαστός σύνδεσμος (ΠΧΣ) είναι μια κατασκευή κλειδί για την σταθερότητα της άρθρωσης του γόνατος. Η κύρια λειτουργία του είναι να αντιτίθεται στην εμπρόσθια μετατόπιση και σε φορτία περιστροφής της κνήμης[2]. Είναι μια κατασκευή από δέσμες πυκνών συνδετικών ιστών. Εκφύεται στην πίσω έσω πλευρά του έξω κονδύλου του μηριαίου οστού και αποφύεται στην πρόσθια έσω επιφάνεια της κνήμης. Αποτελείται από δυο κύριες δέσμες την πρόσθια έσω και την οπίσθια έξω. Οι σύγχρονες εμβιομηχανικές μελέτες της λειτουργίας του ΠΧΣ αποκάλυψαν ότι αυτός παραμένει φορτισμένος από την πλήρη έκταση έως τις 20° κάμψης του γόνατος και ξανά από τις 70° έως τις 90° κάμψης, με μια περίοδο χαλάρωσης μεταξύ 40° και 50° κάμψης.

Υπό φυσιολογικές συνθήκες περιορίζει την πρόσθια μετατόπιση της κνήμης σε σχέση με τον μηρό, αλλά σε περίπτωση ανεπάρκειάς του, αυτή αυξάνει κατά 4 φορές. Επιπλέον ένα σκίσιμο στην δομή του συνδέσμου εμπλέκεται στην ανάπτυξη οστεοαρθρίτιδας, με ένα φυσικό ιστορικό προοδευτικής απώλειας χόνδρου και προοδευτικής αστάθειας. Είναι ο πλέον τραυματιζόμενος σύνδεσμος και μια πρόωγη διάγνωση είναι σημαντική για την πρόγνωση του ασθενούς[3]. Επιπλέον μια ρήξη του συνδέσμου αυτού έχει ως αποτέλεσμα την αύξηση της μετατόπισης και της περιστροφής του γόνατος[4, 5] αν και ορισμένοι ερευνητές υποστηρίζουν ότι δεν είναι ο κύριος περιοριστικός παράγοντας της περιστροφής[6, 7]. Οι πρόσφατες έρευνες σε πτωματικά δείγματα αποδεικνύουν ότι κόβοντας τον ΠΧΣ, η στατική περιστροφή αυξάνει κατά 10-20% για τις θέσεις πλήρης έκτασης έως 30° κάμψης του γόνατος, ενώ τομές του μηνίσκου ή άλλων περιφερειακών δομών οδηγούν σε ακόμα μεγαλύτερη αύξηση στην περιστροφή[8]. Γι' αυτό υποστηρίζεται ότι μετρήσεις της στατικής περιστροφής πιθανόν να είναι χρήσιμες για την διάγνωση προβλήματος στον πρόσθιο χιαστό ή άλλων δομών του γόνατος. Ωστόσο, δεδομένων των μικρών ποσοστών πρόσθετης περιστροφής εξαιτίας της ρήξης του πρόσθιου χιαστού, η πρόκληση για τις μη επεμβατικές μετρήσεις είναι να επιτύχουν τέτοιο βαθμό ακριβείας ώστε να μπορούν να ανιχνεύσουν αλλαγές μικρότερες του 10-20% της συνολικής περιστροφής[8].

2. Ανασκόπηση βιβλιογραφίας

2.1 Τρόποι αξιολόγησης

Η αξιολόγηση της άρθρωσης του γόνατος μπορεί να συμβεί **στατικά ή δυναμικά** ανάλογα με την ταχύτητα της κίνησης, **παθητικά ή ενεργητικά** ανάλογα με το ποιος προκαλεί την κίνηση και **επεμβατικά ή μη επεμβατικά** ανάλογα με το αν το προς εξέταση άτομο μένει ανεπηρέαστο ως προς την φυσική του ακεραιότητα. Επίσης, θα μπορούσαμε να διαχωρίσουμε τις διάφορες μεθόδους αξιολόγησης σύμφωνα με το αν είναι μετρούμενη ή όχι η εφαρμόζουσα δύναμη ή ροπή, ή αν λαμβάνουμε μόνο τα κινηματικά δεδομένα της κίνησης.

Όπως είναι λογικό, κάποιοι συνδυασμοί είναι αυτοί που έχουν επιλεγεί από τους διάφορους ερευνητές για την αξιολόγηση του γόνατος. Στην συγκεκριμένη εργασία και προσεγγίζοντας τους τρόπους που χρησιμοποιούνται, έως σήμερα, για την αξιολόγηση της στροφικής ικανότητας του γόνατος και τα μέσα ως προς το τι αυτά είναι ικανά να «αντιληφθούν», θα τους διαχωρίζαμε όπως παρακάτω: στην **κλινική εξέταση**, στην **αξιολόγηση με συστήματα απεικόνισης**, στην **αξιολόγηση με συστήματα ανίχνευσης της κίνησης**, στην **αξιολόγηση με όργανα μέτρησης και εξωτερικής φόρτισης** και στον **συνδυασμό των παραπάνω**. Τέλος μια εκτίμηση της κατάστασης, μπορούμε να εξάγουμε με διάφορα **ερωτηματολόγια**.

2.1.1 Κλινική εξέταση

Η κλινική (φυσική) εξέταση[9] είναι θεμελιώδης για την διάγνωση, την θεραπεία και την αποκατάσταση βλαβών του μυοσκελετικού συστήματος[10]. Πραγματοποιείται από φυσικοθεραπευτές, ορθοπεδικούς και εμβιομηχανικούς. Σε αυτήν τη μέθοδο, η δύναμη ή η ροπή ασκείται χειροκίνητα στο γόνατο του εξεταζόμενου ατόμου για να παρατηρηθεί οποιαδήποτε μη φυσιολογική κίνηση σε σχέση με το ανεπηρέαστο από τραυματισμό γόνατο. Είναι ένας απλός και φθηνός, αφού δεν χρειάζεται άλλα μέσα πλην του κρεβατιού, τρόπος αξιολόγησης της σταθερότητας του γόνατος με άμεσα εξαγόμενα αποτελέσματα που εφαρμόζεται ευρέως στην κλινική ορθοπεδική.

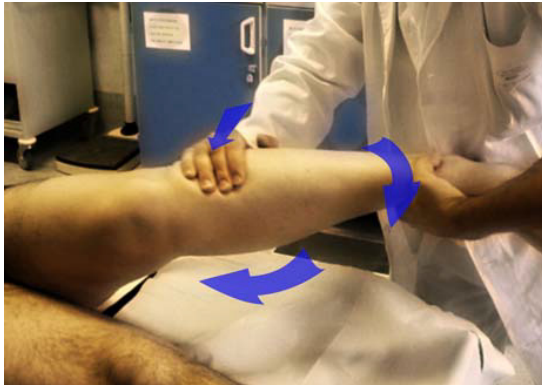
Τα πλέον γνωστά τεστ αξιολόγησης της άρθρωσης του γόνατος είναι το **Lachman test** και το **Pivot shift test**. Στο πρώτο ο εξεταζόμενος κάθεται ανάσκελα στον πάγκο με το γόνατο σε κάμψη 30° και ο εξεταστής απέναντι του έλκει την κνήμη, αναγκάζοντας σε σχετική μετατόπιση τους κνημιαίους κονδύλους. Είναι μαζί με το pivot shift test το πιο ευαίσθητο τεστ[11]. Μια διαφορά πρόσθιας μετατόπισης μεγαλύτερη των 3mm, η οποία σημαίνει θετικό Lachman test, στο τραυματισμένο πόδι σε σχέση με το μη τραυματισμένο υποδεικνύει τραυματισμό στον πρόσθιο χιαστό σύνδεσμο[12].



Εικόνα 1. Lachman test

Το **pivot shift test** είναι το πιο ειδικό τεστ για την εκτίμηση φθοράς στον πρόσθιο χιαστό σύνδεσμο. Έχει την μεγαλύτερη πολυπλοκότητα στην εφαρμογή του, καθώς ο εξεταστής πιάνει το άκρο πόδι με το ένα χέρι, προκαλώντας του έσω στροφή 20° περίπου και με το άλλο κρατώντας κάτω από το γόνατο, κάμπτεται περίπου 30° το γόνατο, το εκτείνει και διαδοχικά το

ανακάμπτει ενώ ταυτόχρονα του ασκεί μια δύναμη βλαισιότητας. Μπορεί να εφαρμοστεί και με άλλες παραλλαγές όπως ελαφριά απαγωγή και έξω στροφή ή ελαφριά προσαγωγή και έξω στροφή[13]. Ο ασθενής πρέπει να είναι χαλαρός ή υπό αναισθησία. Αν υπάρξει αλλαγή στον άξονα περιστροφής της κνήμης, ο εξεταστής νιώθει μια πρόσθια μικρή εξάρθρωση του γόνατος, που ανάλογα με το μέγεθος και την ταχύτητα μετατόπισης της κνήμης υποδεικνύεται και η σοβαρότητα του τραυματισμού[14-16].



Εικόνα 2. Pivot Shift test.

Το pivot shift φαινόμενο αναφέρεται ως η πρόσθια χαλάρωση του έξω πλατό της κνήμης που ακολουθείται απ' την απότομη μείωσή της κατά την διάρκεια εφαρμογής συνδυασμένης τάσης[17].

Ωστόσο η κλινική εξέταση είναι υποκειμενική, καθώς εξαρτάται από τον εξεταστή και την εμπειρία του και δεν είναι επαναλήψιμη καθώς η φορά, το μέγεθος και η ταχύτητα - επιτάχυνση εφαρμογής της δύναμης δεν είναι σταθερά. Επίσης μπορεί να επηρεαστεί από την πιθανή σύσπαση των μυών του εξεταζόμενου.

2.1.2 Αξιολόγηση με Συστήματα Απεικόνισης

Οι απεικονιστικές μέθοδοι προσφέρουν μια απευθείας καταγραφή της κίνησης των οστών. Έπειτα με κατάλληλη επεξεργασία μπορούν να εξαχθούν κινηματικά δεδομένα. Οι κύριες τεχνικές είναι: **α. οι ραδιογραφίες** και **β. οι μαγνητικές τομογραφίες**

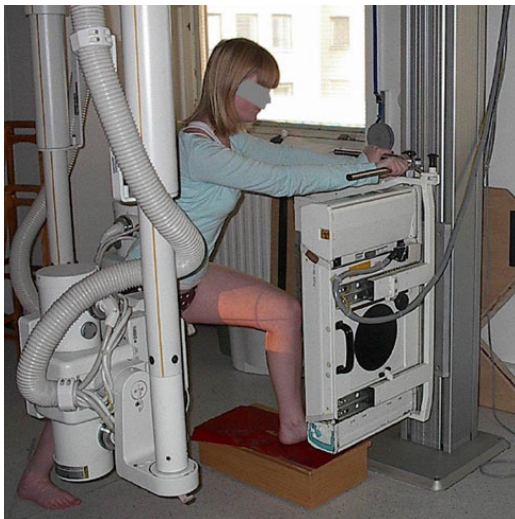
Στην πρώτη κατηγορία εκπέμπεται ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία στο προς εξέταση μέλος καθώς ραδιογραφικό φιλμ όπισθεν του μέλους καταγράφει την προσπίπτουσα ακτινοβολία. Συμπαγή υλικά όπως τα οστά απορροφούν την ακτινοβολία και έτσι η απεικόνιση τα παρουσιάζει λευκά.

Στην δεύτερη κατηγορία το προς εξέταση μέλος τοποθετείται εντός ισχυρού μαγνητικού πεδίου (τουλάχιστον 1.5 Tesla-15.000 φορές ισχυρότερο από το μαγνητικό πεδίο της Γης). Υπό αυτές τις συνθήκες οι πυρήνες υδρογόνου του σώματος (που βρίσκονται σχεδόν σε όλες τις ενώσεις- νερό, λίπος και άλλες οργανικές ενώσεις) προσανατολίζονται παράλληλα ως προς της μαγνητικές γραμμές του πεδίου και εκτελούν μεταπτωτική κίνηση γύρω από τον άξονα των

μαγνητικών γραμμών με συγκεκριμένη συχνότητα περιστροφής. Η ραδιοσυχνότητα αυτή είναι χαρακτηριστική για κάθε άτομο και εάν συντονιστούν με παλμούς ενός δεύτερου μαγνητικού πεδίου, τότε εκπέμπουν μια ασθενή ραδιοσυχνότητα η οποία ανιχνεύεται και δημιουργεί την απεικόνιση των διαφόρων ιστών (όχι μόνο των οστών αλλά και των μαλακών μορίων).

Επικουρικά με τα παραπάνω συστήματα μπορούν να χρησιμοποιηθούν κάποιοι «δείκτες» όπως σφαιρίδια διαφόρων υλικών (συνήθως τανταλίου) που εισέρχονται στα οστά και γίνονται σημεία αναφοράς και εις τριπλούν περιγράφουν την κίνηση ενός μέλους. Ακόμη μπορεί να γίνει χρήση σκιαγραφικών υγρών, πόσιμων ή ενέσιμων, τα οποία ενισχύουν την καθαρότητα των απεικονίσεων. Τέλος διάφορα μαθηματικά μοντέλα μπορούν να εφαρμοστούν και να πάρουμε τρισδιάστατες απεικονίσεις.

Η ραδιογραφία ενδείκνυται για σκελετικές μετρήσεις, έχει χρησιμοποιηθεί για μέτρηση της μετατόπισης (Telos stress radiography) αλλά θεωρείται η καλύτερη τεχνική για μέτρηση της περιστροφής της κνήμης. Σε έρευνα των Isberg J., et. al. όπου χρησιμοποιήθηκε σύστημα δυναμικής ραδιοστερομετρίας για την μελέτη του προτύπου κίνησης του γόνατος κατά την διάρκεια ενεργούς και υπό το βάρος φορτισμένης έκτασης του γόνατος στο τραυματισμένο και μη γόνατο 14 ασθενών, το σύστημα είχε την ικανότητα μέτρησης λιγότερο του 0.1mm μετατόπισης και $(0.1-0.3)^\circ$ περιστροφής και χρησιμοποιήθηκε για τρισδιάστατες κινήσεις[18].



Εικόνα 3. Σύστημα ραδιογραφίας.

Οι παραπάνω μέθοδοι εξαιτίας της ταχύτητας καταγραφής τους, προτείνονται για δυναμική εξέταση και τρισδιάστατη κίνηση. Έτσι σε έρευνα τους οι Hoshino Y. et.al., αξιολόγησαν τη σχετική κίνηση μεταξύ κνήμης – μηρού, σε 29 άτομα με ανακατασκευή του πρόσθιου χιαστού συνδέσμου, ως προς το υγιές γόνατο, σε ελαφρύ τρέξιμο σε κατηφόρα κλίσης 10° . Κατά την διάρκεια του χειρουργείου έγινε εμφύτευση 3 σφαιρών τανταλίου διαμέτρου 1.6mm στην κνήμη και στον μηρό. Τα υπολογιστικά δεδομένα σε συνδυασμό με μαθηματικά μοντέλα έδωσαν την τελική τρισδιάστατη απεικόνιση. Σε αυτήν την έρευνα χρησιμοποιήθηκαν δυο

ραδιογραφικά συστήματα που σχηματίζουν μεταξύ τους 60° γωνία, με συχνότητα καταγραφής 180Hz και επιτεύχθηκε ακρίβεια 0.1mm για τις μετατοπίσεις[19].

Στην έρευνα των Nord W.E. et.al., όπου μελετήθηκε η κίνηση της κνήμης στο εγκάρσιο επίπεδο, το σύστημα ραδιογραφίας (GE Medical Systems) που χρησιμοποιήθηκε, βρέθηκε αξιόπιστο σε πιλοτική μελέτη έξι γονάτων, με τυπική απόκλιση 1.5° στην εξωτερική περιστροφή, 1.8° στην εσωτερική περιστροφή και 0.8mm στην μετατόπιση[20].

Ο Li, G. και οι συνεργάτες του παρουσίασαν το 2008 μια μελέτη για την εγκυρότητα, την ακρίβεια και την επαναληψιμότητα ενός διπλού ραδιογραφικού συστήματος όταν χρησιμοποιείται για την μέτρηση κίνησης έξι βαθμών ελευθερίας και συγκεκριμένα κατά την διάρκεια ανεβάσματος σκαλοπατιού και βάρδισης σε διάδρομο. Το σύστημα έχει την δυνατότητα συνεχούς απεικόνισης σε μια οθόνη, σαν ακτινογραφία βίντεο. Η μέθοδος αποδείχθηκε έγκυρη στην σύγκριση της με την μέθοδο RSA, επαναλήψιμη και με ακρίβεια της τάξης κάτω των 0.2mm τυπικής απόκλισης, για κινήσεις ταχύτητας έως 600mm/s[21]. Έτσι το παραπάνω σύστημα είναι μια λύση βιώσιμη, για την έρευνα της δυναμικής και υπό το βάρος του σώματος κίνησης του γόνατος.

Οι ραδιογραφικές μέθοδοι προσφέρουν μεγάλη ακρίβεια και τρισδιάστατη αξιολόγηση, ωστόσο είναι επεμβατικές μέθοδοι εξαιτίας της ανάγκης εμφύτευσης των σφαιρών και της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας που απορροφάται από το σώμα του εξεταζόμενου. Για να μειωθεί η επεμβατικότητα, τα τελευταία χρόνια, οι ερευνητές χρησιμοποιούν μαγνητικούς τομογράφους, όπως στην εργασία των Hemmerich A. et.al., που μέτρησαν τα κινηματικά δεδομένα τριών διαστάσεων της κίνησης της κνήμης ως προς το μηριαίο οστό, κάτω από στρεπτική φόρτιση.



Εικόνα 4. Μαγνητικός τομογράφος.

Η παραπάνω μελέτη επαναληψιμότητας πραγματοποιήθηκε μετρώντας την μεταβλητότητα των κινηματικών δεδομένων 6 ατόμων, που καταγράφηκαν από έναν μαγνητικό τομογράφο 0.2Tesla με ανάλυση $256 \times 256 \text{ pixel}^2$ και μέγεθος pixel 0.703mm (E-Scan XQ). Λήφθηκαν 90 συνεχόμενες εικόνες πρόωσης 1.56mm για τα 14cm του πεδίου δράσης του τομογράφου και

δημιουργήθηκε μια τρισδιάστατη εικόνα σε διάρκεια 10min. Ακολούθησαν τέσσερα σκαναρίσματα χαμηλότερης ανάλυσης ,των 22 εικόνων και πρόωσης 6.25mm, σε συνολική χρονική διάρκεια 3min, με το πόδι υπό το στρεπτικό φορτίο εσωτερικό και εξωτερικό. Η παραπάνω διαδικασία πραγματοποιήθηκε σε πλήρη έκταση και επαναλήφθηκε σε κάμψη 30° του γόνατος. Τα αποτελέσματα έδειξαν υψηλή ακρίβεια και επαναληψιμότητα της τάξης του 0.99 και 0.93 για τις θέσεις σε έκταση και κάμψη 30° αντίστοιχα. Το τυπικό λάθος ήταν μικρότερο της 1° για την περιστροφή[22].

Το 2011 με προσθήκες σε μαγνητικό τομογράφο 3 Tesla (GE Excite Signa MR Scanner) έγινε εφικτός ο υπολογισμός της κίνησης γονάτων 16 υγιών και 8 ασθενών, του πρόσθιου χιαστού συνδέσμου, ατόμων με και χωρίς αξονική φόρτιση, σε εσωτερική και εξωτερική περιστροφή της κνήμης. Ο χρόνος σκαναρίσματος για κάθε θέση ήταν μικρότερος των 5min, ενώ ο συνολικός χρόνος για κάθε εξεταζόμενο στον μαγνητικό τομογράφο, προκειμένου να ολοκληρωθεί το πρωτόκολλο, ήταν περίπου 40min. Σε σκανάρισμα επαναληψιμότητας που πραγματοποιήθηκε 1-2 εβδομάδες μετά το αρχικό, σε 3 εξεταζόμενους, ο συντελεστής ICC υπολογίστηκε 0.913 και το τυπικό λάθος (SEM) καθορίστηκε σε 1,1°. Επομένως η συγκεκριμένη διάταξη μέτρησης της περιστροφής της κνήμης, βασισμένη στον μαγνητικό τομογράφο, έδειξε επαναλήψιμα αποτελέσματα και ικανότητα να ανιχνεύει διαφορές μεταξύ υγιών και μη γονάτων[23].

2.1.3 Αξιολόγηση με Συστήματα Ανίχνευσης της Κίνησης

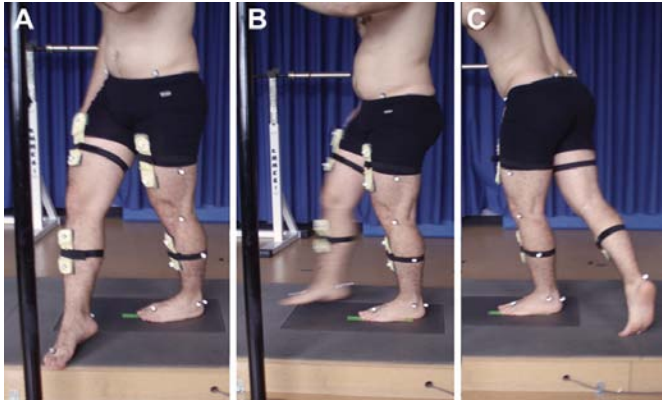
Εδώ εννοούμε την αξιολόγηση με τεχνικά μέσα κατά την διάρκεια μιας φυσικής κίνησης την οποία πραγματοποιεί ο εξεταζόμενος ή προκαλεί ο εξεταστής. Στα συστήματα ανίχνευσης κίνησης ανήκουν αυτά που «αντιλαμβάνονται» την κίνηση ειδικών ανακλαστήρων ή αισθητήρων (δεικτών) και τοποθετούνται σταθερά, είτε με αυτοκόλλητα είτε με ιμάντες, πάνω στα ανθρώπινα μέλη. Με αυτού του είδους τα συστήματα μπορούμε να αξιολογήσουμε μη επεμβατικά την στροφική ικανότητα του γόνατος, με το σφάλμα όμως που υπεισέρχεται εξαιτίας της κίνησης των μαλακών μορίων του ανθρωπίνου σώματος. Υπάρχουν περιπτώσεις όπου σε πτωματικά δείγματα, οι μάρκερς τοποθετούνται απ' ευθείας στα οστά ώστε να εξαγεται η κίνηση τους χωρίς την παρεμβολή των μυών και του δέρματος.

2.1.3.1 Οπτική ανάλυση της κίνησης

Τα συστήματα αυτά είναι τα οπτοηλεκτρονικά συστήματα, τα συστήματα πλοήγησης, τα ηλεκτρομαγνητικά συστήματα και τέλος τα συστήματα επιταχυνσιομέτρων.

Στην μελέτη του Τσαρουχά Α. και των συνεργατών του με σκοπό τον υπολογισμό των διαφορών στην περιστροφή της κνήμης μεταξύ ατόμων με μονή και διπλή ανακατασκευή του ΠΧΣ υπό συνδυασμένη φόρτιση, χρησιμοποιήθηκε οπτοηλεκτρονικό σύστημα 8 καμερών (Vicon MX; Oxford Metrics Group, Oxford, United Kingdom) και δυναμοδάπεδο για την συλλογή των κινηματικών και δυναμικών δεδομένων. Χρειάστηκε να τοποθετηθούν 24 ανακλαστήρες σε κάθε δοκιμαζόμενο, προκειμένου να εντοπιστεί με ακρίβεια το κέντρο περιστροφής του ισχίου και του γόνατος (μεταξύ 1 έως 3mm και 3 έως 9mm, αντίστοιχα) και ο άξονας περιστροφής του γόνατος (με απόκλιση 2°)[24]. Έξι μήνες αργότερα, το ίδιο σύστημα (με 2 κάμερες επιπλέον)

χρησιμοποιήθηκε από τον Χαντέ Μ. και τους συνεργάτες του, για να μελετηθεί η επίδραση της κόπωσης στην περιστροφή της κνήμης σε άτομα με απλή και διπλή ανακατασκευή του ΠΣΧ[25].



Εικόνα 5. Οπτοηλεκτρονικό σύστημα.

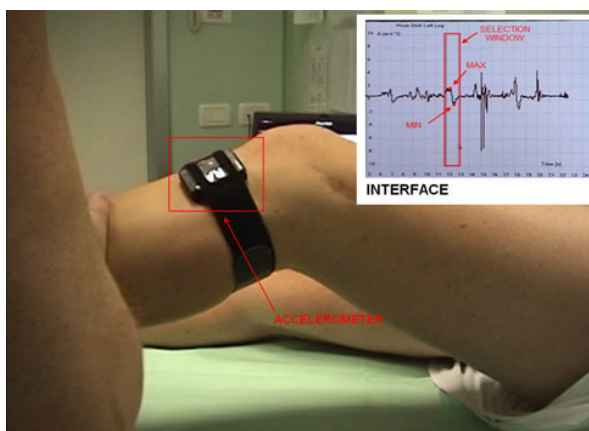
Στην μελέτη των Testa R. και των συνεργατών του, 2 ανακλαστές των τριών σημείων τοποθετήθηκαν στον μηρό και στην κνήμη, 11 ατόμων, για να παρακολουθηθεί η μετακίνηση των παραπάνω μελών σε τρεις διαστάσεις[26]. Οι εξεταζόμενοι πραγματοποίησαν υπό το βάρος τους (όρθιοι) εσωτερικές και εξωτερικές περιστροφικές κινήσεις με το γόνατο σε έκταση και σε κάμψη 30° , και μετρήθηκαν η εσωτερική-εξωτερική περιστροφή και η συνολική περιστροφή γόνατος για τις δυο θέσεις, και η περιστροφή για να επιτευχθεί η ουδέτερη θέση της κάμψης 30° . Τα αποτελέσματα έδειξαν καλή επαναληψιμότητα με συντελεστή ICC άνω του 0.9 για τις 5 από τις 7 μετρήσεις.

Επίσης σε μεταγενέστερη έρευνα οι Choutea J. et.al., έδειξαν με το ίδιο οπτοηλεκτρονικό σύστημα, ότι δεν υπάρχουν σημαντικές διαφορές στην περιστροφή και στην ιδιοδεκτικότητα μεταξύ ανακατασκευασμένων και ανεπηρέαστων γονάτων. Το σύστημα αποτελούνταν από οπτικό σύστημα ανίχνευσης των τρισδιάστατων θέσεων παθητικών ανακλαστών και ενός φορητού σταθμού επεξεργασίας δεδομένων. Το παραπάνω σύστημα είναι γρήγορο, φορητό, ευέλικτο και ιδανικό για κλινική αξιολόγηση. Ωστόσο επηρεάζεται από τις κινήσεις του δέρματος και των μυών και ίσως να μην μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την σύγκριση μεταξύ διαφορετικών ατόμων ή την ποσοτική αξιολόγηση, άλλα όπως προαναφέρθηκε είναι ιδανικό για ποιοτική (κλινική) αξιολόγηση προ και μετά εγχειρητικού σταδίου και σταδίου αποκατάστασης[27]. Μπορεί όμως να χρησιμοποιηθεί επεμβατικά ως μέθοδος αναφοράς, αν οι ανακλαστές τοποθετηθούν σταθερά, απ' ευθείας στα οστά [28].

2.1.3.2 Επιταχυνσιόμετρα

Μια σημαντική παράμετρος εκτός της μετατόπισης, στην μελέτη της κίνησης των οστών είναι ο ρυθμός μεταβολής της ταχύτητας της κίνησης (δηλαδή η επιτάχυνση). Αυτή μπορεί να μετρηθεί απ' ευθείας με ειδικούς αισθητήρες, τα επιταχυνσιόμετρα. Ο Maeyama A. και οι συνεργάτες του, χρησιμοποίησαν ένα απλό διαζονικό σύστημα επιταχυνσιόμετρων, το οποίο τοποθέτησαν σταθερά πάνω σε πτωματικά οστά κνήμης γουρουινών[29]. Υπογράμμισαν ότι η μέτρηση

τρισεδιάστατης επιτάχυνσης της κνήμης ήταν ικανή να «αισθανθεί» την παρουσία του pivot shift φαινομένου. Επιπλέον οι Loromo N., ισχυρίστηκαν ότι ήταν εφικτό να ανιχνεύσουν αυτόματα το pivot shift φαινόμενο με τον υπολογισμό του συντελεστή συσχέτισης (Pearson correlation) μεταξύ του σήματος που δημιουργήθηκε από τα ανεπηρέαστα από τραυματισμούς γόνατα και αυτών που είχαν υποστεί τραυματισμό (όπου μερικές παράμετροι είναι ικανές να ξεχωρίσουν μια βλάβη). Η αξιοπιστία υπολογίστηκε καλή, με συντελεστή 0.79[30]. Μια από αυτές τις παραμέτρους είναι η αυξημένη επιτάχυνση ενώ άλλες όπως οι min, max, range και η κλίση της καμπύλης επιτάχυνσης έχουν αποδεκτό βαθμό αξιοπιστίας (ICC 0.69-0.93). Η πιθανότητα σωστής διάγνωσης για παράδειγμα βλάβης του πρόσθιου χιαστού συνδέσμου, προκύπτει 70% χρησιμοποιώντας την κλίση και 80% χρησιμοποιώντας το εύρος της επιτάχυνσης[30].



Εικόνα 6. Επιταχυνσιόμετρο.

Σε έρευνα των Loromo N. Et.al., όπου μελετήθηκε η εγκυρότητα του επιταχυνσιόμετρου συγκρίνοντας το με επεμβατική μέθοδο οπιοηλεκτρονικού συστήματος, αποδείχθηκε καλή η συσχέτιση των δυο καθώς επίσης και η επαναληψιμότητα του επιταχυνσιόμετρου με $4.9 \pm 2.6 \text{ mm}$ σφάλμα εξαιτίας των σφαλμάτων των μαλακών μορίων[28].

Συμπερασματικά, τα επιταχυνσιόμετρα είναι μια εφικτή μη επεμβατική συσκευή πολλά υποσχόμενη για την ποσοτικοποίηση του pivot shift τεστ.

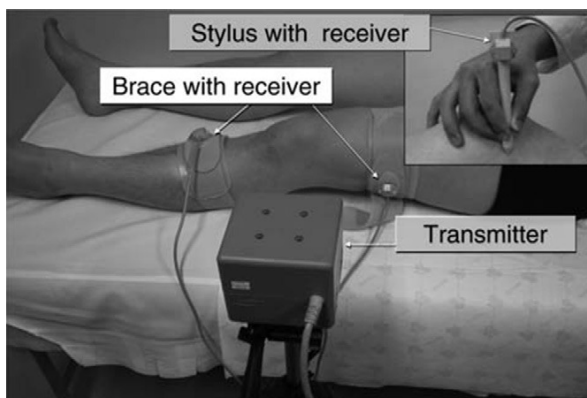
2.1.3.3 Ηλεκτρομαγνητική ανίχνευση

Το ηλεκτρομαγνητικό σύστημα αποτελείται από έναν ηλεκτρομαγνητικό πομπό και δυο αισθητήρες. Η μετατόπιση των αισθητήρων μετριέται κατά μήκος τριών, κάθετων μεταξύ τους, αξόνων. Τα δεδομένα έπειτα από επεξεργασία, δίνουν τις μετατοπίσεις των αισθητήρων κάθετα στον άξονα της κνήμης. Στην έρευνα του Benvenuti J.F. και των συνεργατών του, όπου συγκρίθηκαν τρεις μέθοδοι για την μέτρηση της προσθιοπίσθιας μετατόπισης της κνήμης, δεν βρέθηκαν σημαντικές διαφορές μεταξύ των αποτελεσμάτων των δυο εξεταστών που χρησιμοποίησαν την ηλεκτρομαγνητική συσκευή «αίσθησης»[31].

Ο Bull και οι συνεργάτες του έδειξαν σε έρευνα τους ότι οι κινήσεις κατά το pivot shift test μειώνονται αισθητά μετά από ανακατασκευή του γόνατος, με σύστημα επιταχυνσιομέτρων, που τοποθετήθηκαν απ' ευθείας πάνω στα οστά κατά την διάρκεια του χειρουργείου[32].

Οι Amis A.A. και οι συνεργάτες του ανέπτυξαν ένα σύστημα με μαγνητικούς αισθητήρες, για την αξιολόγηση της κίνησης του γόνατος κάτω από δυναμικές κινήσεις (όπως είναι το pivot shift test) με τρεις αισθητήρες και έδειξαν ότι η ακρίβεια του συστήματος ήταν περίπου 1mm για την μετατόπιση και 1° γωνία για την περιστροφή. Ωστόσο όταν πρόκειται να εφαρμοστούν τεστ με μεγάλες ταχύτητες, η ακριβής κίνηση των οστών μπορούσε να υποτιμηθεί[33].

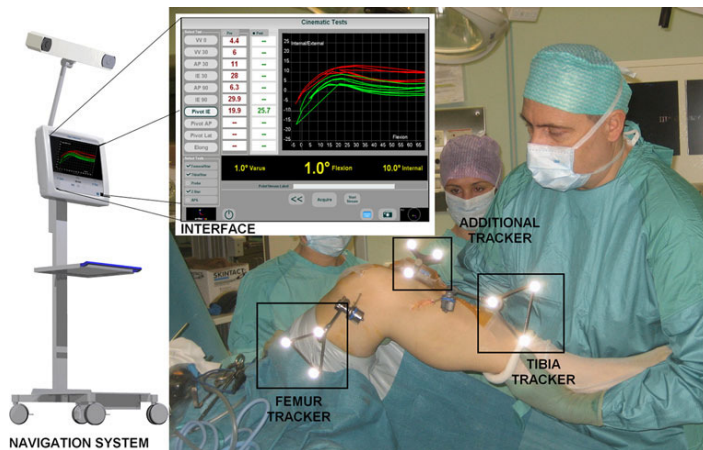
Η παραπάνω μη επεμβατική μέθοδος είναι βολική και σύντομη κατά την εξέταση για τον ασθενή αλλά χρειάζεται προσεκτική αρχική παραμετροποίηση από τον εξεταστή. Ένα πλεονέκτημα της μεθόδου αυτής είναι ότι δεν χρειάζεται οπτική επαφή των αισθητήρων με την μονάδα [34] όπως συμβαίνει στο οπτοηλεκτρονικά σύστημα. Επιπλέον, όργανα και αντικείμενα μπορούν να εισέλθουν και να εξέλθουν από το ηλεκτρομαγνητικό πεδίο χωρίς να επηρεάσουν την μέτρηση και ο εξεταστής να εργαστεί με άνεση χώρου. Πρέπει να δίνεται όμως προσοχή, ώστε να μην εισέλθουν μεταλλικά αντικείμενα στον χώρο δράσης του πομπού και επηρεάσουν την ακρίβεια της μέτρησης.



Εικόνα 7. Ηλεκτρομαγνητική ανίχνευση της κίνησης.

2.1.3.4 Σύστημα πλοήγησης

Το σύστημα πλοήγησης χρησιμοποιεί υπολογιστικά μοντέλα σε συνδυασμό με ειδικούς ανακλαστήρες που τοποθετούνται σταθερά πάνω στα οστά και η κίνηση τους διαβάζεται από οπτοηλεκτρονικό μέσο. Είναι μια μέθοδος με επαναλήψιμα αποτελέσματα και δεν εμπεριέχει το λάθος της κίνησης των μαλακών ιστών ή της μυϊκής σύσπασης καθώς οι εξεταζόμενοι βρίσκονται σε νάρκωση. Η χρήση του όμως περιορίζεται σε πτωματικά δείγματα λόγω της επεμβατικότητας της μεθόδου, ενώ σε ζωντανούς ανθρώπους εφαρμόζεται στους χώρους του χειρουργείου, χωρίς την ευκαιρία εξέτασης πριν από την επέμβαση ή κατά την φάση της αποκατάστασης και κατά αποκλειστικότητα στο τραυματισμένο άκρο[35].



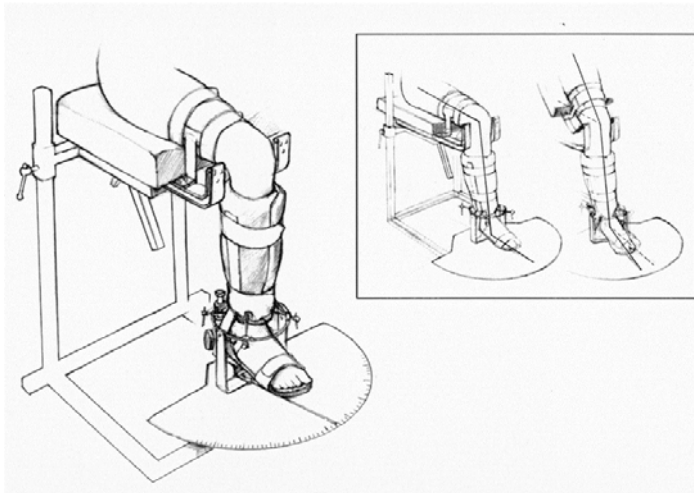
Εικόνα 8. Σύστημα πλοήγησης.

2.1.4 Όργανα Εξωτερικής Φόρτισης και Μέτρησης

Διάφορα όργανα και συσκευές εξωτερικής μέτρησης έχουν κατασκευαστεί και χρησιμοποιηθεί για την κλινική αξιολόγηση και ερευνητικούς σκοπούς. Από το 1985, που κατασκευάστηκε το KT-1000, έως και την αρχή του αιώνα μας αρκετά όργανα και συσκευές που μετρούν την προσθιοπίσθια μετατόπιση της κνήμης εφευρέθηκαν. Αυτά είναι το KT-1000 και το KT-2000, το Genucom knee analysis system, το Stryker knee laxity tester, το Acufex knee signature system, το Ucla instrumented clinical testing apparatus, το Dyonics dynamic cruciate tester, το Vermont knee laxity device, το Rolimeter, το Laxitester και το GNRB.

2.1.4.1 Rottometer

Από τις αρχές του αιώνα μας, αυξήθηκε το ενδιαφέρον για την αξιολόγηση της περιστροφής της κνήμης ως προς τον μηρό. Έτσι ο Almqvist P.O. και οι συνεργάτες του [36], σχεδίασαν το Rottometer και υπολόγισαν την εγκυρότητα του με την βοήθεια ραδιοστερεομετρικής ανάλυσης (RSA). Μια τροποποιημένη καρέκλα, ειδικά κατασκευασμένη για τον σκοπό αυτό, αποτέλεσε την βάση του οργάνου. Η καρέκλα ήταν ρυθμιζόμενη προκειμένου να κάθονται αναπαυτικά εξεταζόμενοι διαφορετικού ύψους. Η θέση του γόνατος μπορούσε να πάρει θέσεις από την πλήρη έκταση έως 90° κάμψης, με την αυξομείωση της κλίσης του καθίσματος. Ο μηρός σταθεροποιούνταν με δυο δεσίματα στην καρέκλα. Το πόδι και η κνήμη σταθεροποιούνταν σε ένα πλατό το οποίο μπορούσε να περιστραφεί πάνω από ένα μοιρογνωμόνιο. Με ένα ροπόκλειδο μπορούσε να εφαρμοστεί γνώστη ροπή στον άξονα της κνήμης και να διαβαστεί η γωνία περιστροφής πάνω στο μοιρογνωμόνιο. Μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν σε 90° και 60° κάμψης του γόνατος και με ροπές στρέψης 3.6Nm και 9Nm. Τα συγκριτικά αποτελέσματα έδειξαν καλή συσχέτιση (0.9) μεταξύ των δυο μεθόδων, με το Rottometer να υπερεκτιμά κατά 100% την περιστροφή εξαιτίας της κίνησης του ισχίου, της ποδοκνημικής και του ποδιού. Ωστόσο το λάθος αυτό ήταν συστηματικό και σταθερό, γι' αυτό μπορεί να αντισταθμιστεί.

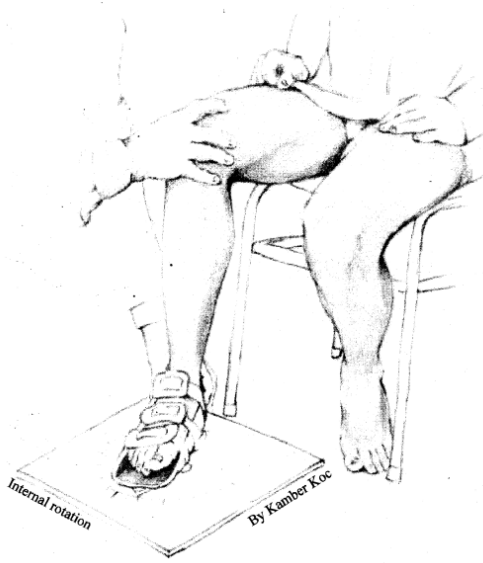


Εικόνα 9. Rottometer.

Μερικά χρονιά αργότερα σε έρευνα τους οι Almqvist P.O. και οι συνεργάτες του, εξέτασαν την αξιοπιστία του Rottometer, κατά την διάρκεια της ίδιας ημέρας και μετά από μιας εβδομάδας διάστημα από τον ίδιον εξεταστή καθώς και την ίδια μέρα από δυο διαφορετικούς εξεταστές. Οι μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν σε υγιή άτομα, με ροπές 3, 6, 9Nm και μέχρι το οριακό σημείο που αντιλαμβάνονταν ο εξεταστής και στις θέσεις 90°, 60° και 30° κάμψης του γόνατος. Το όργανο αξιολογήθηκε αξιόπιστο για ροπές άνω των 6Nm άλλα κυρίως για εφαρμοζόμενη ροπή 9Nm. Μια πιθανή εξήγηση της μικρής αξιοπιστίας για την ροπή 3Nm, είναι ότι αυτή προκαλεί μικρές περιστροφές και έτσι οι μικρές διαφορές προκαλούν μεγάλες σχετικές διαφοροποιήσεις[37].

2.1.4.2 MVARTS

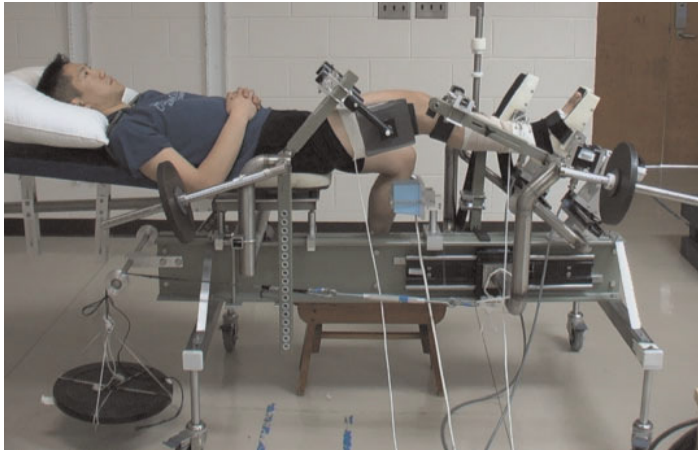
Αργότερα, οι Cimbiz A. και οι συνεργάτες του δημιούργησαν ένα ειδικό σύστημα μέτρησης της περιστροφής της κνήμης MVARTS (Measuring the Vertical Axial Rotation through Tibial Shaft system), προερχομένης από παθητική στροφή του γόνατος και της υποστραγαλικής άρθρωσης[38]. Ο σκοπός της εργασίας τους ήταν να καθορίσουν την αξιοπιστία του οργάνου αυτού. Το σύστημα αποτελείται από ένα ορθοτικό ποδιού με ιμάντες σταθεροποίησης και ένα κλινικό γωνιόμετρο στερεωμένο πάνω σε μια επιφάνεια. Το ορθοτικό μπορεί να περιστραφεί ελεύθερα πάνω στο γωνιόμετρο. 50 υγιή άτομα εξετάστηκαν, από δυο εξεταστές, καθιστά με το γόνατο σε κάμψη 90°. Μετρήθηκε και για τα δυο πόδια η εσωτερική και εξωτερική γωνία περιστροφής σε μοίρες. Σε 24 άτομα από αυτά μέτρησαν με ραδιογραφική μέθοδο την περιστροφή της κνήμης και συγκρίθηκαν τα αποτελέσματα. Η μεταβλητότητα μεταξύ των εξεταστών υπολογίστηκε σε 2.1-3.8 μοίρες και η συσχέτιση με την ραδιογραφική μέθοδο βρέθηκε υψηλή (0.84-0.98). Επομένως τα αποτελέσματα έδειξαν ότι το MVARTS είναι ένα κατάλληλο, μη επεμβατικό, οικονομικό, αποδοτικό και γρήγορο όργανο μέτρησης της συνδυασμένης περιστροφής ποδιού-κνήμης.



Εικόνα 10. MVARTS.

2.1.4.3 Vermont knee laxity device

Μια ευφάνταστη συσκευή μέτρησης (ονόματι Vermont Knee Laxity Device)[39] της χαλαρότητας του γόνατος σε ραιβότητα-βλαισιότητα και σε εσωτερική-εξωτερική περιστροφή, επινοήθηκε τον Shultz S.J. και τους συνεργάτες του. Η συσκευή έχει την δυνατότητα να δημιουργήσει (με ένα σύστημα βαριδίων) συνθήκες αρχικής μηδενικής διαμητρικής και θλιπτικής τάσης του γόνατος καθώς και συνθήκες βαρυτικής φόρτισης ενώ ο εξεταζόμενος βρίσκεται ξαπλωμένος ανάσκελα. Για την συγκεκριμένη εργασία, οι μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν για γωνία κάμψης του γόνατος 20° , και εφαρμόστηκαν ροπή βλαισιότητας-ραιβότητας του γόνατος 10Nm κατά τη διάρκεια μη βαρυτικής φόρτισης και μια ροπή έσω-έξω στροφής του γόνατος 5Nm κατά την διάρκεια βαρυτικής και μη φόρτισης. Αισθητήρες θέσης μέτρησαν τις γωνιακές μετατοπίσεις, οι οποίες βρέθηκαν αρμονικές με απόλυτο λάθος 2° και $3-4^\circ$ για τις γωνίες ραιβότητας-βλαισιότητας και έσω-έξω στροφής αντίστοιχα[39]. Τελικά το VKLD πραγματοποιεί αξιόπιστες μετρήσεις για την χαλαρότητα του γόνατος σε ραιβότητα-βλαισιότητα και έσω-έξω στροφή, με επαρκή ακρίβεια για την κλινική αξιολόγηση.



Εικόνα 11. Vermont Knee Laxity Device.

2.1.4.4 Knee laxity measurement device

Οι Musahl V. και οι συνεργάτες του, κατασκεύασαν μια συσκευή για την μέτρηση της στροφικής ικανότητας και μέτρησαν την αξιοπιστία των μετρήσεων σε πτωματικά δείγματα. Η συσκευή αποτελούνταν από μια μπότα (Aircast Foam Walker) στην οποία ήταν σταθερά συνδεδεμένη δια μέσου μιας κυψέλης φόρτισης, μια μπάρα φόρτισης. Ο αισθητήρας φόρτισης γενικής χρήσης ήταν 6 βαθμών ελευθερίας (UFS – Model 4015) και είχε την δυνατότητα να μετρά 3 δυνάμεις και 3 ροπές στο καρτεσιανό σύστημα συντεταγμένων. Μπροστά από τον αισθητήρα είχε τοποθετηθεί αλφάδι για την ευθυγράμμιση του με τον ορίζοντα. Η σχετική κίνηση κνήμης-μηρού καταγράφονταν από ένα ηλεκτρομαγνητικό σύστημα, με έναν αισθητήρα σε κάθε μέλος. Η συσκευή κρίθηκε αξιόπιστη με βαθμό ICC άνω του 0.94 για όλες τις περιπτώσεις της γωνίας κάμψης του γόνατος και μεταξύ δύο ή του ίδιου εξεταστή[40].



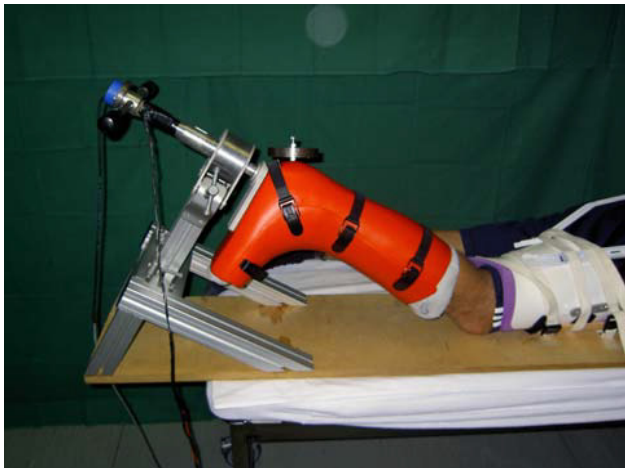
Εικόνα 12. Knee Laxity Measurement Device.

Ένα έτος αργότερα, σε έρευνα αξιοπιστίας που πραγματοποιήθηκε σε 11 άτομα με φυσιολογικά γόνατα, βρέθηκαν αποδεκτά όρια σε τεστ αξιοπιστίας για τον ίδιο εξεταστή και δυο διαφορετικούς εξεταστές[41].

Σύμφωνα με τα παραπάνω, το KLMD είναι ένα όργανο απλό και αξιόπιστο και μπορεί να χρησιμοποιηθεί με τρόπο μη επεμβατικό για την κλινική αξιολόγηση της περιστροφικής χαλαρότητας.

2.1.4.5 Rotameter

Ο Lorbach O. και οι συνεργάτες του κατασκεύασαν μια συσκευή μέτρησης (Rotameter) για την μέτρηση της περιστροφής της κνήμης και την σύγκριναν με σύστημα πλοήγησης, ως μέθοδο αναφοράς. Οι μετρήσεις έγιναν με την βοήθεια 20 πτωματικών γονάτων από τα οποία αφαιρέθηκαν τα μαλακά μέρη και έμειναν μόνο τα οστά και ο αρθρικός σύνδεσμος ανεπηρέαστα[42]. Στα παραπάνω δείγματα εφαρμόστηκαν ροπές 5, 10 και 15Nm και οι δυο μέθοδοι συγκρίθηκαν με τον συντελεστή συσχέτισης Pearson Correlation Coefficient. Το Rotameter έδειξε υψηλό βαθμό συσχέτισης συγκρινόμενο με την επεμβατική μέθοδο της πλοήγησης[42, 43].

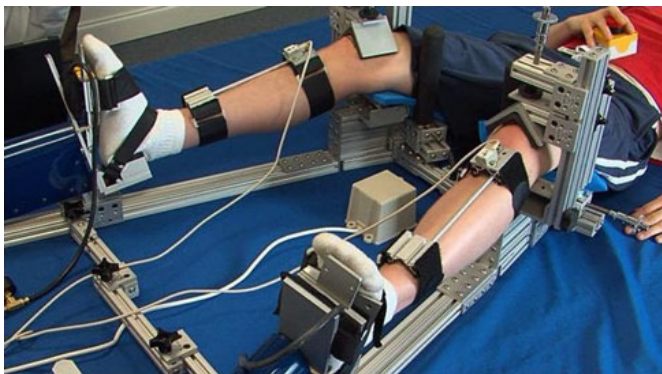


Εικόνα 13. Rotameter.

Η παραπάνω συσκευή αναπτύχθηκε πάνω σε ξύλινο πάγκο όπου προσαρμόστηκε μια μεταλλική κατασκευή για την στήριξη μιας κοινής μπότας. Η τελευταία επιτρέπει μια άνετη εφαρμογή στους εξεταζόμενους αφού στο εσωτερικό της χρησιμοποιούνται πάτοι από αφρώδες υλικό (VACO PED foam walker) σε διάφορα μεγέθη ώστε να επιτυγχάνεται μια ευχάριστη, ανατομική εφαρμογή στο πόδι του εκάστοτε εξεταζόμενου. Έξω από την μπότα χρησιμοποιήθηκαν κοινά δεσίματα σύσφιξης, για να περιοριστούν οι κινήσεις των μαλακών μορίων του κάτω άκρου. Στο κάτω μέρος της μπότας μια μπάρα χειρός προσαρμόστηκε για να εφαρμόζει διαφορές ροπές περιστροφής στο κάτω άκρο[43, 44]. Η θέση της μπότας επιτρέπει την εξέταση ατόμων που βρίσκονται σε πρηνή θέση και με το προς εξέταση γόνατο κάμψη 30°. Η γωνία αυτή επιλέχτηκε διότι μιμείται το Dial test και είναι η γωνία στην οποία συμβαίνουν οι περισσότεροι τραυματισμοί των πρόσθιων χιαστών συνδέσμων, σύμφωνα με τους συγγραφείς[44]. Σε εξέταση αξιοπιστίας που πραγματοποιήθηκε σε 15 υγιή άτομα, βρέθηκε ότι το Rotameter παρουσιάζει υψηλό βαθμό αξιοπιστίας για τον ίδιο και διαφορετικό εξεταστή και υψηλό βαθμό συσχέτισης αριστερού – δεξιού ποδιού. Τελικά, είναι μια συσκευή εύκολη στην χρήση, μη επεμβατική και θα μπορούσε να χρησιμοποιηθεί για την αξιολόγηση της σταθερότητας μιας άρθρωσης καθώς και για την επαναφορά αυτής έπειτα από χειρουργικές επεμβάσεις[44].

2.1.4.6 Robotic Knee Testing system

Σε έρευνα των Branch T.P. et.al., υπολογίστηκε η αξιοπιστία ενός ρομποτικού συστήματος μέτρησης της αξονικής περιστροφής της κνήμης, προκειμένου να καθοριστεί αν τα μη τραυματισμένα γόνατα ασθενών, με προηγούμενη ανακατασκευή των γονάτων της άλλης πλευράς, παρουσίαζαν διαφορετικά εμβιομηχανικά χαρακτηριστικά περιστροφής από γόνατα υγιών ατόμων και να εντοπίσουν πιθανές διαφορές των ίδιων χαρακτηριστικών μεταξύ ανδρών και γυναικών. Η αξιοπιστία του συστήματος RKT (Robotic Knee Testing system) αξιολογήθηκε έπειτα από μετρήσεις 4 ημερών, από 4 διαφορετικούς εξεταστές, σε 10 υγιείς εθελοντές[45]. Η κατασκευή αποτελούνταν από ένα ειδικό σύστημα με σερβομοτέρ και συσκευές ακινητοποίησης του ποδιού και του ισχίου (για να απομονωθεί η περιστροφή της κνήμης). Οι εξεταζόμενοι τοποθετούνταν ανάσκελα με την άρθρωση του γόνατος σε πλατφόρμα στήριξης και κάμψη 25°. Η συσκευή επέτρεπε με ρυθμιστές, την τοποθέτηση μηρού και ποδιού ακριβώς σε ουδέτερη θέση ευθυγράμμισης του γόνατος. Συγκεκριμένη ροπή και φορά περιστροφής εφαρμοζόταν από τα σερβομοτέρ και ένα ηλεκτρομαγνητικό σύστημα μετρούσε την γωνία περιστροφή της κνήμης[45, 46]. Οι μετρήσεις έδειξαν άριστη αξιοπιστία (ICC=0.97)[45].

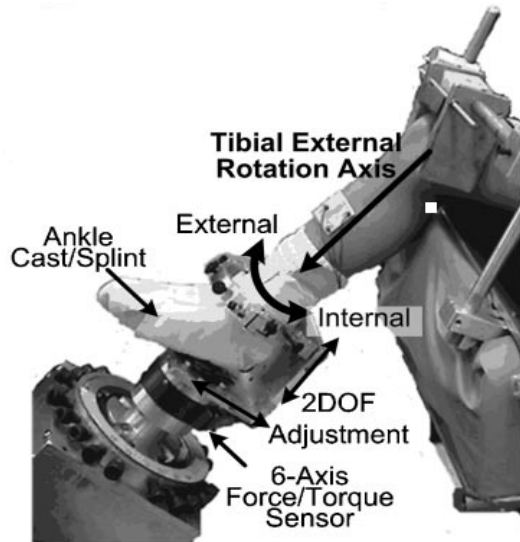


Εικόνα 14. Robotic knee testing device.

2.1.4.7 Joint Driving Device ή Rotational laxity testing system

Στην έρευνα του Park H.S. και των συνεργατών του όπου μέτρησαν της διαφορές των δυο φύλων στις εμβιομηχανικές ιδιότητες του γόνατος σε παθητική περιστροφή, χρησιμοποιήθηκε ειδικά σχεδιασμένη συσκευή για τον παραπάνω σκοπό[47]. Η συσκευή οδηγούταν από ηλεκτρονικά ελεγχόμενο σερβομοτέρ και ήταν σταθεροποιημένη στο έδαφος με ένα πλαίσιο. Για να περιοριστεί η περιστροφή του ισχίου ο ασθενής καθόταν με 60° κάμψη του γόνατος. Μια βάση από fiberglass κατασκευάστηκε για την στήριξη του άκρου ποδιού και την ποδοκνημική σε ουδέτερη θέση. Η βάση συνδέθηκε σταθερά με την άτρακτο του κινητήρα δια μέσου ενός αισθητήρα 6 βαθμών ελευθερίας (3 δυνάμειων και 3 ροπών). Στην τοποθέτηση του ποδιού, δινόταν προσοχή ώστε ο νοητός άξονας της κνήμης να είναι ευθυγραμμισμένος με την άτρακτο του κινητήρα. Οι έσω και έξω κόνδυλοι του μηριαίου οστού ακινητοποιούνταν με ειδικά εξαρτήματα ενώ ο μηρός και ο κορμός με ειδικούς ιμάντες, πάνω στο κάθισμα. Η ταχύτητα περιστροφής ήταν χαμηλή (1.5°/s) για να μπορεί να καθοριστεί η στατική σχέση ροπής-γωνίας περιστροφής. Αυτή μηδενιζόταν έως ότου επιτευχτεί κάποιο όριο ροπής αντίστασης ή θέσης (γωνίας περιστροφής) και η κίνηση αντιστρεφόταν. Η γωνία περιστροφής

«διαβαζόταν» από ένα οπτοηλεκτρονικό σύστημα με την τοποθέτηση 3 LED δεικτών στην προσθιοεσωτερική επιφάνεια της κνήμης[47].

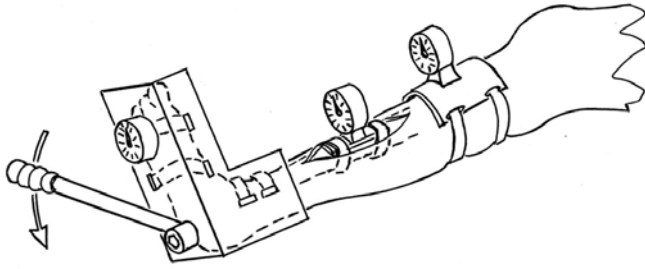


Εικόνα 15. Joint Driving Device.

Υπάρχουν και περιπτώσεις συσκευών και μηχανισμών που έχουν χρησιμοποιηθεί μόνο σε πτωματικά δείγματα, λόγω της υψηλής επεμβατικότητας τους, όπως το Robotic/UFS system με ακρίβεια 0.2mm και 0.02° μέτρησης μετατόπισης και γωνίας αντίστοιχα και εφαρμογής-μέτρησης (σύστημα ανάδρασης) δύναμης-ροπής 0.2N και 0.01Nm αντίστοιχα[48] και το σύστημα με κλισιόμετρα σταθερά τοποθετημένα στα οστά και ροπόκλειδο εφαρμογής ροπής[49].



Εικόνα 16. Test set up using a robotic/UFS testing system.



Εικόνα 17. Σύστημα με κλισιόμετρα και ροτόκλειδο.

2.1.5 Συνδυασμένοι Τρόποι Αξιολόγησης

Παραπάνω παρουσιάσαμε τα συστήματα – συσκευές που έχουν δημιουργηθεί για την αξιολόγηση της στροφικής ικανότητας του γόνατος. Προσεγγίσαμε τα συστήματα αυτά κυρίως από τον τρόπο των μετρήσεων. Δηλαδή αν η αξιολόγηση επιτυγχάνεται εμπειρικά όπως στην κλινική αξιολόγηση ή αν έχουμε μετρήσεις που πραγματοποιούνται απ' ευθείας πάνω στα οστά (έστω και με την βοήθεια υπολογιστικών μοντέλων) όπως στις μεθόδους απεικόνισης ή αν έχουμε μετρήσεις από «οπτικά» συστήματα (με το σφάλμα της κίνησης των μαλακών μορίων) ή αν οι μετρήσεις προέρχονται από εξωτερικές συσκευές φόρτισης και μέτρησης γωνίας. Ωστόσο στην ερευνητική δραστηριότητα ορισμένα από αυτά είχαν ενσωματωμένες δυο ή περισσότερες από τις προηγούμενες τεχνολογίες, όπως για παράδειγμα το σύστημα εξωτερικής φόρτισης συγκεκριμένης ροπής συνδυασμένο με το σύστημα μαγνητικού τομογράφου για την καταγραφή της κίνησης της άρθρωσης του γόνατος [22, 50] ή το σύστημα εξωτερικής φόρτισης και μέτρησης της γωνίας με οπτοηλεκτρονικό σύστημα[47] ή την πρόκληση κίνησης από εξεταστή και την μέτρηση αυτής με οπτοηλεκτρονικό [28] ή ηλεκτρομαγνητικό σύστημα [33] ή σύστημα επιταχυνσιομέτρου [30].

Συνοψίζοντας θα λέγαμε ότι η **κλινική εξέταση** είναι ένας από τους πιο εφικτούς και πρακτικούς τρόπους εκτίμησης της περιστροφικής σταθερότητας του γόνατος στην κλινική ορθοπεδική. Δεν χρειάζεται εξοπλισμός ή πρόσθετο προσωπικό, ενώ τα αποτελέσματα εξάγονται άμεσα[35]. Το κύριο πρόβλημα όμως αυτής της μεθόδου, η υποκειμενικότητα, έχει περιορίσει την εφαρμογή της στον ερευνητικό τομέα. Επομένως προτείνεται όταν εφαρμόζεται, όλες οι φυσικές εξετάσεις να πραγματοποιούνται από έναν εξεταστή και να γίνεται τεστ αξιοπιστίας για να υφίσταται συνέπεια μεταξύ των διαφόρων μελετών[9]. Επιπλέον λάθη μπορεί να συμβούν εξαιτίας πιθανής μυϊκής σύσπασης του εξεταζόμενου[35]. Ωστόσο μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε συνδυασμό με σύστημα πλοήγησης, σε αυτή την περίπτωση όμως γίνεται μια άκρως επεμβατική μέθοδος και εφαρμόζεται μόνο σε χώρους χειρουργείου, ή με σύστημα ανίχνευσης της κίνησης που όμως εμπεριέχει τα σφάλματα της κίνησης των μαλακών μορίων.

Αποτιμώντας τις **μεθόδους απεικόνισης**, θα λέγαμε ότι θεωρούνται οι πιο ακριβείς και αξιόπιστες τεχνικές μελέτης της κίνησης των οστών επομένως και των αρθρώσεων, δεδομένου ότι απεικονίζουν απ' ευθείας τα οστά, και χρησιμοποιούνται για την εγκυροποίηση άλλων συσκευών ως μέθοδοι αναφοράς (“gold standard”)[9, 35]. Επιπλέον μπορούν να

χρησιμοποιηθούν για την δυναμική εξέταση ανθρωπίνων κινήσεων, μικρής σχετικά ταχύτητας, εφόσον τα σύγχρονα συστήματα διαθέτουν μεγάλη συχνότητα απεικόνισης ικανή να «συλλάβει» κινήσεις ταχύτητας 600mm/s με ακρίβεια της τάξης των 0.2mm τυπικής απόκλισης[21]. Ο χώρος όμως της εξέτασης είναι περιορισμένος απ' την στιγμή που «εστιάζει» σε μια επιφάνεια (για παράδειγμα 30x30) και συγκεκριμένος αφού τα συστήματα αυτά δεν είναι φορητά. Το κόστος του εξοπλισμού είναι υψηλό και επιπλέον χρειάζεται βοηθητικό προσωπικό. Επιπρόσθετα είναι μέθοδοι επεμβατικές και εκθέτουν τους εξεταζόμενους σε ακτινοβολία. Παρόλο που το ποσό της έκθεσης αναφέρεται παραπλήσιο με αυτό μιας απλής κλινικής ακτινογραφίας[51], το αμφιλεγόμενο θέμα της εμφύτευσης μάρκερ με ορθοσκοπική εγχείρηση, προσθέτει άλλη μια δυσκολία στην εξεύρεση εξεταζομένων[9].

Οι **μέθοδοι ανίχνευσης** της κίνησης μπορούν όπως και παραπάνω να χρησιμοποιηθούν για δυναμική αξιολόγηση της κίνησης με μεγαλύτερη άνεση χώρου. Είναι μέθοδοι μη επεμβατικές, πρακτικές και δεν εφαρμόζονται μόνο σε ερευνητικά εργαστήρια άλλα και σε ορθοπεδικές κλινικές. Ωστόσο επειδή οι μάρκερ-αισθητήρες είναι επιφανειακοί, οι μετρήσεις εμπεριέχουν το σφάλμα της κίνησης των μαλακών μορίων. Το σφάλμα μικραίνει με την χρήση υπεράριθμων μάρκερ που δημιουργούν όμως πολυπλοκότητα στους κινηματικούς υπολογισμούς. Επιπλέον τα αποτελέσματα της περιστροφής του γόνατος με την χρήση διαφορετικών πρωτοκόλλων, παρουσιάζουν μικρή συσχέτιση μεταξύ τους, όσον αφορά τα οπτοηλεκτρονικά συστήματα και οι συγκρίσεις μεταξύ μελετών είναι πολύ δύσκολες[9].

Χρησιμοποιώντας τις δυο παραπάνω μεθόδους, οι ερευνητές μπορούν να αξιολογήσουν κινηματικά την τρισδιάστατη κίνηση (λ.χ. την κίνηση 6 βαθμών ελευθερίας της κνήμης) και εφαρμοζόμενες σε συνδυασμό με μια συσκευή εξωτερικής φόρτισης, μπορούν να γνωρίζουν και τα δυναμικά χαρακτηριστικά της κίνησης. Επιπλέον παρουσιάζουν ενδιαφέρον καθώς επιτρέπουν την ανάλυση της περιστροφής και υπό το βάρος του σώματος του εξεταζόμενου (πραγματική συνθήκη)[34].

Η **εξωτερική φόρτιση** παρέχει την γνώση του αιτίου που προκαλεί την περιστροφή. Η κλίση της καμπύλης ροπής – γωνίας θα μπορούσε να είναι μέτρο της ποιότητας των συνδέσμων.

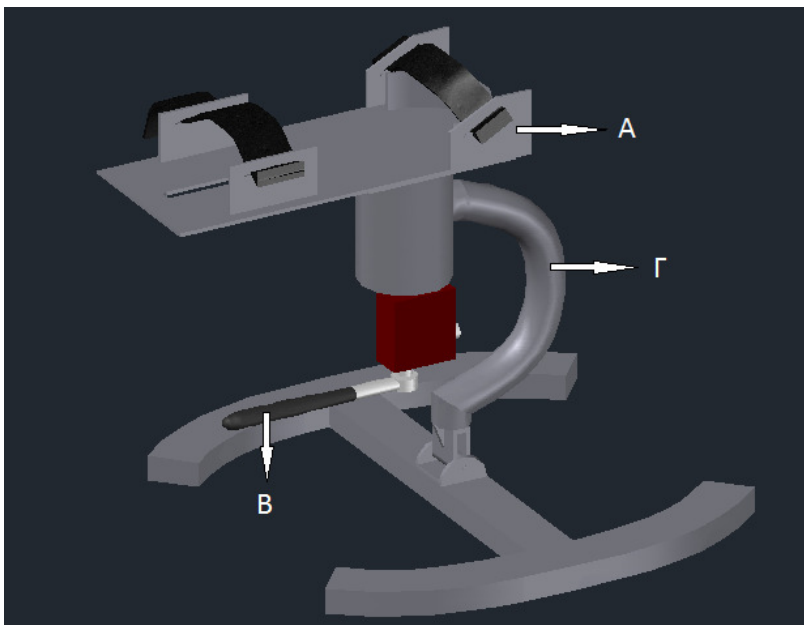
Στην μέθοδο αυτή εφαρμόζεται ροπή στρέψης στο πόδι, η οποία μεταφέρεται στο γόνατο. Ιδιαίτερη μέριμνα πρέπει να δίνεται στην καλή σταθεροποίηση του μηρού για να αποκλειστεί τυχόν περιστροφή του. Η μέτρηση της γωνίας περιστροφής μπορεί να γίνει, όπως προαναφέρθηκε, σε συνδυασμό με σύστημα ραδιογραφίας ή με σύστημα απεικόνισης, οπότε και μετριέται η γωνία της κνήμης με τα πλεονεκτήματα και τα μειονεκτήματα της κάθε μεθόδου ή με μέτρηση της γωνίας του ποδιού, οπότε γωνία εννοούμε την συνολική περιστροφή ποδοκνημικής και γόνατος ή με την χρήση ειδικών μποτών που δημιουργήθηκαν για να αποτρέπουν την σχετική κίνηση ποδιού – κνήμης, έτσι ώστε η γωνία που διαβάζεται στο πόδι να προσεγγίζει πολύ καλά την πραγματική της κνήμης. Ωστόσο πιθανά λάθη μπορεί να προέλθουν από μυϊκή σύσπαση του εξεταζόμενου[35].

Πάντως δεν είναι δεοντολογικά ορθό να εφαρμόζεται ροπή απ' ευθείας σε πόδι ζωντανού οργανισμού και γι' αυτό καλό είναι να ακολουθηθούν πρωτόκολλα που να αναφέρουν επακριβώς τις συνθήκες φόρτισης (ροπές, γωνίες κλπ). Αυτό εξηγεί και το γιατί το 80% των μελετών με εξωτερική φόρτιση έχει πραγματοποιηθεί σε πτωματικά δείγματα[9]. Σε αυτές τις περιπτώσεις έχουν γίνει εμφυτεύσεις μάρκερ κατευθείαν πάνω στα οστά για να αποφευχθούν τα σφάλματα κίνησης των μαλακών μορίων.

Όσον αφορά στη **θέση εξέτασης**, αποτελέσματα που εξήχθησαν από εξέταση στην πρηνή θέση έδειξαν ότι μπορούν να ανιχνεύσουν αλλαγές στην περιστροφή που σχετίζονται με τραυματισμούς του ΠΧΣ. Αυτή η θέση επιτρέπει εύκολες αλλαγές της γωνίας κάμψης του γόνατος και καλό έλεγχο της έκτασης και της σταθεροποίησης του ισχίου. Η αξιολόγηση σε ανάσκελη θέση είναι εύκολη και προσδίδει σεβασμό και άνεση στον εξεταζόμενο, άλλα η σταθεροποίηση του ισχίου γίνεται λίγο πιο δύσκολη. Η βέλτιστη άνεση μπορεί να επιτευχτεί στην καθιστή θέση η οποία παρέχει εύκολη σταθεροποίηση του μηρού και μπορεί ενδεχομένως να ενισχύσει την χαλάρωση του εξεταζόμενου περιορίζοντας έτσι τα σφάλματα τυχόν μυϊκής σύσπασης [8].

3. Σχεδιασμός

Όπως αναφέρθηκε και παραπάνω, η αυξημένη κινητικότητα και αστάθεια μιας άρθρωσης προϋποθέτει για μελλοντικό τραυματισμό της, άλλα και αντίστροφα ένας τραυματισμός αυξάνει την κινητικότητα και την αστάθεια της άρθρωσης. Επομένως η γνώση της στροφικής ικανότητας είναι καθοριστική για την αξιολόγηση της μηχανικής κατάστασης του γόνατος. Με δεδομένη λοιπόν την ανάγκη για την μέτρηση με αντικειμενικά κριτήρια της στροφικής ικανότητας της άρθρωσης του γόνατος, σχεδιάσαμε την συσκευή μέτρησης της στροφικής ικανότητας του γόνατος (Knee Rotational Sufficiency Device, KRSD).



Εικόνα 18. Knee Rotational Sufficiency Device.

Η συγκεκριμένη συσκευή είναι μη επεμβατική. Ο εξεταζόμενος θα κάθεται αναπαυτικά σε ρυθμιζόμενη θέση με σταθεροποιημένο τον μηρό του προς εξέταση γόνατου. Το άκρο πόδι θα σταθεροποιείται με ιμάντες στην πλατφόρμα τοποθέτησης ποδιού Α της συσκευής. Έπειτα με την εφαρμογή, χειροκίνητα μέσω του μοχλού Β, προοδευτικής ροπής στρέψης (εσωτερικής ή εξωτερικής) το όργανο θα μας δίνει την ροπή φόρτισης και την γωνία στρέψης του γόνατος σε πραγματικό χρόνο. Η ακρίβεια μέτρησης της ροπής είναι 0.06Nm και της γωνίας 1°. Τα δεδομένα θα συλλέγονται σε Η/Υ και θα μπορούν να επεξεργαστούν και να εξαχθούν εκτός από τις μέγιστες τιμές και η σχέση ροπής και γωνίας, σε γραφική παράσταση, καθ' όλη την διάρκεια της φόρτισης, καθώς και η ταχύτητα και η διάρκεια της φόρτισης. Βέβαια θα επιμείνουμε σε αυτή τη φάση, η ταχύτητα της φόρτισης να είναι η ελάχιστη δυνατή έτσι ώστε να την θεωρήσουμε πρακτικά μηδενική. Αυτό θα βοηθήσει έτσι ώστε ο εξεταζόμενος να είναι χαλαρός και να μην δημιουργούνται ακούσιες μυϊκές συσπάσεις και φυσικά να αποφύγουμε πιθανό τραυματισμό. Πριν από την πρώτη μέτρηση, θα βρίσκεται το σημείο αναφοράς (αρχικό σημείο - μηδέν περιστροφής) για τον κάθε εξεταζόμενο και έπειτα πριν από κάθε επανάληψη το πόδι θα επανέρχεται σ' αυτό.

Οι φορτίσεις μπορούν να γίνουν με δεδομένη την τελική ροπή ή την τελική γωνία στρέψης, αμφίπλευρα (εσωτερική και εξωτερική στρέψη) και φυσικά και στα δυο μέλη. Επιπλέον θα υπάρχει η δυνατότητα εξέτασης για μεταβλητή γωνία κάμψης του γόνατος από 90° έως 30° ανά 10°, με την περιστροφή του βραχίονα αλλαγής κλίσης Γ.

Οι τριβές περιστροφής του άξονα φόρτισης θεωρούνται αμελητέες εφόσον στηρίζεται σε σύστημα τριών εδράνων κύλισης (ρουλεμάν) και επομένως η ένδειξη ροπής του μετρητή ισούται με την ροπή φόρτισης της άρθρωσης του γόνατος. Επιπλέον ο άξονας θα είναι κατασκευασμένος από χάλυβα st37 και διαστάσεις διάμετρο 20 και πάχος 3, που σημαίνει ότι στο μήκος του 100mm και για φορτίσεις ροπής στρέψης της τάξης των 20Nm (μέγιστη φόρτιση) η γωνία παραμόρφωσης του είναι πρακτικά μηδέν (0.1°).

4. Συζήτηση

Σε αυτήν την μελέτη παρουσιάστηκε μια νέα συσκευή για την μέτρηση της εσωτερικής και εξωτερικής περιστροφής του γόνατος σε όρους στροφικής ικανότητας. Είναι μια οικονομική και απλή στην χρήση συσκευή, η οποία θα μπορεί να χρησιμοποιηθεί με τρόπο μη επεμβατικό στο ιατρείο, στο φυσικοθεραπευτήριο και στον χώρο του χειρουργείου, για να βοηθήσει τους επαγγελματίες υγείας να έχουν ακριβή και αντικειμενικά δεδομένα, περιορίζοντας έτσι τα μειονεκτήματα της κλινικής εξέτασης.

Αρχικά πρέπει να πραγματοποιηθεί μελέτη **εγκυρότητας** της συσκευής η οποία θα προκύψει με την σύγκριση των μετρήσεων της με μια μέθοδο επεμβατική "gold standard", όπως για παράδειγμα η ταυτόχρονη χρήση της KRSD με σύστημα πλοήγησης και εμφύτευση ανακλαστήρων σε οστά πτωματικών δειγμάτων[43]. Επιπλέον, θα χρειαστούν έρευνες **αξιοπιστίας** τύπου "intra-tester reliability", "test-retest reliability" και "inter-tester reliability" ώστε να ερευνηθεί η αξιοπιστία του εν λόγω μετρητή[41].

Μνημονεύοντας την έρευνα των Mouton C. et.al. θα προτείνουμε για μελλοντικά ερευνητικά προγράμματα, την πραγματοποίηση βάσεων αναφοράς στηριγμένες σε υγιή πληθυσμό, τον υπολογισμό πιθανής διάγνωσης και πρόγνωσης, μέσω συστηματικής κτήσης δεδομένων από τραυματισμένα άτομα και άτομα με ανακατασκευασμένα γόνατα σε διαφορές φάσεις της αποκατάστασής τους λαμβάνοντας υπόψη την κατάσταση του ΠΧΣ και σχετιζόμενους τραυματισμούς[8]. Έτσι οι επαγγελματίες που ασχολούνται με την διάγνωση και την αποκατάσταση τραυματισμών, θα μπορούν να τεκμηριώσουν μια πιθανή βλάβη των συνδέσμων του γόνατος και να αξιολογήσουν μια χειρουργική μέθοδο (ή επέμβαση), την μετεγχειρητική αποκατάσταση ασθενών καθώς και ένα πρόγραμμα αποκατάστασης μη επεμβατικό. Επιπλέον προτείνεται η χρήση του σε εργαστήρια που εξετάζουν και ερευνούν την μηχανική του γόνατος, διότι προσφέρει αντικειμενικές μετρήσεις οι οποίες μπορούν να εξαχθούν σε υπολογιστικό περιβάλλον και να επεξεργαστούν περαιτέρω.

Μελλοντικά θα μπορούσε να γίνει και χρήση της συσκευής σε όρθια θέση και με το βάρος του εξεταζόμενου με ένα επιπλέον εξάρτημα σταθεροποίησης του μηρού για όρθια θέση.

Είναι σημαντικό να αναφέρουμε ότι οι μετρήσεις είναι στατικές στον «αποστειρωμένο» χώρο του εργαστηρίου ή του ιατρείου και δεν προσομοιώνουν πραγματικές συνθήκες του ασθενούς όπως θα μπορούσαμε να έχουμε λ.χ. με την χρήση συστημάτων ανίχνευσης της κίνησης. Επομένως δεν μπορούμε να αξιολογήσουμε έναν αθλητή στις πραγματικές (δυναμικές) συνθήκες του αγώνισματός του, όπου η θέση του σώματος είναι διαφορετική και υπάρχουν σύνθετες φορτίσεις και αδρανειακές δυνάμεις. Ωστόσο η KRSD απομονώνει ένα είδος φόρτισης, την περιστροφή της κνήμης, το οποίο είναι χρήσιμο στην περίπτωση που εξετάζεται η συμβολή αυτής στην μηχανική του γόνατος. Δηλαδή αν χρησιμοποιηθούν μοντέλα γόνατος θα μπορούσαν να εξαχθούν οι καταπονήσεις της άρθρωσης και των συνδέσμων για μια συγκεκριμένη ροπή στρέψης.

Το σοβαρότερο μειονέκτημα της χρήσης της KRSD είναι ότι οι μετρήσεις αφορούν στην γωνία περιστροφής του άκρου ποδιού, αφού αυτό συνδέεται σταθερά με την συσκευή. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα η μετρηθείσα γωνία να περιλαμβάνει αθροιστικά την περιστροφή της ποδοκνημικής και της άρθρωσης του γόνατος. Στην έρευνα των Cimbiz A. και των συνεργατών του όπου μετρήθηκε η γωνία περιστροφής της κνήμης με ραδιολογική μέθοδο και αθροιστικά η γωνία ποδιού και κνήμης με το όργανο MVARTS, βρέθηκαν διαφορές της τάξης των 30° για τους άντρες και 40° στην συνολική περιστροφή για τις γυναίκες[38]. Στην μελέτη των Almqvist P.O. et.al., η σύγκριση μεταξύ των μετρήσεων της συνολικής περιστροφής (εσωτερικής και εξωτερικής) με το Rottometer και τη Στερεομετρική Μέθοδο Roentgen, έδειξε ότι διέφεραν μεταξύ τους κατά 12±7° έως και 35±15°, ανάλογα με την γωνία κάμψης του γόνατος και την εφαρμοζόμενη ροπή[36]. Με την χρήση της KRSD πιθανόν να εμπεριέχονται σφάλματα από την κίνηση των μαλακών μορίων του ποδιού, ιδιαιτέρως στις υψηλότερες ροπές φόρτισης. Ωστόσο σε συνδυασμό με ένα οπτοηλεκτρονικό σύστημα, το οποίο θα μετρούσε απ' ευθείας την γωνία περιστροφής της κνήμης, το σφάλμα της γωνίας του ποδιού θα μπορούσε να αφαιρεθεί, με το τίμημα όμως της εισαγωγής του σφάλματος της κίνησης των μαλακών μορίων της κνήμης.

Επιπλέον, η μέτρηση μπορεί να επηρεαστεί από την ακούσια μυϊκή σύσπαση του εξεταζόμενου, αν και αυτός βρίσκεται σε καθιστή θέση που όπως προαναφέραμε είναι η πλέον αναπαυτική και προσδίδει χαλάρωση. Σε κάθε περίπτωση φροντίζουμε ο εξεταζόμενος να είναι ήρεμος και αν προκληθεί οποιαδήποτε δυσφορία να επαναφέρουμε το πόδι στην ουδέτερη θέση.

Τέλος θα θέλαμε να σημειώσουμε ότι η χρήση της KRSD δεν υποκαθιστά την κλινική εξέταση ή τις τυχόν απεικονίσεις (π.χ. μαγνητικές τομογραφίες) του γόνατος ή άλλα είδη εξετάσεων, ούτε μπορεί να χρησιμοποιηθεί από τον καθένα. Συνιστά όμως, άλλο ένα εργαλείο στα χέρια των ειδικών και μπορεί να χρησιμοποιηθεί επικουρικά με τις άλλες μεθόδους αξιολόγησης.

5. Συμπέρασμα

Συνοψίζοντας, θα λέγαμε ότι η συσκευή μέτρησης της στροφικής ικανότητας του γόνατος (KRSD) σχεδιάστηκε για να μετρά την ροπή και την γωνία κατά την παθητική περιστροφή της άρθρωσης του γόνατος και να είναι φορητή, οικονομική και απλή στη χρήση. Επιπλέον είναι ακριβής και παραγωγική. Θα μπορεί να χρησιμοποιηθεί με τρόπο μη επεμβατικό και να αποθηκεύει τα δεδομένα των μετρήσεων για περαιτέρω επεξεργασία. Τελικά, θα διευκολύνει το έργο των επαγγελματιών υγείας και των ερευνητών που ασχολούνται με την περιστροφική επάρκεια του γόνατος, εξαιτίας των αντικειμενικών μετρήσεων που προσφέρει. Ωστόσο είναι απαραίτητο να πραγματοποιηθούν μελέτες εγκυρότητας και αξιοπιστίας της KRSD, προτού αυτή χρησιμοποιηθεί για σκοπούς έρευνας, διάγνωσης και αξιολόγησης.

6. Αναφορές

1. Jorn, L.P., et al., Simultaneous measurements of sagittal knee laxity with an external device and radiostereometric analysis. *Journal of Bone and Joint Surgery - Series B*, 1998. 80(1): p. 169-172.
2. White, E.A., et al., Cruciate ligament avulsion fractures: Anatomy, biomechanics, injury patterns, and approach to management. *Emergency Radiology*, 2013: p. 1-12.
3. Murrell, G.A.C., et al., The effects of time course after anterior cruciate ligament injury in correlation with meniscal and cartilage loss. *American Journal of Sports Medicine*, 2001. 29(1): p. 9-14.
4. Robinson, J., et al., Influence of anterior cruciate ligament bundles on knee kinematics: Clinical assessment using computer-assisted navigation. *American Journal of Sports Medicine*, 2007. 35(12): p. 2006-2013.
5. Andersen, H.N. and P. Dyhre-Poulsen, The anterior cruciate ligament does play a role in controlling axial rotation in the knee. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 1997. 5(3): p. 145-149.
6. Lane, J.G., et al., The anterior cruciate ligament in controlling axial rotation. An evaluation of its effect. *American Journal of Sports Medicine*, 1994. 22(2): p. 289-293.
7. Shoemaker, S.C. and K.L. Markolf, Effects of joint load on the stiffness and laxity of ligament-deficient knees. An in vitro study of the anterior cruciate and medial collateral ligaments. *Journal of Bone and Joint Surgery - Series A*, 1985. 67(1): p. 136-146.
8. Mouton, C., et al., Static rotational knee laxity in anterior cruciate ligament injuries. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 2012. 20(4): p. 652-662.
9. Lam, M.H., et al., Biomechanical techniques to evaluate tibial rotation. A systematic review. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 2012. 20(9): p. 1720-1729.
10. Lubowitz, J.H., B.J. Bernardini, and J.B. Reid Iii, Current concepts review: Comprehensive physical examination for instability of the knee. *American Journal of Sports Medicine*, 2008. 36(3): p. 577-594.
11. Katz, J.W. and R.J. Fingerioth, The diagnostic accuracy of ruptures of the anterior cruciate ligament comparing the Lachman test, the anterior drawer sign, and the pivot shift test in acute and chronic knee injuries. *American Journal of Sports Medicine*, 1986. 14(1): p. 88-91.
12. Daniel, D.M., et al., Instrumented measurement of anterior laxity of the knee. *Journal of Bone and Joint Surgery - Series A*, 1985. 67(5): p. 720-726.

13. Bach Jr, B.R., et al., The pivot shift phenomenon: Results and description of a modified clinical test for anterior cruciate ligament insufficiency. *American Journal of Sports Medicine*, 1988. 16(6): p. 571-576.
14. Hefti, E., et al., Evaluation of knee ligament injuries with the IKDC form. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 1993. 1(3-4): p. 226-234.
15. Irrgang, J.J., et al., Use of the international knee documentation committee guidelines to assess outcome following anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 1998. 6(2): p. 107-114.
16. Bull, A.M.J. and A.A. Amis, The pivot-shift phenomenon: A clinical and biomechanical perspective. *Knee*, 1998. 5(3): p. 141-158.
17. Bull, A.M.J., et al., Incidence and mechanism of the pivot shift: An in vitro study. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1999(363): p. 219-231.
18. Isberg, J., et al., Will early reconstruction prevent abnormal kinematics after ACL injury? Two-year follow-up using dynamic radiostereometry in 14 patients operated with hamstring autografts. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 2011. 19(10): p. 1634-1642.
19. Hoshino, Y. and S. Tashman, Internal tibial rotation during in vivo, dynamic activity induces greater sliding of tibio-femoral joint contact on the medial compartment. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 2012. 20(7): p. 1268-1275.
20. Nordt lii, W.E., et al., The in vivo assessment of tibial motion in the transverse plane in anterior cruciate ligament-reconstructed knees. *American Journal of Sports Medicine*, 1999. 27(5): p. 611-616.
21. Li, G., S.K. Van de Velde, and J.T. Bingham, Validation of a non-invasive fluoroscopic imaging technique for the measurement of dynamic knee joint motion. *Journal of Biomechanics*, 2008. 41(7): p. 1616-1622.
22. Hemmerich, A., W. van der Merwe, and C.L. Vaughan, Measuring three-dimensional knee kinematics under torsional loading. *Journal of Biomechanics*, 2009. 42(2): p. 183-186.
23. Haughom, B.D., et al., Evaluating rotational kinematics of the knee in ACL-ruptured and healthy patients using 3.0 Tesla magnetic resonance imaging. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 2012. 20(4): p. 663-670.
24. Tsarouhas, A., et al., Tibial rotation under combined in vivo loading after single- and double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy - Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, 2011. 27(12): p. 1654-1662.

25. Hantes, M.E., et al., Effect of fatigue on tibial rotation after single- and double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction: A 3-dimensional kinematic and kinetic matched-group analysis. *American Journal of Sports Medicine*, 2012. 40(9): p. 2045-2051.
26. Testa, R., et al., Reproducibility of an optical measurement system for the clinical evaluation of active knee rotation in weight-bearing, healthy subjects. *Orthopaedics and Traumatology: Surgery and Research*, 2012. 98(2): p. 159-166.
27. Chouteau, J., et al., Knee rotational laxity and proprioceptive function 2 years after partial ACL reconstruction. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 2012. 20(4): p. 762-766.
28. Lopomo, N., et al., Quantitative assessment of pivot-shift using inertial sensors. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 2012. 20(4): p. 713-717.
29. Maeyama, A., et al., Evaluation of rotational instability in the anterior cruciate ligament deficient knee using triaxial accelerometer: A biomechanical model in porcine knees. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 2011. 19(8): p. 1233-1238.
30. Lopomo, N., et al., An original clinical methodology for non-invasive assessment of pivot-shift test. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 2012. 15(12): p. 1323-1328.
31. Benvenuti, J.F., et al., Objective assessment of the anterior tibial translation in Lachman test position: Comparison between three types of measurement. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 1998. 6(4): p. 215-219.
32. Bull, A.M.J., et al., Intraoperative measurement of knee kinematics in reconstruction of the anterior cruciate ligament. *Journal of Bone and Joint Surgery - Series B*, 2002. 84(7): p. 1075-1081.
33. Amis, A.A., et al., Measurement of Knee Laxity and Pivot-Shift Kinematics With Magnetic Sensors. *Operative Techniques in Orthopaedics*, 2008. 18(3): p. 196-203.
34. Colombet, P., et al., Current concept in rotational laxity control and evaluation in ACL reconstruction. *Orthopaedics and Traumatology: Surgery and Research*, 2012. 98(8 SUPPL): p. S201-S210.
35. Branch, T.P., et al., Instrumented Examination of Anterior Cruciate Ligament Injuries: Minimizing Flaws of the Manual Clinical Examination. *Arthroscopy - Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, 2010. 26(7): p. 997-1004.
36. Almquist, P.O., et al., Evaluation of an external device measuring knee joint rotation: An in vivo study with simultaneous Roentgen stereometric analysis. *Journal of Orthopaedic Research*, 2002. 20(3): p. 427-432.

37. Almquist, P.O., et al., Measurements of knee rotation-reliability of an external device in vivo. *BMC musculoskeletal disorders*, 2011. 12.
38. Cimbiz, A., et al., A new clinical design measuring the vertical axial rotation through tibial shaft resulting from passive knee and subtalar joints rotation in healthy subjects: A reliability study. *Journal of Medical Sciences*, 2006. 6(5): p. 751-757.
39. Shultz, S.J., et al., Measurement of varus-valgus and internal-external rotational knee laxities in vivo - Part I: Assessment of measurement reliability and bilateral asymmetry. *Journal of Orthopaedic Research*, 2007. 25(8): p. 981-988.
40. Musahl, V., et al., Development of a simple device for measurement of rotational knee laxity. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 2007. 15(8): p. 1009-1012.
41. Tsai, A.G., Rotational knee laxity: reliability of a simple measurement device in vivo. *BMC musculoskeletal disorders*, 2008. 18(9).
42. Lorbach, O., et al., A non-invasive device to objectively measure tibial rotation: Verification of the device. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 2009. 17(7): p. 756-762.
43. Lorbach, O., et al., Objective measurement devices to assess static rotational knee laxity: Focus on the Rotameter. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 2012. 20(4): p. 639-644.
44. Lorbach, O., et al., Reliability testing of a new device to measure tibial rotation. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 2009. 17(8): p. 920-926.
45. Branch, T.P., et al., Rotational laxity greater in patients with contralateral anterior cruciate ligament injury than healthy volunteers. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 2010. 18(10): p. 1379-1384.
46. Branch, T.P., et al., Double-bundle ACL reconstruction demonstrated superior clinical stability to single-bundle ACL reconstruction: A matched-pairs analysis of instrumented tests of tibial anterior translation and internal rotation laxity. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 2011. 19(3): p. 432-440.
47. Park, H.S., N.A. Wilson, and L.Q. Zhang, Gender differences in passive knee biomechanical properties in tibial rotation. *Journal of Orthopaedic Research*, 2008. 26(7): p. 937-944.
48. Diermann, N., et al., Rotational instability of the knee: Internal tibial rotation under a simulated pivot shift test. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 2009. 129(3): p. 353-358.

49. Alam, M., et al., Measurement of rotational laxity of the knee: in vitro comparison of accuracy between the tibia, overlying skin, and foot. *American Journal of Sports Medicine*, 2011. 39(12): p. 2575-2581.
50. Hemmerich, A., et al., Knee rotational laxity: An investigation of bilateral asymmetry for comparison with the contralateral uninjured knee. *Clinical Biomechanics*, 2012. 27(6): p. 607-612.
51. Tashman, S., et al., Dynamic function of the ACL-reconstructed knee during running. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 2007(454): p. 66-73.

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑΤΑ

Παράρτημα I

Εγχειρίδιο χρήσης της KRSD

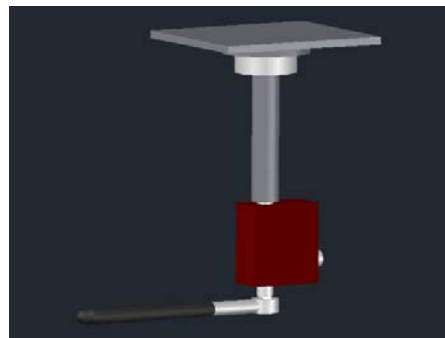
Περιγραφή

Η Συσκευή Στροφικής Ικανότητας του Γόνατος KRSD, είναι μία φορητή συσκευή που έχει σχεδιαστεί για την μέτρηση της ροπής και της γωνίας κατά την παθητική περιστροφή της άρθρωσης του γόνατος.

Αποτελείται από την **αντιολισθητική βάση σχήματος Η**, τον **μηχανισμό φόρτισης και μέτρησης** που περιλαμβάνει την κασάνια φόρτισης, τον αισθητήρα RTSX200i-A της Mounitz και την άτρακτο μεταφοράς της κίνησης, τον **κορμό με τον βραχίονα αλλαγής της κλίσης** (περιλαμβάνει τρία έδρανα κύλισης για ελαχιστοποίηση των τριβών) και την **πλατφόρμα τοποθέτησης** του ποδιού.



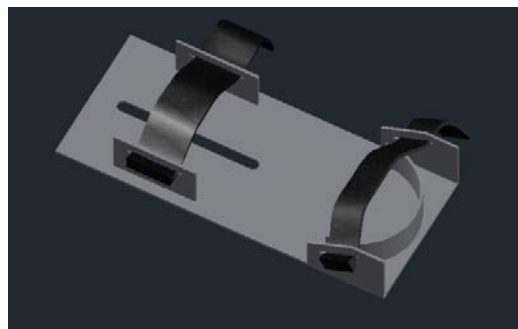
Αντιολισθητική βάση σχήματος Η.



Μηχανισμός φόρτισης και μέτρησης.



Κορμός με βραχίονα αλλαγής της κλίσης.



Πλατφόρμα τοποθέτησης του ποδιού.

Τεχνικά χαρακτηριστικά

Η ακρίβεια μέτρησης της ροπής είναι 0.06Nm και της γωνίας 1°.

Εύρος ροπής στρέψης 2.26 – 22.6 Nm. Ασφαλής ροπή στρέψης έως 28.25Nm.

Εύρος γωνίας 360° αμφίπλευρα.

0 – 60° γωνία κλίσης της πλατφόρμας τοποθέτησης του ποδιού.

Μέγιστο βάρος 100Kg (στη θέση όπου είναι οριζόντια η πλατφόρμα τοποθέτησης).

Τάση λειτουργίας 12V DC ή AC RMS.

Θερμοκρασία λειτουργίας 5 – 50 °C.

Προετοιμασία-εγκατάσταση

Σύνδεση των καλωδίων και εκκίνηση του ειδικού προγράμματος στον υπολογιστή.

Αισθητήρας-ηλεκτρικό διάγραμμα

Torque Output

A = Bridge Voltage (+)

B = Bridge Voltage (-)

C = Measured Signal (+)

D = Measured Signal (-)

E = Ground (Angle Voltage)

F = +5V (Angle Voltage)

Angle Output

G = Channel A (Load)

H = Channel B (Lag)

I = N/A

K = 100% Control (Full Scale)

Οδηγίες χρήσης

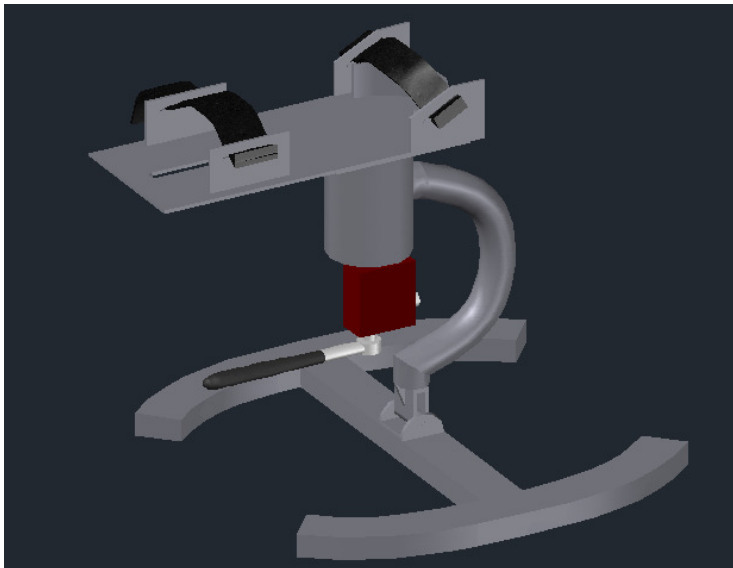
Δεν θα πρέπει να χρησιμοποιείται χωρίς την συγκατάθεση του εξεταζόμενου και την έγκριση της Επιτροπής Δεοντολογίας του Τμήματος Επιστημών Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού του Πανεπιστημίου Θεσσαλίας και σε περίπτωση δυσφορίας το πόδι να επανέρχεται στην ουδέτερη θέση του.

Τοποθετούμε τον εξεταζόμενο καθιστό, σε αναπαυτική, ρυθμιζόμενη θέση, με το προς εξέταση πόδι πάνω στην πλατφόρμα τοποθέτησης και το άλλο στο ειδικό υποπόδιο ίδιου ύψους με το KRSD. Αποφασίζουμε για την γωνία κάμψης του γόνατος (την οποία ελέγχουμε με γωνιόμετρο γενικής χρήσης) και ρυθμίζουμε καθ' ύψος την καρέκλα και την γωνία κλίσης της KRSD. Η γωνία κάμψης του ισχίου προτείνεται 85°. Σταθεροποιούμε στην καρέκλα με ιμάντες τον μηρό και έπειτα δένουμε σφικτά, χωρίς να προκαλούμε δυσφορία στον εξεταζόμενο, το πόδι στην πλατφόρμα σε ουδέτερη θέση κάμψης ποδοκνημικής. Ο νοητός άξονας του ποδιού, δηλαδή η

ευθεία που ενώνει το κέντρο της πτέρνας με την δευτερη φάλαγγα του ποδιού, να είναι ευθυγραμμισμένη με τον άξονα της πλατφόρμας και ο άξονας της κνήμης να είναι ευθυγραμμισμένος με την άτρακτο φόρτισης του οργάνου.

Βρίσκουμε την ουδέτερη θέση στρέψης ποδοκνημικής-γόνατος προτρέποντας τον εξεταζόμενο να χαλαρώσει. Μηδενίζουμε την συσκευή. Ασκούμε χειροκίνητα ροπή στρέψης στην συσκευή, μέσω της καστανιάς φόρτισης. Οι φορτίσεις μπορεί να είναι επαναλαμβανόμενες, αμφίπλευρες και να περιορίζονται ηχητικά είτε από μια μέγιστη ροπή είτε από μια μέγιστη γωνία.

Όλες οι μετρήσεις μπορούν να παρακολουθούνται σε πραγματικό χρόνο ή/και να καταγράφονται από ηλεκτρονικό υπολογιστή προσφέροντας την περαιτέρω επεξεργασία και ανάλυση τους (π.χ. εξαγωγή γραφήματος ροπής – γωνίας της στροφικής ικανότητας του γόνατος).



Knee Rotational Sufficiency Device.

Καλιμπράρισμα

Ο αισθητήρας διαθέτει πιστοποιητικό καλιμπραρίσματος. Κάθε έτος να γίνεται έλεγχος και αν απαιτείται καλιμπράρισμα από πιστοποιημένο προσωπικό.

Αντιμετώπιση προβλημάτων, συντήρηση

Μια φορά τον χρόνο να γίνεται έλεγχος της λίπανσης των ρουλεμάν.

Παράρτημα II

Γωνία παραμόρφωσης της ατράκτου φόρτισης

Η γωνία παραμόρφωσης μια λεπτότοιχης ατράκτου που καταπονείται σε στρέψη δίνεται από

τον τύπο¹:

$$\theta = \frac{M_T L}{GI_p}$$

όπου M_T η ροπή στρέψης που στην περίπτωση μας δεν μπορεί να ξεπεράσει τα 23Nm,

$L = 100mm$, το συνολικό μήκος της ατράκτου,

$G = 80GPa$, το μέτρο διάτμησης του χάλυβα,

$I_p = 0.1(D^4 - d^4)$, η πολική ροπή αδράνειας της σωληνοειδούς διατομής με

$D = 20mm$ εξωτερική διάμετρο και

$d = 14mm$ εσωτερική διάμετρο

και ισούται στην χειρότερη κατάσταση με 0.1° .

Παράρτημα III

Τριβές εδράνων κύλισης – ροπή αντίστασης

Για να αποφευχθούν πολύπλοκοι μαθηματικοί υπολογισμοί οι οποίοι θα εμπεριέχουν και προσεγγίσεις προκειμένου να υπολογίσουμε αναλυτικά την ροπή τριβής των εδράνων κύλισης (ρουλεμάν), θεωρούμε ότι μπορεί να εκτιμηθεί με επαρκή ακρίβεια, χρησιμοποιώντας έναν σταθερό συντελεστή τριβής μ , κάτω από σταθερές συνθήκες. Οι συνθήκες αυτές είναι:

- Φόρτιση ρουλεμάν $P=0.1C$
- Καλή λίπανση
- Κανονικές συνθήκες λειτουργίας

Η ροπή της τριβής κάτω από αυτές συνθήκες δίνεται, κατ' εκτίμηση, από τον τύπο²:

$$M = 0.5\mu Pd$$

Όπου $\mu = 0.0018$ για σφαιρικά ρουλεμάν

P το ισοδύναμο δυναμικό φορτίο σε N και ίσο με 110N

d η εσωτερική διάμετρος του ρουλεμάν σε mm και ίση με 20mm για τα ακτινικά και 45mm για το αξονικό,

επομένως η συνολική ροπή τριβής εκτιμάται σε $M = 0.007 Nm$.

Ωστόσο, προκειμένου να υπολογίσουμε την ροπή των τριβών της συσκευής που ούτως ή άλλως είναι παρά πολύ μικρή εξαιτίας των χαμηλών φορτίσεων και ταχυτήτων, προτείνεται η περιστροφή του οργάνου χωρίς φορτίο (άλλα με ισοδύναμο βάρος ποδιού) ώστε να μετρηθεί η ροπή των τριβών της συσκευής με πρακτικό τρόπο.

¹ Κερμανίδης Θ. (1995). *Αντοχή Υλικών 2*. Πάτρα.

² Ανακτήθηκε τον Αύγουστο 2013 από τον ιστότοπο SKF. <http://www.skf.com/group/products/bearings-units-housings/ball-bearings/principles/friction/estimating-frictional-moment/index.html>.

Παράρτημα IV

Υπεύθυνη Δήλωση Πνευματικών Δικαιωμάτων

Ο κάτωθι υπογεγραμμένος Σουλιμέτσης Δημοσθένης του Ιωάννη (ΑΕΜ:0911), μεταπτυχιακός φοιτητής του Προγράμματος Μεταπτυχιακών Σπουδών «Άσκηση και Υγεία» του Τμήματος Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού του Πανεπιστημίου Θεσσαλίας

δηλώνω υπεύθυνα ότι αποδέχομαι τους παρακάτω όρους που αφορούν

(α) στα πνευματικά δικαιώματα της Μεταπτυχιακής Διπλωματικής Εργασίας (ΜΔΕ) μου με τίτλο «Σχεδιασμός Συσκευής Μέτρησης της Στροφικής Ικανότητας του Γόνατος»

(β) στη διαχείριση των ερευνητικών δεδομένων που θα συλλέξω στην πορεία εκπόνησής της:

1. Τα πνευματικά δικαιώματα του τόμου της μεταπτυχιακής διατριβής που θα προκύψει θα ανήκουν σε μένα. Θα ακολουθήσω τις οδηγίες συγγραφής, εκτύπωσης και κατάθεσης αντιτύπων της διατριβής στα ανάλογα αποθετήρια (σε έντυπη ή/και σε ηλεκτρονική μορφή).
2. Η διαχείριση των δεδομένων της διατριβής ανήκει από κοινού σε εμένα και στον πρώτο επιβλέποντα καθηγητή.
3. Οποιαδήποτε επιστημονική δημοσίευση ή ανακοίνωση (αναρτημένη ή προφορική), ή αναφορά που προέρχεται από το υλικό/δεδομένα της εργασίας αυτής θα γίνεται με συγγραφείς εμένα τον ίδιο, τον κύριο επιβλέποντα ή και άλλους ερευνητές (όπως πχ μέλους – ών της τριμελούς συμβουλευτικής επιτροπής), ανάλογα με τη συμβολή τους στην έρευνα ή στη συγγραφή των ερευνητικών εργασιών.
4. Η σειρά των ονομάτων στις επιστημονικές δημοσιεύσεις ή επιστημονικές ανακοινώσεις θα αποφασίζεται από κοινού από εμένα και τον κύριο επιβλέποντα της εργασίας, πριν αρχίσει η εκπόνησή της. Η απόφαση αυτή θα πιστοποιηθεί εγγράφως μεταξύ εμού και του κ. επιβλέποντα.

Τέλος, δηλώνω ότι γνωρίζω τους κανόνες περί λογοκλοπής και πνευματικής ιδιοκτησίας και ότι θα τους τηρώ απαρέγκλιτα καθ' όλη τη διάρκεια της φοίτησης και κάλυψης των εκπαιδευτικών υποχρεώσεων που προκύπτουν από το ΠΜΣ/τμήμα, αλλά και των διαδικασιών δημοσίευσης που θα προκύψουν μετά την ολοκλήρωση των σπουδών μου.

[18-11-2013]

Ο δηλών

Σουλιμέτσης Δημοσθένης

(υπογραφή)