

ΕΘΝΙΚΟ & ΚΑΠΟΔΙΣΤΡΙΑΚΟ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΑΘΗΝΩΝ
ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ ΥΓΕΙΑΣ
ΤΜΗΜΑ ΙΑΤΡΙΚΗΣ

ΔΙΔΑΚΤΟΡΙΚΗ ΔΙΑΤΡΙΒΗ

**Εμβιομηχανική ανάλυση του κηδεμόνα τύπου Dynamic Derotation Brace
(δυναμικός αντιστροφικός κηδεμόνας), με την χρήση κατάλληλου συστήματος
μέτρησης των αναπτυσσόμενων πιέσεων**

Λούκος Ιωάννης

Αθήνα 2012

ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΔΙΑΤΡΙΒΗΣ

Ημερομηνία αίτησης για την εκπόνηση διδακτορικής διατριβής: **30/3/2007**

Ημερομηνία ορισμού τριμελούς Συμβουλευτικής Επιτροπής: **9/1/2008**

ΜΕΛΗ ΤΡΙΜΕΛΟΥΣ ΣΥΜΒΟΥΛΕΥΤΙΚΗΣ ΕΠΙΤΡΟΠΗΣ

1. Κορρές Δημήτριος

Ομότιμος Καθηγητής, Εθνικό & Καποδιστριακό Πανεπιστήμιο Αθηνών (επιβλέπων)

2. Ευσταθόπουλος Νικόλαος

Αναπληρωτής Καθηγητής, Εθνικό & Καποδιστριακό Πανεπιστήμιο Αθηνών

3. Χρονόπουλος Ευστάθιος

Επίκουρος Καθηγητής, Εθνικό & Καποδιστριακό Πανεπιστήμιο Αθηνών

Ημερομηνία ορισμού Θέματος: **4/2/2008**

Ημερομηνία καταθέσεως της διδακτορικής διατριβής: **21/12/2012**

ΜΕΛΗ ΕΠΤΑΜΕΛΟΥΣ ΕΞΕΤΑΣΤΙΚΗΣ ΕΠΙΤΡΟΠΗΣ

1. Κορρές Δημήτριος

Ομότιμος Καθηγητής, Εθνικό & Καποδιστριακό Πανεπιστήμιο Αθηνών

2. Μαχαίρας Αναστάσιος

Καθηγητής, Εθνικό & Καποδιστριακό Πανεπιστήμιο Αθηνών

3. Παπαγγελόπουλος Παναγιώτης

Καθηγητής, Εθνικό & Καποδιστριακό Πανεπιστήμιο Αθηνών

4. Ευσταθόπουλος Νικόλαος

Αναπληρωτής Καθηγητής, Εθνικό & Καποδιστριακό Πανεπιστήμιο Αθηνών

5. Χρονόπουλος Ευστάθιος

Επίκουρος Καθηγητής, Εθνικό & Καποδιστριακό Πανεπιστήμιο Αθηνών

6. Σουλτάνης Κωνσταντίνος

Επίκουρος Καθηγητής, Εθνικό & Καποδιστριακό Πανεπιστήμιο Αθηνών

7. Ματσόπουλος Γεώργιος

Επίκουρος Καθηγητής, Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο

Η έγκριση διδακτορικής διατριβής από την Ιατρική Σχολή του Εθνικού και Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών δεν υποδηλώνει την αποδοχή των γνώμων του συγγραφέα (Ν.5543/1932, άρθρο 202, παράγραφος 2)

Ο ΟΡΚΟΣ ΤΟΥ ΙΠΠΟΚΡΑΤΗ

Ὅμνυμι Ἀπόλλωνα ἰητρὸν καὶ Ἀσκληπιὸν καὶ Ὑγίαν καὶ Πανάκειαν καὶ θεοὺς πάντας τε καὶ πάσας, ἴστορας ποιεύμενος, ἐπιτελέα ποιήσῃν κατὰ δύνάμιν καὶ κρίσιν ἐμὴν ὄρκον τόνδε καὶ συγγραφὴν τήνδε· ἠγήσεσθαι μὲν τὸν διδάξαντά με τὴν τέχνην ταύτην ἴσα γενέτησιν ἐμοῖς, καὶ βίου κοινώσεσθαι, καὶ χρεῶν χρηρίζοντι μετάδοσιν ποιήσεσθαι, καὶ γένος τὸ ἐξ αὐτοῦ ἀδελφοῖς ἴσον ἐπικρινεῖν ἄρρεσι, καὶ διδάξῃν τὴν τέχνην ταύτην, ἣν χρηρίζωσι μανθάνειν, ἀνευ μισθοῦ καὶ συγγραφῆς, παραγγελίης τε καὶ ἀκροήσιος καὶ τῆς λοιπῆς ἀπάσης μαθήσιος μετάδοσιν ποιήσεσθαι υἱοῖς τε ἐμοῖς καὶ τοῖς τοῦ ἐμὲ διδάξαντος, καὶ μαθητῆσι συγγεγραμμένοις τε καὶ ὠρκοῦμένοις νόμῳ ἰητρικῷ, ἄλλῳ δὲ οὐδενί. διαιτήμασί τε χρῆσομαι ἐπ' ὠφελείῃ καμνόντων κατὰ δύνάμιν καὶ κρίσιν ἐμὴν, ἐπὶ δηλήσει δὲ καὶ ἀδικίῃ εἴρξῃν. οὐ δάσω δὲ οὐδὲ φάρμακον οὐδενὶ αἰτηθεὶς θανάσιμον, οὐδὲ ὑφηγήσομαι συμβουλίην τοιήνδε· ὁμοίως δὲ οὐδὲ γυναικὶ πεσοδὸν φθόριον δάσω ἀγνῶς δὲ καὶ ὁσίως διατηρήσω βίον τὸν ἐμὸν καὶ τέχνην τὴν ἐμὴν. οὐ τεμέω δὲ οὐδὲ μὴν λιθιῶντας, ἐκχωρήσω δὲ ἐργάτησιν ἀνδράσι πρήξιος τῆσδε. ἐς οἰκίας δὲ ὀκόσας ἂν εἰώω, ἐσελεύσομαι ἐπ' ὠφελείῃ καμνόντων, ἐκτὸς ἐὼν πάσης ἀδικίης ἐκουσίης καὶ φθορίης, τῆς τε ἄλλης καὶ ἀφροδιοίων ἔργων ἐπὶ τε γυναικείων σωμάτων καὶ ἀνδρῶν, ἐλευθέριον τε καὶ δούλων. ἃ δ' ἂν ἐν θεραπείῃ ἢ ἀκούσω, ἢ καὶ ἀνευ θεραπείης κατὰ βίον ἀνθρώπιον, ἃ μὴ χρῆ ποτε ἐκλαλεῖσθαι ἔξω, σιγήσομαι, ἄρρητα ἠγεύμενος εἶναι τὰ τοιαῦτα. ὄρκον μὲν οἶν μοι τόνδε ἐπιτελέα ποιέοντι, καὶ μὴ συγγέοντι, εἴη ἐπαύρασθαι καὶ βίου καὶ τέχνης δοξαζομένῳ παρὰ πᾶσιν ἀνθρώποις ἐς τὸν αἰεὶ χρόνον· παραβαίνοντι δὲ καὶ ἐπιορκέοντι, τάναντία τούτων.

Ὀρκίζομαι στον θεό Απόλλωνα τον ιατρό και στον θεό Ασκληπιό και στην Υγεία και στην Πανάκεια και επικαλούμενος τη μαρτυρία όλων τών θεών και τών θεαινών ότι θα εκτελέσω κατὰ τη δύναμη και την κρίση μου τον ὄρκο αυτόν και τη συμφωνία αυτή. Να θεωρώ τον διδάσκαλό μου τῆς ιατρικῆς τέχνης ἴσο με τους γονεῖς μου και κοινωνό τού βίου μου. Και όταν χρειάζεται χρήματα να μοιράζομαι μαζί του τα δικά μου. Να θεωρώ την οικογένειά του ἀδελφια μου και να τούς διδάσκω αυτή την τέχνη αν θέλουν να τῆ μάθουν, χωρίς δίδακτρα ἢ ἄλλη συμφωνία. Να μεταδίδω τους κανόνες ηθικῆς, την προφορικὴ διδασκαλία και ὅλες τις ἄλλες ιατρικῆς γνώσεις στους γιους μου, στους γιους τού δασκάλου μου και στους εγγεγραμμένους μαθητῆς που πήραν τον ιατρικό ὄρκο, ἀλλά σε κανέναν ἄλλο. Θα χρησιμοποιώ τη θεραπεία για να βοηθήσω τους ασθενεῖς κατὰ τη δύναμη και την κρίση μου, ἀλλά ποτέ για να βλάψω ἢ να ἀδικήσω. Ούτε θα δίνω θανατηφόρο φάρμακο σε κάποιον που θα μού τό ζητήσει, ούτε θα τού κάνω μια τέτοια υπόδειξη. Παρομοίως, δεν θα εμπιστευθῶ σε ἔγκυο γυναίκα μέσο που προκαλεῖ ἐκτρώση. Θα διατηρώ ἀγνή και ἀσπιλη και τη ζωὴ και την τέχνη μου. Δεν θα χρησιμοποιώ νυστέρι ούτε σε αυτούς που πάσχουν ἀπό λιθίαση, ἀλλά θα παραχωρῶ την εργασία αυτή στους ειδικούς τῆς τέχνης. Σε ὅσα σπῆματα πηγαίνω, θα μπαίνω για να βοηθήσω τους ασθενεῖς και θα ἀπέχω ἀπό οποιαδήποτε εσκεμμένη βλάβη και φθορά, και ἰδίως ἀπό γενετήσιες πράξεις με ἀνδρες και γυναίκες, ἐλευθέρους και δούλους. Και ὅσα τυχόν βλέπω ἢ ἀκούω κατὰ τη διάρκεια τῆς θεραπείας ἢ και πέρα ἀπό τις επαγγελματικῆς μου ἀσχολίες στην καθημερινή μου ζωὴ, αυτά που δεν πρέπει να μαθευθῶν παραέξω δεν θα τά κοινοποιῶ, θεωρώντας τα θέματα αυτά μυστικά. Αν τηρῶ τον ὄρκο αυτό και δεν τὸν παραβῶ, ἀς χαίρω πάντοτε υπολήψεως ἀνάμεσα στους ἀνθρώπους για τη ζωὴ και για την τέχνη μου. Αν ὅμως τὸν παραβῶ και ἐπιορκήσω, ἀς πάθω τα ἀντίθετα.

ΒΙΟΓΡΑΦΙΚΟ ΣΗΜΕΙΩΜΑ

ΣΠΟΥΔΕΣ

- **Μεταπτυχιακό Δίπλωμα Ειδίκευσης (MSc)**, ‘‘Biomedical Instrumentation Engineering’’, Faculty of Medicine, School of Biomedical Engineering, University of Dundee, Scotland, U.K., ημερομηνία λήψης: 30/10/96, Αρ. αναγνώρισης ΔΙ.Κ.Α.Τ.Σ.Α.: 3-458. Λήψη πλήρους υποτροφίας από το University of Dundee.
- **Πτυχίο Μηχανικού Τεχνολογίας Ιατρικών Οργάνων**, Σχολή Τεχνολογικών Εφαρμογών (Σ.Τ.ΕΦ.) – Τ.Ε.Ι. Αθήνας, ημερομηνία λήψης: 28/6/95.

ΕΠΑΓΓΕΛΜΑΤΙΚΗ ΔΡΑΣΤΗΡΙΟΤΗΤΑ

- **2000-σήμερα: Εθνικό Κέντρο Άμεσης Βοήθειας (Ε.Κ.Α.Β.)** Αθήνας, ΝΠΔΔ, Τμήμα Τεχνικού, Γρ. Βιοϊατρικής Τεχνολογίας.
- **1998-2000:** Εταιρία **ΠΡΩΤΟΝ Α.Ε.**, με αντικείμενο τα συστήματα διαγνωστικών υπερηχοτομογράφων και λογισμικό επεξεργασίας υπερηχογραφικής εικόνας.
- **1995:** Εταιρία **LOGOS RESEARCH Ε.Π.Ε.**, με αντικείμενο τον σχεδιασμό, τύπωση και υλοποίηση ηλεκτρονικών κυκλωμάτων με την βοήθεια Η/Υ.
- **1994-1995:** Γεν. Νοσοκομείο «**ΕΥΑΓΓΕΛΙΣΜΟΣ**», με αντικείμενο τον ιατροτεχνολογικό εξοπλισμό μονάδων εντατικής θεραπείας (Μ.Ε.Θ.), στα πλαίσια της πρακτικής άσκησης.

ΠΡΟΣΟΝΤΑ ΣΤΗΝ ΕΚΠΑΙΔΕΥΣΗ

- **Εκπαιδευτική πιστοποίηση** από το Εθνικό Κέντρο Πιστοποίησης (ΕΚεΠις) ως εκπαιδευτής εκπαιδευτών με Αρ. Μητρώου ΕΒ15300, μετά από παρακολούθηση σχετικού σεμιναρίου διάρκειας 300 ωρών με την μέθοδο της εξ’ αποστάσεως εκπαίδευσης.

ΔΙΔΑΚΤΙΚΗ ΕΜΠΕΙΡΙΑ

Α. ΙΔΡΥΜΑΤΑ ΑΝΩΤΑΤΗΣ ΕΚΠΑΙΔΕΥΣΗΣ

- **Τ.Ε.Ι. Αθήνας:** Εργαστηριακός Συνεργάτης του Τμήματος Τεχνολογίας Ιατρικών Οργάνων, Σχολή Τεχνολογικών Εφαρμογών, από το ακαδ. έτος ‘99-‘00 μέχρι και το ‘10-‘11. Διδασκαλία των εργαστηριακών μαθημάτων: Συντήρηση & Ετοιμότητα Ιατρικών Μηχανημάτων, Μηχανολογικό Σχέδιο με την βοήθεια Η/Υ και Μηχανισμοί.

B. ΑΛΛΗ ΔΙΔΑΣΚΑΛΙΑ

- Εκπαιδευτής στο **Κ.Ε.Κ.** του Ιπποκράτειου Νοσοκομείου Αθηνών, κατά την διάρκεια του προγράμματος “Οικονομική & Χρηματοδοτική Διαχείριση Υπηρεσιών Υγείας”, στις θεματικές ενότητες Διασφάλιση Ποιότητας, Διαχείριση Τεχνολογίας και Διαχείριση Προμηθειών Υπηρεσιών Υγείας. Συνολική διάρκεια: 15 ώρες (2005-2006).
- Καθηγητής σε ιδιωτικά **Ι.Ε.Κ.**, στην ειδικότητα Τεχνικών Ιατρικών Μηχανημάτων, με αντικείμενο την Διαχείριση Βιοϊατρικής Τεχνολογίας, την Ιατρική Φυσική και τις Νοσοκομειακές Εγκαταστάσεις. Συνολική διάρκεια: 182 ώρες (2003-2008).

ΔΗΜΟΣΙΕΥΣΕΙΣ

ΔΙΕΘΝΗ ΠΕΡΙΟΔΙΚΑ

1. **I. Loukos**, C. Zachariou, C. Nicolopoulos, D. Korres, N. Efstathopoulos, “Analysis of the corrective forces exerted by a Dynamic Derotation Brace (DDB)”, *Prosthetics and Orthotics International*, 2011 Dec;35(4):365-72.

ΑΝΑΚΟΙΝΩΣΕΙΣ ΣΕ ΣΥΝΕΔΡΙΑ

A. ΠΡΑΚΤΙΚΑ ΕΛΛΗΝΙΚΩΝ ΣΥΝΕΔΡΙΩΝ

1. **I. Λούκος**, Α. Μοράκης, Χ. Νικολόπουλος, Κ. Ζαχαρίου, “Εμβιομηχανική ανάλυση του Δυναμικού Αντιστροφικού Κηδεμόνα (DDB)”, 5^ο Πανελλήνιο Συνέδριο Σπονδυλικής Στήλης, σελ. 45, Πάφος, Κύπρος, 27-30/10/11.
2. **I. Λούκος**, Κ. Ζαχαρίου, Α. Μοράκης, “Μελέτη των διορθωτικών δυνάμεων που ασκούνται από τον Δυναμικό Αντιστροφικό Κηδεμόνα (DDB)”, 37^ο Συμπόσιο Σπονδυλικής Στήλης, «Ν. Γιαννέστρας – Π. Σμυρνής», σελ. 29, Αθήνα, 9-10/6/11.
3. **I. Λούκος**, Χ. Νικολόπουλος, Κ. Ζαχαρίου, “Ανάλυση των διορθωτικών δυνάμεων του Δυναμικού Αντιστροφικού Κηδεμόνα (DDB) σκολίωσης κατά την διάρκεια θεραπείας, 35^ο Συμπόσιο Σπονδυλικής Στήλης, «Ν. Γιαννέστρας – Π. Σμυρνής», σελ. 12, Πλαταμώνας, 11-14/6/09.

B. ΠΡΑΚΤΙΚΑ ΔΙΕΘΝΩΝ ΣΥΝΕΔΡΙΩΝ

1. **I. Loukos**, C. Nicolopoulos, K. Zachariou, “Study of the corrective forces applied by a Dynamic Derotation Brace (DDB)”, 8th International Conference on Conservative Management of Spinal Deformities, SOSORT 2011, O-31, pp. 36, Barcelona, Spain, 19-21/5/11.

2. X. Νικολόπουλος, **I. Λούκος**, Κ. Ζαχαρίου, Α. Μοράκης, “Ανάλυση της διορθωτικής πίεσης του δυναμικού αντιστροφικού κηδεμόνα (DDB) σκολίωσης κατά τη διάρκεια θεραπείας”, 20^ο Παγκύπριο Ορθοπεδικό Συνέδριο, σελ. 18, Πάφος, Κύπρος, 6-8/11/09.
3. B. Spyropoulos, D. Papavassiliou, **I. Loukos**, “Approaching Radiographic Patient Exposure and Sterilisation Quality Assurance in Dental Medicine Practice in Greece”, 3rd European Medical and Biological Engineering Conference, IFMBE European Conference on Biomedical Engineering, Prague, Czech Republic, 20-25/11/05.
4. **I. Loukos**, N. Kontodimopoulos, I. Valais, I. Avgerinos, “Introducing educational trends in an undergraduate biomedical engineering laboratory of medical equipment quality assurance”, 2005 WSEAS International Conference on Engineering Education, ISBN: 960-8457-28-9, pp. 155-158, Vouliagmeni, Athens, Greece, 8-10/7/05.
5. N Giannakoudakis, M Zeaki, M Zervopoulos, H Malliotakis, **J Loukos**, D Trypakis, CE Chronaki, F Chiarugi, D Vourvahakis, “ECG Management in Pre-Hospital Emergency Care”, 2nd OpenECG Workshop: Integration of the ECG into the EHR & Interoperability of ECG Device Systems, S-6-2, Berlin, Germany, 1-3/4/04.
6. J Avgerinos, **I Loukos**, A Tzavaras and K Benekos, “The Technique of Pulse Oximetry Applied in Combination with Infusion Devices”, International Symposium on Innovations of Pulse Oximetry, ISIAPO 2002, S101, A2, Lübeck, Germany, 8-9/3/02.

ΣΥΓΓΡΑΦΙΚΗ ΔΡΑΣΤΗΡΙΟΤΗΤΑ

1. Webster JG, Ιατρική οργανολογία εφαρμογή και σχεδιασμός. Μετάφραση-Επιμέλεια: Ι. Βαλαής, Ν. Κοντοδημόπουλος, **I. Λούκος**. Αθήνα 2004, εκδόσεις Έλλην. Αρχικός τίτλος: *Medical instrumentation, application and design*, 3rd edition, New York: John Wiley & Sons, 2001, ISBN: 960-286-824-4. (Διανέμεται στο τμήμα Τεχνολογίας Ιατρικών Οργάνων του Τ.Ε.Ι. Αθήνας και στο Πανεπιστήμιο Πελοποννήσου).
2. Rothery B, ISO 9000. Μετάφραση: Α. Τζαβάρας, **I. Λούκος**. Αθήνα 1999, εκδόσεις Έλλην. Αρχικός τίτλος: *ISO 9000*, 1st edition, England: Gower House, 1999, ISBN: 960-286-421-4. (Διανέμεται στο τμήμα Τεχνολογίας Ιατρικών Οργάνων του Τ.Ε.Ι. Αθήνας).

ΔΙΑΤΡΙΒΕΣ

- **I. Loukos**, “The feasibility of Telemetry for use in anaesthesia patient monitoring”, **MSc Thesis**, Faculty of Medicine, School of Biomedical Engineering, University of Dundee, Scotland, U.K., **1996**.

- **Ι. Λούκος**, Η. Τάντουλος, Α. Φουλιράς, “Μετάδοση καρδιογραφήματος μέσω τηλεφώνου”, **Πτυχιακή εργασία**, Τμήμα Τεχνολογίας Ιατρικών Οργάνων, Σχολή Τεχνολογικών Εφαρμογών, ΤΕΙ Αθήνας, **1995**.

ΜΕΛΕΤΕΣ

- Μέλος ομάδας εργασίας από 1/04 έως 8/06 με αντικείμενο την μελέτη εφαρμογής, την δημιουργία λογισμικού και εκπαιδευτικών ασκήσεων, την πιλοτική δοκιμή της λειτουργίας των εργαστηρίων CAD-CAM-CAE και Διασφάλισης Ποιότητας Ιατρικών Μηχανημάτων, στα πλαίσια του προγράμματος: Επιχειρησιακό Πρόγραμμα Εκπαίδευσης & Αρχικής Επαγγελματικής Κατάρτισης ΙΙ (ΕΠΕΑΕΚ ΙΙ) - Ενέργεια 2.2.2 / Πράξη 2.2.2.α: “Αναμόρφωση Προπτυχιακών Προγραμμάτων Σπουδών (ΑΠΠΣ)” του Τμήματος Τεχνολογίας Ιατρικών Οργάνων, Τ.Ε.Ι. Αθήνας.
- Μέλος επιτροπής του Υπουργείου Υγείας την περίοδο 2001-2004, με αντικείμενο την σύνταξη τεχνικών προδιαγραφών ασθενοφόρων και κινητών μονάδων επείγουσας ιατρικής φροντίδας, στα πλαίσια του Επιχειρησιακού Προγράμματος “ΑΘΗΝΑ 2004”.

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Με την ολοκλήρωση της διδακτορικής μου διατριβής, πέρα από μεγάλη ικανοποίηση, νοιώθω και την ανάγκη να ευχαριστήσω τους ανθρώπους που συνέβαλλαν με διάφορους τρόπους προκειμένου να φτάσω στο τέλος.

Αρχικά, ευχαριστώ τον κύριο **Δ. Κορρέ**, Ομότιμο Καθηγητή της Ιατρικής Σχολής του Εθνικού και Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών που μου έκανε τη τιμή να επιβλέπει τη διδακτορική μου διατριβή. Επίσης, ευχαριστώ τους κυρίους **Ν. Ευσταθόπουλο**, Αναπληρωτή Καθηγητή και **Ε. Χρονόπουλο**, Επίκουρο Καθηγητή, που αποτελούσαν μαζί με τον επιβλέποντα τη 3μελή συμβουλευτική επιτροπή. Φυσικά, οφείλω πολλές ευχαριστίες στον Συντονιστή Διευθυντή του Τμήματος Σπονδυλικής Στήλης & Σκολίωσης του ΚΑΤ, κύριο **Κ. Ζαχαρίου** ο οποίος σε όλη τη διάρκεια της έρευνάς μου συνέβαλλε τα μέγιστα με την επιστημονική και κλινική του εμπειρία, προκειμένου τα αποτελέσματα και συμπεράσματά μου να έχουν την επιστημονική πιστοποίηση που απαιτείται. Εξάλλου ήταν ο άνθρωπος που μέσω των κλινικών προβληματισμών του, μου έδωσε τα ερεθίσματα που χρειαζόμουνα προκειμένου να φτιάξω το σκελετό της έρευνάς μου και τη δυνατότητα να έχω πρόσβαση στους ασθενείς που μου ήταν απαραίτητοι. Επίσης, οφείλω πολλά στο προσωπικό του εργαστηρίου κατασκευής κηδεμόνων σκολίωσης IDEAL και ειδικά στους κυρίους **Ν. Βαστατζίδη** και **Σ. Προέδρου** που μου παρείχαν χώρο, χρόνο και εξοπλισμό καθώς και γνώση λόγω της πολύχρονης εμπειρίας τους, προκειμένου να είναι δυνατή η πραγματοποίηση των μετρήσεων επί των ασθενών σε Ελλάδα και Κύπρο. Για τους ίδιους λόγους και επιπλέον για την επιστημονική γνώση που μου μετέδωσε, τον κύριο **Χ. Νικολόπουλο** του οποίου η βοήθεια στην αρχή της έρευνάς μου ήταν καθοριστικής σημασίας.

Επίσης, θέλω να ευχαριστήσω τους κυρίους **Β. Σπυρόπουλο**, Καθηγητή του ΤΕΙ Αθήνας, **Ι. Βαλαή**, Επίκουρο καθηγητή του ΤΕΙ Αθήνας και **Γ. Κελάλη**, Ορθοπαιδικό Χειρουργό για την συμβολή τους στο αρχικό στάδιο της προσπάθειάς μου.

Τέλος, ευχαριστώ τη σύζυγό μου **Βίλμα** για την υπομονή και την ενθάρρυνσή της καθ' όλη τη διάρκεια της εργασίας.

*στη Βίλμα και
στα παιδιά μας
Δημήτρη και Δελένια*

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

ΣΕΛΙΔΑ ΤΙΤΛΟΥ	1
ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΔΙΑΤΡΙΒΗΣ	2
ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ	9
ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ	11
ΠΡΟΛΟΓΟΣ	14
<u>ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ</u>	13
Κεφάλαιο 1^ο: ΣΚΟΛΙΩΣΗ	15
1.1 Ορισμός	16
1.2 Ιστορικά στοιχεία	18
1.3 Κλινική εικόνα	22
1.3.1 Είδη της σκολίωσης	25
1.3.2 Ιδιοπαθής σκολίωση	25
1.4 Ακτινολογική εικόνα της σκολίωσης	28
1.5 Μέθοδοι μέτρησης της κύρτωσης	30
1.5.1 Σπονδυλική στροφή	31
1.5.2 Συνολική γωνία του κυρτώματος	33
1.5.3 Δείκτης Risser	37
1.5.4 Σφηνοειδής παραμόρφωση	40
1.6 Συντηρητική θεραπεία	44
Κεφάλαιο 2^ο: ΣΥΝΤΗΡΗΤΙΚΗ ΘΕΡΑΠΕΙΑ ΜΕ ΚΗΔΕΜΟΝΑ	47
2.1 Κατηγοριοποίηση των κηδεμόνων	49
2.2 Εμβιομηχανική του κηδεμόνα	51
2.3 Είδη κηδεμόνων	53
2.3.1 Κηδεμόνας Milwaukee	53
2.3.2 Κηδεμόνας Boston	55
2.3.3 Κηδεμόνας Chêneau	57
2.3.4 Άλλοι κηδεμόνες	58

Κεφάλαιο 3^ο: ΔΥΝΑΜΙΚΟΣ ΑΝΤΙΣΤΡΟΦΙΚΟΣ ΚΗΛΕΜΟΝΑΣ (DDB)	60
3.1 Ιστορία της κατασκευής του DDB	61
3.2 Κατασκευή και περιγραφή του DDB	62
3.2.1 Κατασκευή	62
3.2.2 Περιγραφή	64
3.3 Εμβιομηχανική ανάλυση και τρόπος δράσης	71
3.4 Σωστή εφαρμογή και έλεγχος του DDB	73
3.5 Σκοπός της εργασίας	75
<u>ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ</u>	77
Κεφάλαιο 4^ο: ΕΠΙΛΟΓΗ ΕΞΟΠΛΙΣΜΟΥ	77
4.1 Τα χαρακτηριστικά του εξοπλισμού	78
4.2 Οι διάφορες τεχνολογίες	80
4.3 Σύγκριση μεταξύ ωμικών και χωρητικών αισθητήρων	82
4.4 Επιλογή του αισθητήρα	83
4.4.1 Εξισορρόπηση και βαθμονόμηση του αισθητήρα	91
4.4.2 Συνεργαζόμενο λογισμικό	97
4.4.3 Συνδετικό Evolution Handle	100
Κεφάλαιο 5^ο: ΥΛΙΚΑ ΚΑΙ ΜΕΘΟΔΟΙ	103
5.1 Χαρακτηριστικά των ασθενών	104
5.1.1 Ομαδοποίηση των ασθενών	109
5.2 Προετοιμασία ασθενών και εξοπλισμού	112
5.3 Περιγραφή των στάσεων του σώματος	114
Κεφάλαιο 6^ο: ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ	116
6.1 Μελέτη των ασκούμενων δυνάμεων	117
6.2 Μελέτη των αναπτυσσόμενων πιέσεων	126
6.3 Μελέτη του μεγέθους της επιφάνειας άσκησης δύναμης και ανάπτυξης πίεσης	134
Κεφάλαιο 7^ο: ΣΥΖΗΤΗΣΗ - ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ	137
7.1 Γενικά	138
7.2 Σχολιασμός των αποτελεσμάτων	139
7.3 Συμπεράσματα	147

ΠΕΡΙΛΗΨΗ	150
SUMMARY	152
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑΤΑ	153
Παράρτημα 1	154
Παράρτημα 2	157
Παράρτημα 3	162
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ	167

ΠΡΟΛΟΓΟΣ

Η παρούσα διδακτορική διατριβή εστιάζει στην ανάλυση της εμβιομηχανικής συμπεριφοράς και διορθωτικής δράσης του Δυναμικού Αντιστροφικού Κηδεμόνα (Dynamic Derotation Brace – DDB) που αποτελεί το πιο δημοφιλή τύπο κηδεμόνα συντηρητικής θεραπείας ιδιοπαθούς σκολίωσης, σε Ελλάδα και Κύπρο.

Βασικό εργαλείο προς αυτή τη κατεύθυνση αποτέλεσε η μέτρηση των ασκούμενων δυνάμεων και αναπτυσσόμενων πιέσεων μεταξύ κηδεμόνα και σώματος ασθενούς, με τη βοήθεια κατάλληλου μετρητικού συστήματος που είχε ως κύριο τμήμα του έναν αισθητήρα πίεσης. Οι μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν σε ασθενείς με θωρακική δεξιά (Θδ), θωρακο-οσφυϊκή δεξιά ή αριστερή (ΘΟδ ή ΘΟα) και διπλή (θωρακική δεξιά και οσφυϊκή αριστερή – Θδ & Οα) ιδιοπαθή σκολίωση. Πέρα από το τύπο σκολίωσης, χαρακτηριστικά όπως η ηλικία, το φύλο, η γωνία Cobb, και η φάση της συντηρητικής θεραπείας που βρίσκονταν, διαφοροποιούσαν και ταυτόχρονα ομαδοποιούσαν τους ασθενείς μεταξύ τους.

Όλες οι παραπάνω παράμετροι ελήφθησαν υπόψη προκειμένου να εξαχθούν χρήσιμα συμπεράσματα για την διορθωτική δράση του DDB, να επαληθευτούν ήδη γνωστά χαρακτηριστικά της δράσης του αλλά και να προκύψουν νέα στοιχεία που θα βοηθήσουν στο μέλλον προς τη κατεύθυνση βελτιστοποίησης της θεραπευτικής του αποτελεσματικότητας.

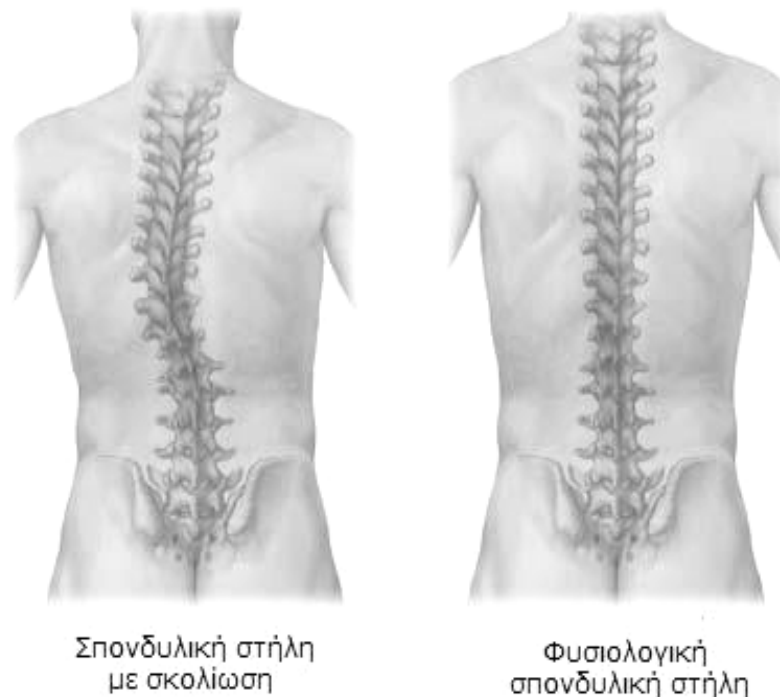
ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

Κεφάλαιο 1^ο

ΣΚΟΛΙΩΣΗ

1.1 Ορισμός

Η σπονδυλική στήλη όλων των ανθρώπων έχει από τη φύση της κάποιες καμπύλες. Αυτές οι καμπύλες βρίσκονται στη περιοχή γύρω από τους ώμους και στο κάτω μέρος της πλάτης. Οι τελευταίες, προσδίδουν στη πλάτη μια ελαφριά κλίση προς τα μέσα. Ωστόσο, υπάρχουν σπονδυλικές στήλες που εμφανίζουν επιπλέον των φυσιολογικών, κυρτώσεις αριστερά, δεξιά ή ταυτόχρονα και στις δύο πλευρές στη περιοχή της θωρακικής, οσφυϊκής ή θωρακο-οσφυϊκής μοίρας της σπονδυλικής στήλης (Εικόνα 1.1).



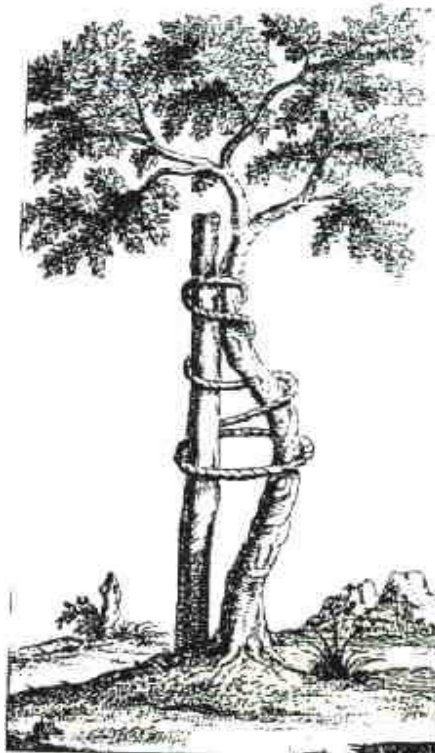
Εικόνα 1.1: Σύγκριση μεταξύ φυσιολογικής και σκολιωτικής σπονδυλικής στήλης (1)

Παρά τη κακή στάση του σώματος που προκαλούν μία ή περισσότερες τέτοιες κυρτώσεις, δε μπορούν να διορθωθούν απλά με το να μάθει ο ασθενής να στέκεται πιο ευθύς, και σε καμία περίπτωση δεν έχουν να κάνουν με αθλητικές δραστηριότητες ή το σήκωμα βαρών. Η κατάσταση αυτή, περιγράφεται ως «σκολίωση».

1.2 Ιστορικά στοιχεία

Η ιστορία της σκολίωσης είναι τόσο παλιά όσο και η ιατρική έγραψε ο χειρουργός ορθοπαιδικός Δρ Βαλαβάνης Ι. (2). Βάσει του Ιπποκράτη που ήταν ο πρώτος που αναφέρθηκε στην σκολίωση και γενικά στη μη φυσιολογική κύρτωση της σπονδυλικής στήλης: «Υπάρχουν πολλών ειδών κυρτώσεις της σπονδυλικής στήλης ακόμα και σε άτομα με φαινομενικά καλή υγεία, ως αποτέλεσμα της φυσικής σωματικής τους διάπλασης ή της κακής στάσης του σώματός τους» (3). Παρά το πέρασ τόσων αιώνων από την εποχή του Ιπποκράτη, η περιγραφή αυτή παραμένει πολύ εύστοχη. Ο Vidus Vidius με τις γκραβούρες του εμφανίζει ξύλινες κατασκευές διόρθωσης των παραμορφώσεων της σπονδυλικής στήλης που αποδίδονται στην Ιπποκράτη. Ιστορικά και με χρονολογική σειρά, ο Γαληνός (131-201 μ.Χ.), ο Παύλος ο Αιγινίτης (625-690 μ.Χ.), ο Ambroise Paré (1510-1590 μ.Χ.), ο Francis Glisson (1597-1677 μ.Χ.) ήταν μερικοί από τους επιστήμονες οι οποίοι με την έρευνά τους και τα γραπτά τους έθεσαν τις βάσεις στη μελέτη της σκολίωσης. Από τους παραπάνω, ο Γαληνός ήταν αυτός που χρησιμοποίησε πρώτος τον όρο «σκολίωση».

Αργότερα, ο Nicolas Andry (1658-1742) που μπορεί να θεωρηθεί ο πατέρας της σύγχρονης ορθοπαιδικής, θέλοντας να αναπαραστήσει γραφικά την εικόνα μιας σκολιωτικής σπονδυλικής στήλης, εμπνεύστηκε την εικόνα του στρεβλού δέντρου (Εικόνα 1.2) που αποτελεί από τότε και το σύμβολο της ορθοπαιδικής. Ο ίδιος έγραψε για τα κυρτώματα της σπονδυλικής στήλης θεωρώντας ως αιτίες της σκολίωσης τη κακή στάση και το άσχημο κάθισμα του σώματος.



Εικόνα 1.2 Το στρεβλό δέντρο του Nicolas Andry (4)

Η σκολίωση, όντας μια τόσο παλιά γνώριμη της ιατρικής επιστήμης, πάντα προκαλούσε και εξακολουθεί να προκαλεί το ενδιαφέρον της ιατρικής κοινότητας για έρευνα και θεραπεία. Σε αντίθεση με τον φαινομενικά εύκολο τρόπο ανίχνευσης και περιγραφής της, η θεραπεία της είναι πολλές φορές μια δύσκολη και πολύπλοκη διαδικασία. Η εφαρμογή των γνωστών θεραπειών και τρόπων αντιμετώπισης των συμπτωμάτων της δε δίνει τα ίδια αποτελέσματα σε όλους τους ασθενείς, καθιστώντας την ουσιαστικά ως το «χαμαιλέοντα» της ιατρικής.

Κάτι τέτοιο προκαλούσε συχνά την απογοήτευση σε πολλούς ιατρούς και ερευνητές που προσπάθησαν στο παρελθόν να λύσουν τα μυστήριά της και αυτό είχε ως αποτέλεσμα να θεωρηθεί η σκολίωση αναγκαίο κακό, με άγνωστες αιτίες. Από τα μέσα του 18^{ου} και μέχρι το

τέλος του 19^{ου} αιώνα, έχουν καταγραφεί πάνω από εκατό ορθοπαιδικές κατασκευές για τη θεραπεία της σκολίωσης, που εγκαταλείφθηκαν λόγω πολυπλοκότητας ή μη αποτελεσματικότητάς τους. Οι ουσιαστικές προσπάθειες ερμηνείας και θεραπείας της άρχισαν σχετικά πρόσφατα. Στην αρχή όλες οι προσπάθειες είχαν ως στόχο τις μεγάλες παραμορφώσεις και κυρτώσεις. Αυτό σήμαινε πως ο «αντίπαλος» ήταν μια σχηματισμένη, ώριμη και σκληρή πλέον σπονδυλική στήλη, με μικρά έως καθόλου περιθώρια διόρθωσης. Οι πρώτες προσπάθειες για διόρθωση ήταν απότομες και δυναμικές και απαιτούσαν τεράστια προσπάθεια προσαρμογής από ένα οργανισμό που είχε ολοκληρώσει την ανάπτυξή του, είχε χάσει την ευλυγισία και προσαρμοστικότητα της παιδικής του ηλικίας και κυριολεκτικά είχε πια μάθει να ζει με την παραμόρφωση. Αυτή η επίπονη προσπάθεια ιατρού και ασθενούς είχε ως αποτέλεσμα η συγκράτηση στη καινούργια και επιθυμητή διορθωμένη θέση της σπονδυλικής στήλης, να γίνεται με τη βοήθεια εξωτερικών όπως γύψος και νάρθηκες ή εσωτερικών στηριγμάτων όπως υλικά σπονδυλοδεσίας και μοσχεύματα που τελικά έπαιζαν το ρόλο ενός δεύτερου συμπληρωματικού σκελετού.

Μόλις τη δεκαετία του '50 έγιναν οι πρώτες προσπάθειες αντιμετώπισης μικρότερων κυρτώσεων της παιδικής ηλικίας, οι οποίες λόγω της πλαστικότητας του σκελετού σε αυτή την ηλικία είχαν και μεγαλύτερη πιθανότητα διόρθωσης. Ο Samuel Kleinberg, που θεωρείται αυθεντία στο τομέα της σκολίωσης, το 1951 στην ιστορική μονογραφία του ανακεφαλαίωσε όλες τις προσπάθειες που έγιναν με στόχο τη κατανόηση και θεραπεία της σκολίωσης, μέχρι τότε. Αυτή η μονογραφία αποτέλεσε την βάση και την αφορμή για περαιτέρω διερεύνηση της αιτιολογίας και παθολογίας της σπονδυλικής στήλης. Ο John Moe χαρακτηρίζοντας την σκολίωση ως τη νέα Σταχτοπούτα της ορθοπαιδικής, έδωσε ώθηση στη μελέτη της με την

ίδρυση της Scoliosis Research Society (S.R.S.) το 1966. Μέλη της είναι οι κορυφαίοι σήμερα ορθοπαιδικοί απ' όλο τον κόσμο.

Το πρώτο άρθρο σχετικό με τη σκολίωση εμφανίζεται στην Ελληνική βιβλιογραφία το 1915 γραμμένο από τον Ιωάννη Τσέτσικα με το γενικό τίτλο «Περί σκολιώσεως», στο «Δελτίον της Ιατρικής Εταιρείας». Το 1938 δημοσιεύεται στις ΗΠΑ άρθρο του ελληνο-αμερικανού ορθοπαιδικού Nick Giannestras, σχετικό με τους διρθωτικούς γύψους της σκολίωσης. Το 1950 πραγματοποιείται η πρώτη χειρουργική επέμβαση σπονδυλοδεσίας σε ιδιοπαθή σκολίωση, από τον Θεόδωρο Γαροφαλίδη. Τα επόμενα χρόνια και μέχρι τα μέσα της δεκαετίας του '60, εμφανίζονται σε ελληνικά και ξένα ιατρικά περιοδικά εργασίες Ελλήνων ορθοπαιδικών. Παρόλα αυτά, η σκολίωση μέχρι τότε δεν αποτελούσε μια πάθηση που απαιτούσε ιδιαίτερη προσοχή και έγκαιρη θεραπεία. Τα πράγματα θα αλλάξουν με την άφιξη του Νικόλαου Γιαννέστρα (Nick Giannestras) που έφερε μαζί του τις νεότερες ιδέες περί σκολίωσης (2).

Το 1973, και με τη πρωτοβουλία των Παναγιώτη Σμυρνή και Νικόλαου Γιαννέστρα, γίνεται στην Αθήνα το πρώτο διεθνές σεμινάριο με θέμα τη σκολίωση της σπονδυλικής στήλης (ΣΣ). Το 1974 γίνεται η πρώτη μαζική έρευνα στην Ελλάδα σε σχολικό πληθυσμό, σχετικά με την έγκαιρη ανίχνευση των παραμορφώσεων της σπονδυλικής στήλης, από τον Παναγιώτη Σμυρνή. Παράλληλα με τις έρευνες στο μαθητικό πληθυσμό που ακολουθούν και τα επόμενα χρόνια, παρατηρείται αύξηση των περιστατικών σκολίωσης που υποβάλλονται σε συντηρητική θεραπεία με τη χρήση κηδεμόνα, με πρωτοπόρο τον Εμμανουήλ Γαροφαλάκη στην Ελληνική Εταιρία Προστασίας και Αποκατάστασης Αναπήρων Παίδων (Ε.Λ.Ε.Π.Α.Π.). Ο κηδεμόνας που χρησιμοποιείται αρχικά είναι ο Milwaukee. Το 1976 ο Παναγιώτης

Σμυρνής στο ΚΑΤ, βάζει τις βάσεις για σοβαρή και συστηματική δουλειά, χρησιμοποιώντας τον κηδεμόνα τύπου Boston. Εκεί, οργανώνεται και αναπτύσσεται σταδιακά η Μονάδα Σκολίωσης. Η επιτυχία αυτού του κηδεμόνα, επέβαλλε την αναζήτηση εναλλακτικών λύσεων με σημαντικότερη τη χρησιμοποίηση του υπομασχάλιου τροποποιημένου κηδεμόνα τύπου Boston. Πρωτοπόροι σε αυτή τη προσπάθεια ήταν οι: Ιωάννης Μαραγκουδάκης (τεχνικός), Παναγιώτης Σμυρνής (σχεδίασε τον κηδεμόνα ΠΕΠ), Δημήτριος Αντωνίου και Κων/νος Ζαχαρίου (είχαν την αρχική ιδέα του DDB και τον τελικό σχεδιασμό του που διατηρείται μέχρι και σήμερα με συνεχείς βελτιώσεις) και πιο πρόσφατα ο Ιωάννης Βαλαβάνης (σχεδίασε τους κηδεμόνες DTB και DLB). Ο DDB παραμένει μέχρι και σήμερα, μεταξύ των ορθοπαιδικών, ο πιο δημοφιλής κηδεμόνας στην Ελλάδα.

Το 1983, ιδρύθηκε στην Ελληνική Εταιρία Χειρουργικής Ορθοπαιδικής και Τραυματολογίας (Ε.Ε.Χ.Ο.Τ.) το Τμήμα Παθήσεων της Σπονδυλικής Στήλης (Τ.Π.Σ.Σ.). Το 1987 ο Δημήτριος Αντωνίου γίνεται Διευθυντής της Μονάδας Σκολίωσης και ΣΣ στο ΚΑΤ. Το 2001 αναλαμβάνει τη διεύθυνση ο σημερινός Συντονιστής Διευθυντής Κων/νος Ζαχαρίου και το 2004 με απόφαση του Υπουργείου Υγείας μετατρέπεται σε πλήρες Τμήμα σκολίωσης και σπονδυλικής στήλης με επιμελητές τους Εμμανουήλ Τσαφαντάκη και Αχιλλέα Μπουντή. Η υποδομή αυτή που δημιουργήθηκε, έχει οδηγήσει πολλούς ορθοπαιδικούς να εξειδικευτούν στη θεραπεία της σκολίωσης και πλέον ελάχιστα έως καθόλου περιστατικά αυτού του είδους δεν φεύγουν στο εξωτερικό προκειμένου να αντιμετωπιστούν.

1.3 Κλινική εικόνα

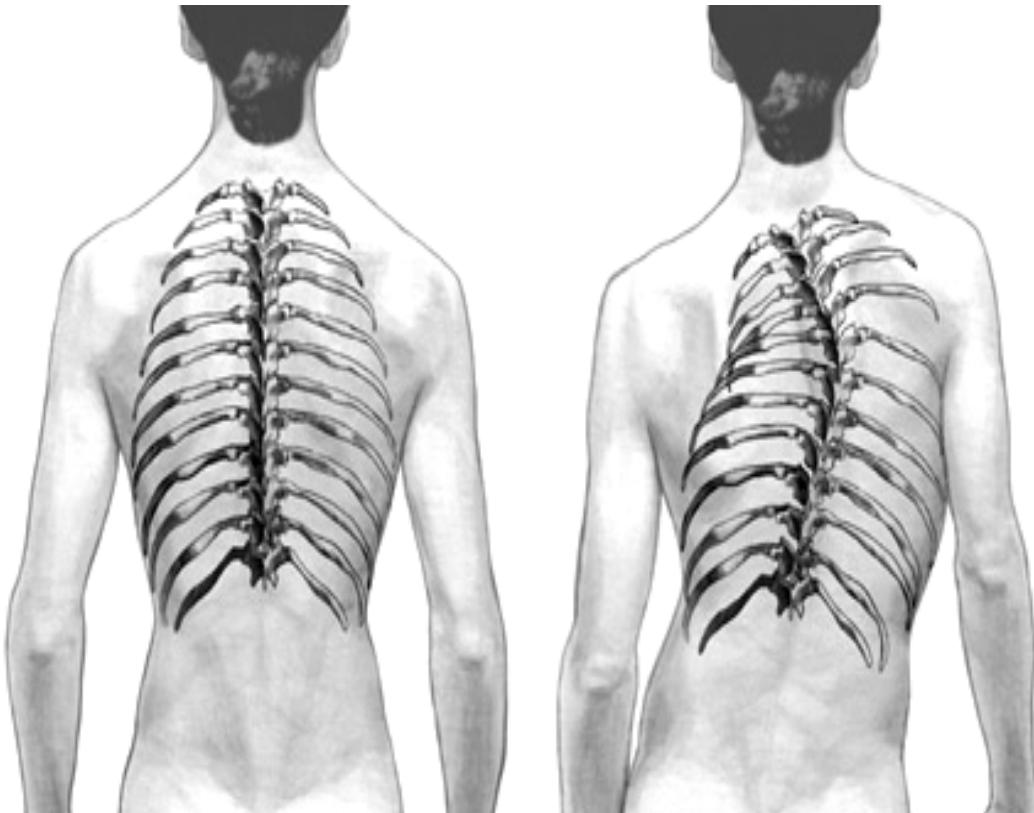
Η σπονδυλική στήλη ενός ασθενούς με σκολίωση, μοιάζει περισσότερο με «C» ή «S», παρά ευθεία γραμμή (5), (Εικόνα 1.3).



Εικόνα 1.3: Σπονδυλικές στήλες με σκολίωση, με σχήμα «C» και «S» (6)

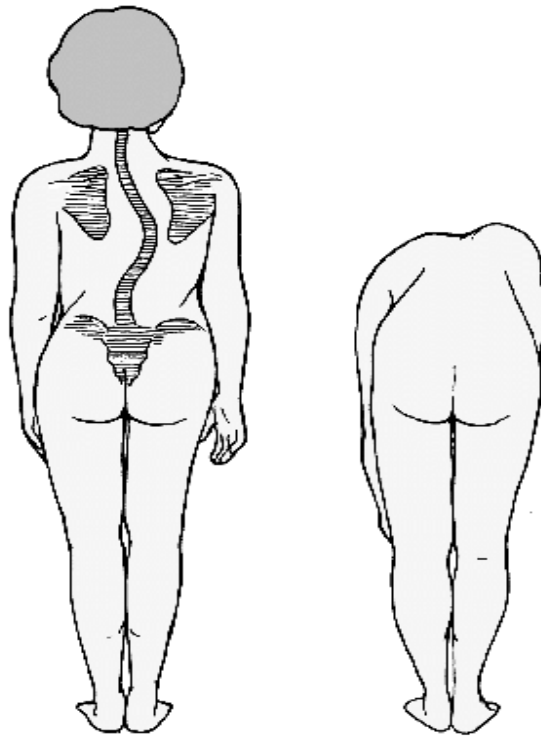
Αυτό όχι ως αποτέλεσμα οι ώμοι να μοιάζουν ανόμοιοι μεταξύ τους και τα δύο άκρα της μέσης του ασθενούς να μην είναι στην ίδια ευθεία όταν ο ασθενής βρίσκεται σε όρθια στάση (7), (Εικόνα 1.4). Επίσης, όταν ο ασθενής βρίσκεται σε στάση επίκυψης είναι εμφανής ο

σκολιωτικός ύψος στη πλάτη του ο οποίος οφείλεται στην ασύμμετρη και ετερόπλευρη προβολή προς τα πίσω των πλευρικών τόξων του θώρακα ή της μάζας των ιερονωτιαίων μυών της μέσης (Εικόνα 1.5).



Εικόνα 1.4: Σύγκριση μεταξύ σώματος με φυσιολογική σπονδυλική στήλη και σώματος με σπονδυλική στήλη με σκολίωση (7)

Αν και η σκολίωση έχει επισημανθεί και μελετηθεί από την εποχή του Ιπποκράτη, παραμένει ένα πρόβλημα εν μέρει αδιευκρίνιστο για τη χειρουργική ορθοπαιδική, λόγω της μεγάλης ποικιλίας που εμφανίζει, των άγνωστων αιτιών που την προκαλούν, μια και στο 80% των περιπτώσεων δεν εντοπίζεται συγκεκριμένη αιτία, και της απρόβλεπτης πορείας και εξέλιξης που μπορεί να έχει. Γι' αυτό και η «σκολίωση» αποτελεί μάλλον περιγραφικό όρο παρά διάγνωση (5).



Εικόνα 1.5: Ασθενής με σκολίωση, σε όρθια στάση και επίκρυψη (8)

Αποτελεί την περιγραφή μιας τρισδιάστατης παραμόρφωσης της σπονδυλικής στήλης του ασθενούς η οποία συνδυάζει συστροφή της, και κύρτωση σε οβελιαίο και στεφανιαίο επίπεδο (9,10). Θα μπορούσε να χαρακτηριστεί και ως μια σύνθετη ελικοειδής παραμόρφωση στο χώρο, στην οποία εκτός από τον αξονικό σκελετό, συμμετέχει και ο σκελετός του θώρακα και σε εξαιρετικά επιβαρυνμένες περιπτώσεις και η πύελος (2). Ο συνδυασμός των παραμορφώσεων αυτών εκτός από τη σπονδυλική στήλη επηρεάζει και άλλες δομές του ανθρώπινου σώματος, όπως είναι οι μύες και τα λειτουργικά όργανα, σε βαθμό ανάλογο της εξέλιξης της παραμόρφωσης της σπονδυλικής στήλης (11). Ο συσχετισμός μεταξύ της παραμόρφωσης της σπονδυλικής στήλης και της φυσιολογίας του θώρακα, κλινικά έχει ως αποτέλεσμα την ασυμμετρία του κορμού του ασθενούς όπως αναφέρθηκε και παραπάνω (12).

1.3.1 Είδη της σκολίωσης

Η σκολίωση εμφανίζεται ως σύμπτωμα κυρίως σε παιδιά που βρίσκονται στη περίοδο της ραγδαίας σωματικής τους ανάπτυξης, επιδεινώνεται ανάλογα με το ρυθμό ανάπτυξής τους και σταθεροποιείται όταν αυτή τερματιστεί. Διακρίνεται σε:

- Εκ γενετής σκολίωση, η οποία παραπέμπει σε δυσμορφίες της σπονδυλικής στήλης εξαιτίας σπονδύλων της οι οποίοι δεν είναι φυσιολογικά σχηματισμένοι. Είναι δυνατή η παρατήρησή της από πολύ νωρίς, κατά τη φάση ανάπτυξης του ασθενούς.
- Συνδρομική σκολίωση, η οποία συνδέεται με την εμφάνιση κάποιας άλλης σοβαρής ιατρικής κατάστασης, όπως: όγκος, ανωμαλία του νευρο-μυϊκού συστήματος, γενετική και χρωμοσωμική ανωμαλία, σοβαρός τραυματισμός, κλπ. (13,14).
- Ιδιοπαθής σκολίωση, η οποία δε συνδέεται με σαφήνεια με άλλο διαγνωσμένο πρόβλημα υγείας ή γενικότερα δεν έχει σαφή αιτία.

1.3.2 Ιδιοπαθής σκολίωση

Η συντριπτική πλειοψηφία των περιπτώσεων σκολίωσης, περίπου το 80% όπως αναφέρθηκε παραπάνω, ανήκουν σε αυτή τη κατηγορία και χωρίζονται σε υποκατηγορίες ανάλογα με την ηλικία του ασθενούς κατά την οποία εμφανίστηκε:

- Νηπιακή, όταν η σκολίωση εμφανίζεται μέχρι το 3^ο έτος
- Παιδική, όταν εμφανίζεται μεταξύ 3^{ου} και 10^{ου} έτους
- Εφηβική, όταν εμφανίζεται μεταξύ 10^{ου} και 18^{ου} έτους, και
- Ενηλίκων, όταν εμφανίζεται σε ηλικίες άνω των 18 ετών (13).

Παρόλο που αποτελούν τη συντριπτική πλειοψηφία των περιπτώσεων σκολίωσης, αφορούν μόνο το 2-3% του γενικού πληθυσμού (14,15). Οι παραπάνω υποκατηγορίες διαφέρουν μεταξύ τους επιπλέον στη συχνότητα εμφάνισής τους, στη πρόγνωση που τις συνοδεύει, στο φύλο που έχει τη μεγαλύτερη συχνότητα εμφάνισης και στη συχνότητα εμφάνισης δεξιάς ή αριστερής κύρτωσης.

Από τις περιπτώσεις ιδιοπαθούς σκολίωσης, το 80% αυτών θα είναι εφηβική και το 10-15% παιδική σκολίωση. Η νηπιακή και παιδική ιδιοπαθής σκολίωση έχουν καλή πρόγνωση και πολλές από τις περιπτώσεις θα διορθωθούν χωρίς ιατρική παρέμβαση ειδικά αν αφορούν σε ασθενείς με τη μικρότερη δυνατή ηλικία (5). Γενικά μιλώντας, η σκολίωση έχει μεγαλύτερη συχνότητα εμφάνισης στα κορίτσια και ειδικότερα για την εφηβική ιδιοπαθή σκολίωση η συχνότητα αυτή εξαρτάται και από τη σοβαρότητα της παραμόρφωσης. Πιο συγκεκριμένα, για παραμορφώσεις με γωνία Cobb μεγαλύτερη από 20° η αναλογία μεταξύ αγοριών-κοριτσιών είναι 1:5,4 και για γωνία Cobb μεγαλύτερη από 30° είναι 1:10 αντίστοιχα. Μόνη εξαίρεση αποτελούν οι περιπτώσεις που ανήκουν στη νηπιακή ή παιδική ιδιοπαθή σκολίωση και για τις οποίες υπάρχει μεγαλύτερη πιθανότητα εμφάνισης στα αγόρια. Τα παραπάνω στατιστικά στοιχεία που αφορούν στην εφηβική ιδιοπαθή σκολίωση επιβεβαιώνονται και από τη παρούσα μελέτη όπως θα φανεί και παρακάτω, η οποία αφορά αποκλειστικά σε περιπτώσεις εφηβικής ιδιοπαθούς σκολίωσης χωρίς να είναι κριτήριο επιλογής των ασθενών το φύλο τους (16). Τέλος, περιστατικά νηπιακής και παιδικής ιδιοπαθούς σκολίωσης δείχνουν μεγαλύτερο ποσοστό εμφάνισης κυρτώσεων στην αριστερή πλευρά, σε αντίθεση με τις περιπτώσεις εφηβικής ιδιοπαθούς σκολίωσης που έχουν μεγαλύτερο ποσοστό εμφάνισης κύρτωσης στη δεξιά πλευρά και μάλιστα στη θωρακική μοίρα της σπονδυλικής στήλης (2,5,16).

Η σοβαρότητα της παραμόρφωσης αποτελεί παράγοντα που καθορίζει και τη πιθανότητα επιδείνωσης της κατάστασης ενός ασθενούς με ιδιοπαθή εφηβική σκολίωση. Πιο συγκεκριμένα και βάσει των στατιστικών στοιχείων της S.R.S. ισχύει ο παρακάτω πίνακας:

Πιθανότητα επιδείνωσης της εφηβικής ιδιοπαθούς σκολίωσης (%)			
Γωνία Cobb	Ηλικία 10-12	Ηλικία 13-15	Ηλικία >16
< 20°	25	10	0
20° - 30°	60	40	10
30° - 60°	90	70	30
>60°	100	90	70

Πίνακας 1.1: Πιθανότητα επιδείνωσης της εφηβικής ιδιοπαθούς σκολίωσης

Βάσει των παραπάνω, αν κάποια περίπτωση σκολίωσης και μάλιστα ιδιοπαθούς αξίζει περισσότερο να μελετηθεί, αυτή είναι η εφηβική ιδιοπαθής. Η συντριπτική πλειοψηφία των ασθενών αυτού του είδους, είναι με εξαίρεση τη καθαυτή σκολίωση, απολύτως υγιείς χωρίς ιατρικό ιστορικό στο παρελθόν. Μερικά από τα προβλήματα υγείας που έχουν εξεταστεί ως αιτίες της ιδιοπαθούς σκολίωσης, είναι: ενδοκρινολογικά, νευρολογικά, σκελετικά και μυοσκελετικά προβλήματα του ανθρώπινου οργανισμού, εμβιομηχανικοί παράγοντες και τέλος περιβαλλοντικοί και τρόπου ζωής λόγοι. Κανένα από τα παραπάνω προβλήματα δεν έχει αποδειχτεί επιστημονικά πως αποτελεί σαφή αιτία της ιδιοπαθούς σκολίωσης (17-20).

Η θεραπεία της ιδιοπαθούς εφηβικής σκολίωσης μπορεί να είναι τριών ειδών: παρακολούθηση, συντηρητική θεραπεία με κηδεμόνα ή χειρουργική επέμβαση. Η επιλογή ενός εκ των τριών ειδών θεραπείας, εξαρτάται από το μέγεθος της κύρτωσης, την ηλικία του ασθενούς και τα εναπομείναντα χρόνια σωματικής ανάπτυξης αυτού μέχρι την σκελετική του

ωρίμανση ή πολύ απλά από τη πιθανότητα επιδείνωσης αυτής βάσει της ηλικίας του ασθενούς. Όταν η κύρτωση είναι μικρότερη από 20° τότε η παρακολούθηση είναι η μόνη θεραπεία που εφαρμόζεται. Στη περίπτωση που ο ασθενής αναπτύσσεται σωματικά και η κύρτωση είναι μεταξύ 20 και 40° τότε ως θεραπεία εφαρμόζεται η χρήση του κηδεμόνα, και τέλος για κυρτώσεις με μέγεθος μεγαλύτερο από 40° και ολοκληρωμένη σωματική ανάπτυξη, μόνη θεραπεία είναι η χειρουργική επέμβαση αποκατάστασης της παραμόρφωσης.

1.4 Ακτινολογική εικόνα της σκολίωσης

Στα τέλη του 19^{ου} αιώνα ο Γερμανός επιστήμονας Wilhelm Konrad Roentgen (1845-1923), ανακαλύπτει τις ακτίνες X. Από τότε, οι εξελίξεις στο πεδίο της σκολίωσης είναι ραγδαίες και οι σχετικές με το θέμα επιστημονικές ανακοινώσεις πάρα πολλές. Η μελέτη των κυρτώσεων της σπονδυλικής στήλης από τη κλινική παρατήρηση και περιγραφή και με όπλο την ακτινογραφία της σπονδυλικής στήλης, μετατοπίζεται πλέον προς τη χειρουργική αντιμετώπιση. Είναι δυνατή η εκτίμηση των παραμορφώσεων και των αποτελεσμάτων της κάθε θεραπείας με αντικειμενικά και συγκρίσιμα στοιχεία και κριτήρια.

Προκειμένου να γίνει εκτίμηση του τύπου και της έκτασης της σκολίωσης, είναι απαραίτητη η ακτινολογική απεικόνιση ολόκληρης της σπονδυλικής στήλης του ασθενούς σε όρθια στάση. Πραγματοποιείται μία λήψη κατά μέτωπο (face) και μία πλάγια (profile) (Εικόνα 1.6). Κύριο χαρακτηριστικό της κατά μέτωπο λήψης, είναι η επιπροβολή των περισσότερων ανατομικών στοιχείων των σπονδύλων στη σκιά του σώματος της σπονδυλικής στήλης εκτός

από τις εγκάρσιες αποφύσεις, οι οποίες φαίνονται καθαρά σαν παραλληλόγραμμα αριστερά και δεξιά αυτής.

Κατά αυτή τη λήψη, η εμφάνιση των επί μέρους ανατομικών στοιχείων είναι πολύ χαρακτηριστική και με συγκεκριμένες διαφορές όσο και ομοιότητες ανάμεσα στις διάφορες μοίρες της σπονδυλικής στήλης. Στο κάτω μέρος της εικόνας πρέπει να φαίνονται τα άνω τμήματα των λαγόνιων όπου και διακρίνονται και αξιολογούνται όπως θα δούμε παρακάτω, οι διαδρομές των λαγόνιων αποφύσεων αλλά και η οριζοντίωση ή η κλίση της λεκάνης.



Εικόνα 1.6: Ακτινολογική απεικόνιση σπονδυλικής στήλης με σκολίωση σε όρθια στάση (A: face και B: profile) (21)

Αυτή η λήψη αποτελεί και την κύρια ακτινογραφική λήψη, η οποία και καθορίζει την ταυτότητα της σκολιωτικής καμπύλης που απεικονίζεται, με την τυποποίηση της καμπύλης ανάλογα με τη θέση του κορυφαίου σπόνδυλου της καμπύλης:

- Αυχενική (A1-A6)
- Αυχeno-θωρακική (A7-Θ1)
- Θωρακική (Θ2-Θ10)
- Θωρακο-οσφυϊκή (Θ11-O1)
- Οσφυϊκή (O2-O4)
- Οσφυο-ιερή (O5-I1)

και ανάλογα με τη πλευρά της κορυφής της καμπύλης:

- Δεξιά, όταν η κορυφή της σκολιωτικής καμπύλης έχει κατεύθυνση προς τα δεξιά, και
- Αριστερή, όταν έχει κατεύθυνση προς τα αριστερά.

Στη πλάγια λήψη φαίνονται καθαρά τα σπονδυλικά σώματα, οι αυχένες και τα μεσοσπονδύλια τρήματα και διαστήματα που αντιστοιχούν στους μεσοσπονδύλιους δίσκους, σε όλη την έκταση της σπονδυλικής στήλης.

1.5 Μέθοδοι μέτρησης της κύρτωσης

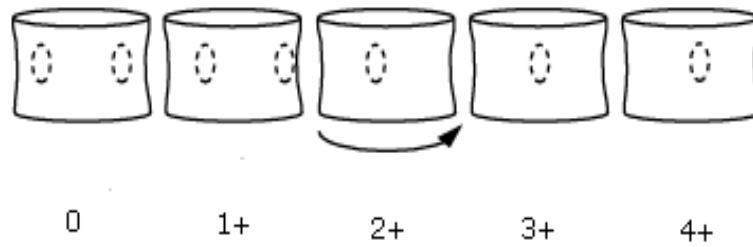
Σήμερα, με τη συστηματική πρόοδο στους τομείς της εγχειρητικής και συντηρητικής θεραπείας, γίνεται περισσότερο κατανοητή η αδυναμία μας για «πραγματική αποκατάσταση» των σπονδυλικών κυρτωμάτων στη φυσιολογική τους μορφή. Οι θεραπευτικές δυνατότητες σήμερα, φτάνουν μέχρι τα επίπεδα της μερικής αποκατάστασης της μορφής της σπονδυλικής στήλης και του θώρακα. Η σκολίωση έχει τη δυνατότητα να

προκαλεί προοδευτικά μια σειρά από παθολογοανατομικές αλλοιώσεις οι οποίες έχουν σαν άμεσο αποτέλεσμα τη προοδευτική μείωση των λειτουργικών ιδιοτήτων της σπονδυλικής στήλης. Στόχος λοιπόν ήταν και παραμένει η πρόληψη των παραμορφώσεων και η θεραπεία των παθήσεων που τις προκαλούν «εν τη γενέσει τους», πριν προλάβουν να δημιουργηθούν ανεπανόρθωτες αλλοιώσεις (2). Προς αυτή τη κατεύθυνση βοηθάνε διάφορες μέθοδοι αξιολόγησης του ακτινογραφικού ελέγχου, δίνοντας τη δυνατότητα ποσοτικοποίησης της σκολιωτικής κύρτωσης προκειμένου να υπάρξει έγκαιρη και όσο το δυνατό αποτελεσματική αντιμετώπισή της.

1.5.1 Σπονδυλική στροφή

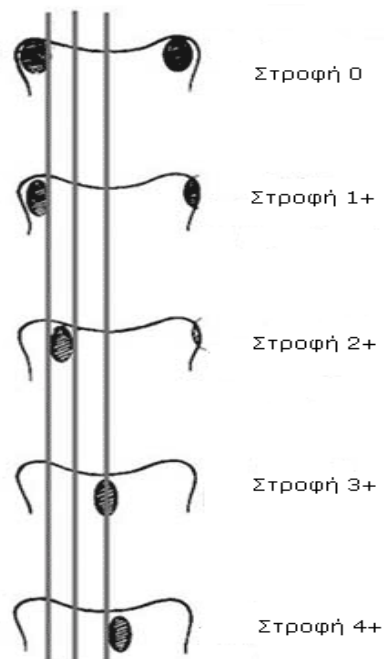
Για τη μέτρηση της σπονδυλικής στροφής αναπτύχθηκαν πολλές μέθοδοι, αλλά επικράτησαν και καθιερώθηκαν να χρησιμοποιούνται, δύο μέθοδοι: η Lippman & Cobb, και η Nash & Moe (2).

Κατά την πρώτη μέθοδο, αξιολογούνται η σκιά του σπονδυλικού σώματος σε συνδυασμό με τη σκιά της κορυφής της ακανθώδους απόφυσης. Διαιρείται το σπονδυλικό σώμα σε δύο ημιμόρια, δεξί κι αριστερό και κάθε ένα από αυτά σε τρεις ίσες ζώνες με κάθετες παράλληλες γραμμές. Το σημείο προβολής της κορυφής της ακανθώδους απόφυσης σε σχέση με τις κάθετες ζώνες, χαρακτηρίζει τη στροφή σε 0, 1+, 2+, 3+ και 4+. Με 0 χαρακτηρίζεται η φυσιολογική απεικόνιση και με 4+ η θέση της ακανθώδους εκτός των ορίων της σκιάς του σπονδυλικού σώματος (Εικόνα 1.7). Η στροφή χαρακτηρίζεται θετική όταν η ακανθώδης απόφυση προβάλλεται προς το κοίλο της καμπύλης και αρνητική όταν είναι προς το κυρτό (2).



Εικόνα 1.7: Μέτρηση της σπονδυλικής στροφής κατά Lippman & Cobb

Με τη δεύτερη μέθοδο, αξιολογείται η σκιά των σπονδυλικών αυχένων κι η θέση τους σε σχέση με το σπονδυλικό σώμα. Αυτό χωρίζεται σε δύο ημιμόρια, δεξί κι αριστερό και κάθε ένα από αυτά σε τρεις κάθετες ζώνες με ανάλογες κάθετες γραμμές. Η θέση του αυχένα που μετακινείται προς τη μέση γραμμή, καθορίζει και το μέγεθος της στροφής η οποία χαρακτηρίζεται από 1+ έως 4+. Ο χαρακτηρισμός 4+ αντιστοιχεί σε μετατόπιση του αυχένα στο αντίθετο ημιμόριο. Και σε αυτή τη μέθοδο η φυσιολογική απεικόνιση χαρακτηρίζεται με 0 (Εικόνα 1.8).



Εικόνα 1.8: Μέτρηση της σπονδυλικής στροφής κατά Nash & Moe

1.5.2 Συνολική γωνία του κυρτώματος

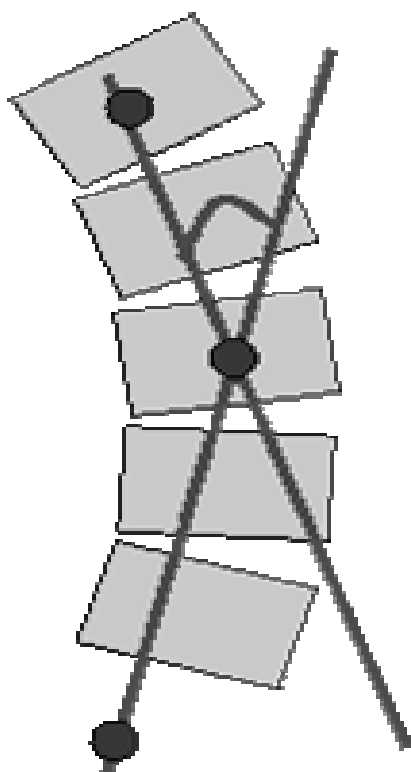
Έχουν επικρατήσει δύο μέθοδοι: η Risser-Fergusson και η Lippman-Cobb (2). Κοινό χαρακτηριστικό και των δύο μεθόδων είναι το γεγονός πως χρησιμοποιούν ως σημεία αναφοράς τους ακραίους σπονδύλους κάθε καμπύλης. Ως ακραίοι χαρακτηρίζονται αυτοί με τη μεγαλύτερη κλίση σε σχέση με το οριζόντιο επίπεδο που βρίσκονται στο άνω και κάτω άκρο του κυρτώματος και μακριά από τη κορυφή της καμπύλης.

Κατά τη μέθοδο Risser-Fergusson που έχει επικρατήσει να λέγεται μόνο μέθοδος Fergusson, ενώνονται με δύο ευθείες γραμμές τα γεωμετρικά κέντρα των δύο ακραίων και του κορυφαίου σπονδύλου κάθε καμπύλης και η γωνία που σχηματίζεται, χαρακτηρίζεται ως η γωνία της καμπύλης (Εικόνα 1.9).

Και στη μέθοδο Lippman-Cobb ως γωνία της καμπύλης θεωρείται η κλίση μεταξύ των σπονδυλικών σωμάτων των ακραίων σπονδύλων οι οποίοι καθορίζονται όπως και στη προηγούμενη μέθοδο. Για να μετρηθεί η γωνία αυτή, φέρεται μια ευθεία γραμμή παράλληλα με το ίχνος της άνω επιφάνειας του σώματος του άνω ακραίου σπονδύλου κι άλλη μια παράλληλα με το ίχνος της κάτω επιφάνειας του σώματος του κάτω ακραίου σπονδύλου.

Αυτοί οι δύο ακραίοι σπόνδυλοι, είναι αυτοί με τη μεγαλύτερη κλίση προς το κοίλο του κυρτώματος (Εικόνα 1.10). Η γωνία που σχηματίζεται από τις κάθετες πάνω στις δύο προηγούμενες ευθείες είναι η γωνία Cobb (2).

Για όλες τις περιπτώσεις σκολίωσης ανεξαρτήτου είδους, η ελάχιστη γωνία Cobb του σπονδυλικού κυρτώματος, βάσει της S.R.S., είναι ίση με 10° . Ανάλογα με τη γωνία Cobb, αξιολογείται και η σοβαρότητα της σκολίωσης: $11-20^\circ$ ήπιου, $21-30^\circ$ μέτριου και άνω των 30° σοβαρού βαθμού σκολίωση. Ανάλογα με τη κλίση, διαφέρει και η αναλογία εμφάνισης μεταξύ αγοριών και κοριτσιών.



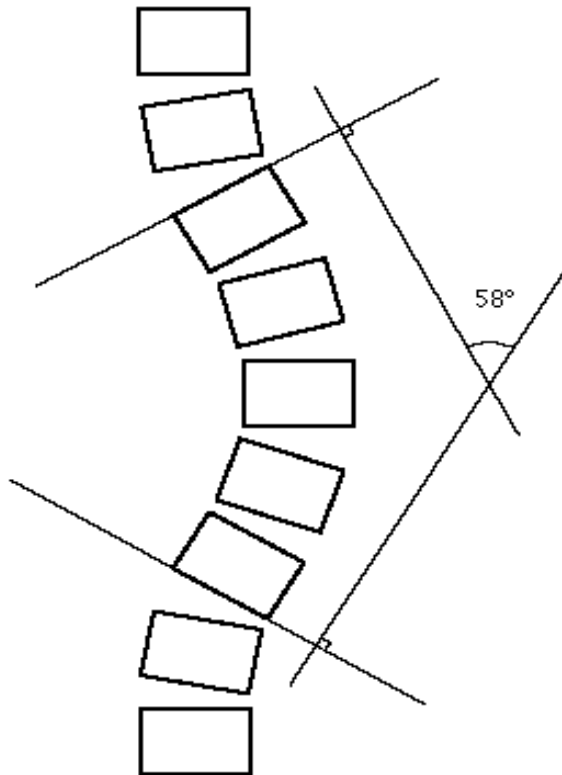
Εικόνα 1.9: Σχηματική απεικόνιση υπολογισμού της γωνίας του κυρτώματος κατά Risser-Ferguson (22)

Για κύρτωση ίση με 10° τα ποσοστά αγοριών και κοριτσιών είναι τα ίδια ενώ για κύρτωση μεγαλύτερη από 30° , για κάθε 10 κορίτσια εμφανίζεται ένα αγόρι, όπως άλλωστε αναφέρθηκε και αναλυτικά στο Πίνακα 1.1. Επιπλέον, τα κορίτσια είναι πιο επιρρεπή στην επιδείνωση της σκολίωσης (23).

Η γωνία Cobb αποτελεί από το 1948 το βασικό μέσο ποσοτικοποίησης της σκολίωσης. Παρόλο που είναι μια μέτρηση δύο διαστάσεων, ενώ η σκολίωση είναι μια παραμόρφωση τριών διαστάσεων, βασικό πλεονέκτημά της είναι ο εύκολος υπολογισμός της. Αυτό τη καθιστά ως τη βάση για την εκτίμηση της σκολίωσης και θα μπορούσαμε να πούμε πως οτιδήποτε γνωρίζουμε για τη σκολίωση, σχετίζεται άμεσα με τη γωνία Cobb (2).

Έχει καθιερωθεί σαν ένας τρόπος ενιαίας αξιολόγησης των σκολιωτικών παραμορφώσεων της σπονδυλικής στήλης και των αποτελεσμάτων της οποιασδήποτε θεραπευτικής μεθόδου. Ωστόσο, αυτή η άμεση σχέση σκολίωσης και γωνίας Cobb δημιουργεί και προβλήματα μερικές φορές. Για παράδειγμα, τα προβλήματα που προκύπτουν εξαιτίας μιας κύρτωσης 40° έχουν πολύ μεγαλύτερη σοβαρότητα από τη διπλάσια των προβλημάτων μιας κύρτωσης 20°, πράγμα που σημαίνει πως η γωνία Cobb δεν έχει μια γραμμικά ανάλογη σχέση με τη σοβαρότητα της παραμόρφωσης της σπονδυλικής στήλης (24).

Επίσης, είναι σημαντικό να πούμε πως η ελάχιστη μεταβολή της γωνίας Cobb που είναι δυνατό να μετρηθεί κυμαίνεται από 5 έως 10°. Οι Schiller et al (25) διαπίστωσαν πως το μέγεθος των 6° είναι η ίσως η μικρότερη αυξομείωση που μπορεί να μετρηθεί με ακρίβεια, αν και αξιόπιστη ανίχνευση αυτού του μεγέθους ίσως να μην είναι δυνατή.



Εικόνα 1.10: Σχηματική απεικόνιση του υπολογισμού της γωνίας Cobb (26)

Βάσει του Bunel (27), μια αύξηση της τάξεως των 5° είναι το όριο για να θεωρηθεί η επιδείνωση σημαντική. Τέλος, στατιστικές μελέτες των ορίων ανοχής της γωνίας Cobb, κατέληξαν πως είναι αδύνατη η αξιόπιστη μέτρηση οποιασδήποτε μεταβολής της που είναι μικρότερη από 10° , υποστηρίζοντας πως δεν υπάρχει απόδειξη που να καθιστά κλινικά σημαντική, μεταβολή μικρότερη από 10° για οποιαδήποτε περίπτωση εφηβικής ιδιοπαθούς σκολίωσης (28,29).

Σε περίπτωση που υπάρχουν περισσότερες της μιας καμπύλες στη σπονδυλική στήλη, ο υπολογισμός της γωνίας της καμπύλης και για τις δύο προαναφερόμενες μεθόδους, γίνεται με τον ίδιο τρόπο και διαδοχικά για τη κάθε μια από αυτές. Αν οι καμπύλες αυτές είναι και

αλληλοδιαδοχικές, ο κάτω ακραίος σπόνδυλος της πρώτης συμπίπτει με τον άνω ακραίο σπόνδυλο της δεύτερης.

Συγκρινόμενες οι δύο μέθοδοι μεταξύ τους, δίνουν ως πιο αξιόπιστη βιολογικά και λειτουργικά τη μέθοδο Risser-Ferguson, ενώ η μέθοδος Lippman-Cobb θεωρείται πιο αξιόπιστη σε ότι αφορά στην αξιολόγηση των αποτελεσμάτων της συντηρητικής θεραπείας με κηδεμόνα (30).

1.5.3 Δείκτης Risser

Καθώς η θεραπεία της εφηβικής ιδιοπαθούς σκολίωσης μπορεί να είναι μία εκ των τριών ειδών που αναφέρθηκαν στη Παράγραφο 1.3, η επιλογή του είδους της εξαρτάται από τη πιθανότητα επιδείνωσης της εκάστοτε κύρτωσης. Γενικά, η κύρτωση μιας εφηβικής ιδιοπαθούς σκολίωσης μπορεί να επιδεινωθεί κατά τη διάρκεια της περιόδου ταχείας σωματικής ανάπτυξης του ασθενούς ή κατά τη φάση που πλέον έχει ολοκληρωθεί η σωματική ανάπτυξη, αλλά η γωνία της κύρτωσης χαρακτηρίζεται μεγάλη ($\geq 30^\circ$) όπως φαίνεται και στο Πίνακα 1.1. Δεδομένου ότι η σκολίωση επιδεινώνεται κατά τη διάρκεια της περιόδου ταχείας σωματικής ανάπτυξης, η πιθανότητα επιδείνωσης εκτιμάται βάσει της ηλικίας του ασθενούς, της ηλικίας έλευσης της πρώτης έμμηνος ρύσης αν ο ασθενής είναι κορίτσι και βάσει ακτινολογικών παραμέτρων.

Η πορεία της οστικής ανάπτυξης συσχετίζεται με τη πορεία του ίχνους των λαγόνιων αποφύσεων κατά μήκος των λαγόνιων ακρολοφιών. Ο Risser (31) το 1958 με τη θεωρία του, ήταν αυτός που συνέδεσε το φαινόμενο αυτό και τη σωματική ανάπτυξη, με την πιθανότητα

επιδείνωσης της σκολιωτικής κύρτωσης. Η ακτινολογική εμφάνιση των λαγόνιων αποφύσεων συμπίπτει με την αρχή της τελευταίας φάσης ολοκλήρωσης της σκελετικής ανάπτυξης και με την αρχή της ολοκλήρωσης και της βιολογικής ωρίμανσης (έλευση της πρώτης έμμηνης ρύσης για τα κορίτσια). Η οστεοποίηση των λαγόνιων ακρολοφιών αρχίζει από τη πρόσθια άνω λαγόνιο άκανθο κι επεκτείνεται σταδιακά προς την οπίσθια άνω λαγόνιο άκανθο όπου και ενσωματώνεται κατά την ολοκλήρωση της σωματικής ανάπτυξης. Κατά τον Risser (31) οι λαγόνιες ακρολοφίες διαιρούνται σε τεταρτημόρια και καταγράφεται το ίχνος των λαγόνιων αποφύσεων σε αυτά, προκειμένου να αξιολογηθεί η πορεία τους και στη συνέχεια να γίνει εκτίμηση της οστικής ηλικίας του ασθενούς. Η οστική ηλικία θα καθορίσει και πόση σωματική ανάπτυξη απομένει. Γενικά, τα κορίτσια αναπτύσσονται σωματικά πολύ γοργά μέχρι περίπου την ηλικία των δώδεκα ετών (πρώτη έμμηνη ρύση), ενώ τα αγόρια μέχρι την ηλικία των δεκατεσσάρων ετών (32). Η ανάπτυξη ωστόσο και για τα δύο φύλα δε σταματά τότε, αλλά συνεχίζεται για ενάμιση με δύο χρόνια ακόμα, με πιο αργούς ρυθμούς όμως.

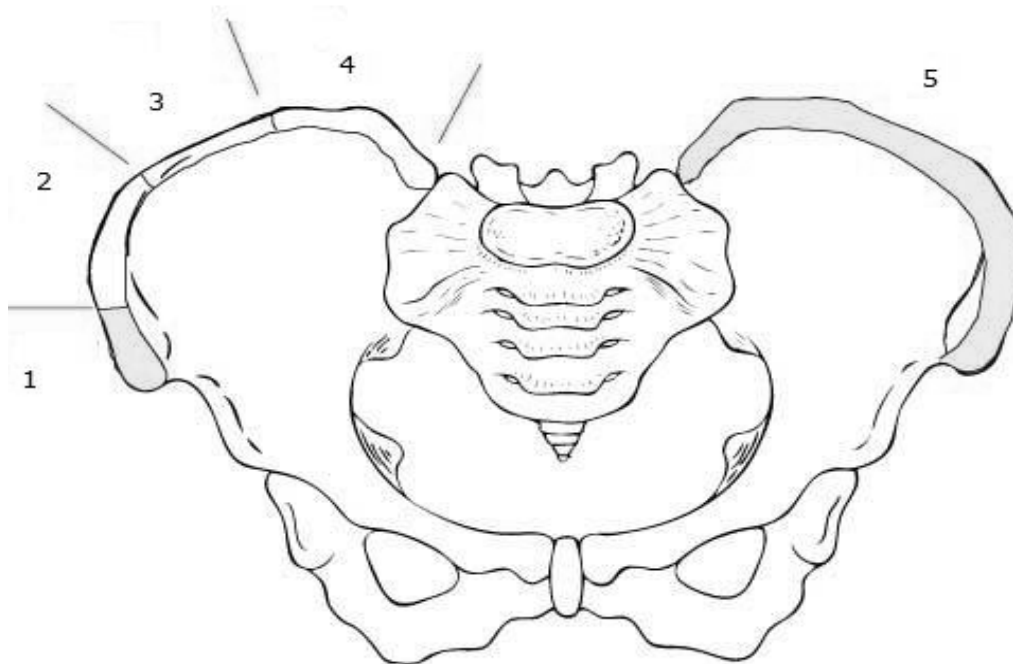
Ο δείκτης Risser κατατάσσει τη σκελετική ολοκλήρωση του ασθενούς σε μια κλίμακα με τιμές 0 έως 5:

- 0: χαρακτηρίζεται από ανυπαρξία ίχνους των λαγόνιων αποφύσεων
- 1: η λαγόνια απόφυση εμφανίζεται μέσα στο 1^ο τεταρτημόριο και προς τη πρόσθια άνω λαγόνιο άκανθο
- 2 και 3: η λαγόνια απόφυση εμφανίζεται μέσα στο 2^ο και 3^ο τεταρτημόριο αντίστοιχα
- 4: όταν τείνει να ολοκληρωθεί η πορεία της λαγόνιας απόφυσης και αυτή εμφανίζεται μέσα στο 4^ο τεταρτημόριο, και

- 5: η ολοκλήρωση της εμφάνισης και πραγματοποίηση της συνοστέωσης των αποφύσεων με τις πτέρυγες των λαγόνιων άκανθων (Εικόνα 1.11), (2).

Ασθενείς με δείκτη Risser 0 είναι στη φάση της προεφηβείας, οι ασθενείς με δείκτη 1 και 2 εμφανίζουν ταχεία σωματική ανάπτυξη, οι ασθενείς με δείκτη 3 έχουν οριακά ξεπεράσει το όριο της ταχείας ανάπτυξης, με δείκτη 4 εμφανίζουν επιβράδυνση του ρυθμού της και τέλος οι ασθενείς με δείκτη 5 έχουν πλέον σταματήσει να αναπτύσσονται. Αυτό σημαίνει πως η κλίμακα του Risser από το 1 έως και το 5, καλύπτεται μέσα σε ενάμιση με δύο χρόνια.

Ο δείκτης Risser βρήκε μεγάλο πεδίο εφαρμογής και χρήσης στη συντηρητική θεραπεία της εφηβικής ιδιοπαθούς σκολίωσης με τη βοήθεια κηδεμόνα, προς τη κατεύθυνση προσδιορισμού των χρονικών περιθωρίων εφαρμογής του κηδεμόνα. Ωστόσο, ακριβώς γι' αυτό όμως αποτέλεσε και την αφορμή για να δημιουργηθούν παρεξηγήσεις. Αυτό διότι ο δείκτης Risser με τιμή 5 συμπίπτει με την ολοκλήρωση της σωματικής αύξησης, αλλά όχι με τη βιολογική ωρίμανση του ασθενούς. Με την πιστή εφαρμογή του δείκτη Risser ως μοναδικό γνώμονα για τη διακοπή της συντηρητικής θεραπείας στην ηλικία των 15-16 χρόνων του ασθενούς, αποτέλεσμα ήταν τα σκολιωτικά κυρτώματα πολλών ασθενών να επανέρχονται στα επίπεδα που είχαν πριν την εφαρμογή της θεραπείας. Η σκλήρυνση της σπονδυλικής στήλης, η οποία γίνεται αρκετά αργότερα από τη στιγμή ολοκλήρωσης της σωματικής αύξησης, είναι αυτή που καθλώνει τη σπονδυλική στήλη στη τελική μορφή με την ολοκλήρωση της θεραπείας με το κηδεμόνα. Οι σημερινές αντιλήψεις επιβάλλουν τη συνέχιση της θεραπείας με κηδεμόνα, μέχρι και την ηλικία των δεκαοχτώ ετών οπότε και υπάρχει πλέον και η βιολογική ωρίμανση της σπονδυλικής στήλης του ασθενούς (2).



Δείκτης Risser

Εικόνα 1.11: Σχηματική απεικόνιση της εξέλιξης των λαγόνιων αποφύσεων κατά Risser (33)

1.5.4 Σφηνοειδής παραμόρφωση

Σφηνοειδής παραμόρφωση χαρακτηρίζεται η μείωση του ύψους του σπονδυλικού σώματος από τη μια πλευρά του σε σύγκριση με αυτό της άλλης πλευράς (Εικόνα 1.12). Ο Cobb καθιέρωσε τη κλίμακα αξιολόγησης αυτής της παραμόρφωσης που χαρακτηρίζει και τη σοβαρότητά της:

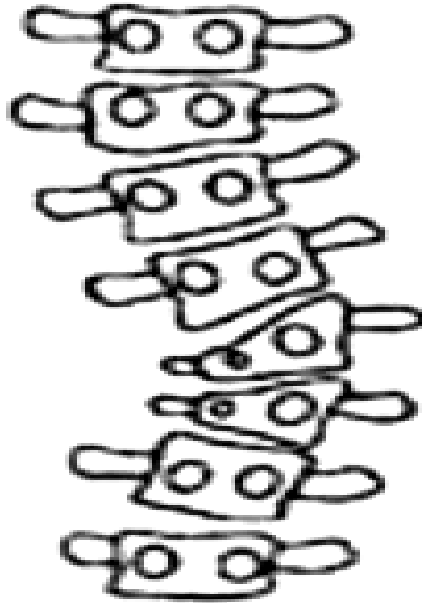
- Όταν η μείωση του σπονδυλικού σώματος από τη μια πλευρά είναι μέχρι το $1/6$ του φυσιολογικού που αντιστοιχεί σε αυτό της άλλης πλευράς, τότε η παραμόρφωση χαρακτηρίζεται 1+
- Από το $1/6$ μέχρι το $1/3$ χαρακτηρίζεται 2+
- Αν είναι μεγαλύτερη από το $1/3$ και μέχρι το $1/2$, χαρακτηρίζεται 3+

- Η σφηνοειδής παραμόρφωση που ξεπερνάει το 1/2 χαρακτηρίζεται 4+ και φυσικά παρατηρείται μόνο σε πολύ μεγάλες παραμορφώσεις (2).

Επιπλέον όλων των παραπάνω μετρήσεων που μπορούν να πραγματοποιηθούν προκειμένου να εκτιμηθεί η σοβαρότητα κυρίως της εφηβικής ιδιοπαθούς σκολίωσης, υπάρχουν και μετρήσεις που μπορούν να πραγματοποιηθούν σε περιστατικά άλλων ειδών ιδιοπαθούς σκολίωσης.

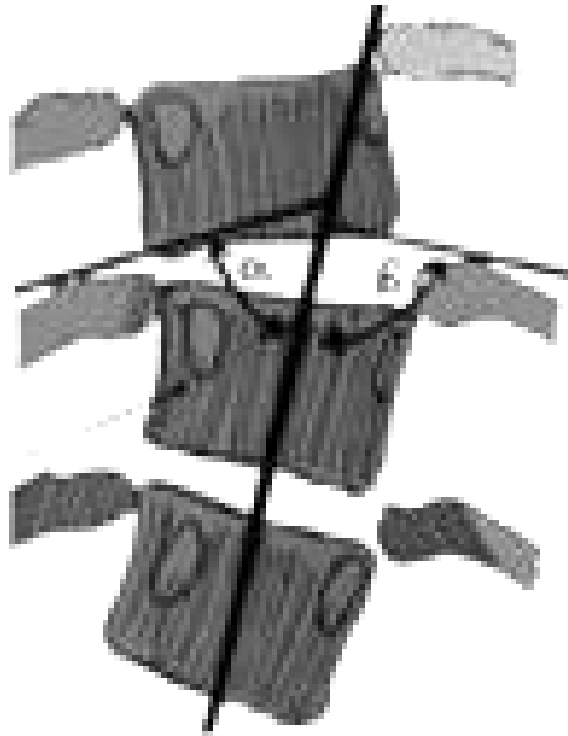
Η μέτρηση της πλευροσπονδυλικής γωνίας αποτελεί ένα από τα ουσιαστικά προγνωστικά στοιχεία για τις βρεφικές ιδιοπαθείς σκολιώσεις και δεν ισχύει για παραμορφώσεις που εμφανίζονται μετά το τρίτο χρόνο της εξωμήτριας ζωής του παιδιού. Η Mehta ήταν αυτή που κατάφερε να συσχετίσει τη κλινική παρατήρηση και την ακτινολογική απεικόνιση, με τη βιολογική εξέλιξη των παραμορφώσεων (2).

Η πλευροσπονδυλική γωνία σχηματίζεται από τη κάθετη ευθεία στο μέσο τής κάτω επιφάνειας του σώματος του κορυφαίου σπονδύλου της καμπύλης και την ευθεία που ενώνει το μέσο του αυχένα με το κέντρο της κεφαλής της πλευράς που αντιστοιχεί στο κορυφαίο σπόνδυλο. Το σημείο στο οποίο τέμνονται οι δύο ευθείες αντιστοιχεί στη κορυφή της πλευροσπονδυλικής γωνίας (Εικόνα 1.13).



Εικόνα 1.12: Πλευρική σφηνοειδής παραμόρφωση του σπονδυλικού σώματος (34)

Η Mehta με τη μελέτη της προσδιόρισε πως αν η πλευροσπονδυλική γωνία που αντιστοιχεί στο κοίλο της καμπύλης είναι ίση ή λίγο μεγαλύτερη από τη γωνία που αντιστοιχεί στη πλευρά του κυρτού, η πρόγνωση είναι καλή και η βρεφική σκολίωση θα μειωθεί με την ανάπτυξη του παιδιού και τελικά θα εξαφανιστεί. Αν η διαφορά των δύο πλευροσπονδυλικών γωνιών (κυρτού και κοίλου) είναι μεγαλύτερη από 20° , τότε η πρόγνωση δεν είναι καλή και η σκολίωση εξελίσσεται σε μεγάλη παραμόρφωση (2).



Εικόνα 1.13: Υπολογισμός πλευροσπονδυλικής γωνίας (34)

Μια άλλη παρατήρηση που έχει μεγάλο ενδιαφέρον και αφορά αποκλειστικά στις βρεφικές σκολιώσεις, είναι η συσχέτιση της απόστασης ανάμεσα στη κεφαλή της πλευράς που αντιστοιχεί στο κορυφαίο σπόνδυλο της σκολιωτικής καμπύλης και βρίσκεται προς το κοίλο της καμπύλης, με τη προβολή του σπονδυλικού σώματος. Και γι' αυτή τη παρατήρηση, η Mehta ήταν αυτή που διατύπωσε μια θεωρία βάσει της οποίας όταν διατηρείται η απόσταση ανάμεσα στο ίχνος της κεφαλής και στην αντίστοιχη σκιά του σπονδυλικού σώματος, η πρόγνωση θεωρείται ευνοϊκή και χαρακτηρίζεται ως Φάση 1. Στη περίπτωση που η κεφαλή της πλευράς φαίνεται να έρχεται σε επαφή με το σπονδυλικό σώμα ή και να καλύπτεται από αυτό, η εικόνα περιγράφεται ως Φάση 2, με κακή πρόγνωση.

Η Φάση 1 παρατηρείται σε καλοήθειες χαρακτηριζόμενες από αυτοΐαση βρεφικές σκολιώσεις, ενώ η Φάση 2 σε κακοήθειες και επιδεινούμενες παραμορφώσεις που έχουν σαν αποτέλεσμα πολύ μεγάλες και δύσκαμπτες καμπύλες (2).

1.6 Συντηρητική θεραπεία

Οι προσπάθειες για συντηρητική θεραπεία των σκολιωτικών παραμορφώσεων, είναι τόσο παλιές όσο και η διάγνωση αυτών των παραμορφώσεων. Δυστυχώς τις περισσότερες φορές το αποτέλεσμα ήταν η αποτυχία επίτευξης θεραπείας.

Μόλις τη δεκαετία του '50 υπήρξαν τα πρώτα ενθαρρυντικά μηνύματα με την χρήση του γύψου με τη μέθοδο του Risser βάσει της οποίας λαμβάνονταν υπόψη κατά τη θεραπεία και οι στροφικές παραμορφώσεις που προκαλούνται στο σώμα του ασθενούς. Έτσι, πρώτα γινόταν η διόρθωση της παραμόρφωσης με τη βοήθεια του ομώνυμου πλαισίου (πλαίσιο Risser) και στη συνέχεια τοποθετούνταν γύψινος ολόσωμος κηδεμόνας ο οποίος περιβάλλετο τον κορμό του ασθενούς. Ως μέθοδος, χρησιμοποιήθηκε κατά την προεγχειρητική διόρθωση και μετεγχειρητική ακινητοποίηση (2). Η μεγάλη δυσχέρεια που προκαλεί ο γύψινος κηδεμόνας στον ασθενή, τα συμπτώματα λόγω της πίεσης που ασκείται από το γύψο στο σώμα, οι δυσκολίες ατομικής καθαριότητας λόγω της ύπαρξης του γύψου και η αδυναμία εύκολης επιδιόρθωσης του κηδεμόνα, αποτελούν πολύ σημαντικά μειονεκτήματα αυτής της μεθόδου με αποτέλεσμα ουσιαστικά να έχει εγκαταλειφθεί ως επιλογή συντηρητικής θεραπείας της σκολίωσης.

Άλλες μέθοδοι που χρησιμοποιήθηκαν κατά καιρούς, ήταν αυτή των έλξεων της σπονδυλικής στήλης και οι βιο-ηλεκτρικές μέθοδοι. Από την αρχή εφαρμογής της μεθόδου των έλξεων τα αποτελέσματα δεν ήταν ικανοποιητικά. Αυτό οφειλόταν κυρίως στη χρήση δυσανάλογα μεγάλων δυνάμεων σε πολύ μικρό χρόνο προκειμένου η διόρθωση να είναι άμεση. Υπήρξαν αναίμακτες (έλξεις του Cotrel) και αιματηρές (αρπάγη του Crutchfield) μέθοδοι.

Χαρακτηριστικό των παραμορφώσεων για τις οποίες χρησιμοποιείτο ή εξακολουθεί σπάνια να χρησιμοποιείται η μέθοδος των έλξεων, είναι το γεγονός πως πρόκειται για παραμελημένες και δύσκαμπτες κυρτώσεις που όμως δεν οφείλονται σε ιδιοπαθή σκολίωση.

Πολύ πρόσφατα και συγκεκριμένα τη δεκαετία του '70 εμφανίστηκαν μέθοδοι που στηρίζονταν στην αποφυγή χρήσης κηδεμόνων και την εφαρμογή διορθωτικών δυνάμεων και πιέσεων. Αντί αυτών χρησιμοποιήθηκαν ηλεκτρικά ερεθίσματα για την επιλεκτική ενίσχυση μυϊκών ομάδων που δρουν αντίθετα της παραμόρφωσης, με στόχο την ελάττωση των πλάγιων κυρτωμάτων. Το 1976 ο Bobechko (35) ανακοίνωσε τα αποτελέσματα της έρευνάς του, κατά την οποία έγινε εμφύτευση ηλεκτροδίων στη μάζα των ιερονωτιαίων μυών από τη πλευρά του κυρτού της καμπύλης. Αυτά τα ηλεκτρόδια ήταν συνδεδεμένα με ασύρματο δέκτη που βρισκόταν κάτω από το δέρμα και συγκεκριμένα στη θωρακο-οσφυϊκή περιοχή. Στη συνέχεια, κατάλληλα ηλεκτρικά δυναμικά οδηγούνταν ασύρματα στο δέκτη και από κει στα εμφυτευμένα ηλεκτρόδια. Ο ερεθισμός των μυών προκαλούσε συσπάσεις και μια παροδική διόρθωση της σκολιωτικής παραμόρφωσης για όσο διαρκούσε η ηλεκτρική διέγερση. Η προοδευτική διέγερση των μυών προκαλούσε συσπάσεις οι οποίες οδηγούσαν σε ετερόπλευρη υπερτροφία των ιερονωτιαίων μυών που και αυτή οδηγούσε σε μονιμοποίηση της αυξανόμενης δράσης τους πάνω στη σπονδυλική στήλη. Αυτό προκαλούσε τη παγίωση

των διορθωτικών δυνάμεων και σταδιακά τη μείωση της σκολιωτικής κύρτωσης. Αργότερα, τα εμφυτευμένα ηλεκτρόδια αντικαταστάθηκαν από επιφανειακά ηλεκτρόδια. Τα πρώτα ικανοποιητικά αποτελέσματα και των δύο εκδοχών της ίδιας μεθόδου, δεν επιβεβαιώθηκαν και αργότερα, λόγω των αυξημένων ποσοστών υποτροπής και της μη ικανοποιητικής τελικής διόρθωσης. Η τρισδιάστατη φύση της σκολίωσης δε μπορεί να διορθωθεί ικανοποιητικά και μόνιμα μέσω εφαρμογής διορθωτικών δυνάμεων σε ένα επίπεδο (2).

Τη δεκαετία του '50 έκανε την εμφάνισή του, ως μέθοδος συντηρητικής θεραπείας, ο κηδεμόνας τύπου Milwaukee με εμπνευστές τους Blount και Schmidt (2). Ο κηδεμόνας αυτός χρησιμοποιήθηκε αρχικά για τη συγκράτηση περιστατικών που είχαν υποβληθεί σε διορθωτική χειρουργική επέμβαση. Αργότερα και βάσει των ενθαρρυντικών αποτελεσμάτων που υπήρξαν, χρησιμοποιήθηκε και για μικρές παραμορφώσεις αποτελώντας προοδευτικά το σημείο αναφοράς της συντηρητικής θεραπείας της σκολίωσης. Μέχρι και τις μέρες μας αποτελεί μια από τις επιτυχημένες λύσεις συντηρητικής θεραπείας, καθιστώντας την επιλογή της μεθόδου συντηρητικής θεραπείας με κηδεμόνα οποιουδήποτε τύπου, ως μονόδρομο. Καλές διορθώσεις έδειξαν εκτός από το κηδεμόνα Milwaukee και οι υπομασχάλιοι κηδεμόνες (Thoracic Lumbar Sacral Orthosis – TLSO).

Σε όλες τις παραπάνω περιπτώσεις, η μέγιστη επιθυμητή διόρθωση ήταν αυτή που θα συγκρατούσε τη κύρτωση στα επίπεδα που επιτυγχάνονται με τον κηδεμόνα τύπου Milwaukee. Δυστυχώς μέχρι και σήμερα δεν έχει βρεθεί τρόπος συντηρητικής θεραπείας που να εξαφανίζει τη σκολιωτική κύρτωση, οπότε παραμένει στόχος της εκάστοτε θεραπείας με κηδεμόνα η επιστροφή της κύρτωσης στα επίπεδά της πριν την έναρξη της θεραπείας.

Κεφάλαιο 2^ο

ΣΥΝΤΗΡΗΤΙΚΗ ΘΕΡΑΠΕΙΑ ΜΕ

ΚΗΔΕΜΟΝΑ

Ο κηδεμόνας εδώ και πενήντα χρόνια και αφού προηγήθηκε ο σχεδιασμός του κηδεμόνα τύπου Milwaukee, αποτελεί ουσιαστικά τον στυλοβάτη της συντηρητικής θεραπείας της σκολίωσης και ειδικότερα της εφηβικής ιδιοπαθούς σκολίωσης. Είναι σχεδιασμένος κατά τέτοιο τρόπο, ώστε ασκώντας εξωτερική δύναμη στο κορμό του ασθενούς και προκαλώντας πιέσεις σε επιλεγμένα σημεία του σώματος, να προκαλεί διακοπή ή περιορισμό της επιδείνωσης μιας σκολιωτικής παραμόρφωσης (24,25,36). Ωστόσο, παρά την ευρεία χρήση του ως θεραπευτικό εργαλείο, η αποτελεσματικότητά του αμφισβητήθηκε σχεδόν από την αρχή εφαρμογής του και εν μέρει εξακολουθεί να συμβαίνει αυτό και σήμερα, λόγω των μη ικανοποιητικών αποτελεσμάτων μετά τον αρχικό ενθουσιασμό (2,24,36-39). Οι υποτροπές που ακολουθούσαν το τερματισμό της θεραπείας με το κηδεμόνα, έθεσαν το προβληματισμό για το κατά πόσο οι ασκούμενες δυνάμεις ήταν αρκετές σε μέγεθος και χρονική διάρκεια εφαρμογής.

Ακολούθησαν δεκαετίες πειραματισμών και προσπαθειών κατασκευής και άλλων ειδών κηδεμόνα εκτός του Milwaukee. Τελικά, υπερίσχυσε η άποψη πως η αναποτελεσματικότητα του κηδεμόνα είχε να κάνει με τη πρόωρη διακοπή εφαρμογής του την στιγμή που ενώ είχε ολοκληρωθεί η σωματική ανάπτυξη του ασθενούς, δεν είχε ολοκληρωθεί η σκελετική του ωρίμανση. Αυτό σημαίνει πως μετά την αφαίρεση του κηδεμόνα, η σπονδυλική στήλη εξακολουθούσε να παράγει δυναμικά που ήταν αρκετά για το πισωγύρισμα της παραμόρφωσης στα επίπεδα της περιόδου πριν την έναρξη της θεραπείας. Με αφορμή αυτή τη διαπίστωση, θεωρήθηκε πως η θεραπεία με κηδεμόνα θα έπρεπε να ολοκληρώνεται στην ηλικία των δεκαεπτά ή και δεκαοχτώ ετών του ασθενούς, ειδικά αν επρόκειτο για αγόρι. Οι Nachemson & Peterson (40) συνέβαλαν ώστε να αναγνωριστεί η συμβολή του κηδεμόνα έστω υπό προϋποθέσεις, στην αλλαγή της φυσικής εξέλιξης της σκολίωσης ως διεργασία που

επιδεινώνεται αν δεν αντιμετωπιστεί σωστά. Επίσης ώστε να αναγνωριστεί ως το μέσο με την εφαρμογή του οποίου επιτυγχάνεται η αναστολή της εξέλιξης της παραμόρφωσης και η επιστροφή της στα επίπεδα της έναρξης της θεραπείας, και όχι η εξαφάνισή της (39). Παράλληλος στόχος πρέπει να είναι και η διόρθωση της παραμόρφωσης στα πλευρικά τόξα που προκαλούν τη παραμόρφωση του θώρακα, κάτι που όμως δεν επιτυγχάνεται με όλα τα είδη κηδεμόνα (2).

2.1 Κατηγοριοποίηση των κηδεμόνων

Οι διάφοροι τύποι που χρησιμοποιούνται ανά το κόσμο είναι πάρα πολλοί και αυτό σημαίνει πως δεν έχει βρεθεί ένας που να δίνει αποτελέσματα διόρθωσης τόσο ικανοποιητικά που να αποκλείει όλους τους άλλους (41).

Οι σημερινοί κηδεμόνες βάσει των προτύπων της S.R.S., ταξινομούνται ανάλογα με τις περιοχές του σώματος που επηρεάζουν, εφαπτόμενοι και δρώντας επ' αυτών. Οι ονομασίες των κατηγοριών αποτελούνται από τα αρχικά που σχετίζονται με τις παραπάνω περιοχές. Έτσι, τα αρχικά των αγγλικών λέξεων: Cervical (αυχενικός), Thoracic (θωρακικός), Lumbar (οσφυϊκός) και Sacral (ιερός) και της λέξης Orthosis σχηματίζουν τα ονόματα των κατηγοριών: **CTLSO**, **TLSO**, **TO**, και **TLO**. Η λέξη Orthosis παραπέμπει στην ελληνική έκφραση «κατασκευή και συγκράτηση». Η πρώτη κατηγορία, Cervical Thoracic Lumbar Sacral Orthosis – **CTLSO** περιλαμβάνει κηδεμόνες που ξεκινούν την εφαρμογή και δράση τους από το ιερό μέχρι και τον λαιμό, η δεύτερη (**TLSO**) που ήδη έχει αναφερθεί στο 1^ο Κεφάλαιο, περιλαμβάνει κηδεμόνες που είναι υπομασχάλιοι και εκτείνονται από το θώρακα

μέχρι και το ιερό, και οι υπόλοιπες κατηγορίες περιλαμβάνουν κηδεμόνες που περιορίζουν τη δράση τους στη θωρακική μόνο (ΤΟ) ή τη θωρακική και οσφυϊκή (ΤΛΟ) χώρα αντίστοιχα.

Επιπλέον, οι κηδεμόνες χωρίζονται σε δύο κατηγορίες ανάλογα με την αρχή λειτουργίας τους και την εμβιομηχανική συμπεριφορά τους: α) κηδεμόνες **παθητικής διόρθωσης** αν οι διορθωτικές δυνάμεις της παραμόρφωσης ασκούνται από το κηδεμόνα προς το σώμα του ασθενούς, και β) κηδεμόνες **ενεργητικής διόρθωσης** όταν οι διορθωτικές δυνάμεις ασκούνται από το μυϊκό σύστημα του ίδιου του ασθενούς (41,42). Παρά αυτή τη διάκριση μεταξύ των κηδεμόνων, τη σημερινή εποχή η μοντέρνα σχεδίαση και κατασκευή αυτών, επιβάλλει κηδεμόνες που δεν έχουν μόνο ενεργητικούς ή παθητικούς μηχανισμούς λειτουργίας, αλλά συνδυασμό και των δύο. Χαρακτηριστικό παράδειγμα αυτής της φιλοσοφίας είναι το γεγονός πως ένας υπομασχάλιος κηδεμόνας σκολίωσης που αποδεδειγμένα δε μπορεί να επηρεάσει με τη δράση του τη ανώτερη θωρακική μοίρα, μπορεί ωστόσο να διορθώσει θωρακικά κυρτώματα. Αυτό το επιτυγχάνει με ενεργοποίηση του μυϊκού συστήματος του ασθενούς και την άσκηση πιέσεων από τον ίδιο το κηδεμόνα προς το σώμα του ασθενούς. Χαρακτηριστικό παράδειγμα αυτής της δράσης είναι ο **Δυναμικός Αντιστροφικός Κηδεμόνας (Dynamic Derotation Brace – DDB)**, η εμβιομηχανική δράση του οποίου αποτελεί και το αντικείμενο αυτής της διατριβής.

Τέλος, όσον αφορά τη διάκριση μεταξύ των διαφόρων κηδεμόνων, μπορεί να προστεθεί ένα επιπλέον κριτήριο: το αν είναι **προκατασκευασμένος** (prefabricated) ή **εξατομικευμένης κατασκευής** (custom made). Σαφώς η εξατομικευμένη κατασκευή ενός κηδεμόνα αυξάνει το κόστος κατασκευής του και τον απαιτούμενο χρόνο προσαρμογής του στις ιδιαιτερότητες και τα χαρακτηριστικά του κάθε ασθενούς. Ιστορικά προηγήθηκαν οι εξατομικευμένοι και

ακολούθησαν οι προκατασκευασμένοι, με στόχο τη μείωση του κόστους κατασκευής. Τη σημερινή εποχή η διάκριση μεταξύ των δύο παραπάνω τύπων κηδεμόνα, εξαρτάται από το αν τα κύρια και ουσιαστικά για τη λειτουργία του τμήματα, κατασκευάζονται από την αρχή και ανάλογα με το κάθε ασθενή ή υπάρχουν προκατασκευασμένα και σε διάφορα μεγέθη για κάθε περίπτωση προς επιλογή και συναρμολόγηση. Χαρακτηριστικό παράδειγμα ενός εξατομικευμένου κηδεμόνα αποτελεί και πάλι ο DDB και ο κηδεμόνας Lyonnaise. Οι κηδεμόνες Boston και Milwaukee ανάλογα με τα χαρακτηριστικά κατασκευής τους, μπορούν να είναι και των δύο ειδών.

2.2 Εμβιομηχανική του κηδεμόνα

Πέρα όμως όλων των παραπάνω χαρακτηριστικών που διαφοροποιούν τους κηδεμόνες μεταξύ τους, ικανή και αναγκαία συνθήκη για τη σωστή δράση όλων, είναι η καλή στήριξη τους στη λεκάνη του ασθενούς με το πυελικό τμήμα τους (2).

Οι σκολιωτικές παραμορφώσεις που έχει υποστεί το σώμα του ασθενούς είναι ελαστικές ή/και πλαστικές και υπερισχύει το ένα είδος από τα δύο, ανάλογα με την ηλικία του ασθενούς και το μέγεθος της παραμόρφωσης. Η εφαρμογή του κηδεμόνα σε ηλικία μικρότερη της σκελετικής ωρίμανσης, άρα και πριν τη δημιουργία ισχυρών μόνιμων πλαστικών παραμορφώσεων, είναι πιο πιθανό να επιφέρει θετικά και ταυτόχρονα θεαματικά αποτελέσματα. Αυτό γιατί η ουσιαστική διόρθωση ενός σκολιωτικού κυρτώματος έχει να κάνει με τη διόρθωση μέρους των πλαστικών, αφού πρώτα έχει επιτευχθεί η εξάλειψη του συνόλου των ελαστικών παραμορφώσεων. Επιπλέον, όταν η παραμόρφωση είναι μικρή

(γύρω στις 20°) ή μεγάλη (>40-45°) και η διάγνωση της σκολίωσης έχει γίνει έγκαιρα, είναι πιο πιθανό οι παραμορφώσεις να είναι πλαστικές.

Η αλλαγή στάσης του σώματος επηρεάζει τις δυνάμεις που ασκούνται πάνω στον αξονικό σκελετό του ασθενούς. Αυτή η αλλαγή μπορεί να επιφέρει πλήρης αλλά παροδική εξάλειψη των ελαστικών παραμορφώσεων.

Η δράση ενός κηδεμόνα θα μπορούσαμε να πούμε πως επικεντρώνεται σε τρεις περιοχές του. Η πρώτη περιοχή είναι η πύελος (κατώτερο σημείο), η δεύτερη περιοχή είναι το ανώτερο τμήμα του κηδεμόνα (ανώτερο σημείο) και η τρίτη περιοχή είναι τα πίεςτρα (μεσαίο σημείο). Το ανώτερο και κατώτερο σημείο βρίσκονται στις άκρες του κυρτώματος και από τη πλευρά του κοίλου της καμπύλης, ενώ το μεσαίο ανάμεσά τους από την αντίθετη πλευρά. Το ύψος του κηδεμόνα, τα σημεία που ασκούνται πιέσεις και η θέση των πίεςτρων εξαρτώνται από το είδος των κυρτωμάτων και του κηδεμόνα, αλλά και από την εξατομικευμένη θεραπεία που εφαρμόζει ο ιατρός. Οι δυνάμεις που ασκούνται από τα πίεςτρα, πιέζουν τη σπονδυλική στήλη προς το κοίλο της καμπύλης.

Πέρα από τη κύρτωση καθ' αυτή, η ιδιοπαθής σκολίωση προκαλεί ταυτόχρονα και σπονδυλική στροφή. Η στροφή αυτή είναι πλαστική και έχει να κάνει με αλλαγή του σχήματος αλλά και της θέσης του σπονδύλου. Αντιμετωπίζεται πολύ δύσκολα λόγω της πλαστικότητάς της και απαιτεί μακροχρόνια θεραπεία, με πιο πιθανή βελτίωση της παραμόρφωσης του σχήματος του σπονδύλου (2). Η έγκαιρη διάγνωση και χρήση του κηδεμόνα, απλά θα προλάβει την έναρξη της στροφής των σπονδύλων και θα την αποκαταστήσει πολύ δύσκολα αν έχει συμβεί ήδη. Προκειμένου μαζί με τους σπονδύλους να

μην εμφανίζει στροφική τάση και ο ίδιος ο κηδεμόνας, χρησιμοποιούνται οι μεταλλικές ενισχυτικές αντιρρήδες. Στόχο έχουν τη μεταφορά των δυνάμεων στο σώμα και ταυτόχρονα να εμποδίσουν τη στροφική παραμόρφωση του κηδεμόνα.

Μεταξύ των διαφόρων κηδεμόνων, κάποιοι χαρακτηρίζονται ως αντιστροφικοί. Ανήκουν στη μεγάλη κατηγορία των υπομασχάλιων (TLSO) και η δράση τους είναι πιο σύνθετη από αυτή των απλών. Υπακούουν στη δράση των τριών σημείων και επιπλέον ενεργούν σε τριπλό επίπεδο (πλάγιο, οριζόντιο και πρόσθιο-οπίσθιο). Αυτή η τριπλή ταυτόχρονη δράση μεγεθύνει τις ασκούμενες δυνάμεις με αποτέλεσμα την θεαματική διόρθωση των τριών διαστάσεων σκολιωτικών παραμορφώσεων.

2.3 Είδη κηδεμόνων

Οι διαχρονικά επιτυχημένοι κηδεμόνες είναι αρκετοί:

2.3.1 Κηδεμόνας Milwaukee

Όπως έχει ήδη αναφερθεί, ο κηδεμόνας Milwaukee σχεδιάστηκε από τους Blount WP. και Schmidt AC. το 1945, στην ομώνυμη πόλη των ΗΠΑ. Αποτελεί σημείο αναφοράς για τη συντηρητική θεραπεία της σκολίωσης. Αρχικά χρησιμοποιήθηκε για τη μετεγχειρητική συγκράτηση περιστατικών και ήταν πολύ ογκώδης και δύσχρηστος. Μετά τα πρώτα ενθαρρυντικά αποτελέσματα και στις αρχές της δεκαετίας του '60, χρησιμοποιήθηκε και για τη συντηρητική θεραπεία περιστατικών σκολίωσης.

Είναι τύπου C-TLSO και στη σημερινή του μορφή αποτελείται από:

- Το πυελικό τμήμα που είναι κατασκευασμένο από πολυβινυλοχλωριδίου (polyvinylchloride–PVC)
- Τις κάθετες μεταλλικές αντιρρήδες
- Το μεταλλικό δακτύλιο του λαιμού, και
- Τα πίεστρα (σταθερά και κινητά)

Το πυελικό τμήμα είναι εξατομικευμένης κατασκευής. Οι μεταλλικές αντιρρήδες είναι δύο πίσω σε απόσταση 10cm μεταξύ τους και ισαπέχοντας από τη μέση γραμμή, και μία μπροστά ακριβώς στη μέση γραμμή. Καταλήγουν και οι τρεις στο πυελικό τμήμα. Ο μεταλλικός δακτύλιος του λαιμού έχει εσωτερική περίμετρο λίγο μεγαλύτερη από αυτή του λαιμού του κάθε ασθενούς, προκειμένου να μη τον πιέζει και στερεώνεται στις δύο οπίσθιες μεταλλικές αντιρρήδες. Τέλος, τα σταθερά πίεστρα είναι αυτά που βρίσκονται στο οπίσθιο μέρος του μεταλλικού δακτυλίου και στις σταθερές προεξοχές του πυελικού τμήματος. Τα κινητά είναι θωρακικά, πλευρικά ή υπομασχάλια. Τα κινητά πίεστρα στερεώνονται πάνω στις μεταλλικές αντιρρήδες με μικρούς ιμάντες (Εικόνα 2.1).

Ο κηδεμόνας Milwaukee μπορεί να ασκήσει δυνάμεις σε εγκάρσια και διαμήκη διεύθυνση. Ο αναρτήρας του ώμου, το θωρακικό και οσφυϊκό πίεστρο ασκούν δυνάμεις διαφορετικών μεγεθών, προς διαφορετικές διευθύνσεις και σε διαφορετικά σημεία. Μπορεί να χρησιμοποιηθεί για τη θεραπεία μονής ή διπλής κύρτωσης. Η θεραπεία που συνήθως προτείνεται με αυτό το κηδεμόνα, προβλέπει τουλάχιστον είκοσι ώρες χρήσης ανά ημέρα, με

διάλειμμα τεσσάρων ωρών για τη πραγματοποίηση προσωπικής καθαριότητας, αποφόρτισης του σώματος τοπικά και για ψυχολογικούς λόγους του ασθενούς (2,41,43,44).



Εικόνα 2.1: Κηδεμόνας Milwaukee (45)

2.3.2 Κηδεμόνας Boston

Ο κηδεμόνας αυτού του τύπου σχεδιάστηκε από τους Miller B. και Hall JE. το 1971 στην ομώνυμη πόλη των ΗΠΑ. Ήταν ο πρώτος TLSO και τα κύρια τμήματά του ήταν από PVC και προκατασκευασμένα. Ο σχεδιασμός του στηριζόταν στη συμμετρία και την ύπαρξη σημείων πίεσης, ανάλογα με το τύπο της ιδιοπαθούς σκολίωσης (2,46,47). Στηριζόμενος σε αυτόν, ο κύριος Παναγιώτης Σμυρνής το 1977 παρουσίασε ένα κηδεμόνα παραλλαγή του, με βασική διαφορά το γεγονός πως ήταν εξατομικευμένης κατασκευής. Γνωστός ως απλά Boston πλέον, αποτελείται από τα τμήματα:

- Το πυελικό τμήμα
- Το θωρακο-κοιλιακό τμήμα, και
- Τα εσωτερικά πίεστρα.

Το πυελικό τμήμα αποτελεί ουσιαστικά το εκμαγείο της λεκάνης του ασθενούς με πολύ καλή εφαρμογή στις λαγόνιες ακρολοφίες. Πλάγια και πίσω, είναι κομμένο λοξά προκειμένου να επιτρέπει το άνετο κάθισμα του ασθενούς. Όντας η συνέχεια του πυελικού τμήματος, συνεχίζει μέχρι κάτω από τις μασχάλες και τις κάτω γωνίες των ωμοπλατών. Ολόκληρος ο κηδεμόνας στην οπίσθια επίπεδη πλευρά του, είναι κομμένος κάθετα και τέσσερις οριζόντιοι ιμάντες τον δένουν (Εικόνα 2.2), (2).



Εικόνα 2.2: Κηδεμόνας Boston (48)

Τα εσωτερικά πίεστρα φτιαγμένα από αφρώδες υλικό τύπου plastazote, τοποθετούνται επιπλέον της εσωτερικής επένδυσης του κηδεμόνα από το ίδιο υλικό, σε σημεία που απαιτούνται μεγαλύτερες πιέσεις.

Χαρακτηρίζεται κηδεμόνας όλης της ημέρας (full time), με τουλάχιστον είκοσι ώρες ημερήσιας χρήσης. Κατάλληλος για τη διόρθωση μικρών και μεγάλων σκολιωτικών παραμορφώσεων, με διόρθωση όταν είναι ικανοποιητικά σφιγμένοι οι ιμάντες αλλά χωρίς να έχει προσδιοριστεί ο απαιτούμενος βαθμός του σφιξίματος και κατ' επέκταση το μέγεθος των ασκούμενων δυνάμεων και της διορθωτικής πίεσης (25,49,50). Ο τρόπος δράσης του μπορεί να χαρακτηριστεί άμεσος και έμμεσος ταυτόχρονα. Ο έμμεσος τρόπος περιλαμβάνει ενεργητικές διορθώσεις μέσω ασκούμενων δυνάμεων στα πρόσθια κοιλιακά τοιχώματα του ασθενούς. Ο άμεσος τρόπος περιλαμβάνει διορθωτικές πιέσεις πάνω στο θώρακα και τη σπονδυλική στήλη που έχουν ως αποτέλεσμα την αλλαγή των παραμορφώσεων της σπονδυλικής στήλης και λιγότερο των πλευρικών τόξων (2).

2.3.3 Κηδεμόνας Chêneau

Είναι ένας κηδεμόνας που κυρίως χρησιμοποιείται στη Γαλλία, όπου και σχεδιάστηκε και πήρε το όνομα του σχεδιαστή του. Επίσης είναι ο πιο δημοφιλής κηδεμόνας στη Πολωνία, και παραλλαγές του χρησιμοποιούνται στην Ισπανία (Rigo System) και στη Γερμανία (ScoliOlogic) (25,51,52).



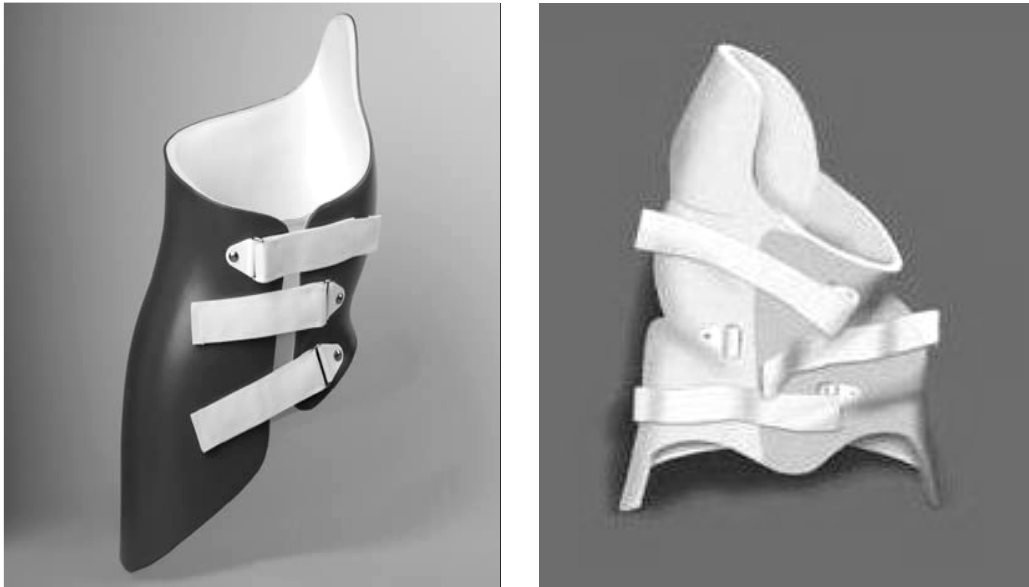
Εικόνα 2.3: Κηδεμόνας Chêneau (53)

Αποτελεί έναν ακόμη κηδεμόνα τύπου TLSO ενεργητικής και παθητικής διόρθωσης. Ο βασικός μηχανισμός διόρθωσής του στηρίζεται στην ύπαρξη τριών περιοχών πίεσης με στόχο το περιορισμό του ύβου. Οι σπόνδυλοι δέχονται δυνάμεις μόνο σε ένα μικρό μέρος της επιφάνειάς τους και τα σημεία πίεσης δρουν έμμεσα και μέσω του μαλακού ιστού επί του οπίσθιου τόξου. Δύο ειδών δυνάμεις ασκούνται: το πρώτο είδος στόχο έχει την επιμήκυνση της απόστασης μεταξύ κεφαλής και λεκάνης και την αύξηση της ελαστικότητας των σπονδύλων. Το δεύτερο είδος εξέρχεται του κηδεμόνα προς τα πάνω και εμπρός στη περιοχή του κάτω μισού της καμπύλης σε ένα ελαφρώς λοξό επίπεδο (54).

2.3.4 Άλλοι κηδεμόνες

Εκτός των παραπάνω κηδεμόνων, κατά καιρούς αναπτύχθηκαν και εξακολουθούν να χρησιμοποιούνται και άλλοι κηδεμόνες όντας ωστόσο λιγότερο δημοφιλείς. Οι κηδεμόνες

Charleston και Providence είναι τύπου TLSO και χαρακτηρίζονται ως νυχτερινής ώρας κηδεμόνες (nighttime brace) διότι εφαρμόζονται μόνο κατά τη διάρκεια του νυχτερινού ύπνου (Εικόνα 2.4).



Εικόνα 2.4: Κηδεμόνες Providence και Charleston (55,56)

Η εφαρμογή τους έχει ως στόχο να χρησιμοποιήσει μια γραμμή αναφοράς (τη νοητή ευθεία γραμμή της φυσιολογικής σπονδυλικής στήλης) και να φέρει με τις ασκούμενες δυνάμεις τις κορυφές των σκολιωτικών καμπύλων σε αυτή τη γραμμή. Το κυρίως σώμα του κηδεμόνα παραμένει συνεχές και χωρίς τρύπες και τα αποτελέσματα της εφαρμογής τους σε ασθενείς με εφηβική ιδιοπαθή σκολίωση, ήταν υποδεέστερα των συμβατικών κηδεμόνων TLSO (57-59).

Άλλοι κηδεμόνες που χρησιμοποιούνται πολύ λιγότερο και σε μεμονωμένες περιπτώσεις, είναι: ο Lyonnaise στη Γαλλία και Ιταλία, ο TriaC στην Ολλανδία, ο SpineCor στις ΗΠΑ, ο Sforzesco και ο PASB στην Ιταλία (41).

Κεφάλαιο 3^ο

ΔΥΝΑΜΙΚΟΣ ΑΝΤΙΣΤΡΟΦΙΚΟΣ

ΚΗΔΕΜΟΝΑΣ (DDB)

Ο Δυναμικός Αντιστροφικός Κηδεμόνας ή αλλιώς Dynamic Derotation Brace (DDB) είναι ένας κηδεμόνας εξατομικευμένης κατασκευής. Ανήκει στην κατηγορία των υπομασχάλιων TLSO κηδεμόνων και η κατασκευή του βασίστηκε σε αυτή του κηδεμόνα Boston.

3.1 Ιστορία της κατασκευής του DDB

Ο κηδεμόνας DDB σχεδιάστηκε και αναπτύχθηκε από ορθοπαιδικούς χειρουργούς ιατρούς του Τμήματος Σκολίωσης & Σπονδυλικής Στήλης του Νοσοκομείου ΚΑΤ της Αθήνας, με την βοήθεια τεχνικών κατασκευής κηδεμόνων και με πρώτη εφαρμογή του το 1982. Μετά από χρόνια δοκιμών, βελτιώσεων και θεραπευτικής εφαρμογής του, θεωρείται ο δημοφιλέστερος και ίσως ο αποτελεσματικότερος κηδεμόνας σκολίωσης σε Ελλάδα και Κύπρο. Το Τμήμα Σκολίωσης & Σπονδυλικής Στήλης του νοσοκομείου ΚΑΤ εξακολουθεί να επιλέγει τον DDB ως καταλληλότερο τρόπο συντηρητικής θεραπείας της σκολίωσης.

Οι εμπνευστές του DDB, στηριζόμενοι στη μεγάλη εμπειρία τους με διάφορους τύπους κηδεμόνα, σχεδίασαν το DDB ως μια παραλλαγή του γνωστού κηδεμόνα Boston με στόχο να ελέγξουν τη ροπή περιστροφής που προσδίδει στο σώμα η σκολίωση. Η πρώτη απόπειρα των παραπάνω για δημιουργία ενός νέου κηδεμόνα, είχε ως αποτέλεσμα την κατασκευή του κηδεμόνα Boston LP (Limited Pressure). Αυτός ο τύπος κηδεμόνα, χρησιμοποιήθηκε για μικρό χρονικό διάστημα και τον διαδέχτηκε ο DDB, ο οποίος σε σχέση με τον Boston είχε επιπλέον ένα σύστημα ελαφριών και όχι εύκαμπτων ελασμάτων (πιέστρων) από αλουμίνιο στην οπίσθια πλευρά του. Αρχικά, η κατασκευή του κηδεμόνα στηριζόταν στην δημιουργία ενός γύψινου προπλάσματος του κορμού του ασθενούς πάνω στο οποίο στη συνέχεια απλωνόταν ένα ζεσταμένο φύλλο PVC, προκειμένου να πάρει τη μορφή του προπλάσματος

εξωτερικά και να αποτυπώσει τις σκολιωτικές καμπύλες. Το ένα ή περισσότερα ελάσματα, ανάλογα με το τύπο της παραμόρφωσης, τοποθετούνταν τελευταία και ακριβώς στο υψηλότερο σημείο της καμπύλης, τον ύβο.

Τα πρώτα αποτελέσματα μετά την υιοθέτηση του DDB ως τρόπο συντηρητικής αντιμετώπισης της σκολίωσης, ήταν πολύ ενθαρρυντικά. Αυτό προκάλεσε αύξηση στην χρήση του και η σχεδιάσή του τελειοποιήθηκε. Ακτινολογικά και κλινικά στοιχεία καθιστούσαν το νέο κηδεμόνα ως ένα αποτελεσματικό εργαλείο για την συντηρητική αντιμετώπιση της σκολίωσης και παρείχε αποδείξεις πραγματικής διόρθωσης των παραμορφώσεων. Αν και η χρήση του άρχισε να γίνεται πολύ διαδεδομένη λόγω των ενθαρρυντικών αποτελεσμάτων του, η εμφάνιση ερευνητικών και κλινικών μελετών που να αναφέρονται στην αποτελεσματικότητά του, άργησαν να εμφανιστούν και συγκεκριμένα η πρώτη ερευνητική εργασία με αναφορά στον DDB, δημοσιεύτηκε το 1986 (2,60,61).

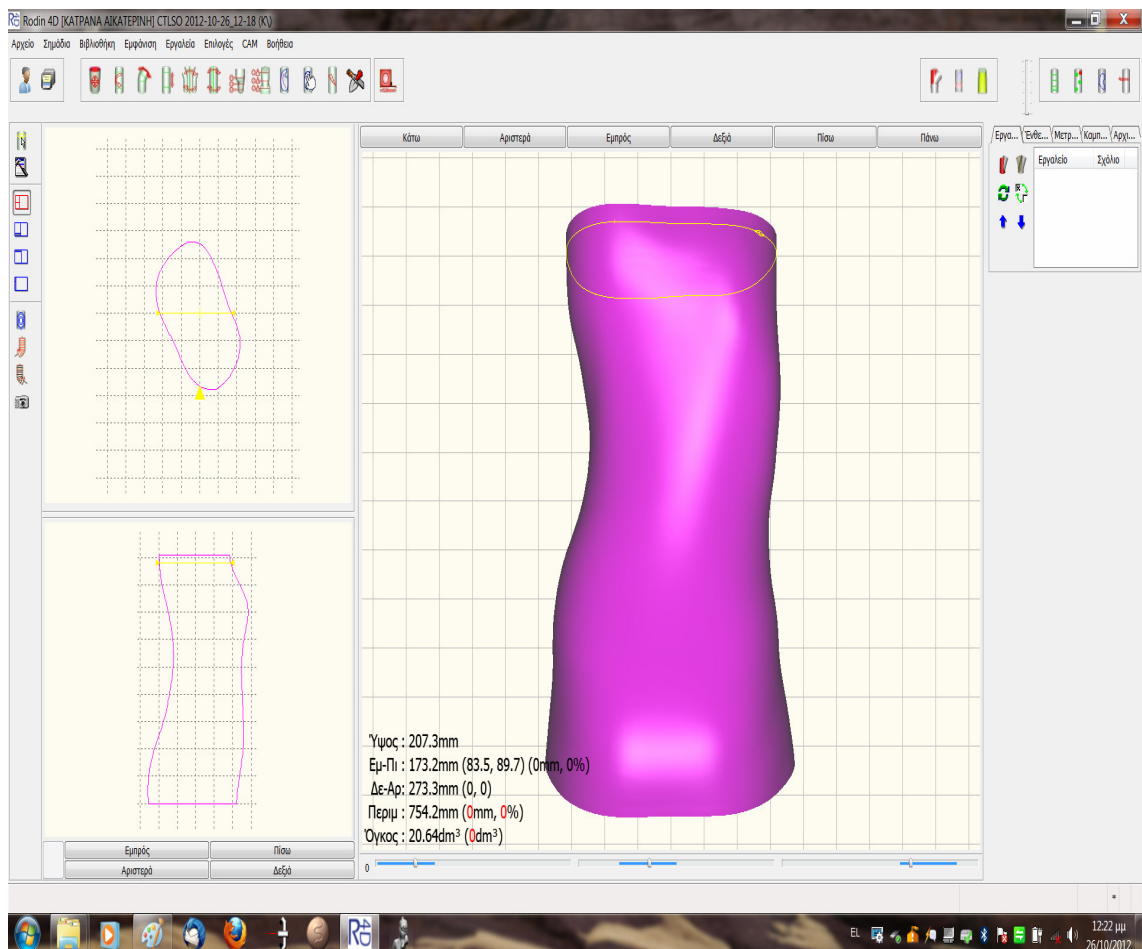
3.2 Κατασκευή και περιγραφή του DDB

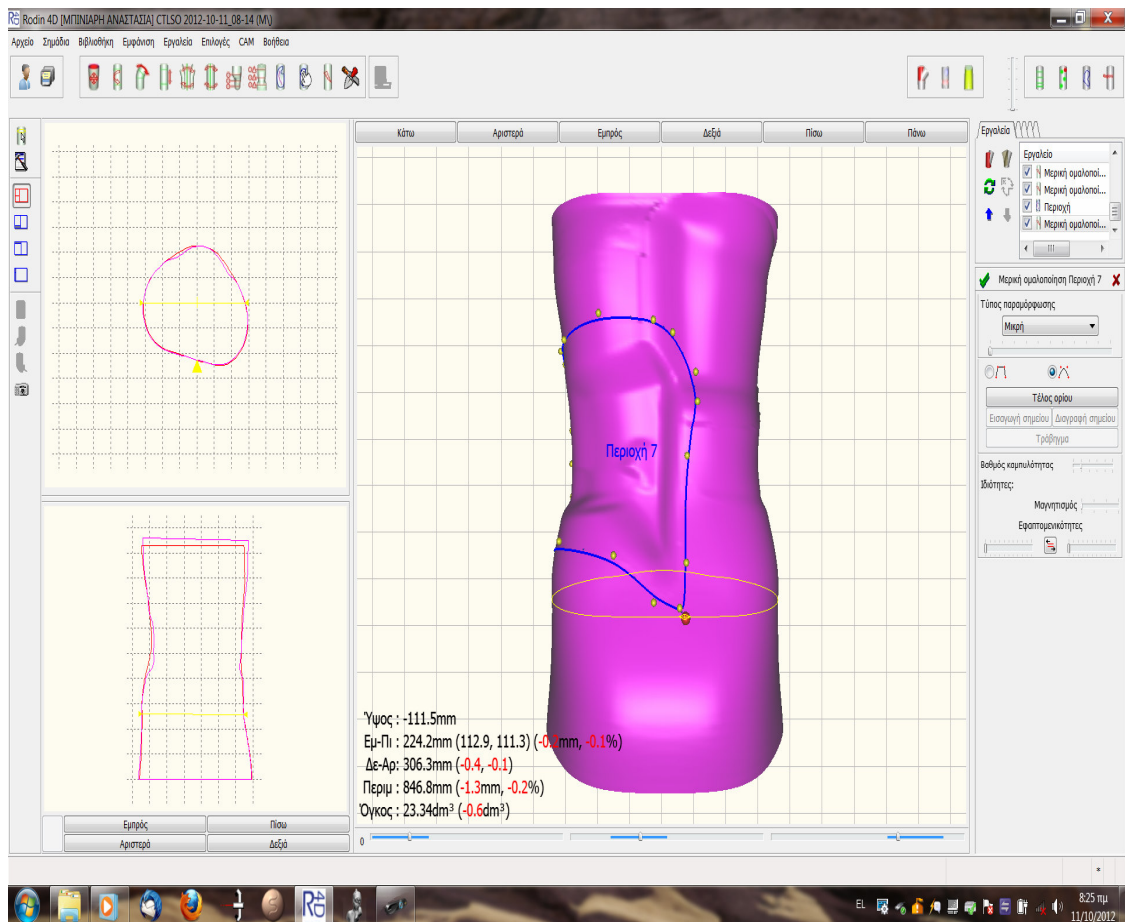
Η βασική διαφοροποίηση του DDB από τον Boston Brace είναι η τοποθέτηση των ελασμάτων από αλουμίνιο στην οπίσθια πλευρά του κηδεμόνα, με αντιστροφική (derotation) δράση.

3.2.1 Κατασκευή

Σήμερα, ο DDB κατασκευάζεται με τη βοήθεια συσκευής σάρωσης του ασθενούς με δέσμη laser, και την κατασκευή του κηδεμόνα με τη μέθοδο CAD/CAM, χωρίς πριν να απαιτείται η κατασκευή γύψινου καλουπιού όπως στο παρελθόν (Εικόνα 3.1α και β). Έτσι, βάσει της

σάρωσης του ασθενούς, χαράσσεται επί ενός κατάλληλων διαστάσεων κομματιού από ειδική πολουρεθάνη ορθοπαιδικής χρήσης και με τη βοήθεια ενός παντογράφου, ένα πρόπλασμα που αντιστοιχεί στο κορμό του ασθενούς. Αυτό το πρόπλασμα αποτελεί και την ανάλυση των παραμορφώσεων του κορμού του ασθενούς. Ο παντογράφος ουσιαστικά μεταφράζει τα ψηφιακά αρχεία τύπου CAM σε πραγματικό χρόνο μέσω ενσωματωμένου H/Y, σε κινήσεις χάραξης με ακρίβεια χιλιοστού. Στην συνέχεια, ένα ζεσταμένο σε ειδικό φούρνο, φύλλο από PVC πάχους 3mm, απλώνεται επιμελώς επάνω στο πρόπλασμα και αφού κρυώσει έχει πάρει τη μορφή του, αποτυπώνοντας ταυτόχρονα και τις σκολιωτικές καμπύλες.





Εικόνες 3.1α και β: Διαδικασία δημιουργίας του προπλάσματος

3.2.2 Περιγραφή

Χάριν της περιγραφής και της λειτουργικότητάς του, ο κηδεμόνας μπορεί να χωριστεί σε τρία μέρη: το πυελικό τμήμα, την υπερκατασκευή (περιοχή κοιλιάς και θώρακα) και τα αντιστροφικά ελάσματα (2). Το πυελικό τμήμα και η υπερκατασκευή αποτελούν το κύριο σώμα του κηδεμόνα όπως αναφέρθηκε στην προηγούμενη παράγραφο. Το πρώτο, είναι ίδιο με το αντίστοιχο άλλων κηδεμόνων όπως ο Milwaukee και ο Boston και ο κύριος ρόλος του είναι η σταθερή συγκράτηση του κηδεμόνα στην λεκάνη του ασθενούς. Ταυτόχρονα όμως, προκαλεί μικρή μείωση της προς τα μπρος κλίσης της λεκάνης και εμπεριέχει διορθωτικά σημεία πίεσης. Επειδή το πυελικό τμήμα αποτελεί ουσιαστικά την βάση για όλο το

κηδεμόνα, η κατασκευή του και κατ' επέκταση η εφαρμογή του στο σώμα του ασθενούς πρέπει να είναι η καλύτερη δυνατή προκειμένου η αποτελεσματικότητα του κηδεμόνα να επηρεαστεί με τον καλύτερο τρόπο. Το πυελικό τμήμα συνεχίζεται ομαλά και χωρίς διακοπή προς τα πάνω και σχηματίζοντας την υπερκατασκευή του κηδεμόνα η οποία εφάπτεται στα κοιλιακά τοιχώματα και γύρω από το θώρακα καταλήγοντας κάτω από τις μασχάλες.

Προκειμένου να ευνοηθεί η περιγραφή του, μπορούμε να πούμε πάλι πως ο κηδεμόνας χωρίζεται σε τέσσερις επιφάνειες ή καλύτερα τέσσερα τοιχώματα: το πρόσθιο, το οπίσθιο και τα δύο πλάγια (δεξιό και αριστερό). Το πρόσθιο τοίχωμα περιλαμβάνει το αντίστοιχο πρόσθιο τοίχωμα του πυελικού τμήματος, το κοιλιακό τμήμα και το πρόσθιο τμήμα του θώρακα. Το ανώτερο τμήμα του φτάνει μέχρι το ύψος της κορυφής του στέρνου απ' όπου συνεχίζεται προς τα πάνω με ένα τόξο το οποίο περιβάλλει το στήθος που προβάλλει περισσότερο προς τα εμπρός και το οποίο είναι αυτό που αντιστοιχεί στο θωρακικό ημιμόριο που είναι προς το κοίλο της σκολιωτικής καμπύλης. Ο κηδεμόνας αφήνει ακάλυπτο το άλλο ημιμόριο του πρόσθιου θωρακικού τοιχώματος που αντιστοιχεί στο κυρτό της σκολιωτικής καμπύλης.

Τα πλάγια τοιχώματα φτάνουν μέχρι κάτω από τις μασχάλες και συνεχίζονται με τοξοειδείς προεκτάσεις προς τα εμπρός και πάνω, σχηματίζοντας τα πρόσθια πίεστρα στην περιοχή των ώμων. Η προς τα πίσω συνέχεια των δύο πλάγιων τοιχωμάτων σχηματίζει τα δύο πλάγια ημιμόρια (δεξιό και αριστερό), του οπίσθιου τοιχώματος του κηδεμόνα τα οποία και καλύπτουν το κορμό του ασθενούς από το ύψος του μέσου περίπου των γλουτών μέχρι και την πάνω γωνία της ωμοπλάτης και από τις δύο πλευρές της. Όταν ο κηδεμόνας είναι

σφιγμένος επάνω στον ασθενή, τα δύο πλάγια ημιμόρια του οπίσθιου τοιχώματός του δεν ακουμπάνε μεταξύ τους αλλά απέχουν κατά 3-5cm μεταξύ τους.

Συνολικά ο DDB περιβάλλει το πάνω τμήμα της λεκάνης, την κοιλιά και το θώρακα, έχοντας δύο ανοίγματα γύρω από τα στήθη του ασθενούς, από τα οποία αυτό που αντιστοιχεί στο κοίλο της σκολιωτικής καμπύλης είναι κλειστό προς τα πάνω και πιέζει το πρόσθιο θωρακικό τοίχωμα ενώ το αντίθετο είναι μεγαλύτερο και ανοιχτό προς τα πάνω. Το άνοιγμα αυτό που αντιστοιχεί στο ημιμόριο του θώρακα όπου υπάρχει ο οπίσθιος πλευρικός ύβος, πρέπει να είναι όσο το δυνατό μεγάλο, φτάνοντας ακόμα και μέχρι το άνω όριο των κοιλιακών τοιχωμάτων έτσι ώστε να αφήνει ακάλυπτο το πρόσθιο θωρακικό τοίχωμα μέχρι και τα κάτω όρια των πλευρικών τόξων. Αυτό συμβαίνει γιατί ο στόχος του DDB είναι να μην ασκούνται καθόλου πιέσεις σε αυτό το πρόσθιο τοίχωμα του θώρακα. Εσωτερικά ο κηδεμόνας δεν φέρει κάποια επένδυση εκτός των περιοχών στις οποίες εμφανίζονται οι παραμορφώσεις. Με επίκεντρο την κορυφή της καμπύλης, τοποθετούνται κομμάτια από ειδικό αφρώδες υλικό το plastazote, που είναι υποαλλεργικό και καθαρίζεται εύκολα. Το πάχος του αφρώδους υλικού είναι 6mm, το μήκος του 10-24cm και το πλάτος του 9cm. Το μήκος του διαφέρει ανάλογα με το είδος της κύρτωσης. Αν αυτή είναι οσφυϊκή τότε έχει το ελάχιστο μήκος, ενώ αν είναι θωρακική ή θωρακο-οσφυϊκή τότε είναι μεγαλύτερο και έως μέγιστο, λόγω της μεγαλύτερης έκτασης που καταλαμβάνουν οι κυρτώσεις αυτού του τύπου. Στη περίπτωση διπλής σκολίωσης αφρώδες υλικό τοποθετείται σε δύο διαφορετικά σημεία και ακριβώς στις κορυφές των δύο καμπύλων, όμοια με παραπάνω. Επίσης, είναι δυνατό να τοποθετηθούν κομμάτια του αφρώδους υλικού και σε σημεία ή περιοχές όπου απαιτείται πρόσθετη πίεση μετά την κατασκευή του κηδεμόνα λόγω διαφοροποίησης της δράσης του με την πρόοδο της θεραπείας, ή λόγω αλλαγής των σωματικών χαρακτηριστικών του ασθενούς και κατ'

επέκταση των αναλογιών στις αντιστοιχίες μεταξύ κηδεμόνα και σώματος. Τέλος, plastazote τοποθετείται και στην εσωτερική επιφάνεια των πιέστρων που βρίσκονται στη πίσω πλευρά του κηδεμόνα. Τα κομμάτια από plastazote χρησιμοποιούνται για να οδηγήσουν διορθωτικές δυνάμεις εντός του συστήματος του DDB. Ο βασικός τους ρόλος είναι να ασκήσουν ισχυρές δυνάμεις ακριβώς στις σκολιωτικές καμπύλες και επιπλέον δύναμη από την ήδη ασκούμενη, όπου αυτό κριθεί αναγκαίο. Ολόκληρη η κατασκευή του κηδεμόνα ενισχύεται με μεταλλικές μπάρες από αλουμίνιο και αυτές. Τοποθετούνται στις περιοχές που δέχονται τις μεγαλύτερες πιέσεις μέσω των ασκούμενων δυνάμεων όπως είναι τα τόξα στο πρόσθιο θωρακικό τοίχωμα και το κατακόρυφο άνοιγμα στη πίσω επιφάνεια και από τις δύο πλευρές του. Μπορεί να είναι κατασκευασμένες και από PVC και διαστάσεων σαν αυτές των μεταλλικών μπαρών. Στην μπροστινή πλευρά του κηδεμόνα τοποθετούνται τρεις μπάρες: η αριστερή και η δεξιά υπομασχάλια και μια κεντρικά (61). Ο ρόλος της αριστερής και της δεξιάς αλλάζει με το είδος της κύρτωσης. Για παράδειγμα, στην περίπτωση μιας δεξιάς θωρακικής κύρτωσης, η δεξιά μπάρα εκτίνεται μέχρι το τέλος του πιέστρου στην περιοχή του ώμου και η αριστερή μπάρα τοποθετείται στην αντίθετη πλευρά από τον ύβο. Η κεντρική μπάρα ξεκινάει από το ξιφοειδές και κινούμενο πλάγια αριστερά, συναντά τη αριστερή μπάρα. Όλες έχουν πλάτος 15mm και πάχος 3,5mm περίπου.

Στην πίσω πλευρά του κηδεμόνα, οι μπάρες τοποθετούνται και οι δύο κατά μήκος του τελειώματος των δύο ημιμορίων του, χωρίς να δυσκολεύουν το άνοιγμά του και το να φορεθεί αυτός χωρίς ιδιαίτερη δυσκολία. Ξεκινάνε από το ύψος της ωμοπλάτης και καταλήγουν στην λεκάνη του ασθενούς. Έχουν πλάτος 30mm και πάχος 2,2mm περίπου. Τα πιέστρα, που αποτελούν και το βασικό χαρακτηριστικό του DDB, στερεώνονται από το ένα άκρο τους στο οπίσθιο ημιμόριο που αντιστοιχεί στον σκολιωτικό ύβο και κατά μήκος της

μεταλλικής μπάρας που έχει προστεθεί εκεί. Το άλλο άκρο που είναι ελεύθερο, έχει υποστεί μια καμπύλωση προκειμένου να εμφανίζει μια αμβλεία γωνία προς τα έξω. Το κατά πόσο θα είναι έντονη η γωνία αυτή, εξαρτάται αναλογικά από το μέγεθος της κύρτωσης χωρίς ωστόσο να υπάρχει μέχρι σήμερα συγκεκριμένος κανόνας που να ποσοτικοποιεί την αναλογική αυτή σχέση. Αυτό σημαίνει πως ρυθμίζεται καθαρά εμπειρικά από τους εξειδικευμένους τεχνικούς που κατασκευάζουν το κηδεμόνα. Κατά την εφαρμογή του κηδεμόνα, το ελεύθερο άκρο του κάθε ελάσματος εισέρχεται κάτω από το απέναντι οπίσθιο ημιμόριο του κηδεμόνα. Είναι δύσκαμπτα με πάχος 1,5mm, ύψος 7cm και μήκος που εξαρτάται από τα σωματικά χαρακτηριστικά του ασθενούς και ίσο με 16-18cm. Είναι από ένα έως τρία στο πλήθος. Ένα είναι όταν πρόκειται για μονή κύρτωση και οσφυϊκή και τοποθετείται στην κορυφή του ύβου. Δύο έως τρία είναι όταν πρόκειται για διπλή (π.χ. θωρακική δεξιά και οσφυϊκή αριστερή) κύρτωση. Στην διπλή κύρτωση δύο πίεστρα τοποθετούνται στις κορυφές των δύο ύβων, και στην περίπτωση της θωρακικής απαιτούνται παραπάνω του ενός πίεστρου προκειμένου να καλυφθεί το σύνολο της έκτασης της παραμόρφωσης. Σε περίπτωση μονής θωρακικής ή θωρακο-οσφυϊκής κύρτωσης, τα πίεστρα είναι ένα ή δύο και ανάλογα με την έκταση της παραμόρφωσης. Μπορούμε να πούμε πως το κάθε πίεστρο καλύπτει παραμόρφωση που εκτείνεται σε μέχρι πέντε σπονδύλους. Η εφαρμογή του κηδεμόνα ολοκληρώνεται με το σφίξιμο των τεσσάρων οριζόντιων ιμάντων που είναι στερεωμένοι στα πλάγια και πίσω τοιχώματα τα οποία κλείνουν με αυτοκόλλητες ταινίες πολλαπλών χρήσεων. Επίσης, καθ' όλη την επιφάνεια του κηδεμόνα ανοίγονται τρύπες διαμέτρου μερικών χιλιοστών, προκειμένου να είναι δυνατός ο αερισμός του σώματος του ασθενούς και η απομάκρυνση εγκλωβισμένου αέρα μεταξύ του σώματος και της εσωτερικής επιφάνειας του κηδεμόνα κατά την χρήση του, με στόχο την καλύτερη εφαρμογή του επάνω στο σώμα του ασθενούς (Εικόνα 3.2). Να διευκρινιστεί πως οι αλλοιώσεις χρώματος κίτρινου που φαίνονται στις

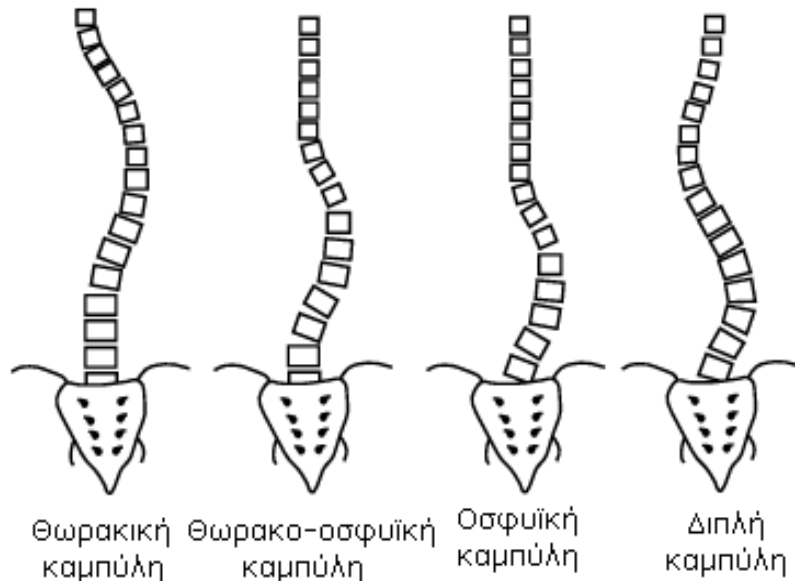
παρακάτω εικόνες, είναι αλλοιώσεις της κόλλας που χρησιμοποιήθηκε προκειμένου να στερεωθούν τα κομμάτια plastazote στις περιοχές ενδιαφέροντος. Αυτό συμβαίνει με τη πάροδο του χρόνου και για όλους τους κηδεμόνες ανεξαιρέτως.





Εικόνα 3.2: Εμπρόσθια, οπίσθια, πλάγια αριστερή και δεξιά όψη και κάτοψη του DDB

Ο σχεδιασμός των διαφόρων ειδών του DDB στηρίχτηκε στην ευρέως χρησιμοποιούμενη κατηγοριοποίηση των καμπύλων σκολίωσης, σε θωρακικές, θωρακο-οσφυϊκές, οσφυϊκές και διπλές (διπλοί συνδυασμοί θωρακικών, θωρακο-οσφυϊκών και οσφυϊκών), (Εικόνα 3.3).



Εικόνα 3.3: Κατηγοριοποίηση των σκολιωτικών κυρτώσεων (61)

3.3 Εμβιομηχανική ανάλυση και τρόπος δράσης

Ο DDB χωρίς τα αντιστροφικά ελάσματα (πίεστρα), λειτουργεί όπως ακριβώς ένας συνηθισμένος κηδεμόνας Boston διορθώνοντας την σκολιωτική κύρτωση της σπονδυλικής στήλης του ασθενούς με τις πλάγια ασκούμενες πιέσεις και βάσει της αρχής των τριών σημείων που έχει περιγραφεί στο 2^ο Κεφάλαιο. Η τοποθέτηση των αντιστροφικών πιέσεων δημιουργεί πρόσθετα ζεύγη αντιστροφικών δυνάμεων τα οποία δρουν στο οριζόντιο επίπεδο προκαλώντας στροφική παραμόρφωση του θώρακα αντίθετη με αυτή που ήδη έχει προκληθεί από τη σκολίωση (2,41,47,61). Η πιο έντονη αντιστροφική δράση εντοπίζεται στη περιοχή του θώρακα όπου υπάρχουν και μεγαλύτερα περιθώρια στροφικής παραμόρφωσης του κηδεμόνα. Μπορούμε να πούμε πως ένας DDB έχει ταυτόχρονα ενεργητικό και

παθητικό διορθωτικό ρόλο. Ο κηδεμόνας παρέχει μηχανική στήριξη στο σώμα (παθητικός ρόλος) και ταυτόχρονα ασκεί δυνάμεις αντίθετες προς την σκολιωτική παραμόρφωση (ενεργητικός ρόλος).

Η τοποθέτηση του ελεύθερου άκρου των αντιστροφικών ελασμάτων κάτω από την κάθετη μπάρα του αντίθετου ημιμορίου, δημιουργεί το προαναφερόμενο ζεύγος δυνάμεων που προκαλεί έλξη του ενός ημιμόριου προς τα πίσω και παράλληλη ώθηση του άλλου, στο οποίο είναι στερεωμένο το έλασμα, προς τα μπρος. Αποτέλεσμα της αντίθετης αυτής κίνησης των δύο ημιμορίων του κηδεμόνα είναι η αύξηση των πιέσεων που ασκούνται πάνω στον ύβο από πίσω και στο πρόσθιο τοίχωμα, στο αντίθετο ημιμόριο, ενώ ταυτόχρονα ελαχιστοποιούνται ή και μηδενίζονται οι πιέσεις από τον κηδεμόνα στο πρόσθιο τοίχωμα αντίστοιχα με το ημιμόριο στο οποίο είναι στερεωμένο το αντιστροφικό έλασμα και στο πίσω τοίχωμα, στο αντίθετο πλάγιο. Με αυτό τον τρόπο επιτυγχάνεται περιστροφική κίνησή του με κατεύθυνση αντίθετη προς την στροφική παραμόρφωση εξαιτίας της σκολίωσης. Η συνεχής δράση αυτών των αντιστροφικών δυνάμεων προκαλεί την προοδευτική υποχώρηση και εξομάλυνση του πλευρικού ύβου ενώ ταυτόχρονα προωθείται ολόκληρο το ημιμόριο του θώρακα της ίδιας πλευράς του σώματος, προς τα εμπρός. Το αντίθετο συμβαίνει για το άλλο ημιμόριο του θώρακα. Η αλλαγή αυτή στο σχήμα του κορμού του ασθενούς φαίνεται πως επηρεάζει προοδευτικά και τις πλάγιες πιέσεις που διοχετεύονται μέσα από τα πλευρικά τόξα προς τη σπονδυλική στήλη του ασθενούς. Αυτή η αντιστροφική δράση του DDB έχει σαν αποτέλεσμα τη θεαματική διόρθωση θωρακικών παραμορφώσεων σε σχέση με τις παραμορφώσεις της σπονδυλικής στήλης, σε ασθενείς που βρίσκονται ηλικιακά κοντά στη σκελετική ωρίμανσή τους. Αυτό συμβαίνει λόγω της μεγαλύτερης ελαστικότητας που εμφανίζουν οι πλευρές σε σχέση με τη σπονδυλική στήλη και επιπλέον στο γεγονός πως οι

δυνάμεις στη περίπτωση της σπονδυλικής στήλης ασκούνται πάνω της έμμεσα και όχι απευθείας (2). Από αυτό προκύπτει πως οι ισχυρότερες δυνάμεις ασκούνται από το κηδεμόνα στη περιοχή που έχει τοποθετηθεί το κομμάτι από plastazote στην εσωτερική επιφάνειά του και ακριβώς επάνω στην κορυφή του ενός ή περισσότερων ύβων. Αυτές οι δυνάμεις και κατ' επέκταση οι πιέσεις που προκαλούν, είναι το τμήμα της εμβιομηχανικής δράσης του DDB που έχει την μεγαλύτερη αξία διερεύνησης.

3.4 Σωστή εφαρμογή και έλεγχος του DDB

Ο DDB χαρακτηρίζεται από την απλότητα και ταυτόχρονα πολυπλοκότητα της κατασκευής του. Η απλότητα έχει να κάνει με τη κατασκευή του πλαστικού κορμού που σχετίζεται με την διόρθωση των πλάγιων κυρτωμάτων του αξονικού σκελετού. Η πολυπλοκότητά του έχει να κάνει με την ταυτόχρονη ύπαρξη των αντιστροφικών μηχανισμών που αν δε τοποθετηθούν σωστά υπάρχει η περίπτωση να υποβαθμίσουν συνολικά την αποτελεσματικότητα του κηδεμόνα.

Ο κηδεμόνας καλό είναι να φοριέται πάντα μόνο πάνω από φανελάκι με μανίκια προκειμένου να μην έρχεται σε άμεση επαφή με το σώμα του ασθενούς. Στη συνέχεια βεβαιώνεται κατά την εφαρμογή του πως εφαρμόζει καλά πάνω στην λεκάνη του ασθενούς και πως δεν υπάρχει στροφική ασυμμετρία. Κατά το σφίξιμο των ιμάντων διασφαλίζεται η τοποθέτηση όλων των ελασμάτων κάτω από το αντίθετο ημιμόριο του οπίσθιου τοιχώματος του κηδεμόνα και χωρίς να προκληθεί κατακόρυφη μετατόπιση του ενός ημιμορίου σε σχέση με το άλλο. Επιπλέον, οι ιμάντες πρέπει να φέρουν επάνω τους μετά την κατασκευή του κηδεμόνα, χαρακτηριστικά σημάδια που σηματοδοτούν το σημείο για το οποίο το σφίξιμο τους είναι το μέγιστο και

ταυτόχρονα επιθυμητό για τον τεχνικό κατασκευής του κηδεμόνα και βάσει των οδηγιών του θεράποντα ιατρού. Ο κηδεμόνας πρέπει να αφήνει ένα σχετικό βαθμό ελευθερίας κινήσεων του ασθενούς στα τμήματά του όπου δεν χρειάζεται να ασκούνται πιέσεις, όπως είναι το πρόσθιο τοίχωμα από την πλευρά που υπάρχει ο ύβος και το οπίσθιο τοίχωμα του θώρακα από το αντίθετο πλάγιο.

Για τον DDB σε σχέση με τους υπόλοιπους γνωστούς υπομασχάλιους κηδεμόνες, υπάρχει μια επιπλέον χαρακτηριστική ένδειξη: έχει την ικανότητα να διορθώνει την κλινική εικόνα που είναι παραμορφωμένη λόγω ύπαρξης πλευρικού ύβου. Η χρήση του κηδεμόνα θεωρείται αποτελεσματική όταν χρησιμοποιείται για τουλάχιστον 20 ώρες ημερησίως με διάλλειμα 4 ωρών το πολύ και ποτέ σπαστά, για όλο το χρονικό διάστημα που επιβάλλει η εξατομικευμένη θεραπεία. Τέλος, κατά τη διάρκεια της θεραπείας δεν απαιτείται η πραγματοποίηση ειδικών ασκήσεων από τον ασθενή.

Μελέτες έδειξαν πως ειδικά το κομμάτι της εξωτερικής εμφάνισης κατά τη διάρκεια χρήσης του DDB, έχει βελτιωθεί αισθητά για τους ασθενείς, όπως επίσης και το κομμάτι της ποιότητας ζωής (62-64).

3.5 Σκοπός της εργασίας

Σκοπός της παρούσας εργασίας ήταν η ανάλυση και κατ' επέκταση η εξήγηση της εμβιομηχανικής συμπεριφοράς και δράσης του πιο δημοφιλούς στην Ελλάδα κηδεμόνα συντηρητικής θεραπείας σκολίωσης του DDB, υπό συνθήκες που προσομοιάζουν τη καθημερινότητα των ασθενών. Παρόλο που η κατασκευή του DDB στηρίχτηκε στο κηδεμόνα τύπου Boston, αποτελεί κατασκευή ελληνικής επινοήσης και εξέλιξης.

Σε σχέση με τον DDB δεν είχε υπάρξει μέχρι σήμερα καμιά ολοκληρωμένη απόπειρα μελέτης της διορθωτικής συμπεριφοράς του από εμβιομηχανικής άποψης και με δεδομένα τη μέτρηση των ασκούμενων δυνάμεων και αναπτυσσόμενων πιέσεων ως αποτέλεσμα της δράσης των πρώτων μεταξύ του σώματος του ασθενούς και του κηδεμόνα, ακριβώς στο σημείο του ύβου (Θωρακική δεξιά – Θδ και Θωρακο-οσφυϊκή δεξιά ή αριστερή – ΘΟδ ή ΘΟα σκολίωση) ή των ύβων (Θωρακική δεξιά & Οσφυϊκή αριστερή – Θδ & Οα σκολίωση) και στη περιοχή γύρω τους. Επιδίωξη και τελικά πράξη αποτέλεσε το να επεκταθούν οι μετρήσεις σε επαρκές πλήθος ασθενών για κάθε μια από τις κατηγορίες σκολίωσης: Θδ, ΘΟδ ή ΘΟα και Θδ & Οα. Σκοπός που επιτεύχθηκε ήταν επίσης αυτό το πλήθος των ασθενών να είναι μεγαλύτερο από κάθε άλλη παρόμοια ερευνητική προσπάθεια ελληνική ή διεθνή ανεξαρτήτου του είδους του μελετώμενου διορθωτικού κηδεμόνα μονής ή διπλής σκολίωσης.

Αφού έγινε προσεκτική επιλογή του κατάλληλου εξειδικευμένου μετρητικού εξοπλισμού, πραγματοποιήθηκε επεξεργασία των αριθμητικών δεδομένων με τη βοήθεια του στατιστικού λογισμικού πακέτου SPSS 17.0. Με αυτό το εργαλείο ήταν δυνατή η διερεύνηση της όποιας σχέσης υπήρχε μεταξύ διαφόρων καταστάσεων στις οποίες βρίσκονταν οι ασθενείς και

μεταξύ διαφόρων ομάδων στις οποίες χωρίστηκαν αυτοί, ανάλογα με τα ιδιαίτερα χαρακτηριστικά τους.

Στο ειδικό μέρος της διατριβής περιγράφονται λεπτομερώς όλες οι λεπτομέρειες που αφορούν στη προετοιμασία των ασθενών και του εξοπλισμού, στην πραγματοποίηση των μετρήσεων και τελικά στην επεξεργασία των δεδομένων προκειμένου να εξαχθούν χρήσιμα συμπεράσματα.

ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

Κεφάλαιο 4^ο

ΕΠΙΛΟΓΗ ΕΞΟΠΛΙΣΜΟΥ

Στο κεφάλαιο αυτό γίνεται μια περιγραφή του απαιτούμενου εξοπλισμού για τη πραγματοποίηση των μετρήσεων και αναλύσεων της παρούσας μελέτης. Γίνεται εκτενής αναφορά στις από απόψεως εξοπλισμού απαιτήσεις της μελέτης και στα κριτήρια και τα χαρακτηριστικά του απαιτούμενου εξοπλισμού που επέβαλαν συγκεκριμένες επιλογές.

4.1 Τα χαρακτηριστικά του εξοπλισμού

Ο απαιτούμενος εξοπλισμός αυτός περιλαμβάνει ένα φορητό Η/Υ και ένα σύστημα ανίχνευσης, καταγραφής και επεξεργασίας των ασκούμενων δυνάμεων και των αναπτυσσόμενων πιέσεων. Το σύστημα αυτό αποτελείται από το κατάλληλο λογισμικό και τον συνεργαζόμενο με αυτό αισθητήρα πίεσης. Το λογισμικό ελέγχει την λειτουργία του αισθητήρα και συλλέγει τις μετρήσεις των δυνάμεων και πιέσεων που αυτός ανιχνεύει (data acquisition). Το σύστημα λογισμικό – αισθητήρας, πρέπει να είναι σε θέση να ανιχνεύει, καταγράφει και επεξεργάζεται τις ασκούμενες δυνάμεις και τις πιέσεις που αναπτύσσονται μεταξύ του σώματος ενός ασθενούς και του διορθωτικού κηδεμόνα σκολίωσης (65).

Ο αισθητήρας που είναι και το πιο σημαντικό κομμάτι του εξοπλισμού, πρέπει να πληροί τουλάχιστον κάποιες ελάχιστες προδιαγραφές που επιβάλλονται από τις απαιτήσεις της παρούσας εργασίας. Οι Ferguson-Pell et al (66), προσδιόρισαν τις προδιαγραφές αυτές, προκειμένου ένας αισθητήρας αυτού του είδους να είναι κατάλληλος για εμβιομηχανικές μετρήσεις επί της επιφάνειας του ανθρώπινου σώματος λόγω άσκησης εξωτερικών δυνάμεων που προκαλούν την ανάπτυξη διορθωτικών πιέσεων. Ο αισθητήρας πρέπει:

- Να αποτελεί συστοιχία (array) αισθητήριων σημείων (sensels) προκειμένου να παρέχει την δυνατότητα χαρτογράφησης της πίεσης (pressure mapping) ή αλλιώς καταγραφής της διασποράς της πίεσης
- Να είναι διαστάσεων κατάλληλων για τη περιοχή ενδιαφέροντος
- Τα αισθητήρια σημεία να καταλαμβάνουν το σύνολο της επιφάνειας του αισθητήρα, προκειμένου να είναι δυνατή η λήψη μέτρησης από οποιοδήποτε σημείο της περιοχής ενδιαφέροντος
- Να δύναται να πραγματοποιεί μετρήσεις σε πραγματικό χρόνο
- Να είναι εξαιρετικά λεπτός
- Να μην επηρεάζεται η αποδοτικότητα και η αξιοπιστία του από την ύπαρξη καμπυλώσεων επί της επιφάνειας ενδιαφέροντος
- Να επηρεάζεται το ελάχιστο δυνατό από την μεταβολή θερμοκρασίας και υγρασίας
- Να εμφανίζει την ελάχιστη διακύμανση τιμών, για σταθερή ασκούμενη δύναμη σε συνάρτηση με τον χρόνο
- Να εμφανίζει την μέγιστη δυνατή επαναληψιμότητα και γραμμικότητα στην απόκριση
- Να εμφανίζει την ελάχιστη υστέρηση και ολίσθηση στις μετρούμενες τιμές
- Να έχει όσο το δυνατό μεγαλύτερη διάρκεια ζωής, και
- Να είναι χαμηλού κόστους

Διευκρινιστικά, ως υστέρηση ορίζεται η διαφορά στην τιμή εξόδου του συστήματος για συγκεκριμένη τιμή της ασκούμενης δύναμης, όταν η δύναμη κινείται αυξητικά και πτωτικά

προς αυτή τη τιμή. Επίσης, ως ολίσθηση, ορίζεται η διαφορά μεταξύ της τιμής της εξόδου και της ασκούμενης δύναμης, με τη πάροδο του χρόνου.

4.2 Οι διάφορες τεχνολογίες

Υπάρχουν πολλών ειδών αισθητήρες που διαφέρουν στη βασική αρχή λειτουργίας τους και που ήταν υποψήφιοι προς επιλογή για αυτή την εφαρμογή. Όλοι οι αισθητήρες έπρεπε να αντιδρούν σε φορτία επαφής ή αλλιώς ασκούμενες δυνάμεις στην επιφάνειά τους και να μετατρέπουν αυτές σε μετρήσιμη αναπτυσσόμενη πίεση. Ο υποψήφιος αισθητήρας μπορούσε να είναι πιεζοηλεκτρικός, πνευματικός, υδραυλικός, ωμικός ή χωρητικός.

Τα φορτία που αναπτύσσονται κατά τη διάρκεια μιας εφαρμογής χαρτογράφησης δυνάμεων και πιέσεων, είναι στατικά και δυναμικά. Ένας πιεζοηλεκτρικός αισθητήρας δεν είναι κατάλληλος για την μέτρηση στατικών φορτίων για παρατεταμένο χρονικό διάστημα, διότι η απόκρισή του ελαττώνεται με την πάροδο του χρόνου, μέχρι που μηδενίζεται. Ένας πνευματικός ή υδραυλικός αισθητήρας απαιτεί μια ιδιαίτερα σύνθετη εγκατάσταση η οποία έχει ως αποτέλεσμα το αυξημένο πάχος της χρησιμοποιούμενης διάταξης, κάτι που δεν εξυπηρετεί εφαρμογές που εμπλέκουν διορθωτικό κηδεμόνα σκολίωσης. Οι παραπάνω λόγοι περιόρισαν τις επιλογές σε δύο είδη αισθητήρα. Τα δύο αυτά είδη είναι οι ωμικοί και οι χωρητικοί αισθητήρες πίεσης που είναι και τα μοναδικά που έχουν την δυνατότητα να δώσουν χαρτογράφηση της πίεσης για μια περιοχή ενδιαφέροντος σε πραγματικό χρόνο, κάτι που ήταν σημαντικό για την συγκεκριμένη εργασία. Τα υπόλοιπα είδη πέρα των μειονεκτημάτων που προαναφέρθηκαν, επιπλέον δεν έχουν την δυνατότητα χαρτογράφησης πίεσης σε μια περιοχή ενδιαφέροντος σε πραγματικό χρόνο, παρά μόνο την λήψη μετρήσεων

σε συγκεκριμένα σημεία της περιοχής αυτής και σε δεύτερο χρόνο να υπολογίσουν τη μέση τιμή αυτών (67,68).

Η λειτουργία ενός ωμικού αισθητήρα στηρίζεται στην μεταβολή της αντίστασης ενός ειδικά κατασκευασμένου πιεζο-ωμικού στρώματος, όταν μια δύναμη ασκηθεί σε αυτό. Πλεονέκτημα ενός τέτοιου αισθητήρα είναι η απλότητα του κυκλώματος ανίχνευσης και μέτρησης της ασκούμενης δύναμης. Ανάλογα με το είδος της τεχνολογίας που χρησιμοποιείται, υπάρχουν προϊόντα εταιριών όπως η Interlink Electronics, CA, USA και η IEE, Luxemburg που δεν είναι κατάλληλα για την μέτρηση απόλυτων τιμών δύναμης ή πίεσης, μια και παρέχουν μόνο ποιοτική εκτίμηση αυτών μέσω του υπολογισμού της μέσης τιμής. Υπάρχουν βέβαια και προϊόντα που μετρούν επιπλέον και τις απόλυτες τιμές της δύναμης ή της πίεσης όπως της εταιρίας Tekscan Inc., MA, USA και που ήταν κατάλληλα για την παρούσα εργασία.

Η λειτουργία ενός χωρητικού αισθητήρα στηρίζεται στην μεταβολή της χωρητικότητας μεταξύ δύο παράλληλων πλακών, όταν εφαρμοστεί μία δύναμη. Οι χωρητικοί αισθητήρες εμφανίζουν κάποια συγκριτικά πλεονεκτήματα: εμφανίζουν γενικά μεγαλύτερη ακρίβεια από τους ωμικούς αισθητήρες, λόγω αυξημένης γραμμικότητας στην απόκρισή τους, μειωμένης ευαισθησίας σε μεταβολές της θερμοκρασίας και υγρασίας, μειωμένης υστέρησης και διακύμανσης της μέτρησης για σταθερό φορτίο, αυξημένης ανθεκτικότητας και αυξημένης προσαρμογής σε επιφάνειες που εμφανίζουν καμπυλώσεις. Η χωρητική μεταβολή που μετριέται είναι της τάξης του pF ή και μικρότερη. Αυτό καθιστά την απαίτηση για συστήματα μεγάλης ευαισθησίας, ακρίβειας και σταθερότητας, ουσιαστικής σημασίας.

Προϊόντα που ανταποκρίνονται σε κάτι τέτοιο είναι αυτά των εταιριών: Novel, MN, USA, Xsensor, Canada και Pressure Profile Systems Inc., CA, USA.

4.3 Σύγκριση μεταξύ ωμικών και χωρητικών αισθητήρων

Οι περισσότεροι ερευνητές που έχουν ως αντικείμενο την μέτρηση μεταβολών της ασκούμενης δύναμης ή αναπτυσσόμενης πίεσης, χρησιμοποιούν μετρητικά συστήματα που περιλαμβάνουν ωμικούς αισθητήρες. Αυτό συμβαίνει λόγω της εξαιρετικής απλότητας αυτών των συστημάτων σε σύγκριση με τα συστήματα που χρησιμοποιούν χωρητικούς αισθητήρες. Επίσης αποτελούν συστήματα υψηλής ταχύτητας στην απόκριση, κάτι που είναι σημαντικό για μεγάλες, υψηλής ανάλυσης συστοιχίες αισθητήρων, με επιπλέον μικρή ευαισθησία σε ηλεκτρομαγνητικά πεδία.

Παρά τα παραπάνω πλεονεκτήματα των ωμικών συστημάτων, υπάρχουν πλεονεκτήματα των χωρητικών συστημάτων που αξίζει να αναφερθούν. Η εταιρία Pressure Profile Systems έχει κατασκευάσει το σύστημα TactArray που αποτελεί χωρητικό αισθητήρα σε μορφή συστοιχίας με μέγεθος αισθητηρίων σημείων τα 2mm. Η εταιρία υποστηρίζει πως οι αισθητήρες της είναι κατά πολύ ακριβείς σε σχέση με τους ωμικούς αισθητήρες και ειδικότερα της εταιρίας Tekscan, λόγω του υλικού από το οποίο είναι φτιαγμένοι και προσαρμόζονται καλύτερα σε καμπυλώσεις της επιφάνειας ενδιαφέροντος. Αν και οι αισθητήρες της εταιρίας είναι κατά πολύ ακριβότεροι, η ίδια υποστηρίζει πως είναι μεγαλύτερης αντοχής και διάρκειας. Δυστυχώς όμως ερευνητικές εργασίες που να χρησιμοποίησαν αισθητήρες αυτής της εταιρίας σε ιατρικές εφαρμογές, είναι σχεδόν ανύπαρκτες.

Η εταιρία Novel έχει κατασκευάσει το σύστημα Pliance το οποίο αποτελεί και αυτό χωρητικό αισθητήρα σε μορφή συστοιχίας. Είναι κατά πολύ ακριβότερο των συστημάτων της Tekscan, και όπως και η εταιρία PPS, έτσι και η Novel υποστηρίζει πως παρέχει μεγαλύτερη ακρίβεια, λόγω του υλικού κατασκευής της συστοιχίας των αισθητήρων.

Τέλος, η εταιρία Xsensor με το σύστημα X2 Medical Pressure Bandage Sensor, υποστηρίζει πως πρόκειται για ένα σύστημα μεγαλύτερης ακρίβειας σε σχέση με όλα τα υπόλοιπα, με κόστος όμως και αυτό ιδιαίτερα υψηλό (67).

Συμπερασματικά, τα συστήματα που χρησιμοποιούν χωρητικούς αισθητήρες φαίνεται να παρέχουν μεγαλύτερη ακρίβεια από αυτά της εταιρίας Tekscan. Ωστόσο, φαίνεται να χρησιμοποιούνται λιγότερο ή και καθόλου σε ιατρικές εφαρμογές συγκρινόμενα με τα συστήματα της εταιρίας Tekscan. Σίγουρα σε εφαρμογές σαν τη παρούσα, τα συστήματα της τελευταίας είναι αυτά που χρησιμοποιούνται σχεδόν αποκλειστικά. Χαρακτηριστικό παράδειγμα η μελέτη των Pham et al (54), που αφορούσε όμως σε κηδεμόνα Chêneau. Ο βασικός λόγος γι' αυτό φαίνεται να είναι το ασύγκριτα μικρότερο κόστος και η εκτεταμένη βιβλιογραφία που τα συνοδεύει. Στην επόμενη παράγραφο φαίνονται αναλυτικά τα ιδιαίτερα χαρακτηριστικά του αισθητήρα που είναι ο πιο κατάλληλος για τη παρούσα εργασία, και με ποιους τρόπους περιορίστηκαν τα όποια μειονεκτήματα αυτού του συστήματος.

4.4 Επιλογή του αισθητήρα

Έχοντας καταλήξει στην εταιρία Tekscan προϊόν της οποίας είναι το σύστημα λογισμικό – αισθητήρας που χρησιμοποιήθηκε στη παρούσα εργασία, μεγάλη σημασία είχε η επιλογή

πρώτα του αισθητήρα και μετά του συνεργαζόμενου με αυτόν λογισμικού από τους καταλόγους της εταιρίας.

Ο αισθητήρας θα έπρεπε να μετράει την μεταβολή της αντίστασης που εμφανίζεται λόγω των ασκούμενων δυνάμεων στα αισθητήρια σημεία, να ψηφιοποιεί τα μετρούμενα σήματα, και να μεταφέρει τα ψηφιακά δεδομένα στον Η/Υ προκειμένου να απεικονιστούν ως ένα δυναμικά μεταβαλλόμενο προφίλ δυνάμεων και πιέσεων (χαρτογράφηση). Τα βασικά κριτήρια επιλογής του αισθητήρα ήταν το μέγεθος, το σχήμα του και το εύρος των τιμών των πιέσεων που μπορεί να ανιχνεύσει και να μετρήσει με αξιοπιστία. Σε όλες τις εφαρμογές είναι επιθυμητό ο αισθητήρας να έχει τέτοιο μέγεθος και σχήμα που να καλύπτει αν όχι ολόκληρη, τουλάχιστον το μέγιστο δυνατό μέρος της περιοχής ενδιαφέροντος και εφαρμογής του. Το κατάλληλο σχήμα και μέγεθος του αισθητήρα πρέπει να συνδυάζονται με την μέγιστη δυνατή πυκνότητα των αισθητηρίων σημείων επί της επιφάνειάς του. Όσο περισσότερα είναι τα αισθητήρια σημεία σε μια περιοχή συγκεκριμένων διαστάσεων, τόσο μεγαλύτερη είναι η ακρίβεια των μετρήσεων λόγω της υψηλότερης ανάλυσης κατά την χαρτογράφηση δυνάμεων και πιέσεων. Αυτό δίνει και την δυνατότητα μελέτης περιοχών μικρότερων διαστάσεων που όμως εμφανίζουν ενδιαφέρον και μεταβολή στις μετρούμενες τιμές. Αισθητήρες που εμφανίζουν αυξημένο αριθμό γραμμών και στηλών αισθητηρίων σημείων ανά μονάδα μέτρησης της απόστασης, εμφανίζουν και καλύτερη χωρική ανάλυση.

Οι επιπλέον παράγοντες που συνέβαλαν στην επιλογή αισθητήρα, ήταν:

- Η αντοχή του σε καταπονήσεις
- Οι επιδόσεις του, που έχουν να κάνουν με την ακρίβεια και την αξιοπιστία του,

- Η διάρκεια ζωής του,
- Το κόστος του κάθε αισθητήρα, και
- Η ύπαρξη ευρείας βιβλιογραφίας που να αναφέρεται σε αυτόν και τα ιδιαίτερα χαρακτηριστικά του, καθώς και σε ιατρικές εφαρμογές που κάνουν χρήση του.

Ο αισθητήρας που επιλέχτηκε ήταν ο *Prosthetic*TM 9801, που στο εξής θα αναφέρεται απλά ως 9801 και κατατάσσεται στην κατηγορία των αισθητήρων πίεσης εργονομικής κατασκευής της εταιρίας TekScan. Πρόκειται για έναν ωμικό αισθητήρα που έχει τα αισθητήρια σημεία του πεπιεσμένα μεταξύ δύο φύλλων πολυεστέρα. Οι εφαρμογές στις οποίες χρησιμοποιείται, πέρα από την μελέτη των δυνάμεων και πιέσεων μεταξύ σώματος ασθενούς και διορθωτικού κηδεμόνα σκολίωσης, έχουν να κάνουν και με τη μελέτη βαδίσματος. Πρόκειται για έναν αισθητήρα εξαιρετικά λεπτό με πάχος 0,15mm κάτι που το κατατάσσει στην κατηγορία των λεγόμενων “paper thin” αισθητήρων. Όντας τέτοιος έχει την ευλυγισία μιας απλής σελίδας χαρτιού και την δυνατότητα να λυγίζει ανάλογα με την καμπυλότητα της περιοχής στην οποία εφαρμόζεται.

Αποτελείται από μια συστοιχία 96 αισθητήριων στοιχείων με πυκνότητα αισθητήριων σημείων ίση με $0,62/\text{cm}^2$ και συνολική ενεργή επιφάνεια 203,2 X 76,2mm. Το κάθε ένα αισθητήριο στοιχείο αποτελεί μια μεταβλητή αντίσταση και μέρος ενός ηλεκτρικού κυκλώματος, στο οποίο η συνολική αντίσταση μειώνεται όσο η ασκούμενη δύναμη αυξάνεται. Η επιφάνειά του χωρίζεται σε έξι ανεξάρτητες λωρίδες με κάθε μία να αποτελείται από 16 αισθητήρια σημεία. Το μέγεθος της ενεργής επιφάνειάς του είναι ελαφρώς μεγαλύτερο αυτού των περιοχών ενδιαφέροντος, αντιστοιχώντας στην επιφάνεια

του τμήματος plastazote που τοποθετείται στην εσωτερική επιφάνεια του κηδεμόνα και ακριβώς στη κορυφή του σκολιωτικού ύβου, όπως περιγράφει το 3^ο Κεφάλαιο. Αυτό σημαίνει πως ήταν δυνατή η αξιοποίηση και ενεργοποίηση οποιουδήποτε από τα 96 αισθητήρια σημεία του αισθητήρα, αλλά κυρίως πως ήταν δυνατή η καταγραφή της παραμικρής μεταβολής της δύναμης και πίεσης σε οποιοδήποτε σημείο της περιοχής εφαρμογής του. Το εύρος των τιμών της πίεσης που έχει τη δυνατότητα να καταγράψει ο αισθητήρας βάσει των χαρακτηριστικών του που παρέχει η κατασκευάστρια εταιρία, είναι 1 έως 35 psi ή 6,9 έως 241,2 KPa (69). Ωστόσο, ο 9801 λόγω του μετασχηματιστή 8-bit A/D που χρησιμοποιούν όλοι οι αισθητήρες της Tekscan, έχει τη δυνατότητα υπέρβασης του άνω ορίου του εύρους των τιμών που καταγράφει, κατά 27,5%. Αυτό σημαίνει πως το πραγματικό εύρος των τιμών της πίεσης που μπορεί να καταγράψει ο αισθητήρας 9801 είναι 1 έως 44,6 psi ή 6,9 έως 307,5 KPa (70).

Κατά τη διαδικασία ελέγχου και δοκιμής του βάσει των οδηγιών της κατασκευάστριας εταιρίας, χρησιμοποιείται μια φούσκα υπό πίεση αέρα, ευρισκόμενη ανάμεσα σε δύο πλάκες από ατσάλι (70,71). Ο αισθητήρας μπορεί να εμφανίσει διαφορετική συμπεριφορά κατά την επαφή του με διαφορετικά υλικά. Αυτό σημαίνει πως υπό πραγματικές συνθήκες, ίσως το εύρος να είναι άλλο από αυτό που δίνει ο κατασκευαστής. Επιπλέον, προκειμένου να αποφευχθεί η πιθανότητα υπερφόρτωσης του αισθητήρα και οπότε η εμφάνιση λανθασμένων μετρήσεων, πρέπει να ληφθεί υπόψη και η ελάχιστη ανιχνεύσιμη διαφορά της πίεσης. Για τον συγκεκριμένο αισθητήρα, η τιμή αυτή είναι ίση με 1,53 KPa (70). Το γεγονός πως η ευαισθησία του αισθητήρα είναι αυξομειούμενη μέσω του λογισμικού, σημαίνει πως το εύρος της άνω και κάτω τιμής της ανιχνεύσιμης πίεσης μπορεί να αλλάξει στο μέγιστο κατά ένα συντελεστή ίσο με το 4, συμπαρασύροντας και την τιμή της ελάχιστης ανιχνεύσιμης

μεταβολής πίεσης. Στην συγκεκριμένη εφαρμογή επιλέχτηκε η ευαισθησία «Mid» που συνδυάζει την ιδανική ισορροπία μεταξύ ακρίβειας και εύρους τιμών. Συνοπτικά, τα τεχνικά χαρακτηριστικά του 9801 φαίνονται στο Πίνακα 4.1.

Είδος τεχνολογίας	ωμικός αισθητήρας
Υλικό κατασκευής	πολυεστέρας
Πάχος	0,15 mm
Συνολικές διαστάσεις (Μ X Π)	622,3 X 76,2 mm
Ωφέλιμες διαστάσεις (Μ X Π)	203,2 X 76,2 mm
Αριθμός αισθητήριων σημείων	96
Χωρική ανάλυση	0,62 αισθητήρια σημεία / cm ²
Εύρος μετρήσεων πίεσης	1 έως 44,6 PSI ή 6,9 έως 307,5 KPa

Πίνακας 4.1: Τεχνικά χαρακτηριστικά του 9801 (71)

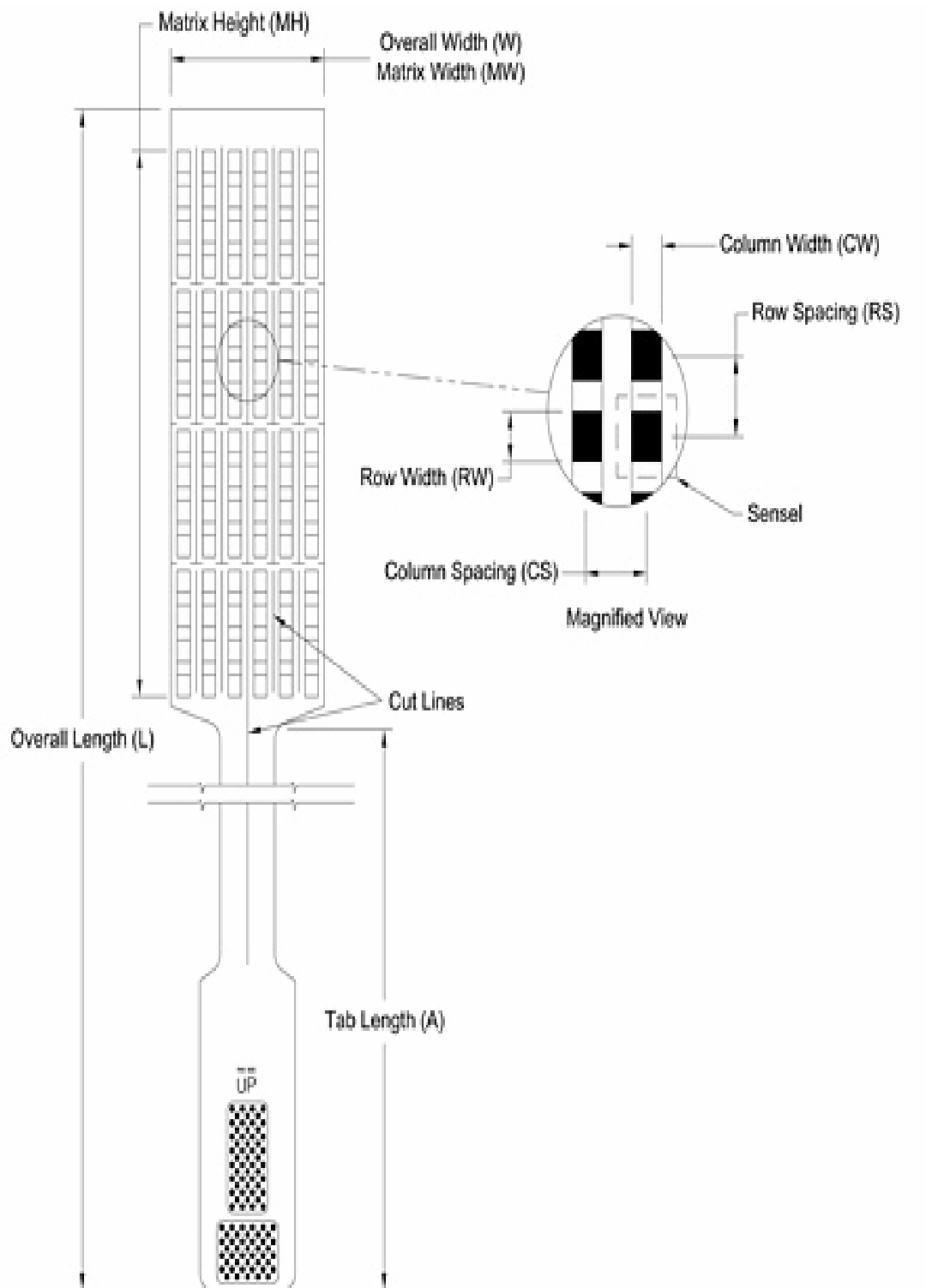
Παρακάτω ακολουθούν οι επιμέρους διαστάσεις του (Πίνακας 4.2) και το σχηματικό διάγραμμα του (Σχήμα 4.1).

Γενικές διαστάσεις αισθητήρα							
Συνολικό μήκος (L) (mm)	Συνολικό πλάτος (W) (mm)	Μήκος βραχίονα (A) (mm)					
622,3	76,2	393,2					
Διαστάσεις ενεργής περιοχής αισθητήρα							
Πλάτος (MW) (mm)	Ύψος (MH) (mm)	Πλάτος στηλών (CW) (mm)	Διάκενο στηλών (CS) (mm)	Ποσότητα	Πλάτος στηλών (RW) (mm)	Διάκενο στηλών (RS) (mm)	Ποσότητα
76,2	203,2	6,4	12,7	6	7,9	12,7	16
Συνολικός αριθμός αισθητήριων σημείων				96			
Χωρική ανάλυση αισθητήριου σημείου:				0,62 αισθητήρια σημεία/cm ²			

Πίνακας 4.2: Επιμέρους διαστάσεις του 9801 (72)

Ο 9801 παρά την πολύ απλή εφαρμογή του και την ευρεία χρήση του σε ιατρικές εφαρμογές, εμφανίζει σημαντικά μειονεκτήματα, εφόσον η χρήση του δεν γίνει βάσει των οδηγιών της εταιρίας και των αποτελεσμάτων προγενέστερων ερευνητικών εργασιών που είχαν ως αντικείμενο την αξιολόγηση και βαθμονόμησή του (70). Η εταιρία Tekscan με την έκδοση οδηγιών σχετικά με τα χαρακτηριστικά και την απόδοση του αισθητήρα, δηλώνει πως αυτός:

- Εμφανίζει συνολικό και μέγιστο σφάλμα ίσο με 10%, εξαρτώμενο πάντα από τις ενέργειες του χρήστη του αισθητήρα κατά την διάρκεια της βαθμονόμησής (calibration) του
- Για κάθε μεταβολή της θερμοκρασίας κατά περίπου $0,5^{\circ}\text{C}$, μεταξύ συνθηκών βαθμονόμησης και μέτρησης, το σφάλμα της ένδειξης του αισθητήρα αυξάνεται κατά 0,25%.
- Εμφανίζει υστέρηση ίση με 5%, και «ολίσθηση» ίση με 3%
- Λόγω τσακίσματός του καταγράφει ακραίες λανθασμένες τιμές πίεσης (67,73,74).



Σχήμα 4.1: Σχηματικό διάγραμμα του 9801 (72)

Είναι σημαντικό να πούμε πως αυτές οι τιμές προκύπτουν μετά την εφαρμογή συγκεκριμένων πρωτοκόλλων εξισορρόπησης (equilibration) και βαθμονόμησης (calibration) του αισθητήρα, χωρίς να λαμβάνονται υπόψη οι ιδιαίτερες συνθήκες κάθε μελέτης. Οι ιδιαίτερες συνθήκες της παρούσας μελέτης έχουν να κάνουν με τη πραγματοποίηση μετρήσεων επί μαλακής επιφάνειας (ανθρώπινο σώμα) που εμφανίζει καμπυλότητες. Η εταιρία προκειμένου να ελαχιστοποιούνται τα σφάλματα, προτείνει τη προσαρμογή του παραπάνω πρωτοκόλλου στις ιδιαίτερες συνθήκες της κάθε μελέτης (70,75).

Κατά τον Sim (67), τα περισσότερα από τα παραπάνω σφάλματα οφείλονται στο πρεσάρισμα του αισθητήρα κατά τη διαδικασία μέτρησης. Προκειμένου να αντιμετωπιστεί η επίδραση της μεταβολής της θερμοκρασίας αλλά και της υγρασίας λόγω ιδρώτα του σώματος του ασθενούς, προτείνει την χρήση μιας απλής και λεπτής φανέλας από τον ασθενή, προς αποφυγή της απευθείας επαφής του αισθητήρα με το σώμα του ασθενούς. Όντας καλά τεκμηριωμένο στη σχετική βιβλιογραφία, μετρήθηκε η ακρίβεια του ίδιου αισθητήρα χρησιμοποιώντας πρότυπο στατικό φορτίο (76). Υπό αυτό το φορτίο ο αισθητήρας εμφάνισε σφάλμα 10% στην μέτρηση της περιοχής επαφής, αλλά μικρότερο του 5% στην μέτρηση της ασκούμενης δύναμης. Η συγκεκριμένη περίπτωση έχει ιδιαίτερο ενδιαφέρον, γιατί στην βαθμονόμηση του αισθητήρα για την τρέχουσα εργασία, χρησιμοποιήθηκαν πρότυπα στατικά φορτία. Η διαδικασία θα περιγραφεί αργότερα με λεπτομέρεια.

Επίσης οι Kirstukas et al (77) με την μέτρηση της ακρίβειας του αισθητήρα, έδειξαν πως αυτή είναι ιδιαίτερα υψηλή όταν ο αισθητήρας μετρά δυνάμεις επαφής και είναι

βαθμονομημένος προσεχτικά. Βέβαια, και αυτοί παρατήρησαν σφάλμα ολίσθησης ίσο με 5-10% σε περιπτώσεις τσακίσματος του αισθητήρα, χρησιμοποιώντας παχιά υποστρώματα μεταξύ αισθητήρα και σώματος ασθενούς και σε περιπτώσεις χαμηλών τιμών δυνάμεων επαφής (67).

4.4.1 Εξισορρόπηση και βαθμονόμηση του αισθητήρα

Πριν από την χρήση του ήταν απαραίτητη η εφαρμογή διαδικασίας εξισορρόπησης και βαθμονόμησης, γιατί παρόλο που ο αισθητήρας χαρακτηρίζεται από εξαιρετική απλότητα στην χρήση, αυτή η χρήση προκειμένου να είναι υψηλής ακρίβειας και επαναληψιμότητας, θα πρέπει να γίνεται στηριζόμενη σε αυστηρές προδιαγραφές προετοιμασίας του.

Εξισορρόπηση είναι η διαδικασία η οποία ρυθμίζει την ευαισθησία των αισθητήριων σημείων του προκειμένου να είναι η ίδια για όλα και διασφαλίζει πως για προεπιλεγμένη τιμή αναπτυσσόμενης πίεσης και στα 96 αισθητήρια σημεία ταυτόχρονα, η έξοδος του θα δώσει την ίδια μετρούμενη τιμή. Ωστόσο, αυτή η τιμή εξόδου του συστήματος έχει ισχύ μόνο για την προεπιλεγμένη τιμή πίεσης ή για γειτονικές αυτής. Αν δεν προηγηθεί εξισορρόπηση του αισθητήρα η έξοδος είναι δυνατό να διαφέρει μέχρι και κατά $\pm 50\%$ μεταξύ των αισθητήριων σημείων.

Βαθμονόμηση είναι η διαδικασία κατά την οποία γίνεται αντιστοίχιση μεταξύ της πίεσης που αναπτύσσεται στην επιφάνειά του ως φορτίο, και των μονάδων μέτρησης, προκειμένου να αποκτήσει η έξοδος του συστήματος μια μετρήσιμη μορφή. Ουσιαστικά αποδίδεται μια αριθμητική τιμή σε αυτό που μετρούν τα αισθητήρια σημεία. Και σε αυτή τη περίπτωση

χρησιμοποιείται μια προεπιλεγμένη κάθε φορά τιμή αναπτυσσόμενης πίεσης. Για την εξισορρόπηση αλλά και την βαθμονόμηση, αυτή η προεπιλεγμένη τιμή της αναπτυσσόμενης πίεσης, ονομάζεται σημείο εξισορρόπησης και σημείο βαθμονόμησης αντίστοιχα. Και με τις δύο διαδικασίες, η τιμή εξόδου του συστήματος έχει ισχύ και αξιοπιστία μόνο για την προεπιλεγμένη τιμή πίεσης ή για γειτονικές τιμές αυτής. Άρα, προκειμένου όλες οι μετρούμενες τιμές πίεσης και δύναμης να έχουν αξιοπιστία, θα πρέπει τα σημεία εξισορρόπησης και βαθμονόμησης να είναι όσο το δυνατόν περισσότερα, προκειμένου να καλύπτουν το εύρος των αναμενόμενων τιμών.

Οι Polliack et al (78) αξιολογώντας τον αισθητήρα 9811 που είναι ίδιας κατασκευής με τον 9801 (79) αλλά προορίζεται για χρήσεις που έχουν κάνουν με τον έλεγχο του βαδίσματος, θεωρούν αναγκαία την ύπαρξη όσο το δυνατό περισσότερων σημείων βαθμονόμησης του αισθητήρα προκειμένου να καλύπτεται όλο το εύρος των πιθανών τιμών της μετρούμενης πίεσης. Στο ίδιο συμπέρασμα κατέληξε και ο Judnick (74) για την εξισορρόπηση του αισθητήρα που προηγείται της βαθμονόμησης, αξιολογώντας τον 9801. Οι Buis και Convery (80) επίσης, μελετώντας τον αισθητήρα 9811 που είναι ίδιας κατασκευής αλλά προορίζεται για άλλη χρήση, κατέληξαν στην αναγκαιότητα ύπαρξης όσο το δυνατόν περισσότερων σημείων βαθμονόμησης.

Η Tekscan συνοδεύει τα προϊόντα της με αναλυτικές οδηγίες εξισορρόπησης και βαθμονόμησης των αισθητήρων. Όμως, όπως υποστηρίζουν και οι Brimacombe et al (81,82) αλλά και οι Sim (67) και Bethke (73), πέρα από τις οδηγίες και κατευθύνσεις της Tekscan καλό είναι οι ερευνητές ή απλά χρήστες, να συνθέτουν το δικό τους πρωτόκολλο εξισορρόπησης και βαθμονόμησης του αισθητήρα, προκειμένου αυτό να είναι

προσαρμοσμένο στις ιδιαιτερότητες της εκάστοτε εφαρμογής, αφού οι οδηγίες της εταιρίας δεν συνοδεύουν τον αισθητήρα αλλά το συνεργαζόμενο λογισμικό.

Στην τρέχουσα εργασία και προκειμένου να πραγματοποιηθούν η εξισορρόπηση και η βαθμονόμηση του αισθητήρα, πρώτα απ' όλα προσδιορίστηκαν τα επιθυμητά πρότυπα φορτία στα οποία θα έπρεπε να πραγματοποιηθούν οι παραπάνω διαδικασίες. Αυτά ήταν: 50, 60, 70, 80, 90, 100, 110, 130 και 150 N. Οι τιμές αυτές επιλέχτηκαν βάσει της βιβλιογραφίας και των ευρημάτων των ερευνών σχετικά με τις ασκούμενες τιμές δύναμης κατά την χαρτογράφηση των πιέσεων (44,83,84). Όσο περισσότερα σημεία εξισορρόπησης και βαθμονόμησης επιλέγονται, τόσο πιο πιθανό είναι να υπάρχει ένα από αυτά για κάθε μια ομάδα αναμενόμενων μετρήσεων. Προκειμένου το επιθυμητό φορτίο να είναι σταθερής τιμής καθ' όλη τη διάρκεια της διαδικασίας και το ίδιο για όλη την επιφάνεια του αισθητήρα, χρησιμοποιήθηκαν εννιά πρότυπα βάρη, μεταλλικά ορθογώνια παραλληλόγραμμα με βάρος 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 13 και 15Kg, για κάθε ένα από τα αντίστοιχα επιθυμητά φορτία (Εικόνα 4.3). Οι διαστάσεις τους ήταν λίγο μεγαλύτερες από αυτές της ενεργής περιοχής του αισθητήρα και ίσες με 204 X 77mm.



Εικόνα 4.3: Πρότυπο φορτίο βάρους 15Kg

Πριν την έναρξη της εξισορρόπησης και της βαθμονόμησης, έγινε μια προετοιμασία του αισθητήρα. Πρώτα απ' όλα τρυπήθηκε κάθε αισθητήριο σημείο με προσοχή προκειμένου να μη προκληθεί ζημιά στο ηλεκτρονικό κύκλωμα που βρίσκεται κάτω από την επιφάνεια του αισθητήρα και προκειμένου να είναι δυνατό να φεύγει τυχόν παγιδευμένος αέρας που προκαλεί ψευδείς μετρήσεις κατά την πίεσή του από το φορτίο. Προκειμένου να αποφευχθεί το τσάκισμα, το τσαλάκωμα και η διατμητική παραμόρφωση της επιφάνειας του αισθητήρα, καλύφθηκε και στις δύο επιφάνειές του με λεπτό φύλλο νάιλον. Το νάιλον λειτουργεί ως φράγμα μεταξύ φορτίου και αισθητήρα. Επίσης, σταθεροποιήθηκε ο αισθητήρας στο επιθυμητό σημείο, κολλώντας τον με απλή κολλητική ταινία σε μη ενεργή περιοχή του. Τέλος, έγινε προφόρτωσή του με ένα από τα πρότυπα φορτία για τουλάχιστον 30 sec την κάθε φορά και για τουλάχιστον τρεις φορές (67,75).

Η εξισορρόπηση έγινε και για τα εννιά πρότυπα φορτία (5, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 13 και 15Kg). Η κάθε φόρτωση διαρκούσε τον προβλεπόμενο χρόνο από το λογισμικό, αλλά πριν την έναρξή της έμενε ο αισθητήρας για 60 sec σε κατάσταση φόρτωσης προκειμένου να σταθεροποιηθεί και να ελαχιστοποιηθεί η επίδραση της υστέρησης και της «ολίσθησης» που εμφανίζει. Και τα επτά αρχεία εξισορρόπησης που δημιουργούνταν με αυτό τον τρόπο, αποθηκεύονταν στον υπολογιστή προκειμένου να μπορούν να χρησιμοποιηθούν σε περίπτωση επανάληψης της διαδικασίας.

Η βαθμονόμηση, έγινε και αυτή και για τα εννιά πρότυπα φορτία. Η διάρκεια της κάθε φόρτωσης ήταν και σε αυτή τη περίπτωση προκαθορισμένη από το λογισμικό, αλλά πριν την έναρξή της έμενε πάλι ο αισθητήρας σε κατάσταση φόρτωσης για 120 sec για λόγους σταθεροποίησης και ελαχιστοποίησης της επίδρασης ανεπιθύμητων φαινομένων. Και τα επτά αρχεία βαθμονόμησης που δημιουργούνταν με αυτό τον τρόπο, αποθηκεύονταν στον υπολογιστή προκειμένου να μπορούν να χρησιμοποιηθούν σε περίπτωση επανάληψης της διαδικασίας.

Ο Morin (85) και ο Judnick (74), διαπίστωσαν πως σημαντικό ρόλο στην ακρίβεια των μετρήσεων παίζει το είδος των επιφανειών και ειδικότερα η σκληρότητά τους. Όσο πιο σκληρή είναι η επιφάνεια, τόσο πιο υψηλές είναι οι τιμές της αναπτυσσόμενης πίεσης και όσο διαφορετικές είναι οι επιφάνειες βαθμονόμησης και πραγματοποίησης των μετρήσεων μεταξύ τους, τόσο μεγαλύτερο είναι το σφάλμα σε αυτές. Έπρεπε η σκληρότητα της επιφάνειας επί της οποίας έγινε η βαθμονόμηση του αισθητήρα να είναι ίδια ή παραπλήσια με αυτή της επιφάνειας επί της οποίας θα γίνονταν οι μετρήσεις. Μεγαλύτερη σημασία είχε η σκληρότητα της επιφάνειας που τοποθετείται στην πάνω όψη του αισθητήρα και λιγότερο

αυτή στην κάτω όψη του. Τέλος, ο Luo (86), παρατήρησε πως όσο πιο μαλακή είναι η επιφάνεια επί της οποίας ασκείται η πίεση, τόσο πιο ομοιόμορφη είναι η κατανομή της που καταγράφεται από ένα αισθητήρα τύπου F-scan.

Οι παραπάνω παρατηρήσεις επιβεβαιώθηκαν με πειραματικές μετρήσεις που έγιναν και για τον 9801, κατά τη διάρκεια της τρέχουσας εργασίας. Όπως αναφέρθηκε και στο 3^ο Κεφάλαιο, στην εσωτερική του επιφάνεια ο DDB και ακριβώς στην περιοχή εμφάνισης της κύρτωσης, φέρει ένα κομμάτι plastazote με διαστάσεις περίπου αυτές του αισθητήρα και σε επαφή με την άνω επιφάνειά του. Κατά την διάρκεια των πειραματικών μετρήσεων έγινε βαθμονόμηση του αισθητήρα μεταβάλλοντας κάθε φορά την σκληρότητα της επιφάνειας που ερχόταν σε επαφή με την άνω και κάτω όψη του. Δοκιμάζοντας όλους τους συνδυασμούς υλικών και χρησιμοποιώντας plastazote, νεοπρένιο (neoprene) και μια απολύτως σκληρή επιφάνεια για την κάτω επιφάνεια του αισθητήρα, και plastazote, νεοπρένιο και απευθείας επαφή με την επιφάνεια των πρότυπων μεταλλικών φορτίων για την άνω επιφάνειά του. Ο συνδυασμός των υλικών που έδινε αποτελέσματα με την μεγαλύτερη ακρίβεια, ήταν αυτός με plastazote σε επαφή με την άνω και νεοπρένιο σε επαφή με την κάτω επιφάνεια του αισθητήρα. Εδώ πρέπει να σημειωθεί πως το νεοπρένιο σε επαφή με την κάτω πλευρά προσομοιάζει την επαφή του ανθρώπινου σώματος με αυτή, μια και είναι παρόμοιας σκληρότητας. Με αυτό τον τρόπο ικανοποιήθηκε η απαίτηση για ίδιες συνθήκες μεταξύ εξισορρόπησης, βαθμονόμησης και λήψης μετρήσεων. Τα υλικά αυτά χρησιμοποιήθηκαν και κατά την διάρκεια των μετρήσεων που περιγράφονται στο επόμενο κεφάλαιο (87).

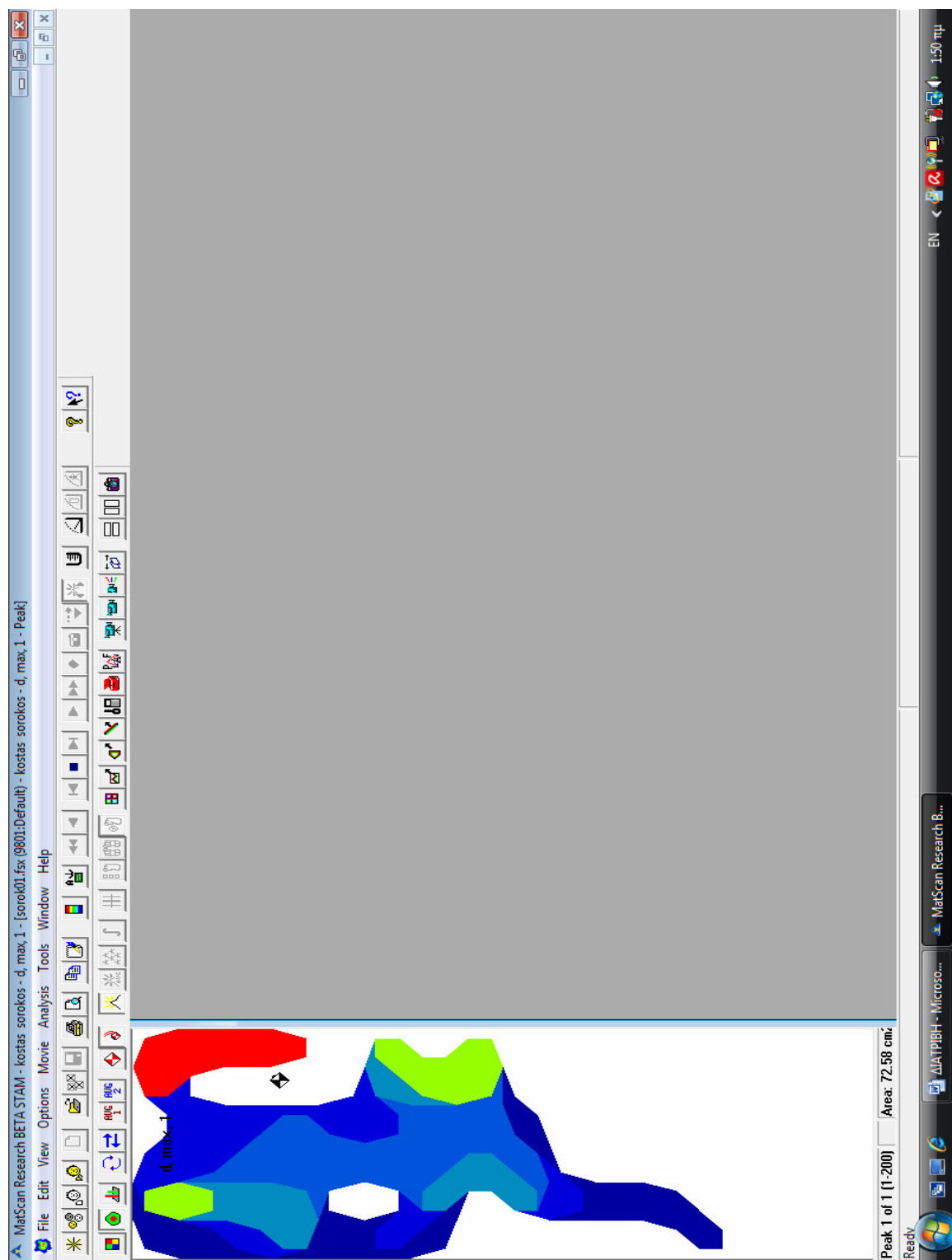
Αποδείχτηκε πως ήταν ιδανικό να επαναλαμβάνονται η εξισορρόπηση και η βαθμονόμηση ανά τακτά χρονικά διαστήματα, και συγκεκριμένα επιλέχθηκε η επανάληψη μετά από την

λήψη μετρήσεων επί τεσσάρων ασθενών, προκειμένου να διατηρούν και οι δύο διαδικασίες την αξιοπιστία τους. Επίσης, προκειμένου να αποφευχθεί η επίδραση της φθοράς λόγω χρήσης του αισθητήρα στην ακρίβεια των μετρήσεων, υιοθετήθηκε η αντικατάσταση του αισθητήρα μετά από κάθε οχτώ ασθενείς.

4.4.2 Συνεργαζόμενο λογισμικό

Το λογισμικό (software) που επιλέχτηκε ήταν το MatScan και συγκεκριμένα η έκδοση 6.30 Research αυτού. Και αυτό είναι εμπορικό προϊόν της εταιρίας Tekscan.

Είναι συμβατό με περιβάλλον Windows και προορίζεται για την χαρτογράφηση (mapping) ασκούμενων δυνάμεων και αναπτυσσόμενων πιέσεων, σε ιατρικές εφαρμογές. Παρέχει την δυνατότητα λήψης και ανάλυσης δυναμικών ή στατικών φορτίων σε πραγματικό ή δεύτερο χρόνο, συνεργαζόμενο με αισθητήρες επαφής. Είναι σε θέση να μετρήσει την πίεση που αναπτύσσεται μεταξύ ασθενούς και επιφάνειας επαφής σε αυτόν, με απόλυτη ακρίβεια και με ελάχιστες παρεμβολές όλων των ειδών (65).



Εικόνα 4.4: Περιβάλλον λειτουργίας του Matscan

Συνεργάζεται αποκλειστικά με εξαιρετικά λεπτούς και εύκαμπτους αισθητήρες που είναι κατάλληλοι για όλων των ειδών τις επιφάνειες επί του ανθρώπινου σώματος. Παρέχει υψηλή ακρίβεια μέτρησης τοπικών πιέσεων και οι συνεργαζόμενοι με αυτό το λογισμικό αισθητήρες, παρέχουν την μέγιστη χωρική διακριτική ικανότητα που είναι απαραίτητη για ιατρικές εφαρμογές. Οι κυριότερες μεταξύ αυτών των εφαρμογών είναι: ορθωτική εκτίμηση, μελέτη βαδίσματος μέσω πελματογραφήματος, βελτιστοποίηση της θέσης καθίσματος ασθενών με κινητικά προβλήματα, εφαρμογή διορθωτικού κηδεμόνα (σκολίωση, κύφωση, κλπ.), σχεδιασμός και παραγωγή επιφανειών περιορισμού αναπτυσσομένων πιέσεων και έρευνα για την ανάπτυξη ορθοπαιδικών αρθρώσεων και συνδέσμων.

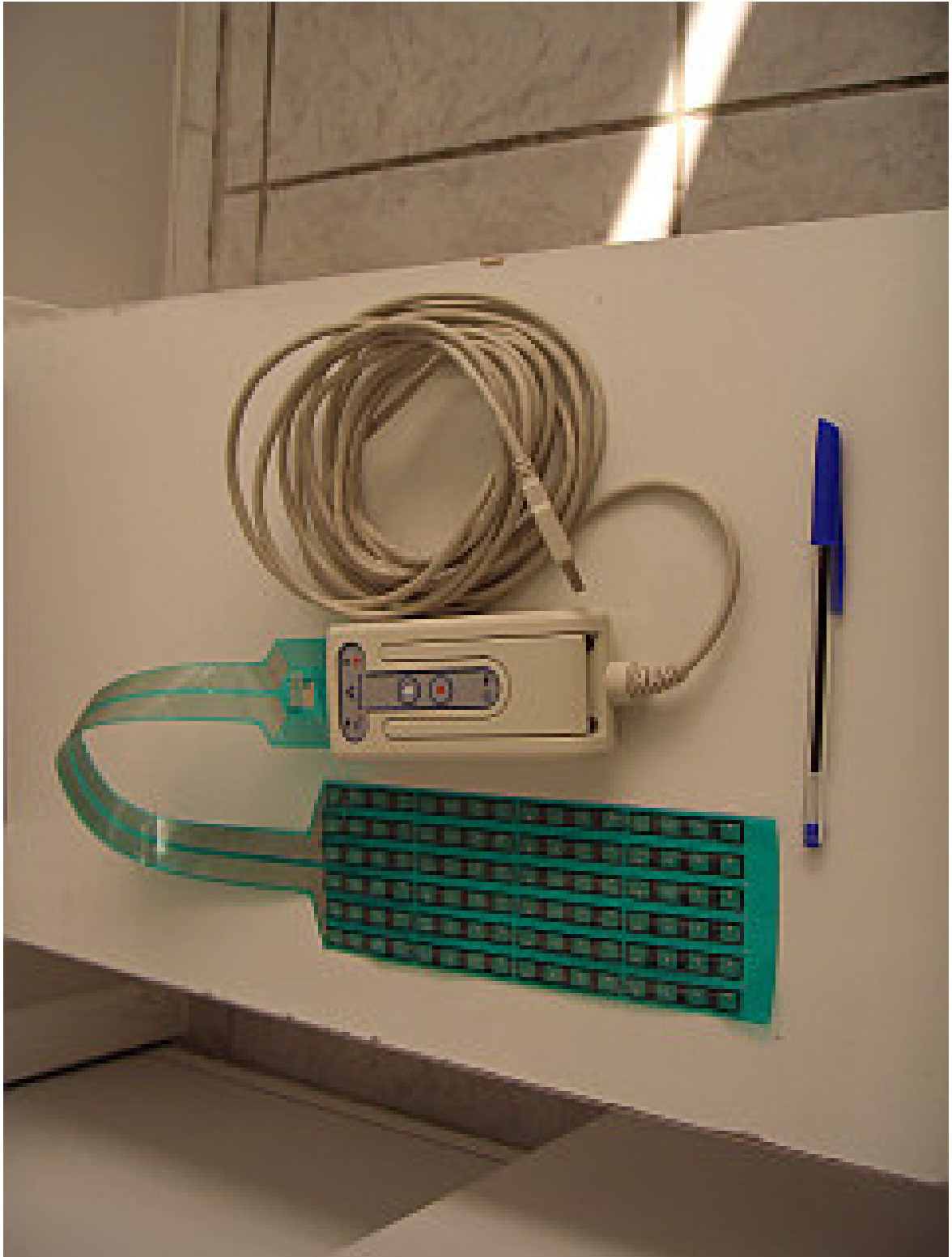
Τα βασικά χαρακτηριστικά του, είναι:

- Απεικόνιση σε δύο και τρεις διαστάσεις (2D & 3D) πραγματικού χρόνου και αποθηκευμένων δεδομένων
- Γραφική απεικόνιση δύναμης και πίεσης σε συνάρτηση με τον χρόνο
- Ταυτόχρονη απεικόνιση διαφορετικών καταγραφών με σκοπό την σύγκριση
- Απεικόνιση ανά στιγμιότυπο ή συνδυαστική απεικόνιση περισσότερων του ενός στιγμιότυπου
- Απομόνωση και επεξεργασία περιοχών ενδιαφέροντος, και
- Απεικόνιση του κέντρου της δύναμης (Centre of Force – COF) και της τροχιάς που ακολουθεί.

Ο χαρακτηρισμός “Research”, παραπέμπει σε επιπλέον δυνατότητές του που μπορούν να είναι χρήσιμες κατά την διάρκεια ερευνητικών εργασιών.

4.4.3 Συνδετικό Evolution Handle

Το συνδετικό Evolution Handle μεταβιβάζει στον Η/Υ μέσω εξόδου τύπου USB, τα δεδομένα των μετρήσεων που ελήφθησαν μέσω του αισθητήρα πίεσης. Φέρει στο επάνω μέρος του ένα μάνταλο. Στην θέση «UP», αυτό το μάνταλο αποσύρει τις επαφές εσωτερικά του συνδετικού προκειμένου να είναι εφικτή η εισαγωγή σε αυτό, της άκρης του αισθητήρα πίεσης. Στη περίπτωση ορθής εισαγωγής της άκρης του αισθητήρα, το Evolution Handle ενημερώνει τον χρήστη με φωτεινή ένδειξη «OK». Στη συνέχεια, μέσω του καλωδίου και της εξόδου τύπου USB, τα δεδομένα οδηγούνται στο Η/Υ προς απεικόνιση και επεξεργασία.



Εικόνα 4.5: Το Συνδετικό Evolution Handle μαζί με τον 9801

Οι τεχνικές προδιαγραφές του Evolution Handle, συνοψίζονται στον Πίνακα 4.3 που ακολουθεί:

Επικοινωνία / Λήψη δεδομένων	
Πρωτόκολλο επικοινωνίας	USB 1.1 ή 2.0, 12 Mps
Ταχύτητα σάρωσης	μέχρι 100 Hz
Ανάλυση ψηφιακής πίεσης	8 bit
Ηλεκτρικά	
Πηγή τροφοδοσίας	μέσω του H/Y
Κατανάλωση	200mA/5V
Μηχανικά	
Καλώδιο τύπου USB	
Μήκος (m)	4,57
Βάρος (Kg)	0,18
Διαστάσεις	
Μέγεθος Μ Χ Π Χ Υ (mm)	137,9 X 57,2 X 33,5
Βάρος (Kg)	0,305
Συνθήκες λειτουργίας	
Θερμοκρασία (°C)	-10 έως 55
Υγρασία (%)	0 έως 90
Πίεση (KPa)	11,6 έως 101,3

Πίνακας 4.3: Τεχνικά χαρακτηριστικά του Evolution Handle

Κεφάλαιο 5^ο

ΥΛΙΚΑ ΚΑΙ ΜΕΘΟΔΟΙ

5.1 Χαρακτηριστικά των ασθενών

Για τις ανάγκες της παρούσας εργασίας μελετήθηκε ομάδα ασθενών με χαρακτηριστικά:

- Αγόρια και κορίτσια
- Ηλικίας άνω των δέκα (10) ετών
- Πάσχοντες από ιδιοπαθή εφηβική σκολίωση των ειδών:
 - Θωρακική δεξιά (Θδ)
 - Θωρακο-οσφυϊκή δεξιά (ΘΟδ) ή Θωρακο-οσφυϊκή αριστερή (ΘΟα)
 - Θωρακική δεξιά και οσφυϊκή αριστερή (Θδ & Οα)
- Η γωνία κύρτωσης ήταν από 20 έως 40°
- Ο δείκτης Risser είχε τιμές 0 έως 4, με μέση τιμή το 3,5
- Για όλους τους ασθενείς υπήρχαν οι απαραίτητες ακτινογραφίες (face και profile)
- Όλοι οι ασθενείς ακολουθούσαν συντηρητική θεραπεία με χρήση αποκλειστικά κηδεμόνα τύπου DDB και παρακολουθούνταν από τους ιατρούς της ίδιας κλινικής
- Όλοι οι κηδεμόνες είχαν κατασκευαστεί και συντηρηθεί από το ίδιο εργαστήριο και τους ίδιους τεχνικούς

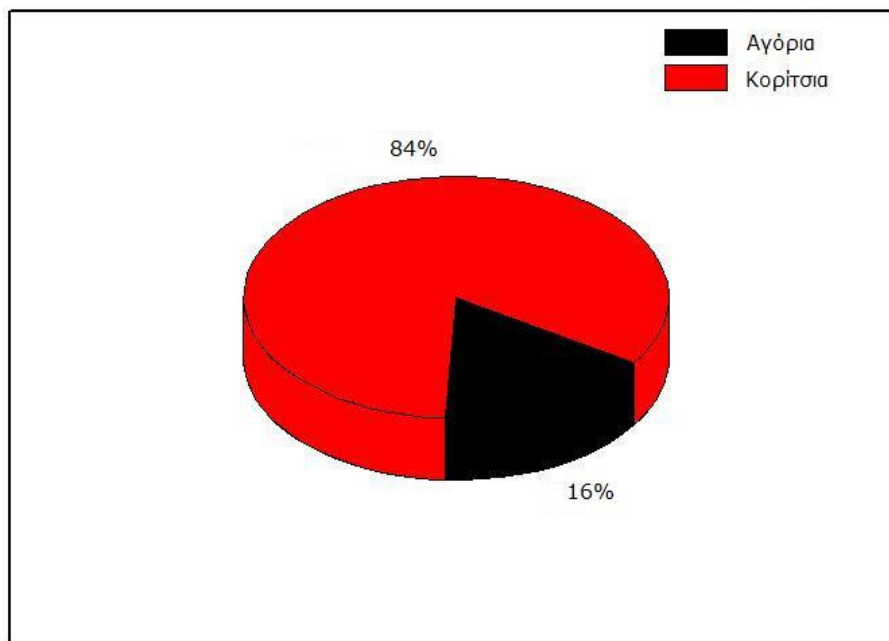
Απ' όλα τα είδη των κυρτώσεων επιλέχθηκαν οι: Θδ γιατί είναι η πιο συχνά εμφανιζόμενη κύρτωση εφηβικής ιδιοπαθούς σκολίωσης, ΘΟδ ή ΘΟα λόγω της έκτασης που καταλαμβάνει ως κύρτωση και η διπλή Θδ & Οα σκολίωση λόγω της σοβαρότητας που τη χαρακτηρίζει. Η μονή Οα ή Οδ σκολίωση λόγω της ελαστικότητας που εμφανίζει η οσφυϊκή μοίρα της σπονδυλικής στήλης είναι πιο σπάνια και ταυτόχρονα ιάσιμη από μόνη της (2).

Οι ασθενείς στο πλήθος τους ήταν 81, και τα δημογραφικά τους χαρακτηριστικά (φύλο, ηλικία, ύψος και βάρος), φαίνονται στον Πίνακα Π1.1 του Παραρτήματος 1. Στον ίδιο πίνακα φαίνεται και το είδος της κύρτωσης για το κάθε ασθενή. Την λήψη των μετρήσεων για όλους τους ασθενείς, πραγματοποίησε το ίδιο άτομο και συγκεκριμένα ο συγγραφέας της διατριβής. Φυσικά, εκτός των 81, υπήρξαν και ασθενείς που δεν συμπεριλήφθηκαν στο δείγμα, διότι δεν θεωρήθηκαν αξιόπιστες οι μετρήσεις τους ή δεν ολοκληρώθηκαν ποτέ αυτές. Υπήρξαν ασθενείς οι οποίοι δεν έδειξαν την απαιτούμενη διάθεση συνεργασίας και απλά δεν ολοκληρώθηκε η διαδικασία λήψης μετρήσεων γι' αυτούς. Επίσης, σε κάθε περίπτωση που παρατηρήθηκε η παραμικρή δυσφορία από ασθενή, απλά τερματιζόταν η διαδικασία λήψης.

Οι ασθενείς του δείγματος επισκέφτηκαν το εργαστήριο για τρεις λόγους: 1) τον σχεδιασμό κηδεμόνα για πρώτη φορά μετά την διάγνωση της σκολίωσης, 2) την αντικατάσταση του κηδεμόνα που φοράνε με νέο, λόγω μεταβολής των σωματικών τους χαρακτηριστικών ή των χαρακτηριστικών της κύρτωσης και, 3) την πραγματοποίηση χειρονακτικών διορθωτικών εργασιών επί του κηδεμόνα, προκειμένου να προσαρμοστεί στις μικρές σωματικές του μεταβολές και ιδιαιτερότητες ή τη μεταβολή της παραμόρφωσης, αφού έχει περάσει ένα μικρό χρονικό διάστημα μετά την πρώτη χρήση του. Αυτές οι τρεις λόγοι επίσκεψης στο εργαστήριο, δημιουργούν τρεις κατηγορίες ασθενών που θα μελετηθούν η κάθε μια ξεχωριστά προκειμένου να εντοπιστούν διαφοροποιήσεις μεταξύ τους.

Βάσει του πίνακα, ανάμεσα στους ασθενείς βρίσκονται:

- 13 αγόρια (Α) και 68 κορίτσια (Κ), Σχήμα 5.1.



Σχήμα 5.1: Κατανομή ασθενών ανάλογα με το φύλο τους

Με:

- Ηλικία: $13,7 \pm 1,9$ έτη
- Βάρος: $51,8 \pm 10,1$ Kg
- Ύψος: $1,61 \pm 0,09$ m

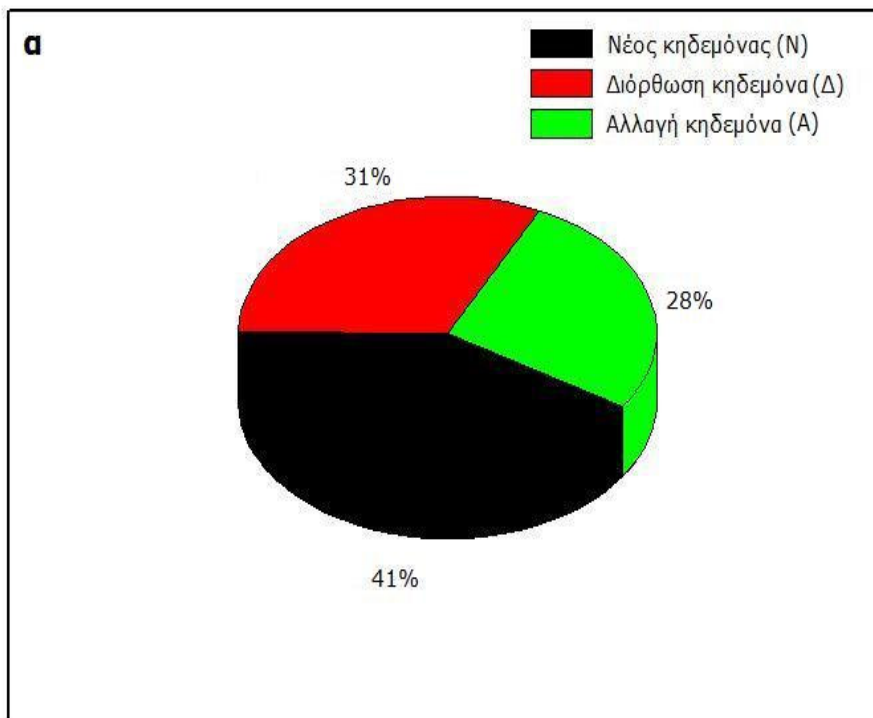
Το γεγονός πως το πλήθος των κοριτσιών είναι τόσο μεγάλο σε σχέση με το αντίστοιχο των αγοριών, δεν έχει να κάνει με κάποια επιλογή τους, αλλά με τη τυχαία προσέλευσή τους στο εργαστήριο κατασκευής των κηδεμόνων, στο οποίο πραγματοποιήθηκαν οι μετρήσεις. Άλλωστε η διαχρονική μελέτη της σκολίωσης επιβεβαιώνει αυτό το ποσοστό, τοποθετώντας το περίπου στο 80% των ασθενών με εφηβική ιδιοπαθή σκολίωση.

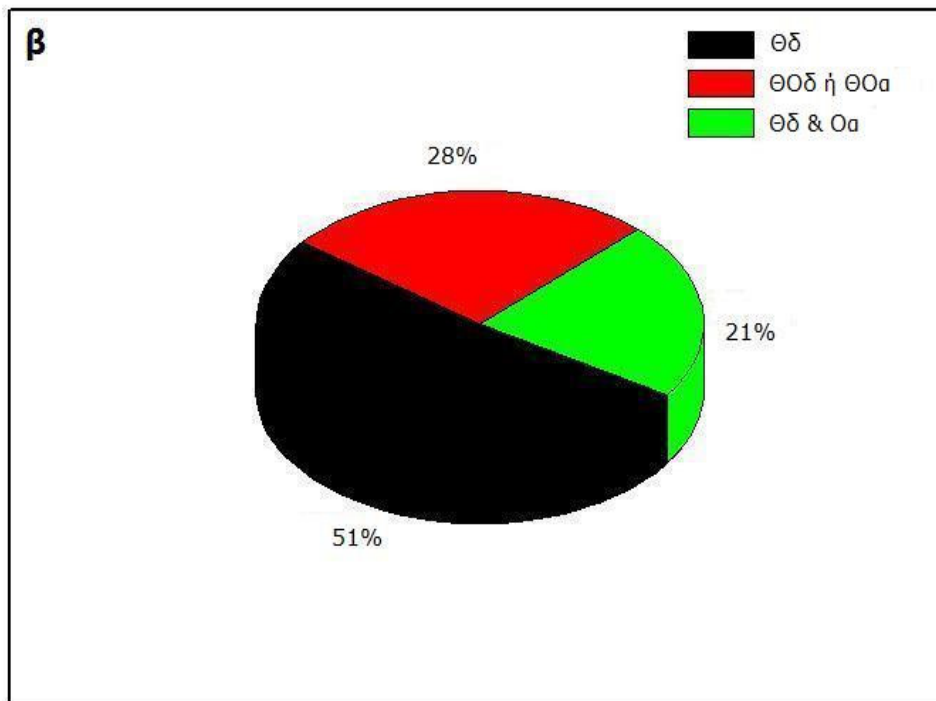
Επίσης, βάσει του πίνακα:

- 33 ασθενείς ανήκουν στην κατηγορία Ν (νέος κηδεμόνας)
- 23 ασθενείς ανήκουν στη κατηγορία Α (αντικατάσταση κηδεμόνα) και
- 25 στην κατηγορία Δ (διόρθωση κηδεμόνα), (Σχήμα 5.2α)

ενώ ταυτόχρονα:

- 41 ασθενείς εμφανίζουν Θδ,
- 23 ΘΟδ ή ΘΟα (12 ΘΟδ και 11 ΘΟα), και
- 17 ασθενείς διπλή (Θδ & Οα) κύρτωση (Σχήμα 5.2β).





Σχήματα 5.2α και β: Κατανομή ασθενών ανάλογα με την κατηγορία τους και το είδος της κύρτωσης αντίστοιχα

Η μέση γωνία κύρτωσης μετά από στρογγυλοποίηση των τιμών προς τη πλησιέστερη ακέραιη τιμή, είναι:

- $28 \pm 6^\circ$ για Θδ
- $29 \pm 5^\circ$ για ΘΟδ
- $28 \pm 7^\circ$ για ΘΟα
- $31 \pm 6^\circ$ και $31 \pm 8^\circ$ για Θδ και Οα αντίστοιχα, για τις διπλές σκολιώσεις (Θδ & Οα)

Όλοι οι ασθενείς συμμετείχαν στην λήψη των μετρήσεων εθελοντικά και μόνο αφού πρώτα είχαν ενημερωθεί για τους σκοπούς της έρευνας, το τι ακριβώς έπρεπε να κάνουν και για την διάρκεια των μετρήσεων. Η επιλογή τους όπως αναφέρθηκε και παραπάνω, έγινε με τυχαίο

τρόπο που είχε να κάνει απλά με τη σειρά προσέλευσής τους στο εργαστήριο και μόνο αφού ικανοποιούσαν τις προϋποθέσεις που αναφέρθηκαν παραπάνω στην παράγραφο.

5.1.1 Ομαδοποίηση των ασθενών

Ήταν από την αρχή αντιληπτό πως υπήρχαν πολλά χαρακτηριστικά των ασθενών που τους διαφοροποιούσαν μεταξύ τους. Κάτι τέτοιο επέβαλλε τον διαχωρισμό τους σε ομάδες ανάλογα με τα χαρακτηριστικά τους ούτως ώστε να αναδειχθεί η εμβιομηχανική δράση του κηδεμόνα ανά κατηγορία και ομάδα.

Βάσει αυτής της διαπίστωσης, οι παράγοντες που ληφθήκαν υπόψη, ήταν:

- Το φύλο: αγόρι ή κορίτσι
- Η ηλικία: ≤ 14 και > 14 έτη
- Το είδος της κύρτωσης: $\Theta\delta$, $\Theta\text{O}\delta$ ή $\Theta\text{O}\alpha$ και $\Theta\delta$ & $\text{O}\alpha$
- Η φάση της θεραπείας: N, A και Δ
- Ο χρόνος χρήσης του κηδεμόνα και
- Η γωνία κύρτωσης (Cobb angle): $20-29^\circ$ ή $30-40^\circ$

Για όλες τις ομάδες ασθενών που δημιουργήθηκαν βάσει των παραπάνω χαρακτηριστικών, μετρήθηκε η μέση ασκούμενη δύναμη και η μέση αναπτυσσόμενη πίεση στη περιοχή της εσωτερικής επιφάνειας του κηδεμόνα στην οποία έχει τοποθετηθεί το κομμάτι από plastazote. Αυτή η περιοχή αντιστοιχεί ακριβώς στον ύβo και στη περιοχή γύρω από αυτόν. Πριν από την έναρξη λήψης των μετρήσεων έγινε εγκατάσταση του εξοπλισμού και έλεγχος της ομαλής λειτουργίας του. Επίσης, για κάθε ασθενή επιλέχτηκε το κατάλληλο φορτίο

εξισορρόπησης και βαθμονόμησης του αισθητήρα, ανάλογα με τις μέσες αναμενόμενες τιμές της ασκούμενης δύναμης. Αυτή η αναμενόμενη τιμή για κάθε ασθενή προσδιορίστηκε αφού προηγήθηκε μια δοκιμαστική μέτρηση για κάθε ασθενή και με αυτόν να βρίσκεται στη πρώτη στάση του σώματος που φαίνεται παρακάτω στη Παράγραφο 5.2 και με πρότυπο φορτίο εξισορρόπησης και βαθμονόμησης τα 9 Kg που αποτελεί και το μέσο από αυτά που επιλέχθηκαν να χρησιμοποιηθούν. Η πρώτη στάση του σώματος θεωρήθηκε και ως στάση αναφοράς για όλη την επεξεργασία των δεδομένων που ακολουθεί.

Στη συνέχεια και προκειμένου να υπάρχει η μέγιστη δυνατή ακρίβεια στις μετρήσεις, μετά τη δοκιμαστική μέτρηση και βάσει αυτής επιλέχτηκε το κατάλληλο πρότυπο φορτίο για κάθε ασθενή. Η «φόρτωση» των αρχείων εξισορρόπησης και βαθμονόμησης έγινε απαραίτητα πριν από κάθε ασθενή. Ο αισθητήρας τοποθετήθηκε, σταθεροποιήθηκε και στερεώθηκε μεταξύ του σώματος ασθενούς και του τμήματος από plastazote που προαναφέρθηκε (Εικόνα 5.3).



Εικόνα 5.3: Τοποθέτηση αισθητήρα στη περιοχή ενδιαφέροντος

Επίσης, μετρήθηκε η μέση τιμή της επιφάνειας του αισθητήρα άρα και του τμήματος plastazote, επί της οποίας καταγράφηκαν ασκούμενες δυνάμεις και αναπτυσσόμενες πιέσεις. Τέλος, αξιολογήθηκε η αποτελεσματικότητα του DDB μέσω της επίδρασης που είχε η χρήση του ανά κατηγορία ασθενών στη μεταβολή ή μη (βελτίωση, επιδείνωση και σταθεροποίηση) της γωνίας κύρτωσης. Φυσικά κάτι τέτοιο ήταν δυνατό να αξιολογηθεί μόνο σε ασθενείς που ανήκαν στις ομάδες Α και Δ. Οι ασθενείς αυτοί ήταν 48 από το σύνολο των 81 και η αξιολόγηση είχε να κάνει με τη σύγκριση της γωνίας κύρτωσης μεταξύ της αρχικής διάγνωσης του ασθενούς και της στιγμής λήψης των μετρήσεων δυνάμεων και πιέσεων με τη χρήση του κηδεμόνα.

5.2 Προετοιμασία ασθενών και εξοπλισμού

Όλες οι μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν στον ίδιο χώρο, στον οποίο υπήρχε ο απαραίτητος λοιπός εξοπλισμός (κάθισμα και εξεταστικό κρεβάτι) καθώς και αρκετός χώρος για να περπατήσει ελεύθερα ο ασθενής. Η ενεργή επιφάνεια του αισθητήρα αλλά και αυτή του νάιλον που περιβάλλει τον αισθητήρα, πριν από την χρήση του σε κάθε ασθενή, καθαριζόταν επιμελώς με οινόπνευμα για λόγους υγιεινής και προκειμένου να απομακρυνθούν ακαθαρσίες που θα μπορούσαν να επηρεάσουν την αξιοπιστία των μετρήσεων.

Όπως αναφέρθηκε και στο 2^ο Κεφάλαιο, ζητήθηκε από τους ασθενείς να φορούν λεπτό φανελάκι προκειμένου να μην επηρεαστεί ο αισθητήρας από τον ιδρώτα του σώματος και την αύξηση της θερμοκρασίας μετά από μεγάλη διάρκεια επαφής μεταξύ αισθητήρα και σώματος ασθενούς.

Λαμβάνοντας υπόψη το σκοπό της παρούσας μελέτης και προκειμένου να διερευνηθεί η εμβιομηχανική συμπεριφορά του DDB στις συνθήκες της καθημερινότητας των ασθενών, επιχειρήθηκε η προσομοίωση αυτών των συνθηκών σε εργαστηριακό περιβάλλον. Κατά αυτή τη προσπάθεια οι ασθενείς υποβλήθηκαν σε μια σειρά ασκήσεων και στάσεων σώματος που προσομοίαζαν όλες τις πιθανές στάσεις του σώματός τους στη καθημερινότητα. Μετά και από μελέτη σχετικής βιβλιογραφίας (54,83,88), επιλέχθηκαν οι παρακάτω 9 στάσεις του σώματος:

1. Όρθιος/α
2. Βαθιά εισπνοή με κατακράτηση του αέρα σε όρθια στάση
3. Βαθιά εκπνοή με αργό και σταθερό ρυθμό σε όρθια στάση

4. Καθιστός/ή σε καρέκλα γραφείου με τα γόνατα σε γωνία 90° και τα πόδια σε όλη την έκτασή τους, σε επαφή με το έδαφος
5. Ελεύθερο περπάτημα
6. Ξαπλωμένος/η μπρούμυτα στο εξεταστικό κρεβάτι
7. Ξαπλωμένος/η σε ύπτια στάση στο εξεταστικό κρεβάτι
8. Ξαπλωμένος/η πλάγια δεξιά στο εξεταστικό κρεβάτι
9. Ξαπλωμένος/η πλάγια αριστερά στο εξεταστικό κρεβάτι

Οι στάσεις αυτές πραγματοποιήθηκαν δύο φορές για κάθε ασθενή: τη πρώτη φορά με τον κηδεμόνα σφιγμένο στο μέγιστο βαθμό και τη δεύτερη σφιγμένο στον ελάχιστο βαθμό που τον κρατά στην θέση του επάνω στον κορμό του ασθενούς. Απλά λοιπόν από αυτό το σημείο θα γίνεται αναφορά για μέγιστο και ελάχιστο σφίξιμο των ιμάντων και κατ' επέκταση του κηδεμόνα επάνω στον ασθενή. Με την εκτέλεση των παραπάνω καλύπτεται όλη η γκάμα των πιθανών στάσεων σώματος ή καταστάσεων στις οποίες θα βρεθεί καθημερινά ένας ασθενής εντός του ηλικιακού εύρους που αναφέρθηκε παραπάνω. Αυτό έχει ιδιαίτερη σημασία γιατί ο κηδεμόνας χρησιμοποιείται από την πλειοψηφία των ασθενών για το μεγαλύτερο μέρος της ημέρας (τουλάχιστον 20 ώρες) και είναι επιθυμητό αυτός να λειτουργεί θεραπευτικά καθ' όλη την ημέρα και ισοδύναμα για όλες τις ώρες αυτής.

Μέσω του λογισμικού ορίστηκαν ως διάρκεια λήψης της κάθε μέτρησης τα 15 sec και ο αριθμός των στιγμιότυπων (frames) ίσος με 200, με συχνότητα 13 Hz. Αυτό σημαίνει πως κάθε 0,075 sec γίνεται λήψη μέτρησης. Ο χρόνος των 15 sec θεωρήθηκε ιδανικός για την προσαρμογή του αισθητήρα στο ασκούμενο φορτίο, αλλά ταυτόχρονα δεν είναι πολύ μεγάλος ώστε ο ασθενής να αισθανθεί δυσφορία λόγω της διάρκειας της άσκησης. Η

συνολική διάρκεια λήψης των μετρήσεων ήταν περίπου 20 min για μονές και περίπου 35 min για διπλές σκολιώσεις. Ο χρόνος δεν ήταν ο διπλός για τις διπλές σκολιώσεις γιατί οι ασθενείς είχαν πλέον εξοικειωθεί με την διαδικασία και αυτή ολοκληρωνόταν πιο γρήγορα.

Πριν την έναρξη των μετρήσεων ήταν απαραίτητη η εξοικείωση των ασθενών με τον εξοπλισμό και τις ασκήσεις που έπρεπε να εκτελέσουν. Γι' αυτό, αφού δόθηκαν οι απαραίτητες αναλυτικές οδηγίες για την διαδικασία, τους επιτράπηκε να περιεργαστούν τον εξοπλισμό και τους ζητήθηκε να εκτελέσουν δοκιμαστικά τουλάχιστον δύο φορές την κάθε άσκηση πριν την λήψη μέτρησης. Επίσης, η όλη διαδικασία πραγματοποιήθηκε παρουσία συνοδού τους. Πριν την λήψη της κάθε μιας από αυτές, προηγήθηκε χρόνος διάρκειας 120 sec για προφύρτωση του αισθητήρα προκειμένου να επιτευχθεί ελαχιστοποίηση των σφαλμάτων της υστέρησης και ολίσθησης των τιμών πίεσης και δύναμης που κατέγραφε. Τέλος, προκειμένου να ελαχιστοποιηθεί η πιθανότητα μετακίνησης του αισθητήρα από την θέση που αρχικά τοποθετήθηκε, σταθεροποιούνταν κάθε φορά με κολλητική ταινία επάνω στο τμήμα plastazote και χωρίς να καλύπτεται μέρος της ενεργής επιφάνειάς του.

5.3 Περιγραφή των στάσεων του σώματος

Η πρώτη στάση του σώματος ο ασθενής είναι σε όρθια στάση και πραγματοποιώντας τις απολύτως απαραίτητες κινήσεις μόνο. Στην δεύτερη στάση ο ασθενής παίρνει μια βαθιά εισπνοή από το στόμα και στη μέγιστη έκταση που του επιτρέπει ο κηδεμόνας που φοράει. Η εκπνοή γίνεται μετά την ολοκλήρωση της μέτρησης.

Στην τρίτη στάση, πραγματοποιείται μια βαθιά εισπνοή όπως και στην δεύτερη, και η λήψη της μέτρησης γίνεται κατά την εκπνοή του αέρα από το στόμα με σταθερό και αργό ρυθμό. Στην τέταρτη στάση, ο ασθενής κάθεται σε ένα συνηθισμένο κάθισμα σαν και αυτά που χρησιμοποιεί για παράδειγμα καθημερινά στο σχολείο έχοντας γόνατα και πλάτη σε γωνία 90° και χωρίς να ακουμπά στην πλάτη του καθίσματος. Και σε αυτή τη στάση, επιτρέπονται μόνο οι φυσιολογικές και απαραίτητες κινήσεις (π.χ. αναπνευστικές κινήσεις).

Στην πέμπτη στάση, ο ασθενής καλείται να περπατήσει ελεύθερα καθ' όλη τη διάρκεια της λήψης. Στην έκτη και έβδομη στάση του σώματος, ο ασθενής βρίσκεται ξαπλωμένος ανάσκελα και μπρούμυτα αντίστοιχα, με τα πόδια απλωμένα και τα χέρια στο πλάι. Τέλος, στην όγδοη και ένατη στάση ο ασθενής βρίσκεται ξαπλωμένος πλάγια δεξιά και αριστερά αντίστοιχα. Τα πόδια του είναι ελαφρώς λυγισμένα προκειμένου να εξασφαλίζεται η ισορροπία του σώματος.

Κεφάλαιο 6^ο

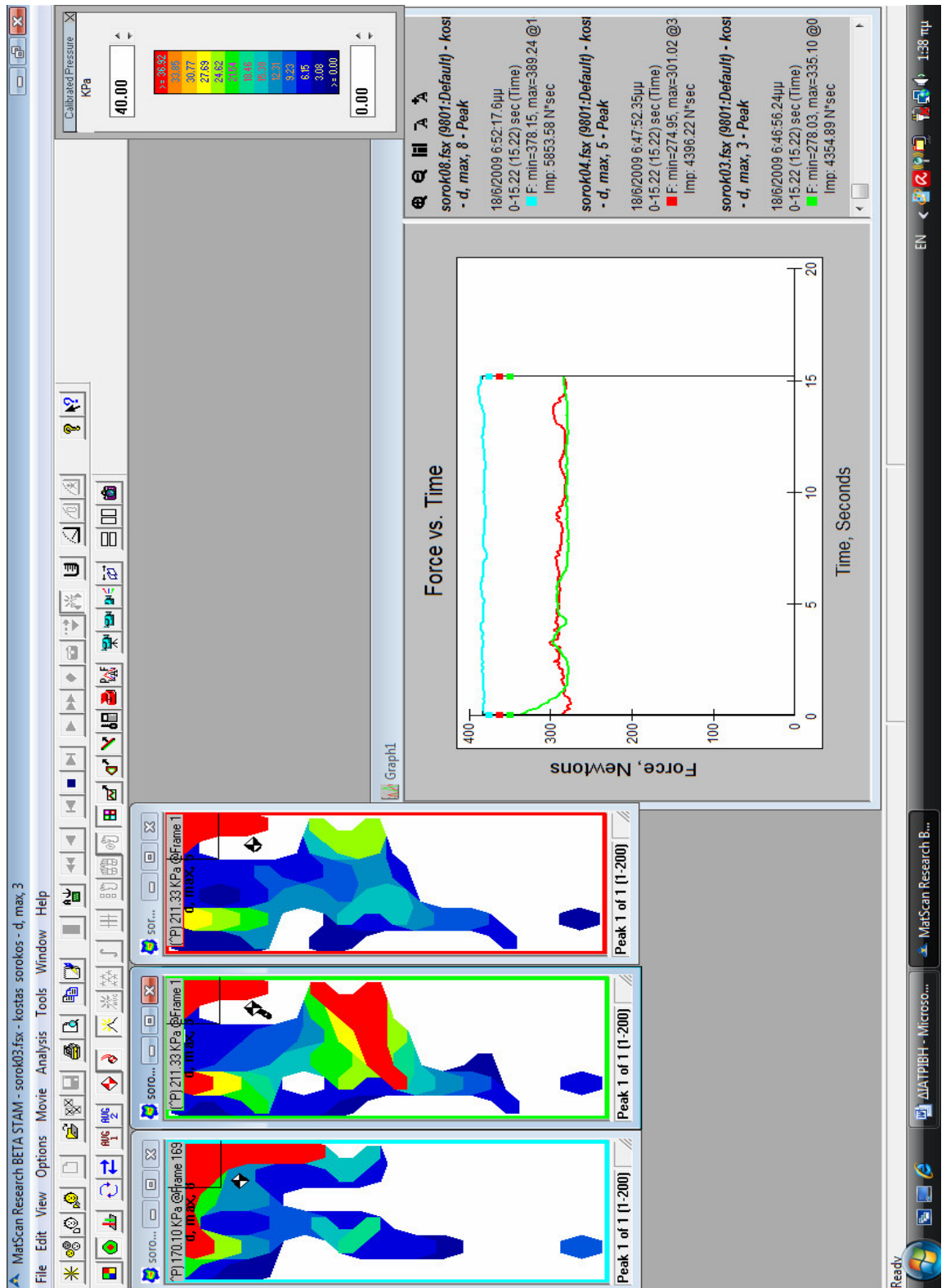
ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

6.1 Μελέτη των ασκούμενων δυνάμεων

Αφού πραγματοποιήθηκε αρχικά η προφόρτωση και στη συνέχεια οι διαδικασίες της εξισορρόπησης και βαθμονόμησης του χρησιμοποιούμενου κάθε φορά αισθητήρα, ελήφθησαν οι μετρήσεις των ασκούμενων δυνάμεων καθ' όλη την επιφάνεια του αισθητήρα που εφάρμοξε στο κομμάτι από plastazote επί της κορυφής του ύβου και στη περιοχή γύρω από αυτήν. Όπως έχει αναφερθεί σε προηγούμενες παραγράφους, ο αισθητήρας και το κομμάτι από plastazote έχουν περίπου τις ίδιες διαστάσεις (ελαφρώς μεγαλύτερος ο αισθητήρας), πράγμα που σημαίνει πως ασκούμενες δυνάμεις σε όλη την επιφάνεια του τμήματος plastazote θα μπορούσαν να καταγραφούν.

Το MatScan δίνει τη δυνατότητα μέτρησης της απόλυτης και της μέσης τιμής της ασκούμενης δύναμης. Στη προκειμένη περίπτωση υπολογίστηκε η μέση τιμή της δύναμης, αφού πρώτα μετρήθηκε η απόλυτη τιμή της για κάθε ένα από τα 200 στιγμιότυπα (frames) που αντιστοιχούν στη συνολική διάρκεια των 15 sec της μέτρησης, όπως φαίνεται στην Εικόνα 6.1. Το MatScan δίνει επίσης τη δυνατότητα να συγκεντρωθούν σε ένα τελικό στιγμιότυπο όλες οι μέσες τιμές της δύναμης για κάθε ένα pixel της ενεργής περιοχής του αισθητήρα που δέχτηκε ασκούμενη δύναμη.

Στους παρακάτω Πίνακες 6.1 και 6.2, φαίνονται οι μέσες τιμές για κάθε μία από τις εννιά επιλεγμένες στάσεις του σώματος και ταυτόχρονα για το ελάχιστο και μέγιστο σφίξιμο των ιμάντων του κηδεμόνα στη πίσω πλευρά του, για τους ασθενείς χωρισμένους σε ομάδες ανάλογα με το τύπο της κύρτωσής τους (Θδ, ΘΟδ ή ΘΟα και Θδ & Οα).



Εικόνα 6.1: Σχηματική και χρωματική απεικόνιση των ασκουμένων μέσων δυνάμεων, στο περιβάλλον του MatScan.

Επίσης, στην Εικόνα 6.1 φαίνεται γραφικά η διαφορά μεταξύ των μέσων τιμών της δύναμης για όλες τις στάσεις του σώματος με τους ιμάντες μέγιστα σφιγμένους και για όλα τα είδη σκολίωσης που μελετώνται. Οι τιμές που καταγράφονται στους παρακάτω δύο πίνακες είναι στρογγυλοποιημένες στη πλησιέστερη ακέραιη τιμή. Πριν από οποιαδήποτε σύγκριση μεταξύ τους πραγματοποιήθηκε έλεγχος της κανονικότητας της κατανομής τους. Λόγω της κανονικής κατανομής που διαπιστώθηκε για όλες τις μεταβλητές, επιλέχθηκαν παραμετρικά κριτήρια στατιστικής επεξεργασίας.

Θδ			ΘΟδ ή ΘΟα		
Μέση ασκούμενη δύναμη (N)					
a/a	Ελάχιστο σφίξιμο ιμάντων	Μέγιστο σφίξιμο ιμάντων	a/a	Ελάχιστο Σφίξιμο ιμάντων	Μέγιστο σφίξιμο ιμάντων
1	72 ± 29	92 ± 39	1	66 ± 22	83 ± 33
2	89 ± 38	119 ± 56	2	86 ± 23	107 ± 33
3	76 ± 29	94 ± 40	3	69 ± 22	81 ± 28
4	73 ± 30	93 ± 40	4	71 ± 20	87 ± 28
5	75 ± 30	92 ± 39	5	67 ± 21	81 ± 29
6	81 ± 33	92 ± 39	6	73 ± 23	84 ± 29
7	68 ± 27	80 ± 34	7	66 ± 24	79 ± 27
8	73 ± 28	83 ± 34	8	65 ± 32	75 ± 34
9	66 ± 27	77 ± 33	9	64 ± 19	74 ± 18

Πίνακας 6.1: Μέση ασκούμενη δύναμη για ασθενείς με Θδ και ΘΟδ ή ΘΟα

Για όλους τους ασθενείς και στις 9 στάσεις του σώματος, εφαρμόζοντας έλεγχο t test εξαρτημένων δειγμάτων, ήταν φανερό πως η μέση ασκούμενη δύναμη όταν οι ιμάντες είχαν το μέγιστο σφίξιμο, ήταν πάντα μεγαλύτερη σε σχέση με τη περίπτωση που οι ιμάντες είχαν το ελάχιστο σφίξιμο. Αυτή η διαφορά της μέσης ασκούμενης δύναμης είναι και στατιστικά

σημαντική. Στη περίπτωση των ασθενών με Θδ και ΘΟδ ή ΘΟα η διαφορά αυτή ήταν ισχυρή στατιστικά ($p < 0,005$). Στη περίπτωση των ασθενών με Θδ & Οα σκολίωση, ήταν $p < 0,05$.

Ο επόμενος έλεγχος είχε να κάνει με την σύγκριση της τιμής της μέσης ασκούμενης δύναμης μεταξύ των 9 στάσεων του σώματος για τους ιμάντες στο μέγιστο σφιγμένους. Εφαρμόστηκε ο έλεγχος της διακύμανσης επαναλαμβανόμενων μετρήσεων (Repeated measures ANOVA). Για τους ασθενείς με Θδ και ελέγχοντας την σφαιρικότητα φάνηκε πως αυτή παραβιάζεται, δηλαδή η υπόθεση πως η διακύμανση μεταξύ των μετρήσεων και των 9 μεταβλητών που συγκρίνονται είναι όμοια. Βάσει του συντελεστή Greenhouse-Geisser ήταν $p = ,000$ πράγμα που σημαίνει πως η τιμή της μέσης ασκούμενης δύναμης αλλάζει με τη στάση του σώματος. Ο βαθμός απομάκρυνσης από τη σφαιρικότητα προκύπτει από το συντελεστή Epsilon= $0,392$, του οποίου η μεγαλύτερη τιμή θα μπορούσε να είναι ίση με 1 (μη παραβίαση της σφαιρικότητας) και η μικρότερη ίση με $1/(9-1)=0,125$. Όσο η τιμή του Epsilon απομακρύνεται μειούμενο από το 1, τόσο πιο μεγάλη είναι η παραβίαση της συνθήκης σφαιρικότητας. Για να διαπιστωθεί για ποια ζεύγη στάσεων η διαφορά ήταν στατιστικά σημαντική εφαρμόστηκε έλεγχος t test εξαρτημένων δειγμάτων μεταξύ όλων των στάσεων, δημιουργώντας συνολικά 36 συγκρινόμενα ζεύγη τιμών. Εφαρμόζοντας διόρθωση Bonferroni, το επίπεδο στατιστικής σημαντικότητας διαμορφώθηκε σε $0,005/36=0,0014$. Βάσει αυτής της διόρθωσης, προέκυψε πως στατιστικά σημαντική διαφορά με τη στάση 1 του σώματος, εμφανίζουν οι στάσεις 2 και 9 ($p = ,000$). Στατιστικά σημαντική διαφορά υπάρχει και για το ζεύγος 6 – 7 ($p = 0,001$).

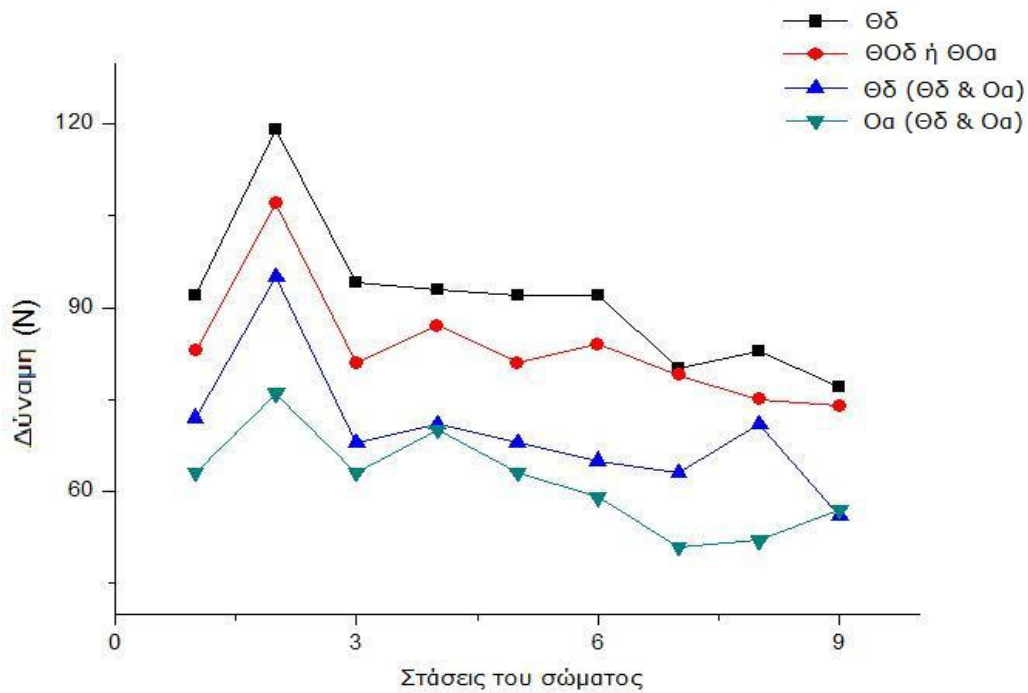
Για τους ασθενείς με ΘΟδ ή ΘΟα και εφαρμόζοντας τον ίδιο έλεγχο ($p = ,000$ και Epsilon= $0,441$) προέκυψε πως η στάση 1 διαφέρει στατιστικά σημαντικά μόνο με τη στάση

2 ($p=,000$). Αντιθέτως, με την στάση 9 ήταν $p=0,006$ και για τα ζευγάρια των στάσεων 6 – 7 και 8 – 9 ήταν $p=0,104$ και $p=0,936$ αντίστοιχα. Για τους ασθενείς με $\Theta\delta$ & $O\alpha$, για το κλάδο $\Theta\delta$ της κύρτωσης και τον ίδιο στατιστικό έλεγχο ήταν για τον συντελεστή Greenhouse-Geisser $p=0,003$ και Epsilon= $0,276$. Ελέγχοντας όλες τις στάσεις του σώματος μεταξύ τους, προέκυψε στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των στάσεων 1 και 2 ($p=0,001$) μόνο. Για τους συνδυασμούς 6 – 7, 8 – 9 και 4 – 5 ήταν $p=0,664$, $p=0,005$ και $p=0,120$ αντίστοιχα. Όμοια για το κλάδο $O\alpha$ της κύρτωσης ήταν για τον συντελεστή Greenhouse-Geisser $p=0,000$ και Epsilon= $0,282$. Ο έλεγχος των συνδυασμών των στάσεων μεταξύ τους έδειξε πως οι στάσεις 1 – 2 είχαν στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ τους ($p=0,000$), σε αντίθεση με τους συνδυασμούς 6 – 7, 8 – 9 και 4 – 5 για τους οποίους ήταν $p=0,006$, $p=0,034$ και $p=0,064$ αντίστοιχα.

$\Theta\delta$ & $O\alpha$					
$\Theta\delta$			$O\alpha$		
Μέση ασκούμενη δύναμη (N)					
a/a	Ελάχιστο σφίξιμο μάντων	Μέγιστο σφίξιμο μάντων	a/a	Ελάχιστο σφίξιμο μάντων	Μέγιστο σφίξιμο μάντων
1	56 ± 12	72 ± 29	1	47 ± 13	63 ± 24
2	76 ± 20	95 ± 45	2	59 ± 19	76 ± 27
3	60 ± 12	68 ± 24	3	47 ± 15	63 ± 21
4	61 ± 14	71 ± 30	4	55 ± 20	70 ± 27
5	58 ± 12	68 ± 24	5	49 ± 15	63 ± 22
6	61 ± 13	65 ± 17	6	49 ± 13	59 ± 17
7	56 ± 12	63 ± 21	7	46 ± 12	51 ± 15
8	59 ± 17	71 ± 20	8	43 ± 12	52 ± 16
9	48 ± 12	56 ± 13	9	51 ± 12	57 ± 17

Πίνακας 6.2: Μέση ασκούμενη δύναμη για ασθενείς με $\Theta\delta$ & $O\alpha$

Στη συνέχεια ομαδοποιήθηκαν οι ασθενείς ανάλογα με το μέγεθος της γωνίας κύρτωσης (20-29° και 30-40°) και ανάλογα με το αν ήταν ασθενείς των κατηγοριών N, Δ ή Α. Ανεξαρτήτου τύπου κύρτωσης, η μέση ασκούμενη δύναμη είχε μεγαλύτερη μέση τιμή για όλες τις στάσεις του σώματος με μέγιστο σφίξιμο ιμάντων και ανεξάρτητα από το τύπο της κύρτωσης, όταν η γωνία κύρτωσης ήταν 30-40° σε σχέση με τους ασθενείς με γωνία κύρτωσης 20-29° (Πίνακες Π2.1, Π2.3 και Π2.5 στο Παράρτημα 2).



Εικόνα 6.1: Μέση ασκούμενη δύναμη (N) για όλες τις στάσεις του σώματος, ανά τύπο κύρτωσης με τους ιμάντες μέγιστα σφιγμένους

Να σημειωθεί πως στη περίπτωση των ασθενών με Θδ & Οα, η μέση τιμή της δύναμης ήταν μεγαλύτερη σε όλες τις στάσεις για τη Θδ κύρτωση 30-40°. Επίσης, για τους ασθενείς με Θδ και ΘΟδ ή ΘΟα, η μέση ασκούμενη δύναμη εμφανίζει τη μεγαλύτερη τιμή της στις περιπτώσεις που ο κηδεμόνας έχει υποστεί χειρωνακτικές διορθώσεις από τους τεχνικούς,

δηλαδή στη κατηγορία Δ και μάλιστα η διαφορά είναι στατιστικά σημαντική ($p < 0,001$) με τις υπόλοιπες ομάδες (N και A), όπως φαίνεται και στους Πίνακες Π2.2α,β και Π2.4α,β. Στους ασθενείς με Θδ & Οα, δεν υπάρχει σαφή εικόνα για το μέγεθος της μέσης τιμής της ασκούμενης δύναμης και για τους δύο κλάδους της σκολίωσης, μεταξύ των κατηγοριών N, Δ και A (Πίνακας Π2.6α,β). Ωστόσο, και για τις τρεις κατηγορίες ασθενών δε διαπιστώθηκε ισχυρή συσχέτιση μεταξύ της τιμής της μέσης δύναμης των Θδ και Οα κυρτώσεων (N: $r=0,478$ & $p=0,338$, Δ: $r=0,156$ & $p=0,844$ και A: $r=0,092$ & $p=0,908$). Και οι τρεις έλεγχοι έγιναν κατά Pearson και συσχετίζοντας την μέτρηση της ασκούμενης δύναμης στη πρώτη στάση του σώματος που θεωρείται ως στάση αναφοράς για όλες τις συγκρίσεις τιμών που πραγματοποιήθηκαν κατά τη διάρκεια της εργασίας αυτής.

Στο Πίνακα 6.3, φαίνεται η ποσοστιαία μεταβολή της μέσης δύναμης και για τις εννιά στάσεις του σώματος και μεταξύ ελάχιστου και μέγιστου σφιζίματος των ιμάντων του κηδεμόνα. Παρατηρείται μείωση της διαφοράς στη τιμή της μέσης δύναμης σε σχέση με τη πρώτη στάση του σώματος, όπου ο ασθενής είναι όρθιος και ακίνητος πραγματοποιώντας μόνο τις απαραίτητες κινήσεις της φυσιολογικής αναπνοής. Μόνο στους ασθενείς με Θδ η δεύτερη στάση της βαθιάς εισπνοής εμφανίζει αύξηση του ποσοστού.

Στο Πίνακα 6.4 φαίνεται η ποσοστιαία μεταβολή (βελτίωση, επιδείνωση ή σταθεροποίηση) της κύρτωσης φορώντας το κηδεμόνα, ανά τύπο κύρτωσης και τη στιγμή που πραγματοποιήθηκε η μέτρηση. Η μεταβολή αυτή υπολογίστηκε με τη λήψη των απαραίτητων ακτινογραφιών, όπως φαίνεται στη Παράγραφο 1.4, και μετά από 24 μήνες (3-100 μήνες) χρήσης του κηδεμόνα κατά μέσο όρο. Φυσικά αυτά τα στοιχεία αφορούν στους ασθενείς που ανήκουν στις κατηγορίες Δ και A, δηλαδή 48 ασθενείς. Προκειμένου να

θεωρηθεί πως μια κύρτωση είχε μεταβληθεί, θα έπρεπε η γωνία Cobb να έχει αλλάξει το ελάχιστο κατά 5°, θεωρώντας αυτή σαν την ελάχιστη ανιχνευόμενη μεταβολή της.

Μεταβολή της μέσης δύναμης μεταξύ ελάχιστου και μέγιστου σφιξίματος μιάτων (%)				
α/α	Θδ	ΘΟδ ή ΘΟα	Θδ & Οα	
			Θδ	Οα
1	27,8	25,6	28,6	34,0
2	33,7	24,4	25,0	28,8
3	23,7	17,4	13,3	34,0
4	27,4	22,5	16,4	27,2
5	22,7	20,9	17,2	28,6
6	13,6	15,1	6,6	20,4
7	26,5	19,7	12,5	10,9
8	13,7	15,4	20,3	20,9
9	16,7	15,6	16,7	11,8

Πίνακας 6.3: Μεταβολή της μέσης ασκούμενης δύναμης, μεταξύ μέγιστου και ελάχιστου σφιξίματος μιάτων για όλων των ειδών τις κυρτώσεις

Ποσοστά ασθενών που εμφανίζουν μεταβολή της κύρτωσης (%)					
	Θδ	ΘΟδ ή ΘΟα	Θδ & Οα		ΣΥΝΟΛΙΚΑ
			Θδ	Οα	
Βελτίωση	79	84	50	100	86
Επιδείνωση	7	8	0	0	7
Σταθεροποίηση	14	8	50	0	7

Πίνακας 6.4: Ποσοστιαία μεταβολή της κύρτωσης ανάλογα με το τύπο της κύρτωσης και συνολικά

Πιο αναλυτικά για τους ασθενείς με Θδ & Οα, το σύνολο αυτών που εμφάνισαν βελτίωση της κύρτωσης, εμφάνισαν ταυτόχρονα βελτίωση και στη κύρτωση τύπου Οα. Αντιθέτως,

μόνο το 50% αυτών των ασθενών εμφάνισαν βελτίωση ταυτόχρονα και στη κύρτωση τύπου Θδ.

Η βελτίωση των ασθενών με Θδ είχε μέγεθος $34 \pm 14\%$ (με εύρος 18 – 53%), ενώ για τους ασθενείς με ΘΟδ ή ΘΟα αυτό το ποσοστό ήταν $50 \pm 14\%$ (με εύρος 27 – 74%). Οι ασθενείς με Θδ & Οα εμφάνισαν αντίστοιχα, για τη Θδ κύρτωση $46 \pm 6\%$ (με εύρος 42 – 50%) και για τη Οα $44 \pm 17\%$ (με εύρος 19 – 57%).

Επίσης, εξετάζοντας το σύνολο των ασθενών που εμφανίζουν βελτίωση στη κύρτωσή τους δε προκύπτει ισχυρή συσχέτιση μεταξύ του χρόνου χρήσης του κηδεμόνα και του ποσοστού βελτίωσης της κατάστασής τους και συγκεκριμένα κατά Pearson είναι $r=0,276$ και $p=0,361$. Ωστόσο, λόγω της θετικής τιμής του συντελεστή r , φαίνεται πως όταν αυξάνεται ο χρόνος χρήσης του κηδεμόνα, αυξάνεται και το ποσοστό βελτίωσης της κύρτωσης. Για την ίδια ομάδα ασθενών δε προκύπτει συσχέτιση κατά Pearson ($r=0,104$ και $p=0,747$) μεταξύ του ποσοστού βελτίωσης και τις μέσης ασκούμενης δύναμης με τους ιμάντες στο μέγιστο σφιγμένους και για τη πρώτη στάση του σώματος που αποτελεί και στάση αναφοράς. Και σε αυτή τη περίπτωση όμως, η αύξηση της μέσης ασκούμενης δύναμης συμβάλει στην αύξηση του ποσοστού βελτίωσης της κύρτωσης.

Τέλος, εφαρμόζοντας στατιστικό έλεγχο τύπου Pearson chi-square, προκύπτει πως δεν υπάρχει στατιστικά σημαντική σχέση μεταξύ τύπου κύρτωσης και τελικής κατάληξης αυτής (βελτίωση, σταθεροποίηση ή επιδείνωση) μετά το χρονικό διάστημα των 24 μηνών χρήσης του κηδεμόνα ($p=0,840$). Με τη βοήθεια του ίδιου στατιστικού ελέγχου, προκύπτει πως δεν υπάρχει στατιστικά σημαντική σχέση μεταξύ του φύλου του ασθενούς και της κατάληξης

που θα έχει η κύρτωσή του (βελτίωση, σταθεροποίηση ή επιδείνωση), μετά το χρονικό διάστημα των 24 μηνών κατά μέσο όρο χρήσης του κηδεμόνα ($p=0,905$).

Έχοντας ως δεδομένο πως 43 ασθενείς είχαν ηλικία μεγαλύτερη από τα 14 έτη και οι υπόλοιποι 38 είχαν ηλικία μικρότερη ή ίση με τα 14 έτη, έγινε σύγκριση της μέσης τιμής της ασκούμενης δύναμης για τις παραπάνω δύο ηλικιακές κατηγορίες ασθενών. Στο Πίνακα 6.5 φαίνονται οι μέσες τιμές ανά κατηγορία κύρτωσης και ηλικία ασθενών.

Μέση τιμή της ασκούμενης δύναμης (N)			
	Θδ και ΘΟδ ή ΘΟα	Θδ & Οα	
		Θδ	Οα
Ηλικιακή κατηγορία			
≤ 14 έτη	100 ± 40	59 ± 22	60 ± 10
> 14 έτη	81 ± 31	54 ± 22	58 ± 10

Πίνακας 6.5: Μέση τιμή ασκούμενης δύναμης ανά ηλικιακή κατηγορία των ασθενών

6.2 Μελέτη των αναπτυσσόμενων πιέσεων

Οι αναπτυσσόμενες πιέσεις είναι αυτές που προκαλούν τη διόρθωση στη κύρτωση ενός ασθενούς με σκολίωση. Όπως και στη προηγούμενη Παράγραφο που αφορούσε τη μελέτη των ασκούμενων δυνάμεων, έτσι και για τις πιέσεις η προφόρτωση και οι διαδικασίες εξισορρόπησης και βαθμονόμησης έχουν πραγματοποιηθεί και ολοκληρωθεί πριν τη λήψη οποιασδήποτε μέτρησης. Οι αναπτυσσόμενες πιέσεις μεταξύ κηδεμόνα και σώματος ασθενούς στη περιοχή της κύρτωσης, είναι αποτέλεσμα των ασκούμενων δυνάμεων από το κομμάτι plastazote επί της κορυφής του ύβου και της περιοχής γύρω από αυτήν.

Το MatScan δίνει τη δυνατότητα μέτρησης της απόλυτης και υπολογισμού της μέσης τιμής της αναπτυσσόμενης πίεσης, όπως ακριβώς και με τις μετρήσεις της δύναμης που είδαμε στη προηγούμενη Παράγραφο. Στη προκειμένη περίπτωση υπολογίστηκε η μέση τιμή της πίεσης, αφού πρώτα μετρήθηκε η απόλυτη τιμή της για κάθε ένα από τα 200 στιγμιότυπα (frames) που αντιστοιχούν στη συνολική διάρκεια των 15 sec της μέτρησης. Στους παρακάτω Πίνακες 6.6 και 6.7, φαίνονται οι μέσες τιμές της αναπτυσσόμενης πίεσης για κάθε μία από τις εννιά επιλεγμένες στάσεις του σώματος και ταυτόχρονα για το ελάχιστο και μέγιστο σφίξιμο των ιμάντων του κηδεμόνα στη πίσω πλευρά του, για τους ασθενείς χωρισμένους σε ομάδες ανάλογα με το τύπο της κύρτωσής τους (Θδ, ΘΟδ ή ΘΟα και Θδ & Οα), όπως ακριβώς έγινε στη προηγούμενη Παράγραφο για τις δυνάμεις. Επίσης, στην Εικόνα 6.2 φαίνεται γραφικά η διαφορά μεταξύ των μέσων τιμών της πίεσης για όλες τις στάσεις του σώματος που μελετώνται και για τους ιμάντες μέγιστα σφιγμένους και για όλα τα είδη σκολίωσης που μελετώνται.

Θδ			ΘΟδ ή ΘΟα		
Μέση αναπτυσσόμενη πίεση (KPa)					
α/α	Ελάχιστο σφίξιμο ιμάντων	Μέγιστο σφίξιμο ιμάντων	α/α	Ελάχιστο σφίξιμο ιμάντων	Μέγιστο σφίξιμο ιμάντων
1	14,6 ± 6,4	16,1 ± 6,7	1	12,6 ± 4,2	13,6 ± 4,8
2	16,2 ± 6,2	19,0 ± 8,8	2	15,4 ± 5,1	17,1 ± 5,0
3	14,9 ± 6,0	16,4 ± 6,9	3	13,0 ± 4,1	13,6 ± 4,5
4	14,2 ± 5,5	16,6 ± 7,5	4	12,8 ± 4,1	13,8 ± 4,3
5	14,9 ± 6,2	16,8 ± 7,6	5	12,6 ± 4,3	13,6 ± 4,4
6	15,4 ± 6,2	15,8 ± 6,6	6	13,2 ± 4,4	14,9 ± 5,3
7	12,7 ± 4,9	14,3 ± 6,9	7	12,4 ± 3,7	13,8 ± 4,5
8	13,9 ± 5,4	15,0 ± 6,2	8	12,0 ± 4,5	13,0 ± 4,6
9	13,2 ± 5,9	14,9 ± 6,4	9	11,8 ± 3,5	12,7 ± 3,0

Πίνακας 6.6: Μέση αναπτυσσόμενη πίεση για ασθενείς με Θδ και ΘΟδ ή ΘΟα

Όμοια με τις δυνάμεις, στην περίπτωση των πιέσεων χρησιμοποιήθηκαν οι ίδιοι στατιστικοί έλεγχοι. Έτσι, για όλους τους ασθενείς και στις 9 στάσεις του σώματος, είναι φανερό πως η μέση αναπτυσσόμενη πίεση όταν οι ιμάντες είχαν το μέγιστο σφίξιμο, ήταν πάντα μεγαλύτερη σε σχέση με τη περίπτωση που οι ιμάντες είχαν το ελάχιστο σφίξιμο. Αυτή η διαφορά είναι στατιστικά σημαντική ($p < 0,05$) εφαρμόζοντας έλεγχο t test εξαρτημένων δειγμάτων.

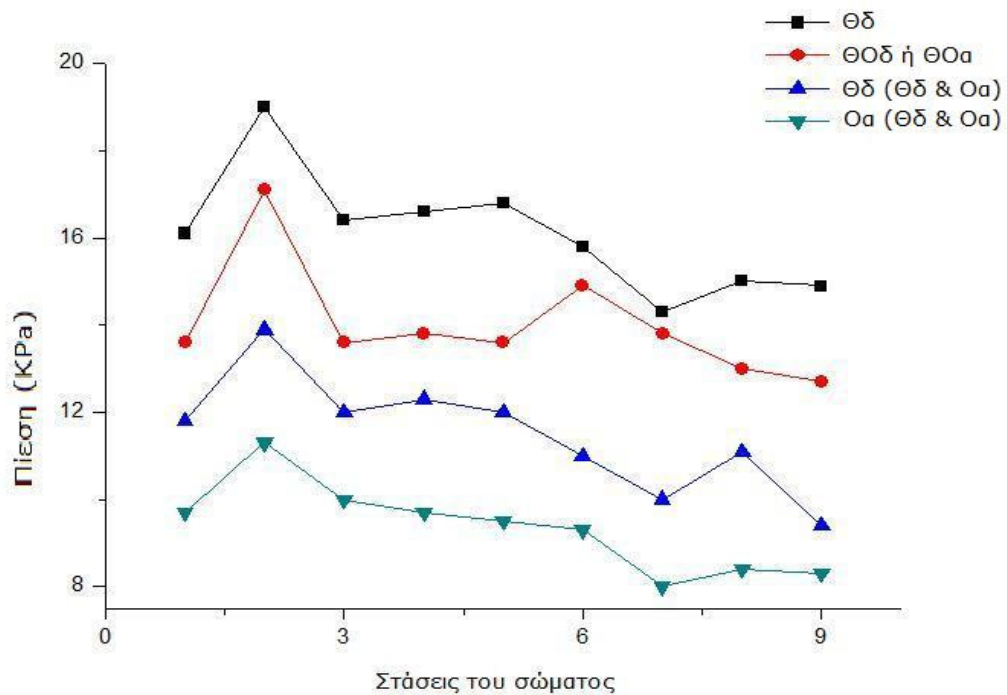
Ο επόμενος έλεγχος, όπως και στη προηγούμενη Παράγραφο, είχε να κάνει με την σύγκριση της μέσης τιμής μεταξύ και των 9 στάσεων του σώματος για τους ιμάντες στο μέγιστο σφισμένο. Εφαρμόστηκε ο έλεγχος της διακύμανσης επαναλαμβανόμενων μετρήσεων (Repeated measures ANOVA). Για τους ασθενείς με Θδ και ελέγχοντας την σφαιρικότητα φάνηκε πως αυτή παραβιάζεται και βάσει του συντελεστή Greenhouse-Geisser ήταν $p = 0,001$ (Epsilon=0,327) πράγμα που σημαίνει πως η τιμή της μέσης αναπτυσσόμενης πίεσης αλλάζει και αυτή όπως και η δύναμη, με τη στάση του σώματος. Για να διαπιστωθεί μεταξύ ποιων στάσεων η διαφορά ήταν στατιστικά σημαντική εφαρμόστηκε έλεγχος t test εξαρτημένων δειγμάτων μεταξύ όλων των στάσεων, δημιουργώντας συνολικά 36 συγκρινόμενα ζευγάρια τιμών. Εφαρμόζοντας διόρθωση Bonferroni, το επίπεδο στατιστικής σημαντικότητας διαμορφώθηκε σε $0,005/36 = 0,0014$. Βάσει αυτής της διόρθωσης, προέκυψε πως στατιστικά σημαντική διαφορά με τη στάση 1 του σώματος εμφανίζει μόνο η στάση 2 ($p = 0,000$).

Για τους ασθενείς με ΘΟδ ή ΘΟα με δεδομένη τη παραβίαση της σφαιρικότητας και βάσει του συντελεστή Greenhouse-Geisser να είναι $p = 0,000$ (Epsilon=0,490), εφαρμόζοντας τον ίδιο έλεγχο προέκυψε πως η στάση 1 διαφέρει στατιστικά σημαντικά πάλι μόνο με τη στάση 2 ($p = 0,000$). Αντιθέτως, με τις στάσεις 8 και 9 ήταν ($p = 0,336$ και $p = 0,285$ αντίστοιχα) και για

τα ζευγάρια των στάσεων 4 – 5, 6 – 7 και 8 – 9 ήταν $p=0,404$, $p=0,018$ και $p=0,665$ αντίστοιχα. Για τους ασθενείς με $\Theta\delta$ & $O\alpha$ και το κλάδο $\Theta\delta$ της κύρτωσης και τον ίδιο στατιστικό έλεγχο για τον συντελεστή Greenhouse-Geisser ήταν $p=0,016$ και Epsilon=0,259. Ελέγχοντας όλες τις στάσεις του σώματος μεταξύ τους, προέκυψε στατιστικά σημαντική διαφορά μόνο για το ζεύγος 1 – 2 ($p=0,001$). Για τα ζεύγη 1 – 8, και 8 – 9 ήταν $p=0,630$ και $p=0,011$. Όμοια, για το κλάδο $O\alpha$ της κύρτωσης ήταν για τον συντελεστή Greenhouse-Geisser $p=,000$ και Epsilon=0,446. Ο έλεγχος των συνδυασμών των στάσεων μεταξύ τους έδειξε πως υπήρχε στατιστικά σημαντική διαφορά των τιμών για το ζεύγος σύγκρισης 1 – 2 ($p=0,001$), ενώ για τα ζεύγη 1 – 9, 4 – 5 και 6 – 7 ήταν $p=0,033$, $p=0,641$ και $p=0,009$ αντίστοιχα.

$\Theta\delta$ & $O\alpha$					
$\Theta\delta$			$O\alpha$		
Μέση αναπτυσσόμενη πίεση (KPa)					
α/α	Ελάχιστο σφίξιμο μάντων	Μέγιστο σφίξιμο μάντων	α/α	Ελάχιστο σφίξιμο μάντων	Μέγιστο σφίξιμο μάντων
1	10,5 ± 2,6	11,8 ± 4,2	1	7,6 ± 2,3	9,7 ± 2,3
2	12,3 ± 3,2	13,9 ± 5,5	2	9,3 ± 2,8	11,3 ± 2,8
3	11,2 ± 2,7	12,0 ± 4,0	3	7,8 ± 2,3	10,0 ± 2,6
4	10,7 ± 3,1	12,3 ± 4,7	4	7,9 ± 2,3	9,7 ± 2,1
5	10,6 ± 2,5	12,0 ± 4,2	5	7,8 ± 2,4	9,5 ± 2,6
6	10,8 ± 2,7	11,0 ± 2,7	6	8,2 ± 2,8	9,3 ± 1,9
7	9,0 ± 2,2	10,0 ± 2,8	7	7,7 ± 2,3	8,0 ± 1,8
8	9,5 ± 2,7	11,1 ± 3,5	8	7,6 ± 2,3	8,4 ± 2,2
9	8,9 ± 2,3	9,4 ± 2,5	9	8,0 ± 2,4	8,3 ± 1,7

Πίνακας 6.7: Μέση αναπτυσσόμενη πίεση για ασθενείς με $\Theta\delta$ & $O\alpha$



Εικόνα 6.2: Μέση αναπτυσσόμενη πίεση (KPa) για όλες τις στάσεις του σώματος, ανά τύπο κύρτωσης με τους ιμάντες μέγιστα σφιγμένους

Στη συνέχεια ομαδοποιήθηκαν οι ασθενείς ανάλογα με το μέγεθος της γωνίας κύρτωσης (20-29° και 30-40°) και ανάλογα με το αν ήταν ασθενείς των κατηγοριών N, Δ ή Α. Ανεξαρτήτου τύπου κύρτωσης, η μέση αναπτυσσόμενη πίεση είχε μεγαλύτερη μέση τιμή για όλες τις στάσεις του σώματος με μέγιστο σφίξιμο ιμάντων και ανεξάρτητα από το τύπο της κύρτωσης, όταν η γωνία κύρτωσης ήταν 30-40° σε σχέση με τους ασθενείς με γωνία κύρτωσης 20-29° (Πίνακες Π3.1, Π3.3 και Π3.5 στο Παράρτημα 3). Να σημειωθεί πως στη περίπτωση των ασθενών με διπλή σκολίωση, η μέση τιμή της πίεσης ήταν μεγαλύτερη σε όλες τις στάσεις για τον Θδ κλάδο αυτής, με κύρτωση 30-40°. Επίσης, για τους ασθενείς με Θδ και ΘΟδ ή ΘΟα, η μέση αναπτυσσόμενη πίεση εμφανίζει τη μεγαλύτερη τιμή της στις περιπτώσεις που ο κηδεμόνας έχει υποστεί χειρωνακτικές διορθώσεις από τους τεχνικούς, δηλαδή στη κατηγορία Δ και μάλιστα η διαφορά είναι στατιστικά σημαντική ($p < 0,05$) όπως

φαίνεται και στους Πίνακες Π3.2α,β και Π3.4α,β. Στους ασθενείς με Θδ & Οα, δεν υπάρχει σαφή εικόνα για το μέγεθος της μέσης τιμής της αναπτυσσόμενης πίεσης για την Θδ κύρτωση για όλες τις στάσεις του σώματος, ενώ για την Οα κύρτωση σε όλες τις περιπτώσεις η κατηγορία Δ εμφανίζει τη μέγιστη μέση τιμή πίεσης για όλες τις στάσεις μεταξύ των κατηγοριών Ν, Δ και Α (Πίνακας Π3.6α,β).

Για καμιά από τις κατηγορίες ασθενών Ν, Δ και Α, δε παρατηρήθηκε ισχυρή συσχέτιση μεταξύ της τιμής της μέσης πίεσης των Θδ και Οα κλάδων των ασθενών με διπλή σκολίωση ($r=0,350$ και $p=0,496$, $r=0,400$ και $p=0,259$, $r=-0,112$ και $p=0,888$) αντίστοιχα, για τη πρώτη στάση αναφοράς. Και οι τρεις έλεγχοι έγιναν κατά Pearson.

Στο Πίνακα 6.8, φαίνεται η ποσοστιαία μεταβολή της μέσης πίεσης και για τις εννιά στάσεις του σώματος και μεταξύ ελάχιστου και μέγιστου σφιξίματος των ιμάντων του κηδεμόνα. Για όλους τους ασθενείς, δε παρατηρείται σαφή τάση του ποσοστού μεταβολής μεταξύ ελάχιστου και μέγιστου σφιξίματος των ιμάντων του κηδεμόνα, για όλες τις στάσεις του σώματος σε σχέση με τη πρώτη στάση του σώματος. Ειδικά για τους ασθενείς με διπλή σκολίωση και συγκεκριμένα την Οα κύρτωση αυτών, παρατηρείται η μεγαλύτερη διαφορά τιμών μεταξύ ελάχιστου και μέγιστου σφιξίματος των ιμάντων, αλλά και προοδευτική μείωση της διαφοράς αυτής σε σχέση με τη πρώτη στάση αναφοράς.

Επιπλέον, μετά τον έλεγχο συσχέτισης κατά Pearson μεταξύ ασκούμενης δύναμης και αναπτυσσόμενης πίεσης, προέκυψε πως για ασθενείς με Θδ ($r=0,893$, $p=,000$), ΘΟδ ή ΘΟα ($r=0,898$, $p=,000$) και με Θδ & Οα ($r=0,910$, $p=,000$ και $r=0,710$, $p=0,008$ αντίστοιχα) υπάρχει ισχυρή συσχέτιση. Ο παραπάνω έλεγχος συσχέτισης έγινε σε σχέση με τη στάση

αναφοράς του σώματος (1^η στάση) και με τους ιμάντες στο μέγιστο σφιγμένους. Έχοντας υπόψη τη μη συσχέτιση μεταξύ ασκούμενης δύναμης και ποσοστού βελτίωσης της κύρτωσης όπως προέκυψε στη προηγούμενη παράγραφο, αλλά και την ισχυρή συσχέτιση ανάλογα με το τύπο της κύρτωσης μεταξύ δύναμης και πίεσης, είχε αξία να εξεταστεί η περίπτωση συσχέτισης μεταξύ πίεσης και ποσοστού βελτίωσης της κύρτωσης. Έτσι λοιπόν, κατά Pearson ήταν $r=0,316$ που σημαίνει πως υπάρχει μια οριακά μέση συσχέτιση χωρίς ωστόσο να είναι στατιστικά σημαντική ($p=0,318$). Και σε αυτή τη περίπτωση ο έλεγχος της συσχέτισης έγινε σε σχέση με τη στάση αναφοράς του σώματος, δηλαδή τη 1^η στάση.

Μεταβολή της μέσης πίεσης μεταξύ ελάχιστου και μέγιστου σφιξίματος ιμάντων (%)				
α/α	Θδ	ΘΟδ ή ΘΟα	Θδ & Οα	
			Θδ	Οα
1	10,3	7,9	12,4	27,6
2	17,3	11,0	13,0	21,5
3	10,0	4,6	7,1	28,2
4	16,9	7,8	15,0	22,8
5	12,8	7,9	13,2	21,8
6	2,6	12,9	1,9	13,4
7	12,6	11,3	11,1	3,9
8	7,9	8,3	16,8	10,5
9	12,9	7,6	5,6	3,8

Πίνακας 6.8: Μεταβολή της μέσης αναπτυσσόμενης πίεσης, μεταξύ μέγιστου και ελάχιστου σφιξίματος ιμάντων για όλων των ειδών τις κυρτώσεις

Ωστόσο, μεταξύ του χρόνου χρήσης του κηδεμόνα από τον κάθε ασθενή που εμφάνισε βελτίωση στη κύρτωσή του και την αναπτυσσόμενη πίεση, κατά Pearson, δεν παρατηρήθηκε κανενός είδους συσχέτιση ($r=-0,035$, $p=0,914$). Επίσης, εφαρμόζοντας τον ίδιο στατιστικό έλεγχο στο δείγμα των ασθενών, δεν προέκυψε ισχυρή συσχέτιση μεταξύ ηλικίας ασθενούς

και μέσης τιμής ασκούμενης δύναμης ($r=-0,245$, $p=0,443$) ή μέσης τιμής αναπτυσσόμενης πίεσης ($r=-0,185$, $p=0,563$). Κατά τη προσπάθεια σύγκρισης του ποσοστού βελτίωσης της κύρτωσης ανάμεσα σε όλους τους τύπους σκολίωσης, εφαρμόστηκε διαδικασία ανάλυσης μονής διακύμανσης (One-Way ANOVA) και προέκυψε πως το ποσοστό βελτίωσης δεν έχει στατιστικά σημαντική σχέση με το τύπο κύρτωσης ($p=0,388$). Επίσης, μέσω του ίδιου ελέγχου δε προκύπτει στατιστικά σημαντική σχέση μεταξύ του τύπου της κύρτωσης και του μεγέθους της ασκούμενης δύναμης ($p=0,274$) και της αναπτυσσόμενης πίεσης ($p=0,085$). Όμοια με τη μέση τιμή της ασκούμενης δύναμης, η μέση τιμή της αναπτυσσόμενης πίεσης ανά ηλικιακή ομάδα των ασθενών, φαίνεται στο Πίνακα 6.9.

Μέση τιμή της αναπτυσσόμενης πίεσης (KPa)			
	Θδ και ΘΟδ ή ΘΟα	Θδ & Οα	
		Θδ	Οα
Ηλικιακή κατηγορία			
≤ 14 έτη	16,9 ± 6,9	10,0 ± 1,1	9,0 ± 2,0
> 14 έτη	14,2 ± 5,4	9,9 ± 1,0	8,9 ± 1,0

Πίνακας 6.9: Μέση τιμή αναπτυσσόμενης πίεσης ανά ηλικιακή κατηγορία των ασθενών

Τέλος, εφαρμόζοντας έλεγχο συσχέτισης κατά Pearson μεταξύ ποσοστού βελτίωσης της κύρτωσης για όλα τα είδη σκολίωσης που μελετήθηκαν με την ηλικιακή κατηγορία των ασθενών αυτών, προκύπτει πως δεν υπάρχει ισχυρή στατιστικά σημαντική συσχέτιση ($r=-0,256$ και $p=0,399$).

6.3 Μελέτη του μεγέθους της επιφάνειας άσκησης δύναμης και ανάπτυξης πίεσης

Ουσιαστικά σε αυτή τη παράγραφο περιγράφεται η μελέτη του μεγέθους της περιοχής του τμήματος από plastazote που βρίσκεται τοποθετημένο εσωτερικά του κηδεμόνα επί της κορυφής του ύβου και γύρω από αυτήν και αντιστοιχεί στη περιοχή του σώματος του ασθενούς που δέχεται πίεση με σκοπό τη διόρθωση της σκολιωτικής κύρτωσης. Το μέγεθος της περιοχής αυτής αυξομειώνεται ανάλογα με την αναπτυσσόμενη πίεση και η μελέτη της έχει αξία λόγω της σχέσης που μπορεί να υπάρχει μεταξύ του μεγέθους της και του ποσοστού διόρθωσης της κύρτωσης. Στους Πίνακες 6.10 και 6.11 φαίνεται το μέγεθος της επιφάνειας αυτής για όλα τα είδη των κυρτώσεων και για τους ιμάντες του κηδεμόνα στο ελάχιστο και μέγιστο σφιγμένους. Και από τους δύο Πίνακες είναι φανερό πως το μέγεθος της επιφάνειας είναι σε όλες τις περιπτώσεις και για όλες τις μελετώμενες στάσεις του σώματος, μεγαλύτερο με τους ιμάντες μέγιστα σφιγμένους. Ωστόσο, για τους ασθενείς με Θδ δεν ήταν στατιστικά σημαντική η διαφορά για τις στάσεις 7 ($p=0,200$) και 9 ($p=0,061$), με ΘΟδ ή ΘΟα για τις στάσεις 5 ($p=0,197$), 6 ($p=0,533$), 7 ($p=0,074$) και 8 ($p=0,177$). Για τους ασθενείς με Θδ & Οα και για το κλάδο Θδ, για τις στάσεις 2 ($p=0,120$), 6 ($p=0,088$), 7 ($p=0,260$) και 8 ($p=0,518$) και για τον κλάδο Οα μόνο για τη στάση 9 ήταν στατιστικά σημαντική η διαφορά ($p=0,08$) μεταξύ μέγιστου και ελάχιστου σφιξίματος των ιμάντων. Επίσης, αξιοσημείωτο είναι το γεγονός πως σε όλες τις περιπτώσεις, η μέση τιμή της επιφάνειας είναι μεγαλύτερη για την Οα κύρτωση των ασθενών με διπλή σκολίωση.

Θδ			ΘΟδ ή ΘΟα		
Μέσο μέγεθος επιφάνειας επαφής (cm ²)					
α/α	Ελάχιστο σφίξιμο μάντων	Μέγιστο σφίξιμο μάντων	α/α	Ελάχιστο σφίξιμο μάντων	Μέγιστο σφίξιμο μάντων
1	58,5 ± 8,1	64,3 ± 9,6	1	58,2 ± 8,7	64,2 ± 10,3
2	62,7 ± 11,2	70,8 ± 10,8	2	60,4 ± 10,2	66,9 ± 13,0
3	64,9 ± 11,2	72,0 ± 11,7	3	64,6 ± 9,7	69,4 ± 11,8
4	59,7 ± 9,2	65,7 ± 12,8	4	61,6 ± 10,3	69,1 ± 15,3
5	63,1 ± 10,4	69,0 ± 11,9	5	62,8 ± 9,8	68,0 ± 15,7
6	60,6 ± 9,4	64,7 ± 10,4	6	60,2 ± 10,4	63,8 ± 11,9
7	61,1 ± 12,3	64,7 ± 11,1	7	58,4 ± 9,4	63,8 ± 9,5
8	60,8 ± 12,6	65,3 ± 11,5	8	60,2 ± 15,2	63,8 ± 15,5
9	58,5 ± 11,7	63,0 ± 10,3	9	60,2 ± 7,7	63,8 ± 8,6

Πίνακας 6.10: Μέσο μέγεθος επιφάνειας επαφής (cm²) για ασθενείς με Θα και ΘΟδ ή ΘΟα

Θδ & Οα					
Θδ			Οα		
Μέσο μέγεθος επιφάνειας επαφής (cm ²)					
α/α	Ελάχιστο σφίξιμο μάντων	Μέγιστο σφίξιμο μάντων	α/α	Ελάχιστο σφίξιμο μάντων	Μέγιστο σφίξιμο μάντων
1	55,2 ± 8,7	66,7 ± 14,1	1	67,2 ± 16,3	71,1 ± 13,4
2	65,1 ± 12,9	73,8 ± 11,3	2	67,0 ± 17,3	74,1 ± 11,0
3	68,8 ± 9,4	73,0 ± 8,1	3	69,6 ± 17,3	73,1 ± 16,9
4	60,4 ± 7,7	66,8 ± 11,1	4	71,3 ± 17,7	75,8 ± 16,0
5	60,2 ± 7,3	64,7 ± 10,2	5	71,4 ± 15,5	74,9 ± 13,8
6	59,5 ± 12,1	63,6 ± 11,0	6	62,7 ± 11,9	67,4 ± 15,1
7	62,4 ± 11,3	66,1 ± 11,0	7	61,9 ± 12,2	66,8 ± 13,7
8	65,2 ± 14,0	69,2 ± 11,6	8	64,5 ± 14,6	69,5 ± 13,6
9	60,0 ± 10,6	64,9 ± 9,1	9	67,2 ± 12,5	72,6 ± 14,1

Πίνακας 6.11: Μέσο μέγεθος επιφάνειας επαφής (cm²) για ασθενείς με Θδ & Οα

Κατανομή της αναπτυσσόμενης πίεσης (KPa/cm ²)					
	Θδ	ΘΟδ ή ΘΟα		Θδ & Οα	
α/α			α/α	Θδ	Οα
1	0,25	0,21	1	0,18	0,14
2	0,27	0,26	2	0,19	0,15
3	0,23	0,20	3	0,16	0,14
4	0,25	0,20	4	0,18	0,13
5	0,24	0,20	5	0,19	0,13
6	0,24	0,23	6	0,17	0,14
7	0,22	0,21	7	0,15	0,12
8	0,23	0,20	8	0,16	0,12
9	0,24	0,20	9	0,14	0,11

Πίνακας 6.12: Κατανομή της αναπτυσσόμενης πίεσης ανά μονάδα επιφάνειας (KPa/cm²)

Από τον Πίνακα 6.12, προκύπτει πως ανεξαρτήτου στάσης σώματος, η κατανομή της πίεσης στην επιφάνεια της περιοχής ενδιαφέροντος του σώματος, είναι:

- Για Θδ: $0,24 \pm 0,02$ KPa/cm²
- Για ΘΟδ ή ΘΟα: $0,21 \pm 0,02$ KPa/cm²
- Για Θδ & Οα:
 - Θδ: $0,17 \pm 0,02$ KPa/cm²
 - Οα: $0,13 \pm 0,01$ KPa/cm²

Τέλος, δεν ανιχνεύτηκε συσχέτιση της κατανομής πίεσης ανά μονάδα επιφάνειας με το ποσοστό διόρθωσης της κύρτωσης ($r=0,292$, $p=0,208$) και του χρόνου χρήσης του κηδεμόνα ($r=-0,165$, $p=0,609$) κατά Pearson.

Κεφάλαιο 7^ο

ΣΥΖΗΤΗΣΗ - ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

7.1 Γενικά

Όπως αναφέρθηκε και στη Παράγραφο 3.5, δεν είχε υπάρξει μέχρι τη παρούσα εργασία κάποια παρόμοια προσπάθεια ερμηνείας της εμβιομηχανικής συμπεριφοράς και διορθωτικής δράσης του κηδεμόνα DDB, βάσει των ασκούμενων δυνάμεων και αναπτυσσόμενων πιέσεων μεταξύ σώματος ασθενούς και κηδεμόνα. Ωστόσο, μετά από μελέτη της διεθνούς βιβλιογραφίας βρέθηκε να υπάρχουν ελάχιστες παρόμοιες ερευνητικές προσπάθειες στο παρελθόν που όμως είχαν ως αντικείμενο κηδεμόνες άλλων τύπων από τον DDB (44,54,83,84). Όλες αυτές οι ερευνητικές προσπάθειες είχαν κοινό με τη παρούσα εργασία το γεγονός πως μελέτησαν την εμβιομηχανική συμπεριφορά του κηδεμόνα με διαφορετικές παραμέτρους. Ωστόσο, εμφάνισαν μεγάλες διαφορές στα αποτελέσματα διότι αν και είχαν παρόμοια μεθοδολογία, διέφεραν στα είδη του κηδεμόνα και της σκολίωσης που μελετούσαν, στις μεθόδους μέτρησης και στον μετρητικό εξοπλισμό που χρησιμοποιούσαν.

Πιο συγκεκριμένα, οι Wong & Evans (44) εξέτασαν κηδεμόνα τύπου Milwaukee μέσω των ασκούμενων δυνάμεων, αναπτυσσόμενων πιέσεων και του τεντώματος των ιμάντων του κηδεμόνα, σε μια ομάδα 9 μόνο ασθενών (κορίτσια) και μόνο σε περιστατικά διπλής σκολίωσης (Θδ & Οα) χρησιμοποιώντας ένα ηλεκτρο-υδραυλικό μετρητικό σύστημα το DPM 2000C. Οι Pham et al (54) που έκαναν και τη πιο πρόσφατη προσπάθεια, μελέτησαν κηδεμόνα τύπου Chêneau μέσω των αναπτυσσόμενων πιέσεων σε 32 (30 κορίτσια και 2 αγόρια) ασθενείς και μόνο για μονές σκολιώσεις (18 Θδ και 14 ΘΟδ) χρησιμοποιώντας αισθητήρα της εταιρίας TekScan όπως και η παρούσα εργασία και συγκεκριμένα τον ClinSeat 5315. Οι van den Hout et al (83) μελέτησαν τον κηδεμόνα τύπου Boston μέσω

των ασκούμενων δυνάμεων σε 16 ασθενείς (14 κορίτσια και 2 αγόρια) με θωρακική, θωρακο-οσφυϊκή και διπλή σκολίωση δύο τύπων (Θδ & Οα και Θδ & Θα) χρησιμοποιώντας το PEDAR που πρόκειται για ηλεκτρονικό σύστημα μέτρησης ασκούμενων δυνάμεων. Τέλος, οι Aubin et al (84) μελέτησαν δύο είδη κηδεμόνα (Boston και modified Boston) εξετάζοντας όμως το σφίξιμο των ιμάντων σε περισσότερες από δύο θέσεις και χρησιμοποιώντας ως μετρητικό σύστημα το SM50. Το κοινό όλων των παραπάνω μελετών ήταν η μεταβολή της στάσης του σώματος για τους ασθενείς χωρίς να υπάρχει όμως κατηγοριοποίησή τους βάσει ηλικίας, τύπου κατάστασης του κηδεμόνα (N, A, ή Δ), γωνίας κύρτωσης ή φύλου τους. Για την παρούσα εργασία θα επιχειρηθεί παρακάτω σε αυτό το κεφάλαιο μια ερμηνεία των στατιστικών ευρημάτων μετά την μελέτη των ογδόντα ενός (81) ασθενών, προκειμένου αυτά να συνδεθούν με την εμβιομηχανική δράση του DDB.

7.2 Σχολιασμός αποτελεσμάτων

Πρώτα απ' όλα, ο αισθητήρας πίεσης και τύπου Prosthetic 9801 που χρησιμοποιήθηκε κατά τη διάρκεια των μετρήσεων αποδείχτηκε ιδανικών διαστάσεων, πάχους και ευκαμψίας για τις ανάγκες της εργασίας. Ανεξάρτητα από το τύπο της κύρτωσης αλλά και τα υπόλοιπα κριτήρια κατηγοριοποίησης του 5^{ου} Κεφαλαίου, προκύπτει πως η διορθωτική δράση του DDB επί της κορυφής του ύβου και γύρω από αυτήν μέσω του τμήματος από plastazote, είναι αποτέλεσμα μιας σειράς ενεργειών: οι ασκούμενες δυνάμεις μέσω της σύσφιξης των ιμάντων, προκαλούν την ανάπτυξη διορθωτικής πίεσης στη περιοχή του ύβου, με στόχο αυτή η πίεση να αναπτύσσεται με όσο το δυνατό επαρκή και σταθερό τρόπο στην περιοχή ενδιαφέροντος, ανεξάρτητα από τις καθημερινές δραστηριότητες του

ασθενούς. Η σχέση μεταξύ τιμής ασκούμενης δύναμης και αναπτυσσόμενης πίεσης εμφανίζει μια πολύ ισχυρή συσχέτιση, κάτι που είναι επιθυμητό αλλά και λογικό λόγω φυσικής του μηχανισμού της διορθωτικής δράσης του DDB. Το γεγονός πως βάσει των αποτελεσμάτων η πίεση αυτή ανά μονάδα μέτρησης της επιφάνειας ενδιαφέροντος εμφανίζει για όλα τα είδη της σκολίωσης που μελετήθηκαν μια στατιστικά εξαιρετικά σταθερή τιμή (με μέγιστη τυπική απόκλιση ίση με 0,02), φαίνεται να ικανοποιεί αυτό το στόχο για την διορθωτική δράση του DDB. Ωστόσο, το γεγονός πως οι τιμές της μέσης δύναμης εμφανίζουν εξαιρετικά μεγάλη τυπική απόκλιση σημαίνει πως δεν υπάρχει μεμονωμένη τιμή αλλά εύρος τιμών αυτής που να πρέπει να ασκηθεί ώστε να έχουμε το επιθυμητό αποτέλεσμα. Αυτή την ερμηνεία ενισχύει και το γεγονός πως το μέγεθος της επιφάνειας επί της οποίας εμφανίζεται διορθωτική δράση, εμφανίζει για όλες τις στάσεις περιορισμένη τυπική απόκλιση. Το εύρος είναι μεγάλο και για τα τρία είδη σκολίωσης που μελετήθηκαν και οι μέγιστη τιμή αυτού ήταν μεγαλύτερη για παραμορφώσεις τύπου Θδ, ΘΟδ ή ΘΟα και Θδ & Οα κατά σειρά. Η σειρά αυτή επιβεβαιώνει και την κλινική διαπίστωση πως η τύπου Θδ είναι η πιο δύσκολα αντιμετωπίσιμη σκολίωση, και μαζί με την ΘΟδ ή ΘΟα λόγω του μεγαλύτερου εύρους της κύρτωσής τους απαιτούν μεγαλύτερες δυνάμεις και πιέσεις προκειμένου να επιτευχθεί η επιθυμητή διασπορά της διορθωτικής δράσης του κηδεμόνα, στη περιοχή του ύβου. Είναι χαρακτηριστικό πως το κάτω όριο (74 – 77 N) της απαιτούμενης δύναμης για τα δύο πρώτα είδη σκολίωσης, σχεδόν συμπίπτει με το άνω όριο αυτής για τη διπλή σκολίωση (72 – 76 N) εξαιρώντας τη 2^η στάση του σώματος που αποτελεί μια κατάσταση στην οποία ο ασθενής θα βρεθεί ελάχιστες φορές μέσα στην καθημερινότητά του και με πολύ μικρή διάρκεια που να συμβάλλει διορθωτικά. Όμοια για τις μετρούμενες τιμές της πίεσης, ήταν 12,7 – 14,3 KPa και 8,3 – 9,4 KPa αντίστοιχα. Τέλος, η διπλή σκολίωση λόγω του ότι αποτελείται από δύο «ανεξάρτητα»

μεταξύ τους τμήματα, έχει μικρότερο εύρος παραμόρφωσης για κάθε ένα από αυτά, αλλά αυτή η ιδιαιτερότητα την καθιστά από μόνη της ξεχωριστή περίπτωση που σε πολλά αποτελέσματα όπως θα φανεί και παρακάτω σε αυτό το κεφάλαιο, διαφοροποιείται των υπολοίπων ειδών.

Αρχικά, αποδείχτηκε πως το σφίξιμο των ιμάντων πρέπει να είναι πάντα στο μέγιστο. Η στατιστική σύγκριση των μέσων τιμών της δύναμης και της πίεσης μεταξύ ελάχιστου και μέγιστου σφιξίματος των ιμάντων, έδωσε σε όλες τις περιπτώσεις και για όλες τις στάσεις του σώματος των ασθενών διαφορές στατιστικά σημαντικές και υπέρ της κατάστασης του μέγιστου σφιξίματος. Μετά από αυτή την παρατήρηση, δεν κρίθηκε απαραίτητη η όποια μελέτη των τιμών δύναμης και πίεσης που αφορούσαν σε καταστάσεις ελάχιστου σφιξίματος ιμάντων. Ωστόσο, βάσει του Πίνακα 6.3 υπάρχουν μειώσεις στο ποσοστό μεταβολής της μέσης τιμής δύναμης και πίεσης προοδευτικά από τη 1^η μέχρι την 9^η στάση του σώματος για όλα τα είδη σκολίωσης. Αυτό σχετίζεται με τη τάση που χαρακτηρίζει τον DDB να μετακινείται προς τα πάνω επί του σώματος, με ιδανική θέση του κηδεμόνα να είναι η πολύ καλή στήριξη στη λεκάνη του ασθενούς. Αυτό σημαίνει πως είναι απαραίτητο κατά τη διάρκεια της ημέρας να γίνεται έλεγχος της σωστής εφαρμογής του και συγκεκριμένα να λύνεται και να ξαναδένεται προκειμένου να αγκαλιάζει τη λεκάνη του ασθενούς. Επίσης η παραπάνω παρατήρηση σχετίζεται με το γεγονός πως προοδευτικά και με την πάροδο των διαδοχικών στάσεων του σώματος, η παραμόρφωση κερδίζει σε ελαστικότητα με αποτέλεσμα να μειώνεται η αναπτυσσόμενη πίεση. Μόνο οι Pham et al (54) παρατήρησαν ακριβώς το ίδιο για το κηδεμόνα τύπου Chêneau.

Επίσης, σε όλες τις συγκρίσεις μεταξύ της 1^{ης} στάσης αναφοράς και της 2^{ης} στάσης του σώματος (μέγιστη εισπνοή), υπήρχε στατιστικά σημαντική διαφορά υπέρ της 2^{ης} στάσης, συγκρίνοντας μέσες τιμές δύναμης και πίεσης. Και οι δύο παραπάνω στατιστικά σημαντικές διαπιστώσεις επιβεβαιώνουν τον ενεργητικό διορθωτικό ρόλο του DDB, ο οποίος ασκεί αντίθετες δυνάμεις προς τη σκολιωτική παραμόρφωση, ταυτόχρονα με τη μηχανική στήριξη του σώματος (παθητικός ρόλος) που παρέχει, όπως άλλωστε φάνηκε αναλυτικά στο 3^ο Κεφάλαιο. Αυτό επιβεβαιώνει και την ασυμμετρία κατασκευής του DDB και την ύπαρξη αντίρροπων ασκούμενων δυνάμεων από και προς το πίσω μέρος του κηδεμόνα. Επίσης, το γεγονός πως η 1^η στάση εμφάνισε στατιστικά σημαντική διαφορά μόνο με τη 2^η στάση του σώματος – εκτός από τη περίπτωση που για Θδ ασθενείς υπήρχε στατιστικά σημαντική διαφορά και με τη στάση 9, αποδεικνύει και την ολόημερη διορθωτική δράση του DDB, αφού δεν υπάρχει στάση σώματος ή δραστηριότητα ασθενούς που να ευνοεί σε σχέση με τις υπόλοιπες τη διορθωτική δράση του κηδεμόνα. Δεν συνίσταται έτσι η χρήση του για κάποιο μόνο χρονικό διάστημα της ημέρας, αλλά για όλες τις ώρες και δραστηριότητες του ασθενούς. Αυτό έρχεται σε συμφωνία με τη συνήθη αγωγή των θεραπόντων ιατρών που συστήνει στους ασθενείς χρήση του κηδεμόνα για τουλάχιστον 20 ώρες ημερησίως. Η στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ 1 – 9 στάσεων επειδή αποτελεί μεμονωμένο γεγονός και δεν παρατηρείται μετά τη σύγκριση τιμών πίεσης, θα μπορούσε να χαρακτηριστεί και τυχαίο ή άνευ σημασίας εύρημα.

Οι Pham et al (54) παρατήρησαν στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ της πρώτης στάσης και των στάσεων 2, 3, 6, 8 και 9, χωρίς να εξετάσει τη στάση 7 του σώματος. Διαπίστωσαν στατιστικά σημαντική επίδραση του σφιζίματος των μάντων στην αναπτυσσόμενη πίεση αλλά όχι για όλους τους τύπους σκολίωσης που μελέτησαν,

αποδίδοντας αυτό στο μικρό πληθυσμό ασθενών που χρησιμοποίησε. Επίσης, και οι Aubin et al (84) παρατήρησαν αύξηση της ασκούμενης δύναμης με το σφίξιμο των ιμάντων του κηδεμόνα που μελετούσαν.

Προχωρώντας στα μετρητικά ευρήματα της παρούσας εργασίας, οι ασθενείς με Θδ εμφάνισαν τις μέγιστες μέσες τιμές δύναμης και πίεσης. Πιο συγκεκριμένα ήταν κατά σειρά: Θδ, ΘΟδ ή ΘΟα και Θδ & Οα όπως φαίνεται στις Εικόνες 6.1 και 6.2. Αυτό θεωρείται φυσιολογικό και αναμενόμενο διότι οι θωρακικές (Θδ) παραμορφώσεις απαιτούν πίεση στα πλευρά και υπερπήδηση της ελαστικότητας των αρθρώσεων και των πλευρών μέχρι αυτή η πίεση να φτάσει στην καθαυτή ελαστική παραμόρφωση της σπονδυλικής στήλης. Αυτή η ανάπτυξη πίεσης έχει ως αποτέλεσμα το περιορισμό της παραμόρφωσης και ειδικά της στροφής της σπονδυλικής στήλης προκειμένου να υπάρχει μετάβαση στη μείωση της γωνίας Cobb και του ύβου. Αντιθέτως, ο κηδεμόνας τύπου Boston μέσω της άμεσης πλευρικής πίεσης, επιτυγχάνει μείωση της γωνίας Cobb αλλά ταυτόχρονα αύξηση του ύβου λόγω της πλάγιας διορθωτικής δύναμης που ασκείται με αποτέλεσμα η ασκούμενη δύναμη του κηδεμόνα να «καταναλώνεται» και στη πλαστική παραμόρφωση των μορίων αυτών. Η οσφυϊκή (Οα) παραμόρφωση αντιθέτως, λόγω της ανάπτυξης πιέσεων απευθείας στους μύες της σπονδυλικής στήλης, εμφανίζουν καλύτερες διορθώσεις και φυσικά μικρότερες απαιτήσεις ασκούμενων δυνάμεων και αναπτυσσόμενων πιέσεων και γι' αυτό το τμήμα της Οα παραμόρφωσης των περιστατικών διπλής σκολίωσης εμφανίζει και τις μικρότερες μέσες τιμές δύναμης και πίεσης για όλες τις στάσεις του σώματος. Οι θωρακο-οσφυϊκές (ΘΟδ ή ΘΟα) παραμορφώσεις λόγω της ενδιάμεσης κατάστασης μεταξύ θωρακικής και οσφυϊκής παραμόρφωσης εμφανίζουν και μέσες απαιτήσεις σε διορθωτική πίεση. Να ληφθεί υπόψη πως η θωρακο-οσφυϊκή περιοχή

της σπονδυλικής στήλης είναι πιο εύκαμπτη από τις άλλες περιοχές της. Τέλος, το τμήμα Θδ των διπλών σκολιώσεων παρά τη φύσης της, όπως αναφέρθηκε στην αρχή αυτής της παραγράφου, εμφανίζει μικρότερη μέση τιμή από την μονήρη Θδ παραμόρφωση διότι η έκτασή της είναι μικρότερη και όντας συνδεδεμένη άμεσα με την οσφυϊκή (Οα) της διπλής σκολίωσης, θα πρέπει να υπάρχει μια σχετική ισορροπία μεταξύ τους όσον αφορά την αναπτυσσόμενη διορθωτική πίεση. Και οι Pham et al (54) έδειξαν πως οι θωρακικές παραμορφώσεις εμφανίζουν τις μεγαλύτερες ανάγκες διορθωτικής πίεσης.

Στη συνέχεια, με τη κατηγοριοποίηση των ασθενών ανάλογα με τη γωνία Cobb και τη κατάσταση στην οποία βρισκόταν ο κηδεμόνας τους (κατηγορίες Ν, Δ, και Α), προέκυψε πως οι ασθενείς όλων των κατηγοριών με γωνία κύρτωσης 30 – 40° και οι ασθενείς των κατηγοριών Θδ και ΘΟδ ή ΘΟα με κηδεμόνα τύπου Δ εμφάνισαν τις μεγαλύτερες μέσες τιμές δύναμης και πίεσης για όλες τις στάσεις του σώματος, σε σχέση με αυτούς των κατηγοριών 20 – 29° και Ν και Α αντίστοιχα. Οι ασθενείς με διπλή σκολίωση, δεν εμφάνισαν στατιστικά κάποια σαφή εικόνα όσον αφορά τη κατηγοριοποίηση Ν, Δ και Α αν και μεμονωμένα το τμήμα Οα αυτών εμφάνισε για όλες τις στάσεις του σώματος τις μεγαλύτερες τιμές πίεσης για τους ασθενείς με κηδεμόνα Δ. Αυτή η διαφοροποίηση επαληθεύει σε ένα βαθμό και τις ιδιαιτερότητες που χαρακτηρίζουν τις διπλές σκολιώσεις σε σχέση με τις υπόλοιπες που μελετήθηκαν. Η γωνία Cobb 30 – 40° λόγω αυξημένων αναγκών διόρθωσης αλλά και λόγω φυσιολογίας της κύρτωσης, απαιτεί αυξημένη ανάπτυξη διορθωτικής πίεσης άρα και άσκηση μεγαλύτερης δύναμης στη περιοχή του ύβου, οπότε κάτι τέτοιο επιβεβαιώνεται και από τα ευρήματα της παρούσας εργασίας. Επίσης, είναι απολύτως λογικό και αναμενόμενο οι ασθενείς της κατηγορίας Δ κηδεμόνα να εμφανίζουν μεγαλύτερες τιμές διορθωτικής πίεσης σε όλες τις στάσεις του σώματος,

διότι η κατηγορία Δ περιλαμβάνει χειρωνακτικές διορθωτικές επεμβάσεις στο κηδεμόνα από τους τεχνικούς κατασκευής του, με σκοπό την καλύτερη εφαρμογή του στο σώμα του ασθενούς. Οι διορθωτικές αυτές επεμβάσεις περιλαμβάνουν ενδεχομένως προσθήκη καταλληλότερου ή επιπλέον τμήματος plastazote στη περιοχή του ύβου, αντικατάσταση φθαρμένων μιάτων σύσφιξης, τοποθέτηση μιάτων στην αντίθετη φορά, προσθήκη επιπλέον πιάστρου ανάλογα με το τύπο της σκολίωσης όπως και μετακίνηση πιάστρων και τμήματος plastazote λόγω της αλλαγής μορφής του ύβου που προκλήθηκε από τη διόρθωση. Αυτές οι ενέργειες επικεντρώνουν το ενδιαφέρον αποκλειστικά στη περιοχή του ύβου και είναι ικανές να αυξήσουν τη διορθωτική πίεση εκεί. Το γεγονός πως δε παρατηρήθηκε ισχυρή συσχέτιση μεταξύ των τιμών δύναμης και πίεσης για τα δύο τμήματα της διπλής σκολίωσης και για τις τρεις κατηγορίες N, Δ, και A, επιβεβαιώνει τη διαφορετική φυσιολογία των δύο αυτών τύπων σκολίωσης. Ωστόσο, το γεγονός πως το ρ_{ho} έχει θετική τιμή για τις δυνάμεις και τις πιέσεις, εκτός από τη περίπτωση των πιέσεων για κηδεμόνα τύπου A, σημαίνει πως η αύξηση της τιμής για τη $\Theta\delta$ προκαλεί αύξηση και για τη τιμή της $\Theta\alpha$ και αντίστροφα. Τέλος, αξίζει να αναφερθεί πως καμιά από τις άλλες ερευνητικές μελέτες (44,54,83,84) δεν εφάρμοσε διαχωρισμό μεταξύ των ασθενών βάσει των χαρακτηριστικών του κηδεμόνα και τη γωνία Cobb.

Από το Πίνακα 6.4 φαίνεται το ποσοστό των ασθενών που είδαν βελτίωση μετά από συγκεκριμένο χρονικό διάστημα εφαρμογής του κηδεμόνα για όλα τα είδη σκολίωσης. Επίσης, στην ίδια παράγραφο φαίνεται το ποσοστό βελτίωσης της κύρτωσης για κάθε τύπο σκολίωσης. Από αυτά τα στοιχεία επιβεβαιώνεται πως σκολίωση τύπου $\Theta\delta$ ή $\Theta\alpha$ εμφανίζει τη καλύτερη πρόγνωση όπως και το καλύτερο ποσοστό βελτίωσης σε σχέση με τα άλλα είδη. Η $\Theta\delta$ σκολίωση εμφανίζει τα χειρότερα ποσοστά, ως η πλέον δύσκολη στην

αντιμετώπιση λόγω ανατομίας. Η διπλή σκολίωση, αν και για το κλάδο Oα εμφανίζει βελτίωση για το 100% των ασθενών, για το Θδ κλάδο αυτό το ποσοστό μειώνεται στο 50%. Και σε αυτή τη περίπτωση επιβεβαιώνεται η δυσκολία στην αντιμετώπιση σε περιπτώσεις θωρακικής σκολίωσης μονής ή τμήματος διπλής. Επίσης, πρέπει να σημειωθεί πως σε όλες τις περιπτώσεις το ποσοστό βελτίωσης της γωνίας Cobb εμφανίζει σχετικά υψηλή τυπική απόκλιση των μέσων τιμών. Αυτό οφείλεται στο γεγονός πως το εύρος του χρονικού διαστήματος χρήσης του κηδεμόνα είναι μεγάλο και ο χρόνος εφαρμογής του κηδεμόνα είναι ένας από τους παράγοντες που επηρεάζουν το ποσοστό βελτίωσης της γωνίας Cobb. Ωστόσο, δεν παρατηρήθηκε συσχέτιση μεταξύ χρόνου εφαρμογής του κηδεμόνα και ποσοστού βελτίωσης της κύρτωσης, όπως και μεταξύ μέσης τιμής δύναμης και πίεσης με το ποσοστό βελτίωσης. Το ίδιο παρατηρήθηκε και μεταξύ κατανομής πίεσης επί της επιφανείας με το ποσοστό διόρθωσης της κύρτωσης και του χρόνου χρήσης του κηδεμόνα. Αυτό οφείλεται στο γεγονός πως η βελτίωση αλλά και το ποσοστό αυτής, επηρεάζονται εκτός από το χρόνο εφαρμογής του κηδεμόνα και από τη σωστή εφαρμογή του, το δείκτη Risser, το σφίξιμο των ιμάντων, την ηλικία του ασθενούς, τη παρακολούθηση της διορθωτικής δράσης του κηδεμόνα κατά τη διάρκεια της θεραπείας αλλά και από το είδος της σκολίωσης. Ακόμα πολύ μεγάλη σημασία παίζει και η ελαστικότητα της ή των καμπύλων που και αυτή επηρεάζεται από αρκετούς άλλους παράγοντες. Οπότε, αποτελεί μια σύνθετη διαδικασία που δε θα μπορούσε το αποτέλεσμά της να εξαρτάται μόνο από μια παράμετρο.

Στατιστικά σημαντική σχέση δε προέκυψε και μεταξύ τύπου κύρτωσης και κατάληξης (βελτίωση, επιδείνωση ή σταθεροποίηση) που είχε η σκολίωση. Το ίδιο παρατηρήθηκε και μεταξύ φύλου ασθενούς και κατάληξης σκολίωσης. Αυτό είναι λογικό γιατί για κανένα

είδος κηδεμόνα δεν υπάρχει έρευνα που να προκρίνει ένα από τα δύο φύλα σε σχέση με τη κατάληξη της κύρτωσης, όπως και είδος σκολίωσης. Ωστόσο στατιστικά, τα κορίτσια παραμένουν η συντριπτική πλειοψηφία των ασθενών και η Θδ η πιο συχνή και πιο δύσκολα αντιμετωπίσιμη σκολίωση.

Χωρίζοντας τους ασθενείς σε δύο ηλικιακές κατηγορίες (≤ 14 και > 14 έτη) από τους Πίνακες 6.5 και 6.9 προκύπτει πως για όλα τα είδη σκολίωσης, η πρώτη κατηγορία ασθενών εμφανίζει μεγαλύτερη μέση τιμή δύναμης και πίεσης. Ειδικά για ασθενείς με Θδ και ΘΟδ ή ΘΟα αυτό είναι πολύ χαρακτηριστικό. Αυτό οφείλεται στο γεγονός πως οι μεγαλύτερες διορθωτικές πιέσεις σε συνδυασμό με την ελαστικότητα του σκελετού αυτών των ασθενών συμβάλλουν ώστε να επιτευχθεί η μέγιστη δυνατή διόρθωση μέχρι την ηλικία των 14 ετών και την πλήρη εξάλειψη του συνόλου των ελαστικών παραμορφώσεων. Ωστόσο, εξακολουθεί η ουσιαστική διόρθωση να έχει να κάνει με τη διόρθωση μέρους των πλαστικών παραμορφώσεων. Χωρίς να υπάρχει συσχέτιση μεταξύ ηλικιακής κατηγορίας των ασθενών και ποσοστού βελτίωσης, η αρνητική τιμή του ρ_{ho} , αποδεικνύει πως η αύξηση της ηλικίας σημαίνει και μείωση του ποσοστού βελτίωσης της καμπύλης. Αυτό επιβεβαιώνει και τη φυσιολογία του ανθρώπινου οργανισμού αλλά και του τρόπου δράσης της σκολίωσης.

7.3 Συμπεράσματα

Η μελέτη των ασκούμενων δυνάμεων και των αναπτυσσόμενων πιέσεων από τον DDB προς το σώμα του ασθενούς, αποτελεί μια μέθοδο ερμηνείας της διορθωτικής συμπεριφοράς του κηδεμόνα. Προκειμένου οι αναπτυσσόμενες πιέσεις να συμβάλλουν

διορθωτικά, θα πρέπει οι μιάντες του κηδεμόνα να είναι στο μέγιστο σφιγμένοι μια και έμμεσα προέκυψε ισχυρή συσχέτιση μεταξύ τεντώματος μιάντων και μέσης τιμής της αναπτυσσόμενης διορθωτικής πίεσης για όλες τις στάσεις του σώματος που μελετήθηκαν. Ωστόσο, η πράξη έδειξε πως για να επιτευχθεί η καλύτερη εφαρμογή του θα πρέπει και κατά τη διάρκεια της ημέρας να επανατοποθετείται προκειμένου να στηρίζεται στη βάση της λεκάνης του ασθενούς μια και εμφανίζει τη τάση να κινείται ανοδικά με τη χρήση επί του κορμού του ασθενούς και επίσης θα πρέπει τα πίεςτρα να βρίσκονται τοποθετημένα σε κατάλληλη θέση επί της κορυφής του ή των ύβων.

Επίσης, οι διορθωτικές πιέσεις δε πρέπει να αναπτύσσονται μόνο επάνω στην κορυφή του ύβου αλλά και στη περιοχή γύρω από αυτήν μια και η παραμόρφωση ειδικά στη Θδ και στη ΘΟδ ή ΘΟα σκολίωση είναι πιο εκτεταμένη χωρικά. Η διορθωτική θεραπεία θα πρέπει να είναι πιο εντατική και αυστηρή σε ηλικίες μέχρι τα 14 έτη όπως φαίνεται και στατιστικά προκειμένου να εκμεταλλευτεί ο θεράπωντας ιατρός στο μέγιστο την ελαστικότητα του σκελετού των ασθενών σε αυτή την ηλικία και να επιτύχει τη μέγιστη δυνατή διόρθωση των ελαστικών παραμορφώσεων.

Συνολικά μπορούμε να πούμε πως ο προσδιορισμός του ακριβούς μεγέθους των ασκούμενων δυνάμεων και κατ' επέκταση των αναπτυσσόμενων πιέσεων που είναι απαραίτητες για να ενεργεί ο κηδεμόνας διορθωτικά, αλλά και το μέγεθος της περιοχής επί της οποίας πρέπει να κατανέμεται ομοιόμορφα η πίεση, θα συμβάλλουν με κατεύθυνση το τελικό αποτέλεσμα της διόρθωσης να είναι το καλύτερο δυνατό και επιτεύξιμο σε μικρότερο χρονικό διάστημα. Ωστόσο, μια και η διόρθωση είναι αποτέλεσμα της συμβολής πολλών παραγόντων δεν αρκεί μόνο αυτό. Η σωστή τοποθέτηση και εφαρμογή

του κηδεμόνα, ο συχνός καθημερινός αλλά και εργαστηριακό έλεγχός του σε συνδυασμό με την πιστή εφαρμογή της θεραπευτικής αγωγής αυξάνουν κατά πολύ τις πιθανότητες διόρθωσης έως και εξ ολοκλήρου θεραπείας της σκολίωσης μετά το τέλος της θεραπείας.

Όλα τα παραπάνω προκύπτουν με δεδομένη τη χρήση του κηδεμόνα για τουλάχιστον 20 ώρες ημερησίως. Θα ήταν ιδανικό αν η θεραπεία συνδυαζόταν με κάποιο τρόπο εκτίμησης ή καλύτερα μέτρησης του ακριβούς χρόνου χρήσης του κηδεμόνα από τον ασθενή για το χρονικό διάστημα που επιβάλλει η θεραπευτική αγωγή.

Εν κατακλείδι πρέπει να προστεθεί πως η σωστή και ορθή θεραπεία με τον κηδεμόνα, εξαρτάται από αρκετούς παράγοντες, κυριότεροι των οποίων είναι αυτοί που ο Κων/νος Ζαχαρίου συνεχώς αναφέρει:

- Ο σωστός κηδεμόνας για κάθε παιδί που εξαρτάται από τις γνώσεις του θεράποντα ιατρού
- Το σωστό ωράριο χρήσης του κηδεμόνα που εξαρτάται από το ίδιο το παιδί, και
- Το σωστό σφίξιμο του κηδεμόνα που εξαρτάται από το οικογενειακό περιβάλλον του παιδιού (πατέρας και μητέρα).

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Οι πιέσεις που αναπτύσσονται ακριβώς στην κορυφή του σκολιωτικού ύβου και στην περιοχή γύρω από αυτήν, συμβάλλουν στη διορθωτική δράση ενός κηδεμόνα τύπου DDB. Ο σκοπός αυτής της μελέτης ήταν η ανάλυση της εμβιομηχανικής δράσης του DDB μέσω της μέτρησης και εκτίμησης αυτών των διορθωτικών πιέσεων αλλά και των ασκούμενων δυνάμεων που τις προκαλούν, για εννέα (9) διαφορετικές στάσεις του σώματος προσομοιάζοντας τις καθημερινές δραστηριότητες των ασθενών με σκολίωση. Γι' αυτό το σκοπό χρησιμοποιήθηκε το λογισμικό MatScan σε συνδυασμό με τον πολύ εύκαμπτο και λεπτό αισθητήρα πίεσης τύπου Prosthetic 9801 της εταιρίας Tekscan. Αφού τοποθετήθηκε ο αισθητήρας στη περιοχή ενδιαφέροντος, μελετήθηκαν ογδόντα ένας (81) ασθενείς, αγόρια και κορίτσια, με θωρακική δεξιά (Θδ), θωρακο-οσφυϊκή δεξιά ή αριστερή (ΘΟδ ή ΘΟα) και διπλή θωρακική δεξιά και οσφυϊκή αριστερή (Θδ & Οα) σκολίωση. Τα αποτελέσματα έδειξαν πως το σφίξιμο των ιμάντων του κηδεμόνα στο μέγιστο είναι απαραίτητο για όλους τους παραπάνω τύπους σκολίωσης και αποδεικνύεται αυτό με την στατιστικά σημαντική αύξηση στις τιμές της δύναμης και της πίεσης που προκαλεί κάτι τέτοιο. Δεν υπήρξε στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των μετρούμενων τιμών δύναμης και πίεσης των εννέα (9) στάσεων του σώματος με τους ιμάντες στο μέγιστο σφιγμένους, κάτι που σημαίνει πως ο κηδεμόνας λειτουργεί με τον ίδιο τρόπο καθ' όλη την ημέρα. Επίσης, χωρίς ωστόσο να είναι στατιστικά σημαντική η διαφορά που παρατηρήθηκε για όλες τις στάσεις του σώματος, με το σφίξιμο των ιμάντων αυξάνει και το μέγεθος της περιοχής επί της οποίας κατανέμεται η διορθωτική πίεση, με εξαιρετική σταθερότητα. Παρόλο, που δεν ανιχνεύτηκε στατιστικά σημαντική συσχέτιση μεταξύ μέσης διορθωτικής πίεσης και ποσοστού διόρθωσης αλλά και χρόνου χρήσης του κηδεμόνα, προέκυψε επίδραση αυτής επί του τελικού διορθωτικού

αποτελέσματος. Το τελικό διορθωτικό αποτέλεσμα αποτελεί συμβολή παραγόντων όπως το σφίξιμο των μιάντων, η σωστή επανατοποθέτηση του κηδεμόνα κατά τη διάρκεια της ημέρας, η ηλικία του ασθενούς, ο τύπος της σκολίωσης, ο δείκτης Risser και η ελαστικότητα της μονής ή διπλής καμπύλης.

SUMMARY

The pressure developed exactly on the top of the scoliotic hump and the area around it, contributes to the corrective action of the Dynamic Derotation Brace (DDB). The purpose of this study was the analysis of the bioengineering action of DDB, measuring and evaluating the corrective pressures and the applied forces which cause them, for nine (9) different body postures simulating the everyday activities of the scoliotic patients. For this purpose the MatScan software in combination with the very flexible and thin pressure sensor Prosthetic 9801 of Tekscan were used. After positioning the sensor on the area of interest, eighty one (81) patients were studied, boys and girls, with thoracic right, thoraco-lumbar right or left and double (thoracic right and lumbar left) scoliosis. The results showed that tightening the brace's straps at the maximum tension is necessary for all the above types of scoliosis and this is proved by the statistical significant increase of the force and pressure values which was caused by that. There was not a statistical significant difference between the measured force and pressure of the nine (9) body postures with the straps' tense at the maximum, which means that the DDB works in the same way the whole day. Also, without being statistical significant the difference which was noticed for all the body postures, the tightening of the straps to the maximum tension causes increase of the area's magnitude on which the pressure is distributed, with extreme stability. Although there was not noticed statistical significant correlation between the mean corrective pressure and the percentage of correction and the period of time of brace's usage, there was effect of it on the total correction. The final and total correction is the result of many factors contribution, such as the straps' tension, the correct repositioning of the brace during the day, the patient's age, the type of curve, the Risser sign and the elasticity of the single or double curve.

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑΤΑ

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ 1

α/α	Φύλο	Ηλικία (έτη)	Ύψος (m)	Βάρος (Kg)	Όνοματεπώνυμο Ασθενή	Κύρτωση (°)			
						Θδ	ΘΟδ	ΘΟα	Θδ & Οα
1	K	14,2	1,64	49	ΙΛ			38	
2	K	10,2	1,52	46	ΒΜ	23			
3	K	10,2	1,41	48	ΕΤ	23			
4	K	16,7	1,62	58	ΠΓ	22			
5	K	12,5	1,62	53	ΚΓ	38			
6	K	12,5	1,60	50	ΕΚ		27		
7	K	12,4	1,60	46	ΣΑ	20			
8	K	15,0	1,72	58	ΔΔ		35		
9	A	12,6	1,70	46	ΔΤ	30			
10	K	12,5	1,55	38	ΑΜΖ	22			
11	K	15,2	1,59	37	ΙΚ	30			
12	K	15,0	1,50	46	ΕΛ	25			
13	A	12,3	1,53	53	ΓΜ	25			
14	K	15,3	1,6	40	ΑΜ		30		
15	A	16,4	1,80	64	ΑΣ			22	
16	K	15,6	1,61	55	ΔΜ		22		
17	K	15,2	1,67	48	ΧΜ	35			
18	K	15,3	1,63	80	ΜΜ	25			
19	A	14,8	1,67	70	ΚΣ	24			
20	K	15,8	1,54	45	ΒΦ			25	
21	K	10,5	1,50	36	ΒΒ			22	
22	A	15,1	1,77	61	ΑΘ			39	
23	K	10,2	1,60	48	ΔΓ			23	
24	K	12,4	1,56	45	ΚΓ	25			
25	K	14,8	1,58	49	ΑΓ	22			
26	K	11,4	1,61	46	ΕΚ	20			
27	K	13,2	1,58	54	ΑΡ			25	
28	K	11,9	1,51	47	ΧΣ	36			
29	K	11,6	1,58	54	ΜΧ			22	
30	K	14,5	1,68	60	ΕΔ	35			
31	K	11,3	1,42	38	ΕΣ	20			
32	K	13,3	1,58	40	ΑΑ	30			
33	K	14,4	1,60	45	ΑΧ		33		
34	K	16,2	1,62	48	ΔΜ	40			
35	A	13,9	1,76	72	ΝΔ		30		

36	K	14,2	1,68	60	MM	30				
37	K	14,3	1,67	55	ΣΣ		22			
38	K	11,2	1,48	47	ΕΣ	26				
39	K	14,2	1,65	67	ΧΣ		34			
40	K	14,1	1,74	49	ΣΓ	40				
41	K	12,9	1,54	49	ΣΤ	22				
42	K	13,0	1,68	70	ΔΚ	32				
43	K	12,3	1,55	45	ΑΟ	28				
44	K	14,4	1,61	48	ΜΑ			25		
45	K	17,2	1,60	60	ΕΝ	25				
46	K	12,9	1,52	40	ΟΠ	30				
47	K	12,8	1,66	58	ΛΑ		32			
48	K	14,5	1,63	48	ΑΛ	40				
49	K	12,3	1,67	50	ΕΧ			35		
50	K	15,0	1,52	46	ΒΜ	35				
51	A	16,4	1,79	71	ΛΑ	24				
52	K	13,3	1,60	44	ΣΜ				20	20
53	K	13,8	1,63	66	ΚΠ	27				
54	K	14,7	1,66	46	ΕΚ				27	20
55	K	15,7	1,56	40	ΑΤ		35			
56	K	15,8	1,62	46	ΑΚ				32	37
57	K	14,9	1,67	45	ΑΤ			35		
58	K	15,5	1,56	54	ΔΓ				34	30
59	A	15,2	1,68	45	ΔΔ	32				
60	K	14,5	1,63	48	ΑΛ				40	37
61	A	15,1	1,70	50	ΠΣ				32	25
62	K	15,7	1,57	48	ΜΚ				35	40
63	K	16,1	1,69	45	ΞΓ	24				
64	K	14,7	1,66	58	ΕΓ				40	40
65	K	16,2	1,71	60	ΑΘ				26	20
66	A	17,2	1,73	63	ΠΣ				20	30
67	K	14,3	1,67	43	ΣΚ		20			
68	K	13,9	1,56	39	ΧΧ		22			
69	A	15,5	1,77	85	ΒΓ				35	35
70	K	11,4	1,53	50	ΒΤ				28	20
71	K	11,0	1,52	60	ΧΓ				35	35
72	K	12,5	1,5	37	ΧΧ				35	32
73	K	12,8	1,50	42	ΒΛ				30	40
74	K	12,3	1,55	49	ΑΔ	26				
75	K	12,1	1,67	67	ΕΒ				25	22

76	K	10,0	1,41	43	ΕΜΣ	40				
77	K	10,0	1,52	50	NK	20				
78	A	10,0	1,76	53	IK				40	40
79	K	17,1	1,52	65	ΟΑ	20				
80	A	15,1	1,76	67	ΧΑ	25				
81	K	10,3	1,53	48	ΚΒ			29		

Πίνακας Π1.1: Χαρακτηριστικά των ασθενών

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ 2

Θδ					
Γωνία Cobb: 20-29°			Γωνία Cobb: 30-40°		
Μέση ασκούμενη δύναμη (N)					
α/α	Ελάχιστο σφίξιμο μάντων	Μέγιστο σφίξιμο μάντων	α/α	Ελάχιστο σφίξιμο μάντων	Μέγιστο σφίξιμο μάντων
1	74 ± 33	91 ± 40	1	69 ± 23	94 ± 38
2	86 ± 38	114 ± 56	2	92 ± 40	125 ± 59
3	77 ± 32	92 ± 39	3	75 ± 26	97 ± 43
4	74 ± 33	91 ± 43	4	73 ± 27	97 ± 37
5	78 ± 34	91 ± 42	5	73 ± 25	92 ± 36
6	83 ± 36	91 ± 42	6	78 ± 29	92 ± 36
7	69 ± 29	75 ± 35	7	66 ± 25	82 ± 33
8	71 ± 26	79 ± 32	8	76 ± 32	89 ± 37
9	66 ± 30	77 ± 30	9	65 ± 25	78 ± 38

Πίνακας Π2.1: Μέση ασκούμενη δύναμη (N) για ασθενείς με Θδ και γωνία Cobb 20-29° και 30-40°

Θδ					
Κατηγορία Ν			Κατηγορία Δ		
Μέση ασκούμενη δύναμη (N)					
α/α	Ελάχιστο σφίξιμο μάντων	Μέγιστο σφίξιμο μάντων	α/α	Ελάχιστο σφίξιμο μάντων	Μέγιστο σφίξιμο μάντων
1	75 ± 33	87 ± 40	1	72 ± 33	98 ± 45
2	87 ± 38	108 ± 53	2	95 ± 46	124 ± 59
3	76 ± 31	91 ± 42	3	75 ± 33	97 ± 50
4	77 ± 34	94 ± 48	4	72 ± 33	95 ± 44
5	74 ± 33	91 ± 45	5	75 ± 34	95 ± 43
6	80 ± 35	92 ± 43	6	84 ± 38	97 ± 46
7	67 ± 26	71 ± 34	7	71 ± 36	84 ± 45
8	73 ± 28	82 ± 34	8	75 ± 35	91 ± 43
9	64 ± 29	77 ± 31	9	66 ± 33	84 ± 43

Θδ		
Κατηγορία Α		
Μέση ασκούμενη δύναμη (N)		
α/α	Ελάχιστο σφίξιμο μάντων	Μέγιστο σφίξιμο μάντων
1	68 ± 19	89 ± 33
2	81 ± 30	118 ± 61
3	76 ± 25	91 ± 30
4	70 ± 24	87 ± 29
5	75 ± 25	87 ± 30
6	77 ± 26	84 ± 27
7	63 ± 14	76 ± 20
8	69 ± 23	74 ± 22
9	65 ± 21	68 ± 21

Πίνακες Π2.2α και β: Μέση ασκούμενη δύναμη (N) για ασθενείς με Θδ και τις κατηγορίες N, Δ και Α

ΘΟδ ή ΘΟα			
Γωνία Cobb: 20-29°		Γωνία Cobb: 30-40°	
Μέση ασκούμενη δύναμη (N)			
α/α	Μέγιστο σφίξιμο μάντων	α/α	Μέγιστο σφίξιμο μάντων
1	78 ± 40	1	79 ± 31
2	100 ± 38	2	105 ± 37
3	74 ± 32	3	76 ± 27
4	81 ± 33	4	82 ± 29
5	76 ± 31	5	79 ± 31
6	78 ± 38	6	80 ± 28
7	76 ± 32	7	77 ± 27
8	68 ± 44	8	69 ± 29
9	71 ± 23	9	74 ± 18

Πίνακας Π2.3: Μέση ασκούμενη δύναμη (N) για ασθενείς με ΘΟδ ή ΘΟα και γωνία Cobb 20-29° και 30-40°

ΘΟδ ή ΘΟα			
Κατηγορία Ν		Κατηγορία Δ	
Μέση ασκούμενη δύναμη (N)			
α/α	Μέγιστο σφίξιμο μάντων	α/α	Μέγιστο σφίξιμο μάντων
1	95 ± 15	1	101 ± 29
2	122 ± 18	2	127 ± 31
3	93 ± 11	3	100 ± 28
4	96 ± 16	4	107 ± 29
5	92 ± 13	5	102 ± 33
6	93 ± 16	6	101 ± 26
7	90 ± 18	7	92 ± 22
8	79 ± 23	8	86 ± 22
9	81 ± 15	9	83 ± 14

ΘΟδ ή ΘΟα	
Κατηγορία Α	
Μέση ασκούμενη δύναμη (N)	
α/α	Μέγιστο σφίξιμο μάντων
1	59 ± 26
2	85 ± 33
3	61 ± 27
4	70 ± 28
5	62 ± 27
6	63 ± 27
7	60 ± 31
8	55 ± 31
9	66 ± 25

Πίνακες Π2.4α και β: Μέση ασκούμενη δύναμη (N) για ασθενείς με ΘΟδ ή ΘΟα και τις κατηγορίες Ν, Δ και Α

Θδ & Οα					
Γωνία Cobb: 20-29°			Γωνία Cobb: 30-40°		
Μέση ασκούμενη δύναμη (N)					
Μέγιστο σφίξιμο ιμάντων					
α/α	Θδ	Οα	α/α	Θδ	Οα
1	57 ± 17	68 ± 34	1	81 ± 38	60 ± 19
2	85 ± 27	82 ± 37	2	101 ± 54	72 ± 21
3	61 ± 14	67 ± 30	3	72 ± 29	61 ± 16
4	58 ± 13	75 ± 38	4	79 ± 34	67 ± 22
5	57 ± 12	67 ± 31	5	74 ± 27	61 ± 16
6	62 ± 20	61 ± 21	6	67 ± 16	57 ± 15
7	59 ± 11	53 ± 18	7	65 ± 26	49 ± 15
8	79 ± 26	55 ± 22	8	66 ± 17	51 ± 13
9	55 ± 10	61 ± 18	9	57 ± 16	55 ± 17

Πίνακας Π2.5: Μέση ασκούμενη δύναμη (N) για ασθενείς με Θδ & Οα και γωνία Cobb 20-29° και 30-40°

Θδ & Οα					
Κατηγορία Ν			Κατηγορία Δ		
Μέση ασκούμενη δύναμη (N)					
Μέγιστο σφίξιμο ιμάντων					
α/α	Θδ	Οα	α/α	Θδ	Οα
1	59 ± 22	58 ± 12	1	82 ± 31	47 ± 13
2	71 ± 15	68 ± 14	2	108 ± 42	64 ± 23
3	59 ± 12	60 ± 15	3	75 ± 18	52 ± 14
4	59 ± 14	58 ± 9	4	77 ± 30	59 ± 15
5	58 ± 12	58 ± 16	5	76 ± 25	52 ± 12
6	55 ± 9	58 ± 11	6	77 ± 22	50 ± 13
7	46 ± 5	48 ± 12	7	77 ± 12	48 ± 17
8	57 ± 7	47 ± 9	8	85 ± 27	52 ± 16
9	44 ± 5	53 ± 12	9	63 ± 8	52 ± 14

Θδ & Οα			
Κατηγορία Α			
Μέση ασκούμενη δύναμη (N)			
Μέγιστο σφίξιμο μάντων			
α/α	Θδ	α/α	Οα
1	81 ± 51	1	86 ± 32
2	119 ± 68	2	99 ± 34
3	76 ± 41	3	80 ± 28
4	84 ± 45	4	98 ± 36
5	76 ± 35	5	81 ± 29
6	67 ± 13	6	69 ± 24
7	74 ± 28	7	59 ± 19
8	78 ± 16	8	61 ± 24
9	66 ± 14	9	69 ± 23

Πίνακες Π2.6α και β: Μέση ασκούμενη δύναμη (N) για ασθενείς με Θδ & Οα και τις κατηγορίες Ν, Δ και Α

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ 3

Θδ					
Γωνία Cobb: 20-29°			Γωνία Cobb: 30-40°		
Μέση αναπτυσσόμενη πίεση (KPa)					
α/α	Ελάχιστο σφίξιμο μάντων	Μέγιστο σφίξιμο μάντων	α/α	Ελάχιστο σφίξιμο μάντων	Μέγιστο σφίξιμο μάντων
1	15,4 ± 7,4	16,3 ± 7,0	1	14,2 ± 5,0	16,5 ± 6,7
2	16,1 ± 6,3	18,0 ± 7,8	2	16,7 ± 6,4	20,5 ± 10,1
3	15,7 ± 6,9	16,4 ± 7,0	3	14,3 ± 4,6	17,0 ± 7,1
4	14,9 ± 6,3	16,1 ± 6,7	4	13,7 ± 4,3	17,7 ± 8,5
5	15,9 ± 7,2	16,8 ± 7,8	5	14,2 ± 4,6	17,4 ± 7,6
6	16,1 ± 6,8	15,8 ± 6,2	6	14,9 ± 5,5	16,2 ± 7,2
7	13,2 ± 5,5	14,0 ± 6,4	7	12,3 ± 4,2	15,0 ± 7,8
8	14,1 ± 5,7	14,7 ± 6,2	8	14,1 ± 5,2	15,9 ± 6,4
9	14,0 ± 6,8	15,3 ± 6,1	9	12,5 ± 4,5	15,4 ± 7,0

Πίνακας Π3.1: Μέση αναπτυσσόμενη πίεση (KPa) για ασθενείς με Θδ και γωνία Cobb 20-29° και 30-40°

Θδ					
Κατηγορία Ν			Κατηγορία Δ		
Μέση αναπτυσσόμενη πίεση (KPa)					
α/α	Ελάχιστο σφίξιμο μάντων	Μέγιστο σφίξιμο μάντων	α/α	Ελάχιστο σφίξιμο μάντων	Μέγιστο σφίξιμο μάντων
1	14,9 ± 6,7	15,6 ± 6,3	1	14,6 ± 6,0	17,3 ± 7,5
2	16,5 ± 6,8	18,0 ± 8,6	2	16,6 ± 6,4	20,3 ± 9,6
3	14,8 ± 6,2	16,0 ± 7,2	3	14,7 ± 5,6	17,2 ± 7,2
4	14,3 ± 6,3	16,0 ± 7,1	4	14,2 ± 5,4	18,4 ± 9,3
5	14,8 ± 6,5	16,2 ± 6,9	5	14,7 ± 5,5	18,2 ± 8,3
6	15,0 ± 5,8	15,8 ± 5,9	6	16,2 ± 6,5	17,4 ± 8,1
7	12,0 ± 3,8	12,6 ± 5,0	7	13,5 ± 5,9	15,6 ± 9,5
8	13,7 ± 4,8	13,9 ± 4,6	8	14,5 ± 5,9	17,6 ± 7,9
9	13,0 ± 5,4	14,6 ± 5,4	9	13,2 ± 5,2	16,2 ± 7,6

Θδ		
Κατηγορία Α		
Μέση αναπτυσσόμενη πίεση (ΚΡα)		
α/α	Ελάχιστο σφίξιμο μάντων	Μέγιστο σφίξιμο μάντων
1	14,6 ± 6,8	15,6 ± 6,8
2	15,4 ± 5,8	18,5 ± 8,9
3	15,4 ± 6,6	16,2 ± 7,0
4	14,4 ± 5,0	15,5 ± 5,8
5	15,6 ± 6,9	16,2 ± 7,9
6	15,0 ± 6,7	15,1 ± 5,4
7	12,6 ± 5,1	14,6 ± 5,6
8	13,6 ± 5,9	13,7 ± 5,4
9	13,4 ± 7,4	13,7 ± 6,4

Πίνακες Π3.2α και β: Μέση αναπτυσσόμενη πίεση (ΚΡα) για ασθενείς με Θδ και τις κατηγορίες Ν, Δ και Α

ΘΟδ ή ΘΟα			
Γωνία Cobb: 20-29°		Γωνία Cobb: 30-40°	
Μέση αναπτυσσόμενη πίεση (ΚΡα)			
α/α	Μέγιστο σφίξιμο μάντων	α/α	Μέγιστο σφίξιμο μάντων
1	13,0 ± 5,2	1	13,6 ± 4,8
2	15,9 ± 5,2	2	17,4 ± 5,7
3	12,8 ± 4,6	3	13,5 ± 4,6
4	13,5 ± 4,3	4	13,7 ± 4,7
5	12,7 ± 4,3	5	13,8 ± 4,8
6	14,5 ± 5,6	6	15,4 ± 6,1
7	13,7 ± 5,3	7	14,1 ± 5,1
8	13,2 ± 5,5	8	13,3 ± 4,9
9	12,1 ± 3,3	9	13,1 ± 3,4

Πίνακας Π3.3: Μέση αναπτυσσόμενη πίεση (ΚΡα) για ασθενείς με ΘΟδ ή ΘΟα και γωνία Cobb 20-29° και 30-40°

ΘΟδ ή ΘΟα			
Κατηγορία Ν		Κατηγορία Δ	
Μέση αναπτυσσόμενη πίεση (ΚΡα)			
α/α	Μέγιστο σφίξιμο μάντων	α/α	Μέγιστο σφίξιμο μάντων
1	14,3 ± 2,3	1	13,8 ± 4,9
2	18,5 ± 3,3	2	17,4 ± 5,8
3	14,2 ± 2,6	3	14,1 ± 4,9
4	15,2 ± 2,3	4	14,4 ± 5,4
5	14,9 ± 2,5	5	13,9 ± 5,4
6	16,6 ± 5,0	6	14,8 ± 6,4
7	15,9 ± 4,2	7	13,7 ± 4,5
8	14,8 ± 4,6	8	12,2 ± 3,2
9	13,9 ± 2,7	9	12,7 ± 3,4

ΘΟδ ή ΘΟα	
Κατηγορία Α	
Μέση αναπτυσσόμενη πίεση (ΚΡα)	
α/α	Μέγιστο σφίξιμο μάντων
1	10,7 ± 5,3
2	14,3 ± 6,2
3	10,9 ± 5,1
4	10,6 ± 3,7
5	10,5 ± 4,5
6	11,8 ± 4,2
7	10,8 ± 4,2
8	10,3 ± 4,7
9	11,4 ± 3,1

Πίνακες Π3.4α και β: Μέση αναπτυσσόμενη πίεση (ΚΡα) για ασθενείς με ΘΟδ ή ΘΟα και τις κατηγορίες Ν, Δ και Α

Θδ & Οα					
Γωνία Cobb: 20-29°			Γωνία Cobb: 30-40°		
Μέση αναπτυσσόμενη πίεση (ΚΡα)					
Μέγιστο σφίξιμο μάντων					
α/α	Θδ	Οα	α/α	Θδ	Οα
1	10,3 ± 2,7	9,6 ± 2,4	1	12,6 ± 4,8	9,7 ± 2,3
2	12,8 ± 4,1	11,3 ± 4,1	2	14,5 ± 6,3	11,4 ± 2,2
3	11,7 ± 3,6	9,8 ± 2,9	3	12,2 ± 4,3	10,0 ± 2,6
4	11,3 ± 3,8	10,3 ± 2,9	4	12,9 ± 5,2	10,4 ± 1,6
5	11,1 ± 3,0	9,5 ± 2,7	5	12,5 ± 4,8	9,6 ± 2,6
6	11,2 ± 3,9	8,8 ± 1,7	6	11,3 ± 2,0	9,5 ± 2,1
7	9,2 ± 3,1	7,9 ± 1,4	7	10,4 ± 2,6	8,1 ± 2,1
8	10,4 ± 5,3	8,4 ± 2,5	8	10,5 ± 2,0	8,5 ± 2,2
9	9,0 ± 3,7	8,5 ± 1,8	9	9,3 ± 1,6	8,6 ± 1,7

Πίνακας Π3.5: Μέση αναπτυσσόμενη πίεση (ΚΡα) για ασθενείς με Θδ & Οα και γωνία Cobb 20-29° και 30-40°

Θδ & Οα					
Κατηγορία Ν			Κατηγορία Δ		
Μέση αναπτυσσόμενη πίεση (ΚΡα)					
Μέγιστο σφίξιμο μάντων					
α/α	Θδ	Οα	α/α	Θδ	Οα
1	10,2 ± 1,2	9,0 ± 1,8	1	14,1 ± 5,3	10,7 ± 3,1
2	10,7 ± 1,2	11,2 ± 2,3	2	17,1 ± 7,0	12,1 ± 4,4
3	9,7 ± 1,1	10,1 ± 2,8	3	15,3 ± 4,7	10,8 ± 3,2
4	9,3 ± 1,3	8,8 ± 0,6	4	15,2 ± 6,3	10,8 ± 2,9
5	9,5 ± 1,2	9,4 ± 2,9	5	15,3 ± 5,8	10,5 ± 2,9
6	9,4 ± 1,3	9,2 ± 1,3	6	13,0 ± 3,9	10,2 ± 3,1
7	7,7 ± 1,0	7,5 ± 1,6	7	10,6 ± 1,7	9,3 ± 2,5
8	8,7 ± 1,2	7,6 ± 1,5	8	13,1 ± 5,0	10,2 ± 3,1
9	7,3 ± 0,8	7,6 ± 1,3	9	10,5 ± 1,5	8,9 ± 2,5

Θδ & Οα			
Κατηγορία Α			
Μέση αναπτυσσόμενη πίεση (ΚΡα)			
Μέγιστο σφίξιμο μάντων			
α/α	Θδ	α/α	Οα
1	11,8 ± 5,7	1	9,6 ± 2,1
2	15,5 ± 6,6	2	10,8 ± 2,5
3	12,4 ± 4,3	3	8,9 ± 1,7
4	13,9 ± 4,4	4	10,0 ± 2,6
5	12,5 ± 3,6	5	8,6 ± 1,8
6	11,3 ± 1,4	6	8,4 ± 1,3
7	12,7 ± 2,8	7	7,5 ± 0,7
8	12,9 ± 1,9	8	7,7 ± 1,1
9	11,7 ± 2,3	9	8,8 ± 1,2

Πίνακες Π3.6α και β: Μέση αναπτυσσόμενη πίεση (ΚΡα) για ασθενείς με Θδ & Οα και τις κατηγορίες Ν, Δ και Α

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

1. Mannheim JK, Zieve D. Scoliosis [Εικόνα στο διαδίκτυο]. 2008 [ενημερώθηκε στις 20-10-2008 και η επίσκεψη έγινε στις 18-4-2012]. Διαθέσιμη στην ιστοσελίδα: <http://health.bwmc.umms.org/imagepages/111.htm>.
2. Βαλαβάνης Ι. Παραμορφώσεις της σπονδυλικής στήλης, η συντηρητική θεραπεία. 2^η έκδοση. Αθήνα: Ιατρικές Εκδόσεις Κωνσταντάρας. 1997.
3. Golderg CJ, Moore DP, Fogarty EE, Dowling FE. Scoliosis: a review. *Pediatr Surg Int*. 2008 Feb;24(2):129-144.
4. Kohler R. The grandfather of orthopaedics [Εικόνα στο διαδίκτυο]. 1995 [ενημερώθηκε στις 23-4-1996 και η επίσκεψη έγινε στις 15-5-2012]. Διαθέσιμη στην ιστοσελίδα: <http://www.diavlos.gr/orto96/ortowww/andry1.htm>.
5. Common Scoliosis Questions [Διαδίκτυο]. 2012 [η επίσκεψη έγινε στις 18-4-2012]. Διαθέσιμη στην ιστοσελίδα: http://www.srs.org/patient_and_family/scoliosis/.
6. A Patient's Guide to Scoliosis [Εικόνα στο διαδίκτυο]. 2011 [η επίσκεψη έγινε στις 18-4-2012]. Διαθέσιμη στην ιστοσελίδα: <http://www.orthopediatrics.com/docs/guides/scoliosis.html>.
7. Moulton A. Adolescent Idiopathic Scoliosis [Εικόνα στο διαδίκτυο]. 2012 [η επίσκεψη έγινε στις 18-4-2012]. Διαθέσιμη στην ιστοσελίδα: <http://www.andrewmoultonmd.com/scoliosis.php>.
8. Assessing your child [Εικόνα στο διαδίκτυο]. 2012 [η επίσκεψη έγινε στις 18-4-2012]. Διαθέσιμη στην ιστοσελίδα: <http://www.theuniversityhospital.com/scoliosis/html/aboutscoliosis/quiz.htm>
9. Pashman RS. Adolescent Idiopathic Scoliosis [Διαδίκτυο]. 2012 [η επίσκεψη έγινε στις 18-4-2012]. Διαθέσιμη στην ιστοσελίδα: http://www.scoliosis-assoc.org/default.tpl?PageID=55&cart=13373823361063715&PageName=TYPES%20OF%20SCOLIOSIS&sec_id=55&sec_status=main.
10. Lou E, Hill D, Raso J. Brace treatment for adolescent idiopathic scoliosis. *Stud Health Technol Inform*. 2008;135(2):265-273.
11. Grivas TB, Vasiliadis E, Mihas C, Savvidou O. The effect of growth on the correlation between the spinal and rib cage deformity: Implications on idiopathic scoliosis pathogens. *Scoliosis*. 2007;2:11.
doi: 10.1186/1748-7161-2-11

12. Grivas TB, Vasiliadis ES, Rodopoulos G, Kovanis I. School screening as a research tool in epidemiology, natural history and aetiology of idiopathic scoliosis. *Stud Health Technol Inform.* 2008;135:84-93.
13. Bradford DS, Lonstein JE, Moe JA, Winter RB. *Moe's textbook of scoliosis and other spinal deformities*, 2nd ed. Philadelphia: WB Saunders & Co; 1987.
14. Angevine PD, Deutsch H. Idiopathic scoliosis. *Neurosurgery.* 2008 Sep;63(3 Suppl):86-93.
15. Miller NH. Idiopathic Scoliosis: Cracking the genetic code and what does it mean?. *J Pediatr Orthop.* 2011 Jan-Feb;31(1 Suppl):S49-52.
16. Loukos I, Zachariou C, Nicolopoulos C, Korres D, Efstathopoulos N. Analysis of the corrective forces exerted by a dynamic derotation brace (DDB). *Prosthet Orthot Int.* 2011 Dec;35(4):365-372.
17. Byrd JA 3rd. Current theories on the etiology of idiopathic scoliosis. *Clin Orthop Relat Res.* 1988 Apr;229:114-9.
18. Wang WJ, Yeyng HY, Chu WC, Tang NL, Lee KM, Qiu Y, Burwell RG, Cheng JC. Top theories for the etiopathogenesis of adolescent idiopathic scoliosis. *J Pediatr Orthop.* 2011 Jan-Feb;31(1 Suppl):S14-27.
19. Shelton YA. Scoliosis and kyphosis in adolescents: diagnosis and management. *Adolesc Med State Art Rev.* 2007 May;18(1):121-39.
20. Van Goethem J, Van Campenhout A, van den Hauwe L, Parizel PM. Scoliosis. *Neuroimaging Clin N Am.* 2007 Feb;17(1):105-15.
21. Adolescent Idiopathic Scoliosis – Imaging Evaluation [Εικόνα στο διαδίκτυο]. 2012 [η επίσκεψη έγινε στις 17-6-2012]. Διαθέσιμη στην ιστοσελίδα: http://www.srs.org/patient_and_family/scoliosis/idiopathic/adolescents/imaging_studies.htm.
22. Marchiori DM. Review of pediatric topics in imaging [Εικόνα στο διαδίκτυο]. 2008 [η επίσκεψη έγινε στις 18-6-12]. Διαθέσιμη στην ιστοσελίδα: http://w3.palmer.edu/marchiori/case%20correlations/CC_pediatrics_files/frame.htm#slide0228.htm
23. Lenssinck ML, Frijlink AC, Berger MY, Bierman-Zeinstra SM, Verkerk K, Verhagen AP. Effect of bracing and other conservative interventions in the treatment of idiopathic scoliosis in adolescents: a systematic review of clinical trials. *Phys Ther.* 2005 Dec;85(12):1329-39.
24. Dickson RA, Weinstein SL. Bracing (and screening) – yes or no? *J Bone Joint Surg Br.* 1999 Mar;81(2):193-8.

25. Schiller JR, Thakur NA, Ebersson CP. Brace management in adolescent idiopathic scoliosis. *Clin Orthop Relat Res.* 2010 Mar;468(3) :670-8.
26. Scoliosis [Εικόνα στο διαδίκτυο]. 2007-2008 [η επίσκεψη έγινε στις 20-5-2012]. Διαθέσιμη στην ιστοσελίδα: <http://www.rad.washington.edu/academics/academic-sections/msk/teaching-materials/online-musculoskeletal-radiology-book/scoliosis>.
27. Bunel WP. The natural history of idiopathic scoliosis before skeletal maturity. *Spine (Phila Pa 1976).* 1986 Oct;11(8):773-6.
28. Carman DL, Browne RH, Birch JG. Measurement of scoliosis and kyphosis radiographs. Intraobserver and interobserver variation. *J Bone Joint Surg Am.* 1990 Mar;72(3):328-33.
29. Morrissey RT, Goldsmith GS, Hall EC, Kehl D, Cowie G. Measurement of the Cobb angle on radiographs of patients who have scoliosis. Evaluation of intrinsic error. *J Bone Joint Surg Am.* 1990 Mar;72(3):320-7.
30. Appelgren G, Willner S. End vertebra angle; a roentgenographic method to describe a scoliosis. A follow-up study of idiopathic scoliosis treated with the Boston brace. *Spine (Phila Pa 1976).* 1990 Feb;15(2):71-4.
31. Risser JC. The iliac apophysis: An invaluable sign in the management of scoliosis. *Clin Orthop.* 1958;11:111-9.
32. Smyrnis T, Antoniou D, Valavanis J, Zachariou C. Idiopathic scoliosis: characteristics and epidemiology. *Orthopedics.* 1987 Jun;10(6):921-6.
33. Skeletal Age – Risser’s sign [Εικόνα στο διαδίκτυο]. 2008 [η επίσκεψη έγινε στις 5-6-12]. Διαθέσιμη στην ιστοσελίδα: <http://www0.sun.ac.za/ortho/webct-ortho/age/risser.html>.
34. Γρίβας Θ.Β. Φυσική εξέλιξη της σκολίωσης [Εικόνα στο διαδίκτυο]. Η επίσκεψη έγινε στις 20-5-2012. Διαθέσιμη στην ιστοσελίδα: http://www.iatrikionline.gr/Ortho_37/1.htm.
35. Bobechko WP, Herbert MA, Friedman HG. Electrospondyl instrumentation for scoliosis: current status. *Orthop Clin North Am.* 1979 Oct;10(4):927-41.
36. Maruyama T, Grivas TB, Kaspiris A. Effectiveness and outcomes of brace treatment: A systematic review. *Physiother Theory Pract.* 2011 Jan;27(1):26-42.
37. Golderg CJ, Moore DP, Fogarty EE, Dowling FE. Adolescent idiopathic scoliosis: The effect of brace treatment on the incidence of surgery. *Spine (Phila Pa 1976).* 2001 Jan;26(1):42-7.

38. Lenssinck ML, Frijink AC, Berger MY, Bierma-Zeinstra SM, Verkerk K, Verhagen AP. Effect, of bracing and other conservative interventions in the treatment of idiopathic scoliosis in adolescents: A systematic review of clinical trials. *Phys Ther.* 2005 Dec;85(12): 1329-39.
39. Sponseller PD. Bracing for adolescent idiopathic scoliosis in practice today. *J Pediatr Orthop.* 2011 Jan-Feb;31(1 Suppl):S53-60.
40. Nachemson AL, Peterson LE. Effectiveness of treatment with a brace in girls who have adolescent idiopathic scoliosis. A prospective, controlled study based on data from the Brace study of the Scoliosis Research Society. *J Bone Joint Surg Am.* 1995 Jun;77(6):815-22.
41. Grivas TB, Kaspiris A. European braces widely used for conservative scoliosis treatment. *Stud Health Technol Inform.* 2010;158:157-66.
42. Kotwicki T, Cheneau J. Passive and active mechanisms of correction of thoracic idiopathic scoliosis with a rigid brace. *Stud Health Technol Inform.* 2008;135:320-6.
43. Maruyama T, Takesita K, Kitagawa T, Nakao Y. Milwaukee brace. *Physiother Theory Pract.* 2011 Jan;27(1):43-6.
44. Wong MS, Evans JH. Biomechanical evaluation of the Milwaukee brace. *Prosthet Orthot Int.* 1998 Apr;22(1):54-67.
45. Traditional Orthopedic Treatment [Εικόνα στο διαδίκτυο]. 2012 [η επίσκεψη έγινε στις 5-6-12]. Διαθέσιμη στην ιστοσελίδα: [www. Posturetek.com/en/traditional-orthopedic-treatment.html](http://www.Posturetek.com/en/traditional-orthopedic-treatment.html).
46. Watts HG, Hall JE, Stanish W. The Boston brace system for the treatment of low thoracic and lumbar scoliosis by the use of a girdle without superstructure. *Clin Orthop Relat Res.* 1977 Jul-Aug;(126):87-92.
47. Grivas TB, Kaspiris A. The classical and a modified Boston brace: description and results. *Physiother Theory Pract.* 2011 Jan;27(1):47-53.
48. Bracing (Thoracolumbarsacral Orthosis, TLSO) [Εικόνα στο διαδίκτυο]. 2012 [η επίσκεψη έγινε στις 13-7-12]. Διαθέσιμη στην ιστοσελίδα: <http://www.bjc-houston.com/en/cms/?74>.
49. Mac-Thiong JM, Petit Y, Aubin CE, Delorne S, Dansereau J, Labelle H. Biomechanical evaluation of the Boston brace system for the treatment of adolescent idiopathic scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976).* 2004 Jan;29(1):26-32.
50. Wiley JW, Tomson JD, Mitchell TM, Smith BG, Banta JV. Effectiveness of the Boston brace in treatment of large curves in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976).* 2000 Sep;25(18):2326-32.

51. Kotwicki T, Cheneau J. Biomechanical action of the corrective brace on thoracic idiopathic scoliosis: Cheneau 2000 orthosis. *Disabil Rehabil Assist Technol*. 2008 May;3(3):146-53.
52. Zaborowska-Sapeta K, Kowalski IM, Kotwicki T, Protasiewicz-Faldowska H, Kiebzak W. Effectiveness of Chêneau brace treatment for idiopathic scoliosis: prospective study in 79 patients followed to skeletal maturity. *Scoliosis*. 2011;6:2
doi: 10.1186/1748-7161-6-2
53. Corrective spinal Cheneau brace (Chêneau) [Εικόνα στο διαδίκτυο]. 2010 [η επίσκεψη έγινε στις 13-7-12]. Διαθέσιμη στην ιστοσελίδα: <http://www.ortotika.cz/scoliosis.htm>.
54. Pham VM, Houilliez A, Schill A, Carpentier A, Herbaux B, Thevanon A. Study of the pressure applied by a Chêneau brace for correction of adolescent idiopathic scoliosis. *Prosthet Orthot Int*. 2008 Sep;32(3):345-355.
55. Charleston Bending Brace [Εικόνα στο διαδίκτυο]. 2009 [η επίσκεψη έγινε στις 13-7-12]. Διαθέσιμη στην ιστοσελίδα: <http://www.biotechind.com/products.asp?issue=orthotic-scoliosis-bracing>.
56. Back brace, Scoliosis orthosis, Providence back brace [Εικόνα στο διαδίκτυο]. 2012 [η επίσκεψη έγινε στις 13-7-12]. Διαθέσιμη στην ιστοσελίδα: <http://www.delatorreop.com/orthotic-devices/all-devices/back-brace-scoliosis-orthosis-providence-back-brace-161/>.
57. Clin J, Aubin CE, Parent S, Labelle H. A biomechanical study of the Charleston brace for the treatment of scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2010 Sep;35(19):E940-7.
58. Grivas TB, Rodopoulos GI, Bardakos NV. Biomechanical and clinical perspectives on nighttime bracing for adolescent idiopathic scoliosis. *Stud Health Technol Inform*. 2008;135:274-90.
59. Grivas TB, Rodopoulos GI, Bardakos NV. Night-time braces for treatment of adolescent idiopathic scoliosis. *Disabil Rehabil Assist Technol*. 2008 May;3(3):120-9.
60. Antoniou D, Valavanis J, Zachariou C, Smyrnis P. Dynamic Derotation Brace (DDB): A new aspect for the conservative treatment of Idiopathic Scoliosis. Paper presented at: 21st common meeting of SRS and BSS; 1986.
61. Radiographic assessment of the scoliosis patient [Εικόνα στο διαδίκτυο]. 2007-2008 [η επίσκεψη έγινε στις 13-7-12]. Διαθέσιμη στην ιστοσελίδα: <http://www.rad.washington.edu/academics/academic-sections/msk/teaching-materials/online-musculoskeletal-radiology-book/scoliosis>.
62. Grivas TB, Bountis A, Vrasami I, Bardakos N. Brace technology thematic series: the dynamic derotation brace. *Scoliosis*. 2010 Sep;5:20.
doi: 10.1186/1748-7161-5-20

63. Grivas TB, Vasiliadis ES. Cosmetic outcome after conservative treatment of idiopathic scoliosis with a dynamic derotation brace. *Stud Health Technol Inform.* 2008;135:387-92.
64. Vasiliadis E, Grivas TB, Savvidou O, Triantafyllopoulos G. The influence of brace on quality of life of adolescents with idiopathic scoliosis. *Stud Health Technol Inform.* 2006;123:352-6.
65. MatScan User Manual v.6.x [Φυλλάδιο]. Boston, MA, USA: TekScan Inc.; 2007.
66. Ferguson-Pell MW, Cardi MD. Prototype development and comparative evaluation of wheelchair pressure mapping system. *Assist Technol.* 1993;5(2):78-91.
67. Sim ZL. Development of a mechanical counter pressure Bio-Suit system [Master's Thesis]. Massachusetts, USA: MIT, 2006.
68. Ashruf SMA. Thin flexible pressure sensors. *Sens Rev.* 2002;22(4):322-7.
69. The Prosthetic™ Add-On Option [Φυλλάδιο]. Boston, MA, USA: TekScan Inc.; 2003.
70. Sensor Catalog [Φυλλάδιο]. Boston, MA, USA: TekSan Inc.
71. Equilibration/Calibration Devices [Φυλλάδιο]. Boston, MA, USA: TekScan Inc.; 2007.
72. Sensor Model / Map: 9801 [Διαδίκτυο]. Η επίσκεψη έγινε στις 22-9-2011. Διαθέσιμη από: <http://www.teksan.com/9801-pressure-sensor>.
73. Bethke KA. The second skin approach: Skin strain field analysis and mechanical counter pressure prototyping for advanced spacesuit design [Master's thesis]. Massachusetts, USA: MIT, 2005.
74. Judnick DCL. Modeling and testing of a mechanical counter pressure Bio-Suit system [Master's Thesis]. Massachusetts, USA: MIT, 2007.
75. I-Scan equilibration and calibration practical suggestions Rev A [Φυλλάδιο]. Boston, MA, USA: TekScan Inc.; 2003.
76. Matsuda S, Williams VG, Whiteside LA, White SE. A comparison of pressure sensitive film and digital electronic sensors to measure contact area and contact stress. *Proceedings of 41st Annual Meeting, Orthopaedic Research Society*; 1995; Orlando, Florida, USA, pp: 13-6.
77. Kirstukas SJ, Backman JA. Physician-applied contact pressure and table force response during unilateral thoracic manipulation. *J Manipulative Physiol Ther.* 1999 Jun;22(5):269-79.

78. Polliack AA, Sieh RC, Craig DD, Landsberger S, McNeil DR, Ayyappa E. Scientific validation of two commercial pressure sensor systems for prosthetic socket fit. *Prosthet Orthot Int.* 2000 Apr;24(1):63-73.
79. Map and sensor model number: 9811. Sensor name: F-Socket [Φυλλάδιο]. Boston, MA, USA: TekScan Inc.
80. Buis AWP, Convery P. Calibration problems encountered while monitoring stump/socket interface pressures with force sensing resistors: techniques adopted to minimise inaccuracies. *Prosthet Orthot Int.* 1997 Dec;21(3):179-182.
81. Brimacombe JM, Anglin C, Hodgson AJ and Wilson D. Validation of calibration techniques for Tekscan pressure sensors. *Εργασία που παρουσιάστηκε στο: ISB XXth Congress-ASB 29th Annual Meeting;2005.*
82. Brimacombe JM, Wilson DR, Hodgson AJ, Ho KC, Anglin C. Effect of calibration method on Tekscan sensor accuracy. *J Biomech Eng.* 2009 Mar;131(3):034503.
83. van den Hout JA, van Rhijn LW, van den Munckhof RJ, van Ooy A. Interface corrective force measurements in Boston brace treatment. *Eur Spine J.* 2002 Aug;11(4):332-5.
84. Aubin CE, Labelle H, Ruszkowski A, Petit Y, Gignac D, Joncas J, Dansereau J. Variability of strap tension in brace treatment for adolescent idiopathic scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976).* 1999 Feb;24(4):349-54.
85. Morin EL, Bryant JT, Reid SA, Whiteside RA. Calibration issues of Tekscan systems for human pressure assessment. *Εργασία που παρουσιάστηκε στο: RTO HFM Specialists' Meeting on "Soldier mobility: innovations in load carriage system design and evaluation";2000.*
86. Luo ZP, Berglund LJ, An KN. Validation of F-Scan pressure system: A technical note. *J Rehabil Res Dev.* 1998 Jun;35(2):186-191.
87. How does the level of accuracy change as curvature of surfaces increases? [Διαδίκτυο]. Η επίσκεψη έγινε στις 19-6-2012. Διαθέσιμη από: <http://www.tekscan.com/how-does-level-accuracy-change-curvature-surfaces-increases>.
88. Romano M, Carabalona R, Petrilli S, Sibilla P, Negrini S. Forces exerted during exercises by patients with adolescent idiopathic scoliosis wearing fiberglass braces. *Scoliosis.* 2006 Jul;1:12.
doi: 10.1186/1748-7161-1-12.
89. Grivas TB, Vasiliadis E, Chatziargiropoulos T, Polyzois VD, Gatos K. The effect of a modified Boston brace with anti-rotatory blades on the progression of curves in idiopathic scoliosis: aetiologic implications. *Pediatr Rehabil.* 2003 Jul-Dec;6(3-4):237-42.