



**ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΘΕΣΣΑΛΙΑΣ**  
**ΣΧΟΛΗ ΘΕΤΙΚΩΝ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ**  
**ΤΜΗΜΑ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ ΜΕ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ**  
**ΣΤΗ ΒΙΟΙΑΤΡΙΚΗ**

**«Δημιουργία προσωπικού δικτύου αισθητήρων για τη μελέτη της στάσης του σώματος»**

**Ζακάκη Δήμητρα**

**ΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ**

**Επιβλέπων**

**Κακαρούντας Αθανάσιος, Επίκουρος Καθηγητής**

**Λαμία, 2019**





**ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΘΕΣΣΑΛΙΑΣ**  
**ΣΧΟΛΗ ΘΕΤΙΚΩΝ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ**  
**ΤΜΗΜΑ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ ΜΕ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΣΤΗ**  
**ΒΙΟΙΑΤΡΙΚΗ**

**«Δημιουργία προσωπικού δικτύου αισθητήρων για τη μελέτη της  
σωστής στάσης του σώματος»**

**Ζακάκη Δήμητρα**

**ΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ**

**Επιβλέπων**

**Κακαρούντας Αθανάσιος, Επίκουρος Καθηγητής**

**Λαμία, 2019**

Με ατομική μου ευθύνη και γνωρίζοντας τις κυρώσεις <sup>(1)</sup>, που προβλέπονται από της διατάξεις της παρ. 6 του άρθρου 22 του Ν. 1599/1986, δηλώνω ότι:

- 1. Δεν παραθέτω κομμάτια βιβλίων ή άρθρων ή εργασιών άλλων αυτολεξεί χωρίς να τα περικλείω σε εισαγωγικά και χωρίς να αναφέρω το συγγραφέα, τη χρονολογία, τη σελίδα. Η αυτολεξεί παράθεση χωρίς εισαγωγικά χωρίς αναφορά στην πηγή, είναι λογοκλοπή. Πέραν της αυτολεξεί παράθεσης, λογοκλοπή θεωρείται και η παράφραση εδαφίων από έργα άλλων, συμπεριλαμβανομένων και έργων συμφοιτητών μου, καθώς και η παράθεση στοιχείων που άλλοι συνέλεξαν ή επεξεργάστηκαν, χωρίς αναφορά στην πηγή. Αναφέρω πάντοτε με πληρότητα την πηγή κάτω από τον πίνακα ή σχέδιο, όπως στα παραθέματα.*
- 2. Δέχομαι ότι η αυτολεξεί παράθεση χωρίς εισαγωγικά, ακόμα κι αν συνοδεύεται από αναφορά στην πηγή σε κάποιο άλλο σημείο του κειμένου ή στο τέλος του, είναι αντιγραφή. Η αναφορά στην πηγή στο τέλος π.χ. μιας παραγράφου ή μιας σελίδας, δεν δικαιολογεί συρραφή εδαφίων έργου άλλου συγγραφέα, έστω και παραφρασμένων, και παρουσίασή τους ως δική μου εργασία.*
- 3. Δέχομαι ότι υπάρχει επίσης περιορισμός στο μέγεθος και στη συχνότητα των παραθεμάτων που μπορώ να εντάξω στην εργασία μου εντός εισαγωγικών. Κάθε μεγάλο παράθεμα (π.χ. σε πίνακα ή πλαίσιο, κλπ), προϋποθέτει ειδικές ρυθμίσεις, και όταν δημοσιεύεται προϋποθέτει την άδεια του συγγραφέα ή του εκδότη. Το ίδιο και οι πίνακες και τα σχέδια*
- 4. Δέχομαι όλες τις συνέπειες σε περίπτωση λογοκλοπής ή αντιγραφής.*

Ημερομηνία: 24/09/2019

Η δηλούσα

Ζακάκη Δήμητρα

(1) «Όποιος εν γνώσει του δηλώνει ψευδή γεγονότα ή αρνείται ή αποκρύπτει τα αληθινά με έγγραφη υπεύθυνη δήλωση του άρθρου 8 παρ. 4 Ν. 1599/1986 τιμωρείται με φυλάκιση τουλάχιστον τριών μηνών. Εάν ο υπαίτιος αυτών των πράξεων σκόπευε να προσπορίσει στον εαυτόν του ή σε άλλον περιουσιακό όφελος βλάπτοντας τρίτον ή σκόπευε να βλάψει άλλον, τιμωρείται με κάθειρξη μέχρι 10 ετών.

**«Δημιουργία προσωπικού δικτύου αισθητήρων για τη μελέτη της  
σωστής στάσης του σώματος»**

Ζακάκη Δήμητρα

**Τριμελής Επιτροπή:**

Αθανάσιος Κακαρούντας – Επίκουρος Καθηγητής (Επιβλέπων)

Ιωάννης Αναγνωστόπουλος – Αναπληρωτής Καθηγητής

Αθανάσιος Λουκόπουλος – Επίκουρος Καθηγητής



## Περίληψη

Το σύνδρομο της κακής στάσης του σώματος είναι πλέον μια πολύ συνηθισμένη πάθηση στις μέρες μας από την οποία πάσχει πολύς κόσμος ανεξαρτήτου ηλικίας και φύλου. Οι καθημερινές συνήθειες αλλά και το εργασιακό περιβάλλον πολλών ανθρώπων αποτελούν καθοριστικούς παράγοντες για την απόκτηση του συνδρόμου αυτού αλλά και της επιδείνωσής του.

Στην παρούσα εργασία παρουσιάζεται η ανάπτυξη ενός συστήματος για τον έλεγχο της στάσης του σώματος. Σκοπός του συστήματος είναι η παροχή ενός μέσου υποβοήθησης των παθόντων και των αντίστοιχων ειδικών ιατρών για τον έλεγχο της κατάστασης της στάσης του σώματος, ιδιαίτερα σε περιπτώσεις αποκατάστασης. Χρησιμοποιείται επίσης ένα δίκτυο αισθητήρων αλλά και ένα σύστημα με μνήμη που αποθηκεύει τις μετρήσεις προς αξιολόγηση.

Επιπλέον, ένα κομμάτι της εργασίας έχει αφιερωθεί στην ανάλυση τεχνικών και τεχνολογιών που υφίσταται για την αξιολόγηση και την αποκατάσταση των παθήσεων της σπονδυλικής στήλης αλλά, επίσης, αναφέρονται αναλυτικά οι πιθανές χρήσεις του συγκεκριμένου συστήματος.

**Λέξεις κλειδιά:** σπονδυλική στήλη, παθήσεις, αποκατάσταση, γιλέκο, αισθητήρες

## **Abstract**

The postural syndrome is a very common illness from which many people suffer regardless of their age and gender. Everyday habits and the working environment are key factors in acquiring this syndrome, as well as its aggravation.

This thesis presents the development of a body - posture control system. The purpose of the system is to provide a means of assisting patients and their respective physicians to control the state of posture, especially in cases of rehabilitation. A sensor network as well as a memory system that stores the measurements to be evaluated is also used.

Moreover, a piece of work has been devoted to the analysis of techniques and technologies that exist for the evaluation and repair of spinal disorders, but also details of the possible uses of the particular system.

**Key words:** spine, disorders, recovery, vest, sensors



## Ευχαριστίες

Με την ολοκλήρωση της παρούσας πτυχιακής εργασίας θα ήθελα να ευχαριστήσω ορισμένους ανθρώπους. Αρχικά, ευχαριστώ πολύ τον καθηγητή μου κ. Αθανάσιο Κακαρούνα για την εμπιστοσύνη, την καθοδήγηση και τη βοήθειά του. Επιπλέον, θα ήθελα να ευχαριστήσω τον φυσικοθεραπευτή Αναστάσιο Ορφανίδη, ιδιοκτήτη του φυσικοθεραπευτηρίου Physioanosis στον Πειραιά για την επικοινωνιακή συζήτηση και την καθοδήγησή του σχετικά με το κομμάτι της εργασίας που αναλύει τις παθήσεις της σπονδυλικής στήλης αλλά και τις τεχνικές αντιμετώπισής τους.

Επίσης, θα ήθελα να ευχαριστήσω όλους τους δικούς μου ανθρώπους που με στήριξαν συναισθηματικά όλα αυτά τα χρόνια ώστε να καταφέρω να ολοκληρώσω αυτόν τον κύκλο σπουδών μου.

## Περιεχόμενα

Περίληψη .....	i
Abstract .....	ii
Ευχαριστίες .....	iii
Ευρετήριο Εικόνων .....	vii
Ευρετήριο Πινάκων .....	ix
1. Εισαγωγή.....	1
2. Η Στάση του Σώματος και οι Παθήσεις της Σπονδυλικής Στήλης.....	2
2.1 Σπονδυλική στήλη.....	2
2.2 Φυσιολογική στάση και θέση σώματος .....	6
2.2.1 Οι δυναμικές της στάσης .....	6
2.2.1.1 Στάση .....	6
2.2.1.2 Μετωπιαίο – Εγκάρσιο & Οβελιαίο Επίπεδο .....	7
2.2.1.3 Ισορροπία στάσης .....	11
2.2.1.4 Λανθασμένη στάση.....	13
2.2.1.5 Αιτιολογία του πόνου στα προβλήματα στάσης .....	13
2.2.1.6 Επώδυνα σύνδρομα που σχετίζονται με λανθασμένη στάση .....	14
2.2.2 Παθολογικές διαταραχές στάσης σπονδυλικής στήλης .....	15
2.2.2.1 . Λεκάνη και οσφυϊκή περιοχή.....	15
2.2.2.2 Θωρακική περιοχή .....	21
2.2.2.3 Αυχενική περιοχή.....	28
3. Αξιολόγηση και Αποκατάσταση των Παθήσεων .....	33
3.1 Αξιολόγηση – Θεραπεία - Αποκατάσταση .....	33
3.1.1 Αξιολόγηση.....	33
3.1.2 Τεχνικές .....	38
3.1.2.1 Λόρδωση.....	38
3.1.2.2 Χαλαρή στάση και Στάση ευθειαςμένης οσφύος.....	39
3.1.2.3 Κύφωση .....	39
3.1.2.7 Πρόσθια κεφαλή, Ευθειαςμένος Αυχένος και Ευθειαςμένη άνω ράχη .	40
3.1.2.6 Σκολίωση .....	41
3.1.3 Τεχνολογίες.....	42

---

4.	Περιγραφή Ιδέας και Χρησιμότητας.....	46
4.1	Ιδέα.....	46
4.2	Δομή.....	46
4.3	Χρήση.....	47
4.3.1	Παθόντες.....	47
4.3.2	Ειδικοί.....	47
4.4	Εξαγωγή αναγκών συστήματος.....	47
4.4.1	Η αναγκαιότητα της εξαγωγής των απαιτήσεων του συστήματος.....	48
4.5	Κατηγοριοποίηση των απαιτήσεων.....	48
4.5.1	Απαιτήσεις Χρήστη (Α.Χ.).....	48
4.5.2	Απαιτήσεις Συστήματος (Α.Σ.).....	48
4.5.3	Λειτουργικές Απαιτήσεις (Λ.Α.).....	49
4.5.4	Μη Λειτουργικές Απαιτήσεις (Μ.Λ.).....	49
4.6	Τι λύσεις δίνει;.....	50
5.	Περιγραφή Υλοποίησης του Συστήματος.....	51
5.1	Υλοποίηση συστήματος.....	51
5.2	Τεχνολογίες & Δομικά στοιχεία.....	51
5.2.1	Γιλέκο τύπου ρεπόρτερ.....	51
5.2.2	Γιλέκο Κυψέλεως John's (12398).....	51
5.2.3	MPU 6050 (sensor).....	52
5.2.4	Τεχνολογία I <sup>2</sup> C.....	53
5.2.5	Arduino UNO.....	61
5.2.6	Πολυπλέκτης TCA9548A 1 to 8.....	65
5.2.7	Σημεία – Κλειδιά.....	66
5.2.8	Κώδικας και Λογισμικό.....	66
6.	Δοκιμή και Αξιολόγηση του Συστήματος.....	69
6.1	Περίπτωσης Χρήσης.....	69
6.2	Επίδειξη Δοκιμής.....	69
6.3	Αξιολόγηση.....	72
7.	Συμπεράσματα.....	84
7.1	Συμπεράσματα.....	84
7.2	Μελλοντικές Επεκτάσεις και Εξέλιξη Εργασίας.....	84

---

Παράρτημα Α.....	85
Κώδικας 1 .....	85
Κώδικας 2 .....	87
Κώδικας 3 .....	92
Κώδικας 4 .....	98
Βιβλιογραφία .....	110

## Ευρετήριο Εικόνων

Εικόνα 1: Η σπονδυλική στήλη .....	2
Εικόνα 2: Τμήματα σπονδυλικής στήλης .....	3
Εικόνα 3: Σπόνδυλοι.....	5
Εικόνα 4: Σωστή και λανθασμένη στάση σώματος.....	7
Εικόνα 5: Νοητές τομές στα επίπεδα.....	8
Εικόνα 6: Μετωπιαίο επίπεδο .....	8
Εικόνα 7: Εγκάρσιο επίπεδο .....	9
Εικόνα 8: Οβελιαίο επίπεδο .....	9
Εικόνα 9: Λορδωτική στάση.....	17
Εικόνα 10: Χαλαρή ή νωθρή στάση (sway back).....	19
Εικόνα 11: Στάση ευθειασμένης οσφύος (flat back) .....	20
Εικόνα 12: Κυφωτική στάση .....	23
Εικόνα 13: Νόσος Scheuermann.....	25
Εικόνα 14: Ευθειασμένη άνω ράχη (military type) .....	26
Εικόνα 15: Σκολίωση .....	27
Εικόνα 16: Στάση πρόσθιας κεφαλής .....	29
Εικόνα 17: Στάση ευθειασμένου αυχένα .....	31
Εικόνα 18: Κυφωλόρδωση.....	32
Εικόνα 19: Γωνία κύφωσης – Cobb angle .....	34
Εικόνα 20: Παραδείγματα χρήσης Ισοκινητικής Δυναμομετρίας .....	35
Εικόνα 21: Γωνιόμετρο.....	36
Εικόνα 22: Τηλεμετρία .....	37
Εικόνα 23: Ασκήσεις – Διατάσεις για σκολίωση .....	42
Εικόνα 24: Γιλέκο .....	43
Εικόνα 25: Ιμάντες.....	43
Εικόνα 26: Κηδεμόνας τύπου Boston.....	44
Εικόνα 27: Κηδεμόνας τύπου Cheneau .....	44
Εικόνα 28: Κηδεμόνας τύπου DDB.....	45
Εικόνα 29: Κηδεμόνας τύπου Taylor.....	45
Εικόνα 30: Κηδεμόνας τύπου Nirgor.....	45
Εικόνα 31: Γιλέκο τύπου ρεπόρτερ .....	51
Εικόνα 32: Γιλέκο Κυφώσεως John’s.....	52
Εικόνα 33: MPU - 6050 .....	53
Εικόνα 34: Δίαυλος I <sup>2</sup> C .....	54
Εικόνα 35: Ακολουθίες Έναρξης – Λήξης .....	56

Εικόνα 36: Αποστολή Byte.....	56
Εικόνα 37: Αποστολή Διεύθυνσης 7 bit.....	57
Εικόνα 38: Εγγραφή σε Slave.....	60
Εικόνα 39: Ανάγνωση από Slave.....	61
Εικόνα 40: Arduino Uno.....	62
Εικόνα 41: Συνδεσμολογία Arduino - Multiplexer.....	67
Εικόνα 42: Το γιλέκο.....	70
Εικόνα 43: Κοντινότερη λήψη συνδεσμολογίας.....	71
Εικόνα 44: Αισθητήρας.....	71
Εικόνα 45: Πολυπλέκτης.....	72
Εικόνα 46: Σύνδεση σε breadboard.....	72
Εικόνα 47: Φυσιολογική στάση με την εφαρμογή του γιλέκου.....	73
Εικόνα 48: Αισθητήρας No 0 – 0° – x άξονας.....	74
Εικόνα 49: Αισθητήρας No 0 – 0° – y άξονας.....	74
Εικόνα 50: Αισθητήρας No 0 – 0° – z άξονας.....	74
Εικόνα 51: Αισθητήρας No 1 – 0° – x άξονας.....	75
Εικόνα 52: Αισθητήρας No 1 – 0° – y άξονας.....	75
Εικόνα 53: Αισθητήρας No 1 – 0° – z άξονας.....	75
Εικόνα 54: Αισθητήρας No 3 – 0° – x άξονας.....	76
Εικόνα 55: Αισθητήρας No 3 – 0° – y άξονας.....	76
Εικόνα 56: Αισθητήρας No 3 – 0° – z άξονας.....	76
Εικόνα 57: Κλίση εμπρός με την εφαρμογή του γιλέκου.....	77
Εικόνα 58: Αισθητήρας No 0 – 5° – x άξονας.....	77
Εικόνα 59: Αισθητήρας No 0 – 5° – y άξονας.....	78
Εικόνα 60: Αισθητήρας No 0 – 5° – z άξονας.....	78
Εικόνα 61: Αισθητήρας No 1 – 5° – x άξονας.....	78
Εικόνα 62: Αισθητήρας No 1 – 5° – z άξονας.....	79
Εικόνα 63: Αισθητήρας No 1 – 10° – x άξονας.....	79
Εικόνα 64: Αισθητήρας No 1 – 10° – y άξονας.....	79
Εικόνα 65: Αισθητήρας No 1 – 10° – z άξονας.....	80
Εικόνα 66: Αισθητήρας No 3 – 10° – x άξονας.....	80
Εικόνα 67: Αισθητήρας No 3 – 10° – y άξονας.....	80
Εικόνα 68: Αισθητήρας No 3 – 10° – z άξονας.....	81
Εικόνα 69: Αισθητήρας No 0 – 0° – x άξονας.....	81
Εικόνα 70: Αισθητήρας No 0 – 0° – y άξονας.....	81
Εικόνα 71: Αισθητήρας No 0 – 0° – z άξονας.....	82
Εικόνα 72: Αισθητήρας No 0 – Εμπρός κλίση – x άξονας.....	82
Εικόνα 73: Εικόνα 74: Αισθητήρας No 0 – Εμπρός κλίση – y άξονας.....	82
Εικόνα 75: Εικόνα 72: Αισθητήρας No 0 – Εμπρός κλίση – z άξονας.....	83

## Ευρετήριο Πινάκων

Πίνακας 1: Γωνίες Cobb .....	34
Πίνακας 2: Σύγκριση διαφόρων υλοποιήσεων του διαύλου.....	54
Πίνακας 3: Ομάδες των 8 διευθύνσεων για χρήση ειδικών σκοπών .....	57





## 1. Εισαγωγή

Η συγκεκριμένη πτυχιακή θα συνδέσει ένα πρόβλημα της ανατομίας του ανθρώπινου σώματος με μια λύση της βιοϊατρικής τεχνολογίας. Πιο συγκεκριμένα, στις μέρες μας, όλο και περισσότεροι άνθρωποι, ακόμα και παιδιά από πολύ μικρή ηλικία, εμφανίζουν το σύνδρομο της κακής στάσης σώματος. Η καθημερινότητά μας όπως για παράδειγμα η πολύωρη χρήση του Η/Υ στο γραφείο ή στο σπίτι, πιθανώς σε μια ακατάλληλη καρέκλα μπορεί εύκολα να προκαλέσει πόνους στη μέση αλλά και στα χέρια. Επίσης, ακόμα και η όρθια στάση του σώματος μας είναι πολλές φορές λανθασμένη προκαλώντας, σταδιακά, προβλήματα στην σπονδυλική στήλη και στην σωστή ισορροπία του σκελετού.

Η σωστή στάση του σώματος δεν σημαίνει απλά να έχουμε «τους ώμους πίσω» όπως συχνά ακούγεται. Το ανθρώπινο σώμα λειτουργεί ως ένα πολύπλοκο τμήμα μιας αλυσίδας, που κάθε μεταβολή του επηρεάζει το σύνολο των τμημάτων που το απαρτίζει. Κάθε δομική μεταβολή, επηρεάζει την στάση, την κινητικότητα, τη λειτουργικότητα και την ισορροπία του συνόλου. Η δομή του σώματος μεταβάλλεται λόγω των συνηθειών και των δραστηριοτήτων του ατόμου (σε περίπτωση απουσίας παθολογίας) και υιοθετεί λανθασμένες στάσεις οι οποίες υπερφορτίζουν και τραυματίζουν μαλακά μέρη και αρθρώσεις προκαλώντας πόνο, μυϊκές ανισορροπίες και αισθητικές παραμορφώσεις.

Έτσι, λοιπόν, μελετήθηκε η σωστή στάση του σώματος με περιορισμό στην σπονδυλική στήλη και κατά κύριο λόγο η σωστή στάση του σκελετικού συστήματος αλλά και του μυϊκού (μυοσκελετικό σύστημα), οι παθήσεις που προκαλούνται από την κακή στάση και τελικά ο σκοπός αυτής της πτυχιακής είναι η δημιουργία ενός «ψηφιακού» γλέκου-αισθητήρα το οποίο βασίστηκε σε ανοικτή τεχνολογία υλικού και λογισμικού. Είναι προγραμματισμένο με τις σωστές σχετικές θέσεις (πχ σχέση ώμων- κεφαλής) και αξιοποιεί τις μετρήσεις από αισθητήρες θέσης-κλίσης, οι οποίοι τοποθετούνται επάνω στα σημεία - κλειδιά του κορμού του ανθρώπου.

Η παρούσα εργασία έχει δομηθεί ως εξής: Στο Κεφάλαιο 2 παρουσιάζεται το θεωρητικό κομμάτι για τη δομή και λειτουργία της σπονδυλικής στήλης, τη στάση του σώματος και τις παθήσεις. Στο Κεφάλαιο 3 αναγράφονται τεχνικές και τεχνολογίες που βοηθούν στη βελτίωση, αντιμετώπιση και θεραπεία των παθήσεων αυτών. Παρακάτω, στο Κεφάλαιο 4 αναλύονται οι χρησιμότητες της συγκεκριμένης κατασκευής για κάθε πιθανό χρήστη. Στο Κεφάλαιο 5 παρουσιάζεται αναλυτικά η υλοποίηση των επιμέρους συστημάτων, ενώ στο Κεφάλαιο 6 πραγματοποιείται αξιολόγηση αυτού. Τέλος, στο Κεφάλαιο 7 αποτυπώνονται τα τελικά συμπεράσματα της εργασίας, ενώ στο Παράρτημα Α παρατίθενται όλοι οι κώδικες των συσκευών της παρούσας εργασίας.

## 2. Η Στάση του Σώματος και οι Παθήσεις της Σπονδυλικής Στήλης

### 2.1 Σπονδυλική στήλη

Η σπονδυλική στήλη παρουσιάζεται ως ένα όργανο στήριξης και μεταφοράς της νευρικής λειτουργίας. Μέσα στην σπονδυλική στήλη – σπονδυλικό σωλήνα (spinal canal) - περικλείεται και προφυλάσσεται ο νωτιαίος μυελός, ενώ επιπλέον, στηρίζει τον κορμό και το κεφάλι στη λεκάνη και τα πόδια. Είναι εύκαμπτη κατασκευή που αποτελείται από μικρά κυλινδροειδή οστά, τα οποία ονομάζονται σπόνδυλοι και χωρίζονται το ένα από άλλο με ινωχόνδρινους δίσκους, τους μεσοσπονδύλιους δίσκους. Οι δίσκοι αυτοί αποτελούν περίπου το  $\frac{1}{4}$  του μήκους της σπονδυλικής στήλης. Οι σπόνδυλοι παρουσιάζουν ένα πρόσθιο συμπαγές τμήμα το οποίο ονομάζεται σώμα (vertebral body) και ένα οπίσθιο τμήμα που ονομάζεται πέταλο (lamina). Το πέταλο έχει πολλές προεξοχές κάθε μία από τις οποίες λέγεται απόφυση (process). Οι ακανθώδεις, αυτές, αποφύσεις (spinal processes) είναι εμφανείς από τον αυχένα μέχρι τη μέση ως «κόμποι».

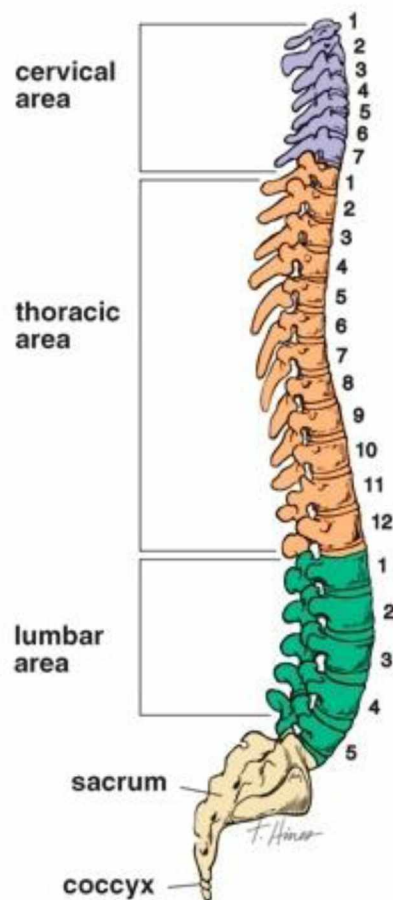
Οι σπόνδυλοι στο σύνολο τους είναι 33 και διακρίνονται σε αυχενικούς, θωρακικούς, οσφυϊκούς και ιερούς – κοκκυγικούς, που αναφέρονται στα αντίστοιχα τμήματα του σώματος και εμφανίζουν ελαφρές καμπύλες (κλίσεις) που επιτρέπουν την ορθία στάση. [1]



Εικόνα 1: Η σπονδυλική στήλη

Πιο αναλυτικά:

1. Η αυχενική μοίρα ή αυχένιας (Cervical Vertebrae) εκτείνεται από τη βάση του κεφαλιού μέχρι τον προέχοντα σπόνδυλο δηλαδή το οστό που ψηλαφούμε στο πίσω μέρος του λαιμού όταν σκύβουμε το κεφάλι μας. Η μοίρα αυτή περιλαμβάνει 7 σπονδύλους.
2. Η θωρακική μοίρα (Thoracic Vertebrae) εκφύεται από τον προέχοντα σπόνδυλο έως την αρχή της μέσης και αποτελείται από 12 σπονδύλους.
3. Η οσφυϊκή μοίρα ή μέση (Lumbar Vertebrae), αποτελεί συνέχεια της θωρακικής μοίρας και καταφύεται στην αρχή του ιερού οστού, ενώ περιλαμβάνει 5 σπονδύλους.
4. Η ιερή μοίρα (Sacrum), περιλαμβάνει 5 σπονδύλους ενωμένους μεταξύ τους, που αποτελούν το ιερό οστό.
5. Τέλος, η κοκκυγική μοίρα (Coccyx) απαρτίζεται από 4 πολύ μικρούς σπονδύλους, ενωμένους μεταξύ τους, που αποτελούν τον κόκκυγα. [2]



Εικόνα 2: Τμήματα σπονδυλικής στήλης

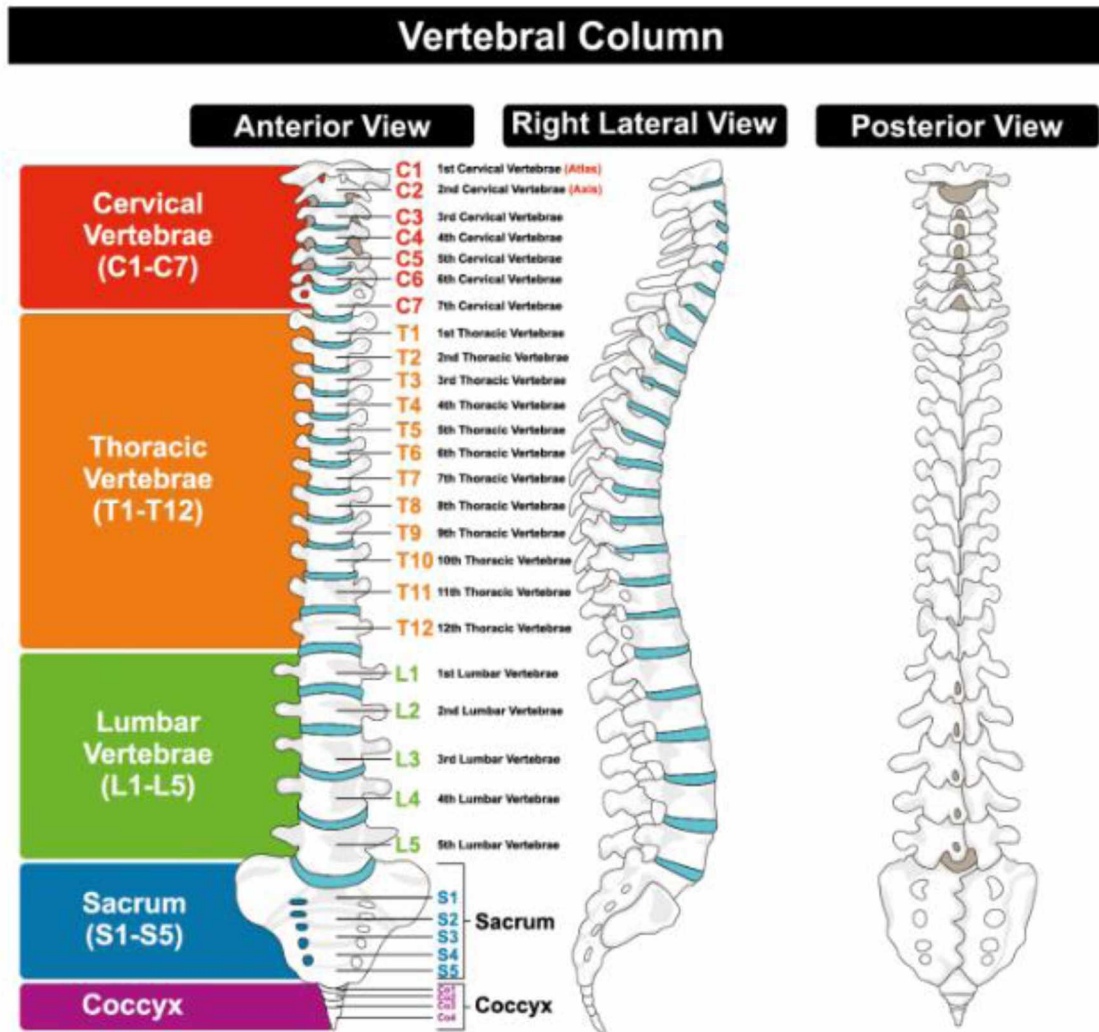
Είναι σημαντικό να αναφερθεί πως κάθε τμήμα της σπονδυλικής στήλης έχει ιδιαιτερότητες, εξ' ου και ο διαχωρισμός σε μοίρες. Η αυχενική μοίρα έχει μεγάλη ευκινησία και ρόλος της είναι να στηρίζει το κεφάλι στις διάφορες κινήσεις του.

Οι αυχενικοί σπόνδυλοι είναι αριθμημένοι A1 – A7 (C1 – C7). Από αυτούς διαφέρουν σχηματικά οι δύο πρώτοι σπόνδυλοι - ο άπλας και ο άξονας - και ο έβδομος - προεξέχον σπόνδυλος - ενώ οι υπόλοιποι παρουσιάζουν σημαντικές ομοιότητες στη δομή τους. [3]

Η θωρακική μοίρα είναι σχετικά άκαμπτη και οι σπόνδυλοι Θ1 – Θ12 (Th1 – Th12) είναι πολύ ισχυροί καθώς φέρουν τη θωρακική κοιλότητα. Επιπλέον, σε κάθε σπόνδυλο της θωρακικής στήλης συγκρατείται ένα πλευρό μέσω μιας μικρής άρθρωσης στην εγκάρσια απόφυση και σταθεροποιείται από μια άλλη επιφάνεια άρθρωσης. Με αυτόν τον τρόπο διασφαλίζεται πως η θωρακική κοιλότητα θα παραμένει ελαστική και σε κάθε αναπνοή θα κινούνται τα πλευρά στις αρθρώσεις των πλευρών.

Η οσφυϊκή μοίρα έχει τους πιο μεγάλους και ανθεκτικούς σπονδύλους Ο1 – Ο5 (L1 – L5), καθώς δέχεται ουσιαστικά όλο το βάρος του σώματος και επιτελεί πολλές κινήσεις. Το μεγαλύτερο οστό της σπονδυλικής στήλης είναι ο οσφυϊκός σπόνδυλος L5 και αποτελεί το οστό μεταβίβασης προς το ιερό οστό. Λόγω της μεγάλης επιβάρυνσης που δέχεται εμφανίζει μεγάλη φθορά και φαινόμενα βλάβης, ευρέως γνωστό ως πόνο στην πλάτη.

Το ιερό οστό και ο κόκκυγας αποτελούνται από σπονδύλους ενωμένους μεταξύ τους, άρα δεν επιτρέπουν κινήσεις, παρά μόνο έχουν στηρικτικό ρόλο. [4]



Εικόνα 3: Σπόνδυλοι

Όπως απεικονίζεται ξεκάθαρα στην Εικόνα 3, οι σπόνδυλοι παρουσιάζουν εναλλασσόμενες κυρτώσεις, δύο εμπρόσθια και δύο οπίσθια, σχηματίζοντας ένα S. Ο συγκεκριμένος τρόπος άρθρωσης των σπονδύλων επιτρέπει στην σπονδυλική στήλη να παρουσιάζει μεγάλη κινητικότητα. Αποσκοπεί, επίσης, στην εξυπηρέτηση του βέλτιστου τρόπου της όρθιας στάσης αλλά και της ελαστικότητας που χρειάζεται σε όλο το βάρος του σώματος σε οποιαδήποτε μορφή μετακίνησης. [6]

Όπως αναφέρθηκε προηγουμένως, κάθε σπόνδυλος αποτελείται από το σώμα, που στηρίζεται ο ένας στον άλλο και το τρήμα.

Το ένα σώμα στηρίζεται στο άλλο μέσω δίσκων, τους μεσοσπονδύλιους δίσκους (intervertebral disc), οι οποίοι κατασκευάζονται από ελαστικό χόνδρο, με σκοπό την αποφυγή των κραδασμών. Η φθορά των δίσκων αυτών, είτε απότομα, είτε συνηθέστερα σε χρόνια βάση, προκαλεί πίεση στα νεύρα και το νωτιαίο μυελό που ονομάζεται δισκοκοίλη. Ακόμα, σχηματίζονται αρθρώσεις από ένα τμήμα του άνω σπονδύλου και ένα του κάτω σπονδύλου. Οι αρθρώσεις αυτές ονομάζονται

ζυγοαποφυσιακές αρθρώσεις (facet joints) που είναι οι δομές οι οποίες συνδέουν μεταξύ τους σπονδύλους, δίνουν ελαστικότητα στη σπονδυλική στήλη επιτρέπουν την κάμψη και τη στροφή του κορμού και προστατεύουν από την ολίσθηση ενός σπονδύλου πάνω στον άλλο. [33] Για κάθε ζεύγος σπονδύλων, υπάρχουν δύο αρθρώσεις, μια δεξιά και μια αριστερά. Και τέλος, υπάρχουν σύνδεσμοι (ligaments) οι οποίοι είναι «λαστιχάκια» που συνδέουν τα πέταλα δύο γειτονικών σπονδύλων. Δύο γειτονικοί σπόνδυλοι συνδέονται μεταξύ τους με ένα δίσκο, δύο αρθρώσεις και αρκετούς συνδέσμους. Ως αποτέλεσμα, υπάρχουν δεκάδες δίσκοι, αρθρώσεις και σύνδεσμοι σε ολόκληρη τη σπονδυλική στήλη. [2][5]

Τα τμήματα, με τη σειρά τους, σχηματίζουν σε σειρά ένα σωλήνα όπου βρίσκεται ο νωτιαίος μυελός, ο οποίος είναι η συνέχεια του εγκεφάλου, περιβάλλεται από μήνιγγες και εκεί υπάρχει το εγκεφαλονωτιαίο υγρό. Από τον νωτιαίο μυελό, ανάμεσα σε δύο σπονδύλους εκφύονται τα νεύρα – 62 στο σύνολο - που κινούν τα άνω και κάτω άκρα, τα οποία προέρχονται από ίνες του νωτιαίου μυελού που ξεκινάνε από τον εγκέφαλο. Πιο συγκεκριμένα, την κίνηση των άνω άκρων αφορούν τα νεύρα στον αυχένα, ενώ την κίνηση των κάτω άκρων αφορούν τα νεύρα που περνούν από τον αυχένα, αλλά αναδύονται στη μέση. [2][5]

Για το λόγο αυτό, ατυχήματα με κάκωση στον αυχένα μπορεί να οδηγήσουν σε τετραπληγία, κακώσεις στη θωρακική μοίρα ενδεχομένως να προκαλέσουν παραπληγία, ενώ μερική παράλυση μπορεί να προκληθεί από κακώσεις χαμηλά στη μέση. Επιπλέον, οι δισκοπάθειες των μεσοσπονδύλιων δίσκων προκαλούνται τόσο από παθήσεις του νωτιαίου μυελού όσο και από φλεγμονές και όγκους, ενώ οι παθήσεις της σπονδυλικής στήλης είναι αποτέλεσμα παραμορφώσεων [1], αντικείμενο που θα αναλυθεί εκτενώς παρακάτω.

## 2.2 Φυσιολογική στάση και θέση σώματος

### 2.2.1 Οι δυναμικές της στάσης

#### 2.2.1.1 Στάση

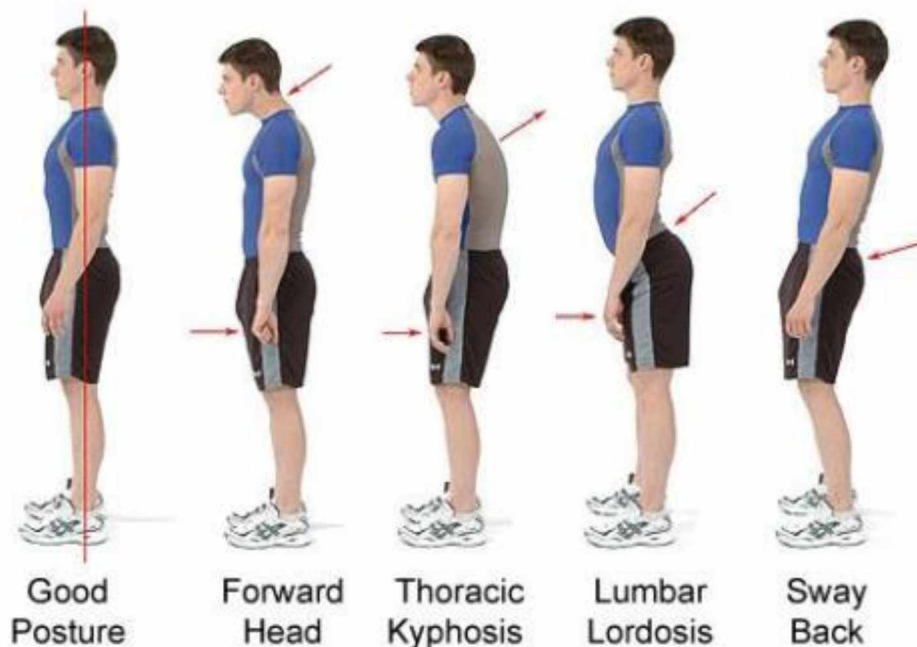
Στάση του σώματος είναι «μια θέση ή συμπεριφορά του σώματος, η σχετική τοποθέτηση των τμημάτων του σώματος για μια συγκεκριμένη δραστηριότητα ή ένας χαρακτηριστικός τρόπος για να διατηρεί, να κρατάει κάνεις το σώμα του», όπως αναφέρουν οι Kisner C. & Colby LA στις "Θεραπευτικές ασκήσεις- Βασικές Αρχές και Τεχνικές" [7], δηλαδή είναι η θέση που κρατάμε το σώμα μας ενάντια στην βαρύτητα στην όρθια, την καθιστή ή την κεκλιμένη στάση.

Ως σωστή στάση του σώματος ορίζεται η στάση αυτή κατά την οποία τα διαφορετικά τμήματα του σώματος, δηλαδή το κεφάλι, ο λαιμός, το στήθος και η κοιλιά ισορροπούν κατακόρυφα το ένα πάνω στο άλλο, έτσι ώστε το βάρος να διαβιβάζεται

στη λεκάνη και από εκεί στα κάτω άκρα με την ελάχιστη προσπάθεια και καταπόνηση των μυών, των τενόντων και των συνδέσμων, διαβιβάζοντάς τους τα μικρότερα δυνατά φορτία.

Ειδικότερα, το κεφάλι πρέπει να είναι κεντραρισμένο πάνω από τη λεκάνη, το πρόσωπο να έχει κατεύθυνση προς τα μπροστά και η ωμική ζώνη να είναι στο ίδιο επίπεδο με αυτό της λεκάνης. Θεωρητικά, πρέπει να σχηματίζεται μια νοητή γραμμή που περνά από το αυτί, τον ώμο, το ισχίο, το γόνατο και το μέσο της φτέρνας.

Κατά τη διατήρηση της στάσης αυτής, οι μύες χρησιμοποιούνται σωστά, οι πιέσεις στις αρθρώσεις παραμένουν ελάχιστες και ως αποτέλεσμα επιτυγχάνεται η καθυστέρηση αλλοιώσεων, όπως αρθρίτιδες, προάγεται η σωστή χαλαρή αναπνοή, διευκολύνεται η αιματική και η φλεβική κυκλοφορία, ενώ η «ροή» της ενέργειας του σώματος είναι ομαλή και βελτιώνεται και η εμφάνιση του ατόμου. [8]



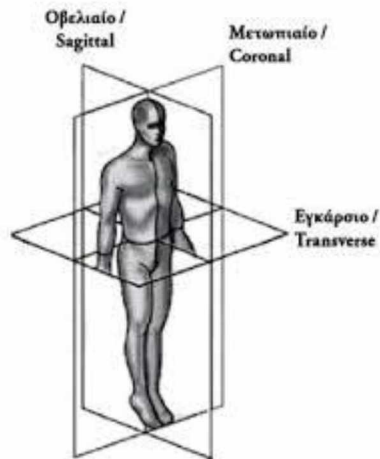
Εικόνα 4: Σωστή και λανθασμένη στάση σώματος

### 2.2.1.2 Μετωπιαίο – Εγκάρσιο & Οβελιαίο Επίπεδο

Εμβαθύνοντας, για να μπορέσουμε να περιγράψουμε, να αναλύσουμε και να αξιολογήσουμε την στάση του σώματος αλλά και κάθε κίνηση – κλίση αυτό θα πρέπει να βρίσκεται στην ανατομική θέση. «Κατά τη θέση αυτή το άτομο στέκεται όρθιο με την κεφαλή να βλέπει μπροστά και ευθεία, τα άνω άκρα να κρέμονται προς τα κάτω και πλάγια με τις παλάμες να βλέπουν μπροστά. Τα κάτω άκρα πρέπει να είναι ελαφρώς ανοιχτά και οι μύτες των ποδιών να βλέπουν και αυτές ευθεία μπροστά», όπως αναφέρεται από τον κύριο Αναστάσιο Γ. Χόρτη στη «Θεμελίωση της πρακτικής φυσικοθεραπείας – Μύες, Οστά, Αρθρώσεις [14]. Στη θέση αυτή το

ανθρώπινο σώμα χωρίζεται σε τρία φανταστικά επίπεδα, με τρεις νοητές τομές, τα οποία είναι:

- Το μετωπιαίο
- Το εγκάρσιο &
- Το οβελιαίο επίπεδο.



Εικόνα 5: Νοητές τομές στα επίπεδα

### Μετωπιαίο Επίπεδο

Ονομάζεται και στεφανιαίο επίπεδο. Χωρίζει το σώμα κάθετα στο πρόσθιο και το οπίσθιο μέρος και ευθύνεται για τις πλάγιες κινήσεις του, ενώ ο μετωπιαίος άξονας τέμνει κάθετα το οβελιαίο επίπεδο. [15][16]



Εικόνα 6: Μετωπιαίο επίπεδο



### **Εγκάρσιο Επίπεδο**

Ονομάζεται και οριζόντιο καθώς χωρίζει το ανθρώπινο σώμα στο επάνω και στο κάτω μέρος και έτσι επιτρέπονται οι στροφικές κινήσεις. Η εγκάρσια τομή διαπερνά απο την οριζόντια γραμμή του κέντρου βάρους του σώματος, δηλαδή στο ύψος του αφαλού. Το εγκάρσιο επίπεδο τέμνεται κάθετα από τον κατακόρυφο άξονα. [15][16]



**Εικόνα 7: Εγκάρσιο επίπεδο**

### **Οβελιαίο Επίπεδο**

Το επίπεδο αυτό ονομάζεται και προσθιοπίσθιο και χωρίζει νοητά το ανθρώπινο σώμα κάθετα και ισόποσα στο αριστερό και στο δεξί μέρος και είναι υπεύθυνο για τις κινήσεις εμπρός και πίσω. Η οβελιαία τομή χωρίζει τον εγκέφαλο στο αριστερό και δεξί ημισφαίριο, κατεβαίνει κάθετα κατά μήκος της σπονδυλικής στήλης και καταλήγει στην προβολή της λεκάνης ανάμεσα στα πέλματα ενώ ο οβελιαίος άξονας τέμνει κάθετα το μετωπιαίο επίπεδο. [15][16]



**Εικόνα 8: Οβελιαίο επίπεδο**

## **Κινήσεις**

### **1. Κινήσεις στο Μετωπιαίο Επίπεδο**

Είναι οι κινήσεις που γίνονται στο μετωπιαίο επίπεδο γύρω από τον οβελιαίο άξονα, δηλαδή η απαγωγή – προσαγωγή και η πλάγια κάμψη – έκταση του κεφαλιού και του κορμού.

Αναλυτικότερα,

- **Απαγωγή:** Είναι η κίνηση κατά την οποία ένα τμήμα του σώματος απομακρύνεται από τη μέση γραμμή.
- **Προσαγωγή:** Είναι η κίνηση που είναι αντίθετη της απαγωγής.

### **2. Κινήσεις στο Εγκάρσιο Επίπεδο**

Οι κινήσεις που γίνονται στο εγκάρσιο επίπεδο γύρω από τον κατακόρυφο άξονα είναι οι κινήσεις στροφής.

Πιο συγκεκριμένα,

- **Στροφή δεξιά - αριστερά:** Η στροφή της λεκάνης ή του κεφαλιού με τέτοιο τρόπο, που το πρόσθιο τμήμα στρέφεται δεξιά ή αριστερά.
- **Έσω στροφή:** Είναι η κίνηση που γίνεται στο χέρι ή στο πόδι προς τη μέση γραμμή του σώματος.
- **Έξω στροφή:** Αντιθέτως, είναι η κίνηση που γίνεται στο χέρι ή στο πόδι μακριά από μέση γραμμή του σώματος.
- **Υπτιασμός – Πρηνισμός:** Ορίζεται ως η κίνηση του αντιβραχίου προς τα μέσα ή έξω.

### **3. Κινήσεις στο Οβελιαίο Επίπεδο**

Οι κινήσεις που γίνονται στο οβελιαίο επίπεδο και γύρω από τον μετωπιαίο άξονα είναι η κάμψη, η έκταση και η υπερέκταση.

Πιο αναλυτικά,

- **Κάμψη:** Είναι η κίνηση κατά την οποία η γωνία μιας άρθρωσης μικραίνει.

- Έκταση: Είναι η αντίθετη κίνηση της κάμψης, κατά την οποία η γωνία μιας άρθρωσης μεγαλώνει.
- Υπερέκταση: Είναι η κίνηση κατά την οποία μια άρθρωση μετακινείται πέρα από τα ανατομικά όρια σε ότι αφορά την κάμψη και την έκταση. [17]

### **Εμβιομηχανική Σπονδυλικής Στήλης**

Όπως έχει ήδη αναφερθεί, για να θεωρηθεί η σπονδυλική στήλη υγιώς λειτουργική θα πρέπει να διαθέτει δύο χαρακτηριστικά τα οποία είναι άκρως αντίθετα μεταξύ τους, πλαστικότητα και στερεότητα.

Υπάρχουν, λοιπόν, σύνδεσμοι σταθερότητας ώστε να επιτευχθεί ο σκοπός αυτός. Έτσι, υπάρχουν σύνδεσμοι και μύες σε όλα τα επίπεδα της σπονδυλικής στήλης. Αναλυτικότερα, υπάρχουν σύνδεσμοι από την σπονδυλική στήλη με κατεύθυνση την πύελο και συνδέσμους με κατεύθυνση τις ωμοπλάτες, παρέχοντας με αυτόν τον τρόπο σταθερότητα και στήριξη της κάθετης θέσης. Οι δυνάμεις προσρμίζονται στις διάφορες κλίσεις και μη φυσιολογικές κατανομές βάρους, όπως η στήριξη στο ένα πόδι, αποκαθιστώντας κάθε φορά την αποφυγή πτώσης και τελικά την ισορροπία. Η ισορροπία της στάσης αναλύεται εκτενώς σε επόμενο υποκεφάλαιο.

Όσο για την πλαστικότητα της σπονδυλικής στήλης υπεύθυνη είναι η αρθρωτή δομή της με πολλαπλά στοιχεία τοποθετημένα το ένα πάνω στο άλλο και συνδεδεμένα με συνδέσμους και μύες. [18]

«Εμβιομηχανική, λοιπόν, είναι επιστημονική ειδικότητα που ασχολείται με την εφαρμογή των μέσων και των μεθόδων της μηχανικής και της τεχνολογίας στη μελέτη, την κατανόηση, τη θεραπεία και την αποκατάσταση του ανθρώπινου μυοσκελετικού συστήματος. Μελετά στατικά και δυναμικά τη λειτουργία του μυοσκελετικού συστήματος σε συγκεκριμένες περιοχές, αλλά και συνολικά. Η ανάπτυξη της τεχνολογίας δίνει τη δυνατότητα για περισσότερο λεπτομερείς και αντικειμενικές μετρήσεις στον τομέα αυτό» όπως αναφέρουν στο άρθρο τους «Η Εμβιομηχανική Ανάλυση στάσης – δύναμης - αντοχής και ιδιοδεκτικότητας των δομών της Σπονδυλικής Στήλης με αντικειμενικές μεθόδους αξιολόγησης» οι Γ.Γουδεβένος, Ι. Σαρατσιώτης, Ν. Παπαδόπουλος. [19]

#### **2.2.1.3 Ισορροπία στάσης**

Οι σύνδεσμοι, οι περιτονίες, τα οστά και οι αρθρώσεις είναι εσωτερικές δομές που υποστηρίζουν το σώμα, ενώ οι μύες και οι τενόντιες προσφύσεις τους αποτελούν τις δυναμικές δομές που διατηρούν το σώμα σε μια στάση ή το κινούν από τη μία στάση στην άλλη. [7]

Σύμφωνα με τις Carolyn Kisner και Lynn Allen Colby, «Θεραπευτικές Ασκήσεις: Βασικές Τεχνικές» στο Κεφάλαιο 15, «η βαρύτητα θέτει τάση στις δομές που είναι υπεύθυνες για τη διατήρηση της όρθιας θέσης του σώματος σε μία στάση.

Φυσιολογικά, η γραμμή της βαρύτητας περνά ανάμεσα από τις φυσιολογικές καμπύλες της σπονδυλικής στήλης και έτσι ισορροπούν». Έτσι, εάν το βάρος σε μια περιοχή μετατοπιστεί από τη γραμμή της βαρύτητας, το υπόλοιπο της σπονδυλικής στήλης τείνει να αντισταθμίσει ώστε να ανακτηθεί η ισορροπία.

Για να μένει μια άρθρωση σταθερή σε ισορροπία που φορτίζεται, η γραμμή της βαρύτητας της μάζας θα πρέπει να πέφτει ακριβώς μέσα στον άξονα της στροφής ή θα πρέπει να υπάρξει μια δύναμη, για να εξουδετερώσει τη δύναμη της βαρύτητας. Στο σώμα, η αντίθετη δύναμη μπορεί να είναι είτε μια μυϊκή είτε μια εσωτερική δομή. Η όρθια στάση συνήθως περιλαμβάνει μία ελαφρά πρόσθια – οπίσθια κλίση του κορμού περίπου 4cm.

Συνεχίζοντας αναγράφουν ότι:

«Κατά την όρθια στάση συμβαίνουν τα ακόλουθα:

- Ποδοκνημική

Η γραμμή της βαρύτητας βρίσκεται μπροστά από την άρθρωση, έτσι τείνει να στρέψει την κνήμη προς τα εμπρός ως προς την ποδοκνημική. Η σταθερότητα παρέχεται από τους πελματιαίους καμπτήρες και κυρίως από τον υποκνημίδιο μυ.

- Γόνατο

Η φυσιολογική γραμμή της βαρύτητας βρίσκεται μπροστά από την άρθρωση και τείνει να διατηρήσει το γόνατο σε έκταση. Η σταθερότητα παρέχεται από τον πρόσθιο χιαστό σύνδεσμο, από τον οπίσθιο θύλακο ( μηχανισμός κλειδώματος του γονάτου) και από την τάση των μυών που βρίσκονται πίσω από το γόνατο (γαστροκνήμιος και ισχιοκνημιαίοι).

Ο υποκνημίδιος παρέχει δυναμική σταθερότητα, έλκοντας προς τα πίσω την κνήμη. Με τα γόνατα σε πλήρη έκταση, δεν απαιτείται μυϊκή υποστήριξη σε αυτή την άρθρωση, για να διατηρηθεί η όρθια στάση, αλλά, αν τα γόνατα βρίσκονται σε ελαφρά κάμψη, η γραμμή της βαρύτητας μετατοπίζεται πίσω από την άρθρωση και ο τετρακέφαλος θα πρέπει να συσπαστεί, για να εμποδίσει το λύγισμα του γονάτου.

- Ισχίο

Η γραμμή της βαρύτητας ποικίλει ανάλογα με την κλίση του σώματος. Όταν περνά μέσα από την άρθρωση του ισχίου, υπάρχει ισορροπία και δεν απαιτείται εξωτερική υποστήριξη. Όταν η γραμμή της βαρύτητας μετατοπίζεται πίσω από την άρθρωση, εμφανίζεται μια οπίσθια στροφή της λεκάνης, η οποία ελέγχεται από την τάση των καμπτήρων μυών του ισχίου (κυρίως από το λαγονοψοίτη). Στη χαλαρή όρθια στάση, ο λαγονομηρικός σύνδεσμος παρέχει παθητική σταθερότητα στην άρθρωση και δεν απαιτείται μυϊκή τάση. Όταν η γραμμή της βαρύτητας μετατοπίζεται πρόσθια η σταθερότητα παρέχεται από την ενεργητική υποστήριξη των εκτεινόντων μυών του ισχίου.

- Κορμός

Φυσιολογικά, η γραμμή της βαρύτητας διέρχεται από τα σώματα των οσφυϊκών και αυχενικών σπονδύλων, έτσι οι καμπύλες της σπονδυλικής στήλης ισορροπούν. Μια μικρή δραστηριότητα των μυών του κορμού και της λεκάνης βοηθά να διατηρηθεί η ισορροπία. Καθώς ο κορμός μετατοπίζεται, οι αντίπλευροι μύες συσπώνται και λειτουργούν ως συρματόσχοινα. Υπερβολικές ή παρατεταμένες αποκλίσεις υποστηρίζονται από τις εσωτερικές δομές.

- Κεφαλή

Το κέντρο της βαρύτητας της κεφαλής πέφτει μπροστά από τις ατλαντοϊνιακές αρθρώσεις. Οι οπίσθιοι αυχενικοί μύες συσπώνται, για να διατηρήσουν το κεφάλι σε ισορροπία. Σε στάσεις κατά τις οποίες το κεφάλι βρίσκεται μπροστά, η τάση στους αυχενικούς συνδέσμους εμποδίζει την επιπλέον κίνηση.»

Τελικά φαίνεται πως ουσιαστικά η τέλεια στάση δεν συναντάται συχνά έως και καθόλου. Κάθε δραστηριότητα και συνήθεια αλλάζει τη στάση του σώματος δημιουργώντας μικρές ανισορροπίες, χωρίς όμως αυτό να αποτελεί παθολογία.[9]

#### **2.2.1.4 Λανθασμένη στάση**

Όπως αναφέρθηκε προηγουμένως, η σπονδυλική στήλη ευθύνεται για τη στάση του σώματος. Σύμφωνα με τη μέθοδο Mc Kenzie, που είναι μία ολοκληρωμένη στρατηγική αξιολόγησης, θεραπείας και πρόληψης μηχανικών προβλημάτων της σπονδυλικής στήλης και των περιφερικών αρθρώσεων και διδάσκεται παγκοσμίως, σύνδρομο στάσης ονομάζεται «η επώδυνη διαταραχή που προκαλείται από την παρατεταμένη στατική φόρτιση των μαλακών μορίων, έως ότου αυτή η μηχανική καταπόνηση να προκαλέσει δυσφορία» [10]. Η λανθασμένη στάση ως εκ τούτου προκαλεί μεγάλη επιβάρυνση σε αρθρώσεις και ιστούς αυξάνοντας τις πιθανότητες τραυματισμών, πόνου, υποξειών και, τελικά, μόνιμης παραμόρφωσης. Όταν η στάση σώματος δεν είναι σωστή, τότε οι αρθρώσεις και όλο το μυοσκελετικό σύστημα καταπονείται, δημιουργούνται εκφυλισμοί, σύνδρομα στάσης, χρόνιες καταστάσεις του αυχένα και της ράχης και κατ' επέκταση παραμορφώσεις.

#### **2.2.1.5 Αιτιολογία του πόνου στα προβλήματα στάσης**

Σύμφωνα με τις Carolyn Kisner και Lynn Allen Colby, «Θεραπευτικές Ασκήσεις: Βασικές Τεχνικές» στο Κεφάλαιο 15, τα βασικά συμπτώματα της λανθασμένης στάσης είναι ο πόνος, ο περιορισμός κίνησης και η μυϊκή αδυναμία, και αποτελούν αποτέλεσμα της μηχανικής επιβάρυνσης στους μύες και τους συνδέσμους που συγκρατούν τον σκελετό. Η επίδραση της κακής στάσης έχει μακροχρόνιες επιπτώσεις στη μορφολογία του σκελετού. [7]

- Οι σύνδεσμοι, οι θύλακοι των facets, που ορίστηκαν σε προηγούμενο υποκεφάλαιο, το περίοστεο των σπονδύλων, οι μύες, οι πρόσθια σκληρή

μήνιγγα, τα έλυτρα της σκληρής μήνιγγος, ο επισκληρίδιος ενδιάμεσος λιπώδης ιστός και τα τοιχώματα των αιμοφόρων αγγείων παρουσιάζουν νεύρωση και ανταποκρίνονται στους αισθητικούς υποδοχείς του πόνου.

- Η αντοχή των μυών είναι απαραίτητη για τη διατήρηση του στατικού ελέγχου. Οι παρατεταμένες στάσεις απαιτούν συνεχείς μικρές προσαρμογές στους σταθεροποιούς μυς, για να υποστηρίξουν τον κορμό ενάντια στις ταλαντευτικές δυνάμεις. Οι μεγάλες επαναλαμβανόμενες κινήσεις απαιτούν επίσης από τους μυς να ανταποκριθούν, για να ελέγξουν τη δραστηριότητα. Σε άλλη περίπτωση, καθώς οι μύες κουράζονται, το φορτίο μετατοπίζεται στους εσωτερικούς ιστούς που υποστηρίζουν τη σπονδυλική στήλη στο τελικό εύρος των κινήσεων. Σε παρατεταμένα φορτία εμφανίζεται ερπυσμός και διάταση στους εσωτερικούς ιστούς προκαλώντας μηχανική τάση.
- Η μηχανική τάση σε ευαίσθητες στον πόνο δομές, όπως η παρατεταμένη διάταση των συνδέσμων ή των αρθρικών θηλάκων, ή η συμπίεση των αιμοφόρων αγγείων, προκαλεί διάταση ή συμπίεση νευρικών απολήξεων, η οποία οδηγεί σε εμφάνιση πόνου. Το είδος αυτού του ερεθίσματος εμφανίζεται κατά την απουσία μιας φλεγμονώδους αντίδρασης. Δεν αποτελεί παθολογικό πρόβλημα αλλά μηχανικό, επειδή δεν υπάρχουν σημεία οξείας φλεγμονής με συνεχή πόνο. Η απομάκρυνση της τάσης από ευαίσθητες στον πόνο δομές απομακρύνει το επώδυνο ερέθισμα και το άτομο δεν αισθάνεται άλλο πόνο.
- Αν οι μηχανικές τάσεις υπερβούν τις στηρικτικές ικανότητες των ιστών, θα προκληθεί κατάρρευση. Αν αυτό συμβεί χωρίς να ακολουθήσει επαρκής επούλωση, σύνδρομο υπέρχρησης με φλεγμονή και πόνο θα επηρεάσουν τη λειτουργία, χωρίς εμφανή τραυματισμό. Επιπλέον, οι τραυματισμοί εμφανίζονται συχνότερα, όταν υπάρχει μυϊκή κόπωση. Η ανακούφιση της μηχανικής τάσης σε συνδυασμό με τη μείωση της φλεγμονής είναι σημαντικά. [9]

### **2.2.1.6 Επώδυνα σύνδρομα που σχετίζονται με λανθασμένη στάση**

- Στατικό ελάττωμα και επώδυνο σύνδρομο στάσης

Το στατικό ελάττωμα είναι μια στάση που αποκλίνει από τη φυσιολογική ευθυγράμμιση, αλλά δεν έχει δομικούς περιορισμούς. Το επώδυνο σύνδρομο στάσης αναφέρεται στον πόνο που εμφανίζεται λόγω μηχανικής τάσης, στην περίπτωση όπου ένα άτομο διατηρεί μια λανθασμένη στάση για μια παρατεταμένη χρονική περίοδο, ο πόνος συνήθως ανακουφίζεται με τη δραστηριότητα. Δεν υπάρχουν ανωμαλίες στη μυϊκή δύναμη ή ελαστικότητα, αλλά, σε περίπτωση συνέχισης της λανθασμένης στάσης, οι ανισορροπίες στη δύναμη και την ελαστικότητα τελικά θα αναπτυχθούν.

- Στατική δυσλειτουργία

Η στατική δυσλειτουργία διαφέρει από το επώδυνο σύνδρομο στάσης στο γεγονός ότι εμπλέκεται η προσαρμοστική βράχυνση των μαλακών ιστών και η μυϊκή αδυναμία. Το αίτιο μπορεί να είναι είτε η συνήθεια παρατεταμένης λανθασμένης στάσης, είτε το αποτέλεσμα βραχύνσεων και συμφύσεων, οι οποίες σχηματίστηκαν

κατά την επούλωση των ιστών μετά από τραυματισμό ή χειρουργική επέμβαση. Η τάση στις βραχυμένες δομές προκαλεί πόνο. Επιπλέον, οι ανισοροπίες στη δύναμη και την ελαστικότητα μπορούν να προδιαθέσουν την περιοχή σε τραυματισμό ή σύνδρομα υπερχρήσης, που ένα φυσιολογικό μυοσκελετικό σύστημα θα μπορούσε να αντέξει.

- Στατικές συνήθειες

Οι σωστές στατικές συνήθειες στους ενήλικες είναι απαραίτητες, για να αποφευχθούν τα επώδυνα σύνδρομα στάσης και οι στατικές δυσλειτουργίες. Επίσης, η προσεκτική συνέχιση για μια χρονική περίοδο των ασκήσεων της ελαστικότητας και της εκπαίδευσης της στάσης είναι σημαντική μετά από έναν τραυματισμό ή μια χειρουργική επέμβαση, για να αποφευχθούν οι δυσλειτουργίες λόγω βραχύνσεων και συμφύσεων. Στα παιδιά, οι σωστές στατικές συνήθειες είναι σημαντικές, για να αποφευχθούν οι μη φυσιολογικές τάσεις στα αναπτυσσόμενα οστά και οι προσαρμοστικές αλλαγές στους μυς και τον μαλακό ιστό. [9]

## **2.2.2 Παθολογικές διαταραχές στάσης σπονδυλικής στήλης**

Χαρακτηριστικά προβλήματα των κοινών λανθασμένων στάσεων. Σύμφωνα με τον κύριο Γ. Γιόφτσο, “Κινησιολογία: Επιστημονική βάση της ανθρώπινης κίνησης” στο Κεφάλαιο 15: Η ΟΡΘΙΑ ΣΤΑΣΗ, θα αναλυθούν παρακάτω οι παθολογικές διαταραχές στάσης σπονδυλικής στήλης όπως αυτές εντοπίζονται σε κάθε περιοχή αυτής ξεκινώντας από την οσφυϊκή προς την αυχενική περιοχή.

### **2.2.2.1 . Λεκάνη και οσφυϊκή περιοχή**

#### *2.2.2.1.1 Λορδωτική στάση*

Χαρακτηρίζει την υπερβολική προσθοπίσθια καμπύλη της οσφυϊκής μοίρας της σπονδυλικής στήλης με το κοίλο στην πίσω πλευρά. Το κέντρο βάρους διέρχεται από το πρόσθιο τμήμα των κύριων αρθρώσεων, των ώμων, των ισχίων και των γονάτων με αλλοιώσεις στους στατικούς μύες. Οι αυχενικοί μύες βραχύνονται και προβάλλει το πηγούνι προς τα εμπρός και πάνω. Οι γλουτοί εξέχουν προς τα πίσω και η πύελος βρίσκεται σε πρόσθια κλίση. Συνήθως παρατηρείται σε συνδυασμό με αυξημένη θωρακική κύφωση και πρόσθια προβολή της κεφαλής (κυφολорδωτική στάση). Η στάση αυτή χαρακτηρίζεται από μια αύξηση της οσφυοϊεράς γωνίας (η γωνία που σχηματίζεται από το άνω χείλος του πρώτου ιερού σπονδύλου και από το οριζόντιο επίπεδο, και είναι φυσιολογικά 30 μοίρες), από μια αύξηση στην οσφυϊκή λόρδωση και από μια αύξηση στην πρόσθια κλίση της λεκάνης και στην θωρακική κύφωση και μια πρόσθια προβολή της κεφαλής και καλείται κυγολορδωτική στάση. Η λορδωτική στάση, λοιπόν, προκαλεί μεγάλα φορτία σε συνδέσμους και στις αντίστοιχες

αρθρώσεις της σπονδυλικής στήλης. Αυξάνεται η ενδοδισκική πίεση (στους μεσοσπονδύλιους δίσκους), ενώ συχνά συμπιέζονται τα αιμοφόρα αγγεία ή οι μήνιγγες του νωτιαίου μυελού με επακόλουθο πόνο. [9]

Συνοπτικά,

Κλινική Εικόνα

- Κλίση του πυελού προς τα εμπρός
- Κάμψη του κορμού προς τα πίσω (έκταση – υπερέκταση) για αποκατάσταση του κέντρου βάρους
- Αύξηση της κοίλανσης της οσφυϊκής μοίρας και χαλάρωση των κοιλιακών μυών
- Αύξηση του θωρακικού κυρτώματος
- Προβολή των γλουτών προς τα πίσω και πάνω
- Πτώση των ώμων και της κεφαλής μπροστά
- Έσω στροφή των σκελών – βλαισοποδία

Οπτικά μπορεί κανείς να παρατηρήσει μετατόπιση λεκάνης, αύξηση του κυρτώματος στην οσφυϊκή μοίρα. Η κοιλιά βρίσκεται μπροστά και κάτω.

Οι γλουτιαίοι προέχουν πίσω και πάνω. [20]

Πιθανές αιτίες πόνου:

- Τάση στον πρόσθιο επιμήκη σύνδεσμο.
- Στένωση του οπίσθιου δισκικού διαστήματος και στένωση των μεσοσπονδύλιων τρημάτων. Αυτό μπορεί να συμπιέζει την σκληρά μήνιγγα και τα αιμοφόρα αγγεία της σχετικής νευρικής ρίζας, ή και την ίδια τη νευρική ρίζα, ιδιαίτερα αν υπάρχουν εκφυλιστικές αλλαγές στην σπόνδυλο ή στο δίσκο.
- Προσέγγιση των αρθρικών facets. Τα facets μπορεί να φορτιστούν και να προκληθεί συνοβιακός ερεθισμός και φλεγμονή της άρθρωσης.

Μυϊκές ανισορροπίες που παρατηρούνται

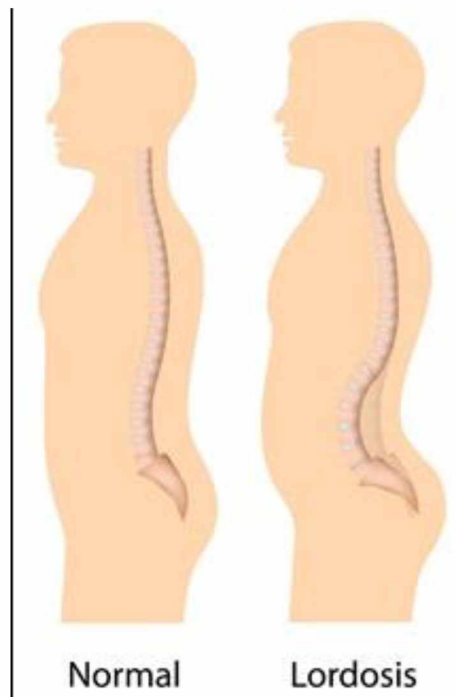
- Βραχυμένοι καμπτήρες του ισχίου ( λαγονοψοϊτης, ΤΠΠ, ορθός μηριαίος) και εκτείνοντες μύες της οσφυϊκής μοίρας ( ιερονωτιαίοι).
- Διατεταμένοι και αδύναμοι κοιλιακοί ( ορθός κοιλιακός, έσω και έξω πλάγιοι κοιλιακοί).
- οι βραχυσμένοι ισχιακοί καμπτήρες και αδύναμοι ισχιακοί εκτείνοντες, αδύναμοι οι κατώτεροι κοιλιακοί μύες και βραχυσμένοι οι άνω κοιλιακοί,



βραχυσμένοι πρόσθιοι θωρακικοί και μεσοπλεύριοι μύες και αδύναμοι εκτείνοντες του θώρακος και της ωμοπλάτης.

Κοινά αίτια

Παρατεταμένη λανθασμένη στάση, εγκυμοσύνη, παχυσαρκία, αδύναμοι κοιλιακοί μύες. [9]



**Εικόνα 9: Λορδωτική στάση**

#### 2.2.2.1.2 Χαλαρή ή νωθρή στάση (*sway-back*)

Η στάση αυτή καλείται και κλίση του κορμού προς τα πίσω. Ο βαθμός της κλίσης της λεκάνης ποικίλλει, αλλά συνήθως υπάρχει μια πρόσθια μετατόπιση όλου του τμήματος της λεκάνης, με αποτέλεσμα την έκταση των ισχίων και μια πρόσθια μετατόπιση του θωρακικού τμήματος με συνέπεια την κάμψη του θώρακα, πάνω στην άνω οσφυϊκή μοίρα, την αυξημένη κύφωση στην κάτω θωρακική μοίρα και συνήθως μια πρόσθια προβολή της κεφαλής. Η στάση αυτή της μέσης και άνω οσφυϊκής μοίρας εξαρτάται από το ποσό της μετατόπισης του θώρακα. Όταν στέκεται για παρατεταμένες χρονικές περιόδους, το άτομο συνήθως υιοθετεί μια ασύμμετρη στάση, στην οποία το μεγαλύτερο μέρος του βάρους του σώματος στηρίζεται στο ένα κάτω άκρο με περιοδική μετατόπιση του στο άλλο άκρο.[20]

Πιθανές πηγές πόνου:

- Τάση στους λαγονομηρικούς συνδέσμους, στον πρόσθιο επιμήκη σύνδεσμο της κάτω οσφυϊκής μοίρας και στον οπίσθιο επιμήκη σύνδεσμο της άνω οσφυϊκής και θωρακικής μοίρας. Στις ασύμμετρες στάσεις, υπάρχει επίσης

τάση στη λαγονοκνημιαία ταινία, στην πλευρά του ανυψωμένου ισχίου. Είναι πιθανό να υπάρχουν και άλλες ασυμμετρίες στο μετωπιαίο επίπεδο.

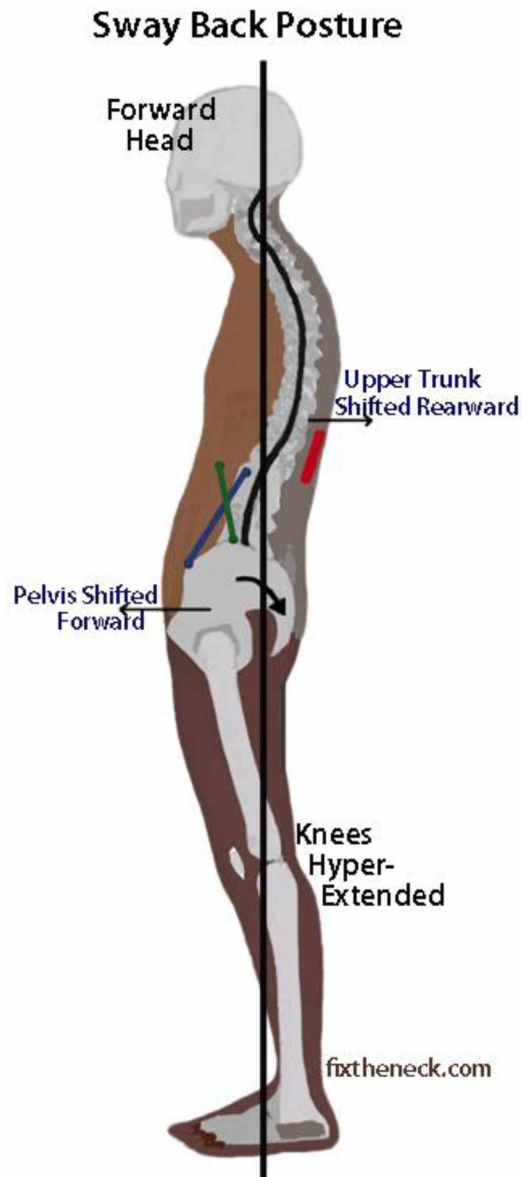
- Στένωση των μεσοσπονδύλιων τρημάτων στην κάτω οσφυϊκή μοίρα η οποία μπορεί να συμπιέζει τα αιμοφόρα αγγεία, την σκληρά μήνιγγα και τις νευρικές ρίζες, ειδικά σε αρθρικές καταστάσεις.
- Προσέγγιση των αρθρικών facets στην κάτω οσφυϊκή μοίρα.

Μυϊκές ανισοροπίες που παρατηρούνται

- Βραχυμένοι άνω κοιλιακοί μύες (άνω τμήμα του ορθού κοιλιακού και των λοξών κοιλικών), έσω μεσοπλεύριοι, εκτείνοντες του ισχίου και κάτω οσφυϊκοί εκτείνοντες με τη σχετική περιτονία.
- Διατεταμένοι και αδύναμοι κάτω κοιλιακοί (κάτω τμήμα του ορθού κοιλιακού και των λοξών κοιλικών), εκτείνοντες μύες της κάτω θωρακικής μοίρας εκτείνοντες του ισχίου.

Κοινά αίτια

Όπως δηλώνει και η ονομασία, πρόκειται για μια χαλαρή στάση, στην οποία οι μύες δε χρησιμοποιούνται, για να προσφέρουν υποστήριξη. Το άτομο υποχωρεί πλήρως στις επιδράσεις της βαρύτητας και μόνο οι παθητικές δομές στο τέλος του αρθρικού εύρους κίνησης (όπως οι σύνδεσμοι, οι αρθρικοί θύλακοι και η προσέγγιση των οστών) παρέχουν σταθερότητα. Τα αίτια μπορεί να είναι η συνήθεια (το άτομο αισθάνεται άνετα, όταν στέκεται χαλαρό), η κόπωση (εμφανίζεται όταν απαιτείται παρατεταμένη στάση για εκτεταμένες χρονικές περιόδους), η μυϊκή αδυναμία (η αδυναμία μπορεί να αποτελεί το αίτιο ή το αποτέλεσμα της στάσης) ή ένα λάθος σχεδιασμένο πρόγραμμα ασκήσεων (ένα πρόγραμμα που δίνει έμφαση στη θωρακική κάμψη). [9]



Εικόνα 10: Χαλαρή ή νωθρή στάση (sway back)

#### 2.2.2.1.3 Στάση ευθειασμένης οσφύος (Flat Back)

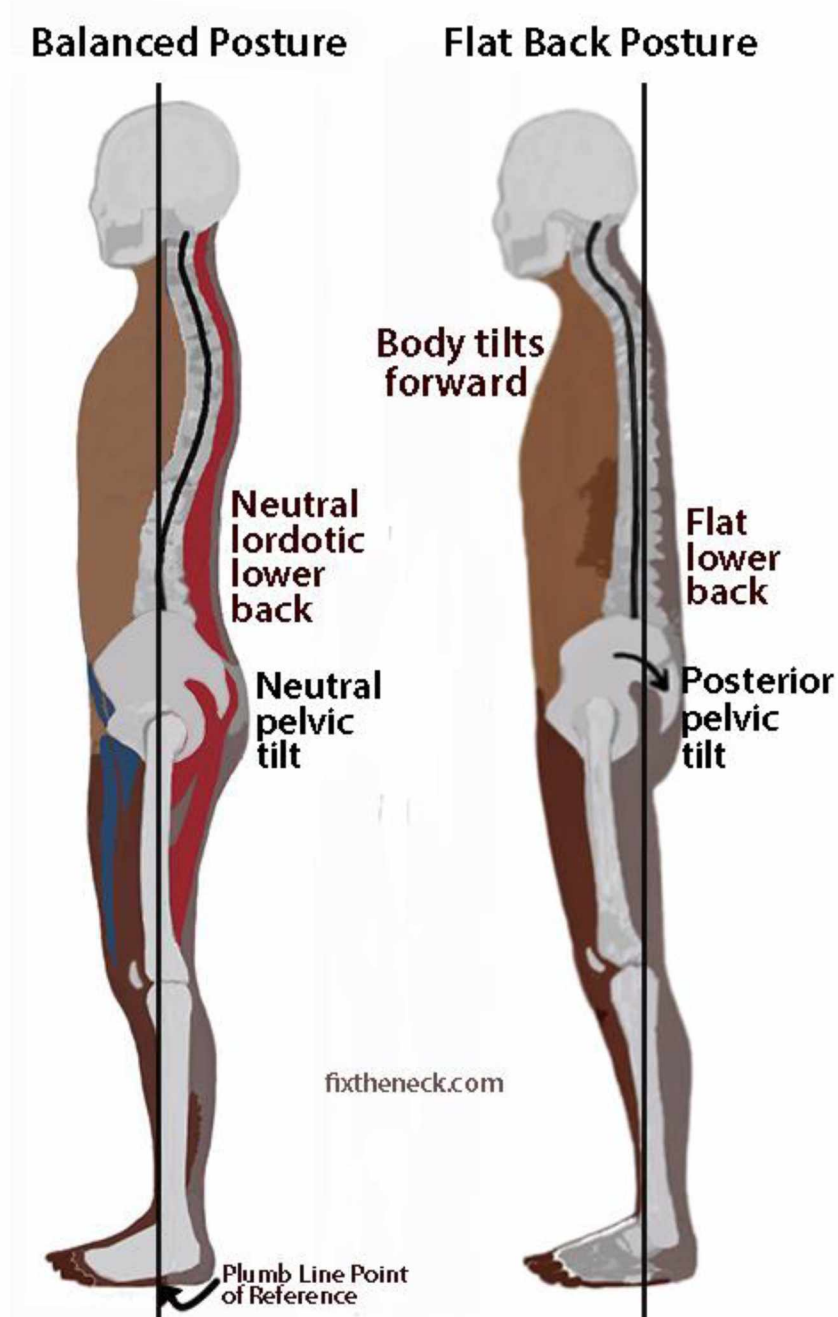
Η στάση αυτή χαρακτηρίζεται από μια μειωμένη οσφυοϊερά γωνία, μια μειωμένη οσφυϊκή λόρδωση, μια έκταση του ισχίου και μια πρόσθια κλίση της λεκάνης.

Πιθανές αιτίες πόνου:

- Απώλεια της φυσιολογικής οσφυϊκής καμπύλης, η οποία μειώνει την ικανότητα απορρόφησης των κραδασμών της οσφυϊκής περιοχής και προδιαθέτει το άτομο σε τραυματισμό.
- Τάση στον οπίσθιο επιμήκη σύνδεσμο
- Αύξηση του οπίσθιου δισκικού διαστήματος, η οποία επιτρέπει στον πηκτοειδή πυρήνα να απορροφήσει επιπλέον υγρά και, κάτω από συγκεκριμένες περιπτώσεις, να προβάλλει οπίσθια, όταν το άτομο επιχειρεί την κίνηση της έκτασης.

Μυϊκές ανισορροπίες που παρατηρούνται

- Βραχυμένοι καμπτήρες του κορμού (όρθιος κοιλιακός και μεσοπλεύριοι) και εκτεινόντες του ισχίου.
- Διατεταμένοι και αδύναμοι οσφυϊκοί εκτεινόντες και πιθανώς καμπτήρες του ισχίου



Εικόνα 11: Στάση ευθειασμένης οσφύς (flat back)

Κοινά αίτια

Παρατεταμένη χαλαρή ή καμπτική στάση σε καθιστή ή όρθια θέση, υπερβολική έμφαση σε καμπτικές ασκήσεις σ' ένα γενικό πρόγραμμα ασκήσεων. [9]

### **2.2.2.2 Θωρακική περιοχή**

#### *2.2.2.2.1 Στρογγυλή ράχη ή αυξημένη κύφωση*

Η στάση αυτή χαρακτηρίζεται από μια αυξημένη θωρακική καμπύλη, μια πρόσθια προβολή της ωμοπλάτης (στρογγυλοί ώμοι) και συνήθως μια πρόσθια προβολή της κεφαλής. Δηλαδή, είναι η πλάγια παραμόρφωση της σπονδυλικής στήλης που χαρακτηρίζεται από αύξηση του κυρτώματος της θωρακικής μοίρας, δηλαδή γωνία > 40° – 45°.

Κλινική εικόνα

Η κινητικότητα της σπονδυλικής στήλης είναι περιορισμένη ενώ η θωρακική μοίρα έχει συνεχώς κυρτή μορφή και η σπονδυλική στήλη δεν μπορεί να ευθείαστεί. Επίσης προκαλείται αντισταθμιστική λόρδωση με πτώση των ώμων μπροστά και κάτω οπίσθια προβολή των ωμοπλατών και προβολή της κοιλιάς. Κλινικά ευρήματα αποτελούν:

- Ρικνώσεις – βραχύνσεις των πρόσθιων συνδέσμων της σπονδυλικής στήλης
- Διάταση – ατροφία των μυών της θωρακικής μοίρας
- Διεύρυνση των μεσακάνθιων διαστημάτων
- Σφηνοειδή παραμόρφωση των σπονδύλων

Αναλόγως το κινητό ή μη της καμπύλης διακρίνεται σε:

- εύκαμπτη
- δύσκαμπτη

ανάλογα με τη μορφή του κυρτώματος διακρίνεται σε:

- ομαλή
- γωνιώδη
- οξύαιχμη

και τέλος, αναλόγως την ηλικία του ασθενούς διακρίνεται σε:

- παιδική
- νεανική (ή νόσος Scheurmann)
- γεροντική

### Φυσικοθεραπευτική αξιολόγηση

Ο εξεταστής κάνει μια γενική αξιολόγηση του παιδιού / ενήλικα και ελέγχει:

- Τυχόν παραμόρφωση όλων των τμημάτων της σπονδυλικής στήλης
- Ύπαρξη πλατυποδίας
- Συρρικνωμένοι οπίσθιοι μηριαίοι – γαστροκνήμιοι
- Αδύναμοι κοιλιακοί
- Αντισταθμιστική οσφυϊκή λόρδωση
- Πτώση των ωμών μπροστά και κάτω (στρόγγυλοι ώμοι)
- Κυρτότητα όλης της θωρακικής μοίρας (στρόγγυλη ράχη)
- Έλλειψη φυσικής δραστηριότητας
- Ραχιαλγία στην όρθια στάση
- Μορφή του κυρτώματος της κύφωσης [20]

### Πιθανές αιτίες πόνου

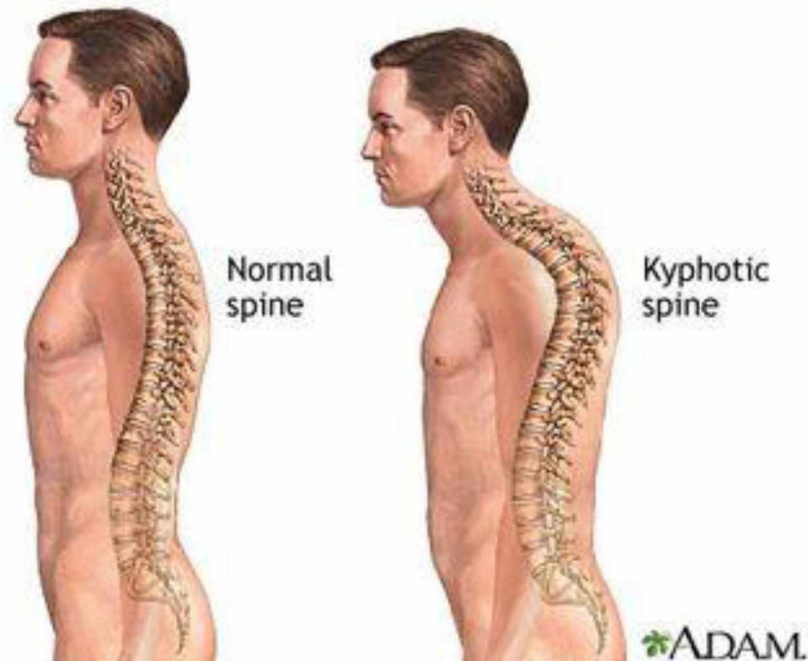
- Τάση στον οπίσθιο επιμήκη σύνδεσμο
- Κόπωση των θωρακικών ιερονωτιαίων μυών και των ρομβοειδών
- Σύνδρομο άνω θωρακικού στομίου
- Αυχενικά σύνδρομα στάσης

### Μυϊκές ανισορροπίες που παρατηρούνται

- Βραχυμένοι μύες στον πρόσθιο θώρακα (μεσοπλεύριοι μύες), μύες του άνω άκρου που εκφύονται από το θώρακα (μείζων και ελάσσων θωρακικός, πλατύς ραχιαίος και πρόσθιος οδοντωτός), μύες της αυχενικής μοίρας και της κεφαλής που προσφύονται στην ωμοπλάτη (ανεκκτήρας της ωμοπλάτης και άνω τραπεζοειδής) και μύες της αυχενικής μοίρας.
- Διατεταμένοι και αδύναμοι οι θωρακικοί ιερονωτιαίοι μύες και οι μύες που προκαλούν οπίσθια προβολή της ωμοπλάτης (ραμβοειδής και άνω και κάτω τραπεζοειδής)

### Κοινά αίτια

Όμοια με αυτά της χαλαρής στάσης ή της στάσης ευθειασμένης οσφύος, η συνεχής χαλαρή στάση και η υπερβολική έμφαση στις καμπτικές ασκήσεις σε γενικά προγράμματα ασκήσεων. [9]



**Εικόνα 12: Κυφωτική στάση**

#### Εφηβική κύφωση ή νόσος Scheuermann

Η νόσος του Scheuermann περιγράφηκε πρώτη φορά από τον Holger Scheuermann το 1920, αναφέροντας πως αποτελεί μία πάθηση που θα μπορούσε κλινικά και ακτινολογικά να διαχωρίσει την κύφωση σε λειτουργική -λόγω κακής στάσης- και σε οργανική ή τύπου Scheuermann. Χαρακτηρίζεται ως εκ γενετής κύφωση ή κύφωση τύπου Scheuermann εμφανίζεται στις ηλικίες μεταξύ 12 και 15 ετών και σε ποσοστό 0,4 – 8,3%, όπου τρεις ή παραπάνω σπόνδυλοι αποκτούν σφηνοειδές σχήμα και ανωμαλίες στις τελικές τους πλάκες, με θωρακικό ή θωρακοοφυικό άλγος. Η κύφωση Scheuermann είναι η πιο κλασική μορφή υπερκύφωσης, αναπτύσσεται με την πάροδο του χρόνου και κατά τη διάρκεια ταχείας ανάπτυξης των οστών με λίγο μεγαλύτερη αναλογία σε αγόρια (2:1).

Κατά τη νόσο αυτή, το πρόσθιο μέρος της σπονδυλικής στήλης δεν αναπτύσσεται τόσο γρήγορα όσο το νωτιαίο μέρος, έχοντας οι σπόνδυλοι σφηνοειδές σχήμα. Έτσι, η καμπύλη της θωρακικής μοίρας είναι περισσότερο κυρτή από το φυσιολογικό. Η διάγνωση της κύφωσης τύπου Scheuermann γίνεται κλινικά και ακτινολογικά.

Κατά τον κλινικό έλεγχο παρατηρούνται:

- Χαλαρή εικόνα στάσης, με τους ώμους να πέφτουν εμπρός και σε έσω στροφή
- Δυσκαμψία της σπονδυλικής στήλης
- Εμφανής ύβος στην πλάτη κατά το τεστ επίκυψης (Adam's test)
- Αδυναμία ενεργητικής έκτασης της πλάτης κατά το τεστ επίκυψης
- Συχνή απώλεια ελαστικότητας στους οπίσθιους μηριαίους μύες

- Συνήθως αύξηση της λόρδωσης στην μέση και προτεταμένη θέση κεφαλής (head protraction)
- Πόνος υπάρχει σε ποσοστό 20%-60%

Κατά τον ακτινολογικό έλεγχο παρατηρούνται:

- Γωνία Cobb > 45 μοίρες, η μέτρηση γίνεται από τον Θ3 έως τον Θ12 σπόνδυλο (κάποιες φορές πάντως μπορεί να υπάρχει Scheuermann και με γωνία <45 μοίρες)
- Σφηνοειδής παραμόρφωση τουλάχιστον 3 συνεχόμενων σπονδύλων. Η σφηνοειδής παραμόρφωση των σπονδύλων θα πρέπει να είναι το λιγότερο 5 μοίρες για τον καθένα
- Αλλοιώσεις στις άνω και κάτω επιφάνειες των σπονδυλικών σωμάτων (irregular end-plates)
- Schmorl nodes (Οζοι του Schmorl). Οι όζοι του Schmorl είναι το αποτέλεσμα της διείσδυσης του πηκτοειδή πυρήνα στο σπογγώδες σπονδυλικό σώμα
- Ορατό στένεμα των μεσοσπονδυλίων διαστημάτων

Τα συμπτώματα της νόσου είναι:

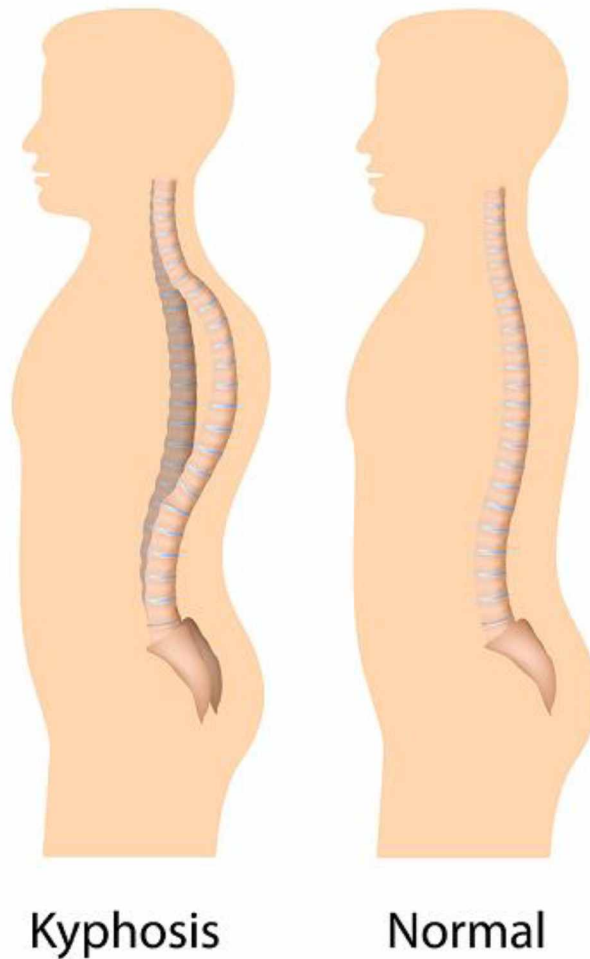
- Ο πόνος.
- Μια άκαμπτη καμπύλη της σπονδυλικής στήλης που επιδεινώνεται όταν κάμπτεται ο κορμός προς τα εμπρός.
- Συνυπάρχουσα σκολίωση.
- Πόνος στο στήθος ή δυσκολία στην αναπνοή που προκαλείται από μειωμένη έκπτυξη και χωρητικότητα του θώρακα -μόνο σε σπάνιες περιπτώσεις-.

Κοινά αίτια

Τα ακριβή αίτια της κύφωσης Scheuermann είναι ακόμη άγνωστα. Ωστόσο, οι ερευνητές πιστεύουν ότι έχει να κάνει με διακεκομμένη οστική ανάπτυξη ή μια 21 ανωμαλία στην ανάπτυξη των σπονδύλων. Το ύψος και το βάρος μπορεί επίσης να είναι παράγοντες που συμβάλλουν στην ανάπτυξη της νόσου. [11]



## Scheuermann's disease



**Εικόνα 13: Νόσος Scheuermann**

### *2.2.2.2 Ευθειασμένη άνω ράχη (Military Type)*

Η στάση αυτή χαρακτηρίζεται από μια μειωμένη της θωρακικής καμύλης, μια κατάσταση της ωμοπλάτης και της κλείδας και έναν ευθειασμένο αυχένα. Συσχετίζεται με μια υπερβολική στρατιωτική στάση, αλλά δεν αποτελεί κοινή στασική παρέκκλιση.

Πιθανές πηγές πόνου

- Κόπωση των μυών που απαιτούνται για τη διατήρηση της στάσης.
- Συμπίεση του νευροαγγειακού νηματίου στο θωρακικό στόμιο, ανάμεσα στην κλείδα και τις πλευρές.

Μυϊκές ανισορροπίες

- Βραχυμένοι οι θωρακικοί ιερονωτιαίοι και οι μύες που προκαλούν οπίσθια προβολή της ωμοπλάτης και πιθανώς μειωμένη κίνηση της ωμοπλάτης, η οποία θα περιορίζει την ελευθερία της ανύψωσης του ώμου.

- Αδύναμοι οι μύες που προκαλούν πρόσθια προβολή της ωμοπλάτης και οι μεσοπλευρικοί μύες του πρόσθιου θώρακα.

Κοινά αίτια

Υπερβολή της όρθιας στάσης.



**Εικόνα 14: Ευθειασμένη άνω ράχη (military type)**

#### *2.2.2.2.3 Σκολίωση*

Συνήθως περιλαμβάνει τη θωρακική και οσφυϊκή περιοχή. Τυπικά, σε δεξιόχειρα άτομα υπάρχει μια μικρή δεξιά θωρακική, αριστερή οσφυϊκή καμπύλη σε σχήμα S ή μια μικρή αριστερή θωρακο- οσφυϊκή σε σχήμα C. Μπορεί να υπάρχει ασυμμετρία στα ισχία, τη λεκάνη και τα κάτω άκρα.

Η οργανική σκολίωση περιλαμβάνει μια μη αντριστρέψιμη πλάγια καμπύλη με μόνιμη στροφή των σπονδύλων. Η στροφή των σπονδυλικών σωμάτων είναι προς την κυρτότητα της καμπύλης. Στη θωρακική μοίρα οι πλευρές στρέφονται με τους σπονδύλους, με αποτέλεσμα να εμφανίζεται μια προεξοχή των πλευρών οπίσθια, στην πλευρά της σπονδυλικής κυρτότητας, και μια προεξοχή πρόσθια, στην πλευρά της κοιλότητας. Σε μια οργανική σκολίωση εμφανίζεται μόνο πρόσθια προεξοχή των πλευρών κατά την κάμψη (σκύψιμο προς τα εμπρός)

Μια μη οργανική σκολίωση είναι αντιστρέψιμη και μπορεί να μεταβληθεί με την προς τα εμπρός ή την πλάγια κάμψη, με στασικές αλλαγές, όπως η ύπτια κατάκλιση, με την ευθυγράμμιση της λεκάνης, μετά από διόρθωση της ασυμμετρίας του μήκους των άκρων, ή με τις μυϊκές συσπάσεις. Καλείται επίσης λειτουργική ή στασική σκολίωση.

Πιθανές πηγές πόνου

- Μυϊκή κόπωση και συνδεσμική τάση στην πλευρά της κυρτότητας.
- Ερεθισμός νευρικής ρίζας στην πλευρά της κοιλότητας.

Μυϊκές ανισοροπίες

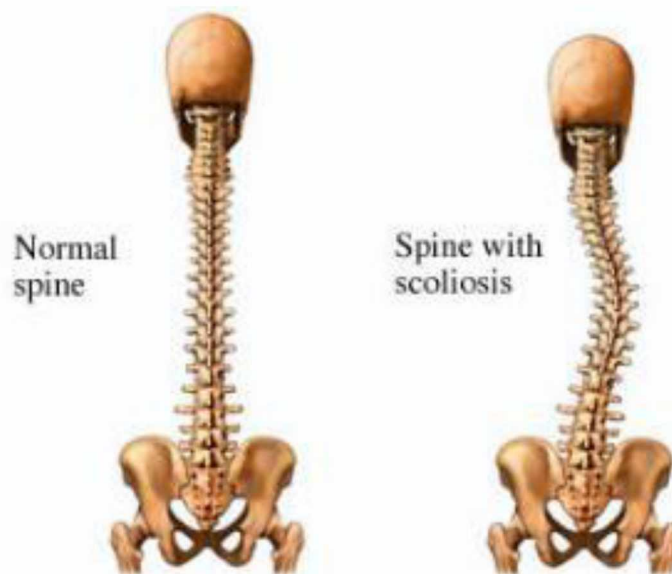
- Βραχυμένες δομές στην κοίλη πλευρά της καμπύλης.
- Διατεταμένες και αδύναμες δομές στην κυρτή πλευρά της καμπύλης.
- Αν το ένα ισχίο βρίσκεται σε προσαγωγή, οι προσαγωγοί μύες σε αυτήν την πλευρά θα είναι βραχυμένοι και οι απαγωγοί θα είναι διατεταμένοι και αδύναμοι. Τα αντίθετα συμβαίνουν στο άλλο άκρο.

Κοινά αίτια

Νευρομυϊκές παθήσεις ή διαταραχές (όπως εγκαφαλική παράλυση, τραυματισμός του νωτιαίου μυελού ή εξελισσόμενες νευρολογικές ή μυϊκές παθήσεις), οστεοπαθητικές διαταραχές (όπως ημισπόνδυλος, οστεομαλακία, ραχίτιδα ή κάταγμα) και ιδιοπαθείς διαταραχές στις οποίες τα αίτια είναι άγνωστα.

Κοινά αίτια: Μη οργανική σκολίωση

Ασυμμετρία στο μήκος των ποδιών είτε δομική είτε λειτουργική, προστατευτική μυϊκή σύσπαση ή σπασμός από ένα επώδυνο ερέθισμα στη ράχη ή στον αυχένα, λανθασμένες στάσεις λόγω συνήθειας ή ασύμμετρες στάσεις. [9]



Εικόνα 15: Σκολίωση

### 2.2.2.3 Αυχενική περιοχή

#### 2.2.2.3.1 Στάση πρόσθιας κεφαλής

Η πρόσθια προβολή κεφαλής είναι ένα από τα πιο κοινά χαρακτηριστικά της κακής - φτωχής στάσης στο οβελιαίο επίπεδο. Η κρανιοαυχενική περιοχή προβάλλει προς τα εμπρός σε σχέση με την θωρακική μοίρα της σπονδυλικής στήλης. Η στάση αυτή χαρακτηρίζεται από αυξημένη κάμψη της κάτω αυχενικής και της άνω θωρακικής μοίρας, αυξημένη έκταση του ινιακού οστού στον πρώτο αυχενικό σπόνδυλο και αυξημένη έκταση των άνω αυχενικών σπονδύλων. Υπάρχει, επίσης, δυσλειτουργία της κάτω κροταφογναθικής άρθρωσης, με ώθηση προς τα πίσω της κάτω γνάθου. Οι Peterson - Kendal et al, ως πρόσθια προβολή κεφαλής ορίζει την οποιαδήποτε ευθυγράμμιση με την οποία ο έξω ακουστικός πόρος είναι τοποθετημένος μπροστά από το μέσο της διάρθρωσης του ώμου.

Κλινική εικόνα

Για αξιολόγηση της πρόσθιας προβολής κεφαλής χρειάζεται να τραβηχτούν φωτογραφίες σε οβελιαίο επίπεδο σε χαλαρή όρθια και χαλαρή καθιστή θέση για να καθοριστεί η θέση της κεφαλής. Έρευνες έχουν δείξει ότι η κρανιοαυχενική γωνία είναι αυξημένη στην καθιστή θέση συγκριτικά με την όρθια χαλαρή θέση. Η μέτρηση της κρανιοαυχενικής γωνίας θεωρείται πιο ευαίσθητη στην αξιολόγηση της πρόσθιας προβολής της κεφαλής. Παρόλο τον υψηλό επιπολασμό σε άτομα με πρόσθια προβολή κεφαλής με ή χωρίς πόνο στον τράχηλο, δεν υπάρχει πρότυπο κλινικής μεθόδου για την ακριβή μέτρηση της κρανιοαυχενικής γωνίας. Η κλινική αξιολόγηση της πρόσθιας προβολής βασίζεται στην οπτική παρατήρηση της θέσης της κεφαλής σε σχέση με τα «κεντρικά ανατομικά σημεία» (π.χ. το κέντρο στις γληνοβραχιόνιας διάρθρωσης)

Πιθανές πηγές πόνου

- Τάση στον πρόσθιο επιμήκη σύνδεσμο, στην άνω αυχενική μοίρα και στον οπίσθιο επιμήκη σύνδεσμο, στην κάτω αυχενική και την άνω θωρακική μοίρα.
- Μυϊκή τάση ή κόπωση.
- Ερεθισμός των αρθρώσεων των facets στην άνω αυχενική μοίρα.
- Στένωση των μεσοσπονδύλιων τρημάτων στην άνω αυχενική μοίρα, η οποία μπορεί να προκαλέσει πρόσκρουση στα αιμοφόρα αγγεία και τις νευρικές ρίζες, ειδικά αν υπάρχουν εκφυλιστικές αλλαγές.
- Πρόσκρουση του αυχενικού πλέγματος λόγω βράχυνσης στον ανελκτήρα της ωμοπλάτης.
- Πρόσκρουση του μείζονος ινιακού νεύρου λόγω τάσης ή βράχυνσης του άνω τραπεζοειδούς, που οδηγεί σε κεφαλαλγίες τάσης.
- Πόνος της κάτω κροταφογναθικής άρθρωσης, λόγω λανθασμένης ευθυγράμμισης της κεφαλής, του αυχένα και της κάτω γνάθου, και συσχετιζόμενη μυοπεριτονική τάση.
- Δισκικές βλάβες της κάτω αυχενικής μοίρας λόγω λανθασμένης καμπτικής στάσης.

### Μυϊκές ανισορροπίες

- Βραχυμένος ανελκτήρας της ωμοπλάτης, στερνοκλειδομαστοειδής, σκαληνοί και υπινικοί μύες. Αν η ωμοπλάτη βρίσκεται σε ανάσπαση, μπορεί να υπάρχει βράχυνση στους άνω τραπεζοειδείς. Με συμπτώματα της κάτω κροταφογναθικής άρθρωσης, οι μασητήριοι μύες μπορεί να παρουσιάζουν αυξημένη τάση.
- Διατεταμένοι και αδύναμοι οι πρόσθιοι μύες του τραχήλου (το υοειδές οστό ακινητοποιείται λόγω της θέσης διάταξης) και οι κάτω αυχενικοί και άνω θωρακικοί ιερονωτιαίοι μύες.

### Κοινά αίτια

Επαγγελματικές ή λειτουργικές στάσεις που απαιτούν σκύψιμο προς τα εμπρός, για εκτεταμένες χρονικές περιόδους, χαλαρές περιόδους, χαλαρές στάσεις ή το τελικό αποτέλεσμα μιας λανθασμένης θέσης της λεκάνης και της οσφυϊκής μοίρας. [9]



Εικόνα 16: Στάση πρόσθιας κεφαλής

#### 2.2.2.3.2 Στάση ευθυσμένου αυχένα

Η στάση αυτή χαρακτηρίζεται από μειωμένη αυχενική λόρδωση και αυξημένη κάμψη του ινιακού οστού στον άτλαντα (αυτό είναι μια υπερβολή της αξονικής έκτασης). Μπορεί να παρατηρηθεί με μια υπερβολική στρατιωτική στάση (ευθυσμένη άνω ράχη). Μπορεί να υπάρχει δυσλειτουργία της κάτω κροταφογναθικής άρθρωσης, με πρόσθια προβολή της κάτω γνάθου.

### Κλινική Εικόνα

- Τα συμπτώματα δε φαίνονται από την αρχή
- Περιορισμός και δυσκαμψία στην κίνηση, κυρίως σε έκταση και στροφή
- Μυϊκός σπασμός (muscular tension) των μυών της αυχενικής μοίρας και κυρίως των σκαληνών και του στερνοκλειδομαστοειδή
- “Trapezius sign”: κλινικά θεωρείται ως ένα σημείο που εμφανίζεται πολύ συχνά στον ευθειασμό και κυρίως στην κυφωτική αναστροφή της αυχενικής μοίρας. Έχει παρατηρηθεί ότι 8 στους 10 παρουσιάζουν “trapezius sign” έχουν ήδη εγκατεστημένο ευθειασμό. Ο τραπεζοειδής είναι σε έντονη σύσπαση και προκαλεί ανύψωση της ωμοπλάτης και έσω στροφή της γληνοβραχιόνιας άρθρωσης [19]

### Πιθανές πηγές πόνου

- Πόνος στην κάτω κροταφογοναθική άρθρωση και αλλαγές στη σύγκλιση των οδόντων.
- Μείωση της λειτουργίας απορρόφησης των κραδασμών της λорδωτικής καμπύλης, η οποία μπορεί να προδιαθέσει τον αυχένα σε τραυματισμό.
- Τάση στους αυχενικούς συνδέσμους.

### Μυϊκές ανισορροπίες

- Βραχυμένοι πρόσθιοι αυχενικοί μύες.
- Θεωρητικά, ο ανεκκτήρας της ωμοπλάτης, οι στερνοκλειδομαστοειδείς και οι σκαληνοί μύες εμφανίζονται διατεταμένοι και αδύναμοι.

### Κοινά αίτια

Υπερβολή της στάσης για παρατεταμένες χρονικές περιόδους. Η στάση αυτή δεν είναι ιδιαίτερα κοινή. [9]



**Normal Cervical Lordosis**

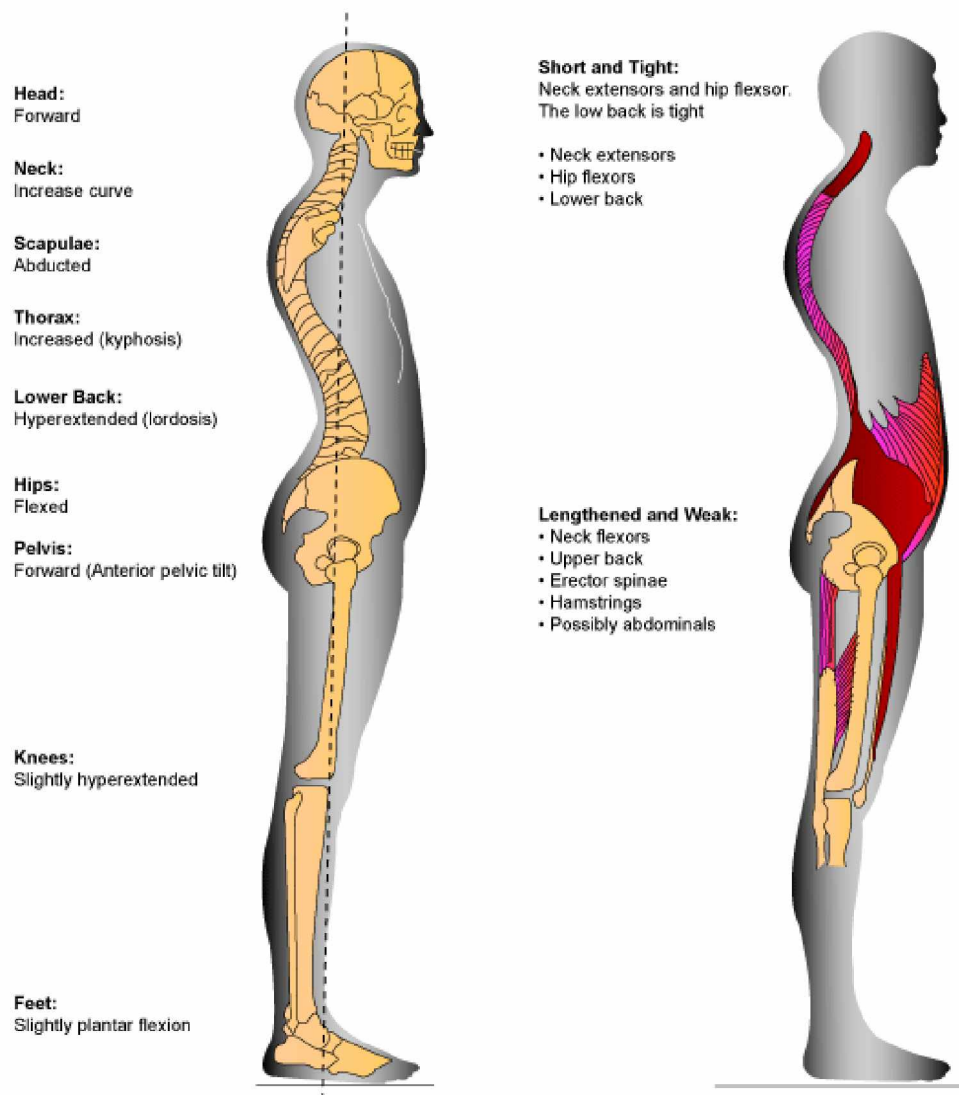


**Straight Neck**

*Εικόνα 17: Στάση ευθυσιασμένου αυχένα*

#### Συνδυασμοί

Εκτός από αυτά, συχνά εμφανίζονται και συνδυασμοί των συνδρόμων όπως η κυφοσκολίωση η οποία είναι η συνύπαρξη πλάγιων σκολιωτικών κυρτωμάτων μαζί με αυξημένο προσθοπίσθιο θωρακικό κύρτωμα, φαινόμενο εξαιρετικά σπάνιο σε περιστατικά ιδιοπαθούς σκολίωσης και η λорδοσκολίωση η οποία είναι η συνύπαρξη σκολίωσης με μειωμένη θωρακική κύφωση η οποία φτάνει σε αντιστροφή του φυσιολογικού θωρακικού προς τα πίσω κυρτώματος και η οποία είναι σχετικά συχνή σε περιστατικά ιδιοπαθούς σκολίωσης. Η αξιολόγηση των παραπάνω συνδυασμών παθήσεων γίνεται εξετάζοντας επιμέρους την κάθε πάθηση όπως αναφέρθηκε προηγουμένως. [9]



Εικόνα 18: Κυφωλόρδωση



### 3. Αξιολόγηση και Αποκατάσταση των Παθήσεων

#### 3.1 Αξιολόγηση – Θεραπεία - Αποκατάσταση

Στο κεφάλαιο αυτό θα αναλυθούν τρόποι αξιολόγησης και αντιμετώπισης των παθήσεων της σπονδυλικής στήλης. Όπως έχει ήδη αναφερθεί, η σπονδυλική στήλη παίζει στηρικτικό ρόλο στον σκελετό του ανθρώπου. Λόγω αυτού, όταν δημιουργείται μια μη φυσιολογική κλίση είτε στην κάθετη είτε στην οριζόντια νοητή γραμμή της, δημιουργείται και μια αντίρροπη δύναμη ώστε να αποκατασταθεί η ισορροπία. Ως αποτέλεσμα, παρατηρείται, τις περισσότερες φορές, παθόντες που παρουσιάζουν κάποια πάθηση της σπονδυλικής στήλης, να παρουσιάσουν σε ίσο ή μικρότερο βαθμό και κάποια ακόμα πάθηση που λειτουργεί ως «αντίβαρο». Έτσι, λοιπόν, τόσο κατά την αξιολόγηση όσο και κατά την αποκατάσταση μιας πάθησης, εξετάζεται ολόκληρη η σπονδυλική στήλη, ενώ πολλές φορές ακόμα και η λεκάνη και τα γόνατα καθώς λειτουργούν όλα μαζί ως ένα ενιαίο σύστημα και θα ήταν λάθος να αξιολογηθούν χωριστά.

**Error! Bookmark not defined.**

##### 3.1.1 Αξιολόγηση

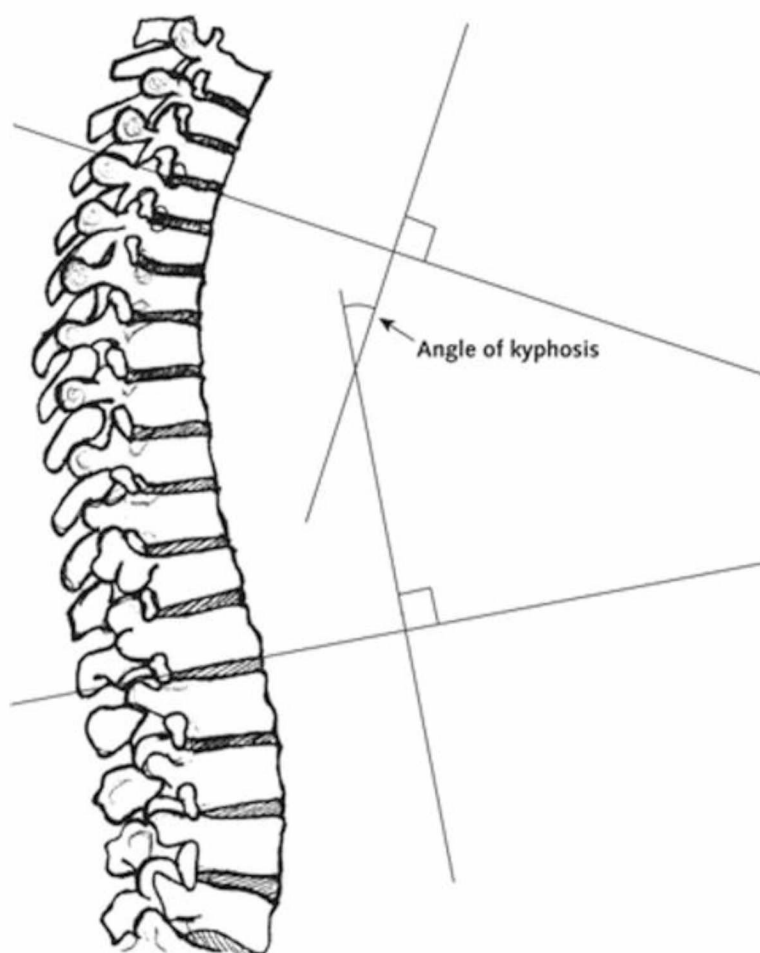
###### Ακτινογραφίες – Εξέταση γιατρού

Γενικά, όλες οι παθήσεις που εξετάζονται στη συγκεκριμένη εργασία παρουσιάζουν παραμόρφωση στη στροφή ή στην κλίση της σπονδυλικής στήλης και έτσι είναι εμφανείς οπτικά. Ο ειδικός είναι σε θέση να διαγνώσει μια διαταραχή στην καμπυλότητα της σπονδυλικής στήλης με τη λήψη του οικογενειακού και ιατρικού ιστορικού, εξετάζοντας την καμπύλη της σπονδυλικής στήλης κατά τη διάρκεια μιας φυσικής εξέτασης, λαμβάνοντας υπόψιν όσες πληροφορίες αναφέρθηκαν παραπάνω για την κλινική εικόνα κάθε πάθησης, αλλά και χρησιμοποιώντας απεικονιστικές εξετάσεις, όπως ακτινογραφίες. Οι ακτίνες X μπορούν να δείξουν την ύπαρξη τυχόν ανωμαλιών στα οστά της σπονδυλικής στήλης. [13] Η αξιολόγηση γίνεται μετρώντας τις μοίρες των σπονδύλων και συγκρίνοντας τες με τις φυσιολογικές τιμές. (πίνακας Cobb)

Γωνία Cobb – εκφράζεται σε μοίρες και προκύπτει από την γωνία που σχηματίζεται από τις εφαπτόμενες στην άνω τελική πλάκα του άνω ακραίου σπονδύλου και την κάτω τελική πλάκα του κάτω ακραίου σπονδύλου του κυρτώματος.

Πίνακας 1: Γωνίες Cobb

$<10^{\circ}$	Φυσιολογική
$10^{\circ} - 24^{\circ}$	Μικρή Κλίση
$24^{\circ} - 45^{\circ}$	Μεσαία Κλίση
$>45^{\circ}$	Μεγάλη Κλίση



Εικόνα 19: Γωνία κύφωσης – Cobb angle

### Ισοκινητική Δυναμομετρία

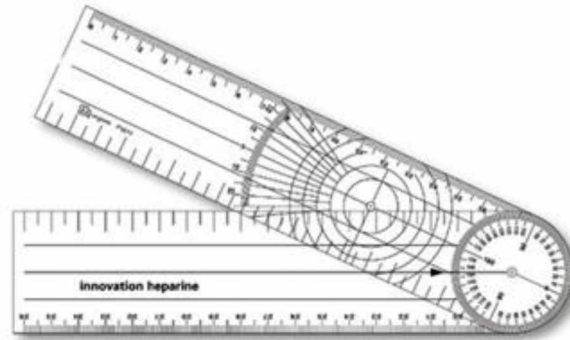
Επιπλέον, ένας ακόμα τρόπος αξιολόγησης παθήσεων σπονδυλικής στήλης φαίνεται να είναι η ισοκινητική δυναμομετρία. Η ισοκινητική μέθοδος αξιολόγησης χρησιμοποιείται από πολλούς επιστήμονες για τη μέτρηση της μυϊκής απόδοσης (δύναμης). «Κατά την ισοκινητική αξιολόγηση μιας μυϊκής ομάδας υπάρχει η δυνατότητα μέτρησης τόσο της μέγιστης ισοκινητικής ροπής δύναμης δηλαδή της μεγαλύτερης τιμής δύναμης που θα παραχθεί στο εύρος της κίνησης που εξετάζεται, όσο και του μέσου όρου της ισοκινητικής ροπής δύναμης που θα παραχθεί στο σύνολο του εύρους κίνησης. Η τιμή της δύναμης που παράγεται ως αποτέλεσμα της ισοκινητικής αξιολόγησης επηρεάζεται από το πρωτόκολλο που χρησιμοποιείται για τη μέτρηση. Παράμετροι του πρωτοκόλλου μέτρησης που διαδραματίζουν σημαντικό ρόλο όσον αφορά στην τιμή της δύναμης που θα παραχθεί είναι: οι επαναλήψεις, η γωνιακή ταχύτητα (επιβάρυνση), η μυϊκή ομάδα, ο τρόπος ενεργοποίησης των μυών (ομόκεντρα, έκκεντρα) κ.α. Δύο μεταβλητές που επίσης μπορούν να υπολογισθούν για μια μυϊκή ομάδα είναι το έργο και η ισχύς που παράγεται κατά τη διάρκεια μιας κίνησης. Η ισοκινητική μέθοδος αξιολόγησης θεωρείται μια έγκυρη μέθοδος που μετρά τη δύναμη των μυών και τη λειτουργία των αρθρώσεων σε διάφορες συνθήκες.» σύμφωνα με τον Δρ. Γεροδήμο Βασίλειο, Επίκουρο Καθηγητή ΤΕΦΑΑ – Πανεπιστημίου Θεσσαλίας, « Ισοκινητική δυναμομετρία και αποκατάσταση» [21]



Εικόνα 20: Παραδείγματα χρήσης Ισοκινητικής Δυναμομετρίας

## Γωνιόμετρο

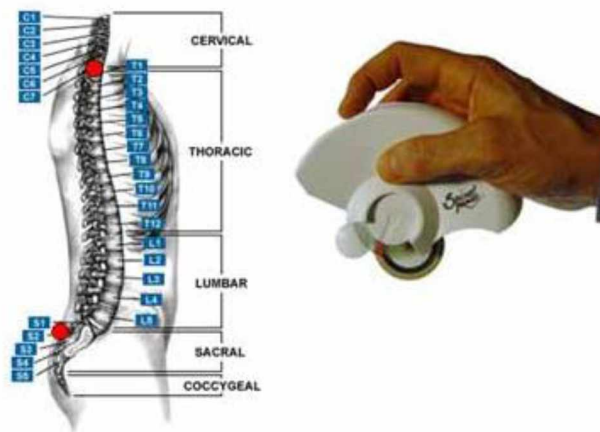
Συνδυαστικά με τις προηγούμενες διαδικασίες, κυρίως με τη διάγνωση του ειδικού, χρησιμοποιούνται γωνιόμετρα φυσικοθεραπείας που μετράνε τις διαφορές μεταξύ αρθρώσεων. Υπάρχουν διάφορες μέθοδοι γωνιομέτρησης, ενδεικτικά αναφέρονται οι εξής: 0-180, 180-0, 360, ΟΜΕΣ. [22]



Εικόνα 21: Γωνιόμετρο

## Τηλεμετρία

Επιπλέον υπάρχει και η τηλεμετρία (Spinal Mouse). Η τηλεμετρία είναι ένα σύστημα για την απεικόνιση, τη μέτρηση και την αξιολόγηση της κινητικότητας και της μορφολογίας της σπονδυλικής στήλης και των αρθρώσεων. Είναι εξαιρετικά εύχρηστο και με σαφή παρουσίαση όλων των στοιχείων. Ουσιαστικά πρόκειται για ένα «εργαλείο», το οποίο εξάγει διάγνωση και βοηθά στην παρακολούθηση από τον ειδικό της πορείας της πάθησης. Στα αποτελέσματα εμφανίζεται η πραγματική φόρτιση ή επιβάρυνση της σπονδυλικής στήλης και των σπονδυλικών σωμάτων της, καθώς και των μεσοσπονδυλίων δίσκων, που είναι πολύ διαφορετικές στην ύπτια θέση (όπως στις περισσότερες CT Scan ή MRI). Η απουσία ραδιενέργειας ή άλλης ιονίζουσας ακτινοβολίας είναι ένα σημαντικό πλεονέκτημα της συγκεκριμένης εξέτασης σε σχέση με τις ακτίνες X, CT Scan και MRI, διότι δίνει τη δυνατότητα επανάληψης χωρίς κάποια έκθεση σε ακτινοβολία, ώστε να παρατηρείται η εξέλιξη της θεραπείας. Η εξέταση γίνεται με έναν ηλεκτρονικό σαρωτή, «κυλώντας» πάνω στην σπονδυλική στήλη. Επιπλέον, καταγράφεται η κινητικότητα της αυχενικής, της θωρακικής και της οσφυϊκής μοίρας, η κλίση της λεκάνης στο λεγόμενο οβελιαίο επίπεδο, όπως είδαμε και προηγουμένως, το εύρος κίνησης της σπονδυλικής στήλης και η κινητικότητα όλων των αρθρώσεων. [32]



Εικόνα 22: Τηλεμετρία

### Θεραπεία – Αποκατάσταση

«Η αντιμετώπιση των παθήσεων της σπονδυλικής στήλης ακολουθεί την εξέλιξη της ιατρικής και εκσυγχρονίζεται με πολύ γρήγορους ρυθμούς», όπως αναγράφεται από τον κύριο Ανδρέα Μοράκη, Ορθοπεδικό – Χειρουργό Σπονδυλικής Στήλης. Συνεχίζει λέγοντας πως σε αυτό «έχει συμβάλλει η εξειδίκευση ιατρών στις παθήσεις της οι οποίοι μπορεί να είναι ορθοπεδικοί ή νευροχειρουργοί. Επιπλέον, στην εξέλιξη αυτή σημαντικό ρόλο έχουν τα μέσα που προσφέρει η σύγχρονη ιατρική όπως τα εξελιγμένα απεικονιστικά μηχανήματα, τα σύγχρονα διαδερμικά και ενδοσκοπικά εργαλεία, τα καινούρια υλικά σπονδυλοδεσίας, η καλύτερη γνώση της αιτιολογίας αλλά και η εξέλιξη των μεθόδων της συντηρητικής αγωγής όπως η φυσικοθεραπεία και η θεραπευτική γυμναστική». [23]

Γενικά, όμως, η θεραπεία – αποκατάσταση σχετίζονται σημαντικά με την ηλικία του παθόντα ανθρώπου. Αυτό είναι απολύτως λογικό διότι ο σκελετός ενός μικρού παιδιού είναι ακόμα «εύπλαστος» οπότε υπάρχει η δυνατότητα οριστικής διόρθωσης του προβλήματος που έχει προκληθεί. Έτσι, χρησιμοποιούνται νάρθηκες και κηδεμόνες τύπου Milwaukee και Boston, που θα αναλυθούν παρακάτω. Είναι σημαντικό να τονιστεί πως ο κηδεμόνας τύπου Boston λόγω της κατασκευής του κρατάει το κεφάλι με μια μικρή κλίση προς τα επάνω, πράγμα που χρήζει μεγάλης προσοχής σε άτομα μικρής ηλικίας λόγω του ότι μπορεί να προκαλέσει κάποια άλλη βλάβη.

Επιπλέον, συχνά συνιστάται η κολύμβηση διότι με αυτόν τον τρόπο γυμνάζεται ολόκληρο το σώμα, λειτουργούν όλες οι κινητικές ομάδες και υπάρχει και η αντίσταση του νερού. Συχνά η κολύμβηση προτιμάται ως μέσω αποκατάστασης σε άτομα μικρής ηλικίας λόγω του ότι φαίνεται ως παιχνίδι στα παιδιά και όχι ως θεραπεία, πράγμα το οποίο είναι πολύ σημαντικό για τη ψυχολογία τους. Εδώ

χρειάζεται να επισημανθεί πως η κολύμβηση αποτελεί μέσω αποκατάστασης όταν λαμβάνει χώρα σε πισίνα και γίνονται ελεγχόμενες ασκήσεις.

Αντιθέτως, ο σκελετός ενός ενήλικα και κατ' επέκταση κάποιου ηλικιωμένου ατόμου παρουσιάζει μεγάλες πιθανότητες να έχει υποστεί χρόνια ή και μόνιμη βλάβη σε συνδυασμό με τη φυσιολογική φθορά. Στους ενήλικες, λοιπόν, η αποκατάσταση εστιάζει στη βελτίωση του προβλήματος. Φυσικά υπάρχουν και περιπτώσεις εξάλειψης κάποιας πάθησης αναλόγως το βαθμό σοβαρότητας.

Χρησιμοποιούνται νάρθηκες, μαλακοί ή σκληροί, ως μέσω υποβοήθησης ώστε να συντηρείται η σωστή στάση του σώματος στην καθημερινότητα, αλλά και σκληρότεροι κηδεμόνες σε καταστάσεις που αυτό κρίνεται απαραίτητο.

Όπως και στα παιδιά, έτσι και στους ενήλικες, η κολύμβηση αποτελεί βασικό τρόπο αποκατάστασης λόγω της ενδυνάμωσης των μυών. Πολλά φυσικοθεραπευτήρια, πλέον, διαθέτουν πισίνα για την εκτέλεση ασκήσεων με αντίσταση νερού.

Επιπλέον, ένα ακόμα μέσο ενδυνάμωσης των μυών και κατ' επέκταση αποκατάστασης είναι το πλάτες το οποίο βασίζεται σε ασκησιολόγιο της φυσικοθεραπείας και υπάρχουν ενδείξεις ότι μπορεί να βοηθήσει ενήλικες με σχετικά μαλακό σκελετό να βελτιώσουν την μυϊκή τους λειτουργία και την ισορροπία. [24]

### **3.1.2 Τεχνικές**

Στο υποκεφάλαιο αυτό θα επισημανθούν διάφορες σημαντικές ασκήσεις που προορίζονται για θεραπεία και αποκατάσταση των παθήσεων της σπονδυλικής στήλης. Είναι σημαντικό να τονιστεί ξανά το γεγονός ότι τις περισσότερες φορές εμφανίζονται παραπάνω από ένα προβλήματα σε ένα άτομο. Για το λόγο αυτό τόσο η αξιολόγηση όσο και η θεραπεία περιλαμβάνουν συνολικό έλεγχο και κατ' επέκταση ασκησιολόγιο που ενδυναμώνει τους μύες. Συνήθως οι ασκήσεις που εφαρμόζονται έχουν στόχο την ενδυνάμωση των αντίθετων - αντίρροπων μυών από αυτούς που «προσβάλλει» μια πάθηση με σκοπό την αποκατάσταση της σωστής στάσης και ισορροπίας του σώματος. Σύμφωνα με το βιβλίο «Φυσικοθεραπεία σε παθήσεις του μυοσκελετικού συστήματος» του κυρίου Κοτζαηλία Α. Διομήδη και το επιστημονικό άρθρο «Η εμβιομηχανική ανάλυση στάσης – δύναμης – αντοχής και ιδιοδεκτικότητας των δομών της σπονδυλικής στήλης με αντικειμενικές μεθόδους αξιολόγησης» των Γ. Γουδεβένος, Ι. Σαρατσιώτη, Ν. Παπαδόπουλο, θα επισημανθεί το βασικό ασκησιολόγιο για κάθε πάθηση.

#### **3.1.2.1 Λόρδωση**

Η λόρδωση αντιμετωπίζεται με διόρθωση της αιτίας που αντιρροπίζει, δηλαδή της κύφωσης (ασκήσεις ραχιαίων) αλλά και με ενίσχυση των κοιλιακών μυών, οι οποίοι χαλαρώνουν λόγω της λόρδωσης.

Μέσα φυσικοθεραπείας

- Μάλαξη
- Αναπνευστική φυσικοθεραπεία
- Κινησιοθεραπεία
- Υδροθεραπεία – υδροκινησιοθεραπεία

Ασκήσεις από ύπτια θέση με κάμψη των γονάτων(εξάλειψη οσφυϊκής λόρδωσης)

Ασκήσεις σε πολυζύγιο

Ασκήσεις με μπάλα

Ασκήσεις από ύπτια θέση με έκταση των γονάτων

Ασκήσεις από βαθύ κάθισμα

Ασκήσεις από ύπτια θέση με κάμψη των γονάτων

Ασκήσεις από τετραποδική θέση [20]

### **3.1.2.2 Χαλαρή στάση και Στάση ευθειασμένης οσφύος**

Η χαλαρή στάση και η στάση ευθειασμένης οσφύος αντιμετωπίζονται με τις ίδιες τεχνικές καθώς ουσιαστικά είναι το ίδιο, απλά στην χαλαρή στάση ο ευθειασμός είναι σε μεγαλύτερο βαθμό .

Μέσα φυσικοθεραπείας

- Μάλαξη
- Διατάσεις
- Ασκήσεις με λάστιχο αντίστασης

Ασκήσεις που τείνουν να στρέφουν την λεκάνη μπροστά

Ασκήσεις έκτασης κορμού

Ενδυνάμωση των καπτήρων του ισχίου και διάταση

Μερική ενδυνάμωση κοιλιακών και των οπίσθιων μηριαίων

### **3.1.2.3 Κύφωση**

Στόχοι φυσικοθεραπείας

- Διάταση και ισχυροποίηση των θωρακικών μυών
- Διάταση και ισχυροποίηση των οπίσθιων αυχενικών μυών, εξαιτίας της αντισταθμιστικής προβολής της γνάθου προς τα εμπρός
- Ισχυροποίηση των ραχιαίων και των μυών της άρθρωσης του ώμου
- Αναπνευστικές ασκήσεις για την έκπτυξη του θώρακα

#### Μέσα φυσικοθεραπείας

- Μάλαξη
- Αναπνευστική φυσικοθεραπεία
- Κινησιοθεραπεία
- Υδροθεραπεία – υδροκινησιοθεραπεία
- Ασκήσεις από ύπτια θέση
- Ασκήσεις απο πρηνή θέση
- Ασκήσεις από καθιστή θέση σε καρέκλα
- Ασκήσεις στο πολυζύγιο
- Συγκεκριμένες διατάσεις
- Ασκήσεις από οκλαδόν στάση
- Ασκήσεις από τετραποδική στάση
- Ασκήσεις από την όρθια στάση [20]

#### ***3.1.2.7 Πρόσθια κεφαλή, Ευθειασμένος Αυχένας και Ευθειασμένη άνω ράχη***

##### Τρόποι Αντιμετώπισης

- Εργονομία
- Διόρθωση στάσης
- Εκμάθηση σωστής αναπνοής
- Ειδικές εκτατικές ασκήσεις
- Οριζόντιο βλέμμα (ψυχο-κοινωνικοί παράγοντες)
- Σταθεροποιητικές ασκήσεις
- Ασκήσεις ενδυνάμωσης [19]

Όσο αφορά την πρόσθια κεφαλή είναι παρόμοια με τον ευθειασμό αυχένα απλά σε μεγαλύτερο βαθμό. Εκεί πρέπει να προσεχθεί η εργονομία ειδικά σε δουλείες γραφείου γιατί ευνοείται η προβολή.

##### Επιπλέον,

- Διατάσεις των θωρακικών μυών
- Ενίσχυση με λάστιχο της μέσης και κάτω μοίρας του τραπεζοειδή όπως και του ρομβοειδή
- Μαλάξεις των θωρακικών μυών

Τέλος, για την ευθειασμένη άνω ράχη χρησιμοποιούνται οι παραπάνω τεχνικές σε συνδυασμό με αυτές της χααλρής στάσης και της στάσης ευθειασμένης ορφύος στο αντίστοιχο τμήμα της σπονδυλικής στήλης.



### 3.1.2.6 Σκολίωση

Η σκολίωση αποτελεί ειδική πάθηση καθώς επηρεάζεται από πολλούς και διαφορετικούς παράγοντες και άρα η αντιμετώπισή της ποικίλλει και διαφέρει από άτομο σε άτομο. Η αντιμετώπιση της σκολίωσης μπορεί να είναι συντηρητική, δηλαδή είτε αποκλειστικά με Ειδικές Ασκήσεις για την Σκολίωση είτε σε συνδυασμό με κηδεμόνα στα παιδιά που ακόμα αναπτύσσονται, ή χειρουργική σε μεγάλες σκολιώσεις, όπου η συντηρητική αντιμετώπιση δεν κατάφερε να περιορίσει την επιδείνωση της σκολίωσης. Οι διεθνείς επιστημονικές κοινότητες Scoliosis Research Society (SRS) και Society on Scoliosis Orthopaedic and Rehabilitation Treatment (SOSORT) δίνουν ξεκάθαρες κατευθυντήριες οδηγίες για την επιλογή της κατάλληλης θεραπείας, η οποία βασίζεται στο μέγεθος του κυρτώματος (γωνία Cobb) και στο στάδιο της ανάπτυξης που βρίσκεται το παιδί. Θα πρέπει να επιλεγεί η σωστή θεραπεία, ώστε να αποφευχθεί το ενδεχόμενο να γίνει λιγότερη (undertreatment) ή περισσότερη (overtreatment) θεραπεία, από αυτήν που πραγματικά χρειάζεται.

Οι Ειδικές Ασκήσεις για τη Σκολίωση με τη μέθοδο Schroth είναι ασκήσεις προσαρμοσμένες στον τύπο της σκολίωσης, βασισμένες στην τρισδιάστατη αυτοδιόρθωση της σκολιωτικής στάσης, στην στροφική αναπνοή που βελτιώνει τη στροφή της σπονδυλικής στήλης και στην εκπαίδευση του πάσχοντος για διατήρηση των διορθώσεων κατά τις καθημερινές δραστηριότητες. Επίσης, όταν η μέθοδος Schroth συνδυάζεται με τον κατάλληλο διορθωτικό κηδεμόνα σε μεγαλύτερες σκολιώσεις εγγυάται το καλύτερο δυνατό θεραπευτικό αποτέλεσμα. [34]

Ενδεικτικά παρατίθεται η παρακάτω εικόνα που δείχνει κάποιες ασκήσεις – διατάσεις που βοηθούν γενικά στην σκολίωση.



Εικόνα 23: Ασκήσεις – Διατάσεις για σκολίωση

### 3.1.3 Τεχνολογίες

Στο προηγούμενο υποκεφάλαιο αναφέρθηκαν οι βασικές τεχνικές που χρησιμοποιούνται είτε γενικά είτε ειδικά σε κάθε πάθηση. Το ασκησιολόγιο, όμως, έχει αποτέλεσμα κυρίως στην πρόληψη και στη μικρή καλυτεύτευση της κάθε πάθησης, ιδιαιτέρως όταν αυτή είναι σε αρχικό στάδιο, όχι όμως στην εξάλειψή της. Όταν, λοιπόν, η εκάστοτε πάθηση έχει προκαλέσει μόνιμη βλάβη και παραμόρφωση, πλέον χρησιμοποιούνται γιλέκα, ιμάντες και κατ' επέκταση ειδικοί νάρθηκες και κηδεμόνες.

Τα γιλέκα / ιμάντες / τιράντες είναι μαζικής μορφής, δηλαδή δεν συγκριμενοποιούνται για κάθε πάθηση αλλά απλώς ρυθμίζονται στο να «επιβάλλουν» στο άτομο να διατηρεί την σωστή στάση του σώματος. Έτσι λοιπόν χρησιμοποιούνται σε ελαφριάς μορφής πάθηση κυρίως για πρόληψη.

Οι κηδεμόνες από την άλλη, φοριούνται μέχρι την σκελετική ωρίμανση. Είναι ορθοπεδικές κατασκευές για τη διόρθωση ή την συγκράτηση των παραμορφώσεων της σπονδυλικής στήλης, ενώ και αυτοί έχουν διαβαθμίσεις αναλόγως το βαθμό της

πάθησης. Κυρίως κατασκευάζονται από θερμοπλαστικό υλικό. Οι επικρατέστεροι αυτών είναι:

- Κηδεμόνας τύπου Boston: θερμοπλαστικό υλικό μετά από δημιουργία εκμαγείου
- Κηδεμόνας τύπου Cheneau: βασισμένος στη θεωρία της τρισδιάστατης διόρθωσης της σκολίωσης
- Κηδεμόνας τύπου DDB, γνωστός και ως ο ελληνικός κηδεμόνας

Αυτοί οι κηδεμόνες είναι σκληροί, διορθωτικοί και συγκρατητικοί οι οποίοι χορηγούνται κατόπιν συνταγής γιατρού και κατασκευάζονται συγκεκριμένα για τον προοριζόμενο ασθενή χρησιμοποιώντας ως εκμαγείο το σώμα του,

Επίσης, πολύ συχνά χρησιμοποιούμενοι κηδεμόνες είναι οι μαλακοί κηδεμόνες θωρακοσφυϊκής μοίρας οι οποίοι κατασκευάζονται από χαμηλής πυκνότητας πολυαιθένιο. Τέτοιο είναι οι κηδεμόνες τύπου Nisor και οι ελαφρού τύπου Taylor, οι οποίοι δίνονται κυρίως σε κατάγματα και κύφωση. [25] [26]



**Εικόνα 25: Ιμάντες**



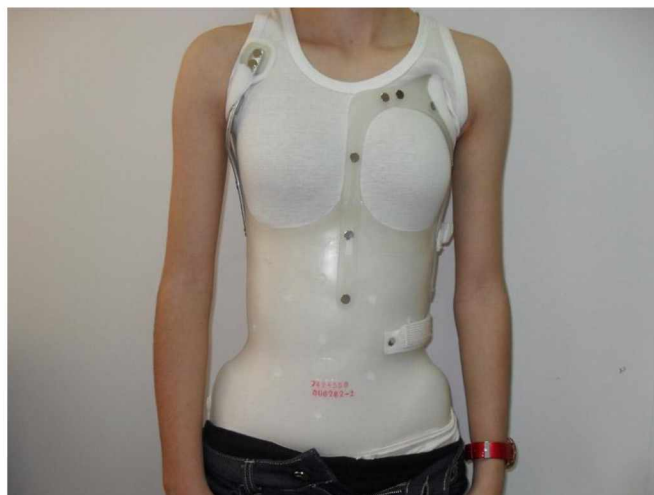
**Εικόνα 24: Γιλέκο**



**Εικόνα 26: Κηδεμόνας τύπου Boston**



**Εικόνα 27: Κηδεμόνας τύπου Cheneau**



**Εικόνα 28: Κηδεμόνας τύπου DDB**



**Εικόνα 30: Κηδεμόνας τύπου Niror**



**Εικόνα 29: Κηδεμόνας τύπου Taylor**

## 4. Περιγραφή Ιδέας και Χρησιμότητας

### 4.1 Ιδέα

Όπως ήδη έχουμε δει, το σύνδρομο της κακής στάσης του σώματος είναι πλέον σχεδόν κάτι το αναπόφευκτο στις μέρες μας διότι σχετίζεται και σχεδόν ταυτίζεται με οτιδήποτε κάνουμε στην καθημερινότητά μας ανεξαρτήτου ηλικίας.

Είναι, λοιπόν, πολύ πιθανό οι περισσότεροι να πάσχουμε, έστω και σε μικρό βαθμό, από κάποια πάθηση της σπονδυλικής στήλης και ενδεχομένως να μην το γνωρίζουμε καν. Επιπλέον, ακόμα και εάν κάποιος είναι ενήμερος της κατάστασης, πολύ σημαντικό ρόλο παίζει η σωστή αποκατάσταση του προβλήματος. Οι κηδεμόνες γενικώς είναι πολύ δύσκολα ανεκτοί από τους ενήλικες και τις περισσότερες φορές εγκαταλείπουν τη θεραπεία. Ακόμα, η συνεχόμενη χρήση τους μπορεί να προκαλέσει επιπλέον χαλάρωση του μυϊκού συστήματος, που έχει πραγματική ανάγκη για ενίσχυση από ένα κατάλληλο πρόγραμμα άσκησης.

Πώς, λοιπόν, θα δοθεί μια λύση η οποία θα καλύπτει όλες τις απαιτούμενες παραμέτρους;

Όπως αναφέρθηκε στο Κεφάλαιο 1, η ιδέα της πτυχιακής εργασίας είναι η δημιουργία ενός γιλέκου που θα εφαρμόζεται επάνω στον κορμό του παθόντος ενισχυμένο με δίκτυο αισθητήρων οι οποίοι λαμβάνουν τιμές των σημείων εφαρμογής εξάγοντας τιμές που προσδιορίζουν την εκάστοτε στάση του σώματος. Το σύστημα δηλαδή, θα είναι έτσι κατασκευασμένο ώστε να ανιχνεύει τις κλίσεις του σώματος με σκοπό να γίνεται η σωστή αξιολόγηση και έλεγχος της κατάστασης.

### 4.2 Δομή

Η δομή του συγκεκριμένου συστήματος χαρακτηρίζεται από τη χρήση ενός ιατρικού γιλέκου κυφώσεως, επιπλέον ενός απλού γιλέκου τύπου ρεπόρτερ, τα οποία είναι ενωμένα μεταξύ τους και την τοποθέτηση ενός συστήματος αισθητήρων εφαρμοσμένων επάνω τους. Το σύστημα των γιλέκων έχει ρυθμιζόμενη εφαρμογή επάνω στο σώμα του παθόντα ώστε οι αισθητήρες να βρίσκονται επάνω στα σημεία – κλειδιά του σώματος τα οποία ορίζονται σε επόμενο κεφάλαιο.

Η επιλογή των συγκεκριμένων υλικών και τεχνολογίας έγινε κυρίως για χρηστικούς, λειτουργικούς αλλά και οικονομικούς λόγους. Καθώς είναι απαραίτητη η ανίχνευση των κλίσεων για την αξιολόγηση της στάσης του σώματος χρησιμοποιήθηκαν αισθητήρες κλίσης, μικρού μεγέθους και αμελητέου βάρους ενώ επίσης απαραίτητο ήταν το σύστημα να είναι βολικό και προσαρμόσιμο στις ανάγκες της κάθε πάθησης αλλά και στο σωματότυπο του παθόντος. Για το λόγο αυτό επιλέχτηκε η χρήση των γιλέκων.

## 4.3 Χρήση

Η χρήση του γιλέκου προορίζεται τόσο για τους παθόντες, όσο και ως εργαλείο για τους ειδικούς.

### 4.3.1 Παθόντες

Η χρήση του εν λόγω συστήματος από τους παθόντες είναι κυρίως για πρόληψη σε περίπτωση πόνου, εμφάνισης ελαφριού προβλήματος, έντονης καθιστικής ζωής και πολύωρης χρήσης Η/Υ. Καθότι το ένα από τα δύο γιλέκα είναι γιλέκο κυφώσεως που προσαρμόζεται με ιμάντες επάνω στον εκάστοτε κορμό είναι κατάλληλο για υποβοήθηση σε οποιαδήποτε από τις παραπάνω περιπτώσεις.

Επιπροσθέτως, το σύστημα θα μπορέσει να βοηθήσει τους παθόντες που βρίσκονται στη φάση της αποκατάστασης από κάποια πάθηση της σπονδυλικής στήλης. Λόγω της επιλογής των υλικών και της χρήσης των αισθητήρων μπορεί να χρησιμοποιηθεί στη θεραπεία αποκατάστασης ώστε να τηρηθεί η σωστή στάση του σώματος και να ληφθούν τα επιθυμητα αποτελέσματα ώστε να ελέγξει ο ειδικός.

### 4.3.2 Ειδικοί

Από την άλλη μεριά, το σύστημα αυτό βρίσκει εφαρμογή και στους ειδικούς ως μέσω υποβοήθησης και συμπληρωματικής αξιολόγησης. Αυτό συμβαίνει διότι το λογισμικό του είναι ενημερωμένο με το φυσιολογικό εύρος μοιρών για κάθε πάθηση, έχοντας προσθέσει και ένα επιπλέον εύρος απόκλισης ώστε να υπάρχει ευελξία στις κινήσεις του παθόντος.

Ακόμα, όπως αναφέρθηκε προηγουμένως, το γιλέκο επιτρέπει έναν ακριβή έλεγχο του παθόντος κατά την αποκατάστασή του. Τα αποτελέσματα που εξάγει μπορούν να ελεγχθούν και να εντοπιστεί η πρόοδος της θεραπείας αποκατάστασης.

## 4.4 Εξαγωγή αναγκών συστήματος

Εδώ θα αναλυθεί η προσπάθεια περιγραφής και κατανόησης του προβλήματος. Πρέπει να καταγραφούν οι ανάγκες διότι με αυτόν τον τρόπο προσδιορίζεται κάθε χαρακτηριστικό το οποίο θα πρέπει να υλοποιηθεί από το σύστημα.

Καταγράφοντας τη διαδικασία αυτή:

1. Ορίζονται οι ανάγκες και οι απαιτήσεις πριν ακόμη ξεκινήσει η σχεδίαση και υλοποίηση του συστήματος
2. Προσδιορίζεται με σαφήνεια η λειτουργικότητα του συστήματος

3. Περιγράφονται τυχόν ανεπιθύμητες καταστάσεις και ο τρόπος χειρισμού τους
4. Περιγράφονται οι μη λειτουργικοί και περιβαλλοντικοί περιορισμοί που υφίστανται και πρέπει να τηρούνται
5. Τεκμηριώνεται η επιθυμητή χρήση του συστήματος

#### **4.4.1 Η αναγκαιότητα της εξαγωγής των απαιτήσεων του συστήματος**

Αναφερόμενοι στην εξαγωγή των απαιτήσεων, ουσιαστικά μιλάμε για την προσπάθειά μας να περιγράψουμε το πρόβλημα που μας απασχολεί προκειμένου να το κατανοήσουμε.

Αμέσως μετά όμως, γεννάται το ερώτημα γιατί χρειάζεται να προσδιορίσουμε αυτές τις απαιτήσεις. Η απάντηση είναι ότι με αυτό τον τρόπο καταγράφουμε κάθε χαρακτηριστικό το οποίο θα πρέπει να υλοποιηθεί από το σύστημα, και περιγράφεται με σαφήνεια και απλότητα έτσι ώστε να είναι δυνατή τόσο η υλοποίηση όσο και ο έλεγχος / επιβεβαίωση της ορθής λειτουργίας του συστήματος.

### **4.5 Κατηγοριοποίηση των απαιτήσεων**

#### **4.5.1 Απαιτήσεις Χρήστη (Α.Χ.)**

Αναφέρονται οι απαιτήσεις που σχετίζονται με τις υπηρεσίες του συστήματος και οι λειτουργικοί περιορισμοί

A.X.1 Να σχεδιαστεί σύστημα υποβοήθησης αξιολόγησης και αποκατάστασης παθόντων με προβλήματα στην σπονδυλική στήλη

A.X.2 Να αναγνωρίζεται η κλίση σε κάθε σημείο

#### **4.5.2 Απαιτήσεις Συστήματος (Α.Σ.)**

Απαιτήσεις συσχετιζόμενες με το τι πρέπει να υλοποιηθεί

A.Σ.1 Σύστημα χαμηλού κόστους

A.Σ.2 Σύστημα χρηστικό με δυνατότητα καθημερινής χρήσης

A.Σ.3 Σύστημα προσαρμόσιμο σε κάθε παθόντα

A.Σ.4 Σύστημα προσαρμόσιμο σε κάθε αναφερόμενη πάθηση

A.Σ.5 Ελαφρύ σύστημα



A.Σ.6 Σύστημα όχι επίπονο για τον παθόντα

A.Σ.7 Αρθρωτό σύστημα αποτελούμενο από επιμέρους τμήματα τα οποία συνδυαζόμενα αποτελούν ενιαίο σύστημα

A.Σ.8 Σύνδεση με δίκτυο αισθητήρων

### **4.5.3 Λειτουργικές Απαιτήσεις (Λ.Α.)**

Απαιτήσεις που δείχνουν τι ακριβώς κάνει η κάθε λειτουργία του συστήματος

Λ.Α.1 Εφαρμογή στο σώμα του παθόντα

Λ.Α.2 Μέτρηση κλίσεων

Λ.Α.3 Συσχέτιση τιμών με φυσιολογικές τιμές

Λ.Α.4 Προσδιορισμός παθήσεων

Λ.Α.5 Αποθήκευση ληφθέντων τιμών

Λ.Α.6 Εξαγωγή τιμών στον υπολογιστή

Λ.Α.7 Δυνατότητα ελέγχου και αποθήκευσης τιμών εξωτερικά του προγράμματος

Λ.Α.8 Δυνατότητα σύγκρισης τιμών

### **4.5.4 Μη Λειτουργικές Απαιτήσεις (Μ.Λ.)**

Εδώ αναφέρονται οι περιορισμοί λειτουργίας του συστήματος

Μ.Λ.1 Τοποθέτηση σε ακριβή και συγκεκριμένα σημεία των αισθητήρων για λήψη κλίσεων

Μ.Λ.2 Λήψη τιμών σε φυσιολογικές κινήσεις, όχι έντονες

Μ.Λ.3 Ανθεκτικότητα αισθητήρων και σε εξωτερικό περιβάλλον

Μ.Λ.4 Χρονική δειγματοληψία (ανά πόσο)

Μ.Λ.5 Διατήρηση όγκου δεδομένων (πόσο)

Μ.Λ.6 Ακρίβεια μέτρησης κλίσης (πόσο)

Μ.Λ.7 Απόκλιση από φυσιολογικές τιμές  $\pm 5^\circ$

#### **4.6 Τι λύσεις δίνει;**

Γενικότερα, λόγω του ότι αποτελείται τόσο από γιλέκο κυφώσεως όσο και από σύστημα αισθητήρων αποτελεί ένα πολύ εύχρηστο μέσο ταυτόχρονης αξιολόγησης, ελέγχου και στήριξης της στάσης του σώματος το οποίο είναι προσαρμόσιμο σε κάθε σωματότυπο και πολύ εύκολο στη χρήση.

## 5. Περιγραφή Υλοποίησης του Συστήματος

### 5.1 Υλοποίηση συστήματος

Όπως έχει αναφερθεί και πιο πάνω, το σύστημα αποτελείται από δύο γιλέκα ενωμένα μεταξύ τους και ένα σύστημα αισθητήρων.

Στο κεφάλαιο αυτό περιγράφεται η υλοποίηση του καθενός ξεχωριστά, τόσο των υλικών που χρησιμοποιήθηκαν, όσο και του λογισμικού.

### 5.2 Τεχνολογίες & Δομικά στοιχεία

Θα χωρίσουμε το σύστημα σε δύο επιμέρους υποσυστήματα. Πρώτο, τα γιλέκα και δεύτερο το σύστημα των αισθητήρων.

#### 5.2.1 Γιλέκο τύπου ρεπόρτερ

Εξωτερικά χρησιμοποιήθηκε ένα γιλέκο τύπου ρεπόρτερ με τσέπες. Το γιλέκο αυτό τοποθετείται επάνω από το γιλέκο κυφώσεως και καλύπτει εξ' ολοκλήρου τον κορμό. Προτιμήθηκε γιλέκο από μαλακό ύφασμα έτσι ώστε να είναι εύκολο να ραφτεί. Χρησιμεύει τόσο στο να τοποθετηθούν τα υπόλοιπα εξαρτήματα στα σωστά σημεία όσο και στην αποθήκευση αυτών.



Εικόνα 31: Γιλέκο τύπου ρεπόρτερ

#### 5.2.2 Γιλέκο Κυφώσεως John's (12398)

Επιπλέον, χρησιμοποιήθηκε ένα ανατομικό γιλέκο κυφώσεως. Το γιλέκο αυτό είναι υφασμάτινο και προσφέρει σταθερή συγκράτηση της ωμοπλάτης χάρη στις δύο

σκληρές μπανέλες που διαθέτει. Ακόμα, έχει ελαστικά λουριά για να προσαρμόζεται και να εφάπτεται σωστά επάνω στον κορμό. Καλύπτει μεγάλο μέρος της πλάτης και τις ωμοπλάτες. Το γιλέκο κυφώσεως και το γιλέκο τύπου ρεπόρτερ έχουν ενωθεί μεταξύ τους σε σημεία που να μην επηρεάζεται η προσαρμογή σε οποιονδήποτε κορμό και επάνω σε αυτά έχουν στερεοποιηθεί οι αισθητήρες κλίσης οι οποίοι μπορούν ευκολά να αφαιρεθούν και να ξανατοποθετηθούν επάνω στο γιλέκο, στα σημεία – κλειδιά. [27]



Εικόνα 32: Γιλέκο Κυφώσεως John's

### 5.2.3 MPU 6050 (sensor)

Για το υποσύστημα των αισθητήρων χρησιμοποιήθηκαν 6 αισθητήρες τύπου MPU 6050 οι οποίοι τοποθετήθηκαν στα σημεία – κλειδιά που έχουν αναφερθεί και αναλυθεί εκτενώς σε προηγούμενο κεφάλαιο. Λόγω της χρήσης της ταινίας Velcro (κριτσ – κρατς ) οι αισθητήρες μπορούν να τοποθετηθούν σε οποιοδήποτε σημείο – κλειδί σύμφωνα με τον κορμό του κάθε παθόντα. Ρόλος τους είναι να μετράνε την κλίση στα σημεία αυτά.

Αναλυτικότερα, οι αισθητήρες αυτοί έχουν ψηφιακή έξοδο δεδομένων Motion Fusion με 6 άξονες και στοιχεία συγχρονισμού 9 αξόνων από τη Βιβλιοθήκη Επεξεργασίας Κινήσεων (Motion Processing Library). Διαθέτουν, επίσης 3 – Axis γυροσκόπιο (Αισθητήρα Γωνιακού Ρυθμού) με sensitivity έως 131 LSBs/ dps και κλίμακα πλήρους εύρους +- 250, +-500, +-1000, και +-2000 dps. Επιπλέον, έχουν 3 – Axis accelerometer (επιταχυνσιόμετρο) με προγραμματιζόμενη κλίμακα πλήρους εύρους +-2g, +-4g, +-8g και +-16g. Ακόμα, μπορεί να εξάγει μεμονομένα αποτελέσματα

διευθέτησης αλλά και να γίνει μετατόπιση του αισθητήρα με εξάλειψη σφαλμάτων ευθυγράμμισης σε εγκάρσιο άξονα μεταξύ του αξελερόμετρου και του γυροσκοπίου.

Η ανίχνευση των κλίσεων προκύπτει από την αποφόρτιση του Motion Fusion αισθητήρα από τη Μηχανή Ψηφιακής Επεξεργασίας Κίνησης (Digital Motion Processing – DMP).

Επιπροσθέτως, οι αισθητήρες MPU 6050 υποστηρίζουν Motion App πλατφόρμα για Android, Linux και Windows ενώ έχουν ενσωματωμένους αλγορίθμους για μεροληψία χρόνου εκτέλεσης και βαθμονόμηση πυξίδας. Για τη λειτουργία τους δεν απαιτείται παρέμβαση χρήστη.

Επιπλέον, έχουν αισθητήρα θερμοκρασίας ψηφιακής εξόδου αλλά και ψηφιακή έξοδο σε FSYNC pin για υποστήριξη βίντεο, Ηλεκτρονική Σαθροποίηση Εικόνας (Electronic Image Stabilization) και GPS.

Η προγραμματιζόμενη διακοπή υποστηρίζει την αναγνώριση κλίσης, τη μετατόπιση, το ζουμ, την κύλιση και την ανίχνευση του VDD.

Η τάση τροφοδοσίας ανέρχεται στα 2.375V – 3.46V με V Logic στα 1.8V +/- 5%. Το ρεύμα του γυροσκοπίου (gyro operating current) είναι 3.6mA σε πλήρη ισχύ. Το ρεύμα του γυροσκοπίου + του αξελερομέτρου ( gyro + accel operating system) φτάνει τα 3.8mA σε πλήρη ισχύ με επιτάχυνση σε ρυθμό δειγματοληψίας 1kHz. Το ρεύμα του αξελερομέτρου χαμηλής ισχύος (accel low power mode operating current) είναι 10μΑ, στο 1Hz, 20μΑ στα 5Hz, 70μΑ στα 20Hz και 140μΑ στα 40Hz. Τέλος, το πλήρες ρεύμα τροφοδοσίας φτάνει τα 5μΑ, 400kHz Fast Mode I<sup>2</sup>C. [28]



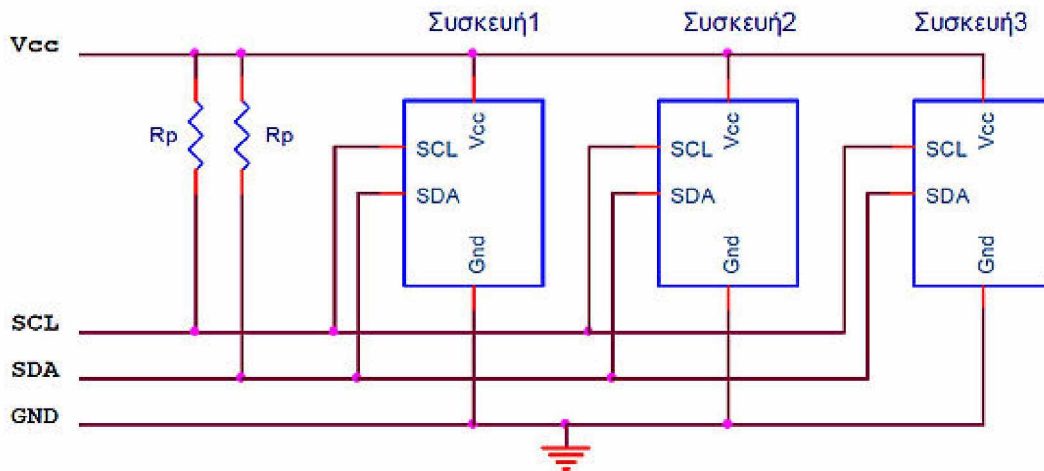
**Εικόνα 33: MPU - 6050**

#### **5.2.4 Τεχνολογία I<sup>2</sup>C**

Προηγουμένως έγινε αναφορά στη λειτουργία τεχνολογίας I<sup>2</sup>C. Ο διάυλος I<sup>2</sup>C, λοιπόν, είναι ένας σειριακός διάυλος δημιουργημένος από την Philips (πλέον NXP), χρήση του οποίου είναι η σύνδεση περιφερειακών μικρής ταχύτητας σε μητρικές πλακέτες (motherboard), σε ενσωματωμένα συστήματα (embedded systems), σε κινητά τηλέφωνα και άλλες ηλεκτρονικές συσκευές. Η χρήση του διαύλου I<sup>2</sup>C δεν περιρίζεται στην επικοινωνία συσκευών που βρίσκονται επάνω σε ένα τυπωμένο

κύκλωμα, αλλά χρησιμοποιείται και για την επικοινωνία συσκευών που συνδέονται με καλώδια.

Παρακάτω φαίνεται ένα παράδειγμα διαύλου I<sup>2</sup>C.



Εικόνα 34: Δίαυλος I<sup>2</sup>C

Όπως φαίνεται, για τη μεταφορά δεδομένων (0 ή 1) χρησιμοποιούνται μόνο δύο καλώδια – ημιαμπίδρομης κατεύθυνσης – τα SCL και SDA. Η γραμμή SCL είναι η γραμμή ρολογιού, ενώ η SDA είναι η γραμμή δεδομένων. Οι γραμμές αυτές συνδέονται σε όλες τις συσκευές, που υπάρχουν πάνω στο δίαυλο I<sup>2</sup>C. Προφανώς εκτός από τα παραπάνω καλώδια που μεταφέρουν δεδομένα, απαιτείται και ένα τρίτο καλώδιο το οποίο είναι η γείωση (GND) ή 0 V.

Επίσης μπορεί να υπάρχει και ένα τέταρτο καλώδιο το οποίο να είναι η γραμμή τροφοδοσίας ( $V_{CC}$  ή  $V_{DD}$ ), με την οποία τροφοδοτούνται με ισχύ οι διάφορες συσκευές που συνδέονται στο δίαυλο. Τυπικές τάσεις που χρησιμοποιούνται στο δίαυλο είναι τα +5V ή +3,3V, αν και επιτρέπονται συστήματα με διαφορετικές τάσεις (συνήθως στην περιοχή από +1,2V έως +5,5V). Ο μέγιστος αριθμός κόμβων - συσκευών, που μπορούν να συνδεθούν στον δίαυλο, περιορίζεται από τον αριθμό των διαθέσιμων διευθύνσεων, αλλά και από τη συνολική χωρητικότητα του διαύλου, η οποία π.χ. για τον standard mode, δεν πρέπει να υπερβαίνει τα 400pF. Η απαίτηση αυτή φαίνεται να περιορίζει τις πρακτικές αποστάσεις επικοινωνίας.

Παρακάτω γίνεται η σύγκριση διαφόρων υλοποιήσεων του διαύλου. Στην πράξη μπορούμε π.χ. να πετύχουμε μεγαλύτερα μήκη διαύλου μειώνοντας την ταχύτητα.

Πίνακας 2: Σύγκριση διαφόρων υλοποιήσεων του διαύλου

ΔΙΑΥΛΟΣ	ΡΥΘΜΟΣ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ (bit/sec)	ΜΗΚΟΣ ΔΙΑΥΛΟΥ(m)	ΠΑΡΑΓΟΝΤΑΣ ΠΕΡΙΟΡΙΣΜΟΥ ΜΗΚΟΥΣ	ΜΕΓΙΣΤΟΣ ΑΡΙΘΜΟΣ ΚΟΜΒΩΝ	ΠΑΡΑΓΟΝΤΑΣ ΠΕΡΙΟΡΙΣΜΟΥ ΑΡΙΘΜΟΥ ΚΟΜΒΩΝ
I <sup>2</sup> C	400k	2	Χωρητικότητα	20	400pF max

			καλωδίωσης		
I <sup>2</sup> C με οδηγούς (buffer)	400k	100	Καθυστέρηση διάδοσης	Οποιοσδήποτε	400pF max
I <sup>2</sup> C	3.4M	0.5	Χωρητικότητα καλωδίωσης	5	100pF max

Και οι δύο γραμμές SCL και SDA είναι τύπου ανοικτού απαγωγού (open drain στον κόσμο των FET) ή ανοικτού συλλέκτη (open collector στον κόσμο των TTL). Αυτό πρακτικά σημαίνει ότι κάθε μία από αυτές τις δύο γραμμές, πρέπει να συνδέεται με μία αντίσταση στην γραμμή τροφοδοσίας. Η αντίσταση αυτή ονομάζεται αντίσταση τερματισμού (ή pull up).

Η τιμή των αντιστάσεων δεν είναι κρίσιμη, αλλά μαζί με την χωρητικότητα του διαύλου, επηρεάζει την μέγιστη ταχύτητα λειτουργίας του διαύλου. Μεγάλες χωρητικότητες του διαύλου, μπορούν να αντισταθμιστούν με μικρές αντιστάσεις τερματισμού. Συνηθισμένες τιμές αντιστάσεων είναι από 1KΩ έως 10KΩ. Οι αντιστάσεις αυτές δεν μπορούν να απουσιάζουν, διότι τότε οι γραμμές SCL και SDA θα είναι μονίμως σε κατάσταση λογικού 0 και διάυλος δεν θα δουλεύει.

Επειδή στον διάυλο I<sup>2</sup>C συνδέεται ποικιλία συσκευών διαφόρων τεχνολογιών (CMOS, NMOS, Διπολικής τεχνολογίας), οι οποίες μπορεί να έχουν διαφορετικές τάσεις λειτουργίας, οι στάθμες του λογικού 0 (Low) και λογικού 1 (High) σε όλες τις νέες συσκευές δεν είναι σταθερές, αλλά εξαρτώνται από την τάση τροφοδοσίας. Έτσι, τα κατώφλια του λογικού 0 και του λογικού 1 τοποθετούνται στο 30% και το 70% της τάσης τροφοδοσίας V<sub>DD</sub> αντίστοιχα. Δηλαδή μία τάση στην περιοχή 0-0,3V<sub>DD</sub> θεωρείται λογικό 0 (Low), ενώ μία τάση στην περιοχή 0,7V<sub>DD</sub> έως V<sub>DD</sub>, θεωρείται λογικό 1 (High).

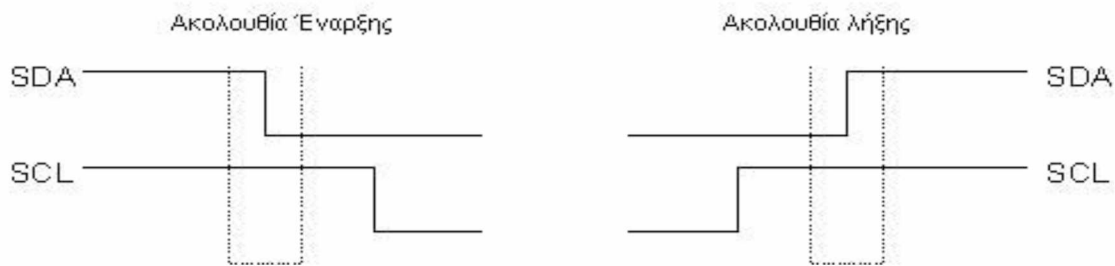
### Masters and Slaves

Οι συσκευές στον διάυλο I<sup>2</sup>C είναι είτε Κύριοι (Masters) είτε Υποτελείς (Slave). Η Master συσκευή είναι αυτή που ελέγχει και οδηγεί τη γραμμή ρολογιού SCL, δηλαδή παράγει τους παλμούς ρολογιού. Οι Slave συσκευές είναι αυτές που ανταποκρίνονται στις συσκευές Master, ως αποτέλεσμα, μόνο μία συσκευή Master μπορεί να ξεκινήσει μία μεταφορά πάνω στο διάυλο. Ακόμα, σε έναν διάυλο μπορεί να είναι συνδεδεμένες πολλές Master και πολλές Slave συσκευές. Τόσο οι Master όσο και οι Slave συσκευές μπορούν να μεταφέρουν δεδομένα στον διάυλο, αλλά μόνο οι Master συσκευές ελέγχουν την μεταφορά.

### Φυσικό πρωτόκολλο του διαύλου I<sup>2</sup>C

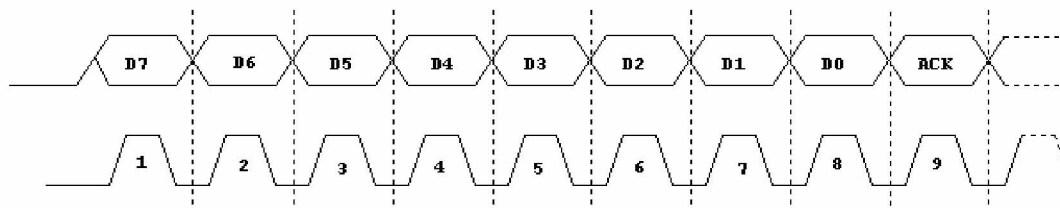
Όταν μία Master συσκευή επιθυμεί να επικοινωνήσει με μία Slave συσκευή, ξεκινά στέλνοντας στον διάυλο μία ακολουθία έναρξης (start sequence). Η ακολουθία

έναρξης, είναι μία από τις δύο ειδικές ακολουθίες που ορίζονται στο δίαυλο I<sup>2</sup>C ενώ η άλλη είναι η ακολουθία λήξης (stop sequence). Οι ακολουθίες έναρξης και λήξης διαφέρουν στο ότι είναι οι μοναδικές περιπτώσεις στις οποίες επιτρέπεται να αλλάξει η γραμμή δεδομένων (SDA), ενώ η γραμμή ρολογιού (SCL) είναι σε κατάσταση λογικού 1 (high). Κατά τη μεταφορά δεδομένων, η γραμμή SDA πρέπει να παραμένει σταθερή και να μην αλλάζει όσο η γραμμή ρολογιού είναι high. Οι ακολουθίες έναρξης και λήξης σημαδεύουν την έναρξη και τη λήξη μιας μεταφοράς με μία slave συσκευή, αυτό σημαίνει ότι ο δίαυλος θεωρείται ότι είναι απασχολημένος, μετά από μία ακολουθία έναρξης και ελεύθερος λίγο χρόνο μετά την ακολουθία λήξης.



Εικόνα 35: Ακολουθίες Έναρξης – Λήξης

Τα δεδομένα μεταφέρονται σε ακολουθίες των 8 bit. Τα bits τοποθετούνται στη γραμμή SDA, ξεκινώντας από το περισσότερο σημαντικό bit (MSB). Η γραμμή SCL μεταβαίνει στη κατάσταση high και μετά low. Για κάθε 8 bit δεδομένων που μεταφέρονται, η συσκευή που λαμβάνει στέλνει πίσω ένα bit επιβεβαίωσης (ACK). Έτσι στην πραγματικότητα φαίνεται πως απαιτούνται 9 παλμοί ρολογιού, για την μεταφορά των 8 bit κάθε byte δεδομένων. Εάν η συσκευή που λαμβάνει, στείλει πίσω ένα low bit επιβεβαίωσης (ACK), τότε έχει λάβει τα δεδομένα και είναι έτοιμη να λάβει το επόμενο byte δεδομένων. Εάν, όμως στείλει πίσω ένα high bit επιβεβαίωσης (NACK - Not Acknowledged), αυτό δείχνει ότι η συσκευή που λαμβάνει, δεν μπορεί να λάβει περαιτέρω δεδομένα και η master συσκευή πρέπει να τερματίσει την αποστολή δεδομένων, εκπέμποντας μία ακολουθία λήξης.



Εικόνα 36: Αποστολή Byte

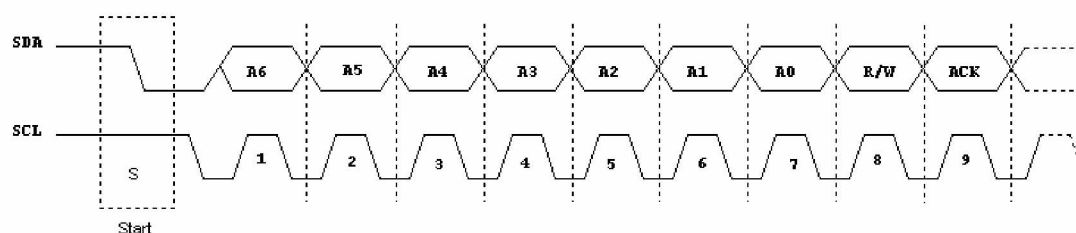
### Διευθυνσιοδότηση

Σε όλες τις slave συσκευές που συνδέονται στον δίαυλο, έχει αποδοθεί ένας αριθμός σαν διεύθυνση. Οι master συσκευές δεν έχουν απαραίτητα διεύθυνση, εκτός εάν υπάρχουν πολλές master συσκευές στον δίαυλο (περιβάλλον Multi-master). Οι master



συσκευές μπορούν να διαλέξουν αυθαίρετα μία από τις συνδεδεμένες slave συσκευές για επικοινωνία, χρησιμοποιώντας τη διεύθυνσή της. Οι διευθύνσεις των συσκευών του I<sup>2</sup>C διαύλου είναι είτε 7 bit (θεωρητικά έως 128 συσκευές στο δίαυλο), είτε 10 bit (θεωρητικά έως 1024 συσκευές στο δίαυλο) ή ακόμη και 16 bit (θεωρητικά 65536 συσκευές στο δίαυλο).

Εδώ θα μιλήσουμε για την περίπτωση που η διευθυνσιοδότηση είναι 7-bit. Θεωρητικά με 7 bit μπορούμε να έχουμε έως και 128 συσκευές στο δίαυλο. Επειδή όμως ορισμένες διευθύνσεις χρησιμοποιούνται για ειδικούς σκοπούς, μόνο 112 διευθύνσεις είναι διαθέσιμες στην 7-bit διευθυνσιοδότηση. Π.χ η I<sup>2</sup>C διεύθυνση 0, είναι γενική κλήση προς όλες τις συσκευές. Στον παρακάτω πίνακα φαίνονται οι διευθύνσεις που είναι δεσμευμένες για ειδικές χρήσεις.



Εικόνα 37: Αποστολή Διεύθυνσης 7 bit

### Δεσμευμένες Διευθύνσεις

Δύο ομάδες των 8 διευθύνσεων (0000 XXX και 1111 XXX) χρησιμοποιούνται για ειδικούς σκοπούς, όπως φαίνεται στον παρακάτω πίνακα

Πίνακας 3: Ομάδες των 8 διευθύνσεων για χρήση ειδικών σκοπών

ΔΙΕΥΘΥΝΣΗ SLAVE	R/W bit	ΠΕΡΙΓΡΑΦΗ
0000 000	0	Διεύθυνση Γενικής Κλίσης
0000 000	1	START Byte
0000 001	x	Διεύθυνση CBUS
0000 010	x	Δεσμευμένο για διαφορετικές μορφές διαύλου
0000 011	x	Δεσμευμένο για μελλοντικούς σκοπούς
0000 1xx	x	High Speed mode master code
1111 1xx	x	Δεσμευμένο για μελλοντικούς σκοπούς
1111 0xx	x	Διευθυνσιοδότηση slave 10 bit

## Ταχύτητες

Υπάρχουν διάφορα πρότυπα του διαύλου, τα οποία μπορούν να λειτουργήσουν σε διάφορες ταχύτητες. Τα πρότυπα αυτά είναι:

- Το Standard Mode: Η συχνότητα ρολογιού για τον δίαυλο I<sup>2</sup>C είναι 100KHz - ταχύτητα μεταφοράς δεδομένων 100Kbps
- Το Fast Mode με ταχύτητες ρολογιού μέχρι 400KHz - ταχύτητα μεταφοράς δεδομένων 400Kbps
- Το Fast Mode Plus με ταχύτητες ρολογιού μέχρι 1MHz - ταχύτητα μεταφοράς δεδομένων 1Mbps
- Το High Speed Mode με ταχύτητες ρολογιού μέχρι και 3,4 MHz - ταχύτητα μεταφοράς δεδομένων 3,4Mbps και
- Το Ultra Fast Mode (UFm) με ταχύτητες από DC έως 5MHz (I<sup>2</sup>C-bus specification and user manual).

## Clock Stretching

Όταν η master συσκευή διαβάζει από τη slave, η slave τοποθετεί τα δεδομένα στον δίαυλο, αλλά η master είναι αυτή που ελέγχει το ρολόι. Τι συμβαίνει, εάν η slave δεν είναι έτοιμη να στείλει δεδομένα; Με slave συσκευές όπως σειριακές EEPROM δεν υπάρχει πρόβλημα, αλλά σε περίπτωση που η slave συσκευή είναι ένας μικροεπεξεργαστής ή μικροελεγκτής, οι οποίοι έχουν να κάνουν και άλλες εργασίες, δημιουργείται πρόβλημα. Ο μικροεπεξεργαστής που παίζει το ρόλο της slave συσκευής, πρέπει π.χ να σώσει την κατάσταση του μικροεπεξεργαστή, να πάει στην υπορουτίνα διακοπής, να βρεί πια διεύθυνση θέλει η master να διαβάσει, να πάρει τα δεδομένα και να τα τοποθετήσει στον καταχωρητή εκπομπής. Αυτό απαιτεί κάποιον χρόνο, κατά τον οποίο η master συσκευή θα συνεχίζει όμως να στέλνει παλμούς και ως αποτέλεσμα να διαβάζει, τελικά, λανθασμένα δεδομένα. Σε αυτήν την περίπτωση το πρωτόκολλο επιτρέπει στη slave συσκευή να κρατάει το ρολόι σε κατάσταση λογικού 0 (low). Η master συσκευή από την άλλη πλευρά είναι υπεύθυνη, μετά από την απελευθέρωση της γραμμής ρολογιού, να ελέγξει εάν πράγματι πήγε στην υψηλή κατάσταση (high) προτού να συνεχίσει. Αυτός ο μηχανισμός ονομάζεται επιμήκυνση του ρολογιού. Για διαύλους με πολλές συσκευές, είναι σημαντικό να λάβουμε υπόψιν την επιμήκυνση του ρολογιού, καθώς υπάρχει κίνδυνος μείωσης της συνολικής απόδοσης από την πιο αργή συσκευή.

Επιπλέον, πολλές I<sup>2</sup>C συσκευές έχουν έναν εσωτερικό καταχωρητή - δείκτη ο οποίος δείχνει την θέση μνήμης από την οποία θα διαβάσουμε, ή στην οποία θα γράψουμε κατά την ακόλουθη ανάγνωση ή εγγραφή αντίστοιχα. Ο δείκτης αυτός αυξάνεται αυτόματα κατά 1 μετά από κάθε εγγραφή ή ανάγνωση. Στον δείκτη αυτόν υπάρχει η δυνατότητα εγγραφής της αρχικής τιμής. Αυτό το χαρακτηριστικό δεν αποτελεί μέρος του πρωτύπου I<sup>2</sup>C, ωστόσο είναι ένα πολύ χρήσιμο χαρακτηριστικό, όταν θέλουμε να

γράψουμε ή να διαβάσουμε μεγάλο όγκο δεδομένων (π.χ σε I<sup>2</sup>C μνήμες RAM και ROM).

## **The I<sup>2</sup>C Software Protocol**

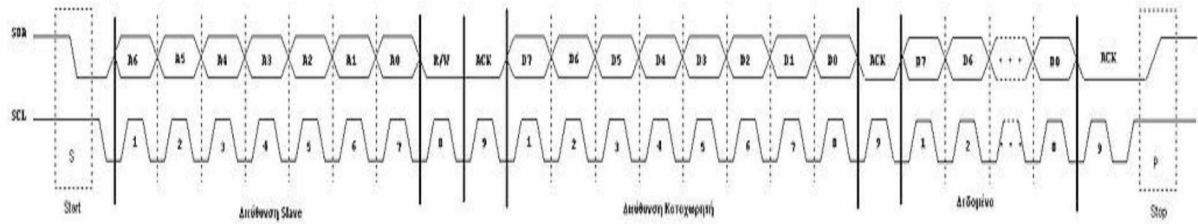
### **Εγγραφή σε μία slave συσκευή**

Για να ξεκινήσει μία επικοινωνία, το πρώτο πράγμα που θα κάνει η master συσκευή είναι να εκπέμψει την ακολουθία έναρξης. Αυτό ειδοποιεί όλες τις slave συσκευές στο δίαυλο, ότι πρόκειται να ξεκινήσει μία εκπομπή και να εντοπίσουν την περίπτωση που προορίζεται για αυτές. Στη συνέχεια η master συσκευή θα εκπέμψει την διεύθυνση της slave συσκευής με την οποία θέλει να επικοινωνήσει. Η slave συσκευή, που η διεύθυνσή της ταιριάζει με αυτήν που στάλθηκε θα συνεχίσει, ενώ όλες οι άλλες θα περάσουν σε αναμονή περιμένοντας την επόμενη επικοινωνία.

Μετά την αποστολή της διεύθυνσης της slave συσκευής, η master στέλνει τη διεύθυνση του καταχωρητή της slave στον οποίο θέλει να γράψει. Έπειτα η master συσκευή μπορεί να στείλει το Byte ή τα Bytes δεδομένων ενώ μπορεί να συνεχίσει να στέλνει δεδομένα, τα οποία θα τοποθετηθούν στις επόμενες θέσεις, μιας και η slave συσκευή θα αυξάνει αυτόματα την διεύθυνση του εσωτερικού καταχωρητή (καταχωρητή δείκτη-pointer register) μετά την λήψη κάθε byte. Όταν η master συσκευή στείλει, τελικά, όλα τα δεδομένα, σταματάει την εκπομπή εκπέμποντας μια ακολουθία λήξης. Συγκεκριμένα τα βήματα που ακολουθούνται έχουν ως εξής:

Η master συσκευή:

1. Στέλνει την ακολουθία έναρξης
2. Στέλνει την διεύθυνση της slave συσκευής με το R/W bit low (άρτια διεύθυνση), δηλώνοντας έτσι ότι θέλει να κάνει εγγραφή δηλαδή να στείλει δεδομένα στη slave.
3. Στέλνει την διεύθυνση του εσωτερικού καταχωρητή στον οποίο θέλει να γράψει
4. Στέλνει το byte δεδομένων
5. Στέλνει (προαιρετικά) οποιοδήποτε αριθμό επιπλέον byte
6. Στέλνει την ακολουθία λήξης



Εικόνα 38: Εγγραφή σε Slave

### Ανάγνωση από την slave συσκευή

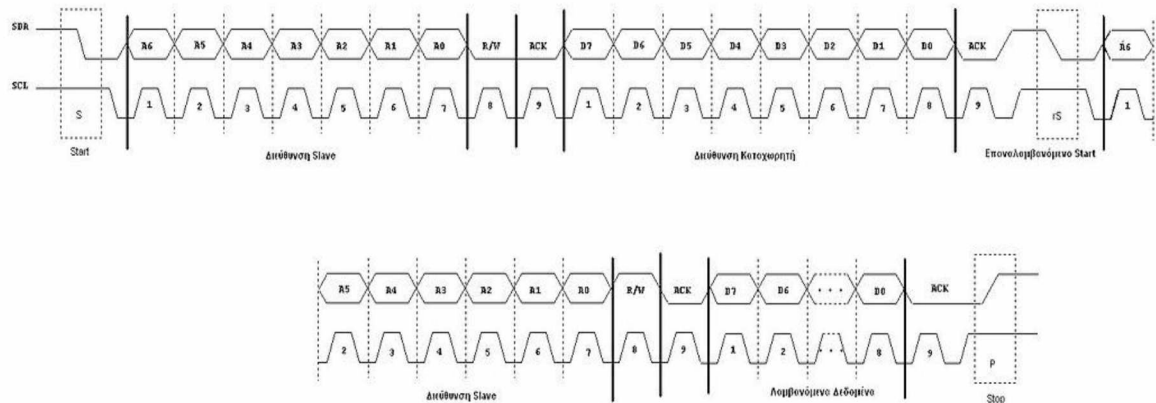
Πριν να διαβάσουμε δεδομένα από μία slave συσκευή, πρέπει να την πληροφορήσουμε ποιον εσωτερικό καταχωρητή της θέλουμε να διαβάσουμε. Έτσι μία ανάγνωση από την slave συσκευή στην πραγματικότητα ξεκινά με μία εγγραφή σε αυτήν. Έτσι η σειρά που ακολουθείται, για να διαβάσει μία master από μία slave έχει ως εξής:

Η master συσκευή:

1. Στέλνει την ακολουθία έναρξης (Start)
2. Στέλνει την διεύθυνση της slave συσκευής με το R/W bit low (εγγραφή, άρτια διεύθυνση).
3. Στέλνει την διεύθυνση του εσωτερικού καταχωρητή από τον οποίο θέλει να διαβάσει

Με τα δύο προηγούμενα βήματα, γράφεται ο καταχωρητής - δείκτης της slave συσκευής, σύμφωνα με αυτά που προαναφέρθηκαν, για γρήγορη πρόσβαση στα δεδομένα

1. Στέλνει πάλι την ακολουθία έναρξης (επαναλαμβανόμενη έναρξη rS-repeated Start)
2. Στέλνει πάλι την διεύθυνση της slave συσκευής με το R/W bit high (περιττή διεύθυνση), για να δηλώσει ότι επιθυμεί ανάγνωση
3. Διαβάζει τα δεδομένα (ένα ή περισσότερα byte). Μετά από την λήψη κάθε byte, η συσκευή που λαμβάνει επιβεβαιώνει (ACK) τη λήψη.
4. Στέλνει την ακολουθία λήξης (Stop)



Εικόνα 39: Ανάγνωση από Slave

## Εφαρμογές

Ο διάυλος I<sup>2</sup>C είναι κατάλληλος για περιφερειακά, όπου η απλότητα και το χαμηλό κόστος κατασκευής είναι σημαντικότερα από την ταχύτητα. Συνηθισμένες εφαρμογές του διαύλου είναι:

- Ανάγνωση-εγγραφή σειριακών μνημών EEPROM
- Πρόσβαση σε χαμηλής ταχύτητας μετατροπείς αναλογικού σήματος σε ψηφιακό (ADC) ή ψηφιακού σε αναλογικό (DAC).
- Ανάγνωση αισθητήρων με σύνδεση I<sup>2</sup>C
- Ανάγνωση ρολογιών πραγματικού χρόνου (Real Time Clocks-RTCs)
- Ανάγνωση επιτηρητών Hardware και διαγνωστικών αισθητήρων, όπως π.χ θερμοστατών CPU και ταχύτητας ανεμιστήρων
- Ενεργοποίηση-Απενεργοποίηση τροφοδοσίας τμημάτων συστημάτων κ.α.

Στην αγορά υπάρχουν μικροελεγκτές που έχουν ενσωματωμένες θύρες I<sup>2</sup>C, αλλά ένα ιδιαίτερα ισχυρό χαρακτηριστικό του διαύλου I<sup>2</sup>C, είναι ότι ένας μικροελεγκτής μπορεί να εξομοιώσει τις θύρες I<sup>2</sup>C μόνο με γενικής χρήσης ακροδέκτες (general purpose I/O) και λογισμικό, χωρίς να χρειάζεται να έχει εξειδικευμένο hardware (software I<sup>2</sup>C διάυλος). [29]

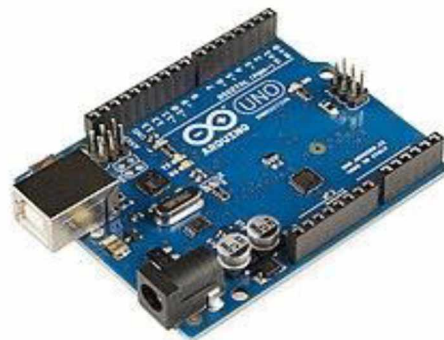
### 5.2.5 Arduino UNO

Το Arduino Uno είναι ένας μικροελεγκτής ανοιχτού κώδικα που βασίζεται στο μικροελεγκτή Microchip ATmega328P και αναπτύχθηκε από το Arduino.cc. Η πλακέτα είναι εξοπλισμένη με σετ ψηφιακών και αναλογικών εισόδων / εξόδων (I /

Ο) ακίδων που μπορούν να διασυνδεθούν με διάφορες πλακέτες επέκτασης (θωράκια) και άλλα κυκλώματα. Ο πίνακας έχει 14 ψηφιακές ακίδες, 6 αναλογικές ακίδες και προγραμματίζεται με το IDE του Arduino (Integrated Development Environment) μέσω καλωδίου USB τύπου B. Μπορεί να τροφοδοτείται από το καλώδιο USB ή από μια εξωτερική μπαταρία των 9 volt, παρόλο που δέχεται τάσεις μεταξύ 7 και 20 volt. Παρουσιάζει, επίσης, ομοιότητες με το Arduino Nano και το Leonardo. Τα αρχεία διάταξης και παραγωγής για ορισμένες εκδόσεις του υλικού είναι διαθέσιμα στον ιστότοπο.

Η λέξη " uno " σημαίνει "ένα" στα ιταλικά και επιλέχθηκε για να σηματοδοτήσει την αρχική έκδοση του λογισμικού Arduino . Το διοικητικό συμβούλιο Uno είναι η πρώτη από μια σειρά USB με βάση πίνακες Arduino, και την έκδοση 1.0 του Arduino IDE ήταν οι εκδόσεις αναφοράς του Arduino, πλέον εξελιχθεί σε νεότερες εκδόσεις. <sup>[4]</sup>Το ATmega328 στο board έρχεται προ-προγραμματισμένο με ένα bootloader που επιτρέπει την αποστολή νέου κώδικα σε αυτό χωρίς τη χρήση ενός εξωτερικού προγραμματιστή υλικού.

Ενώ το Uno επικοινωνεί χρησιμοποιώντας το αρχικό πρωτόκολλο STK500, διαφέρει από όλες τις προηγούμενες πλακέτες στο ότι δεν χρησιμοποιεί το chip driver FTDI USB-to-serial. Αντίθετα, χρησιμοποιεί το Atmega16U2 (Atmega8U2 μέχρι την έκδοση R2) προγραμματισμένο ως μετατροπέας USB σε σειριακό .



**Εικόνα 40: Arduino Uno**

#### Τεχνικές προδιαγραφές

- Μικροελεγκτής : Microchip ATmega328P <sup>[7]</sup>
- Τάση λειτουργίας: 5 Volt
- Τάση εισόδου: 7 έως 20 Volts
- Ψηφιακοί ακροδέκτες I / O: 14 (από τους οποίους 6 παρέχουν έξοδο PWM)
- Αναλογικοί ακροδέκτες εισόδου: 6

- Τάση DC ανά I / O ακίδα: 20 mA
- Τάση DC για πύλη 3.3V: 50 mA
- Μνήμη Flash : 32 KB εκ των οποίων 0,5 KB που χρησιμοποιείται από το bootloader
- SRAM : 2 KB
- EEPROM : 1 KB
- Ταχύτητα ρολογιού: 16 MHz
- Μήκος: 68,6 mm
- Πλάτος: 53,4 mm
- Βάρος: 25 g

#### Γενικές λειτουργίες ακίδων

- **LED** : Υπάρχει μια ενσωματωμένη λυχνία LED που ενεργοποιείται από τον ψηφιακό πείρο 13. Όταν ο ακροδέκτης έχει υψηλή τιμή, η λυχνία LED είναι αναμμένη, όταν ο πείρος είναι χαμηλός, είναι απενεργοποιημένη.
- **VIN** : Η τάση εισόδου στην πλακέτα Arduino / Genuino όταν χρησιμοποιεί εξωτερική πηγή τροφοδοσίας (σε αντίθεση με τα 5 volt από τη σύνδεση USB ή άλλη ρυθμισμένη πηγή τροφοδοσίας). Η τροφοδότηση μπορεί να γίνει μέσω αυτού του πείρου.
- **5V** : Αυτός ο ακροδέκτης εκπέμπει ρυθμισμένο 5V από τον ρυθμιστή του πίνακα. Η κάρτα μπορεί να τροφοδοτηθεί είτε από την υποδοχή τροφοδοσίας συνεχούς ρεύματος (7 - 20V), από την υποδοχή USB (5V) είτε από τον ακροδέκτη VIN του πίνακα (7-20V). Η τροφοδοσία τάσης μέσω των ακροδεκτών 5V ή 3.3V παρακάμπτει τον ρυθμιστή και μπορεί να προκαλέσει βλάβη στην πλακέτα.
- **3V3** : Παροχή 3.3 volt από τον εποχούμενο ρυθμιστή. Η μέγιστη έλξη ρεύματος είναι 50 mA.
- **GND** : Πείροι γείωσης.
- **IOREF** : Αυτή η καρφίτσα στον πίνακα Arduino / Genuino παρέχει την αναφορά τάσης με την οποία λειτουργεί ο μικροελεγκτής. Μια κατάλληλα διαμορφωμένη ασπίδα μπορεί να διαβάσει την τάση IOREF pin και να επιλέξει την κατάλληλη πηγή ισχύος ή να ενεργοποιήσει τους μεταφραστές τάσης στις εξόδους για να λειτουργήσει με τα 5V ή 3.3V.

- **Επαναφορά** : Συνήθως χρησιμοποιείται για να προσθέσετε ένα κουμπί επαναφοράς σε ασπίδες που εμποδίζουν το ένα στο σκάφος.

### Ειδικές λειτουργίες με ακίδες

Κάθε μία από τις 14 ψηφιακές ακίδες και 6 αναλογικές ακίδες στο Uno μπορεί να χρησιμοποιηθεί ως είσοδος ή έξοδος, χρησιμοποιώντας λειτουργίες `pinMode ()`, `digitalWrite ()` και `digitalRead ()`. Λειτουργούν και αυτές σε 5 volt. Κάθε ακροδέκτης μπορεί να παρέχει ή να λαμβάνει 20 mA ως συνιστώμενη κατάσταση λειτουργίας και έχει εσωτερική αντίσταση pull-up (αποσυνδεδεμένη από προεπιλογή) 20-50k ohm. Μέγιστη τιμή είναι τα 40mA και δεν πρέπει να ξεπεραστεί σε οποιονδήποτε ακροδέκτη I / O ώστε να αποφευχθεί η μόνιμη βλάβη του μικροελεγκτή. Το Uno διαθέτει, επίσης, 6 αναλογικές εισόδους, με την ένδειξη A0 έως A5, καθεμία από τις οποίες παρέχει 10 ψηφία ανάλυσης (δηλαδή 1024 διαφορετικές τιμές). Από προεπιλογή, μετρούνται από το έδαφος σε 5 volt, αν και είναι δυνατή η αλλαγή του ανώτερου άκρου του εύρους τους χρησιμοποιώντας τον ακροδέκτη AREF και τη λειτουργία `analogReference ()`.

Επιπλέον, μερικές καρφίτσες έχουν εξειδικευμένες λειτουργίες:

- **Serial / UART** : ακίδες 0 (RX) και 1 (TX). Χρησιμοποιείται για τη λήψη (RX) και τη μετάδοση (TX) TTL σειριακών δεδομένων. Οι ακίδες αυτές συνδέονται με τους αντίστοιχους ακροδέκτες του σειριακού τσιπ ATmega8U2 USB-to-TTL.
- **Εξωτερικές διακοπές** : οι ακίδες 2 και 3. Αυτές οι ακίδες μπορούν να διαμορφωθούν για να προκαλέσουν διακοπή σε χαμηλή τιμή, άνοδο ή πτώση της άκρης ή αλλαγή τιμής.
- **PWM** (διαμόρφωση εύρους παλμών): 3, 5, 6, 9, 10 και 11. Μπορεί να παρέχει έξοδο PWM 8 bit με τη λειτουργία `analogWrite ()`.
- **SPI** (σειριακή περιφερειακή διασύνδεση): 10 (SS), 11 (MOSI), 12 (MISO), 13 (SCK). Αυτές οι ακίδες υποστηρίζουν την επικοινωνία SPI χρησιμοποιώντας τη βιβλιοθήκη SPI.
- **TWI** (διασύνδεση δύο καλωδίων) / I<sup>2</sup>C : ακίδα A4 ή SDA και ακίδα A5 ή SCL. Υποστήριξη επικοινωνίας TWI χρησιμοποιώντας τη βιβλιοθήκη καλωδίων.
- **AREF** (αναλογική αναφορά): Τάση αναφοράς για τις αναλογικές εισόδους.

### Επικοινωνία

Το Arduino / Genuino Uno διαθέτει μια σειρά από εγκαταστάσεις επικοινωνίας με έναν υπολογιστή, έναν άλλο πίνακα Arduino / Genuino ή άλλους μικροελεγκτές. Το ATmega328 παρέχει σειριακή επικοινωνία UART TTL (5V), η οποία διατίθεται σε



ψηφιακές ακίδες 0 (RX) και 1 (TX). Ένα ATmega16U2 στον πίνακα διοχετεύει αυτή τη σειριακή επικοινωνία μέσω USB και εμφανίζεται στον υπολογιστή ως μια θύρα com για τη φόρτωση του λογισμικού. Το firmware 16U2 χρησιμοποιεί τα πρότυπα προγράμματα οδήγησης USB COM και δεν απαιτείται εξωτερικό πρόγραμμα οδήγησης. Ωστόσο, στα Windows, απαιτείται ένα αρχείο.inf. Το λογισμικό Arduino (IDE) περιλαμβάνει μια σειριακή οθόνη που επιτρέπει την αποστολή απλών στοιχείων κειμένου από και προς την πλακέτα. Οι ενδεικτικές λυχνίες RX και TX στην πλακέτα θα αναβοσβήνουν όταν τα δεδομένα μεταδίδονται μέσω του τσιπ USB-to-serial και της σύνδεσης USB στον υπολογιστή (αλλά όχι για σειριακή επικοινωνία στις ακίδες 0 και 1).

### **Αυτόματη επαναφορά λογισμικού**

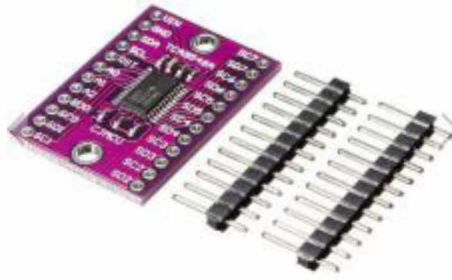
Αντί να απαιτείται φυσική πίεση του κουμπιού επαναφοράς πριν από τη μεταφόρτωση, η πλακέτα Arduino / Genuino Uno σχεδιάστηκε κατά τρόπο που να επιτρέπει την επαναφορά της από λογισμικό που εκτελείται σε συνδεδεμένο υπολογιστή. Μία από τις γραμμές ελέγχου ροής υλικού (DTR) του ATmega8U2 / 16U2 συνδέεται στη γραμμή επαναφοράς του ATmega328 μέσω ενός πυκνωτή 100 nanofarad.

Αυτή η ρύθμιση, όμως, επιφέρει κι άλλες επιπτώσεις. Όταν το Arduino είναι συνδεδεμένο με έναν υπολογιστή που χρησιμοποιεί Mac OS X ή Linux, χρειάζεται επαναφόρτωση του λογισμικού (μέσω USB). Για το επόμενο μισό δευτερόλεπτο περίπου, ο bootloader εκτελείται στο Uno. Ενώ προγραμματίζεται να αγνοεί τα παραμορφωμένα δεδομένα, δηλαδή οτιδήποτε εκτός από τη μεταφόρτωση νέου κώδικα, θα εντοπίσει τα πρώτα μερικά bytes των δεδομένων που αποστέλλονται στον πίνακα μετά την ανοικτή σύνδεση. [30]

### **5.2.6 Πολυπλέκτης TCA9548A 1 to 8**

Ο πολυπλέκτης TCA9548A 1 to 8 λύνει το πρόβλημα της σύνδεσης του διαύλου I2C με παραπάνω από δύο Arduino ίδιας διεύθυνσης. Ο πολυπλέκτης TCA9548A 1 to 8, όπως φανερώνει και το όνομά του, προσφέρει τη σύνδεση έως και 8 συσκευών I<sup>2</sup>C ίδιας διεύθυνσης σε έναν μικροελεγκτή.

Λειτουργεί σαν gatekeeper, μεταφέροντας τις εντολές στο επιλεγμένο σετ ακίδων I<sup>2</sup>C με εντολή χρήστη. Η χρήση του είναι αρκετά απλή καθώς ο ίδιος ο πολυπλέκτης βρίσκεται στη διεύθυνση I2C 0x70 (αλλά μπορεί να ρυθμιστεί από 0x70 σε 0x77) και αρκεί ο χρήστης να δώσει ένα μόνο byte με τον επιθυμητό πολυπλεγμένο αριθμό εξόδου σε αυτή τη θύρα και bam - οποιαδήποτε μελλοντικά πακέτα I<sup>2</sup>C θα σταλεί σε αυτό την θύρα. Όπως όλα τα breakouts του Adafruit, το chip μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε ένα breadboard με πυκνωτές και pullups και pulldowns χρήση snap. Το ίδιο το τσιπ είναι συμβατό με 3V και 5V ώστε να είναι εφικτό να χρησιμοποιηθεί σε οποιοδήποτε λογικό επίπεδο. [31]

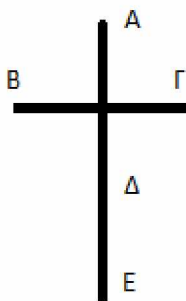


Εικόνα 40: TCA9548A 1-to-8 I<sup>2</sup>C Multiplexer

### 5.2.7 Σημεία – Κλειδιά

Έπειτα από μελέτη της θεωρίας στα προηγούμενα κεφάλαια ορίστηκαν τα σημεία – κλειδιά που θα μπούν οι αισθητήρες για την σωστή λειτουργία του συστήματος.

Τα σημεία αυτά θα είναι:



1. Σημείο A: Αυχενικοί σπόνδυλοι A1 – A2
2. Σημείο B: Ωμοπλάτες – επίπεδο θωρακικού σπονδύλου Θ1 (αριστερά)
3. Σημείο Γ: Ωμοπλάτες – επίπεδο θωρακικού σπονδύλου Θ1 (δεξιά)
4. Σημείο Δ: Τέλος θωρακικής μοίρας – Θ12 – O1
5. Σημείο E: Τέλος οσφυϊκής μοίρας (συνενοστέωση) O5 – I1

Εικόνα 41: Σημεία - Κλειδιά

### 5.2.8 Κώδικας και Λογισμικό

Για το λογισμικό χρησιμοποιήθηκε το fritzing.org και εγκαταστάθηκε η εφαρμογή του Arduino όπου προσομοιώνεται ο κώδικας. Οι κώδικές που έχουν χρησιμοποιήθει είναι έτοιμοι κώδικές των εξαρτημάτων που χρησιμοποιήθηκαν και τροποποιήθηκαν με τέτοιο τρόπο ώστε να ταιριάζουν στις ανάγκες της συγκεκριμένης πτυχιακής

εργασίας. Χρησιμοποιήθηκαν συνολικά 4 Κώδικες οι οποίοι παρατίθενται στο Παράρτημα Α.

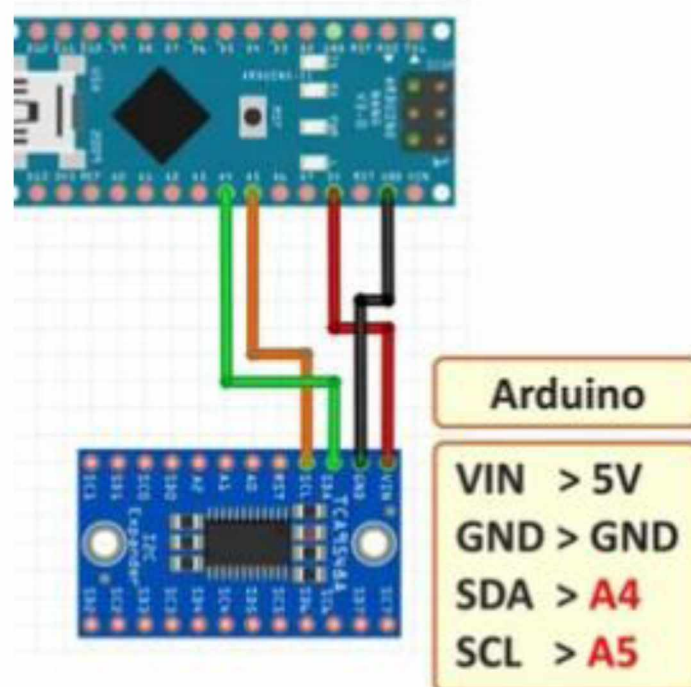
Ο Κώδικας 1 είναι ο βασικός κώδικας της πτυχιακής εργασίας. Υπολογίζει τη γωνία κλίσης και κάνει τη μετατροπή από rad σε μοίρες. Χρησιμοποιεί τη βιβλιοθήκη Wire η οποία βρίσκει εφαρμογή στο I<sup>2</sup>C protocol. Μέσα σε μία void loop χρησιμοποιεί καταχωρητή ACx, ACy, ACz και χρησιμοποιεί τη διεύθυνση 0x68 ως MPU\_addr.

Ο Κώδικας 2 είναι αυτός που κάνει τους αισθητήρες MPU\_6050 να «μιλούν» σε I<sup>2</sup>C. Κάνει χρήση των βιβλιοθηκών I<sup>2</sup>C, Wire και MPU\_6050, ορίζει ένα object MPU\_6050 accelgyro, ορίζει την επικοινωνία, κάνει αρχικοποίηση του αξελερόμετρου και διαβάζει τις τιμές που λαμβάνει ο αισθητήρας.

Ο Κώδικας 3 είναι ο κώδικας λειτουργίας του πολυπλέκτη χωρίς κάποια αλλαγή.

Συνδεσμολογία

- **Vin** is connected to **5V** (on a 3V logic Arduino/microcontroller, use **3.3V**)
- **GND** to ground
- **SCL** to I2C clock
- **SDA** to I2C data



Εικόνα 41: Συνδεσμολογία Arduino - Multiplexer

Τέλος, στον Κώδικα 4, γίνεται η σύνδεση των προηγούμενων κωδίκων ώστε να λειτουργεί σύμφωνα με τις ανάγκες της πτυχιακής για 5 αισθητήρες. Χρησιμοποιεί διεύθυνση 0x70. Ορίζουμε κάθε φορά ποιον αισθητήρα θέλουμε, γίνεται αρχικοποίηση των αισθητήρων στη setup. Στο loop επιλέγω τον 1ο αισθητήρα με (select 0), διαβάζω ό,τι μου δίνει ο αισθητήρας, γίνεται μετατροπή σε μοίρες χρησιμοποιώντας τον Κώδικα 1 και συνεχίζω στους επόμενους. Αυτή η δουλειά μπορεί να γίνει έως και για 8 αισθητήρες.

Έπειτα από αυτό, συγκεντρώνω τις τιμές και τις κάνω export σε ένα άλλο αρχείο ώστε να συγκρίνω τις τιμές που βρήκα με τις αρχικοποιήσεις των αισθητήρων που αντιστοιχούν στις γωνίες του πίνακα Cobb με σκοπό τη μελέτη τους.

## 6. Δοκιμή και Αξιολόγηση του Συστήματος

### 6.1 Περίπτωσης Χρήσης

Επάνω στο γιλέκο τύπου ρεπόρτερ τοποθετήθηκαν, όπως αναφέρθηκε και παραπάνω, 5 αισθητήρες MPU\_6050 με σκοπό τη μέτρηση κλίσης των σημείων εφαρμογής τους. Η τοποθέτηση τους έγινε με ταινία Velcro (κριτς – κρατς) ώστε να είναι εφικτή η επανατοποθέτησή τους σε οποιοδήποτε άτομο.

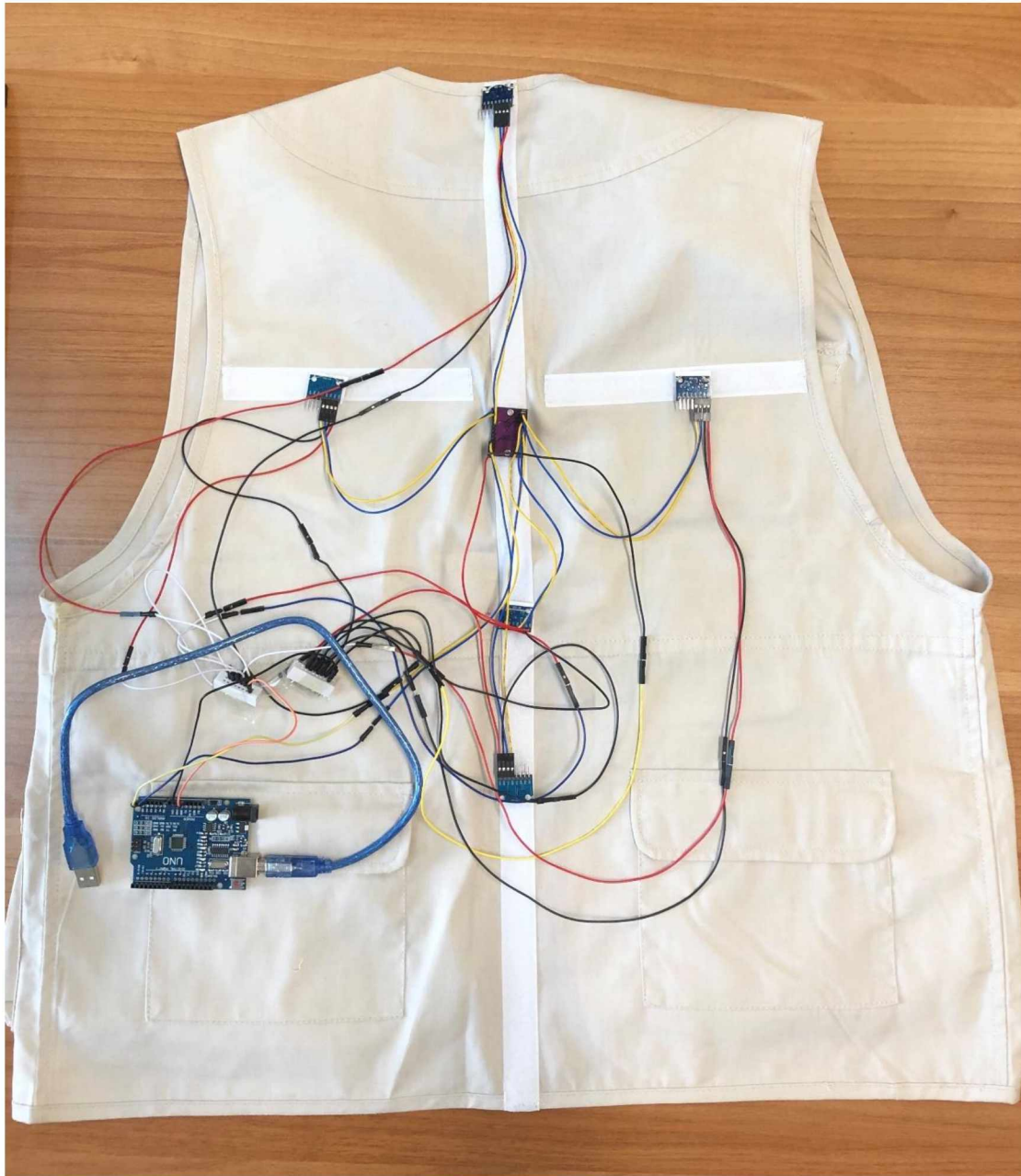
Στη συνέχεια της υλοποίησης του πειράματος, φόρεσα το γιλέκο και λήφθηκαν μετρήσεις σε κάποιες ενδεικτικές στάσεις και κλίσεις ώστε να αξιολογηθούν.

Λήφθηκαν μετρήσεις σε

- Φυσιολογική στάση
- Θωρακική κλίση 5° προς τα εμπρός (κύφωση)
- Θωρακική κλίση 10° προς τα εμπρός (κύφωση)
- Φυσιολογική στάση αυχενικής περιοχής
- Κλίση αυχενικής περιοχής προς τα εμπρός (πρόσθια κεφαλή – ευθειαςμός αυχένα – ευθειαςμός άνω ράχης)

### 6.2 Επίδειξη Δοκιμής

Στο υποκεφάλαιο αυτό θα παρουσιαστεί φωτογραφικό υλικό που λήφθηκε κατά την υλοποίηση με σκοπό την καλύτερη και αναλυτικότερη επεξήγηση των συγκεκριμένων συστημάτων.

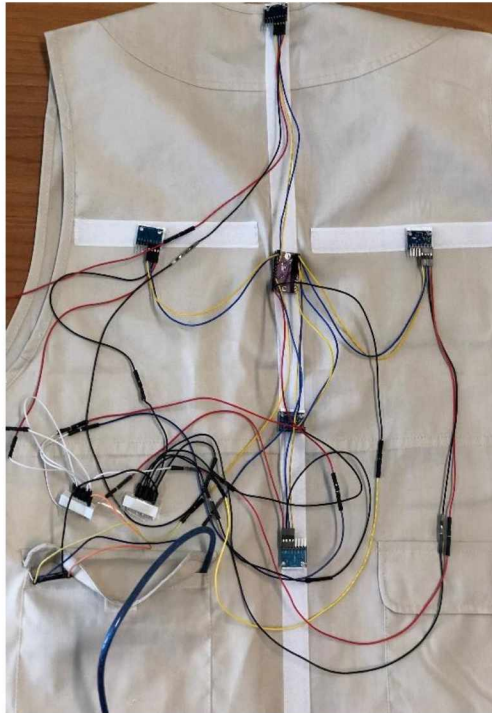


**Εικόνα 42: Το γιλέκο**

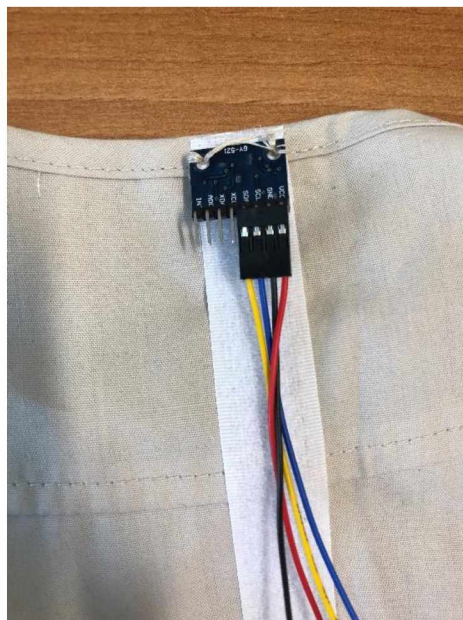
Στην Εικόνα 42 βλέπουμε το τελικό σύστημα όπως φαίνεται από την πίσω μεριά. Είναι οι αισθητήρες τοποθετημένοι στα σημεία – κλειδιά, ο κάθε αισθητήρας ενώνεται στα SCL και SDA με τα SC0 – SC4 και SD0 – SD4 αντίστοιχα του πολυπλέκτη, ξεκινώντας με αισθητήρα Νο 0 τον αισθητήρα που εφαρμόζει στην αυχενική περιοχή, αισθητήρα Νο 1 ο αισθητήρας της αριστερής ωμοπλάτης και Νο 2 της δεξιάς, ενώ αισθητήρας Νο 3 είναι αυτός στο τέλος της θωρακικής μοίρας και τέλος ο αισθητήρας Νο 4 είναι αυτός που εφαρμόζεται στο τέλος της οσφυϊκής μοίρας.

Τα SDA και SCL του πολυπλέκτη συνδέονται στα A4 και A5 αντιστοίχως του Arduino και όπως είναι αναμενόμενο, για να πάρουν ρεύμα οι αισθητήρες και ο

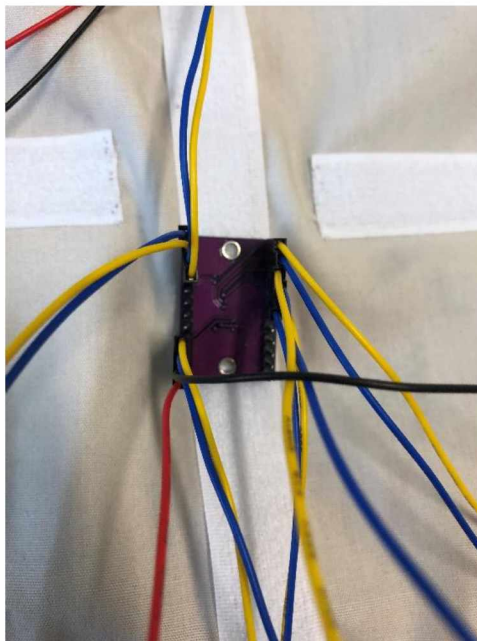
πολυπλέκτης αλλά και να λειτουργήσουν ταυτόχρονα υπό τις ίδιες συνθήκες, συνδέθηκαν τα Vcc και GND των αισθητήρων και τα Vin και GND του πολυπλέκτη σε Mini Breadboard και από εκεί, αντίστοιχα με τα 5V και GND του Arduino.



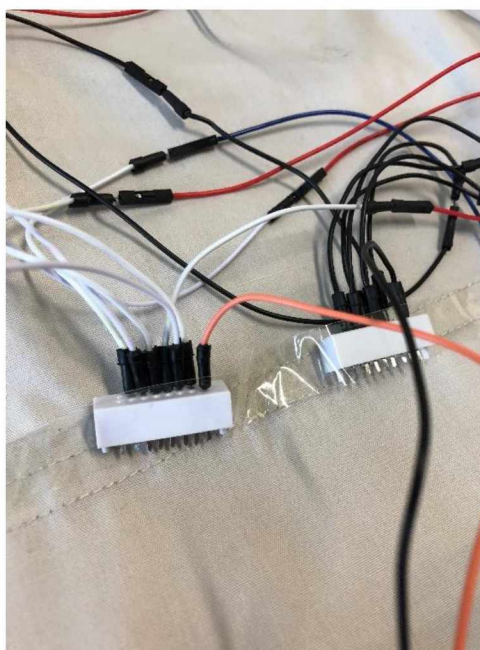
**Εικόνα 43: Κοντινότερη λήψη συνδεσμολογίας**



**Εικόνα 44: Αισθητήρας**



**Εικόνα 45: Πολυπλέκτης**



**Εικόνα 46: Σύνδεση σε breadboard**

### **6.3 Αξιολόγηση**

Για την εξαγωγή και αξιολόγηση των αποτελεσμάτων έγινε χρήση της εφαρμογής Real Term, η οποία είναι μια εφαρμογή που επιτρέπει το διάβασμα των σειριακών θυρών και την καταγραφή των εξαγόμενων αποτελεσμάτων σε ένα αρχείο. Τα αποτελέσματα περάστηκαν σε ένα αρχείο Excel για την καλύτερη μελέτη τους.

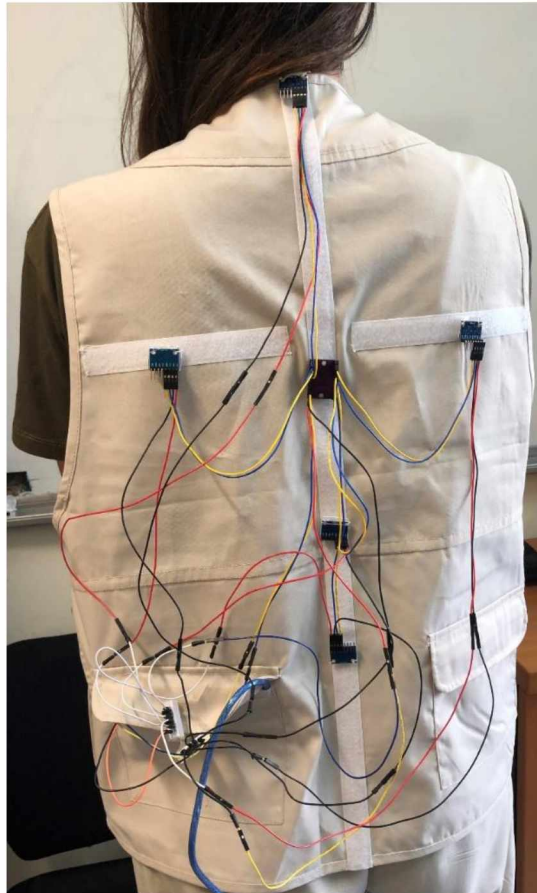


Για την εξαγωγή όλων των αποτελεσμάτων χρησιμοποιήθηκαν 30 τιμές, σε κάθε περίπτωση, και αναλύθηκαν ξεχωριστά τόσο για κάθε αισθητήρα όσο και για κάθε άξονα.

Έπειτα, δημιουργήθηκαν γραφήματα που παρουσιάζουν τη διακύμανση της κάθε τιμής στους άξονες, και πάλι για κάθε περίπτωση, με σκοπό την ορθότερη μελέτη τους.

### Περίπτωση 1

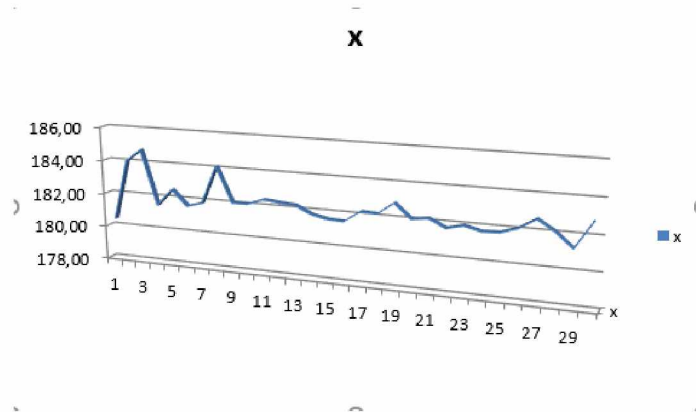
Φυσιολογική Στάση – Κλίση 0°



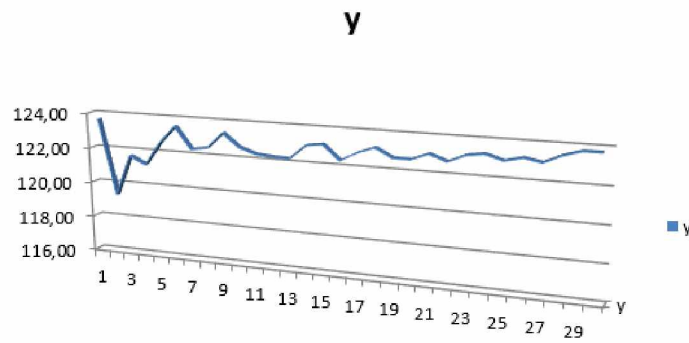
**Εικόνα 47: Φυσιολογική στάση με την εφαρμογή του γιλέκου**

Παρακάτω παρατίθενται ενδεικτικά γραφήματα που παρουσιάζουν τη διακύμανση των τιμών των κλίσεων κατά την διεκπεραίωση του πειράματος για κάθε αισθητήρα ξεχωριστά στους x, y, z άξονες.

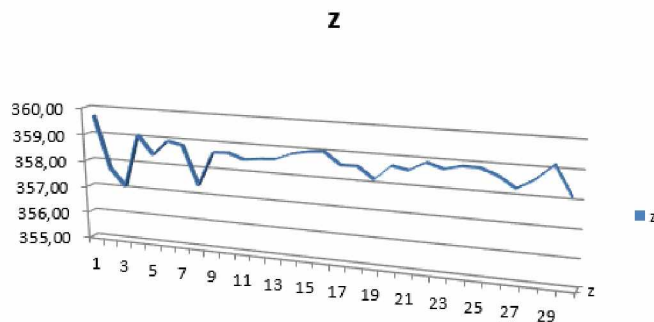
Όλα τα αποτελέσματα είναι εκφρασμένα σε μοίρες.



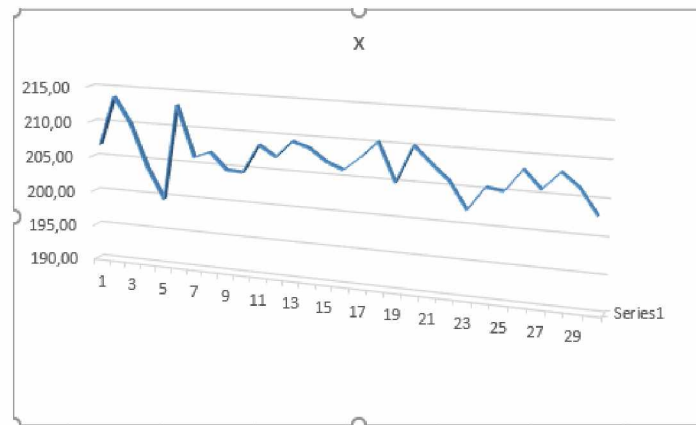
Εικόνα 48: Αισθητήρας No 0 – 0° – x άξονας



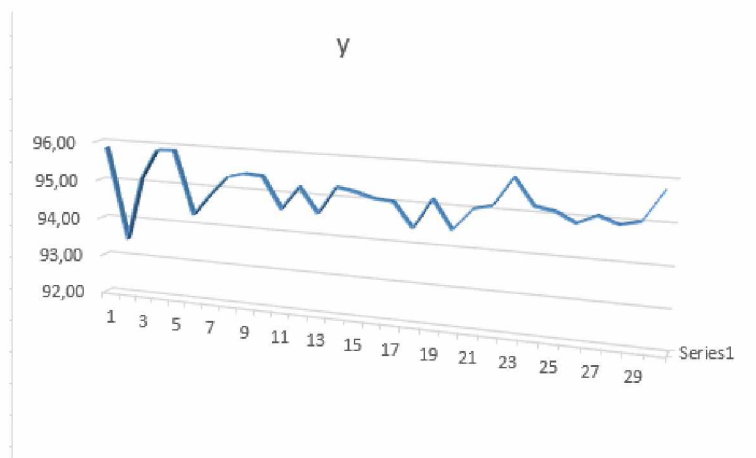
Εικόνα 49: Αισθητήρας No 0 – 0° – y άξονας



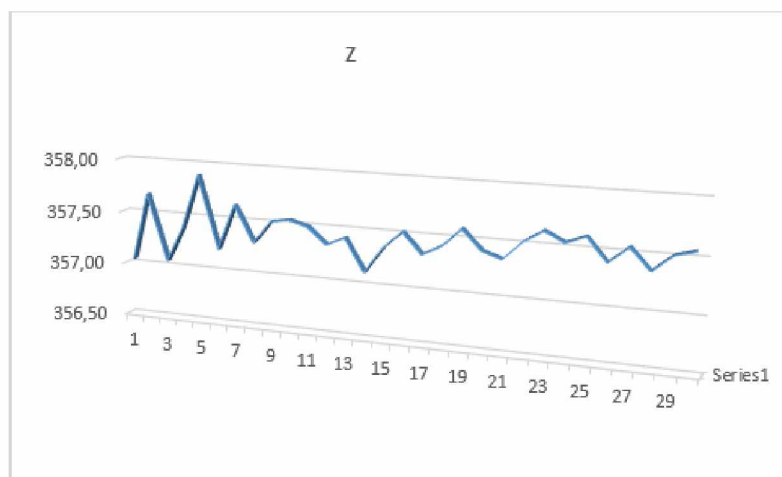
Εικόνα 50: Αισθητήρας No 0 – 0° – z άξονας



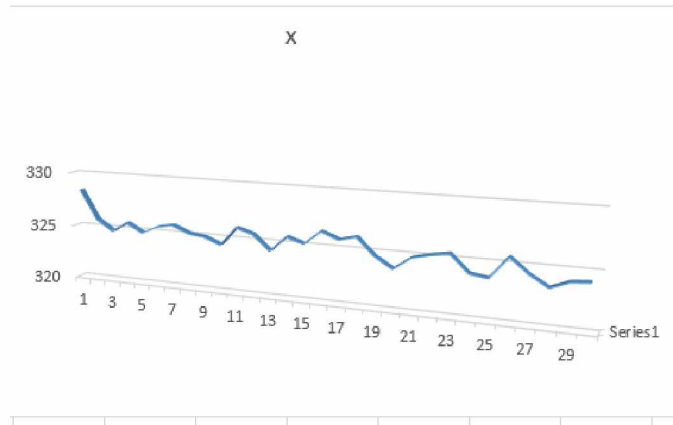
**Εικόνα 51: Αισθητήρας No 1 – 0° – x άξονας**



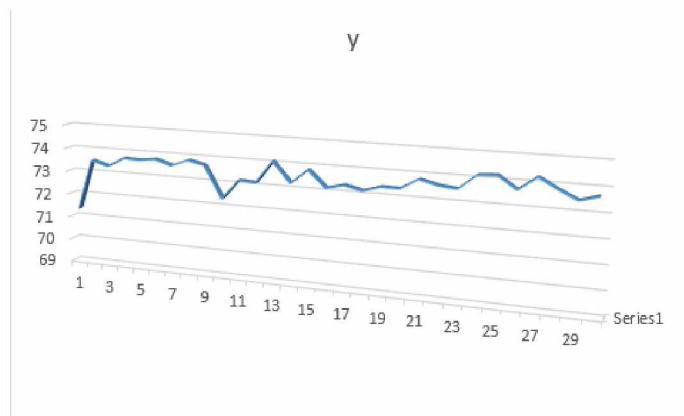
**Εικόνα 52: Αισθητήρας No 1 – 0° – y άξονας**



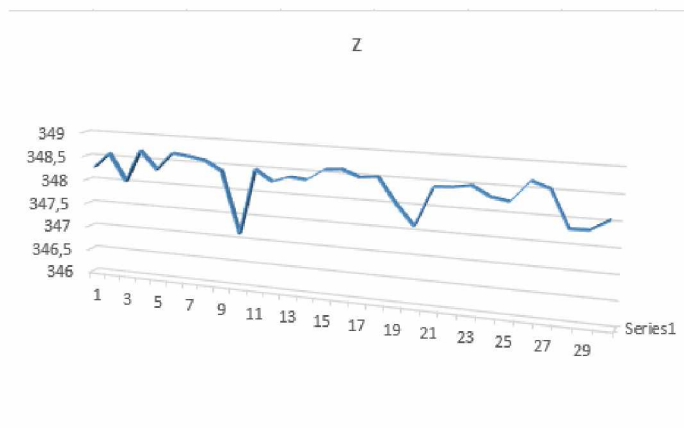
**Εικόνα 53: Αισθητήρας No 1 – 0° – z άξονας**



**Εικόνα 54: Αισθητήρας Νο 3 – 0° – x άξονας**



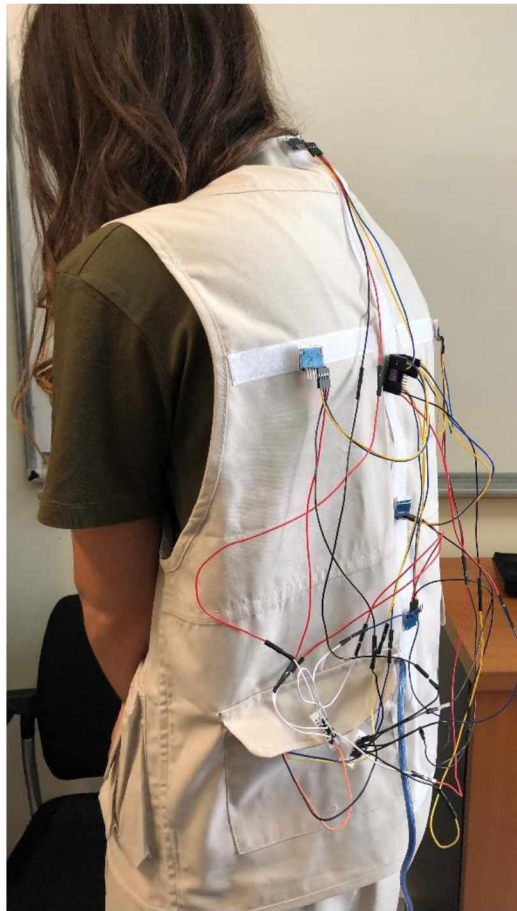
**Εικόνα 55: Αισθητήρας Νο 3 – 0° – y άξονας**



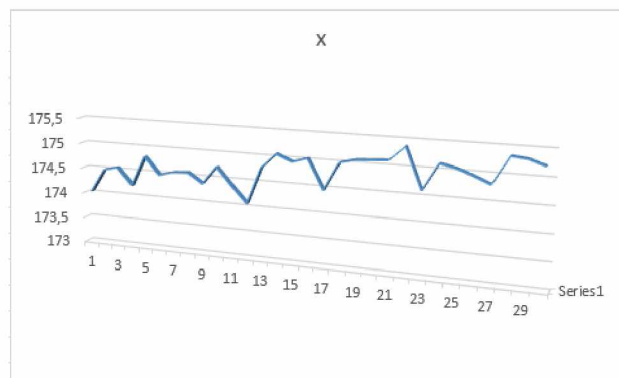
**Εικόνα 56: Αισθητήρας Νο 3 – 0° – z άξονας**

## Περίπτωση 2

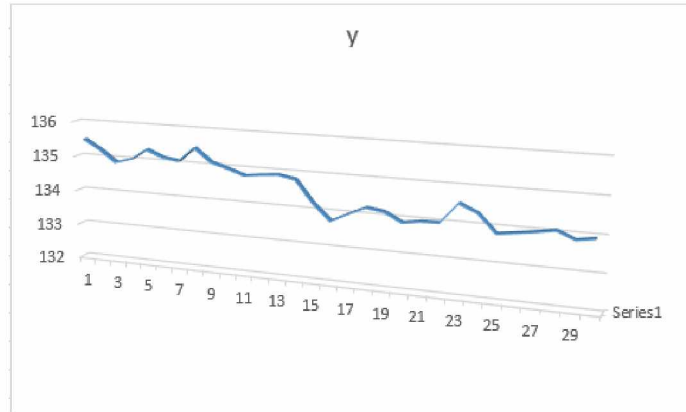
Κλίση 5°



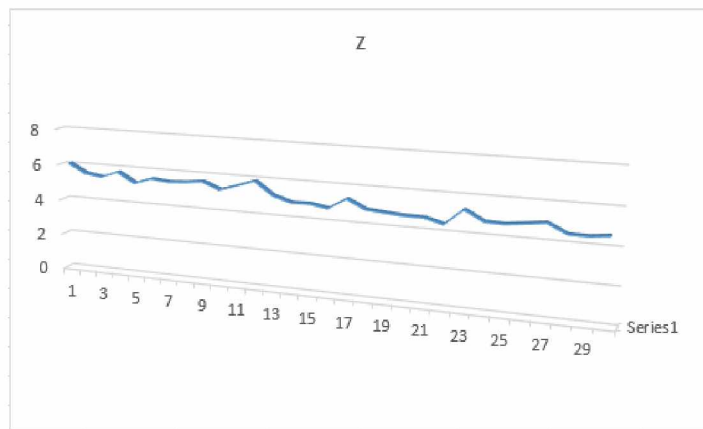
Εικόνα 57: Κλίση εμπρός με την εφαρμογή του γιλέκου



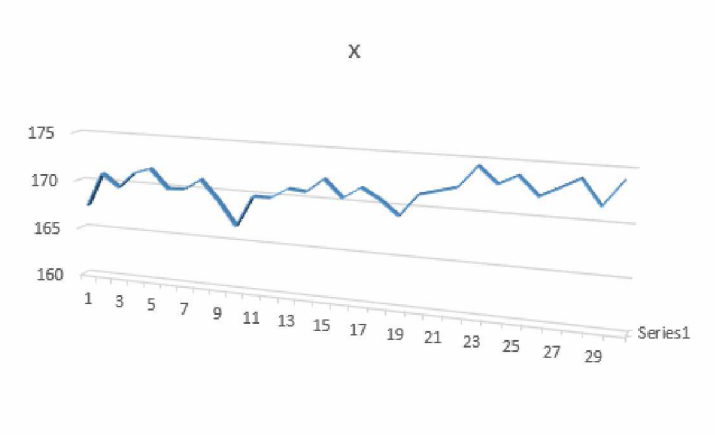
Εικόνα 58: Αισθητήρας No 0 – 5° – x άξονας



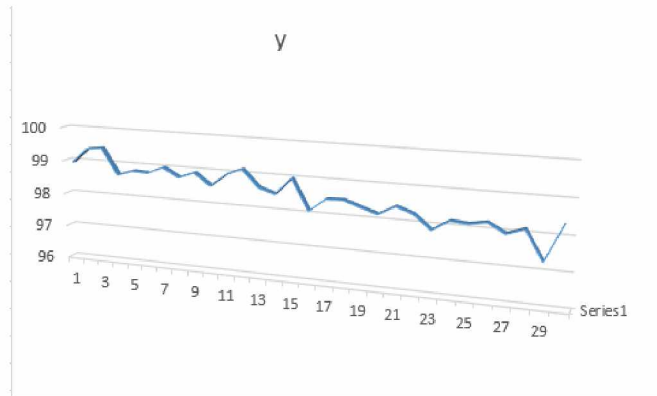
Εικόνα 59: Αισθητήρας No 0 – 5° – y άξονας



Εικόνα 60: Αισθητήρας No 0 – 5° – z άξονας



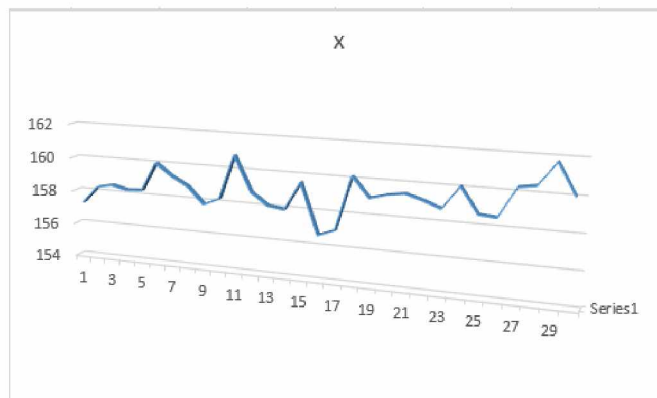
Εικόνα 61: Αισθητήρας No 1 – 5° – x άξονας



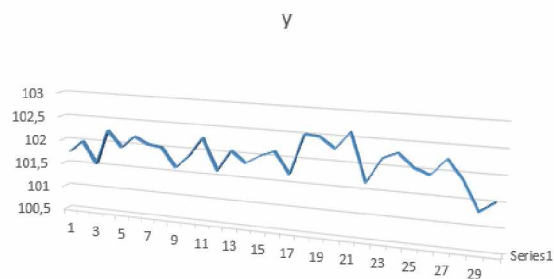
Εικόνα 62: Αισθητήρας No 1 – 5° – z άξονας

### Περίπτωση 3

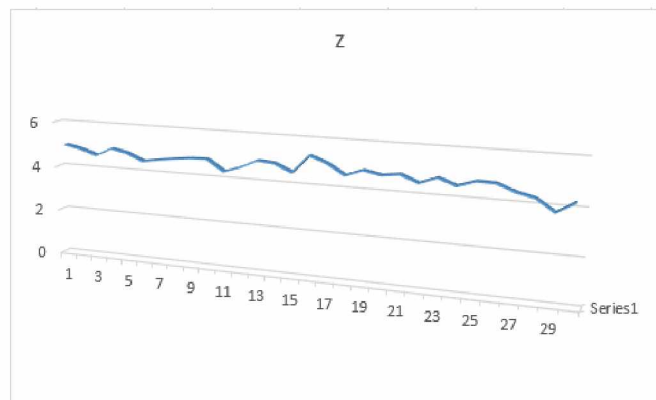
Κλίση 10°



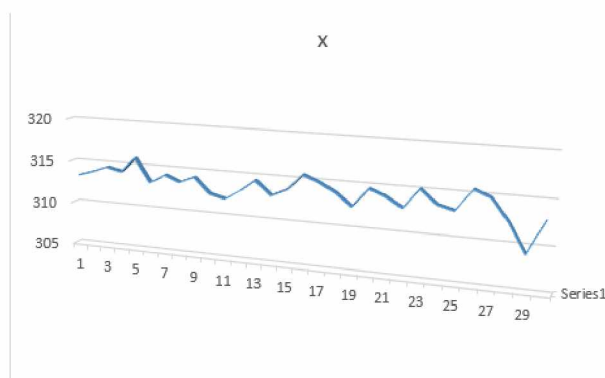
Εικόνα 63: Αισθητήρας No 1 – 10° – x άξονας



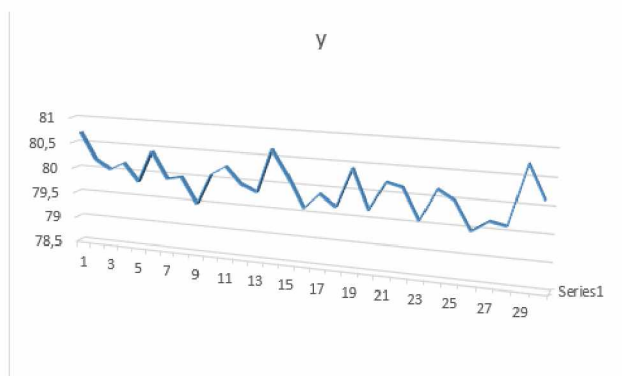
Εικόνα 64: Αισθητήρας No 1 – 10° – y άξονας



Εικόνα 65: Αισθητήρας Νο 1 – 10<sup>ο</sup> – z άξονας



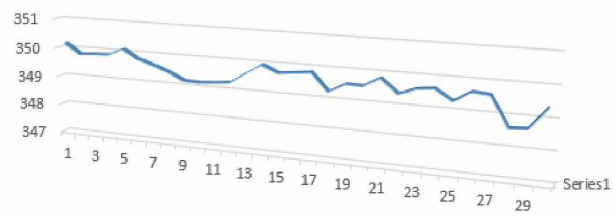
Εικόνα 66: Αισθητήρας Νο 3 – 10<sup>ο</sup> – x άξονας



Εικόνα 67: Αισθητήρας Νο 3 – 10<sup>ο</sup> – y άξονας



z

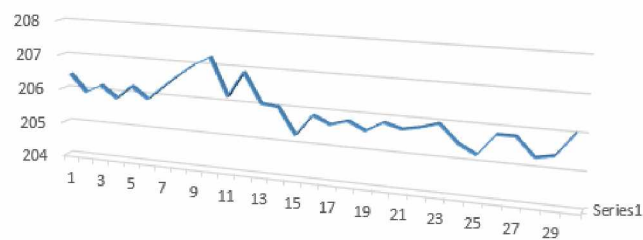


Εικόνα 68: Αισθητήρας No 3 – 10° – z άξονας

#### Περίπτωση 4

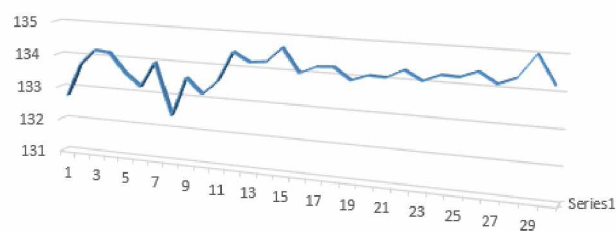
Φυσιολογική στάση αυχένα – Κλίση 0°

x

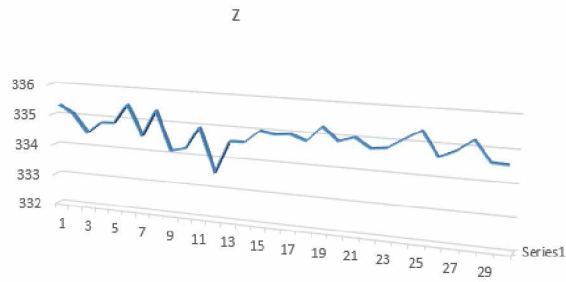


Εικόνα 69: Αισθητήρας No 0 – 0° – x άξονας

y



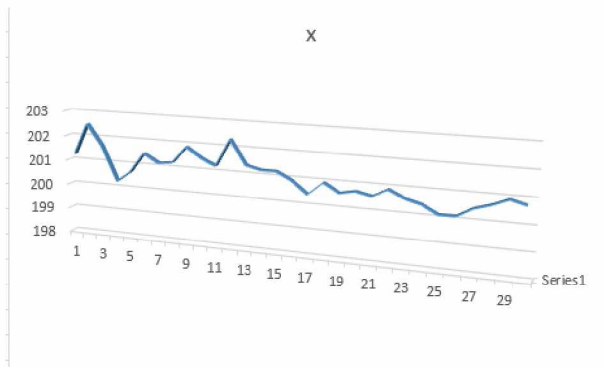
Εικόνα 70: Αισθητήρας No 0 – 0° – y άξονας



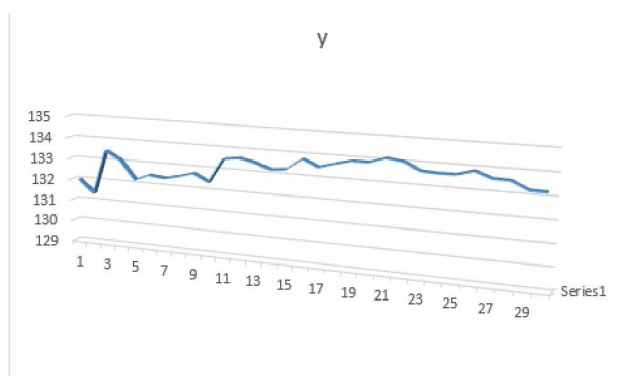
Εικόνα 71: Αισθητήρας Νο 0 – 0° – z άξονας

### Περίπτωση 5

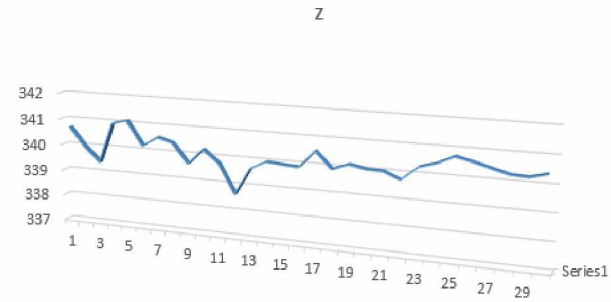
Εμπρόσθια κλίση αυχένα



Εικόνα 72: Αισθητήρας Νο 0 – Εμπρόσθια κλίση – x άξονας



Εικόνα 73: Εικόνα 74: Αισθητήρας Νο 0 – Εμπρόσθια κλίση – y άξονας



**Εικόνα 75: Εικόνα 76: Αισθητήρας Νο 0 – Εμπρόσθια κλίση – z άξονας**

Μελετώντας τα παραπάνω γραφήματα παρατηρούμε πως συγκρίνοντας τα γραφήματα των φυσιολογικών τιμών με αυτά που έχουν κλίση, βλέπουμε εμφανή διαφορά στις τιμές.

Επίσης, μελετώντας τις κλίσεις του αισθητήρα Νο 3, ο οποίος εμφανίζει κλίση κατά την κάμψη της θωρακικής μοίρας, επιβεβαιώνεται το γεγονός που έχει αναφερθεί παραπάνω, ότι τις περισσότερες φορές δεν υπάρχει μόνο μία πάθηση αλλά προκαλείται μια συνολική μη φυσιολογική κατάσταση που πρέπει να ληφθεί υπόψιν τόσο στην αξιολόγηση όσο και στη θεραπεία του παθόντα.

## 7. Συμπεράσματα

### 7.1 Συμπεράσματα

Μετά την εξαγωγή του πειράματος καταλήγουμε στο συμπέρασμα ότι το γιλέκο αυτό προορίζεται για μεγάλο μέρος του πληθυσμού καθώς φέρει χρήση τόσο αξιολόγησης όσο και αποκατάστασης με αποτέλεσμα να μπορεί εύκολα να χρησιμοποιηθεί τόσο από παθόντες όσο και από ειδικούς, ανεξαρτήτου φύλου ή ηλικίας. Δεν παρουσιάζει κάποια δυσκολία στη χρήση του και είναι προσαρμόσιμο σε κάθε άτομο.

### 7.2 Μελλοντικές Επεκτάσεις και Εξέλιξη Εργασίας

Η ενασχόληση με τη συγκεκριμένη πτυχιακή εργασία ανέδειξε μια σειρά θεμάτων που αφορούν μεγάλο μέρος του ανθρώπινου πληθυσμού, ανεξαρτήτου φύλου και ηλικίας που αφορά τη βελτίωση της καθημερινής τους ζωής αλλά και περιπτώσεις αποκατάστασης στα πλαίσια θεραπείας από κάποια πάθηση της σπονδυλικής στήλης. Έτσι, λοιπόν, μετά την ολοκλήρωση της προτείνονται κάποιες μελλοντικές βελτιώσεις – επεκτάσεις και προτεινόμενες λύσεις.

Σε ό,τι αφορά το σύστημα γιλέκων

- Θα μπορούσε να γίνει χρήση άλλου γιλέκου, ίσως πιο ελαστικό
- Επίσης θα μπορούσε να γίνει προσαρμογή γιλέκου κυφώσεως σε όλα τα ρούχα – Έξυπνα ρούχα – έτσι ώστε να γίνει ακόμα πιο εύχρηστο.

Σε ό,τι αφορά το σύστημα αισθητήρων

- Θα ήταν πολύ χρήσιμη η τοποθέτηση επιπλέον εξαρτημάτων ή κάποιου υποσυστήματος το οποίο θα μπορεί να ειδοποιεί τον παθόντα όταν «χαλαεί» η στάση του σώματος, ώστε να τη διορθώνει
- Ακόμα, εξαιρετικά χρήσιμη θα ήταν η δυνατότητα αποθήκευσης των δεδομένων σε αντίστοιχη εφαρμογή (application), είτε σε upload στο cloud
- Θα μπορούσαν να προστεθούν αισθητήρες για μεγαλύτερο εύρος κάλυψης και πιο λεπτομερή εξαγωγή κλίσεων και αποτελεσμάτων
- Επίσης, χρήσιμο θα ήταν να περιοριστεί το πλήθος των καλωδίων είτε να σταθεροποιηθούν και αυτά επάνω στο γιλέκο
- Τέλος, θα μπορούσε να γίνει ανάλυση κι άλλων παθήσεων

## Παράρτημα Α

### Κώδικας 1

```
//Written by Ahmet Burkay KIRNIK
//TR_CapaFenLisesi
//Measure Angle with a MPU-6050(GY-521)

#include<Wire.h>

const int MPU_addr=0x68;
int16_t AcX,AcY,AcZ,Tmp,GyX,GyY,GyZ;

int minVal=265;
int maxVal=402;

double x;
double y;
double z;

void setup(){
  Wire.begin();
  Wire.beginTransmission(MPU_addr);
  Wire.write(0x6B);
  Wire.write(0);
  Wire.endTransmission(true);
  Serial.begin(9600);
}

void loop(){
  Wire.beginTransmission(MPU_addr);
```

```
Wire.write(0x3B);
Wire.endTransmission(false);
Wire.requestFrom(MPU_addr,14,true);
AcX=Wire.read()<<8|Wire.read();
AcY=Wire.read()<<8|Wire.read();
AcZ=Wire.read()<<8|Wire.read();
int xAng = map(AcX,minVal,maxVal,-90,90);
int yAng = map(AcY,minVal,maxVal,-90,90);
int zAng = map(AcZ,minVal,maxVal,-90,90);

x= RAD_TO_DEG * (atan2(-yAng, -zAng)+PI);
y= RAD_TO_DEG * (atan2(-xAng, -zAng)+PI);
z= RAD_TO_DEG * (atan2(-yAng, -xAng)+PI);

Serial.print("AngleX= ");
Serial.println(x);

Serial.print("AngleY= ");
Serial.println(y);

Serial.print("AngleZ= ");
Serial.println(z);
Serial.println("-----");
delay(400);
}
```

**Κώδικας 2**

```

// I2C device class (I2Cdev) demonstration Arduino sketch for MPU6050 class
// 10/7/2011 by Jeff Rowberg <jeff@rowberg.net>
// Updates should (hopefully) always be available at
// https://github.com/jrowberg/i2cdevlib
//
// Changelog:
// 2013-05-08 - added multiple output formats
//             - added seamless Fastwire support
// 2011-10-07 - initial release

/* =====
I2Cdev device library code is placed under the MIT license
=====
*/

// I2Cdev and MPU6050 must be installed as libraries, or else the .cpp/.h files
// for both classes must be in the include path of your project
#include "I2Cdev.h"
#include "MPU6050.h"

// Arduino Wire library is required if I2Cdev I2CDEV_ARDUINO_WIRE
// implementation
// is used in I2Cdev.h
#if I2CDEV_IMPLEMENTATION == I2CDEV_ARDUINO_WIRE
    #include "Wire.h"
#endif

// class default I2C address is 0x68
// specific I2C addresses may be passed as a parameter here
// AD0 low = 0x68 (default for InvenSense evaluation board)
// AD0 high = 0x69

```

```
MPU6050 accelgyro;
//MPU6050 accelgyro(0x69); // <-- use for AD0 high

int16_t ax, ay, az;
int16_t gx, gy, gz;

// uncomment "OUTPUT_READABLE_ACCELGYRO" if you want to see a tab-
// separated
// list of the accel X/Y/Z and then gyro X/Y/Z values in decimal. Easy to read,
// not so easy to parse, and slow(er) over UART.
#define OUTPUT_READABLE_ACCELGYRO

// uncomment "OUTPUT_BINARY_ACCELGYRO" to send all 6 axes of data as 16-
// bit
// binary, one right after the other. This is very fast (as fast as possible
// without compression or data loss), and easy to parse, but impossible to read
// for a human.
// #define OUTPUT_BINARY_ACCELGYRO

#define LED_PIN 13
bool blinkState = false;

void setup() {
  // join I2C bus (I2Cdev library doesn't do this automatically)
  #if I2CDEV_IMPLEMENTATION == I2CDEV_ARDUINO_WIRE
    Wire.begin();
  #elif I2CDEV_IMPLEMENTATION == I2CDEV_BUILTIN_FASTWIRE
    Fastwire::setup(400, true);
  #endif
```



```
// initialize serial communication
// (38400 chosen because it works as well at 8MHz as it does at 16MHz, but
// it's really up to you depending on your project)
Serial.begin(38400);

// initialize device
Serial.println("Initializing I2C devices...");
accelgyro.initialize();

// verify connection
Serial.println("Testing device connections...");
Serial.println(accelgyro.testConnection() ? "MPU6050 connection successful" :
"MPU6050 connection failed");

// use the code below to change accel/gyro offset values
/*
Serial.println("Updating internal sensor offsets...");
// -76      -2359 1688  0      0      0
Serial.print(accelgyro.getXAccelOffset()); Serial.print("\t"); // -76
Serial.print(accelgyro.getYAccelOffset()); Serial.print("\t"); // -2359
Serial.print(accelgyro.getZAccelOffset()); Serial.print("\t"); // 1688
Serial.print(accelgyro.getXGyroOffset()); Serial.print("\t"); // 0
Serial.print(accelgyro.getYGyroOffset()); Serial.print("\t"); // 0
Serial.print(accelgyro.getZGyroOffset()); Serial.print("\t"); // 0
Serial.print("\n");
accelgyro.setXGyroOffset(220);
accelgyro.setYGyroOffset(76);
accelgyro.setZGyroOffset(-85);
Serial.print(accelgyro.getXAccelOffset()); Serial.print("\t"); // -76
Serial.print(accelgyro.getYAccelOffset()); Serial.print("\t"); // -2359
Serial.print(accelgyro.getZAccelOffset()); Serial.print("\t"); // 1688
```

```
Serial.print(accelgyro.getXGyroOffset()); Serial.print("\t"); // 0
Serial.print(accelgyro.getYGyroOffset()); Serial.print("\t"); // 0
Serial.print(accelgyro.getZGyroOffset()); Serial.print("\t"); // 0
Serial.print("\n");
*/

// configure Arduino LED for
pinMode(LED_PIN, OUTPUT);
}

void loop() {
  // read raw accel/gyro measurements from device
  accelgyro.getMotion6(&ax, &ay, &az, &gx, &gy, &gz);

  // these methods (and a few others) are also available
  //accelgyro.getAcceleration(&ax, &ay, &az);
  //accelgyro.getRotation(&gx, &gy, &gz);

#ifdef OUTPUT_READABLE_ACCELGYRO
  // display tab-separated accel/gyro x/y/z values
  Serial.print("a/g:\t");
  //   Serial.print(ax); Serial.print("\t");
  //   Serial.print(ay); Serial.print("\t");
  //   Serial.print(az); Serial.print("\t");
  Serial.print(gx); Serial.print("\t");
  Serial.print(gy); Serial.print("\t");
  Serial.println(gz);
#endif

#ifdef OUTPUT_BINARY_ACCELGYRO
  Serial.write((uint8_t)(ax >> 8)); Serial.write((uint8_t)(ax & 0xFF));
```

```
Serial.write((uint8_t)(ay >> 8)); Serial.write((uint8_t)(ay & 0xFF));  
Serial.write((uint8_t)(az >> 8)); Serial.write((uint8_t)(az & 0xFF));  
Serial.write((uint8_t)(gx >> 8)); Serial.write((uint8_t)(gx & 0xFF));  
Serial.write((uint8_t)(gy >> 8)); Serial.write((uint8_t)(gy & 0xFF));  
Serial.write((uint8_t)(gz >> 8)); Serial.write((uint8_t)(gz & 0xFF));  
#endif  
  
// blink LED to indicate activity  
blinkState = !blinkState;  
digitalWrite(LED_PIN, blinkState);  
}
```

### Κώδικας 3

#### Select port

```
#define TCAADDR 0x70
```

```
void tcselect(uint8_t i) {  
  if (i > 7) return;
```

```
  Wire.beginTransmission(TCAADDR);
```

```
  Wire.write(1 << i);
```

```
  Wire.endTransmission();
```

```
}
```

```
/*
```

Note that you if you happen to have I2C devices with I2C address 0x70, you will need to short one of the **Addr** pins on the TCA9548 breakout to **Vin** in order to make it not conflict. Given that you can have 0x70 thru 0x77, just find one that's free

```
*/
```

---

```
/**
```

```
 * TCA9548 I2CScanner.pde -- I2C bus scanner for Arduino
```

```
 *
```

```
 * Based on code c. 2009, Tod E. Kurt, http://todbot.com/blog/
```

```
 *
```

```
*/
```

```
#include "Wire.h"
```

```
extern "C" {
```

```
#include "utility/twi.h" // from Wire library, so we can do bus scanning
```

```
}
```

```
#define TCAADDR 0x70
```

```
void tcselect(uint8_t i) {
```

---

```
if (i > 7) return;

Wire.beginTransmission(TCAADDR);
Wire.write(1 << i);
Wire.endTransmission();
}

// standard Arduino setup()
void setup()
{
  while (!Serial);
  delay(1000);

  Wire.begin();

  Serial.begin(115200);
  Serial.println("\nTCAScanner ready!");

  for (uint8_t t=0; t<8; t++) {
    tcselect(t);
    Serial.print("TCA Port #"); Serial.println(t);

    for (uint8_t addr = 0; addr<=127; addr++) {
      if (addr == TCAADDR) continue;

      uint8_t data;
      if (! twi_writeTo(addr, &data, 0, 1, 1)) {
        Serial.print("Found I2C 0x"); Serial.println(addr,HEX);
      }
    }
  }
}
```

```
    }  
    Serial.println("\ndone");  
}
```

```
void loop()
```

```
{  
}
```

```
/*
```

Next up you will have to adjust whatever code you have to select the correct multiplexed port

```
*/
```

---

```
#include <Wire.h>
```

```
#include <Adafruit_Sensor.h>
```

```
#include <Adafruit_HMC5883_U.h>
```

```
#define TCAADDR 0x70
```

```
/* Assign a unique ID to this sensor at the same time */
```

```
Adafruit_HMC5883_Unified mag1 = Adafruit_HMC5883_Unified(1);
```

```
Adafruit_HMC5883_Unified mag2 = Adafruit_HMC5883_Unified(2);
```

```
void displaySensorDetails(Adafruit_HMC5883_Unified *mag)
```

```
{
```

```
    sensor_t sensor;
```

```
    mag->getSensor(&sensor);
```

```
    Serial.println("-----");
```

```
    Serial.print ("Sensor:   "); Serial.println(sensor.name);
```

```
    Serial.print ("Driver Ver: "); Serial.println(sensor.version);
```

```
    Serial.print ("Unique ID:  "); Serial.println(sensor.sensor_id);
```

```
    Serial.print ("Max Value:  "); Serial.print(sensor.max_value); Serial.println(" uT");
```

```
    Serial.print ("Min Value:  "); Serial.print(sensor.min_value); Serial.println(" uT");
```

```
    Serial.print ("Resolution: "); Serial.print(sensor.resolution); Serial.println(" uT");
```

```
Serial.println("-----");  
Serial.println("");  
delay(500);  
}
```

```
void tcselect(uint8_t i) {  
  if (i > 7) return;
```

```
  Wire.beginTransmission(TCAADDR);  
  Wire.write(1 << i);  
  Wire.endTransmission();  
}
```

```
void setup(void)  
{  
  Serial.begin(9600);  
  Serial.println("HMC5883 Magnetometer Test"); Serial.println("");
```

```
  /* Initialise the 1st sensor */
```

```
  tcselect(2);
```

```
  if(!mag1.begin())
```

```
  {
```

```
    /* There was a problem detecting the HMC5883 ... check your connections */
```

```
    Serial.println("Ooops, no HMC5883 detected ... Check your wiring!");
```

```
    while(1);
```

```
  }
```

```
  /* Initialise the 2nd sensor */
```

```
  tcselect(6);
```

```
  if(!mag2.begin())
```

```
{
  /* There was a problem detecting the HMC5883 ... check your connections */
  Serial.println("Ooops, no HMC5883 detected ... Check your wiring!");
  while(1);
}

/* Display some basic information on this sensor */
tcselect(2);
displaySensorDetails(&mag1);
tcselect(6);
displaySensorDetails(&mag2);
}

void loop(void)
{
  /* Get a new sensor event */
  sensors_event_t event;

  tcselect(2);
  mag1.getEvent(&event);

  /* Display the results (magnetic vector values are in micro-Tesla (uT)) */
  Serial.print("Sensor #1 - ");
  Serial.print("X: "); Serial.print(event.magnetic.x); Serial.print(" ");
  Serial.print("Y: "); Serial.print(event.magnetic.y); Serial.print(" ");
  Serial.print("Z:      "); Serial.print(event.magnetic.z); Serial.print("
");Serial.println("uT");

  tcselect(6);
  mag2.getEvent(&event);

  /* Display the results (magnetic vector values are in micro-Tesla (uT)) */
  Serial.print("Sensor #2 - ");
```



```
Serial.print("X: "); Serial.print(event.magnetic.x); Serial.print(" ");  
Serial.print("Y: "); Serial.print(event.magnetic.y); Serial.print(" ");  
Serial.print("Z:      ");      Serial.print(event.magnetic.z);      Serial.print("  
");Serial.println("uT");
```

```
    delay(500);  
}  
/*
```

However, once you add all the **tcselect()**'s you will be able to talk to both sensors

```
*/
```

To avoid conflict between devices with the same address on different multiplexers, you can disable all channels on a multiplexer with the following code:

```
Wire.beginTransmission(TCAADDR1);  
Wire.write(0); // no channel selected  
Wire.endTransmission();
```

## Κώδικας 4

// I2C device class (I2Cdev) demonstration Arduino sketch for MPU6050 class

/\* =====

I2Cdev device library code is placed under the MIT license

=====

\*/

#include "I2Cdev.h"

#include "MPU6050.h"

#include "Wire.h"

#define TCAADDR 0x70

MPU6050 mpu0;

MPU6050 mpu1;

MPU6050 mpu2;

MPU6050 mpu3;

MPU6050 mpu4;

int16\_t AcX,AcY,AcZ,Tmp,GyX,GyY,GyZ;

int xAng, yAng, zAng;

int minVal=265;

int maxVal=402;

double x;

double y;

double z;

```
// uncomment "OUTPUT_READABLE_ACCELGYRO" if you want to see a tab-
separated
// list of the accel X/Y/Z and then gyro X/Y/Z values in decimal. Easy to read,
// not so easy to parse, and slow(er) over UART.
#define OUTPUT_READABLE_ACCELGYRO

// uncomment "OUTPUT_BINARY_ACCELGYRO" to send all 6 axes of data as 16-
bit
// binary, one right after the other. This is very fast (as fast as possible
// without compression or data loss), and easy to parse, but impossible to read
// for a human.
// #define OUTPUT_BINARY_ACCELGYRO

void tcselect(uint8_t i) {
  if (i > 7) return;

  Wire.beginTransmission(TCAADDR);
  Wire.write(1 << i);
  Wire.endTransmission();
}

void setup(){

  // join I2C bus (I2Cdev library doesn't do this automatically)
  #if I2CDEV_IMPLEMENTATION == I2CDEV_ARDUINO_WIRE
    Wire.begin();
  #elif I2CDEV_IMPLEMENTATION == I2CDEV_BUILTIN_FASTWIRE
    Fastwire::setup(400, true);
```

```
#endif

// initialize serial communication
// (38400 chosen because it works as well at 8MHz as it does at 16MHz, but
// it's really up to you depending on your project)
Serial.begin(9600);

// initialize device
Serial.println(F("#####"));
Serial.println(F("Starting Initialization"));
Serial.println(F("#####"));
Serial.println("Initializing I2C devices...");

tcselect(0);
mpu0.initialize();
// verify connection
Serial.println("Testing device connections...");
Serial.println(mpu0.testConnection() ? "MPU6050 connection 0 successful" :
"MPU6050 connection 0 failed");

tcselect(1);
mpu1.initialize();
// verify connection
Serial.println("Testing device connections...");
Serial.println(mpu1.testConnection() ? "MPU6050 connection 1 successful" :
"MPU6050 connection 1 failed");

tcselect(2);
mpu2.initialize();
// verify connection
Serial.println("Testing device connections...");
```

```
Serial.println(mpu2.testConnection() ? "MPU6050 connection 2 successful" :  
"MPU6050 connection 2 failed");
```

```
tcselect(3);
```

```
mpu3.initialize();
```

```
// verify connection
```

```
Serial.println("Testing device connections...");
```

```
Serial.println(mpu3.testConnection() ? "MPU6050 connection 3 successful" :  
"MPU6050 connection 3 failed");
```

```
tcselect(4);
```

```
mpu4.initialize();
```

```
// verify connection
```

```
Serial.println("Testing device connections...");
```

```
Serial.println(mpu4.testConnection() ? "MPU6050 connection 4 successful" :  
"MPU6050 connection 4 failed");
```

```
// use the code below to change accel/gyro offset values
```

```
/*
```

```
Serial.println("Updating internal sensor offsets...");
```

```
// -76 -2359 1688 0 0 0
```

```
Serial.print(accelgyro.getXAccelOffset()); Serial.print("\t"); // -76
```

```
Serial.print(accelgyro.getYAccelOffset()); Serial.print("\t"); // -2359
```

```
Serial.print(accelgyro.getZAccelOffset()); Serial.print("\t"); // 1688
```

```
Serial.print(accelgyro.getXGyroOffset()); Serial.print("\t"); // 0
```

```
Serial.print(accelgyro.getYGyroOffset()); Serial.print("\t"); // 0
```

```
Serial.print(accelgyro.getZGyroOffset()); Serial.print("\t"); // 0
```

```
Serial.print("\n");
```

```
accelgyro.setXGyroOffset(220);
```

```
accelgyro.setYGyroOffset(76);
```

```
accelgyro.setZGyroOffset(-85);
```

```
Serial.print(accelgyro.getXAccelOffset()); Serial.print("\t"); // -76
Serial.print(accelgyro.getYAccelOffset()); Serial.print("\t"); // -2359
Serial.print(accelgyro.getZAccelOffset()); Serial.print("\t"); // 1688
Serial.print(accelgyro.getXGyroOffset()); Serial.print("\t"); // 0
Serial.print(accelgyro.getYGyroOffset()); Serial.print("\t"); // 0
Serial.print(accelgyro.getZGyroOffset()); Serial.print("\t"); // 0
Serial.print("\n");
*/

Serial.println();
Serial.println(F("#####")); //30-times #
Serial.println(F("Initialization Finished"));
Serial.println(F("#####")); //30-times #
Serial.println();
Serial.println();

}

void loop(){

  tcselect(0);
  mpu0.getMotion6(&AcX, &AcY, &AcZ, &GyX, &GyY, &GyZ);

#ifdef OUTPUT_READABLE_ACCELGYRO

  Serial.println();
  Serial.println(F("#####")); //30-times #
```

---

```

Serial.println(F("MPU6050 Sensor 0"));
Serial.println(F("#####"));           //30-times #

xAng = map(AcX,minVal,maxVal,-90,90);
yAng = map(AcY,minVal,maxVal,-90,90);
zAng = map(AcZ,minVal,maxVal,-90,90);

x= RAD_TO_DEG * (atan2(-yAng, -zAng)+PI);
y= RAD_TO_DEG * (atan2(-xAng, -zAng)+PI);
z= RAD_TO_DEG * (atan2(-yAng, -xAng)+PI);

// Serial.print("0,");
// Serial.print(x); Serial.print(",");
// Serial.print(y); Serial.print(",");
// Serial.println(z);

Serial.print("AngleX= ");
Serial.println(x);

Serial.print("AngleY= ");
Serial.println(y);

Serial.print("AngleZ= ");
Serial.println(z);
Serial.println("-----");

#endif

delay(100);

////////////////////////////////////

```

---

```
tcselect(1);
mpu1.getMotion6(&AcX, &AcY, &AcZ, &GyX, &GyY, &GyZ);

#ifdef OUTPUT_READABLE_ACCELGYRO
Serial.println();
Serial.println(F("#####")); //30-times #
Serial.println(F("MPU6050 Sensor 1"));
Serial.println(F("#####")); //30-times #
xAng = map(AcX,minVal,maxVal,-90,90);
yAng = map(AcY,minVal,maxVal,-90,90);
zAng = map(AcZ,minVal,maxVal,-90,90);

x= RAD_TO_DEG * (atan2(-yAng, -zAng)+PI);
y= RAD_TO_DEG * (atan2(-xAng, -zAng)+PI);
z= RAD_TO_DEG * (atan2(-yAng, -xAng)+PI);

// Serial.print("1,");
// Serial.print(x); Serial.print(",");
// Serial.print(y); Serial.print(",");
// Serial.println(z);

Serial.print("AngleX= ");
Serial.println(x);

Serial.print("AngleY= ");
Serial.println(y);

Serial.print("AngleZ= ");
```



---

```

Serial.println(z);
Serial.println("-----");

#endif

delay(100);

////////////////////////////////////

tcselect(2);
mpu2.getMotion6(&AcX, &AcY, &AcZ, &GyX, &GyY, &GyZ);

#ifdef OUTPUT_READABLE_ACCELGYRO
Serial.println();
Serial.println(F("#####")); //30-times #
Serial.println(F("MPU6050 Sensor 2"));
Serial.println(F("#####")); //30-times #
xAng = map(AcX,minVal,maxVal,-90,90);
yAng = map(AcY,minVal,maxVal,-90,90);
zAng = map(AcZ,minVal,maxVal,-90,90);

x= RAD_TO_DEG * (atan2(-yAng, -zAng)+PI);
y= RAD_TO_DEG * (atan2(-xAng, -zAng)+PI);
z= RAD_TO_DEG * (atan2(-yAng, -xAng)+PI);

// Serial.print("2,");
// Serial.print(x); Serial.print(",");
// Serial.print(y); Serial.print(",");
// Serial.println(z);

```

---

```
Serial.print("AngleX= ");
Serial.println(x);

Serial.print("AngleY= ");
Serial.println(y);

Serial.print("AngleZ= ");
Serial.println(z);
Serial.println("-----");

#endif

delay(100);

////////////////////////////////////

tcselect(3);
mpu3.getMotion6(&AcX, &AcY, &AcZ, &GyX, &GyY, &GyZ);

#ifdef OUTPUT_READABLE_ACCELGYRO
Serial.println();
Serial.println(F("#####")); //30-times #
Serial.println(F("MPU6050 Sensor 3"));
Serial.println(F("#####")); //30-times #
xAng = map(AcX,minVal,maxVal,-90,90);
yAng = map(AcY,minVal,maxVal,-90,90);
zAng = map(AcZ,minVal,maxVal,-90,90);
```

```
x= RAD_TO_DEG * (atan2(-yAng, -zAng)+PI);
y= RAD_TO_DEG * (atan2(-xAng, -zAng)+PI);
z= RAD_TO_DEG * (atan2(-yAng, -xAng)+PI);

// Serial.print("3,");
// Serial.print(x); Serial.print(",");
// Serial.print(y); Serial.print(",");
// Serial.println(z);

Serial.print("AngleX= ");
Serial.println(x);

Serial.print("AngleY= ");
Serial.println(y);

Serial.print("AngleZ= ");
Serial.println(z);
Serial.println("-----");

#endif

delay(100);

////////////////////////////////////

tcselect(4);
mpu4.getMotion6(&AcX, &AcY, &AcZ, &GyX, &GyY, &GyZ);
```

```
#ifdef OUTPUT_READABLE_ACCELGYRO
Serial.println();
Serial.println(F("#####")); //30-times #
Serial.println(F("MPU6050 Sensor 1"));
Serial.println(F("#####")); //30-times #
xAng = map(AcX,minVal,maxVal,-90,90);
yAng = map(AcY,minVal,maxVal,-90,90);
zAng = map(AcZ,minVal,maxVal,-90,90);

x= RAD_TO_DEG * (atan2(-yAng, -zAng)+PI);
y= RAD_TO_DEG * (atan2(-xAng, -zAng)+PI);
z= RAD_TO_DEG * (atan2(-yAng, -xAng)+PI);

// Serial.print("4,");
// Serial.print(x); Serial.print(",");
// Serial.print(y); Serial.print(",");
// Serial.println(z);

Serial.print("AngleX= ");
Serial.println(x);

Serial.print("AngleY= ");
Serial.println(y);

Serial.print("AngleZ= ");
Serial.println(z);
Serial.println("-----");
```

```
#endif  
  
delay(100);  
  
}
```

## Βιβλιογραφία

- [1] Newsbeast, «Η σπονδυλική στήλη και οι παθήσεις της», [Ηλεκτρονικό]. Available: <https://www.newsbeast.gr/health/arthro/725553/i-sponduliki-stili-kai-oi-pathiseis-tis>. [Πρόσβαση 22 5 2019].
- [2] Neurocenter, «Ανατομία σπονδυλικής στήλης», [Ηλεκτρονικό]. Available: <https://www.neurocenter.gr/spondyliki-stili.html>. [Πρόσβαση 22 5 2019].
- [3] Wikipedia, «Αυχενικοί σπόνδυλοι», [Ηλεκτρονικό]. Available: <https://el.wikipedia.org/wiki/%CE%91%CF%85%CF%87%CE%B5%CE%BD%CE%B9%CE%BA%CE%BF%CE%AF%CF%83%CF%80%CF%8C%CE%BD%CE%B4%CF%85%CE%BB%CE%BF%CE%B9>. [Πρόσβαση 21 5 2019].
- [4] Wirbelsaulenchirurgie in Koln - Dr Christopoulos, «Η σπονδυλική στήλη», [Ηλεκτρονικό]. Available: <https://dr-christopoulos.de/el/spondylikh-sthlh/>. [Πρόσβαση 22 5 2019].
- [5] ASLANIDIS THERAPY, «Σποδυλική στήλη - ο άξονας», [Ηλεκτρονικό]. Available: <http://therasport.gr/%CF%83%CF%80%CE%BF%CE%BD%CE%B4%CF%85%CE%BB%CE%B9%CE%BA%CE%AE-%CF%83%CF%84%CE%AE%CE%BB%CE%B7/>. [Πρόσβαση 22 5 2019].
- [6] Wikipedia, «Σπονδυλική στήλη» [Ηλεκτρονικό]. Available: <https://el.wikipedia.org/wiki/%CE%A3%CF%80%CE%BF%CE%BD%CE%B4%CF%85%CE%BB%CE%B9%CE%BA%CE%AE%CF%83%CF%84%CE%AE%CE%BB%CE%B7>. [Πρόσβαση 22 5 2019].
- [7] Kisner C. & Colby LA, "Θεραπευτικές ασκήσεις- Βασικές Αρχές και Τεχνικές", Εκδόσεις Σιώκη, 2003
- [8] Αnonυμοί, «Η σωστή στάση του σώματος - προϋπόθεση για την υγεία», [Ηλεκτρονικό]. Available: [https://anonymoigr.blogspot.com/2017/03/blog-post\\_5561.html](https://anonymoigr.blogspot.com/2017/03/blog-post_5561.html) [Πρόσβαση 22 5 2019].
- [9] Γ.Γιόφτσος 2002, "Κινησιολογία :Επιστημονική βάση της ανθρώπινης κίνησης" ΚΕΦ.15 Η ΟΡΘΙΑ ΣΤΑΣΗ(σελ.605 – 614), Εκδόσεις Παρισιάνου
- [10] Physio, «Προσοχή στη στάση του σώματος» [Ηλεκτρονικό]. Available: <http://www.physio.gr/index.php/skepseis/item/444-prosoxi-sti-stasi-tou-somatos> [Πρόσβαση 22 5 2019].
- [11] Schroth Scoliosis & Spine Clinic, «Κύφωση τύπου Scheuermann (Εφηβική Κύφωση)», [Ηλεκτρονικό]. Available: <https://www.skoliosi.com/kifosi/taxinomisi-kifosis/efiviki> [Πρόσβαση 22 5 2019].
- [12] Physiostirixis «Μέθοδος McKenzie» [Ηλεκτρονικό]. Available:

- <http://www.physiostirixis.gr/gr/technikes.aspx?TechID=6> [Πρόσβαση 22 5 2019].
- [13] Γεώργιος Λ. Δαϊκος, "Λήψη ιστορικού και κλινική εξέταση στην παθολογία" Ιατρική σχολή, Εθνικό και Καποδιστριακό Πανεπιστήμιο Αθηνών [Ηλεκτρονικό]. Available: <https://en.calameo.com/books/0030940225a74e436dbc2> [Πρόσβαση 21 7 2019]
- 14 Αναστάσιος Γ. Χόρτης MSc, Cert Ed., "Θεμελίωση της Πρακτικής Φυσικοθεραπείας - Μύες, Οστά, Αρθρώσεις", (23/10/2013) Τμήμα Ανθρωπιστικών Επιστημών/Επιστημών Υγείας, Independent Science & Technology (IST) College 2013 - 2014
- [15] Stefanos Paterakis Weebly, "Κινησιολογία" [Ηλεκτρονικό]. Available: <https://stefanospaterakis.weebly.com/uploads/1/8/5/8/18588334/%CE%9A%CE%99%CE%9D%CE%97%CE%A3%CE%99%CE%9F%CE%9B%CE%9F%CE%93%CE%99%CE%91%CE%9A%CE%B5%CF%86%CE%AC%CE%BB%CE%B1%CE%B9%CE%BF01.pdf>. [Πρόσβαση 6 8 2019].
- [16] Hellenic Network of Fitness Certifications (HNFC), "Όβελιαίο, Μετωπιαίο & Εγκάρσιο Επίπεδο" [Ηλεκτρονικό]. Available: <https://hnfc.academy/%CE%BF%CE%B2%CE%B5%CE%BB%CE%B9%CE%B1%CE%B9%CE%BF-%CE%BC%CE%B5%CF%84%CF%89%CF%80%CE%B9%CE%B1%CE%B9%CE%BF-%CE%B5%CE%B3%CE%BA%CE%B1%CF%81%CF%83%CE%B9%CE%BF-%CE%B5%CF%80%CE%B9%CF%80%CE%B5%CE%B4%CE%BF/>. [Πρόσβαση 6 8 2019].
- [17] Personal Trainer and Fitness Instructor Zichnalis Ch., "Τα Τρία Βασικά Είδη Κίνησης" [Ηλεκτρονικό]. Available: <http://babiszichnalispersonaltrainer.blogspot.com/2015/07/by-pt-zichnalis-b.html>. [Πρόσβαση 6 8 2019].
- [18] ΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ: Βασιλοπούλου Ιωάννα - Μαρία, ΕΠΙΒΛΕΠΩΝ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ: Δρ. Πετούσης Μάρκος, Δρ. Βαϊρης Αχιλλέας, "Εμβιομηχανική της Σπονδυλικής Στήλης", ΤΕΙ Κρήτης, Ηράκλειο 2016. [Ηλεκτρονικό] Available: <https://apothesis.lib.teicrete.gr/bitstream/handle/11713/7640/VasilopoulouIoanna-Maria2016.pdf?sequence=4&isAllowed=y> <https://apothesis.lib.teicrete.gr/bitstream/handle/11713/7640/VasilopoulouIoanna-Maria2016.pdf?sequence=4&isAllowed=y>. [Πρόσβαση 6 8 2019].
- [19] Info Orthopaedics - Traumatology, "Η Εμβιομηχανική ανάλυση στάσης - δύναμης - αντοχής και ιδιοδεκτικότητας των δομών της Σπονδυλικής Στήλης με αντικειμενικές μεθόδους αξιολόγησης", Γ. Γουδέβενος, Ι. Σαρατσιώτης, Ν. Παπαδόπουλος [Ηλεκτρονικό]. Available: [http://www.physicalmed.gr/Articles/ORTHOP\\_53\\_goud.pdf](http://www.physicalmed.gr/Articles/ORTHOP_53_goud.pdf). [Πρόσβαση 7 8 2019].
- [20] Κοτζαηλίας Α. Διομήσης, «Φυσικοθεραπεία σε παθήσεις του μυοσκελετικού συστήματος», Εκδόσεις University Studio Press, Ιανουάριος 2011
- [21] Δρ. Γεροδήμος Βασίλειος, «Ισοκινητική δυναμομετρία και αποκατάσταση», Μεταπτυχιακό πρόγραμμα ΑΣΚΗΣΗ ΚΑΙ ΥΓΕΙΑ, ΤΕΦΑΑ, Πανεπιστήμιο Θεσσαλίας

- [Ηλεκτρονικό]. Available: <http://eclass.uth.gr/eclass/modules/document/file.php/ANTMA125/Lectures/Lecture%203-4%20Gerodimos.pdf> [Πρόσβαση 7 8 2019].
- [22] «Γωνιομέτρηση» [Ηλεκτρονικό]. Available: <https://docplayer.gr/45997887-Goniometrisi-diafores-methodoi-0-180-360-omes.html>. [Πρόσβαση 8 8 2019].
- [23] Ανδρέας Μοράκης, «Επεμβάσεις στη σπονδυλική στήλη» [Ηλεκτρονικό]. Available: <http://www.andreamorakis.gr/page2-2/>. [Πρόσβαση 9 8 2019].
- [24] Wikipedia, «Pilates» [Ηλεκτρονικό]. Available: <https://en.wikipedia.org/wiki/Pilates>. [Πρόσβαση 6 8 2019].
- [25] [Ηλεκτρονικό]. Available: <http://www.tzagkarakis-orthopedika.gr/>. [Πρόσβαση 25 2 2019].
- [26] [Ηλεκτρονικό]. Available: <https://www.kifidis-orthopedics.gr/orthopedika/kormos/kormika/thermoplastikoi-kormikoi-kidemones-boston/ddb/cheneau/milwaukee?sku=058.Taylor-S>. [Πρόσβαση 25 2 2019].
- [27] [Ηλεκτρονικό]. Available: [https://www.omorfiamou.gr/farmakeio/orthopedika/daktyla-karpos-agkonas-omos/johns-gileko-kyfoseos-me-mpaneles-12398?skr\\_prm=WylYODVjMDQ5YS05M2ZjLTQ1NWEtODg4YS1mN2U5NDFINjNjNzUiLDE1NjUzMDE0NDcyMDMseyJhcHBfdHlwZSI6IndlYiIsInRhZ3MiOiIifV0](https://www.omorfiamou.gr/farmakeio/orthopedika/daktyla-karpos-agkonas-omos/johns-gileko-kyfoseos-me-mpaneles-12398?skr_prm=WylYODVjMDQ5YS05M2ZjLTQ1NWEtODg4YS1mN2U5NDFINjNjNzUiLDE1NjUzMDE0NDcyMDMseyJhcHBfdHlwZSI6IndlYiIsInRhZ3MiOiIifV0). [Πρόσβαση 25 2 2019].
- [28] TDK Invensense, «MPU - 6050» [Ηλεκτρονικό]. Available: <https://www.invensense.com/products/motion-tracking/6-axis/mpu-6050/>. [Πρόσβαση 25 2 2019].
- [29] Wikipedia «I<sup>2</sup>C» [Ηλεκτρονικό]. Available: <https://el.wikipedia.org/wiki/%C2%B2C>. [Πρόσβαση 25 2 2019].
- [30] Wikipedia, «Arduino UNO» [Ηλεκτρονικό]. Available: [https://en.wikipedia.org/wiki/Arduino\\_Uno](https://en.wikipedia.org/wiki/Arduino_Uno). [Πρόσβαση 25 2 2019].
- [31] Hellas Digital, «TCA9548A 1-to-8 I<sup>2</sup>C Multiplexer» [Ηλεκτρονικό]. Available: <https://www.hellasdigital.gr/electronics/prototyping/modules/tca9548a-1-to-8-i2c-multiplexer-8-way-i2c-iic-module/>. [Πρόσβαση 25 2 2019].
- [32] ygeia-news, "Τηλεμετρία για τη διάγνωση παθήσεων της σπονδυλικής στήλης" [Ηλεκτρονικό]. Available: <https://ygeia-news.com/tilemetria-gia-ti-diagnosi-pathiseontis-spondylidikis-stilis.html> [Πρόσβαση 9 8 2019]
- [33] Mediterranean Hospital of Cyprus files, "Σύνδρομο των ζυγοαποφυσιακών αρθρώσεων (facet syndrome)" [Ηλεκτρονικό]. Δρ. Πέτρος Στυλιανού – Νευροχειρουργός Συνεργάτης Mediterranean Hospital of Cyprus. Available: <https://www.medihospital.com.cy › files> [Πρόσβαση 22 9 2019]



[34]

ιατροnet, "Σκολίωση: Ποια είναι η καταλληλότερη άσκηση και τι να αποφύγετε".  
[Ηλεκτρονικό]. Available: <https://www.iatronet.gr/ygeia/orthopediki-revmatologia/article/34321/skoliwsi-poia-einai-i-katalliloteri-askisi-kai-ti-na-apofygete.html> [Πρόσβαση 22 9 2019].

## Πηγές Εικόνων

Εικόνα 1: Η σπονδυλική στήλη

<https://hiropraktis.gr/component/content/article?id=70:spondiliki-stili>

Εικόνα 2: Τμήματα σπονδυλικής στήλης [2]

Εικόνα 3: Σπόνδυλοι [4]

Εικόνα 4: Σωστή και λανθασμένη στάση σώματος

<https://enallaktikidrasi.com/2014/04/i-sosti-stasi-somatos-proypothesi-gia-tin-ygeia/>

Εικόνα 5: Νοητές τομές στα επίπεδα

<https://schoolscreening.gr/wp-content/uploads/2019/03/%CE%A0%CE%91%CE%A1%CE%91%CE%9C%CE%9F%CE%A1%CE%A6%CE%A9%CE%A3%CE%95%CE%99%CE%A3-%CE%A3%CE%A0%CE%9F%CE%9D%CE%94%CE%A5%CE%9B%CE%99%CE%9A%CE%97%CE%A3-%CE%A3%CE%A4%CE%97%CE%9B%CE%97%CE%A3.pdf>

Εικόνα 6: Μετωπιαίο επίπεδο [16]

Εικόνα 7: Εγκάρσιο επίπεδο [16]

Εικόνα 8: Οβελιαίο επίπεδο [16]

Εικόνα 9: Λορδωτική στάση

<https://rarediseases.info.nih.gov/GlossaryDescription/271/0>

Εικόνα 10: Χαλαρή ή νωθρή στάση (sway back)

<http://fixtheneck.com/wordpress/>

Εικόνα 11: Στάση ευθειασμένης οσφύος (flat back)

<http://fixtheneck.com/wordpress/>

Εικόνα 12: Κυφωτική στάση

<http://www.triaxsys.com/13064-ghto-takoe-vdoviy-ili-bizoniy-gorb-pochemu-on-poyavlyaetsya-na-shee-i-kak-ot-nego-izbavitsya-s-pomoschyu-massazha.html>

Εικόνα 13: Νόσος Scheuermann [11]

Εικόνα 14: Ευθειασμένη άνω ράχη (military type)

[https://sielearning.tafensw.edu.au/toolboxes/Toolbox805/fit\\_tb/fit009\\_2\\_lr11/fit009\\_2\\_lr11\\_4.htm](https://sielearning.tafensw.edu.au/toolboxes/Toolbox805/fit_tb/fit009_2_lr11/fit009_2_lr11_4.htm)

Εικόνα 15: Σκολίωση

<https://disability-cyprus.com/scoliosis-exercises-to-get-relieved-from-scoliosis-back-pain/>

Εικόνα 16: Στάση πρόσθιας κεφαλής

<https://www.t-nation.com/training/tip-two-drills-to-correct-forward-head-posture>

Εικόνα 17: Στάση ευθειασμένου αυχένα

<https://atlasorthogonal.com.au/reference/case-studies-2/cervical-lordosis/>

Εικόνα 18: Κυφωλόρδωση

<http://fixtheneck.com/wordpress/>

Εικόνα 19: Γωνία κύφωσης – Cobb angle

[https://www.researchgate.net/figure/The-Cobb-angle-of-thoracic-kyphosis-calculated-from-a-lateral-radiograph\\_fig2\\_6055989](https://www.researchgate.net/figure/The-Cobb-angle-of-thoracic-kyphosis-calculated-from-a-lateral-radiograph_fig2_6055989)

Εικόνα 20: Παραδείγματα χρήσης Ισοκινητικής Δυναμομετρίας [21]

Εικόνα 21: Γωνιόμετρο [22]

Εικόνα 22: Τηλεμετρία [32]

Εικόνα 23: Ασκήσεις – Διατάξεις για σκολίωση

<https://www.iatronet.gr/askisi/paidi-athlisi/article/5766/askiseis-gia-ti-skoliwsi.html>

Εικόνα 24: Γιλέκο [26]

Εικόνα 25: Ιμάντες [26]

Εικόνα 26: Κηδεμόνας τύπου Boston [27]

Εικόνα 27: Κηδεμόνας τύπου Cheneau [27]

Εικόνα 28: Κηδεμόνας τύπου DDB [27]

Εικόνα 29: Κηδεμόνας τύπου Taylor [26]

Εικόνα 30: Κηδεμόνας τύπου Niror [26]

Εικόνα 31: Γιλέκο τύπου ρεπόρτερ

<https://www.stampers.gr/gileka-ergasias/985-16880-gileko-reporter-me-dixty>

Εικόνα 32: Γιλέκο Κυφώσεως John's

<https://pharmakey.gr/%CF%8E%CE%BC%CE%BF%CF%82/8935-johns-gileko-kyfoseos-me-mpaneles-123981-temaxio.html>

Εικόνα 33: MPU – 6050 [28]

Εικόνα 34: Δίαυλος I<sup>2</sup>C [29]

Εικόνα 35: Ακολουθίες Έναρξης – Λήξης [29]

Εικόνα 36: Αποστολή Byte [29]

Εικόνα 37: Αποστολή Διεύθυνσης 7 bit [29]

Εικόνα 38: Εγγραφή σε Slave [29]

Εικόνα 39: Ανάγνωση από Slave [29]

Εικόνα 40: Arduino Uno [30]

Εικόνα 41: Συνδεσμολογία Arduino – Multiplexer

<https://www.instructables.com/id/TCA9548A-I2C-Multiplexer-Module-With-Arduino-and-N/>

### **Εργαλεία που χρησιμοποιήθηκαν**

Fritzing

<http://fritzing.org/>

Real Term

<https://sourceforge.net/projects/realterm/>

