



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ
ΘΕΣΣΑΛΙΑΣ

ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΣΠΟΥΔΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ Τ.Ε.

ΜΕΤΡΗΣΗ ΦΥΣΙΟΛΟΓΙΚΩΝ ΠΑΡΑΜΕΤΡΩΝ
ΜΕ ΧΡΗΣΗ ΤΕΧΝΙΚΩΝ
ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΗΣ ΟΡΑΣΗΣ

Παντολέων Χρήστος
ΑΜ 4019

ΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Επιβλέπουσα: Ειρήνη Α. Μαθέ

Λαμία 2021

Μέτρηση φυσιολογικών παραμέτρων



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΘΕΣΣΑΛΙΑΣ

**ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΣΠΟΥΔΩΝ ΤΜΗΜΑΤΟΣ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ Τ.Ε.**

**ΜΕΤΡΗΣΗ ΦΥΣΙΟΛΟΓΙΚΩΝ ΠΑΡΑΜΕΤΡΩΝ ΜΕ ΧΡΗΣΗ
ΤΕΧΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΗΣ ΟΡΑΣΗΣ**

**ΠΑΝΤΟΛΕΩΝ ΧΡΗΣΤΟΣ
ΑΜ 4019**

ΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Επιβλέπουσα: Ειρήνη Α. Μαθέ

ΛΑΜΙΑ 2021

Μέτρηση φυσιολογικών παραμέτρων

Μέτρηση φυσιολογικών παραμέτρων

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Η ολοκλήρωση αυτής της πτυχιακής υλοποιήθηκε με την υποστήριξη ενός αριθμού ανθρώπων στους οποίους θα ήθελα να εκφράσω τις θερμότερες ευχαριστίες μου. Θα ήθελα να ευχαριστήσω την κα. Ειρήνη Μαθέ και τον κ. Ευάγγελο Σπύρου για την βοήθεια κατά την διάρκεια της πτυχιακής εργασίας.

Παντολέον Χρήστος

07.2021

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Η παρούσα εργασία ασχολείται με την υλοποίηση μιας μεθοδολογίας για την μέτρηση του καρδιακού και του αναπνευστικού ρυθμού. Αρχικά παρουσιάζεται και αναλύεται η ανθρώπινη φυσιολογία της καρδιάς και του αναπνευστικού συστήματος. Στη συνέχεια παρουσιάζεται η ανάλυση και η μεθοδολογία για το πώς μπορούμε να παρακολουθήσουμε και να εξάγουμε δεδομένα από μια απλή κάμερα. Σε πρώτο στάδιο βρίσκουμε τις περιοχές του στήθους και του προσώπου και στην συνέχεια από την κίνηση τους συλλέγονται τα απαραίτητα δεδομένα. Ακολουθως, από το χρονικό φιλτράρισμα των δεδομένων και με χρήση πρωτογενών συνιστωσών καταλήγουμε στον καρδιακό και στον αναπνευστικό ρυθμό. Τέλος η συγκεκριμένη μεθοδολογία αξιολογείται ως προς την ακρίβεια και την ευχρηστία της. Αυτό επιτυγχάνεται έπειτα από σύγκριση των αποτελεσμάτων με ένα «έξυπνο» ρολόι και με μια εφαρμογή ενός «έξυπνου» κινητού. Και οι δύο μέθοδοι χρησιμοποιούν φωτοπληθυσμογραφική τεχνολογία.

ΛΕΞΕΙΣ ΚΛΕΙΔΙΑ: μέτρηση καρδιακού ρυθμού, μέτρηση αναπνευστικού ρυθμού, εξαγωγή και παρακολούθηση οπτικών χαρακτηριστικών.

Μέτρηση φυσιολογικών παραμέτρων

ABSTRACT

This thesis deals with the implementation of a methodology for measurement of heart rate and respiratory rate. Initially we present and describe the human physiology of the heart and respiratory system. Then we describe the methodology for monitoring and exporting data from a simple camera. First, we locate the areas of the chest and face and then based on their movement we extract the necessary data. Upon temporal filtering of data and using primary components we end up with an estimation of heart and respiratory rate. Finally, the proposed methodology is evaluated for its accuracy and usability. This is achieved after comparing the results with a "smart" watch and with an application of a "smart" mobile phone. Both methods are based on photoplethysmography.

KEYWORDS: heart rate measurement, respiratory rate measurement, extraction and monitoring of visual features

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

1. Εισαγωγή	14
2. ΑΝΘΡΩΠΙΝΗ ΦΥΣΙΟΛΟΓΙΑ	16
2.1 Ανθρώπινη καρδιά	17
2.1.1 Η καρδιαγγειακή φυσιολογία	17
2.1.2 Σφυγμός και μέτρηση καρδιακού ρυθμού	18
2.1.3 Ηλεκτρική δραστηριότητα της καρδιάς και ηλεκτροκαρδιογράφημα . .	21
2.1.4 Άλλοι μέθοδοι για μέτρηση καρδιακού ρυθμού	23
2.1.4.1 Οξύμετρο	24
2.1.4.2 Ρολόι	25
2.2 Αναπνευστικό σύστημα	26
2.2.1 Αναπνευστική φυσιολογία	26
2.2.2 Μέτρηση αναπνοής	28
3. Η ΦΩΤΟΠΛΗΘΥΣΜΟΓΡΑΦΙΑ	31
3.1 Κάμερα σε απόσταση από το υποκείμενο	31
3.2 Τύποι αρτηριακής φωτοπληθυσμογραφίας	32
3.3 Αισθητήρες αρτηριακής φωτοπληθυσμογραφίας	34
4. ΥΛΟΠΟΙΗΣΗ ΜΕΘΟΔΟΥ ΑΝΕΠΑΦΗΣ ΜΕΤΡΗΣΗΣ ΚΑΡΔΙΑΚΟΥ ΡΥΘΜΟΥ ΚΑΙ ΑΝΑΠΝΕΥΣΤΙΚΟΥ ΡΥΘΜΟΥ ΜΕ ΧΡΗΣΗ ΚΑΜΕΡΑΣ	36
4.1 Μεθοδολογία του πειράματος	36
4.1.1 Επιλογή περιοχής προσώπου και σώματος	36
4.1.2 Εξαγωγή χαρακτηριστικών σημείων	37
4.1.3 Παρακολούθηση χαρακτηριστικών	38
4.1.4 Χρονικό φιλτράρισμα	39
4.1.5 Ανάλυση πρωτογενών συνιστωσών	40

Μέτρηση φυσιολογικών παραμέτρων

4.1.6 Επιλογή σήματος και υπολογισμός καρδιακού ρυθμού	41
4.1.7 Υπολογισμός αναπνοής	43
4.2 Ανάπτυξη λογισμικού με χρήση live εικόνας	44
4.3 Ανάπτυξη λογισμικού με χρήση βίντεο	46
5. ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗ ΤΟΥ ΠΕΙΡΑΜΑΤΟΣ	48
5.1 Περιγραφή πειράματος	48
5.2 Πειραματική αξιολόγηση	49
5.3 Αξιολόγηση εμπειρίας χρήσης	55
6. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ ΚΑΙ ΜΕΛΛΟΝΤΙΚΕΣ ΕΠΕΚΤΑΣΕΙΣ	61
6.1 Συμπεράσματα	61
6.2 Πιθανές Μελλοντικές επεκτάσεις	61
ΣΥΝΤΟΜΟΓΡΑΦΙΕΣ – ΑΚΡΩΝΥΜΙΑ	62
ΠΗΓΕΣ	63
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑΤΑ	66

Μέτρηση φυσιολογικών παραμέτρων

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΣΧΗΜΑΤΩΝ ΚΑΙ ΠΙΝΑΚΩΝ

Σχήμα 2.1: Κόλποι, κοιλίες και βαλβίδες στην ανθρώπινη καρδιάς	17
Πίνακας 2.1: Όρια φυσιολογικού καρδιακού σφυγμού του ανθρώπου	20
Πίνακας 2.2: Φυσιολογικό και ανώτατο όριο σφυγμού σε κατάσταση άσκησης (ενήλικες)	20
Σχήμα 2.2: Συνηθέστερες περιοχές στις οποίες μπορεί να γίνει η μέτρηση του σφυγμού στον άνθρωπο	21
Σχήμα 2.3: Το ηλεκτρικό σύστημα της καρδιάς	22
Σχήμα 2.4: Ηλεκτροκαρδιογράφημα	23
Σχήμα 2.5: Οξύμετρο	24
Σχήμα 2.6: Πως είναι ένα “έξυπνο” ρολόι και πώς γίνεται η μέτρηση του καρδιακού παλμού	25
Σχήμα 2.7: Το αναπνευστικό σύστημα του ανθρώπου	28
Πίνακας 2.3: Ρυθμός αναπνοής του ανθρώπου	29
Σχήμα 2.8: Ο ολοκληρωμένος κύκλος αναπνοής	30
Σχήμα 3.1: Θέση αισθητήρων στον έλεγχο αντανάκλασης	33
Σχήμα 3.2: Θέση αισθητήρων στον έλεγχο μετάδοσης	34
Σχήμα 3.3: Ο αισθητήρας αποτελείται από ένα LED και ένα φωτοτρανζίστορ	34
Σχήμα 3.4: Τρόπος μέτρησης καρδιακού παλμού από το κινητό	35
Σχήμα 4.1: Επιλογή σημείων	37
Σχήμα 4.2: (i): Περιοχή καρτέ βίντεο που περιλαμβάνει το πρόσωπο. (ii): επιλογή σημείων GFtT. (iii), (iv): παρακολούθηση σημείων	39
Σχήμα 4.3: Τα 5 πρώτα σήματα $si(t)$ που προκύπτουν έπειτα από εφαρμογή της PCA και οι αντίστοιχοι μετασχηματισμοί FFT	41
Σχήμα 4.4: Το σήμα που μας βοηθάει και επεξεργαζόμαστε για να εξάγουμε τον αριθμό των αναπνοών	44

Σχήμα 4.5: Περιοχές διαβάσματος σημείων και εμφάνιση αναπνοών και παλμών	45
Πίνακας 4.1: Εντολές από το πληκτρολόγιο	45
Σχήμα 4.6: Μενού μετά από σφάλμα	46
Πίνακας 4.2: Οι φάκελοι που χρησιμοποιήθηκαν	47
Σχήμα 4.7: Η εισαγωγή βίντεο και η επιστροφή αποτελεσμάτων	47
Σχήμα 5.1. Μετρήσεις του καρδιακού παλμού από τα υποκείμενα	49
Σχήμα 5.2 Μετρήσεις των αναπνοών	52
Πίνακας 5.1: Πίνακας 5.1: Μέση τιμή, τυπική απόκλιση και η διαφορά ανάμεσα στην μέση τιμή των 10 μετρήσεων για τον καρδιακό ρυθμό	51
Πίνακας 5.2: Μέση τιμή, τυπική απόκλιση και η διαφορά ανάμεσα στην μέση τιμή των 10 μετρήσεων για τον καρδιακό ρυθμό.	54
Πίνακας 5.3: Στατιστική ανάλυση των αποτελεσμάτων της αξιολόγησης εμπειρίας με χρήσης κάμερας (median: μεσαία τιμή, mode: συχνότερη τιμή)	55
Πίνακας 5.4: Στατιστική ανάλυση των αποτελεσμάτων της αξιολόγησης εμπειρίας με χρήσης κινητού (median: μεσαία τιμή, mode: συχνότερη τιμή)	56
Πίνακας 5.5: Στατιστική ανάλυση των αποτελεσμάτων της αξιολόγησης εμπειρίας με χρήσης ρολογιού (median: μεσαία τιμή, mode: συχνότερη τιμή)	57
Πίνακας 5.6: Στατιστική ανάλυση των αποτελεσμάτων της αξιολόγησης εμπειρίας με χρήσης κάμερας (median: μεσαία τιμή, mode: συχνότερη τιμή)	58
Πίνακας 5.7: Στατιστική ανάλυση των αποτελεσμάτων της αξιολόγησης εμπειρίας με χρήσης κινητό (median: μεσαία τιμή, mode: συχνότερη τιμή)	59
Πίνακας 5.8: Στατιστική ανάλυση των αποτελεσμάτων της αξιολόγησης εμπειρίας με χρήσης ρολογιού (median: μεσαία τιμή, mode: συχνότερη τιμή)	60
Πίνακας παραρτήματα 1: Το ερωτηματολόγιο που δόθηκε στους χρήστες με τις ερωτήσεις από τις εργασίες των Chin et al. και Lund	66
Πίνακας παραρτήματα 2: Το ερωτηματολόγιο που δόθηκε στους χρήστες με τις ερωτήσεις από του ερωτηματολογίου SUS	67

Μέτρηση φυσιολογικών παραμέτρων

1^ο ΚΕΦΑΛΑΙΟ

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Η ανθρώπινη φυσιολογία είναι από τους βασικούς κορμούς της ανθρώπινης ζωής καθώς μελετάει τις διάφορες λειτουργίες των οργάνων καθώς και την αλληλεπίδραση μεταξύ τους. Η καρδιαγγειακή και η αναπνευστική φυσιολογία θα μας απασχολήσουν στο Κεφάλαιο 1 ώστε να μπορέσουμε να τις κατανοήσουμε σε βαθύτερο επίπεδο.

Ένας τους πιο σύνηθες τρόπους μέτρησης καρδιακών παλμών είναι το ηλεκτροκαρδιογράφημα (ΗΚΓ). Τα τελευταία χρόνια βέβαια με την εξέλιξη της τεχνολογίας έχουν δημιουργηθεί νέες και εξίσου αξιόπιστες συσκευές που μετρούν εξίσου καλά τον καρδιακό ρυθμό. Αυτές οι συσκευές χρησιμοποιούν μια τεχνολογία που ονομάζεται Φωτοπληθυσμογραφία (Photoplethysmography - PPG) η οποία λειτουργεί χρησιμοποιώντας το φως (πομπός) και έναν φωτοευαίσθητο δέκτη (Κεφάλαιο 3). Οι Takano et al [23] ήταν από τους πρώτους που παρουσίασαν μία μεθοδολογία για την ταυτόχρονη μέτρηση του καρδιακού και του αναπνευστικού ρυθμού χρησιμοποιώντας μια κάμερα και έναν υπολογιστή για την επεξεργασία της εικόνας που δέχεται από την κάμερα. Με αυτόν τρόπο ο χρήστης δεν έρχεται σε επαφή με κάποιο όργανο μέτρησης, και η μόνη πληροφορία που συλλέγεται είναι αυτή από την κάμερα.

Σε αυτήν την εργασία θα μελετήσουμε την ταυτόχρονη μέτρηση του καρδιακού και του αναπνευστικού ρυθμού με χρήση μιας απλής κάμερας. Πιο συγκεκριμένα, θα βασιστούμε στα οπτικά χαρακτηριστικά που συλλέγονται από την κάμερα. Αυτά στη συνέχεια τα αναλύουμε και τα επεξεργαζόμαστε και εξάγουμε μια εκτίμηση για τον καρδιακό και τον αναπνευστικό ρυθμό. Η μεθοδολογία δέχεται ως είσοδο μία εικόνα και την επεξεργάζεται σε πραγματικό χρόνο ή ο χρήστης ανεβάζει σε μια πλατφόρμα ένα βίντεο .mp4. Στην πλατφόρμα γίνεται επεξεργασία και στην συνέχεια γίνεται επιστροφή των αποτελεσμάτων στο χρήστη (Κεφάλαιο 4). Για την πειραματική αξιολόγηση χρησιμοποιήθηκαν 3 συσκευές μέτρησης καρδιακών παλμών (κάμερα - κινητό - ρολόι). Για τον αναπνευστικό ρυθμό ο ίδιος ο χρήστης μετρούσε κατά την διάρκεια του πειράματος τις αναπνοές του και στο τέλος γινόταν η σύγκριση της μέτρησης αυτής με το αποτέλεσμα που υπολογίζει η

Μέτρηση φυσιολογικών παραμέτρων

μεθοδολογία (Κεφάλαιο 5). Η εργασία ολοκληρώνεται με το Κεφάλαιο 6 στο οποίο παρουσιάζονται τα συμπεράσματα που προέκυψαν από τα προηγούμενα κεφάλαια και πιθανές μελλοντικές επεκτάσεις.

2^ο ΚΕΦΑΛΑΙΟ

ΑΝΘΡΩΠΙΝΗ ΦΥΣΙΟΛΟΓΙΑ

Ανθρώπινη Φυσιολογία ή Φυσιολογία του Ανθρώπου, όπως απαντάται συχνότερα, είναι μία επιστήμη, κλάδος της Βιολογίας Ανθρώπου και θεμελιώδες αντικείμενο μελέτης στην Ιατρική και τη νοσηλευτική η οποία ασχολείται με τη μελέτη της λειτουργίας των ανθρωπίνων κυττάρων και με των οργανικών συστημάτων του ανθρωπίνου σώματος. Αφορά συνολικότερα τη λειτουργία του ανθρωπίνου οργανισμού. Αποτελεί τμήμα του γενικότερου βιολογικού κλάδου της Φυσιολογίας, που ασχολείται με τη μελέτη της λειτουργίας του συνόλου των διαφορετικών οργανισμών [10].

Η ανθρώπινη φυσιολογία είναι ένας από τους πιο σύνθετους κλάδους της φυσιολογίας. Περιλαμβάνει διάφορες υποδιαιρέσεις, που επικαλύπτουν η μια την άλλη. Πολλοί ζωικοί οργανισμοί (θηλαστικά) έχουν παρόμοια ανατομία με τους ανθρώπους και παρουσιάζουν πολλές μορφολειτουργικές ομοιότητες.

- Η Μυοφυσιολογία
- Η Νευροφυσιολογία
- Η Φυσιολογία κυττάρων
- Η συγκριτική ή περιβαλλοντική φυσιολογία
- Η Φυσιολογία μεμβρανών
- Η Αναπνευστική φυσιολογία
- Η καρδιαγγειακή
- Η Νεφρική φυσιολογία
- Η Ενδοκρινολογία
- Η Νευροενδοκρινολογία
- Η Αναπαραγωγική Φυσιολογία
- Η Φυσιολογία άσκησης

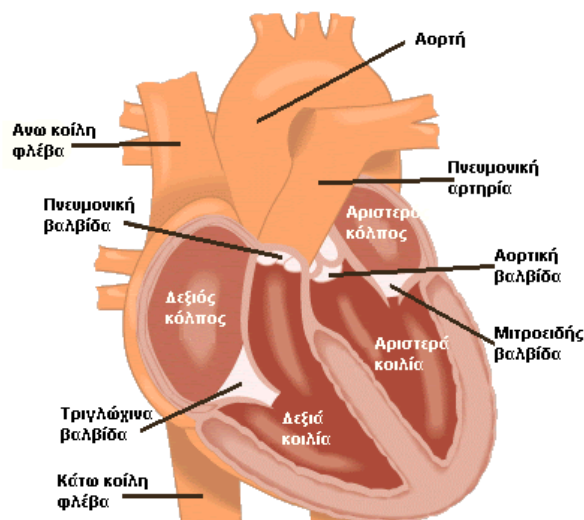
Από τα παραπάνω και για τους σκοπούς της παρούσας εργασίας θα ασχοληθούμε και θα αναλύσουμε την καρδιαγγειακή (Ενότητα 2.1.1) και την αναπνευστική φυσιολογία (Ενότητα 2.2.1).

2.1 Ανθρώπινη καρδιά

Η ανθρώπινη καρδιά είναι ένα όργανο που είναι υπεύθυνο για την παροχή οξυγόνου καθώς και για την μεταφορά και ανταλλαγή ουσιών στα κύτταρα του οργανισμού. Οποιαδήποτε δυσλειτουργία της καρδιάς ενδέχεται να επηρεάζει με πολλούς τρόπους συνολικά τον οργανισμό. Στην παρούσα ενότητα θα αναλύσουμε την φυσιολογία της ανθρώπινης καρδιάς, την ηλεκτρική δραστηριότητα και τους τρόπους που μετράται ο καρδιακός παλμός.

2.1.1 Η καρδιαγγειακή φυσιολογία

Η καρδιά είναι ένα κοίλο, δηλαδή κούφιο εσωτερικά, μυώδες όργανο, του οποίου η λειτουργία είναι η εξώθηση του αίματος στο ανθρώπινο σώμα. Ουσιαστικά είναι μια αντλία, η οποία με τη χαλάρωσή της υποδέχεται αίμα και με τη συστολή της το προωθεί στα διάφορα όργανα. Η καρδιά χωρίζεται σε τέσσερα διαμερίσματα. Αυτά είναι ο δεξιός κόλπος και η δεξιά κοιλία που επικοινωνούν μέσω της τριγλώχινας βαλβίδας και ο αριστερός κόλπος και η αριστερή κοιλία που επικοινωνούν μέσω της μιτροειδούς βαλβίδας. Η δεξιά κοιλία επικοινωνεί με την πνευμονική αρτηρία μέσω της πνευμονικής βαλβίδας και η αριστερή κοιλία επικοινωνεί με την αορτή μέσω της αορτικής βαλβίδας. Οι βαλβίδες δεν επιτρέπουν στο αίμα να επιστρέψει στις φλέβες κατά τη σύσπαση της καρδιάς αναγκάζοντάς το να προωθηθεί στις αρτηρίες. Τα μέρη της ανθρώπινης καρδιάς απεικονίζονται στο Σχήμα 2.1 [15]



Σχήμα 2.1: Κόλποι, κοιλίες και βαλβίδες στην ανθρώπινη καρδιά

Το αίμα επιστρέφει από τους ιστούς στην καρδιά με την πρόσθια και οπίσθια κοίλη φλέβα. Αυτές οι φλέβες καταλήγουν στο δεξιό κόλπο. Κατά τη διαστολή των κόλπων και των κοιλιών αίμα εισέρχεται από την πρόσθια και οπίσθια κοίλη φλέβα στο δεξιό κόλπο και στη δεξιά κοιλία. Όταν η δεξιά κοιλία γεμίσει με αίμα, η πίεση μέσα σε αυτήν αυξάνεται τόσο ώστε να παύει η είσοδος του αίματος και ο δεξιός κόλπος συσπάται ώστε να διοχετεύσει σε αυτήν το αίμα που είχε συσσωρευτεί στον κόλπο κατά τη διαστολή. Μετά την πλήρωση της κοιλίας με αίμα ξεκινά η σύσπασή της. Κατά τη σύσπασή κλείνει η τριγωνχίνα βαλβίδα εμποδίζοντας το αίμα να επιστρέψει στον κόλπο ενώ ανοίγει η πνευμονική βαλβίδα ώστε το αίμα να προωθηθεί μέσω της πνευμονικής αρτηρίας στους πνεύμονες. Στους πνεύμονες το αίμα οξυγονώνεται και προωθείται στον αριστερό κόλπο και στην αριστερή κοιλία, κατά τη διαστολή της καρδιάς, μέσω των πνευμονικών φλεβών. Κατά τη σύσπαση της καρδιάς κλείνει η μιτροειδής βαλβίδα και το αίμα περνάει από τη δεξιά κοιλία στην αορτή [14].

Η καρδιά είναι φτιαγμένη έτσι ώστε να ρυθμίζει τον καρδιακό ρυθμό ανάλογα με τις ανάγκες κάθε ατόμου, αφού διαθέτει έναν αυτόματο μηχανισμό ηλεκτρικής διέγερσης. Καρδιακός κύκλος/παλμός (σφυγμός) καλείται η χρονική περίοδος από την έναρξη ενός καρδιακού χτύπου έως την έναρξη του επόμενου χτύπου και διακρίνεται σε δύο φάσεις. Η πρώτη φάση ονομάζεται συστολική και η δεύτερη διαστολική. Στην πρώτη φάση, αίμα εξωθείται από τη δεξιά κοιλία στην πνευμονική αρτηρία και από την αριστερή κοιλία στην αορτή, ενώ στη δεύτερη φάση υπάρχει χάλαση (χαλάρωμα) των κοιλιών. Σε αυτό συμβάλουν οι καρδιακές μυϊκές ίνες. Πρόκειται για μυϊκά κύτταρα τα οποία ενεργοποιούνται με συγκεκριμένη σειρά και ρυθμό, επιτελώντας τη διεργασία της συστολής

Η καρδιά είναι το μοναδικό ίσως όργανο που έχει την ιδιότητα να λειτουργεί αυτόνομα, δηλαδή της αυθόρμητης συστολής χωρίς να χρειάζεται να δώσει εντολή το κεντρικό νευρικό σύστημα. Ο εγκέφαλος επηρεάζει με πολλούς τρόπους την καρδιά, για παράδειγμα αυξάνει ή μειώνει τους παλμούς. Ωστόσο η καρδιά από μόνη της μπορεί να διατηρεί ένα δικό της αυτόματο ρυθμό γι' αυτό και παρατηρείται το φαινόμενο του εγκεφαλικού θανάτου, όπου η καρδιά συνεχίζει να πάλλεται από μόνη της, παρά τη μη λειτουργία του εγκεφάλου.

2.1.2 Σφυγμός και Μέτρηση Καρδιακού Ρυθμού

Ο σφυγμός είναι το κύμα διάτασης, το οποίο μεταδίδεται στις περιφερικές αρτηρίες, όταν το αίμα εισέρχεται στην αορτή μετά από κάθε συστολή της αριστερής κοιλίας. Για τον εντοπισμό του, προτείνονται περιοχές όπου περνούν μεγάλες αρτηρίες ώστε να είναι πιο εύκολη η μέτρηση του σφυγμού. Οι πιο συνηθέστερες περιοχές που μπορεί να γίνει η μέτρηση είναι ο καρπός

(Σχήμα 2.2 (i)) (Κερκιδική αρτηρία) και ο λαιμός (Σχήμα 2.2 (ii)) (Καρωτιδική αρτηρία). Αλλά σημεία μέτρησης είναι οπίσθια κνημιαία, κροταφική και η μηριαία αρτηρία [11].

Διαδικασία μέτρησης του καρδιακού ρυθμού μπορεί να πραγματοποιηθεί με τα ακόλουθα βήματα:

1. Εντοπισμός παλμού με το δείκτη και το μέσο του ενός χεριού
2. Μέτρηση παλμών για συγκεκριμένο χρόνο (κατά προτίμηση 6 sec) ξεκινώντας από το 0
3. Στο 3ο βήμα εξαρτάται από τη διάρκεια μέτρησης των παλμών:
 1. Στην προτίμηση των 6 sec απαιτείται η πρόσθεση ενός μηδενικού στο αποτέλεσμα : π.χ $12 \rightarrow 120$ σφυγμοί ανά λεπτό.
 2. Σε κάθε άλλη περίπτωση που τα δευτερόλεπτα μέτρησης του παλμού δεν είναι 6 τότε θα πρέπει να γίνει η πράξη: (σφυγμός/χρόνος μέτρησης σφυγμού) x 60. π.χ. $(10 / 7) \times 60 = 86$ σφυγμοί ανά λεπτό

Σε κατάσταση ηρεμίας, σύμφωνα με το Εθνικό Ινστιτούτο Υγείας, ο φυσιολογικός καρδιακός ρυθμός διαφέρει ανάλογα με την ηλικία του ατόμου και το φύλο (κατά μέσο όρο οι γυναίκες έχουν περισσότερους σφυγμούς από τους άντρες). Στους ενήλικες ο καρδιακός ρυθμός κυμαίνεται κατά μέσο όρο από 60 – 100 και στα παιδιά ανάλογα την ηλικία τους (Πίνακας 2.1)

Οι καρδιακοί παλμοί κατά την διάρκεια σωματικής άσκησης ανεβαίνουν και το μέγιστο όριο παλμών σύμφωνα με το ινστιτούτο είναι [220 – ηλικία ατόμου]. Για παράδειγμα σε ένα άτομο 40 ετών οι παλμοί θα είναι: [220 – 40] = 180 παλμοί/ λεπτό (Πίνακας 2.2)

Πίνακας 2.1: Μέσος όρος καρδιακού ρυθμού ανά ηλικία

Ηλικία	Σφυγμοί/λεπτό
1ος μήνας ζωής	70 - 190
1ος - 11ος μήνας	80 - 160
1 - 2 χρόνων	80 - 130
3 - 4 χρόνων	80 - 120
5 - 6 χρόνων	75 - 115
7 - 9 χρόνων	70 - 110
10 χρόνων και πάνω (ισχύει και για όλους τους ενήλικες)	60 - 100

Πίνακας 2.2: Φυσιολογικό και ανώτατο όριο σφυγμού σε κατάσταση άσκησης (ενήλικες)

Ηλικία	Φυσιολογικοί σφυγμοί/λεπτό (50-85%)	Ανώτατο όριο (σφυγμοί / λεπτό)
20	100 - 170	200
30	95 - 162	190
35	93 - 157	185
40	90 - 153	180
45	88 - 149	175
50	85 - 145	170
55	83 - 140	165
60	80 - 136	160
65	78 - 132	155
70	75 - 128	150



(i)Καρπός



(ii) Λαιμός

Σχήμα 2.2: Περιοχές στις οποίες μπορεί να γίνει εύκολα η μέτρηση του σφυγμού

Ο καρδιακός ρυθμός μπορεί να μεταβάλλεται ανάλογα με τις ανάγκες του οργανισμού, αυτό όμως γίνεται με ομαλό τρόπο [7]. Πολλές φορές η εύρυθμη αυτή λειτουργία διαταράσσεται από τις αρρυθμίες που κάνουν την καρδιά να χτυπάει άλλες φορές πιο αργά, οπότε μιλάμε για βραδυκαρδίες, άλλες φορές πιο γρήγορα οπότε μιλάμε για ταχυκαρδίες, άλλες φορές εντελώς άρρυθμα όπως π.χ. στην κολπική μαρμαρυγή και άλλες φορές με συστολές που παρεμβάλλονται στον φυσιολογικό ρυθμό προκαλώντας μικρές και στιγμιαίες διακοπές οπότε μιλάμε για έκτακτες συστολές ή εκτακτοσυστολική αρρυθμία. Οι ταχυκαρδίες προκύπτουν με διάφορους μηχανισμούς. Ένας εξ αυτών είναι τα κυκλώματα επανεισόδου όπου το ηλεκτρικό ερέθισμα ακολουθεί ταχέως μια κυκλοτερή πορεία γύρω από μια ανατομικά καθορισμένη περιοχή και η ταχεία διέγερση που προκύπτει υπερκαλύπτει το φυσιολογικό ρυθμό κάνοντας τη καρδιά να δουλεύει ασυνήθιστα γρήγορα. Ένας άλλος μηχανισμός είναι ο παθολογικός αυτοματισμός όπου η διέγερση προκαλείται από την υπερταχεία εκφόρτιση ενός συγκεκριμένου σημείου των κόλπων ή των κοιλιών της καρδιάς.

2.13 Ηλεκτρική Δραστηριότητα της Καρδιάς και

Ηλεκτροκαρδιογράφημα

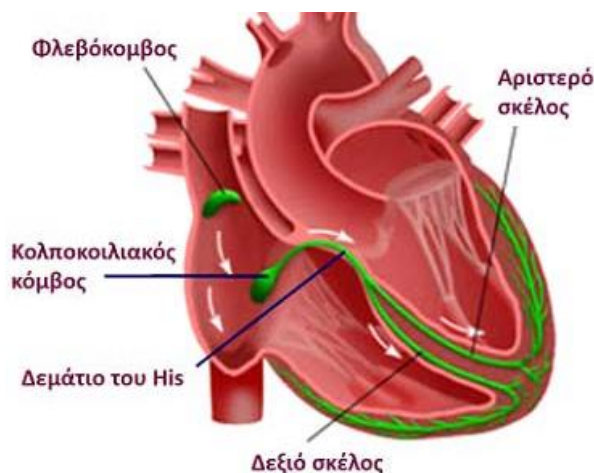
Η καρδιά για να συσταλεί ο καρδιακός της μυς χρειάζεται ένα ηλεκτρικό ερέθισμα που θα του δώσει την εντολή. Αυτό συμβαίνει με έναν εξαιρετικά οργανωμένο τρόπο σε κάθε καρδιακό παλμό. Το ηλεκτρικό αυτό ερέθισμα

ξεκινά από μία περιοχή του δεξιού κόλπου, τον φλεβόκομβο, που αποκαλείται και φυσιολογικός βηματοδότης της καρδιάς, γιατί αυτός έχοντας τη δυνατότητα αυτόματα να παράγει ερεθίσματα δίνει την αρχική εντολή, τον «βηματισμό» για να δημιουργηθεί ο κάθε καρδιακός παλμός. Το ηλεκτρικό αυτό σήμα ακολουθεί μια συγκεκριμένη και απόλυτα προγραμματισμένη πορεία διεγείροντας αρχικά τους κόλπους της καρδιάς (δεξιό και αριστερό), αναγκάζοντάς τους να συσταλούν και να προωθήσουν το αίμα στις κοιλίες της καρδιάς (δεξιά και αριστερή)(Σχήμα 2.3). Στη συνέχεια το ερέθισμα περνάει από τον κολποκοιλιακό κόμβο που βρίσκεται ανάμεσα στους κόλπους και τις κοιλίες. Στον κολποκοιλιακό κόμβο το ηλεκτρικό ερέθισμα υφίσταται μια μικρή επιβράδυνση της κατά τα λοιπά μέρη ταχύτατης πορείας του κατά περίπου 0.12 - 0.20 δευτερόλεπτα.

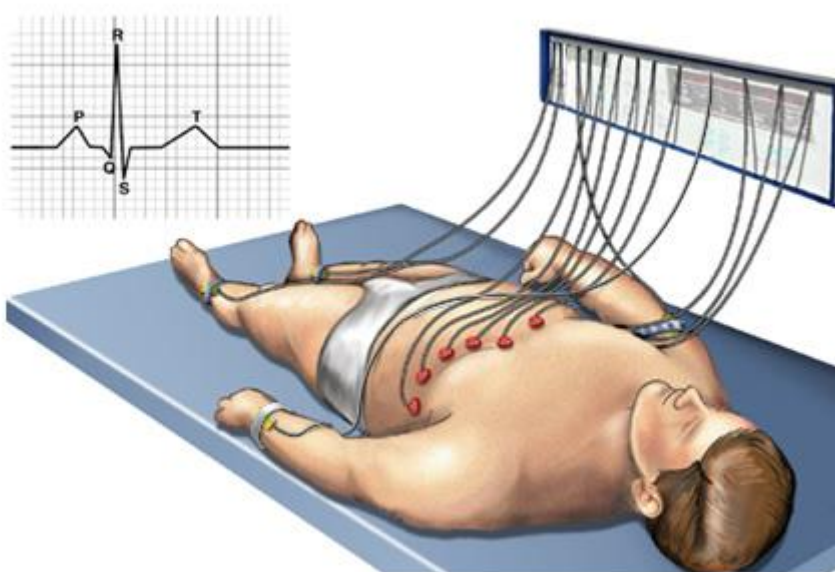
Αυτή η καθυστέρηση είναι ένα μέτρο προστασίας της καρδιάς, καθώς ο κολποκοιλιακός κόμβος, μπορεί να εμποδίσει μία πιθανή συρρέουσα κάθοδο πληθώρας ηλεκτρικών ερεθισμάτων από τους κόλπους στις κοιλίες. Αυτό το φαινόμενο θα προκαλούσε υπερβολικά πολλούς καρδιακούς παλμούς >200-300/λεπτό κάτι που ακόμα και μία φυσιολογική καρδιά δεν μπορούσε να το αντέξει γιατί δεν προλαβαίνει καν να γεμίσει με αίμα και έτσι η συστολή της και η εν γένει λειτουργία της είναι εντελώς αναποτελεσματική αλλά και εξαιρετικά επικίνδυνη.

Ακολούθως, το ηλεκτρικό σήμα περνά ταχύτατα από το δεμάτιο του His και κατόπιν διαδίδεται δια μέσου δύο σκελών, του δεξιού και του αριστερού σκέλους, στις αντίστοιχες κοιλίες της καρδιάς για να προκαλέσει την συστολή τους που θα εξωθήσει το αίμα στα περιφερικά όργανα. Ο φυσιολογικός ρυθμός της καρδιάς που ακολουθεί αυτήν την αλληλουχία λέγεται και φλεβοκομβικός ρυθμός, καθώς η ρυθμική αυτή «ενορχήστρωση» εκπορεύεται πάντα από τον φλεβόκομβο.

Σχήμα 2.3: Το ηλεκτρικό σύστημα της καρδιάς



Ο ηλεκτροκαρδιογράφος διαθέτει ηλεκτρόδια που τοποθετούνται σε επαφή με το δέρμα σε συγκεκριμένα σημεία στα άκρα και στον θώρακα στην προ κάρδια περιοχή. Καταγράφοντας την ηλεκτρική δραστηριότητα σε αυτά τα σημεία παίρνουμε τις 12 απαγωγές καρδιογραφήματος. Κάθε απαγωγή βλέπει το ηλεκτρικό ερέθισμα της καρδιάς από διαφορετική οπτική γωνία. Είναι σαν να έχουμε 12 κάμερες που να καταγράφουν την ηλεκτρική δραστηριότητα της καρδιάς (Σχήμα 2.4). Μπορούμε λοιπόν διαβάζοντας τις καταγραφές από τις 12 απαγωγές να βγάλουμε συμπεράσματα για τον τρόπο διάδοσης του ηλεκτρικού ερεθίσματος στην καρδιά, που επειδή είναι χαρακτηριστικός στις διάφορες παθολογικές καταστάσεις και αρρυθμίες μας αποκαλύπτει την διάγνωση.



Σχήμα 2.4: Ηλεκτροκαρδιογράφημα

2.1.4 Άλλοι μέθοδοι για μέτρηση καρδιακού ρυθμού

Εκτός από τις κλασσικές μεθόδους που αναφέρθηκαν στις ενότητες 2.1.2 και 2.1.3, τα τελευταία χρόνια η τεχνολογία έχει προχωρήσει σημαντικά. Εκτός από τους παραπάνω τρόπους υπολογισμού του καρδιακού ρυθμού, υπάρχουν στο εμπόριο ηλεκτρονικά όργανα που μετρούν το σφυγμό με ασφάλεια και αξιοπιστία όπως το οξύμετρο και τα “έξυπνα” ρολόγια.

2.1.4.1 Οξύμετρο

Το οξύμετρο είναι μια μικρή φορητή συσκευή που “διαβάζει” τον κορεσμό του οξυγόνου στους ιστούς (Σχήμα 2.5). Το 97-98% του οξυγόνου στο αίμα μεταφέρεται συνδεδεμένο στην αιμοσφαιρίνη των ερυθρών αιμοσφαιρίων ενώ το υπόλοιπο είναι διαλυμένο στο πλάσμα. Χρησιμοποιώντας υπέρυθρο φως στο σημείο μέτρησης, το οξύμετρο εκτιμά τον κορεσμό της αιμοσφαιρίνης. Τα περισσότερα οξύμετρα στην αγορά είναι παλμικά, δηλαδή διαθέτουν επίσης έναν αισθητήρα που μετράει τον αριθμό των καρδιακών παλμών.

Το οξύμετρο μοιάζει με ένα σφινγκήρα που τοποθετείται σε δάχτυλο χεριού ή στον λοβό του αυτιού ή σε δάχτυλο ποδιού. Ο αισθητήρας μπορεί να είναι τύπου κλιπ ή αυτοκόλλητος. Τα οξύμετρα που τοποθετούνται στο λοβό του αυτιού έχουν ειδικό κλιπ. Είναι πιθανόν ο ασθενής να αισθανθεί μια μικρή πίεση αλλά δεν υπάρχει πόνος ή τσίμπημα.

Ακτίνες φωτός περνούν μέσα από το αίμα στο σημείο που τοποθετείται το οξύμετρο, μετρώντας τον κορεσμό του οξυγόνου στα αγγεία. Αυτό γίνεται με τη μέτρηση των αλλαγών της απορρόφησης του φωτός από οξυγονωμένο και μη οξυγονωμένο αίμα. Όταν το παλμικό οξύμετρο τοποθετείται στην άκρη ενός δακτύλου, ακτινοβολεί πολλές μικρές ακτίνες φωτός που διέρχονται από το αίμα σε αυτό το συγκεκριμένο σημείο. Οι ευαίσθητοι αισθητήρες φωτός μετρούν τον αριθμό των ερυθρών αιμοσφαιρίων που μεταφέρουν οξυγόνο και εκείνων που δεν μεταφέρουν (το οξυγονωμένο αίμα είναι πιο σκούρο) και μεταφράζουν τη μέτρηση σε ποσοστιαία ένδειξη.



Σχήμα 2.5: Οξύμετρο

2.1.4.2 “Έξυπνα” Ρολόγια

Τα τελευταία χρόνια έχουν παρουσιαστεί αρκετές συσκευές με τη μορφή ρολογιού. Φοριούνται σαν κανονικά ρολόγια στον καρπό του χρήστη και συνδέονται συνήθως ασύρματα, μέσω Bluetooth σε έξυπνα κινητά τηλέφωνα ή διαθέτουν μικρή οθόνη LCD για την απεικόνιση της πληροφορίας. Έχουν τη δυνατότητα να μετράνε τον καρδιακό ρυθμό και να στέλνουν ειδοποιήσεις στο χρήστη. Ορισμένα από αυτά μπορούν επίσης να παρέχουν και επιπρόσθετες πληροφορίες σχετικές με τα βήματα που κάνει ο χρήστης, την ποιότητα του ύπνου του, το στρες και την μέτρηση του οξυγόνου του αίματος και κρατούν σχετικά στατιστικά(Σχήμα 2.6 (ii)).

Ο οπτικός αισθητήρας καρδιακών παλμών χρησιμοποιεί μια τεχνολογία που είναι γνωστή ως «φωτοπληθυσμογραφία». Αυτή η τεχνολογία, βασίζεται σε ένα πολύ απλό γεγονός: Το αίμα είναι κόκκινο επειδή αντανακλά το κόκκινο φως και απορροφά το πράσινο φως. Το ρολόι χρησιμοποιεί πράσινες λυχνίες LED σε συνδυασμό με φωτοευαίσθητες φωτοδιόδους, για να ανιχνεύσει την ποσότητα του αίματος που ρέει από τον καρπό κάθε δεδομένη χρονική στιγμή. Όταν χτυπάει η καρδιά, η ροή του αίματος στον καρπό και η απορρόφηση του πράσινου φωτός είναι μεγαλύτερη. Ανάμεσα στους παλμούς, είναι μικρότερη. Αναβοσβήνοντας τις λυχνίες LED εκατοντάδες φορές ανά δευτερόλεπτο, μπορεί να υπολογίσει τον αριθμό των χτύπων της καρδιάς κάθε λεπτό (Σχήμα 2.6 (ii)).



(i)Ρολόι



(ii)Μέτρηση του καρδιακού παλμού

Σχήμα 2.6: Πως είναι ένα “έξυπνο” ρολόι και πώς γίνεται η μέτρηση του καρδιακού παλμού

2.2 Αναπνευστικό σύστημα

Το αναπνευστικό σύστημα αποτελείται από τα όργανα που χρησιμεύουν στην πρόσληψη του ατμοσφαιρικού αέρα από το περιβάλλον, την εισαγωγή του στους πνεύμονες, την παραλαβή του οξυγόνου και την εξαγωγή του διοξειδίου του άνθρακα. Όλη αυτή η διαδικασία που τροφοδοτεί τον οργανισμό με το απαραίτητο στη ζωή οξυγόνο είναι η αναπνοή.

Το αναπνευστικό σύστημα αποτελείται από:

- το ανώτερο, που περιλαμβάνει τη μύτη το φάρυγγα και το λάρυγγα και
- το κατώτερο, που περιλαμβάνει την τραχεία, τους βρόγχους και τους πνεύμονες

2.1.1 Αναπνευστική φυσιολογία

Ο λάρυγγας, η τραχεία και οι βρόγχοι είναι ‘σωλήνες’ που οδηγούν τον αέρα που αναπνέουμε στους δύο πνεύμονες για να απορροφηθεί το οξυγόνο και να αποβληθεί το διοξείδιο του άνθρακα. Οι βρόγχοι μόλις μπουν στους πνεύμονες χωρίζονται σε μικρότερες διακλαδώσεις οι οποίες λέγονται βρογχιόλια. Στις άκρες από τα βρογχιόλια κρέμονται μικρές φυσαλίδες (σαν ρόγες από σταφύλι) οι λεγόμενες κυψελίδες. Στις κυψελίδες απορροφάται το οξυγόνο και αποβάλλεται το διοξείδιο του άνθρακα [13].

Οι βρόγχοι αποτελούνται από μια εσωτερική μεμβράνη που λέγεται βλεννογόνο. Ο βλεννογόνος παράγει βλέννα και στην επιφάνεια του έχει ένα σύστημα που μοιάζει με στάχια, τους κροσσούς, οι οποίοι βοηθούν μαζί με τη βλέννα να απομακρυνθεί η σκόνη, τα μικρόβια και άλλα σωματίδια που εισέρχονται στους πνεύμονες. Οι βρόγχοι περιβάλλονται από μυϊκές ίνες οι οποίες όταν συσπώνται στενεύουν τον αυλό. Αν οι βρόγχοι ερεθιστούν είτε από κάποιο ιό, μικρόβιο, ξένα σωματίδια, ερεθιστικές ή αλλεργιογόνες ουσίες τότε ο αυλός τους στενεύει λόγω σπασμού των μυϊκών ινών και υπερπαραγωγής βλέννας με αποτέλεσμα να δυσκολεύεται ο αέρας να περάσει και να φύγει από τους πνεύμονες.

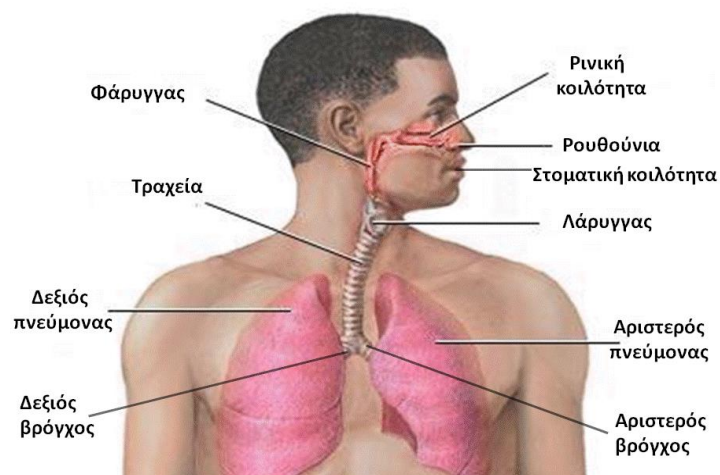
Στις κυψελίδες ο φρέσκος εισπνεόμενος αέρας είναι πλούσιος σε οξυγόνο και το αίμα που επιστρέφει από τους ιστούς, έχει δώσει το οξυγόνο στα κύτταρα και έχει πάρει από αυτά το διοξείδιο του άνθρακα. Το αέριο οξυγόνο έχει την ιδιότητα να προσκολλάται στα ερυθρά αιμοσφαίρια που υπάρχουν στο αίμα, ενώ το αέριο διοξείδιο του άνθρακα αποβάλλεται από αυτά και περνά στον αέρα των κυψελίδων. Η σύσταση του αέρα έχει πλέον μεταβληθεί: είναι πτωχός σε οξυγόνο και πλούσιος σε διοξείδιο του άνθρακα, είναι δηλαδή έτοιμος για αποβολή, που γίνεται με την εκπνοή. Ο πλούσιος σε διοξείδιο του

άνθρακα, αέρας, οδηγείται μέσω της αεροφόρου οδού στη μύτη και αποβάλλεται. Ακολουθεί νέα εισπνοή, που θα φέρει νέο καθαρό αέρα στις κυψελίδες. Αυτός ο αναπνευστικός κύκλος, που επαναλαμβάνεται διαρκώς, επιτυγχάνεται με τις αναπνευστικές κινήσεις του θώρακα που ρυθμίζονται από ένα ειδικό κέντρο στον εγκέφαλο, το αναπνευστικό κέντρο του εγκεφάλου και τη βοήθεια μυών (αναπνευστικοί μύες, κυριότερος των οποίων είναι το διάφραγμα).

Οι διακλαδώσεις των βρόγχων συνεχίζουν και στα πνευμόνια μέχρι που τελικά απολήγουν σε μικρές κυψελίδες. Αυτές οι κυψελίδες περιτριγυρίζονται από τριχοειδή αγγεία, τα οποία αποτελούν μέρος του μικρού κυκλοφοριακού κύκλου του κυκλοφοριακού συστήματος, δηλαδή του αίματος που στέλνει η καρδιά για οξυγόνωση μέσω των κοιλιών. Σε αυτήν την επιφάνεια γίνεται η ανταλλαγή του οξυγόνου με του διοξειδίου του άνθρακα.

Οι πνεύμονες συστέλλονται και διαστέλλονται από μυς, όπως το διάφραγμα. Με τη διαστολή λόγω της διαφοράς πίεσης του αέρα στον πνεύμονα με τον ατμοσφαιρικό αέρα εισέρχεται στον πνεύμονα αέρας απ' έξω εμπλουτισμένος φυσικά ή τεχνητά σε οξυγόνο, αυτή η διαδικασία ονομάζεται εισπνοή. Με τη συστολή του πνεύμονα ο αέρας σπρώχνεται έξω διώχνοντας ταυτόχρονα το διοξείδιο του άνθρακα, αυτή η διαδικασία ονομάζεται εκπνοή. Η αρχή λειτουργίας της εισπνοής και εκπνοής είναι η ίδια με ένα μπαλόνι που φουσκώνει και ξεφουσκώνει, το μπαλόνι φουσκώνει γιατί η πίεση του έξω για αυτό αέρα είναι μεγαλύτερη από την εσωτερική πίεση του μπαλονιού, ενώ ξεφουσκώνει γιατί τα τοιχώματα του μπαλονιού σπρώχνουν τον αέρα έξω.

Έτσι, το όλο σύστημα είναι ένα μικρό εργαστήριο που μετρά συνεχώς την πυκνότητα του διοξειδίου του άνθρακα στο αίμα και, όποτε χρειάζεται, αυξομειώνει τον αριθμό των αναπνευστικών κινήσεων, ανάλογα με τις ανάγκες του οργανισμού (Σχήμα 2.7).



Σχήμα 2.7: Το αναπνευστικό σύστημα του ανθρώπου

Η αναπνοή, όπως αναφέρθηκε, δεν είναι απόλυτα μία αυτόματη λειτουργία, όπως η λειτουργία της καρδιάς. Επειδή οι αναπνευστικοί μύες είναι σκελετικοί, η σύσπαση τους εξαρτάται από κινητικούς νευρώνες. Η αναπνοή αρχίζει αυτόματα από νευρικά κύτταρα του προμήκους μυελού, τα οποία όμως ελέγχονται και τροποποιούνται από κινητικούς νευρώνες. Οι κινητικοί νευρώνες των αναπνευστικών μυών βρίσκονται κάτω από συνειδητό έλεγχο, γι' αυτό υπάρχει η δυνατότητα να μεταβάλλουμε ή να αναστείλουμε προσωρινά τον ρυθμό της αναπνοής, όπως για παράδειγμα κατά την διάρκεια μιας ομιλίας ή κατά την διάρκεια μιας βουτιάς στην θάλασσα.

2.2.2 Μέτρηση Αναπνοής

Με τον όρο αναπνοή, σε επίπεδο οργανισμού, νοείται η διαδικασία με την οποία ένας οργανισμός προσλαμβάνει οξυγόνο και αποβάλλει διοξείδιο του άνθρακα. Η λειτουργία αυτή συντηρεί την κυτταρική αναπνοή, δηλαδή την διαδικασία που πραγματοποιείται στα κύτταρα του οργανισμού για την παραγωγή ενέργειας [12].

Με τον όρο πνευμονικός αερισμός νοείται η κίνηση του αέρα εντός και εκτός των πνευμόνων. Εισπνοή είναι η ενέργεια εισόδου του αέρα και εκπνοή είναι η ενέργεια εξόδου του αέρα.

Ο συνήθης αριθμός αναπνευστικών κινήσεων για έναν ενήλικα σε κατάσταση ηρεμίας είναι περίπου 16-18 κινήσεις ανά λεπτό (Πίνακας 2.3). Ο αριθμός

Μέτρηση φυσιολογικών παραμέτρων

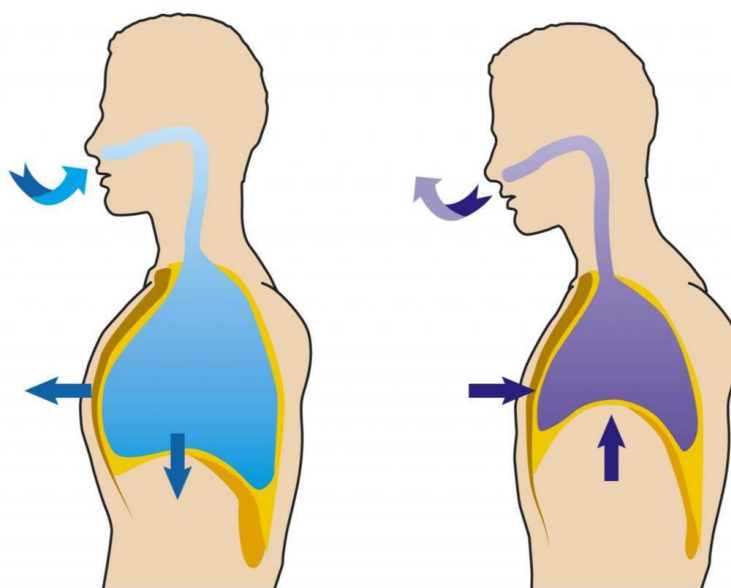
αυτός, όμως, δεν είναι σταθερός η αναπνοή δεν είναι απόλυτα αυτόματη λειτουργία (μπορούμε δηλαδή να την ελέγξουμε ως ένα βαθμό με τη θέλησή μας). Η όποια προσπάθεια αυξάνει τις ανάγκες σε οξυγόνο και έτσι αυξάνονται και οι αναπνευστικές κινήσεις (λαχάνιασμα και «κοντανάσα»). Τέλος ορισμένες λειτουργίες του σώματος, οι ποικίλες δραστηριότητες αλλά και ορισμένες ψυχικές καταστάσεις (πχ. η πέψη, η μυϊκή άσκηση, η αγωνία κ.α) αυξάνουν τον αναπνευστικό ρυθμό.

Το βάθος των αναπνοών ποικίλλει φυσιολογικά από μικρό έως μεγάλο (ρηχές ή βαθιές αναπνοές).

Πίνακας 2.3: Ρυθμός αναπνοής του ανθρώπου

Ηλικία	Φυσιολογικές Αναπνοές/λεπτό
Νεογέννητο - 1 χρόνος	30 - 60
1 - 3 χρόνων	24 - 40
3 - 6 χρόνων	22 - 34
6 - 12 χρόνων	18 - 30
12 - 18 χρόνων	12- 16
Ενήλικες	12 - 18

Σε σχέση με τους καρδιακούς παλμούς, η μέτρηση των αναπνοών είναι πιο απλή. Ο ένας τρόπος είναι να παρατηρήσουμε τις κινήσεις του θώρακα με κάθε εισπνοή και εκπνοή. Ένας πλήρης κύκλος εισπνοής και εκπνοής αποτελεί μια αναπνοή (Σχήμα 2.8). Αυτός ο τρόπος υπάρχει περίπτωση να χάσουμε κάποια αναπνοή καθώς ο τρόπος αναπνοής του κάθε ανθρώπου διαφέρει.



Σχήμα 2.8: Ο ολοκληρωμένος κύκλος αναπνοής

Τέλος άλλος ένας τρόπος που σχετίζεται με τον προηγούμενο, είναι να βάλουμε το χέρι μας στον θώρακα ώστε να μπορούμε να καταλάβουμε την εισπνοή και την εκπνοή. Με αυτόν τον τρόπο είμαστε και πιο σίγουροι όσον αφορά τον αριθμό των αναπνευστικών κύκλων που πραγματοποιεί το υποκείμενο.

3^ο ΚΕΦΑΛΑΙΟ

ΦΩΤΟΠΛΗΘΥΣΜΟΓΡΑΦΙΑ

Η φωτοπληθυσμογραφία είναι βασισμένη στον προσδιορισμό των οπτικών ιδιοτήτων μιας επιλεγμένης περιοχής του δέρματος. Για αυτό το λόγο ένα μη ορατό υπέρυθρο φως εκπέμπεται στο δέρμα. Το φως απορροφάται περισσότερο ή λιγότερο ανάλογα με τον όγκο του αίματος στο δέρμα. Συνεπώς, το διαχεόμενο φως είναι ανάλογο της αλλαγής του όγκου του αίματος. Οι μεταβολές του όγκου του αίματος μπορούν να καθοριστούν με την μέτρηση του φωτός που ανακλάται και την αξιοποίηση των οπτικών ιδιοτήτων του ιστού και του αίματος.

Χρησιμοποιείται πηγή φωτός με μήκος κύματος κοντά στο υπέρυθρο καθώς έτσι έχουμε την καλύτερη διαμόρφωση σήματος εξαιτίας της απορρόφησης του υπέρυθρου φωτός από την αιμοσφαιρίνη στο αίμα. Η αρτηριακή φωτοπληθυσμογραφία μπορεί να μετρήσει την συγκέντρωση του αίματος στην δερματική μικροκυκλοφορία και εφόσον οι αλλαγές στον όγκο του αίματος είναι σε συγχρονισμό με τον καρδιακό παλμό, χρησιμοποιείται για τον υπολογισμό του καρδιακού παλμού αφού η πληροφορία βρίσκεται στον χρόνο και όχι στο πλάτος ή την μορφή του σήματος. Η εύκολη εφαρμογή στα δάχτυλα, καθιστά αυτή την μέθοδο ιδιαίτερα χρήσιμη για την διάγνωση αρτηριακών παθήσεων στα δάχτυλα, την διάγνωση των λειτουργικών διαταραχών στην ροή του αίματος και τη μέτρηση της περιφερειακής πίεσης του αίματος ακόμα και στα δάχτυλα [6].

3.1 Κάμερα σε απόσταση από το υποκείμενο

Παρακάτω περιγράφονται κάποιες εργασίες συστημάτων παρακολούθησης καρδιακού και αναπνευστικού ρυθμού [2]:

Στην εργασία των Costa et al [24] παρουσιάστηκε το πρώτο σύστημα παρακολούθησης της υγείας χωρίς επαφή. Χρησιμοποιήθηκαν εικόνες κάμερας για να εξάγουν φυσιολογικές παραμέτρους χρησιμοποιώντας χρωματικές παραλλαγές του δέρματος. Αλλά οι προσεγγίσεις τους δεν ανέφεραν ποσοτικά αποτελέσματα. Αντίθετα ανέφεραν μόνο ένα γράφημα

καρδιακών παλμών και επίσης απέτυχαν να δείξουν οποιαδήποτε συσχέτιση με σήματα ΗΚΓ αναφοράς.

Στην εργασία των Takano et al. [23] αποδικνύεται ότι ο αναπνευστικός ρυθμός (Respiratory Rate – RR), ο καρδιακός ρυθμός (Heart Rate - HR) και η πίεση του αίματος (Blood Pressure Variability – BVP) είναι δυνατόν να εξαχθούν ταυτόχρονα χρησιμοποιώντας μια κάμερα. Αρχικά γίνεται η λήψη εικόνων ενός μέρους του δέρματος του υποκειμένου και στη συνέχεια μετρούνται οι αλλαγές στη μέση φωτεινότητα της περιοχής ενδιαφέροντος για μικρό χρονικό διάστημα. Χρησιμοποίησαν προσαρμοσμένες συναρτήσεις για φιλτράρισμα και φασματική ανάλυση. Τέλος, έγινε εξαγωγή HR και της μεταβλητότητας του καρδιακού ρυθμού (Heart Rate Variability - HRV). Το σύστημα μπορεί να ανιχνεύσει HR για ένα ορισμένο χρονικό διάστημα, αλλά η αποτελεσματικότητα του συστήματός τους είναι δεν αναφέρεται.

Στην εργασία των Garbey et al. [25] αναπτύχθηκε μια μεθοδολογία για την μέτρηση καρδιακού παλμού χωρίς επαφή με βάση την ανάλυση θερμικών εικόνων χρησιμοποιώντας τον μετασχηματισμό αλγορίθμου FFT. Η πειραματική τους αξιολόγηση έδειξε ότι η θερμοκρασία του αγγείου διαμορφώνεται από παλμική ροή αίματος που κατευθύνεται στην ανάκτηση της συχνότητας του σήματος του συστατικού με το υψηλότερο ενεργειακό περιεχόμενο. Η προσπάθεια τους στόχευσε στην ανάκτηση της συχνότητας του σήματος συνιστώντας με το υψηλότερο ενεργειακό περιεχόμενο. Έτσι έδειξαν ότι έπειτα από κατάλληλη επεξεργασία, το σήμα θερμικής εικόνας μπορεί να αποδώσει ποσοτικές πληροφορίες σχετικά με την ταχύτητα ροής του αίματος, την αναπνευστική λειτουργία κτλ.

Στην εργασία των Kenneth et al. [26] παρουσιάστηκε ένα σύστημα ικανό να συλλαμβάνει δύο σήματα PPG ταυτόχρονα σε δύο διαφορετικά μήκη κύματος και ανέπαφα. Στην τελική αξιολόγηση χρησιμοποιήθηκαν δύο αισθητήρες (κάμερας και PPG) για τη συλλογή δεδομένων. Το προτεινόμενο σύστημά τους μπόρεσε να υπολογίσει τον κορεσμό οξυγόνου (SpO₂) με επιτυχία.

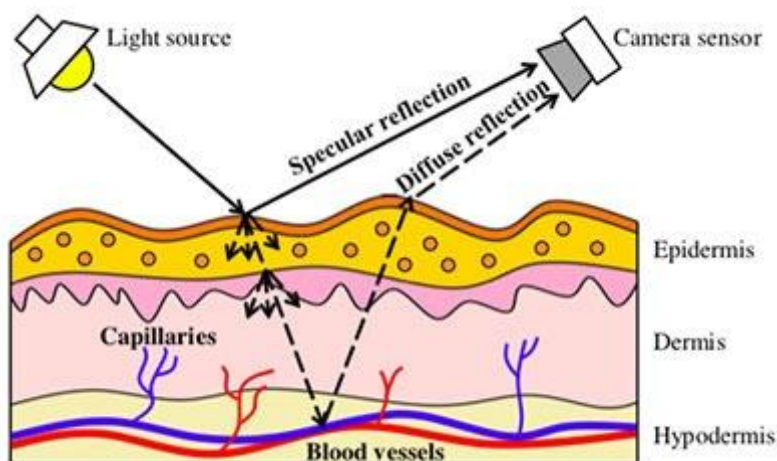
Τέλος στην εργασία των Verkruyse et al. [27] έγινε χρήση φθηνών ψηφιακών φωτογραφικών μηχανών για την εξαγωγή HR και RR από βίντεο προσώπου που έχουν εγγραφεί σε φως περιβάλλοντος. Το σύστημά τους είναι σε θέση να εξάγει HR και RR απαιτώντας χρόνο επεξεργασίας από 30 δευτερόλεπτα έως λίγα λεπτά, κάτι που αποτελεί σημαντικό ελάττωμα για την εφαρμογή της σε πραγματικό χρόνο.

3.2 Τύποι αρτηριακής φωτοπληθυσμογραφίας

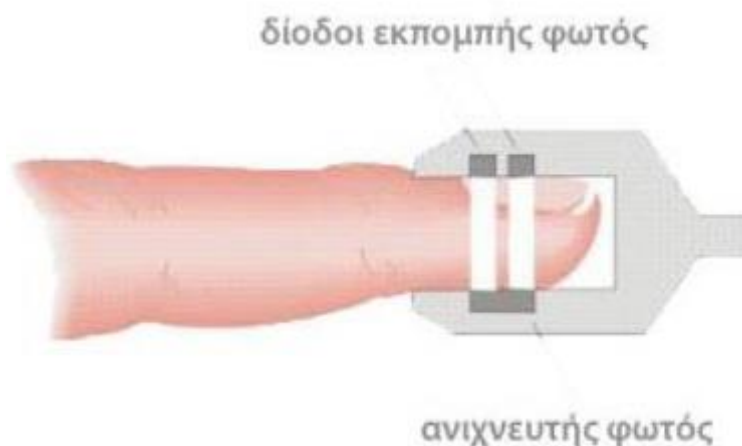
Υπάρχουν δύο διαφορετικοί τύποι της αρτηριακής φωτοπληθυσμογραφία α) ο έλεγχος αντανάκλασης και β) ο έλεγχος μετάδοσης. Στον έλεγχο

αντανάκλασης [28], η φωτεινή πηγή και ο δέκτης βρίσκονται παράπλευρα, πολύ κοντά στην επιφάνεια του δέρματος. Η ένταση του ανακλώμενου φωτός από τον δερμα φέρει την πληροφορία για τις μεταβολές του όγκου του αίματος. Συνήθως, σε αυτή την μέθοδο, μια αδιαφανή ασπίδα τοποθετείται μεταξύ LED και φωτοδιόδου, για να εμποδίσουμε το φως της πηγής να φτάσει κατευθείαν στον δέκτη χωρίς την παρεμβολή του δέρματος. Η αντανάκλαστική μέθοδος, λόγω του ότι μπορεί να χρησιμοποιηθεί για μετρήσεις σχεδόν σε οποιοδήποτε μέρος του σώματος, έχει εξελιχθεί σαν η πιο ελκυστική λύση για μετρήσεις φωτοπληθυσμογραφίας.

Στη δεύτερη μέθοδο [29], το δέρμα φωτίζεται από την φωτεινή πηγή, και η ένταση του φωτός μετράται από την φωτοδίοδο στην άλλη πλευρά του δέρματος. Ωστόσο, αν η απόσταση μεταξύ της πηγής και του δέκτη γίνει πολύ μεγάλη, το μήκος του οπτικού μονοπατιού μεγαλώνει, και συνεπώς το ανιχνεύσιμο φως που φέρει την πληροφορία μειώνεται. Έτσι, για αυτό το λόγο, η συγκεκριμένη μέθοδος προτιμάται σε σημεία του σώματος με μικρό πάχος, όπως δάχτυλα, πατούσες, αυτιά ή μύτη (Σχήμα 3.2).



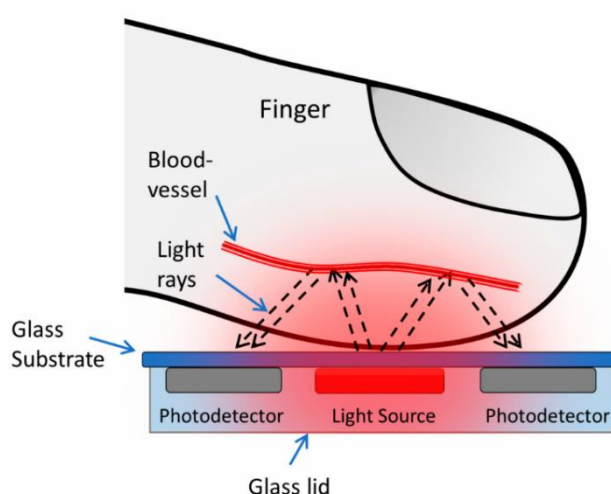
Σχήμα 3.1: Θέση αισθητήρων στον έλεγχο αντανάκλασης



Σχήμα 3.2: Θέση αισθητήρων στον έλεγχο μετάδοσης

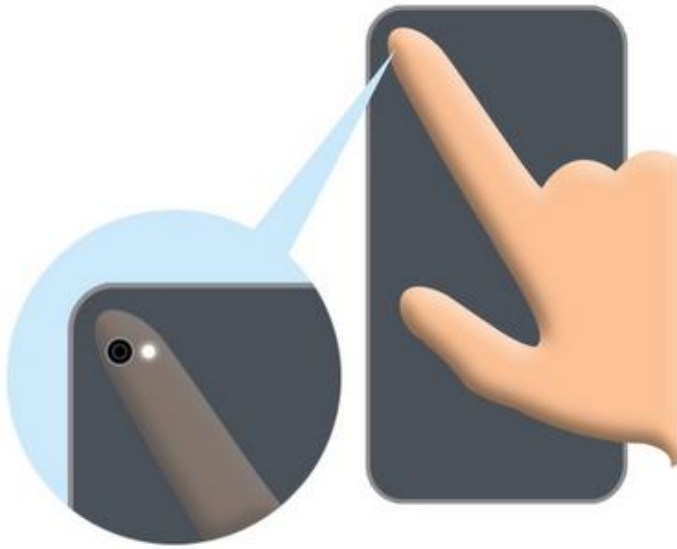
3.3 Αισθητήρες αρτηριακής φωτοπληθυσμογραφίας

Οι σημερινοί αισθητήρες φωτοπληθυσμογραφίας χρησιμοποιούν την χαμηλού κόστους τεχνολογία των ημιαγωγών. Ως εκπομπός φωτός χρησιμοποιείται ένα υπέρυθρο LED, το φως του οποίου εκπέμπεται προς το δέρμα. Ωστόσο, υπάρχουν περιορισμοί στο κατά πόσο το φως από ένα LED διαπερνά το δέρμα, με αποτέλεσμα η μέθοδος να χρησιμοποιείται σε περιορισμένα σημεία του σώματος όπως τα δάχτυλα και οι λοβοί των αυτιών. Το ποσοστό του φωτός που ανακλάται λόγω της ροής του αίματος φτάνει στον ανιχνευτή φωτός, ένα φωτοτρανζίστορ ή σε κάποιες περιπτώσεις μία φωτοδίοδο (Σχήμα 3.3). Για παράδειγμα η εφαρμογή για τα κινητά «Instant Heart Rate» (Σχήμα 3.4) [8] .

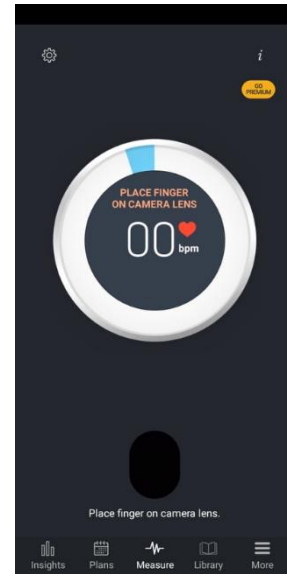


Σχήμα 3.3: Ο αισθητήρας αποτελείται από ένα LED και ένα φωτοτρανζίστορ

Μέτρηση φυσιολογικών παραμέτρων



i)



ii)

Σχήμα 3.4: i) Τρόπος μέτρησης καρδιακού παλμού από το κινητό και ii) το γραφικό περιβάλλον της εφαρμογής

4^ο ΚΕΦΑΛΑΙΟ

ΥΛΟΠΟΙΗΣΗ ΜΕΘΟΔΟΥ ΑΝΕΠΑΦΗΣ ΜΕΤΡΗΣΗΣ ΚΑΡΔΙΑΚΟΥ & ΑΝΑΠΝΕΥΣΤΙΚΟΥ ΡΥΘΜΟΥ ΜΕ ΧΡΗΣΗ ΚΑΜΕΡΑΣ

4.1 Μεθοδολογία του πειράματος

4.1.1 Επιλογή περιοχής προσώπου και σώματος

Αρχικά εντοπίζουμε μια περιοχή ενδιαφέροντος που περιέχει τα σημεία κεφαλής και παρακολούθησης εντός της περιοχής. Δουλεύουμε με βίντεο στα οποία το μπροστινό μέρος του προσώπου είναι ορατό, χρησιμοποιούμε τον ανιχνευτή προσώπου Viola_Jones [30] από την βιβλιοθήκη OpenCV 2.4 για να βρούμε πρώτα ένα ορθογώνιο που περιέχει το πρόσωπο. Αφαιρούμε τα μάτια από την περιοχή αυτή, έτσι ώστε τα αντικείμενα που αναβοσβήνουν να μην επηρεάζουν τα αποτελέσματά μας .

Για την εύρεση της περιοχής του στήθους χρησιμοποιούμε την ίδια μέθοδο με το πρόσωπο. Αρχικά εντοπίζουμε την περιοχή του προσώπου και στην συνέχεια υπολογίζουμε τις συντεταγμένες που αντιστοιχεί στο στήθος. Χρησιμοποιήθηκαν οι μεταβλητές w , h , x , y όπου έχουμε:

- w είναι το μήκος του ορθογωνίου
- h είναι το ύψος του ορθογωνίου
- x είναι ο άξονας τετμημένων (οριζόντιος άξονας), και βρίσκεται στην πάνω αριστερή γωνία του ορθογωνίου. Η τιμή του βασίζεται ανάλογα με την εικόνα που καταγράφουμε από την κάμερα.
- y είναι ο άξονας τεταγμένων (κατακόρυφος άξονας), και βρίσκεται στην πάνω αριστερή γωνία του ορθογωνίου. Η τιμή του βασίζεται ανάλογα με την εικόνα που καταγράφουμε από την κάμερα.

Στην εικόνα που καταγράφουμε από την κάμερα, τα σημεία $x = 0$, $y = 0$ βρίσκονται στην πάνω αριστερή γωνία

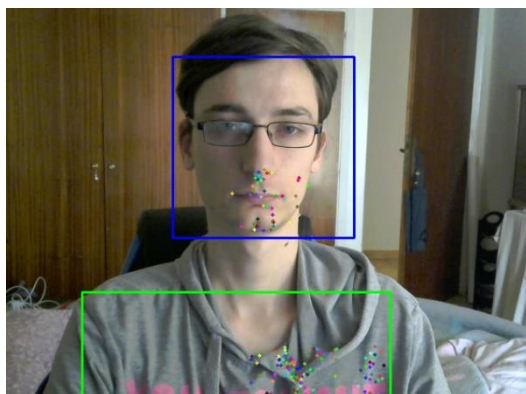
Πιο συγκεκριμένα, υπολογίζουμε το μήκος του ορθογωνίου να είναι διπλάσιο από αυτή του προσώπου καθώς και το ύψος, παραμένει στις ίδιες διαστάσεις. Προς στους άξονες x και y , οι τιμές που πήραν για να προσδιορίσουμε την περιοχή τους στήθους ήταν:

- $x = x - 0.5 \cdot w$, και αντίστοιχα
- $y = y + 1.3 \cdot h$

Ένα από τα βασικά προβλήματα με αυτήν την μέθοδο είναι ότι λειτουργεί σαν βάση με την περιοχή του προσώπου. Στην περίπτωση που ο αλγόριθμος δεν εντοπίζει την περιοχή της κεφαλής, δεν θα ξεκινήσουν οι ακόλουθες μεθοδολογίες.

4.1.2 Εξαγωγή χαρακτηριστικών σημείων

Αφού ορίσουμε τις περιοχές του προσώπου και του σώματος χρησιμοποιούμε τον αλγόριθμο «Shi-Tomasi Corner Detector» [4]. Ο αλγόριθμος αυτός βασίζεται εξ ολοκλήρου στον ανιχνευτή γωνιών Harris. Ωστόσο, οι γωνίες μπορούν να βρεθούν ως τοπικό μέγιστο. Ο Shi και Tomasi αργότερα διαπίστωσαν ότι οι «καλές» γωνίες μπορούν να καθοριστούν εάν οι μικρότερες από τις δύο ιδιοτιμές ήταν μεγαλύτερες από ένα ελάχιστο όριο. Αυτή η παραλλαγή αποδείχθηκε επαρκής και έδωσε σε πολλές περιπτώσεις ακόμη καλύτερα αποτελέσματα από τον ανιχνευτή χαρακτηριστικών Harris και αναφέρεται συχνά ως «Good Features to Track» (GFtT) [5] (Σχήμα 4.1).



Σχήμα 4.1: Επιλογή σημείων

4.1.3 Παρακολούθηση χαρακτηριστικών

Μετά την εξαγωγή χαρακτηριστικών, μετράμε την κίνηση του κεφαλιού και του σώματος επιλέγοντας και παρακολουθώντας τα χαρακτηριστικά εντός της περιοχής που έχουμε ορίσει στην ενότητα 4.2. Εφαρμόζουμε των αλγόριθμο παρακολούθησης Lucas Kanade (Σχήμα 4.2) [3]. Αυτός ο αλγόριθμος προϋποθέτει ότι η μετατόπιση του περιεχομένου της εικόνας μεταξύ δύο κοντινών στιγμών (καρέ) είναι μικρή και περίπου σταθερή σε μια γειτονιά του υπό εξέταση σημείου p . Έτσι, η οπτική εξίσωση ροής μπορεί να θεωρηθεί ότι ισχύει για όλα τα εικονοστοιχεία μέσα σε ένα παράθυρο στο κέντρο του p . Δηλαδή, το διάνυσμα τοπικής ροής εικόνας (ταχύτητα) (V_x, V_y) πρέπει να ικανοποιήσει την παρακάτω συνάρτηση (1):

$$\begin{aligned} I_x(q_1)V_x + I_y(q_1)V_y &= -I_t(q_1) \\ I_x(q_2)V_x + I_y(q_2)V_y &= -I_t(q_2) \\ \vdots \\ I_x(q_n)V_x + I_y(q_n)V_y &= -I_t(q_n) \end{aligned} \quad (1)$$

Όπου q_1, q_2, \dots, q_n είναι τα pixels μέσα στο παράθυρο και $I_x(q_i)$, $I_y(q_i)$, $I_t(q_i)$ είναι τα μερικά παράγωγα της εικόνας I σε σχέση με την θέση x , y και χρόνο t , αξιολογείται στο σημείο q_i .

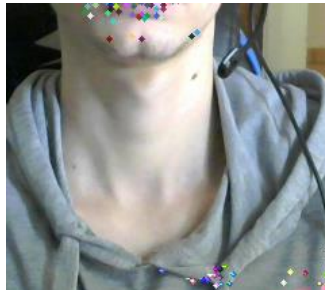
Δεδομένου ότι μια σύγχρονη συσκευή ΗΚΓ λειτουργεί με ρυθμό δειγματοληψίας περίπου 250 Hz για να αποτυπώσει τη μεταβλητότητα του καρδιακού ρυθμού ενώ τα βίντεο τραβήχτηκαν με ρυθμό της τάξης 15 - 20 Hz, εφαρμόζουμε μια παρεμβολή για να αυξήσουμε τον ρυθμό δειγματοληψίας του κάθε $y_n(t)$ στα 250 Hz. Πολλά από τα σημεία μπορεί να είναι ασταθείς. Για να διατηρήσουμε τις πιο σταθερές, βρίσκουμε τη μέγιστη απόσταση από κάθε σημείο μεταξύ διαδοχικών καρέ και απορρίπτουμε με απόσταση που υπερβαίνει τη λειτουργία διανομής.



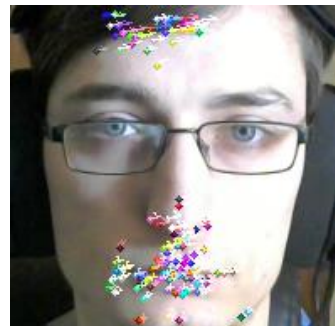
i.



ii.



iii.



iv.

Σχημα 4.2: (i): Περιοχή καρέ βίντεο που περιλαμβάνει το πρόσωπο. (ii): επιλογή σημείων GFtT. (iii), (iv): παρακολούθηση σημείων.

4.1.4 Χρονικό φιλτράρισμα

Δεν είναι χρήσιμες όλες οι συχνότητες των σημείων για την ανίχνευση του καρδιακού ρυθμού. Ο ρυθμός ανάπαυσης ενός κανονικού ενήλικα πέφτει στα $[0,75, 2]$ Hz ή $[45, 120]$ παλμούς / λεπτό. Βρήκαμε ότι οι συχνότητες χαμηλότερες από 0,75 Hz επηρεάζουν αρνητικά την απόδοση του συστήματός μας. Αυτό συμβαίνει επειδή οι κινήσεις χαμηλής συχνότητας όπως η αναπνοή και οι αλλαγές στη στάση έχουν μεγάλο πλάτος και κυριαρχούν στις τροχιές των σημείων. Ωστόσο, οι αρμονικές και άλλες συχνότητες υψηλότερες από 2 Hz παρέχουν χρήσιμη ακρίβεια που απαιτείται για την μέγιστη ανίχνευση. Φιλτράρουμε για κάθε $y_n(t)$, στις συχνότητες $[0,8, 2.8]$ Hz. Χρησιμοποιούμε ένα φίλτρο Butterworth [16] 5^{ης} τάξης.

Όσο υψηλότερη είναι η τάξη του φίλτρου Butterworth, τόσο υψηλότερος είναι και ο αριθμός των διαδοχικών σταδίων που υπάρχουν στη σχεδίαση του φίλτρου και όσο πιο κοντά το φίλτρο γίνεται στην ιδανική απόκριση. Στην πράξη, ωστόσο, η ιδανική απόκριση συχνότητας του Butterworth δεν είναι εφικτή καθώς παράγει υπερβολικό κυματισμό.

4.1.5 Ανάλυση πρωτογενών συνιστωσών

Το υποκείμενο σήμα ενδιαφέροντος είναι η κίνηση της κεφαλής που προκαλείται από τον καρδιαγγειακό παλμό. Τα χαρακτηριστικά σημεία είναι ένα μείγμα αυτής της κίνησης καθώς και άλλων κινήσεων που προκαλούνται από πηγές όπως αναπνοή. Πρέπει να αποσυνθέσουμε αυτήν τη μικτή κίνηση σε υπό σήματα για να απομονώσουμε τον παλμό. Για να το κάνουμε αυτό, θεωρούμε την πολυδιάστατη θέση της κεφαλής σε κάθε frame ως ξεχωριστό σημείο δεδομένων και χρησιμοποιούμε το Principal component analysis (PCA) για να βρούμε ένα σύνολο κύριων διαστάσεων κατά μήκος των οποίων οι θέσεις κυμαίνονται. Στη συνέχεια επιλέγουμε μια διάσταση στην οποία θα προβάλλουμε τη χρονική σειρά θέσης για να λάβουμε το σήμα παλμού. Κανονικά, δεδομένου των σημείων N , αντιπροσωπεύουμε τη N -διαστατική θέση της κεφαλής ανά καρέ t καθώς $m_t = [y_1(t), y_2(t), \dots, y_N(t)]$. Ο μέσος και ο πίνακας συνδιακύμανσης των θέσεων είναι οι παρακάτω συναρτήσεις (2), (3):

$$\bar{m} = \frac{1}{|T|} \sum_{i=1}^T m_i \quad (2)$$

$$\Sigma_m = \frac{1}{T} \sum_{i=1}^T (m_i - \bar{m})(m_i - \bar{m})^T \quad (3)$$

Έτσι βρίσκουμε τους κύριους άξονες παραλλαγής της θέσης ως ιδιοδιανύσματα του πίνακα συνδιακύμανσης (4):

$$\Sigma_m \Phi_m = \Phi_m \Lambda_m \quad (4)$$

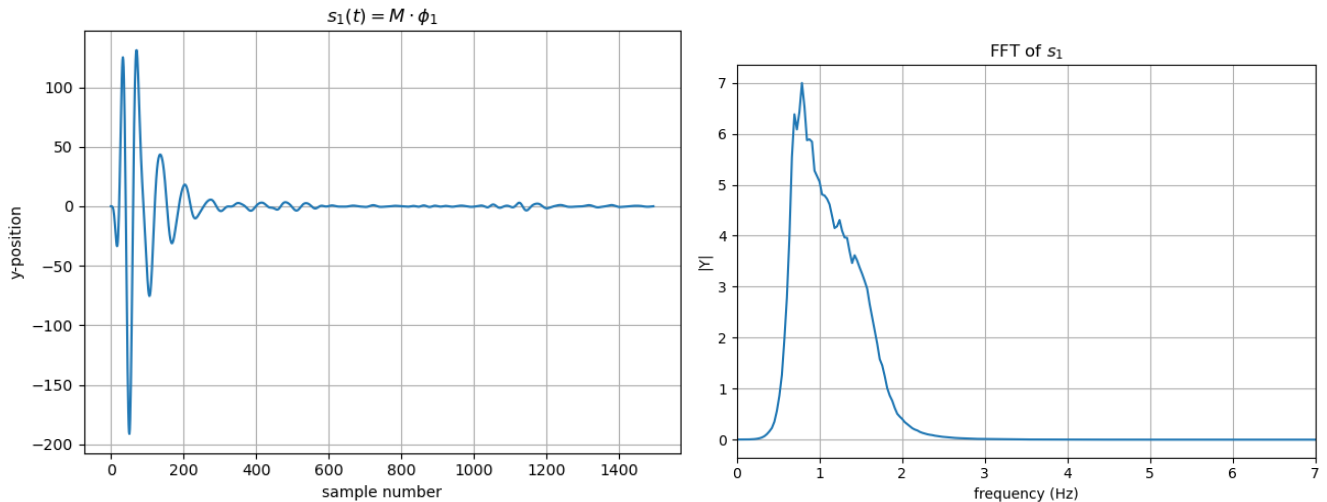
όπου Λ_m δηλώνει ένας διαγώνιος πίνακας των ιδιοτιμών $\Lambda_1, \Lambda_2, \dots, \Lambda_N$ που αντιστοιχούν στις στήλες $\Phi_m, \Phi_1, \Phi_2, \dots, \Phi_N$. Κάθε ιδιοδιάνυσμα αντιπροσωπεύει τη N -διαστατική κατεύθυνση και το μέγεθος της κίνησης για κάθε σημείο. Τα ιδιοδιανύσματα διαφέρουν για κάθε θέμα. Λαμβάνουμε τα σήματα θέσης 1-D (t) προβάλλοντας τις θέσεις στο ϕ_i (5):

$$s_i(t) = \begin{pmatrix} m_1 \\ m_2 \\ \vdots \\ m_T \end{pmatrix} \cdot \phi_i \quad (5)$$

Υπάρχουν περίοδοι στο βίντεο κατά τις οποίες το κεφάλι κινείται ασυνήθιστα (π.χ. κατάποση, προσαρμογές στη στάση του σώματος). Μια τέτοια κίνηση προσθέτει διακυμάνσεις στα σημεία, επηρεάζοντας έτσι την ανάλυση τους. Η αντιμετώπιση αυτού θα μπορούσε να απορρίψουμε ένα ποσοστό a του m_i . Ωστόσο, όλα τα m_i πρέπει ακόμα να χρησιμοποιηθούν στο στάδιο προβολής για να εξάγουμε ένα πλήρες σήμα.

4.1.6 Επιλογή σήματος και υπολογισμός καρδιακού ρυθμού

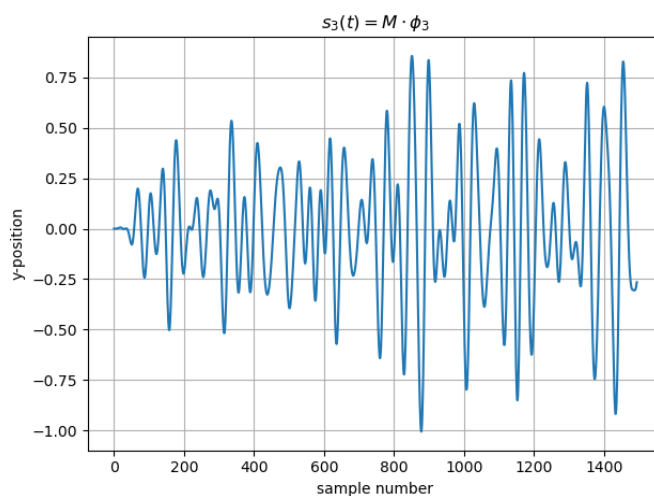
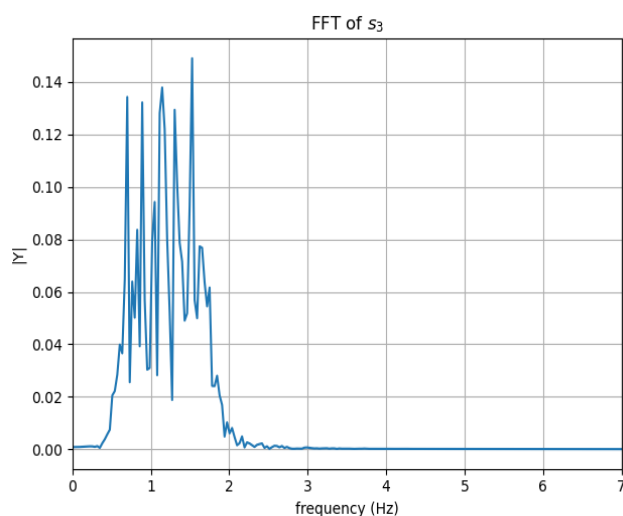
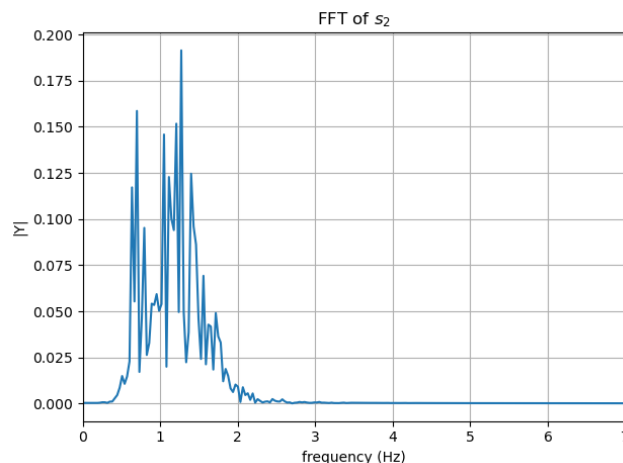
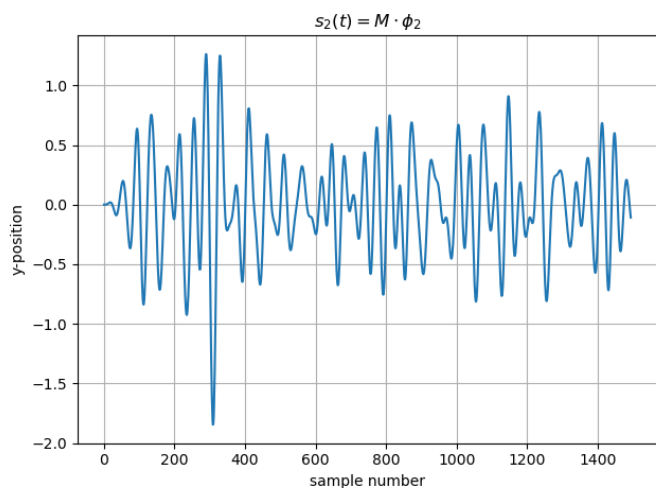
Παρατηρώντας τα σήματα στο Σχήμα 4.3, μπορεί να προκύψει το συμπέρασμα ότι το $s_1(t)$, μπορεί να



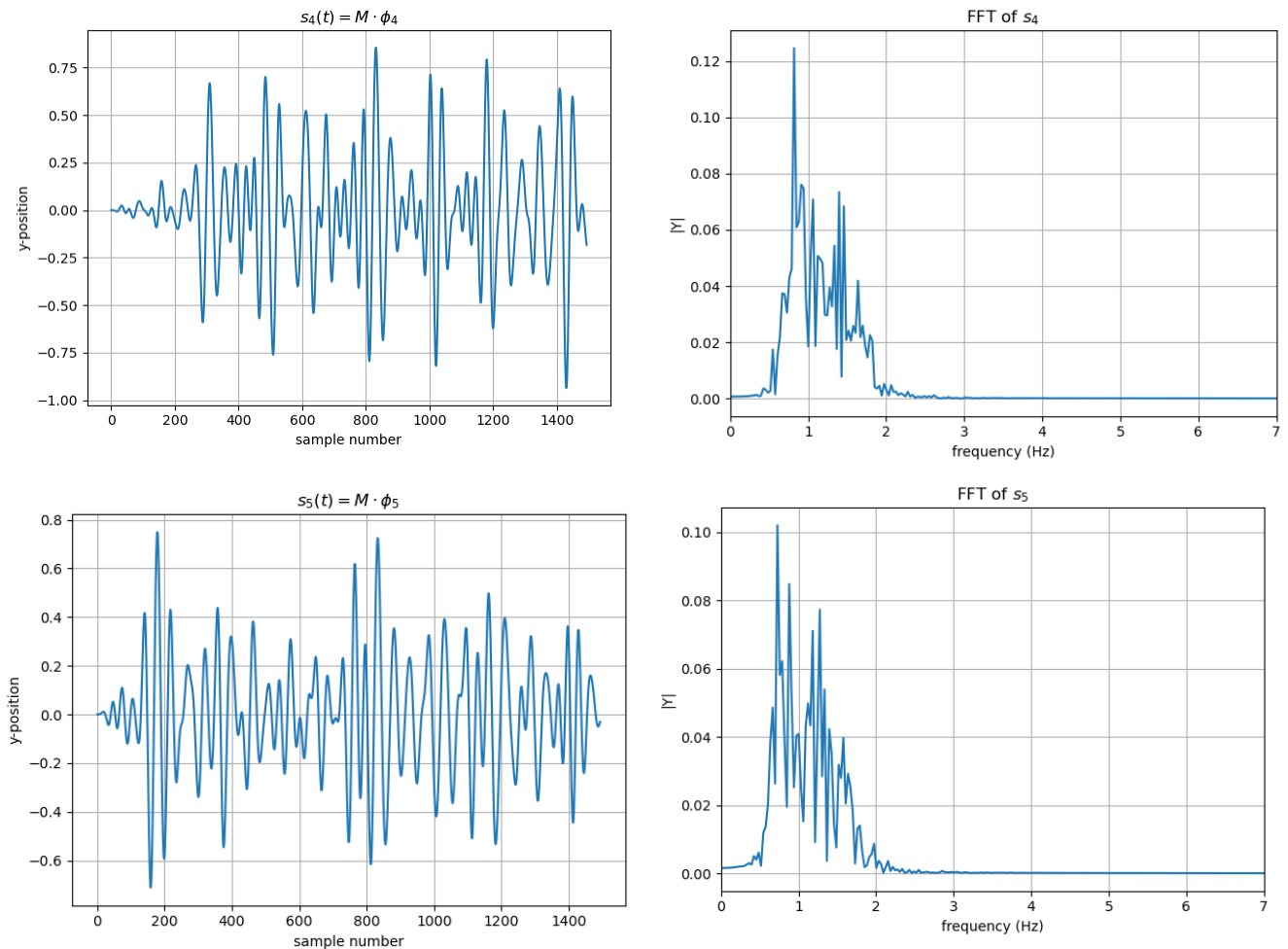
Μέτρηση φυσιολογικών παραμέτρων

χαρακτηριστεί ως το πιο “αποτελεσματικό” καθώς τα υπόλοιπα σήματα $s_i(t)$ για $i=2,3,4,5$ έχουν σημαντικές αποκλίσεις, και δεν είναι σταθερές η αποκλίσεις τους από τον πραγματικό καρδιακό ρυθμό.

Ο ρυθμός παλμού υπολογίζεται από την σχέση: $hr=60 / fpulse$



Μέτρηση φυσιολογικών παραμέτρων

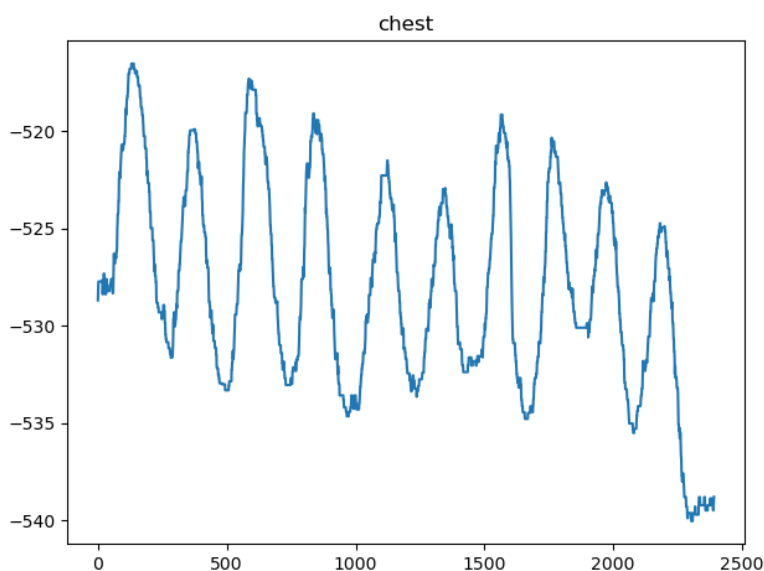


Σχήμα 4.3: Τα 5 πρώτα σήματα $s_i(t)$ που προκύπτουν έπειτα από εφαρμογή της PCA και οι αντίστοιχοι μετασχηματισμοί FFT.

4.1.7 Επιλογή σήματος και υπολογισμός αναπνευστικού ρυθμού

Ο υπολογισμός της αναπνοής είναι πιο απλός σε σχέση με την τον καρδιακό ρυθμό. Αφού αναλύσουμε την συμπεριφορά των χαρακτηριστικών όπως είδαμε στην ενότητα στην ενότητα 4.3, από την κίνηση τους και το διάγραμμα που παράγουμε στο τέλος. (Σχήμα 4.4). Αρχικά εξάγουμε την μέση τιμή αυτή της μέγιστης τιμής (κατά την αναπνοή) και την κατώτατη τιμή (κατά την εκπνοή), και με αυτήν την τιμή δημιουργούμε ένα κατώφλι (Threshold) που στο οποίο μας επιτρέπει να υπολογίσουμε κάθε είδους αναπνοής (π.χ. Μεγάλες αναπνοές, αυτές που δημιουργούν μεγάλη κίνηση του θώρακα κατά την

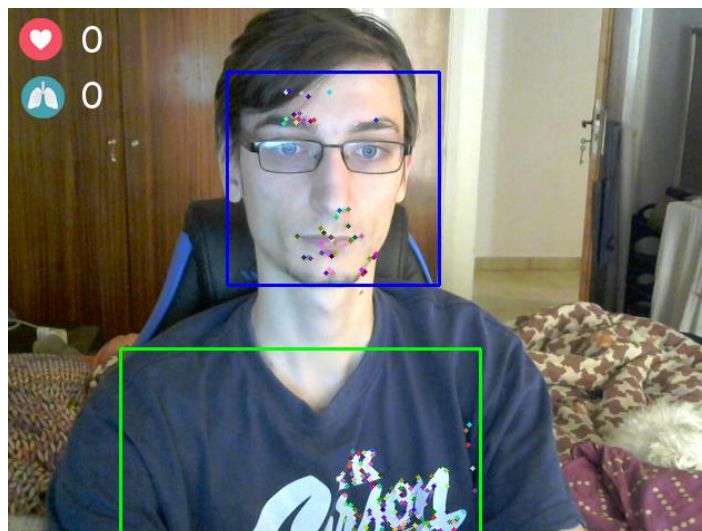
διάρκεια μιας αναπνοής). Μία αναπνοή την θεωρούμε και την υπολογίζουμε κατά την διάρκεια της εκπνοής.



Σχήμα 4.4: Το σήμα που μας βοηθάει και επεξεργαζόμαστε για να εξάγουμε τον αριθμό των αναπνοών

4.2 Ανάπτυξη λογισμικού με χρήση εικόνας πραγματικού χρόνου

Ακολουθώντας την μεθοδολογία που μελετήσαμε στην ενότητα 4.1, υλοποιήσαμε τον ακόλουθο αλγόριθμο με χρήση κινούμενης εικόνας πραγματικού χρόνου. Ο αλγόριθμος έχει υλοποιηθεί με χρήση της βιβλιοθήκης pygame καθώς με αυτήν μπορέσαμε να δημιουργήσουμε ένα πιο φιλικό περιβάλλον για τον χρήστη. Αρχικά, ο αλγόριθμος δεν τερματίζει εκτός από την χρήση ενός κουμπιού από το πληκτρολόγιο (Πίνακας 4.1). Όταν γίνει αυτό, στο τέλος μας εμφανίζει τα αποτελέσματα (Αναπνευστικό – Καρδιακό ρυθμό) μέχρι εκείνη την χρονική στιγμή. Σε περίπτωση που έχουμε ξεπεράσει το 1 λεπτό , τότε ο αλγόριθμος μας επιστρέφει τα αποτελέσματα και μηδενίζει όλες τις παραμέτρους ώστε να ληφθούν νέες μετρήσεις.

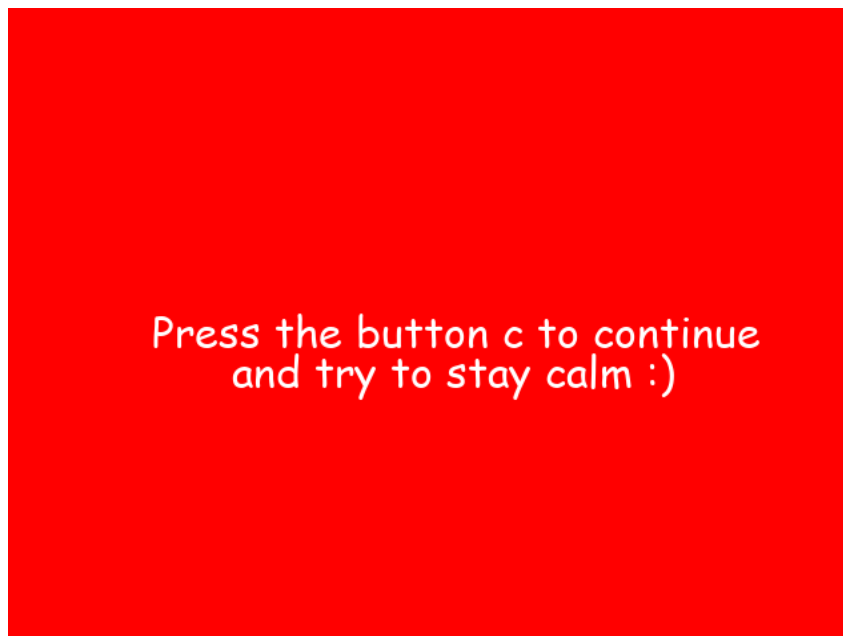


Σχήμα 4.5: Περιοχές διαβάσματος σημείων και εμφάνιση αναπνοών και παλμών

Η επεξεργασία των αναπνοών γίνεται κάθε 10 δευτερόλεπτα και οι παλμοί κάθε 30. Ο χρήστης μπορεί να βλέπει ανά πάσα στιγμή στο παράθυρο, πόσες αναπνοές και παλμούς έχουν μετρηθεί μέχρι εκείνη την στιγμή. Ο χρήστης μπορεί να δει και τα όρια του προσώπου και της περιοχής του στήθους για να μπορέσει να προσαρμοστεί καλύτερα και να κατανοήσει καλύτερα τον αλγόριθμο (Σχήμα 4.5). Τέλος καθώς ο αλγόριθμος απαιτεί περιορισμένη κίνηση, σε περίπτωση που γίνει μεγαλύτερη - απότομη κίνηση από το προβλεπόμενο, ο αλγόριθμος τον μεταφέρει σε ένα «μενού» που στο οποίο θα μπορεί εύκολα να επανεκκινήσει τον αλγόριθμο (Σχήμα 4.6).

Κουμπί Πληκτρολογίου	Περιγραφή
F	Τερματίζει τον αλγόριθμο
1	Ανοίγει στο παράθυρο τα όρια του προσώπου και του σώματος
2	Δείχνει στον χρήστη πόσες αναπνοές και παλμούς έχουν μετρηθεί
C	Επανεκκινεί τον αλγόριθμο

πίνακας 4.1: Εντολές από το πληκτρολόγιο



Σχήμα 4.6: Μενού μετά από σφάλμα

4.3 Ανάπτυξη λογισμικού με χρήση βίντεο

Συνδυάζοντας τις τεχνικές που αναφέραμε στα κεφάλαια 4.1 και 4.2, δημιουργήσαμε και έναν δεύτερο αλγόριθμο που ο οποίος εφαρμόζει τη μεθοδολογία μου χρησιμοποιεί βίντεο .mp4.

Πρώτα μετατρέψαμε τη μεθοδολογία ώστε να μπορεί να διαβάζει ένα βίντεο καρέ-προς-καρέ. Στη συνέχεια δημιουργήσαμε ένα script ώστε να «ενεργοποιεί» την μεθοδολογία όπου χρειάζεται. Στην συνέχεια δημιουργήθηκαν κάποιοι φάκελοι που ο καθένας παίζει κάποιον συγκεκριμένο ρόλο(Πίνακας 4.2). Όταν στον φάκελο «Archive» προστεθεί ένα βίντεο, αρχίζει την επεξεργασία. Πρώτα αρχίζει να διαβάζει το βίντεο ανά καρέ ώστε να εξάγει τα αποτελέσματα που θέλουμε (παλμούς - αναπνοές), έπειτα αφού τελειώσει αυτή η διαδικασία, το βίντεο μετακινείται στον «Save Folder» που εκεί βρίσκονται όλα τα «επεξεργασμένα» βίντεο και διαγράφει αυτό που επεξεργάστηκε πρώτη φορά. Η ονομασία που θα πάρει το νέο βίντεο, θα είναι ανάλογη με τα πόσα αρχεία υπάρχουν στον «Save Folder». Για παράδειγμα αν υπάρχουν 4 βίντεο η ονομασία του θα είναι «5». Έπειτα στον «Load Folder» του εξάγουμε ένα .txt αρχείο στο οποίο αναγράφονται τα τελικά αποτελέσματα (Καρδιακός – Αναπνευστικός ρυθμός). Σε περίπτωση που το βίντεο είναι κάτω από 50 δευτερόλεπτα, μαζί με όλα τα παραπάνω αποτελέσματα θα εξαχθεί και μία εκτιμώμενη τιμή αναπνοών ανά λεπτό.

Μέτρηση φυσιολογικών παραμέτρων

Ονομασία φακέλου	Περιγραφή
Archive	Ο αρχικός πίνακας που γίνεται το upload του βίντεο
Load Folder	Τα αποτελέσματα του βίντεο (παλμούς/ αναπνοές)
Save Folder	Τα επεξεργασμένα βίντεο

Πίνακας 4.2: Οι φάκελοι που χρησιμοποιήθηκαν

Στην συνέχεια για να είναι πιο εύκολη η χρήση της παραπάνω μεθοδολογίας, δημιουργήσαμε μία σελίδα με php που η οποία με την βοήθεια τουxampp, ο χρήστης πατάει το κουμπί «Browse» για να δείξει ποιο αρχείο θέλει να μεταφέρει στον «Archive» για την επεξεργασία, και έπειτα πατάει το κουμπί «Click here to upload» για να ξεκινήσει. Όταν ολοκληρωθεί αυτή η διαδικασία η σελίδα μας επιστρέφει τα τελικά αποτελέσματα (Σχήμα 4.7)

This is your heart rate = 82 This is your breaths = 11 Estimated breaths per minute =33

Upload the video file!

Browse... No file selected. || Click here to upload

Σχήμα 4.7: Η εισαγωγή βίντεο και η επιστροφή αποτελεσμάτων

5^ο ΚΕΦΑΛΑΙΟ

ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗ ΤΟΥ ΠΕΙΡΑΜΑΤΟΣ

Προκειμένου να εξετάσουμε τον καρδιακό ρυθμό και τις αναπνοές, χρησιμοποιήθηκε μια απλή web κάμερα, χρησιμοποιήσαμε την μεθοδολογία του κεφαλαίου 4, και γλώσσα προγραμματισμού python 3.7 με την βοήθεια των παρακάτω βιβλιοθηκών:

- OpenCV [19]
- SciPy [20]
- scikit-learn [21]
- pygame [22]

Για το πείραμα χρησιμοποιήσαμε μια κάμερα (Logitech C270) για την καταγραφή του βίντεο, ένα έξυπνο ρολόι (Samsung Galaxy Watch 3) που διαθέτει μέτρηση του καρδιακού ρυθμού με αισθητήρα φωτοπληθυσμογραφία και τέλος με ένα τηλέφωνο (Samsung A30s), κατεβάσαμε και χρησιμοποιήσαμε την εφαρμογή «Instant Heart Rate». Για την μέτρηση της αναπνοής χρειάστηκε μόνο ο χρήστης να μετράει εκείνη την στιγμή τις αναπνοές του ώστε στο τέλος να γίνει σύγκριση σε σχέση με το τελικό αποτέλεσμα του πειράματος

Στο πείραμα συμμετείχαν 10 υγιή άτομα ηλικίας 21-54 ετών. Η διεξαγωγή του πειράματος έγινε με φυσικό φως.

5.1 Περιγραφή Πειράματος

Αρχικά κάθε χρήστης καθόταν σε μία καρέκλα, μπροστά από ένα γραφείο σε ακριβώς ίδια ευθεία και λίγο πιο χαμηλά από την κάμερα (Η κάμερα δεν ήταν στο ίδιο ύψος με τον χρήστη καθώς έτσι δεν θα μπορούσαμε να διαβάσουμε την περιοχή του στήθους για την μέτρηση της αναπνοής). Όσοι συμμετείχαν στο πείραμα βρίσκονταν σε κατάσταση ηρεμίας.

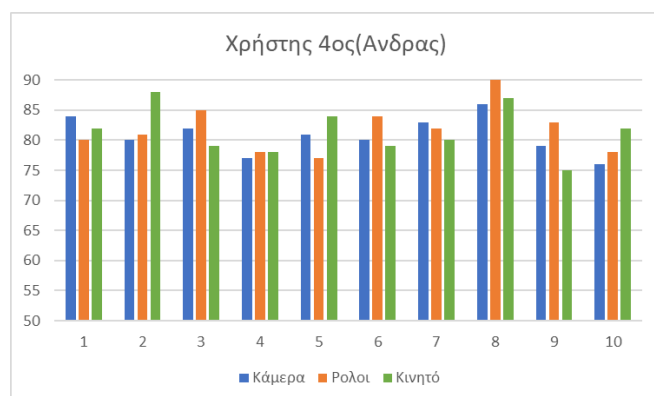
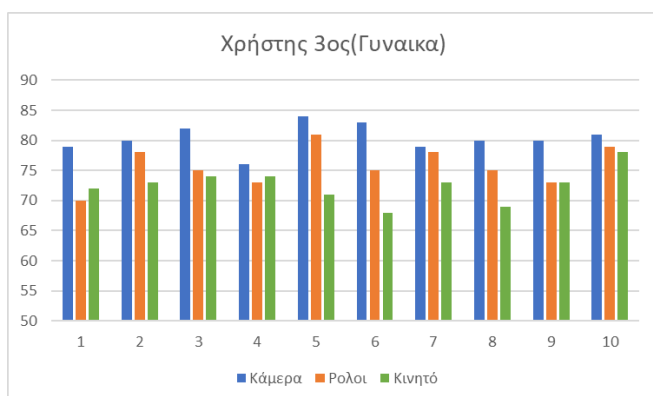
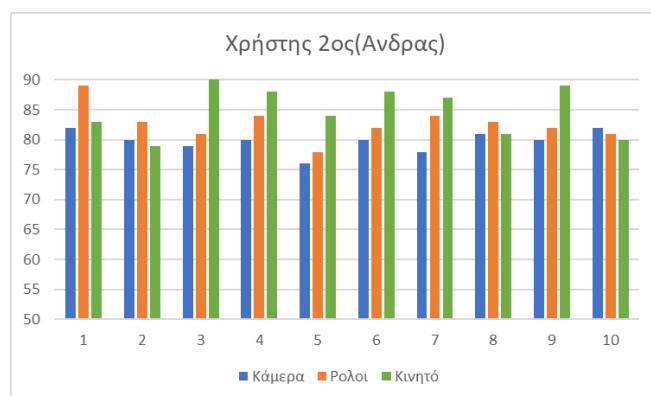
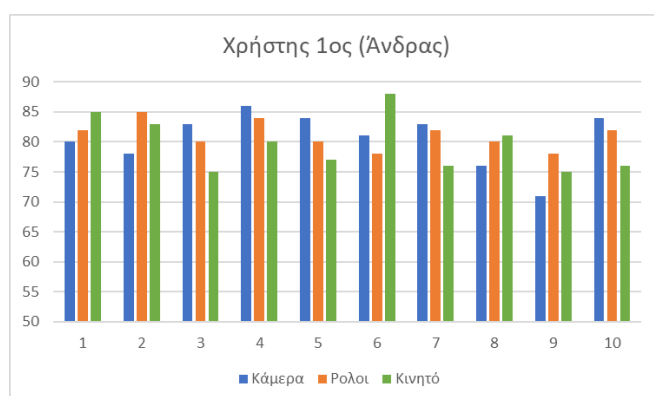
Στην συνέχεια του ζητήθηκε να είναι όσο το δυνατόν πιο ακίνητο ώστε να μην υπάρχει κανένας «θόρυβος» στα τελικά αποτελέσματα ή ακόμα και

τερματισμός του πειράματος. Ταυτόχρονα φορούσε το ρολόι στο αριστερό του χέρι, καθώς και με το δάχτυλο του δεξί χεριού τους χρησιμοποιούσα την εφαρμογή. Αυτό έγινε για να είναι ταυτόχρονη η μέτρηση του καρδιακού παλμού και από τις 3 συσκευές (κάμερα - κινητό - ρολόι) που από αυτά θεωρούμε ότι το ρολόι είναι το πιο αποτελεσματικό. Όλα αυτά έγιναν με την βοήθεια ενός «οδηγού» ώστε να μπορεί να συντονίζει τις 3 συσκευές. Με το που ολοκληρωνόταν μία ομάδα μέτρησης, μετά από λίγα λεπτά (περίπου 2) ξεκινούσε και η επόμενη μέτρηση. Για κάθε υποκείμενο συλλέξαμε 10 μετρήσεις και κάθε μέτρηση διαρκούσε 1 λεπτό.

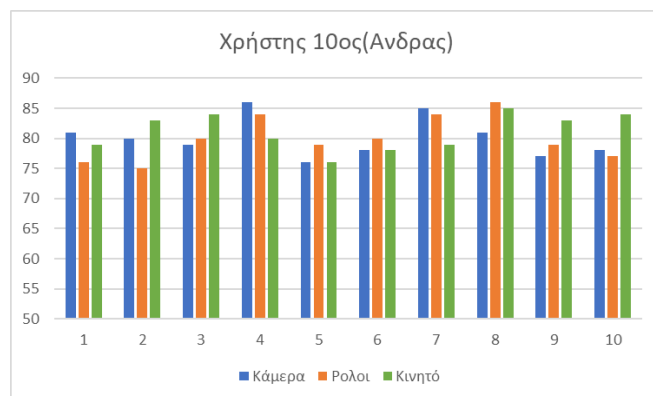
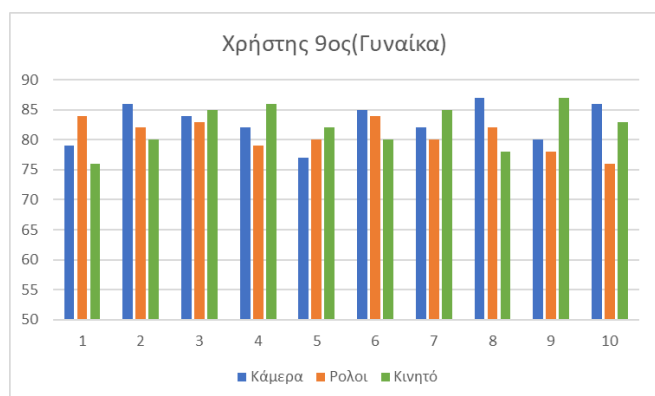
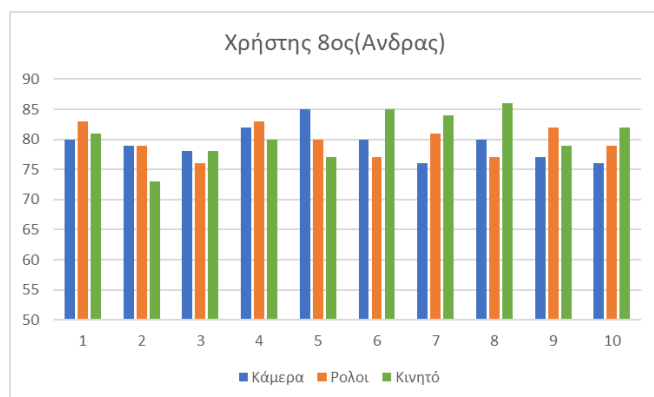
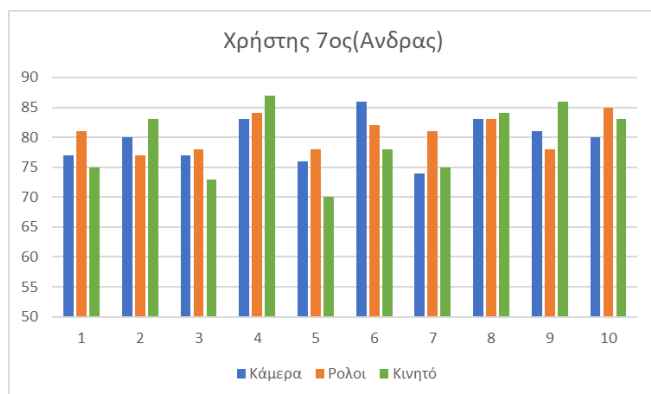
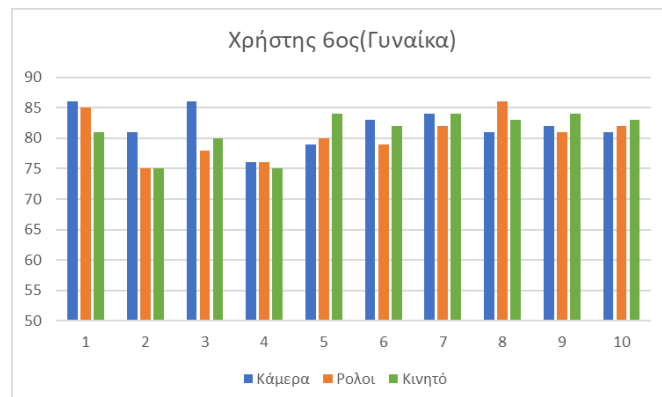
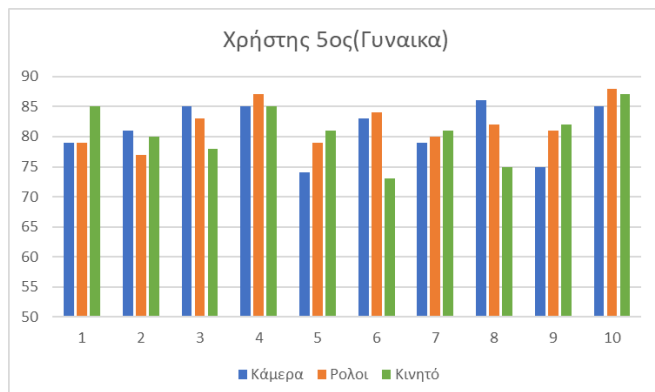
5.2 Πειραματική αξιολόγηση

Σε αυτήν την ενότητα θα παρουσιάσουμε τα αποτελέσματα των πειραμάτων που αναφέραμε στην προηγούμενη ενότητα 5.1. Στο σχήμα 5.1 παρουσιάζονται οι μετρήσεις καρδιακού ρυθμού καθώς και στο σχήμα 5.2 παρουσιάζονται οι μετρήσεις αναπνευστικού ρυθμού.

Σχήμα 5.1. Μετρήσεις του καρδιακού παλμού από τα υποκείμενα



Μέτρηση φυσιολογικών παραμέτρων



Παρατηρώντας στο Σχήμα 5.1 και τον πίνακα 5.1, παρατηρούμε ότι και οι 3 μέθοδοι ακολουθούν συχνά την ίδια ακολουθία στην μεταξύ τους μέτρηση (αύξηση / μείωση / στασιμότητα). Όπως μπορούμε να παρατηρήσουμε, υπάρχουν και περιπτώσεις που οι χρήστες δεν μπορούσαν να εξοικειωθούν τόσο εύκολα. Το καλύτερο παράδειγμα είναι ο χρήστης 3, καθώς όπως μπορούμε να παρατηρήσουμε, υπάρχουν μεγάλες αποκλίσεις μεταξύ του κινητού και της κάμερας σε σχέση με το ρολόι. Παρόλα αυτά και οι τρεις μέθοδοι φαίνεται να μπορούν να χρησιμοποιηθούν για πρακτικές εφαρμογές.

Πίνακας 5.1: Μέση τιμή, τυπική απόκλιση και η διαφορά ανάμεσα στην μέση τιμή των 10 μετρήσεων για τον καρδιακό ρυθμό

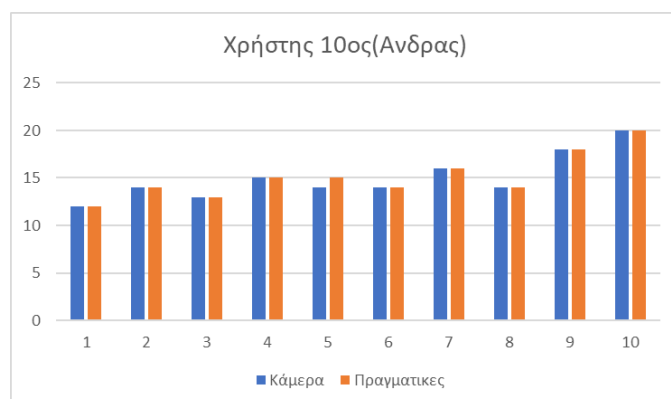
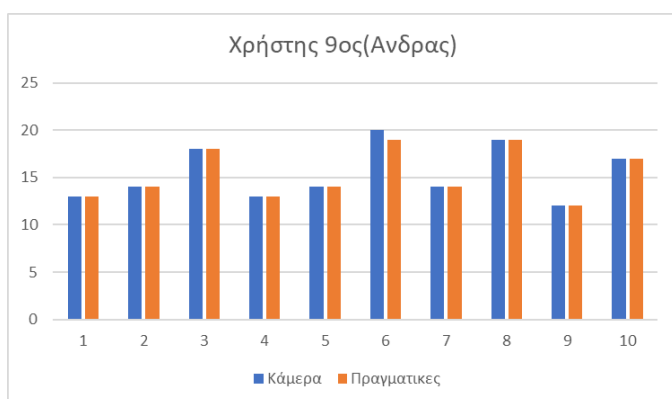
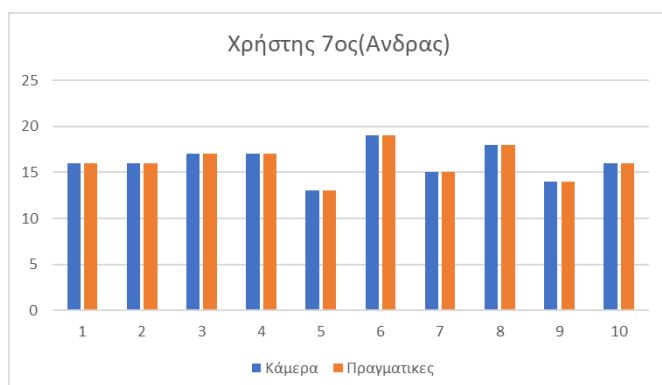
Καρδιακός ρυθμός

ΧΡΗΣΤΗΣ	ΡΟΛΟΙ		ΚΑΜΕΡΑ			ΚΙΝΗΤΟ		
	Average	standard deviation	Average	standard deviation	Diff	Average	standard deviation	Diff
1	81.1	4.5	80.6	2.3	0.62	79.6	4.6	1.88
2	82.7	1.8	79.8	2.8	3.63	84.9	4.0	-2.59
3	75.7	2.3	80.4	3.3	5.34	72.5	2.8	4.41
4	81.8	3.1	80.8	3.9	1.23	81.5	4.1	0.49
5	82	4.3	81.2	3.6	0.98	80.7	4.4	1.61
6	80.4	3.1	81.9	3.6	-1.83	81.1	3.5	-0.86
7	80.7	3.7	79.7	2.8	1.25	79.4	5.9	1.63
8	79.7	2.8	79.3	2.5	0.5	80.5	4.0	-0.99
9	80.8	3.4	82.8	2.7	-2.41	82.2	3.6	-1.7
10	80	3.3	80.1	3.7	0.12	81.1	3.1	-1.35

Σχήμα 5.2 Μετρήσεις των αναπνοών



Μέτρηση φυσιολογικών παραμέτρων



Παρατηρώντας τα διαγράμματα (Σχήμα 5.2) και τα αποτελέσματα στον πίνακα 5.2, μπορούμε να συμπεράνουμε ότι ο αλγόριθμος μπορεί να υπολογίσει τις αναπνοές με τεράστια επιτυχία. Ωστόσο υπάρχουν και 3 περιπτώσεις που ο αλγόριθμος είχε απόκλιση από τις πραγματικές αναπνοές. Μπορούμε να το παρατηρήσουμε όσο στον πίνακα στην diff στήλη όσο και στα διαγράμματα καθώς στο 5^ο δείγμα για τους χρήστες 3 και 10 και στο 6^ο δείγμα για τον χρήστη 9 έχουν από μία αναπνοή απόκλιση..

Μέτρηση φυσιολογικών παραμέτρων

Πίνακας 5.2: Μέση τιμή, τυπική απόκλιση και η διαφορά ανάμεσα στην μέση τιμή των 10 μετρήσεων για τον αναπνευστικό ρυθμό

ΧΡΗΣΤΗΣ	ΠΡΑΓΜΑΤΙΚΕΣ		ΚΑΜΕΡΑ		Diff
	Average	standard deviation	Average	standard deviation	
1	15.5	1.9	15.5	1.9	0
2	18	2.1	18	2.1	0
3	15.1	2.3	15	2.3	0.66
4	16.3	1.7	16.3	1.7	0
5	17.2	2.1	17.2	2.1	0
6	16.7	2.5	16.7	2.5	0
7	16.1	1.8	16.1	1.8	0
8	15.9	2.3	15.9	2.3	0
9	15.3	2.7	15.4	2.8	-0.64
10	15.1	2.4	15	2.4	0.66

5.3 Αξιολόγηση εμπειρίας χρήσης

Για την σωστή αξιολόγηση του πειράματος δημιουργήσαμε δύο ερωτηματολόγια, που ο κάθε χρήστης το συμπλήρωνε μετά από την πειραματική του εμπειρία. Επίσης και για τα δύο ερωτηματολόγια συμπληρώθηκαν για κάθε μέθοδο μέτρησης ξεχωριστά (Κάμερα – Ρολόι – Κινητό). Συγκεκριμένα για το πρώτο ερωτηματολόγιο χρησιμοποιήσαμε της ερωτήσεις από τις εργασίες των Chin et al. και Lund (Πίνακας Παραρτήματα 1) [17]. Για το δεύτερο χρησιμοποιήσαμε τις ερωτήσεις του ερωτηματολογίου SUS (System usability scale) (Πίνακας Παραρτήματα 2) [18]. Η κάθε ερώτηση και για τα δύο ερωτηματολόγια είχαν τιμές από 1-5.

Πίνακας 5.3: Στατιστική ανάλυση των αποτελεσμάτων της αξιολόγησης εμπειρίας με χρήσης κάμερας (median: μεσαία τιμή, mode: συχνότερη τιμή)

Κάμερα

Ερώτηση	Στατιστικά		Απάντηση				
	Median	Mode	1	2	3	4	5
1	5	5	0	0	0	3	7
2	4	4	0	0	1	6	3
3	4	4	0	0	2	7	1
4	5	5	0	0	1	2	7
5	5	5	0	0	0	2	8
6	4	4	0	0	4	5	1
7	4	4	0	2	2	5	1
8	4	4	0	0	0	7	3
9	3	3	1	0	0	5	4
10	4	4	0	0	2	6	2
11	4	4	0	0	3	5	2
12	4	4	0	0	3	4	3
13	4	4	0	0	1	6	3
14	4	4	0	0	2	6	2
15	4	4	0	0	1	7	2

Πίνακας 5.4: Στατιστική ανάλυση των αποτελεσμάτων της αξιολόγησης εμπειρίας με χρήση κινητού (median: μεσαία τιμή, mode: συχνότερη τιμή)

Ερώτηση	Κινητό		Απάντηση				
	Μedian	Mode	1	2	3	4	5
1	4	4	0	0	0	7	3
2	4	4	0	0	2	6	2
3	4	4	0	0	2	6	2
4	5	5	0	0	0	4	6
5	5	5	0	0	0	4	6
6	4	4	0	0	0	6	4
7	4	4	0	0	1	7	2
8	4.5	6	0	0	0	5	5
9	5	5	0	0	1	1	8
10	4	4	0	0	2	7	1
11	5	5	0	0	0	2	8
12	5	5	0	0	0	2	8
13	4.5	5	0	0	5	5	5
14	4.5	5	0	0	1	4	5
15	4.5	5	0	0	1	4	5

Μέτρηση φυσιολογικών παραμέτρων

Πίνακας 5.5: Στατιστική ανάλυση των αποτελεσμάτων της αξιολόγησης εμπειρίας με χρήση ρολογιού (median: μεσαία τιμή, mode: συχνότερη τιμή)

Ρολόι							
Ερώτηση	Στατιστικά		Απάντηση				
	Median	Mode	1	2	3	4	5
1	5	5	0	0	0	2	8
2	5	5	0	0	0	4	6
3	4	4	0	0	0	6	4
4	5	5	0	0	0	0	10
5	5	5	0	0	0	4	6
6	5	5	0	0	0	4	6
7	5	5	0	0	0	2	8
8	5	5	0	0	0	1	9
9	4.5	4	0	0	0	5	5
10	4	4	0	0	0	8	2
11	5	5	0	0	0	0	10
12	5	5	0	0	0	0	10
13	5	5	0	0	0	1	9
14	5	5	0	0	0	1	9
15	5	5	0	0	0	2	8

Πίνακας 5.6: Στατιστική ανάλυση των αποτελεσμάτων της αξιολόγησης εμπειρίας με χρήση κάμερας (median: μεσαία τιμή, mode: συχνότερη τιμή)

Ερώτηση	Κάμερα		Απάντηση				
	Μedian	Mode	1	2	3	4	5
1	4	4	0	0	2	6	2
2	2	2	3	7	0	0	0
3	4	4	0	0	4	6	0
4	4	4	0	0	5	5	0
5	4	4	0	0	0	6	4
6	1	1	7	3	0	0	0
7	4	3	1	1	4	4	0
8	1	1	5	3	1	1	0
9	4	4	0	1	1	8	0
10	4	4	0	0	4	6	0

Πίνακας 5.7: Στατιστική ανάλυση των αποτελεσμάτων της αξιολόγησης εμπειρίας με χρήση κινητού (median: μεσαία τιμή, mode: συχνότερη τιμή)

Ερώτηση	Κινητό		Απάντηση				
	Μedian	Mode	1	2	3	4	5
1	4	4	0	0	2	7	1
2	1	1	9	1	0	0	0
3	4	4	0	0	0	6	4
4	1	1	0	0	2	7	1
5	4	4	0	0	2	7	1
6	1	1	8	2	0	0	0
7	4	4	0	0	0	7	3
8	1	1	9	1	0	0	0
9	4	4	0	0	2	7	1
10	1	1	0	0	2	7	1

Μέτρηση φυσιολογικών παραμέτρων

Πίνακας 5.8: Στατιστική ανάλυση των αποτελεσμάτων της αξιολόγησης εμπειρίας με χρήση ρολογιού (median: μεσαία τιμή, mode: συχνότερη τιμή)

Ρολόι							
Ερώτηση	Στατιστικά		Απάντηση				
	Median	Mode	1	2	3	4	5
1	5	5	0	0	0	4	6
2	1	1	10	0	0	0	0
3	5	5	0	0	0	3	7
4	1	1	10	0	0	0	0
5	5	5	0	0	0	2	8
6	1	1	10	0	0	0	0
7	5	5	0	0	0	2	8
8	1	1	9	1	0	0	0
9	5	5	0	0	0	4	6
10	1	1	8	2	0	0	0

6^ο ΚΕΦΑΛΑΙΟ

ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ ΚΑΙ ΜΕΛΛΟΝΤΙΚΕΣ ΕΠΕΚΤΑΣΕΙΣ

6.1 Συμπεράσματα

Η παρούσα πτυχιακή εργασία ασχολήθηκε με το σχεδιασμό και την αξιολόγηση μίας εφαρμογής μέτρησης του καρδιακού και του αναπνευστικού ρυθμού. Η εργασία χωρίστηκε σε 2 φάσεις. Η πρώτη, αφορούσε την δημιουργία και τον προγραμματισμό του αλγορίθμου που στην οποία εξάγαμε τα απαραίτητα αποτελέσματα (Καρδιακός – Αναπνευστικός ρυθμός), Η δεύτερη φάση αφορούσε την αξιολόγηση του αλγορίθμου και τον τιμών που μας επέστρεψε ο αλγόριθμος, που στις οποίες έγινε η σύγκριση τους με 3 συσκευές (κάμερα - κινητό - ρολόι). Διαπιστώθηκε όπως είδαμε και στο Κεφάλαιο 5.3 ότι οι τιμές που υπολογίστηκαν ήταν πολύ κοντά ανάμεσα όλες τις τεχνικές. Στην συνέχεια, έγινε μία αξιολόγηση της εμπειρίας χρήσης από τους χρήστες , όπου και φάνηκε να προτιμούν την ανέπαφη μέθοδο με χρήση κάμερας παράλο του επίπεδου δυσκολίας της σε σχέση με τις άλλες 2 μεθόδους. Συνεπώς, θεωρούμε ότι η ανέπαφη μέθοδος έχει όλες τις προϋποθέσεις να εξελιχθεί και αυτή σε μία καθημερινή εφαρμογή.

6.2 Μελλοντικές επεκτάσεις

Η λειτουργία του αλγορίθμου θα μπορούσε να βελτιωθεί στην σταθερότητα του ώστε να είναι πιο εύκολο για έναν χρήστη. Επίσης θα μπορούσαμε να μάθουμε στον αλγόριθμο να αναγνωρίζει καρδιακές ή αναπνευστικές παθήσεις. Τέλος θα μπορούσαμε να μετατρέψουμε τον αλγόριθμο σε μία εφαρμογή για ηλεκτρονικούς υπολογιστές και για κινητά τηλέφωνα / tablet , ώστε να έχει ο χρήστης ένα πιο εύχρηστο περιβάλλον άλλα και μια εφαρμογή που θα μπορούσε να την χρησιμοποιήσει ανά πάσα στιγμή στην καθημερινότητα του.

ΣΥΝΤΟΜΟΓΡΑΦΙΕΣ

ΗΚΓ	Ηλεκτροκαρδιογράφημα
PPG	Photoplethysmography
RR	Respiratory rate
HR	Heart rate
HRV	Heart rate variability
BPV	Blood pressure variability
LED	Light Emitting Diode
FFT	Fast Fourier transform
GFtT	Good Features to Track
PCA	Principal component analysis
SUS	System usability scale

ΠΗΓΕΣ

- [1] Ειρήνη Α. Μαθέ – Μέτρηση Καρδιακού ρυθμού από ακολουθίες βίντεο
- [2] H. Rahman, M.U. Ahmed, S. Begum, P. Funk - Real Time Heart Rate Monitoring From Facial RGB Color Video Using Webcam
- [3] Lucas–Kanade method - https://en.wikipedia.org/wiki/Lucas-Kanade_method
- [4] Shi tomasi – MIN-EIGEN - Feature Detectors and Motion Detection in Video Processing
- [5] Good Features to Track - https://www.researchgate.net/publication/2239823_Good_Features_to_Track
- [6] Wearable Photoplethysmographic Sensors - Past and Present - <https://www.mdpi.com/2079-9292/3/2/282/htm>
- [7] Αρρυθμίες (γενικά) - <http://www.eponline.gr/arrhythmies/>
- [8] Γιαννούλης Δημήτρης , Πελεκάνου Θεοδώρα - Σχεδιασμός και κατασκευή συστήματος μέτρησης καρδιακών παλμών με τη χρήση μικροελεγκτή.
- [9] Το ηλεκτρικό σύστημα της καρδιάς & το ΗΚΓ -<http://www.eponline.gr/ilektiko-sistima-kardias-erethismatagogo-systima-kardias/>
- [10] Φυσιολογία - <https://el.wikipedia.org/wiki/Φυσιολογία>
- [11] Φυσιολογικοί σφυγμοί: Οι τιμές ανά ηλικία και πώς να τους μετρήσετε - <https://www.iatropedia.gr/ygeia/fysiologikoi-sfygmoi-oi-times-ana-ilikia-kai-pos-na-tous-metrisete/49901/>
- [12] Παλμοί, θερμοκρασία, πίεση, αναπνοή - Ποιες οι φυσιολογικές τιμές- <https://www.onmed.gr/ygeia/story/346559/palmoi-thermokrasia-piesi-anapnoi-poies-oi-fysiologikes-times>
- [13] Αναπνευστικό σύστημα - https://el.wikipedia.org/wiki/Αναπνευστικό_σύστημα
- [14] Το Καρδιαγγειακό Σύστημα -<https://www.angelini.gr/cardiovascular+System/Anatomy-Physiology/Kardiaggeiako>

- [15] Καρδιαγγειακό σύστημα -https://el.wikipedia.org/wiki/Καρδιαγγειακό_σύστημα
- [16] Guha Balakrishnan, Fredo Durand, John GuttagMIT CSAIL - Detecting Pulse from Head Motions in Video
- [17] <https://uxpajournal.org/user-evaluation-heart-rate-measurement/>
- [18] https://en.wikipedia.org/wiki/System_usability_scale
- [19] <https://opencv.org/>
- [20] <https://scipy.org/>
- [21] <https://scikit-learn.org/stable/>
- [22] <https://www.pygame.org/docs/>
- [23] C. Takano and Y. Ohta, "Heart rate measurement based on a time-lapse image," Medical Engineering & Physics, vol. 29, pp. 853-857, 10// 2007.
- [24] G. D. Costa, "Optical remote sensing of heartbeats," Optics Communications, vol. 117, pp. 395-398, 6/15/ 1995
- [25] M. Garbey, S. Nanfei, A. Merla, and I. Pavlidis, "Contact-Free Measurement of Cardiac Pulse Based on the Analysis of Thermal Imagery," Biomedical Engineering, IEEE Transactions on, vol. 54, pp. 1418-1426, 2007.
- [26] K. Humphreys, T. Ward, and C. Markham, "Noncontact simultaneous dual wavelength photoplethysmography: a further step toward noncontact pulse oximetry," Rev Sci Instrum, vol. 78, p. 044304, Apr 2007.
- [27] W. Verkruyse, L. O. Svaasand, and J. S. Nelson, "Remote plethysmographic imaging using ambient light," Optics express, vol. 16, pp. 21434-21445, 2008.

- [28] Ευθύμιος Θεοδώρου - Εξαγωγή και παρακολούθηση της μεταβλητότητας καρδιακού ρυθμού μέσω Φωτοπληθυσμογραφικού αισθητήρα και σύγκριση αυτού με αισθητήρα Βιοαγωγιμότητας
- [29] R. Brinkman, and W. G. Zylstra, Determination and continuous registration of the percentage oxygen saturation in clinical conditions, 1949
- [30] . Viola and M. Jones. Rapid object detection using a boosted cascade of simple features. Proceedings of IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition, pages 511–518, 2001.

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑΤΑ

Πίνακας Παραρτηματα 1: Το ερωτηματολόγιο που δόθηκε στους χρήστες με τις ερωτήσεις από τις εργασίες των Chin et al. και Lund

Ερώτηση	Απάντηση
Χρησιμότητα	1 2 3 4 5
1. Είναι το σύστημα (η εφαρμογή) χρήσιμο (χρήσιμη);	Καθόλου <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> Πολύ
2. Το σύστημα (η εφαρμογή) ικανοποιεί τις ανάγκες μου;	Καθόλου <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> Πολύ
3. Αξιολογείστε την ακρίβεια του συστήματος.	Καθόλου ακριβές <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> Πολύ ακριβές
4. Αξιολογείστε την ταχύτητα του συστήματος.	Πολύ ακριβό <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> Πολύ γρήγορο
5. Το σύστημα (η εφαρμογή) μπορεί να χρησιμοποιηθεί από όλους;	Σίγουρα όχι <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> Σίγουρα ναι
Ευκολία Χρήσης	1 2 3 4 5
6. Το σύστημα (η εφαρμογή) είναι εύκολο να χρησιμοποιηθεί;	Σίγουρα όχι <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> Σίγουρα ναι
7. Το σύστημα (η εφαρμογή) είναι φιλικό (φιλική) προς το χρήστη;	Σίγουρα όχι <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> Σίγουρα ναι
8. Θεωρείτε ότι είναι σκόπιμο να χρησιμοποιείτε το σύστημα (την εφαρμογή);	Σίγουρα όχι <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> Σίγουρα ναι
9. Το σύστημα (η εφαρμογή) μπορεί να χρησιμοποιηθεί χωρίς οδηγίες;	Σίγουρα όχι <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> Σίγουρα ναι
10. Το σύστημα (η εφαρμογή) μπορεί να χρησιμοποιηθεί επιτυχημένα κάθε φορά;	Σίγουρα όχι <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> Σίγουρα ναι
Ευκολία Μάθησης	1 2 3 4 5
11. Θυμάστε εύκολα να χρησιμοποιείτε το σύστημα (την εφαρμογή);	Σίγουρα όχι <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> Σίγουρα ναι
12. Μάθατε να χρησιμοποιείτε γρήγορα το σύστημα (την εφαρμογή);	Σίγουρα όχι <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> Σίγουρα ναι
Ικανοποίηση	1 2 3 4 5
13. Θεωρείτε ότι είναι ευχάριστο να χρησιμοποιείτε το σύστημα (την εφαρμογή);	Σίγουρα όχι <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> Σίγουρα ναι
14. Θα συστήνατε το σύστημα (την εφαρμογή) σε κάποιο φίλο;	Σίγουρα όχι <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> Σίγουρα ναι
15. Είστε ικανοποιημένος από το σύστημα (την εφαρμογή);	Σίγουρα όχι <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> Σίγουρα ναι

Πίνακας Παραρτηματα 2: Το ερωτηματολόγιο που δόθηκε στους χρήστες με τις ερωτήσεις από το ερωτηματολόγιο SUS.

Ερώτηση	Απάντηση					
		1	2	3	4	5
Χρησιμότητα						
1. Νομίζω ότι θα ήθελα να χρησιμοποιώ το σύστημα συχνά	Συμφωνώ	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	Διαφωνώ
2. Βρήκα το σύστημα αδικαιολόγητα περίπλοκο	Συμφωνώ	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	Διαφωνώ
3. Σκέφτηκα ότι το σύστημα ήταν εύκολο στην χρήση	Συμφωνώ	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	Διαφωνώ
4. Νομίζω ότι θα χρειαστώ βοήθεια από κάποιον τεχνικό για να είμαι σε θέση να χρησιμοποιήσω το σύστημα	Συμφωνώ	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	Διαφωνώ
5. Βρήκα τις διάφορες λειτουργίες στο σύστημα καλά ολοκληρωμένες	Συμφωνώ	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	Διαφωνώ
6. Σκέφτηκα ότι υπήρχε μεγάλη ασυνέπεια στο σύστημα	Συμφωνώ	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	Διαφωνώ
7. Φαντάζομαι ότι οι περισσότεροι άνθρωποι θα μάθουν να χρησιμοποιούν το σύστημα πολύ γρήγορα	Συμφωνώ	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	Διαφωνώ
8. Βρήκα το σύστημα πολύ περίπλοκο/ δύσκολο στη χρήση	Συμφωνώ	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	Διαφωνώ
9. Ένιωσα πολύ σίγουρος/η χρησιμοποιώντας το σύστημα	Συμφωνώ	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	Διαφωνώ
10. Χρειάστηκε να μάθω πολλά πράγματα πριν μπορέσω να ξεκινήσω το σύστημα	Συμφωνώ	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	Διαφωνώ