



ΕΘΝΙΚΟ ΚΑΙ ΚΑΠΟΔΙΣΤΡΙΑΚΟ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΑΘΗΝΩΝ

**ΣΧΟΛΗ ΘΕΤΙΚΩΝ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ
ΤΜΗΜΑ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ ΚΑΙ ΤΗΛΕΠΙΚΟΙΝΩΝΙΩΝ**

**ΔΙΑΤΜΗΜΑΤΙΚΟ ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΩΝ ΣΠΟΥΔΩΝ
“ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΕΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ ΣΤΗΝ ΙΑΤΡΙΚΗ ΚΑΙ ΤΗ ΒΙΟΛΟΓΙΑ”**

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Μέτρηση Καρδιακού Ρυθμού από Ακολουθίες Βίντεο

Ειρήνη Α. Μαθέ

Επιβλέπων: Σταύρος Περαντώνης, Διευθυντής Ερευνών, ΕΚΕΦΕ - “Δημόκριτος”

ΑΘΗΝΑ

ΙΟΥΛΙΟΣ 2017

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Μέτρηση Καρδιακού Ρυθμού από Ακολουθίες Βίντεο

Ειρήνη Α. Μαθέ
A.M. ΠΙΒ0143

ΕΠΙΒΛΕΠΩΝ: Σταύρος Περαντώνης, Διευθυντής Ερευνών ΕΚΕΦΕ – “Δημόκριτος”

ΕΞΕΤΑΣΤΙΚΗ ΕΠΙΤΡΟΠΗ:

Σταύρος Περαντώνης, Διευθυντής Ερευνών ΕΚΕΦΕ – “Δημόκριτος”
Παντελεήμων Ασβεστάς, Επίκουρος Καθηγητής ΤΕΙ Αθήνας
Ευάγγελος Σπύρου, Εξωτερικός Συνεργάτης ΕΚΕΦΕ – “Δημόκριτος”

Ημερομηνία Εξέτασης: 4 Ιουλίου 2017

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Η εργασία αυτή ασχολείται με το πρόβλημα της μέτρησης του καρδιακού ρυθμού στον άνθρωπο. Αρχικά παρουσιάζεται η φυσιολογία και η λειτουργία της καρδιάς, καθώς και οι πιο συνήθεις τρόποι για τη μέτρηση του καρδιακού ρυθμού, οι οποίοι γενικά απαιτούν τη χρήση είτε ελάχιστα είτε ακόμη και ιδιαίτερα επεμβατικών συσκευών. Στη συνέχεια γίνεται ανασκόπηση των ερευνητικών προσπαθειών που ασχολούνται με το πρόβλημα της μη επεμβατικής μέτρησης του καρδιακού ρυθμού, χρησιμοποιώντας έναν τυπικό προσωπικό υπολογιστή εφοδιασμένο με μια web κάμερα είτε ένα “έξυπνο” κινητό τηλέφωνο. Από την ανασκόπηση αυτή προκύπτουν οι γενικές αρχές που διέπουν τις μεθοδολογίες σε κάθε μία από τις κατηγορίες αυτές. Ακολούθως, επιλέγουμε να υλοποιήσουμε μία μεθοδολογία μέτρησης του καρδιακού ρυθμού από οπτικά χαρακτηριστικά που εξάγονται και παρακολουθούνται από το πρόσωπο. Η κίνηση κάθε ενός από αυτά στον y -άξονα σχηματίζει μια χρονοσειρά. Έπειτα από χρονικό φιλτράρισμα και χρήση ανάλυσης πρωτογενών συνιστωσών επιλέγονται οι πιο χαρακτηριστικές από αυτές, και τελικά, με ευρετικό τρόπο αυτή που αντιστοιχεί στον καρδιακό ρυθμό, ο οποίος και υπολογίζεται έπειτα από ανάλυσή της στο πεδίο των συχνοτήτων. Η μεθοδολογία αυτή αξιολογείται πειραματικά ως προς την ακρίβεια αλλά και την ευχρηστία της, συγκρινόμενη με ένα “έξυπνο” περιβραχιόνιο και μια εφαρμογή που χρησιμοποιεί την κάμερα και το φλας ενός έξυπνου κινητού τηλεφώνου.

ΘΕΜΑΤΙΚΗ ΠΕΡΙΟΧΗ: Υπολογιστική Όραση

ΛΕΞΕΙΣ ΚΛΕΙΔΙΑ: μέτρηση καρδιακού ρυθμού, εξαγωγή και παρακολούθηση οπτικών χαρακτηριστικών, ανάλυση σήματος

ABSTRACT

This thesis deals with the problem of measuring the heart rate of humans. Initially, we present the physiology and the functioning of the human heart and also the most common methods to measure the heart rate. These methods typically require the use of slightly or even particularly invasive devices. Next, we survey research efforts that deal with the problem of non-invasive heart rate measurement in humans, either by using a typical personal computer, equipped with a web camera, or a smart mobile phone. Through this survey, we end up to the general principles of the methodologies that are followed in both categories. Then, we choose to implement a methodology that measures the heart rate using visual features that are extracted and tracked from the face. Each feature's movement in the y -axis corresponds to a time series. Upon temporal filtering and principal component analysis, we choose the most characteristic series. Finally, we heuristically select the one that corresponds to the heart rate, which is computed upon analysis in the frequency domain. This methodology is experimentally evaluated in terms of both accuracy and usability and is compared to a "smart" bracelet and a mobile application that uses the camera and the flash of a smart mobile phone.

SUBJECT AREA: Computer Vision

KEYWORDS: heart rate measurement, extraction and tracking of visual features, signal analysis

Στον αγαπημένο μου Βαγγέλη.

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Ευχαριστώ την οικογένειά μου και τους φίλους μου για τη στήριξη που μου παρείχαν σε όλη τη διάρκεια αυτού του μεταπτυχιακού προγράμματος.

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

1	ΕΙΣΑΓΩΓΗ	21
2	Η ΑΝΘΡΩΠΙΝΗ ΚΑΡΔΙΑ	23
2.1	Φυσιολογία και Λειτουργία της Καρδιάς	23
2.2	Σφυγμός και Μέτρηση Καρδιακού Ρυθμού	26
2.3	Ηλεκτρική Δραστηριότητα της Καρδιάς και Ηλεκτροκαρδιογράφημα	28
2.4	Άλλες Μέθοδοι Μέτρησης Καρδιακού Ρυθμού	30
2.4.1	Οξύμετρο	30
2.4.2	Επιστήθια Ζώνη Μέτρηση Σφυγμών	31
2.4.3	Κορδέλα Μετώπου	32
2.4.4	Δακτυλίδι Μέτρησης Καρδιακού Ρυθμού	32
2.4.5	Ακουστικά	33
2.4.6	Περιβραχιόνια και Ρολόγια	33
2.4.7	Χειρολαβές	33
2.4.8	Ρούχα	34
2.5	Σύνοψη	35
3	ΜΕΛΕΤΗ ΕΡΕΥΝΗΤΙΚΩΝ ΕΡΓΑΣΙΩΝ ΓΙΑ ΤΗ ΜΕΤΡΗΣΗ ΤΟΥ ΚΑΡΔΙΑΚΟΥ ΡΥΘ- ΜΟΥ ΜΕ ΧΡΗΣΗ ΚΑΜΕΡΑΣ	37
3.1	Κάμερα σε απόσταση από το υποκείμενο	38
3.2	Τεχνικές φωτοπληθυσμογραφίας	43
4	ΥΛΟΠΟΙΗΣΗ ΜΕΘΟΔΟΥ ΑΝΕΠΑΦΗΣ ΜΕΤΡΗΣΗΣ ΚΑΡΔΙΑΚΟΥ ΡΥΘΜΟΥ ΜΕ ΧΡΗΣΗ ΚΑΜΕΡΑΣ	49
4.1	Εισαγωγή	49
4.2	Αρχή Λειτουργίας	49
4.3	Μέθοδος	50
4.3.1	Επιλογή περιοχής προσώπου	50
4.3.2	Εξαγωγή χαρακτηριστικών σημείων	53

4.3.3	Παρακολούθηση χαρακτηριστικών σημείων και παρεμβολή	53
4.3.4	Χρονικό φιλτράρισμα	56
4.3.5	Ανάλυση πρωτογενών συνιστωσών	57
4.3.6	Επιλογή σήματος και υπολογισμός καρδιακού ρυθμού	60
5	ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗ	63
5.1	Εισαγωγή	63
5.2	Περιγραφή του πειράματος	63
5.3	Πειραματική αξιολόγηση	65
5.4	Αξιολόγηση εμπειρίας χρήσης	66
6	ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ – ΜΕΛΛΟΝΤΙΚΕΣ ΕΠΕΚΤΑΣΕΙΣ	77
6.1	Σύνοψη	77
6.2	Συμπεράσματα από σχετικές εργασίες	77
6.3	Συμπεράσματα πειραμάτων	78
6.4	Πιθανές εφαρμογές χρήσης του συστήματος	78
6.5	Μελλοντικές επεκτάσεις	79
	ΣΥΝΤΟΜΟΓΡΑΦΙΕΣ - ΑΚΡΩΝΥΜΙΑ	81
	ΑΝΑΦΟΡΕΣ	86

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΣΧΗΜΑΤΩΝ

2.1	Κόλποι, κοιλίες και βαλβίδες στην ανθρώπινη καρδιά.	24
2.2	Αιμοφόρα αγγεία στο ανθρώπινο σώμα. Οι φλέβες απεικονίζονται με μπλε χρώμα, οι αρτηρίες με κόκκινο, ενώ με σκούρο χρώμα τα τριχοειδή αγγεία.	25
2.3	Τρόπος λειτουργίας της καρδιάς.	26
2.4	Οι περιοχές που εμπλέκονται στη μετάδοση ερεθίσματος στην καρδιά.	27
2.5	Συνηθέστερες περιοχές στις οποίες μπορεί να γίνει η μέτρηση του σφυγμού στον άνθρωπο.	28
2.6	Πάνω αριστερά: Ένας καρδιακός παλμός - διακρίνονται τα P, Q, R, S, T κύματα. Κάτω αριστερά: Οι κινήσεις της καρδιάς κατά P, Q, R, S, T κύματα. Δεξιά: διάφορες κυματομορφές ηλεκτροκαρδιογραφήματος.	29
2.7	Σταθερός (i) και φορητός (ii) ηλεκτροκαρδιογράφος.	29
2.8	Μέτρηση καρδιακού παλμού στην άκρη του δακτύλου με οξύμετρο.	30
2.9	Διάταξη διόδων ερυθρού και υπέρυθρου φωτός και ανιχνευτής ενός τυπικού οξύμετρου.	31
2.10	Μέτρηση σφυγμών με χρήση επιστήθιας ζώνης.	31
2.11	Κορδέλα μετώπου για τη μέτρηση του καρδιακού ρυθμού.	32
2.12	Συνήθεις τύποι “δακτυλιδιών” που χρησιμοποιούνται για τη μέτρηση του καρδιακού ρυθμού.	32
2.13	Συνήθεις τύποι ακουστικών που ενσωματώνουν αισθητήρα για τη μέτρηση των καρδιακών παλμών.	33
2.14	Συσκευές που φοριούνται στο βραχίονα του χρήστη και διαθέτουν τη δυνατότητα μέτρησης των καρδιακών παλμών.	34
2.15	Μέτρηση σφυγμών μέσω αισθητήρων τοποθετημένων σε χειρολαβές.	34
2.16	Διάφοροι τύποι φορετών συσκευών που χρησιμοποιούνται σε νεογέννητα και σε βρέφη για τη μέτρηση των καρδιακών παλμών.	35
3.1	Γενική μεθοδολογία που ακολουθείται από τις τεχνικές που παρουσιάστηκαν στην ενότητα 3.1	45
3.2	Γενική μεθοδολογία που ακολουθείται από τις τεχνικές φωτοπληθυσμογραφίας που παρουσιάστηκαν στην ενότητα 3.2.	47
4.1	Οι καρωτιδικές αρτηρίες που επεκτείνονται στο κεφάλι.	50

4.2	Ολοκληρωτική εικόνα. Το άθροισμα των τιμών του γραμμοσκιασμένου ορθογωνίου δίνεται από την Εξ. 4.2.	51
4.3	Περιοχές εξαγωγής χαρακτηριστικών Haar.	52
4.4	Ανίχνευση προσώπου με τη μέθοδο των Viola-Jones (μπλε ορθογώνιο), επιλογή περιοχής για εξαγωγή χαρακτηριστικών good features to track (πράσινο ορθογώνιο) και εξαχθέντα σημεία από την περιοχή αυτή (μπλε εικονοστοιχεία).	53
4.5	Αριστερά: περιοχή καρέ βίντεο που περιλαμβάνει το πρόσωπο. Κέντρο: επιλογή σημείων GFtT. Δεξιά: παρακολούθηση σημείων με KLT. Είναι εμφανές ότι παρά την ανεπαίσθητη κίνηση του προσώπου, τα σημεία παρακολουθούνται με μεγάλη ακρίβεια.	55
4.6	y -θέση ενός σημείου που παρακολουθείται από τον KLT σε διαδοχικά καρέ του βίντεο.	56
4.7	y -θέση ενός σημείου που παρακολουθείται από τον KLT σε διαδοχικά καρέ του βίντεο, έπειτα από παρεμβολή.	57
4.8	Γραφική παράσταση της απόκρισης ισχύος (dB) χαμηλοπερατών φίλτρων Butterworth, τάξεων 1 έως 5, με συχνότητα αποκοπής $\omega_0 = 1$ σε κάθε περίπτωση	58
4.9	Το ζωνοπερατό φίλτρο Butterworth 5ης τάξης που υλοποιήθηκε.	59
4.10	Το σήμα $y_{n,s}(t)$ που προκύπτει έπειτα από φιλτράρισμα του $y_n(t)$ με το φίλτρο Butterworth 5-ης τάξης που υλοποιήσαμε.	60
4.11	Τα 5 πρώτα σήματα $s_i(t)$ που προκύπτουν έπειτα από εφαρμογή της PCA και οι αντίστοιχοι μετασχηματισμοί FFT.	62
5.1	(i) Η συσκευή Xiaomi Mi Band 1S. Διακρίνεται στο κάτω μέρος της ο αισθητήρας υπολογισμού του καρδιακού ρυθμού. (ii) Η εφαρμογή που χρησιμοποιείται στο κινητό τηλέφωνο για την προβολή του καρδιακού ρυθμού. . . .	64
5.2	(i) η εφαρμογή Android Instant Heart Rate : Heart Rate & Pulse Monitor, (ii) τρόπος μέτρησης	65
5.3	Η στάση του υποκειμένου κατά την διεξαγωγή του πειράματος.	66
5.4	Οι μετρήσεις του καρδιακού ρυθμού που λάβαμε από τα υποκείμενα 1-5 κατά την φάση (α) και με τις τρεις μεθόδους μέτρησης.	67
5.5	Οι μετρήσεις του καρδιακού ρυθμού που λάβαμε από τα υποκείμενα 6-10 κατά την φάση (α) και με τις τρεις μεθόδους μέτρησης.	68
5.6	Οι μετρήσεις του καρδιακού ρυθμού που λάβαμε από τα υποκείμενα κατά την φάση (β) και με τις τρεις μεθόδους μέτρησης.	69
5.7	Οι κατανομές των απαντήσεων των χρηστών στις πιο σημαντικές ερωτήσεις, όσον αφορά τη μέθοδο μέτρησης καρδιακού ρυθμού με χρήση κάμερας. 73	

5.8	Οι κατανομές των απαντήσεων των χρηστών στις πιο σημαντικές ερωτήσεις, όσον αφορά τη μέθοδο μέτρησης καρδιακού ρυθμού με χρήση κινητού τηλεφώνου.	74
5.9	Οι κατανομές των απαντήσεων των χρηστών στις πιο σημαντικές ερωτήσεις, όσον αφορά τη μέθοδο μέτρησης καρδιακού ρυθμού με χρήση του περιβραχιονίου.	75

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΠΙΝΑΚΩΝ

2.1	Όρια φυσιολογικού καρδιακού ρυθμού του ανθρώπου, για διάφορες ηλικίες.	27
2.2	Οι συσκευές μέτρησης του καρδιακού ρυθμού που παρουσιάστηκαν σε αυτό το κεφάλαιο.	35
3.1	Σύνοψη των τεχνικών που παρουσιάστηκαν στην ενότητα 3.1 (Α: άντρας, Γ: γυναίκα), P: ακρίβεια (Precision), CC: Συντελεστής Συσχέτισης (Correlation Coefficient), bpm: παλμοί/λεπτό (beats per minute).	44
3.2	Σύνοψη των τεχνικών φωτοπληθυσμογραφίας που παρουσιάστηκαν στην ενότητα 3.2 (Α: άντρας, Γ: γυναίκα).	46
5.1	Μέση τιμή και τυπική απόκλιση των 10 μετρήσεων που λάβαμε από τα 10 υποκείμενα κατά την φάση (α) και με τις τρεις μεθόδους μέτρησης.	69
5.2	Μέση τιμή και τυπική απόκλιση των 10 μετρήσεων που λάβαμε από τα 3 υποκείμενα κατά την φάση (β) και με τις τρεις μεθόδους μέτρησης.	70
5.3	Το ερωτηματολόγιο που δόθηκε στους χρήστες για την αξιολόγηση της εμπειρίας τους κατά τη μέτρηση του καρδιακού τους ρυθμού με χρήση των τριών μεθόδων που χρησιμοποιήσαμε για την αξιολόγηση.	71
5.4	Στατιστική ανάλυση των αποτελεσμάτων της αξιολόγησης εμπειρίας χρήσης για την εφαρμογή μέτρησης του καρδιακού ρυθμού με χρήση κάμερας (median: μεσαία τιμή, mode: συχνότερη τιμή, Qi: i-οστή τιμή μεταξύ τεταρτημορίων).	71
5.5	Στατιστική ανάλυση των αποτελεσμάτων της αξιολόγησης εμπειρίας χρήσης για την εφαρμογή μέτρησης του καρδιακού ρυθμού με χρήση κινητού τηλεφώνου (median: μεσαία τιμή, mode: συχνότερη τιμή, Qi: i-οστή τιμή μεταξύ τεταρτημορίων).	72
5.6	Στατιστική ανάλυση των αποτελεσμάτων της αξιολόγησης εμπειρίας χρήσης για την εφαρμογή μέτρησης του καρδιακού ρυθμού με χρήση περιβραχιονίου (median: μεσαία τιμή, mode: συχνότερη τιμή, Qi: i-οστή τιμή μεταξύ τεταρτημορίων).	72

1. ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Ο καρδιακός ρυθμός σε ηρεμία αποτελεί μια από τις πιο σημαντικές φυσιολογικές παραμέτρους. Έχει αναγνωριστεί ότι μπορεί να συμβάλλει στην πρόγνωση καρδιαγγειακών παθήσεων, αλλά και της θνησιμότητας αντρών και γυναικών [13] με ή ακόμη και χωρίς κάποια καρδιαγγειακή πάθηση. Έχει επίσης επιβεβαιωθεί μέσω κλινικών μελετών ότι ένας σχετικά υψηλός καρδιαγγειακός ρυθμός ενδέχεται να είναι συγκρίσιμος παράγοντας με το κάπνισμα, τη δυσλιπιδαιμία ή την υπέρταση και μπορεί να προκαλέσει μακροπρόθεσμα προβλήματα στη λειτουργία της καρδιάς, καθώς και να ενισχύσει την πρόοδο πολλών νόσων και παθήσεων.

Ο πλέον αποδεκτός τρόπος για τη μέτρηση των καρδιακών παλμών είναι το ηλεκτροκαρδιογράφημα (ΗΚΓ) (βλ. κεφάλαιο 2). Ωστόσο, ο τρόπος που γίνεται η εφαρμογή των αισθητήρων στο σώμα απαιτεί ειδική γέλη μεταξύ του δέρματος και του ηλεκτροδίου. Επίσης, προσαρμόζονται αρκετοί αισθητήρες και σε περίπτωση που απαιτείται συχνή παρακολούθηση, δημιουργείται αίσθημα δυσφορίας στους ασθενείς, ακόμη και ερεθισμός του δέρματος σε κάποιες περιπτώσεις. Επιπρόσθετα, το κόστος του ΗΚΓ είναι ιδιαίτερα αυξημένο. Το οξύμετρο (βλ. κεφάλαιο 2) αποτελεί έναν σχετικά φθηνό τρόπο μέτρησης του καρδιακού παλμού. Όμως, σε περίπτωση που είναι προσαρμοσμένο στο δάκτυλο για μεγάλο χρονικό διάστημα προκαλεί πόνο στους ασθενείς. Οι Pavlidis et al. [38] ήταν από τους πρώτους που πρότειναν τη μέτρηση φυσιολογικών παραμέτρων μέσω μιας διεπαφής ανθρώπου-υπολογιστή, χρησιμοποιώντας μια θερμική κάμερα συνδεδεμένη ως ένα περιφερειακό υπολογιστή κάτι που έδωσε τροφή σε πολλές ερευνητικές προσπάθειες που στόχευσαν στην παρακολούθηση φυσιολογικών παραμέτρων όπως ο καρδιακός ρυθμός και ο ρυθμός αναπνοής του χρήστη, χωρίς ο τελευταίος να έρχεται σε επαφή με κάποιο όργανο μέτρησης, αλλά μόνο με πληροφορία που συλλέγεται από την κάμερα του υπολογιστή.

Στην παρούσα εργασία μελετούμε το πρόβλημα της μέτρησης του καρδιακού ρυθμού στο προαναφερθέν πλαίσιο. Πιο συγκεκριμένα, ο πρώτος στόχος είναι να διερευνηθεί η ερευνητική περιοχή της μέτρησης του καρδιακού ρυθμού αποκλειστικά από τα οπτικά χαρακτηριστικά που λαμβάνονται με χρήση κάμερας. Οι τεχνικές αυτές διακρίνονται συνήθως από το ιδιαίτερα χαμηλό τους κόστος, καθώς απαιτούν τη χρήση ενός απλού προσωπικού υπολογιστή, καθώς και μιας φτηνής κάμερας (π.χ., web κάμερα ή την ενσωματωμένη κάμερα ενός φορητού υπολογιστή ή κινητού τηλεφώνου). Οι τεχνικές που παρουσιάζουμε χωρίζονται σε δύο μεγάλες κατηγορίες: α) αυτές που η κάμερα βρίσκεται από απόσταση και κατά κανόνα εξάγουν και επεξεργάζονται οπτικά χαρακτηριστικά από το πρόσωπο, και β) αυτές που χρησιμοποιούν κινητό τηλέφωνο και απαιτείται να τοποθετηθεί ένα δάκτυλο πάνω στην κάμερα. Και οι δύο κατηγορίες, πάντως, χαρακτηρίζονται από το ότι δεν απαιτούν εξειδικευμένο υλικό (hardware) και μπορούν να υλοποιηθούν με χρήση ανοικτού λογισμικού. Γίνεται προσπάθεια να καταγραφούν συστηματικά οι τεχνικές που έχουν προταθεί την τελευταία δεκαετία, ομαδοποιούνται σύμφωνα με τις παραπάνω κατηγορίες και τελικά, για κάθε μία από αυτές παρουσιάζεται ένα γενικό αλγοριθμικό μοντέλο που ακολουθείται. Ο δεύτερος στόχος είναι να υλοποιηθεί μία τεχνική και να αξιολογηθεί ως προς την ευχρηστία και την ακρίβειά της.

Το υπόλοιπο της εργασίας έχει την ακόλουθη δομή: Αρχικά, στο κεφάλαιο 2 παρουσιάζεται η φυσιολογία και η λειτουργία της καρδιάς με έμφαση στον ρόλο που έχει η καρδιά στην κυκλοφορία του αίματος και την ηλεκτρική δραστηριότητα της καρδιάς. Παρουσιάζονται οι έννοιες του καρδιακού παλμού και του καρδιακού ρυθμού, καθώς και μέθοδοι και συσκευές υπολογισμού του δεύτερου. Έπειτα, στο κεφάλαιο 3 εμβαθύνουμε στις τεχνικές του state-of-the-art που αποσκοπούν στη μέτρηση του καρδιακού ρυθμού με μη επεμβατικό, ανέπαφο τρόπο, χρησιμοποιώντας αποκλειστικά κάμερα. Στη συνέχεια, στο κεφάλαιο 4 παρουσιάζονται αναλυτικά τα βήματα της μεθοδολογίας που υλοποιήσαμε για τον υπολογισμό του καρδιακού ρυθμού και αναλύονται οι επιμέρους τεχνικές που χρησιμοποιήθηκαν για την υλοποίηση κάθε βήματος. Η αξιολόγηση της τεχνικής και της εμπειρίας χρήσης από πραγματικούς χρήστες παρουσιάζεται στο κεφάλαιο 5. Η εργασία ολοκληρώνεται με το κεφάλαιο 6 στο οποίο παρουσιάζονται τα συμπεράσματα που προέκυψαν καθώς και πιθανές μελλοντικές επεκτάσεις.

2. Η ΑΝΘΡΩΠΙΝΗ ΚΑΡΔΙΑ

Η καρδιά αποτελεί αναμφίβολα ένα από τα πιο σημαντικά όργανα του ανθρώπινου σώματος. Είναι υπεύθυνη για την κυκλοφορία του αίματος μέσω του οποίου μεταφέρεται οξυγόνο σε όλα τα κύτταρα του οργανισμού. Οποιαδήποτε δυσλειτουργία της καρδιάς ενδέχεται να επηρεάζει με πολλούς τρόπους συνολικά τον οργανισμό. Για το λόγο αυτό, κάθε ενδελεχής ιατρική εξέταση, ανάμεσα σε άλλα ελέγχει και τη σωστή λειτουργία της καρδιάς. Στο παρόν κεφάλαιο παρουσιάζεται η λειτουργία και η φυσιολογία της ανθρώπινης καρδιάς, η ηλεκτρική της δραστηριότητα, ο τρόπος με τον οποίο μετριέται ο καρδιακός ρυθμός, καθώς και διάφορες συσκευές μέσω των οποίων γίνεται η μέτρησή του.

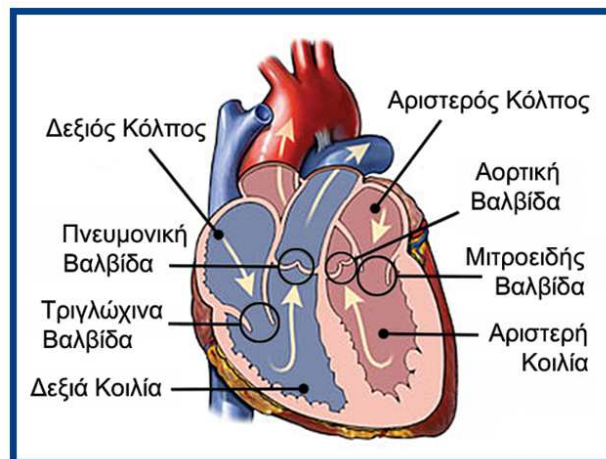
2.1 Φυσιολογία και Λειτουργία της Καρδιάς

Η καρδιά είναι ένα μυώδες όργανο το οποίο συστέλλεται και διαστέλλεται ασταμάτητα. Κατά τη λειτουργία της παράγεται ηλεκτρικό δυναμικό [68]. Έχει κωνοειδές σχήμα, το μέγεθος της είναι περίπου ίσο με τη γροθιά ενός ενήλικα και ποικίλλει ανάλογα με το φύλο, την ηλικία και το βάρος. Βρίσκεται πίσω από το στήρνο και περιβάλλεται εξωτερικά, από το περικάρδιο. Εσωτερικά αποτελείται από τέσσερις μυώδεις κοιλότητες, δύο μικρές που ονομάζονται κόλποι και δύο μεγαλύτερες που ονομάζονται κοιλίες. Οι πρώτες χωρίζονται με το μεσοκοιλιακό διάφραγμα σε δεξιό και αριστερό κόλπο ενώ οι δεύτερες χωρίζονται με το μεσοκοιλιακό διάφραγμα σε δεξιά και αριστερή κοιλία, αντίστοιχα.

Επικοινωνία υπό φυσιολογικές συνθήκες υπάρχει μόνο μεταξύ κοιλίας και κόλπου που βρίσκονται στην ίδια πλευρά. Η αριστερή πλευρά είναι αυτή που συλλέγει οξυγονωμένο αίμα από τους πνεύμονες και το διοχετεύει προς το σώμα, ενώ η δεξιά πλευρά συλλέγει αποοξυγονωμένο αίμα από το σώμα και το προωθεί στους πνεύμονες. Σημαντικό ρόλο στη διέλευση του αίματος προς μία μόνο κατεύθυνση και στην εμπόδιση της παλινδρόμησης του κατά την διάρκεια της καρδιακής συστολής, έχουν οι τέσσερις βαλβίδες. Αυτές αποτελούνται από μικρά και λεπτά μέρη ιστού, τις γλωχίνες, οι οποίες υποχρεώνουν το αίμα να κυλάει προς μία κατεύθυνση. Οι τέσσερις βαλβίδες είναι η τριγλώχινα, η πνευμονική, η μιτροειδής και η αορτική βαλβίδα. Τα μέρη της ανθρώπινης καρδιάς απεικονίζονται στο Σχήμα 2.1.

Το αίμα από την καρδιά ταξιδεύει σε όλα τα σημεία του σώματος μέσω των αιμοφόρων αγγείων. Υπάρχουν τρεις ομάδες αιμοφόρων αγγείων, οι αρτηρίες, οι φλέβες και τα τριχοειδή αγγεία. Οι πρώτες μεταφέρουν αίμα από την καρδιά προς τους ιστούς ενώ οι δεύτερες από τους ιστούς προς την καρδιά. Τα τριχοειδή αγγεία που έχουν μικρότερα τοιχώματα και μικρότερη διάμετρο σχηματίζουν ένα δίκτυο το οποίο ανταλλάσσει ουσίες μεταξύ αίματος και ιστών. Τα αιμοφόρα αγγεία του ανθρώπινου σώματος απεικονίζονται στο Σχήμα 2.2. Οι μεγάλες αρτηρίες που ξεκινούν από την καρδιά είναι η αορτή και η πνευμονική αρτηρία ενώ αυτές που επιστρέφουν στην καρδιά είναι οι άνω και κάτω κοίλη φλέβα καθώς και οι πνευμονικές φλέβες.

Η καρδιά είναι φτιαγμένη έτσι ώστε να ρυθμίζει τον καρδιακό ρυθμό ανάλογα με τις ανάγκες

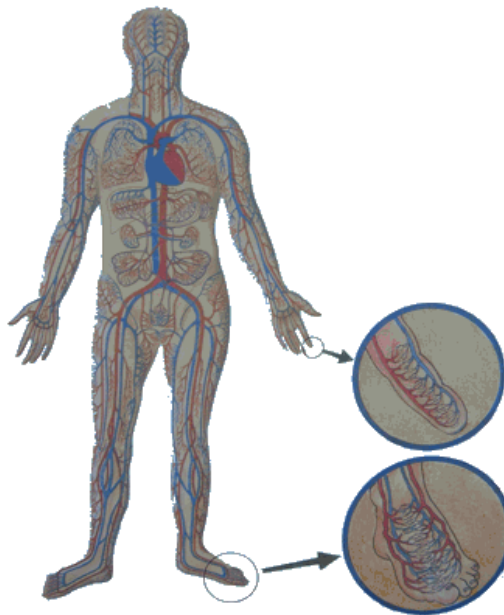


Σχήμα 2.1: Κόλποι, κοιλίες και βαλβίδες στην ανθρώπινη καρδιά.

κάθε ατόμου, αφού διαθέτει ένα 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 έχει το ρόλο μιας μυϊκής “αντλίας” που παίρνει αίμα από το φλεβικό σύστημα και το προωθεί στο αρτηριακό. Πιο συγκεκριμένα η διαδικασία έχει ως εξής, ο δεξιός κόλπος δέχεται φλεβικό αίμα μέσω της άνω και κάτω κοίλης φλέβας το οποίο προωθείται μέσω της τριγλώχινας βαλβίδας στη δεξιά κοιλία. Έπειτα το αίμα από εκεί, περνάει από την πνευμονική βαλβίδα, διοχετεύεται μέσω της πνευμονικής κυκλοφορίας στους πνεύμονες ώστε να υπάρξει μείωση του διοξειδίου του άνθρακα και αύξηση οξυγόνου μέσω εκπνοής – εισπνοής. Ο αριστερός κόλπος συλλέγει το οξυγονωμένο αίμα από τους πνεύμονες, περνά από την μιτροειδή βαλβίδα, καταλήγοντας στην αριστερή κοιλία. Το αίμα περνά από την αορτική βαλβίδα και καταλήγει στο υπόλοιπο σώμα μέσω των αρτηριών. Είναι προφανές ότι επειδή η κυκλοφορία του αίματος δεν σταματά ποτέ καθ’ όλη την διάρκεια της ζωής μας, η προαναφερθείσα διαδικασία επαναλαμβάνεται ακατάπαυστα. Ο τρόπος λειτουργίας της καρδιάς περιγράφεται σχηματικά στο Σχήμα 2.3.

Η καρδιά λειτουργεί χωρίς να απαιτείται κάποιο εξωτερικό ερέθισμα. Αυτό οφείλεται στο ερεθισματοαγωγό σύστημα της καρδιάς, το οποίο είναι υπεύθυνο για την προαναφερθείσα λειτουργία. Ρόλο φυσικού “βηματοδότη” παίζει ο φλεβοκόμβος, ο οποίος είναι υπεύθυνος για την παραγωγή του ερεθίσματος. Πρόκειται για μια ελλειψοειδή λωρίδα που αποτελείται από εξειδικευμένο μυϊκό ιστό και βρίσκεται στη συμβολή του δεξιού κόλπου και της άνω κοίλης φλέβας. Κάθε καρδιακός παλμός φυσιολογικά ξεκινά από το φλεβοκόμβο. Όλες οι μυϊκές ίνες που αποτελούν τον καρδιακό μυ αποτελούν ένα λειτουργικό σύνολο. Όταν κάποια από αυτές ερεθιστεί, το ερέθισμα εξαπλώνεται σταδιακά σε όλες τις υπόλοιπες. Η

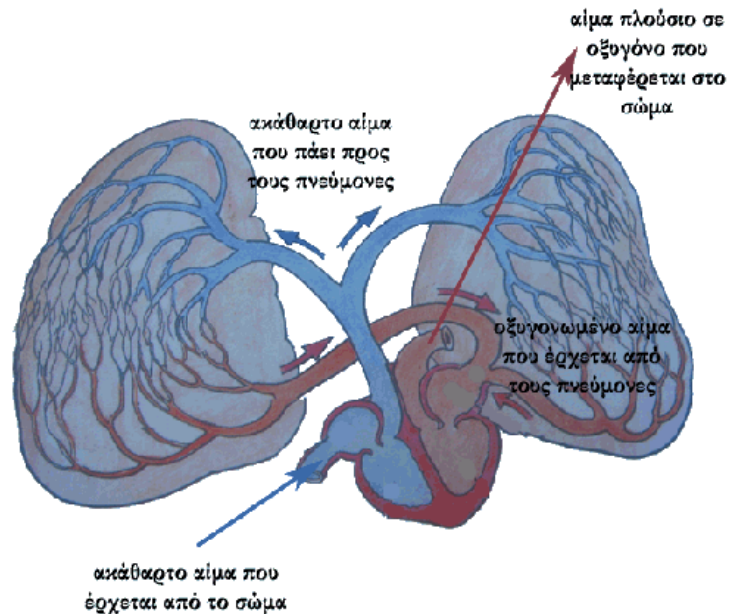


Σχήμα 2.2: Αιμοφόρα αγγεία στο ανθρώπινο σώμα. Οι φλέβες απεικονίζονται με μπλε χρώμα, οι αρτηρίες με κόκκινο, ενώ με σκούρο χρώμα τα τριχοειδή αγγεία.

οργάνωσή τους φροντίζει έτσι ώστε να μεταδίδεται με κατάλληλο συγχρονισμό το σήμα στους κόλπους και να επιτυγχάνεται, έτσι, η κολπική σύσπαση.

Το σημείο ηλεκτρικής σύνδεσης κόλπων και κοιλιών είναι ο κολποκοιλιακός κόμβος ο οποίος λειτουργεί σαν “πόρτα” ελέγχου του ηλεκτρικού σήματος. Αποτελείται από ένα σύμπλεγμα κυττάρων στο κέντρο της καρδιάς μεταξύ κόλπων και κοιλιών. Τα ηλεκτρικά σήματα από τους κόλπους, αφού έχουν περάσει από τον κολποκοιλιακό κόμβο, μεταφέρονται στις κοιλίες. Ο κολποκοιλιακός κόμβος συνδέεται με μια περιοχή που καλείται “δεμάτιο του His,” η οποία και αποτελεί τη συνέχειά του. Το ερέθισμα φτάνει σε αυτόν με μικρή καθυστέρηση και στη συνέχεια μεταδίδεται στις κοιλίες μέσω των ινών Purkinje, προκαλώντας τη συστολή τους. Ρόλος του δεματίου του His είναι να καθυστερεί τα ηλεκτρικά σήματα ώστε όταν αυτά φτάσουν στις κοιλίες, αυτές να έχουν προλάβει να γεμίσουν με αίμα πριν γίνει σύσπαση. Επίσης, οι ίνες Purkinje είναι φτιαγμένες έτσι ώστε η αγωγή να γίνεται ταχύτατα.

Πρέπει εδώ να σημειώσουμε ότι οι κόλποι είναι κατά κάποιο τρόπο “μονωμένοι” από τις κοιλίες με ινώδη συνδετικό ιστό, ο ρόλος του οποίου είναι να εμποδίζει τη μεταφορά σημάτων από τους κόλπους στις κοιλίες και αντίστροφα. Σε περίπτωση που ο ιστός αυτός διαπεραστεί, προκαλούνται καρδιακές αρρυθμίες. Τα παραπάνω αποτυπώνονται στο Σχήμα 2.4



Σχήμα 2.3: Τρόπος λειτουργίας της καρδιάς.

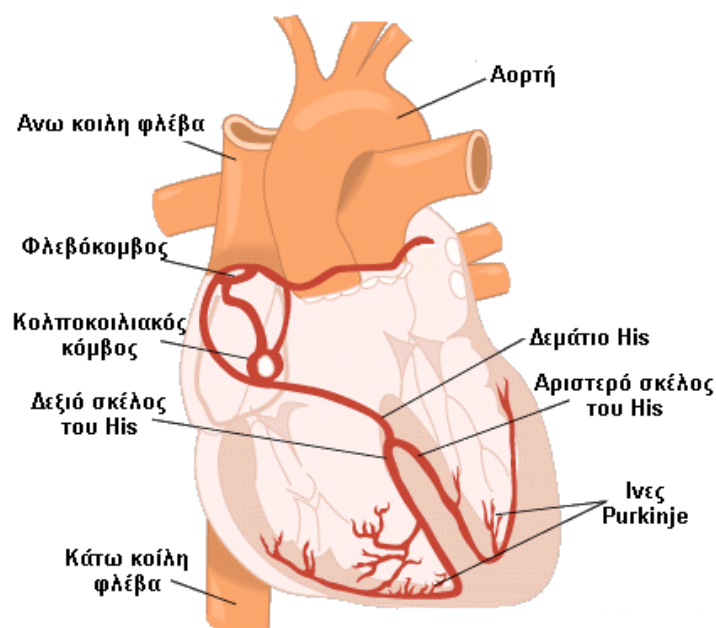
2.2 Σφυγμός και Μέτρηση Καρδιακού Ρυθμού

Ως “σφυγμός” ορίζεται το αίσθημα που δημιουργούν οι ρυθμικές κινήσεις των τοιχωμάτων των αρτηριών λόγω των συστολών της καρδιάς κατά την ψηλάφηση. Για τον προσδιορισμό του σφυγμού προτιμώνται περιοχές όπου περνούν οι μεγάλες αρτηρίες ώστε να μπορεί εύκολα κάποιος να τις εντοπίσει. Ο πιο απλός τρόπος να μετρήσουμε σφυγμούς, δηλαδή τον καρδιακό ρυθμό πάντα και παντού είναι αυτός με τα χέρια. Οι συνηθέστερες περιοχές που μπορεί να γίνει η μέτρηση είναι ο καρπός (κερκιδικός σφυγμός) (Σχήμα 2.5(i)), ο βραχίονας (βραχιόνιος σφυγμός) (Σχήμα 2.5(ii)) και λαιμός (καρωτιδικός σφυγμός) (Σχήμα 2.5(iii)). Άλλα σημεία μέτρησης είναι στην περιοχή του κρανίου, στη βουβωνική χώρα καθώς και πίσω από το γόνατο.

Η τυπική διαδικασία μέτρησης του καρδιακού ρυθμού μπορεί να χωριστεί στα εξής βήματα:

1. εντοπισμός παλμού με το δείκτη και το μέσο του ενός χεριού
2. μέτρηση παλμών για συγκεκριμένο χρόνο (6 sec) ξεκινώντας από το μηδέν
3. πρόσθεση μηδενικού στο αποτέλεσμα: π.χ. 12 $\Rightarrow$ 120 σφυγμοί ανά λεπτό

Σύμφωνα με το Αμερικάνικο Εθνικό Ινστιτούτο Υγείας, ο φυσιολογικός καρδιακός ρυθμός σε κατάσταση ηρεμίας διαφέρει ανάλογα με την ηλικία του ατόμου και το φύλο (κατά μέσο όρο οι γυναίκες έχουν περισσότερους σφυγμούς από τους άντρες). Πιο συγκεκριμένα οι σφυγμοί για ένα ενήλικο άτομο που βρίσκεται σε φάση ηρεμίας (δεν υπάρχει δηλαδή σωματική άσκηση ή ψυχικό στρες) κυμαίνεται από 60 έως 100 σφυγμούς το λεπτό. Στα παιδιά ο μέσος όρος καρδιακών παλμών σε κατάσταση ηρεμίας για τον πρώτο μήνα ζωής είναι από 70-190, από πρώτο έως ενδέκατο μήνα από 80-160, ένα με δύο χρόνων από 80-



Σχήμα 2.4: Οι περιοχές που εμπλέκονται στη μετάδοση ερεθίσματος στην καρδιά.

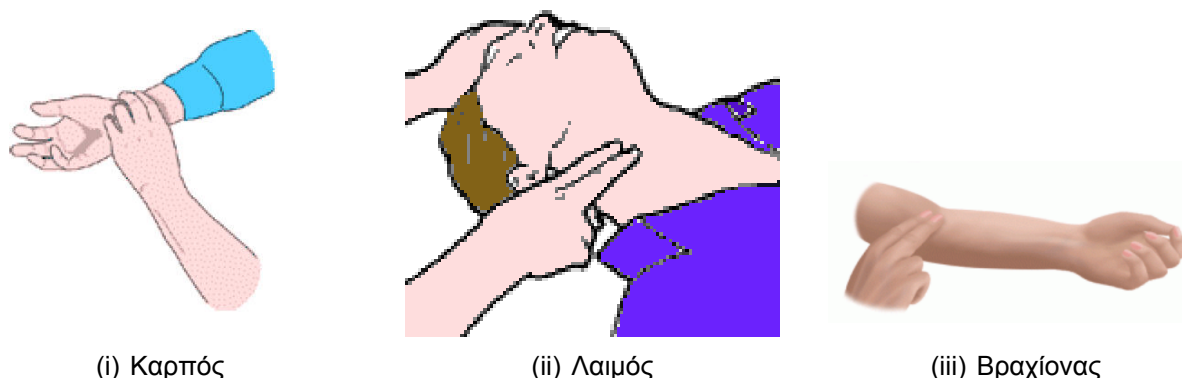
130, τριών με τεσσάρων χρόνων 80-120, πέντε με έξι χρόνων 75-115, επτά με εννιά από 70-110 και τέλος από δέκα χρόνων και πάνω από 60-100. Οι αθλητές σε κατάσταση ηρεμίας μπορεί να έχουν από 40-60 παλμούς το λεπτό. Τα προηγούμενα συνοψίζονται στον Πίνακα 2.1.

Υπό συνθήκες άσκησης οι καρδιακοί παλμοί ανεβαίνουν και το μέγιστο όριο παλμών κατά την Αμερικάνικη Ένωση για τον καρδιακό ρυθμό ορίζεται ως “ $220 - \text{ηλικία του ατόμου}$.” Για παράδειγμα για ένα άτομο 30 χρόνων το απόλυτο μέγιστο όριο παλμών/λεπτό είναι $220 - 30 = 190$.

Ο καρδιακός ρυθμός άνω των φυσιολογικών τιμών αναφέρεται ως ταχυκαρδία ενώ κάτω των φυσιολογικών καλείται ως βραδυκαρδία. Ένας παθολογικός καρδιακός ρυθμός συχνά

Πίνακας 2.1: Όρια φυσιολογικού καρδιακού ρυθμού του ανθρώπου, για διάφορες ηλικίες.

Ηλικία	Φυσιολογικοί παλμοί/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



(i) Καρπός

(ii) Λαιμός

(iii) Βραχίονας

Σχήμα 2.5: Συνηθέστερες περιοχές στις οποίες μπορεί να γίνει η μέτρηση του σφυγμού στον άνθρωπο.

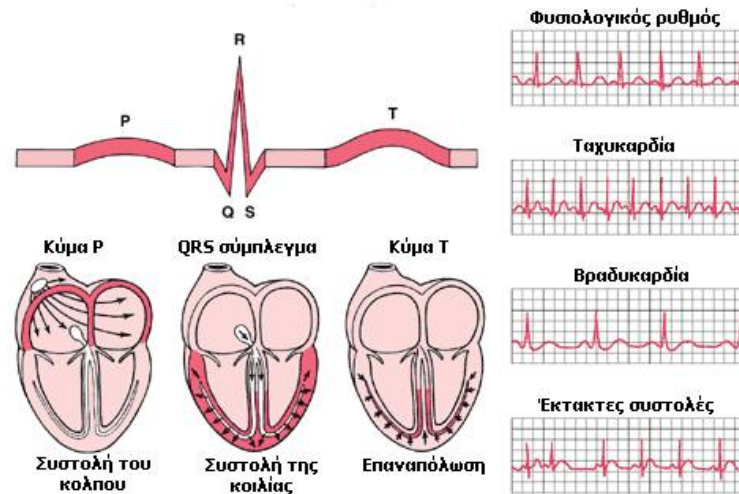
συνδέεται με τις ακόλουθες παθήσεις: καρδιοπάθειες, ανωμαλίες καρδιακής βαλβίδας, διαταραχές ηλεκτρολυτών στο αίμα (πχ χαμηλό επίπεδο καλίου). Το “αίσθημα” παλμών που ορισμένες φορές αισθανόμαστε δεν είναι πάντα παθολογικό και μπορεί να οφείλεται π.χ. σε άγχος, άσκηση, πυρετό, κάπνισμα κτλ.

2.3 Ηλεκτρική Δραστηριότητα της Καρδιάς και Ηλεκτροκαρδιογράφημα

Η αλυσιδωτή ηλεκτρική αντίδραση που αναφέραμε στην ενότητα 2.1 στην ουσία δεν είναι τίποτα άλλο, παρά ένα κύμα. Το κύμα αυτό προκαλεί ροές ιόντων, οι οποίες με τη σειρά τους προκαλούν ηλεκτρικά ρεύματα. Αυτά διατρέχουν τους ιστούς του σώματος και προκαλούν επαγωγή ηλεκτρικών δυναμικών στο δέρμα. Τα δυναμικά μεταξύ δύο σημείων που μπορούν να βρισκονται σε διάφορες θέσεις στην επιφάνεια του σώματος μπορούν να καταγραφούν στο ηλεκτροκαρδιογράφημα (ΗΚΓ). Το φυσιολογικό καρδιογράφημα αποτελείται από ένα έπαρμα (κύμα) P , ένα “σύμπλεγμα” QRS και ένα κύμα T . Το σύμπλεγμα QRS αποτελείται από τρία διαφορετικά κύματα το Q , το R και το S .

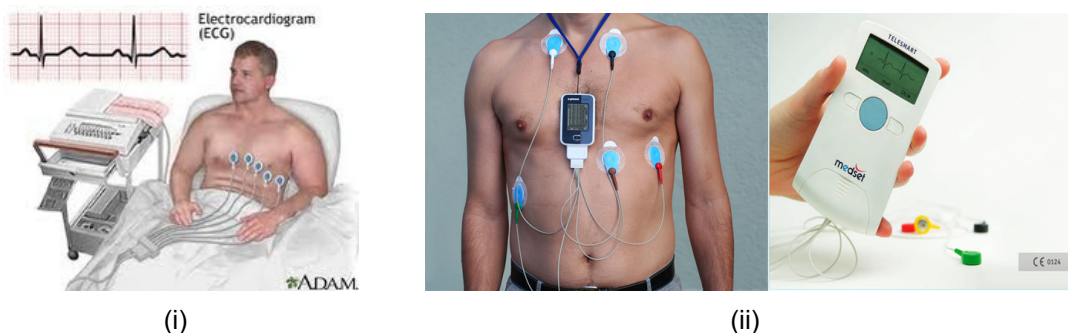
Πιο συγκεκριμένα, το κύμα P προκαλείται από ηλεκτρικά ρεύματα τα οποία παράγονται κατά την εκπόλωση των κόλπων πριν τη συστολή τους. Το σύμπλεγμα QRS προκαλείται από ηλεκτρικά ρεύματα τα οποία παράγονται κατά την εκπόλωση των κοιλιών πριν από την συστολή τους. Πιο αναλυτικά, το κύμα Q αντιστοιχεί στην έναρξη της διέγερσης των κοιλιών, το κύμα R στο μέγιστο διέγερσής τους και το κύμα S στη διέγερση της βάσης αυτών. Το κύμα T προκαλείται από ηλεκτρικά ρεύματα τα οποία παράγονται κατά την επαναπόλωση των κοιλιών. Κατά συνέπεια τα κύματα P, Q, R, S είναι κύματα εκπόλωσης σε αντίθεση με το κύμα T που είναι κύμα επαναπόλωσης. Στο Σχήμα 2.6 παρουσιάζεται ένας παλμός και τα P, Q, R, S, T σε αντιπαράθεση με τις αντίστοιχες κινήσεις της καρδιάς. Επίσης απεικονίζεται ένα παράδειγμα φυσιολογικού καρδιακού ρυθμού και τρεις περιπτώσεις μη φυσιολογικού. Η διαφορά στις κυματομορφές είναι παραπάνω από προφανής.

Το ΗΚΓ μπορεί να δώσει αρκετές πληροφορίες σχετικά με την καρδιακή λειτουργία. Μπο-



Σχήμα 2.6: Πάνω αριστερά: Ένας καρδιακός παλμός - διακρίνονται τα P, Q, R, S, T κύματα. Κάτω αριστερά: Οι κινήσεις της καρδιάς κατά P, Q, R, S, T κύματα. Δεξιά: διάφορες κυματομορφές ηλεκτροκαρδιογραφήματος.

ρεί να μετρήσει την καρδιακή συχνότητα, τον καρδιακό ρυθμό αλλά και να οδηγήσει σε συμπεράσματα για τη γενικότερη λειτουργία της καρδιάς όπως π.χ., τη διάγνωση εμφράγματος, μαρμαρυγής, αρρυθμιών κλπ. Οι παραπάνω μετρήσεις λαμβάνονται μέσω ενός ειδικού μηχανήματος που καλείται ηλεκτροκαρδιογράφος. Πρόκειται για ένα βολτόμετρο που καταγράφει τις διαφορές δυναμικού, στην επιφάνεια του δέρματος που προκύπτουν κατά την λειτουργία της καρδιάς, μέσω ηλεκτροδίων. Στην έξοδο του, το ηλεκτρικό βιοσήμα της καρδιάς έχει απαλλαχθεί από τυχόν παράσιτα και έχει ενισχυθεί όσο είναι εφικτό. Αποτελείται από μια κεντρική μονάδα και ένα καλώδιο το οποίο έχει τα ηλεκτρόδια που συνδέονται στον εξεταζόμενο. Τα ηλεκτρόδια μπορούν να συνδέονται στον θώρακα, στα χέρια και στα πόδια. Ανάλογα με την χρήση τους υπάρχουν μηχανήματα που έχουν σύστημα καταγραφής σε χαρτί (μιλιμετρέ) καθώς και άλλα που χρησιμοποιούνται π.χ., στην μονάδα εντατικής θεραπείας (ΜΕΘ) στα οποία οι μετρήσεις εμφανίζονται σε μια οθόνη. Υπάρχουν τόσο σταθερά (Σχήμα 2.7(i)) μηχανήματα όσο και φορητά (Σχήμα 2.7(ii)), τα οποία ο ίδιος ο ασθενής μεταφέρει πάνω του.



Σχήμα 2.7: Σταθερός (i) και φορητός (ii) ηλεκτροκαρδιογράφος.

Το ΗΚΓ θεωρείται ως το “χρυσό πρότυπο” (gold standard) για τη διάγνωση διάφορων νόσων και παθήσεων της καρδιάς. Ωστόσο, ο σχετικά μεγάλος αριθμός των ηλεκτροδίων (συνήθως 12) που απαιτούνται το καθιστούν ως μια σχετικά επεμβατική συσκευή, σε σύγκριση πάντα με αυτές που θα παρουσιαστούν στην ακόλουθη ενότητα. Επίσης είναι σημαντικά πιο επεμβατικό από τη μεθοδολογία μέτρησης από οπτικά χαρακτηριστικά με χρήση κάμερας που απαιτεί ελάχιστη ως καθόλου επαφή του ασθενούς με κάποια συσκευή (βλ. κεφάλαιο 3).

2.4 Άλλες Μέθοδοι Μέτρησης Καρδιακού Ρυθμού

Εκτός από τις κλασικές μεθόδους που αναφέρθηκαν, τα τελευταία χρόνια η τεχνολογία έχει προχωρήσει σημαντικά. Πλέον η μέτρηση του καρδιακού ρυθμού μπορεί να γίνει με χρήση πολλών συσκευών ορισμένες από τις οποίες διαθέτουν ιδιαίτερα προσιτό κόστος. Υπάρχει μάλιστα τα τελευταία χρόνια η τάση για την ενσωμάτωση αισθητήρων μέτρησης του καρδιακού ρυθμού σε καθημερινές συσκευές. Ακολουθώντας παρουσιάζουμε τις πιο διαδεδομένες εμπορικές συσκευές για τη μέτρηση του καρδιακού ρυθμού.

2.4.1 Οξύμετρο

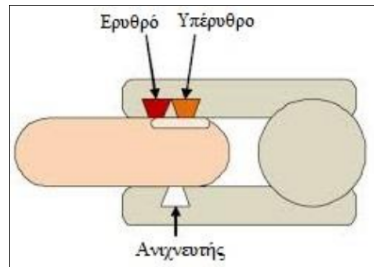
Η οξυμετρία είναι μια μη επεμβατική και ασφαλής μέθοδος μέτρησης του κορεσμού του αίματος σε οξυγόνο. Η μέτρηση γίνεται με το οξύμετρο το οποίο τοποθετείται σαν κλιπ σε κάποιο λεπτό μέρος του σώματος, όπως για παράδειγμα στην άκρη του δακτύλου (χεριού ή ποδιού) ή στο λοβό του αυτιού (Σχήμα 2.8). Το οξύμετρο ελέγχει έμμεσα τον κορεσμό οξυγόνου του αίματος του ασθενούς και μεταβολές του όγκου του αίματος στο δέρμα και δημιουργείται ένα γράφημα καμπύλης. Ταυτόχρονα, υπολογίζεται και ο καρδιακός ρυθμός με την ίδια λογική.



Σχήμα 2.8: Μέτρηση καρδιακού παλμού στην άκρη του δακτύλου με οξύμετρο.

Το οξύμετρο χρησιμοποιεί έναν αισθητήρα ο οποίος αποτελείται από μια πηγή φωτός, έναν ανιχνευτή φωτός και έναν μικροεπεξεργαστή. Πιο συγκεκριμένα δύο δίοδοι εκπέμπουν φως με διαφορετικά μήκη κύματος, το φως απορροφάται από τους ιστούς και εν

συνεχεία εκτιμάται το ποσό της απορρόφησης από τον ανιχνευτή. Η διάταξη αυτή αναπαρίσται στο Σχήμα 2.9.

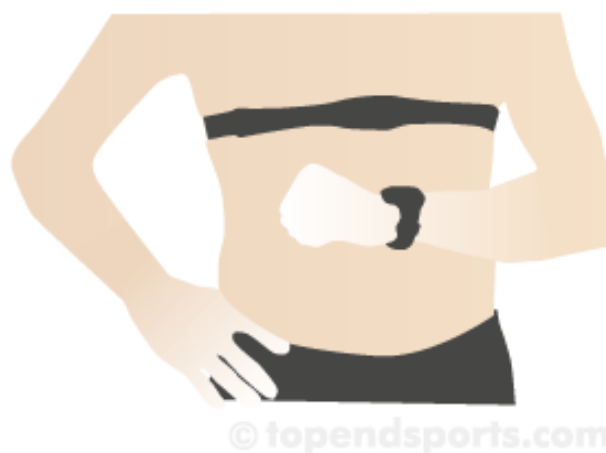


Σχήμα 2.9: Διάταξη διόδων ερυθρού και υπέρυθρου φωτός και ανιχνευτής ενός τυπικού οξύμετρου.

Όπως έχουμε ήδη αναφέρει, καθώς η καρδιά χτυπά, το αίμα μεταφέρεται στο σώμα. Κατά τη διάρκεια κάθε καρδιακού παλμού, το αίμα συμπιέζεται σε τριχοειδή αγγεία, ο όγκος των οποίων αυξάνεται ελαφρώς. Μεταξύ των καρδιακών παλμών, ο όγκος μειώνεται. Αυτή η αλλαγή στον όγκο επηρεάζει την ποσότητα φωτός (είτε του κόκκινου, είτε του υπέρυθρου) που απορροφάται από το δέρμα. Αν και αυτή η διακύμανση είναι πολύ μικρή, μπορεί να μετρηθεί μέσω του παλμικού οξύμετρου.

2.4.2 Επιστήθια Ζώνη Μέτρηση Σφυγμών

Είναι ένα όργανο μέτρησης των σφυγμών/λεπτό της καρδίας. Αποτελείται από μία ελαστική ζώνη που φοριέται κάτω από το στήθος και καταγράφει μέσω ειδικών αισθητήρων τους σφυγμούς του ασκούμενου. Έπειτα μεταδίδει την πληροφορία ασύρματα σε ένα ειδικό ρολόι που φοράει ο ασκούμενος στο χέρι του ή στην οθόνη του κινητού του τηλεφώνου. Στην οθόνη εμφανίζεται κάθε φορά η τρέχουσα τιμή του καρδιακού ρυθμού. Στο Σχήμα 2.10 απεικονίζεται ο τρόπος με τον οποίο φοριέται η ζώνη και η σωστή στάση μέτρησης του καρδιακού ρυθμού.



Σχήμα 2.10: Μέτρηση σφυγμών με χρήση επιστήθιας ζώνης.

2.4.3 Κορδέλα Μετώπου

Η συσκευή αυτή αποτελείται από μια κορδέλα που φοριέται σαν στεφάνι στο κεφάλι και ένα μικρό αισθητήρα που τοποθετείται στο μέτωπο προς την μεριά του κροτάφου. Λειτουργεί με μπαταρία και συνδέεται σε εφαρμογή μέσω έξυπνου κινητού τηλεφώνου. Στο Σχήμα 2.11 απεικονίζεται ο τρόπος με τον οποίο φοριέται η κορδέλα.



Σχήμα 2.11: Κορδέλα μετώπου για τη μέτρηση του καρδιακού ρυθμού.

2.4.4 Δακτυλίδι Μέτρησης Καρδιακού Ρυθμού

Είναι άλλος ένας χρήσιμος και μη επεμβατικός τρόπος μέτρησης καρδιακού ρυθμού. Πρόκειται για μια συσκευή που έχει το σχήμα δακτυλιδιού και διαθέτει σε πολλές περιπτώσεις οθόνη. Λειτουργεί με υπέρυθρους ενσωματωμένους αισθητήρες, είναι ελαφρύ, διακριτικό και δεν ενοχλεί κατά την άσκηση. Στο σχήμα 2.12 παρουσιάζονται 3 σχετικά εμπορικά προϊόντα, με (σχ. 2.12(i)) και χωρίς (σχ. 2.12(ii), 2.12(iii)). Σημειώνουμε ότι το δακτυλίδι του Σχήματος 2.12(iii) εκτός του καρδιακού ρυθμού είναι ικανό να μετράει επίσης τον ρυθμό αναπνοής, τη θερμοκρασία και την κίνηση του σώματος.



(i)



(ii)



(iii)

Σχήμα 2.12: Συνήθεις τύποι “δακτυλιδιών” που χρησιμοποιούνται για τη μέτρηση του καρδιακού ρυθμού.

2.4.5 Ακουστικά

Έχοντας ως κίνητρο τη συνήθεια πολλών ανθρώπων να ακούν μουσική κατά τη διάρκεια της άσκησης, τα τελευταία χρόνια έχουν κάνει την εμφάνισή τους πολλές συσκευές ακουστικών που διαθέτουν ενσωματωμένο αισθητήρα μέτρησης καρδιακού ρυθμού. Οι συσκευές αυτές συνήθως συνδέονται με κάποιο έξυπνο κινητό τηλέφωνο και μπορούν μέσω ακουστικών εντολών να προειδοποιούν το χρήστη όταν ο καρδιακός του ρυθμός ξεπεράσει το επιτρεπτό όριο. Ένα βασικό τους πλεονέκτημα είναι ότι πρόκειται για συσκευές που έτσι κι αλλιώς χρησιμοποιεί κάποιος, άρα αποτελούν ήδη μέρος της καθημερινότητάς του. Ορισμένες από αυτές είναι αδιάβροχες και απευθύνονται κυρίως σε κολυμβητές. Παρά τα πλεονεκτήματά τους, χρησιμοποιούνται λιγότερο σε σύγκριση με άλλες φορητές συσκευές λόγω της μειωμένης αξιοπιστίας. Αυτό συμβαίνει εξαιτίας της κίνησης, καθώς ενδέχεται να μην εφαρμόζουν σωστά στο αυτί και να παρέχουν λανθασμένες μετρήσεις. Στο Σχήμα 2.13 παρουσιάζονται 2 τύποι τέτοιου είδους ακουστικών.



(i)



(ii)

Σχήμα 2.13: Συνήθεις τύποι ακουστικών που ενσωματώνουν αισθητήρα για τη μέτρηση των καρδιακών παλμών.

2.4.6 Περιβραχιόνια και Ρολόγια

Επίσης, τα τελευταία χρόνια έχουν παρουσιαστεί αρκετές συσκευές με τη μορφή περιβραχιονίου. Φοριούνται στο βραχίονα του χρήστη, σαν βραχιόλι 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 ή την ποιότητα του ύπνου του και κρατούν σχετικά στατιστικά. Η λειτουργία αυτή έχει επίσης εμφανιστεί και σε “έξυπνα” ρολόγια. Ένα περιβραχιόνιο με δυνατότητα μέτρησης καρδιακού ρυθμού, καθώς και ένα έξυπνο ρολόι με αντίστοιχη δυνατότητα απεικονίζονται στο σχήμα 2.14

2.4.7 Χειρολαβές

Πολλά γυμναστικά όργανα, συνήθως ποδήλατα, διαθέτουν αισθητήρες μέτρησης του καρδιακού ρυθμού στις χειρολαβές (grips) από τις οποίες στηρίζεται ο χρήστης. Επίσης, υπάρ-



Σχήμα 2.14: Συσκευές που φοριούνται στο βραχίονα του χρήστη και διαθέτουν τη δυνατότητα μέτρησης των καρδιακών παλμών.

χουν και σε αυτόνομη μορφή. Αντιλαμβάνονται την ηλεκτρική δραστηριότητα που προέρχεται από την καρδιά, λειτουργούν, δηλαδή, σαν ηλεκτροκαρδιογράφοι. Μια σχετική συσκευή απεικονίζεται στο Σχήμα 2.15.



Σχήμα 2.15: Μέτρηση σφυγμών μέσω αισθητήρων τοποθετημένων σε χειρολαβές.

2.4.8 Ρούχα

Το σύνδρομο αιφνίδιου βρεφικού θανάτου (Sudden Infant Death Syndrome – SIDS) αφορά τον ξαφνικό και μη αναμενόμενο θάνατο ενός νεογέννητου, ηλικίας κάτω του ενός έτους και αποτελεί μια από τις κύριες αιτίες θανάτου σε νεογέννητα. Εξαιτίας αυτού, έχουν εμφανιστεί πολλές συσκευές, κυρίως με τη μορφή ρούχων, οι οποίες απευθύνονται σε γονείς προκειμένου να παρέχουν αδιάλειπτη παρακολούθηση νεογέννητων μωρών. Πέρα από τον καρδιακό ρυθμό, μετρούν και τη θερμοκρασία του σώματος. Προφανώς, αυτές οι συσκευές πρέπει να είναι ελαφριές και να παρέχουν τις μετρήσεις που λαμβάνουν με ασύρματο τρόπο, π.χ., σε μια συσκευή έξυπνου κινητού τηλεφώνου. Στο Σχήμα 2.16 απεικονίζονται τρεις τύποι τέτοιων συσκευών.



(i) κάλτσα



(ii) κορμάκι



(iii) βραχιόλι

Σχήμα 2.16: Διάφοροι τύποι φορετών συσκευών που χρησιμοποιούνται σε νεογέννητα και σε βρέφη για τη μέτρηση των καρδιακών παλμών.

Πίνακας 2.2: Οι συσκευές μέτρησης του καρδιακού ρυθμού που παρουσιάστηκαν σε αυτό το κεφάλαιο.

Συσκευή	Περιοχή	Κόστος (€)	Επεμβατικότητα
Οξύμετρο	δάκτυλο	20-1000	μεσαία/μεγάλη
Επιστήθια ζώνη	στέρνο	30-150	μεσαία
Κορδέλα μετώπου	μέτωπο	~100	μεσαία
Δαχτυλίδι	δάκτυλο	~250	μικρή
Ακουστικά	αυτί	~250	μικρή
Περιβραχιόνια	καρπός	15-200	μικρή
Έξυπνα ρολόγια	καρπός	20-600	μικρή
Χειρολαβές	παλάμη	~150	μικρή
Ρούχα	σώμα	250-300	μικρή
ΗΚΓ	σώμα	110-5000	μεγάλη

2.5 Σύνοψη

Στον Πίνακα 2.2 παρουσιάζεται η περιοχή μέτρησης, το κόστος και η επεμβατικότητα των συσκευών που παρουσιάστηκαν στο κεφάλαιο 2. Το κόστος είναι μια εκτίμηση, καθώς σε καμία περίπτωση δεν έγινε εξαντλητική έρευνα της αγοράς. Όσον αφορά την επεμβατικότητα, η περιγραφή που δόθηκε είναι σχετική. Ως “μεγάλη” χαρακτηρίσαμε αυτή του ΗΚΓ εξαιτίας του μεγάλου αριθμού των σημείων στα οποία τοποθετούνται τα ηλεκτρόδια, αλλά και την ύπαρξη της ειδικής γέλης που παρεμβάλλεται μεταξύ αυτών και του δέρματος. Ως “μικρή” χαρακτηρίσαμε την επεμβατικότητα συσκευών που χρησιμοποιούνται στην καθημερινότητα του ανθρώπου και απλά έχουν προστεθεί σε αυτές αισθητήρες, όπως π.χ., τα ρούχα, τα ρολόγια κλπ. Τέλος ως “μεσαία” χαρακτηρίσαμε την επεμβατικότητα της επιστήθιας ζώνης και της κορδέλας μετώπου, καθώς ασκούν πίεση και χρειάζονται κάποια περίοδο εξοικείωσης. Ιδιαίτερα για το οξύμετρο θεωρούμε ως μεσαία την επεμβατικότητά του όταν γίνεται μια στιγμιαία μέτρηση, ενώ μεγάλη όταν χρησιμοποιείται για μεγάλο χρονικό διάστημα εξαιτίας της πίεσης που ασκεί και της δυσφορίας που προκαλείται.

3. ΜΕΛΕΤΗ ΕΡΕΥΝΗΤΙΚΩΝ ΕΡΓΑΣΙΩΝ ΓΙΑ ΤΗ ΜΕΤΡΗΣΗ ΤΟΥ ΚΑΡΔΙΑΚΟΥ ΡΥΘΜΟΥ ΜΕ ΧΡΗΣΗ ΚΑΜΕΡΑΣ

Ο τρόπος μέσω του οποίου μετράται ο καρδιακός ρυθμός από τις συσκευές μέτρησης που παρουσιάσαμε στο κεφάλαιο 2 μπορεί κατά κάποιο τρόπο να χαρακτηριστεί “ελαφρώς” επεμβατικός. Αυτό σημαίνει ότι σε όλες τις περιπτώσεις απαιτείται τουλάχιστον επαφή της συσκευής με κάποιο σημείο του ανθρώπινου σώματος, ενδεχομένως και με περισσότερα. Το μειονέκτημα των μεθόδων αυτών, πέρα από το κόστος τους σε υλικό (hardware), αποτελεί το γεγονός ότι αυτός που τις χρησιμοποιεί, κατά κανόνα γνωρίζει ότι “παρακολουθείται.” Αυτό ενδέχεται κάποιες φορές να επηρεάζει την ποιότητα των μετρήσεων, καθώς όπως είναι γνωστό, πολλοί άνθρωποι (όχι κατ’ανάγκη ασθενείς) διακατέχονται από το σύνδρομο της “λευκής μπλούζας” [61] το οποίο εκδηλώνεται όταν αντικρίζουν το γιατρό τους ή όταν μετριέται η πίεση ή/και ο καρδιακός τους ρυθμός. Έτσι είναι πιθανό οι μετρήσεις να επηρεάζονται αρκετά συχνά. Όπως έχουμε ήδη αναφέρει στο κεφάλαιο 1, ο σκοπός αυτής της εργασίας είναι να κατασκευαστεί και να αξιολογηθεί ένα μη επεμβατικό σύστημα μέτρησης του καρδιακού ρυθμού με χρήση μιας τυπικής έγχρωμης κάμερας. Όπως θα δούμε στο παρόν κεφάλαιο, είναι εφικτό η μέτρηση του καρδιακού ρυθμού να γίνεται ακόμη και εν αγνοία των ασθενών. Για το λόγο αυτό, έχουν προταθεί πολλοί αλγόριθμοι που αποσκοπούν σε ανέπαφη μέτρηση του καρδιακού ρυθμού.

Στο παρόν κεφάλαιο επιχειρούμε να καταγράψουμε με συστηματικό τρόπο τις σχετικές ερευνητικές εργασίες που έχουν προταθεί την τελευταία δεκαετία, κατά την οποία έχουν γίνει ευρέως διαθέσιμες στο κοινό ψηφιακές κάμερες υψηλής ποιότητας. Επιπρόσθετα, οι κάμερες των κινητών τηλεφώνων έχουν πλησιάσει ή και ξεπεράσει σε ποιότητα αυτές των ηλεκτρονικών υπολογιστών. Έτσι πολλές ερευνητικές προσπάθειες στηρίζονται σε τέτοιου είδους υλικό και προτείνουν αλγόριθμους που μπορούν να τρέξουν σε απλούς προσωπικούς υπολογιστές ή σε φτηνά κινητά τηλέφωνα. Ο στόχος που μοιράζονται είναι η μη επεμβατική και με σχετικά μεγάλη ακρίβεια μέτρηση του καρδιακού ρυθμού. Οι εργασίες που παρουσιάζουμε χωρίζονται σε δύο μεγάλες κατηγορίες. Η πρώτη περιλαμβάνει τις μεθόδους στις οποίες η μέτρηση γίνεται από απόσταση, ανέπαφα, χρησιμοποιώντας το βίντεο που συλλαμβάνει μια κάμερα. Η δεύτερη κατηγορία περιλαμβάνει τεχνικές που χαρακτηρίζονται ως “φωτοπληθυσμογραφία” (Photoplethysmography – PPG). Στις περιπτώσεις που εντάσσονται σε αυτή την κατηγορία, η κάμερα έρχεται σε επαφή με το δέρμα, το οποίο και φωτίζεται από πηγή φωτός. Όπως είδαμε στο κεφάλαιο 2, αυτός ο τρόπος μέτρησης στηρίζεται στην παρατήρηση ότι το δέρμα εμφανίζει διαφορετική απορροφητικότητα του φωτός όταν οι φλέβες είναι “γεμάτες” με αίμα, σε σχέση με όταν είναι “άδειες.” Συνεπώς, η απορροφητικότητα αλλάζει κατά τη διάρκεια ενός καρδιακού παλμού. Στην περίπτωση μας δίνουμε έμφαση σε μετρήσεις που γίνονται με χρήση απλής κάμερας, συνήθως ενός κινητού τηλεφώνου. Η φωτεινή πηγή που φωτίζει την περιοχή που είναι υπό εξέταση είναι συνήθως το led του τηλεφώνου.

3.1 Κάμερα σε απόσταση από το υποκείμενο

Η πρώτη εργασία των Takano και Ohta [52] χρησιμοποίησε time-lapse ακολουθίες βίντεο με σκοπό να μετρηθούν ο καρδιακός ρυθμός, καθώς και ο ρυθμός αναπνοής. Μια κάμερα φωτογράφιζε συνεχώς μέρος του δέρματος του υποκειμένου και υπολογίζονταν οι αλλαγές στη μέση φωτεινότητα της περιοχής αυτής. Η επεξεργασία των δεδομένων που λαμβάνονταν περιλάμβανε την εξαγωγή πρώτης παραγώγου, ένα χαμηλοπερατό φίλτρο και αυτο-αναδρομική (auto-regressive) φασματική ανάλυση. Παρατηρήθηκε ότι προέκυπταν δύο διαφορετικές κυματομορφές, οι οποίες θεωρήθηκε ότι οφείλονταν στον αναπνευστικό και στον καρδιακό ρυθμό. Η πειραματική επεξεργασία των αποτελεσμάτων ανέδειξε την εγκυρότητα των θεωρήσεων αυτών και φάνηκε ότι οι τιμές που υπολογίστηκαν είχαν υψηλή συσχέτιση με αυτές που μετρήθηκαν με ιατρικά όργανα. Λίγα χρόνια μετά, η εργασία των Poh et al. [41], αποτέλεσε ίσως την απαρχή της έρευνας στο συγκεκριμένο επιστημονικό πεδίο και ενέπνευσε πλήθος άλλων εργασιών που παρουσιάστηκαν την τελευταία δεκαετία. Πιο συγκεκριμένα, οι Poh et al. αρχικά εντόπιζαν και παρακολουθούσαν το πρόσωπο. Από την περιοχή του προσώπου εξήγαγαν τα τρία χρωματικά κανάλια (R,G,B) για κάθε καρέ του βίντεο. Οι ακολουθίες αυτές κανονικοποιούνταν και απόσυντίθονταν με χρήση της μεθόδου Ανεξάρτητης Ανάλυσης Συνιστωσών (Independent Component Analysis - ICA) και επιλεγόταν η δεύτερη συνιστώσα με ευρετικό τρόπο. Σε αυτή εφαρμοζόταν γρήγορος μετασχηματισμός Fourier (Fast Fourier Transform – FFT) και προέκυπτε η φασματική ισχύς. Η συχνότητα με τη μεγαλύτερη ισχύ επιλεγόταν ως καρδιακός ρυθμός. Η τεχνική δοκιμάστηκε τόσο σε ηρεμία όσο και σε κίνηση του υποκειμένου και φάνηκε να επιτυγχάνει ικανοποιητική ακρίβεια και στις δύο περιπτώσεις. Οι συγγραφείς ακολούθως επέκτειναν την τεχνική τους [42] τόσο για τον αναπνευστικό ρυθμό, όσο και για τον δείκτη αυτόνομης καρδιακής δραστηριότητας HRV.

Οι πιο απλές ερευνητικές προσπάθειες, τυπικά κατασκευάζουν χρονοσειρές από κάποιες παρατηρήσεις που λαμβάνονται σχετικά με το οπτικό περιεχόμενο συνήθως του προσώπου των υποκειμένων. Έπειτα με σχετικά απλό και συνήθως ευρετικό τρόπο εξάγεται κάποια κυρίαρχη συχνότητα εντός αυτών, η οποία οφείλεται (άρα και ταιριάζει) στον καρδιακό ρυθμό. Έτσι, οι Yan et al. [63] επέλεξαν για τη μέτρησή τους την περιοχή του μετώπου. Από κάθε εικονοστοιχείο της περιοχής αυτής υπολόγιζαν το μέσο όρο με βάρη των τριών χρωματικών καναλιών. Το κάθε ένα από τα τρία εμπλεκόμενα βάρη προσδιορίζονταν από την απόσβεση που οφείλεται στην απορρόφηση και τη διασπορά του προσπίπτοντος φωτός. Μεγαλύτερο βάρος έδιναν στο G (πράσινο) κανάλι, ενώ μικρότερο στο B (μπλε) κανάλι. Έκαναν επεξεργασία του σήματος έντασης με χρήση wavelets για την απομάκρυνση του θορύβου, ακολούθως τον FFT του και τελικά η συχνότητα που αντιστοιχούσε στην υψηλότερη κορυφή (δηλαδή στη μεγαλύτερη ισχύ) επιλεγόταν ως ο καρδιακός ρυθμός. Οι Shao et al. [48] προσπαθούσαν να μεγιστοποιήσουν τα σήματα που λάμβαναν μέσω μιας κάμερας από το πάνω μέρος του ανθρώπινου σώματος, ελαχιστοποιώντας ταυτόχρονα το θόρυβο που προερχόταν από κινήσεις του σώματος. Μετρούσαν τον καρδιακό ρυθμό, αλλά επίσης και το ρυθμό αναπνοής και το χρόνο μετάβασης καρδιακών παλμών (cardiac pulse transit time - PTT), ο οποίος εν γένει σχετίζεται με την πίεση του αίματος. Όσον αφορά τον καρδιακό ρυθμό, χρησιμοποιούσαν FFT στη μέση τιμή της

έντασης όλων των εικονοστοιχείων του προσώπου. Οι Jiang et al. [20] χρησιμοποίησαν κάμερες κινητών τηλεφώνων και πρότειναν έναν αλγόριθμο που βασιζόταν στο φίλτρο Kalman. Από το πρόσωπο εξήγαγαν πληροφορία από το G (πράσινο) χρωματικό κανάλι. Ακολούθως έκαναν παρεμβολή του βίντεο σε ρυθμό 15 καρέ ανά δευτερόλεπτο (fps) και κανονικοποιούσαν το εξαχθέν σήμα. Με χρήση του φίλτρου Kalman εξομάλυναν το σήμα με σκοπό να ενισχύσουν τον καρδιακό παλμό, έπειτα εφαρμόζαν ένα ζωνοπερατό φίλτρο και ακολούθως εξήγαγαν τον καρδιακό ρυθμό με δύο τρόπους: είτε από τις κορυφές του σήματος, στο πεδίο του χρόνου, είτε με χρήση του περιοδογράμματος (periodogram) Lomb [31], το οποίο και εμφάνισε μεγαλύτερη ακρίβεια.

Ωστόσο, πολλές φορές κατασκευάζονται πολλές χρονοσειρές, όπως αυτές που αναφέρθηκαν παραπάνω. Επίσης, καθώς αυτές “μεταφέρουν” πληροφορία η οποία δεν οφείλεται μόνο στον καρδιακό ρυθμό, αλλά σε διάφορες ακόμη πηγές, ακολουθείται μια προσέγγιση “διαχωρισμού” των σημάτων σε επιμέρους συστατικά. Στην πράξη, αυτό πραγματοποιείται με τεχνικές όπως η Ανάλυση Πρωτογενών Συνιστωσών (Principal Component Analysis – PCA) [22], η Ανάλυση Ανεξαρτήτων Διανυσμάτων (Independent Vector Analysis – IVA) [25], η Ανάλυση Ανεξαρτήτων Συνιστωσών (Independent Component Analysis – ICA) [11], καθώς και ο αλγόριθμος Τυφλής Ταυτοποίησης στατιστικών Δεύτερης Τάξης (Second-Order Blind Identification – SOBI) [6].

Οι Balakrishnan et al. [4] χρησιμοποίησαν κάμερα υψηλής ανάλυσης και υπολόγισαν τον καρδιακό ρυθμό από βίντεο προσώπου. Η μεθοδολογία τους βασίστηκε στο ότι οι ταλαντώσεις του προσώπου όταν ένα άτομο “προσπαθεί” να μείνει ακίνητο “ακολουθούν” τις συχνότητες του καρδιακού ρυθμού. Για το σκοπό αυτό εξήγαγαν και παρακολούθησαν σημεία ενδιαφέροντος από προκαθορισμένες περιοχές του προσώπου. Χρησιμοποίησαν την κίνηση των σημείων κατά των άξονα y και έπειτα από χρονικό φιλτράρισμα, PCA και FFT, επέλεξαν με χρήση ευρετικών κριτηρίων την πιο ισχυρή συχνότητα. Σημειώνουμε εδώ, ότι η παρούσα Εργασία βασίζεται στη δουλειά των Balakrishnan et al. και λεπτομέρειες της μεθόδου παρουσιάζονται αναλυτικά στο Κεφάλαιο 4. Η εργασία αυτή επεκτάθηκε και από τους Irani et al. [19], οι οποίοι αντικατέστησαν τον FFT με διακριτό μετασχηματισμό συνημιτόνου (Discrete Cosine Transform – DCT) και πριν το χρονικό φιλτράρισμα πρόσθεσαν και ένα στάδιο χωρικού φιλτραρίσματος με χρήση φίλτρου μέσου όρου. Οι Guo et al. [15] πρότειναν μια προσέγγιση για την ανέπαφη μέτρηση του καρδιακού ρυθμού των οδηγών αυτοκινήτων με χρήση βίντεο. Η μέθοδός τους χρησιμοποίησε σημεία ορόσημα (landmarks) στο πρόσωπο και έπειτα το χώριζε σε 7 περιοχές. Από κάθε περιοχή εξήγαγε τις RGB εντάσεις ως προς το χρόνο. Στη συνέχεια εφαρμόζαν IVA, προκειμένου να εξάγουν τα ανεξάρτητα συστατικά. Έπειτα και με χρήση του αλγορίθμου κανονικοποιημένων τομών (Normalized Cut) [49], επέλεγαν τη συστάδα που περιείχε τα περισσότερα ανεξάρτητα συστατικά, τα οποία και ακολούθως επέλεγαν για περαιτέρω ανάλυση. Έπειτα από ένα ευρετικό βήμα, εξήγαγαν τον καρδιακό ρυθμό από μια κυματομορφή που προέκυπτε από συνδυασμό των συστατικών. Η τεχνική τους αξιολογήθηκε σε βίντεο με διαφορετικές συνθήκες φωτισμού, διαφορετικές πόζες και κινήσεις των υποκειμένων.

Οι Kwon et al. [26] χρησιμοποίησαν κάμερες κινητών τηλεφώνων, προτείνοντας έναν αλγόριθμο που βασίζεται στην ICA. Εξήγαγαν την περιοχή του προσώπου και στη συνέχεια τις RGB εντάσεις ως προς το χρόνο. Από το δεύτερο ανεξάρτητο συστατικό και έπειτα

από FFT, υπολόγισαν τον καρδιακό ρυθμό. Η τεχνική τους αξιολογήθηκε σε βίντεο εσωτερικού χώρου που είχαν ληφθεί μέσω κινητών τηλεφώνων και με χρήση αποκλειστικά εξωτερικού φωτισμού, ενώ οι χρήστες παρέμεναν ακίνητοι. Με παρόμοιο τρόπο, οι Zhang et al. [65, 66] ανιχνεύσαν το πρόσωπο, εξήγαγαν τα τρία χρωματικά κανάλια ανεξάρτητα και έπειτα από εφαρμογή ICA, επέλεξαν ευρετικά το δεύτερο συστατικό σήμα που προέκυπτε. Έπειτα από εφαρμογή ζωνοπερατού φίλτρου και ακολούθως FFT, επέλεξαν τη συχνότητα με τη μεγαλύτερη ισχύ. Επίσης, οι Qi et al. [43] επέλεξαν 4 περιοχές του προσώπου, με βάση ορόσημα που εξήγαγαν. Από κάθε μία από αυτές, υπολόγιζαν τη μέση RGB τιμή όλων των εικονοστοιχείων, για κάθε καρέ. Κατασκεύαζαν έτσι 12 σήματα ($4 \text{ περιοχές} \times 3 \text{ κανάλια}$), τα οποία και θεωρούσαν ως συσχετισμένες πηγές πληροφορίας. Έπειτα από ICA, εφάρμοζαν συσταδοποίηση στο χώρο των συχνοτήτων (έπειτα από εφαρμογή FFT σε κάθε πηγή ξεχωριστά), για όλες τις πηγές, με χρήση του αλγορίθμου των κανονικοποιημένων τομών. Θεώρησαν ότι η πληροφορία που σχετίζεται με τον καρδιακό ρυθμό περιέχεται στη μεγαλύτερη συστάδα. Έπειτα από ανίχνευση κορυφών, επέλεξαν την κορυφή με τη μεγαλύτερη ισχύ.

Σε κάποιες περιπτώσεις, οι προαναφερθείσες τεχνικές εφαρμόζονται ως διακριτά βήματα της ίδιας μεθοδολογίας. Έτσι, οι Lewandowska και Nowak [27] αρχικά εξήγαγαν το πρόσωπο, αλλά και μια ορθογώνια περιοχή από το μέτωπο. Η ανάλυσή τους εφαρμόστηκε στους συνδυασμούς των RGB καναλιών ανά δύο ή και στα τρία, συνολικά. Χρησιμοποίησαν ICA και PCA και έπειτα από την επιλογή σήματος με ευρετικό τρόπο χρησιμοποίησαν δύο μεθόδους για την εξαγωγή του καρδιακού ρυθμού: ανάλυση κορυφών του σήματος και ανάλυση του συχνοτικού του περιεχομένου. Παρόμοια, οι Wedekind et al. [58] εξήγαγαν επικαλυπτόμενες τετραγωνικές περιοχές από το πρόσωπο των υποκειμένων. Από κάθε μία από αυτές χρησιμοποίησαν και τα τρία χρωματικά κανάλια. Έπειτα από ζωνοπερατό φιλτράρισμα, επέλεξαν τελικά την περιοχή που εμφάνιζε το ισχυρότερο σηματοθορυβικό λόγο (SNR) εντός του συχνοτικού πεδίου στο οποίο εντοπίζεται ο καρδιακός ρυθμός. Στη συνέχεια εφάρμοσαν PCA και ICA. Το συστατικό που χρησιμοποίησαν για τον υπολογισμό του καρδιακού ρυθμού επιλέχθηκε με μη αυτόματο τρόπο. Οι Rahman et al. [46, 45] χρησιμοποίησαν βίντεο από απλές web κάμερες και εικόνες προσώπου. Υλοποίησαν και συνέκριναν τρεις διαφορετικές μεθόδους: α) μέση τιμή και των τριών χρωματικών καναλιών και FFT, β) εφαρμογή ICA σε κάθε ένα από τα κανάλια, τα οποία και θεώρησαν ως ανεξάρτητες πηγές πληροφορίας και χρήση του αλγορίθμου JADE [9] και γ) εφαρμογή κατά τον ίδιο τρόπο PCA. Διαφάνηκε ότι η εφαρμογή της PCA οδήγησε στα καλύτερα αποτελέσματα.

Οι Wei et al. [59] επέλεξαν δύο περιοχές του προσώπου και από αυτές εξήγαγαν τη χρωματική πληροφορία και των τριών χρωματικών καναλιών, κατασκευάζοντας έτσι 6 σήματα. Εφάρμοσαν κανονικοποίηση και χρονικό φιλτράρισμα και προκειμένου να επιλέξουν τα υποψήφια συστατικά από το οποία θα εξαχθεί ο καρδιακός ρυθμός, χρησιμοποίησαν SOBI. Έπειτα από ζωνοπερατό φιλτράρισμα και συσταδοποίηση, κράτησαν τελικά το συστατικό με την υψηλότερη τιμή της φασματικής κύρτωσης και από αυτό εξήγαγαν τον καρδιακό ρυθμό ως τη συχνότητα με την υψηλότερη ισχύ. Παρόμοια ήταν και η προσέγγιση των Zhang et al. [64], οι οποίοι δούλεψαν με περισσότερες μεγαλύτερες και επικαλυπτόμενες περιοχές του προσώπου.

Είναι μάλλον προφανές ότι οι κινήσεις του προσώπου που οφείλονται στην κυκλοφορία του αίματος αλλά και οι μεταβολές των οπτικών του χαρακτηριστικών (π.χ., του χρώματος) είναι αρκετά μικρές, ώστε δύσκολα να μπορούν να παρατηρηθούν από το μάτι. Έτσι ορισμένες ερευνητικές προσπάθειες αξιοποίησαν τον αλγόριθμο Eulerian Video Magnification (EVM) [62], ο οποίος μπορεί να μετατρέψει ένα αρχείο βίντεο στις συχνότητες κίνησης και στα χρώματα που αυτό περιέχει, αλλά μεγεθυμένα. Έτσι, οι He et al. [18] χρησιμοποίησαν τον EVM προκειμένου να “ενισχύσουν” τις χρωματικές διαφορές στην περιοχή του λαιμού και του καρπού των υποκειμένων, οι οποίες οφείλονται στον καρδιακό ρυθμό, ο οποίος και τελικά υπολογίστηκε με βάση τη διαφορά μεταξύ δύο διαδοχικών κορυφών της χρωματικής έντασης. Αντίθετα, οι Al-Naji και Chahl [1] επιδίωξαν να μεγεθύνουν την κίνηση που προκαλείται εξαιτίας των καρδιακών παλμών. Για το σκοπό αυτό, αρχικά χρησιμοποίησαν wavelets για την αποσύνθεση της κίνησης και φίλτρο Chebyshev για την υλοποίηση μιας παραλλαγής του EVM. Στη συνέχεια εξήγαγαν την κίνηση από το άνω μέρος του κεφαλιού και έπειτα από επεξεργασία για τη βελτίωση της αντίθεσης της εικόνας και μορφολογικό φιλτράρισμα επέλεξαν τις περιοχές από τις οποίες στη συνέχεια υπολόγισαν τον καρδιακό ρυθμό με χρήση ενός ευρετικού αλγορίθμου.

Το πρόβλημα της κίνησης των υποκειμένων κατά τη διαδικασία της μέτρησης αποτέλεσε αφορμή για διάφορες ερευνητικές προσπάθειες που στόχευσαν στην αντιστάθμιση ή την απαλοιφή της. Έτσι, οι Sun et al. [50] χρησιμοποίησαν μια μονοχρωματική κάμερα, η οποία εστίαζε είτε στο χέρι, είτε στο πρόσωπο του υποκειμένου. Αρχικά, έκαναν επεξεργασία των εικόνων ώστε να μειωθεί η πληροφορία που αυτές περιέχουν με μείωση της ανάλυσής τους και με σκοπό την απομάκρυνση θορύβου. Αυτό υλοποιήθηκε με “ένωση” των εικονοστοιχείων σε “παράθυρα,” καθένα από τα οποία οδήγησε στον υπολογισμό μιας κυματομορφής. Στη συνέχεια πραγματοποίησαν φιλτράρισμα με ζωνοπερατό φίλτρο και ο καρδιακός ρυθμός προέκυψε έπειτα από χρήση της μεθόδου JFTA [44]. Προκειμένου να εφαρμόσουν την τεχνική τους και σε υποκείμενα που κινούνται π.χ., κατά την εκτέλεση κάποιας γυμναστικής άσκησης, έκαναν ταίριασμα ενός καρέ με το προηγούμενο μέσω ετεροσυσχέτισης, και έτσι πέτυχαν αντιστάθμιση της κίνησης. Οι Li et al. [29] αρχικά εξήγαγαν μια περιοχή ενδιαφέροντος εντός του κεφαλιού χρησιμοποιώντας την τεχνική Discriminative Response Map Fitting (DRMF) [2] προκειμένου να εξάγουν τα ορόσημα του προσώπου. Έπειτα, παρακολουθούσαν την περιοχή με χρήση του KLT και εξάγαν τη μέση τιμή του G (πράσινου) καναλιού της περιοχής σε κάθε καρέ. Ο ρυθμός μεταβολής της μέσης τιμής θεωρούσαν ότι αντιστοιχεί στον καρδιακό ρυθμό. Έπειτα, χρησιμοποίησαν τη μέθοδο Distance Regularized Level Set Evolution (DRLSE) [28] για να μειώσουν τις παρεμβολές που προκαλούνται από παραλλαγές του φωτισμού. Τέλος, χρησιμοποίησαν ένα κανονικοποιημένο φίλτρο ελάχιστων τετραγώνων για να μειώσουν τις παρεμβολές που προκαλούνται από τις μη-άκαμπτες (non-rigid) κινήσεις, καθώς και διάφορα χρονικά φίλτρα, προκειμένου να απομακρύνουν τις συχνότητες που βρίσκονται εκτός των ορίων του καρδιακού ρυθμού. Η μέθοδός τους απέδιδε ικανοποιητικά ακόμη και στην περίπτωση ύπαρξης “θορύβου” από μη-άκαμπτες κινήσεις.

Οι McDuff et al. [35] επεδίωξαν να εκμεταλλευτούν πιο πλούσια χρωματική πληροφορία. Έτσι, χρησιμοποίησαν μια κάμερα με πέντε χρωματικά κανάλια, η οποία εκτός από τα παραδοσιακά R,G,B, διέθετε και C (Cyan - Κυανό), O (Orange - Πορτοκάλι). Στη μελέτη τους

τα υποκείμενα βρίσκονταν είτε σε ήρεμη στάση, είτε σε “γνωσιακό στρες” (προσπαθούσαν δηλαδή να εκτελέσουν με το μυαλό τους απλές μαθηματικές πράξεις σε σύντομο χρόνο). Αρχικά επιλέγονταν περιοχές-ορόσημα του προσώπου. Από αυτές επιλεγόταν ακολούθως μια περιοχή του μετώπου, καθώς και μια περιοχή που περιλάμβανε το κάτω μισό του προσώπου. Εξάγονταν οι μεταβολές της έντασης ανά χρωματικό κανάλι και εφαρμόζονταν ICA έπειτα από ζωνοπερατό φιλτράρισμα. Το κατάλληλο σήμα επιλεγόταν στη συνέχεια έπειτα από FFT με ευρετικό τρόπο, ως αυτό που εμφάνιζε τη μέγιστη ισχύ του στο διάστημα που θεωρείται ότι περιλαμβάνεται ο καρδιακός ρυθμός. Τα αποτελέσματα της μελέτης αυτής έδειξαν ότι ο βέλτιστος συνδυασμός περιλάμβανε τα κανάλια G,C,O. Σε επέκταση της εργασίας αυτής [16], χρησιμοποίησαν RGB κάμερα σε συνδυασμό με μονοχρωματική και με θερμική. Ο πρωτότυπος συνδυασμός των τριών αυτών καμερών οδήγησε σε περαιτέρω βελτίωση της ακρίβειας της προηγούμενης τεχνικής. Οι Zhao et al. [67] επιδίωξαν να μετρήσουν τον καρδιακό ρυθμό με χρήση κάμερας τόσο τη μέρα, όσο και τη νύχτα. Για το σκοπό αυτό χρησιμοποίησαν μια κάμερα η οποία ήταν ευαίσθητη τόσο στο ορατό φως, όσο και στο κοντινό υπέρυθρο (near infrared). Για την πρώτη περίπτωση αρκέστηκαν σε τυπικό φως περιβάλλοντος, ενώ για τη δεύτερη σε φως που εκπέμποταν από ειδικό LED. Για τη μοντελοποίηση των παρατηρήσεων που λάμβαναν από περιοχές του προσώπου χρησιμοποιούσαν διανύσματα καθυστέρησης (delay vectors). Χρησιμοποίησαν και τις τρεις χρωματικές συνιστώσες και προκειμένου να πάρουν το καλύτερο σήμα, έκαναν χρήση της ICA. Το σήμα που επιλεγόταν από τη διαδικασία αυτή εξομαλυνόταν με χρήση ενός κινούμενου φίλτρου μέσου όρου (moving average filter) και έπειτα από FFT γινόταν επιλογή της συχνότητας με τη μεγαλύτερη ισχύ, η οποία και αποτελούσε τον εκτιμώμενο καρδιακό ρυθμό.

Στο σημείο αυτό θεωρούμε σκόπιμο να δώσουμε έμφαση σε ερευνητικές προσπάθειες που παρόλο που αποτελούν παραλλαγές που μπορούν να ενταχθούν σε κάποια από τις παραπάνω περιπτώσεις, διερευνούν διάφορες άλλες πτυχές του προβλήματος. Έτσι, για παράδειγμα, οι Blackford και Estep [8] διερεύνησαν τη χρήση πολλαπλών καμερών. Χρησιμοποίησαν 3 εμπορικές κάμερες υψηλής ανάλυσης (high-definition) και ελεγχόμενο περιβάλλον με ιδανικές συνθήκες φωτισμού (πηγές φωτισμού που χρησιμοποιούνται σε επαγγελματικά studio και ουδέτερο παρασκήνιο (background)). Η μία κάμερα ήταν τοποθετημένη απέναντι από το υποκείμενο, ενώ οι άλλες δύο υπό γωνία. Από κάθε ένα χρωματικό κανάλι υπολόγισαν τη μέση χρωματική τιμή ανά καρέ και κατασκεύασαν μια χρονοσειρά για κάθε κάμερα, η οποία και στη συνέχεια κανονικοποιήθηκε και φιλτραρίστηκε από ζωνοπερατό φίλτρο. Έπειτα χρησιμοποίησαν ICA και ξανά ζωνοπερατό φιλτράρισμα στα συστατικά που προέκυψαν. Επέλεξαν αυτό που εμφάνιζε μεγαλύτερη ισχύ στο πεδίο των συχνοτήτων και τελικά υπολόγισαν από αυτό τον καρδιακό ρυθμό με χρήση περιοδογράμματος. Σε επέκταση της εργασίας τους που παρουσιάστηκε προηγουμένως ([50]), οι Sun et al. [51] διερεύνησαν αφενός τη διαφορά στην ακρίβεια που επιτυγχάνεται μέσω μιας κάμερας υψηλού κόστους σε σχέση με μια χαμηλού κόστους, καθώς και την επίδραση του περιβάλλοντος φωτός. Τα αποτελέσματά τους έδειξαν ότι η διαφορά στην τιμή της κάμερας δεν αντανakλάται και σε αντίστοιχη διαφορά στην ακρίβεια. Επίσης, το περιβάλλον φως φάνηκε τελικά ότι έχει μικρή επίδραση στην ακρίβεια που επιτυγχάνεται.

Στον Πίνακα 3.1 συνοψίζουμε τις ερευνητικές προσπάθειες που παρουσιάσαμε στην ενό-

τητα 3.1, δίνοντας έμφαση στη χρωματική πληροφορία που εξάγεται, την περιοχή από την οποία γίνεται η εξαγωγή της, τους αλγόριθμους επεξεργασίας και επιλογής σήματος που χρησιμοποιούνται, τη μεθοδολογία αξιολόγησης και επαλήθευσης που ακολουθείται και την ακρίβεια που αναφέρεται. Τα βήματα που ακολουθούν οι τεχνικές αυτές μπορούν να συνοψιστούν στο διάγραμμα του Σχήματος 3.1.

3.2 Τεχνικές φωτοπληθυσμογραφίας

Οι τεχνικές που εμπνέονται από την παραδοσιακή φωτοπληθυσμογραφία συνήθως χρησιμοποιούν την κάμερα κινητών τηλεφώνων προκειμένου να μετρήσουν τον καρδιακό ρυθμό από το δάκτυλο του υποκειμένου. Το δάκτυλο πρέπει να τοποθετείται κατά τέτοιο τρόπο ώστε να φωτίζεται από το led του τηλεφώνου που παίζει το ρόλο του φλας (Βλ. Σχήμα 5.2). Οι αλγόριθμοι που εφαρμόζονται στην περίπτωση αυτή αποτελούν απλούστερες παραλλαγές αυτών που αναφέρθηκαν στην προηγούμενη ενότητα, καθώς συνήθως απαιτείται να μπορούν να τρέξουν σε σχεδόν πραγματικό χρόνο σε κινητά τηλέφωνα, των οποίων εν γένει η υπολογιστική ισχύς είναι περιορισμένη σε σχέση με τους τυπικούς προσωπικούς υπολογιστές.

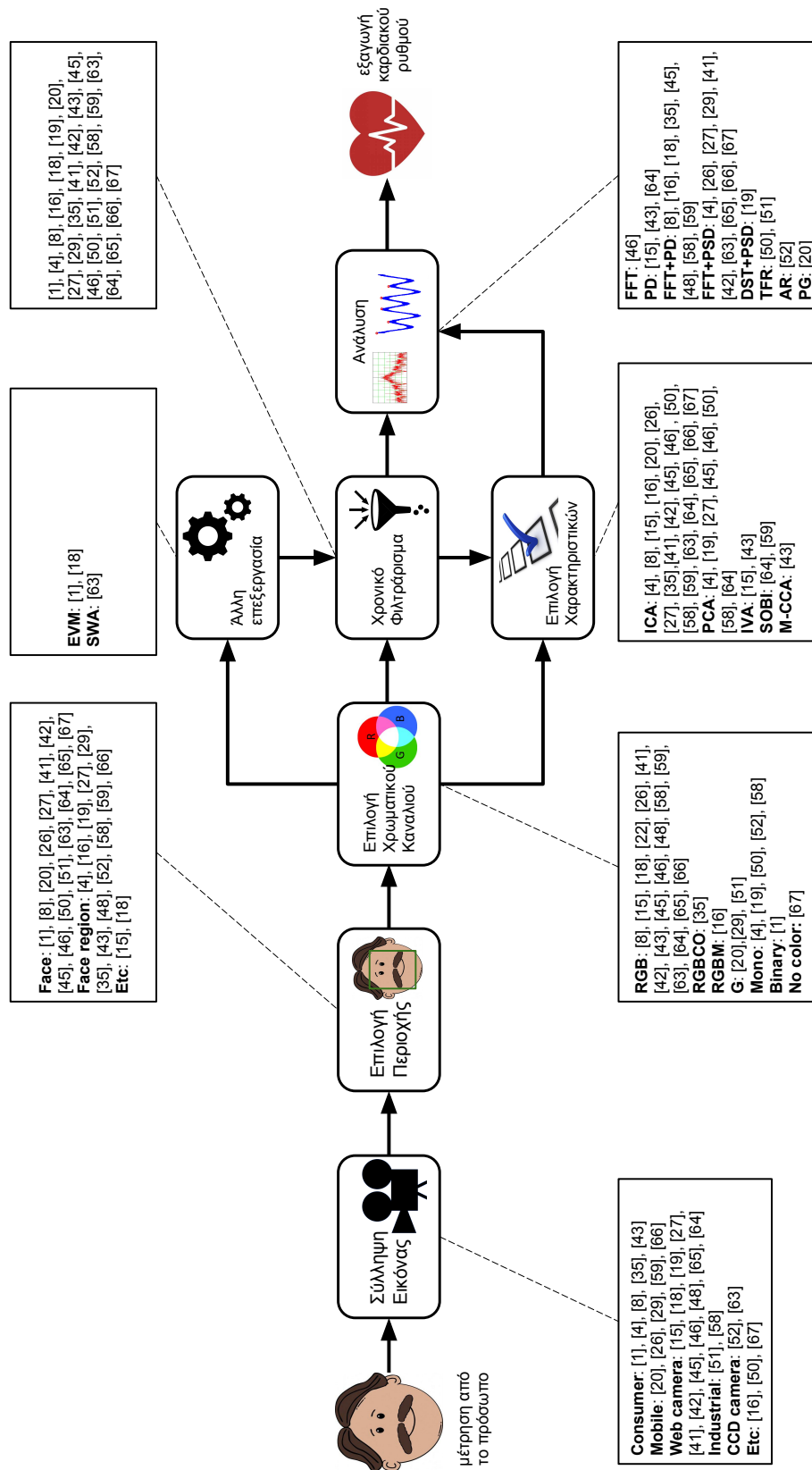
Οι Pelegris et al. [39] πρότειναν μια από τις πρώτες τεχνικές που σκοπό είχαν να χρησιμοποιήσουν την κάμερα και το φλας του κινητού τηλεφώνου για να μετρήσουν τον καρδιακό ρυθμό. Ο ευρετικός αλγόριθμος που πρότειναν υλοποιήθηκε σε δύο από τις δημοφιλέστερες πλατφόρμες έξυπνων κινητών τηλεφώνων της εποχής. Χρησιμοποιεί έναν απλό ευρετικό κανόνα για να καθορίσει εάν ένα σημείο της κυματομορφής της έντασης αποτελεί μια κορυφή, παρουσία θορύβου. Η μέθοδος που προτάθηκε από τους Grimaldi et al. [14] στηρίζεται στην ιδέα ότι η αλλαγή του όγκου του αίματος στο δάκτυλο ακολουθεί τον καρδιακό ρυθμό. Ο αλγόριθμος σχεδιάστηκε με σκοπό να ανιχνεύει λανθασμένη χρήση αλλά και να υποστηρίζει πολλά μοντέλα κινητών τηλεφώνων, τα οποία και ενδέχεται να διαθέτουν διαφορετική κάμερα ή/και τρόπο φωτισμού. Υπολόγιζαν αρχικά τη μέγιστη και την ελάχιστη τιμή του R (κόκκινου) καναλιού και με ευρετικό τρόπο επέλεγαν ένα κατώφλι. Έπειτα, για κάθε καρέ επέλεγαν τον αριθμό των εικονοστοιχείων που βρίσκονταν πάνω από το κατώφλι. Η πειραματική αξιολόγηση έδειξε ότι το σήμα αυτό είναι ένα αντίστροφο φωτοπληθυσμογράφημα.

Οι Jonathan και Leahy [23, 24] επέλεγαν 3 περιοχές 8×8 εικονοστοιχείων από την περιοχή του δακτύλου. Από αυτές υπολόγιζαν τη μέση τιμή της έντασης ως προς το χρόνο και προέκυπταν έτσι 3 σήματα, τα οποία και επεξεργάζονταν με ζωνοπερατό φιλτράρισμα. Από τα πειράματα οδηγήθηκαν στο ότι η επιλογή του G (πράσινου) καναλιού από το οποίο ο καρδιακός ρυθμός προσδιοριζόταν ως η συχνότητα με τη μεγαλύτερη ισχύ, έπειτα από FFT έδινε τα καλύτερα αποτελέσματα. Οι Scully et al. [47] χρησιμοποίησαν επίσης το G κανάλι από μια περιοχή 50×50 εικονοστοιχείων. Για να προσδιορίσουν το χρόνο ανάμεσα σε δύο παλμούς, χρησιμοποίησαν δικό τους ευρετικό αλγόριθμο, ο οποίος μεταξύ άλλων χρησιμοποιούσε παρεμβολή με splines και το περιοδόγραμμα (periodogram) Welch [60]. Οι Nam et al. [36] χρησιμοποίησαν τις δύο κάμερες που συνήθως υπάρχουν στα σύγχρονα έξυπνα τηλέφωνα προκειμένου να μετρήσουν ταυτόχρονα τον καρδιακό αλλά και

Πίνακας 3.1: Σύνοψη των τεχνικών που παρουσιάστηκαν στην ενότητα 3.1 (Α: άντρας, Γ: γυναίκα), Ρ: ακρίβεια (Precision), CC: Συντελεστής Συσχέτισης (Correlation Coefficient), bpm: παλμοί/λεπτό (beats per minute).

Εργασία	Τύπος Κάμερας	Χρωμ. Κανάλι	Μέθοδος	Φιλτράρισμα	Αλγόριθμοι	Επιλογή	Όργανο	Επαλήθευση		
								Συμμετέχοντες	Ηλικίες	Ακρίβεια
Takano and Ohta [52]	CCD κάμερα	mono	περιοχή	✓	AR	–	Οξύμετρο	14Γ	22-27	CC=0.90
Poh et al. [41]	web κάμερα	R, G, B	πρόσωπο	✓	FFT, PSD	ICA	Οξύμετρο	10Α-2Γ	18-31	CC=0.95-0.98
Poh et al. [42]	web κάμερα	R, G, B	πρόσωπο	✓	FFT, PSD	ICA	Οξύμετρο	8Α-4Γ	18-31	CC=0.95, P=0.91-2.44bpm
Yan et al. [63]	consumer κάμερα	R, G, B	πρόσωπο	✓	FFT, PSD, SWA	ICA	Ηλεκτρονικό Μεγέθυμετρο	7Α-8Γ	20-35	CC=0.94, P=0.96
Shao et al. [48]	web κάμερα	R, G, B	περιοχή	–	PD on FFT	–	HKT	2Α-2Γ	–	CC=0.98, P=0.86bpm
Jiang et al. [20]	smartphone κάμερα	G	πρόσωπο	✓	Kalman, PG	ICA	Οξύμετρο	12Α-3Γ	25-35	P=0.85-0.93
Balakrishnan et al. [4]	consumer κάμερα	mono	περιοχή	✓	FFT, PSD	PCA/ICA	HKT	11Α-7Γ	23-32	P=0.96-1.00
Iran et al. [19]	web κάμερα	mono	περιοχή	✓	DCT, PSD	PCA	HKT	5	–	P=0.1-0.8bpm
Guo et al. [15]	web κάμερα	R, G, B	πρόσωπο	–	PD	ICA	–	–	–	P=0.95-0.99
Kwon et al. [26]	smartphone κάμερα	R, G, B	πρόσωπο	–	FFT, PSD	ICA	HKT	8Α-2Γ	23-30	P=0.3bpm
Zhang et al. [65]	web κάμερα	R, G, B	πρόσωπο	✓	FFT, PSD	ICA	Οξύμετρο	10	–	P=0.5bpm
Zhang et al. [66]	web κάμερα	R, G, B	πρόσωπο	✓	FFT, PS	ICA	Οξύμετρο	7Α-3Γ	20-50	P=0.5bpm
Ol et al. [43]	consumer κάμερα	R, G, B	περιοχή	✓	PD	M-CCA/IVA	Οξύμετρο	11Α-11Γ	19-37	P=4.6-5.3bpm
Lewandowska et al. [27]	web κάμερα	R, G, B	περιοχή/πρόσωπο	✓	ZC, FFT, PSD	PCA/ICA	HKT	8Α-2Γ	20-64	P=0-1bpm
Wedekind et al. [58]	Industrial κάμερα	R, G, B/G	περιοχή	✓	PD on FFT	PCA/ICA	HKT/Οξύμετρο	13Α-5Γ	–	– ¹
Rahman et al. [45]	web κάμερα	R, G, B	πρόσωπο	✓	PD on FFT	PCA/ICA	HKT	6Α-3Γ	25-40	P=0.97-0.99RMS ²
Rahman et al. [46]	web κάμερα	R, G, B	πρόσωπο	✓	FFT	PCA/ICA	HKT	10Α	25-50	P=0.89-0.99RMS ³
Wei et al. [59]	smartphone κάμερα	R, G, B	περιοχή	✓	PD on kurtosis of FFT	SOBI/ICA	Οξύμετρο	8	22-31	P=0.88-1.92RMS ⁴
Zhang et al. [64]	smartphone κάμερα	R, G, B	περιοχή	✓	PD on freq. domain	SOBI/PCA/ICA	Οξύμετρο	12Α-8Γ	–	–
He et al. [18]	web κάμερα	R, G, B	πρόσωπο	✓	EVM, PD	–	Οξύμετρο	10	26-32	P=0.97-0.99
Al-Najj and Chahli [1]	consumer κάμερα	binary	πρόσωπο	✓	TFR	PCA/ICA	Οξύμετρο	8Α-2Γ	20-35	0.55-2.29bpm
Sun et al. [50]	mono CMOS κάμερα	mono	πρόσωπο	✓	Weich PSD	–	Οξύμετρο	10Α-2Γ	18-44	CC=0.79, P=2.2bpm
Li et al. [29]	smartphone κάμερα	G	περιοχή	✓	PD on FFT	ICA	Έξυπνο ρολόι	8Α-2Γ	24-38	CC=0.86-1.00
McDuff et al. [35]	consumer κάμερα	R, G, B, C, O	περιοχή	✓	PD on FFT	ICA	Οξύμετρο	3Α-7Γ	18-30	–
Gupta et al. [16]	RGB, thermal mono κάμερες	R, G, B, M	περιοχή	✓	PD on FFT	ICA	Οξύμετρο	9	25-40	P=0.88-0.93
Zhao et al. [67]	near-IR κάμερα	–	πρόσωπο	✓	FFT, PSD	ICA	HKT	7Α-8Γ	27-50	CC=0.95-0.96, P=3.10-3.13RMS
Blackford et al. [8]	consumer κάμερα	R, G, B	πρόσωπο	✓	PD on FFT	ICA	HKT	11Α-12Γ	19-47	P=3.8-7.4bpm
Sun et al. [51]	Industrial κάμερα	G	πρόσωπο	✓	TFR	–	Οξύμετρο	10Α	22-50	P=0.27-4.59bpm

1. πραγματοποιούνται στατιστική ανάλυση ANOVA
2. υπολογίζεται ο μέσος όρος για όλα τα υποκείμενα
3. υπολογίζεται ανά υποκείμενο
4. υπολογίζεται ανά υποκείμενο



Σχήμα 3.1: Γενική μεθοδολογία που ακολουθείται από τις τεχνικές που παρουσιάστηκαν στην ενότητα 3.1

Πίνακας 3.2: Σύνοψη των τεχνικών φωτοπληθυσμογραφίας που παρουσιάστηκαν στην ενότητα 3.2 (Α: άντρας, Γ: γυναίκα).

Εργασία	Μέθοδος			Επαλήθευση			
	Χρωμ. Κανάλι	Φιλτράρισμα	Αλγόριθμοι	Όργανο	Συμμετέχοντες	Ηλικίες	Ακρίβεια
Pelegris et al [39]	mono	–	PD	Οξύμετρο	50	21-55	1.19%-10.13%
Grimaldi et al. [14]	R	–	PD	Οξύμετρο	–	–	–
Jonathan και Leahy [23]	R, G	✓	FFT+PSD	–	1A	–	–
Jonathan και Leahy [24]	R, G, B	✓	FFT+PSD	Πιεσόμετρο	–	–	1.03%
Scully et al. [47]	G	–	PD	ΗΚΓ	–	–	–
Nam et al. [36]	G	✓	PSD ⁵	ΗΚΓ	9A, 2Γ	20-40	–
Jimenez et al. [21]	G	–	PD	ΗΚΓ	–	–	–
Peng et al. [40]	R	✓	PD	ΗΚΓ	20A-10Γ	20-32	– ⁶

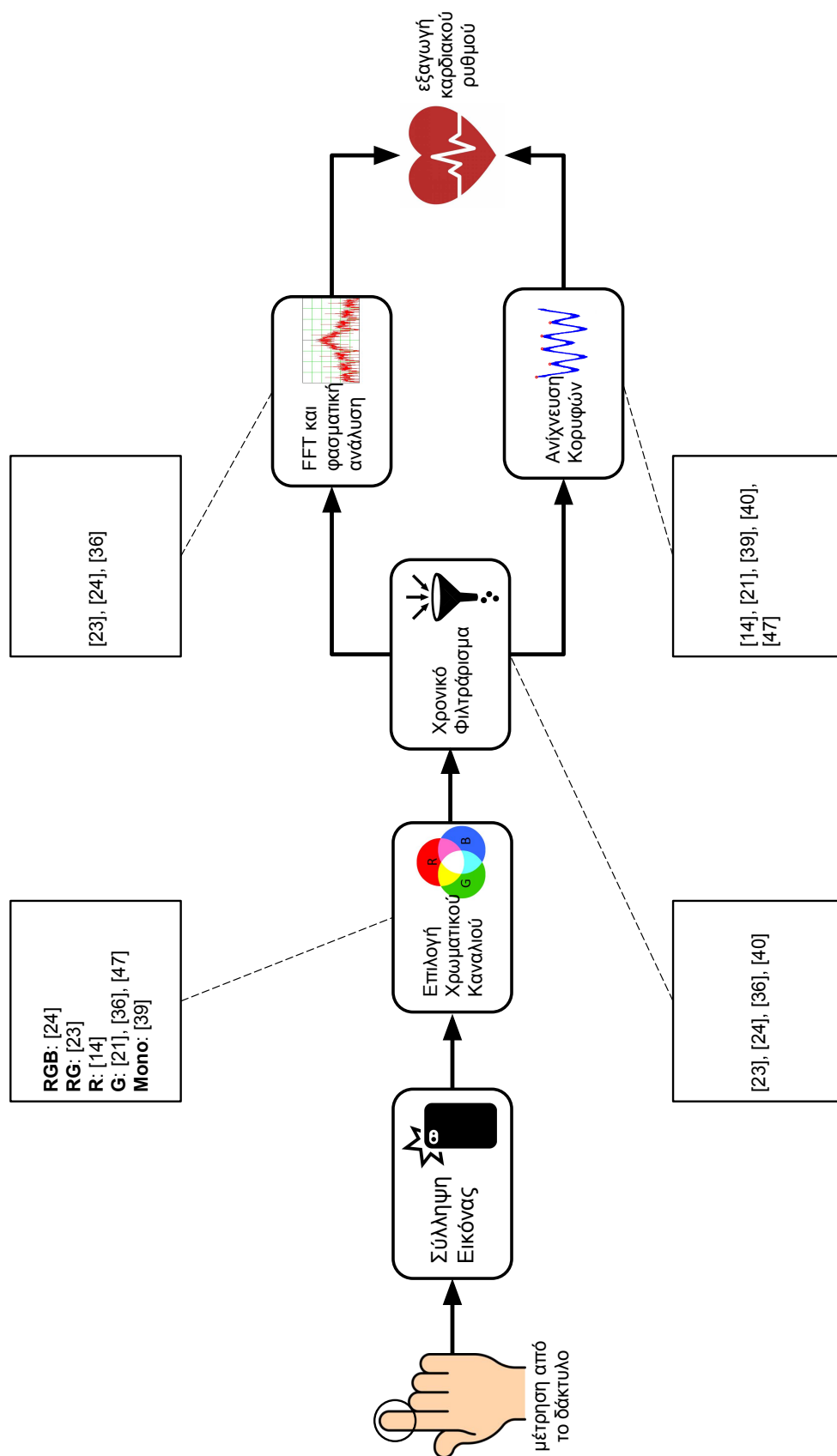
τον αναπνευστικό ρυθμό. Πιο συγκεκριμένα και όσον αφορά τον καρδιακό ρυθμό, η τεχνική τους χρησιμοποίησε οπτική πληροφορία από ένα δάκτυλο το οποίο τοποθετούνταν στην οπίσθια (κύρια) κάμερα, επέλεξαν με ευρετικό τρόπο την περιοχή ενδιαφέροντος του δακτύλου και εξήγαγαν το G κανάλι. Έπειτα από φιλτράρισμα, ο καρδιακός ρυθμός υπολογιζόταν μέσω του περιοδογράμματος Welch .

Οι Jimenez et al. [21] χρησιμοποίησαν το G κανάλι, για όλη την εικόνα που λάμβανε η κάμερα. Κατασκεύασαν την κυματομορφή της έντασης της χρωματικής πληροφορίας και εφάρμοσαν έναν αλγόριθμο ανίχνευσης κορυφών. Το διάστημα μεταξύ διαδοχικών κορυφών θεωρήθηκε ένας καρδιακός παλμός. Οι Peng et al. [40] επέλεξαν μια περιοχή 80×80 εικονοστοιχείων από την περιοχή του δακτύλου. Η περιοχή αυτή αντιστοιχούσε στο κέντρο της εικόνας που λαμβανόταν από την κάμερα. Από τη χρωματική πληροφορία χρησιμοποιούσαν μόνο το R (κόκκινο) κανάλι. Με χρήση ενός ευρετικού στατιστικού αλγορίθμου απομακρυνόταν τυχόν θόρυβος (ο οποίος και προερχόταν είτε από απότομη κίνηση είτε από αλλαγή του φωτισμού). Στη συνέχεια εφάρμοζαν διαδοχικά ένα χαμηλοπερατό και ένα υψηλοπερατό Butterworth φίλτρο για την αφαίρεση του θορύβου από την κυματομορφή που αντιστοιχεί στις μεταβολές της έντασης. Έπειτα από ένα βήμα παρεμβολής, εφάρμοζαν και συγκρίνουν 5 αλγορίθμους για την εύρεση του χρόνου μεταξύ δύο καρδιακών παλμών από τον οποίο και προέκυπτε ο καρδιακός ρυθμός.

Στον Πίνακα 3.2 συνοψίζουμε τις ερευνητικές προσπάθειες που παρουσιάσαμε στην ενότητα 3.2, δίνοντας έμφαση στη χρωματική πληροφορία που εξάγεται, τους αλγορίθμους επεξεργασίας σήματος που χρησιμοποιούνται, τη μεθοδολογία αξιολόγησης και επαλήθευσης που ακολουθείται και την ακρίβεια που αναφέρεται. Τα βήματα που ακολουθούν οι τεχνικές φωτοπληθυσμογραφίας μπορούν να συνοψιστούν στο διάγραμμα του Σχήματος 3.2.

⁵Γίνεται μετάβαση στο πεδίο συχνοτήτων, αλλά δεν αναφέρεται ο μετασχηματισμός που χρησιμοποιείται

⁶Η αξιολόγησή τους στοχεύει σε άλλα χαρακτηριστικά του ΗΚΓ



Σχήμα 3.2: Γενική μεθοδολογία που ακολουθείται από τις τεχνικές φωτοπληθυσμογραφίας που παρουσιάστηκαν στην ενότητα 3.2.

4. ΥΛΟΠΟΙΗΣΗ ΜΕΘΟΔΟΥ ΑΝΕΠΑΦΗΣ ΜΕΤΡΗΣΗΣ ΚΑΡΔΙΑΚΟΥ ΡΥΘΜΟΥ ΜΕ ΧΡΗΣΗ ΚΑΜΕΡΑΣ

4.1 Εισαγωγή

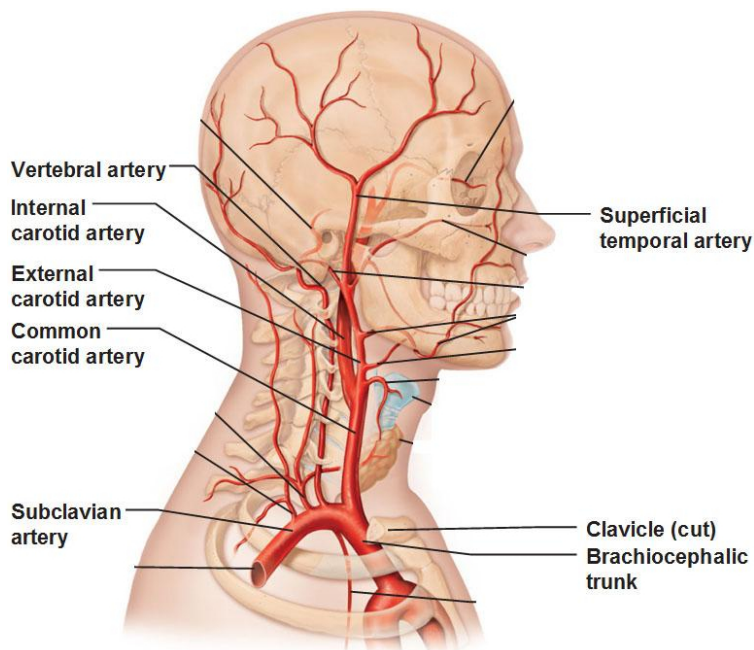
Όπως έχει αναφερθεί στο κεφάλαιο 2, ο καρδιακός ρυθμός είναι μια ένδειξη ζωτικής σημασίας για την ιατρική διάγνωση. Πολλές ηλικιακές ομάδες όπως π.χ., νεογέννητα και ηλικιωμένοι συχνά χρήζουν παρακολούθησης για λόγους πρόληψης ακόμη και εάν δεν έχουν κάποιο ιστορικό σχετικής παθολογικής ασθένειας. Όπως έχει καταστεί σαφές, η παρακολούθηση μέσω επεμβατικών συσκευών συχνά προκαλεί δυσφορία στους χρήστες (π.χ., στους ηλικιωμένους) ή προκαλεί δυσκολίες σε περιπτώσεις συχνής εφαρμογής, π.χ. σε βρέφη. Επιπρόσθετα, αυτές οι δύο ευπαθείς ομάδες συχνά έχουν εύθραυστο δέρμα, συνεπώς υπάρχει πάντα ο κίνδυνος τραυματισμού από τη συχνή χρήση κλασικών μεθόδων. Σε περιπτώσεις μη επεμβατικών μεθόδων, όπως π.χ. ενσωματωμένοι αισθητήρες σε ρούχα, η ακρίβεια δεν είναι η επιθυμητή και σίγουρα είναι δυσανάλογη του κόστους για την αγορά τους. Επιπλέον, καθώς ο πληθυσμός μεγαλώνει, η συνεχής ή τουλάχιστον η συχνή παρακολούθηση εκτός κλινικού περιβάλλοντος προσφέρει στους γιατρούς τη δυνατότητα για στατιστικές αναλύσεις, έγκυρα δείγματα αλλά και μακροπρόθεσμες τάσεις τόσο μεμονωμένων ατόμων όσο και του συνολικού πληθυσμού, γενικότερα. Φυσικά, η αποδοχή από έναν ασθενή μιας τέτοιας παρακολούθησης εξαρτάται εν μέρει από το αν οι συσκευές παρακολούθησης είναι μη επεμβατικές αλλά και μη “ενοχλητικές.”

Στην παρούσα εργασία, υλοποιούμε και προτείνουμε έναν μη επεμβατικό τρόπο για τον υπολογισμό του καρδιακού ρυθμού, ο οποίος βασίζεται σε μια απλή κάμερα. Πιο συγκεκριμένα, ο αλγόριθμος που υλοποιείται εξάγει και παρακολουθεί τις ανεπαίσθητες ταλαντώσεις του κεφαλιού που συνοδεύουν τον καρδιακό κύκλο και έπειτα από επεξεργασία τους, υπολογίζει πληροφορίες σχετικά με την καρδιακή δραστηριότητα. Παρέχεται έτσι ένας διακριτικός τρόπος μέτρησης του καρδιακού ρυθμού, ο οποίος δεν απαιτεί κανενός είδους επαφή με τον χρήστη. Σημειώνουμε ότι η μέθοδος αυτή μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την εξαγωγή και άλλων κλινικά χρήσιμων πληροφοριών σχετικά με την καρδιακή δραστηριότητα, όπως π.χ., οι λεπτές αλλαγές στο μήκος των καρδιακών παλμών που σχετίζονται με την υγεία του αυτόνομου νευρικού συστήματος. Ωστόσο, κάτι τέτοιο ξεφεύγει από τους σκοπούς της παρούσας εργασίας.

4.2 Αρχή Λειτουργίας

Η κυκλική κίνηση του αίματος από την καρδιά στο κεφάλι μέσω των καρωτιδικών αρτηριών, (Σχήμα 4.1) προκαλεί την περιοδική κίνηση του κεφαλιού. Ο αλγόριθμος που θα παρουσιάσουμε στην Ενότητα 4.3 ανιχνεύει την κίνηση αυτή και εξάγει τον καρδιακό ρυθμό. Η προσέγγιση συνίσταται στα εξής: α) εντοπισμός χαρακτηριστικών σημείων στο πρόσωπο ενός ατόμου, β) φιλτράρισμα των κινήσεών τους σε μια συγκεκριμένη ζώνη συχνοτήτων για απαλοιφή θορύβου, γ) ανάλυση πρωτογενών συνιστωσών (PCA) για την εύρεση ενός

περιοδικού σήματος που προκαλείται από τους παλμούς και δ) εξαγωγή ενός μέσου καρδιακού ρυθμού από αυτό το σήμα.



Σχήμα 4.1: Οι καρωτιδικές αρτηρίες που επεκτείνονται στο κεφάλι.

Οι κινήσεις του κεφαλιού που σχετίζονται με την καρδιακή δραστηριότητα είναι μικρές και αναμειγνύονται με μια ποικιλία άλλων ακούσιων κινήσεων του. Από μηχανική άποψη, το σύστημα κεφαλιού - λαιμού και κορμού μπορούν να θεωρηθούν ως ένα σύνθετο σύστημα από ανεστραμμένα εκκρεμή. Αυτή η δομή επιτρέπει την κίνηση του κεφαλιού χωρίς περιορισμούς στους περισσότερους άξονες. Υπάρχουν διάφορες πηγές ακούσιας κίνησης του κεφαλιού που περιπλέκουν την απομόνωση των κινήσεων που οφείλονται σε παλμική δραστηριότητα. Το ένα είναι η κινούμενη ταλαντευτική κίνηση που κρατάει το κεφάλι σε δυναμική ισορροπία. Σύμφωνα με τους He et al. [17], ο βέλτιστος άξονας για την μέτρηση της κίνησης του κεφαλιού που προκαλείται από τον καρδιακό παλμό είναι ο κάθετος. Αντίθετα, στην κίνηση του οριζόντιου άξονα, κυρίαρχο ρόλο έχει η ταλάντευση λόγω της προαναφερθείσας δυναμικής ισορροπίας. Επιπρόσθετα, η αναπνευστική λειτουργία του ανθρώπου προκαλεί επίσης μια οριζόντια κίνηση με χαμηλή συχνότητα, η οποία ωστόσο μπορεί να αφαιρεθεί μέσω κατάλληλου φιλτραρίσματος.

4.3 Μέθοδος

4.3.1 Επιλογή περιοχής προσώπου

Στο πρώτο βήμα του αλγορίθμου επιλέγεται μια περιοχή ενδιαφέροντος η οποία περιέχει το πρόσωπο του χρήστη. Από την περιοχή αυτή θα εξαχθούν χαρακτηριστικά σημεία, όπως θα περιγραφεί στην ενότητα 4.3.2. Για το σκοπό αυτό χρησιμοποιείται ο γνωστός

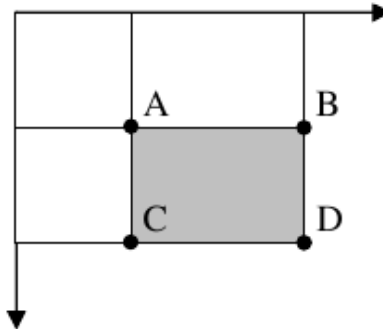
αλγόριθμος των Viola-Jones [57]. Ο αλγόριθμος αυτός δέχεται ως είσοδο μια εικόνα (ή ένα καρέ βίντεο όπως στη δική μας περίπτωση) και επιστρέφει σαν αποτέλεσμα τις συντεταγμένες ενός ορθογωνίου που περικλείει το ανιχνευθέν πρόσωπο. Τονίζουμε ότι ο αλγόριθμος δεν κάνει κάποιας μορφής κατάτμηση. Το αποτέλεσμά του σε τυπικές περιπτώσεις είναι ένα υπερσύνολο των εικονοστοιχείων του πραγματικού προσώπου.

Ο αλγόριθμος Viola-Jones έχει εκπαιδευθεί με χρήση δεδομένων που αποτελούνται από εικόνες προσώπων και μη-προσώπων. Από αυτές έχουν εξαχθεί χαρακτηριστικά τύπου Haar από μια διαφορετική αναπαράσταση του προσώπου, η οποία ονομάζεται “εικόνα ολοκληρώματος” (integral image). Η εικόνα αυτή και για τυχαίο σημείο (x, y) μιας εικόνας, υπολογίζεται από την ακόλουθη εξίσωση:

$$I_{int}(x, y) = \sum_{x'=0}^x \sum_{y'=0}^y I(x', y') . \quad (4.1)$$

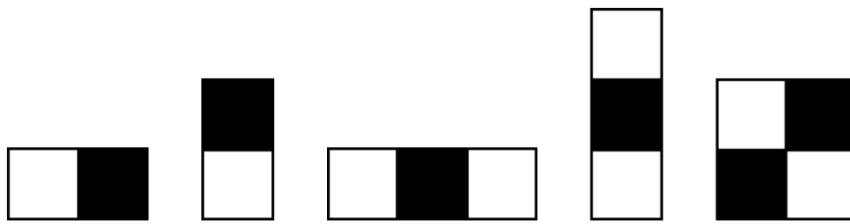
Για λόγους που θα γίνουν κατανοητοί στη συνέχεια, μέσω της αναπαράστασης αυτής είναι εύκολο να υπολογιστεί το άθροισμα όλων των τιμών για ένα τυχαίο ορθογώνιο της ολοκληρωτικής εικόνας. Πιο συγκεκριμένα, η εξίσωση 4.1 δείχνει ότι η τιμή που έχει η εικόνα ολοκληρώματος σε κάποιο σημείο προκύπτει από το άθροισμα των όλων των σημείων που βρίσκονται πάνω και αριστερά από αυτό. Άρα, π.χ. στο Σχήμα 4.2, ο υπολογισμός των τιμών του ορθογωνίου $ABCD$ μπορεί μέσω της 4.1 να γίνει ως:

$$S_{ABCD} = I_{int}(A) + I_{int}(D) - I_{int}(B)I_{int}(C) . \quad (4.2)$$



Σχήμα 4.2: Ολοκληρωτική εικόνα. Το άθροισμα των τιμών του γραμμοσκιασμένου ορθογωνίου δίνεται από την Εξ. 4.2.

Τα χαρακτηριστικά τύπου Haar βασίζονται στην απλή ιδέα του υπολογισμού της διαφοράς των αθροισμάτων των εικονοστοιχείων μεταξύ ορθογωνίων περιοχών. Το άθροισμα υπολογίζεται προφανώς μέσω της εξίσωσης 4.2. Οι περιοχές είναι γειτονικές και για την ακρίβεια 2-4 τετράγωνα με τουλάχιστον 1 κοινή πλευρά. Στο Σχήμα 4.3 παρουσιάζονται όλοι οι συνδυασμοί περιοχών. Το άθροισμα των τιμών της λευκής περιοχής αφαιρείται από αυτό της μαύρης περιοχής. Τα χαρακτηριστικά Haar εξάγονται από όλες τις πιθανές θέσεις αλλά και με χρήση πολλαπλών μεγεθών.



Σχήμα 4.3: Περιοχές εξαγωγής χαρακτηριστικών Haar.

Ο αλγόριθμος των Viola-Jones χρησιμοποιεί τον ταξινομητή Adaboost [56]. Ο AdaBoost χρησιμοποιείται για την ανεύρεση ενός αριθμού “καλών” χαρακτηριστικών που έχουν σημαντικές διαφοροποιήσεις. Εκτελεί έναν αδύναμο ταξινομητή (weak classifier) πολλές φορές για την εκμάθηση των πιο αποτελεσματικών χαρακτηριστικών. Σε κάθε επανάληψη ανανεώνει μια κατανομή από βάρη που υποδεικνύει την σημαντικότητα των δειγμάτων της βάσης δεδομένων για την ταξινόμηση. Τελικά προκύπτει ένα σύνολο αδύναμων ταξινομητών, καθένας από τους οποίους στηρίζεται σε ένα μόνο από τα δημιουργηθέντα χαρακτηριστικά, μπορούν να συνδυαστούν και να σχηματιστεί ένας ισχυρός ταξινομητής.

Στο επόμενο στάδιο, χρησιμοποιείται ένας ταξινομητής τύπου cascade. Η βασική ιδέα των Viola-Jones έγκειται στο ότι είναι ευκολότερο να υλοποιηθεί ο αλγόριθμος ώστε να απορρίπτει τις περιοχές που δεν έχουν κάποιο πρόσωπο. Ο ταξινομητής τύπου cascade περιλαμβάνει ένα σύνολο από ισχυρούς ταξινομητές. Στην περίπτωση μας, αυτοί είναι ταξινομητές τύπου Adaboost, όπως έχει ήδη αναφερθεί. Οι ισχυροί ταξινομητές εφαρμόζονται ακολουθιακά. Κάθε περιοχή που ελέγχεται από κάποιον ταξινομητή, είτε απορρίπτεται ως μη-πρόσωπο, είτε ελέγχεται από τον επόμενο. Από όσο περισσότερους ελεγχθεί πριν απορριφθεί, τόσο αυξάνει η πιθανότητα ύπαρξης προσώπου σε αυτή.

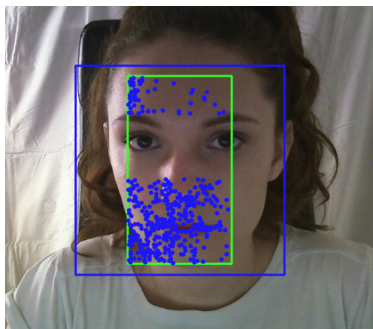
Ο αλγόριθμος Viola-Jones χρησιμοποιείται ευρέως σε εφαρμογές υπολογιστικής όρασης. Μπορεί να ανιχνεύει πρόσωπα ακόμη και σε σύνθετο παρασκήνιο (background) ή ακόμη και σε εικόνες με πολλά άτομα. Είναι αρκετά γρήγορος και αξιόπιστος. Τέλος μπορεί να δώσει σωστό αποτέλεσμα ακόμη και όταν μέρος του προσώπου δεν φαίνεται είτε λόγω απόκρυψης είτε λόγω κακού φωτισμού. Στο Σχήμα 4.4 φαίνεται το αποτέλεσμα του αλγορίθμου Viola-Jones για τον εντοπισμό μιας περιοχής προσώπου (μπλε ορθογώνιο).

Στην περίπτωση μας και για το σκοπό της εφαρμογής που υλοποιούμε, πρέπει να αφαιρεθούν περιοχές του ορθογωνίου που δεν ανήκουν στο πρόσωπο. Επίσης, καθώς μας ενδιαφέρει η εξαγωγή και παρακολούθηση χαρακτηριστικών σημείων, είναι ίσως προφανές ότι πρέπει να εξαιρέσουμε την περιοχή των ματιών, τα οποία πραγματοποιούν συνεχόμενα την κίνηση του βλεφαρίσματος (άνοιγμα - κλείσιμο). Για λόγους απλότητας της εφαρμογής, όσον αφορά τον προσδιορισμό της πραγματικής περιοχής που αντιστοιχεί στο πρόσωπο, δεν χρησιμοποιούμε κάποια μέθοδο κατάτμησης ή κάποια μέθοδο εξαγωγής περιοχών δέρματος. Αντ’ αυτού επιλέγουμε να χρησιμοποιήσουμε μια ευρετική προσέγγιση, κρατώντας το εσωτερικό 50% του ορθογωνίου ως προς το πλάτος του και το εσωτερικό 90%, ως προς το ύψος του. Η επιλογή αυτή έγινε έπειτα από πειράματα και εμπειρική μελέτη [4] των σημείων και των τροχιών τους. Όσον αφορά την περιοχή των ματιών, δε χρησιμοποιήσαμε την παραλλαγή του αλγορίθμου των Viola-Jones η οποία

επιστρέφει ένα περιβάλλον ορθογώνιο για την περιοχή των ματιών, καθώς η εφαρμογή της δεν έδωσε καλά αποτελέσματα. Αντ' αυτής, αφαιρέσαμε το κομμάτι μεταξύ του 20% και του 55% του αρχικού ύψους. Επισημαίνουμε ότι οι υπολογισμοί έγιναν έτσι ώστε να είναι σχετικοί προς τις διαστάσεις του ορθογωνίου, καθώς δεν ήταν δυνατό αυτό να έχει σταθερό μέγεθος σε εικονοστοιχεία. Η περιοχή αυτή απεικονίζεται στο Σχήμα 4.4 σε σχέση με το αρχικό πρόσωπο.

4.3.2 Εξαγωγή χαρακτηριστικών σημείων

Για την εξαγωγή χαρακτηριστικών σημείων από την περιοχή του προσώπου που τελικά επιλέχθηκε με τη διαδικασία που αναφέρθηκε στην Ενότητα 4.3.1 χρησιμοποιήσαμε τον αλγόριθμο ελάχιστων ιδιοτιμών (minimum eigen value – minEigen). Ο αλγόριθμος αυτός έχει προταθεί από τους Shi και Tomasi [55] και τα χαρακτηριστικά συνήθως αποκαλούνται “Good Features to Track” (GFtT). Ανήκει στην κατηγορία των αλγορίθμων εντοπισμού γωνιών (corner detection). Ως γωνίες, ορίζονται σημεία της εικόνας που παρουσιάζουν υψηλότερες μεταβολές έντασης σε περισσότερες από μία κατευθύνσεις. Η μεταβολή της έντασης κατά μήκος μιας κατεύθυνσης μπορεί να οριστεί από το σύνολο των τετραγωνικών διαφορών στην εικόνα (sum-of-squared-difference – SSD). Η βασική ιδέα του είναι ότι εάν ένα σημείο περιέχει ακμές σε δύο ή περισσότερους προσανατολισμούς (που σχηματίζουν π.χ. μια γωνία), τότε θα υπάρχουν δύο μεγάλες ιδιοτιμές. Στο Σχήμα 4.4 απεικονίζονται τα σημεία που εξάγονται από την προαναφερθείσα περιοχή του προσώπου. Ο λόγος που επιλέξαμε τα GFtT συνίσταται στο ότι εξάγονται σε σχεδόν πραγματικό χρόνο και έχουν χρησιμοποιηθεί με μεγάλη επιτυχία σε πλήθος εφαρμογών παρακολούθησης σε συνδυασμό με τον αλγόριθμο KLT που θα παρουσιάσουμε στην Ενότητα 4.3.3.



Σχήμα 4.4: Ανίχνευση προσώπου με τη μέθοδο των Viola-Jones (μπλε ορθογώνιο), επιλογή περιοχής για εξαγωγή χαρακτηριστικών good features to track (πράσινο ορθογώνιο) και εξαχθέντα σημεία από την περιοχή αυτή (μπλε εικονοστοιχεία).

4.3.3 Παρακολούθηση χαρακτηριστικών σημείων και παρεμβολή

Αφού εξαχθούν τα χαρακτηριστικά σημεία, το επόμενο στάδιο αφορά την παρακολούθησή τους (tracking) σε διαδοχικά καρέ του βίντεο. Για το σκοπό αυτό ακολουθείται ο

πολύ διαδεδομένος αλγόριθμος των Kanade, Lucas και Tomasi [33, 54] (KLT). Ο αλγόριθμος αυτός προτάθηκε για το πρόβλημα του ταιριάσματος εικόνας (image registration). Χρησιμοποιεί χωρική πληροφορία εντάσεων με σκοπό να κατευθύνει την αναζήτηση για το ταίριασμα σημείων προς την κατεύθυνση κατά την οποία μεγιστοποιείται η οπτική ροή. Αποτέλεσε έναν πολύ γρήγορο και αποδοτικό αλγόριθμο παρακολούθησης σημείων, ιδιαίτερα σε συνδυασμό με τα GFtT που αναφέραμε στην ενότητα 4.3.2 και δίνει ικανοποιητικά αποτελέσματα ακόμη και για μικρό αριθμό σημείων.

Η βασική ιδέα του KLT είναι η υπόθεση που γίνεται για διατήρηση της φωτεινότητας μεταξύ π.χ., κοντινών χρονικά καρέ από βίντεο. Επιλέγοντας (εξάγοντας) χαρακτηριστικά σημεία από την αρχική εικόνα και θεωρώντας “μικρή” κίνηση, προσπαθεί να εντοπίσει τις νέες θέσεις τους στην τελική εικόνα. Σε αντίθεση με προγενέστερες τεχνικές, ο KLT δεν εκτελεί αναζήτηση π.χ. με πρότυπα (template matching) αλλά επιλύει το πρόβλημα αυτό αναλυτικά.

Πιο συγκεκριμένα, η προαναφερθείσα υπόθεση μπορεί να διατυπωθεί ως

$$I(x, y, t + \Delta t) = I(x - \Delta x, y - \Delta y, t) . \quad (4.3)$$

Θεωρώντας $\mathbf{x} = (x, y)^T$ ένα εικονοστοιχείο της εικόνας και $\mathbf{d} = (\Delta x, \Delta y)^T$ η μετατόπισή του, η τελική εικόνα ορίζεται ως

$$J(\mathbf{x}) = I(\mathbf{x} - \mathbf{d} + \epsilon) . \quad (4.4)$$

Ο στόχος του αλγορίθμου είναι να υπολογίσει τη μετατόπιση $\mathbf{d}$, έτσι ώστε να ελαχιστοποιήσει το συνολικό σφάλμα ϵ (γενικά σε ένα παράθυρο παρακολούθησης $\mathcal{W}$):

$$\epsilon = \int_{\mathcal{W}} w[I(\mathbf{x} - \mathbf{d}) - J(\mathbf{x})]^2 d\mathbf{x} . \quad (4.5)$$

Τελικά, η ανάλυσή τους καταλήγει στο γραμμικό σύστημα:

$$Z\mathbf{d} = \mathbf{e} , \quad (4.6)$$

όπου Z είναι ο ακόλουθος 2×2 πίνακας:

$$Z = \int_{\mathcal{W}} g(\mathbf{x})g^T(\mathbf{x})w(\mathbf{x})d(\mathbf{x}) , \quad (4.7)$$

ενώ το $\mathbf{e}$ το ακόλουθο 2×1 διάνυσμα:

$$\mathbf{e} = 2 \int_{\mathcal{W}} [I(\mathbf{x}) - J(\mathbf{x})]\mathbf{g}(\mathbf{x})w(\mathbf{x})d(\mathbf{x}) , \quad (4.8)$$

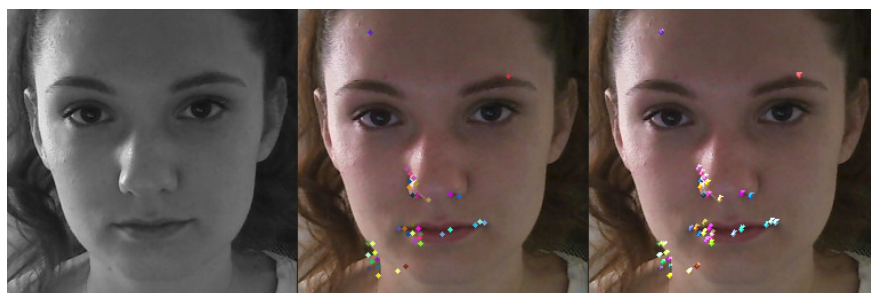
και

$$\mathbf{g} = \begin{bmatrix} \frac{\partial}{\partial x}(I + J) \\ \frac{\partial}{\partial y}(I + J) \end{bmatrix} . \quad (4.9)$$

Συνοψίζοντας, πρέπει να τονίσουμε ότι ο KLT χρησιμοποιεί τη χωρική πληροφορία εντάσεων για να κατευθύνει την αναζήτηση προς την κατεύθυνση κατά την οποία επιτυγχάνεται βέλτιστο ταίριασμα. Είναι γρηγορότερος από προγενέστερες τεχνικές, καθώς ελέγχει σημαντικά λιγότερα πιθανά ταιριάσματα ανάμεσα στις εικόνες.

Στο παρόν πρόβλημα, ο KLT χρησιμοποιείται για την παρακολούθηση (και άρα το ταίριασμα) των χαρακτηριστικών σημείων τα οποία εξάγονται από το αρχικό καρέ, στο οποίο και γίνεται η ανίχνευση του προσώπου. Παρακολουθώντας το n -οστό σημείο σε διαδοχικά καρέ και λαμβάνοντας υπόψη μόνο την κατακόρυφη κίνησή του, λαμβάνουμε την εξίσωση της τροχιάς του, π.χ. για το καρέ στη χρονική στιγμή t , έστω $y_i(t)$. Τονίζουμε ότι ο KLT μας δίνει όλη την κίνηση, άρα και την οριζόντια, η οποία όμως δε μας ενδιαφέρει στην παρούσα εφαρμογή.

Στο Σχήμα 4.5 φαίνεται ένα παράδειγμα παρακολούθησης σημείων GFtT με χρήση του αλγορίθμου KLT σε διαδοχικά καρέ μιας ακολουθίας βίντεο. Επιπλέον, στο Σχήμα 4.6 φαίνεται η y -θέση ενός σημείου σε κάθε καρέ, όπως παρακολουθείται από τον KLT.

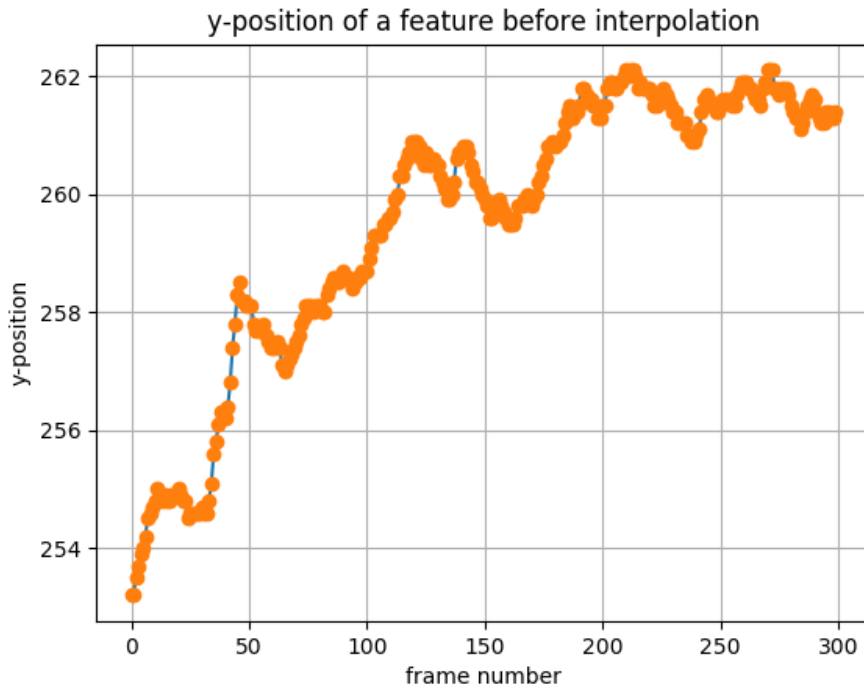


Σχήμα 4.5: Αριστερά: περιοχή καρέ βίντεο που περιλαμβάνει το πρόσωπο. Κέντρο: επιλογή σημείων GFtT. Δεξιά: παρακολούθηση σημείων με KLT. Είναι εμφανές ότι παρά την ανεπαίσθητη κίνηση του προσώπου, τα σημεία παρακολουθούνται με μεγάλη ακρίβεια.

Προκειμένου να προσεγγίσουμε τον πραγματικό ρυθμό μιας σύγχρονης συσκευής ΗΚΓ, ο οποίος και είναι περίπου 250 Hz, καθώς ο ρυθμός λήψης της απλής κάμερας που χρησιμοποιούμε είναι σημαντικά μικρότερος, της τάξης των 15 – 20 Hz, πραγματοποιούμε παρεμβολή των σημείων που λαμβάνονται από τον KLT. Γενικά η παρεμβολή αποτελεί έναν τρόπο προσέγγισης συναρτήσεων μέσω άλλων πιο απλών (π.χ., πολυώνυμα).

Το πρόβλημα της παρεμβολής μπορεί να διατυπωθεί με απλό τρόπο ως εξής: Έστω συνάρτηση f η οποία ορίζεται στα σημεία $x_0, x_1, \dots, x_n$ και παίρνει τιμές $f(x_0), f(x_1), \dots, f(x_n)$, αντίστοιχα. Στόχος είναι η εύρεση μιας άλλης συνάρτησης π.χ. p , η οποία ορίζεται και σε ενδιάμεσα σημεία π.χ. μεταξύ των x_0, x_1 κλπ και ισχύουν οι σχέσεις $f(x_0) = p(x_0), f(x_1) = p(x_1), \dots, f(x_n) = p(x_n)$. Είναι σαφές ότι μέσω της παρεμβολής είναι εφικτό να πραγματοποιήσουμε κατά κάποιο τρόπο υπερδειγματοληψία. Στην περίπτωση μας χρησιμοποιούμε κυβική παρεμβολή με *splines*. Πιο συγκεκριμένα, μεταξύ δύο σημείων π.χ. x_i, x_{i+1} επιλέγεται η p ως ένα πολυώνυμο 3ου βαθμού. Δεν είναι απαραίτητο να επιλέγεται το ίδιο πολυώνυμο για όλα τα ζεύγη σημείων. Η επιλογή γίνεται έτσι ώστε να “ταιριάζουν” τα πολυώνυμα που επιλέγονται στα σημεία παρεμβολής.

Στο Σχήμα 4.7 φαίνεται η y -θέση ενός σημείου σε κάθε καρέ, όπως παρακολουθείται από



Σχήμα 4.6: y -θέση ενός σημείου που παρακολουθείται από τον KLT σε διαδοχικά καρέ του βίντεο.

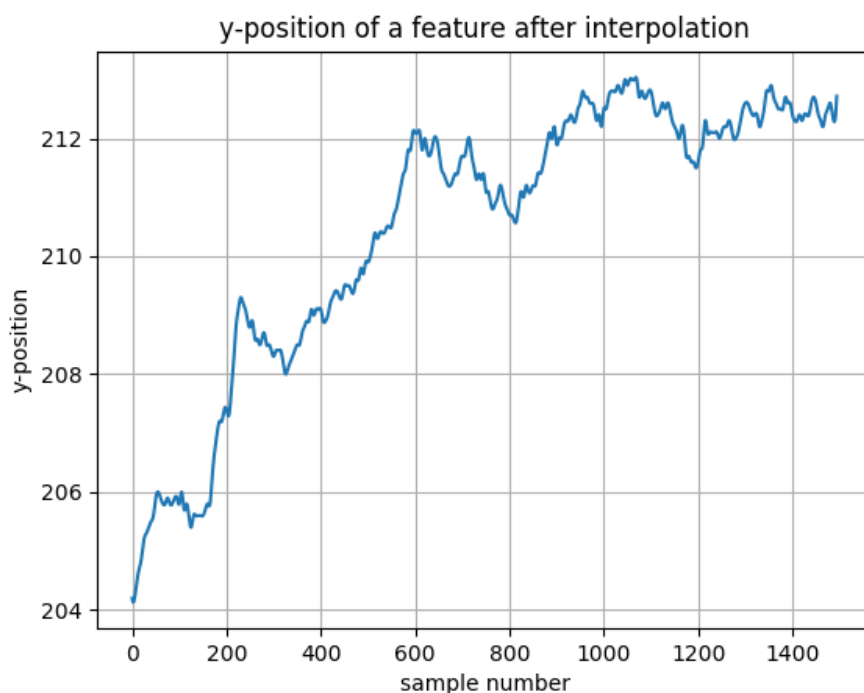
τον KLT, έπεται από παρεμβολή.

4.3.4 Χρονικό φιλτράρισμα

Ο φυσιολογικός καρδιακός ρυθμός ενός ενήλικα ανθρώπου σε κατάσταση ηρεμίας και ανάλογα με την ηλικία του είναι μεταξύ 45 και 120 παλμούς ανά λεπτό (beats/min) (βλ. Κεφ. 2), ή διαφορετικά, μεταξύ 0.75 και 2 Hz. Όπως είναι αναμενόμενο, συχνότητες μικρότερες από 0.75 Hz ενδέχεται να επηρεάσουν αρνητικά την εξαγωγή του καρδιακού παλμού. Αυτές, όπως έχουμε ήδη αναφέρει οφείλονται στην αναπνοή, αλλά και στη στάση του σώματος, οι οποίες προκαλούν κινήσεις χαμηλών συχνοτήτων. Γίνεται κατανοητό ότι δεν είναι απαραίτητο να κρατήσουμε όλες τις συχνότητες που αποτελούν την κάθετη κίνηση (τροχιά) των σημείων (Βλ. ενότητα 4.3.6).

Επιλέγουμε να χρησιμοποιήσουμε ένα ζωνοπερατό φίλτρο Butterworth [37] 5ης τάξης. Το ζωνοπερατό φίλτρο Butterworth προκύπτει συνδυάζοντας ένα χαμηλοπερατό και ένα υψιπερατό. Τονίζουμε ότι και το υψιπερατό προκύπτει από το χαμηλοπερατό. Τα φίλτρα αυτής της κατηγορίας είναι αναλογικά και καθορίζονται από τη συχνότητα αποκοπής Ω_c και την τάξη N . Προφανώς, επιτρέπεται η διέλευση των συχνοτήτων του σήματος εισόδου έως την Ω_c . Η απόκριση ισχύος ενός χαμηλοπερατού φίλτρου Butterworth N -τάξης δίνεται από τη σχέση:

$$|H(j\Omega)|^2 = \frac{1}{1 + \left(\frac{\Omega}{\Omega_c}\right)^{2N}}. \quad (4.10)$$



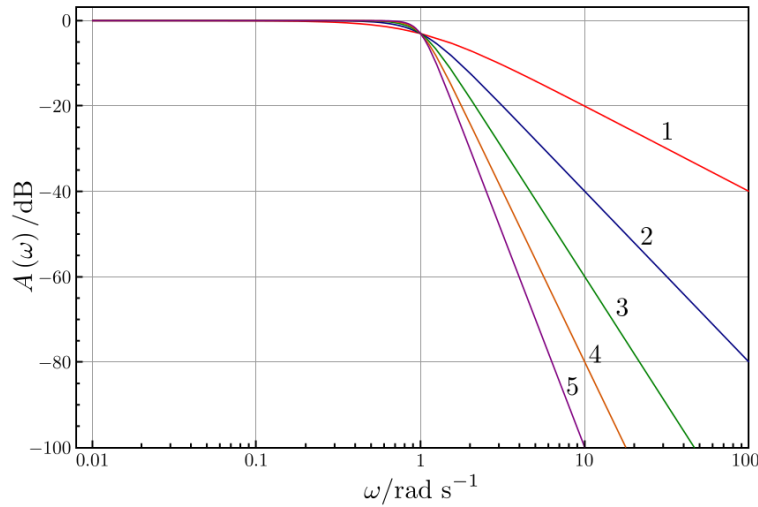
Σχήμα 4.7: y -θέση ενός σημείου που παρακολουθείται από τον KLT σε διαδοχικά καρέ του βίντεο, έπειτα από παρεμβολή.

Γενικά, η μορφή που έχει η απόκριση ισχύος (dB) των Butterworth φίλτρων διαφόρων τάξεων απεικονίζεται στο Σχήμα 4.8. Παρατηρούμε ότι όσο αυξάνεται η τάξη, τόσο πιο “απότομη” γίνεται η αποκοπή των συχνοτήτων, αυξάνει δηλαδή ο ρυθμός της εξασθένησής τους, μετά τη συχνότητα αποκοπής. Άρα φαίνεται ότι όσο αυξάνεται η τάξη, το Butterworth φίλτρο προσεγγίζει καλύτερα το ιδανικό.

Στην παρούσα εργασία φιλτράρουμε κάθε $y_n(t)$ χρησιμοποιώντας ένα φίλτρο όπως το προαναφερθέν. Πιο συγκεκριμένα, το φίλτρο $H_{B5}(\omega)$ που υλοποιήσαμε διαθέτει ζώνη διέλευσης $[0.75, 5]$ Hz και λόγω της τάξης του σχεδόν επίπεδη ζώνη διέλευσης. Για να καταλήξουμε σε ένα ικανοποιητικό άνω όριο για το φίλτρο, πειραματιστήκαμε με τιμές μεταξύ 4 και 6 Hz. Η απόκριση πλάτους σε συνάρτηση με τη συχνότητα του φίλτρου φαίνεται στο Σχήμα 4.9. Αφού το $y_n(t)$ περάσει από το φίλτρο $H_{B5}(\omega)$, προκύπτει το φιλτραρισμένο σήμα $y_{n,s}(t)$. Στο Σχήμα 4.10 παρουσιάζουμε το αποτέλεσμα της εφαρμογής του φίλτρου Butterworth σε ένα σήμα $y_n(t)$ στο πεδίο του χρόνου.

4.3.5 Ανάλυση πρωτογενών συνιστωσών

Όπως έχουμε ήδη αναφέρει, το σήμα που μας ενδιαφέρει τελικά να εντοπίσουμε αφορά την κίνηση του κεφαλιού που προκαλείται από τον καρδιαγγειακό παλμό. Για το σκοπό αυτό δουλεύουμε με τις τροχιές $y_n(t)$, από τις οποίες μετά το χρονικό φιλτράρισμα έχουν προκύψει οι $y_{n,s}(t)$. Από τις τελευταίες έχει γίνει προσπάθεια να αφαιρεθεί η κίνηση λόγω



Σχήμα 4.8: Γραφική παράσταση της απόκρισης ισχύος (dB) χαμηλοπερατών φίλτρων Butterworth, τάξεων 1 έως 5, με συχνότητα αποκοπής $\omega_0 = 1$ σε κάθε περίπτωση (σχήμα από Wikipedia)

της αναπνοής, ωστόσο παραμένουν κινήσεις που προέρχονται π.χ., από την κίνηση του κεφαλιού, τις αλλαγές του σώματος, των εκφράσεων του προσώπου κλπ. Για να απομονώσουμε τελικά αυτή που προκαλείται από τον παλμό θα πρέπει να χωρίσουμε το σήμα σε υποσήματα. Στην παρούσα εργασία αντιμετωπίζουμε το πρόβλημα αυτό με χρήση της τεχνικής ανάλυσης πρωτογενών συνιστωσών (PCA)[22].

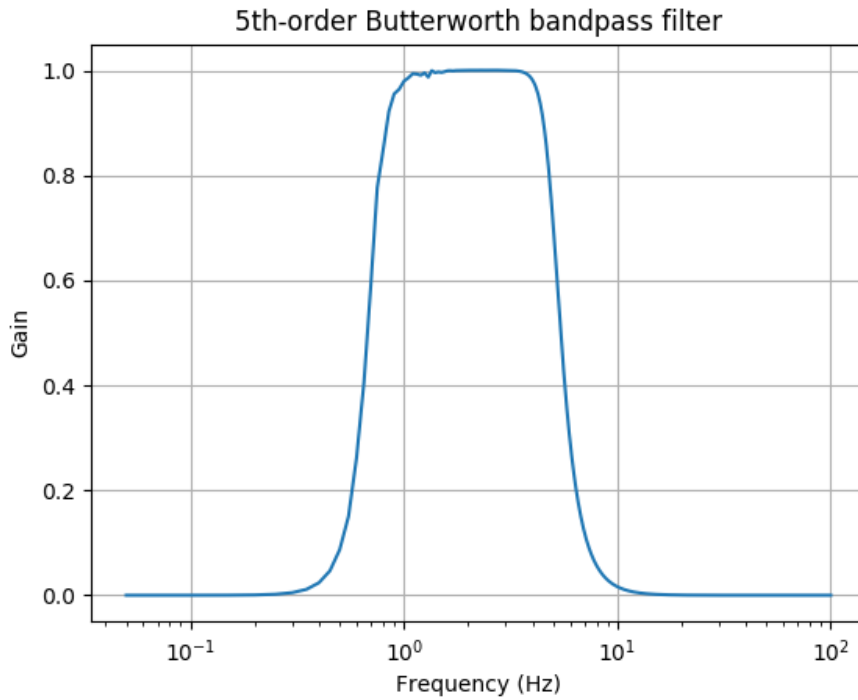
Όσον αφορά την PCA, πρόκειται για μια γραμμική μέθοδο συμπίεσης δεδομένων. Εν συντομία, βασίζεται στον επαναπροσδιορισμό των συντεταγμένων ενός συνόλου δεδομένων σε ένα νέο σύστημα συντεταγμένων, με τρόπο ώστε το τελευταίο να είναι καταλληλότερο για την ανάλυση δεδομένων που επιβάλλει το πρόβλημα και η οποία και θα ακολουθήσει. Οι νέες συντεταγμένες προκύπτουν από έναν γραμμικό συνδυασμό των αρχικών μεταβλητών που αναπαρίστανται σε ένα ορθογώνιο σύστημα συντεταγμένων ενώ τα επικείμενα σημεία διατηρούν μια φθίνουσα σειρά στη τιμή της διακύμανσης τους. Η πρώτη πρωτογενής συνιστώσα κρατάει περισσότερες πληροφορίες δεδομένων από το δεύτερο κ.ο.κ. Οι πρωτογενείς συνιστώσες είναι σε αριθμό ίσες με τις αρχικές μεταβλητές και έχουν ίδια στατιστική πληροφορία.

Επανερχόμενοι στο πρόβλημά μας, θεωρούμε την πολυδιάστατη θέση του κεφαλιού σε κάθε καρτέ σαν ένα ξεχωριστό σημείο δεδομένων. Η θέση αυτή προκύπτει από τον μέσο όρο των N χαρακτηριστικών σημείων που έχουν εξαχθεί από το πρόσωπο. Πιο συγκεκριμένα, η θέση m_t του κεφαλιού στο καρτέ που αντιστοιχεί στη χρονική στιγμή t υπολογίζεται ως

$$m_t = [y_1(t), y_2(t), \dots, y_n(t)] . \quad (4.11)$$

Η μέση τιμή των θέσεων αυτών υπολογίζεται ως

$$\bar{m} = \frac{1}{|T|} \sum_{i=1}^T m_i , \quad (4.12)$$



Σχήμα 4.9: Το ζωνοπερατό φίλτρο Butterworth 5ης τάξης που υλοποιήθηκε.

και με βάση αυτή, ο πίνακας συνδιακύμανσης (covariance) υπολογίζεται ως

$$\Sigma_m = \frac{1}{T} \sum_{i=1}^T (m_t - \bar{m})(m_t - \bar{m})^T. \quad (4.13)$$

Χρησιμοποιούμε την PCA προκειμένου να βρούμε τους κύριους άξονες της μεταβολής της κίνησης, οι οποίοι θα είναι τα ιδιοδιανύσματα του πίνακα συνδιακύμανσης:

$$\Sigma_m \Phi_m = \Phi_m \Lambda_m, \quad (4.14)$$

όπου το Λ_m ορίζει έναν διαγώνιο πίνακα που αποτελείται από τις ιδιοτιμές $\lambda_1, \lambda_2, \dots, \lambda_N$, οι οποίες και αντιστοιχούν στα ιδιοδιανύσματα $\phi_1, \phi_2, \dots, \phi_N$ (στήλες του Φ_m). Κάθε ιδιοδιάνυσμα αντιπροσωπεύει την N -διάστατη κατεύθυνση και ένταση της κίνησης για όλα τα σημεία. Πρέπει να επισημάνουμε ότι τα ιδιοδιανύσματα αυτά διαφέρουν για κάθε υποκείμενο στο οποίο δοκιμάστηκε ο αλγόριθμος.

Έπειτα λαμβάνουμε το 1Δ σήμα $s_i(t)$ προβάλλοντας στο ϕ_i τον πίνακα M που περιέχει τις χρονοσειρές των σημείων που παρακολουθούνται ως εξής:

$$s_i(t) = \begin{pmatrix} m_1 \\ m_2 \\ \vdots \\ m_T \end{pmatrix} \cdot \phi_i. \quad (4.15)$$



Σχήμα 4.10: Το σήμα $y_{n,s}(t)$ που προκύπτει έπειτα από φιλτράρισμα του $y_n(t)$ με το φίλτρο Butterworth 5-ης τάξης που υλοποιήσαμε.

Πειραματικά, φάνηκε ότι αρκούν τα πρώτα 5 σήματα $s_i(t)$ που προκύπτουν από την προαναφερθείσα διαδικασία. Αυτά απεικονίζονται στο Σχήμα 4.11 μαζί με τους αντίστοιχους FFT.

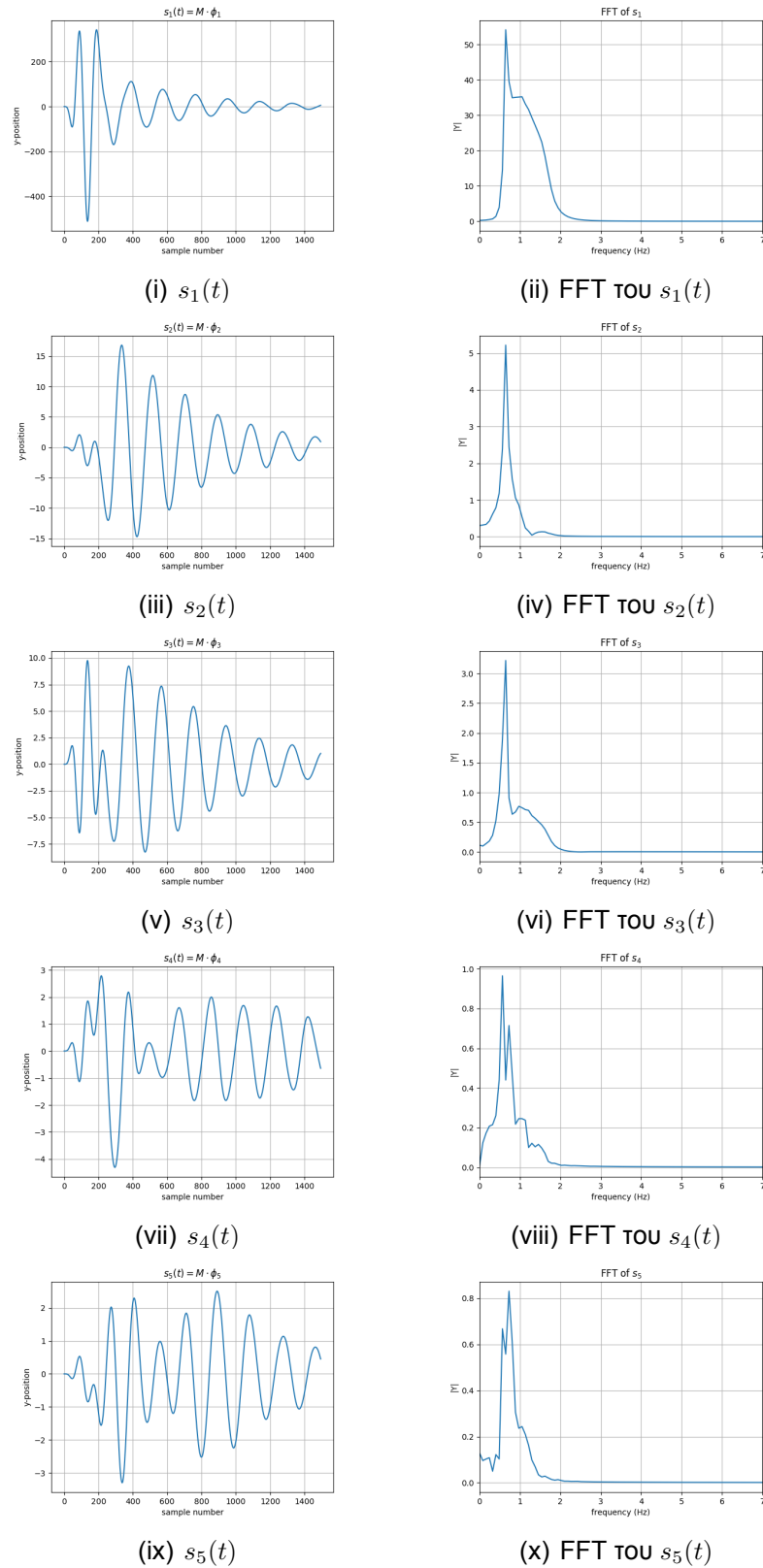
Καθώς ενδέχεται σε ένα βίντεο να υπάρχουν περίοδοι όπου το κεφάλι του υποκειμένου δεν κινείται με “ομαλό” τρόπο (π.χ., την ώρα που καταπίνει), ενδέχεται να προστίθεται κάποια διακύμανση στα διανύσματα θέσης. Προφανώς, αυτή θα επηρεάζει και την PCA. Για να αντιμετωπισθεί αυτό εμπειρικά, θα μπορούσε κανείς να “αγνοήσει” ένα ποσοστό α των m_t με τα μεγαλύτερα μέτρα (δηλαδή τις L_2 νόρμες), τα οποία και πιθανότατα θα προέρχονται από τις μη-ομαλές κινήσεις. Επισημαίνουμε ότι όλα τα m_t πρέπει να συμμετάσχουν στην προβολή (Εξ. 4.15), προκειμένου να παραχθεί ένα πλήρες σήμα. Η παράμετρος α θα μπορούσε να τεθεί εμπειρικά ίση με 25–30%, προκειμένου να ληφθούν ικανοποιητικά αποτελέσματα [4]. Ωστόσο, αυτό ξεφεύγει από το σκοπό της παρούσας εργασίας, όπου και όπως θα δούμε στο κεφάλαιο 6, θεωρούμε το υποκείμενο σε καθιστή θέση και ακίνητο.

4.3.6 Επιλογή σήματος και υπολογισμός καρδιακού ρυθμού

Όπως είδαμε στην ενότητα 4.3.5, η εφαρμογή της PCA και η προβολή των χρονοσειρών των σημείων που παρακολουθούνται στο πρόσωπο, οδηγεί στην κατασκευή των σημάτων $s_i(t)$. Παρατηρώντας τα 5 πρώτα σήματα στο Σχήμα 4.11, βγαίνει το συμπέρασμα ότι ένα από αυτά και συγκεκριμένα το $s_2(t)$ στο παρόν παράδειγμα, μπορεί να χαρακτηριστεί ως το

“πιο περιοδικό,” καθώς τα μέτρα των υπόλοιπων αρμονικών του σήματος είναι σημαντικά μικρότερα από το μέγιστο μέτρο του μετασχηματισμού Fourier, για όλα τα σήματα $s_i(t)$, $i = 1, 2, 3, 4, 5$. Εάν f_{pulse} η συχνότητα αυτή, τότε ο καρδιακός ρυθμός hr προσεγγίζεται από τη σχέση $hr = 60/f_{\text{pulse}}$ παλμοί ανά λεπτό. Η αξιολόγηση που κάναμε στην ενότητα 5.3 βασίστηκε σε αυτή την παρατήρηση.

Μέτρηση Καρδιακού Ρυθμού από Ακολουθίες Βίντεο



Σχήμα 4.11: Τα 5 πρώτα σήματα $s_i(t)$ που προκύπτουν έπειτα από εφαρμογή της PCA και οι αντίστοιχοι μετασχηματισμοί FFT.

5. ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗ

5.1 Εισαγωγή

Προκειμένου να μελετήσουμε το πώς υπολογίζεται ο καρδιακός ρυθμός με μη επεμβατικό τρόπο και χρησιμοποιώντας μια απλή web κάμερα, αναπτύξαμε τη μεθοδολογία που παρουσιάστηκε στο κεφάλαιο 4. Η ανάπτυξη έγινε με χρήση της γλώσσας προγραμματισμού Python 3.5¹. Χρησιμοποιήθηκαν οι εξής βιβλιοθήκες:

- OpenCV² για τη σύλληψη του βίντεο, την εξαγωγή και την παρακολούθηση των χαρακτηριστικών
- SciPy³ για την παρεμβολή, το χρονικό φιλτράρισμα και τον FFT
- scikit-learn⁴ για την PCA.

Σχεδιάσαμε ένα απλό πείραμα στο οποίο χρησιμοποιήσαμε δυο τυπικές, χαμηλού κόστους web κάμερες HD Logitech C270⁵ και C525⁶ για την καταγραφή των καρτέ βίντεο, η οποίες υποστηρίζουν μέγιστη ανάλυση έως 1280×720 με μέγιστη ανάλυση 30 frames/sec. Για την αξιολόγηση των αποτελεσμάτων χρησιμοποιήσαμε ένα περιβραχιόνιο Xiaomi Mi Band 1S⁷ (Σχήμα 5.1), κόστους περίπου 15€ που συνδέεται με το έξυπνο τηλέφωνο και διαθέτει αισθητήρα φωτοπληθυσμογραφίας και τέλος την εφαρμογή Android Instant Heart Rate : Heart Rate & Pulse Monitor⁸ (Σχήμα 5.2(ii)), η οποία αποτελεί μια εφαρμογή μέτρησης με φωτοπληθυσμογραφία και στην οποία απαιτείται τοποθέτηση του δακτύλου στην κάμερα του κινητού (Σχήμα 5.2(ii)). Η εφαρμογή έτρεχε σε ένα κινητό Xiaomi Redmi Note 2⁹ και επιλέχθηκε με κριτήριο τη δημοφιλία της (είχε χρησιμοποιηθεί από 10-50 εκατομμύρια χρήστες – το Google Play δεν δίνει πιο λεπτομερή στοιχεία) και είχε πάνω από 280 χιλιάδες αξιολογήσεις με μέσο όρο 4.3/5. Στο πείραμα συμμετείχαν συνολικά 10 υποκείμενα (5 γυναίκες, 5 άντρες) ηλικίας 22-38 ετών. Η διεξαγωγή του πειράματος έλαβε χώρα σε δύο διαφορετικά δωμάτια, τα οποία φωτίζονταν ταυτόχρονα και από τεχνητό φως (στην οροφή) και από φυσικό (από το παράθυρο). Δε χρησιμοποιήθηκε κάποια άλλη πηγή φωτισμού πέρα από αυτές.

5.2 Περιγραφή του πειράματος

Σκοπός του πειράματος που πραγματοποιήσαμε ήταν αφενός να εξετάσουμε την ακρίβεια του αλγορίθμου και αφετέρου να καταγράψουμε την εμπειρία του χρήστη από τη μη

¹<http://www.python.org>

²<http://opencv.org>

³<http://scipy.org>

⁴<http://scikit-learn.org>

⁵<http://www.logitech.com/en-ca/product/hd-webcam-c270>

⁶<https://www.logitech.com/en-us/product/hd-webcam-c525>

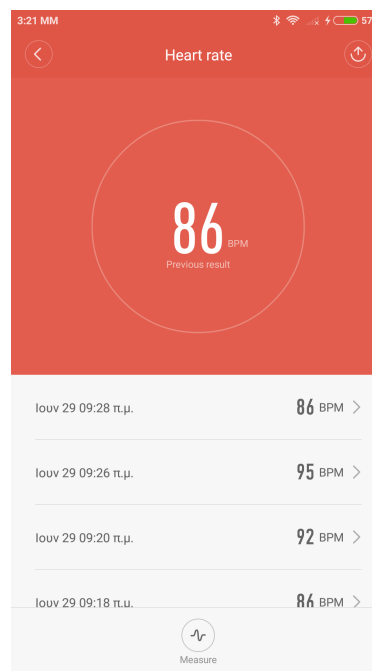
⁷<http://www.mi.com/en/miband/>

⁸<https://play.google.com/store/apps/details?id=si.modula.android.instantheartrate>

⁹<http://www.mi.com/en/note2/>



(i)

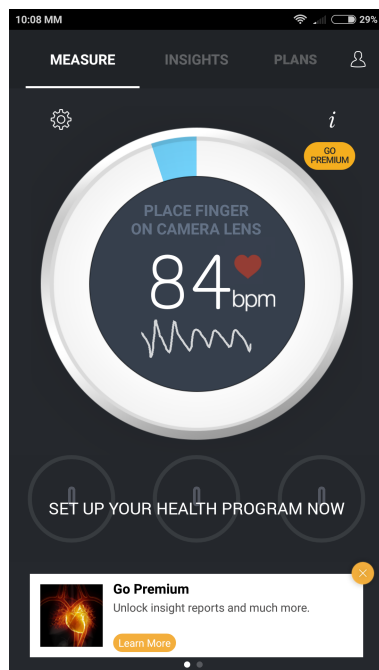


(ii)

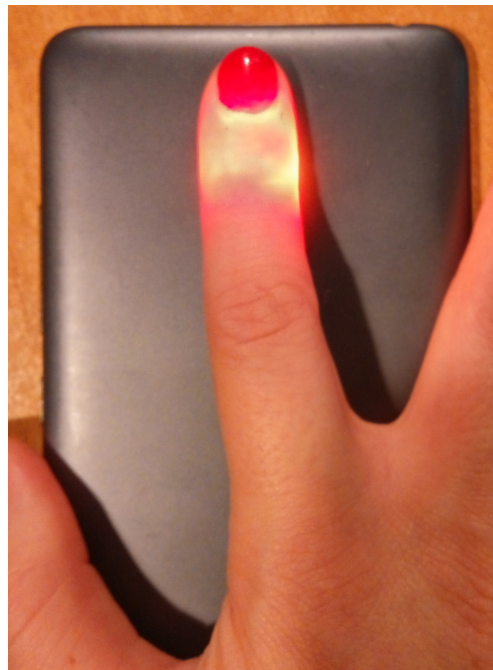
Σχήμα 5.1: (i) Η συσκευή Xiaomi Mi Band 1S. Διακρίνεται στο κάτω μέρος της ο αισθητήρας υπολογισμού του καρδιακού ρυθμού. (ii) Η εφαρμογή που χρησιμοποιείται στο κινητό τηλέφωνο για την προβολή του καρδιακού ρυθμού.

επεμβατική μέτρηση του καρδιακού ρυθμού, με χρήση κάμερας από απόσταση. Η διαδικασία που ορίσαμε ήταν η εξής: το υποκείμενο καθόταν σε μια καρέκλα, μπροστά από ένα γραφείο πάνω στο οποίο υπήρχε μια κάμερα που βρισκόταν στο ύψος του προσώπου. Το υποκείμενο βρισκόταν σε απόσταση περίπου 30-50cm από την κάμερα (Σχήμα 5.3). Τα υποκείμενα εξετάστηκαν σε δύο φάσεις: α) κατά την πρώτη φάση το υποκείμενο βρισκόταν σε ηρεμία και β) κατά τη δεύτερη φάση υπήρξε έντονη αθλητική δραστηριότητα για 5 περίπου λεπτά (γυμναστικό όργανο-ποδήλατο) προκειμένου να αλλάξει δραστικά ο καρδιακός ρυθμός και να ξεπεράσει δραστικά τους 100 παλμούς/δευτερόλεπτο, προκειμένου να διαπιστωθεί η απόδοση των μεθόδων σε μεγάλες τιμές καρδιακού ρυθμού. Στη φάση (α) συμμετείχαν και τα 10 υποκείμενα, εκ των οποίων τα 3 (2 γυναίκες, 1 άντρας) συμμετείχαν και στη φάση (β).

Κατά τη διάρκεια του πειράματος ζητήθηκε από τα υποκείμενα να είναι όσο το δυνατόν πιο ακίνητα και σε σχετικά όρθια θέση, χωρίς ωστόσο να υπάρχει ιδιαίτερη αυστηρότητα, ώστε να επιτύχουμε όσο το δυνατόν πιο ρεαλιστικές συνθήκες. Ταυτόχρονα, τα υποκείμενα είχαν το δάκτυλο του αριστερού χεριού στην κάμερα ενός κινητού τηλεφώνου στο οποίο έτρεχε η εφαρμογή Instant Heart Rate, ενώ στο δεξί φορούσαν το περιβραχιόνιο. Ένας βοηθός εκκινούσε και τις τρεις διαδικασίες μέτρησης, προκειμένου να μην αναγκάζονταν τα υποκείμενα να κάνουν απότομες κινήσεις οι οποίες θα μπορούσαν να επηρεάσουν και τους τρεις τρόπους μέτρησης. Στο σημείο αυτό θα πρέπει να αναφέρουμε ότι και οι τρεις τρόποι μέτρησης απαιτούσαν περίπου ίδιο χρόνο για την ολοκλήρωσή τους. Μόλις



(i)



(ii)

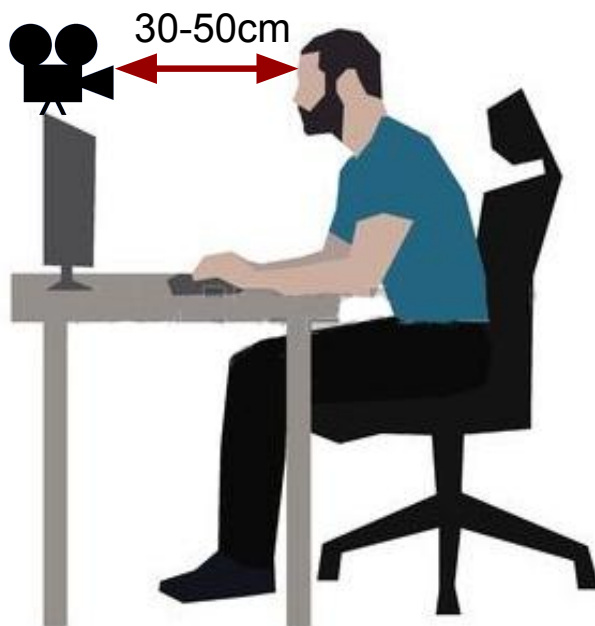
Σχήμα 5.2: (i) η εφαρμογή Android Instant Heart Rate : Heart Rate & Pulse Monitor, (ii) τρόπος μέτρησης

τέλειωνε μια ομάδα μετρήσεων, γινόταν επανάληψη έπειτα από μερικά δευτερόλεπτα. Από κάθε υποκείμενο πήραμε 10 μετρήσεις και στις δύο φάσεις.

5.3 Πειραματική αξιολόγηση

Στο σημείο αυτό παρουσιάζουμε τα αποτελέσματα των πειραμάτων που περιγράψαμε στην προηγούμενη ενότητα. Πιο συγκεκριμένα, στο Σχήμα 5.4 παρουσιάζουμε τις μετρήσεις που πραγματοποιήθηκαν στη φάση (α) για τα 5 πρώτα υποκείμενα, ενώ στο Σχήμα 5.5 για τα επόμενα 5. Οι μέσες τιμές για κάθε υποκείμενο, όπως υπολογίστηκαν και από τις τρεις μεθόδους παρουσιάζονται στον Πίνακα 5.1. Αντίστοιχα, οι μετρήσεις που πραγματοποιήθηκαν στη φάση (β) παρουσιάζονται στο Σχήμα 5.6 ενώ οι μέσες τιμές για κάθε υποκείμενο παρουσιάζονται στον Πίνακα 5.2.

Ο σκοπός της πειραματικής αξιολόγησης κατά τη φάση (α), αλλά και γενικά αυτής της εργασίας, δεν ήταν να συγκριθούν οι τρεις τεχνικές με κάποιο ιδιαίτερα ακριβές όργανο (όπως π.χ., τον ΗΚΓ), αλλά να διαπιστωθεί κατά πόσον οι τιμές μέτρησης που παρέχουν είναι σταθερές σε σύντομο χρονικό διάστημα. Φυσικά, θεωρούμε ότι καθώς τα υποκείμενα βρίσκονταν συνεχώς σε καθιστή θέση και χωρίς να δέχονται κάποιο ερέθισμα και οι μετρήσεις λαμβάνονταν σε σύντομα χρονικά διαστήματα, ο καρδιακός τους ρυθμός δε θα έπρεπε να διαφέρει αισθητά. Παρατηρώντας προσεκτικά τα Σχήματα 5.4 και 5.5, μπορούμε να συμπεράνουμε ότι γενικά και οι 3 μέθοδοι ακολουθούν πολύ συχνά την



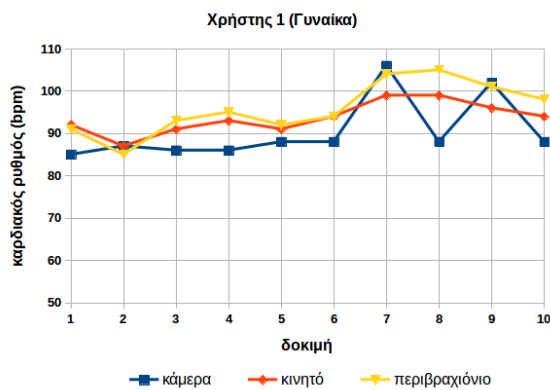
Σχήμα 5.3: Η στάση του υποκειμένου κατά την διεξαγωγή του πειράματος.

ίδια τάση μεταξύ μετρήσεων (αύξηση/μείωση/στασιμότητα). Ωστόσο υπάρχουν και περιπτώσεις που κάτι τέτοιο δε συμβαίνει. Το καλύτερο παράδειγμα είναι ο χρήστης 9, και το αμέσως επόμενο, πάντα κατά τη γνώμη μας ο χρήστης 6. Και οι δύο αυτοί χρήστες ήταν ιδιαίτερα εξοικειωμένοι και με τις 3 μεθοδολογίες, ενώ οι υπόλοιποι 8 τις χρησιμοποιούσαν για πρώτη φορά. Η μέθοδος με χρήση κάμερας είχε τυπική απόκλιση μεταξύ 4.7-8, αυτή με χρήση κινητού μεταξύ 3-6.1 ενώ τέλος με χρήση του περιβραχιονίου μεταξύ 2.8-6.2. Παρατηρώντας τις γραφικές παραστάσεις και τα αποτελέσματα του Πίνακα 5.1 μπορούμε να συμπεράνουμε μια ελαφριά υπεροχή της μεθόδου με το περιβραχιόνιο, ωστόσο και οι τρεις μέθοδοι φαίνεται ότι μπορούν να χρησιμοποιηθούν σε πρακτικές εφαρμογές. Παρόμοια συμπεράσματα μπορούν να εξαχθούν και για τη φάση (β) με τη διαφορά ότι μικρότερη τυπική απόκλιση εμφάνισε η μέθοδος με την κάμερα. Φυσικά, σε όλες τις περιπτώσεις φάνηκε ότι ο καρδιακός ρυθμός πέφτει σε φυσιολογικά επίπεδα σχετικά σύντομα, όπως ήταν και αναμενόμενο, καθώς κανένα από τα 3 υποκείμενα δεν είχε κάποιο πρόβλημα υγείας.

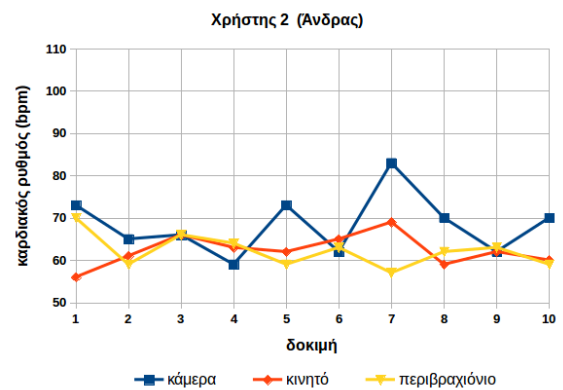
5.4 Αξιολόγηση εμπειρίας χρήσης

Για την αξιολόγηση της εμπειρίας χρήσης από την πλευρά του χρήστη και προκειμένου να συγκρίνουμε και τους τρεις τρόπους μέτρησης του καρδιακού ρυθμού που συμπεριλάβαμε στην πειραματική αξιολόγηση, δημιουργήσαμε ένα ερωτηματολόγιο. Για το σκοπό αυτό, μελετήσαμε καταξιωμένα και ευρέως αποδεκτά ερωτηματολόγια που έχουν εφαρμοστεί στο πεδίο της επικοινωνίας ανθρώπου-υπολογιστή. Πιο συγκεκριμένα, χρησιμοποιήσαμε ερωτήσεις από τις εργασίες των Chin et al. [10] και Lund [34]. Διαμορφώσαμε τις ερωτήσεις σε μια κλίμακα Likert [30] με τιμές 1-5 και χρησιμοποιήσαμε απλά βασικά στατιστικά, σύμφωνα με την τεχνική αναφορά του Bertram [7]. Πιο συγκεκριμένα, επιλέξαμε τη μεσαία τιμή

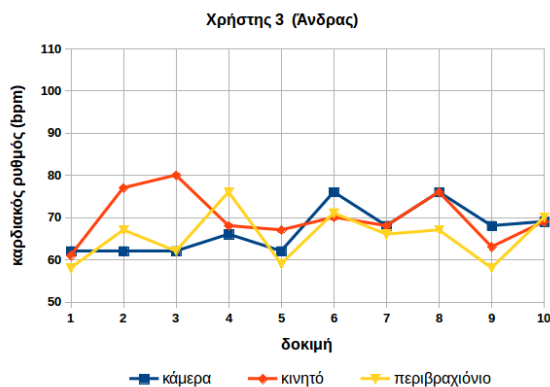
Μέτρηση Καρδιακού Ρυθμού από Ακολουθίες Βίντεο



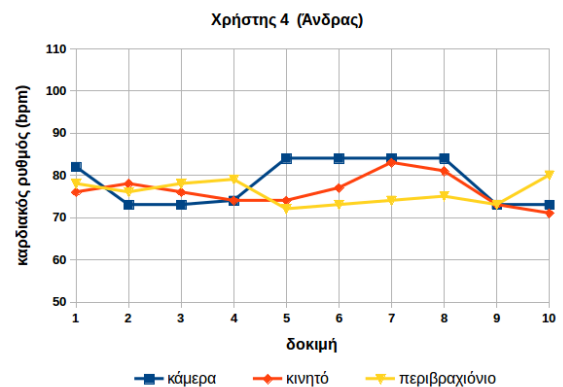
(i)



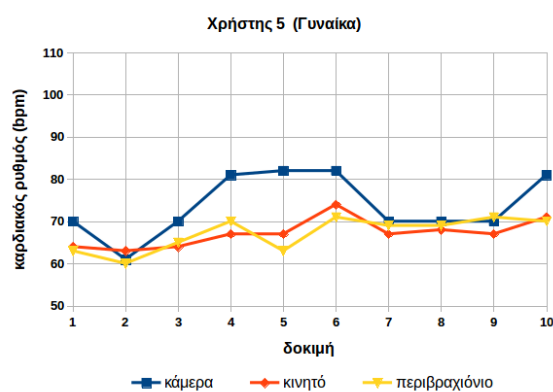
(ii)



(iii)



(iv)

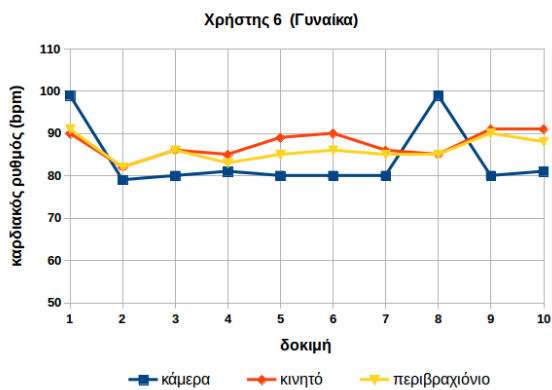


(v)

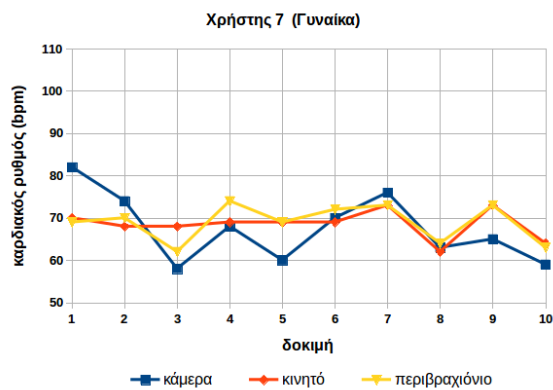
Σχήμα 5.4: Οι μετρήσεις του καρδιακού ρυθμού που λάβαμε από τα υποκείμενα 1-5 κατά την φάση (α) και με τις τρεις μεθόδους μέτρησης.

(median), τη συνηθέστερη τιμή (mode) καθώς και τις τιμές μεταξύ τεταρτημορίων (inter-quartile). Οι ερωτήσεις συνοψίζονται στον Πίνακα 5.3. Και οι 10 χρήστες απάντησαν στο ερωτηματολόγιο 1 φορά για κάθε μέθοδο, αφού ολοκλήρωσαν τη συμμετοχή τους στην

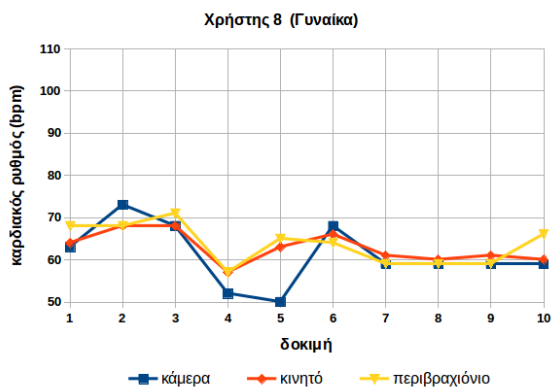
Μέτρηση Καρδιακού Ρυθμού από Ακολουθίες Βίντεο



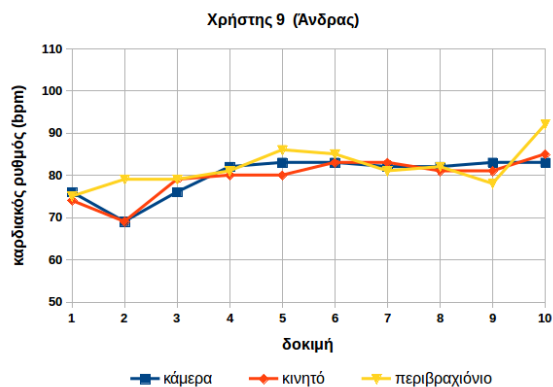
(i)



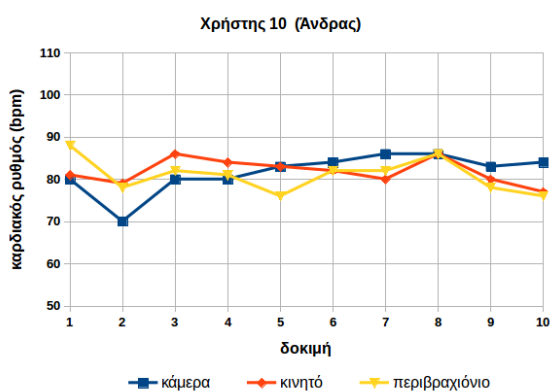
(ii)



(iii)



(iv)



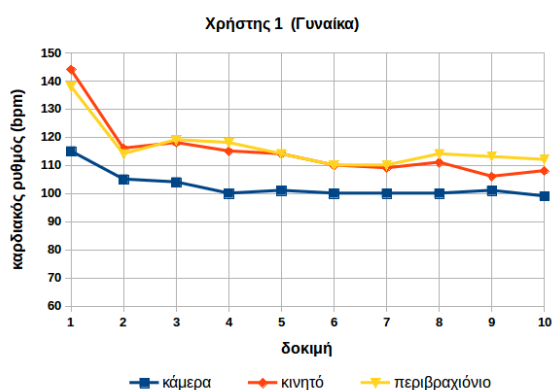
(v)

Σχήμα 5.5: Οι μετρήσεις του καρδιακού ρυθμού που λάβαμε από τα υποκείμενα 6-10 κατά την φάση (α) και με τις τρεις μεθόδους μέτρησης.

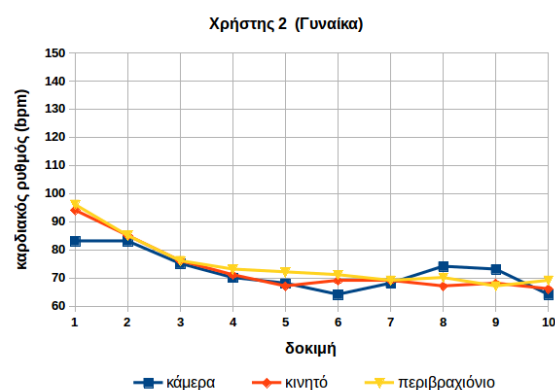
πειραματική αξιολόγηση. Τα αποτελέσματα έπειτα από την στατιστική επεξεργασία των απαντήσεων τους συνοψίζονται στον Πίνακα 5.4 για τη μέθοδο με χρήση κάμερας, στον Πίνακα 5.5 για μέθοδο με χρήση του κινητού τηλεφώνου και στον Πίνακα 5.6 για τη μέθοδο

Πίνακας 5.1: Μέση τιμή και τυπική απόκλιση των 10 μετρήσεων που λάβαμε από τα 10 υποκείμενα κατά την φάση (α) και με τις τρεις μεθόδους μέτρησης.

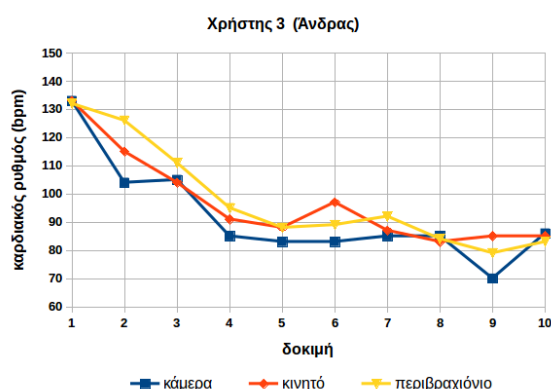
	κάμερα		κινητό		περιβραχιόνιο	
	μέση τιμή	τυπική απόκλιση	μέση τιμή	τυπική απόκλιση	μέση τιμή	τυπική απόκλιση
1	90.4	7.3	93.6	3.7	95.8	6.2
2	68.3	7.1	62.3	3.7	62.2	3.9
3	67.1	5.5	69.9	6.1	65.4	6.1
4	78.4	5.5	76.3	3.7	75.8	2.8
5	73.7	7.3	67.2	3.3	67.1	4.0
6	83.9	8.0	87.5	3.1	86.1	2.8
7	67.5	8.0	68.5	3.4	68.9	4.4
8	61.0	7.2	62.8	3.7	63.6	4.8
9	79.9	4.7	79.5	4.7	81.8	4.8
10	81.6	4.7	81.8	3.0	80.9	4.0



(i)



(ii)



(iii)

Σχήμα 5.6: Οι μετρήσεις του καρδιακού ρυθμού που λάβαμε από τα υποκείμενα κατά την φάση (β) και με τις τρεις μεθόδους μέτρησης.

με το περιβραχιόνιο. Επιπρόσθετα, επιλέξαμε τις 6 πιο σημαντικές (κατά τη γνώμη μας) ερωτήσεις (3, 4, 7, 10, 12, 13) και παρέχουμε και οπτικοποιημένα τα αποτελέσματα των

Πίνακας 5.2: Μέση τιμή και τυπική απόκλιση των 10 μετρήσεων που λάβαμε από τα 3 υποκείμενα κατά την φάση (β) και με τις τρεις μεθόδους μέτρησης.

	κάμερα		κινητό		περιβραχιόνιο	
	μέση τιμή	τυπική απόκλιση	μέση τιμή	τυπική απόκλιση	μέση τιμή	τυπική απόκλιση
1	102.5	4.8	115.1	10.8	116.2	8.2
2	65.8	6.6	66.6	9.5	74.8	9.0
3	91.9	17.7	96.8	16.2	97.9	18.6

απαντήσεων των χρηστών για κάθε μέθοδο. Πιο συγκεκριμένα για τη μέθοδο με χρήση κάμερας οι κατανομές των απαντήσεων απεικονίζονται στο Σχήμα 5.7, για τη μέθοδο με χρήση του κινητού τηλεφώνου στο Σχήμα 5.8 ενώ για τη μέθοδο με το περιβραχιόνιο στο Σχήμα 5.9.

Παρατηρώντας τα αποτελέσματα της αξιολόγησης της εμπειρίας χρήσης, κρίνουμε σκόπιμο να σχολιάσουμε ακολούθως τα πιο σημαντικά. Καταρχάς, η μέτρηση του καρδιακού ρυθμού με χρήση κάμερας φαίνεται να αποτελεί την προτιμητέα μέθοδο από τους χρήστες. Οι τιμές median και mode για όλες τις ερωτήσεις είναι στην πλειοψηφία τους ίσες ή ανώτερες από αυτές των άλλων δύο μεθόδων και μάλιστα έχουν τιμή τουλάχιστον ίση με 4 σε όλες τις περιπτώσεις. Αντίστοιχα ίσες ή μεγαλύτερες είναι και οι τιμές μεταξύ τεταρτημορίων. Όσον αφορά τις άλλες δύο μεθόδους, θεωρούμε ότι αυτή με το περιβραχιόνιο εμφανίζει μικρή αλλά καταγεγραμμένη υπεροχή στις απαντήσεις των χρηστών. Πιθανολογούμε ότι ρόλο σε αυτό παίζει το γεγονός ότι κατά τη μέτρηση με το κινητό τηλέφωνο, πολλοί χρήστες “παραπονέθηκαν” ότι το έντονο φως από το φλας του κινητού τους προκαλούσε ένα αίσθημα “καψίματος” έπειτα από κάποια δευτερόλεπτα. Επίσης, καθώς ζητήσαμε από τους χρήστες να απαντούν σε κάθε περίπτωση έχοντας στο μυαλό τους ότι θα πραγματοποιούσαν την κάθε μέτρηση χωρίς καμία εξωτερική βοήθεια, έπειτα από διάλογο μαζί τους καταλάβαμε ότι ο τρόπος με τον οποίο γίνεται η μέτρηση με το κινητό (Σχήμα 5.2) φάνηκε να τους δυσκολεύει αρχικά και να απαιτεί σημαντικά μεγαλύτερο χρόνο προσαρμογής. Όσον αφορά τη μέτρηση με χρήση κάμερας, οι χρήστες αμέσως κατάλαβαν τη στάση την οποία πρέπει να έχουν και δε φάνηκε να δυσκολεύονται καθόλου να λάβουν μέτρηση του καρδιακού ρυθμού, κάτι που θεωρούμε ότι αποτυπώνεται και στις απαντήσεις τους. Τέλος, η μέτρηση με το περιβραχιόνιο απαιτούσε καλή (αλλά σε καμία περίπτωση “σφικτή”) προσαρμογή του στο βραχίονα των χρηστών. Αυτό φάνηκε φυσιολογικό στους χρήστες και καθόλου ενοχλητικό.

Πίνακας 5.3: Το ερωτηματολόγιο που δόθηκε στους χρήστες για την αξιολόγηση της εμπειρίας τους κατά τη μέτρηση του καρδιακού τους ρυθμού με χρήση των τριών μεθόδων που χρησιμοποιήσαμε για την αξιολόγηση.

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

Πίνακας 5.4: Στατιστική ανάλυση των αποτελεσμάτων της αξιολόγησης εμπειρίας χρήσης για την εφαρμογή μέτρησης του καρδιακού ρυθμού με χρήση κάμερας (median: μεσαία τιμή, mode: συχνότερη τιμή, Qi: i-οστή τιμή μεταξύ τεταρτημορίων).

ερώτηση	κάμερα									
	στατιστικά		inter-quartile range				απάντηση			
	median	mode	Q1	Q2	Q3	Q4	1	2	3	4 5
1	5	5	4.25	5	5	5	0	0	1	2 7
2	4	5	3.25	4	5	5	0	1	2	3 4
3	4	4	4	4	4	4	0	0	1	9 0
4	4	4	4	4	4.25	5	0	0	0	7 3
5	5	5	4.25	4	5	5	0	0	0	3 7
6	5	5	4	4	5	5	0	0	0	4 6
7	4	4	3.25	4	4.25	5	0	0	3	5 2
8	4	4	4	4	4	5	1	0	1	7 1
9	4	4	3.25	4	5	5	0	1	2	4 3
10	4	4	4	4	5	5	0	1	1	5 3
11	5	5	4.25	5	5	5	0	0	0	3 7
12	5	5	5	5	5	5	0	0	0	2 8
13	4	4	3.25	4	4.25	5	0	1	2	5 2
14	4	4	4	4	5	5	0	0	1	5 4
15	5	5	4	4	5	5	0	0	2	2 6

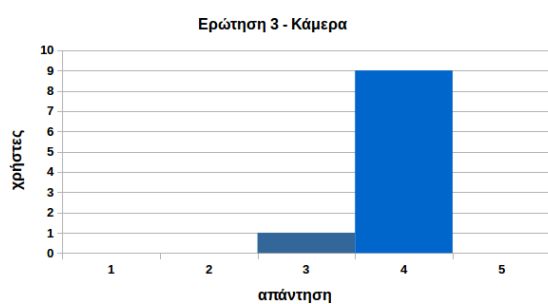
Πίνακας 5.5: Στατιστική ανάλυση των αποτελεσμάτων της αξιολόγησης εμπειρίας χρήσης για την εφαρμογή μέτρησης του καρδιακού ρυθμού με χρήση κινητού τηλεφώνου (median: μεσαία τιμή, mode: συχνότερη τιμή, Qi: i-οστή τιμή μεταξύ τεταρτημορίων).

κίνητό											
ερώτηση	στατιστικά		inter-quartile range				απάντηση				
	median	mode	Q1	Q2	Q3	Q4	1	2	3	4	5
1	4	4	4	4	4.25	5	0	0	0	7	3
2	4	4	4	4	5	5	0	0	1	6	3
3	4	3	3	3	4.25	5	0	0	4	4	2
4	4	3	3	3	4.25	5	0	1	3	3	3
5	4.5	4	4	4	5	5	0	0	0	5	5
6	4	4	4	4	5	5	0	0	0	7	3
7	4	4	3	3	4.25	5	1	1	2	4	2
8	4	4	4	4	4	5	0	0	2	6	2
9	4	4	3.25	3	4.25	5	0	1	2	5	2
10	3.5	3	3	3	4.25	5	0	1	4	3	2
11	4	4	4	4	5	5	0	0	0	6	4
12	4.5	5	4	4	5	5	0	0	1	4	5
13	4	4	3.25	3	4	5	1	1	1	5	2
14	4	4	4	4	4	5	0	0	1	7	2
15	4	4	3.25	4	4.25	5	0	0	3	4	3

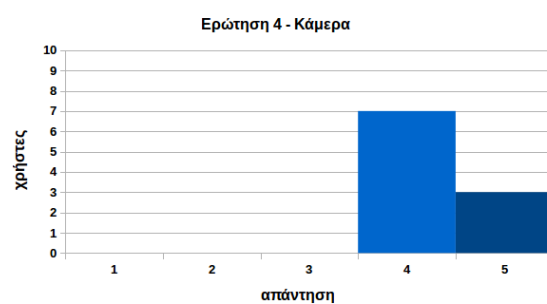
Πίνακας 5.6: Στατιστική ανάλυση των αποτελεσμάτων της αξιολόγησης εμπειρίας χρήσης για την εφαρμογή μέτρησης του καρδιακού ρυθμού με χρήση περιβραχιονίου (median: μεσαία τιμή, mode: συχνότερη τιμή, Qi: i-οστή τιμή μεταξύ τεταρτημορίων).

περιβραχιόνιο											
ερώτηση	στατιστικά		inter-quartile range				απάντηση				
	median	mode	Q1	Q2	Q3	Q4	1	2	3	4	5
1	4.5	5	4	4	5	5	0	0	1	4	5
2	4	4	4	4	4.25	5	0	1	1	6	2
3	4	4	4	4	5	5	0	0	2	4	4
4	5	5	4	4	5	5	0	0	1	3	6
5	4	4	4	4	5	5	0	0	2	4	4
6	4	4	3.25	3	4.25	5	0	1	2	5	2
7	4	4	3.25	3	4	5	0	0	3	4	3
8	4	4	3.25	3	4.25	5	0	0	3	5	2
9	4	4	4	4	4	5	0	0	2	7	1
10	4	4	4	4	5	5	0	0	0	6	4
11	5	5	5	5	5	5	0	0	0	2	8
12	4	4	3.25	3	4	5	0	0	3	5	2
13	4	4	4	4	4.25	5	0	0	0	7	3
14	4	4	4	4	4.25	5	0	0	1	5	4
15	4	4	4	4	5	5	0	0	1	5	4

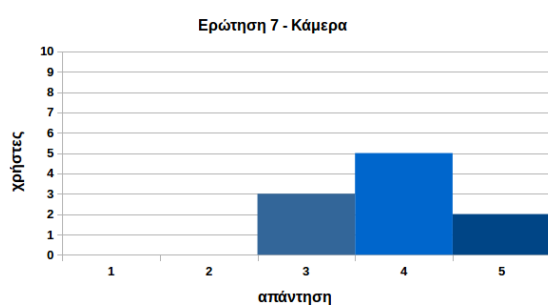
Μέτρηση Καρδιακού Ρυθμού από Ακολουθίες Βίντεο



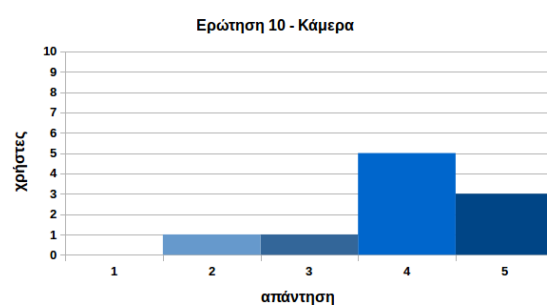
(i)



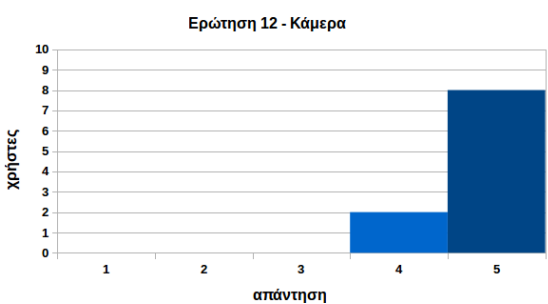
(ii)



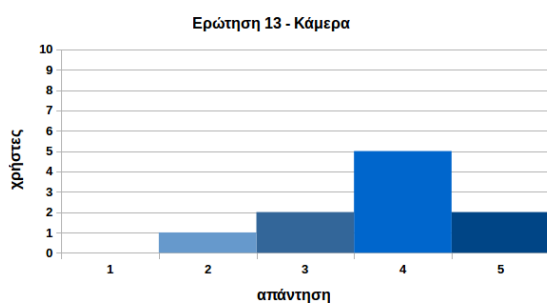
(iii)



(iv)



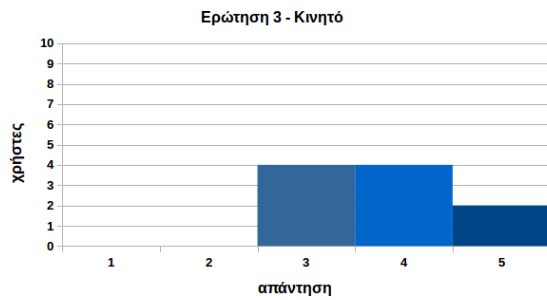
(v)



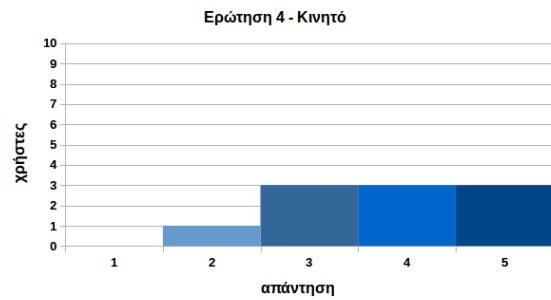
(vi)

Σχήμα 5.7: Οι κατανομές των απαντήσεων των χρηστών στις πιο σημαντικές ερωτήσεις, όσον αφορά τη μέθοδο μέτρησης καρδιακού ρυθμού με χρήση κάμερας.

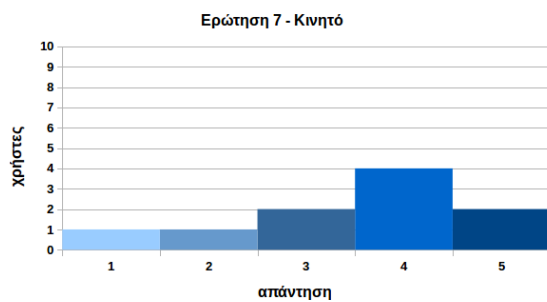
Μέτρηση Καρδιακού Ρυθμού από Ακολουθίες Βίντεο



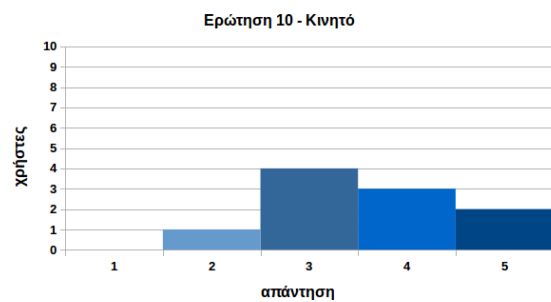
(i)



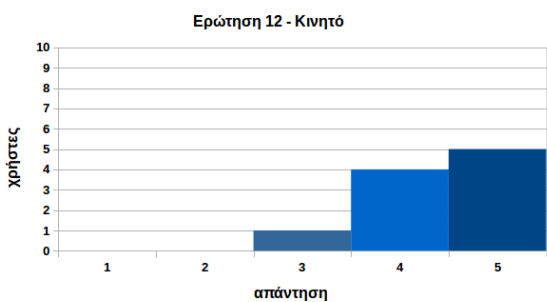
(ii)



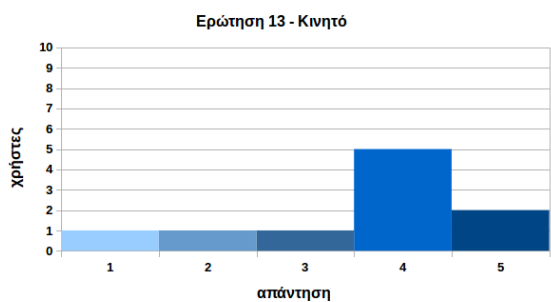
(iii)



(iv)



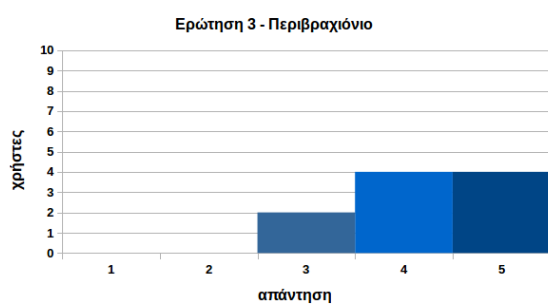
(v)



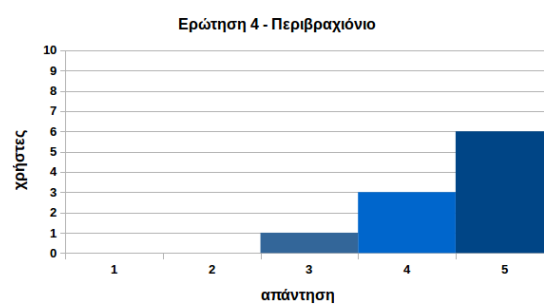
(vi)

Σχήμα 5.8: Οι κατανομές των απαντήσεων των χρηστών στις πιο σημαντικές ερωτήσεις, όσον αφορά τη μέθοδο μέτρησης καρδιακού ρυθμού με χρήση κινητού τηλεφώνου.

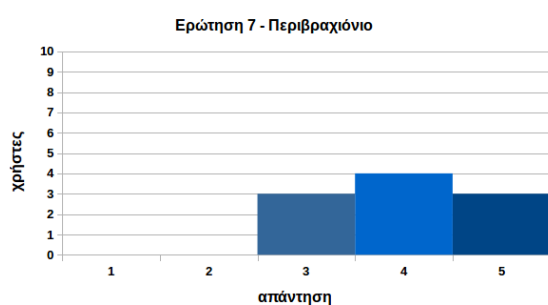
Μέτρηση Καρδιακού Ρυθμού από Ακολουθίες Βίντεο



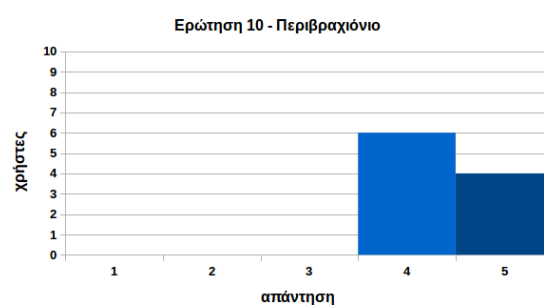
(i)



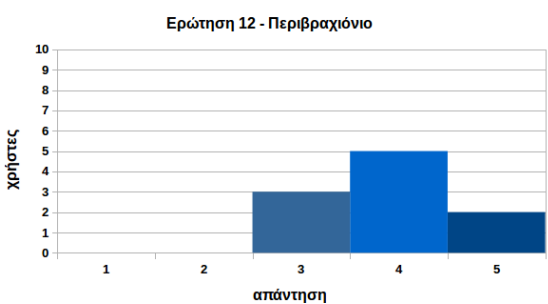
(ii)



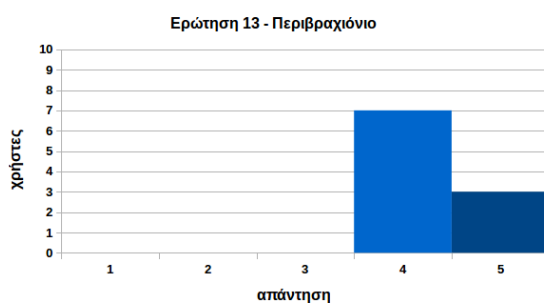
(iii)



(iv)



(v)



(vi)

Σχήμα 5.9: Οι κατανομές των απαντήσεων των χρηστών στις πιο σημαντικές ερωτήσεις, όσον αφορά τη μέθοδο μέτρησης καρδιακού ρυθμού με χρήση του περιβραχιονίου.

6. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ – ΜΕΛΛΟΝΤΙΚΕΣ ΕΠΕΚΤΑΣΕΙΣ

6.1 Σύνοψη

Στην εργασία αυτή μελετήθηκε το πρόβλημα της μέτρησης του καρδιακού ρυθμού από ακολουθίες βίντεο. Παρουσιάστηκε αρχικά η φυσιολογία και η λειτουργία της καρδιάς, καθώς και οι πιο συνήθεις συσκευές που χρησιμοποιούνται για τη μέτρηση του καρδιακού ρυθμού. Διαφάνηκε ωστόσο ότι όλες είναι από λίγο έως πολύ επεμβατικές με την έννοια ότι απαιτείται η επαφή με κάποιο σημείο του σώματος, πολλές φορές για παρατεταμένο χρονικό διάστημα. Σκοπός της εργασίας ήταν η υλοποίηση μιας τεχνικής μέτρησης του καρδιακού ρυθμού από απόσταση, η οποία απαιτεί τη χρήση μιας web κάμερας και έναν απλό προσωπικό υπολογιστή. Η τεχνική που υλοποιήσαμε βασίζεται σε χαρακτηριστικά που εξάγονται από περιοχές του προσώπου και παρακολουθούνται. Για κάθε ένα από αυτά κατασκευάζεται μια χρονοσειρά, η οποία και απεικονίζει την y -συνιστώσα ως προς το χρόνο. Έπειτα από χρονικό φιλτράρισμα σε κατάλληλη περιοχή του χώρου των συχνοτήτων, προκειμένου να εξαλειφθεί τυχόν θόρυβος, αλλά και συχνοτικό περιεχόμενο που οφείλεται σε άλλες αιτίες (π.χ., την αναπνοή), γίνεται επιλογή των πιο σημαντικών χρονοσειρών και από αυτές η εκτίμηση του καρδιακού ρυθμού. Κατά τη διάρκεια του πειράματος, δεν υπάρχει ειδικός φωτισμός και το υποκείμενο βρίσκεται σε καθιστή θέση, κοιτώντας την κάμερα και χωρίς να κάνει έντονες κινήσεις. Η διαδικασία κρατάει μερικά δευτερόλεπτα. Συγκρίναμε τη μέθοδο αυτή με δύο συνήθεις μεθόδους που χρησιμοποιούνται καθημερινά από πολλούς χρήστες, μια εφαρμογή που λειτουργεί σε κινητό τηλέφωνο, χρησιμοποιώντας την ενσωματωμένη του κάμερα, καθώς και ένα περιβραχιόνιο που χρησιμοποιεί φωτοπληθυσμογραφία.

6.2 Συμπεράσματα από σχετικές εργασίες

Μελετώντας το state-of-the art της σχετικής ερευνητικής περιοχής, φάνηκε ότι οι εργασίες που έχουν δημοσιευθεί την τελευταία δεκαετία μπορούν να χωριστούν σε δύο μεγάλες κατηγορίες. Η πρώτη, στο πλαίσιο της οποίας εντάσσεται και η παρούσα εργασία, αφορά τεχνικές στις οποίες η κάμερα είναι τοποθετημένη σε σχετική απόσταση από το χρήστη. Εξάγεται κατά κύριο λόγο χρωματική πληροφορία είτε από όλο το πρόσωπο, είτε από περιοχές του, οι οποίες και καθορίζονται με κάποιο ευρετικό ή πειραματικό τρόπο. Σπάνια, χρησιμοποιούνται άλλες περιοχές, π.χ., ο λαιμός. Η πληροφορία αυτή αφορά συνήθως και τα 3 χρωματικά κανάλια. Και στο βήμα αυτό υπάρχουν διαφορετικοί τρόποι προσέγγισης. Πολλές προσεγγίσεις χρησιμοποιούν και τα τρία κανάλια, άλλες πάλι επιλέγουν ένα από αυτά. Δε λείπουν και οι προσεγγίσεις που χρησιμοποιούν απλά τη φωτεινότητα του προσώπου (μονοχρωματική εικόνα). Σε κάθε περίπτωση δημιουργείται μία ή περισσότερες χρονοσειρές που αντιπροσωπεύουν τη μεταβολή της χρωματικής πληροφορίας σε κάποια σημεία του προσώπου. Συνήθως υπάρχει ένα στάδιο στο οποίο γίνεται η επιλογή των χρονοσειρών που είναι πιο αντιπροσωπευτικές και με βάση αυτές ο καρδιακός ρυθμός υπολογίζεται είτε με επιλογή κορυφών στο πεδίο του χρόνου, είτε με επιλογή της πιο ισχυ-

ρής συχνότητας, έπειτα από κάποιο μετασχηματισμό Fourier. Η δεύτερη μεγάλη κατηγορία περιλαμβάνει τεχνικές οι οποίες εφαρμόζονται σε κινητά τηλέφωνα και χρησιμοποιούν την ενσωματωμένη τους κάμερα. Κατά κανόνα οι τεχνικές αυτές είναι απλούστερες από άποψη υπολογιστικής πολυπλοκότητας, παραλείποντας συνήθως την επιλογή περιοχής, την επιλογή σήματος αλλά και την ανάλυση στο πεδίο των συχνοτήτων που είναι υπολογιστικά “ακριβές” διαδικασίες. Η μέθοδος που επιλέξαμε να υλοποιήσουμε ακολουθεί με συνέπεια τα στάδια της πρώτης από τις προαναφερθείσες κατηγορίες.

6.3 Συμπεράσματα πειραμάτων

Η πειραματική αξιολόγηση της μέτρησης του καρδιακού ρυθμού με τη χρήση κάμερας έγινε σε δύο μέρη. Στο πρώτο έγινε σύγκριση των τιμών που υπολογίζονται σε σχέση με τις προαναφερθείσες (εφαρμογή κινητού τηλεφώνου και έξυπνο περιβραχιόνιο). Διαπιστώθηκε ότι γενικά οι τιμές που υπολογίζονται είναι πολύ κοντά ανάμεσα σε όλες τις τεχνικές. Στο δεύτερο μέρος έγινε αξιολόγηση της εμπειρίας χρήσης από απλούς χρήστες, όπου και φάνηκε ότι αυτοί προτιμούν την ανέπαφη μέθοδο με χρήση κάμερας. Δοκιμάσαμε τη μέθοδο που υλοποιήσαμε με χρήση δύο διαφορετικών web καμερών χαμηλού κόστους. Τα πειράματα έγιναν σε δύο όχι ιδιαίτερα σύγχρονους προσωπικούς υπολογιστές, οι οποίοι διέθεταν επεξεργαστές Intel®Core™i7-930 (μοντέλο 2010) και Intel®Core™i7-2540M (μοντέλο 2011) με μνήμη 12GB και 4GB, αντίστοιχα. Σε όλες τις περιπτώσεις ο αλγόριθμος χρειάστηκε μερικά δευτερόλεπτα (10-12), χρόνος που είναι συγκρίσιμος με αυτόν που απαιτείται από τις άλλες δύο μεθόδους. Δείξαμε ότι η μέτρηση του καρδιακού ρυθμού μπορεί να πραγματοποιηθεί με επιτυχία σε φυσιολογικές και συνήθεις συνθήκες φωτισμού, χωρίς να απαιτείται κάποιου είδους “εκπαίδευση” από την πλευρά του χρήστη. Συνεπώς, θεωρούμε ότι η ανέπαφη μέθοδος έχει όλες τις προϋποθέσεις να εξελιχθεί και αυτή σε μια καθημερινή και δημοφιλή εφαρμογή.

6.4 Πιθανές εφαρμογές χρήσης του συστήματος

Μη επεμβατικά συστήματα όπως αυτό που υλοποιήσαμε είναι αρκετά χρήσιμα στις μέρες μας διότι είναι αφενός πολύ οικονομικά και αφετέρου απλά στη χρήση τους, χωρίς να τους προκαλούν δυσφορία όπως οι κοινές συσκευές ΗΚΓ. Μπορούν να βρουν πολλές εφαρμογές, όπως ενδεικτικά οι ακόλουθες:

- α. κατ'οίκον παρακολούθηση ηλικιωμένων ατόμων, π.χ., μέσω της ενσωματωμένης κάμερας που διαθέτουν αρκετές τηλεοράσεις ή φορητοί υπολογιστές, καθώς και έξυπνοι καθρέφτες.
- β. ενσωμάτωση σε συσκευές παρακολούθησης βρεφών που διαθέτουν κάμερα
- γ. ενσωμάτωση σε οχήματα για την παρακολούθηση οδηγών, π.χ., με κάμερα που θα είναι ενσωματωμένη στο τιμόνι ή στο ταμπλό του οχήματος
- δ. παρακολούθηση αθλητών ή ατόμων που γυμνάζονται σε στατικά όργανα, π.χ., σε ποδήλατα ή διάδρομο γυμναστικής

Σε όλες αυτές τις περιπτώσεις, ο χρήστης είτε δε θα γνωρίζει ότι παρακολουθείται, είτε δε θα νιώθει ότι παρακολουθείται καθώς οι αλγόριθμοι θα τρέχουν σε συσκευές που έτσι κι αλλιώς διαθέτει και χρησιμοποιεί. Τονίζουμε ότι ο αλγόριθμος δεν απαιτεί καμία αποθήκευση των δεδομένων βίντεο, συνεπώς δεν υπάρχει κίνδυνος για παραβίαση προσωπικών δεδομένων.

Επίσης τέτοιοι αλγόριθμοι μπορούν να βρουν πεδίο εφαρμογής στην τηλεϊατρική. Ήδη οι ιδέες για ολοκληρωμένα συστήματα παρακολούθησης ασθενών στο σπίτι άρχισαν να εμφανίζονται από τα τέλη της δεκαετίας του '90 [53, 12]. Οι ασθενείς μπορούν να πραγματοποιούν μέρος της θεραπείας τους στο σπίτι και η παρακολούθησή τους να γίνεται από τον ιατρό τους μέσω του διαδικτύου. Σε ένα τέτοιο πλαίσιο μπορεί να ενταχθεί και ο αλγόριθμος που υλοποιήσαμε, και σε περίπτωση π.χ., που ανιχνεύει ανωμαλίες ή έκτακτες καταστάσεις να ειδοποιεί για ιατρική βοήθεια.

6.5 Μελλοντικές επεκτάσεις

Στην παρούσα εργασία ιδιαίτερο βάρος δόθηκε στην μελέτη της ερευνητικής περιοχής της μη επεμβατικής μέτρησης του καρδιακού ρυθμού με χρήση απλής κάμερας. Η μέθοδος που υλοποιήθηκε, έπειτα από την αξιολόγησή της τόσο σε ποσοτικό όσο και ποιοτικό επίπεδο ενέπλεξε αρκετούς χρήστες και οδήγησε στην εξαγωγή χρήσιμων συμπερασμάτων για πιθανές ερευνητικές επεκτάσεις. Θεωρούμε ότι υπάρχουν σημαντικά περιθώρια βελτίωσης όσον αφορά την εξαγωγή των χαρακτηριστικών σημείων, όπου είναι εφικτό να διερευνηθούν και διάφορες άλλες προσεγγίσεις όπως π.χ. οι αλγόριθμοι SIFT [32], SURF [5] κλπ., οι οποίοι έχουν χρησιμοποιηθεί στη βιβλιογραφία με μεγάλη επιτυχία για εξαγωγή, ταίριασμα και παρακολούθηση σημείων και στο πλαίσιο της παρούσας εφαρμογής να χρησιμοποιηθούν ενδεχομένως σε συνδυασμό με χρώμα. Επίσης, ο αλγόριθμος παρακολούθησης μπορεί να επεκταθεί έτσι ώστε σε προκαθορισμένα διαστήματα να επαναεξάγει τα σημεία, προκειμένου να επιτυγχάνεται ακριβέστερη παρακολούθηση. Θεωρούμε επίσης ότι θα μπορούσαν να διερευνηθούν μέθοδοι για την αντιστάθμιση της κίνησης του υποκειμένου, έτσι ώστε να μπορεί να παρακολουθείται και σε πιο φυσικές συνθήκες σε σχέση με αυτές που ορίσαμε στα πειράματά μας. Τέλος, σύμφωνα και με όσα αναφέραμε προηγουμένως, θεωρούμε ότι μια τέτοια τεχνική θα μπορούσε με επιτυχία να υλοποιηθεί σε κάποιο χαμηλού κόστους υπολογιστικό σύστημα (όπως π.χ., το Raspberry Pi¹) και να εκμεταλλευθεί τις δυνατότητες διασυνδεσιμότητας που προσφέρει το “διαδίκτυο-των-πραγμάτων” (Internet-of-Things) [3] και να ενταχθεί σε μια πλατφόρμα υποβοήθησης της διαβίωσης ασθενών σε μεγάλη κλίμακα.

¹<https://www.raspberrypi.org/>

Μέτρηση Καρδιακού Ρυθμού από Ακολουθίες Βίντεο

ΣΥΝΤΟΜΟΓΡΑΦΙΕΣ - ΑΚΡΩΝΥΜΙΑ

ΗΚΓ	Ηλεκτροκαρδιογράφημα
ΜΕΘ	Μονάδα Εντατικής Θεραπείας
AR	Auto Regressive spectral analysis
bpm	beats per minute
CC	Correlation Coefficient
dB	Decibel
DCT	Discrete Cosine Transform
DRLSE	Distance Regularized Level Set Evolution
DRMF	Discriminative Response Map Fitting
EVM	Eulerian Video Magnification
FFT	Fast Fourier Transform
fps	frames per second
GFtT	Good Features to Track
HRV	Heart Rate Variability
Hz	Hertz
ICA	Independent Component Analysis
IVA	Independent Vector Analysis
KLT	Kanade-Lucas-Tomasi
LCD	Liquid Crystal Display
LED	Light-Emitting Diode
M-CCA	Multiset-Canonical Correlation Analysis
mono	monochrome
PCA	Principal component analysis
PD	Peak Detection
PG	periodogram

PPG	Photoplethysmogram
PSD	Power Spectral Density
PTT	Pulse Transit Time
RGB	Red, Green, Blue
RGBCO	Red,Green,Blue,Cyan,Orange
SIDS	Sudden Infant Death Syndrome
SNR	Signal-to-Noise Ratio
SOBI	Second-Order Blind Identification
SSD	Sum-of-Squared-Difference
SWA	Signal Weighting Analysis
TFR	Time Frequency Representation analysis
ZC	Zero Crossings

ΑΝΑΦΟΡΕΣ

- [1] Al-Naji, A., & Chahl, J. (2017). *Contactless cardiac activity detection based on head motion magnification*. International Journal of Image and Graphics, 17(01), 1750001.
- [2] Asthana, A., Zafeiriou, S., Cheng, S., & Pantic, M. (2013). *Robust discriminative response map fitting with constrained local models*. In Proceedings of the IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (pp. 3444-3451).
- [3] Atzori, L., Iera, A., & Morabito, G. (2010). *The internet of things: A survey*. Computer networks, 54(15), 2787-2805.
- [4] Balakrishnan, G., Durand, F., & Guttag, J. (2013). *Detecting pulse from head motions in video*. In Proceedings of the IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (pp. 3430-3437).
- [5] Bay, H., Ess, A., Tuytelaars, T., & Van Gool, L. (2008). *Speeded-up robust features (SURF)*. Computer vision and image understanding, 110(3), 346-359.
- [6] Belouchrani, A., Abed-Meraim, K., Cardoso, J. F., & Moulines, E. (1997). *A blind source separation technique using second-order statistics*. IEEE Transactions on signal processing, 45(2), 434-444.
- [7] Bertram, D. (2007). *Likert Scales... are the meaning of life*. CPSC 681–Topic Report.
- [8] Blackford, E. B., & Estepp, J. R. (2017, February). *Using consumer-grade devices for multi-imager non-contact imaging photoplethysmography*. In Proc. of SPIE Vol (Vol. 10072, pp. 100720P-1).
- [9] Cardoso, J. F., & Souloumiac, A. (1993, December). *Blind beamforming for non-Gaussian signals*. In IEE Proceedings F (Radar and Signal Processing) (Vol. 140, No. 6, pp. 362-370). IET Digital Library.
- [10] Chin, J.P., Diehl, V.A. & Norman, K.L. (1988). *Development of an Instrument Measuring User Satisfaction of the Human-Computer Interface*. ACM CHI'88 Proceedings, 213-218
- [11] Comon, P. (1994). *Independent component analysis, a new concept?*. Signal processing, 36(3), 287-314.
- [12] Demongeot, J., Virone, G., Duchêne, F., Benchetrit, G., Hervé, T., Noury, N., & Rialle, V. (2002). *Multi-sensors acquisition, data fusion, knowledge mining and alarm triggering in health smart homes for elderly people*. Comptes Rendus Biologies, 325(6), 673-682.
- [13] Fox, K., Borer, J. S., Camm, A. J., Danchin, N., Ferrari, R., Sendon, J. L. L., ... & Heart Rate Working Group. (2007). *Resting heart rate in cardiovascular disease*. Journal of the American College of Cardiology, 50(9), 823-830.
- [14] Grimaldi, D., Kurylyak, Y., Lamonaca, F., & Nastro, A. (2011, September). *Photoplethysmography detection by smartphone's videocamera*. In Intelligent Data Acquisition and Advanced Computing Systems (IDAACS), 2011 IEEE 6th International Conference on (Vol. 1, pp. 488-491). IEEE.
- [15] Guo, Z., Wang, Z. J., & Shen, Z. (2014, May). *Physiological Parameter monitoring of drivers based on video data and independent vector analysis*. In Acoustics, Speech and Signal Processing (ICASSP), 2014 IEEE International Conference on (pp. 4374-4378). IEEE.
- [16] Gupta, O., McDuff, D., & Raskar, R. (2016). *Real-Time Physiological Measurement and Visualization Using a Synchronized Multi-Camera System*. In Proceedings of the IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition Workshops (pp. 46-53).
- [17] Da He, D., Winokur, E. S., & Sodini, C. G. (2011, August). *A continuous, wearable, and wireless heart monitor using head ballistocardiogram (BCG) and head electrocardiogram (ECG)*. In Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC, 2011 Annual International Conference of the IEEE (pp. 4729-4732). IEEE.

- [18] He, X., Goubran, R. A., & Liu, X. P. (2014, June). *Using Eulerian video magnification framework to measure pulse transit time*. In Medical Measurements and Applications (MeMeA), 2014 IEEE International Symposium on (pp. 1-4). IEEE.
- [19] Irani, R., Nasrollahi, K., & Moeslund, T. B. (2014, January). *Improved pulse detection from head motions using DCT*. In Computer Vision Theory and Applications (VISAPP), 2014 International Conference on (Vol. 3, pp. 118-124). IEEE.
- [20] Jiang, W. J., Gao, S. C., Wittek, P., & Zhao, L. (2014, October). *Real-time quantifying heart beat rate from facial video recording on a smart phone using Kalman filters*. In e-Health Networking, Applications and Services (Healthcom), 2014 IEEE 16th International Conference on (pp. 393-396). IEEE.
- [21] Jimenez, L. F., Parnandi, A., & Gutierrez-Osuna, R. (2013). *Extracting Heart Rate and Respiration rate using cell phone Camera*.
- [22] Jolliffe, I. (2002). *Principal component analysis*. John Wiley & Sons, Ltd.
- [23] Jonathan, E., & Leahy, M. (2010). *Investigating a smartphone imaging unit for photoplethysmography*. Physiological measurement, 31(11), N79.
- [24] Jonathan, E., & Leahy, M. J. (2011). *Cellular phone-based photoplethysmographic imaging*. Journal of biophotonics, 4(5), 293-296.
- [25] Kim T., Eltoft T. & Lee TW. (2006). *Independent Vector Analysis: An Extension of ICA to Multivariate Components*. In: Rosca J., Erdogmus D., Príncipe J.C., Haykin S. (eds) Independent Component Analysis and Blind Signal Separation. ICA 2006. Lecture Notes in Computer Science, vol 3889. Springer, Berlin, Heidelberg
- [26] Kwon, S., Kim, H., & Park, K. S. (2012, August). *Validation of heart rate extraction using video imaging on a built-in camera system of a smartphone*. In Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2012 Annual International Conference of the IEEE (pp. 2174-2177). IEEE.
- [27] Lewandowska, M., & Nowak, J. (2012). *Measuring pulse rate with a webcam*. Journal of Medical Imaging and Health Informatics, 2(1), 87-92.
- [28] Li, C., Xu, C., Gui, C., & Fox, M. D. (2010). *Distance regularized level set evolution and its application to image segmentation*. IEEE Transactions on image processing, 19(12), 3243-3254.
- [29] Li, X., Chen, J., Zhao, G., & Pietikainen, M. (2014). *Remote heart rate measurement from face videos under realistic situations*. In Proceedings of the IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (pp. 4264-4271).
- [30] Likert, R. (1932). *A technique for the measurement of attitudes*. Archives of psychology.
- [31] Lomb, N. R. (1976). *Least-squares frequency analysis of unequally spaced data*. Astrophysics and space science, 39(2), 447-462.
- [32] Lowe, D. G. (1999). *Object recognition from local scale-invariant features*. In Computer vision, 1999. The proceedings of the seventh IEEE international conference on (Vol. 2, pp. 1150-1157). IEEE.
- [33] Lucas, B. D., & Kanade, T. (1981). *An iterative image registration technique with an application to stereo vision*. International Joint Conference on Artificial Intelligence.
- [34] Lund, A.M. (2001) *Measuring Usability with the USE Questionnaire*. STC Usability SIG Newsletter, 8:2
- [35] McDuff, D., Gontarek, S., & Picard, R. W. (2014). *Improvements in remote cardiopulmonary measurement using a five band digital camera*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 61(10), 2593-2601.
- [36] Nam, Y., Kong, Y., Reyes, B., Reljin, N., & Chon, K. H. (2016). *Monitoring of Heart and Breathing Rates Using Dual Cameras on a Smartphone*. PloS one, 11(3), e0151013.
- [37] Oppenheim, A. V. (1999). *Discrete-time signal processing*. Pearson Education India.

- [38] Pavlidis, I., Dowdall, J., Sun, N., Puri, C., Fei, J., & Garbey, M. (2007). *Interacting with human physiology*. Computer Vision and Image Understanding, 108(1), 150-170.
- [39] Pelegris, P., Banitsas, K., Orbach, T., & Marias, K. (2010, August). *A novel method to detect heart beat rate using a mobile phone*. In Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2010 Annual International Conference of the IEEE (pp. 5488-5491). IEEE.
- [40] Peng, R. C., Zhou, X. L., Lin, W. H., & Zhang, Y. T. (2015). *Extraction of heart rate variability from smartphone photoplethysmograms*. Computational and mathematical methods in medicine, 2015.
- [41] Poh, M. Z., McDuff, D. J., & Picard, R. W. (2010). *Non-contact, automated cardiac pulse measurements using video imaging and blind source separation*. Optics express, 18(10), 10762-10774.
- [42] Poh, M. Z., McDuff, D. J., & Picard, R. W. (2011). *Advancements in noncontact, multiparameter physiological measurements using a webcam*. IEEE transactions on biomedical engineering, 58(1), 7-11.
- [43] Qi, H., Guo, Z., Chen, X., Shen, Z., & Wang, Z. J. (2017). *Video-based human heart rate measurement using joint blind source separation*. Biomedical Signal Processing and Control, 31, 309-320.
- [44] Qian, S., & Chen, D. (1999). *Joint time-frequency analysis*. IEEE Signal Processing Magazine, 16(2), 52-67.
- [45] Rahman, H., Ahmed, M. U., & Begum, S. (2016). *Non-contact Physiological Parameters Extraction Using Camera*. In Internet of Things. IoT Infrastructures: Second International Summit, IoT 360° 2015, Rome, Italy, October 27-29, 2015. Revised Selected Papers, Part I (pp. 448-453). Springer International Publishing.
- [46] Rahman, H., Ahmed, M. U., Begum, S., & Funk, P. (2016, June). *Real Time Heart Rate Monitoring From Facial RGB Color Video Using Webcam*. In The 29th Annual Workshop of the Swedish Artificial Intelligence Society (SAIS), 2-3 June 2016, Malmö, Sweden (No. 129). Linköping University Electronic Press.
- [47] Scully, C. G., Lee, J., Meyer, J., Gorbach, A. M., Granquist-Fraser, D., Mendelson, Y., & Chon, K. H. (2012). *Physiological parameter monitoring from optical recordings with a mobile phone*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 59(2), 303-306.
- [48] Shao, D., Yang, Y., Liu, C., Tsow, F., Yu, H., & Tao, N. (2014). *Noncontact monitoring breathing pattern, exhalation flow rate and pulse transit time*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 61(11), 2760-2767.
- [49] Shi, J., & Malik, J. (2000). *Normalized cuts and image segmentation*. IEEE Transactions on pattern analysis and machine intelligence, 22(8), 888-905.
- [50] Sun, Y., Hu, S., Azorin-Peris, V., Greenwald, S., Chambers, J., & Zhu, Y. (2011). *Motion-compensated noncontact imaging photoplethysmography to monitor cardiorespiratory status during exercise*. Journal of biomedical optics, 16(7), 077010-077010.
- [51] Sun, Y., Papin, C., Azorin-Peris, V., Kalawsky, R., Greenwald, S., & Hu, S. (2012). *Use of ambient light in remote photoplethysmographic systems: comparison between a high-performance camera and a low-cost webcam*. Journal of biomedical optics, 17(3), 0370051-03700510.
- [52] Takano, C., & Ohta, Y. (2007). *Heart rate measurement based on a time-lapse image*. Medical engineering & physics, 29(8), 853-857.
- [53] Tamura, T., Ogawa, M., Yoda, M., & Togawa, T. (1998). *Fully automated health monitoring system in the home*. IEEE Transactions on Electronics, Information and Systems, 118(7-8), 993-998.
- [54] Tomasi, C., & Kanade, T. (1991). *Detection and tracking of point features*. Carnegie Mellon University Technical Report CMU-CS-91-132.
- [55] Shi, J., & Tomasi, C. (1994, June). *Good features to track*. In Computer Vision and Pattern Recognition, 1994. Proceedings CVPR'94., 1994 IEEE Computer Society Conference on (pp. 593-600). IEEE.

- [56] Viola, P., & Jones, M. (2002). *Fast and robust classification using asymmetric adaboost and a detector cascade*. Advances in neural information processing systems, 2, 1311-1318.
- [57] Viola, P., & Jones, M. J. (2004). *Robust real-time face detection*. International journal of computer vision, 57(2), 137-154.
- [58] Wedekind, D., Trumpp, A., Gaetjen, F., Rasche, S., Matschke, K., Malberg, H., & Zaunseder, S. (2017). *Assessment of blind source separation techniques for video-based cardiac pulse extraction*. Journal of Biomedical Optics, 22(3), 035002-035002.
- [59] Wei, B., He, X., Zhang, C., & Wu, X. (2017). *Non-contact, synchronous dynamic measurement of respiratory rate and heart rate based on dual sensitive regions*. Biomedical engineering online, 16(1), 17.
- [60] Welch, P. (1967). *The use of fast Fourier transform for the estimation of power spectra: a method based on time averaging over short, modified periodograms*. IEEE Transactions on audio and electroacoustics, 15(2), 70-73.
- [61] *White coat hypertension*, https://en.wikipedia.org/wiki/White_coat_hypertension, retrieved: 2017-06-10.
- [62] Wu, H. Y., Rubinstein, M., Shih, E., Guttag, J., Durand, F., & Freeman, W. (2012). *Eulerian video magnification for revealing subtle changes in the world*. In Proc. of ACM SIGGRAPH.
- [63] Yan, Y., Ma, X., Yao, L., & Ouyang, J. (2015). *Noncontact measurement of heart rate using facial video illuminated under natural light and signal weighted analysis*. Bio-Medical Materials and Engineering, 26(s1), S903-S909.
- [64] Zhang, C., Wu, X., Zhang, L., He, X., & Lv, Z. (2017). *Simultaneous detection of blink and heart rate using multi-channel ICA from smart phone videos*. Biomedical Signal Processing and Control, 33, 189-200.
- [65] Zhang, Q., Xu, G. Q., Wang, M., Zhou, Y., & Feng, W. (2014, June). *Webcam based non-contact real-time monitoring for the physiological parameters of drivers*. In Cyber Technology in Automation, Control, and Intelligent Systems (CYBER), 2014 IEEE 4th Annual International Conference on (pp. 648-652). IEEE.
- [66] Zhang, Q., Wu, Q., Zhou, Y., Wu, X., Ou, Y., & Zhou, H. (2017). *Webcam-based, Non-contact, Real-time Measurement for the Physiological Parameters of Drivers*. Measurement 100, 317-321.
- [67] Zhao, F., Li, M., Qian, Y., & Tsien, J. Z. (2013). *Remote measurements of heart and respiration rates for telemedicine*. PLoS One, 8(10), e71384.
- [68] Βεντούρας Ε.-Χ. *Τεχνολογία της in-vivo διαγνωστικής - διατάξεις απαγωγής βιοηλεκτρικών σημάτων*. ΣΕΑΒ, 2015.