



**ΕΘΝΙΚΟ ΚΑΠΟΔΙΣΤΡΙΑΚΟ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΑΘΗΝΩΝ**

**ΣΧΟΛΗ ΘΕΤΙΚΩΝ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ  
ΤΜΗΜΑ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ ΚΑΙ ΤΗΛΕΠΙΚΟΙΝΩΝΙΩΝ  
ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΩΝ ΣΠΟΥΔΩΝ**

**ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ**

**Μη Επεμβατική Εξαγωγή σήματος PPG και ρυθμού  
καρδιάς με χρήση video**

**Γιαμπουράς Β. Παρασκευάς**

**Επιβλέπων: Περαντώνης Σταύρος, Διευθυντής Ερευνών ΕΚΕΦΕ Δημόκριτος**

**ΑΘΗΝΑ  
ΜΑΙΟΣ 2014**





**ΕΘΝΙΚΟ ΚΑΠΟΔΙΣΤΡΙΑΚΟ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΑΘΗΝΩΝ**

**ΣΧΟΛΗ ΘΕΤΙΚΩΝ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ  
ΤΜΗΜΑ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ ΚΑΙ ΤΗΛΕΠΙΚΟΙΝΩΝΙΩΝ  
ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΩΝ ΣΠΟΥΔΩΝ**

**ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ**

**Μη Επεμβατική Εξαγωγή σήματος PPG και ρυθμού  
καρδιάς με χρήση video**

**Γιαμπουράς Β. Παρασκευάς**

**Επιβλέπων: Περαντώνης Σταύρος, Διευθυντής Ερευνών ΕΚΕΦΕ Δημόκριτος**

**ΑΘΗΝΑ  
ΜΑΙΟΣ 2014**



## **ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ**

Μη Επεμβατική Εξαγωγή σήματος RPPG και ρυθμού καρδιάς με χρήση video

**Γιαμπουράς Β. Παρασκευάς**

Α.Μ. : ΠΙΒ 079

**Επιβλέπων:** **Περαντώνης Σταύρος**, Διευθυντής Ερευνών ΕΚΕΦΕ Δημόκριτος

**Εξεταστική Επιτροπή:** **Περαντώνης Σταύρος**, Διευθυντής Ερευνών ΕΚΕΦΕ Δημόκριτος  
**Πετρίδης Σέργιος**, Συνεργαζόμενος Ερευνητής ΕΚΕΦΕ Δημόκριτος  
**Σαγκριώτης Εμμανουήλ**, Καθηγητής ΕΚΠΑ

**ΑΘΗΝΑ**

**ΜΑΙΟΣ 2014**



## ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Στην διπλωματική εργασία αυτή παρουσιάζεται η δυνατότητα αξιόπιστης μη επεμβατικής μέτρησης φυσιολογικών παραμέτρων, όπως είναι ο ρυθμός καρδιάς. Αυτό καθίσταται εφικτό μετά από την επεξεργασία του εξ αποστάσεως λαμβανόμενου σήματος της φωτοπληθυσμογραφίας (PhotoPlethysmography-PPG), μέσω video στο οποίο απεικονίζεται συγκεκριμένη περιοχή του προσώπου. Στα πλαίσια της εργασίας αυτής πραγματοποιήθηκε βιβλιογραφική έρευνα όσον αφορά την τεχνολογία της φωτοπληθυσμογραφίας και τις σύγχρονες εξελίξεις στην προσπάθεια μη επεμβατικής εφαρμογής αυτής. Μελετήθηκαν επίσης οι αλγόριθμοι εντοπισμού και ανίχνευσης προσώπου και οι αλγόριθμοι μείωσης διάστασης οι οποίοι αποτελούν βασικά εργαλεία για την εφαρμογή μη επεμβατικής φωτοπληθυσμογραφίας. Ακολούθως, πραγματοποιήθηκε η συλλογή των δεδομένων, όπου και έλαβε μέρος ένα σύνολο 62 συμμετεχόντων. Κατόπιν, σχεδιάστηκε και υλοποιήθηκε πολυεπίπεδη αλγοριθμική διαδικασία για την εξαγωγή της επιθυμητής παραμέτρου του ρυθμού καρδιάς, η οποία σε αντίθεση με τις έως τώρα προσπάθειες, έλαβε υπόψη την ύπαρξη μεταβλητών συνθηκών φωτισμού. Από τα αποτελέσματα που παρουσιάζονται, πιστοποιήθηκε η δυνατότητα μέτρησης ζωτικών παραμέτρων με υψηλή ακρίβεια, εξ αποστάσεως και χωρίς την απαίτηση κάποιας ιδιαίτερης συμμετοχής από την πλευρά του ασθενή, σε περιβάλλοντα με μεταβλητές συνθήκες φωτισμού και σε απόστασεις έως ενός μέτρου του συμμετέχοντα από την συμβατική web-κάμερα.

**ΘΕΜΑΤΙΚΗ ΠΕΡΙΟΧΗ:** Εξόρυξη ιατρικής πληροφορίας από video

**ΛΕΞΕΙΣ ΚΛΕΙΔΙΑ:** αλγόριθμοι ανίχνευσης προσώπου, επεξεργασία σήματος, φωτοπληθυσμογραφία, ρυθμός καρδιάς





## **ABSTRACT**

This thesis investigates the potential non-invasive measurement of physiological parameters such as the heart rate. These parameters derive from the remotely acquired Photoplethysmography (PPG) signal through video depicting a specific region of interest of the patient's face. In the framework of this thesis, a thorough literature review of Photoplethysmography as well as a study of the recent advances and its unobtrusive application was carried out. Main principles of face detection and dimensionality reduction algorithms which constitute basic tools of these non-invasive methods are presented. A dataset collection procedure with the participation of 42 patients took place and is described in detail. A novel multi-level algorithm for the estimation of the heart rate is proposed, differing from the already existed methods in taking into account the variability of the light conditions. Our results show that unobtrusive remote measurement of vital signs of high accuracy is feasible even in variable environments in terms of the light conditions and for distances between the patient's face and the webcam of up to 1 meter.

**SUBJECT AREA:** Medical data mining through video processing

**KEYWORDS:** face detection algorithms, photoplethysmography, signal processing, heart rate



# *Ευχαριστίες*

Για την εκπόνηση της παρούσας διπλωματικής εργασίας θα ήθελα να ευχαριστήσω τον επιβλέποντα μου Δρ. Σταύρο Περαντώνη για την πολύτιμη καθοδήγηση που μου παρείχε και τον Δρ. Σέργιο Πετρίδη για την εξαιρετική βοήθεια καθ' όλη τη διάρκεια πραγματοποίησης της εργασίας. Επίσης, τον συμφοιτητή μου Γιάννη Πολίτη για την άριστη συνεργασία που είχαμε κατά το στάδιο προετοιμασίας και εκτέλεσης της διαδικασίας συλλογής των δεδομένων. Τέλος, ευχαριστώ την Δρ. Ελένη Χάρου για τις χρήσιμες συμβουλές της, και τους δικούς μου ανθρώπους για τη στήριξη τους όλο αυτό το διάστημα.



# Περιεχόμενα

<b>ΠΕΡΙΛΗΨΗ</b>	<b>4</b>
<b>ABSTRACT</b>	<b>6</b>
<b>Ευχαριστίες</b>	<b>8</b>
<b>Περιεχόμενα</b>	<b>10</b>
<b>Λίστα Εικόνων</b>	<b>14</b>
<b>Λίστα Πινάκων</b>	<b>18</b>
<b>1 Εισαγωγή</b>	<b>20</b>
1.1 Μη επεμβατικές μετρήσεις φυσιολογικών παραμέτρων με χρήση οπτικής πληροφορίας . . . . .	20
1.2 Σύγχρονες μέθοδοι φωτοπληθυσμογραφίας . . . . .	21
1.3 Σκοπός της παρούσας διπλωματικής εργασίας . . . . .	23
<b>2 Φωτοπληθυσμογραφία</b>	<b>26</b>
2.1 Τι είναι η Φωτοπληθυσμογραφία . . . . .	26
2.2 Ιστορική Αναδρομή . . . . .	28
2.3 Το PPG σήμα . . . . .	30
2.3.1 Προέλευση των συνιστωσών του PPG σήματος . . . . .	30
2.3.2 Περιγραφή PPG παλμικού κύματος(AC) . . . . .	31
2.4 Επεξεργασία PPG σήματος . . . . .	32
2.4.1 Προεπεξεργασία PPG σήματος . . . . .	32
2.4.1.1 Παρεμβολές τροφοδοσίας . . . . .	33
2.4.1.2 Συνιστώσες θορύβου λόγω κίνησης . . . . .	34

2.4.1.3	Πρόωρη συστολή κοιλίας (Premature Ventricular Contraction-PVC)	34
2.4.2	Εξαγωγή χαρακτηριστικών PPG σήματος	35
2.4.2.1	Ανάλυση PPG σήματος	35
2.4.2.2	Ανάλυση πρώτης παραγώγου PPG σήματος	41
2.4.2.3	Ανάλυση δεύτερης παραγώγου PPG σήματος	42
2.5	Κλινικές εφαρμογές φωτοπληθυσμογραφίας	45
2.5.1	Κορεσμός του οξυγόνου	46
2.5.2	Ρυθμός καρδιάς (Heart Rate)	47
2.5.3	Πίεση του αίματος	48
2.5.4	Καρδιακή παροχή (Cardiac output)	50
2.5.5	Ρυθμός αναπνοής	51
2.6	Μη επεμβατικές μέθοδοι φωτοπληθυσμογραφίας	51
<b>3</b>	<b>Θεωρητικό υπόβαθρο</b>	<b>54</b>
3.1	Μεθοδολογίες για την εφαρμογή μη επεμβατικής φωτοπληθυσμογραφίας	54
3.2	Αλγόριθμοι ανίχνευσης προσώπου από video	55
3.2.1	Ο ανιχνευτής Viola-Jones	56
3.2.1.1	Ολοκληρωμένη εικόνα	56
3.2.1.2	Μάθηση με χρήση του αλγόριθμου Adaboost	57
3.2.1.3	Δομή αλυσιδωτής προσοχής (Attentional Cascade Structure)	59
3.2.2	Εξαγωγή χαρακτηριστικών τύπου Haar	61
3.3	Αλγόριθμοι παρακολούθησης προσώπων από Video	63
3.3.1	Μαθηματικός ορισμός του προβλήματος παρακολούθησης προσώπου	66
3.3.2	Προκλήσεις στην ανίχνευση και παρακολούθηση προσώπου	67
3.3.3	3D μοντέλα για παρακολούθηση προσώπου	69
3.4	Αλγόριθμοι εξαγωγής/επιλογής χαρακτηριστικών	71
3.4.1	Ανάλυση Κύριων Συνιστωσών (PCA)	72
3.4.2	Ανάλυση Ανεξάρτητων Συνιστωσών (ICA)	73
3.4.3	Laplacian EigenMaps	74
3.4.4	Kernel PCA	75
3.5	Δυναμικός Προγραμματισμός	77
3.5.1	Δυναμικός Προγραμματισμός και Μαθηματική Βελτιστοποίηση	78
<b>4</b>	<b>Συλλογή δεδομένων προς επεξεργασία</b>	<b>80</b>
4.1	Σχεδιασμός διαδικασίας συλλογής πειραματικών δεδομένων	80
4.2	Τεχνολογικός Εξοπλισμός που χρησιμοποιήθηκε	82

4.2.1	Οξύμετρο Nonin-Χrod . . . . .	82
4.2.1.1	Μορφές δεδομένων . . . . .	84
4.2.2	Web-κάμερες . . . . .	86
4.2.3	Φορητοί Η/Υ . . . . .	86
4.3	Ανάπτυξη λογισμικού . . . . .	87
4.3.1	Επικοινωνία οξύμετρου Nonin-Χrod με τον φορητό υπολογιστή Asus K53SV . . . . .	88
4.3.2	Επικοινωνία μεταξύ των δυο φορητών υπολογιστών . . . . .	88
4.3.3	Καταγραφή των video από τις δυο web-κάμερες Turbox και Logitech . . . . .	89
4.3.4	Αποθήκευση και κατάλληλη αρχειοθέτηση του συνόλου των δεδομένων . . . . .	90
<b>5</b>	<b>Αλγόριθμος εξαγωγής σήματος ρυθμού καρδιάς από video προσώπου</b>	<b>92</b>
5.1	Αλγοριθμική διαδικασία επεξεργασίας του PPG σήματος . . . . .	92
5.2	Υπολογισμός μέσης τιμής περιοχής ενδιαφέροντος . . . . .	93
5.3	Μείωση διάστασης του RGB τρισδιάστατου σήματος . . . . .	93
5.4	Διόρθωση Φωτισμού . . . . .	96
5.5	Ζωνοπερατό φίλτρο . . . . .	98
5.6	Σύντομος Μετασχηματισμός Fourier . . . . .	98
5.7	Εφαρμογή Δυναμικού Προγραμματισμού για Μοντελοποίηση Μεταβολών Ρυθμού Καρδιάς . . . . .	102
<b>6</b>	<b>Αποτελέσματα</b>	<b>106</b>
6.1	Μετρικές Σχέσεις . . . . .	106
6.2	Πειράματα . . . . .	106
6.3	Παρουσίαση αποτελεσμάτων . . . . .	107
6.4	Παρατηρήσεις Αποτελεσμάτων . . . . .	114
6.4.1	Σύγκριση των αποτελεσμάτων από τις δύο κάμερες Turbox και Logitech . . . . .	114
6.4.2	Σύγκριση αλγορίθμων εξαγωγής/επιλογής χαρακτηριστικών . . . . .	115
6.4.3	Σύγκριση χρήσης και μη χρήσης φίλτρου Hamming . . . . .	115
6.4.4	Σύγκριση μεγέθους παραθύρου STFT . . . . .	116
6.4.5	Χρήση και μη χρήση Δυναμικού Προγραμματισμού . . . . .	118
<b>7</b>	<b>Επίλογος</b>	<b>122</b>
7.1	Συμπεράσματα . . . . .	122
7.2	Μελλοντική έρευνα . . . . .	124

<b>A</b>	<b>126</b>
<b>Έντυπο Ενημέρωσης/Συναίνεσης</b>	<b>126</b>
Σκοπός του Face Pulse . . . . .	126
Διαδικασία . . . . .	127
Κίνδυνοι, Ενοχλήσεις, Μέτρα Προστασίας . . . . .	127
Οφέλη . . . . .	127
Εμπιστευτικότητα . . . . .	127
Άρνηση Παροχής Συναίνεσης . . . . .	128
Επικοινωνία . . . . .	128
<b>B</b>	<b>130</b>
<b>Άδεια Επιτροπής Βιοηθικής και Δεοντολογίας</b>	<b>130</b>
<b>Βιβλιογραφία</b>	<b>131</b>



# Κατάλογος σχημάτων

1.1	Μοντέλο δέρματος και Φωτοπληθυσμογραφία . . . . .	21
1.2	Χρήση smartphone για λήψη PPG σήματος ([1]). . . . .	22
1.3	Λήψη και επεξεργασία PPG σήματος με χρήση web-κάμερας ([2]). . . . .	23
2.1	Ένα συμβατικό παλμικό οξύμετρο δαχτύλου . . . . .	27
2.2	a) PPG σήμα b) Πρώτη Παράγωγος PPG σήματος c) Δεύτερη παράγωγος PPG	28
2.3	ECG και PPG σήμα . . . . .	31
2.4	Στάδια επεξεργασίας PPG σήματος . . . . .	33
2.5	Παράδειγμα παρεμβολών τροφοδοσίας στο φάσμα του PPG σήματος . . . .	34
2.6	Παράδειγμα παρεμβολών τροφοδοσίας και συνιστωσών θορύβου λόγω κί- νησης . . . . .	35
2.7	Εμφάνιση παλμών από πρόωρη συστολή κοιλίας . . . . .	36
2.8	Χαρακτηριστικές παράμετροι PPG κυματομορφής . . . . .	37
2.9	Χωρισμός του εμβαδού του PPG παλμού σε 2 περιοχές (A1 και A2). Ο λόγος των A1 και A2 ισούται με το λόγο του σημείου καμπής . . . . .	38
2.10	Διάστημα κορυφής-κορυφής του παλμού . . . . .	39
2.11	PPG κυματομορφή και ΔT παράμετρος . . . . .	39
2.12	PPG κυματομορφή και εξάρτηση ΔT και SI από την ηλικία . . . . .	40
2.13	a) PPG κυματομορφή b) Πρώτη παράγωγος PPG . . . . .	42
2.14	a) PPG κυματομορφή b) Δεύτερη παράγωγος PPG . . . . .	44
2.15	Τύποι APG κυματομορφής . . . . .	45
2.16	Ασθενής με το σύστημα μέτρησης της πίεσης του αίματος με χρήση PPG αισθητήρων . . . . .	49
2.17	Ορισμός RRI(R-R Interval), SBP(Systolic Blood Pressure) και PTT(Pulse Transit Time) από ECG, BP και PPG σήματα . . . . .	49
3.1	Αυτόματη Ανίχνευση προσώπων . . . . .	56
3.2	Ολοκληρωμένη εικόνα και χαρακτηριστικά Haar (a-f) . . . . .	58
3.3	Η αλυσίδα προσοχής . . . . .	61
3.4	Ολοκληρωμένη εικόνα και χαρακτηριστικά Haar μετά από περιστροφή . . . .	62

3.5	(a) Τετραγωνικά χαρακτηριστικά μεταβλητού μεγέθους, (b) Διαγώνια φίλτρα	63
3.6	Συνδυασμένα Χαρακτηριστικά Haar	64
3.7	Παράδειγμα εφαρμογής παρακολούθησης προσώπου	65
3.8	Εντοπισμός σημείων σε μεταβαλλόμενο φωτισμό και στάση προσώπου	67
3.9	Παρακολούθηση προσώπου με παραμορφώσεις	69
3.10	Παρακολούθηση προσώπου με μεταβολές στην κλίμακα και στον φωτισμό	69
3.11	Παράδειγμα 3D μοντέλου προσώπου Candide	70
3.12	Παράδειγμα εύρεσης βέλτιστης διαδρομής με χρήση δυναμικού προγραμματισμού	79
4.1	Σχέδιο διεξαγωγής πειράματος	81
4.2	Nonin Xrod LP 1012	83
4.3	Θύρες σύνδεσης του Nonin-Xrod	83
4.4	Αισθητήρας του Nonin-Xrod	84
4.5	Η web-κάμερα TurboX	86
4.6	Η web-κάμερα Logitech	86
4.7	Ο Φορητός υπολογιστής ASUS K53SV που χρησιμοποιήθηκε	87
4.8	Ο Φορητός υπολογιστής Fujitsu Siemens Lifebook T41010	88
5.1	Περιοχή Ενδιαφέροντος	93
5.2	Στάδια Αλγοριθμικής διαδικασίας	94
5.3	Σήμα RGB	95
5.4	1η Κύρια Συνιστώσα	96
5.5	Ανεξάρτητη Συνιστώσα	97
5.6	Μονοδιάστατο σήμα της Kernel PCA	98
5.7	Μονοδιάστατο σήμα Laplacian EigenMap	99
5.8	G συνιστώσα	100
5.9	Παράθυρο Hamming 64ης τάξης. Πεδίο χρόνου(αριστερά) και πεδίου συχνότητας (δεξιά)	101
5.10	Σύγκριση ανάλυσης STFT στο πεδίο της συχνότητας και στο πεδίο του χρόνου	101
5.11	Φασματογράμμα σήματος PPG για εξαγωγή ρυθμού καρδιάς	102
5.12	Διάστημα εμπιστοσύνης Gaussian Κατανομής	104
6.1	Διάγραμμα συγκεντρωτικών αποτελεσμάτων Πίνακα 6.7, για μετρική $Error_a$	113
6.2	Διάγραμμα συγκεντρωτικών αποτελεσμάτων Πίνακα 6.7, για μετρική $Error_b$	114
6.3	Υπολογισμός ρυθμού καρδιάς συναρτήσει της χρήσης Hamming Filter(Πείραμα D-Logitech)	116

6.4	Σφάλμα συναρτήσεως της χρήσης Hamming Filter(Πείραμα D-Logitech)	117
6.5	Σφάλμα ανά Μεγέθους Παραθύρου STFT(Πείραμα D-Logitech)	117
6.6	Υπολογισμός ρυθμού καρδιάς συναρτήσεως Μεγέθους Παραθύρου STFT (Πείραμα D-Logitech)	118
6.7	Χρήση Δυναμικού Προγραμματισμού (Πείραμα D-Logitech)	119
6.8	Μη χρήση Δυναμικού Προγραμματισμού (Πείραμα D-Logitech)	120



# Κατάλογος πινάκων

2.1	Κατηγορίες APG κυματομορφών . . . . .	44
3.1	Τύποι χαρακτηριστικών για ανίχνευση προσώπου . . . . .	64
4.1	Μορφές δεδομένων /επιλογή μέσω hardware . . . . .	85
4.2	Μορφές δεδομένων /επιλογή μέσω software . . . . .	85
6.1	Σύνολο Πειραμάτων . . . . .	107
6.2	Τιμές Αλήθειας Ρυθμού καρδιάς (Nonin Xpod) . . . . .	108
6.3	Αποτελέσματα web-κάμερας Turbox για $Error_a$ . . . . .	109
6.4	Αποτελέσματα web-κάμερας Turbox για $Error_b$ . . . . .	110
6.5	Αποτελέσματα web-κάμερας Logitech για $Error_a$ . . . . .	111
6.6	Αποτελέσματα web-κάμερας Logitech για $Error_b$ . . . . .	112
6.7	Μέσες τιμές σφαλμάτων για σύνολο Πειραμάτων . . . . .	113



# Κεφάλαιο 1

## Εισαγωγή

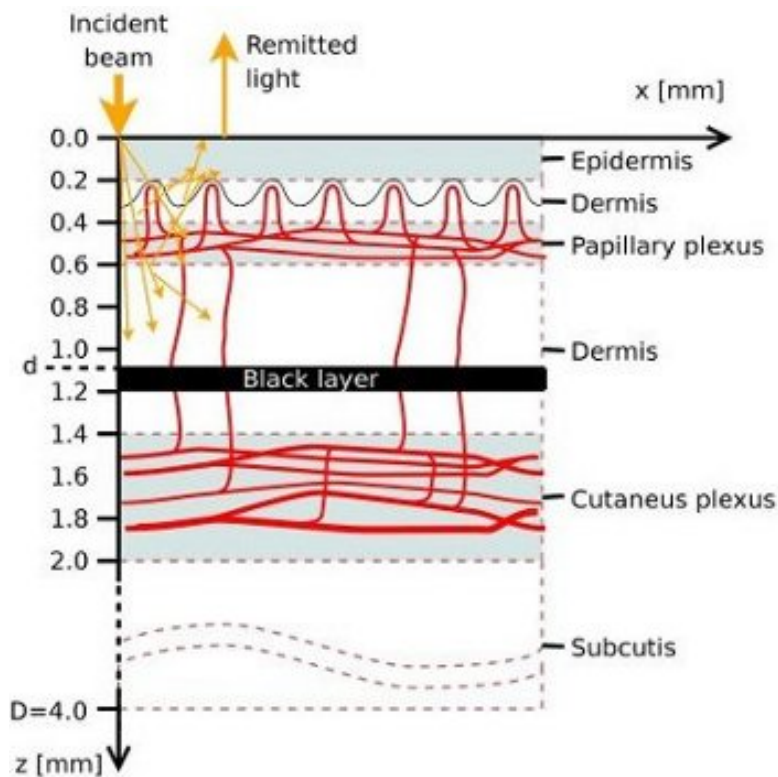
### 1.1 Μη επεμβατικές μετρήσεις φυσιολογικών παραμέτρων με χρήση οπτικής πληροφορίας

Η μη επεμβατική παρακολούθηση φυσιολογικών παραμέτρων αποτελεί ένα ερευνητικό πεδίο υψηλού ενδιαφέροντος τα τελευταία χρόνια. Η εφαρμογή των νέων και καινοτόμων αυτών τεχνολογιών, είναι ιδιαίτερως χρήσιμη σε ηλικιωμένους καθώς και σε άτομα που χρήζουν ειδικής φροντίδας. Ο σκοπός τους είναι η παρατήρηση και η αξιολόγηση ζωτικών σημάτων, για την παροχή αξιόπιστης πληροφορίας σχετικής με την κατάστασή υγείας ατόμων, χωρίς παράλληλα να απαιτείται κάποια ιδιαίτερη συμμετοχή αυτών στην διαδικασία των μετρήσεων.

Με την φωτοπληθυσμογραφία (PhotoPlethysmography-PPG) εισήχθη για πρώτη φορά η δυνατότητα μέτρησης φυσιολογικών παραμέτρων με χρήση οπτικής πληροφορίας. Η τεχνολογία αυτή είναι ευρέως γνωστή στην ιατρική λόγω κυρίως της δημοφιλούς συσκευής του παλμικού οξυμέτρου, η οποία εφαρμόζει συνήθως στα δάχτυλα (ή στα αυτιά) των ασθενών και παρέχει την δυνατότητα υπολογισμού του ποσοστού κορεσμού του οξυγόνου στο αίμα. Η φυσική διεργασία που πραγματοποιείται με την εφαρμογή της φωτοπληθυσμογραφίας φαίνεται στην εικόνα [1.1](#) ενώ λεπτομερής περιγραφή της τεχνολογίας αυτής δίνεται στο κεφάλαιο [2](#).

Ο συμβατικός τρόπος με τον οποίο εφαρμόζεται η τεχνολογία της φωτοπληθυσμογραφίας, με την χρήση παλμικού οξυμέτρου, γίνεται με πλήρως ελεγχόμενο τρόπο όσον αφορά τα μήκη κύματος τα οποία εκπέμπει η πηγή φωτισμού, καθώς και την θέση του δέρματος σε σχέση με τον αισθητήρα. Οι συγκεκριμένες δύο παράμετροι, έχει αποδειχθεί ότι έχουν ένα πολύ σημαντικό ρόλο στην αξιοπιστία των μετρούμενων αποτελεσμάτων. Συγκεκριμένα, έχει βρεθεί, [\[3\]](#), πως ελάχιστη αντανάκλαση και υψηλότερη ευαισθησία, υπάρχει στα μήκη κύματος από 510 έως 590nm, ενώ επίσης έχει αναδειχθεί, [\[4\]](#), η σημαντικότητα της επιλογής κατάλληλης περιοχής του δέρματος, για την βελτίωση της ακρίβειας των μετρήσεων.

Μη Επεμβατική Εξαγωγή σήματος PPG και ρυθμού καρδιάς με χρήση video



Σχήμα 1.1: Μοντέλο δέρματος και Φωτοπληθυσμογραφία. Φυσική διεργασία και αλληλεπίδραση φωτός που εκπέμπεται από τον αισθητήρα με τα αγγεία που βρίσκονται κάτω από την επιφάνεια του δέρματος ([1])

Πρόσφατα έχουν γίνει προσπάθειες για την χαλάρωση της αυστηρότητας των προδιαγραφών που απαιτούνται όσον αφορά τις συνθήκες λήψης του σήματος φωτοπληθυσμογραφίας. Το βασικό κίνητρο πίσω από αυτές τις μελέτες, είναι πώς με τον λιγότερο απαιτούμενο καθορισμό των χαρακτηριστικών ιδιοτήτων του φωτός που ακτινοβολείται αλλά και της ακριβούς θέσης του δέρματος σε σχέση με αυτό, μπορεί να επιτευχθεί η λήψη της κυματομορφής του σήματος της φωτοπληθυσμογραφίας (PPG)<sup>1</sup> με λιγότερη ανάμειξη του ασθενούς, με αποτέλεσμα τελικά την επιθυμητή μη επεμβατική λήψη του σήματος.

## 1.2 Σύγχρονες μέθοδοι φωτοπληθυσμογραφίας

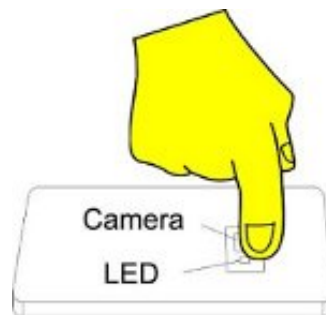
Μια από τις μεθόδους που έχουν ερευνηθεί προς την κατεύθυνση αυτή είναι αυτή της χρήσης έξυπνων κινητών τηλεφώνων (smartphones) [5]. Το πλεονέκτημα το οποίο παρέχει η συγκεκριμένη μέθοδος, είναι πως επιτρέπει στον ασθενή να πραγματοποιήσει μετρήσεις οποιαδήποτε χρονική στιγμή το επιθυμεί. Με τη χρήση του φυσικού φωτός που υπάρχει στο περιβάλλον, καθώς και ενός LED φωτός που είναι ενσωματωμένο στο κινητό

<sup>1</sup> Στο εξής το σήμα φωτοπληθυσμογραφίας αναφέρεται και ως σήμα PPG



Μη Επεμβατική Εξαγωγή σήματος PPG και ρυθμού καρδιάς με χρήση video

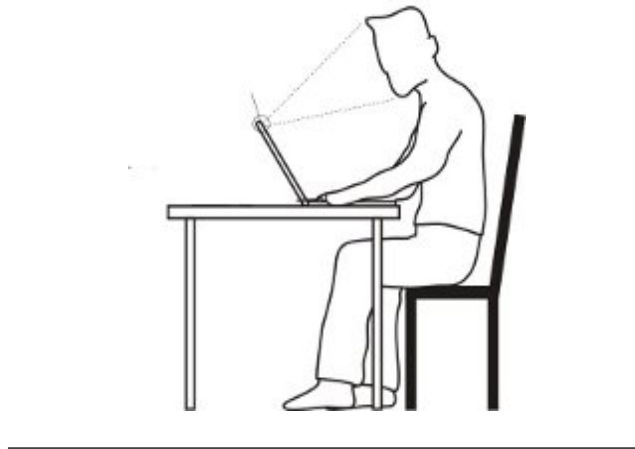
τηλέφωνο (Σχήμα 1.2), η κάμερα λαμβάνει και επεξεργάζεται την πληροφορία που προσφέρει το ανακλώμενο φως. Η μέθοδος αυτή αποτελεί ένα αντιπροσωπευτικό παράδειγμα φωτοπληθυσμογραφίας με τη χρήση εικόνας. Στην μελέτη [6], βρέθηκε πως οι τεχνολογικές δυνατότητες που προσφέρουν τα σύγχρονα κινητά τηλέφωνα, είναι επαρκείς για την ακριβή μέτρηση και παρακολούθηση φυσιολογικών παραμέτρων, όπως πχ του ρυθμού αναπνοής, των παλμών της καρδιάς, καθώς και της μέτρησης του ποσοστού κορεσμού του οξυγόνου στο αίμα. Εκτιμήθηκε λοιπόν πως παρά τον επαγόμενο θόρυβο, λόγω της έλλειψης του συνδετήρα ο οποίος εξασφαλίζει σταθερή φυσική επαφή μεταξύ αισθητήρα και δέρματος (όπως συμβαίνει στους συμβατικούς αισθητήρες των παλμικών οξυμέτρων), εντούτοις το σήμα που λαμβάνεται από τον αισθητήρα του κινητού, είναι αρκετά ισχυρό καθώς εξακολουθεί να υπάρχει επαφή του δείκτη του χεριού, στη συγκεκριμένη περίπτωση όμως, με τον αισθητήρα της κάμερας.



Σχήμα 1.2: Χρήση smartphone για λήψη PPG σήματος ([1]).

Μια ακόμα πιο δύσκολη διαδικασία είναι αυτή της λήψης και επεξεργασίας του σήματος PPG εξ' αποστάσεως, με τη χρήση μόνο του φυσικού φωτός και μιας κάμερας γενικού σκοπού, όπως για παράδειγμα αυτές που χρησιμοποιούνται στα laptops (webcams) (Σχήμα 1.3).

Η δυνατότητα της εναλλακτικής χρήσης του φυσικού φωτός και ειδικότερα της πράσινης συνιστώσας για την λήψης του PPG σήματος, παρά την καθιερωμένη χρήση της υπέρυθρης ακτινοβολίας, είχε επισημανθεί ήδη από το 1992 στις μελέτες [7, 8], καθώς και λίγο αργότερα, [9]. Η επιπλέον προσπάθεια λήψης του PPG εξ αποστάσεως και με τη χρήση κάμερας, αν και με ελεγχόμενο φως και μικρή σχετικά απόσταση αυτής από το δέρμα, εξετάστηκε στις μελέτες [10–12]. Στη μελέτη [1], αναλύθηκε λεπτομερώς η δυνατότητα χρήσης των RGB συνιστωσών. Το 2008 η έρευνα [13], έδειξε τη δυνατότητα χρήσης συμβατικών καμερών καθώς και φωτός ορατού φάσματος, για την λήψης της PPG κυματομορφής από το ανθρώπινο πρόσωπο. Στην μελέτη [14] χρησιμοποιήθηκε επιπλέον, αλγόριθμος αυτόματης ανίχνευσης προσώπου καθώς και Ανάλυση Ανεξαρτήτων Συνιστωσών (Independent



Σχήμα 1.3: Λήψη και επεξεργασία PPG σήματος με χρήση web-κάμερας ([2]).

Component Analysis-ICA) για τον διαχωρισμό των συνιστωσών ενδιαφέροντος της PPG κυματομορφής. Τέλος, στην [15] ερευνήθηκε η παρακολούθηση συγκεκριμένων περιοχών, με σκοπό την αντιμετώπιση των θορυβωδών συνιστωσών λόγω της κίνησης.

### 1.3 Σκοπός της παρούσας διπλωματικής εργασίας

Στην παρούσα διπλωματική εργασία ερευνήθηκε η μη επεμβατική εξ αποστάσεως εξαγωγή του σήματος της φωτοπληθυσμογραφίας (PPG) μέσω της χρήσης συμβατικών και χαμηλού κόστους καμερών και υπό την παρουσία φυσικού φωτός. Σε αντίθεση με την έως τώρα υπάρχουσα βιβλιογραφία, όπου τα δεδομένα των πειραμάτων που πραγματοποιήθηκαν ελήφθησαν σε συνθήκες σταθερού φωτισμού και σε κοντινή απόσταση μεταξύ της κάμερας και του προσώπου του συμμετέχοντα, στην μελέτη μας επιχειρήθηκε η λήψη των video από διαφορετικούς χώρους με μεταβλητές συνθήκες φωτισμού και σε πιο μακρινή απόσταση του συμμετέχοντα από την κάμερα (περίπου 1m). Οι παράγοντες αυτοί δυσχεραίνουν μεν την προσπάθεια λήψης ισχυρού και ποιοτικού σήματος, ανταποκρίνονται όμως στην πραγματικότητα μιας πρακτικής εφαρμογής της συγκεκριμένης τεχνολογίας. Για το λόγο αυτό, και για την βελτιστοποίηση των μετρήσεων, προτάθηκε τεχνική διόρθωσης των μεταβολών φωτισμού, ενώ για την βελτιστοποίηση των μεταβολών μεταξύ των διαδοχικών μετρήσεων, προσαρμόστηκε κατάλληλα και εφαρμόστηκε δυναμικός προγραμματισμός. Παράλληλα έγινε σύγκριση μεταξύ των τεχνικών μείωσης διάστασης που έχουν ήδη χρησιμοποιηθεί στη βιβλιογραφία όπως είναι η ICA, τα Laplacian EigenMaps, η PCA και αντίστοιχων μεθόδων που δεν έχουν χρησιμοποιηθεί έως σήμερα όπως η kernel

Μη Επεμβατική Εξαγωγή σήματος PPG και ρυθμού καρδιάς με χρήση video

PCA και η χρήση της G συνιστώσας. Από τα αποτελέσματα που προέκυψαν, καταγράφηκε η βελτίωση της ορθότητας των μετρήσεων με την χρήση τόσο της G συνιστώσας όσο και της kernel PCA σε σχέση με τις αντίστοιχες και προηγουμένως προταθέντες τεχνικές.

Στα πλαίσια της εργασίας αυτής πραγματοποιήθηκε αρχικά εκτενής βιβλιογραφική μελέτη της τεχνικής της φωτοπληθυσμογραφίας καθώς και της εφαρμογής που μπορεί να έχει στην μέτρηση χρήσιμων ιατρικών παραμέτρων. Επιπροσθέτως, μελετήθηκαν οι πρόσφατες τεχνολογικές εξελίξεις όσον αφορά τις μη επεμβατικές τεχνικές πληθυσμογραφίας με χρήση web-καμερών. Το σύνολο της μελέτης αυτής η οποία αποτέλεσε κομβικό σημείο στην διαδικασία ανάπτυξης του αλγορίθμου μη επεμβατικής εξαγωγής του σήματος PPG, παρουσιάζεται στο Κεφάλαιο 2.

Οι μη επεμβατικές τεχνικές έχουν ως στόχο την εξαγωγή του PPG σήματος μέσω video το οποίο απεικονίζει συγκεκριμένη περιοχή του προσώπου του ασθενούς. Έτσι, για την υλοποίηση τους, κρίσιμο ρόλο παίζουν οι αλγόριθμοι εντοπισμού και ανίχνευσης προσώπου. Η αξιοπιστία των αλγορίθμων αυτών ήταν θεμελιώδης για την προσπάθεια ανάπτυξης των μη επεμβατικών τεχνικών φωτοπληθυσμογραφίας. Για το λόγο αυτό, πραγματοποιήθηκε βιβλιογραφική μελέτη της εξέλιξης των μεθόδων εντοπισμού και ανίχνευσης προσώπων η οποία παρατίθεται στο Κεφάλαιο 3. Στην περίπτωση μας και για την διεξαγωγή των πειραμάτων μας χρησιμοποιήθηκε ο αλγόριθμος εντοπισμού προσώπου της βιβλιοθήκης Shore (Shore Library[16]). Παράλληλα στο κεφάλαιο αυτό περιγράφεται το σύνολο των αλγορίθμων μείωσης διάστασης που έχει χρησιμοποιηθεί στη βιβλιογραφία για τη μη επεμβατική λήψη του PPG σήματος, καθώς και οι μέθοδοι που προτείνονται μέσα από την παρούσα εργασία. Τέλος γίνεται αναφορά στις βασικές αρχές του δυναμικού προγραμματισμού ο οποίος αποτέλεσε τμήμα του αλγορίθμου μας, και βοήθησε στην βελτίωση της ακρίβειας των μετρήσεων μας σε μεγάλο βαθμό.

Η πειραματική διαδικασία λήψης των δεδομένων video καθώς και του σήματος PPG αλήθειας (μετρήσεις με χρήση οξυμέτρου δαχτύλου) παρουσιάζεται λεπτομερώς στο Κεφάλαιο 4. Για την προετοιμασία και υλοποίηση της διαδικασίας συλλογής των δεδομένων, από 62 συμμετέχοντες, πραγματοποιήθηκε λεπτομερής σχεδιασμός και επιλογή του κατάλληλου απαιτούμενου εξοπλισμού έπειτα από έρευνα αγοράς. Ο εξοπλισμός αυτός περιελάμβανε το παλμικό οξύμετρο δαχτύλου Nonin Xpod, με δυνατότητα παροχής του ακατέργαστου σήματος PPG μέσω θύρας usb, δύο συμβατικές κάμερες (Logitech, Turbo), δύο φορητούς υπολογιστές (ASUS K53SV, Fujitsu Siemens Lifebook T4010), και έναν μεταγωγέα για την επικοινωνία μεταξύ των δύο υπολογιστών. Ακολούθησε η ανάπτυξη του κατάλληλου λογισμικού στην γλώσσα προγραμματισμού C++ για την υλοποίηση της αυτοματοποιημένης διαδικασίας λήψης των δεδομένων.

Μη Επεμβατική Εξαγωγή σήματος PPG και ρυθμού καρδιάς με χρήση video

Στο Κεφάλαιο 5 περιγράφεται η πολυ-επίπεδη αλγοριθμική διαδικασία που εφαρμόστηκε για την επεξεργασία των δεδομένων των video. Πιο συγκεκριμένα από τα video που είχαμε στη διάθεση μας από τις δύο web-κάμερες που χρησιμοποιήθηκαν, χρησιμοποιήθηκε εξελιγμένος αλγόριθμος ανίχνευσης και παρακολούθησης προσώπων για την απομόνωση της συγκεκριμένης περιοχής ενδιαφέροντος του προσώπου (Shore Library). Ακολούθως εφαρμόστηκαν και ελέγχθηκαν διάφορες προηγμένες τεχνικές επεξεργασίας σήματος για την επεξεργασία αυτού και την εξαγωγή του ρυθμού καρδιάς. Η συνολική αυτή διαδικασία υλοποιήθηκε στην γλώσσα MATLAB. Τα αποτελέσματα αξιολογήθηκαν με την βοήθεια των τιμών αλήθειας που μας παρείχε το οξύμετρο Nonin Xpod, και παρουσιάζονται στο Κεφάλαιο 6. Παρά τις δυσμενείς συνθήκες, όσον αφορά τον επαγόμενο θόρυβο από τα μεταβαλλόμενα περιβάλλοντα που ελήφθησαν οι μετρήσεις, τα αποτελέσματα της μεθόδου που υλοποιήσαμε ήταν ικανοποιητικά και πολλά υποσχόμενα όσον αφορά την προσπάθεια ακριβούς μέτρησης και άλλων φυσιολογικών παραμέτρων μέσω των σύγχρονων αυτών μη επεμβατικών τεχνικών.

# Κεφάλαιο 2

## Φωτοπληθυσμογραφία

### 2.1 Τι είναι η Φωτοπληθυσμογραφία

Η έννοια της πληθυσμογραφίας (πληθυσμός + γράφος) αναφέρεται στην περιγραφή της ιατρικής μεθοδολογίας που χρησιμοποιείται, για τον προσδιορισμό και την καταγραφή των μεταβολών του όγκου και της ροής του αίματος, που προκαλούνται από την καρδιακή λειτουργία. Στη διεθνή βιβλιογραφία και στην ιατρική επιστήμη, έχουν προταθεί και μελετηθεί είδη πληθυσμογραφίας τα οποία διαφοροποιούνται μεταξύ τους όσον αφορά τα είδη των αισθητήρων, αλλά και τις εφαρμογές στις οποίες χρησιμοποιούνται. Οι κυριότερες από αυτές τις πληθυσμογραφικές μέθοδοι είναι αυτές οι οποίες βασίζονται σε τεχνικές αέρα, μετρητή πίεσης, αντίστασης καθώς και στη φωτοηλεκτρική μέθοδο.

Η φωτοηλεκτρική τεχνική πληθυσμογραφίας αναφέρεται ως Φωτοπληθυσμογραφία (PPG) και αποτελεί μια απλή και χαμηλού κόστους μέθοδο, η οποία μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την ανίχνευση μεταβολών στον όγκο του αίματος στο μικρο-αγγειακό στρώμα των ιστών. Το λαμβανόμενο, μέσω της συγκεκριμένης τεχνικής σήμα αναφέρεται στην βιβλιογραφία ως PPG- (PhotoPlethysmoGraphy) και η λήψη του πραγματοποιείται με μη επεμβατικό τρόπο από την επιφάνεια του δέρματος. Η συγκεκριμένη ιδιότητα αποτελεί και το πλεονέκτημα της έναντι των υπολοίπων προαναφερθέντων τεχνικών.

Η PPG τεχνολογία μπορεί να προσφέρει χρήσιμη ιατρική πληροφορία για πληθώρα κλινικών εφαρμογών όπως πχ. για την μέτρηση του κορεσμού του οξυγόνου και της αρτηριακής πίεσης, την παρακολούθηση της καρδιακής λειτουργίας, την αξιολόγηση της αυτόνομης λειτουργίας του νευρικού συστήματος και την ανίχνευση της νόσου των περιφερικών αγγείων.

Οι φωτοπληθυσμογραφικές μέθοδοι παρουσιάζουν αυξανόμενο ενδιαφέρον καθώς γίνεται όλο και πιο αναγκαία η ζήτηση απλών και χαμηλού κόστους τεχνολογιών για την προσφορά κλινικών παροχών πρώτων βοηθειών. Επιπροσθέτως, η ευρεία και φτηνή διαθεσιμότητα μικρών ημιαγώγιμων διατάξεων όπως και η σημαντική εξέλιξη που έχει επιτευχθεί στις υπολογιστικές μεθόδους ανάλυσης των κυματομορφών, έχουν συνδράμει αρκετά προς αυτή την κατεύθυνση.

Τα τελευταία χρόνια η εφαρμογή της συγκεκριμένης τεχνολογίας πραγματοποιείται με τη χρήση συσκευών που ονομάζονται παλμικά οξύμετρα (pulse oximeters). Στην εικόνα [2.1](#)

Μη Επεμβατική Εξαγωγή σήματος PPG και ρυθμού καρδιάς με χρήση video φαίνεται ένα συμβατικό παλμικό οξύμετρο δαχτύλου. Τα βασικά οπτο-ηλεκτρονικά τμήματα από τα οποία αποτελούνται οι συγκεκριμένες συσκευές είναι:

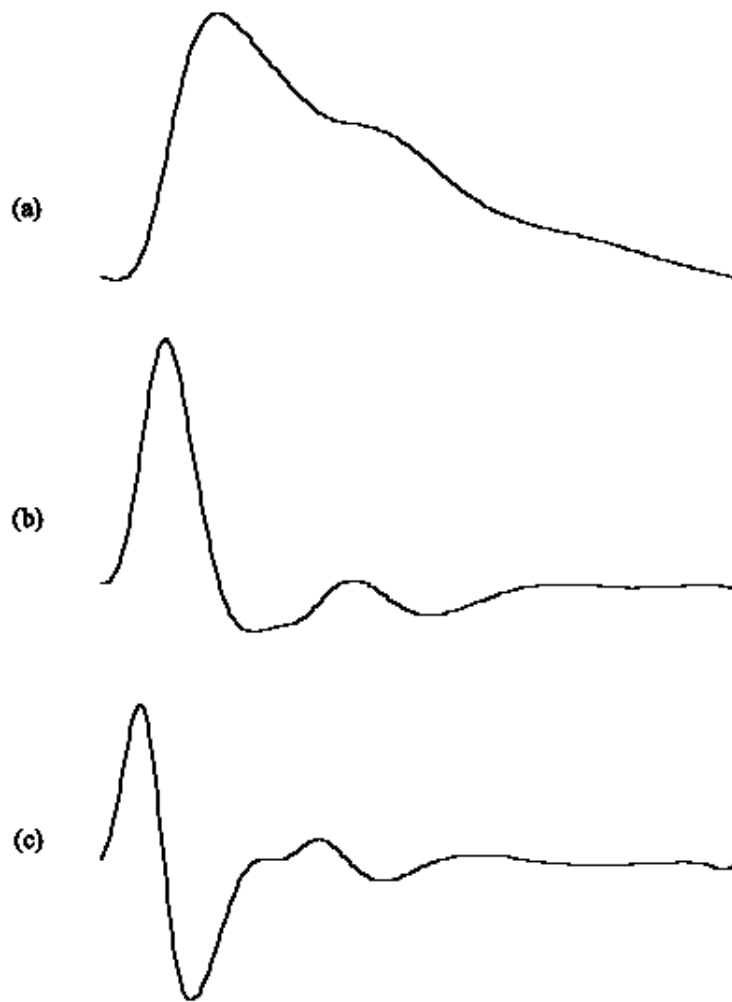
- Μία φωτεινή πηγή για τον φωτισμό των ιστών (πχ. δέρμα).
- Ένας φωτοανιχνευτής για την μέτρηση των μικρών μεταβολών της έντασης του φωτός.



Σχήμα 2.1: Συμβατικό Παλμικό Οξύμετρο Δαχτύλου

Οι μεταβολές της έντασης του φωτός σχετίζονται με τις μεταβολές που συμβαίνουν στην αιμάτωση (perfusion), στη συγκεκριμένη περιοχή που εξετάζεται. Πιο συγκεκριμένα, το PPG σήμα αντανακλά την "κυματώδη" κίνηση, όπως φαίνεται και στο διάγραμμα του σχήματος 2.2, που πραγματοποιούν τα αιμοφόρα αγγεία από την καρδιά και με κατεύθυνση τα δάχτυλα των άνω και κάτω άκρων. Η PPG τεχνολογία, λειτουργεί στην περιοχή του ερυθρού φάσματος καθώς και σε μήκη κύματος που βρίσκονται κοντά στο υπέρυθρο. Η ποσότητα του σκεδαζομένου φωτός αντανακλά στις μεταβολές του όγκου του αίματος.

Όπως φαίνεται και στην εικόνα 2.2(a), το περίγραμμα του κύματος του PPG σήματος είναι ομαλό, και έτσι υπάρχει δυσκολία ανίχνευσης των μεταβολών του παλμού κατά τη φάση των διακυμάνσεων του. Γι' αυτό το λόγο εισήχθη, [17], η μελέτη και επεξεργασία της πρώτης και δεύτερης παραγώγου του σήματος, όπως φαίνονται στα σχήματα 2.2(b) και 2.2(c) αντιστοίχως. Με τη χρήση των συγκεκριμένων κυματομορφών επιτυγχάνεται ακριβέστερη επεξεργασία και εκμετάλλευση της πληροφορίας που φέρει το αρχικό PPG σήμα.



Σχήμα 2.2: a) PPG σήμα b) Πρώτη Παράγωγος PPG σήματος c) Δεύτερη παράγωγος PPG ([18])

## 2.2 Ιστορική Αναδρομή

Οι πρώτες προσπάθειες ανάπτυξης της *PPG* τεχνολογίας καταγράφηκαν το 1936 από δύο ερευνητικές ομάδες (Molitor και Kniazuk, [19], Hanzik, Deeds κ.α [20]) οι οποίες περιέγραψαν παρόμοια μεταξύ τους όργανα μέτρησης των αλλαγών του όγκου του αίματος από αυτιά λαγών, εφαρμόζοντας φλεβική έμφραξη, και μετά από χορήγηση αγγειοδραστικών φαρμάκων. Οι Molitor και Kniazuk δημοσίευσαν και μελέτησαν επιπλέον μετρήσεις που έκαναν με ένα PPG σύστημα που εφήρμοζε στα δάχτυλα ανθρώπων.

Πρωτοπόρος όσον αφορά τη θεμελίωση της *PPG* τεχνικής ήταν ο Alrick Hertzman από το τμήμα Φυσιολογίας του Πανεπιστημίου του St. Louis. Το 1937, ο Hertzman και οι συνάδελφοι του δημοσίευσαν την πρώτη τους έρευνα για την φωτοπληθυσμογραφία, περιγράφοντας ένα ανακλαστικό σύστημα που χρησιμοποίησαν για την μέτρηση από τα δάχτυλα του

Μη Επεμβατική Εξαγωγή σήματος PPG και ρυθμού καρδιάς με χρήση video

χεριού, των μεταβολών του όγκου του αίματος που προκλήθηκε από την μέθοδο Valsalva, μετά από άσκηση καθώς και από την έκθεση σε χαμηλή θερμοκρασία. Η συγκεκριμένη μελέτη αποτέλεσε μια σημαντική συνεισφορά στην θεμελίωση της δυνατότητας χρήσης της μεθόδου σε κλινικές εφαρμογές.

Το 1938, ο Hertzman επιβεβαίωσε την εγκυρότητα της PPG μεθόδου μετά την σύγκριση των αποτελεσμάτων της με αυτά που προέκυπταν ταυτόχρονα μέσω μηχανικής πληθυσμογραφίας. Οι Hertzman και Dillon, [21], διαχώρισαν τις AC και DC συνιστώσες με ξεχωριστούς ενισχυτές, και κατέγραψαν την δραστηριότητα των αιμοφόρων αγγείων. Το 1938, ο Hertzman δημοσίευσε μελέτη, [22], σχετική με την προέλευση πιθανών λαθών κατά την εφαρμογή της PPG τεχνικής. Στα αποτελέσματα της συγκεκριμένης μελέτης καταγράφηκε η ανάγκη για σωστή επαφή του αισθητήρα με το δέρμα, χωρίς όμως υπερβολική πίεση η οποία μπορεί να προκαλέσει υπερθέρμανση (blanching) της περιοχής του δέρματος όπου γίνεται η μέτρηση. Επισημάνθηκε επιπλέον, πως θα πρέπει να αποφεύγεται η κίνηση του αισθητήρα σε σχέση με την περιοχή του δέρματος που ακτινοβολείται. Οι παρατηρήσεις αυτές οδήγησαν στην κατασκευή κατάλληλων συσκευών για την εφαρμογή του δαχτύλου με τον αισθητήρα.

Το επόμενο ζήτημα που έπρεπε να αντιμετωπιστεί ήταν αυτό του φωτισμού. Ο Hertzman χρησιμοποίησε έναν λαμπτήρα ο οποίος τροφοδοτούνταν με ρεύμα από μια μπαταρία. Η συγκεκριμένη μέθοδος ακτινοβολίας παρουσίαζε προβλήματα όσον αφορά το σχετικά ευρύ φάσμα ιδιαιτέρως στην περιοχή του υπέρυθρου, λόγω της πρόκλησης τοπικής θέρμανσης του ιστού. Επιπλέον δεν ήταν δυνατή η εγγύηση της σταθερής έντασης της ακτινοβολίας.

Τις τελευταίες δεκαετίες η επιθυμία για μικρού μεγέθους, αξιόπιστες, χαμηλούς κόστους και εύχρηστες μη επεμβατικές τεχνικές μέτρησης, οδήγησε στην επαναθεμελίωση της φωτοπληθυσμογραφίας. Σημαντική συνεισφορά στην συγκεκριμένη κατεύθυνση έδωσαν οι εξελίξεις στον τομέα της οπτό-ηλεκτρονικής καθώς και η ανάπτυξη της επιστήμης των ημιαγωγών (πχ. δίοδοι εκπομπής φωτός-LED, φωτο-δίοδοι, φωτο-τρανζίστορ). Οι εξελίξεις αυτές προσέφεραν σημαντικές βελτιώσεις όσον αφορά το μέγεθος, την αξιοπιστία, την ευαισθησία και την δυνατότητα μαζικής κατασκευής των αισθητήρων PPG. Η κορύφωση των προαναφερθέντων εξελίξεων πραγματοποιήθηκε με την κατασκευή του παλμικού οξυμέτρου (pulse oximeter), [23], για τη μη επεμβατική παρακολούθηση του κορεσμού του αρτηριακού οξυγόνου. Τέλος, σημαντική είναι η συνεισφορά των εξελίξεων στον τομέα της επεξεργασίας σήματος καθώς και στις μεθόδους ανάλυσης παλμών.



## 2.3 Το PPG σήμα

Το PPG σήμα συντίθεται από μια εναλλασσόμενη (AC) και μια ψευδο-συνεχή (DC) συνιστώσα. Η (AC) συνιστώσα ανταποκρίνεται στις συγχρονισμένες καρδιακές μεταβολές της ποσότητας του αίματος σε κάθε καρδιακό παλμό. Για το λόγο αυτό, η θεμελιώδης συχνότητα της συγκεκριμένης συνιστώσας παίρνει συνήθως τιμές κοντά στο  $1\text{ Hz}$ , ανάλογα με τον ρυθμό της καρδιάς (heart rate). Η AC συνιστώσα (εικόνα 2.3) προστίθεται στην ψευδο-DC συνιστώσα η οποία σχετίζεται με την απορρόφηση της ακτινοβολίας από τους ιστούς αλλά και με τον μέσο όγκο του αίματος. Η (DC) (βασικής ζώνης) συνιστώσα μεταβάλλεται αργά λόγω της διαδικασίας της αναπνοής, της δραστηριότητας των αιμοφόρων αγγείων, των αγγειοσυσπαστικών κυμάτων, σε δραστηριότητες του συμπαθητικού νευρικού συστήματος και στους μηχανισμούς ρύθμισης της θερμοκρασίας. Παρόλο που η προέλευση των συνιστωσών του PPG δεν είναι πλήρως κατανοητή, είναι γενικά αποδεκτό πως μπορούν να μας παρέχουν χρήσιμες πληροφορίες σχετικά με το καρδιαγγειακό σύστημα και τη λειτουργία του, [18].

### 2.3.1 Προέλευση των συνιστωσών του PPG σήματος

Η αλληλεπίδραση του φωτός με τους βιολογικούς ιστούς είναι μια σύνθετη διαδικασία η οποία περιλαμβάνει τις οπτικές διεργασίες της πολλαπλής σκέδασης, της απορρόφησης, της ανάκλασης, της μετάδοσης και του φθορισμού, [24]. Οι παράγοντες που καθορίζουν την ποσότητα του φωτός που λαμβάνεται από τον φώτο-ανιχνευτή είναι : ο όγκος του αίματος, η κίνηση των αιμοφόρων αγγείων στα τοιχώματα καθώς και η φορά των ερυθρών αιμοσφαιρίων.

Το μήκος κύματος της οπτικής ακτινοβολίας είναι επίσης σημαντικό όσον αφορά την αλληλεπίδραση μεταξύ φωτός-ιστών, [25], για τρεις κυρίως λόγους. Πρώτος λόγος είναι το οπτικό παράθυρο του νερού (*Optical water window*) : το βασικό συστατικό των ιστών είναι το νερό το οποίο απορροφά το φως σε μεγάλο βαθμό στα υπεριώδη μήκη κύματος καθώς επίσης και στα μήκη κύματος μετά το υπέρυθρο. Τα μικρότερα μήκη κύματος απορροφούνται περισσότερο από την μελανίνη. Ωστόσο, υπάρχει ένα "παράθυρο", το φάσμα απορρόφησης του νερού, το οποίο επιτρέπει στα μήκη κύματος που βρίσκονται στο ορατό (κόκκινο) φάσμα καθώς και σ' αυτά που βρίσκονται κοντά στο υπέρυθρο, να διέρχονται ευκολότερα. Με αυτόν τον τρόπο δίνεται η δυνατότητα της μέτρησης της ροής του αίματος ή του όγκου του αίματος σε αυτές τις συχνότητες. Έτσι, τα μήκη κύματος που βρίσκονται στο κόκκινο καθώς και κοντά στο υπέρυθρο, επιλέγονται συχνά ως πηγή του PPG φωτός. Δεύτερος λόγος είναι τα ισοσβεστικά μήκη κύματος : σημαντικές διαφορές παρουσιάζονται

Μη Επεμβατική Εξαγωγή σήματος PPG και ρυθμού καρδιάς με χρήση video

όσον αφορά την απορρόφησης της ακτινοβολίας, μεταξύ της οξύ-αιμοσφαιρίνης ( $HbO_2$ ) και της αναχθείσας αιμοσφαιρίνης ( $Hb$ ). Κάτι τέτοιο φαίνεται να μην συμβαίνει στα λεγόμενα ισοσβεστικά μήκη κύματος, [26]. Για μετρήσεις στα συγκεκριμένα μήκη κύματος(κοντά στα 805nm) το σήμα παραμένει ανεπηρέαστο από τις αλλαγές στον κορεσμό του οξυγόνου του αίματος. Τέλος, ο τρίτος βασικός λόγος για τον οποίο το μήκος κύματος του φωτός είναι σημαντικό για την επίδραση ιστών-φωτός, είναι η εξάρτηση αυτού με το βάθος διείσδυσης. Πιο συγκεκριμένα, έχει αποδειχθεί, [27], πως για μια συγκεκριμένη ένταση της ακτινοβολίας του φωτός, το βάθος διείσδυσης είναι εξαρτώμενο από τη συχνότητα της ακτινοβολίας.



Σχήμα 2.3: ECG και AC συνιστώσα PPG σήματος ([18])

### 2.3.2 Περιγραφή PPG παλμικού κύματος(AC)

Οι Hertzman και Spealman (1937), [28], περιέγραψαν δύο πολύ σημαντικά χαρακτηριστικά της PPG AC παλμικής κυματομορφής. Η μορφή του ορίστηκε σε δύο φάσεις : 1) την ανακροτική του φάση η οποία οδηγεί στην κορύφωση του παλμού και 2) την κατακροτική φάση όπου και παρατηρείται η πτώση της κυματομορφής. Η πρώτη φάση σχετίστηκε με την συστολή, και η δεύτερη με τη διαστολή καθώς και τις ανακλάσεις του σήματος από τα τοιχώματα των αγγείων. Σε υγιή (όσον αφορά την αρτηριακή κυκλοφορία) άτομα, κατά την κατακροτική φάση παρατηρείται μια δικροτική εγκοπή.

Χρήσιμο για την κατανόηση της PPG AC κυματομορφής, είναι να λάβουμε υπόψη τις ιδιότητες του παλμού της πίεσης του αίματος (blood pressure pulse) καθώς και της διάδοσης του κατά μήκος των αρτηριών. Το παλμικό κύμα της πίεσης αλλάζει τη μορφή του καθώς κατευθύνεται προς τα τοιχώματα των αγγείων, καθώς υπόκεινται σε ενίσχυση και σε μεταβολές των χρονικών χαρακτηριστικών του. Οι μεταβολές αυτές θεωρείται ότι εμφανίζονται κυρίως λόγω των ανακλάσεων, όπως επίσης και λόγω της εκλέπτυνσης των αρτηριών. Επιπλέον, η διάδοση του παλμού περιπλέκεται από την συχνοτικά εξαρτώμενη

Μη Επεμβατική Εξαγωγή σήματος PPG και ρυθμού καρδιάς με χρήση video

παραμόρφωση φάσης. Η παλμική κυματομορφή που αναπαριστά την πίεση του αίματος παρουσιάζει ομοιότητες με το αντίστοιχο PPG AC σήμα που αναπαριστά τις μεταβολές του όγκου του αίματος. Πιο συγκεκριμένα, έχουν εντοπιστεί παρόμοιες μεταβολές, όπως πχ. απόσβεση και μείωση της κυμάτωσης, που παρατηρούνται σε άτομα που πάσχουν από την καρδιαγγειακή νόσο. Η απόσβεση έχει συσχετισθεί με την ελάττωση της κυκλοφορίας των αιμοφόρων αγγείων και την αύξηση της αντίστασης των τοιχωμάτων των αγγείων.

Δεκαετίες πριν, μελετήθηκε η δυνατότητα αξιολόγησης της καρδιαγγειακής νόσου με τη βοήθεια της φωτοπληθυσμογραφίας. Το 1940 οι Hertzman και Dillon, [29], συνέκριναν το σήμα PPG AC, με τα αντίστοιχα δεδομένα που έλαβαν με την κλασσική μέθοδο της μηχανικής πληθυσμογραφίας σε άτομα πάσχοντα από την αρτηριακή νόσο, καθώς και σε φυσιολογικά άτομα. Κατόπιν, μέτρησαν την περίοδο ανύψωσης του παλμού ως την κορυφή αυτού και την κανονικοποίησαν με τον ρυθμό της καρδιάς. Από τη συγκεκριμένη μελέτη, παρατηρήθηκε πως στους ασθενείς με καρδιαγγειακή νόσο ή υπέρταση, η συγκεκριμένη περίοδος ανύψωσης ήταν παρατεταμένη σε σχέση με την αντίστοιχη σε υγιείς ανθρώπους. Η δυνατότητα εξαγωγής διαγνωστικής πληροφορίας από την PPG κυματομορφή μελετήθηκε επίσης από τους Muray και Foster(1996), [30].

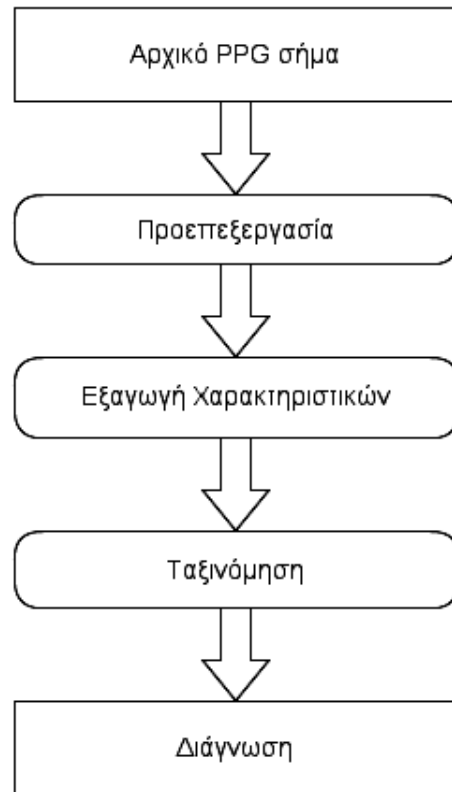
## 2.4 Επεξεργασία PPG σήματος

Για την εκμετάλλευση της ιατρικής πληροφορίας που φέρει το PPG σήμα ακολουθούνται τρία στάδια επεξεργασίας (σχήμα 2.4) : 1) Προεπεξεργασία , 2) Εξαγωγή χαρακτηριστικών και 3) Διάγνωση/ταξινόμηση. Στην συνέχεια της παραγράφου, περιγράφονται τα στάδια της προεπεξεργασίας και της εξαγωγής χαρακτηριστικών, ενώ το κομμάτι της διάγνωσης και των κλινικών εφαρμογών αποτελεί το αντικείμενο της επόμενης παραγράφου.

### 2.4.1 Προεπεξεργασία PPG σήματος

Η ποιότητα του PPG σήματος εξαρτάται από το ακριβές σημείο και τις ιδιότητες της επιδερμίδας του ατόμου κατά τη διεξαγωγή της μέτρησης, συμπεριλαμβανομένης της δομής του δέρματος του ατόμου, του κορεσμού του οξυγόνου και της ροής του αίματος, της θερμοκρασίας του δέρματος καθώς και του περιβάλλοντος στο οποίο λαμβάνεται η μέτρηση.

Όλοι οι παραπάνω παράγοντες εισάγουν διαφόρους τύπους θορύβου στο μετρούμενο PPG σήμα. Ο θόρυβος και οι συνιστώσες που προστίθενται στο χρήσιμο σήμα καθιστούν δύσκολη την σωστή εξαγωγή των επιθυμητών χαρακτηριστικών από το PPG, ειδικά στις



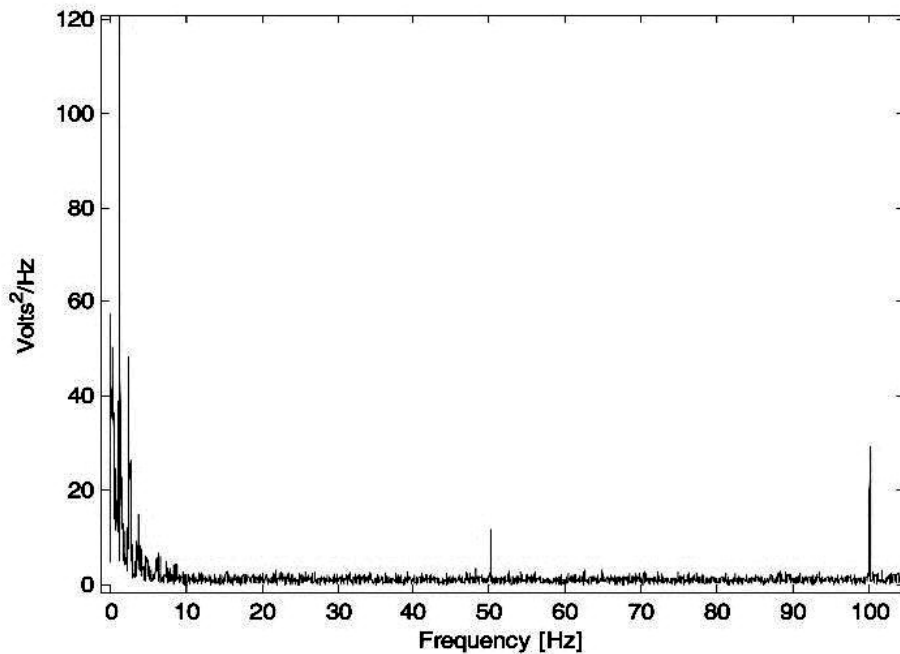
Σχήμα 2.4: Στάδια επεξεργασίας PPG σήματος

περιπτώσεις που αυτό αναλύεται αυτόματα με αλγοριθμικό τρόπο. Στη συνέχεια παρατίθενται τα κυριότερα φαινόμενα που καλούνται να αντιμετωπιστούν κατά το στάδιο προεπεξεργασίας.

#### 2.4.1.1 Παρεμβολές τροφοδοσίας

Οι παρεμβολές αυτού του τύπου μπορεί να οφείλονται στους ενισχυτές των οργάνων μέτρησης, την καταγραφή ηλεκτρομαγνητικών κυμάτων από το εξωτερικό περιβάλλον (πχ. φυσική ακτινοβολία) καθώς και άλλες αιτίες εισαγωγής θορυβωδών συνιστωσών.

Συνιστώσες θορύβου στις υψηλές συχνότητες, που οφείλονται στις κύριες πηγές τροφοδοσίας ρεύματος, είναι δυνατόν να επάγονται στον αισθητήρα λήψης του PPG σήματος. Η ακριβής συχνότητα των συνιστωσών αυτών εξαρτάται από τη συχνότητα του ρεύματος που παρέχει το εκάστοτε δίκτυο παροχής της ηλεκτρικής ενέργειας. Στο σχήμα 2.5 φαίνεται καθαρά η περιοδική παρεμβολή αυτού του είδους στη θεμελιώδη συχνότητα των  $50Hz$  αλλά και στην αρμονική της συχνότητα των  $100Hz$ .



Σχήμα 2.5: Παράδειγμα παρεμβολών τροφοδοσίας στο φάσμα του PPG σήματος ([31])

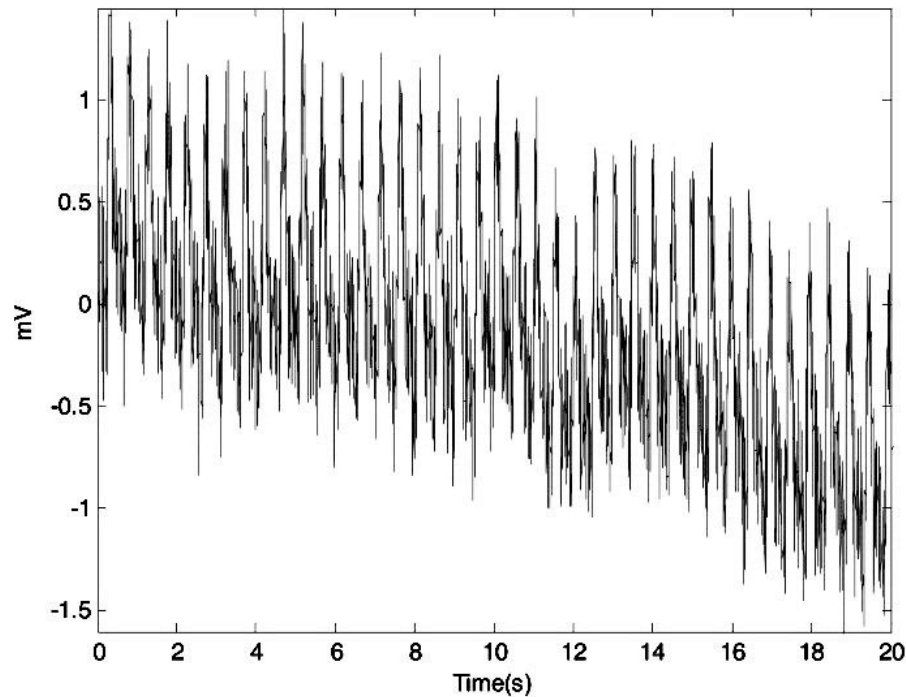
#### 2.4.1.2 Συνιστώσες θορύβου λόγω κίνησης

Ο θόρυβος αυτού του είδους επάγεται στο ωφέλιμο σήμα λόγω της μη κατάλληλης επαφής του δακτύλου με τον φώτο-αισθητήρα. Δευτερεύουσες αιτίες εμφάνισης του συγκεκριμένου τύπου θορύβου μπορεί να αποτελούν ή ύπαρξη πόλωσης στους ενισχυτές των οργάνων ή και οι ενδεχόμενες μεταβολές της θερμοκρασίας. Η συγκεκριμένη κατηγορία παρεμβολών επάγει συνιστώσες θορύβου στις χαμηλές συχνότητες.

Στο σχήμα 2.6 απεικονίζεται στο πεδίο του χρόνου, σήμα PPG διάρκειας 20 δευτερολέπτων στο οποίο συνυπάρχουν οι παρεμβολές τροφοδοσίας, μαζί με χαμηλής συχνότητας συνιστώσες θορύβου λόγω κίνησης. Για την αντιμετώπιση των τελευταίων χρησιμοποιούνται φίλτρα διέλευσης υψηλών συχνοτήτων (high pass filters) ενώ οι συνήθεις αιτίες εμφάνισης των συνιστωσών αυτών, είναι μικρές δονήσεις ή κινήσεις του ατόμου που εξετάζεται.

#### 2.4.1.3 Πρόωρη συστολή κοιλίας (Premature Ventricular Contraction-PVC)

Η πρόωρη συστολή κοιλίας παράγει μη ομαλούς παλμούς όπως αυτοί που φαίνονται στο σχήμα 2.7. Η αίσθηση που προκαλεί το φαινόμενο αυτό στο άτομο στο οποίο συμβαίνει, είναι το λεγόμενο "φερούγισμα" στο στήθος. Το φαινόμενο αυτό είναι συνήθως ακίνδυνο εκτός από τις περιπτώσεις που εμφανίζεται συχνά, κάτι που μπορεί να οδηγήσει σε σοβαρότερες μορφές αρρυθμιών. Όσον αφορά την επεξεργασία του PPG σήματος, η PVC



Σχήμα 2.6: Παράδειγμα παρεμβολών τροφοδοσίας και συνιστωσών θορύβου λόγω κίνησης([31])

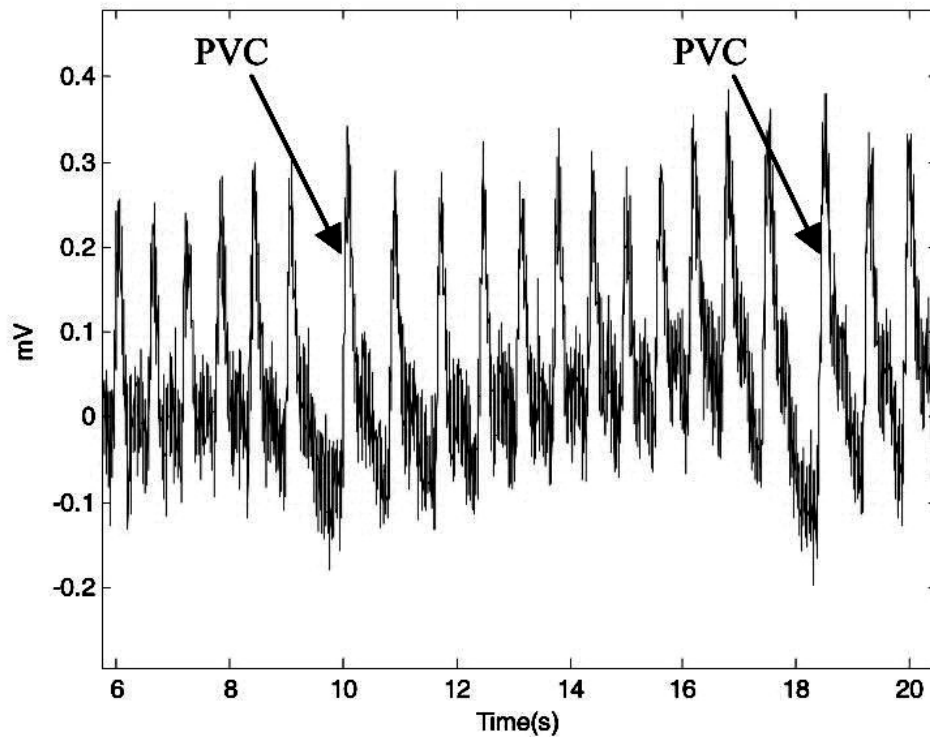
δημιουργεί ένα επιπρόσθετο εμπόδιο στην προσπάθεια εξαγωγής χρήσιμων παραμέτρων από την κυματομορφή.

## 2.4.2 Εξαγωγή χαρακτηριστικών PPG σήματος

Πρόσφατα, η επιθυμία χρήσης απλών, οικονομικών και μη επεμβατικών μεθόδων αξιολόγησης του καρδιαγγειακού συστήματος, έδωσε το έναυσμα για την διερεύνηση σε βάθος του PPG σήματος, καθώς και της πληροφορίας που μπορεί αυτό να παρέχει. Στη συνέχεια ακολουθεί λεπτομερής περιγραφή της PPG κυματομορφής καθώς και της πρώτης και δεύτερης παραγώγου αυτής. Οι συγκεκριμένες κυματομορφές αποτελούν και το αντικείμενο των μεθόδων που χρησιμοποιούνται για την εξαγωγή όλων των επιθυμητών ιατρικών χαρακτηριστικών.

### 2.4.2.1 Ανάλυση PPG σήματος

Στο σχήμα 2.8 φαίνεται η ανακροτική καθώς και η κατακροτική φάση του PPG παλμού. Πιο συγκεκριμένα, η ανακροτική φάση είναι το άνω άκρο του παλμού, ενώ η κατακροτική το χαμηλό άκρο. Η πρώτη φάση σχετίζεται με την συστολή ενώ η δεύτερη αντανακλά το



Σχήμα 2.7: Εμφάνιση παλμών από πρόωρη συστολή κοιλίας ([31])

στάδιο της διαστολής. Η δικροτική εγκοπή που φαίνεται στην εικόνα 2.8 εμφανίζεται σε άτομα που εμφανίζουν υγιείς αρτηρίες. Οι χρήσιμες παράμετροι που μπορούν να εξαχθούν από την παραπάνω κυματομορφή είναι:

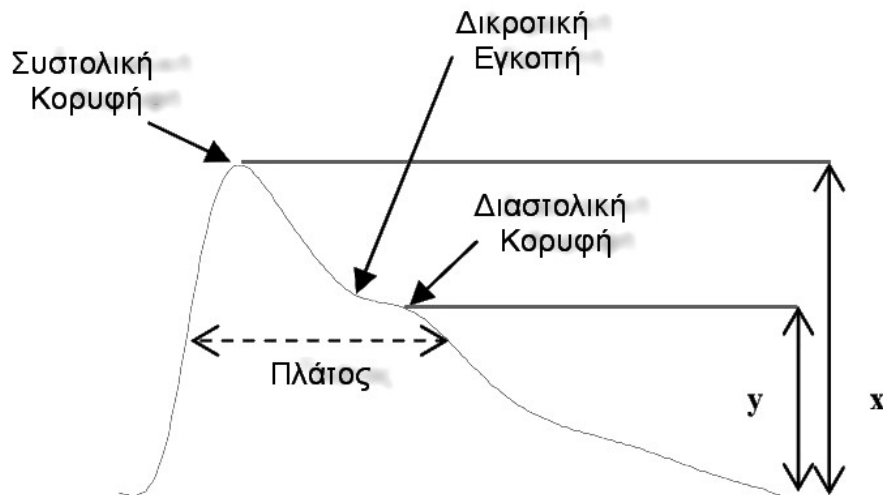
- **Το συστολικό πλάτος (systolic amplitude)** : Όπως φαίνεται και στο σχήμα 2.8, το συστολικό πλάτος (το οποίο συμβολίζεται ως  $x$ ) δείχνει την παλμική μεταβολή του όγκου του αίματος η οποία προκαλείται από την αρτηριακή ροή του αίματος κοντά στην περιοχή μέτρησης, [32, 33]. Το συστολικό πλάτος σχετίζεται με τον όγκο του παλμού, [30]. Επιπλέον έχει προταθεί, [34], η εν δυνάμει χρήση της παραμέτρου αυτής, ως μέτρο για την άφιξη του παλμού (pulse arrival) κατά τη μέτρηση της διαρκούς πίεσης του αίματος.
- **Το εύρος του παλμού (Pulse width)**: Το εύρος του παλμού φαίνεται στην εικόνα 2.8. Η ερευνητική ομάδα του Awad, [35], έδειξε πως το εύρος του παλμού έχει μεγαλύτερη συσχέτιση με την συστηματική αγγειακή αντίσταση σε σύγκριση με το συστολικό πλάτος.
- **Το εμβαδόν του παλμού (Pulse Area)**: Ως εμβαδόν παλμού αναφέρεται το συνολικό εμβαδόν κάτω από την PPG καμπύλη. Η ερευνητική ομάδα του Wang [36]

Μη Επεμβατική Εξαγωγή σήματος PPG και ρυθμού καρδιάς με χρήση video

χώρισε το εμβαδόν του παλμού σε δύο περιοχές, στο σημείο της δικροτικής εγκοπής. Τα αποτελέσματα της έρευνα τους έδειξαν πως ο λόγος των εμβαδών των δύο περιοχών (εικόνα 2.9) μπορεί να χρησιμοποιηθεί σαν δείκτης της περιφερικής αντίστασης. Ο λόγος αυτός ονομάζεται σημείο καμπής και ορίζεται ως:

$$IPA = \frac{A1}{A2} \quad (2.1)$$

- **Το διάστημα από κορυφή σε κορυφή (Peak to Peak Interval):** Η απόσταση μεταξύ δύο διαδοχικών συστολικών κορυφών αναφέρεται ως Διάστημα Κορυφής-Κορυφής (Peak-Peak Interval) και φαίνεται στην εικόνα 2.10. Το διάστημα αυτό χρησιμοποιείται για την ανίχνευση του ρυθμού της καρδιάς, [37–39], σε PPG σήματα.



Σχήμα 2.8: Χαρακτηριστικές παράμετροι PPG κυματομορφής

- **Το διάστημα του παλμού (Pulse Interval):** Ως διάστημα του παλμού ορίζεται η απόσταση από την αρχή ως το τέλος του παλμού όπως φαίνεται στην εικόνα 2.10. Το διάστημα αυτό χρησιμοποιείται συχνά στη θέση του διαστήματος κορυφής-κορυφής, σε περιπτώσεις που η ανίχνευση των κορυφών είναι δύσκολο να πραγματοποιηθεί. Η ερευνητική ομάδα του Poon, [40], πρότεινε τη χρήση του λόγου του συστολικού πλάτους (systolic amplitude) ως προς το διάστημα του παλμού, ως ένα δείκτη σχετικού με την κατάσταση του καρδιαγγειακού συστήματος του ασθενούς. Το 2008, η ερευνητική ομάδα του Lu, [41], συνέκρινε τον δείκτη μεταβλητότητας του ρυθμού καρδιάς (Heart Rate Variability-HRV) τον οποίο υπολόγισαν με τη βοήθεια του διαστήματος του παλμού της PPG κυματομορφής, με τον αντίστοιχο δείκτη υπολογισμένο με



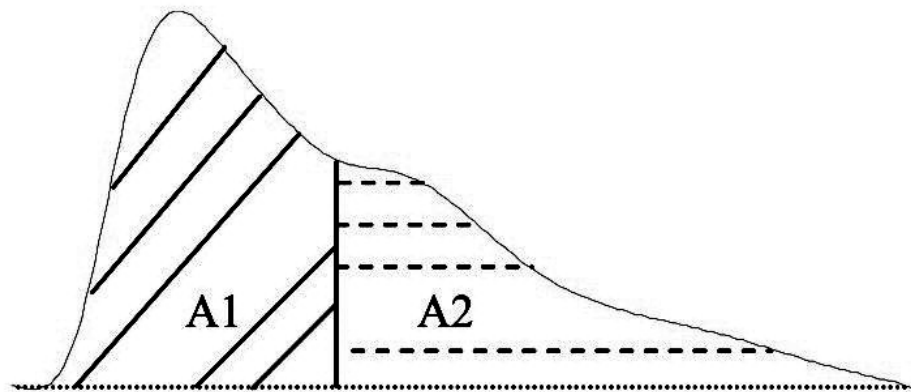
Μη Επεμβατική Εξαγωγή σήματος PPG και ρυθμού καρδιάς με χρήση video

χρήση του διαστήματος R-R από σήματα ECG. Τα αποτελέσματα της συγκεκριμένης έρευνας έδειξαν πως το PPG σήμα είναι δυνατόν να χρησιμοποιηθεί εναλλακτικά του ECG σήματος, για τον υπολογισμό του HRV.

- **Ο δείκτης επέκτασης (Augmentation Index):** Η πίεση επέκτασης (Augmentation Pressure-AG) είναι ένα μέτρο της συνεισφοράς που δημιουργεί η ανάκλαση του κύματος, στη συστολική αρτηριακή πίεση, και υπολογίζεται από τη μέτρηση του ανακλώμενου κύματος από την επιφάνεια με κατεύθυνση το κέντρο. Σε παθολογικές περιπτώσεις ελαστικών αρτηριών (μειωμένη συμμόρφωση), προκαλείται πρόωρη επιστροφή του ανακλώμενου αυτού κύματος, με αποτέλεσμα να φτάνει στο στάδιο της συστολής αντί του σταδίου της διαστολής, προκαλώντας με αυτό τον τρόπο μια δυσανάλογη αύξηση της συστολικής πίεσης και σαν αποτέλεσμα, μια αύξηση στην πίεση του παλμού. Το γεγονός αυτό με τη σειρά του προκαλεί αύξηση της αριστερής κοιλίας, μείωση της διαστολικής πίεσης και διαταραχή της αιμάτωσης της στεφανιαίας αρτηρίας. Η ερευνητική ομάδα του Takazawa, [17], όρισε το δείκτη επέκτασης (Augmentation Index-AI) ως τον λόγο  $y$  προς  $x$  :

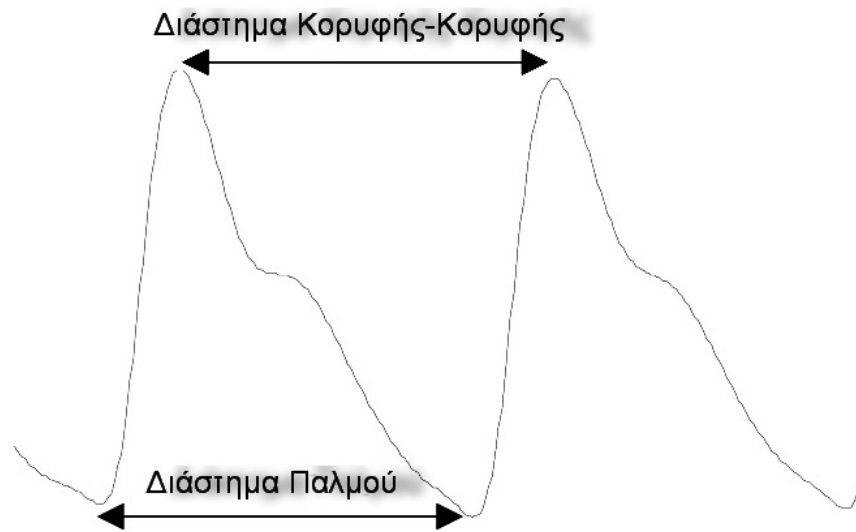
$$AI = \frac{y}{x} \quad (2.2)$$

Όπου τα  $y$  και  $x$  φαίνονται στο σχήμα 2.8 που περιγράφεται η PPG κυματομορφή.

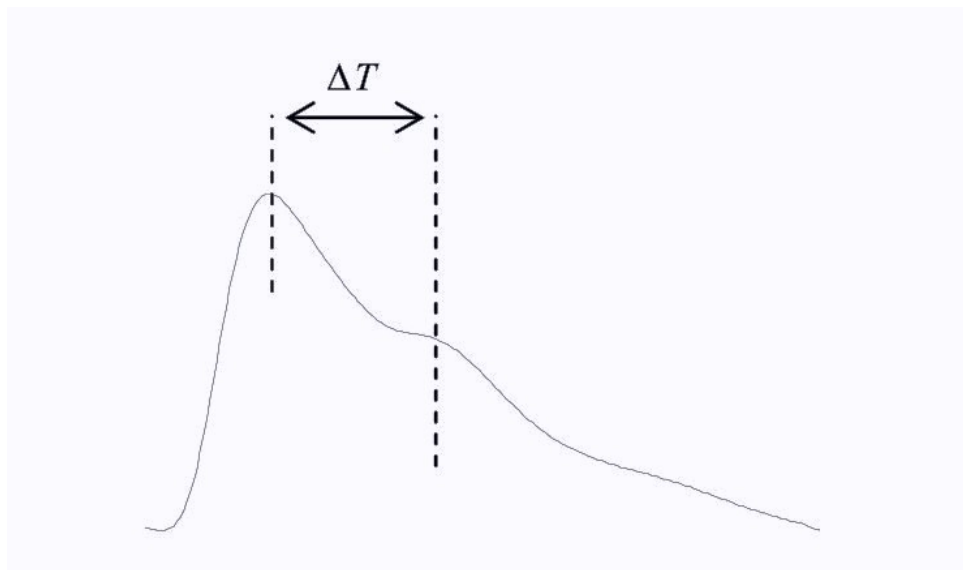


Σχήμα 2.9: Χωρισμός του εμβαδού του PPG παλμού σε 2 περιοχές (A1 και A2). Ο λόγος των A1 και A2 ισούται με το λόγο του σημείου καμπής

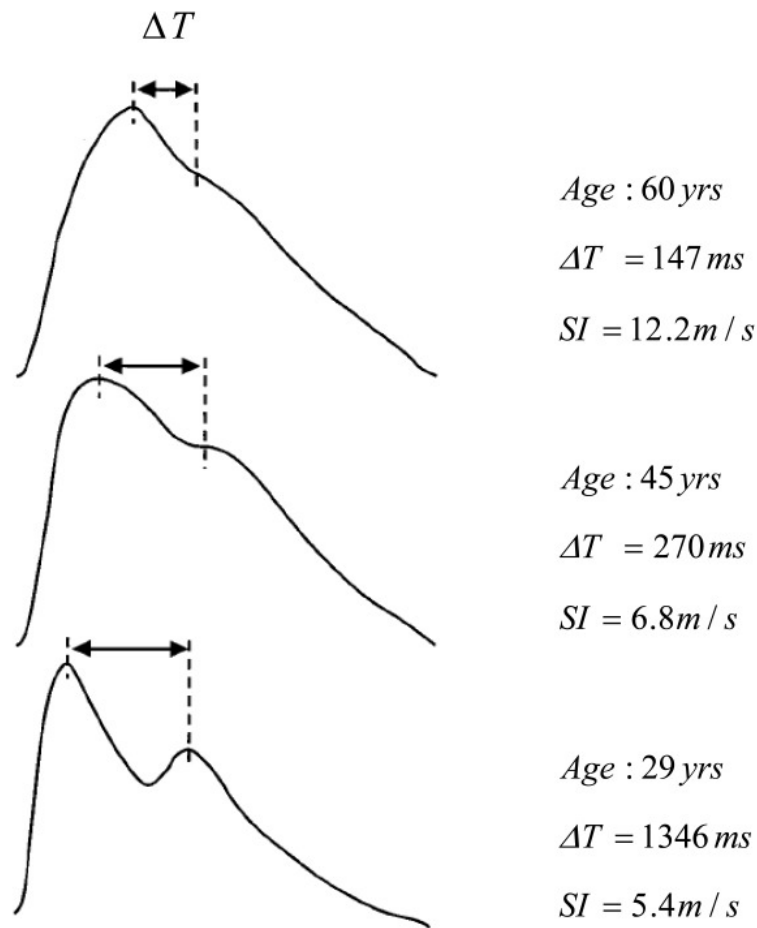
- **Δείκτης ακαμψίας μεγάλων αρτηριών (Large Arteries Stiffness Index) :** Η συστολική συνιστώσα της PPG κυματομορφής, προκύπτει κυρίως από ένα κύμα πίεσης που κινείται προς τα εμπρός και διαδίδεται κατά μήκος της απευθείας διαδρομής



Σχήμα 2.10: Διάστημα κορυφής-κορυφής (Peak to Peak Interval) και διάστημα παλμού (Pulse Interval)



Σχήμα 2.11: PPG κυματομορφή και  $\Delta T$  παράμετρος



Σχήμα 2.12: PPG κυματομορφή και εξάρτηση  $\Delta T$  και  $SI$  από την ηλικία ([31])

από την αριστερή κοιλία προς το δάχτυλο από το οποίο λαμβάνεται το σήμα. Η διαστολική συστατώσα προκύπτει κατά κύριο λόγο από κύματα πίεσης τα οποία μετά τη διάδοση τους κατά μήκος της αορτής προς μικρές αρτηρίες που βρίσκονται στα κατώτερα μέρη του σώματος, ανακλώνται πίσω προς την αορτή και από εκεί κατευθύνονται προς το δάχτυλο. Η χρονική καθυστέρηση  $\Delta T$  (σχήμα 2.11) η οποία εμφανίζεται μεταξύ της συστολικής και της διαστολικής κορυφής, σχετίζεται λοιπόν με το συνολικό χρόνο διάδοσης των κυμάτων πίεσης από την αρχή της υποκλείδιας αρτηρίας (subclavian artery) προς το σημείο ανάκλασης, καθώς και το χρόνο που απαιτείται για την επιστροφή των κυμάτων αυτών προς το σημείο από όπου ξεκίνησαν. Το συνολικό μήκος της διαδρομής αυτής μπορεί να θεωρηθεί ανάλογο με το ύψος του εξεταζόμενου ατόμου. Η ερευνητική ομάδα του Millasseau, [42], εισήγαγε έναν δείκτη του περιγράμματος της PPG κυματομορφής ο οποίος σχετίζεται με την

Μη Επεμβατική Εξαγωγή σήματος PPG και ρυθμού καρδιάς με χρήση video  
ευκαμψία των μεγάλων αρτηριών (Stiffness Index):

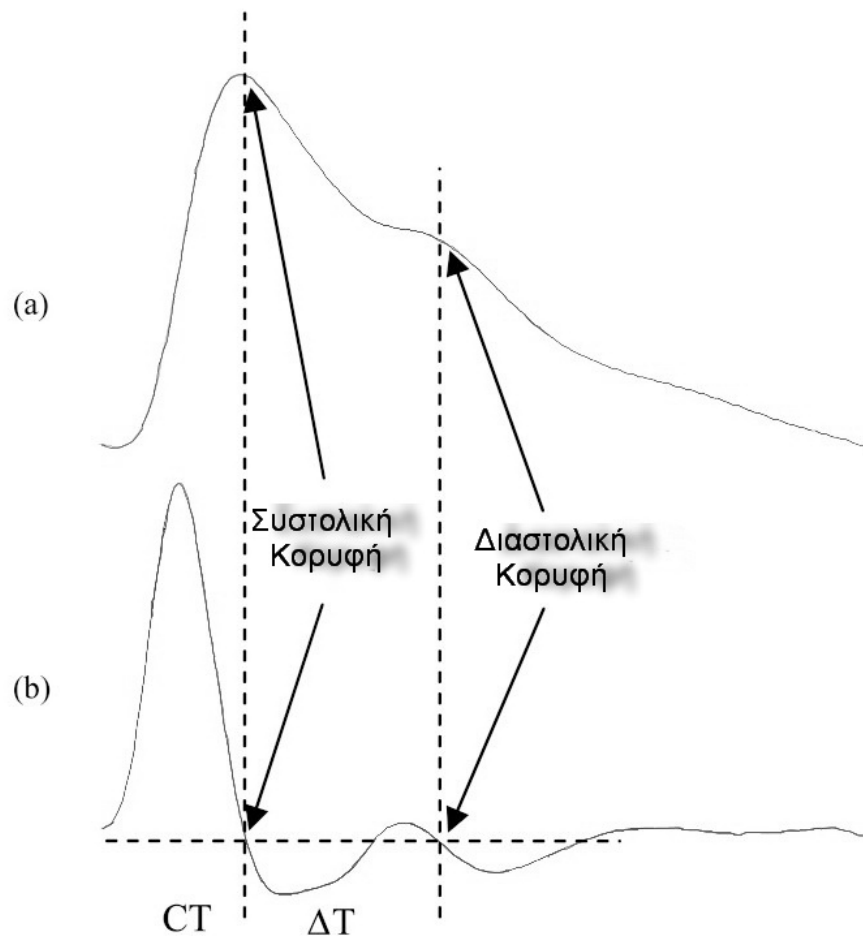
$$SI = \frac{h}{\Delta T} \quad (2.3)$$

Όπως φαίνεται στο σχήμα 2.12, η καθυστέρηση μεταξύ της συστολικής και της διαστολικής κορυφής ( $\Delta T$ ) μειώνεται με την αύξηση της ηλικίας ενώ αντίστοιχα ο δείκτης ακαμψίας (SI) αυξάνεται.

#### 2.4.2.2 Ανάλυση πρώτης παραγώγου PPG σήματος

Η πρώτη παράγωγος της PPG κυματομορφής δεν χρησιμοποιείται συχνά στη βιβλιογραφία. Ωστόσο, τα κύρια χαρακτηριστικά τα οποία μπορούν να εξαχθούν από αυτήν είναι τα εξής:

- **Ορισμός διαστολικού σημείου (Diastolic Point Definition):** Η ερευνητική ομάδα του Millasseau, [42], όρισαν ως διαστολικό σημείο το σημείο στο οποίο η πρώτη παράγωγος της PPG κυματομορφής παίρνει τιμές κοντά στο μηδέν.
- **Υπολογισμός παραμέτρου  $\Delta T$ :** Όπως αναφέρθηκε παραπάνω στα χαρακτηριστικά της PPG κυματομορφής, ως παράμετρος  $\Delta T$  συμβολίζεται η χρονική καθυστέρηση η οποία σχετίζεται με τη διάδοση του κύματος πίεσης από την καρδιά προς την επιφάνεια και πίσω. Στην περίπτωση της πρώτης παραγώγου της PPG κυματομορφής, η παράμετρος  $\Delta T$  ισούται με την χρονική απόσταση μεταξύ των δύο σημείων μηδενισμού αυτής κατά την μεταβολή από τις θετικές στις αρνητικές τιμές (Σχήμα 2.13).
- **Χρόνος κορύφωσης (Crest Time-CT):** Ως χρόνος κορύφωσης (CT) αναφέρεται ο χρόνος από τη βάση της PPG κυματομορφής έως την κορυφή της. Η ερευνητική ομάδα του Alty [43], απέδειξε πως η συγκεκριμένη παράμετρος, αποτελεί ένα χρήσιμο χαρακτηριστικό όσον αφορά την κατηγοριοποίηση της καρδιαγγειακής νόσου. Πιο συγκεκριμένα απεδείχθη πως ο χρόνος  $\Delta T$ , ο χρόνος κορύφωσης (CT) καθώς και ο δείκτης ακαμψίας (SI) ήταν τα τρία χαρακτηριστικά τα οποία συνείσφεραν στην ακριβέστερη κατηγοριοποίηση της συγκεκριμένης ασθένειας, υπολογιζόμενα από την πρώτη παράγωγο της PPG κυματομορφής. Κατάφεραν έτσι, χρησιμοποιώντας το σύνολο των τριών προαναφερθέντων χαρακτηριστικών και μηχανή διανυσμάτων υποστήριξης (Support Vector Machine) ως ταξινομητή, να επιτύχουν ταξινομήσεις με ποσοστό επιτυχίας 87.5%.



Σχήμα 2.13: a) PPG κυματομορφή b) Πρώτη παράγωγος PPG ([31])

### 2.4.2.3 Ανάλυση δεύτερης παραγώγου PPG σήματος

Η δεύτερη παράγωγος της PPG κυματομορφής χρησιμοποιείται στη διεθνή βιβλιογραφία σε μεγαλύτερο βαθμό σε σχέση με την πρώτη. Στη βιβλιογραφία αναφέρεται συχνά ως πληθυσμογράφημα επιτάχυνσης (Acceleration Plethysmogram) καθώς αποτελεί ένα δείκτη της επιτάχυνσης του αίματος κάτω από την επιφάνεια του δέρματος από όπου και λαμβάνεται το PPG σήμα. Οι συνηθέστερες συντομογραφίες που χρησιμοποιούνται για την αναφορά στην δεύτερη παράγωγο του PPG σήματος, είναι οι εξής: SDPTG (Second Derivative of the Photoplethysmogram), SDDVP (Second Derivative of Digital Volume Pulse) και APG (Acceleration PlethysmoGram).

Όπως φαίνεται και στο σχήμα 2.14, η κυματομορφή της δεύτερης παραγώγου του PPG σήματος, αποτελείται από τέσσερα συστολικά κύματα (επισημαίνονται ως a,b,c,d), και ένα διαστολικό (επισημαίνεται ως e) το οποίο δημιουργεί την δικροτική εγκοπή (dicrotic notch)

Μη Επεμβατική Εξαγωγή σήματος PPG και ρυθμού καρδιάς με χρήση video

στο σχήμα 2.14. Η θέση του e κύματος ανταποκρίνεται στο κλείσιμο της αορτικής βαλβίδας στο οποίο οφείλεται η παρατηρούμενη παλινδρομική ροή του αίματος. Γι' αυτό το λόγο μπορεί να χρησιμοποιηθεί ως παράμετρος για την αξιολόγηση και παρακολούθηση της καρδιακής λειτουργίας.

Το ύψος καθενός από τα πέντε κύματα που συνθέτουν το APG σήμα και οι λόγοι καθενός κύματος προς το a-κύμα (b/a, c/a, d/a και e/a), χρησιμοποιούνται για την ανάλυση της κυματομορφής της δεύτερης παραγώγου του PPG σήματος. Στην συνέχεια ακολουθεί η περιγραφή των κυριότερων χαρακτηριστικών που εξάγονται από το APG σήμα:

- **Λόγος b/a** : Η ερευνητική ομάδα του Takazawa, [17], έδειξε πως ο λόγος b/a αντανάκλα την αυξημένη αρτηριακή ακαμψία (artery stiffness), και κατά συνέπεια αυξάνεται με την ηλικία. Σε μελέτη που πραγματοποίησαν οι Imanaga κ.α, [44], έδειξαν πως η απόλυτη τιμή του λόγου b/a σχετίζεται με την διατασιμότητα (distensibility) της περιφερικής αρτηρίας, και πρότειναν την χρήση της συγκεκριμένης παραμέτρου ως ένα μη επεμβατικό δείκτη για την αθηροσκλήρωση και την αρτηριακή διατασιμότητα.
- **Λόγος c/a** : Η ομάδα Takazawa, [17], έδειξε πως ο λόγος c/a αντανάκλα την μειωμένη αρτηριακή ακαμψία (decreased arterial stiffness). Έτσι, οι τιμές του λόγου αυτού μειώνονται με την αύξηση της ηλικίας.
- **Λόγος d/a**: Παρομοίως με τον λόγο c/a στην ίδια μελέτη [17], αποδείχθηκε πως και ο λόγος d/a μειώνεται με την ηλικία. Επιπλέον, βρέθηκε πως ο όρος -d/a είναι ένας χρήσιμος δείκτης για την αξιολόγηση των αγγειοδραστικών παραγόντων (vasoactive agents), καθώς επίσης και του δείκτη της πίεσης που ασκείται στην αριστερή κοιλία (left ventricular afterload).
- **Λόγος e/a**: Τόσο στη μελέτη [17], όσο και στη μελέτη [45], αποδείχτηκε πως η αύξηση του λόγου e/a σχετίζεται με τη μείωση της αρτηριακής ακαμψίας και όπως είναι αναμενόμενο, μειώνεται με την αύξηση της ηλικίας.
- **Λόγος (b-c-d-e)/a**: Ο λόγος (b-c-d-e)/a αποτελεί [17] έναν δείκτη αξιολόγησης της αγγειακής γήρανσης (vascular ageing-VA) και της νόσου της αρτηριοσκλήρωσης. Η ερευνητική ομάδα Kimura [46] πρότεινε για τον υπολογισμό της αγγειακής ηλικίας τη χρήση της σχέσης :

$$VA = \frac{45,5(B - c - d - e)}{a} + 65.9 \quad (2.4)$$

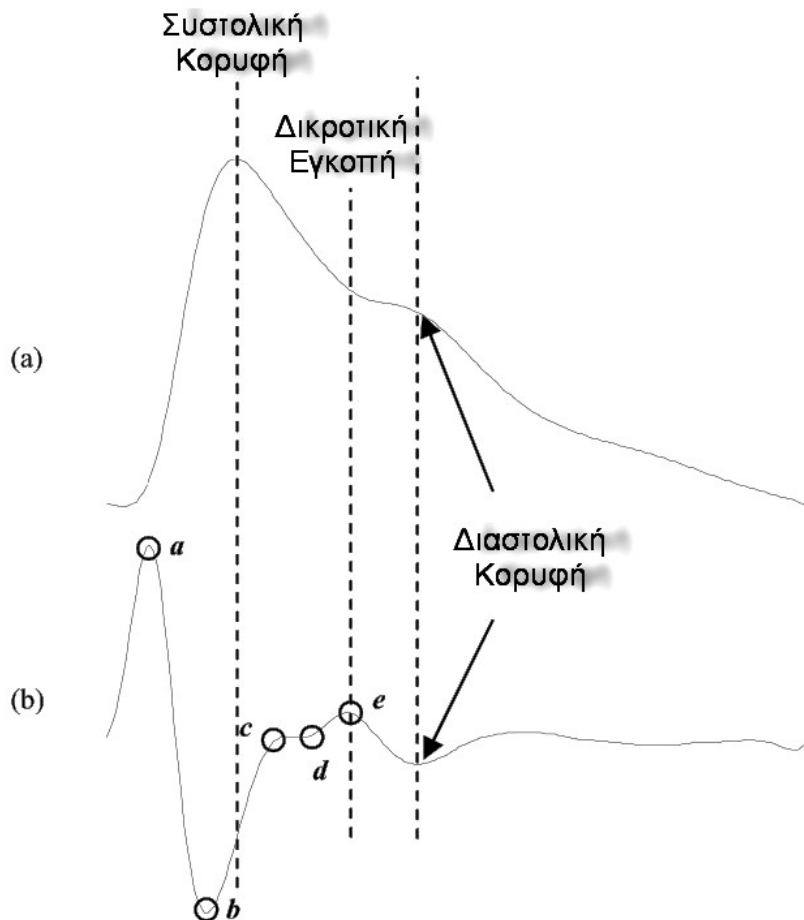
- **Διάστημα a-a**: Μεγάλη συσχέτιση παρατηρείται μεταξύ του διαστήματος a-a της δεύτερης παραγώγου της PPG κυματομορφής και του R-R διαστήματος του ECG σήματος. Το 2007 η ομάδα του Taniguchi [47] χρησιμοποίησαν το διάστημα a-a αντί για το

Μη Επεμβατική Εξαγωγή σήματος PPG και ρυθμού καρδιάς με χρήση video

Τύπος Κυματομορφής	Περιγραφή
A	Καλή κυκλοφορία
B	Μέτρια κυκλοφορία
C	Κακή κυκλοφορία
D-G	Εξαιρετικά κακή κυκλοφορία

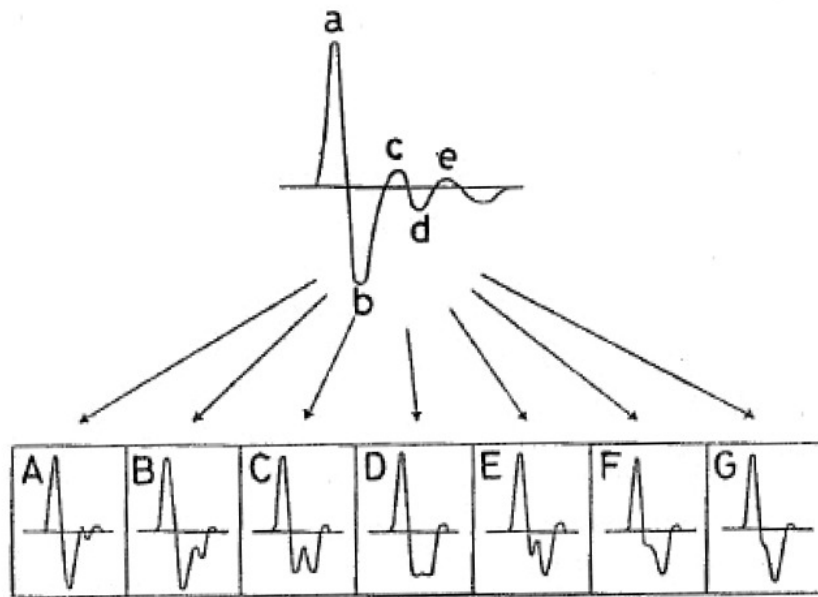
Πίνακας 2.1: Κατηγορίες APG κυματομορφών

R-R διάστημα, για την αξιολόγηση του χειρουργικού άγχους. Το 2010 οι Elgendi κ.α χρησιμοποίησαν επίσης το συγκεκριμένο διάστημα για τον υπολογισμό του ρυθμού της καρδιάς και της μεταβλητότητας αυτού (HRV) με τη βοήθεια της τιμής του a-a διαστήματος APG σημάτων.



Σχήμα 2.14: a) PPG κυματομορφή b) Δεύτερη παράγωγος PPG

Όπως φαίνεται και στην εικόνα 2.15, η APG κυματομορφή μπορεί να κατηγοριοποιηθεί σε 7 τύπους (A έως G). Οι διαφορετικοί αυτοί τύποι περιγράφονται στον πίνακα 2.1 όπου



Σχήμα 2.15: Τύποι APG κυματομορφής ([31])

βλέπουμε πως ο τύπος A εμφανίζεται σε άτομα με καλή κυκλοφορία ενώ οι τύποι D-G παρατηρούνται σε περιπτώσεις ασθενών που μπορεί να πάσχουν από όγκο στο στήθος, ή έχουν υποστεί εγκεφαλικό ή ισχαιμικό επεισόδιο. Οι διαβαθμίσεις από D σε G αντανακλούν τη σοβαρότητα των παραπάνω νόσων.

## 2.5 Κλινικές εφαρμογές φωτοπληθυσμογραφίας

Οι κλινικές εφαρμογές που χρησιμοποιείται η PPG τεχνολογία, μπορούν να χωριστούν σε τρεις κατηγορίες, περιλαμβάνοντας :

- Την παρακολούθηση φυσιολογικών παραμέτρων (όπως πχ. κορεσμός οξυγόνου αίματος, καρδιακοί παλμοί, πίεση του αίματος, απόδοση καρδιάς, ρυθμός αναπνοής)
- Την αρτηριακή αξιολόγηση (πχ. αρτηριακή νόσο, αρτηριακή κυκλοφορία και γήρανση, την ενδοθηλιακή λειτουργία, την φλεβική λειτουργία, τη μικροαγγειακή ροή του αίματος και τη ζωτικότητα των ιστών)
- Την αυτόνομη λειτουργία (πχ. το ρυθμιστικό σύστημα των αιμοφόρων αγγείων και την θερμορύθμιση, τη μεταβλητότητα της πίεσης του αίματος και του ρυθμού της καρδιάς, τη νευρολογία κ.α.).



Μη Επεμβατική Εξαγωγή σήματος PPG και ρυθμού καρδιάς με χρήση video

Στη συνέχεια περιγράφονται οι εφαρμογές που εντάσσονται στην πρώτη κατηγορία, η οποία σχετίζεται και με το αντικείμενο της εργασίας αυτής.

### 2.5.1 Κορεσμός του οξυγόνου

Μια από τις σημαντικότερες τεχνολογικές εξελίξεις των τελευταίων δεκαετιών όσον αφορά την κλινική παρακολούθηση ασθενών, είναι η παλμική οξυμετρία, [48]. Η παλμική οξυμετρία χρησιμοποιεί PPG μετρήσεις για την απόκτηση πληροφορίας σχετικής με τον κορεσμό του οξυγόνου του αρτηριακού αίματος ( $SP0_2$ ) όπως επίσης και με τον ρυθμό της καρδιάς.

Η συγκεκριμένη μεθοδολογία παρουσιάζει ευρεία κλινική χρήση σε νοσοκομεία, εξωτερικά ιατρεία, στην αθλητική και κατ' οίκον ιατρική, και στην κτηνιατρική. Στις αρχές της δεκαετίας του 1990, η παλμική οξυμετρία κατέστη υποχρεωτική για την κλινική παρακολούθηση των ασθενών κατά τη διάρκεια της αναισθησίας.

Ο δείκτης  $SPO_2$  μπορεί να προσδιοριστεί με την ακτινοβολήση μηκών κύματος φωτός στο ερυθρό και κοντά στο υπέρυθρο, σε αγγειακό ιστό με ταχεία εναλλαγή μεταξύ των δύο αυτών μηκών κύματος. Τα πλάτη του ερυθρού κύματος καθώς αυτού κοντά στο υπέρυθρο AC σήματος, είναι ευαίσθητα σε μεταβολές του  $SPO_2$ . Αυτό συμβαίνει λόγω της διαφορετικής απορρόφησης από την  $hBo_2$  και την  $Hb$  των δύο αυτών μηκών κύματος. Χρησιμοποιώντας τον λόγο μεταξύ των δύο αυτών πλατών και τις αντίστοιχες DC συνιστώσες του PPG σήματος, καθίσταται εφικτή η μέτρηση του  $SPO_2$ .

Η υπόθεση που επικρατεί είναι πως η παλμική συνιστώσα του PPG σήματος, είναι αποτέλεσμα της μεταβολής του όγκου του αίματος στις αρτηρίες σε κάθε χτύπο της καρδιάς. Περιορισμοί όσον αφορά τη συγκεκριμένη μέθοδο αναφέρονται στο γεγονός πως η συγκεκριμένη τεχνική στηρίζεται στην παρουσία ενός περιφερικού παλμού. Επιπροσθέτως, η ακρίβεια της συγκεκριμένης μεθόδου μειώνεται σε μεγάλο βαθμό σε χαμηλά επίπεδα κορεσμού, [49]. Σύγχρονοι υπολογιστικοί αλγόριθμοι έχουν αναπτυχθεί στην προσπάθεια να ξεπεραστούν τα εμπόδια της παρουσίας παρεμβολών λόγω κίνησης, οι οποίες μπορούν να επηρεάσουν την αξιοπιστία των μετρήσεων.

Τα παλμικά οξύμετρα μπορούν να μετρήσουν τον δείκτη  $SPO_2$  χρησιμοποιώντας ανακλαστικές μεθόδους ή και μεθόδους εκπομπής, [50]. Έρευνες για τη μέτρηση του κορεσμού του οξυγόνου έχουν πραγματοποιηθεί επίσης εκτός από το δάχτυλο (που αποτελεί και τη συνήθη τοποθεσία λήψης των μετρήσεων), και σε άλλες περιοχές του σώματος όπως πχ η οισοφαγική παρακολούθηση του κορεσμού του οξυγόνου, με σκοπό την αντιμετώπιση των απωλειών που παρατηρούνται στην μέτρηση από το δάχτυλο. Πρόσφατη εξέλιξη της μεθόδου της παλμικής οξυμετρίας αποτελεί η προσπάθεια μη επεμβατικής μέτρησης του

Μη Επεμβατική Εξαγωγή σήματος PPG και ρυθμού καρδιάς με χρήση video φλεβικού οξυγόνου με χρήση κατάλληλων εξωτερικών προσθηκών επί του PPG αισθητήρα.

## 2.5.2 Ρυθμός καρδιάς (Heart Rate)

Ο ρυθμός της καρδιάς αποτελεί μια πολύ σημαντική παράμετρο προς μέτρηση, για πληθώρα κλινικών περιπτώσεων όπως για την ιατρική παρακολούθηση ενδονοσοκομειακά αλλά και σε κινητές μονάδες. Η εναλλασσόμενη συνιστώσα (AC) του PPG σήματος είναι συγχρονισμένη με τους χτύπους της καρδιάς και έτσι μπορεί να αποτελέσει μια πηγή πληροφορίας για τον υπολογισμό του ρυθμού της καρδιάς. Στα παλμικά οξύμετρα η πληροφορία για τους παλμούς της καρδιάς εμφανίζεται μαζί με την τιμή του δείκτη  $SpO_2$ . Το κυρίαρχο πρόβλημα της διαδικασίας μέτρησης του ρυθμού της καρδιάς είναι η μείωση της ακρίβειας που παρατηρείται σε περιπτώσεις απότομων κινήσεων του χεριού ή καρδιακών αρρυθμιών.

Τα τελευταία χρόνια αρκετοί είναι οι υπολογιστικοί αλγόριθμοι που έχουν αναπτυχθεί με σκοπό την ακριβή ανίχνευση του ρυθμού της καρδιάς. Αυτοί περιλαμβάνουν την εφαρμογή απλών ψηφιακών φίλτρων και ανίχνευση μηδενικής διέλευσης (zero crossing) για τον διαχωρισμό του ρυθμού της καρδιάς και των συνιστωσών που οφείλονται στην αναπνευστική διαδικασία, σε μετρήσεις που λαμβάνονται από αισθητήρα PPG αυτιού, [51].

Εξελιγμένοι αλγόριθμοι εφαρμόστηκαν για την εξαγωγή του ρυθμού της καρδιάς από τις PPG κυματομορφές, που περιελάμβαναν τεχνικές χρόνου-συχνότητας και βασίζονταν στις Wigner-Ville κατανομή, [52]. Η ακρίβεια μέτρησης του ρυθμού της καρδιάς αξιολογήθηκε συγκρίνοντας παλμούς που ελήφθησαν από αισθητήρα PPG σε χέρι εν κινήσει, και του αντίστοιχου σήματος που λαμβάνονταν από το άλλο σταθερό και ακίνητο χέρι. Οι τεχνικές χρόνου-συχνότητας έδειξαν σημαντική βελτίωση στις μετρήσεις σε σχέση με τα αποτελέσματα των μετρήσεων από τις δύο παραδοσιακές μεθόδους (φίλτρο WMA-Weighted Moving Average-και FFT-Fast Fourier Transformation). Πιο συγκεκριμένα παρατηρήθηκε μείωση του μέσου ρυθμού λαθών κατά 6 χτύπους/λεπτό (beats per minute) σε σύγκριση με τον αντίστοιχο ρυθμό 16bpm της μεθόδου WMA και 11bpm της FFT.

Το 2006 στη μελέτη [53], υλοποιήθηκε μια μέθοδος για την αυτόματη αξιολόγηση της αξιοπιστίας μετρήσεων ρυθμών καρδιάς αναφοράς από την παρακολούθηση των σημάτων PPG και ECG ασθενών. Η αξιολόγηση αυτή της αξιοπιστίας των ρυθμών αναφοράς της καρδιάς ποσοτικοποιήθηκε με έναν δείκτη ποιότητας (QI-Quality Index). Για την αξιολόγηση των φυσιολογικών κυματομορφών, χρησιμοποιήθηκε ταξινομητής διανυσμάτων υποστήριξης (support vector machine classifier) ενώ ο υπολογισμός του ρυθμού της καρδιάς, πραγματοποιήθηκε από έναν προσαρμοστικό αλγόριθμο ανίχνευσης κορυφών

Μη Επεμβατική Εξαγωγή σήματος PPG και ρυθμού καρδιάς με χρήση video

(adaptive peak detection algorithm) ο οποίος απέκοπτε της συνιστώσες του επαγόμενου λόγω κίνησης θορύβου. Η σύγκριση των αποτελεσμάτων της συγκεκριμένης μεθόδου, με αντίστοιχα λαμβανόμενα χειρωνακτικά από ειδικούς, έδειξε σύμπτωση στο 92% των περιπτώσεων.

### 2.5.3 Πίεση του αίματος

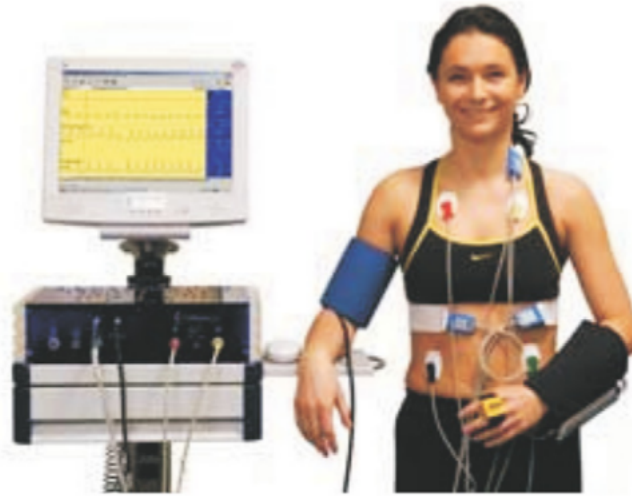
Η αρτηριακή πίεση του αίματος αποτελεί μια πολύ σημαντική ιατρική παράμετρο προς μέτρηση. Στη βιβλιογραφία έχουν περιγραφεί πολλές διαφορετικές προσεγγίσεις όσον αφορά τη μη επεμβατική μέτρηση αυτής με χρήση του PPG σήματος.

Μια από τις μεθόδους που προτάθηκαν είναι η τεχνολογία Finapres, η οποία εισήχθη το 1980, επιτρέποντας την συνεχή μέτρηση της κυματομορφής της αρτηριακής πίεσης από το δάχτυλο σε κάθε χτύπο της καρδιάς. Η συγκεκριμένη μέθοδος βασίστηκε στη δυναμική αγγειακή εκφόρτωση των αρτηριακών τοιχωμάτων του δαχτύλου, χρησιμοποιώντας ένα φουσκωτό "μανίκι" δαχτύλου, το οποίο είχε ενσωματωμένο έναν PPG αισθητήρα, [54]. Η συγκεκριμένη τεχνολογία μελετήθηκε και αξιολογήθηκε σε πληθώρα ερευνών που ακολούθησαν. Αν και η μέθοδος Finapres δεν είναι πλέον εμπορικά διαθέσιμη, εναλλακτικές τεχνολογίες οι οποίες βασίζονται σε αυτή έχουν εισήχθη, όπως για παράδειγμα το σύστημα Task Force Monitor (CNSystems Medizintechnik, GmbH). Το συγκεκριμένο σύστημα παρουσιάζεται στην εικόνα 2.16 όπου μπορεί να φανεί πως η απλή PPG τεχνολογία μπορεί να ενσωματωθεί σε σύνθετα κλινικά συστήματα κλινικής καρδιαγγειακής αξιολόγησης.

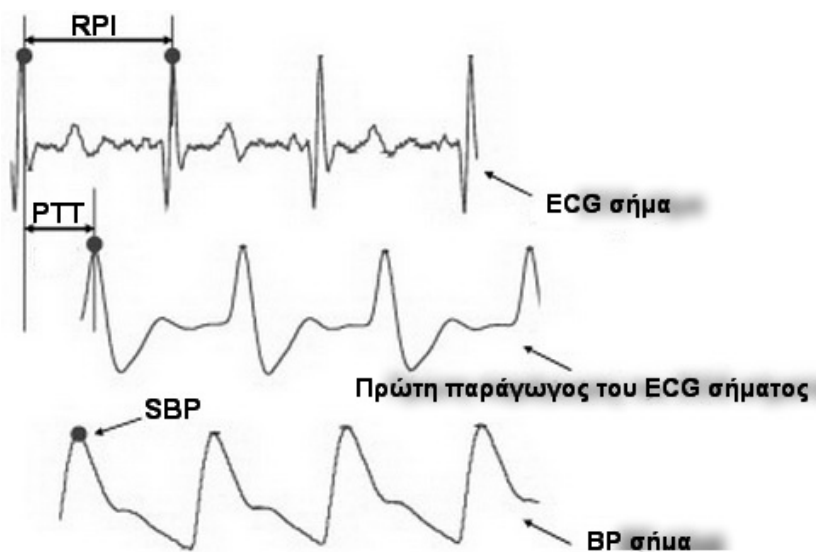
Άλλες μέθοδοι μέτρησης της πίεσης του αίματος, έχουν επίσης ερευνηθεί, οι οποίοι περιλαμβάνουν την παρακολούθηση των αλλαγών στην πίεση του αίματος από χτύπο σε χτύπο, χρησιμοποιώντας τον Χρόνο Μετάβασης Παλμού ( PTT - Pulse Transit Time). Όπως απεικονίζεται και στο σχήμα 2.17, [55].

Όπως μπορεί να διαπιστωθεί και από το σχήμα 2.17, ένας τρόπος υπολογισμού του PTT είναι η μέτρηση του χρονικού διαστήματος από το R του ECG σήματος μέχρι την κορυφή της πρώτης παραγώγου του PPG σήματος. Η ερευνητική ομάδα του Chen, [56], περιέγραψε μια μέθοδο η οποία συνδυάζει την πληροφορία στις υψηλές συχνότητες μέσα από το PTT, και την πληροφορία χαμηλών συχνοτήτων από το σήμα συστολικής πίεσης του αίματος (SBP-Systolic Blood Pressure-σχήμα 2.17). Από τις μετρήσεις που πραγματοποιήθηκαν με τη συγκεκριμένη μέθοδο, και χρησιμοποιώντας ως αναφορά μετρήσεις λαμβανόμενες επεμβατικά από αρτηριακό καθετήρα, βρέθηκε πως το ποσοστό λάθους κυμαίνονταν στο 10% για το 98% των μετρήσεων.

Μη Επεμβατική Εξαγωγή σήματος PPG και ρυθμού καρδιάς με χρήση video



Σχήμα 2.16: Ασθενής με το σύστημα μέτρησης της πίεσης του αίματος με χρήση PPG αισθητήρων



Σχήμα 2.17: Ορισμός RRI,SBP και PTT από ECG, BP και PPG σήματα

Μη Επεμβατική Εξαγωγή σήματος PPG και ρυθμού καρδιάς με χρήση video

Μη επεμβατική μέτρηση της αρτηριακής πίεσης χρησιμοποιείται συχνά στην αξιολόγηση της περιφερικής αγγειακής νόσου, και πιο συγκεκριμένα στον υπολογισμό του δείκτη πίεσης του βραχιονίου του αστραγάλου (Ankle Brachial Pressure INdex - ABPI)[57]. Μια άλλη χρήσιμη εφαρμογή του σήματος της φωτοπληθυσμογραφίας είναι αυτή που πραγματοποιήθηκε για την μέτρηση της πίεσης των άκρων (limb perssure). Η χρήση της συγκεκριμένης μεθόδου για την εφαρμογή αυτή, προτιμάται καθώς είναι πιο οικονομική σε σχέση με την παραδοσιακά χρησιμοποιούμενη μέθοδο των υπερήχων η οποία απαιτεί και χρήση κατάλληλου τζελ για την μείωση της αντίστασης διάδοσης των ηχητικών κυμάτων. Το 2005, η ερευνητική ομάδα του Jonsson, [58], συνέκρινε την PPG τεχνολογία με την παραδοσιακή τεχνολογία Doppler ηχητικών κυμάτων, για τη μέτρηση του δείκτη ABPI. Τα αποτελέσματα της συγκεκριμένης έρευνας δεν έδειξαν σημαντικές διαφορές μεταξύ των δυο αυτών τεχνικών.

Η μέτρηση της πίεσης του αίματος από τον αστράγαλο, δεν είναι πάντα εφικτή, κυρίως σε περιπτώσεις ασθενών που βρίσκονται σε προχωρημένο στάδιο της νεφρικής νόσου ή του σακχαρώδη διαβήτη. Στις τέτοιες περιπτώσεις επιχειρείται η μέτρηση της πίεσης μέσω των δαχτύλων ποδιού. Και σε αυτές τις περιπτώσεις έχει επιτευχθεί η χρήση της PPG τεχνολογίας αντί της χρήσης της τεχνολογίας των υπερήχων.

#### **2.5.4 Καρδιακή παροχή (Cardiac output)**

Ως καρδιακή παροχή αναφέρεται ο όγκος του αίματος ο οποίος αντλείται από την καρδιά ανά σφυγμό. Σε ένα φυσιολογικό και ξεκούραστο άτομο αυτή υπολογίζεται περίπου στα 5 λίτρα/σφυγμό. Ωστόσο, σημαντικές διαφοροποιήσεις παρατηρούνται σε άτομα τα οποία πάσχουν από την καρδιαγγειακή νόσο. Για το λόγο αυτό, η ακριβής μη επεμβατική μέτρηση της ποσότητας αυτής, είναι ιδιαίτερα σημαντική κλινικά. Αν και η PPG τεχνολογία χρησιμοποιείται για το σκοπό αυτό, έντονες αμφισβητήσεις της ακρίβειας της συγκεκριμένης τεχνικής έχουν δημοσιευτεί στην βιβλιογραφία, [59].

Ο όγκος του αίματος που αντλείται από τον κόλπο της καρδιάς κατά τη διάρκεια ενός χτύπου (SV- Stroke Volume), μπορεί να υπολογιστεί από την ανάλυση του περιγράμματος του παλμού του PPG σήματος. Η καρδιακή παροχή μπορεί να υπολογιστεί από το γινόμενο της ποσότητας SV με τον ρυθμό της καρδιάς. Για τον υπολογισμό του SV με την χρήση της τεχνολογίας PPG, έχουν πραγματοποιηθεί αρκετές έρευνες (Modelflow, [60], κ.α.). Από τα αποτελέσματα της τεχνολογίας Modelflow έχει αποδειχθεί, πως είναι σε θέση να παρέχει ακριβή και αξιόπιστα αποτελέσματα όσον αφορά τη μέτρηση της καρδιακής παροχής σε ανθρώπους, τόσο κατά τη διάρκεια άσκησης όσο και σε κατάσταση ηρεμίας.

Μη Επεμβατική Εξαγωγή σήματος PPG και ρυθμού καρδιάς με χρήση video

Έτσι η συγκεκριμένη μέθοδος χρησιμοποιείται συχνά για τις καθιερωμένες κλινικές μετρήσεις.

### 2.5.5 Ρυθμός αναπνοής

Η παρακολούθηση του ρυθμού της αναπνοής αποτελεί μια σημαντικότερη διαδικασία σε πληθώρα κλινικών περιπτώσεων όπως πχ η μονάδα φροντίδας νεογνών, η μελέτη αξιολόγησης ύπνου και η αναισθητική διαδικασία. Η μεταβολή που προκαλεί η αναπνευστική διαδικασία στην περιφερική κυκλοφορία, καθιστά δυνατή τη χρήση αισθητήρων φωτοπληθυσμογραφίας για την παρακολούθηση της. Πιο συγκεκριμένα, στο PPG σήμα επάγονται χαμηλής συχνότητας συνιστώσες, οι οποίες οφείλονται στις μεταβολές των ενδοθωρακικών πιέσεων. Οι συγκεκριμένες συνιστώσες αναφέρονται στην βιβλιογραφία ως RIIV (Respiratory Induced Intensity Variations) και προσφέρουν την πληροφορία από την οποία μπορεί να εξαχθεί ο ρυθμός αναπνοής.

Στην μελέτη που πραγματοποιήθηκε από τους Johansson και Oberg, [61], το RIIV σήμα εξήχθη με ψηφιακό τρόπο από την PPG κυματομορφή λαμβανόμενη από τον πήχη του χεριού. Οι μετρήσεις που ελήφθησαν συγκρίθηκαν με αυτά αποτελεσμάτων από ταυτόχρονες επεμβατικές μετρήσεις της αρτηριακής πίεσης του αίματος. Ένα ζωνοπερατό φίλτρο (0,13 -0,48Hz) χρησιμοποιήθηκε πάνω στο εξαχθέν ψηφιακά σήμα. Από την σύγκριση των αποτελεσμάτων μεταξύ των μη επεμβατικών μετρήσεων και των συμβατικών επεμβατικών, παρατηρήθηκε υψηλή συσχέτιση, παρόλο που η ακριβής μέτρηση του σήματος RIIV δεν κατέστη ακριβής.

Στη βιβλιογραφία έχει μελετηθεί πλήθος διαφορετικών αλγορίθμων εξαγωγής της RIIV κυματομορφής. Αλγόριθμος αναγνώρισης προτύπων βασισμένος σε νευρωνικά δίκτυα χρησιμοποιήθηκε για την εξαγωγή του RIIV σήματος από ανακλαστικού τύπου μετρήσεις PPG αισθητήρα μετώπου, δίνοντας χαμηλά ποσοστά λαθών ταξινόμησης της τάξης του 10%, [62]. Άλλες μέθοδοι που έχουν μελετηθεί για την εξαγωγή του ρυθμού αναπνοής από PPG σήμα, έχουν χρησιμοποιήσει ψηφιακό φίλτρο μηδενικής φάσης (zero phase filter), [63], όπως επίσης και μετασχηματισμούς μήκους κύματος (wavelet transforms), [64].

## 2.6 Μη επεμβατικές μέθοδοι φωτοπληθυσμογραφίας

Τα τελευταία χρόνια έχουν πραγματοποιηθεί προσπάθειες για την εφαρμογή της τεχνολογίας της φωτοπληθυσμογραφίας και της χρήσιμης ιατρικής πληροφορίας που μπορεί αυτή να παρέχει, με μη επεμβατικό τρόπο και συγκεκριμένα με την χρήση web-καμερών

Μη Επεμβατική Εξαγωγή σήματος PPG και ρυθμού καρδιάς με χρήση video

χαμηλού κόστους. Το σύνολο των τεχνικών αυτών βασίζεται στην απομόνωση μια συγκεκριμένης περιοχής ενδιαφέροντος (Region Of Interest - ROI) από το πρόσωπο του ασθενούς και στην επεξεργασία του ανακλώμενου φυσικού φωτός από τη συγκεκριμένη περιοχή, με τη βοήθεια της συμβατικής web-κάμερας.

Μια από τις πρώτες προσπάθειες μη επεμβατικής φωτοπληθυσμογραφίας πραγματοποιήθηκε το 2010 από την ερευνητική ομάδα του Ming-Zher Poh [2]. Στην εργασία αυτή, για την απομόνωση της επιθυμητής περιοχής ενδιαφέροντος (ROI) χρησιμοποιήθηκε η βιβλιοθήκη Open-CV η οποία βασίζεται σε έναν αλγόριθμο εντοπισμού προσώπου παρόμοιο με τον Viola-Jones, ο οποίος κάνει χρήση χαρακτηριστικών τύπου Haar (Στο υποκεφάλαιο 3.2.1 δίνεται αναλυτική περιγραφή της τεχνολογίας των αλγορίθμων αυτού του τύπου). Μετά την ανίχνευση του προσώπου και την απομόνωση της περιοχής ενδιαφέροντος, υπολογίστηκε ο μέσος όρος των pixels που ανήκουν στην ROI για τις τρεις συνιστώσες του video R, G, B, για κάθε ένα frame του video. Έτσι προκύπτουν τρία σήματα  $x_{red}(t)$ ,  $x_{green}(t)$ ,  $x_{blue}(t)$  (όπου η παράμετρος  $t$  συμβολίζει τον αριθμό του frame). Τα τρία αυτά σήματα κανονικοποιήθηκαν έτσι ώστε να λάβουν τιμές από 0 έως 1. Ακολούθως, χρησιμοποιήθηκε ανάλυση κυρίων συνιστωσών (Independent Component Analysis-ICA) για τον διαχωρισμό των RGB δεδομένων video από την περιοχή ενδιαφέροντος του προσώπου. Η μέθοδος ICA για την ανακάλυψη των ανεξαρτήτων συνιστωσών που συνθέτουν το ληφθέν σήμα (αναλυτική περιγραφή παρουσιάζεται στο κεφάλαιο 2) αποτελεί μια τεχνική "τυφλού" διαχωρισμού σημάτων (blind source separation). Στην εργασία [2], εφαρμόστηκε με σκοπό τη μείωση των συνιστωσών θορύβου κίνησης που επαγόταν στο video από το οποίο εξάγεται το PPG σήμα. Τέλος, έγινε χρήση του Fast Fourier Transformation (FFT) στην ανεξάρτητη συνιστώσα που επελέγη με τη βοήθεια της ICA, και υπολογίστηκε η φασματική απεικόνιση του σήματος. Ο ρυθμός της καρδιάς υπολογίστηκε ως η συχνότητα στην οποία εμφανιζόταν η υψηλότερη ενέργεια, και ταυτόχρονα βρισκόταν εντός του εύρους  $0.75 - 4Hz$  (οι συχνότητες αυτές ανταποκρίνονται σε παλμούς καρδιάς από 45 έως 240 ανά λεπτό).

Η εργασία αυτή εξελίχθηκε από την ίδια ομάδα [14], όπου προστέθηκαν επιπλέον στάδια επεξεργασίας επί της ανεξάρτητης συνιστώσας που επελέγη μετά την εφαρμογή της ICA. Συγκεκριμένα, χρησιμοποιήθηκε ένα φίλτρο 5ης τάξης moving average, καθώς και ένα παράθυρο Hamming 128 σημείων για την υλοποίηση ζωνοπερατού φίλτρου με συχνότητες διέλευσης  $0.75Hz - 4Hz$ . Στην συνέχεια εφαρμόστηκε μια τεχνική ανίχνευσης των παλμών καρδιάς στο πεδίο του χρόνου, υπολογίζοντας την μέση τιμή των χρονικών διαστημάτων μεταξύ διαδοχικών κορυφών του σήματος (Inter-Beat Intervas - IBIs). Επιπλέον στην εργασία αυτή εξήχθη η μεταβλητότητα του ρυθμού καρδιάς (Heart Rate Variability - HRV)

Μη Επεμβατική Εξαγωγή σήματος PPG και ρυθμού καρδιάς με χρήση video με τη βοήθεια του Lomb περιοδογράμματος και της πυκνότητας της φασματικής ισχύος (Power Spectral Density - PSD).

Μια ακόμα μέθοδος που προτάθηκε για την εφαρμογή μη επεμβατικής φωτοπληθυσμογραφίας είναι η [65]. Στην συγκεκριμένη εργασία χρησιμοποιήθηκε αντί της ανάλυσης κυρίων συνιστωσών (ICA), η μέθοδος Laplacian Eigenmaps, για την μείωση της διάστασης του αρχικού RGB σήματος. Μετά την εφαρμογή των Laplacian Eigenmaps, πραγματοποιήθηκε το φιλτράρισμα των "ακραίων" σημείων (singular points), στα οποία το πλάτος του σήματος ήταν μεγαλύτερο από το δεκαπλάσιο της μέσης τιμής αυτού. Ακολούθως και σε αυτή τη μελέτη, χρησιμοποιήθηκε φίλτρο moving average και παράθυρο Hamming. Για την εύρεση του ρυθμού καρδιάς πραγματοποιήθηκε ανάλυση στο πεδίο του χρόνου (IBIs). Από την σύγκριση των αποτελεσμάτων σε σχέση με αυτά της [14], βρέθηκε πως η χρήση της μεθόδου των Laplacian υπερτερεί έναντι της ICA, καθώς και εναλλακτικών μεθόδων μείωσης διάστασης που δοκιμάστηκαν (όπως η PCA).

Σε όλες τις προαναφερθέντες μελέτες που έχουν πραγματοποιηθεί μέχρι σήμερα, πραγματοποιήθηκε σύγκριση των μετρήσεων που ελήφθησαν μέσω της μη επεμβατικής φωτοπληθυσμογραφίας, με ακριβείς μετρήσεις που πραγματοποιήθηκαν με την χρήση παλμικών οξυμέτρων δαχτύλου. Επιπλέον, ο αριθμός των δειγμάτων ήταν περίπου ίσος με 20, ενώ το σύνολο των δειγμάτων των video ελήφθησαν σε κοντινή απόσταση του προσώπου των συμμετεχόντων από την κάμερα. Τέλος, οι συνθήκες φωτισμού ήταν σταθερές ενώ παράλληλα δεν υπήρχε κίνηση των συμμετεχόντων κατά τη διάρκεια λήψης των μετρήσεων.



# Κεφάλαιο 3

## Θεωρητικό υπόβαθρο

### 3.1 Μεθοδολογίες για την εφαρμογή μη επεμβατικής φωτοπληθυσμογραφίας

Όπως αναφέρθηκε και στο προηγούμενο κεφάλαιο, τα τελευταία χρόνια η μη επεμβατική φωτοπληθυσμογραφία αποτελεί ένα πεδίο μεγάλου ερευνητικού ενδιαφέροντος. Για την υλοποίηση της γίνεται χρήση αλγορίθμων οι οποίοι έχουν ως στόχο την επεξεργασία του video της περιοχής ενδιαφέροντος του προσώπου, και ακολούθως την επεξεργασία του σήματος που προκύπτει από αυτό, για την εξαγωγή των επιθυμητών ιατρικών παραμέτρων. Οι αλγοριθμικές διαδικασίες μη επεμβατικής εξαγωγής του PPG σήματος, βασίζονται σε επιμέρους αλγορίθμους οι οποίοι εφαρμόζονται στα διάφορα στάδια, και εκτελούν κρίσιμες και αναγκαίες λειτουργίες για την επίτευξη της αξιόπιστης εξαγωγής των παραμέτρων.

Τέτοιοι είναι οι αλγόριθμοι ανίχνευσης και παρακολούθησης προσώπου, οι σύγχρονες εξελίξεις και η ανάπτυξη των οποίων, έδωσε τον έναυσμα για την αντίστοιχη προσπάθεια εφαρμογής της τεχνολογίας της μη επεμβατικής φωτοπληθυσμογραφίας. Ο εντοπισμός και η απομόνωση της περιοχής ενδιαφέροντος του προσώπου σε κάθε frame του video, αποτελεί την αναγκαία προϋπόθεση για την απόκτηση του μη επεμβατικού PPG σήματος το οποίο αποτελεί και την πηγή του συνόλου της πληροφορίας που θέλουμε να εξάγουμε. Στην συνέχεια του κεφαλαίου περιγράφονται οι τεχνολογίες στις οποίες βασίζονται οι αλγόριθμοι ανίχνευσης και παρακολούθησης προσώπου, και ο δημοφιλής ανιχνευτής Viola-Jones. Στην περίπτωση μας, για την ανάπτυξη και υλοποίηση του αλγορίθμου μη επεμβατικής λήψης του PPG σήματος, χρησιμοποιήθηκε έτοιμο λογισμικό και συγκεκριμένα η βιβλιοθήκη Shore (το οποίο βασίζεται στις αρχές του αλγορίθμου Viola-Jones).

Μια άλλη κατηγορία αλγορίθμων που έχει χρησιμοποιηθεί στις προηγούμενες μελέτες μη επεμβατικής φωτοπληθυσμογραφίας, καθώς και τον προτεινόμενο από αυτή την εργασία αλγόριθμο, είναι οι μέθοδοι εξαγωγής/επιλογής χαρακτηριστικών. Η εφαρμογή τους έχει ως σκοπό τον διαχωρισμό του σήματος, το οποίο προκύπτει από τον υπολογισμό της μέσης τιμής των pixels της περιοχής ενδιαφέροντος του RGB video, για κάθε frame αυτού. Μετά τον διαχωρισμό του τρισδιάστατου αυτού σήματος, με τρόπο που να μειώνονται

Μη Επεμβατική Εξαγωγή σήματος PPG και ρυθμού καρδιάς με χρήση video

τα διάφορα είδη θορύβου που επάγονται στο σήμα, γίνεται επιλογή της πιο κατάλληλης συνιστώσας με βάση τα χαρακτηριστικά κριτήρια της μεθόδου που έχει χρησιμοποιηθεί. Οι αλγόριθμοι επιλογής/εξαγωγής χαρακτηριστικών που έχουν εξεταστεί στην υπάρχουσες ερευνητικές προσπάθειες, είναι η ανάλυση κυρίων συνιστωσών (ICA) , τα Laplacian Eigenmaps, και η PCA. Στον προτεινόμενο από την παρούσα εργασία αλγόριθμος εξετάστηκαν οι περιπτώσεις χρήσης Kernel PCA, η οποία επιτρέπει μη γραμμικό διαχωρισμό καθώς και η επιλογής της G συνιστώσας. Λεπτομερής περιγραφή του συνόλου των αλγορίθμων αυτών δίνεται στο παρών κεφάλαιο.

Η βασική καινοτομία του αλγόριθμου μη επεμβατικής εξαγωγής που προτείνεται στην παρούσα εργασία, βρίσκεται στη χρήση του δυναμικού προγραμματισμού για την μοντελοποίηση και βελτιστοποίηση των μεταβολών του ρυθμού καρδιάς ο οποίος έχει εξαχθεί από το μη επεμβατικό PPG σήμα. Συγκεκριμένα ο αλγόριθμος του δυναμικού προγραμματισμού ο οποίος έχει ως γενική χρήση την εύρεση του βέλτιστου μονοπατιού μεταξύ μια σειράς διαδοχικών μεταβάσεων ενός μεγέθους, είχε ως αποτέλεσμα την σημαντική βελτίωση των αποτελεσμάτων όσον αφορά την μέτρηση της παραμέτρου του ρυθμού καρδιάς. Στο κεφάλαιο αυτό γίνεται συνοπτική μαθηματική περιγραφή της μεθόδου.

## 3.2 Αλγόριθμοι ανίχνευσης προσώπου από video

Ένα επιστημονικό πεδίο το οποίο έχει μελετηθεί ευρέως στην βιβλιογραφία στο πεδίο της όρασης υπολογιστών (computer vision) είναι η ανίχνευση προσώπου. Αυτή αναφέρεται στη υπολογιστική μέθοδο κατά την οποία καθορίζεται η ακριβής τοποθεσία και το μέγεθος ανθρώπινων προσώπων που εμφανίζονται σε ψηφιακές εικόνες και video. Η συγκεκριμένη μεθοδολογία μπορεί να θεωρηθεί πως αποτελεί μια υπό-κατηγορία των αλγορίθμων ανίχνευσης αντικειμένων. Ως ανίχνευση αντικειμένων (object detection) αναφέρεται η αυτόματη διαδικασία εντοπισμού της ακριβούς θέσης και του μεγέθους αντικειμένων που ανήκουν σε συγκεκριμένες και προκαθορισμένες κλάσεις.

Οι πρώτοι αλγόριθμοι ανίχνευσης προσώπου που προτάθηκαν στην βιβλιογραφία, επικεντρώθηκαν στην ανίχνευση προσώπων ευρισκομένων σε μετωπική θέση. Οι σύγχρονοι αλγόριθμοι προσπαθούν να επιλύσουν το δύσκολο πρόβλημα του εντοπισμού προσώπων απεικονιζόμενων υπό γωνία κατά μήκος του άξονα που ενώνει το πρόσωπο με το παρατηρητή. Οι εξελιγμένοι αυτοί αλγόριθμοι είναι σε θέση να λάβουν υπόψη τους τις διάφορες μεταβολές και αλλοιώσεις που μπορεί να εμφανίζονται στην εικόνα ή το video, οι οποίες μπορεί να οφείλονται σε παράγοντες όπως ο φωτισμός, η έκφραση κ.α.

Δεδομένης μια εικόνας ή ενός video, σκοπός της ανίχνευσης προσώπου είναι ο καθορισμός ύπαρξης ή μη ύπαρξης κάποιου προσώπου εντός της εικόνας και η οριοθέτηση της

Μη Επεμβατική Εξαγωγή σήματος PPG και ρυθμού καρδιάς με χρήση video περιοχής αυτού, εφόσον υπάρχει. Η ανίχνευση προσώπου χρησιμοποιείται σε διάφορες επιστημονικές εφαρμογές όπως είναι η επιτήρηση με χρήση video (video surveillance), η αναγνώριση προσώπου (face recognition), τα συστήματα διαχείρισης βάσεων δεδομένων εικόνων (Image Database Management), και οι διεπιφάνειες ανθρώπου-υπολογιστή (Human Computer Interface).



Σχήμα 3.1: Αυτόματη Ανίχνευση προσώπων σε εικόνα

### 3.2.1 Ο ανιχνευτής Viola-Jones

Ο ανιχνευτής Viola-Jones αποτελεί τον αλγόριθμο εκείνο με την μεγαλύτερη επίδραση κατά τη διάρκεια της δεκαετίας του 2000 [66]. Οι τρεις παράγοντες που καθιστούν επιτυχημένο τον συγκεκριμένο ανιχνευτή, καθώς και ικανό να τρέχει σε εφαρμογές πραγματικού χρόνου, είναι:

- **Η ολοκληρωμένη εικόνα (Integral Image)**
- **Η χρήση του αλγορίθμου Adaboost για το στάδιο μάθησης του ταξινομητή (classifier learning)**
- **Η αλυσιδωτή δομή**

#### 3.2.1.1 Ολοκληρωμένη εικόνα

Η ολοκληρωμένη εικόνα, η οποία αναφέρεται συνήθως και ως πίνακας αθροισμένης περιοχής είναι χρησιμοποιείται για τον γρήγορο και αποδοτικό υπολογισμό του αθροίσματος των τιμών σε ένα υποσύνολο ενός ορθογωνίου του πλέγματος. Ο συγκεκριμένος αλγόριθμος πρώτο-εισήχθη στο πεδίο των γραφικών υπολογιστών από τον Crow, [67]. Οι Viola και

Μη Επεμβατική Εξαγωγή σήματος PPG και ρυθμού καρδιάς με χρήση video

Jones εφήρμοσαν τον συγκεκριμένο αλγόριθμο για τον υπολογισμό χαρακτηριστικών τύπου Haar τα οποία περιγράφονται στη συνέχεια. Η ολοκληρωμένη εικόνα κατασκευάζεται ως:

$$ii(x, y) = \sum_{x' \leq x, y' \leq y} i(x', y'), \quad (3.1)$$

Όπου ως  $ii(x, y')$  συμβολίζεται η ολοκληρωμένη εικόνα, και ως  $i(x', y')$  η αρχική εικόνα. Η χρήση της ολοκληρωμένης εικόνας για τον υπολογισμό του αθροίσματος οποιουδήποτε ορθογωνίου είναι εξαιρετικά αποδοτική. Το άθροισμα των pixels στην εσωτερική περιοχή του ορθογωνίου ABCD του σχήματος 3.2, μπορεί να υπολογιστεί ως:

$$\sum_{(x,y) \in ABCD} i(x, y) = ii(D) + ii(A) - ii(B) - ii(C) \quad (3.2)$$

το οποίο απαιτεί τέσσερις αναφορές πίνακα.

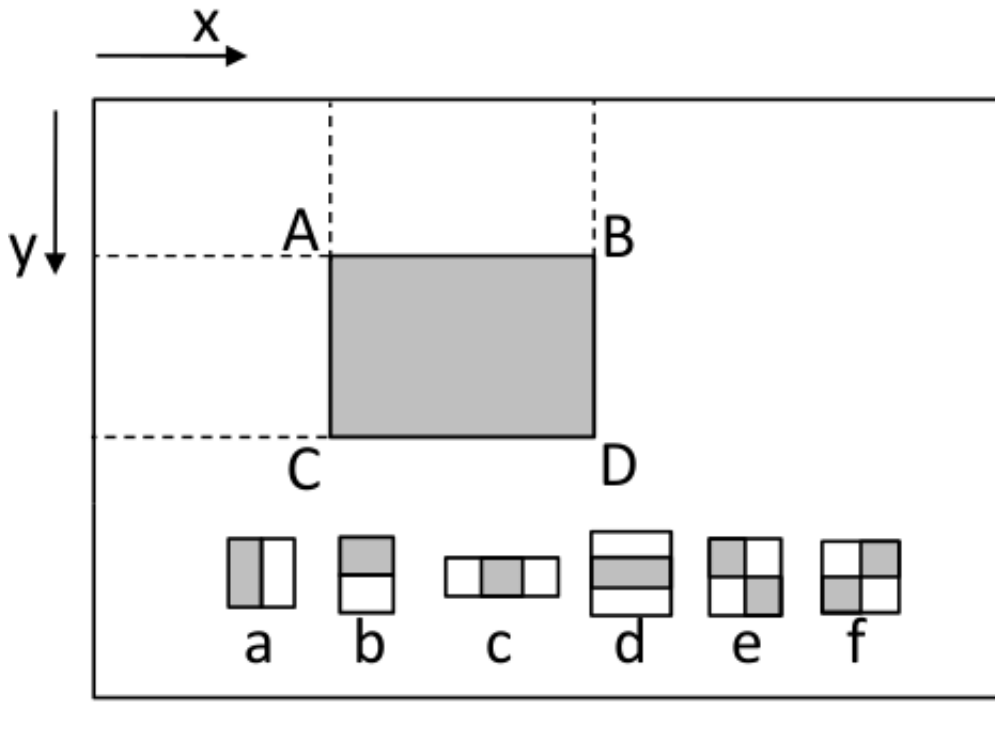
Η ολοκληρωμένη εικόνα μπορεί να χρησιμοποιηθεί για τον υπολογισμό των χαρακτηριστικών τετραγώνων Haar, όπως φαίνονται στην εικόνα 3.2(a-f). Τα χαρακτηριστικά αυτά ορίζονται ως οι διαφορές της έντασης (intensity) μεταξύ δύο έως τεσσάρων ορθογωνίων. Για παράδειγμα, το χαρακτηριστικό (a), η τιμή του χαρακτηριστικού είναι η διαφορά της μέσης τιμής των pixel που βρίσκονται στη γκρι περιοχή, με τα pixels που ανήκουν στο λευκό ορθογώνιο. Τα δύο ορθογώνια που υπάρχουν στα (a) και (b), έχουν κοινές γωνίες και έτσι για τον υπολογισμό τους απαιτούνται 6 αναφορές πίνακα. Τα χαρακτηριστικά (c) και (d) που περιέχουν τρία μικρότερα τετράγωνα, απαιτούν 8 αναφορές σε πίνακα, ενώ τα (e) και (f) τα οποία εμπεριέχουν τέσσερα τετράγωνα, απαιτούν 9 αναφορές πίνακα.

### 3.2.1.2 Μάθηση με χρήση του αλγόριθμου Adaboost

Ως Boosting (ενίσχυση) αναφέρεται η μέθοδος εύρεσης μιας υψηλής ακρίβειας υπόθεσης από τον συνδυασμό πολλών "ασθενών" υποθέσεων, κάθε μια από τις οποίες συμβάλει στην συνολική ακρίβεια, [68, 69].

Στον ανιχνευτή Viola-Jones χρησιμοποιήθηκε μια γενικευμένη εκδοχή του AdaBoost αλγόριθμου η οποία αναφέρεται στη βιβλιογραφία ως αλγόριθμος RealBoost. Η συγκεκριμένη εκδοχή επιτυγχάνει καλύτερη απόδοση σε σύγκριση με τον κλασσικό αλγόριθμο AdaBoost, [70, 71].

Έστω ότι θεωρούμε ένα σύνολο δειγμάτων εκπαίδευσης  $S = \{(x_i, z_i), i = 1, 2, \dots, N\}$  όπου τα  $x$  θεωρούμε πως ανήκουν στον χώρο  $X$  ενώ τα  $z_i$  ανήκουν στον χώρο ετικετών  $Z = \{1, -1\}$ , όπου  $z_i = 1$  σημαίνει πως το δείγμα είναι θετικό, ενώ  $z = -1$  συνεπάγεται πως το δείγμα είναι αρνητικό. Ο αλγόριθμος Adaboost παράγει ένα προσθετικό μοντέλο



Σχήμα 3.2: Ολοκληρωμένη εικόνα και χαρακτηριστικά Haar (a-f)

το οποίο μπορεί να περιγραφεί από τη σχέση:

$$F^T(x) = \sum_{t=1}^T f_t(x) \quad (3.3)$$

Το μοντέλο αυτό χρησιμοποιείται για την ταξινόμηση ενός δείγματος  $x$ . Ως  $F^T(x)$  αναφέρεται μια συνάρτηση που λαμβάνει θετικές τιμές και έχει τη μορφή  $F^T : X \rightarrow \mathfrak{R}$ . Η προβλεπόμενη κλάση είναι η  $\hat{z} = \text{sign}(F^T(x_i))$  όπου ως  $\text{sign}$  αναφέρεται η συνάρτηση πρόσημου. Από τη στατιστική οπτική της μεθόδου boosting, [68], ο αλγόριθμος Adaboost μπορεί να θεωρηθεί γενικά πως προσαρμόζει ένα προσθετικό μοντέλο λογιστικής παλινδρόμησης (logistic regression), κάνοντας χρήση ενημερώσεων Newton, με σκοπό την ελαχιστοποίηση του αναμενόμενου εκθετικού κριτηρίου:

$$L^T = \sum_{i=1}^N \exp\{-z_i F^T(x_i)\} \quad (3.4)$$

Ο Adaboost αλγόριθμος μάθησης μπορεί να θεωρηθεί πως υπολογίζει τη βέλτιστη προσθετική συνάρτηση βάσης  $f_{t+1}(x)$  για δεδομένη συνάρτηση  $F^t(x)$ . Για το σκοπό αυτό, υποθέτουμε πως το σύνολο των συναρτήσεων  $\{f_{t+1}(x)\}$  έχει τη μορφή σχημάτων απόφασης (decision stumps). Έτσι για κάθε  $x$  εξάγεται ένα πραγματικό χαρακτηριστικό  $h(x)$

Μη Επεμβατική Εξαγωγή σήματος PPG και ρυθμού καρδιάς με χρήση video

για το οποίο ισχύει:  $h : X \rightarrow \mathfrak{R}$ . Για παράδειγμα, στον ανιχνευτή προσώπου Viola-Jones, τα  $h(x)$  είναι τα χαρακτηριστικά Haar τα οποία υπολογίζονται στην ολοκληρωμένη εικόνα όπως αυτά που φαίνονται στην εικόνα 3.2(a-f). Ένα όριο απόφασης  $H$  χωρίζει την έξοδο του  $h(x)$  σε δύο υποπεριοχές  $u_1$  και  $u_2$ , με  $u_1 \cup u_2 = \mathfrak{R}$ . Η συνάρτηση βάσης  $f(x)$  μπορεί να οριστεί επομένως:

$$f(x) = c_j, \text{ αν } h(x) \in u_j, j = 1, 2 \quad (3.5)$$

η οποία αναφέρεται ως stump ταξινομητής ενώ οι τιμές  $c_j$  εκφράζουν την πεποίθηση (confidence). Οι βέλτιστες τιμές των τιμών πεποίθησης (confidence values) υπολογίζονται ως εξής: Για  $j = 1, 2$  και  $k = 1, -1$  έστω :

$$W_{kj} = \sum_{i: z_i=k, f(x_i) \in u_j, j=1,2} \exp\{-kF^t(x_i)\} \quad (3.6)$$

Η συνάρτηση που πρέπει να ελαχιστοποιηθεί μπορεί να γραφεί ως :

$$L^t + 1 = \sum_{j=1}^2 [W_{+1j}e^{-c_j} + W_{-1j}e^{c_j}] \quad (3.7)$$

Παραγωγίζοντας, προκύπτει πως η  $L^{t+1}$  ελαχιστοποιείτε για :

$$c_j = \frac{1}{2} \ln \left( \frac{W_{+1j}}{W_{-1j}} \right) \quad (3.8)$$

Αντικαθιστώντας την παραπάνω σχέση στην έκφραση για την  $L^{t+1}$  προκύπτει:

$$L^{t+1} = 2m \sum_{j=1}^2 \sqrt{W_{+1j}W_{-1j}} \quad (3.9)$$

Η εξίσωση 3.9 αναφέρεται και ως  $Z$  αποτέλεσμα ( $Z$  score)[72]. Στην πραγματικότητα για κάθε Haar χαρακτηριστικό  $h(x)$ , υπολογίζεται ένα όριο  $H$  και δύο αποτελέσματα πεποίθησης  $c_1$  και  $c_2$  έτσι ώστε να επιτευχθεί η ελαχιστοποίηση του  $Z$  αποτελέσματος.

### 3.2.1.3 Δομή αλυσιδωτής προσοχής (Attentional Cascade Structure)

Η δομή αλυσιδωτής προσοχής αποτελεί ένα πολύ σημαντικό τμήμα του ανιχνευτή προσώπου Viola-Jones. Η ιδέα πίσω από το συγκεκριμένο αλγόριθμο είναι πως είναι εφικτό να κατασκευαστούν ταξινομητές μικρότερου μεγέθους και κατά συνέπεια περισσότερο αποδοτικοί, μέσω της απόρριψης αρνητικών υπό-παραθύρων και διατήρησης μόνο των

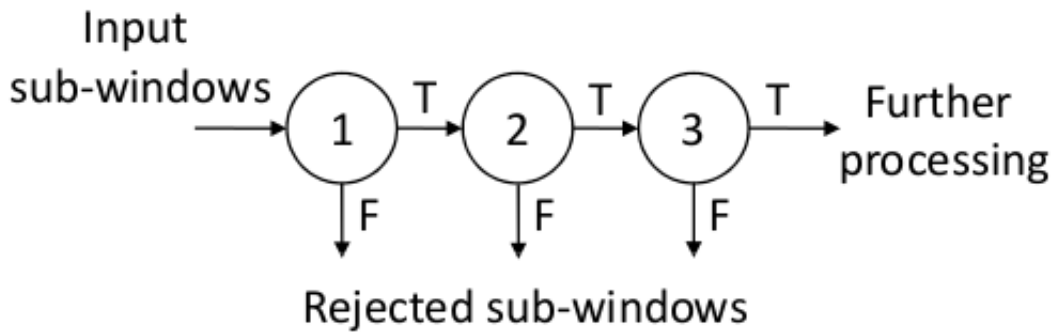
Μη Επεμβατική Εξαγωγή σήματος PPG και ρυθμού καρδιάς με χρήση video

θετικών. Με τον τρόπο αυτό ένα μεγάλο μέρος των παραθύρων θα απορρίπτονται στα πρωταρχικά βήματα του ανιχνευτή, κάνοντας έτσι τον ταξινομητή αποδοτικότερο.

Η συνολική διαδικασία της ταξινόμησης ενός υπό-παραθύρου, δημιουργεί με αυτό τον τρόπο ένα εκφυλισμένο δέντρο αποφάσεων, το οποίο αναφέρεται ως αλυσίδα. Όπως φαίνεται και στο σχήμα 3.3, τα εισερχόμενα υπό-παραθύρα περνάνε μέσα από μια σειρά κόμβων κατά τη διάρκεια της ανίχνευσης. Σε κάθε κόμβο λαμβάνεται μια απόφαση κατά πόσο το συγκεκριμένο υπό-παραθύρο θα συνεχίσει στο επόμενο στάδιο ή θα απορριφθεί. Ο αριθμός των "ασθενών" ταξινομητών αυξάνεται συνήθως με την αύξηση του επιπέδου του κόμβου. Για παράδειγμα στην μελέτη [66], οι πρώτοι πέντε κόμβοι περιέχουν 1,10,20,25 και 50 "ασθενείς ταξινομητές αντίστοιχα. Το σύνολο των ταξινομητών του κάθε σταδίου προσπαθεί να απορρίψει ένα ορισμένο πλήθος παραθύρων που δεν εμπεριέχουν πρόσωπο, και να διατηρήσουν εκείνα τα οποία θεωρούν πως απεικονίζουν κάποιο πρόσωπο. Η διαδικασία αυτή γίνεται πιο πολύπλοκη καθώς αυξάνεται το στάδιο. Ο μικρότερος αριθμός ταξινομητών στα αρχικά επίπεδα αυξάνει την ταχύτητα του ανιχνευτή.

Η αλυσιδωτή δομή έχει επίσης και σημαντική επίδραση κατά το στάδιο εκπαίδευσης. Κατά την διαδικασία αυτή χρειάζονται εκατομμύρια αρνητικών παραθύρων για την επίτευξη ενός καλά εκπαιδευμένου ανιχνευτή. Για την αποδοτική διαχείριση της τεράστιας αυτής ποσότητας πληροφορίας οι Viola και Jones, [66], χρησιμοποίησαν ένα σειριακό μοντέλο εκπαίδευσης σύμφωνα με το οποίο σε κάθε στάδιο προωθούνταν το πλήθος εκείνο αρνητικών παραθύρων που δεν είχε απορριφθεί από το προηγούμενο επίπεδο ταξινομητών. Επιπλέον, κάθε κόμβος εκπαιδευόταν ανεξάρτητα από τους υπόλοιπους. Ο σκοπός της συγκεκριμένης διαδικασίας ήταν η εισαγωγή, με αυτό τον τρόπο, μη γραμμικότητας στην διαδικασία εκπαίδευσης.

Στον ανιχνευτή Viola-Jones τόσο ο αριθμός των "ασθενών" ταξινομητών, όσο και το όριο απόρριψης σε κάθε κόμβο, ορίζονται από τον χρήστη. Αυτό είχε ως αποτέλεσμα, ένας αυστηρός ορισμός του ορίου να δημιουργεί έναν ταχύτατο μεν ανιχνευτή ο οποίος όμως θα είχε χαμηλά ποσοστά ανίχνευσης προσώπου. Από την άλλη πλευρά, ο ορισμός ενός "χαλαρού" ορίου, δημιουργεί έναν εξαιρετικά αργό ανιχνευτή. Για το λόγο αυτό, ήταν προφανές πως η σωστή εκπαίδευση ενός ανιχνευτή προσώπου, δεδομένων και των υπολογιστικών δυνατοτήτων της δεκαετίας του 2000, θα μπορούσε να διαρκέσει ακόμα και μήνες.



Σχήμα 3.3: Η αλυσίδα προσοχής με τους 5 κόμβους από τους οποίους περνάνε διαδοχικά τα εισερχόμενα υποπαράθυρα εφόσον θεωρηθεί ότι απεικονίζουν πρόσωπο, [66]

### 3.2.2 Εξαγωγή χαρακτηριστικών τύπου Haar

Οι ταχύτατοι ρυθμοί ανάπτυξης και επέκτασης των υπολογιστικών πόρων και μέσων αποθήκευσης των τελευταίων χρόνων, έχουν ως αποτέλεσμα, την επικράτηση των ανιχνευτών προσώπου που βασίζονται στην εμφάνιση. Η γενική ιδέα των συγκεκριμένων μεθόδων βασίζεται στην συλλογή ενός μεγάλου συνόλου εικόνων που περιέχουν πρόσωπα και άλλων που δεν εμπεριέχουν, και η επακόλουθη χρησιμοποίηση αλγορίθμων μηχανικής μάθησης για την εκμάθηση του μοντέλου και την πραγματοποίηση της ταξινόμησης. Τα δύο σημαντικά θέματα τα οποία πρέπει να καθοριστούν στην συγκεκριμένη κατηγορία αλγορίθμων είναι το είδος των χαρακτηριστικών που πρόκειται να χρησιμοποιηθούν καθώς και οι μέθοδοι μηχανικής μάθησης που θα εφαρμοστούν. Στην συνέχεια περιγράφονται οι πρόσφατες εξελίξεις που έχουν προταθεί στην βιβλιογραφία όσον αφορά την εξαγωγή χαρακτηριστικών για το πρόβλημα της ανίχνευσης προσώπων.

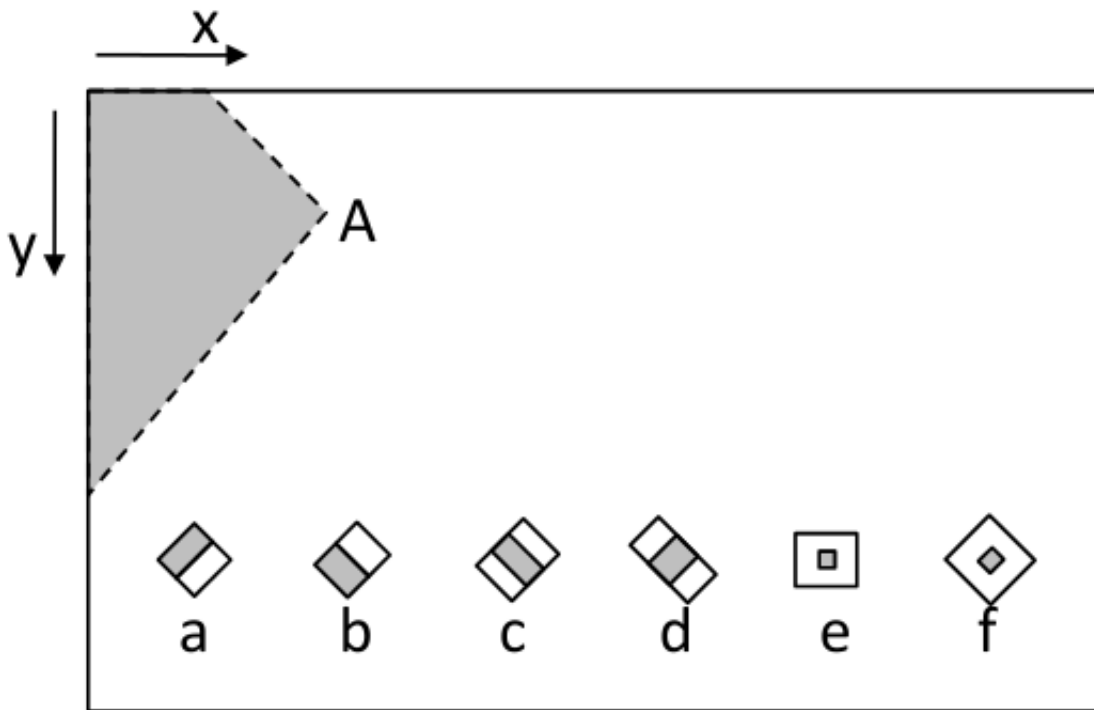
Τα χαρακτηριστικά Haar που αναφέρθηκαν στην υποπαράγραφο 3.2.1.1 (εικόνα 3.2)(a-f) είναι πολύ εύκολο να υπολογιστούν με τη χρήση της μεθόδου ολοκληρωμένης εικόνας, και είναι σε θέση να παρέχουν καλή απόδοση στις περιπτώσεις προσώπων που βρίσκονται σε μετωπική θέση. Στην συνέχεια περιγράφονται διάφορες παραλλαγές όσον αφορά τους τρόπους με τους οποίους συνδυάζονται μεταξύ τους τα συγκεκριμένα χαρακτηριστικά.

Όπως φαίνεται και στην εικόνα 3.4 οι Lienhart και Maydt, [73], εισήγαγαν μια γενίκευση των χαρακτηριστικών Haar προτείνοντας μια στροφή 45 μοιρών στα τετράγωνα (a-d), και τα τροποποιημένα τετράγωνα (e-f). Για τον υπολογισμό των περιστρεφόμενων κατά 45



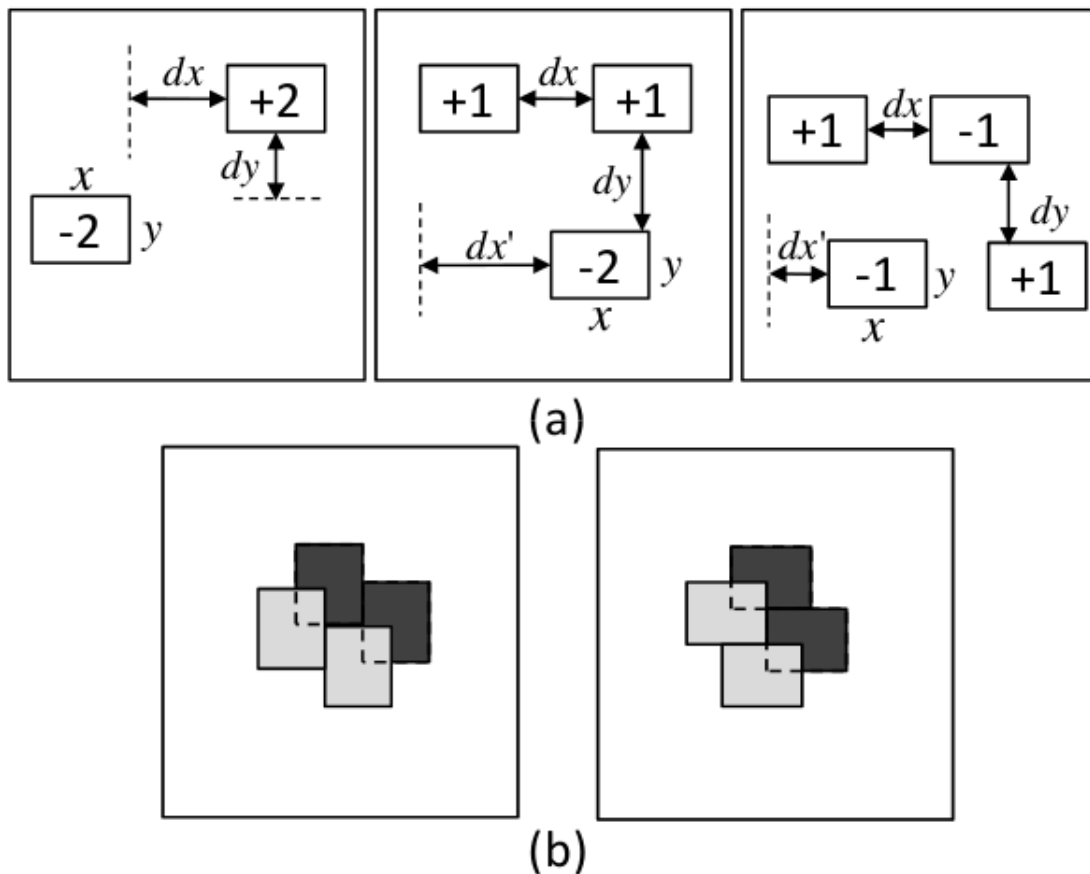
Μη Επεμβατική Εξαγωγή σήματος PPG και ρυθμού καρδιάς με χρήση video μοιρών χαρακτηριστικών τετραγώνων, χρησιμοποιήθηκε ένας περιστρεφόμενος αθροιστικός πίνακας ο οποίος υπολογίστηκε από τη σχέση:

$$rii(x, y) = \sum_{x' \leq x, |y-y'| \leq (x-x')} i(x', y') \quad (3.10)$$



Σχήμα 3.4: Ολοκληρωμένη εικόνα και χαρακτηριστικά Haar μετά από περιστροφή

Όπως φαίνεται στην εικόνα 3.4, ως  $rii(A)$  αναφέρεται το άθροισμα των pixels στην σκιασμένη περιοχή. Το άθροισμα της περιστρεφόμενης αυτής περιοχής μπορεί να υπολογιστεί με το διπλό πέρασμα από το σύνολο των pixels. Οι περιορισμοί που εισάγουν τα χαρακτηριστικά Haar σε περιπτώσεις προσώπων που βρίσκονται σε μη μετωπικές θέσεις, ώθησε ομάδες ερευνητών στην ανάπτυξη χαρακτηριστικών που υπολογίζονται από τον συνδυασμό πιο ευέλικτων συνδυασμών των τετραγωνικών περιοχών. Στην εργασία [74], ορίστηκε ένα σύνολο τριών τύπων χαρακτηριστικών για το υπό-παράθυρο ανίχνευσης (σχήμα 3.5(a)). Τα παράθυρα αυτά έχουν συγκεκριμένα μεγέθη  $x \times y$  και ορίζονται συγκεκριμένες αποστάσεις  $(dx, dy)$  μεταξύ τους. Το πλεονέκτημα των συγκεκριμένων χαρακτηριστικών είναι η δυνατότητα που έχουν για την ανίχνευση μη συμμετρικών χαρακτηριστικών σε πρόσωπα που βρίσκονται σε μη μετωπική θέση. Οι Viola και Jones με την σειρά τους πρότειναν παρόμοια χαρακτηριστικά για τον σκοπό αυτό τα οποία ονόμασαν διαγώνια φίλτρα (σχήμα 3.5(b)).



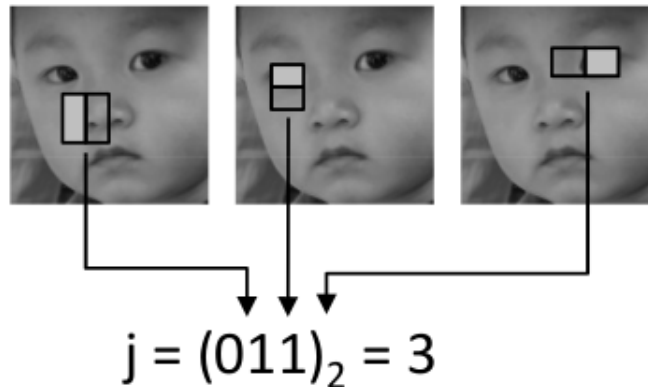
Σχήμα 3.5: (a) Τετραγωνικά χαρακτηριστικά μεταβλητού μεγέθους, (b) Διαγώνια φίλτρα, [74]

Ένας άλλος τύπος χαρακτηριστικών ο οποίος προτάθηκε είναι τα συνδυασμένα Haar χαρακτηριστικά, [70]. Όπως φαίνεται και στην εικόνα 3.6, στα συνδυασμένα χαρακτηριστικά Haar αν και χρησιμοποιείται ένας παρόμοιος τρόπος υπολογισμού αλλά και κατωφλίωσης, μόνο οι δυαδικές έξοδοι αυτών συνδυάζονται μεταξύ τους σε ένα δείκτη για τους  $2^F$  δυνατούς συνδυασμούς. Όπου ως  $F$  αναφέρεται ο αριθμός των δυνατών συνδυασμών.

Εκτός από χαρακτηριστικά τύπου Haar, πληθώρα διαφορετικών μεθόδων για την εξαγωγή τους έχει προταθεί στην βιβλιογραφία. Στον πίνακα 3.1 συνοψίζονται οι συγκεκριμένοι τύποι και αναφέρονται οι μελέτες στις οποίες έχουν προταθεί.

### 3.3 Αλγόριθμοι παρακολούθησης προσώπων από Video

Στις προηγούμενες παραγράφους του κεφαλαίου αυτού έγινε η περιγραφή των βασικών αρχών των αλγορίθμων ανίχνευσης προσώπου, αλλά και των επιμέρους τμημάτων από τα οποία αυτοί συντίθενται. Η ανίχνευση προσώπου αποτελεί ένα αναγκαίο βήμα για την



Σχήμα 3.6: Συνδυασμένα Χαρακτηριστικά Haar, [74]

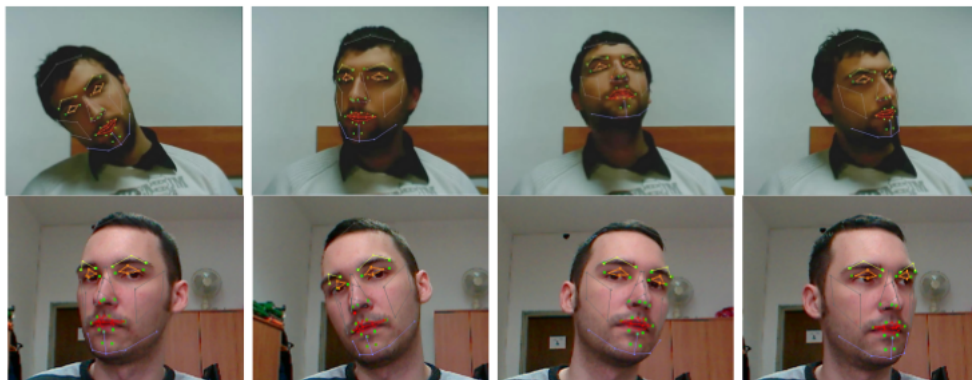
Κατηγορίες Χαρακτηριστικών	Τύποι/κατηγορία και μελέτες στις οποίες προτάθηκαν
Χαρακτηριστικά τύπου Haar, και παραλλαγές τους	Χαρακτηριστικά τύπου Haar[66] Περιστρεφόμενα χαρακτηριστικά τύπου Haar[73] Τετραγωνικά χαρακτηριστικά με δομή[74] Χαρακτηριστικά Haar σε εικόνες φιλτραρισμένες από κίνηση[75]
Χαρακτηριστικά βασιζόμενα στα Pixel	Ζευγάρια pixels[76] Σύνολο σημείων ελέγχου [77]
Χαρακτηριστικά δυαδικού τύπου	Τροποποιημένος Μετασχηματισμός Απογραφής[78] Χαρακτηριστικά LBP[76] Τοπικά συναρμολογούμενα δυαδικά χαρακτηριστικά[79]
Γενικευμένα γραμμικά χαρακτηριστικά	Ανισοτροπικά φίλτρα Gauss[80] LNMF[81] Γενικευμένα χαρακτηριστικά με KL boosting[82] RNDA[]
Χαρακτηριστικά στατιστικού τύπου	Ιστογράμματα ακμών [83] Φασματικά ιστογράμματα [84] Χωρικά ιστογράμματα(LBP)[85] HoG και LBP[36] Μεταβλητότητα περιοχής[86]
Σύνθετα χαρακτηριστικά	Συνδυασμένα χαρακτηριστικά Haar[70] Αραιό σύνολο χαρακτηριστικών[87]
Χαρακτηριστικά σχήματος	Τμήματα περιγραμμάτων[88] Edgelet [89] Shapelet[90]

Πίνακας 3.1: Τύποι χαρακτηριστικών για ανίχνευση προσώπου

Μη Επεμβατική Εξαγωγή σήματος PPG και ρυθμού καρδιάς με χρήση video

παρακολούθηση προσώπων. Ως παρακολούθηση προσώπων αναφέρεται η διαδικασία εντοπισμού ενός προσώπου σε μια αλληλουχία εικόνων. Για παράδειγμα, σε μια εφαρμογή παρακολούθησης προσώπων μέσω video, το πρόβλημα προς επίλυση είναι αντιστοίχιση μεταξύ των διαφορετικών προσώπων που παρατηρούνται σε διαδοχικά κάδρα (frames). Το πρόβλημα της παρακολούθησης προσώπων μπορεί να θεωρηθεί στην ουσία σαν ένα πρόβλημα εκτίμησης κίνησης (motion estimation).

Όπως και στην περίπτωση των αλγορίθμων ανίχνευσης προσώπων, έτσι και στην παρακολούθηση (tracking), έχουν προταθεί διάφοροι τρόποι ταξινόμησης των συγκεκριμένων μεθόδων. Ένας από αυτούς τους τρόπους βασίζεται στο κατά πόσο το πρόσωπο παρακολουθείτε ως μια ενιαία οντότητα (αναφέρεται και ως παρακολούθηση κεφαλής - head tracking), ή ως ένα σύνολο χαρακτηριστικών (facial features). Ωστόσο στην βιβλιογραφία έχουν προταθεί μέθοδοι που συνδυάζουν και τα δύο παραπάνω χαρακτηριστικά. Ένας άλλος τύπος ταξινόμησης των συγκεκριμένων μεθόδων μπορεί να γίνει με βάση το αν η παρακολούθηση βασίζεται στον δισδιάστατο (2D) χώρο των εικόνων ή σε τρισδιάστατο χώρο (3D). Στην περίπτωση των αλγορίθμων που χρησιμοποιούν την 2D αναπαράσταση του προσώπου, αν και υπολογιστικά είναι πολύ αποδοτικά, υστερούν όσον αφορά τις περιπτώσεις που υπάρχουν μεταβολές της στάσης του παρατηρηθέντος προσώπου. Κάτι τέτοιο δεν συμβαίνει στην περίπτωση των 3D αναπαραστάσεων καθώς οι συγκεκριμένου τύπου αλγόριθμοι, αν και πιο απαιτητικοί υπολογιστικά, είναι σε θέση να εκτιμήσουν την 3D στάση του προσώπου. Τέλος, σύγχρονοι αλγόριθμοι έχουν προταθεί, οι οποίοι είναι σε θέση να παρέχουν ικανοποιητικά αποτελέσματα ακόμα και σε περιπτώσεις που υπάρχουν μεταβολές φωτισμού, παρεμβολές ή και παραμορφώσεις προσώπων. Ένα παράδειγμα μιας εφαρμογής παρακολούθησης προσώπου φαίνεται στην εικόνα [3.7](#).



Σχήμα 3.7: Παράδειγμα εφαρμογής παρακολούθησης προσώπου

### 3.3.1 Μαθηματικός ορισμός του προβλήματος παρακολούθησης προσώπου

Στη συνέχεια δίνεται ένας μαθηματικός ορισμός ο οποίος μπορεί να περιγράψει τις βασικές αρχές με τις οποίες λειτουργεί το σύνολο των αλγορίθμων παρακολούθησης προσώπου. Συμβολίζουμε ως  $p \in \mathcal{R}^p$  το παραμετρικό διάνυσμα το οποίο αποτελεί την επιθυμητή έξοδο του αλγορίθμου. Το διάνυσμα αυτό μπορεί να είναι η 2D τοποθεσία του προσώπου σε μια εικόνα, ή η 3D θέση του προσώπου, ή ένα πιο σύνθετο σύνολο μεγεθών τα οποία συμπεριλαμβάνουν παραμέτρους φωτισμού και παραμόρφωσης. Έστω μια συνάρτηση σύνθεσης  $f : \mathcal{R}^2 \times \mathcal{R}^P \rightarrow \mathcal{R}^2$  ή οποία παίρνει σαν ορίσματα ένα pixel  $v \in \mathcal{R}^2$  την χρονική στιγμή  $(t - 1)$  και τη μετασχηματίζει σε  $f(v, p)$  την χρονική στιγμή  $t$ . Στην περίπτωση ενός αλγορίθμου παρακολούθησης (tracker) 2D, η συνάρτηση αυτή μπορεί να είναι ένας μετασχηματισμός μεταξύ των δύο εικόνων σε δύο διαδοχικά κάδρα (frames). Στην περίπτωση ενός 3D tracker βασισμένου σε μοντέλο, αυτή μπορεί να θεωρηθεί ως μια συνάρτηση rendering, του αντικειμένου στην θέση  $p$ , στις συντεταγμένες του pixel  $v$ . Για μια εικόνα  $I(v)$ , ο στόχος είναι η ευθυγράμμιση της εικόνας που συντίθεται με αυτό έτσι ώστε να επιτευχθεί :

$$\hat{p} = \operatorname{argmin}_{\mathbf{p}} g(f(\mathbf{v}, \mathbf{p}) - I(\mathbf{v})) \quad (3.11)$$

Η ουσία της προσέγγισης αυτής είναι γνωστή ως παρακολούθηση Lucas-Kanade. Μια ακριβής και αποδοτική υλοποίηση της συγκεκριμένης μεθόδου προτάθηκε στην εργασία [91]. Ανάλογα με την επιλογή  $v$  και  $p$ , η μέθοδος μπορεί να εφαρμοστεί σε ένα σύνολο εικόνων προσώπου, ένα σύνολο διακριτών χαρακτηριστικών, ή ένα 3D μοντέλο προσώπου. Η συνάρτηση κόστους  $g$  συχνά υλοποιείται ως μια  $L_2$  νόρμα (πχ. το άθροισμα των τετραγώνων των σφαλμάτων σε όλη της περιοχή ενδιαφέροντος). Ωστόσο, είναι δυνατόν να χρησιμοποιηθούν και διαφορετικά μέτρα απόστασης. Η συχνότερη χρήση της  $L_2$  νόρμας, συνεπάγεται πως το πρόβλημα της παρακολούθησης προσώπου μπορεί να θεωρηθεί σαν ένα πρόβλημα βελτιστοποίησης ελάχιστων τετραγώνων.

Έστω ότι υπολογίζουμε την μεταβολή,  $\Delta p_t \doteq m_t$ , στο παραμετρικό διάνυσμα  $p$  μεταξύ δύο διαδοχικών κάδρων,  $I_t(v)$  και  $I_{t-1}(v)$  ως :

$$\hat{m}_t = \operatorname{argmin}_{\mathbf{m}} \sum_{\mathbf{v}} (f(\mathbf{v}, \mathbf{p}_{t-1} + \mathbf{m}) - I_t(\mathbf{v}))^2. \quad (3.12)$$

Όπου :

$$\hat{p}_t = \mathbf{p}_{t-1} + \hat{m}_t \quad (3.13)$$

Μη Επεμβατική Εξαγωγή σήματος PPG και ρυθμού καρδιάς με χρήση video

Η βελτιστοποίηση της παραπάνω εξίσωσης μπορεί να πραγματοποιηθεί κάνοντας μια αρχικοποίηση στο  $\mathbf{m}$ , και υπολογίζοντας επαναληπτικά τις μεταβολές  $\Delta\mathbf{m}$  έτσι ώστε να ελαχιστοποιείται ο όρος :

$$\sum_{\mathbf{v}} (f(\mathbf{v}, \hat{\mathbf{p}}_{t-1} + \mathbf{m} + \Delta\mathbf{m}) - I_t(\mathbf{v}))^2 \quad (3.14)$$

### 3.3.2 Προκλήσεις στην ανίχνευση και παρακολούθηση προσώπου

Όπως αναφέρθηκε και στις προηγούμενες παραγράφους, οι κύριες προκλήσεις που καλούνται να αντιμετωπίσουν οι αλγόριθμοι ανίχνευσης και παρακολούθησης προσώπου είναι: α) Οι μεταβολές θέσης και φωτισμού, β) Οι παραμορφώσεις του προσώπου, γ) Οι παρεμβολές εντός της περιοχής του προσώπου και δ) η ανάλυση στην περιοχή του προσώπου. Στην συνέχεια παρατίθενται κάποιες μέθοδοι οι οποίες έχουν προταθεί στη διεθνή βιβλιογραφία για την αντιμετώπιση των προβλημάτων αυτών:



Σχήμα 3.8: Εντοπισμός σημείων σε μεταβαλλόμενο φωτισμό και στάση προσώπου

- **Οι μεταβολές θέσης και φωτισμού**

Οι μεταβολές στη θέση αλλά και στο φωτισμό έχουν ως αποτέλεσμα την διακοπή της παρακολούθησης λόγω της μη δυνατής ανίχνευσης του προσώπου σε ορισμένα κάδρα. Μια από τις μεθόδους αντιμετώπισης των μεταβολών όσον αφορά τον φωτισμό, προτάθηκε στην μελέτη [92]. Στην εργασία αυτή προτάθηκε η χρήση μια παραμετρικής συνάρτησης για την περιγραφή της κίνησης των σημείων της εικόνας, λαμβάνοντας υπόψη τις μεταβολές φωτεινότητας τροποποιώντας τη σταθερότητα φωτεινότητας της οπτικής ροής. Αντιμετώπιση των μεταβολών φωτεινότητας προτάθηκε στα Ενεργά Μοντέλα Εμφάνισης (Active Appearance Models), [93], με την ιδιαιτερότητα όμως της απαίτησης εικόνων για την εκπαίδευση των συγκεκριμένων μοντέλων, και την εξάρτηση της απόδοσης τους από το είδος των δεδομένων. Οι αλγόριθμοι εκτίμησης κίνησης οι οποίοι βασίζονται σε 3D μοντέλα (οι οποίοι περιγράφονται και στην επόμενη παράγραφο), είναι εύρωστοι (robust) στις μεταβολές θέσεις αλλά ευαίσθητοι στις μεταβολές φωτισμού. Προσπάθεια για την αντιμετώπιση

Μη Επεμβατική Εξαγωγή σήματος PPG και ρυθμού καρδιάς με χρήση video

των μεταβολών φωτισμού αλλά και της θέσης πραγματοποιήθηκε στην μελέτη [94]. Αυτό πραγματοποιήθηκε με την παραγωγή ενός μοντέλου με βάση την εμφάνιση του προσώπου εντός της εικόνας, λαμβάνοντας υπόψη τόσο τη θέση του προσώπου, τις ιδιαιτερότητες του φωτισμού, το σχήμα αλλά και τις ανακλάσεις της επιφάνειας. Στην εικόνα 3.8 φαίνεται ένα παράδειγμα του συγκεκριμένου μοντέλου.

- **Οι παραμορφώσεις του προσώπου**

Ένα από τα δυσκολότερα προβλήματα που επίσης καλούνται να αντιμετωπίσουν οι αλγόριθμοι ανίχνευσης και παρακολούθησης προσώπου, είναι οι μεταβολές των εκφράσεων (ή αλλιώς αναφερόμενες ως παραμορφώσεις προσώπου - facial deformations). Το πρόβλημα αυτό ανάγεται στην προσπάθεια μοντελοποίησης των εκφράσεων του ανθρώπινου προσώπου, εφαρμογή η οποία εκτός από την παρακολούθηση προσώπου, εντοπίζεται και στην περιοχή του computer animation. Μια δημοφιλής εργασία στο συγκεκριμένο τομέα είναι η [95]. Μια πιο πρόσφατη εργασία η οποία χρησιμοποιεί 3D μοντέλα μορφοποίησης είναι η [96].

- **Οι παρεμβολές εντός της περιοχής του προσώπου**

Για την αντιμετώπιση των παρεμβολών εντός της περιοχής του προσώπου ή οποία όπως είναι αναμενόμενο έχει σαν αποτέλεσμα την διακοπή της παρακολούθησης, έχει προταθεί η χρήση φίλτρων (particle filters) τα οποία επιχειρούν να ανακτήσουν την εικόνα, αφαιρώντας τα αντικείμενα που παρεμβάλλονται, [96]. Η ανάπτυξη μεθόδων αντιμετώπισης αυτού του είδους των προβλημάτων αποτελεί μια αναγκαία διαδικασία για την κατασκευή εύρωστων αλγορίθμων παρακολούθησης προσώπων.

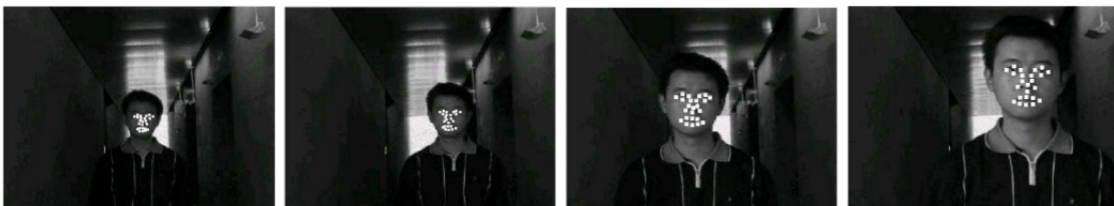
- **Η ανάλυση στην περιοχή του προσώπου**

Η χαμηλή ανάλυση αποτελεί ένα σημαντικό εμπόδιο για όλους τους αλγορίθμους παρακολούθησης αντικειμένων. Στην περίπτωση της παρακολούθησης προσώπου, πολλές είναι οι έρευνες στις οποίες το συγκεκριμένο εμπόδιο θεωρείται και το σημαντικότερο. Στην εικόνα 3.10 φαίνεται μια τέτοια περίπτωση. Η αντιμετώπιση αυτού του προβλήματος έχει επιχειρηθεί να γίνει με προσεγγίσεις υπέρ-ανάλυσης. Οι μέθοδοι αυτές, απαιτούν την καταγραφή ενός μεγάλου αριθμού εικόνων ακολουθούμενη από παρεμβολή (interpolation). Σε μια πρόσφατη μελέτη, [97], προτάθηκε η προώθηση της υπέρ-αναλυόμενης εικόνας του  $n$ -οστού κάδρου στο  $n + 1$  κάδρο. Κάτι τέτοιο βελτιώνει την παρακολούθηση, κάτι το οποίο έχει ως αποτέλεσμα την βελτίωση της επόμενης εξόδου της υπέρ-ανάλυσης. Ωστόσο, ο τομέας αυτός χρήζει περαιτέρω μελλοντικής έρευνας, μιας και η αντιμετώπιση του αποτελεί μια σημαντική ανάγκη

Μη Επεμβατική Εξαγωγή σήματος PPG και ρυθμού καρδιάς με χρήση video για την δημιουργία και βελτιστοποίηση των αλγορίθμων παρακολούθησης προσώπου.



Σχήμα 3.9: Παρακολούθηση προσώπου με παραμορφώσεις

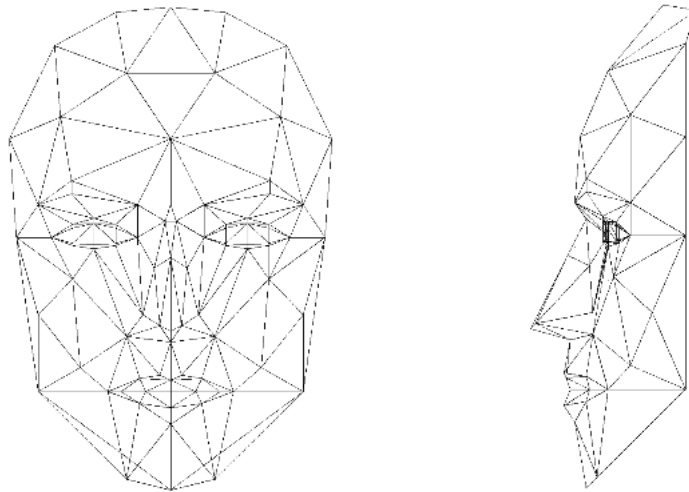


Σχήμα 3.10: Παρακολούθηση προσώπου με μεταβολές στην κλίμακα και στον φωτισμό

### 3.3.3 3D μοντέλα για παρακολούθησης προσώπου

Όπως αναφέρθηκε και στην προηγούμενη παράγραφο, οι αλγόριθμοι παρακολούθησης προσώπου μπορούν να χρησιμοποιήσουν δισδιάστατα αλλά και τρισδιάστατα μοντέλα προσώπου. Στη συνέχεια γίνεται μια αναφορά στις γενικές αρχές που ακολουθούνται στα 3D μοντέλα.





Σχήμα 3.11: Παράδειγμα 3D μοντέλου προσώπου Candide

- **Παρακολούθηση χρησιμοποιώντας αυστηρά μοντέλα (rigid models)** Στην κατηγορία αυτοί ανήκουν οι πιο σύγχρονοι αλγόριθμοι παρακολούθησης. Μια γενική προσέγγιση, όσον αφορά την παρακολούθηση προσώπων βασισμένη στην κίνηση, στηρίζεται στην παρακολούθηση της μετάθεσης των pixels από το ένα κάδρο στο άλλο. Οι μεταθέσεις αυτές μπορούν να υπολογιστούν χρησιμοποιώντας μεθόδους υπολογισμού της οπτικής ροής (optical flow), υπολογισμό της κίνησης block από pixels τα οποία έχουν ως αποτέλεσμα τη χρήση μόνο μερικών διανυσμάτων κίνησης, αλλά συνεισφέρουν στην μείωση της υπολογιστικής πολυπλοκότητας. Η εκτιμώμενη κίνηση χρησιμοποιείται για τον ορισμό της κίνησης του αντικειμένου με τη χρήση κάποιας μεθόδου βελτιστοποίησης (πχ. φίλτρα Kalman, μέθοδος ελαχίστων τετραγώνων κ.α.). Το μοντέλου αντικειμένου (object model) χρησιμοποιείται για τον μετασχηματισμό των δισδιάστατων διανυσμάτων κίνησης σε 3D μοντέλα κίνησης. Οι συγκεκριμένες μέθοδοι μειονεκτούν όμως όσον αφορά την συσσώρευση του σφάλματος κίνησης, ή οποία έχει σαν τελικό αποτέλεσμα την απώλεια παρακολούθησης του προσώπου. Παραδείγματα τέτοιων αλγορίθμων έχουν προταθεί στις μελέτες [98, 99]. Άλλες μελέτες [100, 101], έχουν εισάγει διάφορους περιορισμούς για τη μείωση της μετάδοσης του σφάλματος και την βελτίωση της απόδοσης. Τέλος στην συγκεκριμένη κατηγορία ανήκουν και αλγόριθμοι οι οποίοι αντί της χρήσης ενός γενικού πλαισίου παρακολούθησης, συμπεριλαμβάνουν και την όψη του προσώπου στο 3D μοντέλο. Πιο συγκεκριμένα, οι αλγόριθμοι αυτοί εξάγουν την υφή του προσώπου (face texture) κατά το πρώτο κάδρο, και έτσι μετασχηματίζουν το πρόβλημα της παρακολούθησης σε ένα πρόβλημα καταγραφής εικόνας (image registration). Κατά

Μη Επεμβατική Εξαγωγή σήματος PPG και ρυθμού καρδιάς με χρήση video

αυτό τον τρόπο, τα προηγηθέντα κάδρα περιορίζουν τον χώρο αναζήτησης. Μελέτες που εντάσσονται σε αυτήν την κατηγορία έχουν χρησιμοποιήσει 3D μοντέλα που μπορεί να είναι κυλινδρικά, [102], ελλειψοειδή, [103], ή να χρησιμοποιούν πλέγμα (mesh), [104]. Στη συνέχεια γίνεται προσπάθεια ώστε το μοντέλο να προσαρμοστεί στο πρόσωπο, χρησιμοποιώντας κάποια χαρακτηριστικά ή την υφή αυτού. Ο συγκεκριμένος τύπος αλγορίθμων έχει σαν αποτέλεσμα την μείωση της μετάδοσης του σφάλματος, ωστόσο παρουσιάζεται πρόβλημα στις περιπτώσεις που υπάρχουν γρήγορες μεταβολές όσον αφορά τις εκφράσεις του προσώπου από κάδρο σε κάδρο.

- **Παρακολούθηση χρησιμοποιώντας ελαστικά μοντέλα (non-rigid models)**

Οι αλγόριθμοι αυτού του είδους βασίζονται στις βασικές αρχές των προηγούμενων, με την επιπλέον χρήση ενός συνόλου παραμέτρων στο 3D μοντέλο έτσι ώστε να είναι δυνατή η ενσωμάτωση παραμορφώσεων (όπως πχ. κίνηση χειλιών, ματιών, μεταβολή της απόστασης μεταξύ των ματιών ή στο μήκος της μύτης κ.α.). Ένα απλό μοντέλο που προτάθηκε ήταν αυτό του Candide, [105] (σχήμα 3.11). Το συγκεκριμένο μοντέλο είναι πολύ δημοφιλές και αποτελείται από ένα 3D μοντέλο το οποίο περιγράφει το πρόσωπο, καθώς και από ένα σύνολο παραμέτρων που έχουν σαν στόχο την μοντελοποίηση και τον έλεγχο των διαφόρων εκφράσεων άλλα και των παραλλαγών που παρατηρούνται όσον αφορά το σχήμα του προσώπου από άνθρωπο σε άνθρωπο. Η γεωμετρία του μοντέλου καθορίζεται από τις τρισδιάστατες συντεταγμένες των κορυφών, σε ένα σύστημα συντεταγμένων κεντραρισμένο στο μοντέλο. Η μεταβολή της γεωμετρίας πραγματοποιείται με την βοήθεια ενός συνόλου παραμέτρων. Οι παράμετροι αυτοί χωρίζονται σε δύο ομάδες: Η μια ομάδα μοντελοποιεί τις δυναμικές αλλαγές στην γεωμετρία (που οφείλονται πχ. στο άνοιγμα-κλείσιμο ματιών), ενώ η άλλη ομάδα το σχήμα του προσώπου και τις παραμέτρους αυτές που προκαλούν τις διαφορετικές γεωμετρίες προσώπων από πρόσωπο σε πρόσωπο.

### 3.4 Αλγόριθμοι εξαγωγής/επιλογής χαρακτηριστικών

Στο υποκεφάλαιο αυτό αναφέρονται τα βασικά χαρακτηριστικά και οι μαθηματικοί ορισμοί των μεθόδων που χρησιμοποιήθηκαν για την μείωση της διάστασης του σήματος (από 3 (R, G, B) σε μια. Οι μέθοδοι που δοκιμάστηκαν και περιγράφονται στην συνέχεια είναι:

- Ανάλυση Κυρίων Συνιστωσών(Principal Component Analysis)
- Ανάλυση Ανεξάρτητων Συνιστωσών(Independent Component Analysis)
- Laplacian EigenMaps

Μη Επεμβατική Εξαγωγή σήματος PPG και ρυθμού καρδιάς με χρήση video

- Kernel PCA
- Επιλογή G συνιστώσας

Στην περίπτωση του αλγορίθμου εξαγωγής του ρυθμού καρδιάς, τα αρχικά δεδομένα μας είχαν τρεις διαστάσεις  $x_{red}, x_{green}, x_{blue}$  (R,G,B). Όπου ως  $x_{red}, x_{green}, x_{blue}$  συμβολίζονται οι μέσες τιμές των pixel στην περιοχή ενδιαφέροντος του προσώπου στις αντίστοιχες συχνότητες R, G, B. Το πλήθος των δειγμάτων κάθε συχνότητας είναι ίσο με τον αριθμό των κάδρων κατά τη διάρκεια της καταγραφής των video. Ο σκοπός των αλγορίθμων εξαγωγής χαρακτηριστικών που ελέγχθηκαν, ήταν η μείωση της διάστασης των δεδομένων από τρεις σε μια.

### 3.4.1 Ανάλυση Κύριων Συνιστωσών (PCA)

Η ανάλυση κυρίων συνιστωσών (ή αλλιώς μετασχηματισμός Karhunen-Loeve), είναι η πιο δημοφιλής μέθοδος που χρησιμοποιείται για την εξαγωγή χαρακτηριστικών και τη μείωση διάστασης. Αν και είναι μια παλιά τεχνική, χρησιμοποιείται ευρέως μέχρι σήμερα σε πλήθος εφαρμογών, ενώ ταυτόχρονα αποτελεί και τη βάση σε νεότερες και πιο εξελιγμένες μεθόδους.

Έστω  $\mathbf{x}$  το διάνυσμα δειγμάτων εισόδου. Ο σκοπός της μεθόδου είναι η δημιουργία ασυσχέτιστων μεταξύ τους δεδομένων, στην προσπάθεια μείωσης του πλεονάσματος της πληροφορίας όσον αφορά την αναπαράσταση των δεδομένων. Θεωρούμε επίσης πως τα δεδομένα είναι μηδενικής μέσης τιμής (σε αντίθετη περίπτωση απαιτείται η αφαίρεση της μέσης τιμής από τις παρατηρήσεις). Η ιδιότητα της μη συσχέτισης των δεδομένων μπορεί να συμβολιστεί μαθηματικά ως:  $E[y(i)y(j)] = 0, i \neq j$ . Έστω ότι η σχέση μεταξύ των δεδομένων εισόδου  $\mathbf{x}$  και των δεδομένων στον χώρο μετά τον μετασχηματισμό  $\mathbf{y}$  δίνεται από τη σχέση:

$$\mathbf{y} = \mathbf{A}^T \mathbf{x} \quad (3.15)$$

Για τον υπολογισμό των δεδομένων στον νέο χώρο, υπολογίζεται ο πίνακας συσχέτισης ως:

$$R_y = E[\mathbf{y}\mathbf{y}^T] = E[\mathbf{A}\mathbf{x}\mathbf{x}^T\mathbf{A}] = \mathbf{A}^T R_x \mathbf{A} \quad (3.16)$$

Στην πράξη, για τον υπολογισμό του πίνακα συσχέτισης, χρησιμοποιείται ο αριθμητικός μέσος όρος των διανυσμάτων εκπαίδευσης. Αν θεωρήσουμε για παράδειγμα πως έχουμε  $\mathbf{k} = 1, 2, \dots, n$  διανύσματα τότε έχουμε:

$$R_x \approx \frac{1}{n} \sum_{k=1}^n \mathbf{x}_k \mathbf{x}_k^T \quad (3.17)$$

Μη Επεμβατική Εξαγωγή σήματος PPG και ρυθμού καρδιάς με χρήση video

Ο πίνακας  $R_x$  είναι συμμετρικός και έτσι τα ιδιοδιανύσματα του είναι ορθογώνια μεταξύ τους. Επομένως ο πίνακας συσχέτισης  $R_y$ , μπορεί να γραφεί ως:

$$R_y = \mathbf{A}^\top R_x \mathbf{A} = \Lambda \quad (3.18)$$

Όπου ο  $\Lambda$  είναι ένας διαγώνιος πίνακας, με στοιχεία στη διαγώνιο τις ιδιοτιμές  $\lambda_i, i = 0, 1, \dots, N - 1$  του πίνακα  $R_x$ . Αν υποθέσουμε πως ο πίνακας  $R_x$  είναι θετικά ορισμένος, τότε οι ιδιοτιμές αυτές είναι θετικές, και έτσι τα χαρακτηριστικά που δημιουργούνται με τη βοήθεια του αντίστοιχου πίνακα ιδιοδιανυσμάτων  $\mathbf{A}$  (σχέση 3.15), είναι ασυσχέιστα μεταξύ τους.

Η μείωση διάστασης με τη χρήση της ανάλυσης κυρίων συνιστωσών (PCA), επιτυγχάνεται με τη διατήρηση των ιδιοτιμών αυτών, που έχουν τις μεγαλύτερες τιμές. Με αυτό το τρόπο ο γραμμικός μετασχηματισμός που πραγματοποιείται από τη σχέση 3.15, έχει ως αποτέλεσμα την παραγωγή ασυσχέιστων μεταξύ τους χαρακτηριστικών, με τα αντίστοιχα διανύσματα να έχουν διάσταση ίση με τον αριθμό των ιδιοδιανυσμάτων που διατηρήθηκαν.

### 3.4.2 Ανάλυση Ανεξάρτητων Συνιστωσών (ICA)

Η μέθοδος της Ανάλυσης Κυρίων Συνιστωσών, παρουσιάζει ικανοποιητικά αποτελέσματα, σε περιπτώσεις που τα δεδομένα προσεγγίζουν την κατανομή Gauss. Στην περίπτωση που κάτι τέτοιο δεν ισχύει, η προσπάθεια μετασχηματισμού σε ένα χώρο με στατιστικά ανεξάρτητα χαρακτηριστικά δεν συνεπάγεται και την μη συσχέτιση των δεδομένων μεταξύ τους. Στις περιπτώσεις αυτές μπορεί να βρεί έδαφος η Ανάλυση Ανεξαρτήτων Συνιστωσών(ICA), [106]. Η ICA, μπορεί αν διατυπωθεί μαθηματικά ως εξής: Για σύνολο δειγμάτων εισόδου  $\mathbf{x}$ , υπολόγισε τον αντιστρέψιμο πίνακα  $\mathbf{W}$ , έτσι ώστε τα χαρακτηριστικά  $y(i), i = 0, 1, \dots, N - 1$  του μετασχηματισμένου διανύσματος που δίνονται από τη σχέση:

$$\mathbf{y} = \mathbf{W}\mathbf{x}, \quad (3.19)$$

να είναι μεταξύ τους στατιστικά ανεξάρτητα. Το πρόβλημα προς επίλυση στην περίπτωση της μεθόδου ICA, είναι η εύρεση του πίνακα  $\mathbf{W}$ , ο οποίος θα χρησιμοποιηθεί για τον μετασχηματισμό των αρχικών δεδομένων εισόδου  $\mathbf{x}$ , στα στατιστικά ανεξάρτητα δεδομένα  $\mathbf{y}$ .

Σε αντίθεση με την μέθοδο PCA, η οποία μπορεί να εφαρμοστεί πάντα, η ICA έχει νόημα μόνο σε περιπτώσεις που τα δεδομένα δεν ακολουθούν κατανομή Gauss. Στην πραγματικότητα, όταν αυτά ακολουθούν κατανομή Gauss, η ICA εκφυλίζεται στην μέθοδο PCA. Μια άλλη ιδιότητα της ICA, είναι πως τα στατιστικά ανεξάρτητα χαρακτηριστικά που παράγει,

Μη Επεμβατική Εξαγωγή σήματος PPG και ρυθμού καρδιάς με χρήση video

δεν μπορούν να διαταχθούν με συγκεκριμένο τρόπο (σε αντίθεση με ότι συμβαίνει με την PCA). Ωστόσο, στην πράξη γίνεται προσπάθεια διάταξης των ανεξάρτητων συνιστωσών με μέτρα όπως αυτό της απόκλισης από την Gaussian κατανομή (χρησιμοποιώντας π.χ τις ροπές 4ης τάξης).

Για την εφαρμογή της ICA, ανάλογα με τα κριτήρια με τα οποία εκφράζεται η στατιστική ανεξαρτησία, έχουν προταθεί τρόποι όπως ο υπολογισμός με χρήση της μεθόδου Μεγιστοποίησης της Συνάρτησης Πιθανοφάνειας (Maximul Likelihood Estimation) και ο υπολογισμός ελαχιστοποιώντας την αμοιβαία πληροφορία (Mutual Information). Στον αλγόριθμο εξαγωγής του ρυθμού της καρδιάς χρησιμοποιήθηκε μια νέα και αποδοτική μέθοδος εφαρμογής της ICA, η οποία ονομάζεται JADE (Joint Approximate Diagonalization of Eigenmatrices), [107].

### 3.4.3 Laplacian EigenMaps

Τα Laplacian EigenMaps ανήκουν στις, βασισμένες σε γράφο, μη γραμμικές μεθόδους μείωσης διάστασης. Η βασική υπόθεση της συγκεκριμένης μεθόδου είναι πως τα δεδομένα  $X$  βρίσκονται σε μια λεία υπερεπιφάνεια (manifold)  $M \supset X$  η εγγενής διάσταση της οποίας είναι ίση με  $m < N$ , και η οποία είναι ενσωματωμένη στο χώρο  $\mathcal{R}^N, M \subset \mathcal{R}^N$ . Για την εφαρμογή της συγκεκριμένης μεθόδου, η υποτιθέμενη διάσταση της υπερεπιφάνειας ( $m$ ) δίνεται σαν παράμετρος από τον χρήστη.

Η βασική φιλοσοφία της συγκεκριμένης μεθόδου είναι ο υπολογισμός της χαμηλής διάστασης αναπαράστασης των δεδομένων, με τρόπο που να διατηρείται με βέλτιστο τρόπο η πληροφορία όσον αφορά τις αποστάσεις των γειτονικών μεταξύ τους δειγμάτων εισόδου. Με τον τρόπο αυτό, η λύση η οποία δίνεται, αντανακλά τη γεωμετρική δομή της υπερεπιφάνειας. Τα βήματα που ακολουθούνται για την εφαρμογή του αλγορίθμου αυτού είναι τα εξής:

- **Βήμα 1:** Κατασκευή γράφου  $G = (V, E)$ , όπου ως  $V = \{v_i, i = 1, 2, \dots, n\}$  συμβολίζεται το σύνολο των κορυφών, ενώ ως  $E = \{e_{ij}\}$  αναφέρεται το σύνολο των ακμών. Κάθε κορυφή  $v_i$  του γράφου, αντιστοιχεί στο διάνυσμα  $\mathbf{x}_i$  του συνόλου δεδομένων. Η ακμή  $e_{ij}$  συνδέει τους κόμβους-κορυφές  $v_i, v_j$ . Για το καθορισμό και την ποσοτικοποίηση της εγγύτητας μεταξύ δύο σημείων μπορεί να χρησιμοποιηθούν δύο τρόποι. Πιο συγκεκριμένα, οι κορυφές  $v_i, v_j$  συνδέονται μεταξύ τους όταν:

- $\|\mathbf{x}_i - \mathbf{x}_j\|^2 < \epsilon$  για μια ορισμένη από το χρήστη παράμετρο  $\epsilon$

- Το  $\mathbf{x}_j$  ανήκει στους  $k$  κοντινότερους γείτονες του  $\mathbf{x}_i$ , όπου η παράμετρος  $k$  ορίζεται από τον χρήστη.

Μη Επεμβατική Εξαγωγή σήματος PPG και ρυθμού καρδιάς με χρήση video

- **Βήμα 2:** Κάθε ακμή  $e_{ij}$  σχετίζεται με ένα βάρος  $W(i, j)$ . Οι κόμβοι που δεν θεωρούνται γειτονικοί μεταξύ τους έχουν ως αντίστοιχα βάρη τιμές  $W(i, j) = 0$ . Οι τιμές  $W(i, j)$  είναι μέτρα της εγγύτητας των αντίστοιχων γειτόνων  $\mathbf{x}_i, \mathbf{x}_j$ . Μια συνήθης επιλογή για τον καθορισμό των τιμών τους είναι:

$$W(i, j) = \begin{cases} \exp\left(-\frac{\|\mathbf{x}_i - \mathbf{x}_j\|^2}{\sigma^2}\right) & , \text{Αν } v_i \text{ και } v_j \text{ είναι γειτονικές κορυφές} \\ 0 & , \text{αλλιώς} \end{cases} \quad (3.20)$$

Όπου η παράμετρος  $\sigma^2$  ορίζεται επίσης από τον χρήστη. Με τον τρόπο αυτό σχηματίζεται ένας  $n \times n$  πίνακας βαρών  $W$ , ο οποίος είναι συμμετρικός και αραιός. Μια άλλη επιλογή, είναι η χρήση μονάδας για τις ακμές που ανταποκρίνονται σε γειτονικά διανύσματα, και μηδενικών για τα μη γειτονικά. Αυτή είναι και η επιλογή που κάναμε στην περίπτωση του αλγόριθμου εξαγωγής του ρυθμού της καρδιάς που υλοποιήσαμε.

- **Βήμα 3:** Δημιουργία διαγώνιου πίνακα  $D$  του οποίου τα διαγώνια στοιχεία ορίζονται ως  $D_{ii} = \sum_j W(i, j), i = 1, 2, \dots, n$ . Στη συνέχεια υπολογίζεται ο πίνακας Laplace του γράφου  $G(V, E), L = D - W$ . Ακολουθεί η ανάλυση ιδιοδιανυσμάτων του πίνακα Laplace:

$$L\mathbf{u} = \lambda D\mathbf{u} \quad (3.21)$$

Τα  $m$  ιδιοδιανύσματα που αντιστοιχούν στις μικρότερες  $m + 1$  ιδιοτιμές, επιλέγονται για την αντιστοίχιση:

$$\mathbf{x}_i \in \mathcal{R}^N \mapsto \mathbf{y}_i \in \mathcal{R}^m, i = 1, 2, \dots, n \quad (3.22)$$

Όπου :

$$\mathbf{y}_i^\top = [v_1(i), v_2(i), \dots, v_m(i)], i = 1, 2, \dots, n \quad (3.23)$$

### 3.4.4 Kernel PCA

Η μέθοδος Kernel PCA, αποτελεί μια μη γραμμική επέκταση της προαναφερθείσας μεθόδου ανάλυσης κυρίων συνιστωσών (PCA). Για ένα δεδομένο σύνολο δεδομένων  $X$ , πραγματοποιείται μια απεικόνιση σε ένα χώρο RKHS (Reproducing Kernel Hilbert Space)  $H$ ,

$$\mathbf{x} \in X \mapsto \phi(\mathbf{x}) \in H \quad (3.24)$$

Μη Επεμβατική Εξαγωγή σήματος PPG και ρυθμού καρδιάς με χρήση video

Ο πίνακας συσχέτισης υπολογίζεται ως:

$$R = \frac{1}{n} \sum_i^n \phi(\mathbf{x}_i) \phi(\mathbf{x}_i)^\top \quad (3.25)$$

Ο σκοπός της μεθόδου είναι η ανάλυση ιδιοδιανυσμάτων του πίνακα  $R$ ,

$$R\mathbf{v} = \lambda\mathbf{v} \quad (3.26)$$

Από τον ορισμό του πίνακα συσχέτισης, προκύπτει πως τα διανύσματα  $\mathbf{v}$  βρίσκονται στον χώρο που σχηματίζεται από τα  $\{\phi(\mathbf{x}_1), \phi(\mathbf{x}_2), \dots, \phi(\mathbf{x}_n)\}$ . Επομένως ισχύει:

$$\mathbf{v} = \sum_{i=1}^n \alpha(i) \phi(\mathbf{x}_i) \quad (3.27)$$

Από τις παραπάνω σχέσεις προκύπτει πως το πρόβλημα καταλήγει να είναι ισοδύναμο με την ανάλυση ιδιοδιανυσμάτων στον πίνακα Gram  $K$ :

$$K\mathbf{a} = n\lambda\mathbf{a} \quad (3.28)$$

Όπου:

$$\mathbf{a} \equiv [a(1), a(2), \dots, a(N)]^\top \quad (3.29)$$

Οι τιμές των στοιχείων του πίνακα Gram  $K$ , είναι :  $K(i, j) = k(\mathbf{x}_i, \mathbf{x}_j)$  όπου ως  $k(\mathbf{x}_i, \mathbf{x}_j)$  συμβολίζεται η συνάρτηση πυρήνα που επιλέγεται να χρησιμοποιηθεί. Επομένως, το  $k$  ιδιοδιάνυσμα του πίνακα Gram  $K$ , μπορεί να εκφραστεί ως:

$$\mathbf{v}_k = \sum_{i=1}^n a_k(i) \phi(\mathbf{x}_i), k = 1, 2, \dots, p \quad (3.30)$$

όπου  $\lambda_1 \geq \lambda_2 \geq \dots \geq \lambda_p$ , το οποίο συνεπάγεται πως η ιδιοτιμή  $\lambda_p$  είναι αυτή με τη μικρότερη μη μηδενική τιμή, και  $\mathbf{a}_k^\top \equiv [a_k(1), a_k(2), \dots, a_k(n)]$  είναι το  $k$ -οστό ιδιοδιάνυσμα του πίνακα Gram. Τα ιδιονύσματα αυτά πρέπει να είναι κανονικοποιημένα κάτι το οποίο προκύπτει ότι γίνεται με τη βοήθεια της σχέσης:

$$\mathbf{a}_k^\top K \mathbf{a}_k = n\lambda \mathbf{a}_k^\top \mathbf{a}_k = 1, k = 1, 2, \dots, p \quad (3.31)$$

Συνοψίζοντας, τα βήματα που απαιτούνται για την εφαρμογή της μεθόδου Kernel PCA, είναι:

- **Βήμα 1:** Ο υπολογισμός του πίνακα Gram  $K(i, j) = k(\mathbf{x}_i, \mathbf{x}_j), i, j = 1, 2, \dots, n$

Μη Επεμβατική Εξαγωγή σήματος PPG και ρυθμού καρδιάς με χρήση video

- **Βήμα 2:** Ο υπολογισμός των  $m$  μεγαλύτερων ιδιοτιμών/ιδιοδιανυσμάτων  $\lambda_k, \mathbf{a}_k, k = 1, 2, \dots, m$  (Σχέση 3.28)
- **Βήμα 3:** Πραγματοποίηση κανονικοποίησης (Σχέση 3.31)
- **Βήμα 4:** Υπολογισμός των προβολών των  $m$  κυρίαρχων ιδιοτιμών με τη σχέση:

$$y(k) = \sum_{i=1}^n a_k(i)k(\mathbf{x}_i, \mathbf{x}), k = 1, 2, \dots, m \quad (3.32)$$

Με την σχέση 3.32 πραγματοποιείται η μη γραμμική απεικόνιση των δειγμάτων εισόδου. Η μη γραμμική απεικόνιση αυτή καθορίζεται την επιλογή της συνάρτησης πυρήνα (kernel function). Στην περίπτωση του αλγορίθμου που υλοποιήσαμε χρησιμοποιήσαμε την Gaussian συνάρτηση πυρήνα η οποία δίνεται από τη σχέση:

$$k(\mathbf{x}_i, \mathbf{x}_j) = \exp(-\gamma\|\mathbf{x}_i - \mathbf{x}_j\|^2), \quad (3.33)$$

όπου για την παράμετρο  $\gamma$  ισχύει  $\gamma > 0$ .

## 3.5 Δυναμικός Προγραμματισμός

Ο δυναμικός προγραμματισμός είναι μια κατηγορία μεθόδων που χρησιμοποιείται για την επίλυση σειριακών προβλημάτων αποφάσεων με σύνθετη συνάρτηση κόστους. Η ονομασία του αλγορίθμου δόθηκε το 1957 από τον Richard Bellman, [108]. Η λέξη "προγραμματισμός" αναφέρεται στην χρήση πίνακα για την πραγματοποίηση σειράς επιλογών, ενώ ο όρος "δυναμικός" αναφέρεται στο ότι η πραγματοποίηση επιλογών εξαρτάται κάθε φορά από την τρέχουσα κατάσταση τη δεδομένη στιγμή, και όχι από μεταγενέστερες καταστάσεις.

Πιο συγκεκριμένα, με τη μέθοδο του δυναμικού προγραμματισμού, για την επίλυση ενός προβλήματος επιλύεται μια σειρά από υπο-προβλήματα, οι λύσεις των οποίων συνδυάζονται για τη επίτευξη της τελικής λύσης. Συνηθέστερη εφαρμογή του αλγορίθμου αυτού, γίνεται σε προβλήματα βελτιστοποίησης. Για τον πλήρη προσδιορισμό ενός προβλήματος δυναμικού προγραμματισμού, χρειάζεται ο καθορισμός των κόμβων του προβλήματος, όπου κάθε κόμβος αποτελεί ένα υπο-πρόβλημα, καθώς και τις εξαρτήσεις μεταξύ των διαφορετικών καταστάσεων υπο-προβλημάτων. Ο δυναμικός προγραμματισμός ως αλγόριθμος εξετάζει όλες τις δυνατές λύσεις του συνόλου των υπο-προβλημάτων, και επιλέγει εκείνη που βελτιστοποιεί μια συγκεκριμένη συνάρτηση κόστους.



### 3.5.1 Δυναμικός Προγραμματισμός και Μαθηματική Βελτιστοποίηση

Όπως αναφέρθηκε και παραπάνω, ο δυναμικός προγραμματισμός ως μια μέθοδο μαθηματικής βελτιστοποίησης, μπορεί να αναφέρεται στην διαδικασία λήψης μια τελικής απόφασης, μέσω της ανάλυσης της σε μια σειρά από μικρότερα βήματα αποφάσεων στο χρόνο. Έστω ότι ως  $V_1, V_2, \dots, V_n$  συμβολίζονται οι τιμές της συνάρτησης κατάστασης για τις χρονικές στιγμές  $i$  από 1 έως  $n$ . Ως  $\mu_1$  συμβολίζεται το όρισμα της συνάρτησης κατάστασης της χρονική στιγμή  $i = 1$ , ενώ  $\mu_n$  είναι το αντίστοιχο όρισμα τη χρονική στιγμή  $i = n$ . Συμβολίζοντας ως αρχικό κόμβο το  $(\mu_1, V_1(\mu_1))$  και ως τελικό κόμβο τον  $(\mu_n, V_n(\mu_n))$ , το βέλτιστο μονοπάτι μπορεί να συμβολιστεί ως:

$$(\mu_1, V_1(\mu_1)) \mapsto_{opt} (\mu_n, V_n(\mu_n)) \quad (3.34)$$

Σύμφωνα με την αρχή του Bellman, αν θεωρήσουμε ως  $(\mu, V(\mu))$  έναν ενδιάμεσο κόμβο, τότε το συνολικό βέλτιστο μονοπάτι μεταξύ του αρχικού κόμβου  $(\mu_1, V_1(\mu_1))$  και του τελικού  $(\mu_n, V_n(\mu_n))$ , αποτελείται από την συγχώνευση της βέλτιστης διαδρομής από τον κόμβο  $(\mu_1, V_1(\mu_1))$  έως τον ενδιάμεσο κόμβο  $(\mu, V(\mu))$ , με το βέλτιστο μονοπάτι από  $(\mu, V(\mu))$  έως τον τελικό κόμβο  $(\mu_n, V_n(\mu_n))$ . Η επακόλουθη συνέπεια της παραπάνω αρχής του Bellman είναι πως εφόσον βρισκόμαστε στον ενδιάμεσο κόμβο  $(\mu, V(\mu))$  μέσω του βέλτιστου μονοπατιού, χρειαζόμαστε μόνο εύρεση της βέλτιστης διαδρομής μεταξύ  $(\mu, V(\mu))$  και του τελικού κόμβου  $(\mu_n, V_n(\mu_n))$ .

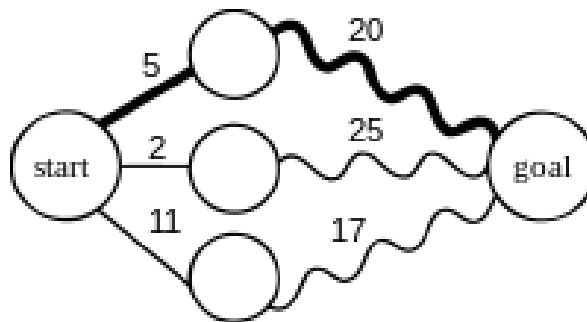
Έστω ότι βρισκόμαστε στον κόμβο  $(\mu_k, V_k(\mu_k))$  και θέλουμε να υπολογίσουμε την βέλτιστη διαδρομή που πρέπει να ακολουθηθεί από τον αρχικό κόμβο  $(\mu_1, V_1(\mu_1))$ , προς τον  $(\mu_k, V_k(\mu_k))$ , επιλέγοντας τις μεταβάσεις αυτές οι οποίες ελαχιστοποιούν το συνολικό κόστος. Για να γίνει αυτό πρέπει να ελαχιστοποιηθεί το κόστος μετάβασης στον προηγούμενο κόμβο του  $(\mu_k, V_k(\mu_k))$ , ο οποίος συμβολίζεται ως  $(\mu_{k-1}, V_{k-1}(\mu_{k-1}))$ . Παράλληλα πρέπει να ληφθούν υπόψη οι δυνατές μεταβάσεις οι οποίες υπάρχουν από τον κόμβο  $(\mu_k, V_k(\mu_k))$  προς τους προηγούμενους, οι οποίοι αναφέρονται ως τοπικοί περιορισμοί (local constraints). Η αρχή του Bellman οδηγεί σύμφωνα με τα παραπάνω στη σχέση δίνεται :

$$D_{min}(\mu_k, V_k) = \min_{(\mu_{k-1}, V_{k-1})} \left( D_{min}(\mu_{k-1}, V_{k-1}) + f(\mu_k, V_k \mid \mu_{k-1}, V_{k-1}) \right), \quad (3.35)$$

όπου ως  $f(\mu_k, V_k \mid \mu_{k-1}, V_{k-1})$  συμβολίζεται η συνάρτηση μετάβασης μεταξύ των κόμβων καταστάσεων  $(\mu_k, V_k)$  και  $(\mu_{k-1}, V_{k-1})$ <sup>1</sup> ενώ ως  $D_{min}(\mu_k, V_k)$  συμβολίζεται το κόστος της βέλτιστης διαδρομής προς τον κόμβο  $(\mu_k, V_k)$ . Το άθροισμα της σχέσης 3.35 μπορεί να

<sup>1</sup>Η συνάρτηση μετάβασης στο Κεφάλαιο 5 συμβολίζεται εν συντομία και ως  $f_{k-1k}$

Μη Επεμβατική Εξαγωγή σήματος PPG και ρυθμού καρδιάς με χρήση video αντικατασταθεί από άλλη πράξη (πχ. στην περίπτωση μας είναι γινόμενο). Από την παραπάνω εξίσωση συνάγεται πως το συνολικό ελάχιστο κόστος προς τον κόμβο προορισμού  $(\mu_k, V_k)$  είναι ίσο με το ελάχιστο κόστος μέχρι τον κόμβο  $(\mu_{k-1}, V_{k-1})$  συν το κόστος μετάβασης από τον κόμβο  $(\mu_{k-1}, V_{k-1})$  στον  $(\mu_k, V_k)$ . Επιπλέον, η έρευνα για τους κόμβους για τους οποίους εξασφαλίζεται το ελάχιστο κόστος μετάβασης, περιορίζεται στο σύνολο των δυνατών μεταβάσεων το οποίο καθορίζεται από τοπικούς (local) ή και καθολικούς (global) περιορισμούς. Ο παραπάνω αλγόριθμος, συνοψίζει λοιπόν την λογική λειτουργία του δυναμικού προγραμματισμού και βρίσκει εφαρμογή σε πληθώρα εφαρμογών βελτιστοποίησης.



Σχήμα 3.12: Παράδειγμα εύρεσης βέλτιστης διαδρομής με χρήση δυναμικού προγραμματισμού

# Κεφάλαιο 4

## Συλλογή δεδομένων προς επεξεργασία

### 4.1 Σχεδιασμός διαδικασίας συλλογής πειραματικών δεδομένων

Στα πλαίσια της παρούσας εργασίας και της ανάπτυξης του αλγορίθμου μη επεμβατικής φωτοπληθυσμογραφίας, σχεδιάστηκε και υλοποιήθηκε πειραματική διαδικασία συλλογής των δεδομένων video καθώς και των μετρήσεων του σήματος PPG οι οποίες ελήφθησαν με τη βοήθεια παλμικού οξυμέτρου δαχτύλου. Ο σκοπός της συνολικής διαδικασίας ήταν η λήψη video συγκεκριμένου χρόνου αλλά και σε διαφορετικές συνθήκες περιβάλλοντος, από άτομα διαφόρων ηλικιών, με την ταυτόχρονη λήψη του ανεπεξέργαστου σήματος PPG για τη χρήση αυτού ως τιμές αλήθειας (ground truth) στην μετέπειτα επεξεργασία.

Η διάταξη που χρησιμοποιήθηκε για την υλοποίηση των πειραμάτων φαίνεται στο σχήμα 4.1. Όπως φαίνεται και στο σχήμα, χρησιμοποιήθηκαν 2 κάμερες και ένα οξύμετρο δαχτύλου. Ο συμμετέχοντας καθόταν σε απόσταση περίπου ενός μέτρου από τις κάμερες, ενώ το χέρι στο οποίο εφαρμοζόταν το παλμικό οξύμετρο ήταν τοποθετημένο στο τραπέζι έτσι ώστε να εξασφαλιστεί σταθερότητα μεταξύ του αισθητήρα και του δαχτύλου. Κάτι τέτοιο ήταν αναγκαίο για την επίτευξη αξιόπιστων μετρήσεων για τις τιμές αληθείας. Ο συνολικός αριθμός δειγμάτων που ελήφθησαν ήταν 62, ενώ πραγματοποιήθηκαν μετρήσεις σε πάνω από 20 διαφορετικούς χώρους, με μεταβλητές συνθήκες φωτισμού καθώς και απόστασης του συμμετέχοντα από τις κάμερες. Η επιλογή χρήσης δύο καμερών έγινε έτσι ώστε να καταστεί δυνατή η εξέταση της σημαντικότητας παραμέτρων όπως ο αριθμός των frames/second καθώς και η ανάλυση του video, στην ακρίβεια των μετρήσεων των ιατρικών παραμέτρων μέσω του επεμβατικού PPG σήματος. Έτσι οι δύο αυτές διαφορετικές κάμερες κατέγραφαν ταυτόχρονα video 60 δευτερολέπτων, με διαφορετικές μεταξύ τους ρυθμίσεις ανάλυσης του video καθώς και ρυθμού των frames.

Κατά την λήψη των μετρήσεων, το πρώτο βήμα της διαδικασίας ήταν η ενημέρωση του συμμετέχοντα για το σενάριο της διαδικασίας αυτής. Κατόπιν του ζητούνταν η ενυπόγραφη συμφωνία εκ μέρους του για συμμετοχή στο πείραμα. Για το σκοπό αυτό δινόταν στον



Σχήμα 4.1: Σχέδιο διεξαγωγής πειράματος

συμμετέχοντα ένα έντυπο ενημέρωσης και συναίνεσης το οποίο και παρατίθεται στο Παράρτημα [A](#). Λόγω της λήψης ευαίσθητων ιατρικών δεδομένων από τους συμμετέχοντες, κρίθηκε απαραίτητη η αίτηση και απόκτηση άδειας έγκρισης της διαδικασίας από την επιτροπή βιοηθικής του ΕΚΕΦΕ Δημόκριτος ή οποία και παρατίθεται στο Παράρτημα [B](#).

Το σενάριο που ακολουθήθηκε για την λήψη των δεδομένων αποτελούταν από την πραγματοποίηση τριών καταγραφών video και σήματος PPG μέσω του οξυμέτρου Nonin-Χrod. Πιο συγκεκριμένα είχαμε:

- Καταγραφή video διάρκειας 60 δευτερολέπτων και PPG σήματος, με τον συμμετέχοντα να παραμένει σταθερός και να κοιτάζει τις κάμερες καθ όλη την διάρκεια
- Καταγραφή δεύτερου video 60 δευτερολέπτων και αντίστοιχου PPG σήματος, ζητώντας από τον συμμετέχοντα να κάνει με το κεφάλι του αργές και περιοδικές κινήσεις δεξιά προς αριστερά και το αντίθετο.

Μη Επεμβατική Εξαγωγή σήματος PPG και ρυθμού καρδιάς με χρήση video

- Καταγραφή του τρίτου video διάρκειας 60 δευτερολέπτων κατά το οποίο ο συμμετέχοντας μπορούσε να κάνει τυχαίες κινήσεις οι οποίες να προσομοιώνουν καθημερινές διαδικασίες που κάνει ένας άνθρωπος στον καθρέφτη του μπάνιου (όπως πχ. πλύσιμο δοντιών, χτένισμα κτλ.)
- Λήψη δύο μετρήσεων της αρτηριακής πίεσης μέσω ηλεκτρονικού πιεσόμετρου

Ο σκοπός της καταγραφής των video αυτών εντάσσεται στις ανάγκες του ερευνητικού προγράμματος USEFIL του ΕΚΕΦΕ Δημόκριτος, το οποίο έχει ως στόχο την υλοποίηση συστήματος μη επεμβατικής καταγραφής φυσιολογικών παραμέτρων, ενσωματωμένου στον καθρέφτη του μπάνιου. Έτσι ενώ στα πλαίσια της παρούσας διπλωματικής εργασίας χρησιμοποιήσαμε τα video στα οποία ο συμμετέχοντας παρέμενε σταθερός, υπήρχε η ανάγκη πραγματοποίησης μετρήσεων με σκοπό τη χρήση αυτών για την ανάπτυξη του συστήματος που προαναφέρθηκε.

## 4.2 Τεχνολογικός Εξοπλισμός που χρησιμοποιήθηκε

Το πρώτο στάδιο προετοιμασίας της πειραματικής διαδικασίας συλλογής των δεδομένων, περιλάμβανε την επιλογή του κατάλληλου και αξιόπιστου αισθητήρα λήψης του σήματος PPG. Η επιθυμητή ιδιότητα του συγκεκριμένου οργάνου μέτρησης ήταν η δυνατότητα λήψης αξιόπιστου σήματος PPG και η διάθεση αυτού στους χρήστες. Καθώς τα περισσότερα όργανα λήψης αυτού του είδους, παρέχουν στον χρήστη τις τιμές των παραμέτρων που υπολογίζουν από το σήμα PPG, και όχι το ακατέργαστο αυτό σήμα, η διαδικασία εύρεσης του ήταν αρκετά δύσκολη. Μέτα από έρευνα αγοράς επιλέχθηκε προς χρησιμοποίηση το οξύμετρο της εταιρείας Nonin Χrod το οποίο φαίνεται στην εικόνα 4.2. Στην συνέχεια παρατίθενται τα τεχνικά χαρακτηριστικά του συγκεκριμένου οξύμετρου.

### 4.2.1 Οξύμετρο Nonin-Χrod

Για την διεκπεραίωση της πειραματικής διαδικασίας χρησιμοποιήθηκε το οξύμετρο Nonin-Χrod LP3012 (Σχήμα 4.2). Το οξύμετρο αυτό συνδέεται μέσω σειριακής θύρας (USB) και mini-USB (Σχήμα 4.3) με ηλεκτρονικό υπολογιστή, από όπου τροφοδοτείται με ρεύμα, ενώ παράλληλα μεταφέρει τα δεδομένα προς αποθήκευση και επεξεργασία.

Το Nonin Χrod παρέχει μετρήσεις υψηλής ακρίβειας και είναι κλινικά εγκεκριμένο. Επιπλέον, απαιτεί εξαιρετικά χαμηλή κατανάλωση ενέργειας, προσφέρει σε ψηφιακή έξοδο το PPG σήμα, ενώ είναι ικανό να πραγματοποιήσει μετρήσεις και λήψεις σε πολύ ασθενή

Μη Επεμβατική Εξαγωγή σήματος PPG και ρυθμού καρδιάς με χρήση video



Σχήμα 4.2: Nonin Xpod 3012LP

σήματα, ή και με παρουσία θορύβου λόγω κίνησης. Οι αισθητήρες που μπορεί να χρησιμοποιήσει το Nonin Xpod (Σχήμα 4.4) εκπέμπουν ακτινοβολία στο ερυθρό και πιο συγκεκριμένα στα 660nm με μέγιστη κατανάλωση ισχύος 0.8mW κατά μέσο όρο, και ένα μήκος κύματος στο υπέρυθρο φάσμα, στα 910nm, και με μέγιστη κατανάλωση τα 1.2mW.

Για την μέτρηση του κορεσμού του οξυγόνου, χρησιμοποιεί κλίμακα 0 - 100%, ενώ μετράει τους παλμούς της καρδιάς με ικανότητα λήψης από 18 έως 321 παλμούς/λεπτό. Επιπλέον είναι δυνατόν να λειτουργήσει αξιόπιστα σε θερμοκρασίες περιβάλλοντος από 0° έως 40°. Το καλώδιο του οξυμέτρου έχει περίπου 1 μέτρο μήκος ενώ το βάρος του είναι περίπου ίσον με 75 γραμμάρια.



Σχήμα 4.3: Θύρες σύνδεσης του Nonin-Xpod

Το οξύμετρο Nonin Xpod ,παρέχει τη δυνατότητα τεσσάρων διαφορετικών μορφών δεδομένων (data format) στην έξοδο του. Η επιλογή μεταξύ των διαφορετικών αυτών τύπων μπορεί να γίνει :



Σχήμα 4.4: Αισθητήρας του Nonin-Χpod

- **Σε επίπεδο υλικού (hardware)** : Για την επιλογή μεταξύ των διαφορετικών μορφών δεδομένων εξόδου μέσω υλικού, χρειάζεται να τοποθετηθεί μια αντίσταση μεταξύ της σειριακής εισόδου και της γείωσης του κόμβου σύνδεσης. Στον πίνακα 4.1 που ακολουθεί φαίνονται οι διάφορες τιμές αντίστασης που αντιστοιχούν στις διάφορες μορφές δεδομένων.
- **Σε επίπεδο λογισμικού (software)**: Για την επιλογή της μορφής δεδομένων εξόδου μέσω λογισμικού, χρειάζεται η αποστολή ενός πακέτου από 3 bytes εντός ενός δευτερολέπτου από την σύνδεση σε λειτουργία του Χpod. Το byte που πρέπει να σταλεί για την έναρξη της επικοινωνίας μεταξύ του οξυμέτρου και του υπολογιστή είναι ο κωδικός ASCII του γράμματος *S* ο οποίος είναι ο αριθμός 53. Το byte είναι αυτό που καθορίζει τον επιλεγθέντα τύπο δεδομένων (πίνακας 4.2), ενώ το τρίτο byte ισούται με το άθροισμα των δύο προηγούμενων byte και χρησιμοποιείται για λόγους επαλήθευσης (checksum) της ορθότητας της μετάδοσης των πακέτων.

#### 4.2.1.1 Μορφές δεδομένων

Όπως παρουσιάστηκε και στον πίνακα 4.1 το οξύμετρο Nonin-Χpod είναι δυνατόν να παρέχει δεδομένα σε 4 διαφορετικούς τύπους. Στη συνέχεια ακολουθούν τα χαρακτηριστικά καθενός από αυτούς τους τύπους:

Μορφή Δεδομένων Εξόδου	Ρυθμός Μετάδοσης Δεδομένων	Τιμή αντίστασης(Ohms)
Μορφή 1	3 bytes/1 φορά ανά δευτ.	Μικρότερο ή ισόν από 626
Μορφή 2	5 bytes/75 φορές ανά δευτ.	8.2K +-5%
Μορφή 7	5 bytes/75 φορές ανά δευτ.	4.3K +-5%
Μορφή 8	4 bytes/1 φορά ανά δευτ.	22K +-5%

Πίνακας 4.1: Μορφές δεδομένων /επιλογή μέσω hardware

Μορφή Δεδομένων Εξόδου	Αντίστοιχο 2ο Byte(Hex τιμή)
Μορφή 1	01
Μορφή 2	02
Μορφή 7	07
Μορφή 8	08

Πίνακας 4.2: Μορφές δεδομένων /επιλογή μέσω software

- **Τύπος δεδομένων 1** : Κατά τον τύπο δεδομένων αυτόν, πραγματοποιείται μετάδοση ενός πακέτου ανα δευτερόλεπτο. Κάθε πακέτο αποτελείται από 3 bytes. Το πρώτο byte περιέχει bits τα οποία σχετίζονται με την σηματοδosis μεταξύ του οξυμέτρου και του υπολογιστή (απώλεια επαφής κ.α). Στο δεύτερο byte εμπεριέχεται ο ρυθμός της καρδιάς, ενώ στο 3 byte η τιμή του δείκτη  $SP0_2$  που αναφέρεται στο ποσοστό κορεσμού του οξυγόνου στο αίμα.
- **Τύπος δεδομένων 2** : Στον τύπο δεδομένων 2 έχουμε μετάδοση πακέτων τα οποία εμπεριέχουν 2 υπό-πακέτα (frames). Κάθε frame αποτελείται από 5 bytes στα οποία μεταδίδονται: το σήμα πληθυσμογραφίας, οι τιμές του δείκτη  $SP0_2$ , οι τιμές του ρυθμού καρδιάς, και bytes σηματοδosis και ελέγχου. Κάθε δευτερόλεπτο αποστέλλονται 3 πακέτα.
- **Τύπος δεδομένων 7** : Ο τύπος δεδομένων αυτός αποτελείται από τα ίδια πακέτα του τύπου 2, με την διαφορά πως το σήμα πληθυσμογραφίας μεταδίδεται με ακρίβεια 2 bytes αντί για 1. Η επιπλέον αυτή ακρίβεια στην αναπαράσταση του σήματος PPG ήταν και ο λόγος που επιλέχθηκε για τα πειράματά μας ο συγκεκριμένος τύπος.
- **Τύπος δεδομένων 8**: Με τον συγκεκριμένο τύπο έχουμε αποστολή πακέτων απο bytes. Το πρώτο και το τελευταίο byte σχετίζονται με την κατάσταση της μετάδοσης, το δεύτερο byte μεταφέρει τις τιμές του ρυθμού καρδιάς, και τέλος το 3 byte τις τιμές του  $SP0_2$ .



Μη Επεμβατική Εξαγωγή σήματος PPG και ρυθμού καρδιάς με χρήση video

## 4.2.2 Web-κάμερες

Οι κάμερες που χρησιμοποιήθηκαν για την καταγραφή των video ήταν:

- Η web-κάμερα TurboX FHD-100 (Σχήμα 4.6). Η συγκεκριμένη κάμερα έχει τη δυνατότητα καταγραφής high definition video (ανάλυση  $1920 \times 1080p$ ).
- Η web-κάμερα Logitech έχει τη δυνατότητα καταγραφής video ανάλυσης  $1280 \times 720p$ .



---

Σχήμα 4.5: Η web-κάμερα TurboX



---

Σχήμα 4.6: Η web-κάμερα Logitech

## 4.2.3 Φορητοί Η/Υ

Οι φορητοί υπολογιστές που χρησιμοποιήθηκαν ήταν :

- **ASUS-K53SV** : Ο υπολογιστής αυτός (4.7) έχει επεξεργαστή Intel Core i5, μνήμη RAM DDR3 4GByte, και κάρτα γραφικών NVIDIA GT540M. Το λειτουργικό σύστημα

Μη Επεμβατική Εξαγωγή σήματος PPG και ρυθμού καρδιάς με χρήση video

το οποίο χρησιμοποιούσε κατά τη διάρκεια πραγματοποίησης των μετρήσεων ήταν τα Linux Ubuntu 12.04.

- **Fujitsu Siemens Lifebook T4010:** Ο συγκεκριμένος mini-φορητός υπολογιστής ( 4.8) έχει επεξεργαστή Intel Celeron M360, μνήμη RAM DDR33 512MByte, κάρτα γραφικών Intel 855 GME ενώ έχει και δυνατότητα χρήσης ως tablet με την οθόνη αφής που διαθέτει. Και σε αυτόν τον φορητό υπολογιστή έτρεχαν Linux Ubuntu 12.04 κατά τη διάρκεια της συλλογής των δεδομένων.



---

Σχήμα 4.7: Ο Φορητός υπολογιστής ASUS K53SV που χρησιμοποιήθηκε

### 4.3 Ανάπτυξη λογισμικού

Για την διεξαγωγή της πειραματικής διαδικασίας συλλογής των δεδομένων αναπτύχθηκε κώδικας στην γλώσσα προγραμματισμού C++. Οι λειτουργίες για τις οποίες χρειάστηκε η ανάπτυξη αυτού μπορούν να συνοψιστούν ως εξής:

- **Επικοινωνία του οξυμέτρου Nonin-Chrod με τον φορητό υπολογιστή K53SV μέσω της θύρας usb.**
- **Επικοινωνία μεταξύ των δυο φορητών υπολογιστών μέσω του μεταγωγέα για τον συγχρονισμό της καταγραφής των video.**
- **Καταγραφή των video από τις δυο web-κάμερες Turbox και Logitech.**



Σχήμα 4.8: Ο Φορητός υπολογιστής Fujitsu Siemens Lifebook T41010

- **Αποθήκευση και κατάλληλη αρχειοθέτηση του συνόλου των δεδομένων.**

#### **4.3.1 Επικοινωνία οξυμέτρου Nonin-Chrod με τον φορητό υπολογιστή Asus K53SV**

Για την σύνδεση και τη μετάδοση των δεδομένων υπό μορφή πακέτων από το οξύμετρο Nonin-Chrod προς τον φορητό υπολογιστή Asus K53SV (Σχήμα 4.7) ο οποίος χρησιμοποίησε ως λειτουργικό σύστημα τα Linux Ubuntu 12.04, απαραίτητη ήταν η ανάπτυξη του προγράμματος οδήγησής (driver) αυτού. Το πρόγραμμα αυτό είχε ως σκοπό να καταστήσει δυνατή την επικοινωνία μεταξύ του φορητού υπολογιστή προς το οξύμετρο Nonin-Chrod. Πιο συγκεκριμένα, μέσω αυτού του προγράμματος ο φορητός υπολογιστής έστειλε προς το Nonin Chrod τα πακέτα εκείνα σηματοδοσίας που χρειάζονταν έτσι ώστε αυτό να ξεκινήσει ή να σταματήσει την καταγραφή. Από την άλλη μεριά, έδινε την δυνατότητα στον φορητό υπολογιστή να αναγνωρίζει τα πακέτα δεδομένων αλλά και σηματοδοσίας που έστειλε το οξύμετρο προς αυτόν, καθώς και να τα αποθηκεύει.

#### **4.3.2 Επικοινωνία μεταξύ των δυο φορητών υπολογιστών**

Η συγκεκριμένη λειτουργία απαιτούνταν λόγω της ανάγκης συγχρονισμού των καταγραφών των video των δύο καμερών οι οποίες ήταν συνδεδεμένες με τους φορητούς υπολογιστές (η Logitech συνδεόταν με τον ASUS K53SV ενώ η Turbox με το Fujitsu Siemens). Η ανάγκη αυτή προέκυπτε από τον επιθυμητό συγχρονισμό μεταξύ των μετρήσεων μέσω του οξυμέτρου του Nonin-Chrod, και των καταγραφών των video μέσω των δύο καμερών.

Μη Επεμβατική Εξαγωγή σήματος PPG και ρυθμού καρδιάς με χρήση video

Ο συγχρονισμός αυτός ήταν απαραίτητος για την μετέπειτα αξιολόγηση των αποτελεσμάτων όσον αφορά την εκτίμηση του PPG σήματος και της παραμέτρου του ρυθμού καρδιάς, μέσω του video και τις αντίστοιχες και χρονικά ταυτόσημες ακριβείς μετρήσεις που μας παρείχε το Nonin-Χrod.

Η επικοινωνία αυτή μεταξύ των δύο φορητών υπολογιστών πραγματοποιήθηκε μέσω σύνδεσης ethernet και με τη μεσολάβηση του μεταγωγέα Broadcom. Το λογισμικό που αναπτύχθηκε υλοποιούσε την σχέση αφέντη-σκλάβου (Master-slave) μεταξύ των δύο υπολογιστών. Πιο συγκεκριμένα, το πρόγραμμα εκκινούσε και στους δύο υπολογιστές και σταματούσε σε μια κατάσταση αναμονής. Κατόπιν ο υπολογιστής αφέντης (ASUS-K53SV) έστελνε μετά από απαιτούμενη κατάλληλη είσοδο από τον χρήστη, σήμα στον διασυνδεδεμένο δεύτερο υπολογιστή σκλάβο (Fujitsu Siemens), το οποίο υποδείκνυε την ταυτόχρονη έναρξη της καταγραφής των video. Μετά το τέλος των καταγραφών, ο ASUS-K53SV έστελνε σήμα τερματισμού του προγράμματος στον υπολογιστή σκλάβο.

### **4.3.3 Καταγραφή των video από τις δυο web-κάμερες Turbox και Logitech**

Κατάλληλο λογισμικό αναπτύχθηκε και για την καταγραφή των video μέσω των δύο καμερών. Για το σκοπό αυτό χρησιμοποιήθηκε κατάλληλη βιβλιοθήκη της C++ (libavcodec-GNU). Το λογισμικό αυτό είχε ως σκοπό να καταστήσει δυνατή την επικοινωνία και διαχείριση των καμερών μέσω του λειτουργικού συστήματος των δύο φορητών υπολογιστών (Linux Ubuntu 12.04). Επιπλέον ρύθμιζε παραμέτρους των video όπως η κωδικοποίηση, η ανάλυση καθώς και ο ρυθμός των κάδρων ανά δευτερόλεπτο (frame rate). Συγκεκριμένα, οι παράμετροι που επελέγησαν ήταν : κωδικοποίηση mjpeg για τα ζυγά όσον αφορά τον αύξοντα αριθμό του πειράματος video, ενώ επιλέχθηκε να μην γίνει καμία κωδικοποίηση για τα μονά. Ο σκοπός της παραπάνω επιλογής ήταν ο έλεγχος της περίπτωσης μη ύπαρξης απώλειας λόγω κωδικοποίησης. Στην περίπτωση της mjpeg κωδικοποίησης, επιλέχθηκε ανάλυση  $1280 \times 720$  και frame rate 25 για την κάμερα Logitech, και ανάλυση  $1920 \times 1080$  για την κάμερα Turbox με frame rate ίσο με 15. Στην περίπτωση της μη κωδικοποίησης οι τιμές των παραμέτρων αυτών ήταν ανάλυση  $1280 \times 720$  και frame rate ίσο με 8 και για τις δύο κάμερες.

#### **4.3.4 Αποθήκευση και κατάλληλη αρχειοθέτηση του συνόλου των δεδομένων**

Ένα κομμάτι του λογισμικού που αναπτύχθηκε είχε ως στόχο την αποθήκευση και κατάλληλη αρχειοθέτηση των δεδομένων. κώδικας αυτός για κάθε συμμετέχοντα δημιουργούσε ένα φάκελο με όνομα τον αντίστοιχο αύξοντα αριθμό αυτού. Εντός του φακέλου αποθήκευε:

- Τα 3 video που κατεγράφησαν από κάθε κάμερα με τα αντίστοιχα αρχεία logs αυτών όπου αναγραφόταν οι χρονοστιγμές που λαμβάνονταν το κάθε κάδρο.
- Τα 3 αρχεία καταγραφών του PPG σήματος με τα αντίστοιχα αρχεία logs όπου αναγράφονταν οι χρονοστιγμές λήψης του κάθε πακέτου δεδομένων.
- Τα 3 αρχεία καταγραφών των μετρούμενων ζωτικών σημάτων μέσω του Nonin-Χrod (μοφή .csv) και τα αντίστοιχα logs των πακέτων δεδομένων.
- Το αρχείο συμφωνίας (consensus) όπου καταγραφόταν η επιθυμία ή όχι δημοσίευσης σε βάση δεδομένων, των αρχείων καταγραφής.
- Το αρχείο με τις τιμές της μετρούμενης αρτηριακής πίεσης μέσω του πιεσόμετρου που χρησιμοποιήσαμε.



# Κεφάλαιο 5

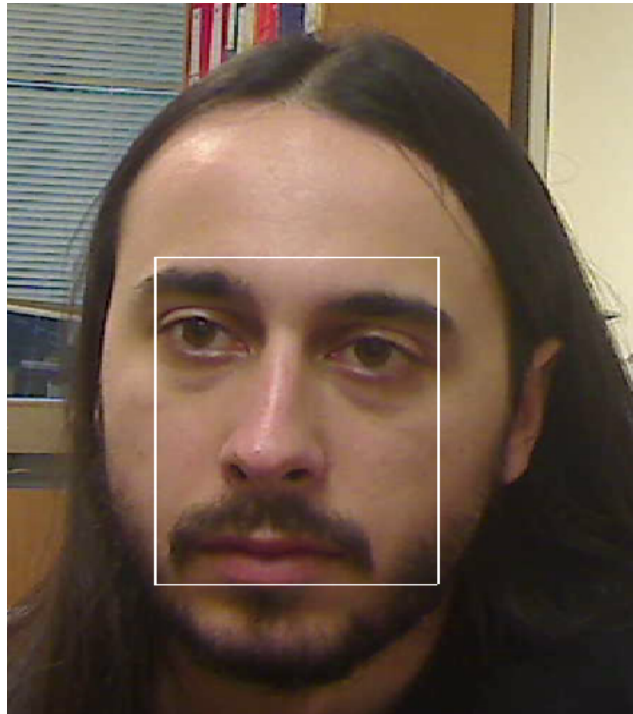
## Αλγόριθμος εξαγωγής σήματος ρυθμού καρδιάς από video προσώπου

### 5.1 Αλγοριθμική διαδικασία επεξεργασίας του PPG σήματος

Στο κεφάλαιο αυτό περιγράφεται η αλγοριθμική διαδικασία που ακολουθήθηκε για την μη επεμβατική λήψη και επεξεργασία του σήματος PPG, μέσω των δύο συμβατικών Web-καμερών, μετά από απομόνωση και παρακολούθηση της συγκεκριμένης περιοχής ενδιαφέροντος του προσώπου. Αναφέρονται αναλυτικά οι διάφορες μέθοδοι που χρησιμοποιήθηκαν σε κάθε βήμα του αλγορίθμου για την εκτίμηση του ρυθμού της καρδιάς. Τα στάδια που ακολουθήθηκαν για την εκτίμηση του ρυθμού καρδιάς κάνοντας χρήση του μη επεμβατικά ληφθέντος σήματος PPG, είναι τα εξής:

- Υπολογισμός μέσου όρου τιμών R, G, B για την περιοχή ενδιαφέροντος ROI (όπως φαίνεται στην εικόνα [5.1](#)) για κάθε ένα κάδρο
- Εφαρμογή αλγορίθμου εξαγωγής/επιλογής χαρακτηριστικών για μετάβαση από τον τρισδιάστατο χώρο (R,G,B) στον μονοδιάστατο.
- Διόρθωση φωτισμού
- Φιλτράρισμα του σήματος με ζωνοπερατό φίλτρο για την διατήρηση των συνιστωσών ενδιαφέροντος (0.4Hz-4Hz)
- Χρήση Μετασχηματισμού Fourier (STFT) για την εκτίμηση της συχνότητας που αντιστοιχεί στον ρυθμό καρδιάς
- Εφαρμογή δυναμικού προγραμματισμού για την βελτιστοποίηση των μεταβολών του ρυθμού καρδιάς

Σχηματικά η συνολική διαδικασία που ακολουθήθηκε φαίνεται στο διάγραμμα [5.2](#).



Σχήμα 5.1: Περιοχή Ενδιαφέροντος

## 5.2 Υπολογισμός μέσης τιμής περιοχής ενδιαφέροντος

Για την μη επεμβατική εξαγωγή του σήματος PPG υπολογίστηκε ο μέσος όρος της περιοχής ενδιαφέροντος (Σχήμα 5.1) σε κάθε κάδρο (frame). Η περιοχή ενδιαφέροντος αποτελείται από το 60% του πλάτους και το 100% της περιοχής που επιστρέφει ο ανιχνευτής προσώπου Shore που χρησιμοποιήσαμε, ως πρόσωπο. Το video που λάβαμε ήταν RGB, και ως εκ τούτου σε κάθε frame οι μέσες τιμές που αντιστοιχούσαν ήταν τρεις (για R,G,B αντίστοιχα). Ο συνολικός αριθμός δειγμάτων ήταν ίσος με το πλήθος των frames στο συνολικό βίντεο. Έστω  $N$  το πλήθος των δειγμάτων, και  $x_{band}(t, i)$ , ( $band = R, G, B$ ) η τιμή του pixel  $i$  για την συχνότητα  $R$ , τη χρονική στιγμή(αριθμό frame)  $t$ . Οι μέσες τιμές του συνόλου των pixel που χρησιμοποιήθηκαν, δίνονται από τη σχέση:

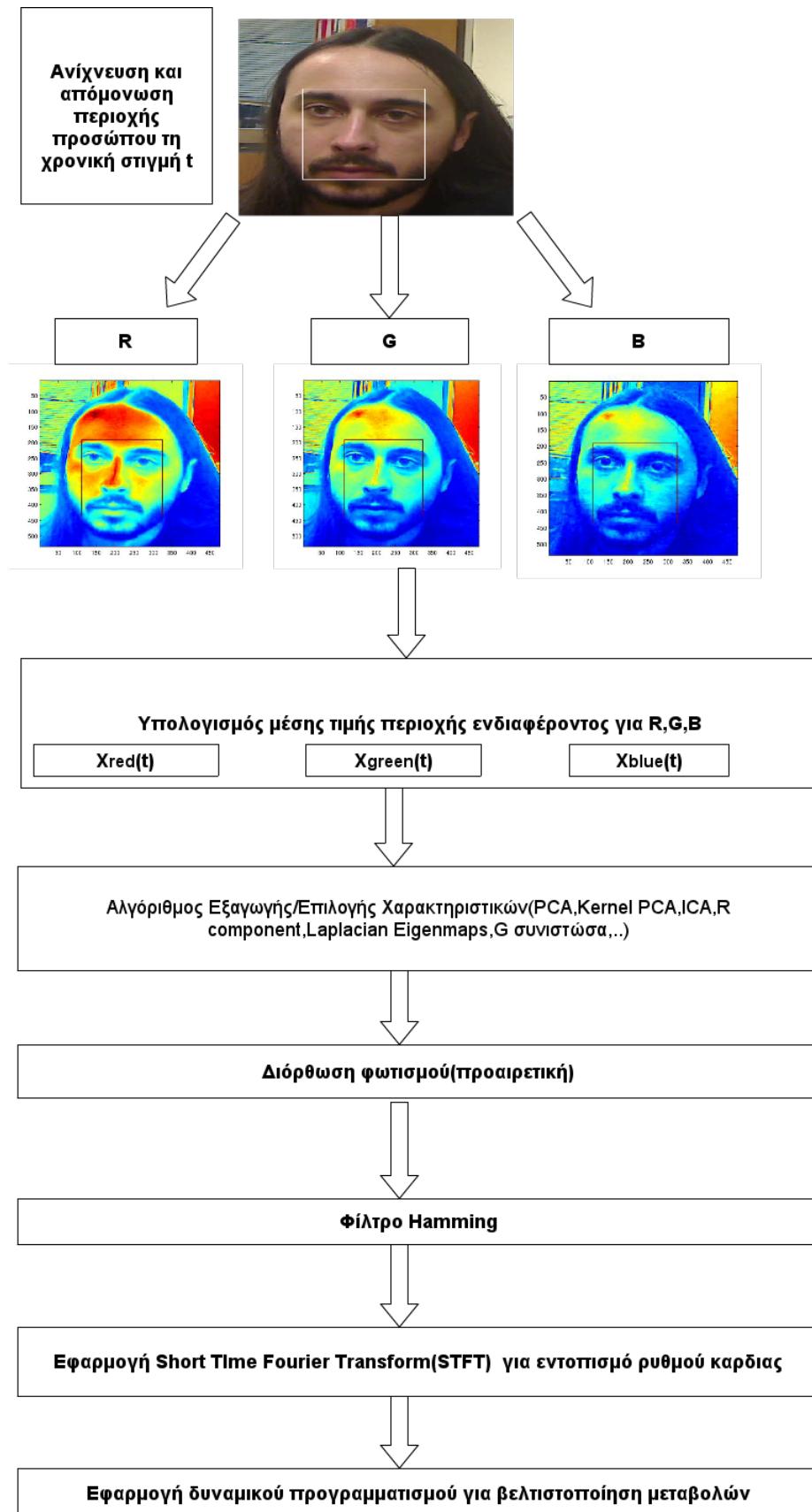
$$x_{band}(t) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_{band}(t, i) \quad (5.1)$$

## 5.3 Μείωση διάστασης του RGB τρισδιάστατου σήματος

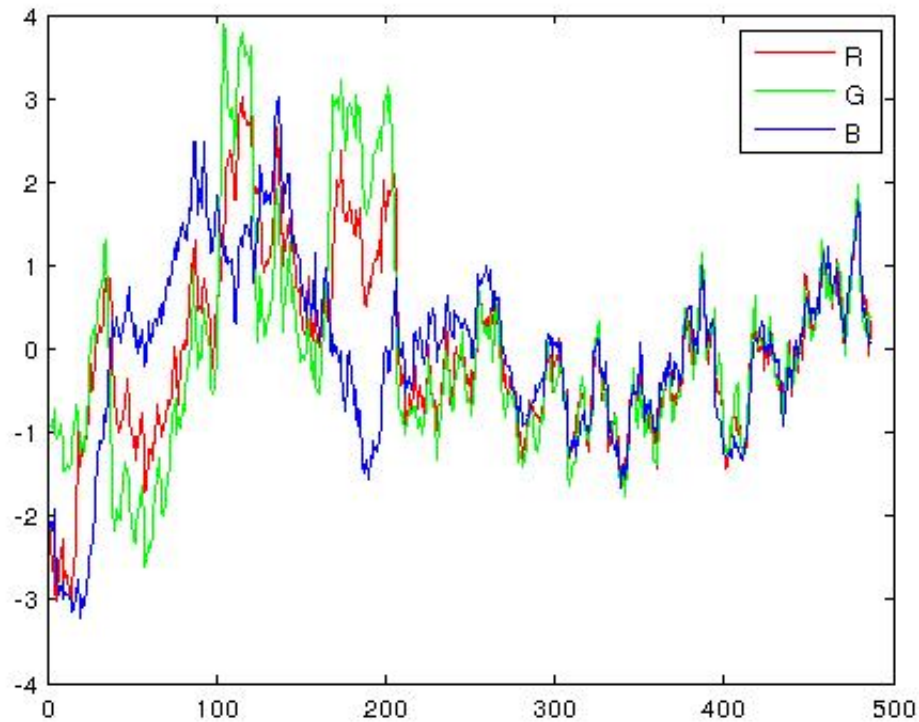
Στην εικόνα 5.3 φαίνεται το αρχικό τρισδιάστατο σήμα R,G,B του οποίου τη διάσταση θέλουμε να μειώσουμε με χρήση αλγόριθμων εξαγωγής ή επιλογής χαρακτηριστικών.



Μη Επεμβατική Εξαγωγή σήματος PPG και ρυθμού καρδιάς με χρήση video



Σχήμα 5.2: Στάδια Αλγοριθμικής διαδικασίας



Σχήμα 5.3: Σήμα RGB που λαμβάνεται από την περιοχή ενδιαφέροντος του προσώπου

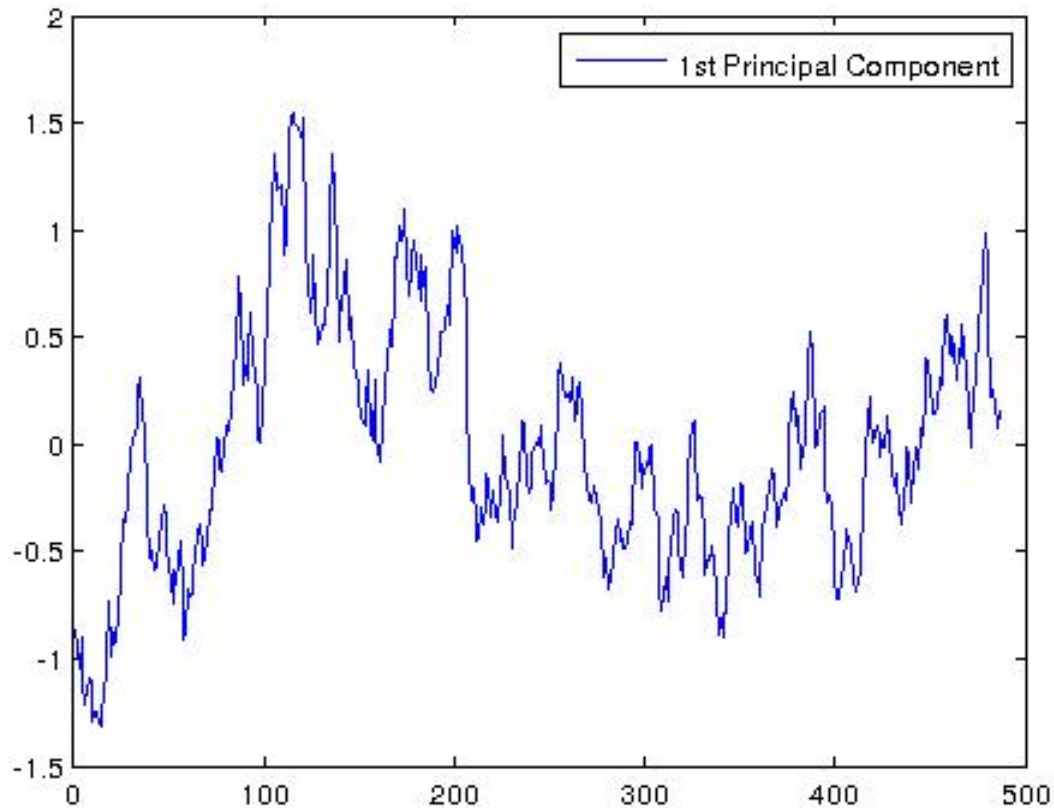
Για την μετασχηματισμό του τρισδιάστατου σήματος RGB σε μονοδιάστατο χώρο, με σκοπό την επίτευξη καλύτερης αναπαράστασης των δεδομένων, χρησιμοποιήθηκαν οι μέθοδοι γραμμικού μετασχηματισμού PCA, ICA και η μη γραμμική τεχνική Laplacian Eigenmaps, οι οποίες αποτέλεσαν τα εργαλεία των αλγορίθμων που έχουν χρησιμοποιηθεί στη βιβλιογραφία για την εφαρμογή μη επεμβατικής φωτοπληθυσμογραφίας. Οι συγκεκριμένες μέθοδοι εφαρμόστηκαν για την σύγκριση των αποτελεσμάτων που προκύπτουν από αυτές, με τα αντίστοιχα της μη γραμμικής τεχνικής Kernel PCA αλλά και της επιλογής της G συνιστώσας, οι οποίες προτάθηκαν στον αλγόριθμο της παρούσας εργασίας. Αναλυτική περιγραφή της θεωρητικής βάσης του συνόλου των μεθόδων αυτών δόθηκε στο υποκεφάλαιο 3.4.

Στο σχήμα 5.4 φαίνεται το μονοδιάστατο σήμα που εξάγαμε με την βοήθεια της PCA. Το σήμα αυτό αντιστοιχεί στην πρώτη κύρια συνιστώσα, στη συνιστώσα δηλαδή με τη μεγαλύτερη ιδιοτιμή. Στο σχήμα 5.5 φαίνεται το αποτέλεσμα (μια ανεξάρτητη συνιστώσα) από την εφαρμογή της ICA με χρήση της τεχνικής JADE, στο αρχικό σήμα μας (Σχήμα 5.3). Η μη γραμμική απεικόνιση που πήραμε με την εφαρμογή της Kernel PCA στα τρισδιάστατα δεδομένα εισόδου μας, είναι το μονοδιάστατο σήμα που φαίνεται στο σχήμα 5.6. Όπου η

Μη Επεμβατική Εξαγωγή σήματος PPG και ρυθμού καρδιάς με χρήση video

παράμετρος  $\gamma$  της μεθόδου (δες υποκεφάλαιο 3.4.4) στην περίπτωση μας ορίστηκε ως  $\gamma =$

1. Στο σχήμα 5.7 φαίνεται το μονοδιάστατο σήμα που δημιουργείται μετά την εφαρμογή



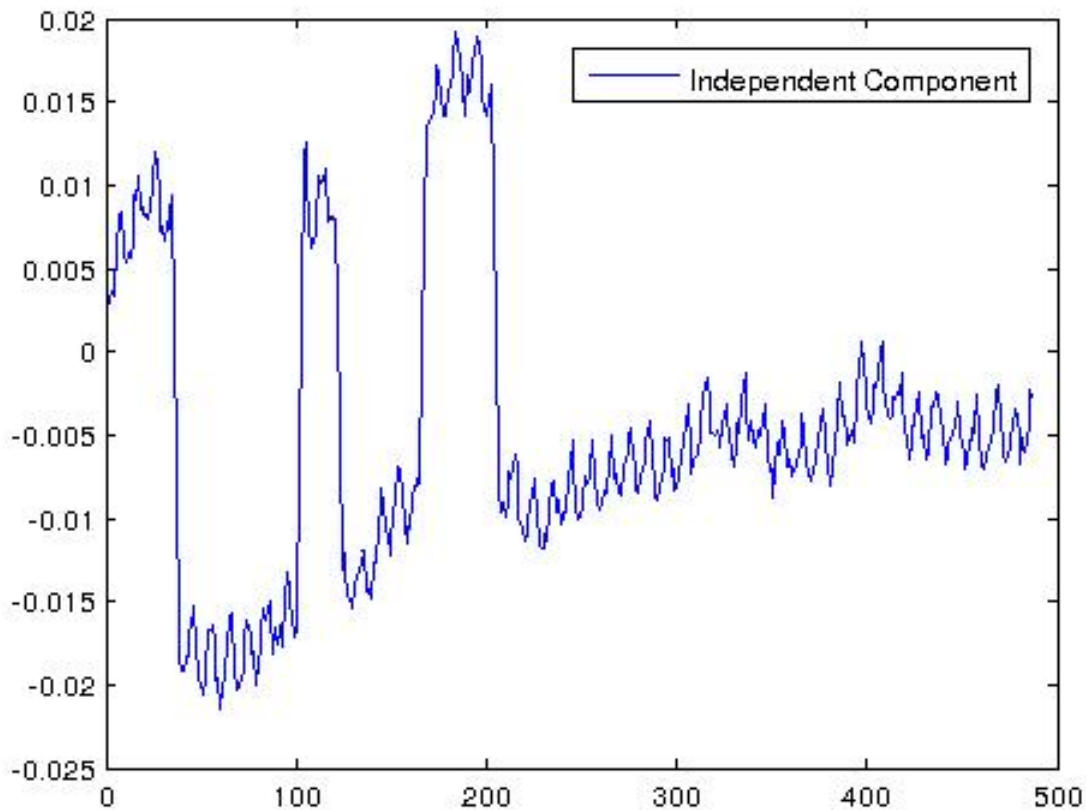
Σχήμα 5.4: 1η Κύρια Συνιστώσα

του αλγορίθμου Laplacian EigenMaps που χρησιμοποιήθηκε για τα RGB δεδομένα του προβλήματος μας.

Όπως προαναφέρθηκε, εκτός από τους αλγορίθμους εξαγωγής χαρακτηριστικών που προαναφέρθηκαν, κατά την εκτέλεση των πειραμάτων μας, πραγματοποιήσαμε επιλογή χαρακτηριστικών, επιλέγοντας να χρησιμοποιήσουμε την G συνιστώσα του RGB τρισδιάστατου αρχικά σήματος. Η συνιστώσα αυτή φαίνεται στο σχήμα 5.8

## 5.4 Διόρθωση Φωτισμού

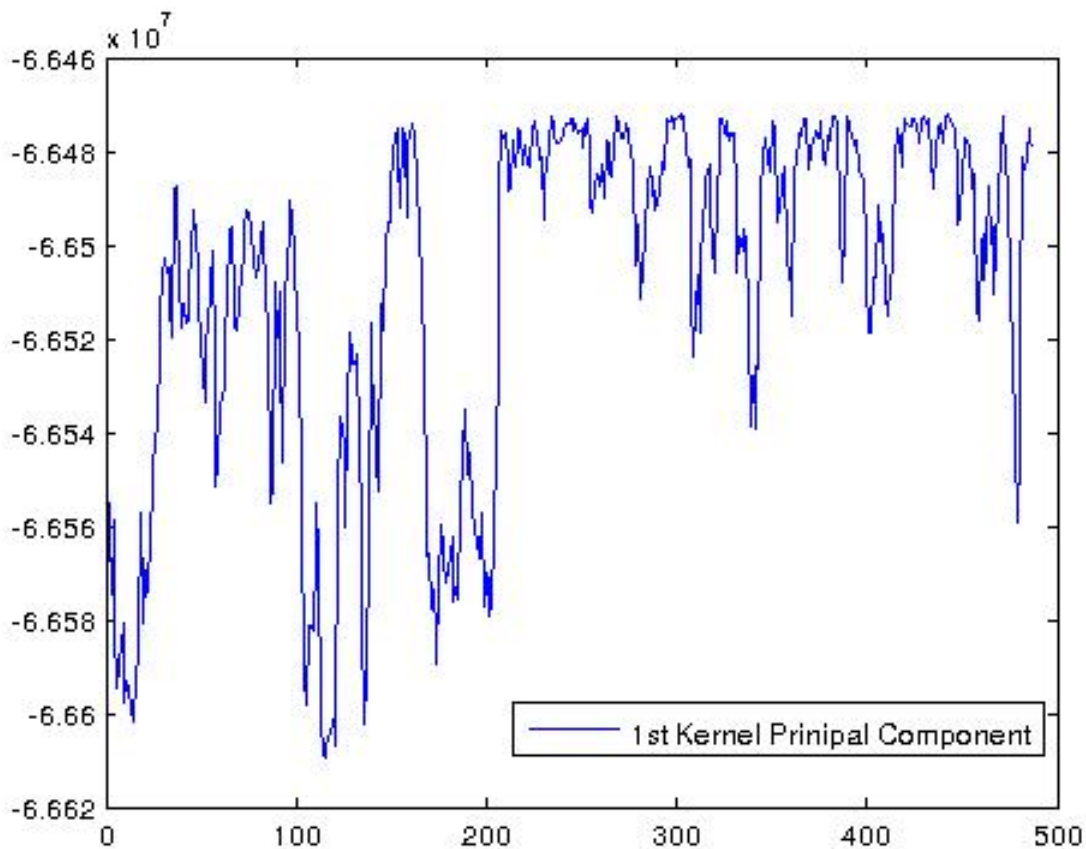
Μια τεχνική που χρησιμοποιήσαμε στα πλαίσια του πειράματος εξαγωγής του ρυθμού της καρδιάς από το video της περιοχής προσώπου στην περιοχή ενδιαφέροντος, είναι η



Σχήμα 5.5: Ανεξάρτητη Συνιστώσα

διόρθωση φωτισμού. Η λογική της συγκεκριμένης διαδικασίας ήταν η αφαίρεση του θορύβου λόγω μεταβολών στον φωτισμό του περιβάλλοντος στο οποίο διεξαγόταν τα πειράματα, μιας και αυτό δεν ήταν σταθερό όσον αφορά τον εξωτερικό φωτισμό. Σε πολλές περιπτώσεις για παράδειγμα, υπήρχε φυσικός φωτισμός προερχόμενος από παράθυρα.

Για την υλοποίηση της διόρθωσης φωτισμού επιλεγόταν σε κάθε πείραμα τυχαία, μια περιοχή pixels εκτός του προσώπου, και υπολογιζόταν ο μέσος όρος του σήματος RGB της συγκεκριμένης περιοχής με τον ίδιο τρόπο που γινόταν αυτό για την περιοχή ενδιαφέροντος του προσώπου (υπόκεφαλαιο 5.2). Στη συνέχεια, και με τη χρήση της G συνιστώσας του σήματος, που παραγόταν για το σύνολο των frames, υπολογιζόταν ο μετασχηματισμός Fourier αυτού. Για την αφαίρεση των συνιστωσών θορύβου που επήγγε το σήμα αυτό στο επιθυμητό μη επεμβατικά λαμβανόμενο PPG σήμα, πραγματοποιήσαμε αφαίρεση μεταξύ των αντιστοίχων φασματικών συνιστωσών. Έτσι με αυτό τον τρόπο απαλειφόταν οι κοινές συνιστώσες συχνότητας μεταξύ των δύο σημάτων αυτών, οι οποίες και οφειλόταν σε μεταβολές του φωτισμού περιβάλλοντος.



Σχήμα 5.6: Μονοδιάστατο σήμα της Kernel PCA

## 5.5 Ζωνοπερατό φίλτρο

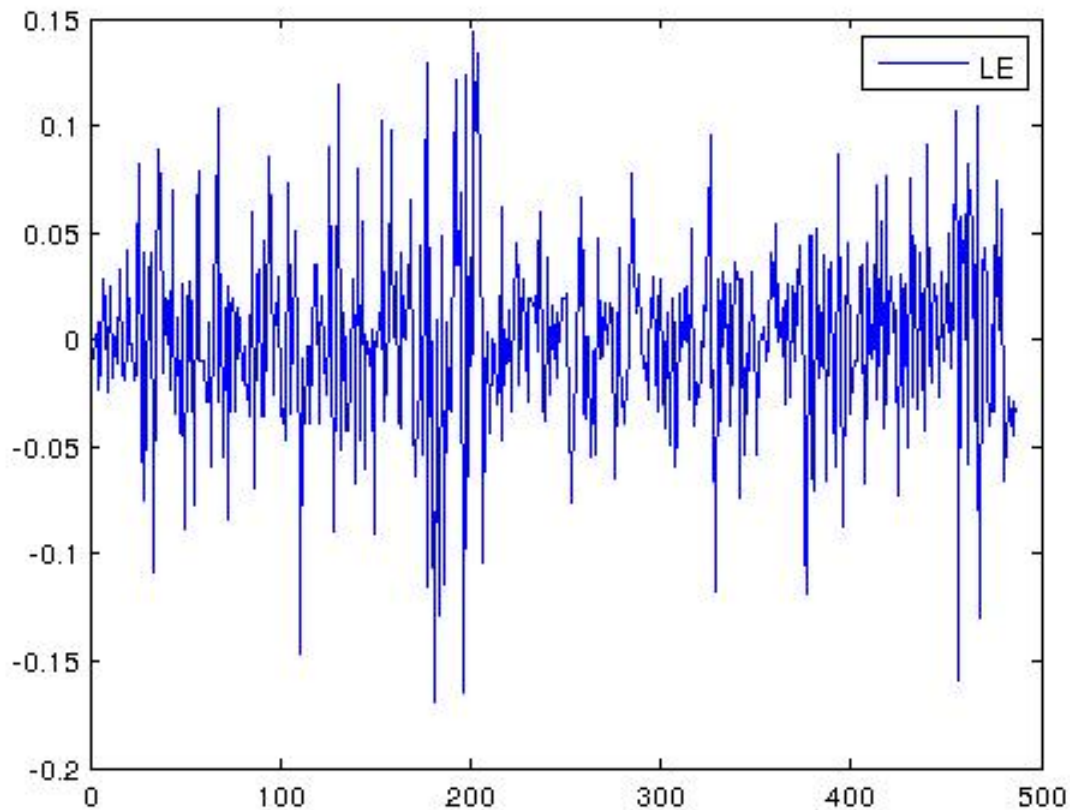
Για την απομόνωση των επιθυμητών συνιστωσών συχνότητας, που στην περίπτωση του σήματος PPG βρίσκονται στο φάσμα μεταξύ  $0.4Hz - 4Hz$  χρησιμοποιήθηκε ένα ζωνοπερατό φίλτρο Hamming 64ης τάξης. Οι συντελεστές του φίλτρου αυτού προκύπτουν από τη σχέση:

$$w(n) = 0.54 - 0.46\cos\left(2\pi\frac{n}{N}\right), 0 \leq n \leq N \quad (5.2)$$

όπου η παράμετρος συμβολίζει την τάξη του φίλτρου. Στο σχήμα 5.9, φαίνεται η απεικόνιση του φίλτρου Hamming 64ης τάξης, στο πεδίο του χρόνου και στο πεδίο της συχνότητας.

## 5.6 Σύντομος Μετασχηματισμός Fourier

Ο σύντομος μετασχηματισμός Fourier (STFT) χρησιμοποιείται για την φασματική απεικόνιση τοπικών τμημάτων σημάτων τα οποία μεταβάλλονται στο χρόνο. Στην περίπτωση

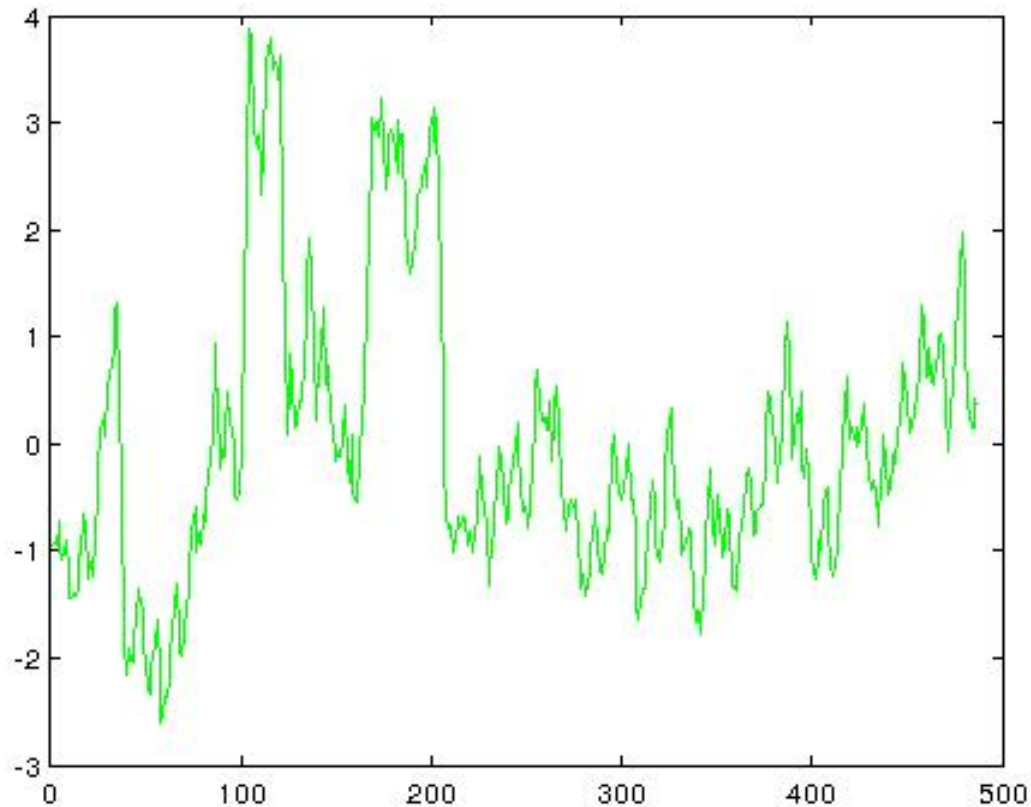


Σχήμα 5.7: Μονοδιάστατο σήμα Laplacian EigenMap

του αλγορίθμου εξαγωγής του ρυθμού καρδιάς, χρησιμοποιήθηκε ο διακριτός σύντομος μετασχηματισμός Fourier (Discrete Time-STFT). Κατά το μετασχηματισμό αυτόν, τα δεδομένα του σήματος στις διάφορες χρονικές στιγμές, χωρίζονται σε τμήματα, και σε κάθε ένα από αυτά τα τμήματα εφαρμόζεται μετασχηματισμός Fourier. Ο μετασχηματισμός αυτός εκφράζεται μαθηματικά ως:

$$STFT\{x[n]\}(m, \omega) \equiv X(m, \omega) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x[n]w[n - m]e^{-j\omega n} \quad (5.3)$$

όπου ως  $x[n]$  συμβολίζεται το δείγμα του σήματος τη χρονική στιγμή  $n$ , ενώ ως  $w[n]$  συμβολίζεται το παράθυρο που χρησιμοποιείται για την απομόνωση των χρονικών τμημάτων του σήματος. Στην διακριτή περίπτωση που εξετάσαμε, το σήμα είναι διακριτό στο πεδίο του



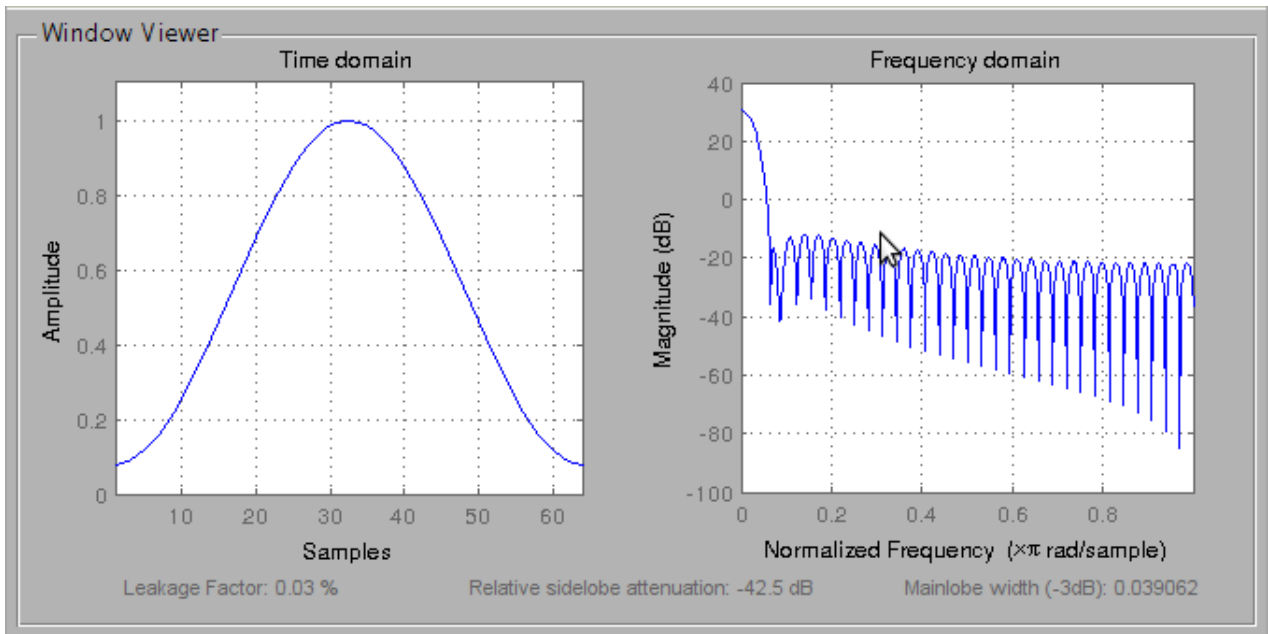
Σχήμα 5.8: G συνιστώσα

χρόνου, κάτι το οποίο συνεπάγεται τη συνέχεια του στο πεδίο της συχνότητας. Το τετράγωνο του πλάτους του STFT οδηγεί στη συνάρτηση φασματογράμματος (spectrogram):

$$\text{spectrogram}\{x(t)\}(\tau, \omega) \equiv \|X(\tau, \omega)\|^2 \quad (5.4)$$

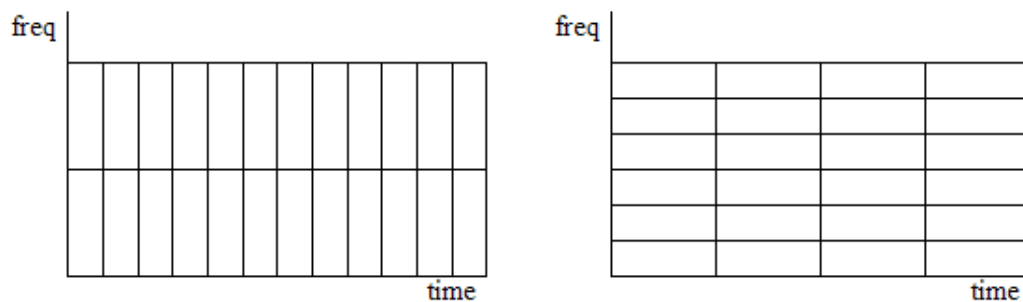
Ο σύντομος μετασχηματισμός Fourier παρουσιάζει περιορισμό όσον αφορά τις δυνατότητες ανάλυσης στο πεδίο του χρόνου και της συχνότητας. Πιο συγκεκριμένα, το πλάτος της συνάρτησης παραθύρου που χρησιμοποιείται για την απομόνωση των τμημάτων του σήματος, καθορίζει την ποιότητα της ανάλυσης στο πεδίο της συχνότητας. Όσο μεγαλύτερο είναι το χρονικό παράθυρο, τόσο καλύτερη είναι η ανάλυση στο πεδίο της συχνότητας ενώ είναι χαμηλή η αντίστοιχη ανάλυση στο πεδίο του χρόνου. Αντίθετα, ένα στενότερο χρονικό παράθυρο, έχει ως αποτέλεσμα καλύτερη χρονική ανάλυση, αλλά χαμηλή ανάλυση συχνότητας. Η ιδιότητα αυτή απεικονίζεται χαρακτηριστικά στην εικόνα 5.10. Ο περιορισμός αυτός της ανάλυσης είναι και ο λόγος που έχουν αναπτυχθεί οι μετασχηματισμοί

Μη Επεμβατική Εξαγωγή σήματος PPG και ρυθμού καρδιάς με χρήση video



Σχήμα 5.9: Παράθυρο Hamming 64ης τάξης. Πεδίο χρόνου (αριστερά) και πεδίου συχνότητας (δεξιά)

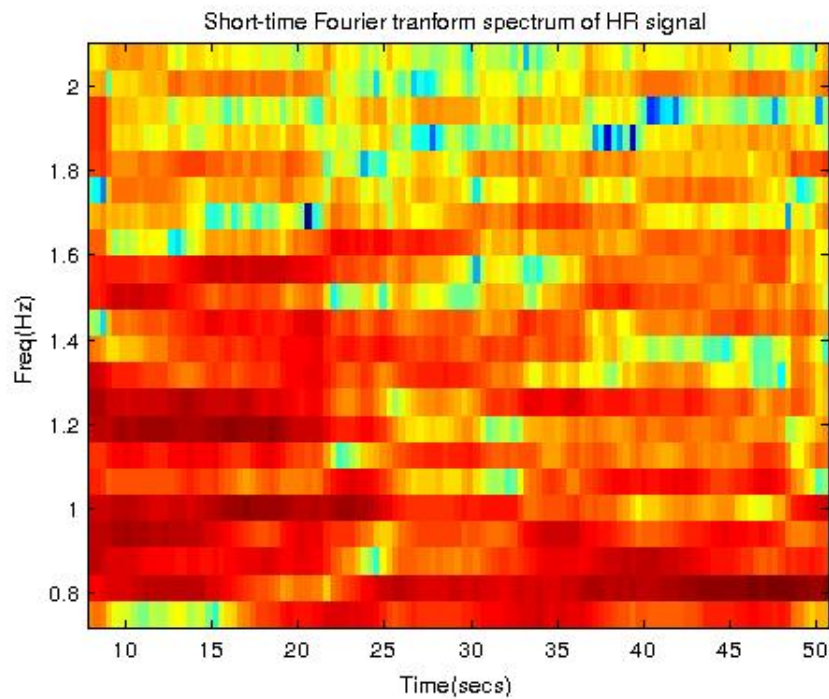
κυματομορφών (wavelet transforms) καθώς και οι μετασχηματισμοί πολλαπλής ανάλυσης (multiresolution analysis).



Σχήμα 5.10: Σύγκριση ανάλυσης STFT στο πεδίο της συχνότητας και στο πεδίο του χρόνου

Η συχνότητα δειγματοληψίας ( $f_s$ ) του σήματος στην περίπτωση μας, ήταν ο ρυθμός των κάδρων ανά δευτερόλεπτο ( $frames/sec$ ) των δύο web-καμερών που χρησιμοποιήθηκαν. Οι συχνότητες αυτές είναι  $8Hz$  στην περίπτωση της Turbox , και  $16Hz$  για την Logitech. Για την διεξαγωγή των πειραμάτων δοκιμάστηκαν διαφορετικού μεγέθους παράθυρα  $w[n]$  για την εξαγωγή του φασματογράμματος. Πιο συγκεκριμένα εξετάστηκαν αριθμοί δειγμάτων ανά χρονικό τμήμα ίσοι με  $N = 8 \times f_s, 16 \times f_s$  και  $32 \times f_s$ . Στο σχήμα 5.11 φαίνεται το φασματόγραμμα του μη επεμβατικά ληφθέντος σήματος PPG.





Σχήμα 5.11: Φασματογράμμα σήματος PPG για εξαγωγή ρυθμού καρδιάς

## 5.7 Εφαρμογή Δυναμικού Προγραμματισμού για Μοντελοποίηση Μεταβολών Ρυθμού Καρδιάς

Στην παρούσα εργασία, χρησιμοποιήθηκε ο δυναμικός προγραμματισμός για την μοντελοποίηση και βελτιστοποίηση των μεταβολών του ρυθμού καρδιάς ως προς το χρόνο. Λαμβάνοντας υπόψιν τη φυσική του προβλήματος η οποία επιβάλλει η μεταβολή του ρυθμού της καρδιάς από δευτερόλεπτο σε δευτερόλεπτο, να περιορίζεται σε ένα όριο ενός αριθμού παλμών, επιχειρήθηκε η βελτιστοποίηση των μεταβολών αυτών και ο αποκλεισμός των περιπτώσεων όπου παρατηρούταν ακραίες μεταβάσεις λόγω θορύβου.

Στις μετρήσεις του πειράματος, πραγματοποιήθηκε καταγραφή για συνολικό χρονικό διάστημα 60 δευτερολέπτων. Για το λόγο αυτό θεωρήσαμε 60 διαφορετικούς κόμβους, οι οποίοι ανταποκρινόταν στην μέτρηση του ρυθμού της καρδιάς σε κάθε δευτερόλεπτο ( $V_1, V_2, \dots, V_{60}$ ). Σύμφωνα με την περιγραφή του δυναμικού προγραμματισμού που δόθηκε στο υποκεφάλαιο 3.5, για την υλοποίηση του αλγορίθμου χρειάζεται η μοντελοποίηση και ο καθορισμός:

- Της συνάρτησης  $V_i(\mu)$  την χρονική στιγμή  $i$  για δεδομένη κατάσταση  $\mu$

Μη Επεμβατική Εξαγωγή σήματος PPG και ρυθμού καρδιάς με χρήση video

- Της συνάρτησης μετάβασης  $f_{ij}$  μεταξύ των διαφορετικών καταστάσεων σε κάθε χρονική στιγμή  $i = 1, 2, \dots, n$
- Της συνάρτησης κόστους η πρέπει να ελαχιστοποιηθεί/μεγιστοποιηθεί για την εύρεση της βέλτιστης διαδρομής.

Στην συνέχεια περιγράφεται η μοντελοποίηση των παραπάνω για το πρόβλημα μας.

- **Καταστάσεις και συνάρτηση κατάστασης  $V_i(\mu)$ :** Ως καταστάσεις σε κάθε χρονική στιγμή  $i = 1, 2, \dots, 60$  ορίστηκαν οι πιθανότητες μέτρησης της συγκεκριμένης τιμής του ρυθμού της καρδιάς τη δεδομένη χρονική στιγμή  $i$ . Για τον προσδιορισμό της πιθανότητας κατάστασης χρησιμοποιήθηκε το φάσμα του σύντομου μετασχηματισμού Fourier. Ο ρυθμός καρδιάς ορίζεται ως :

$$\text{ρυθμός καρδιάς} = 60 \times f_{peak} \quad (5.5)$$

Όπου ως  $f_{peak}$  συμβολίζεται η συνιστώσα συχνότητας στην οποία παρουσιάζεται η μέγιστη ενέργεια. Με τη βοήθεια του φασματογράμματος, το οποίο περιγράφηκε στην προηγούμενη παράγραφο, υπολογίστηκε η φασματική απεικόνιση του σήματος ανά δευτερόλεπτο (60 χρονικές στιγμές). Λόγω του μικρού αριθμού δειγμάτων στο πεδίο του χρόνου (8 δείγματα/sec στην περίπτωση της κάμερας TurboX και 16 δείγματα/sec της κάμερας Logitech) και της κατά συνέπεια χαμηλής ανάλυσης στο πεδίο της συχνότητας, πραγματοποιήθηκε παρεμβολή για την αύξηση των δειγμάτων αυτών σε 200. Με αυτό τον τρόπο κατέστη δυνατή η ανάλυση ανά παλμό όσον αφορά τον ρυθμό της καρδιάς.

Έτσι, κάθε δευτερόλεπτο  $i$  αντιστοιχήθηκε με μια κατάσταση  $\mu$ , την μέτρηση δηλαδή του ρυθμού καρδιάς την χρονική στιγμή  $i$ ,  $V_i(\mu)$ . Για τον υπολογισμό της συνάρτησης κατάστασης, χρησιμοποιήθηκε το φασματόγραμμα. Η συνάρτηση αυτή προσδιορίστηκε ως εξής:

$$\text{Συνάρτηση κατάστασης } V(\mu) = \frac{\text{Ενέργεια Συνιστώσας } \mu}{\text{Μέγιστη εμφανιζόμενη ενέργεια}} \quad (5.6)$$

- **Συνάρτηση Μετάβασης Καταστάσεων:** Για την μοντελοποίηση της συνάρτησης μετάβασης καταστάσεων στην περίπτωση του προβλήματος μας, λήφθηκε υπόψη η φύση του προβλήματος. Συγκεκριμένα, επιχειρήθηκε να ενσωματωθεί στην συνάρτηση αυτή, ο εγγενής περιορισμός που υπάρχει όσον αφορά τις μεταβολές του ρυθμού της καρδιάς ανά δευτερόλεπτο. Έτσι θεωρήθηκε ως συνάρτηση κατάστασης,

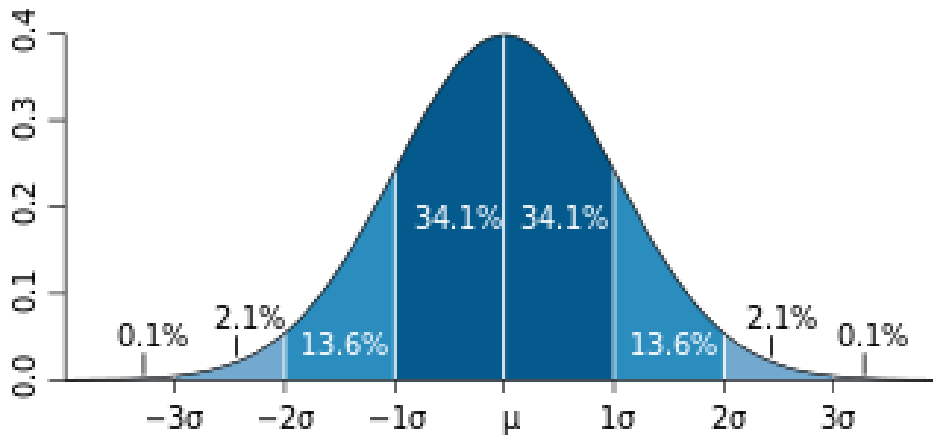
Μη Επεμβατική Εξαγωγή σήματος PPG και ρυθμού καρδιάς με χρήση video

το γινόμενο της κατανομή Gauss με μέση τιμή ( $\mu$ ) τον αντίστοιχο ρυθμό καρδιάς και τυπική απόκλιση ίση με 4 ( $\sigma = 4$ ), με τη συνάρτηση κατάστασης  $V(\mu)$  που περιγράφηκε παραπάνω. Η επιλογή της διακύμανσης επιλέχθηκε θεωρώντας πως για το διάστημα εμπιστοσύνης όπως φαίνεται και στο σχήμα 5.12 ισχύει:

$$\mu - 2\sigma < \text{ρυθμός καρδιάς} < \mu + 2\sigma \approx 99.1\% \quad (5.7)$$

Οι τιμές της συνάρτησης μετάβασης κατάστασης  $f_{ij}$  σύμφωνα με τα παραπάνω, δίνονται με τη βοήθεια της συνάρτησης μάζας πιθανότητας Gauss για μέση τιμή 0 και τυπική απόκλιση  $\sigma = 4$ , υπολογισμένη για την διαφορά των τιμών των καταστάσεων στις αντίστοιχες χρονικές στιγμές  $i, j$ ,  $\mu_i - \mu_j$ :

$$f(\mu_i, \mu_j) = \mathcal{N}((\mu_i - \mu_j) | 0, \sigma) \times V(\mu_j) = \left( \frac{1}{\sigma\sqrt{2\pi}} e^{-\frac{(\mu_i - \mu_j)^2}{2\sigma^2}} \right) \times V(\mu_j) \quad (5.8)$$



Σχήμα 5.12: Διάστημα εμπιστοσύνης Gaussian Κατανομής

- **Συνάρτηση Κόστους:** Ως συνάρτηση κόστους της κατάστασης  $j$  την χρονική στιγμή  $n$  χρησιμοποιήθηκε το γινόμενο που δίνεται από τη σχέση:

$$D_n(\mu_j, V_n(\mu_j)) = D_{max_{n-1}}(\mu_i, V_{n-1}(\mu_i)) \times f_{ij} \quad (5.9)$$

Όπως είναι φανερό, στην περίπτωση μας η συνάρτηση κόστους ταυτίζεται με την πιθανότητα ύπαρξης σε μια κατάσταση, επομένως είναι επιθυμητή η μεγιστοποίηση

Μη Επεμβατική Εξαγωγή σήματος PPG και ρυθμού καρδιάς με χρήση video

και όχι η ελαχιστοποίηση της. Ως  $f_{ij}$  συμβολίζεται η συνάρτηση μετάβασης κατάστασης που δίνεται από τη σχέση 5.8 ενώ ως  $D_{max_{n-1}}(\mu_i, V_{n-1}(\mu_i))$  συμβολίζεται το κόστος της κατάστασης  $\mu_i$  τη χρονική στιγμή  $n - 1$ . Για την εύρεση της βέλτιστης αλληλουχίας μεταβολών, πρέπει να βρεθεί η κατάσταση  $\mu_j$  τη χρονική στιγμή  $n$  η οποία μεγιστοποιεί την συνάρτηση κόστους:

$$(\mu_j)_n = \underset{\mu_j}{\operatorname{argmax}} \{D_n(\mu_j, V_n(\mu_j))\} \quad (5.10)$$

Για την εφαρμογή του αλγορίθμου απαιτείται η αρχικοποίηση

$$D_1(\mu_1, V(\mu_1)) = V(\mu_1), \text{ , όπου } \mu_1 = \underset{\mu}{\operatorname{argmax}} V(\mu)$$

. Ο παραπάνω αλγόριθμος εφαρμόστηκε για τις διαφορετικές μεθόδους μείωσης διάστασης που αναφέρθηκαν αλλά και άλλες παραμετροποιήσεις, και τα αποτελέσματα παρατίθενται στο επόμενο κεφάλαιο.

# Κεφάλαιο 6

## Αποτελέσματα

### 6.1 Μετρικές Σχέσεις

Για την αξιολόγηση της αλγοριθμικής διαδικασίας που αναπτύχθηκε, χρησιμοποιήσαμε δύο μετρικές σχέσεις:

- Την απόλυτη τιμή της διαφοράς μεταξύ των μέσων τιμών του ρυθμού της καρδιάς που υπολογίστηκε μη επεμβατικά από τον αλγόριθμο για το σύνολο της διάρκειας των 60 δευτερολέπτων, με την αντίστοιχη μέση τιμή αλήθειας που λάβαμε από τον οξύμετρο Nonin-Χrod. Η σχέση για τον συγκεκριμένο τύπο σφάλματος είναι:

$$Error_a = \|\widetilde{HR}_{nonin} - \widetilde{HR}_{video}\| \quad (6.1)$$

Όπου ως  $\widetilde{HR}_{nonin}$  συμβολίζεται η μέση τιμή του ρυθμού καρδιάς όπως αυτή μετρήθηκε από το οξύμετρο Nonin-Χrod, ενώ ως  $\widetilde{HR}_{video}$  αναπαριστάται η μέση τιμή που εκτιμήθηκε μέσω της επεξεργασίας του video και της περιοχής ενδιαφέροντος του προσώπου.

- Την μέση τιμή της απόλυτη τιμής της διαφοράς μεταξύ των δύο ρυθμών καρδιάς ανά δευτερόλεπτο μέτρησης. Η σχέση από την οποία ορίζεται το συγκεκριμένο σφάλμα είναι:

$$Error_b = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \|HR_{nonin}^i - HR_{video}^i\| \quad (6.2)$$

Όπου ως  $HR_{nonin}^i, HR_{video}^i$  συμβολίζονται οι εκτιμώμενες τιμές ρυθμού καρδιάς του οξύμετρου και μέσω του video αντίστοιχα, τη χρονική στιγμή  $i$ .

### 6.2 Πειράματα

Για την εξέταση της απόδοσης του αλγορίθμου που υλοποιήθηκε, πραγματοποιήθηκε αριθμός πειραμάτων με διαφορετικές παραμετροποιήσεις στα διάφορα στάδια της αλγοριθμικής διαδικασίας που περιγράφηκε αναλυτικά στο Κεφάλαιο 5. Πιο συγκεκριμένα, πραγματοποιήθηκαν πειράματα και συγκρίθηκε η απόδοση της εκτίμησης του ρυθμού

Μη Επεμβατική Εξαγωγή σήματος PPG και ρυθμού καρδιάς με χρήση video

Πείραμα	Αλγόριθμος Εξαγωγής-Επιλογής Χαρ/κών	Χρονικό παράθυρο STFT	Δυναμικός προγραμματισμός	Φίλτρο Hamming
A	PCA	16sec	✓	✓
B	ICA	16sec	✓	✓
C	Kernel PCA	16sec	✓	✓
D	G συνιστώσα	16sec	✓	✓
E	Laplacian EigenMaps	16sec	✓	✓
F	G συνιστώσα	32sec	✓	✓
G	G συνιστώσα	16sec	×	×
H	G συνιστώσα	16sec	×	✓

Πίνακας 6.1: Σύνολο Πειραμάτων

καρδιάς για διαφοροποιήσεις ως προς:

- Τον αλγόριθμο εξαγωγής/επιλογής χαρακτηριστικών που χρησιμοποιήθηκε
- Την χρήση φίλτρου Hamming
- Το χρονικό παράθυρο του σύντομου μετασχηματισμού Fourier (STFT)
- Την χρήση δυναμικού προγραμματισμού

Στον πίνακα 6.7 παρουσιάζεται το σύνολο των πειραμάτων που πραγματοποιήθηκαν και οι παραμετροποιήσεις αυτών.

Στον πίνακα 6.2 φαίνονται οι τιμές αλήθειας (τιμές οξυμέτρου Nonin Xpod) του ρυθμού καρδιάς καθώς και της μέσης τυπικής απόκλισης αυτού στα 60 δευτερόλεπτα της διάρκειας της καταγραφής.

### 6.3 Παρουσίαση αποτελεσμάτων

Στο συνέχεια παρουσιάζεται αναλυτικά το σύνολο των αποτελεσμάτων που παρήχθησαν από την εφαρμογή της αλγοριθμικής διαδικασίας που περιγράφηκε στο προηγούμενο κεφάλαιο. Για την εφαρμογή του αλγορίθμου χρησιμοποιήθηκε μέρος των δεδομένων που ελήφθησαν κατά την διαδικασία της συλλογής. Από το σύνολο των 62 δειγμάτων που πραγματοποιήθηκαν, χρησιμοποιήσαμε τα 41. Τα κριτήρια επιλογής των 41 αυτών δειγμάτων ήταν η εγκυρότητα του συνόλου των μετρήσεων τόσο όσον αφορά την λειτουργία του αλγορίθμου εντοπισμού και απομόνωσης της περιοχής ενδιαφέροντος του προσώπου, όσον και τις έγκυρες καταγραφές του σήματος PPG αλήθειας με την βοήθεια του οξυμέτρου Nonin-Xpod.

Μη Επεμβατική Εξαγωγή σήματος PPG και ρυθμού καρδιάς με χρήση video

α/α	Μέση τιμή Ρυθμού καρδιάς (Nonin Χρον)	Μέση τιμή Τυπικής απόκλισης	α/α	Μέση τιμή Ρυθμού καρδιάς (Nonin Χρον)	Μέση τιμή Τυπικής απόκλισης
1	51.19	1.83	22	81.60	3.03
2	75.18	7.99	23	66.53	1.68
3	79.47	2.34	24	79.00	0.0
4	72.75	1.09	25	77.79	2.48
5	71.27	2.03	26	82.21	1.49
6	68.84	2.39	27	77.67	1.92
7	57.77	0.64	28	99.70	3.08
8	54.42	0.5	29	81.04	2.74
9	66.27	4.53	30	70.05	4.35
10	70.06	0.23	31	75.71	2.41
11	74.95	1.65	32	66.55	1.84
12	61.83	8.62	33	58.57	1.06
13	80.78	1.87	34	71.59	2.46
14	66.93	2.13	35	65.14	1.79
15	102.87	11.59	36	72.62	2.45
16	56.96	3.99	37	102.36	4.09
17	41.99	0.99	38	64.12	1.79
18	66.42	3.02	39	80.00	2.92
19	105.46	21.87	40	71.14	1.11
20	72.66	3.78	41	75.80	3.35
21	65.11	5.48			

Πίνακας 6.2: Τιμές Αλήθειας Ρυθμού καρδιάς (Nonin Χρον)

Αξίζει να σημειωθεί επιπλέον πως το σύνολο των πειραμάτων πραγματοποιήθηκε σε μεταβαλλόμενο εξωτερικό περιβάλλον. Εκτός από τις συνθήκες φωτισμού οι οποίες διαφοροποιούνταν από μέτρηση σε μέτρηση, αφού σε κάποιες περιπτώσεις υπήρχε παράθυρο με μεταβαλλόμενο φυσικό φως το οποίο ανακλώταν στο πρόσωπο του συμμετέχοντα με αποτέλεσμα την επαγωγή θορυβωδών συνιστωσών, μεταβαλλόμενη ήταν και η απόσταση μεταξύ των καμερών και του προσώπου του συμμετέχοντα. Η απόσταση αυτή κυμαινόταν από 80cm έως 1,2m. Σε περιπτώσεις μετρήσεων που πραγματοποιήθηκαν σε συνθήκες σταθερού φωτισμού και σε μικρές σχετικά αποστάσεις παρατηρήθηκαν εκτιμήσεις του ρυθμού καρδιάς με σφάλματα της τάξης ακόμα και δεκαδικών ψηφίων.

Στους πίνακες 6.3, 6.4, 6.5, 6.6 παρουσιάζονται τα αποτελέσματα για τις κάμερες Turbox και Logitech και για τα δύο είδη σφαλμάτων  $Error_a$  και  $Error$  αντίστοιχα. Στον πίνακα 6.7 παρουσιάζονται τα συγκεντρωτικά αποτελέσματα μέσω τιμών σφαλμάτων για το σύνολο των 41 δειγμάτων ενώ τα αντίστοιχα διαγράμματα παρατίθενται στα σχήματα 6.1, 6.2.

Μη Επεμβατική Εξαγωγή σήματος PPG και ρυθμού καρδιάς με χρήση video

α/α	Τύπος σφάλματος A															
	Πειράματα															
	A		B		C		D		E		F		G		H	
	<i>Error<sub>a</sub></i>	<i>STD</i>	<i>Error<sub>a</sub></i>	<i>STD</i>	<i>Error<sub>a</sub></i>	<i>STD</i>	<i>Error<sub>a</sub></i>	<i>STD</i>	<i>Error<sub>a</sub></i>	<i>STD</i>	<i>Error<sub>a</sub></i>	<i>STD</i>	<i>Error<sub>a</sub></i>	<i>STD</i>	<i>Error<sub>a</sub></i>	<i>STD</i>
1	3.54	0.48	3.12	1.53	0.98	1.11	3.64	0.85	13.15	1.12	1.5	1.53	3.64	0.85	0.88	4.51
2	6.4	4.33	20.19	4.2	4.41	2.76	8.47	2.48	3.16	2.73	5.23	6.75	8.47	2.48	1.94	8.04
3	24.38	0.84	3.42	1.26	11.2	1.58	33.51	1.43	18.1	0.59	3.86	1.46	33.51	1.43	23.63	9.14
4	8.31	2.74	21.56	0.86	5.97	3.34	24.69	1.56	0.79	1.47	21.88	0.22	24.69	1.56	18.01	9.47
5	17.61	0.6	17.5	0.57	20.08	0.09	17.01	0.12	0.23	0.1	17.71	1.1	17.01	0.12	13.75	6.94
6	16.81	1.31	12.01	5.16	14	0.54	9.35	0.13	12.61	0.27	12.47	2	9.35	0.13	15.82	6.93
7	9.04	2.67	4.8	0.66	7.93	1.04	12.1	0.27	1.76	2.44	8.46	0.03	12.1	0.27	9.75	4.04
8	2	0.05	15.34	3.88	0.24	2.56	1.96	0.26	13.63	4.2	2.04	0.5	1.96	0.26	1.76	1.3
9	15.59	2.23	6.41	3.71	6.42	1.63	17.77	0.27	22.82	3.24	5.85	4.18	17.77	0.27	14.65	4.07
10	3.41	5.17	17.66	2.83	10.63	6.04	0.21	1.31	1.44	2.22	0.68	0.23	0.21	1.31	4.59	8.31
11	0.57	2.43	24.5	2.47	19.75	1.31	1.46	0.81	6.6	1.38	1.02	0.9	1.46	0.81	14.91	13.46
12	6.65	6.94	11.07	3.49	14.23	6.85	6.11	7.24	14.16	6.77	4.71	7.34	6.11	7.24	5.17	2.2
13	14.2	0.98	31.49	2.49	9.12	0.52	35.01	0.79	0.61	0.24	2.03	0.83	35.01	0.79	17.72	10.81
14	4.88	0.01	1.6	0.87	13.59	2.1	4.62	0.65	24.66	0.4	6.53	1.8	4.62	0.65	11.83	7.26
15	52.38	9.76	5.56	8.13	8.58	7.99	19.17	5.12	0.44	8.61	35.05	10.52	19.17	5.12	50.6	1.87
16	2.1	2.23	1.72	2.71	4	1.06	0.22	0.93	2.18	1.21	3.48	3.24	0.22	0.93	3.08	0.97
17	4.28	0.11	10.47	3.59	6.56	1.05	4.83	0.66	17.54	5.59	5.98	0.12	4.83	0.66	8.42	3.88
18	17.16	0.06	2.25	0.25	3.24	0.96	20.1	1.91	3.34	0.11	0.35	1.09	20.1	1.91	9.04	5.52
19	33.97	19.65	54.28	19.87	8.43	17.82	59.32	20.96	14.65	17.75	51.63	20.29	59.32	20.96	52.19	12.4
20	17.32	2.11	18.79	2.02	5.06	2	24.46	0.56	15.34	1.97	2.44	3.43	24.46	0.56	13.73	7.86
21	4.31	2.73	13.22	1.78	11.4	2.63	6.36	2.3	14.82	3.16	17.05	4.06	6.36	2.3	10.72	3.57
22	33.66	1.16	20.26	0.04	30.54	0.29	34.87	1.43	12.72	3.44	0.5	2.15	34.87	1.43	30.43	3.9
23	1.83	0	1.52	0.53	1.3	1.12	1.68	0.02	15.43	1.05	0.92	0.25	1.68	0.02	3.04	6.65
24	4.1	4.03	3.14	6.21	24.62	2.19	3.29	5.72	11.83	3.01	5.57	0.23	3.29	5.72	15.48	14.85
25	7.8	6.94	30.16	0.16	28.94	0.79	28.08	1.5	21.37	0.88	16.66	1.44	28.08	1.5	26.12	5.14
26	23.23	1.26	28.28	2.13	1.96	0.59	24.29	1.21	34.09	0.04	0.37	1.15	24.29	1.21	5.39	9.96
27	14.76	2	3.42	0.19	14.25	3.1	0.41	1.41	19.85	4.77	2.6	1.6	0.41	1.41	9.76	12.44
28	32.7	0.36	47.3	0.45	34.46	0.05	53.42	2.22	39.55	1.16	48.77	1.31	53.42	2.22	44.57	9.27
29	1.1	0.68	17.27	0.57	3.07	0.21	1.11	0.87	21.68	2.15	0.4	2.36	1.11	0.87	6.63	7.76
30	2.24	1.2	23.37	1.57	14.4	2.92	2.91	1.59	19.32	0.2	3.57	3.72	2.91	1.59	0.62	2.72
31	1.81	0.3	6.7	1.36	4.16	1.51	1.58	0.14	19.32	0.2	3.57	3.72	2.91	1.59	0.62	2.72
32	2.33	0.31	5.4	3	18.91	0.8	2.54	0.36	4.33	2.52	6.35	1.13	2.54	0.36	7.29	6.93
33	9.27	0.65	12.13	0.66	12.96	1.73	4.74	3.38	40.97	2.27	0.47	1.06	4.74	3.38	0.44	3.31
34	22.26	1.82	7.04	0.27	23.76	0.4	22.3	1.8	20.87	0.44	21.66	1.12	22.3	1.8	17.63	8.99
35	2.49	1.46	24.98	1.1	4.08	2.61	19.37	0.95	35.9	0.83	0.5	1.79	19.37	0.95	3.92	6.01
36	19.42	1.85	21.19	0.71	24.77	1.45	20.23	2.34	14.26	2.75	18.98	1.2	20.23	2.34	22.47	3.53
37	47.09	0.43	26.93	2.42	41.67	2.27	52.76	1.39	5.18	0.51	51.28	3.62	52.76	1.39	53.64	0.5
38	2.98	0.4	4.49	0.5	7.23	1.67	0.07	2.6	41.79	0.46	3.4	1.49	0.07	2.6	8.86	6.13
39	24.79	0.27	14.49	1.4	17.68	0.24	29.31	0.02	12.11	0.62	26.45	1.99	29.31	0.02	28.69	5.6
40	16.62	0.51	19.55	0.78	12.71	1.36	20.16	2.75	8.56	1.69	0.01	0.11	20.16	2.75	18.14	8.54
41	19.8	0.63	0.99	0.16	21.28	1.86	9.04	1.07	14.56	0.96	18.28	1.95	9.04	1.07	18.98	5.96

Πίνακας 6.3: Αποτελέσματα web-κάμερας Turbox για *Error<sub>a</sub>*



Μη Επεμβατική Εξαγωγή σήματος PPG και ρυθμού καρδιάς με χρήση video

α/α	Τύπος σφάλματος Β															
	Πειράματα															
	Α		Β		C		D		E		F		G		H	
	<i>Error<sub>b</sub></i>	<i>STD</i>	<i>Error<sub>b</sub></i>	<i>STD</i>	<i>Error<sub>b</sub></i>	<i>STD</i>	<i>Error<sub>b</sub></i>	<i>STD</i>	<i>Error<sub>b</sub></i>	<i>STD</i>	<i>Error<sub>b</sub></i>	<i>STD</i>	<i>Error<sub>b</sub></i>	<i>STD</i>	<i>Error<sub>b</sub></i>	<i>STD</i>
1	3.56	2.3	3.13	1.73	2.37	1.93	3.64	2.28	13.15	4.16	1.75	1.75	3.64	2.28	4.7	3.78
2	8.9	3.89	20.72	8.89	8.77	9.18	9.18	4.11	8.72	8.68	8.6	3.2	9.18	4.11	13.65	9.62
3	24.37	4.95	3.42	2.17	11.2	2.41	33.51	2.42	18.1	3.14	4.12	2.68	33.51	2.42	23.73	10.54
4	8.34	3.66	21.56	1.56	6.1	4.78	24.69	2.86	2.51	1.15	21.88	1.78	24.69	2.86	18.59	8.82
5	17.6	2.37	17.5	2.2	20.08	3.27	17.01	1.45	2.49	1.92	17.71	1.45	17.01	1.45	15.04	6.57
6	16.83	3.83	12.42	9.09	14	2.07	9.35	3.52	12.62	3.84	12.47	2.33	9.35	3.52	16.96	6.87
7	9.05	3.29	4.83	1.2	7.94	1.69	12.11	1.09	4.48	2.18	8.46	0.77	12.11	1.09	9.88	4
8	2	0.88	15.35	4.07	3.32	1.16	1.96	0.57	13.63	5.13	2.04	0.5	1.96	0.57	2.08	1.29
9	15.58	6.21	6.41	4.77	6.84	6.64	17.78	1.96	22.75	5.85	5.85	4.22	17.78	1.96	15.19	7.89
10	4.66	4.33	17.65	3	10.62	6.21	1.36	0.79	2.11	1.92	0.68	0.23	1.36	0.79	6.46	6.76
11	4.49	3.04	24.51	4.44	19.74	3.87	3.44	2.19	6.6	2.87	1.48	0.95	3.44	2.19	16.99	11.37
12	8.62	6.43	12.99	7.43	15.95	4.81	8.15	6.58	15.98	5.13	6.89	7.37	8.15	6.58	7.96	7.32
13	14.19	3.99	31.5	4.37	9.12	2.61	35.01	2.16	2.44	1.6	2.07	1.54	35.01	2.16	17.83	11.28
14	5.13	3.17	3.96	2.49	13.58	3.85	5.01	3.29	24.65	2.42	6.54	2.32	5.01	3.29	13.1	8.02
15	53.63	2.46	5.6	12.09	8.59	12.23	21.3	10.05	4.24	11.48	36.72	4.14	21.3	10.05	51.84	8.97
16	3.17	2.49	8.96	5.3	4	3.09	7.2	4.46	4.86	2.94	3.67	4.42	7.2	4.46	4.57	4.85
17	4.29	1.85	10.5	5.19	6.56	1.99	4.84	2.4	17.54	6.35	5.99	1.78	4.84	2.4	8.44	5.05
18	17.16	5.24	4.55	2.05	3.27	2.89	20.1	2.68	3.43	5.06	2.69	2.88	20.1	2.68	9.34	8.9
19	33.98	21.94	54.26	21.92	11.7	21.02	59.33	21.93	17.86	20.07	51.6	21.87	59.33	21.93	52.24	24.6
20	17.32	4.15	18.79	3.5	5.06	3.47	24.46	4.2	15.34	5.01	3.59	2.54	24.46	4.2	14.89	9.28
21	7.15	5.59	13.21	6.42	12.54	5.99	7	2.64	14.83	4.35	17.03	6.55	7	2.64	13.13	6.44
22	33.67	3.58	20.26	1.85	30.54	3.19	34.87	3.52	13.93	6.63	2.03	1.85	34.87	3.52	30.42	8.34
23	1.93	0.91	1.97	1.05	1.65	1.24	1.76	0.92	15.42	2.66	1.2	1.44	1.76	0.92	5.62	6.58
24	4.26	4.25	6.07	3.9	24.85	2.52	5.49	4.18	11.89	3.17	5.57	0.21	5.49	4.18	17.15	12.43
25	9.09	5.67	30.17	2.32	28.95	3.16	28.08	6.05	21.37	5.65	16.66	3.15	28.08	6.05	26.1	7.67
26	23.2	3.54	28.28	2.94	2.38	1.64	24.26	3.53	34.09	2.83	1.2	0.86	24.26	3.53	6.74	11.23
27	14.77	3.96	3.43	1.93	14.25	5.08	3.45	2.21	19.87	6.79	2.67	1.89	3.45	2.21	11.9	11.41
28	32.69	4.77	47.31	4.22	34.46	5.08	53.42	3.19	39.54	6.11	48.76	3.24	53.42	3.19	44.59	11.66
29	2.54	1.57	17.27	2.51	3.44	2.38	2.39	1.54	21.69	2.52	2.1	1.54	2.39	1.54	7.74	10.72
30	6.89	3.2	23.37	6.65	14.4	4.3	3.71	3.11	19.33	7.59	4.79	3.31	3.71	3.11	3.93	3.63
31	6.89	3.2	23.37	6.65	14.4	4.3	3.71	3.11	19.33	7.59	4.79	3.31	3.71	3.11	3.93	3.63
32	3.3	1.88	6.98	4.81	18.9	2.43	3.75	2.07	4.65	3.07	6.36	1.39	3.75	2.07	9.02	7.03
33	9.27	2.13	12.14	1.4	12.97	3.67	5.09	4.11	40.97	3.37	0.79	0.84	5.09	4.11	3.35	2.48
34	22.28	3.08	7.03	3.13	23.76	1.43	22.32	3.05	20.86	4.83	21.67	1.71	22.32	3.05	18.76	8.5
35	4.72	2.52	24.98	3.88	6.15	3.22	19.37	1.32	35.9	3.81	1.63	0.87	19.37	1.32	5.81	6.37
36	19.42	4.62	21.19	2.22	24.77	2.49	20.23	4.99	14.24	6.69	18.99	3.34	20.23	4.99	22.59	5.63
37	47.1	5.13	26.93	4.27	41.67	4.75	52.76	6.39	8.49	3.84	51.28	4.34	52.76	6.39	53.62	7.03
38	3.21	2.31	4.67	2.23	7.23	4.28	3.54	2.89	41.79	2.04	3.4	1.7	3.54	2.89	9.98	6.33
39	24.8	2.66	14.49	2.6	17.66	4.99	29.3	5.42	12.11	2.71	26.46	2.71	29.3	5.42	29.04	7.04
40	16.62	2.3	19.54	2.03	12.69	2.66	20.16	4.1	8.52	2.17	1.25	0.81	20.16	4.1	17.24	8.82
41	19.7	4.85	4.17	3.44	21.58	6.49	8.63	5.06	14.9	7.46	17.77	4.04	8.63	5.06	16.56	9.94

Πίνακας 6.4: Αποτελέσματα web-κάμερας Turbox για *Error<sub>b</sub>*

Μη Επεμβατική Εξαγωγή σήματος PPG και ρυθμού καρδιάς με χρήση video

α/α	Τύπος σφάλματος Α															
	Πειράματα															
	Α		Β		C		D		E		F		G		H	
	<i>Error<sub>a</sub></i>	STD	<i>Error<sub>a</sub></i>	STD	<i>Error<sub>a</sub></i>	STD	<i>Error<sub>a</sub></i>	STD	<i>Error<sub>a</sub></i>	STD	<i>Error<sub>a</sub></i>	STD	<i>Error<sub>a</sub></i>	STD	<i>Error<sub>a</sub></i>	STD
1	2.51	0.66	2.96	1.17	5.64	1.21	3.17	1.56	4.29	0.31	1.63	1.28	3	1.4	3.06	1.08
2	4.89	5.99	4.76	6.11	4.58	5.47	4.98	6.29	7.01	3.74	2.61	7.21	4.88	6.19	4.99	6.14
3	7.23	1.51	1.19	0.38	3.51	1.76	0.48	0.38	13.97	0.81	1.67	0.53	0.44	0.42	0.31	0.85
4	0.18	0.52	0.36	0.09	2.6	1.63	0.23	0.05	9.8	1.27	0.12	0.59	0.27	0.06	0.18	0.19
5	2.33	0.5	0.93	0.15	2.86	0.75	1.18	0.49	16.6	1.32	0.7	1.05	1.27	0.54	4.56	6.24
6	14	0.49	13.52	3.12	4.07	0.78	14.11	0.49	27.24	0.25	12.85	1.94	14.61	0.2	16.94	4.71
7	1.5	2.63	0.97	1.05	3.16	2.06	1.6	2.37	0.21	2.45	1.29	0.81	2.02	2.25	8.62	3.42
8	1.77	0.41	8.12	3.78	2.9	1.24	1.78	0.5	28.28	3.16	2.02	0.34	1.78	0.46	1.77	0.41
9	0.7	0.39	11.13	1.68	0.68	1.98	1.38	0.45	2.85	1.09	4.32	4.29	1.64	0.2	7.89	2.65
10	0.63	1.92	0.79	2.29	18.62	2.81	0.54	2.12	13.72	1.34	2.53	0.71	0.44	2.17	0.56	4.25
11	0.21	0.17	12.1	2.19	18.41	0.65	0.35	0.08	12.13	1.11	0.45	0.8	0.27	0.01	2.87	6.32
12	0.56	6.94	40.19	5.22	1.98	4.35	0.38	7.01	53.29	2.23	1.18	7.6	0.59	6.98	3.29	1.42
13	15.33	1.85	12.74	2.13	17.14	0.93	0.33	0.71	19.8	0.24	13.3	1.44	35.19	1.31	17.75	12.02
14	2.88	2.94	1.6	0.64	6.71	0.38	1.62	0.59	6.59	1.26	1.52	1.63	1.6	0.58	1.85	0.38
15	1.14	9.88	20.54	10.8	0.23	9.99	0.87	10.05	3.9	10.05	0.53	11.59	0.12	9.43	5.97	6.84
16	3.99	3.35	4.03	3.54	0.38	0.15	4.13	3.67	22.98	1.71	3.6	3.25	4.04	3.51	4.11	3.23
17	7.99	2.87	48.74	1.94	16.91	0.89	7.43	2.9	29.64	2.45	1.3	0.78	3.89	0.56	8.68	9.51
18	16.48	1.59	4.88	4.8	3.46	0.12	0.9	1.27	10.39	1.35	1.72	2.1	20.68	2.33	9.49	5.99
19	54.43	19.19	34.7	16.19	47.89	16.9	2.19	19.14	42.44	18.95	54.37	19.35	59.46	20.68	51.28	10.6
20	0.22	2.01	0.69	1.67	0.57	0.75	1.36	0.27	5.04	1.58	0.57	2.9	1.71	0.27	3.87	7.39
21	1.95	1.19	3.69	3.72	10.28	3.8	6.29	2.64	32.85	5.12	3.8	3.8	6.5	2.4	7.02	2.56
22	8.93	3.35	3.23	1.64	0.15	2.95	3.11	2.25	15.59	0.33	2.38	2.26	35.87	2.12	19.04	12.75
23	0.77	0.9	0.32	0.69	1.14	1.07	0.51	0.73	12.87	0.98	0.82	1.55	0.53	0.74	0.4	1.12
24	1.41	1.54	1.53	1.69	3.43	2.14	1.47	1.58	18.26	1.85	1.51	0	1.42	1.63	1.47	1.77
25	28.7	0.26	1.55	0.34	16.34	3.17	1.3	0.04	17.67	1.16	2.21	1.23	1.27	0.08	0.59	5.27
26	0.54	0.26	0.22	0.72	0.67	1.28	0.27	0.55	2.75	1.76	1.45	1.3	0.34	0.47	0.25	0.42
27	1.26	0.13	0.58	0.23	3.87	0.14	0.34	0.21	18.17	0.09	2.65	1.72	0.28	0.23	4	8.76
28	2.65	0.08	10.9	5.19	1.94	1.39	2.81	0.04	5.91	1.24	2.62	0.05	53.65	2.01	26.62	16.32
29	0.92	1.25	1.01	1.37	0.32	0.95	0.98	1.36	5.86	0.09	1.85	2.14	0.98	1.38	2.05	2.35
30	1.84	3.17	1.35	3.39	7.94	2.61	1.62	3.36	11.52	0.57	1.09	3.88	1.63	3.36	0.82	0.18
31	8.47	0.18	0.27	1.74	16.67	0.82	8.01	0.04	11.52	0.57	1.09	3.88	1.63	3.36	0.82	0.18
32	0.29	0.29	0.23	0.21	1.57	0.83	0.21	0.16	38.56	1.52	0.77	0.9	0.22	0.18	0.35	0.59
33	7.91	0.61	1.08	0.66	11.67	1.76	7.78	0.73	3.13	0.62	2.51	1.59	7.62	0.7	0.98	3.65
34	3.75	0.04	6.87	0.51	8.36	0.69	3.39	0.26	4.15	4.3	7.38	2.28	3.4	0.16	0.77	4.3
35	0.63	0.5	8.6	0.01	4.26	4.29	0.06	0.04	14.45	0.62	0.93	1.39	0.08	0.1	0.39	0.05
36	19.93	0.18	17.16	1.37	20.79	0.82	19.69	0.62	17.42	0.42	13.43	1.52	20.16	1.41	22.97	5.13
37	50.19	0.75	5.21	0.57	29.23	0.25	2.22	2.39	24.18	2.66	51.41	3.46	54.8	1.73	52.65	1.93
38	5.08	1.22	8.61	2.81	8.67	0.32	3.22	1.72	3.23	0.21	1.15	0.97	0.73	0.44	2.54	13.3
39	16.49	0.45	28.24	2.1	26.19	0.13	16.6	0.49	29.83	0.6	21.13	2.14	17.22	0.02	26.64	7.65
40	6.45	0.85	1.87	1.45	3.43	1.02	0.33	1.47	5.64	3.93	0.6	0.03	0.01	1.54	10.88	12.38
41	15.42	2.54	18.19	1.35	14.78	0.71	1.67	0.2	39.99	0.47	3.31	2.53	1.58	0.07	4.24	8.43

Πίνακας 6.5: Αποτελέσματα web-κάμερας Logitech για *Error<sub>a</sub>*

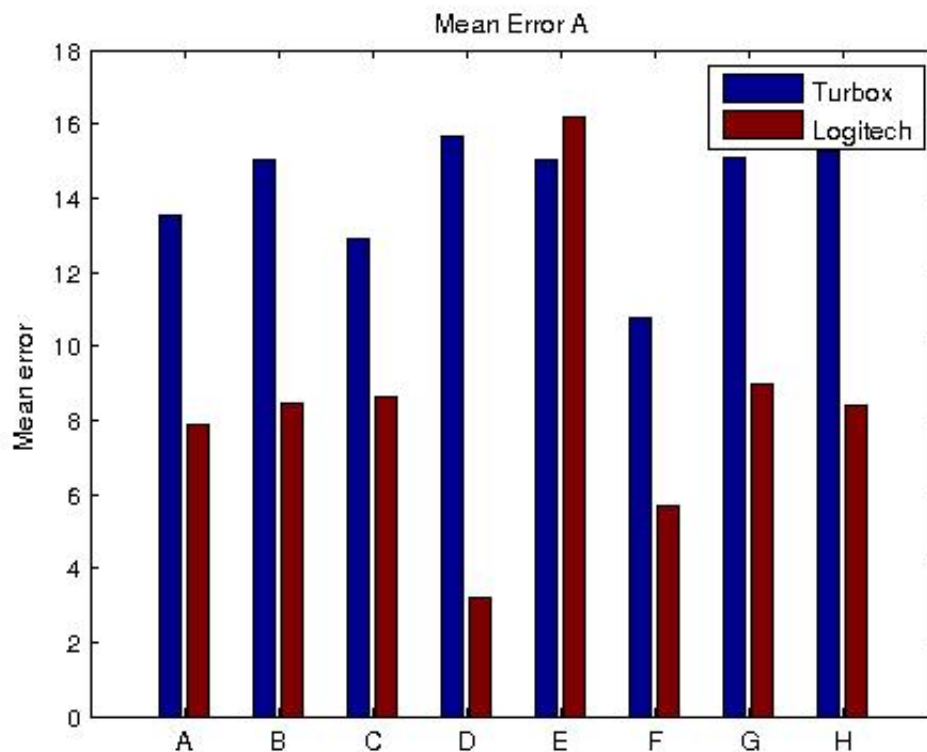
Μη Επεμβατική Εξαγωγή σήματος PPG και ρυθμού καρδιάς με χρήση video

α/α	Τύπος σφάλματος Β															
	Πειράματα															
	Α		Β		C		D		E		F		G		H	
	<i>Error<sub>b</sub></i>	STD	<i>Error<sub>b</sub></i>	STD	<i>Error<sub>b</sub></i>	STD	<i>Error<sub>b</sub></i>	STD	<i>Error<sub>b</sub></i>	STD	<i>Error<sub>b</sub></i>	STD	<i>Error<sub>b</sub></i>	STD	<i>Error<sub>b</sub></i>	STD
1	2.52	1.69	2.98	2.02	5.63	2.53	3.17	1.65	4.3	2	1.64	1.37	3	1.6	3.05	1.72
2	5.93	7.7	5.81	8.07	5.61	8.48	5.82	7.95	9.78	5.23	4.56	6.61	5.87	7.91	5.81	7.99
3	7.69	4.93	2.54	1.84	5.5	3.91	1.83	1.13	13.96	3.82	2.59	1.93	1.8	1.14	1.81	1.03
4	1.65	1.04	1.36	1.1	2.61	2.18	1.14	1.15	9.8	1.87	0.9	1.16	1.22	1.17	1.32	1.05
5	2.61	3.59	1.84	1.35	3.23	3.49	1.51	1.26	16.6	5.07	1.2	1.16	1.59	1.46	4.96	9.41
6	14	1.79	13.52	7.47	4.99	4.36	14.12	1.73	27.24	4.16	12.85	2.23	14.62	1.82	17.05	7.34
7	2.84	2.1	1.69	1	3.35	2.29	2.58	2.1	2.55	2.64	1.58	1.21	2.86	2.08	8.27	4.24
8	1.77	0.49	8.12	3.87	2.92	1.61	1.78	0.5	28.27	4.1	2.03	0.57	1.78	0.49	1.77	0.49
9	1.42	0.92	11.13	6.75	3.59	3.36	1.92	1.2	7.65	3.08	4.48	4.17	2.16	1.97	8.44	7.46
10	1.7	1.56	2.12	1.61	18.63	3.02	1.96	1.44	13.73	1.61	2.54	0.91	2.02	1.41	2.77	3.25
11	1.78	1.43	12.11	4.46	18.41	3.44	1.64	1.31	12.14	3.31	1.26	0.91	1.46	1.17	4.33	6.8
12	3.63	7.95	40.19	9.31	5.71	8.08	2.77	8.31	53.29	10.57	2.29	8.47	2.7	8.37	6.44	9.09
13	15.31	3.85	12.75	4.89	17.14	2.58	1.94	1.55	19.8	3.25	13.31	2	35.19	1.78	18.56	11.74
14	3.72	2.93	2.79	2.11	6.7	4.22	2.84	2.1	7.09	4.05	2.01	2.12	2.83	2.08	2.96	2.11
15	3.43	11.38	20.54	11.47	3.61	11.38	3.27	11.36	6.35	10.52	2.5	11.33	3.68	11.38	10.72	19.15
16	4.1	4.15	4.05	4.16	6.18	3.53	4.13	4.13	22.98	5.31	3.85	4.23	4.06	4.09	4.2	4.06
17	7.99	3.94	48.74	3.4	16.91	2.47	7.43	3.8	29.64	3.54	1.43	0.88	3.89	2.19	8.68	10.74
18	16.49	5.76	6.81	6.31	3.62	3.51	2.13	2.95	12.85	4.06	2.13	2.85	20.68	3.06	10.49	8.61
19	54.43	22.21	34.7	22.74	47.89	21.92	4.78	21.52	42.44	22.13	54.37	22.08	59.46	21.89	51.35	25.18
20	3.66	2.18	4.07	2.9	5.13	2.53	5.78	3.22	5.49	5.05	3.3	2.53	5.76	3.31	7.5	10.33
21	2.08	1.8	3.94	3.73	10.53	5.49	6.58	7.53	32.85	5.34	4.06	3.73	6.71	7.72	7.44	7.77
22	8.91	9.04	3.28	3.06	4.97	2.57	3.11	2.93	15.59	2.84	2.61	3.25	35.87	3.28	19.19	14.35
23	1.98	1.05	1.64	1.01	1.76	1.04	1.67	1.05	12.88	2.42	1.37	1.26	1.57	1.1	1.77	1.17
24	1.4	1.5	1.63	1.66	3.71	2.06	1.4	1.52	18.4	2.08	1.51	0	1.55	1.42	1.81	1.76
25	28.7	1.96	2.11	1.69	16.35	7.66	2.34	1.59	17.67	2.42	2.5	1.58	2.39	1.58	3.88	5.96
26	1.33	1.2	0.99	0.98	1.69	1.26	1.04	0.99	4.24	2.81	1.48	1.33	1.05	1	1.14	0.95
27	2.87	2.27	2.52	1.6	3.94	2.48	2.35	1.81	18.16	1.98	2.67	1.78	2.29	1.76	6.2	9.53
28	4.66	3.95	11.02	9.23	3.82	2.53	4.7	4.11	6.05	3.18	4.57	3.49	53.65	2.95	27.34	17.21
29	1.96	1.72	2.23	1.95	2.98	1.78	2.12	1.86	5.87	2.52	2.2	2.55	2.1	1.83	2.92	5.33
30	3.67	2.25	3.85	2.31	7.94	5.46	3.79	2.28	11.52	5.87	3.79	2.08	3.78	2.28	2.61	1.93
31	3.67	2.25	3.85	2.31	7.94	5.46	3.79	2.28	11.52	5.87	3.79	2.08	3.78	2.28	2.61	1.93
32	1.17	0.75	1.12	0.79	4.01	2.07	1.21	0.76	38.56	4.52	0.96	1.15	1.17	0.75	1.39	2.11
33	7.92	2.4	1.88	1.02	11.66	2.56	7.78	2.63	3.31	2.11	2.92	2.16	7.62	2.59	3.59	2.78
34	3.79	1.71	6.9	2.7	8.36	2.93	3.42	1.46	7.97	5.65	7.38	2.46	3.46	1.52	4.65	3.9
35	1.54	1.48	8.6	1.62	5.92	5.34	1.46	1.37	14.45	3.24	1.25	1.4	1.43	1.35	1.45	1.48
36	19.92	2.48	17.15	5.57	20.79	4.59	19.68	2.97	17.42	3.97	13.43	3.11	20.14	3.4	23.16	7.85
37	50.18	6.96	5.83	6.44	29.21	4.86	2.79	2.78	24.18	5.12	51.42	4.39	54.8	5.19	52.63	8.37
38	5.08	3.39	8.61	4.97	8.67	2.36	3.22	3.48	3.84	1.84	1.68	1.76	1.78	1.47	12.28	10.46
39	16.49	2.84	28.24	3.05	26.19	5.04	16.6	2.87	30.78	5.01	21.13	2.66	17.21	2.6	26.81	9.88
40	6.45	2.67	2.02	1.87	3.47	1.98	2.27	2.12	7.1	3.25	1.25	1.46	2.39	2.07	13.73	11.7
41	15.93	6.09	17.83	1.74	15.45	4.99	3.44	3.41	40.32	6.2	3.63	3.43	3.5	3.39	12.64	13.8

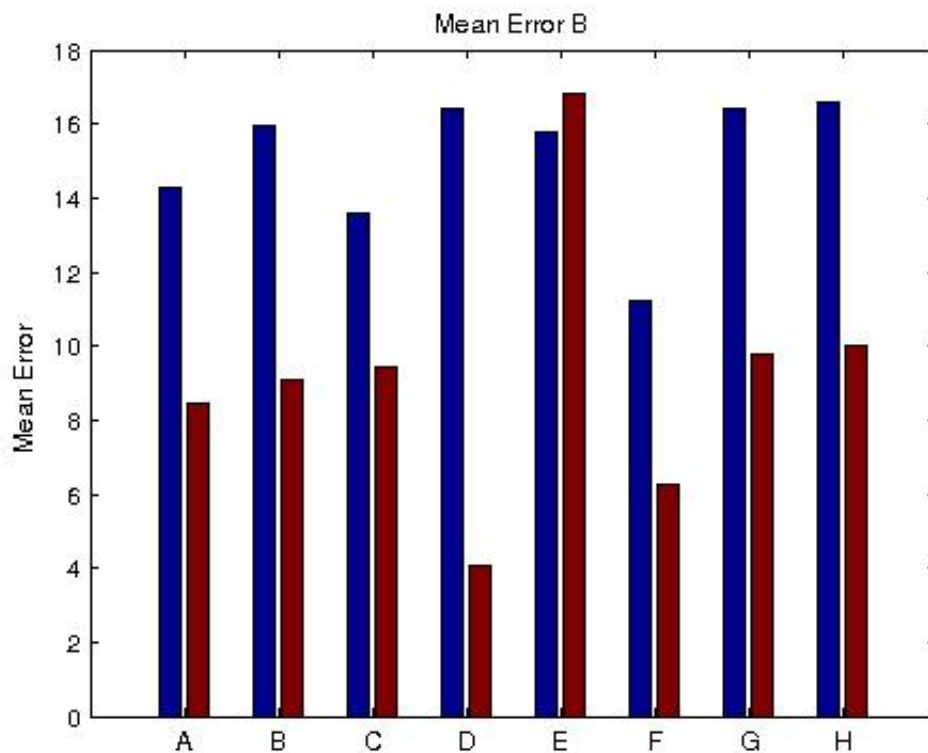
Πίνακας 6.6: Αποτελέσματα web-κάμερας Logitech για *Error<sub>b</sub>*

Πείραμα	Μέσες τιμές $Error_a$				Μέσες τιμές $Error_b$			
	Turbox		Logitech		Turbox		Logitech	
	Σφάλμα Μέσης Τιμής	Σφάλμα STD	Σφάλμα Μέσης Τιμής	Σφάλμα STD	Σφάλμα Μέσης Τιμής	Σφάλμα STD	Σφάλμα Μέσης Τιμής	Σφάλμα STD
A	13.54	2.28	7.86	2.08	14.30	3.95	8.44	3.69
B	15.01	2.35	8.43	2.45	15.98	4.33	9.1	4.05
C	12.89	2.24	8.63	2.09	13.61	4.25	9.43	4.22
D	15.67	2.03	3.19	1.98	16.40	3.76	4.08	3.22
E	15.01	2.32	16.18	2.09	15.78	4.79	16.79	4.48
F	10.74	2.56	5.66	2.65	11.24	2.87	6.25	3.06
G	15.07	2.07	8.97	2.04	16.40	3.76	9.8	3.21
H	15.24	6.43	8.37	4.94	16.60	8.01	9.99	7.22

Πίνακας 6.7: Μέσες τιμές σφαλμάτων για σύνολο Πειραμάτων



Σχήμα 6.1: Διάγραμμα συγκεντρωτικών αποτελεσμάτων Πίνακα 6.7, για μετρική  $Error_a$



Σχήμα 6.2: Διάγραμμα συγκεντρωτικών αποτελεσμάτων Πίνακα 6.7, για μετρική  $Error_b$

## 6.4 Παρατηρήσεις Αποτελεσμάτων

### 6.4.1 Σύγκριση των αποτελεσμάτων από τις δύο κάμερες Turbox και Logitech

Όπως φαίνεται στα παραπάνω διαγράμματα αλλά και στους πίνακες, τα καλύτερα αποτελέσματα ελήφθησαν από τα video της κάμερας Logitech και για το πείραμα D. Παρατηρούμε επίσης πως στο σύνολο των πειραμάτων που πραγματοποιήθηκαν, αυτά της κάμερας Logitech ήταν πολύ καλύτερα σε σχέση με τα αντίστοιχα της Turbox. Όπως αναφέρθηκε και στο Κεφάλαιο 4 κατά την καταγραφή των video από τις δύο κάμερες, πραγματοποιήθηκαν διαφορετικές παραμετροποιήσεις όσον αφορά την ανάλυση των καμερών καθώς επίσης και τον ρυθμό δειγματοληψίας τους (frame rate). Συγκεκριμένα στην περίπτωση χρήσης κωδικοποίησης mjpeg, η ανάλυση που επιλέχθηκε για την Logitech ήταν  $1280 \times 720$  ενώ για την Turbox  $1920 \times 1080$ . Οι αντίστοιχοι ρυθμοί δειγματοληψίας ήταν  $25fps$  και  $15fps$ . Στην περίπτωση μη χρήσης κωδικοποίησης τόσο η ανάλυση όσο και ο ρυθμός δειγματοληψίας

Μη Επεμβατική Εξαγωγή σήματος PPG και ρυθμού καρδιάς με χρήση video

ήταν κοινός και για τις δύο κάμερες ( $1280 \times 720$ ,  $8fps$ ). Από τα αποτελέσματα παρατηρούμε πως από την Logitech ελήφθησαν κατά μέσο όρο καλύτερα αποτελέσματα, κάτι το οποίο φαίνεται να οφείλεται και στις περιπτώσεις καταγραφής με  $25fps$ . Συμπεραίνουμε λοιπόν πως η συχνότητα δειγματοληψίας παίζει σημαντικό ρόλο στην αξιόπιστη εξαγωγή του σήματος PPG. Κάτι τέτοιο δεν φαίνεται να ισχύει με την ανάλυση του λαμβανόμενου video. Παρόλο που η Turbox είχε καλύτερη ανάλυση  $1920 \times 1080$  σε σχέση με την αντίστοιχη  $1280 \times 720$ , οι λήψεις του PPG από τα video αυτά δεν ήταν αντίστοιχα αξιόπιστες. Ο σημαντικός ρόλος της παραμέτρου της συχνότητας δειγματοληψίας οφείλεται στην δυνατότητα που παρέχει για καλύτερη εφαρμογή του μετασχηματισμού Fourier, μιας και τα δείγματα στο πεδίο του χρόνου είναι περισσότερα με αποτέλεσμα να έχουμε στη διάθεση μας περισσότερη πληροφορία για την χρονική εξέλιξη του σήματος.

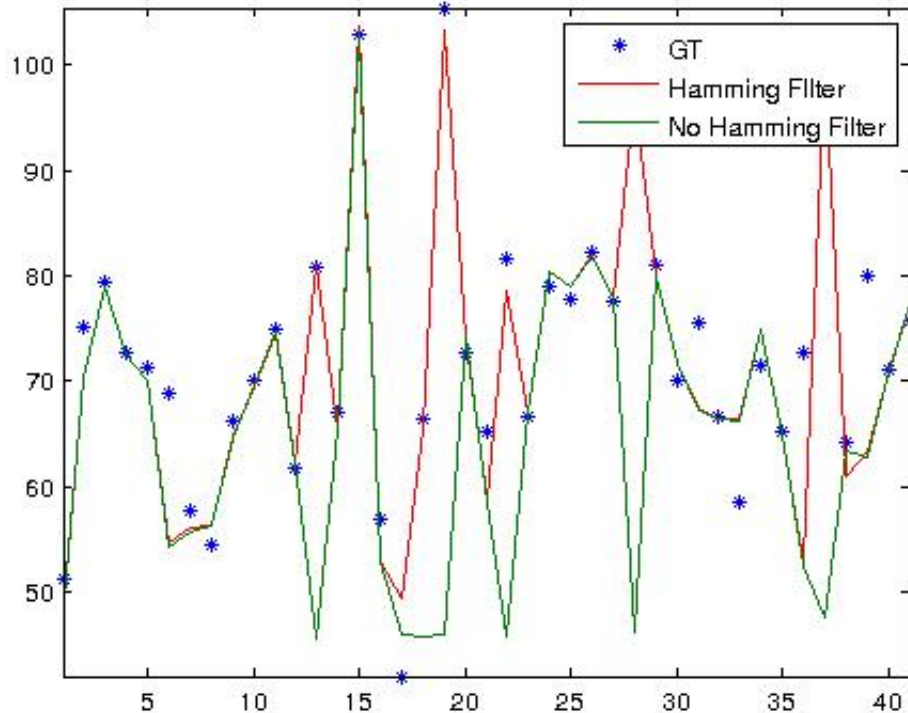
#### 6.4.2 Σύγκριση αλγορίθμων εξαγωγής/επιλογής χαρακτηριστικών

Στην περίπτωση της κάμερας Turbox παρατηρούμε πως με τη μείωση διάσταση κάνοντας χρήση της Kernel PCA, λαμβάνουμε καλύτερα αποτελέσματα έναντι των υπολοίπων μεθόδων. Η δεύτερη καλύτερη μέθοδος φαίνεται να είναι η επιλογή της G συνιστώσας χειρότερη απόδοση λαμβάνουμε για κατά την εφαρμογή των Laplacian Eigenmaps.

Όσον αφορά την κάμερα Logitech, παρατηρούμε καλύτερο αποτέλεσμα με την χρήση της G συνιστώσας. Μετέπειτα καλύτερη απόδοση φαίνεται να έχουμε για την ανάλυση των κυρίων συνιστωσών. Τέλος βλέπουμε ότι η μέθοδος των ιδιοδιανυσμάτων Laplace ή οποία πραγματοποιεί μη γραμμική απεικόνιση αποδίδει, όπως και στην περίπτωση της Turbox, χειρότερα σε σχέση με όλους τους υπολοίπους αλγορίθμους.

#### 6.4.3 Σύγκριση χρήσης και μη χρήσης φίλτρου Hamming

Στα διαγράμματα 6.3 και 6.4 φαίνεται ξεκάθαρα η σημαντική βοήθεια που προσφέρει το ζωνοπερατό φίλτρο Hamming στην διαδικασία εκτίμησης της παραμέτρου του ρυθμού καρδιάς. Η συνεισφορά αυτή παρατηρείται και για τις δύο κάμερες που χρησιμοποιήθηκαν. Η συνεισφορά του φίλτρου Hamming ή οποία αποτυπώνεται στα αποτελέσματα, οφείλεται στην αποκοπή θορυβωδών συνιστωσών τόσο στις χαμηλές συχνότητες ( $< 0.4Hz$ ) όσο και στις υψηλές ( $> 4Hz$ ).

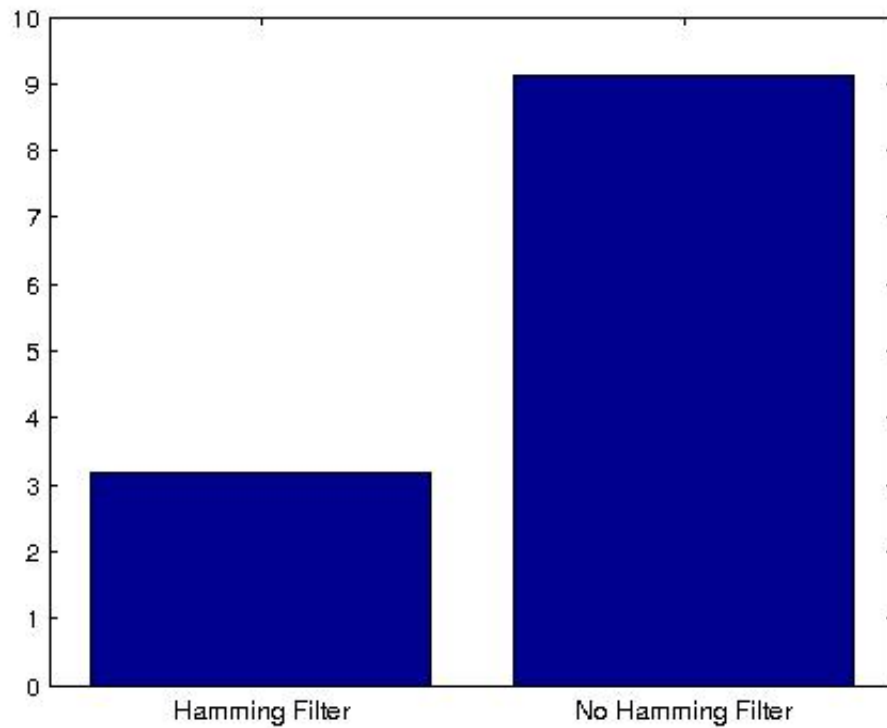


Σχήμα 6.3: Υπολογισμός ρυθμού καρδιάς συναρτήσει της χρήσης Hamming Filter(Πείραμα D-Logitech)

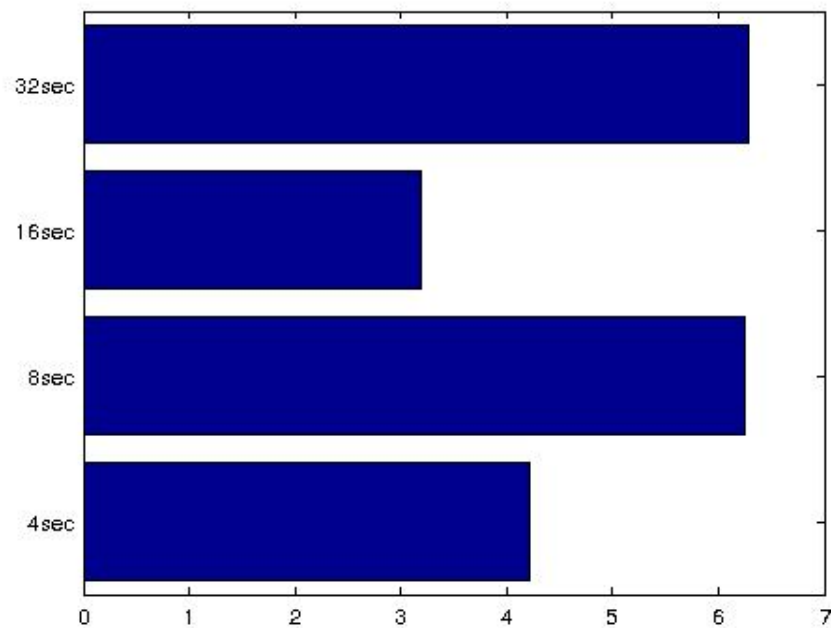
#### 6.4.4 Σύγκριση μεγέθους παραθύρου STFT

Από τα λαμβανόμενα αποτελέσματα συμπεραίνουμε πως πολύτιμη και καθοριστική είναι η επιλογή του μεγέθους παραθύρου του σύντομου μετασχηματισμού Fourier που χρησιμοποιήσαμε. Στο διάγραμμα 6.5 φαίνεται το υπολογιζόμενο σφάλμα μέσης τιμής για την περίπτωση του πειράματος D με την κάμερα Logitech. Στο διάγραμμα 6.6 απεικονίζεται ο υπολογισμός του ρυθμού καρδιάς και οι τιμές αλήθειας για τις 41 περιπτώσεις δεδομένων που χρησιμοποιήσαμε. Βλέπουμε λοιπόν το χρονικό παράθυρο του STFT για το οποίο ελαχιστοποιείται το σφάλμα τόσο της μέσης τιμής όσο και της τυπικής απόκλισης είναι αυτό των 16sec. Τα αποτελέσματα χειροτερεύουν με την αύξηση του παραθύρου αυτού όπως και για τιμές χαμηλότερες των 16sec. Παρόμοια συμπεριφορά παρατηρείται και στην περίπτωση της κάμερας Turbox.

Μη Επεμβατική Εξαγωγή σήματος PPG και ρυθμού καρδιάς με χρήση video

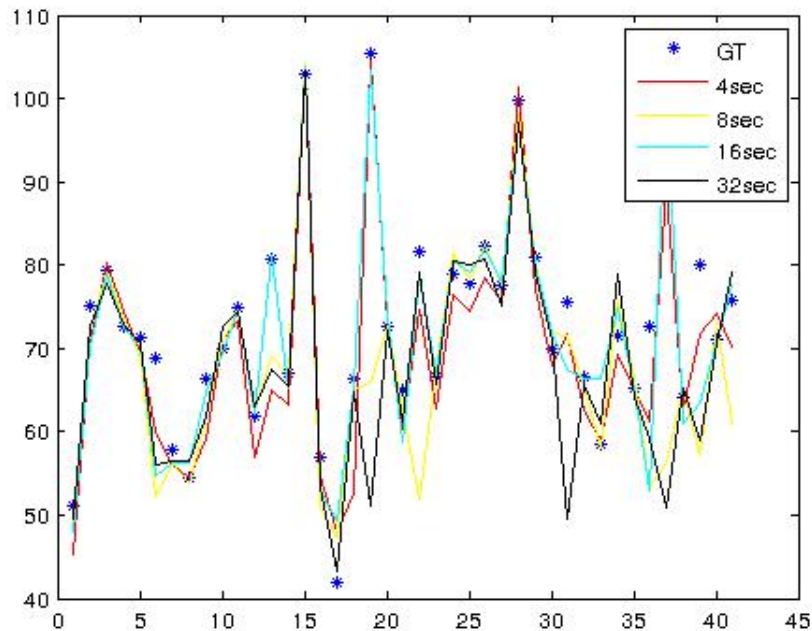


Σχήμα 6.4: Σφάλμα συναρτήσει της χρήσης Hamming Filter(Πείραμα D-Logitech)



Σχήμα 6.5: Σφάλμα ανά Μεγέθους Παραθύρου STFT(Πείραμα D-Logitech)





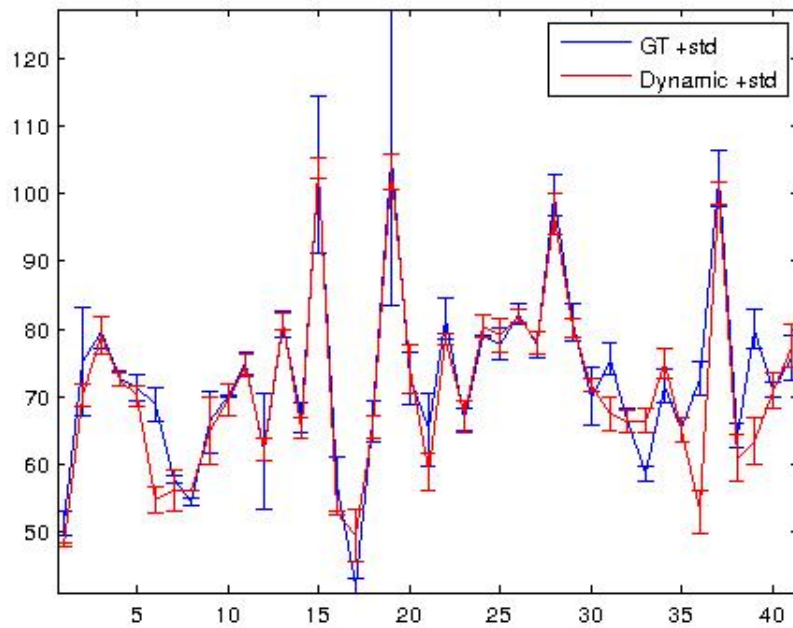
Σχήμα 6.6: Υπολογισμός ρυθμού καρδιάς συναρτήσει Μεγέθους Παραθύρου STFT (Πείραμα D-Logitech)

#### 6.4.5 Χρήση και μη χρήση Δυναμικού Προγραμματισμού

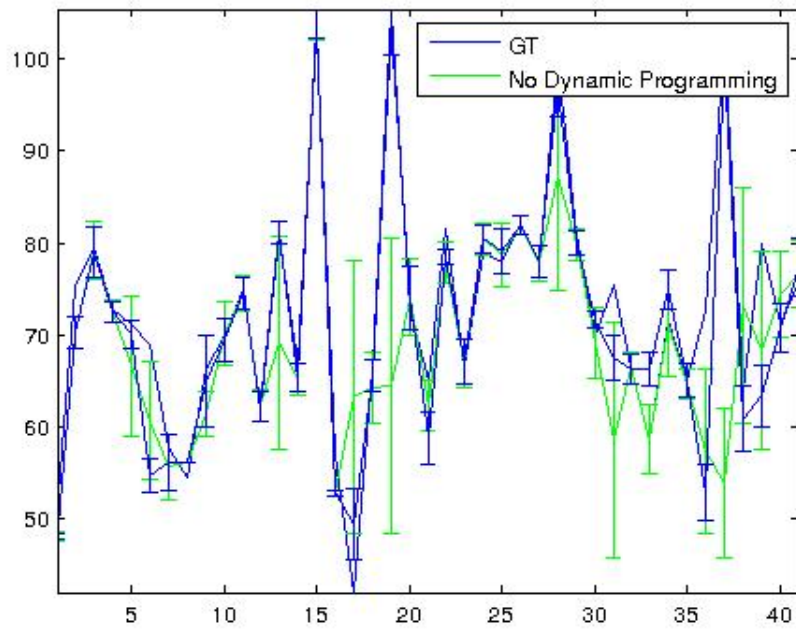
Στα διαγράμματα 6.7 και 6.8 αποτυπώνεται η συνεισφορά του δυναμικού προγραμματισμού στην αλγοριθμική διαδικασία. Όπως φαίνεται και από την σύγκριση των διαγραμμάτων αυτών φαίνεται πως η χρήση του δυναμικού συνεισφέρει τόσο στην μείωση του σφάλματος της μέσης τιμής όσο και αυτής του σφάλματος της τυπικής απόκλισης. Αυτό είναι κάτι που συμβαίνει καθώς, όπως περιγράφηκε και στο Κεφάλαιο 5 ο δυναμικός αλγόριθμος βελτιστοποιεί τις μεταβολές του ρυθμού της καρδιάς στις διαδοχικές στιγμές. Έτσι σε κάθε μετάβαση σε μια μετέπειτα κατάσταση, σε κάθε εκτίμηση δηλαδή της παραμέτρου του ρυθμού καρδιάς, λαμβάνονται υπόψιν οι προηγούμενες καταστάσεις, ενώ στο τέλος επιλέγεται το σύνολο των μεταβάσεων που ανταποκρίνεται στην ελαχιστοποίηση της συνάρτησης κόστους. Ο δυναμικός προγραμματισμός επιπλέον μας δίνει την δυνατότητα εισαγωγής της φυσικής του προβλήματος στην μοντελοποίηση μας. Αυτό συμβαίνει καθώς είναι αδύνατον σε χρονικό διάστημα ενός δευτερολέπτου να έχουμε μεταβολές του ρυθμού της καρδιάς μεγαλύτερες από 10 παλμούς ανά δευτερόλεπτο. Έτσι λαμβάνοντας υπόψη την πληροφορία αυτή, βλέπουμε πως το σφάλμα της τυπικής απόκλισης των μετρήσεων μας σε σχέση με τις τιμές αλήθειας μειώνεται. Αξίζει να σημειωθεί πως στην περίπτωση μη χρήσης δυναμικού προγραμματισμού, της χρήσης των μεθόδων μείωσης διάστασης PCA,

Μη Επεμβατική Εξαγωγή σήματος PPG και ρυθμού καρδιάς με χρήση video

ICA, Laplacian EigenMaps καθώς και της μη χρήσης διόρθωσης φωτισμού, ο αλγόριθμος εκφυλίζεται στις έως τώρα προταθείσες μεθόδους μη επεμβατικής φωτοπληθυσμογραφίας. Για όλες τις περιπτώσεις αυτές τόσο η χρήση του δυναμικού προγραμματισμού όσο και η διόρθωση φωτισμού, συνεισφέρει σημαντικά στην βελτίωση της ακρίβειας των μετρήσεων. Έτσι, αποδεικνύεται πως οι μέθοδοι που εισήχθησαν στην παρούσα εργασία συνεισφέρουν καθοριστικά στη βελτίωση των αποτελεσμάτων.



Σχήμα 6.7: Χρήση Δυναμικού Προγραμματισμού (Πείραμα D-Logitech)



Σχήμα 6.8: Μη χρήση Δυναμικού Προγραμματισμού (Πείραμα D-Logitech)



# Κεφάλαιο 7

## Επίλογος

### 7.1 Συμπεράσματα

Στην διπλωματική εργασία αυτή παρουσιάστηκε μια συνολική ερευνητική διαδικασία η οποία μπορεί να χωριστεί στα εξής μέρη:

- **Βιβλιογραφική αναζήτηση και μελέτη**
- **Σχεδιασμός διαδικασίας συλλογής των δεδομένων**
- **Ανάπτυξη αλγορίθμου επεξεργασίας των δεδομένων**
- **Αξιολόγηση των αποτελεσμάτων του αλγορίθμου που αναπτύχθηκε και σύγκριση με τους προϋπάρχοντες αλγορίθμους**

Κατά την βιβλιογραφική αναζήτηση και μελέτη έγινε προσπάθεια εξοικείωσης με την τεχνολογία της φωτοπληθυσμογραφίας, την εξέλιξη της στο χρόνο, καθώς και τις έως τώρα εφαρμογές της. Κατόπιν, μελετήθηκε η μέχρι σήμερα επιστημονική έρευνα στο σύγχρονο πεδίο της μη επεμβατικής φωτοπληθυσμογραφικής τεχνολογίας με χρήση ορατού φωτός και εξ' αποστάσεως. Πραγματοποιήθηκε επίσης βιβλιογραφική ανασκόπηση στο πεδίο των αλγορίθμων ανίχνευσης και παρακολούθησης προσώπου. Ερευνήθηκαν οι μαθηματικές τεχνικές στις οποίες αυτοί στηρίζονται ενώ επισημάνθηκε η εξέλιξη τους μέχρι σήμερα. Αναμφίβολα η τεχνολογία αυτή αποτελεί ένα θεμελιώδες εργαλείο στην προσπάθεια ανάπτυξης μη επεμβατικών τεχνικών μέτρησης ιατρικών παραμέτρων, κάτι το οποίο ήταν και ο στόχος της εργασίας αυτής. Παράλληλα, μελετήθηκαν οι αλγόριθμοι εξαγωγής χαρακτηριστικών οι οποίοι έχουν χρησιμοποιηθεί στις προσπάθειες μη επεμβατικής λήψης του PPG σήματος, ενώ επίσης χρησιμοποιήθηκαν και στον προτεινόμενο από την παρούσα εργασία αλγόριθμο. Τέλος μελετήθηκε ο αλγόριθμος βελτιστοποίησης του δυναμικού προγραμματισμού, ο οποίος και εισήχθη για πρώτη φορά για το πρόβλημα μη επεμβατικής φωτοπληθυσμογραφίας με την παρούσα εργασία.

Ο σκοπός της συνολικής πειραματικής διαδικασίας συλλογής ήταν η λήψη video συγκεκριμένου χρόνου αλλά και σε διαφορετικές συνθήκες περιβάλλοντος, από άτομα διαφόρων ηλικιών. Ταυτόχρονα, αναγκαία ήταν η λήψη του ανεπεξεργαστου σήματος PPG για

Μη Επεμβατική Εξαγωγή σήματος PPG και ρυθμού καρδιάς με χρήση video

τη χρήση αυτού ως τιμές αλήθειας στην μετέπειτα επεξεργασία. Ταυτόχρονα με την καταγραφή των δύο βίντεο και του PPG σήματος από τον αισθητήρα, πραγματοποιήθηκαν και μετρήσεις της αρτηριακής πίεσης με τη βοήθεια ηλεκτρονικού πιεσόμετρου. Κατά τη διάρκεια του σχεδιασμού για την πραγματοποίηση της συλλογής των δεδομένων πραγματοποιήθηκε ανάπτυξη κώδικα στη γλώσσα προγραμματισμού C++ , και παρήχθη ένα τελικό πρόγραμμα το οποίο εκτελούσε την αυτοματοποιημένη διαδικασία της καταγραφής των video και του σήματος αλήθειας από το οξύμετρο Nonin-Chrod. Καθώς ο τελικός στόχος της συγκεκριμένης εργασίας ήταν η μη επεμβατική εκτίμηση του σήματος πληθυσμογραφίας μέσω της απομόνωσης περιοχής του προσώπου από συμβατικές κάμερες μικρού κόστους, απαραίτητη ήταν η χρησιμοποίηση ενός ειδικού αισθητήρα λήψης αξιόπιστου ακατέργαστου σήματος PPG, έτσι ώστε το σήμα αυτό να είναι δυνατόν να συγκριθεί με το αντίστοιχο ληφθέν σήμα από τις συμβατικές Web-κάμερες που χρησιμοποιήσαμε.

Η αλγοριθμική διαδικασία που ακολουθήθηκε για την μη επεμβατική λήψη και επεξεργασία του σήματος PPG, μέσω των δύο συμβατικών Web-καμερών, μετά από απομόνωση και παρακολούθηση συγκεκριμένης περιοχής του προσώπου παρουσιάστηκε αναλυτικά στο Κεφάλαιο 5. Οι διάφορες εναλλακτικές μέθοδοι που ελέγχθησαν κατά τα διάφορα στάδια του αλγορίθμου, περιγράφηκαν αναλυτικά. Παρουσιάστηκαν λοιπόν, οι διαφορετικές μεθόδους μείωσης διάστασης των δεδομένων (Kernel PCA, PCA, ICA, επιλογή G συνιστώσας, Laplacian EigenMaps) και το ζωνοπερατό φίλτρο που Hamming που χρησιμοποιήθηκε για την αποκοπή των ανεπιθύμητων συνιστωσών. Αναλυτική αναφορά έγινε στον σύντομο μετασχηματισμό Fourier βάση του οποίου έγινε η εύρεση της συχνότητας που ανταποκρινόταν στον ρυθμό καρδιάς. Τέλος έγινε κατάλληλη μοντελοποίηση του δυναμικού προγραμματισμού, ο οποίος εφαρμόστηκε με σκοπό την εύρεση των βέλτιστων μεταβολών του ρυθμού καρδιάς κατά την διάρκεια των 60 δευτερολέπτων.

Στο Κεφάλαιο 6 παρουσιάστηκαν διεξοδικά τα αποτελέσματα για το σύνολο των 41 δειγμάτων που μελετήθηκαν. Πραγματοποιήθηκαν συγκρίσεις όσον αφορά τα ποσοστά επιτυχίας, για τις δύο διαφορετικές web-κάμερες που χρησιμοποιήθηκαν, τις διάφορες μεθόδους μείωσης διάστασης, την συνεισφορά του φίλτρου Hamming, τον ρόλο του χρονικού παραθύρου του STFT καθώς και την συμβολή του δυναμικού προγραμματισμού. Από το σύνολο των αποτελεσμάτων είδαμε πως παρά τις μεταβλητές συνθήκες φωτισμού των 41 αυτών δειγμάτων που είχαμε, τα αποτελέσματα ήταν πολύ ικανοποιητικά, ενώ το βέλτιστο αποτέλεσμα που επετεύχθη ήταν αυτό με σφάλμα μέσης τιμής περίπου ίσο με 3 παλμούς, και σφάλμα τυπικής απόκλισης περίπου ίσον με 2. Από την σύγκριση με τους αλγορίθμους που έχουν προταθεί στην προϋπάρχουσα βιβλιογραφία, και την διαφοροποίηση της περίπτωσης μας όσον αφορά τη μεταβλητότητα των συνθηκών συλλογής δεδομένων, τα αποτελέσματα του αλγορίθμου που προτείνεται κρίνονται ως πολλά υποσχόμενα όσον

Μη Επεμβατική Εξαγωγή σήματος PPG και ρυθμού καρδιάς με χρήση video αφορά τη δυνατότητα μη επεμβατικής μέτρησης φυσιολογικών παραμέτρων μέσω επεξεργασίας video σε πραγματικές συνθήκες περιβάλλοντος.

## 7.2 Μελλοντική έρευνα

Εκτός από τη μέτρηση του ρυθμού καρδιάς, με τη χρήση του μη επεμβατικά λαμβανόμενου σήματος PPG, είναι δυνατόν να εξεταστεί η μέτρηση και άλλων χρήσιμων ιατρικών παραμέτρων όπως είναι η μεταβλητότητα του ρυθμού καρδιάς (HRV), ο ρυθμός αναπνοής, και η αρτηριακή πίεση. Οι παράμετροι αυτοί παρουσιάζουν αυξημένο ενδιαφέρον ιατρικά, και η επεμβατική εκτίμηση του θα ήταν πολύ σημαντική.

Παράλληλα θέμα μελλοντικής έρευνας αποτελεί και η προσπάθεια μη επεμβατικής λήψης του σήματος PPG σε περιπτώσεις όπου το πρόσωπο που απεικονίζεται βρίσκεται εν κινήσει. Κάτι τέτοιο απαιτεί εξελιγμένους αλγόριθμους ανίχνευσης και παρακολούθησης, καθώς και αλγόριθμους ανασύνθεσης οι οποίοι θα έχουν τη δυνατότητα μετασχηματισμού ενός προσώπου από πλάγια σε μετωπική θέση.

Όπως παρουσιάστηκε, κατά τη διάρκεια της συλλογής των δεδομένων μετρήθηκε η αρτηριακή πίεση ως τιμή αλήθειας για μια μελλοντική εκτίμηση αυτής μέσω του μη επεμβατικού PPG σήματος. Επίσης έγινε καταγραφή video στα οποία το πρόσωπο των συμμετεχόντων βρισκόταν εν κινήσει. Ο σκοπός των παραπάνω ήταν η προετοιμασία του εδάφους για μελλοντική έρευνα όπως αυτή περιγράφηκε στις προηγούμενες δύο παραγράφους.





# Παράρτημα Α



## Έντυπο Ενημέρωσης / Συναίνεσης

### Συνολο δεδομένων Face Pulse

Δρ. Σέργιος Πετρίδης  
Συνεργαζόμενος Ερευνητής  
ΙΠ&Τ– Ε.Κ.Ε.Φ.Ε. «Δημόκριτος»

Το έντυπο αυτό έχει δύο μέρη: Μερos Ι: σχετικές πληροφορίες (για ενημέρωσή σας σχετικά με την συλλογή δεδομένων), και Μερos ΙΙ: βεβαίωση συναίνεσης (για τις υπογραφές, εφόσον συμφωνείτε να λάβετε μέρος). Στο τέλος, θα σας δοθεί αντίγραφο του εντύπου αυτού.

## Μέρος Ι: Σχετικές Πληροφορίες

**Σκοπός του Face Pulse** Το Face Pulse θα βοηθήσει στην ανάπτυξη και αξιολόγηση αλγορίθμων οι οποίοι θα στοχεύουν να ανιχνεύσουν το φωτοπλυθισμογραφικό (photoplethysmographic - PPG) σήμα και την αρτηριακή πίεση μόνο μέσω οπτικής παρακολούθησης από απλή κάμερα. Από το PPG σήμα μπορούν να αντληθούν σημαντικές πληροφορίες όπως ο ρυθμός καρδιάς και ο ρυθμός αναπνοής. Η μέτρηση τέτοιων χαρακτηριστικών εξ' αποστάσεως είναι σημαντική σε μη-επεμβατικά (non-invasive) συστήματα παρακολούθησης υγείας. Ειδικότερα, το Face Pulse θα περιέχει, για ένα πλήθος συμμετεχόντων, παράλληλη καταγραφή (α) του PPG σήματος και της αρτηριακής πίεσης μέσω εξειδικευμένων οργάνων που εφαρμόζουν στο χέρι του ατόμου και θεωρούνται ακριβή και (β) συνεχή εικόνα από απλή οπτική κάμερα που εστιάζει στο πρόσωπο.

**Διαδικασία** Θα σας ζητήσουμε να καθίσετε μπροστά από μια κάμερα ενώ παράλληλα θα εφαρμοσθούν στο χέρι σας ένα ηλεκτρονικό πιεσόμετρο και ένα οξύμετρο. Η ροή βίντεο του προσώπου σας θα καταγραφεί από τις κάμερες ενώ παράλληλα τα στοιχεία πίεσης και οξύμετρου θα καταγράφονται από τα αντίστοιχα όργανα. Κατά την διάρκεια της συλλογής, θα σας δοθούν οδηγίες σχετικά με την κίνηση που μπορείτε να κάνετε (καθόλου κίνηση, ελεγχόμενη κίνηση δεξιά και αριστερά, ελεύθερη κίνηση). Ο συνολικός χρόνος συλλογής δεν θα ξεπεράσει σε διάρκεια τα 10 λεπτά.

**Κίνδυνοι, Ενοχλήσεις, Μέτρα Προστασίας** Η συμμετοχή σας στην συλλογή αυτή δεν εμπεριέχει κανένα κίνδυνο σε εσάς, ούτε προβλέπεται να αισθανθείτε κάποια ενόχληση από αυτήν. Επίσης δεν χρειάζεται κάποια προφύλαξη κατά την διάρκειά της.

**Οφέλη** Η συμμετοχή σας στην συλλογή αυτή δεν εμπεριέχει κανένα όφελος για σας, οικονομικό, ή οποιασδήποτε άλλης φύσης. Η έρευνα που θα βασιστεί στην συλλογή αυτή θα επιχειρήσει να επιφέρει πρόοδο στην τεχνολογία μη-επεμβατικής παρακολούθησης υγείας.

**Εμπιστευτικότητα** Δεν θα επισυναφθεί καμία πληροφορία που αφορά το όνομα σας ή άλλα στοιχεία ταυτότητας στα συλλεγμένα δεδομένα. Κατ' εξαίρεση, και εφόσον δηλώσετε ρητά ότι συναινείτε, θα σας ζητηθεί η ηλικιακή ομάδα σας. Επίσης, έχετε την δυνατότητα να δηλώσετε ότι συναινείτε να διατηρηθούν τα χαρακτηριστικά του προσώπου σας που σας κάνουν αναγνωρίσιμους ή, αντιθέτως ότι ζητάτε την αλλοίωση με ψηφιακό τρόπο μέρους των χαρακτηριστικών του προσώπου σας (μάτια, στόμα, μαλλιά) που σας ταυτοποιούν. Στην περίπτωση αυτή, τα αρχικά δεδομένα στα οποία είστε αναγνωρίσιμος θα διαγραφούν αμέσως μετά. Τα συλλεγμένα δεδομένα θα αποθηκευτούν ψηφιακά σε μία βάση δεδομένων εντός του ασφαλούς υπολογιστικού περιβάλλοντος του ΙΠ&Τ-Ε.Κ.Ε.Φ.Ε. «Δημόκριτος». Πρόσβαση στα δεδομένα αυτά θα έχει μόνο το ερευνητικό προσωπικό του ΙΠ&Τ-Ε.Κ.Ε.Φ.Ε. «Δημόκριτος» για ερευνητικούς σκοπούς. Πρόσβαση στα δεδομένα εκτός ΙΠ&Τ-Ε.Κ.Ε.Φ.Ε. «Δημόκριτος» θα μπορεί να δίνεται μόνο για ερευνητικούς σκοπούς και εφόσον συναινέσετε ρητά.

(συνέχεια από την προηγούμενη σελίδα)

**Άρνηση Παροχής Συναίνεσης** Η συμμετοχή σας είναι εθελοντική. Η άρνηση παροχής συναίνεσης δεν επιφέρει καμία αρνητική συνέπεια σε εσάς. Διατηρείτε επίσης το δικαίωμα αναίρεσης της συναίνεσής σας ανά πάσα στιγμή. Στην περίπτωση τέτοιας αναίρεσης, τα συγκεντρωμένα δεδομένα σας θα διαγραφούν άμεσα.

**Επικοινωνία** Για οποιοσδήποτε ερωτήσεις απευθυνθείτε στον Δρ. Σέργιο Πετρίδη, petridis@iit.dem...  
τηλ. +30-210-6503175.

## Μέρος II: Βεβαίωση συναίνεσης

Στα δεδομένα βίντεο, οξύμετρου και αρτηριακής πίεσης που θα συλλέξετε: (Σημειώστε ακριβώς ένα από τα παρακάτω κουτιά σε κάθε ομάδα )

- να επισυναφθεί πληροφορία σχετικά με την ηλικιακή μου ομάδα
- να **μην** επισυναφθεί πληροφορία σχετικά με την ηλικιακή μου ομάδα

**και**

- να **διατηρηθούν** τα οπτικά δεδομένα του προσώπου που με κάνουν αναγνωρίσιμο
- να **αλλοιωθούν** με ψηφιακό τρόπο τα οπτικά δεδομένα του προσώπου (μάτια, στόμα, μαλλιά) που με κάνουν αναγνωρίσιμο, πριν δοθεί οποιαδήποτε πρόσβαση στα δεδομένα

**και**

- να δοθεί δυνατότητα πρόσβασης στα δεδομένα μου για ερευνητικούς σκοπούς **εντός και εκτός του** ΙΠ&Τ– Ε.Κ.Ε.Φ.Ε. «Δημόκριτος»
- να δοθεί δυνατότητα πρόσβασης στα δεδομένα μου για ερευνητικούς σκοπούς **μόνο εντός** του ΙΠ&Τ– Ε.Κ.Ε.Φ.Ε. «Δημόκριτος»

**Διάβασα τα παραπάνω στοιχεία. Είχα την ευκαιρία να κάνω σχετικές ερωτήσεις και όλες ερωτήσεις έκανα απαντήθηκαν ικανοποιητικά. Συναινώ να συμμετάσχω εθελοντικά στην δημιουργία του συνόλου δεδομένων Face Pulse.**

Όνομα Συμμετέχοντα: \_\_\_\_\_

Υπογραφή Συμμετέχοντα: \_\_\_\_\_



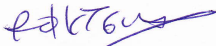
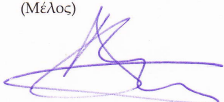

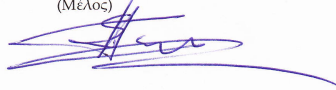
Ημερομηνία: \_\_\_\_\_

**Δήλωση του ερευνητή που λαμβάνει την συναίνεση** Επιβεβαιώνω ότι ο συμμετέχων είχε την ευκαιρία να θέσει ερωτήσεις σχετικά με τη δημιουργία του συνόλου δεδομένων Face Pulse, και όλες οι ερωτήσεις που τέθηκαν από τον συμμετέχοντα έχουν απαντηθεί σωστά και όσο μπορούσα καλύτερα. Επιβεβαιώνω ότι το άτομο δεν εξαναγκάζεται να δώσει τη συναίνεσή του, και η συναίνεση έχει δοθεί ελεύθερα και εθελοντικά.

Όνομα Ερευνητή που λαμβάνει την συναίνεση: \_\_\_\_\_

Υπογραφή Ερευνητή που λαμβάνει την συναίνεση: \_\_\_\_\_

# Παράρτημα Β

 <b>ΕΛΛΗΝΙΚΗ ΔΗΜΟΚΡΑΤΙΑ</b> <b>ΥΠΟΥΡΓΕΙΟ ΠΑΙΔΕΙΑΣ ΚΑΙ</b> <b>ΘΡΗΣΚΕΥΜΑΤΩΝ, ΠΟΛΙΤΙΣΜΟΥ</b> <b>ΚΑΙ ΑΘΛΗΤΙΣΜΟΥ</b>  <b>ΓΕΝΙΚΗ ΓΡΑΜΜΑΤΕΙΑ</b> <b>ΕΡΕΥΝΑΣ &amp; ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ</b>	 <b>ΕΘΝΙΚΟ ΚΕΝΤΡΟ ΕΡΕΥΝΑΣ ΦΥΣΙΚΩΝ</b> <b>ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ «ΔΗΜΟΚΡΙΤΟΣ»</b>
<hr/> <b>ΙΝΣΤΙΤΟΥΤΟ ΒΙΟΕΠΙΣΤΗΜΩΝ &amp; ΕΦΑΡΜΟΓΩΝ</b> <b>ΕΠΙΤΡΟΠΗ ΗΘΙΚΗΣ &amp; ΔΕΟΝΤΟΛΟΓΙΑΣ</b> <hr/>	
<b>Πληροφορίες :</b> Μ. Παπαδάκη	<b>Βαθμός Ασφάλειας :</b>
<b>Τηλέφωνο :</b> (210)-650 3582	<b>Αγ. Παρασκευή :</b> 31/10/2012
<b>Fax :</b> (210)-6511767	<b>Αρ. Πρωτ. :</b>
<b>E-mail :</b> <a href="mailto:papadaki@bio.demokritos.gr">papadaki@bio.demokritos.gr</a>	<b>Βαθμός Προτεραιότητας :</b>
	<b>Προς :</b> - Μέλη Επιτροπής Ηθικής & Δεοντολογίας - Δρα Σ. Πετρίδη (Ενδιαφερόμενο)
 <b>ΘΕΜΑ : ΑΠΟΦΑΣΗ</b>	
<p>Η Επιτροπή Ηθικής &amp; Δεοντολογίας του ΕΚΕΦΕ «ΔΗΜΟΚΡΙΤΟΣ» συναντήθηκε στις 31 Οκτωβρίου 2012 και εξέτασε το αίτημα του Δρ. Σ. Πετρίδη για έγκριση εκτέλεσης των προτεινόμενων πειραμάτων, στο πλαίσιο μελέτης σχετικά με τη δημιουργία συνόλου δεδομένων FACE PULSE.</p> <p>Λαμβάνοντας υπόψη την Ελληνική Νομοθεσία (Ν. 2472/97) και τις Κοινοτικές Οδηγίες (Directive 95/46/EC) περί προστασίας ατόμων όσον αφορά την επεξεργασία προσωπικών δεδομένων και τη διακίνηση τέτοιων δεδομένων η επιτροπή, αποφάσισε να εγκρίνει την διεξαγωγή των σχετικών πειραμάτων, με τη διαβεβαίωση ότι θα κοινοποιηθούν αποκλειστικά αποτελέσματα για τα οποία θα έχει δοθεί γραπτή συναίνεση από τους συμμετέχοντες.</p>	
<p>Τα Μέλη της Επιτροπής</p>	
<p>Φωτεινή Τσιλιμπάρη, MD, PhD (Πρόεδρος)</p>  <p>Δημήτρης Κλέτσας, PhD (Μέλος)</p> 	<p>Αλεξάνδρα Βαβαρήγου, PhD (Μέλος)</p>  <p>Σταύρος Περαντώνης, PhD (Μέλος)</p> 
<small>8/11</small>	

## Βιβλιογραφία

- [1] P. Välisuo, I. Kaartinen, H. Kuokkanen, and J. Alander. The colour of blood in skin: a comparison of allen's test and photonics simulations. *Skin Research and Technology*, 16(4):390–396, 2010.
- [2] M. Z. Poh, D. J. McDuff, and R. W. Picard. Non-contact, automated cardiac pulse measurements using video imaging and blind source separation. 18(10): 10762–10774, 2010.
- [3] W. Cui, L. E. Ostrander, and B. Y. Lee. In vivo reflectance of blood and tissue as a function of light wavelength. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 37(6): 632–639, June 1990. ISSN 0018-9294. doi: 10.1109/10.55667.
- [4] J. L. Reuss and D. Siker. The pulse in reflectance pulse oximetry: modeling and experimental studies. *Journal of clinical monitoring and computing*, 18(4):289–299, 2004.
- [5] M. J. Gregoski, M. Mueller, A. Vertegel, A. Shaporev, B. B. Jackson, R. M. Frenzel, S. M. Sprehn, and F. A. Treiber. Development and validation of a smartphone heart rate acquisition application for health promotion and wellness telehealth applications. *International Journal of Telemedicine and Applications*, 2012, 2012.
- [6] C. G. Scully, J. Lee, J. Meyer, A. M. Gorbach, D. Granquist-Fraser, Y. Mendelson, and K. H. Chon. Physiological parameter monitoring from optical recordings with a mobile phone. 59(2):303–306, February 2012. ISSN 0018-9294. doi: 10.1109/TBME.2011.2163157.
- [7] J. A. Crowe and D. Damianou. The wavelength dependence of the photoplethysmogram and its implication to pulse oximetry. In *Engineering in Medicine and Biology Society, 1992 14th Annual International Conference of the IEEE*, volume 6, pages 2423–2424. IEEE, 1992.
- [8] D. Damianou. *The wavelength dependence of the photoplethysmogram and its implication to pulse oximetry*. University of Nottingham, 1995.
- [9] Y. Maeda, M. Sekine, T. Tamura, A. Moriya, T. Suzuki, and K. Kameyama. Comparison of reflected green light and infrared photoplethysmography. In *Engineering in Medicine and Biology Society, 2008. EMBS 2008. 30th Annual*

*International Conference of the IEEE*, pages 2270–2272, August 2008. doi: 10.1109/IEMBS.2008.4649649.

- [10] FP Wieringa, F. Mastik, and A. F. W. Steen. Contactless multiple wavelength photoplethysmographic imaging: A first step toward a spO<sub>2</sub> camera technology. *Annals of biomedical engineering*, 33(8):1034–1041, 2005.
- [11] K. G. Humphreys. *An investigation of remote non-contact photoplethysmography and pulse oximetry*. PhD thesis, National University of Ireland, 2007.
- [12] S. Hu, J. Zheng, V. Chouliaras, and R. Summers. Feasibility of imaging photoplethysmography. In *BioMedical Engineering and Informatics, 2008. BMEI 2008. International Conference on*, volume 2, pages 72–75. IEEE, 2008.
- [13] W. Verkruyse, L. O. Svaasand, and J. S. Nelson. Remote plethysmographic imaging using ambient light. *Optics express*, 16(26):21434–21445, 2008.
- [14] M.-Z. Poh, D. J. McDuff, and R. W. Picard. Advancements in noncontact, multiparameter physiological measurements using a webcam. 58(1):7–11, January 2011. ISSN 0018-9294. doi: 10.1109/TBME.2010.2086456.
- [15] P. Sahindrakar. Improving motion robustness of contact-less monitoring of heart rate using video analysis. Master's thesis, Eindhoven University of Technology, 2011.
- [16] Fraunhofer Institute for Integrated Circuit. Shore Library for Face detection. <http://www.iis.fraunhofer.de/en/bf/bsy/produkte/shore.html>.
- [17] Kenji Takazawa, Nobuhiro Tanaka, Masami Fujita, Osamu Matsuoka, Tokuyu Saiki, Masaru Aikawa, Sinobu Tamura, and Chiharu Ibukiyama. Assessment of vasoactive agents and vascular aging by the second derivative of photoplethysmogram waveform. *Hypertension*, 32(2):365–370, 1998.
- [18] John Allen. Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement. *Physiological Measurement*, 28(3):R1, 2007. URL <http://stacks.iop.org/0967-3334/28/i=3/a=R01>.
- [19] H Molitor and L Fernandez. I. experimental studies on the causes and prevention of iontophoretic burns. *The American Journal of the Medical Sciences*, 198(6):778–784, 1939.

- [20] PJ Hanzlik, FLOYD DEEDS, and B Terada. A simple method of demonstrating changes in blood supply of the ear and effects of some measures. *Journal of Pharmacology and Experimental Therapeutics*, 56(2):194–204, 1936.
- [21] Alrick B Hertzman and John B Dillon. Distinction between arterial, venous and flow components in photoelectric plethysmography in man. *American Journal of Physiology–Legacy Content*, 130(1):177–185, 1940.
- [22] Alrick B Hertzman. The blood supply of various skin areas as estimated by the photoelectric plethysmograph. *American Journal of Physiology–Legacy Content*, 124(2):328–340, 1938.
- [23] Takuo Aoyagi. Pulse oximetry: its invention, theory, and future. *Journal of anesthesia*, 17(4):259–266, 2003.
- [24] R Rox Anderson and John A Parrish. The optics of human skin. *Journal of Investigative Dermatology*, 77(1):13–19, 1981.
- [25] Weijia Cui, Lee E Ostrander, and Bok Y Lee. In vivo reflectance of blood and tissue as a function of light wavelength. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 37(6):632–639, 1990.
- [26] Edwin Gordy, David L Drabkin, et al. Spectrophotometric studies xvi. determination of the oxygen saturation of blood by a simplified technique, applicable to standard equipment. *Journal of Biological Chemistry*, 227(1):285–299, 1957.
- [27] A Murray and D Marjanovic. Optical assessment of recovery of tissue blood supply after removal of externally applied pressure. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 35(4):425–427, 1997.
- [28] AB Hertzman and CR Spealman. Observations on the finger volume pulse recorded photoelectrically. *Am. J. Physiol*, 119(334):3, 1937.
- [29] Alrick B Hertzman and John B Dillon. Applications of photoelectric plethysmography in peripheral vascular disease. *American Heart Journal*, 20(6):750–761, 1940.
- [30] Willie Bosseau Murray and Patrick Anthony Foster. The peripheral pulse wave: information overlooked. *Journal of clinical monitoring*, 12(5):365–377, 1996.
- [31] Mohamed Elgendi. On the analysis of fingertip photoplethysmogram signals. *Current cardiology reviews*, 8(1):14, 2012.



- [32] H Harry Asada, Phillip Shaltis, Andrew Reisner, Sokwoo Rhee, and Reginald C Hutchinson. Mobile monitoring with wearable photoplethysmographic biosensors. *Engineering in Medicine and Biology Magazine, IEEE*, 22(3):28–40, 2003.
- [33] CP Chua and C Heneghan. Continuous blood pressure monitoring using ecg and finger photoplethysmogram. In *Engineering in Medicine and Biology Society, 2006. EMBS'06. 28th Annual International Conference of the IEEE*, pages 5117–5120. IEEE, 2006.
- [34] Eric Chern-Pin Chua, Stephen J Redmond, Gary McDarby, and Conor Heneghan. Towards using photo-plethysmogram amplitude to measure blood pressure during sleep. *Annals of biomedical engineering*, 38(3):945–954, 2010.
- [35] Aymen A Awad, Ala S Haddadin, Hossam Tantawy, Tarek M Badr, Robert G Stout, David G Silverman, and Kirk H Shelley. The relationship between the photoplethysmographic waveform and systemic vascular resistance. *Journal of clinical monitoring and computing*, 21(6):365–372, 2007.
- [36] Xiaoyu Wang, Tony X Han, and Shuicheng Yan. An hog-lbp human detector with partial occlusion handling. In *Computer Vision, 2009 IEEE 12th International Conference on*, pages 32–39. IEEE, 2009.
- [37] Tsu-Hsun Fu, Shing-Hong Liu, and Kuo-Tai Tang. Heart rate extraction from photoplethysmogram waveform using wavelet multi-resolution analysis. *Journal of Medical and Biological Engineering*, 28(4):229–232, 2008.
- [38] Stephen P Linder, Suzanne M Wendelken, Edward Wei, and Susan P McGrath. Using the morphology of photoplethysmogram peaks to detect changes in posture. *Journal of clinical monitoring and computing*, 20(3):151–158, 2006.
- [39] E Gil, M Orini, R Bailón, JM Vergara, L Mainardi, and P Laguna. Photoplethysmography pulse rate variability as a surrogate measurement of heart rate variability during non-stationary conditions. *Physiological measurement*, 31(9):1271, 2010.
- [40] CCY Poon, XF Teng, YM Wong, C Zhang, and YT Zhang. Changes in the photoplethysmogram waveform after exercise. In *Computer Architectures for Machine Perception, 2003 IEEE International Workshop on*, pages 115–118. IEEE, 2004.

- [41] He Zhao. Can photoplethysmography variability serve as an alternative approach to obtain heart rate variability information? *Journal of clinical monitoring and computing*, 22(1):23–29, 2008.
- [42] SC Millasseau, RP Kelly, JM Ritter, PJ Chowienczyk, et al. Determination of age-related increases in large artery stiffness by digital pulse contour analysis. *Clinical science*, 103(4):371–378, 2002.
- [43] Stephen R Alty, Natalia Angarita-Jaimes, Sandrine C Millasseau, and Philip J Chowienczyk. Predicting arterial stiffness from the digital volume pulse waveform. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 54(12):2268–2275, 2007.
- [44] Issei Imanaga, Hiroshi Hara, Samonn Koyanagi, and Kohtaro Tanaka. Correlation between wave components of the second derivative of plethysmogram and arterial distensibility. *Japanese heart journal*, 39(6):775–784, 1998.
- [45] Hyun Jae Baek, Jung Soo Kim, Yun Sung Kim, Haet Bit Lee, and Kwang Suk Park. Second derivative of photoplethysmography for estimating vascular aging. In *Information Technology Applications in Biomedicine, 2007. ITAB 2007. 6th International Special Topic Conference on*, pages 70–72. IEEE, 2007.
- [46] Yoko Kimura, Kiyoshi Takamatsu, Asami Fujii, Mayumi Suzuki, Naoko Chikada, Rie Tanada, Yumi Kume, and Hiroshi Sato. Kampo therapy for premenstrual syndrome: efficacy of kamishoyosan quantified using the second derivative of the fingertip photoplethysmogram. *Journal of Obstetrics and Gynaecology Research*, 33(3): 325–332, 2007.
- [47] Kazuhiro Taniguchi, Atsushi Nishikawa, Hiroaki Nakagoe, Tomohiro Sugino, Mitsugu Sekimoto, Kazuyuki Okada, Shuji Takiguchi, Morito Monden, and Fumio Miyazaki. Evaluating the surgeon’s stress when using surgical assistant robots. In *Robot and Human interactive Communication, 2007. RO-MAN 2007. The 16th IEEE International Symposium on*, pages 888–893. IEEE, 2007.
- [48] John G Webster. *Design of pulse oximeters*. CRC Press, 2002.
- [49] Panayiotis A Kyriacou. Pulse oximetry in the oesophagus. *Physiological measurement*, 27(1):R1, 2006.
- [50] Yitzhak Mendelson and Burt D Ochs. Noninvasive pulse oximetry utilizing skin reflectance photoplethysmography. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 35(10):798–805, 1988.

- [51] K Nakajima, T Tamura, and H Miike. Monitoring of heart and respiratory rates by photoplethysmography using a digital filtering technique. *Medical engineering & physics*, 18(5):365–372, 1996.
- [52] Yong-sheng Yan, Carmen CY Poon, and Yuan-ting Zhang. Journal of neuroengineering and rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2:3, 2005.
- [53] Chenggang Yu, Zhenqiu Liu, Thomas McKenna, Andrew T Reisner, and Jaques Reifman. A method for automatic identification of reliable heart rates calculated from ecg and ppg waveforms. *Journal of the American Medical Informatics Association*, 13(3):309–320, 2006.
- [54] J Penaz et al. Photoelectric measurement of blood pressure, volume and flow in the finger. In *Digest of the 10th international conference on medical and biological engineering*, volume 104. Dresden, 1973.
- [55] Jochanan E Naschitz, Stanislas Bezobchuk, Renata Mussafia-Priselac, Scott Sundick, Daniel Dreyfuss, Igal Khorshidi, Argyro Karidis, Hagit Manor, Mihael Nagar, Elisabeth Rubin Peck, et al. Pulse transit time by r-wave-gated infrared photoplethysmography: review of the literature and personal experience. *Journal of clinical monitoring and computing*, 18(5-6):333–342, 2004.
- [56] Mr W Chen, T Kobayashi, S Ichikawa, Y Takeuchi, and T Togawa. Continuous estimation of systolic blood pressure using the pulse arrival time and intermittent calibration. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 38(5):569–574, 2000.
- [57] ST Yao, JT Hobbs, and WT Irvine. Ankle systolic pressure measurements in arterial disease affecting the lower extremities. *British Journal of Surgery*, 56(9):676–679, 1969.
- [58] Björn Jönsson, Claes Laurent, Tommy Skau, and L-G Lindberg. A new probe for ankle systolic pressure measurement using photoplethysmography (ppg). *Annals of biomedical engineering*, 33(2):232–239, 2005.
- [59] M Azabji Kenfack, Federic Lador, Marc Licker, Christian Moia, Enrico Tam, Carlo Capelli, Denis Morel, and Guido Ferretti. Cardiac output by modelflow® method from intra-arterial and fingertip pulse pressure profiles. *Clinical Science*, 106(4): 365–369, 2004.

- [60] VAN GOUDOEVEER, VAN LIESHOUT, et al. Continuous stroke volume monitoring by modelling flow from non-invasive measurement of arterial pressure in humans under orthostatic stress. *Clinical Science*, 97:291–301, 1999.
- [61] Anders Johansson and PÅ Öberg. Estimation of respiratory volumes from the photoplethysmographic signal. part i: experimental results. *Medical & biological engineering & computing*, 37(1):42–47, 1999.
- [62] Anders Johansson. Neural network for photoplethysmographic respiratory rate monitoring. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 41(3):242–248, 2003.
- [63] Jong Yong A Foo and Stephen J Wilson. Estimation of breathing interval from the photoplethysmographic signals in children. *Physiological measurement*, 26(6): 1049, 2005.
- [64] Paul A Leonard, J Graham Douglas, Neil R Grubb, David Clifton, Paul S Addison, and James N Watson. A fully automated algorithm for the determination of respiratory rate from the photoplethysmogram. *Journal of clinical monitoring and computing*, 20:33–36, 2006.
- [65] Lan Wei, Yonghong Tian, Yaowei Wang, Touradj Ebrahimi, and Tiejun Huang. Automatic webcam-based human heart rate measurements using laplacian eigenmap. In *Computer Vision–ACCV 2012*, pages 281–292. Springer, 2013.
- [66] Paul Viola and Michael Jones. Rapid object detection using a boosted cascade of simple features. In *Computer Vision and Pattern Recognition, 2001. CVPR 2001. Proceedings of the 2001 IEEE Computer Society Conference on*, volume 1, pages I–511. IEEE, 2001.
- [67] Franklin C Crow. Summed-area tables for texture mapping. In *ACM SIGGRAPH Computer Graphics*, volume 18, pages 207–212. ACM, 1984.
- [68] Jerome Friedman, Trevor Hastie, and Robert Tibshirani. Additive logistic regression: a statistical view of boosting (with discussion and a rejoinder by the authors). *The annals of statistics*, 28(2):337–407, 2000.
- [69] Ron Meir and Gunnar Rätsch. An introduction to boosting and leveraging. In *Advanced lectures on machine learning*, pages 118–183. Springer, 2003.

- [70] Takeshi Mita, Toshimitsu Kaneko, and Osamu Hori. Joint haar-like features for face detection. In *Computer Vision, 2005. ICCV 2005. Tenth IEEE International Conference on*, volume 2, pages 1619–1626. IEEE, 2005.
- [71] Bo Wu, Haizhou Ai, Chang Huang, and Shihong Lao. Fast rotation invariant multi-view face detection based on real adaboost. In *Automatic Face and Gesture Recognition, 2004. Proceedings. Sixth IEEE International Conference on*, pages 79–84. IEEE, 2004.
- [72] Robert E Schapire and Yoram Singer. Improved boosting algorithms using confidence-rated predictions. *Machine learning*, 37(3):297–336, 1999.
- [73] Rainer Lienhart and Jochen Maydt. An extended set of haar-like features for rapid object detection. In *Image Processing. 2002. Proceedings. 2002 International Conference on*, volume 1, pages I–900. IEEE, 2002.
- [74] A Heyden et al. Statistical learning of multi-view face detection. 2002.
- [75] Paul Viola, Michael J Jones, and Daniel Snow. Detecting pedestrians using patterns of motion and appearance. *International Journal of Computer Vision*, 63(2):153–161, 2005.
- [76] Hongliang Jin, Qingshan Liu, Hanqing Lu, and Xiaofeng Tong. Face detection using improved lbp under bayesian framework. In *Image and Graphics, 2004. Proceedings. Third International Conference on*, pages 306–309. IEEE, 2004.
- [77] Yotam Abramson, Bruno Steux, and Hicham Ghorayeb. Yet even faster (yef) real-time object detection. *International journal of intelligent systems technologies and applications*, 2(2):102–112, 2007.
- [78] Bernhard Froba and Andreas Ernst. Face detection with the modified census transform. In *Automatic Face and Gesture Recognition, 2004. Proceedings. Sixth IEEE International Conference on*, pages 91–96. IEEE, 2004.
- [79] Shengye Yan, Shiguang Shan, Xilin Chen, and Wen Gao. Locally assembled binary (lab) feature with feature-centric cascade for fast and accurate face detection. In *Computer Vision and Pattern Recognition, 2008. CVPR 2008. IEEE Conference on*, pages 1–7. IEEE, 2008.
- [80] Julien Meynet, Vlad Popovici, and Jean-Philippe Thiran. Face detection with boosted gaussian features. *Pattern Recognition*, 40(8):2283–2291, 2007.

- [81] Stan Z Li, Xin Wen Hou, Hong Jiang Zhang, and Qian Sheng Cheng. Learning spatially localized, parts-based representation. In *Computer Vision and Pattern Recognition, 2001. CVPR 2001. Proceedings of the 2001 IEEE Computer Society Conference on*, volume 1, pages I–207. IEEE, 2001.
- [82] Ce Liu and Hueng-Yeung Shum. Kullback-leibler boosting. In *Computer Vision and Pattern Recognition, 2003. Proceedings. 2003 IEEE Computer Society Conference on*, volume 1, pages I–587. IEEE, 2003.
- [83] Kobi Levi and Yair Weiss. Learning object detection from a small number of examples: the importance of good features. In *Computer Vision and Pattern Recognition, 2004. CVPR 2004. Proceedings of the 2004 IEEE Computer Society Conference on*, volume 2, pages II–53. IEEE, 2004.
- [84] Christopher A Waring and Xiuwen Liu. Face detection using spectral histograms and svms. *Systems, Man, and Cybernetics, Part B: Cybernetics, IEEE Transactions on*, 35(3):467–476, 2005.
- [85] Hongming Zhang, Wen Gao, Xilin Chen, and Debin Zhao. Object detection using spatial histogram features. *Image and Vision Computing*, 24(4):327–341, 2006.
- [86] Oncel Tuzel, Fatih Porikli, and Peter Meer. Region covariance: A fast descriptor for detection and classification. In *Computer Vision–ECCV 2006*, pages 589–600. Springer, 2006.
- [87] Chang Huang, Haizhou Ai, Yuan Li, and Shihong Lao. Learning sparse features in granular space for multi-view face detection. In *Automatic Face and Gesture Recognition, 2006. FGR 2006. 7th International Conference on*, pages 401–406. IEEE, 2006.
- [88] Andreas Opelt, Axel Pinz, and Andrew Zisserman. A boundary-fragment-model for object detection. In *Computer Vision–ECCV 2006*, pages 575–588. Springer, 2006.
- [89] Bo Wu and Ramakant Nevatia. Detection of multiple, partially occluded humans in a single image by bayesian combination of edgelet part detectors. In *Computer Vision, 2005. ICCV 2005. Tenth IEEE International Conference on*, volume 1, pages 90–97. IEEE, 2005.
- [90] Payam Sabzmeydani and Greg Mori. Detecting pedestrians by learning shapelet features. In *Computer Vision and Pattern Recognition, 2007. CVPR'07. IEEE Conference on*, pages 1–8. IEEE, 2007.

- [91] Simon Baker and Iain Matthews. Lucas-kanade 20 years on: A unifying framework. *International Journal of Computer Vision*, 56(3):221–255, 2004.
- [92] Gregory D Hager and Peter N Belhumeur. Efficient region tracking with parametric models of geometry and illumination. *Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions on*, 20(10):1025–1039, 1998.
- [93] Seth Koterba, Simon Baker, Iain Matthews, Changbo Hu, Jing Xiao, Jeffrey Cohn, and Takeo Kanade. Multi-view aam fitting and camera calibration. In *Computer Vision, 2005. ICCV 2005. Tenth IEEE International Conference on*, volume 1, pages 511–518. IEEE, 2005.
- [94] Yilei Xu and Amit K Roy-Chowdhury. Integrating motion, illumination, and structure in video sequences with applications in illumination-invariant tracking. *Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions on*, 29(5):793–806, 2007.
- [95] Demetri Terzopoulos and Keith Waters. Analysis and synthesis of facial image sequences using physical and anatomical models. *Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions on*, 15(6):569–579, 1993.
- [96] Volker Blanz and Thomas Vetter. Face recognition based on fitting a 3d morphable model. *Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions on*, 25(9):1063–1074, 2003.
- [97] Jiangang Yu, Bir Bhanu, Yilei Xu, and Amit K Roy-Chowdhury. Super-resolved facial texture under changing pose and illumination. In *Image Processing, 2007. ICIP 2007. IEEE International Conference on*, volume 3, pages III–553. IEEE, 2007.
- [98] Sumit Basu, Irfan Essa, and Alex Pentland. Motion regularization for model-based head tracking. In *Pattern Recognition, 1996., Proceedings of the 13th International Conference on*, volume 3, pages 611–616. IEEE, 1996.
- [99] Michael J Black and Yaser Yacoob. Recognizing facial expressions in image sequences using local parameterized models of image motion. *International Journal of Computer Vision*, 25(1):23–48, 1997.
- [100] Douglas Decarlo and Dimitris Metaxas. Optical flow constraints on deformable models with applications to face tracking. *International Journal of Computer Vision*, 38(2):99–127, 2000.

- [101] Fadi Dornaika and Jörgen Ahlberg. Face and facial feature tracking using deformable models. *International Journal of Image and Graphics*, 4(03):499–532, 2004.
- [102] Marco La Cascia, Stan Sclaroff, and Vassilis Athitsos. Fast, reliable head tracking under varying illumination: An approach based on registration of texture-mapped 3d models. *Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions on*, 22(4): 322–336, 2000.
- [103] L-P Morency, Jacob Whitehill, and Javier Movellan. Generalized adaptive view-based appearance model: Integrated framework for monocular head pose estimation. In *Automatic Face & Gesture Recognition, 2008. FG'08. 8th IEEE International Conference on*, pages 1–8. IEEE, 2008.
- [104] Luca Vacchetti, Vincent Lepetit, and Pascal Fua. Stable real-time 3d tracking using online and offline information. *Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions on*, 26(10):1385–1391, 2004.
- [105] Jörgen Ahlberg. Candide-3 - an updated parameterised face. Technical report, 2001.
- [106] Te-Won Lee. *Independent component analysis*. Springer, 1998.
- [107] D.N. Rutledge and D. Jouan-Rimbaud Bouveresse. Independent components analysis with the {JADE} algorithm. *TrAC Trends in Analytical Chemistry*, 50(0): 22 – 32, 2013. ISSN 0165-9936. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.trac.2013.03.013>. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0165993613001222>.
- [108] Richard Bellman. The theory of dynamic programming. *Bulletin of the American Mathematical Society*, 60(6):503–515, 11 1954. URL <http://projecteuclid.org/euclid.bams/1183519147>.