



**ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΣΤΕΡΕΑΣ ΕΛΛΑΔΑΣ
ΤΜΗΜΑ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ
ΜΕ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΣΤΗ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΗ**

**Ανάπτυξη συστήματος με ασύρματους αισθητήρες για την
τηλεπαρακολούθηση ασθενών**

Ελένη Β. Αντωνιάδου

ΠΨΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ
Υπεύθυνος

Δρ. Ηλίας Μαγκλογιάννης
Επίκουρος Καθηγητής

Λαμία, 2009

ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΣΤΕΡΕΑΣ ΕΛΛΑΔΑΣ

**ΤΜΗΜΑ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ ΜΕ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΣΤΗ
ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΗ**

ΠΑΠΑΣΙΟΠΟΥΛΟΥ 2-4, ΓΑΛΑΝΕΪΚΑ ΛΑΜΙΑΣ 35100, ΕΛΛΑΣ



**Ανάπτυξη συστήματος με ασύρματους αισθητήρες για την
τηλεπαρακολούθηση ασθενών**

Ελένη Β. Αντωνιάδου
Α.Μ.: ΠΒ0126

Πτυχιακή Εργασία

Επιβλέπων: Δρ. Ηλίας Μαγκλογιάννης

Επίκουρος Καθηγητής



Εγκρίθηκε από την τριμελή εξεταστική επιτροπή την 31^η Αυγούστου 2009.

.....
Δρ. Ηλίας Μαγκλογιάννης
Επίκουρος Καθηγητής

.....
Δρ. Ευριπίδης Μάρκου
Λέκτορας

.....
Δρ. Βασίλειος Πλαγιαννάκος
Επίκουρος Καθηγητής

Λαμία, Αύγουστος 2009

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

1 Εισαγωγή	16
1.1 Στόχος	16
1.2 Θεματική περιοχή	17
1.2.1 Τηλεπαρακολούθηση	18
1.2.2 Τηλεδιάγνωση και τηλεσυμβουλευτική	18
1.3 Δομή της εργασίας	18
2 Βασικό Θεωρητικό Υπόβαθρο – Αισθητήρες και Βιοσήματα	20
2.1 Αισθητήρες	20
2.1.1.1 Αισθητήρες Πίεσης του Αίματος	20
2.1.1.2 Αισθητήρες Γλυκόζης	20
2.1.1.3 Βιοαισθητήρες	21
2.1.2 Εφαρμογές στον κλάδο Υγείας	23
2.1.2.1 Τηλεπαρακολούθηση των δεδομένων της ανθρώπινης φυσιολογίας	23
2.1.2.2 Ανίχνευση και παρακολούθηση των κινήσεων των γιατρών και των ασθενών στο νοσοκομείο	23
2.1.2.3 Σύσταση συγκεκριμένων φαρμάκων στα νοσοκομεία	23
2.1.2.4 Συμβολή στην παρακολούθηση ενδείξεων ζωτικής σημασίας	23
2.1.2.5 Αοιπές εφαρμογές στην υγεία και την ιατρική	24
2.1.3 Εφαρμογές αισθητήρων στην καθημερινότητα	24
2.1.3.1 Παρακολούθηση συμπεριφοράς ζώων και βιοανάλυση	25
2.1.3.2 Παρακολούθηση της γεωλογίας, του κλίματος και περιβαντολογικών φαινομένων	26
2.1.3.3 Καλλιέργειες και Γεωργία	27
2.1.3.4 Συμβολή αισθητήρων στην αλυσίδα της παραγωγής	27
2.1.3.5 Συμβολή σε καταστάσεις έκτακτης ανάγκης	28
2.1.3.6 Συμβολή στις κατασκευές και τα συστήματα αυτοματισμού	28
2.1.3.7 Συμβολή στην κυκλοφοριακή τάξη και υποδομή	29
2.1.3.8 Συμβολή στην οικιακή καθημερινότητα και τους εργασιακούς χώρους	29
2.1.3.9 Συμβολή σε στρατιωτικές εφαρμογές	30
2.1.3.10 Συμβολή στην τήρηση του νόμου	30
2.2 Βασικά Βιοσήματα	31
2.2.1 Περιγραφή καρδιακής λειτουργίας	34
2.2.2 Το ηλεκτροκαρδιογράφημα	37
2.2.2.1 Χαρακτηριστικά του Φυσιολογικού Καρδιογραφήματος	37
2.2.2.2 Η συσχέτιση της συστολής των κόλπων και κοιλιών με τα επάρματα του ηλεκτροκαρδιογραφήματος	42
2.2.2.3 Οι φυσιολογικές ηλεκτρικές τάσεις στο ηλεκτροκαρδιογράφημα	42
2.2.3 Μέθοδοι αναγνώρισης και επιλογή μεθόδου προς συμπλέγματος	47
2.2.3.1 Περιγραφές Αλγορίθμων αναγνώρισης συμπλεγμάτων QRS	48
2.2.3.2 Ο μετασχηματισμός Ενέργειας - Energy Transformation	48
2.2.3.3 Ο μετασχηματισμός Μήκους - Length Transformation	49

2.2.4 Κύκλωμα ΗΚΓ.....	51
2.2.4.1 Αρχές	
ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣΗΚΓ.....	51
2.3 Επισκόπηση της βιβλιογραφίας σε συστήματα τηλεπαρακολούθησης.....	54
3 Η προτεινόμενη υλοποίηση του συστήματος συλλογής και επεξεργασίας βιοσημάτων – Εφαρμογή στο διαχωρισμό ΗΚΓ	57
3.1 Τα κύρια χαρακτηριστικά και η αρχιτεκτονική του συστήματος.....	57
3.2 Το περιβάλλον της Sentilla Work.....	58
3.2.1 Το διεισδυτικό δίκτυο της Sentilla.....	59
3.2.2 Η αρχιτεκτονική της Sentilla mote.....	59
3.2.2.1 Sentilla Point.....	60
3.2.2.2 Sentilla Work.....	60
3.2.2.3 Sentilla Host Server.....	61
3.2.3 Η εγκατάσταση του πακέτου Perk Pervasive Computing Kit.....	61
3.2.3.1 Απαιτήσεις του συστήματος.....	61
3.2.4 Δημιουργώντας διεισδυτικές υπολογιστικές εφαρμογές με το Sentilla.....	64
3.2.4.1 Προγραμματιστικό Μοντέλο.....	64
3.2.4.2 Προγραμματιστικό παράδειγμα αισθητήρα.....	65
3.2.5 Δημιουργία μιας εφαρμογής αισθητήρων με το Sentilla Work.....	65
3.2.5.1 Βασική δομή μιας εφαρμογής με χρήση αισθητήρων.....	65
3.2.6 Δημιουργία μιας εφαρμογής πελάτη-client με το Sentilla Work.....	66
3.2.7 Δημιουργία ενός διεισδυτικού-διάχυτου(pervasive) υπολογιστικού Δικτύου.....	67
3.2.8 Ασφάλεια στο δίκτυο του Sentilla.....	68
3.3 Εργαλεία προσομοίωσης συστημάτων ασύρματων αισθητήρων.....	68
3.3.1 Ο προσομοιωτής TOSSIM.....	70
3.3.2 Ο προσομοιωτής J-Sim.....	72
3.3.3 Ο προσομοιωτής NS-2.....	76
3.3.4 Ο προσομοιωτής SensorSim.....	80
3.3.5 Ο προσομοιωτής GloMoSim.....	82
3.3.6 Ο προσομοιωτής OPNet.....	84
3.3.7 Ο προσομοιωτής WinneuRFon.....	85
3.3.8 Σύγκριση Εξομοιωτών.....	87
3.4 Οπτικοποίηση εφαρμογών μέσω του περιβάλλοντος Processing 1.04.....	89
3.4.1 Η γλώσσα processing και οι δυνατότητες εφαρμογών.....	90
3.5 Επιλογή και Υλοποίηση Αλγορίθμου Αναγνώρισης Συμπλέγματος QRS.....	91
3.5.1 Προσεγγίσεις βασισμένες στις παραγώγους και σε ψηφιακά φίλτρα.....	92
3.5.2 Προσεγγίσεις με νευρωνικά δίκτυα.....	93
3.5.3 Λοιπές Προσεγγίσεις.....	94
3.6 Υλοποίηση Αλγορίθμου Αναγνώρισης Συμπλέγματος QRS με χρήση του προγράμματος MATLAB.....	95
3.6.1 Προτυποποιημένες βάσεις δεδομένων ΗΚΓ και προτυποποιημένα σήματα.....	97
3.6.2 Τεχνική με φίλτρο Savitzky-Golay και σταθερό κατώφλι.....	99
4 Ανάπτυξη εφαρμογών επικοινωνίας και οπτικοποίησης βιοσημάτων.....	101

4.1 Ανάπτυξη εφαρμογής επικοινωνίας αισθητήρων για την μέτρηση της θερμοκρασίας.....	101
4.1.1 Μέτρηση Θερμοκρασίας.....	101
4.1.2 Κώδικας Προγράμματος και σχολιασμός υλοποίησης.....	103
4.1.3 Οπτικοποίηση αποτελεσμάτων.....	108
4.2 Πιλοτική εφαρμογή καταγραφής καρδιακών παλμών μέσω αισθητήρων.....	112
4.2.1 Κώδικας Προγράμματος και σχολιασμός υλοποίησης.....	112
5 Πειραματικά Αποτελέσματα.....	115
5.1 Αποτελέσματα από την Πειραματική Εκτέλεση του Αλγορίθμου Αναγνώρισης Συμπλέγματος QRS.....	115
5.2 Αποτελέσματα από την Πειραματική Εκτέλεση των εφαρμογών επικοινωνίας και οπτικοποίησης βιοσημάτων.....	123
5.2.2 Υλοποίηση πειραματικής μελέτης του συνολικού συστήματος σε πληθυσμό 10 ατόμων.....	124
5.2.3 Πρωτόκολλο μελέτης.....	128
5.2.4 Καταγραφή αποτελεσμάτων και συγκριτική αξιολόγηση.....	134
5.2.5 Παράμετροι λάθους και μειονεκτήματα συστήματος ασύρματων αισθητήρων.....	135
6 Γενικά συμπεράσματα και προεκτάσεις.....	136
6.1 Γενικά συμπεράσματα.....	136
6.1.1 Θεσμικό πλαίσιο προστασίας των προσωπικών δεδομένων.....	137
6.1.2 Θεσμικό πλαίσιο προστασίας προσωπικών δεδομένων στην Ελλάδα.....	137
6.1.3 Θεσμικό πλαίσιο τηλεϊατρικής.....	138
6.1.4 Η προστασία των ιατρικών δεδομένων σύμφωνα με τους ν.2472/97 και Ν. 2774/99 και τις διατάξεις σχετικά με το ιατρικό απόρρητο /Ο Νόμος 2472/97.....	140
6.1.5 Το Ιατρικό Απόρρητο.....	141
6.1.6 Ασφάλεια επεξεργασίας.....	142
6.2 Προοπτική εφαρμογών τηλεπαρακολούθησης μέσω ασύρματων αισθητήρων...	142
6.3 Αξιολόγηση συστήματος ασύρματων αισθητήρων.....	143
6.4 Μελλοντικές προοπτικές εφαρμογής και επέκτασης συστήματος ασύρματων αισθητήρων.....	143
6.5 Επίλογος.....	144
Παράρτημα.....	145
Υπεύθυνες Δηλώσεις συμμετεχόντων στην μελέτη.....	145
Κώδικες σε JAVA.....	146
Κώδικες σε MATLAB.....	166
Βιβλιογραφία-αναφορές.....	171

Κατάλογος σχημάτων

Εικόνα 1 Το μυϊκό σύστημα, The Bodies World Exhibition.....	33
Εικόνα 2 Καρδιά, The Bodies World Exhibition	36
Εικόνα 3 Η ανατομία της καρδιάς, Leonardo Da Vinci , έτος 1502.....	37
Εικόνα 4 Σχηματικό κύκλωμα ΕΚΓ.....	52
Εικόνα 5 Ο επιστήμονας Βίλλεμ Άιντχόβεν και το ηλεκτροκαρδιογράφημά του.....	56
Εικόνα 6 Ανατομία ενός τυπικού αισθητήρα.....	59
Εικόνα 7 Ανασκόπηση ενός Sentilla διεισδυτικού δικτύου.....	60
Εικόνα 8 Απεικόνιση καρδιάς, Henry Samueli School of Engineering	70
Εικόνα 9 Αρχιτεκτονική TOSSIM.....	71
Εικόνα 10 Μοντέλο ενός τυπικού συστήματος προσομοίωσης αισθητήρων	74
Εικόνα 11 Διαθέσιμα πρωτόκολλα στο NS-2	78
Εικόνα 12 Βασικό μοντέλο προσομοίωσης αισθητήρων.....	78
Εικόνα 13 Προσθήκες και οι αλλαγές που έγιναν στο NS-2	79
Εικόνα 14 Τύποι Κόμβων Αισθητήρων	81
Εικόνα 15 Αρχιτεκτονική του GloMoSim	83
Εικόνα 16 Συστατικά του WinneuRFon	87
Εικόνα 17 το προγραμματιστικό περιβάλλον του Processing 1.0.6	91
Εικόνα 18 Σύνδεση Processing 1.0.6 με Eclipse και Sentilla Perk.....	92
Εικόνα 19 Παράδειγμα υλοποίησης οπτικοποίησης μέσω του Processing.....	92
Εικόνα 20 Τυπική δομή αλγορίθμων ανίχνευσης QRS	93
Εικόνα 21 Δομή Νευρωνικού δικτύου.....	95
Εικόνα 22 Συντακτικές μέθοδοι ανίχνευσης QRS.....	96
Εικόνα 23 Κυματομορφή όπως προκύπτει από το Matlab για το σήμα 100.....	100
Εικόνα 24 Εκκίνηση της οπτικοποίησης ως Applet	110
Εικόνα 25 Λήψη τιμών με εναλλαγή χώρου (εσωτερικό σπιτιού-εξωτερικό περιβάλλον).....	110
Εικόνα 26 Εξέλιξη λήψης θερμοκρασιών από τους 2 αισθητήρες (ο ένας σε εσωτερικό και ο άλλος σε εξωτερικό χώρο).....	111
Εικόνα 27 Παράσταση τιμών χωρίς εναλλαγή τοποθέτησης των αισθητήρων	111
Εικόνα 28 Διαγραμματική αναπαράσταση θερμοκρασίας από 25,9 έως 26,7 βαθμούς	112
Εικόνα 29 Διαγραμματική αναπαράσταση θερμοκρασίας σε εσωτερικό χώρο απο 26,3 έως 27,2.....	112
Εικόνα 30 Εκκίνηση του προγράμματος MoteApp	114
Εικόνα 31 Κλήση της εφαρμογής Client (successful MoteApp configuration)	115
Εικόνα 32 Ασθενής άνδρας, Φάρμακα: Aldomet, Inderal, Ηλικία:69.....	116
Εικόνα 33 Ασθενής γυναίκα, Φάρμακα:Diapres, Ηλικία: 75	117
Εικόνα 34 Ασθενής γυναίκα, Φάρμακα:Digoxin, Ηλικία:84	117
Εικόνα 35 Ασθενής Άνδρας, Φάρμακα:Diapres, Xyloprim, Ηλικία:62	118
Εικόνα 36 Ασθενής γυναίκα, Φάρμακα:Digoxin, Pronestyl, Ηλικία: 66	118
Εικόνα 37 Ασθενής γυναίκα, Φάρμακα: Digoxin, Nitropaste, Pronestyl, Ηλικία: 73	119

Εικόνα 38 Ασθενής γυναίκα, Φάρμακα:Digoxin, Ηλικία: 87	119
Εικόνα 39 Ασθενής άνδρας, Φάρμακα:Hydrochlorthiazide, Lasix, Ηλικία :83	120
Εικόνα 40 Ασθενής γυναίκα, Φάρμακα:Digoxin,Quinidine, Ηλικία 84	120
Εικόνα 41 Ασθενής άνδρας, Φάρμακα: Dilantin, Ηλικία:57.....	121
Εικόνα 42 Ασθενής γυναίκα, Φάρμακα: κανένα, ηλικία:56.....	121
Εικόνα 43 Λήψη δεδομένων καρδιογραφήματος και θερμοκρασίας	124
Εικόνα 44 Συνεχής λήψη δεδομένων καρδιογραφήματος σε ασθενή 22 ετών με διαφυγή στις 2 βαλβίδες	124
Εικόνα 45 Πλήρης καταγραφή δεδομένων καρδιογραφήματος (male/age28/normal heart condition)	125
Εικόνα 46 Μεγεθυμένα αποτελέσματα (male/age28/normal heart condition)	125
Εικόνα 47 Καταγραφή φυσιολογικού καρδιογραφήματος (male/age28/normal heart condition)	125
Εικόνα 48 Άνδρας ασθενής, 26 ετών	126
Εικόνα 49 Άνδρας ασθενής, 28 ετών	126
Εικόνα 50 Άνδρας ασθενής, 25 ετών	126
Εικόνα 51 Άνδρας ασθενής, 27 ετών	127
Εικόνα 52 Γυναίκα ασθενής, 22 ετών	127
Εικόνα 53 Γυναίκα ασθενής, 21 ετών	127
Εικόνα 54 Γυναίκα ασθενής, 49 ετών	127
Εικόνα 55 Άνδρας ασθενής, 57 ετών	128
Εικόνα 56 Άνδρας ασθενής, 24 ετών	128
Εικόνα 57 Γυναίκα ασθενής, 22 ετών	128

Συμβολισμοί

a	Βαθμωτό
\mathbf{a}	Διάνυσμα
A	Μητρείο
I	Μοναδιαίο μητρείο
A^T	Ανάστροφος μητρείου
A^H	Ανάστροφος και συζυγής μητρείου
A^\dagger	Ψευδο-ανάστροφος μητρείου
$ a $	Απόλυτη τιμή
$\ a\ $	Ευκλείδεια νόρμα
$\text{diag}(a)$	Διαγώνιο μητρείο με τα στοιχεία του διανύσματος a στη διαγώνιο
$\det(A)$	Ορίζουσα μητρείου
$E\{.\}$	Τελεστής στατιστικής αναμονής
R	Σύνολο πραγματικών αριθμών
$P\{.\}$	Πιθανότητα
$f(.)$	Συνάρτηση κατανομής
$N(\mu, \sigma^2)$	Πραγματική Gaussian κατανομή με μέση τιμή μ και διασπορά σ^2 .

Περίληψη

Οι σύγχρονες τεχνολογικές τάσεις και οι αναπόφευκτες κοινωνικές εξελίξεις, που αυτές επιφέρουν οδηγούν αδιαφιλονίκητα προς ένα ανθρωποκεντρικό μοντέλο φροντίδας υγείας, όπου εξασφαλίζεται η συνεχόμενη, άμεση και έγκαιρη παροχή υπηρεσιών υγείας σε επαρκώς πληροφορούμενους και ενεργούς πολίτες, όπου και αν βρίσκονται αυτοί. Στο άμεσο μέλλον, οι φορείς υπηρεσιών υγείας αναμένεται να χρησιμοποιούν εκτενώς δίκτυα αισθητήρων, με ψηφιακά αποθηκευτικά μέσα και υψηλής τεχνολογίας σταθμούς εργασίας, όπου οι άνθρωποι και οι μηχανές θα συνεργάζονται με στόχο την ολοκλήρωση πολύμορφων ιατρικών δεδομένων και την άμεση και έγκαιρη διάθεση της ιατρικής εξειδίκευσης και εμπειρίας σε όλους τους πολίτες.

Σκοπός αυτής της εργασίας είναι η μελέτη των δυνατοτήτων των ασύρματων αισθητήρων κυρίως στο φάσμα της βιοϊατρικής, η ανάπτυξη συστήματος τηλεπαρακολούθησης ασθενών που πάσχουν από καρδιολογικές παθήσεις καθώς και η μελέτη και υλοποίηση των αλγορίθμων ανίχνευσης συμπλέγματος QRS σε ηλεκτροκαρδιογραφήματα (ΗΚΓ) σε επίπεδο δικτύου ασύρματων αισθητήρων.

Στα πλαίσια της μελέτης αυτής, υλοποιήθηκε μια εφαρμογή κατά την οποία λαμβάνονται σήματα θερμοκρασίας, καρδιακού παλμού (τόνου) και καρδιογραφήματος μέσω ενός καρδιογράφου και δύο ασύρματων αισθητήρων, στη συνέχεια τα δεδομένα υπόκεινται σε επεξεργασία και οπτικοποίηση και μεταδίδονται σε έναν ηλεκτρονικό υπολογιστή.

Η υλοποίηση της εφαρμογής έγινε με χρήση και κατάλληλο προγραμματισμό με γλώσσα Java στην πλατφόρμα Eclipse και στο πακέτο Sentilla Perk Kit το οποίο περιγράφεται αναλυτικά σε θεωρητικό και τεχνικό επίπεδο. Όλη η οργανωτική δομή του Sentilla, οι βιβλιοθήκες και οι εφαρμογές του είναι γραμμένες στη γλώσσα προγραμματισμού Java ενώ διαθέτει υψηλή διαλειτουργικότητα με άλλα λογισμικά συστήματα.

Περιγράφονται τα τμήματα από τα οποία αποτελείται η εφαρμογή, ο τρόπος σύνδεσής τους καθώς και ο κώδικας που υλοποιήθηκε σε Java, ενώ παρουσιάζονται και τα εργαλεία που χρησιμοποιήθηκαν για την απεικόνιση και αποθήκευση των σημάτων. Πιο συγκεκριμένα, περιγράφονται οι κώδικες που υλοποιήθηκαν στο Processing 1.0.6 για την οπτικοποίηση των αποτελεσμάτων και σε MATLAB για τη επεξεργασία του σήματος μέσω των αλγορίθμων ανίχνευσης QRS. Η σύγκριση και η αξιολόγηση σε αυτούς τους κώδικες οδήγησαν σε μια τεχνική ανίχνευσης συμπλέγματος QRS που βασίζεται στο θεωρητικό μοντέλο των Savitzky-Golay. Στο τέλος αναφέρονται οι παρατηρήσεις επί των αποτελεσμάτων και δίνονται προτάσεις για περαιτέρω ανάπτυξη της εφαρμογής.

Λέξεις-κλειδιά

Ασύρματοι αισθητήρες, βιοϊατρικές εφαρμογές, ηλεκτροκαρδιογράφημα (ΗΚΓ), σύμπλεγμα QRS, MATLAB, Sentilla Perk Kit, οπτικοποίηση βιοσημάτων.

ABSTRACT

Modern Technological tendencies and the inevitable social impact the latter arise, are leading towards a human centric public health model which ensures a constant, direct and convenient benefit of services of health in sufficiently informed and active citizens at all times. In the very near future, the institution's services of health are expected to extensively use networks of sensors, with digital means of memory storage and high-tech work stations, where humans and machines will collaborate in order to fulfil multimodal medical data and direct and convenient disposal of medical specialization and experience for all citizens.

The goal of this thesis is the study of wireless sensor's potentials basically in the spectrum of biomedicine, the development of a telemonitoring system for patients suffering from abnormal heart conditions as well as the study and implementation of detection algorithms of QRS clustering for an ECG at the level of wireless sensors.

In the frames of this study, we implemented an application that receives signals of temperature, heartbeat (heart tone) and cardiograph through an ECG recorder and 2 wireless sensors, in the meantime the data are processed and then visualised and transferred to a computer.

The implementation of this application was accomplished through programming in java language, at Eclipse platform and the Sentilla Perk Kit that is thoroughly described in a theoretical and technical level. The structure, the libraries and the applications of Sentilla Perk Kit are written in Java, while it allocates high-levelled interoperability with several software systems.

In this thesis, all parts pertaining to the application are described in detail, the way in which they are linked as well as the code in which they were written. We present the tools used for signal depiction and storage. Initially, the QRS complex detection algorithms were used for the implementation of the codes in MATLAB. These codes were needed for the signal processing. Following, we describe the signal visualization in Processing 1.0.6. . Moreover, the comparison and evaluation of the algorithm detection coding has resulted in a detection method based on the theory model of Savitzky-Golay. The thesis is concluded with noting on the results obtained and innovative ideas for expansion and further development are presented.

Keywords

Wireless sensors, biomedical applications, ECG electrocardiogram, QRS detection, MATLAB, Sentilla Perk Kit, biosignal visualization

IT ρόλογος

Η πρόσφατη πρόοδος στην τεχνολογία των μικρο-ηλεκτρομηχανικών συστημάτων (micro-electro-mechanical systems - MEMS), των ασύρματων επικοινωνιών και των ψηφιακών ηλεκτρονικών μέσων, επέτρεψε την έρευνα και ανάπτυξη χαμηλού κόστους και κατανάλωσης ενέργειας πολύ-λειτουργικών κόμβων αισθητήρων, που είναι μικροί σε μέγεθος και μπορούν να επικοινωνούν σε κοντινές μεταξύ τους αποστάσεις βασιζόμενοι σε μια ad-hoc συμπεριφορά. Ο προγραμματισμός τέτοιων ασύρματων αισθητήρων, υλοποιείται συνήθως με τη χρήση ενός ενδιάμεσου λογισμικού (Middleware), το οποίο συνεργάζεται, κατά κανόνα, μόνο με συγκεκριμένες και καθορισμένες δομές υλικού (Hardware) για WSN. Αυτού του είδους το λογισμικό, εν αντιθέσει με τη συνήθη ερμηνεία του όρου, δεν αποσκοπεί στο να παρέχει μια γενική και υψηλού επιπέδου προγραμματιστική πλατφόρμα για ασύρματα δίκτυα αισθητήρων, αλλά ένα βασικό σύνολο εργαλείων και βιβλιοθηκών για τον χαμηλού επιπέδου χειρισμό των κόμβων αισθητήρων. Ο προγραμματισμός και η ρύθμιση των αισθητήρων είναι εργασία δύσκολη και ευάλωτη σε λάθη, αφού αυτός που αναπτύσσει την εφαρμογή πρέπει στις περισσότερες περιπτώσεις να χρησιμοποιήσει χαμηλού επιπέδου προγραμματιστικές γλώσσες.

Στις μέρες μας ένα από τα πιο υποσχόμενα υπολογιστικά παραδείγματα είναι ο «διάχυτος υπολογισμός» (pervasive computing) ο οποίος ενσωματώνει έξυπνα δικτυακά περιβάλλοντα, στα οποία οι χρήστες μπορούν αδιάκοπα και προδραστικά να χρησιμοποιούν υπηρεσίες περιεχομένου. Προκειμένου να φέρουμε το «διάχυτο υπολογισμό» ένα βήμα πιο κοντά προς την υλοποίησή του, οι «διάχυτες εφαρμογές» θα πρέπει να μπορούν αδιάκοπα να έχουν πρόσβαση σε πληροφορίες πλαισίου (context), οι οποίες πηγάζουν από δομές αισθητήρων που βρίσκονται σε χαμηλότερο επίπεδο. Επιπρόσθετα, προκύπτει πως οι εφαρμογές δεν είναι απαραίτητο να «γνωρίζουν» τις διαφορετικές τεχνολογίες ενδιάμεσου λογισμικού που χρησιμοποιούνται, καθώς και τα χαρακτηριστικά τους. Επίσης, προκειμένου να γίνει ο προγραμματισμός, σε αυτά τα περιβάλλοντα, φιλικός ως προς τον προγραμματιστή, είναι απαραίτητο να χρησιμοποιηθούν κάποιες προγραμματιστικές αφαιρέσεις (abstractions) που απλοποιούν τη προγραμματιστική διαδικασία ενώ πρέπει παράλληλα το ενδιάμεσο λογισμικό να υποστηρίζει αυτές τις αφαιρέσεις.

Με αφορμή την εκπόνηση της παρούσας διπλωματικής εργασίας, μου δόθηκε η δυνατότητα να μελετήσω τη θεματική περιοχή των ασύρματων αισθητήρων σε προγραμματιστικό και τεχνικό επίπεδο, των βιοσημάτων και των αλγορίθμων του συμπλέγματος ECG και των αντίστοιχων συστημάτων προσομοίωσης και επεξεργασίας. Ο τομέας αυτός παρουσιάζει σημαντικό ερευνητικό ενδιαφέρον το οποίο και αποτέλεσε κίνητρο για την ενασχόλησή μου με το συγκεκριμένο αντικείμενο.

Η πτυχιακή εργασία εκπονήθηκε στο Τμήμα Πληροφορικής με Εφαρμογές στη Βιοϊατρική του Πανεπιστημίου Στερεάς Ελλάδας που εδρεύει στη Λαμία. Ευχαριστώ θερμά τον υπεύθυνο καθηγητή Δρ. Ηλία Μαγκλογιάννη για την πολύτιμη βοήθεια που προσέφερε και για το δημιουργικό και ευχάριστο κλίμα το οποίο καλλιεργεί. Επίσης, ευχαριστώ θερμά τον Υποψήφιο Διδάκτωρ κ. Χαράλαμπο Δούκα που μου εμφύσησε την αγάπη για την πειραματική έρευνα και με διαφώτισε με την

επιστημονική του κατάρτιση και την ερευνητική του εμπειρία στις δύσκολες στιγμές. Εύχομαι ολόψυχα και στους δύο να συνεχίσουν ακάθεκτα το σημαντικό τους έργο και να μας κάνουν περήφανους με τα επιστημονικά τους επιτεύγματα.

Καθώς η εργασία μου αυτή σηματοδοτεί το πέρας της τετραετούς προπτυχιακής μου πορείας αισθάνομαι την ανάγκη να πω ένα μεγάλο ευχαριστώ στους αγαπημένους μου γονείς Βασίλειο-Αικατερίνη και την αδερφή μου Ιφιγένεια, που με ανέχθηκαν και με στήριξαν. Επίσης θέλω να ευχαριστήσω τους φίλους μου Δημήτρη, Ελεάνα και Ευαγγελία για την εμπύχωση τους και την ανοχή τους στην απουσία μου. Μετά από πολλούς κόπους και δυσκολίες ολοκληρώνεται μια εργασία η οποία ελπίζω να αποτελέσει σημαντικό βοήθημα για τους επιστήμονες υγείας στο σημαντικό και δύσκολο έργο τους. Τελειώνοντας, εύχομαι το τμήμα Πληροφορικής με εφαρμογές στη Βιοϊατρική του Πανεπιστημίου Στερεάς που τόσο αγάπησα, να εδραιωθεί τα επόμενα χρόνια στον επιστημονικό χώρο και να λάβει τη θέση που του ανήκει ανάμεσα στα πλέον πρωτοπόρα, δυναμικά και πολλά υποσχόμενα πανεπιστήμια στον κλάδο της Βιοϊατρικής Πληροφορικής, με την ελπίδα ότι ο καθένας από εμάς θα συνεισφέρει βάζοντας το δικό του λιθαράκι για την επίτευξη αυτού του στόχου.

Αντωνιάδου Β. Ελένη
Λαμία, Αύγουστος 2009





*Η παρούσα εργασία αφιερώνεται στους αγαπημένους μου γονείς,
Αικατερίνη-Βασίλειος
που μου έμαθαν να μην εγκαταλείπω ποτέ στα δύσκολα
και στην πιο λαμπρή επιστήμονα, την αδερφή μου,
Ιφιγένεια*

1 Εισαγωγή

*"To learn something new,
first, you must know something
old."
Mary-Iris Cainada*

Η ελαχιστοποίηση μεγέθους και κόστους που επέφερε η τεχνολογία ημιαγωγών την τελευταία δεκαετία, κατέστησε δυνατή τη δημιουργία υπολογιστών μικρότερων από το κεφάλι μιας καρφίτσας με τεράστια υπολογιστική ισχύ και με κόστος που τους καθιστά αναλώσιμους. Ταυτόχρονα εξελίξεις στον τομέα των ασύρματων επικοινωνιών, σχεδίασης αισθητήρων και αποθήκευσης ενέργειας οδήγησαν στην υλοποίηση των WSN (Wireless Sensor Networks) (Ross, December 2004). Τα βασικά στοιχεία αυτών των δικτύων είναι ολοκληρωμένοι μικροαισθητήρες σε μέγεθος μερικών χιλιοστών με δυνατότητες επεξεργασίας και ασύρματης εκπομπής δεδομένων. Ήδη σε μεγάλο εύρος εφαρμογών έχουν προταθεί και υλοποιηθεί, ενώ αναμένεται να προκαλέσουν σημαντικές αλλαγές στη καθημερινή μας ζωή.

Επιπλέον, με τη σύγκλιση των επιστημονικών περιοχών της βιολογίας, των υλικών, της νανοτεχνολογίας και των δικτύων, οι δικτυωμένοι αισθητήρες εντάσσονται στις εσωτερικές λειτουργίες του ανθρώπινου οργανισμού (κυκλοφορία αίματος για συνεχή καταγραφή δεικτών υγείας, όπως πχ. λιπίδια), παρακολουθούν λειτουργίες των βασικών του οργάνων (στομάχι), υποστηρίζουν τα οπτικά νεύρα σε διαδικασίες τεχνικής όρασης, σκιαγραφώντας σταδιακά τον «βιονικό» άνθρωπο του μέλλοντος.

Τα χαρακτηριστικά διάδοσης των σημάτων στα ποικίλα περιβάλλοντα ανάπτυξης των δικτύων αισθητήρων (στο νερό, σε ανώτερα στρώματα ατμόσφαιρας, στο εσωτερικό κτιρίων, γύρω ή και μέσα στο ανθρώπινο σώμα), η αποτελεσματική χρήση του διαθέσιμου φάσματος συχνοτήτων, η προστασία των δεδομένων και η ασφάλεια των επικοινωνιών, η δυναμική λειτουργία των δικτύων αυτών ώστε να συνδέουν ή να αποσυνδέουν διαρκώς μεγάλο αριθμό αισθητήρων, η βέλτιστη χρήση της διαθέσιμης ενέργειας των μπαταριών των μικρών αισθητήρων και πολλά ακόμα ζητήματα απαιτούν εντατική ερευνητική προσπάθεια για δραστική βελτίωση των τεχνικών επικοινωνίας που ήδη χρησιμοποιούνται στα σημερινά ασύρματα δίκτυα.

Η τηλεπαρακολούθηση ασθενών και ιδίως αυτών με καρδιολογικές παθήσεις αποτελεί σημαντικό πεδίο έρευνας, η παρούσα εφαρμογή επιδιώκει να θέσει τις βάσεις για την κάλυψη των ιατρικών αναγκών για προληπτική διάγνωση των καρδιολογικών παθήσεων. Συγκεκριμένα, η ανάπτυξη του συστήματος αποσκοπεί στην καταγραφή καρδιογραφημάτων και την οπτικοποίηση των βιοσημάτων σε real-time κλίμακα για την επιτυχή τηλεδιάγνωση.

Η μεθοδολογία που ακολουθήθηκε για τη συλλογή των στοιχείων και δεδομένων για το θεωρητικό υπόβαθρο αφορούσε μια δευτερογενή καταγραφή στοιχείων και αναφορών. Έτσι για τη συλλογή των στοιχείων:

- Έγινε εκτενής και αναλυτική ανασκόπηση στο διαδίκτυο και σε επιστημονικές πύλες, Pubmed, IEEE Digital Library, ScienceDirect κλπ.
- Πραγματοποιήθηκε βιβλιογραφική ανασκόπηση από τη Δημοτική Βιβλιοθήκη Λαμίας, Πανεπιστημιακή Βιβλιοθήκη Λαμίας, Δημοτική Βιβλιοθήκη Θεσσαλονίκης, Πανεπιστημιακή Βιβλιοθήκη Ιατρικής Αριστοτέλειου Πανεπιστημίου και Πανεπιστημιακή Βιβλιοθήκη Ηλεκτρολόγων μηχανικών και μηχανικών ηλεκτρονικών υπολογιστών Αριστοτέλειου Πανεπιστημίου

- Έγινε ηλεκτρονική βιβλιογραφική ανασκόπηση από την ηλεκτρονική βιβλιοθήκη ΓΥΜΜΗ Αριστοτελείου ΑΛΕΞΑΝΔΡΕΙΑ.

Οι πηγές οι οποίες χρησιμοποιήθηκαν αναφέρονται αναλυτικά στο παράρτημα. έκτος της δευτερογενούς έρευνας έγινε και προσπάθεια συλλογής πρωτογενών στοιχείων από τους σχετιζόμενους φορείς.

Από τις επαφές που έγιναν σχετικά με τη συλλογή του αναγκαίου υλικού και παρά την θετική διάθεση των στελεχών εκπροσώπων που είχαν οριστεί, δεν προέκυψαν σημαντικά ευρήματα σχετικά με εφαρμογές και υπηρεσίες eHealth και ασύρματων αισθητήρων στον ελλαδικό χώρο και ιδίως εν συγκρίση με την εξέλιξη των τεχνολογιών στο εξωτερικό. Αυτό δικαιολογείται από:

1. Το εξαιρετικά συγκεντρωτικό χαρακτήρα τη δημόσιας διοίκησης στην Ελλάδα
2. Στη έλλειψη ουσιαστικών υφιστάμενων εφαρμογών.
3. Στην έλλειψη της αρχειοθέτησης των δράσεων που έχουν γίνει τα τελευταία χρόνια.
4. Τη συνεχή αλλαγή των βασικών στελεχών της ηγεσίας στον ευρύτερο χώρο της υγείας με αποτέλεσμα να μην έχει εφαρμοστεί μια συνεχή και χρονικά γόνιμη εθνική στρατηγική για την ηλεκτρονική υγεία. Αξίζει να σημειωθεί ότι η πρώτη εθνική στρατηγική για την ηλεκτρονική υγεία παρουσιάστηκε για πρώτη φορά τον Ιούνιο του 2006, χωρίς εντούτοις αυτή η στρατηγική να έχει ενταχθεί σε κάποιο δομημένο κείμενο θέσεων ή σε ένα επιχειρησιακό σχέδιο.

Κατά συνέπεια δεν κατέστη δυνατό να συγκεντρωθεί επαρκές πρωτογενές υλικό σε επίσημη μορφή από τους φορείς. Αυτό από μόνο του είναι στοιχείο προς αξιολόγηση για την υφιστάμενη κατάσταση του eHealth και τις εφαρμογές της Βιοϊατρικής Πληροφορικής στην Ελλάδα.

Εν συνεχεία προχωρήσαμε στο κύριο μέρος της εργασίας όπου, πραγματοποιήθηκε μελέτη και υλοποίηση συστήματος για την καταγραφή βιοσημάτων όπως καρδιοσημάτων και θερμοκρασίας μέσω ασύρματων αισθητήρων. Η υλοποίηση εκτελέστηκε σε διαφορετικά τεχνολογικά μέσα για την συγκριτική αξιολόγηση των αποτελεσμάτων και επιπρόσθετα πραγματοποιήθηκε μελέτη με δείγματα 10 ασθενών για την περαιτέρω επεξεργασία των δεδομένων και την αξιολόγηση της αξιοπιστίας του συστήματος. Τελικά, υλοποιήθηκαν οπτικοποιήσεις των δεδομένων σε εξειδικευμένα λογισμικά πακέτα καθώς επίσης και εκτελέστηκε αλγόριθμος ανίχνευσης του συμπλέγματος QRS στο Matlab από όπου και έγινε περαιτέρω επεξεργασία των δεδομένων για την εξαγωγή συμπερασμάτων.

1.1 Στόχος

Η παρούσα εργασία έχει ως στόχο την ανάπτυξη ενός συστήματος τηλεπαρακολούθησης ασθενών μέσω ασύρματων αισθητήρων. Η ανάπτυξη του συστήματος βασίζεται σε δύο μέρη την επικοινωνία των αισθητήρων με τον ηλεκτρονικό υπολογιστή, την καταγραφή βιοσημάτων (Θεοδωρίδης, 2003) και την μεταφορά των δεδομένων και σε εν συνεχεία την οπτικοποίηση των δεδομένων που λαμβάνονται. Δεδομένων των τεχνικών δυσκολιών και κυρίως της έλλειψης χρόνου, καθώς οι αισθητήρες που αποτελούν σημαντικό κομμάτι της εφαρμογής παραλήφθηκαν χρονοκαθυστερημένα από τον πανεπιστημιακό φορέα, η οπτικοποίηση πραγματοποιήθηκε σε βάση δεδομένων από το MIT.

Σύμφωνα με όσα προηγήθηκαν, γίνεται φανερό πως η ανάπτυξη ενός συστήματος τηλεπαρακολούθησης ασθενών, προκειμένου να υποστηρίξει πλήρως μια εφαρμογή η οποία στηρίζεται σε μια μεγάλη ποικιλία χρηστών, διαφορετικών αναγκών, θα πρέπει ο σχεδιασμός της να βασιστεί στις ακόλουθες αρχές:

1. Θα πρέπει να μην αποκαλύπτει τη διαφορετικότητα που προκύπτει από την επικοινωνία διαφορετικών δομών δικτύων αισθητήρων. Η διαφορετικότητα αυτών των δομών έγκειται στις τεχνολογίες των αισθητήρων του δικτύου και του ενδιάμεσου λογισμικού (middleware) που χρησιμοποιούνται. Αυτό καθίσταται απαραίτητο, καθώς θεωρείται απίθανο μια συγκεκριμένη δομή να ικανοποιήσει το μεγαλύτερο μέρος του τομέα των δικτύων αισθητήρων για τα επόμενα χρόνια και να γίνει πρότυπο.
2. Πρέπει να παρέχει ένα κατάλληλο προγραμματιστικό μοντέλο (ένα φιλικό προς τον προγραμματιστή σύνολο εντολών, ευκολίες επεξεργασίας πληροφορίας, καθώς και ρουτίνες επαναπροσδιορισμού και ελέγχου) που θα προωθήσει ακόμα περισσότερο την ανάπτυξη διάχυτων εφαρμογών. Πιστεύεται πως αυτές οι εφαρμογές θα αξιοποιήσουν πλήρως τις δυνατότητες των WSN.
3. Τέλος πρέπει να λαμβάνει υπόψη τις βασικές αρχές των ασύρματων δικτύων αισθητήρων (εξοικονόμηση ενέργειας, επεκτασιμότητα και ευρωστία).

1.2 Θεματική περιοχή

Στην σημερινή εποχή, όπου οι ανάγκες για παροχές υγείας στον πληθυσμό ολοένα και αυξάνονται και η εξέλιξη των επιστημών είναι ραγδαία, παρατηρείται στοχευμένη ανάπτυξη στις βιοϊατρικές μηχανικές εφαρμογές που εξυπηρετούν με ευκρίνεια, αξιοπιστία και ασφάλεια ιατρικά περιστατικά και αποσυμφορούν τις δημόσιες υπηρεσίες υγείας.

Η παρούσα εργασία καλύπτει πολλούς επιστημονικούς τομείς όπως την επεξεργασία σήματος, τηλεδιάγνωση και γενικά την τεχνολογία των αισθητήρων. Στις μέρες η τηλεδιάγνωση αποτελεί σημαντικό όπλο ιδίως για τις απρόσιτες περιοχές όπου δεν παρέχεται επαρκής ιατρική φροντίδα. Η συνεργατική ανάπτυξη συστημάτων ανάμεσα σε ιατρικά μηχανήματα και αισθητήρες θέτει τις βάσεις για την εξέλιξη πολλών τηλεδιαγνωστικών συσκευών.

Το καρδιογράφημα είναι ένας τρόπος παρατήρησης της καρδιακής λειτουργίας. Βασίζεται στην ανάπτυξη ρευμάτων στους μύες της καρδιάς κατά την κίνησή τους. Η απόκλιση ενός καρδιογραφήματος από το φυσιολογικό να υποδηλώσει στον ιατρό το πρόβλημα υγείας του ασθενούς.

Οι βασικότερες απαιτήσεις που προκύπτουν από τις προαναφερθείσες συνθήκες εργασίας ενός καρδιολόγου είναι οι ακόλουθες:

- **Εξοικονόμηση Χρόνου :** Ο ιατρός έχει να αντιμετωπίσει σε περιορισμένο χρονικό διάστημα πολλά περιστατικά, μερικά από τα οποία είναι έκτακτα και κρίσιμα. Η εξοικονόμηση χρόνου είναι πολύ σημαντική αφού μερικές φορές ελάχιστος χρόνος μπορεί να αποβεί σωτήριος για την αντιμετώπιση κρίσιμων καταστάσεων.
- **Ευχέρεια στην Επεξεργασία Μεγάλου Όγκου Δεδομένων :** Ένας ιατρός έχει την ανάγκη να διαχειριστεί μεγάλο όγκο δεδομένων που αφορούν πολλούς ασθενείς. Τα δεδομένα αυτά συλλέγονται με ποικίλους τρόπους, ανάλογα με το περιστατικό, και ένας από αυτούς είναι το ηλεκτροκαρδιογράφημα. Οι υπολογισμοί στους οποίους πρέπει να προβεί ένας ιατρός για την αξιοποίηση της πληροφορίας αυτής πολλές φορές είναι χρονοβόροι και πολύπλοκοι ενώ πάντα ενέχουν τον κίνδυνο του ανθρώπινου λάθους.

Δυνατότητα Συχνής Μετακίνησης του Καρδιολόγου : Σε ένα σύγχρονο νοσοκομείο ο ιατρός περνά ελάχιστες ώρες στο γραφείο του. Αντιθέτως, από τον τρόπο λειτουργίας των νοσοκομείων προκύπτει ότι ο γιατρός πρέπει να βρίσκεται σε πολλά σημεία του νοσοκομείου, εκτός του γραφείου του. Υπάρχει λοιπόν η ανάγκη

της εύκολης και γρήγορης μετάβασης από τον έναν χώρο στον άλλο. Για παράδειγμα ένας ιατρός μπορεί να εκτελεί κάποιες επισκέψεις στα δωμάτια των ασθενών και να παρουσιαστεί η ανάγκη να μεταβεί στα χειρουργεία ή στα έκτακτα περιστατικά. Το ίδιο εύκολη με τη μετάβασή του πρέπει να είναι και η ταυτόχρονη μεταφορά των εργαλείων ενός ιατρού καθώς και της πληροφορίας που ανά πάσα στιγμή πρέπει να έχει στη διάθεσή του.

1.2.1 Τηλεπαρακολούθηση

Η υπηρεσία τηλεπαρακολούθησης στο χώρο της ιατρικής χρησιμοποιείται για την αποστολή ακολουθίας video από το χώρο εξέτασης του ασθενούς σε κάποιον ειδικό ο οποίος παρακολουθεί την όλη διαδικασία και αλληλεπιδρά με τους παραβρισκόμενους στον χώρο εξέτασης μέσω ξεχωριστών συνδέσεων εικόνας και ήχου. Η υπηρεσία αυτή μπορεί να περιλαμβάνει την αποστολή επιλεγμένων βιοσημάτων του ασθενούς και άλλης σχετικής πληροφορίας, όπως συμβαίνει για παράδειγμα στην περίπτωση υπηρεσιών τηλεϊατρικής για κατ'οίκον φροντίδα των ασθενών.

1.2.2 Τηλεδιάγνωση και τηλεσυμβουλευτική

Η υπηρεσία αυτή αφορά συνήθως στην ασύγχρονη επικοινωνία ανάμεσα σε δύο κόμβους και συνήθως δεν έχει ιδιαίτερες απαιτήσεις σε τεχνολογικό εξοπλισμό. Σε ένα πρώτο στάδιο πραγματοποιείται αποστολή από τον απομακρυσμένο κόμβο επιλεγμένων δεδομένων προς κάποιο εξειδικευμένο ιατρικό κέντρο, όπου ο ειδικευμένος ιατρός αφού τη μελετήσει εξάγει και αποστέλλει τη γνώμάτευσή του. Η υπηρεσία αυτή της τηλεϊατρικής είναι πολύ χρήσιμη, ειδικά στην περίπτωση απομακρυσμένων περιοχών οι οποίες δεν διαθέτουν εξειδικευμένο ιατρικό προσωπικό. Ενδεικτικά αναφέρονται ως υπηρεσίες της τηλεδιάγνωσης η τηλεακτινολογία, τηλεκαρδιολογία, τηλεπαθολογία και η τηλεδερματολογία.

1.3 Δομή της εργασίας

Η παρούσα εργασία διαρθρώνεται από έξι κεφάλαια με στόχο την πληρέστερη ανάπτυξη και ανάλυση του ερευνητικού αντικειμένου της.

Αρχικά εισαγάγουμε τον αναγνώστη στην θεματική περιοχή της εργασίας που κινείται στα πλαίσια της τηλεπαρακολούθησης στον τομέα της υγείας και κατ'επέκταση στην τηλεδιάγνωση και τηλεσυμβουλευτική. Επιπλέον υπογραμμίζεται ο στόχος της εργασίας που επικεντρώνεται στην ανάπτυξη μιας εφαρμογής μέσω ασύρματων αισθητήρων για την τηλεπαρακολούθηση ασθενών με καρδιολογικές παθήσεις.

Εν συνεχεία, αναφέρεται το θεωρητικό υπόβαθρο που εκτείνεται από τα βασικά βιοσημάτα και τους τομείς εφαρμογής τους. Είναι κοινός τόπος, πως οι εφαρμογές αισθητήρων έχουν διεισδύσει στην καθημερινότητα του πολίτη σε υπερθετικό βαθμό και οι εφαρμογές που σχετίζονται με αυτά είναι άκρως εντυπωσιακές και πολλά υποσχόμενες.

Στο 3^ο κεφάλαιο αναφέρεται η προτεινόμενη υλοποίηση του συστήματος, όπου και περιγράφονται αναλυτικά τα υλικά, οι μέθοδοι και τα λογισμικά που χρησιμοποιήθηκαν. Δίνουμε έναν πλήρες οδηγό του πακέτου Sentilla Perk, των στοιχείων και των δυνατοτήτων του, καθώς επίσης δίνουμε μια βιβλιογραφική ανασκόπηση προσομοιωτών και συγκριτική αξιολόγηση τους. Επίσης παρατίθεται

τεχνική αναφορά για το πακέτο οπτικοποίησης Processing 1.0.6 που χρησιμοποιήθηκε για την οπτικοποίηση των βιοσημάτων της εφαρμογής.

Στο 4^ο κεφάλαιο αναλύουμε την ανάπτυξη της εφαρμογής που διαχωρίζεται σε δύο επιμέρους τμήματα, αρχικά την μέτρηση της θερμοκρασία και εν συνεχεία την καταγραφή του ηλεκτροκαρδιογραφήματος. Παρουσιάζεται επιπλέον ο κώδικας του προγράμματος που υλοποιήθηκε και δίνονται σαφή σχόλια για την εκτέλεσή του.

Στο 5^ο κεφάλαιο έχουμε τα πειραματικά αποτελέσματα της εφαρμογής τόσο από την καταγραφή των βιοσημάτων όσο και από την υλοποίηση του αλγορίθμου σε matlab. Επιπλέον δίδεται και μια μικρή πειραματική μελέτη σύγκρισης των αποτελεσμάτων σε πληθυσμό 10 ατόμων.

Στο 6^ο κεφάλαιο συνοψίζονται τα συμπεράσματα της εργασία από την ανάπτυξη του συστήματος καθώς επίσης αναφέρονται και γενικότερες παρατηρήσεις για την διαχείριση των ιατρικών δεδομένων στον ιατρικό χώρο. Εν κατακλείδα, αναφέρονται μελλοντικές προοπτικές επεκτάσεις της εφαρμογής και συλλογική αξιολόγησή του.

2

Βασικό Θεωρητικό Υπόβαθρο

Αισθητήρες και Βιοσήματα

2.1 Αισθητήρες

"There is nothing more practical than a good theory"
Gustav Robert Kirchhoff

2.1.1.1 Αισθητήρες Πίεσης του Αίματος

Οι αισθητήρες πίεσης του αίματος μπορούν να θεωρηθούν ως ένα από τα μεγαλύτερα προϊόντα των μικροσυστημάτων για ιατρικές εφαρμογές. Συγκρίνοντάς τους με τις κοινές τεχνικές μέτρησης της αιματικής πίεσης, η τεχνολογία των αισθητήρων παρέχει ένα ηλεκτρονικό σήμα το οποίο μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την αυτόματη ιατρική παρακολούθηση και έλεγχο του ασθενούς. Η σύγχρονη τάση στην τεχνολογία μετρήσεων της αιματικής πίεσης είναι οι εμφυτεύσιμοι αισθητήρες οι οποίοι συν τις άλλους επιτρέπουν τη διαρκή καταγραφή του σήματος. Οι διαστάσεις αυτών των συστημάτων είναι κάτω από χιλιοστά χάρη στη μικροτεχνολογία σιλικόνης.

2.1.1.2 Αισθητήρες Γλυκόζης

Ο σακχαρώδης διαβήτης είναι μια ετερογενής μεταβολική νόσος, από την οποία πάσχει περίπου το 9% του παγκόσμιου πληθυσμού. Ο σακχαρώδης διαβήτης είναι μια ετερογενής ομάδα μεταβολικών παθήσεων, που χαρακτηρίζονται από χρόνια υπεργλυκαιμία και διαταραχές του μεταβολισμού των υδατανθράκων, των λιπιδίων και των πρωτεϊνών και οφείλεται σε διαταραχή της έκκρισης της ινσουλίνης, της δράσης της ή και των δύο. Για την εύρυθμη λειτουργία και ομοιόσταση του ανθρώπινου σώματος είναι απαραίτητη η τήρηση των τιμών της γλυκόζης στο αίμα μέσα στα όρια 75-120 mg/ml. Τη ρύθμιση αυτή επιτελεί ένα σύστημα δύο ορμονών, της ινσουλίνης και της γλυκαγόνης. Η ινσουλίνη εκκρίνεται από τα β-κύτταρα του Langerhans (μια ομάδα κυττάρων του παγκρέατος), όταν αυξάνεται η γλυκόζη του αίματος (πχ. μετά από ένα γεύμα πλούσιο σε υδατάνθρακες), και μειώνει τα επίπεδά της στο σώμα εισάγοντάς τη στα κύτταρα του οργανισμού, που τη χρησιμοποιούν για κάλυψη των μεταβολικών τους αναγκών. Η γλυκαγόνη επιτελεί τον ακριβώς αντίθετο ρόλο, δηλαδή κατά τη μείωση της γλυκόζης του αίματος, εκκρίνεται από τα α-κύτταρα του παγκρέατος και προκαλεί την άνοδο των τιμών της γλυκόζης στο αίμα μέσω εξόδου της από τον μυϊκό και τον λιπώδη ιστό, καθώς και της σύνθεσης ή εξόδου της από το ήπαρ.

Οι σύγχρονες εξελίξεις στις Ηνωμένες Πολιτείες και στη Γερμανία έχουν οδηγήσει σε νέα συστήματα αισθητήρων. Κορυφαίος εκφραστής των νέων δυνατοτήτων που προσφέρει η σύγχρονη τεχνολογία είναι το σύστημα MiniMed Paradigm REALTime Αντλίας Ινσουλίνης και το Σύστημα Συνεχούς Παρακολούθησης Γλυκόζης της Medtronic Diabetes, τα οποία προσφέρουν ολοκληρωμένη θεραπεία και συνεχή παρακολούθηση των επιπέδων γλυκόζης σε

πραγματικό χρόνο. Το σύστημα καταγράφει και προβάλλει όλες εκείνες τις παραμέτρους που επιτρέπουν στο διαβητικό ασθενή να ανακαλύψει κατά πόσο η διατροφή, η άσκηση, η φαρμακευτική αγωγή και γενικότερα ο τρόπος ζωής του επηρεάζουν τα επίπεδα γλυκόζης. Το Σύστημα MiniMed Paradigm REAL-Time περιλαμβάνει τα παρακάτω: έναν αισθητήρα, έναν πομπό, μια «έξυπνη» αντλία ινσουλίνης και έναν μετρητή γλυκόζης.

Ο αισθητήρας είναι ένα μικρό ηλεκτρόδιο που φοριέται από τον ασθενή μέχρι 3 ημέρες. Εισάγεται στον υποδόριο ιστό με ευκολία, είτε από τους ίδιους τους ασθενείς είτε από τους ιατρούς με τη βοήθεια του Sen-serter®, μιας αυτόματης συσκευής εισαγωγής. Ο αισθητήρας μετατρέπει τις τιμές της γλυκόζης από το μεσοκυττάριο υγρό σε ένα ηλεκτρονικό σήμα, το οποίο αναπαριστά την ποσότητα γλυκόζης που βρίσκεται εκείνη τη στιγμή στο αίμα. Ο πομπός συνδέεται με τον αισθητήρα και επικολλάται στο δέρμα με αυτοκόλλητη ταινία. Στέλνει τις τιμές γλυκόζης που λαμβάνει από τον αισθητήρα μέσω ραδιοσυχνοτήτων στη συσκευή παρακολούθησης κάθε πέντε (5) λεπτά. Οι ασθενείς μπορούν να κάνουν ντους, μπάνιο ή και να κολυπήσουν φορώντας τον αισθητήρα και τον πομπό, καθώς είναι αδιάβροχα. Η κατασκευή των συστημάτων αυτών στηρίζεται σε διαφορετικές τεχνολογικές αρχές και στις υπηρεσίες που παρέχουν τα προϊόντα περιλαμβάνονται:

- Μετρήσεις μέσω μικροσκοπικών εμφυτεύσιμων ηλεκτροχημικών αισθητήρων κάτω από το δέρμα
- Μεταφορά σωματικού υγρού μέσω ηλεκτρο-ώσμωσης
- Διατήρηση με τη βοήθεια LASER του δέρματος σε μικροοπές
- Εφαρμογή τεχνικών μικροδιάλυσης με τη βοήθεια εμφυτευμάτων
- Πολωσιμετρία και φασματοσκοπία σε εμφυτευμένα συστήματα.

Κοινό μέλημα των συστημάτων αυτών αποτελεί η περαιτέρω μείωση του πόνου και της ενόχλησης του ασθενούς, με την επίτευξη παράλληλα ακρίβειας στον καθορισμό των δόσεων της ινσουλίνης.

2.1.1.3 Βιοαισθητήρες

Βιοαισθητήρες και βιοενεργοποιητές είναι βιοηλεκτρονικά συστήματα με σκοπό τη μεταφορά σημάτων από βιολογικές λειτουργικές μονάδες σε «συμβατικές» ηλεκτρονικές συσκευές (βιοαισθητήρες) και αντίστροφα (βιοενεργοποιητές).

Ένας βιοαισθητήρας ορίζεται ως μία ανεξάρτητη ολοκληρωμένη συσκευή η οποία είναι ικανή να παρέχει συγκεκριμένη ποσοτική ή ημι-ποσοτική αναλυτική πληροφορία χρησιμοποιώντας ένα βιολογικό στοιχείο αναγνώρισης (βιοχημικός υποδοχέας) το οποίο βρίσκεται σε άμεση επαφή με ένα στοιχείο μετατροπέα (IUPAC, 1999). Είναι μια αναλυτική συσκευή, ευαίσθητη σε ένα φυσικό ή χημικό ερέθισμα, η οποία μετατρέπει μια βιολογική απόκριση σε ηλεκτρικό σήμα μεταδίδοντας πληροφορίες για μια ζωτική διαδικασία. Ο όρος χρησιμοποιείται συχνά και για συσκευές ανίχνευσης που προσδιορίζουν την συγκέντρωση ουσιών και άλλες παραμέτρους βιολογικού ενδιαφέροντος χωρίς άμεση χρήση βιολογικών συστημάτων, π.χ. στη βιομηχανία τροφίμων.

Ένας βιοαισθητήρας αποτελείται από τα εξής εξαρτήματα:

- 1.βιοκαταλύτης
- 2.μετατροπέας
- 3.ενισχυτής
- 4.επεξεργαστής
- 5.έξοδος-οθόνη

Ένας λειτουργικός βιοαισθητήρας πρέπει να έχει την πλειοψηφία των παρακάτω ιδιοτήτων.

- 1) Ευαισθησία και δυνατότητα διαχωρισμού
- 2) Επιλεκτικότητα και επαναληπτική ικανότητα
- 3) Ταχύτητα απόκρισης
- 4) Αξιοπιστία και ικανότητα αυτοελέγχου
- 5) Δυναμικό εύρος
- 6) Να μην επηρεάζεται από ηλεκτρικές η περιβαλλοντικές παρεμβάσεις
- 7) Να έχει συνάφεια το σήμα εξόδου με το περιβάλλον της μέτρησης
- 8) Διάρκεια ζωής και δυνατότητα επισκευής και επαναχρησιμοποίησης
- 9) Οικονομική Τιμή

Η ταξινόμηση γίνεται βάσει της αισθητήριας αρχής με την οποία ανιχνεύεται η μετρήσιμη ποσότητα και περιλαμβάνει τους εξής τύπους βιοαισθητήρων:

- 1.Αγωγιμομετρικοί
- 2.Ποτενσιομετρικοί
- 3.Χωρητικοί
- 4.Αμπερομετρικοί
- 5.Θερμιδομετρικοί
- 6.Σταθμικοί
- 7.Οπτικοί
- 8.Ακουστικοί-Συντονισμού
- 9.Φθορισμού

Ο βιοαισθητήρας είναι μία αναλυτική συσκευή, η οποία μετατρέπει μία βιολογική απόκριση σε ηλεκτρικό σήμα.

Αποτελείται από:

- τον υποδοχέα, δηλαδή το βιολογικό υλικό που ακινητοποιείται στην επιφάνεια του αισθητήρα και αντιδρά με τον αναλύτη, ο οποίος είναι κάποιο άλλο μόριο που προστίθεται στο διάλυμα,
- τον μεταγωγέα, ο οποίος μετράει τη φυσικοχημική μεταβολή και μπορεί να είναι
 - ακουστικός,

- οπτικός ή
 - ηλεκτροχημικός και
- από το ηλεκτρικό τμήμα, το οποίο λαμβάνει το σήμα από το μεταγωγέα, το καταγράφει και το εκφράζει υπό μορφή μετρήσεων.

Ανάλογα με την προς μελέτη αντίδραση οι βιοαισθητήρες κατατάσσονται:

- σε βιοκαταλυτικούς, στους οποίους ο υποδοχέας μπορεί να είναι ένζυμο, κύτταρο ή ιστός και
- σε βιοσυγγενικούς, όπου ο υποδοχέας μπορεί να είναι DNA, RNA, ή αντίσωμα.

2.1.2 Εφαρμογές στον κλάδο Υγείας

Μερικές από τις εφαρμογές των δικτύων αισθητήρων στο κλάδο της υγείας είναι η παροχή διεπαφών προς τους ανάπηρους, η συνεχής παρακολούθηση ασθενών, η διάγνωση, η σύσταση συγκεκριμένων φαρμάκων στα νοσοκομεία, η παρακολούθηση των κινήσεων και των εσωτερικών διεργασιών εντόμων και άλλων μικρών ζώων, η τηλεπαρακολούθηση δεδομένων της ανθρώπινης φυσιολογίας καθώς και ο εντοπισμός και η παρακολούθηση γιατρών και ασθενών σε ένα νοσοκομείο.

2.1.2.1 Τηλεπαρακολούθηση των δεδομένων της ανθρώπινης φυσιολογίας

Τα δεδομένα της φυσιολογίας που συλλέγονται από τους αισθητήρες μπορούν να αποθηκεύονται για ένα μεγάλο χρονικό διάστημα και να χρησιμοποιούνται για λόγους ιατρικής έρευνας. Οι αισθητήρες μπορούν επίσης να ανιχνεύουν τη συμπεριφορά ηλικιωμένων ανθρώπων, όπως για παράδειγμα κάποιο πέσιμο. Αυτοί οι μικροί κόμβοι δίνουν μια μεγάλη ελευθερία κινήσεων στους εξεταζόμενους ενώ παράλληλα δίνουν στους γιατρούς τη δυνατότητα να ανιχνεύουν προδιαγεγραμμένα για το άτομο συμπτώματα εγκαίρως. Επιπλέον εξασφαλίζουν μια υψηλότερης ποιότητας ζωή στον εξεταζόμενο, σε σύγκριση με την αντίστοιχη ενός κέντρου νοσηλείας.

2.1.2.2 Ανίχνευση και παρακολούθηση των κινήσεων των γιατρών και των ασθενών στο νοσοκομείο

Κάθε ασθενής έχει προσαρτημένους επάνω του μικρούς και ελαφρούς αισθητήρες. Κάθε αισθητήρας έχει το δικό του ξεχωριστό ρόλο. Για παράδειγμα ένας αισθητήρας μπορεί να παρακολουθεί τους χτύπους της καρδιάς, ενώ κάποιος άλλος να ελέγχει την πίεση του αίματος. Οι γιατροί μπορούν επίσης να μεταφέρουν τέτοιους αισθητήρες, κάτι που επιτρέπει σε άλλους γιατρούς να τους εντοπίζουν μέσα στο νοσοκομείο.

2.1.2.3 Σύσταση συγκεκριμένων φαρμάκων στα νοσοκομεία

Αν ένας ασθενής φέρει κάποιους αισθητήρες, τότε είναι εύκολο να ανιχνευθούν οι αλλεργίες του και αντίστοιχα οι κατάλληλες φαρμακευτικές αγωγές για την αντιμετώπιση κάποιου προβλήματος υγείας, αποφεύγοντας έτσι την χορήγηση φαρμάκων στα οποία τελικά ο ασθενής είναι αλλεργικός.

2.1.2.4 Συμβολή στην παρακολούθηση ενδείξεων ζωτικής σημασίας

Οι ασύρματοι αισθητήρες χρησιμοποιούνται για να παρακολουθούν τις ζωτικής σημασίας ενδείξεις των ασθενών σε νοσοκομειακό περιβάλλον. Έναντι των

συμβατικών προσεγγίσεων, οι λύσεις οι βασισμένες στους ασύρματους αισθητήρες προορίζονται να βελτιώσουν την ακρίβεια ελέγχου ενώ επίσης είναι καταλληλότερες για τους ασθενείς.

Το σύστημα αποτελείται από τέσσερα μέρη: ένα αναγνωριστικό του ασθενούς, ιατρικούς αισθητήρες, μια συσκευή απεικόνισης, και μια γραφίδα. Το αναγνωριστικό του ασθενούς είναι ένας ειδικός αισθητήριος κόμβος που περιέχει στοιχεία του ασθενούς (π.χ., όνομα), ο οποίος αισθητήρας συνδέεται στον ασθενή όταν εισέρχεται στο νοσοκομείο. Διάφοροι ιατρικοί αισθητήρες (π.χ., ηλεκτροκαρδιογράφημα) μπορούν να συνδεθούν στη συνέχεια με τον ασθενή. Τα στοιχεία ασθενών και οι ζωτικής σημασίας ενδείξεις μπορούν να επιθεωρηθούν χρησιμοποιώντας μια συσκευή απεικόνισης. Η γραφίδα φέρεται από το ιατρικό προσωπικό για να εγκαταστήσει και να αφαιρέσει τους συνδέσμους μεταξύ των διάφορων συσκευών. Η γραφίδα εκπέμπει μια μοναδική ταυτότητα μέσω των υπέρυθρων ακτίνων για να περιορίσει την εμβέλεια σε έναν μόνο ασθενή.

2.1.2.5 Λοιπές εφαρμογές στην υγεία και την ιατρική

Τα ασύρματα δίκτυα αισθητήρων μπορούν να χρησιμοποιηθούν για να παρατηρήσουν την κατάσταση της υγείας των ανθρώπων. Οι σε σώμα φερόμενοι αισθητήρες μπορούν επίσης να χρησιμοποιηθούν για αυτοματοποιημένη ανίχνευση και ταξινόμηση δραστηριοτήτων (π.χ. τρέξιμο, περπάτημα, στάση, ανέβασμα σκαλοπατιών) και κλινικών συμπτωμάτων (π.χ., πίεση, επιληπτικές κρίσεις). Αυτή η βασική ταξινόμηση μπορεί να χρησιμοποιηθεί για να εφαρμοστεί μια δυναμική υγειονομική περίθαλψη, παραδείγματος χάριν με την αξιολόγηση της υγιεινής ενός τρόπου ζωής ή για να ανιχνευθεί νωρίς μια ασθένεια.

Τα δίκτυα αισθητήρων μπορούν επίσης να χρησιμοποιηθούν για να αξιολογήσουν τις κοινωνικές αλληλεπιδράσεις, παραδείγματος χάριν για να ανιχνεύσουν και να ελέγξουν τη φυσική και γνωστική εξασθένηση των ηλικιωμένων ανθρώπων.

2.1.3 Εφαρμογές αισθητήρων στην καθημερινότητα

Τα ασύρματα δίκτυα αισθητήρων μπορούν να θεωρηθούν ως εργαλείο παρατήρησης διαδικασιών που αφορούν τον πραγματικό κόσμο. Κάποια παραδείγματα ασύρματων δικτύων αισθητήρων είναι τα ακόλουθα:

Στρατιωτικά δίκτυα αισθητήρων για να ερευνώνται, να εντοπίζονται και να αποκτώνται όσο το δυνατόν περισσότερες πληροφορίες σχετικά με εχθρικές κινήσεις, εκρήξεις και άλλα φαινόμενα ενδιαφέροντος.

- Δίκτυα αισθητήρων για να ερευνώνται, να εντοπίζονται και να χαρακτηρίζονται χημικές, βιολογικές, ραδιολογικές, πυρηνικές, εκρηκτικές επιθέσεις και αντίστοιχα υλικά.
- Δίκτυα αισθητήρων για να ερευνώνται, να εντοπίζονται και να παρακολουθούνται πεδιάδες, δάση, ωκεανοί, κλπ.
- Ασύρματα δίκτυα αισθητήρων κίνησης για να παρακολουθείται η κυκλοφορία των οχημάτων σε εθνικές οδούς και σημεία συμφόρησης εντός των πόλεων.
- Ασύρματα δίκτυα αισθητήρων παρακολούθησης για την παροχή ασφάλειας σε εμπορικά κέντρα, χώρους στάθμευσης και άλλες εγκαταστάσεις.

- ✿ Ασύρματα δίκτυα αισθητήρων που χρησιμοποιούνται σε θέσεις στάθμευσης για να καθοριστούν οι ελεύθερες και δεσμευμένες θέσεις.
- ✿ Δίκτυα που χρησιμοποιούνται για την παροχή πληροφοριών σε τουρίστες σε μουσεία.
- ✿ Δίκτυα για την εξυπηρέτηση συνέδρων σε συνεδριακά κέντρα.

Η παραπάνω λίστα υποδηλώνει ότι τα ασύρματα δίκτυα αισθητήρων προσφέρουν πληθώρα δυνατοτήτων σε ιδιωτικές αλλά και στρατιωτικές εφαρμογές. Ειδικότερα, η χρήση των WSN είναι μια αξιόλογη επιλογή για στόχους παρατήρησης με μια ή περισσότερες από τις ακόλουθες ιδιότητες:

- ✿ Το περιβάλλον παρατήρησης είναι επίπεδο και μπορεί να παρατηρηθεί μετά βίας από μακριά.
- ✿ Οποιαδήποτε ενοργάνωση για την παρατήρηση πρέπει να διασφαλίζεται ότι δεν θα επηρεάσει τα αποτελέσματα παρατήρησης.
- ✿ Το φαινόμενο του ενδιαφέροντος ή το κοντινό φυσικό περιβάλλον του μπορεί να ενοργανωθεί για παρατήρηση.
- ✿ Απαιτείται έλεγχος υψηλής χωρικής και χρονικής ανάλυσης.
- ✿ Η αναλογία σήματος προς θόρυβο των σημάτων που εκπέμπονται από το φαινόμενο του ενδιαφέροντος είναι χαμηλή ή μειώνεται σημαντικά με την απόσταση.
- ✿ Οι παραδοσιακές μέθοδοι παρατήρησης είναι πολύ δαπανηρές εξαιτίας της συμμετοχής του ανθρώπινου προσωπικού.
- ✿ Το περιβάλλον παρατήρησης είναι πολύ σκληρό, απρόσιτο, ή ακόμα και τοξικό.
- ✿ Η παρατήρηση πρέπει να εκτελείται συνεχώς κατά τη διάρκεια εκτεταμένων χρονικών περιόδων ή σε μεγάλες γεωγραφικές περιοχές.

Ο παραπάνω χαρακτηρισμός προβλήματος ισχύει για ένα ευρύ φάσμα περιοχών, μερικά από το οποία θα σκιαγραφήσουμε στις επόμενες παραγράφους. Για κάθε μια από αυτές τις περιοχές περιγράφουμε μερικές αντιπροσωπευτικές εφαρμογές. Εκτός από αυτές τις συγκεκριμένες εφαρμογές, σκιαγραφούμε εν συντομία ιδέες και οράματα εφαρμογής που δεν έχουν πραγματοποιηθεί ακόμα ή που δεν είναι καλά τεκμηριωμένα.

2.1.3.1 Παρακολούθηση συμπεριφοράς ζώων και βιοανάλυση

Τα ασύρματα δίκτυα αισθητήρων μπορούν να χρησιμοποιηθούν για να παρατηρήσουν τη συμπεριφορά των ζώων στους φυσικούς βιότοπούς τους. Ένα WSN χρησιμοποιείται για να παρατηρήσει τη συμπεριφορά αναπαραγωγής ενός μικρού πουλιού αποκαλούμενου Leach's Storm Petrel στο Great Duck Island, στο Maine στις ΗΠΑ. Αυτά τα πουλιά ενοχλούνται εύκολα από την παρουσία ανθρώπων, ως εκ

τούτου τα WSN φαίνεται να είναι πιο κατάλληλος τρόπος για την καλύτερη κατανόηση της συμπεριφοράς τους. Ένα WSN χρησιμοποιείται για να παρατηρήσει τη συμπεριφορά των άγριων ζώων μέσα σε έναν ευρύχωρο βιότοπο (π.χ. άγρια άλογα, ζέβρες και λιοντάρια) στο ερευνητικό κέντρο Mpala στην Κένυα. Ποικίλες διαφορετικές συσκευές αισθητήρων χρησιμοποιούνται για να παρακολουθήσουν τη συμπεριφορά των φαλινοκαρχαριών γύρω από τις Σεϋχέλλες. Μια ετικέτα τοποθετείται στον φαλινοκαρχαρία και χρησιμοποιεί αισθητήρες φωτός και πίεσης για να παρακολουθήσει τη συμπεριφορά κατάδυσής του. Μετά από έναν ορισμένο χρόνο, η ετικέτα αποσυνδέεται από τον καρχαρία και επιπλέει στην επιφάνεια, από όπου στέλνει τα δεδομένα που έχει συλλέξει σε έναν δορυφόρο. Οι αισθητήρες χρησιμοποιούνται επίσης για να παρατηρήσουν τις κοινωνικές αλληλεπιδράσεις μεταξύ των φαλαινών στη βόρεια θάλασσα.

2.1.3.2 Παρακολούθηση της γεωλογίας, του κλίματος και περιβαλλοντικών φαινομένων

Εκτός από τα ζώα, διάφορα άλλα περιβαλλοντικά φαινόμενα μπορούν να παρατηρηθούν με τα ασύρματα δίκτυα αισθητήρων. Ένα δίκτυο αισθητήρων χρησιμοποιείται για να ελέγξει τα περιβάλλοντα παγετώνων στο Brikdalsbreen της Νορβηγίας, με το γενικό στόχο την καλύτερη κατανόηση του γήινου κλίματος. Ιδιαίτερο ενδιαφέρον παρουσιάζουν οι μετατοπίσεις και η δυναμική μέσα στον παγετώνα. Απαιτείται βέβαια μεγάλη περίοδος παρατήρησης, για μήνες ή ακόμα για έτη. Οι κόμβοι αισθητήρων επεκτείνονται σε τρύπες σε διαφορετικά βάθη στον πάγο ακόμη και μέχρι κάτω από τον παγετώνα. Ένα δίκτυο αισθητήρων χρησιμοποιείται για να ελέγξει τον αντίκτυπο στο περιβάλλον ενός αιολικού πάρκου σε μια ακτή της Αγγλίας. Το ιδιαίτερο ενδιαφέρον εδώ είναι η επιρροή στη δομή της ωκεάνιας λεκάνης και η επιρροή στην παλιρροιακή δραστηριότητα. Οι κόμβοι αισθητήρων επεκτείνονται με ρίψη τους από σκάφος σε επιλεγμένες θέσεις. Το πρόγραμμα ARGO χρησιμοποιεί ένα δίκτυο αισθητήρων για να παρατηρήσει τη θερμοκρασία, την αλμυρότητα, και την τρέχουσα κατάσταση του ανώτερου ωκεανού. Ο στόχος είναι μια ποσοτική περιγραφή της κατάστασης του ανώτερου ωκεανού και των σχεδίων της ωκεάνιας μεταβλητότητας κλίματος, συμπεριλαμβανομένης της θερμότητας, της αποθήκευσης και μεταφοράς του γλυκού νερού. Η προοριζόμενη κάλυψη είναι παγκόσμια, και η παρατήρηση προγραμματίζεται να διαρκέσει για αρκετά έτη. Τα στοιχεία μέτρησης είναι διαθέσιμο σχεδόν σε πραγματικό χρόνο. Το πρόγραμμα χρησιμοποιεί αισθητήρες ελεύθερης μετατόπισης με δυνατότητες μέτρησης θερμοκρασίας και αλμυρότητας.

Διάφορα προγράμματα ερευνούν τη χρήση των δικτύων αισθητήρων για τον έλεγχο της ποιότητας νερού. Το ευρωπαϊκό πρόγραμμα SEWING ενδιαφέρεται για την ανάπτυξη των αισθητήρων ανίχνευσης ορισμένων χημικών ουσιών. Ένα παρόμοιο πρόγραμμα σκοπεύει να παρατηρήσει την ποιότητα νερού και να ελέγξει τη μεταφορά των μολυσματικών παραγόντων με το υπόγειο νερό χρησιμοποιώντας τα δίκτυα αισθητήρων.

Παρουσιάζεται μεγάλο ενδιαφέρον σε ηφαιστειογενή περιοχές για ασύρματα δίκτυα αισθητήρων για τον έλεγχο των ηφαιστειακών εκρήξεων. Συγκεκριμένα ένα τέτοιο σύστημα αποτελείται από διάφορους κόμβους ελέγχου υπερήχων, οι οποίοι αναφέρουν τα χαμηλής συχνότητας ακουστικά σήματα σε έναν συναθροιστικό κόμβο, ο οποίος προ-επεξεργάζεται τα στοιχεία και στέλνει τις συναθροισμένες τιμές σε έναν μακρινό σταθμό βάσης μέσω μιας μεγάλης ακτίνας ραδιοσύνδεσης. Ένας GPS κόμβος χρησιμοποιείται για να συγχρονίσει τους κόμβους ελέγχου. Το σύστημα

μπορεί να χρησιμοποιηθεί για να παρακολουθήσει και να εντοπίσει τις ηφαιστειακές εκρήξεις.

Τα δίκτυα αισθητήρων μπορούν να χρησιμοποιηθούν για να ελέγξουν τη σεισμική δραστηριότητα και τη δομική αντοχή των κτιρίων. Ένα δίκτυο αισθητήρων χρησιμοποιείται επίσης για να ελέγξει την επιρροή των ανέμων στη γέφυρα Golden Gate στο Σαν-Φρανσίσκο. Μια άλλη εφαρμογή των δικτύων αισθητήρων είναι η παρατήρηση του μικροκλίματος και της αλλαγής του κατά τη διάρκεια του χρόνου. Μια άλλη ιδιαίτερα ενδιαφέρουσα εφαρμογή είναι η χρήση των δικτύων αισθητήρων για την ανίχνευση σημείων ζωής σε άλλους πλανήτες (π.χ., στον Άρη).

2.1.3.3 Καλλιέργειες και Γεωργία

Τα ασύρματα δίκτυα αισθητήρων μπορούν επίσης να χρησιμοποιηθούν για να αυξήσουν την αποδοτικότητα του εδάφους αναπαραγωγής φυτών και της αγροτικής οικονομίας ζωικού κεφαλαίου. Ένα WSN χρησιμοποιείται για να ελέγξει τους παράγοντες που επηρεάζουν την αύξηση φυτών (π.χ., θερμοκρασία, υγρασία εδάφους, και φως) κατά μήκος ενός μεγάλου αμπελώνα στο Όρεγκον, στις Η.Π.Α. Οι στόχοι περιλαμβάνουν την ακρίβεια συγκομιδής (συγκομιδή μιας περιοχής μόλις τα σταφύλια σε αυτήν είναι ώριμα), την φροντίδα των φυτών (προσαρμόζοντας τον ανεφοδιασμό ύδατος, λιπάσματος, φυτοφαρμάκων στις ανάγκες των μεμονωμένων φυτών), την προστασία από παγετό, την πρόβλεψη εμφάνισης εντόμων, ζιζανίων ή και μυκήτων, αναπτύσσοντας έτσι νέα γεωργικά πρότυπα.

Το πρόγραμμα Hogthrob σκοπεύει να χρησιμοποιήσει τα δίκτυα αισθητήρων για τον έλεγχο θηλυκών χοίρων. Ειδικότερα, το στοιχείο μετακίνησης προορίζεται να χρησιμοποιηθεί για να ανιχνεύσει την ασυνήθιστη συμπεριφορά που θα μπορούσε να είχε προκληθεί από ασθένειες.

Το πρόγραμμα PlantCare χρησιμοποιεί ένα δίκτυο αισθητήρων για να επιτηρήσει την εδαφολογική υγρασία, να ελέγξει ένα ρομπότ έτσι ώστε να προβεί σε πότισμα.

2.1.3.4 Συμβολή αισθητήρων στην αλυσίδα της παραγωγής

Σε αυτό το τμήμα εξετάζουμε τη χρήση των ασύρματων δικτύων αισθητήρων για τον έλεγχο της παραγωγής και της παράδοσης των αγαθών. Το εμπορικό σύστημα Securifood είναι ένα WSN για τον έλεγχο συμμόρφωσης της θερμοκρασίας των “κρύων αλυσίδων” από την παραγωγή, μέσω των κέντρων διανομής και των καταστημάτων, στον καταναλωτή. Οι πελάτες λαμβάνουν μια έγκαιρη προειδοποίηση των πιθανών “ρωγμών” στην κρύα αλυσίδα. Το σύστημα αποτελείται από τέσσερα σημαντικά μέρη: κόμβους αισθητήρων, μονάδες ηλεκτρονόμων, κιβώτια πρόσβασης, και μια αποθήκη. Οι κόμβοι αισθητήρων μεταφέρονται με τα προϊόντα και συλλέγουν τα στοιχεία θερμοκρασίας. Οι ηλεκτρονόμοι συλλέγουν και αποθηκεύουν τα στοιχεία θερμοκρασίας από τους κόμβους αισθητήρων – είναι ισχυρότερες συσκευές με μια μόνιμη παροχή ηλεκτρικού ρεύματος. Οι πολλοί ηλεκτρονόμοι διαμορφώνουν ένα multi-hop ad-hoc δίκτυο. Ένα κιβώτιο πρόσβασης είναι μια ακόμα ισχυρότερη συσκευή Linux που ενεργεί ως πύλη μεταξύ του δικτύου των μονάδων ηλεκτρονόμων και του Internet. Υπάρχει ένα κιβώτιο πρόσβασης ανά περιοχή παραγωγής. Μια Internet-hosted αποθήκη εμπορευμάτων στοιχείων ενεργεί ως κεντρικός υπολογιστής, που συλλέγει τα στοιχεία από όλα τα κιβώτια πρόσβασης. Η αποθήκη εμπορευμάτων στοιχείων παρέχει μια εικόνα σε απευθείας σύνδεση των δεδομένων όλων των αισθητήρων στο σύστημα και ενεργεί ως κεντρική αποθήκη στοιχείων για τις εφαρμογές.

Τα ασύρματα δίκτυα αισθητήρων μπορούν επίσης να χρησιμοποιηθούν για να ελέγξουν και να διαχειριστούν τον κύκλο ζωής των εργαλείων παραγωγής . Η τεχνολογία δικτύων αισθητήρων μπορεί να βοηθήσει να βελτιωθεί η διαθεσιμότητα των κινητών εργαλείων και ο εξοπλισμός. Η έρευνα της Intel, παραδείγματος χάριν, εξετάζει τη χρήση αισθητήρων δόνησης για την έγκαιρη ανίχνευση προβλημάτων του συστήματος ψύξης σε μια μονάδα δημιουργίας ημιαγωγών .

Μια παρόμοια προσέγγιση θα μπορούσε επίσης να χρησιμοποιηθεί για να ανιχνεύσει πιθανά προβλήματα στις πετρελαιοπηγές και στους αγωγούς . Διάφορα τρέχοντα προγράμματα της BP χρησιμοποιούν τα δίκτυα αισθητήρων για τον έλεγχο δονήσεων των σκαφών και της ακεραιότητας των σωληνώσεων.

2.1.3.5 Συμβολή σε καταστάσεις έκτακτης ανάγκης

Τα ασύρματα δίκτυα αισθητήρων μπορούν να χρησιμοποιηθούν σε καταστάσεις έκτακτης ανάγκης, παραδείγματος χάριν, για να συντονίσουν και να αυξήσουν την αποδοτικότητα των συνεργειών διάσωσης. Ένα WSN χρησιμοποιείται για να βοηθήσει τις ομάδες διάσωσης στην προσπάθεια ανεύρεσης ανθρώπων που έχουν θαφτεί από χιονοστιβάδες . Ο στόχος είναι να εντοπιστούν άνθρωποι που είναι θαμμένοι και να περιοριστεί ο τραυματισμός, παρέχοντας στην ομάδα διάσωσης πρόσθετες ενδείξεις της κατάστασης των θυμάτων καθώς και να αυτοματοποιηθεί ο καθορισμός προτεραιοτήτων των θυμάτων (π.χ., βασισμένος στο ποσοστό καρδιακών παλμών, τη δραστηριότητα αναπνοής, και το επίπεδο συνείδησης). Για το λόγο αυτό, οι άνθρωποι που εκτίθενται σε κίνδυνο (π.χ., σκιέρ, snowboarders, και οδοιπόροι) φέρνουν έναν κόμβο που είναι εξοπλισμένος με έναν αισθητήρα που μετρά το επίπεδο οξυγόνου στο αίμα, και που επιτρέπει την μέτρηση των καρδιακών παλμών και τη δραστηριότητα αναπνοής. Επιπλέον, ένας αισθητήρας οξυγόνου χρησιμοποιείται για να ανιχνεύσει τους θύλακες αέρα γύρω από το θύμα. Τα επιταχυνσιόμετρα χρησιμοποιούνται για να αναζητήσουν τον προσανατολισμό του θύματος. Η ομάδα διάσωσης χρησιμοποιεί ένα PDA για να λάβει τα στοιχεία από τα θαμμένα θύματα.

Σε καταστάσεις επικείμενων πλημμυρών, φράγματα με σακιά άμμου χρησιμοποιούνται συχνά για προστασία από το νερό. Ένα κοινό πρόβλημα στην περίπτωση αυτή είναι ότι οι σάκοι άμμου παίρνουν νερό, το οποίο μπορεί τελικά να οδηγήσει σε διαρροή ύδατος και σε μια κατάρρευση του φράγματος. Με τον εξοπλισμό των σάκων άμμου με κόμβους αισθητήρων, τέτοιες καταστάσεις μπορούν να ανιχνευθούν νωρίς και οι άνθρωποι μπορούν να οδηγηθούν στην ελαττωματική θέση προκειμένου να διορθώσουν το πρόβλημα προτού να συμβούν δυσάρεστες καταστάσεις. Τα δίκτυα αισθητήρων μπορούν να χρησιμοποιηθούν για να βοηθήσουν τους πυροσβέστες να νικήσουν τις δασικές πυρκαγιές μεγάλης κλίμακας και να βοηθήσουν στην προστασία της σωματικής ακεραιότητας και των ζωών των πυροσβεστών . Ένα δίκτυο αισθητήρων μπορεί να μετρήσει την κατεύθυνση και την ταχύτητα αέρα για να βοηθήσει στην πρόβλεψη της κατεύθυνσης και της ταχύτητας διάδοσης της πυρκαγιάς.

2.1.3.6 Συμβολή στις κατασκευές και τα συστήματα αυτοματισμού

Τα σύγχρονα κτίρια περιέχουν ήδη έναν μεγάλο αριθμό ενσύρματων αισθητήρων και ενεργοποιητών για να ελέγξουν ποικίλες λειτουργίες (π.χ., έλεγχο θερμότητα, άνοιγμα θυρών, αυτόματο φωτισμό και “τυφλό” έλεγχο). Έχει υποστηριχτεί ότι αντικαθιστώντας αυτούς τους ενσύρματους αισθητήρες με ασύρματα δίκτυα αισθητήρων θα μπορούσε να μειώσει το κόστος κατασκευής και να αυξήσει την ευελιξία με την αφαίρεση της καλωδίωσης. Εντούτοις, τα ασύρματα

δίκτυα αισθητήρων μπορούν επίσης να επιτρέψουν διάφορες νέες εφαρμογές σε αυτό το πλαίσιο όπως περιγράφεται παρακάτω. Ένα WSN χρησιμοποιείται για να ελέγξει την κατανάλωση ηλεκτρικού ρεύματος στα μεγάλα και διασκορπισμένα κτίρια γραφείων. Ο στόχος είναι να ανιχνευθούν οι θέσεις ή οι συσκευές που καταναλώνουν πολλή ενέργεια και να παρασχεθούν ενδείξεις για πιθανές μειώσεις της κατανάλωσης ρεύματος.

Σε πολλές εταιρείες προτείνεται ένα ασύρματο δίκτυο αισθητήρων για τον έλεγχο φωτισμού. Για αυτό, οι κόμβοι αισθητήρων επεκτείνονται σε ένα κτίριο για να αισθανθούν τη ύπαρξη δραστηριότητας σε μεμονωμένα δωμάτια. Το αποκτηθέν ακατέργαστο στοιχείο προωθείται σε ένα σύστημα λήψης απόφασης που ελέγχει τα φώτα. Προτάθηκε επίσης να χρησιμοποιηθούν τα δίκτυα αισθητήρων για τη βαθμονόμηση των συστημάτων κλιματισμού σε ιδιαίτερα περιβάλλοντα εγκαταστάσεων για να μειωθεί το επίπεδο θορύβου και η κατανάλωση ισχύος αυτών των συστημάτων. Για αυτόν το λόγο, ένα φορητό δίκτυο αισθητήρων εγκαθίσταται στο δωμάτιο, παρέχοντας μέτρηση θερμοκρασίας, υγρασίας και επίπεδα θορύβου. Αυτά τα στοιχεία μπορούν να χρησιμοποιηθούν για να τελειοποιήσουν τον συντονισμό και τη διαμόρφωση του κλιματισμού.

2.1.3.7 Συμβολή στην κυκλοφοριακή τάξη και υποδομή

Υπάρχει μια αυξανόμενη τάση στον εφοδιασμό αυτοκινήτων με όλο και περισσότερους αισθητήρες και ενεργοποιητές για να βελτιωθεί η οδηγική συμπεριφορά του αυτοκινήτου και η άνεση. Ενώ παλαιότερα η έρευνα εστίαζε σε μεμονωμένα αυτοκίνητα, οι πρόσφατες έρευνες περιλαμβάνουν την ανάπτυξη δικτύωσης των αυτοκινήτων, για να μειώσουν τα ατυχήματα, την κυκλοφοριακή συμφόρηση, την περιβαλλοντική επιβάρυνση ή για να βελτιώσουν τη διαχείριση στόλου. Ένα δίκτυο αισθητήρων χρησιμοποιείται για να βρει τα ελεύθερα μέρη χώρων στάθμευσης. Το σύστημα μπορεί να βοηθήσει στην εύρεση οδών στην τοποθεσία με τις κενές θέσεις, μπορεί να βρει τα κατειλημμένα παρκόμετρα χώρων στάθμευσης μέσα σε ένα ορισμένο εύρος που θα λήξουν σε έναν ορισμένο χρόνο, και μπορεί να εντοπίσει όλα τα οχήματα που παραμένουν στις θέσεις που έχει λήξει ο χρόνος.

Οι κόμβοι αισθητήρων που εγκαθίστανται κατά μήκος των δρόμων μπορούν να χρησιμεύσουν σε διάφορους σκοπούς, μεταξύ των άλλων για να βελτιώσουν την ασφάλεια και για να βελτιώσουν τη ροή της κυκλοφορίας. Με βάση τα τοπικά περιβαλλοντικά στοιχεία (π.χ., θερμοκρασία οδικής επιφάνειας), τέτοιες συσκευές αισθητήρων μπορούν να εκδώσουν προειδοποιήσεις ή ακόμα και να ελέγξουν την ταχύτητα των οχημάτων. Οι κόμβοι αισθητήρων στην άκρη του δρόμου μπορούν επίσης να χρησιμοποιηθούν για τον έλεγχο κυκλοφορίας και μπορούν έτσι να βοηθήσουν στην πρόβλεψη κυκλοφοριακής συμφόρησης.

2.1.3.8 Συμβολή στην οικιακή καθημερινότητα και τους εργασιακούς χώρους

Τα δίκτυα αισθητήρων μπορούν επίσης να βελτιώσουν την ευκολία στο περιβάλλον σπιτιών και γραφείων. Ένα WSN χρησιμοποιείται για να βοηθήσει τους ανθρώπους κατά τη διάρκεια της συναρμολόγησης σύνθετων αντικειμένων όπως έπιπλα που πρέπει να συναρμολογήσεις μόνος σου. Αυτό απαλλάσσει τους χρήστες από το να μελετήσουν και να καταλάβουν τα σύνθετα εγχειρίδια οδηγιών, και τους αποτρέπει από το να κάνουν λάθος. Τα μέρη και τα εργαλεία των επίπλων είναι εξοπλισμένα με τους αισθητήριους κόμβους. Σε ένα περιβάλλον γραφείου, οι κόμβοι μπορούν να συνδεθούν σε διάφορα χειροποίητα αντικείμενα όπως οι κούπες καφέ, ή

οι καρέκλες προκειμένου να βελτιωθούν η αποδοτικότητα αλλά και η ευκολία του περιβάλλοντος. Ο αισθητήρας στις καρέκλες, παραδείγματος χάριν, μπορεί να χρησιμοποιηθεί για να ανιχνεύσει εάν μια καρέκλα είναι κατειλημμένη ή όχι. Η περίπτωση των πολλαπλών καθισμάτων σε ένα δωμάτιο θα μπορούσε να χρησιμοποιηθεί για να διαπιστωθεί η χωρητικότητα του δωματίου, που θα μπορούσε να επιδειχθεί σε μια ηλεκτρονική πινακίδα (π.χ. για να αποτρέψει κάποιους να εισέλθουν στο δωμάτιο), ή θα μπορούσε να σταλεί σε ένα κεντρικό σύστημα διαχείρισης δωματίων (π.χ., για να βελτιώσει την κατανομή στα δωμάτια).

2.1.3.9 Συμβολή σε στρατιωτικές εφαρμογές

Οι στρατιωτικές υπηρεσίες και οι αντιπροσωπείες που τις χρηματοδοτούν είναι μια από τις κύριες κατευθυντήριες δυνάμεις πίσω από την έρευνα στα ασύρματα δίκτυα αισθητήρων. Ένα WSN χρησιμοποιείται για να εντοπίσει την πορεία των στρατιωτικών οχημάτων (π.χ. άρματα) . Το δίκτυο αισθητήρων πρέπει να είναι απαραίτητο και δύσκολο να καταστραφεί. Τα αποτελέσματα εντοπισμού πρέπει να αναφερθούν εντός των δεδομένων προθεσμιών. Οι κόμβοι αισθητήρων επεκτείνονται από ένα τηλεκατευθυνόμενο εναέριο όχημα (UAV). Οι αισθητήρες μαγνητομέτρων είναι συνδεδεμένοι με τους κόμβους προκειμένου να ανιχνευθεί η εγγύτητα των αρμάτων. Οι κόμβοι συνεργάζονται στον υπολογισμό της πορείας και της ταχύτητας ενός οχήματος υπό παρακολούθηση. Τα αποτελέσματα εντοπισμού διαβιβάζονται στο τηλεκατευθυνόμενο εναέριο όχημα. Οι αντιαρματικές νάρκες ξηράς εξοπλίζονται με ικανότητες αντίληψης και επικοινωνίας ώστε να εξασφαλιστεί ότι μια συγκεκριμένη περιοχή παραμένει καλυμμένη ακόμα κι αν ο εχθρός πειράζει το ναρκοπέδιο για να δημιουργήσει μια πιθανή γραμμή παραβίασης. Διάφορες προσπάθειες έρευνας και ανάπτυξης αφιερώνονται στα δίκτυα αισθητήρων για την ανίχνευση, την ταξινόμηση, και τον εντοπισμό των εχθρικών δραστηριοτήτων (π.χ., βιολογικών, χημικών, ραδιολογικών επιθέσεων, κινήσεις στρατευμάτων, σκαφών) στο στρατιωτικό πλαίσιο. Ο στόχος του προγράμματος ARGUS ήταν η ανάπτυξη προηγμένων μακρινών αφύλακτων αισθητήρων οι οποίοι θα έφευγαν από αεροσκάφη για να ανιχνεύσουν σεισμικά και ακουστικά σήματα και να τα στείλουν σε έναν δορυφόρο. Το πιο πρόσφατο πρόγραμμα MIUGS εστίασε στον ίδιο τύπο εφαρμογής, αλλά οι αισθητήρες θα διαμόρφωναν ένα ad-hoc δίκτυο χωρίς χρησιμοποίηση της δορυφορικής επικοινωνίας. Διάφορα χρηματοδοτημένα ερευνητικά προγράμματα όπως το NEST εργάζονται πάνω σε θέματα αποδοτικότητας ενέργειας των δικτύων αισθητήρων για τον εντοπισμό στόχων .

Μια ιδιαίτερα αξιοπρόσεχτη προσπάθεια είναι το πρόγραμμα Seaweb , το οποίο προσπαθεί να ολοκληρώσει την σχεδόν σε πραγματικό χρόνο τηλεμετρία στοιχείων για ένα σύνολο ευρέως τοποθετημένων κατά διαστήματα ωκεανογραφικών αισθητήρων. Οι κόμβοι αισθητήρων επεκτείνονται στο έδαφος των ωκεανών, ποταμών, ακτών και επικοινωνούν ο ένας με τον άλλον μέσω υποθαλάσσιας ακουστικής σηματοδότησης (telesonar). Ένα τέτοιο σύστημα θα ήταν χρήσιμο για την ανίχνευση, την ταξινόμηση, και την καταδίωξη σκαφών και ναρκών, αλλά και για την ανίχνευση της βιολογικής, χημικής και ραδιολογικής μόλυνσης.

2.1.3.10 Συμβολή στην τήρηση του νόμου

Όντας ένα ιδανικό εργαλείο για διακριτική και ανεπαίσθητη επιτήρηση, τα δίκτυα αισθητήρων μπορούν επίσης να χρησιμοποιηθούν από τις εκτελεστικές αρχές για να επιβάλουν τους νόμους, για να αποτρέψουν ή και για να διευκρινίσουν τις παραβιάσεις του. Ένα WSN χρησιμοποιείται για να εντοπίσει τους ελεύθερους σκοπευτές και την τροχιά των σφαιρών , παρέχοντας πολύτιμες ενδείξεις για την

επιβολή του νόμου. Το σύστημα αποτελείται από κόμβους αισθητήρων που μετρούν την εκτόνωση από την κάννη του όπλου και το κρουστικό κύμα χρησιμοποιώντας τους ακουστικούς αισθητήρες. Τα δίκτυα αισθητήρων επίσης να είναι χρήσιμα για την επιτήρηση των παροδικών γεγονότων όπως οι περιοχές κατασκευαστικών έργων, τα φεστιβάλ, η επιτήρηση τόπου εγκλήματος. Σε αυτές τις περιπτώσεις, τα υπάρχοντα συστήματα επιτήρησης δεν μπορούν συχνά να χρησιμοποιηθούν λόγω του υψηλού κόστους τους. Τα δίκτυα αισθητήρων επίσης μπορεί να είναι χρήσιμα στην επιτήρηση εκτεταμένων περιοχών (π.χ., προστασία συνόρων), όπου η χρήση του παραδοσιακού εξοπλισμού θα ήταν ασύμφορη λόγω του ότι θα ήταν πάρα πολύ ακριβή.

2.2 Βασικά Βιοσήματα

Τα βιοϊατρικά σήματα είναι σήματα που χρησιμοποιούνται στην ιατρική και βιολογία για την εξαγωγή πληροφοριών για το υπό εξέταση βιοϊατρικό σύστημα. Περιέχουν πληροφορίες χρήσιμες για την κατανόηση διαφόρων παθοφυσιολογικών μηχανισμών ενός ζωντανού οργανισμού. Ειδικότερα, τα ιατρικά σήματα μας πληροφορούν για τη λειτουργία ή την ανατομία ενός ανθρώπινου οργάνου, όπως είναι το ηλεκτροκαρδιογράφημα που μας πληροφορεί για τη λειτουργία της καρδιάς ή η εικόνα μίας αξονικής τομογραφίας του εγκεφάλου που είναι ένα σήμα δύο διαστάσεων και μας δείχνει στοιχεία του εγκεφάλου.

Βέβαια τα ιατρικά σήματα ποικίλουν ως προς τη μορφή όπως πχ.:

- Ηλεκτρικά σήματα από τον εγκέφαλο, την καρδιά ή τους μύες
- Σήματα της πίεσεως και ροής του αίματος σε διάφορα αγγεία
- Σήματα από βιοχημικά test του αίματος και άλλων υγρών

Η διαδικασία εξαγωγής της πληροφορίας μπορεί να είναι τόσο απλή όσο η εκτίμηση του μέσου καρδιακού ρυθμού ενός ασθενή από τον γιατρό με την αφή, ή τόσο πολύπλοκη όσο είναι η ανάλυση της δομής των μαλακών ιστών με τη χρήση ενός πολύπλοκου MRI (Magnetic Resonance Instrument) συστήματος. Πολύ συχνά στις βιοϊατρικές εφαρμογές η λήψη σήματος δεν είναι αρκετή και απαιτείται η επεξεργασία του για να εξαχθεί η πληροφορία που είναι «θαμμένη» σ' αυτό (JAI, 1989). Αυτό μπορεί να συμβαίνει γιατί το σήμα περιέχει πολύ θόρυβο. Θόρυβος ορίζεται οποιαδήποτε παρεμβολή εμφανίζεται στο σήμα, η οποία δεν έχει διαγνωστική αξία. Ανάλογα με τους διαγνωστικούς στόχους, μια ορισμένη πληροφορία, μπορεί άλλοτε να θεωρηθεί ως θόρυβος και άλλοτε ως σήμα.

Επομένως πρέπει ο θόρυβος να «καθαριστεί» ή γιατί η σχετική πληροφορία δεν είναι «ορατή» στο σήμα. Στη δεύτερη περίπτωση πρέπει συνήθως να εφαρμόσουμε κάποιο μετασχηματισμό έτσι ώστε να «μεγεθύνουμε» τη σχετική πληροφορία για να μπορέσουμε να εξάγουμε κάποιες παραμέτρους, οι οποίες χαρακτηρίζουν τη συμπεριφορά του υπό μελέτη συστήματος και βοηθούν στη διάγνωση, θεραπεία και αποκατάστασή του. (Κουτσούρης, Παυλόπουλος, & Πρέντζα, 2003) Έτσι έχουν αναπτυχθεί διάφορες τέτοιες τεχνικές, οι οποίες προϋποθέτουν το συνεχές σήμα να το μετατρέψουμε σε ψηφιακό (σε μια ακολουθία αριθμών 0 και 1) όπως π.χ. η εφαρμογή φίλτρων ή άλλων μετασχηματισμών, η εκτίμηση μέσης τιμής κ.λ.π. Τα βιολογικά σήματα που χρησιμοποιούνται στο βιοϊατρικό χώρο προέρχονται από διάφορες πηγές. Διακρίνονται δύο μεγάλες κατηγορίες σημάτων:

τα σήματα που παράγονται από την ηλεκτρική δραστηριότητα νευρικών και μυϊκών



κυττάρων

Εικόνα 1 Το μουσικό σύστημα, The Bodies World Exhibition

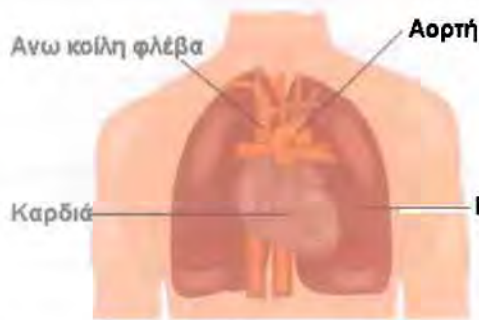
- ✿ τα σήματα τα οποία προκαλούνται από κάποια μηχανική λειτουργία του βιολογικού συστήματος

Η πηγή των ηλεκτρικών δυναμικών στο ανθρώπινο σώμα είναι η κυτταρική μεμβράνη. Η κυτταρική μεμβράνη είναι ηλεκτρικά **πολωμένη** και φέρει αρνητικό φορτίο στο εσωτερικό της και θετικό φορτίο στο εξωτερικό της. Η διαφορά δυναμικού μεταξύ των δύο πλευρών της μεμβράνης είναι της τάξης των 80 – 100 mV και ονομάζεται **δυναμικό ηρεμίας**. Όταν το κύτταρο διεγερθεί συμβαίνει μεγάλη στιγμιαία αλλαγή στο δυναμικό ηρεμίας, το οποίο προοδευτικά ελαττώνεται, μηδενίζεται και αναστρέφεται (εκπόλωση). Η αλλαγή αυτή του δυναμικού λέγεται **δυναμικό δράσης**. Στις μετρήσεις σε κυτταρικό επίπεδο όπου χρησιμοποιούνται μικροηλεκτρόδια ως αισθητήρες, το **δυναμικό δράσης** είναι το **βιολογικό σήμα**. Σε μετρήσεις που γίνονται σε πολλά κύτταρα μαζί με τη χρήση ηλεκτροδίων επιφανείας ως αισθητήρες, το **ηλεκτρικό πεδίο** που παράγεται από τη διέγερση των κυττάρων αυτών είναι το **βιολογικό σήμα**. Το ηλεκτρικό πεδίο μεταδίδεται μέσα από τους ιστούς του ζώντος οργανισμού και επομένως το σήμα μπορεί να ληφθεί σε κατάλληλες θέσεις στην επιφάνεια, χωρίς να υπάρχει ανάγκη να γίνει επέμβαση στο σύστημα. Τα βιολογικά σήματα αυτού του είδους χρειάζονται έναν σχετικά απλό μετατροπέα για τη λήψη τους. Ο μετατροπέας απαιτείται γιατί η ηλεκτρική αγωγή στο ζώντα οργανισμό γίνεται μέσω ιόντων, ενώ η αγωγή στο μετρητικό σύστημα γίνεται μέσω ηλεκτρονίων. Τα σήματα τα οποία προκαλούνται από κάποια μηχανική λειτουργία του βιολογικού συστήματος περιλαμβάνουν σήματα ροής, πίεσης, μετατόπισης κ.λ.π. Το μηχανικό φαινόμενο δεν μεταδίδεται όπως το ηλεκτρικό πεδίο. Η μέτρηση γίνεται στο ακριβές σημείο γι' αυτό συχνά είναι πιο δύσκολη και πολλές φορές χρειάζεται επέμβαση αιματηρή. Όπως για παράδειγμα είναι ο επεμβατικός τρόπος μέτρησης της αρτηριακής πίεσης, ο οποίος παρέχει μεγάλη ακρίβεια, συνεχή παρακολούθηση και ο οποίος επιλέγεται σε ορισμένες περιπτώσεις ασθενών με βαθειά υπόταση λόγω καρδιαγγειακών προβλημάτων όπου οι έμμεσοι τρόποι μέτρησης της πίεσης δεν λειτουργούν. Σύμφωνα με τον τρόπο αυτό που είναι άμεσος, η πίεση μετριέται με την εισαγωγή μετατροπέα στην άκρη ενός καθετήρα μέσα στα αγγεία του αίματος. Ο μετατροπέας αυτός μετατρέπει την πίεση που ασκείται σ' αυτόν σε ηλεκτρικό σήμα.

Ταξινόμηση	Τρόπος Λήψης	Εύρος συχνοτήτων	Δυναμικό ή Εύρος	Σχόλια
Δυναμικό Δράσης	Μικροηλεκτρόδια	100 Hz-2kHz	10μV-100mV5	Επεμβατική μέτρηση δυναμικού κυτταρικής μεμβράνης
Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα (ΕΕΓ)	Ηλεκτρόδια Επιφάνειας	0,5-100Hz	2-100μV	
Ρυθμός Δέλτα	«	0,5-4Hz	«	Παιδιά, βαθύς ύπνος και παθολογίας
Ρυθμός Θήτα	«	4-8Hz	«	Κροταφικές και κεντρικές περιοχές σε κατάσταση ετοιμότητας
Ρυθμός Άλφα	«	8-13 Hz	«	Ξυπνητός, χαλαρός, κλειστά μάτια
Ρυθμός Βήτα	«	13-22 Hz		
Προκλητά Δυναμικά (EP)	Ηλεκτρόδια Επιφάνειας		0,1-20 μV	Απόκριση δυναμικού εγκεφάλου σε ερέθισμα
Οπτικά (VEP)	«	1-300 Hz	1-20 μV	Καταγραφές οπτικού οβούλου
Ακουστικά (AEP)	«	100 Hz-3 kHz	0,5-10 μV	
Σωματοαισθητικά (SEP)	«	2 Hz-3k Hz		
Ηλεκτρομυογράφημα (ΗΜΓ) μιας ίνας	Βελονοειδή Ηλεκτρόδια	500 Hz-10 kHz	1-10mV	
ΗΜΓ μιας κινητής μονάδας	«	5 Hz-10 kHz	100 μV-2 mV	Δυναμικά δράσης από μια μυϊκή ίνα
ΗΜΓ επιφανειακό	Ηλεκτρόδια Επιφάνειας	2-500 Hz	50μV-5 mV	
Ηλεκτροκαρδιογράφημα	«	0,05-100 Hz	1-10 mV	

2.2.1 Περιγραφή καρδιακής λειτουργίας

Η καρδιά, είναι το κεντρικό όργανο της κυκλοφορίας. Είναι ένα κοίλο μυώδες όργανο, που δέχεται το αίμα που προέρχεται από τις φλέβες και το ωθεί προς τις αρτηρίες. Η καρδιά βρίσκεται μέσα στη θωρακική κοιλότητα ανάμεσα στους δύο



πνεύμονες. Το σχήμα της καρδιάς παρομοιάζεται με το σχήμα κώνου. Η κορυφή της αντιστοιχεί στο πέμπτο αριστερό μεσοπλεύριο διάστημα.

Περιβάλλεται από ένα υμένα από δύο φύλλα, το περικάρδιο, ενώ οι εσωτερικές της κοιλότητες καλύπτονται από μια λεπτή μεμβράνη, το ενδοκάρδιο. Ανάμεσα στο περικάρδιο και ενδοκάρδιο βρίσκεται το παχύτερο τοίχωμα της καρδιάς που ονομάζεται μυοκάρδιο και αποτελείται από δυνατές μυϊκές ίνες. Το χρώμα της καρδιάς είναι βαθύ ερυθρό, αλλά η ομοιομορφία του χρώματος διακόπτεται από κίτρινες ραβδώσεις οι οποίες οφείλονται στη συσσώρευση λίπους. Ο όγκος της καρδιάς ποικίλλει στα διάφορα άτομα. Οι διαστάσεις της στον ενήλικα είναι κατά μέσον όρο οι εξής:

Μήκος: 98 χιλιοστά.

Πλάτος: 105 χιλιοστά.

Περιφέρεια: 230 χιλιοστά.

Το βάρος της φθάνει τα 275 περίπου γραμμάρια.

Η καρδιά της γυναίκας έχει διαστάσεις μικρότερες από του άνδρα κατά 5-10 χιλιοστά και ζυγίζει 5-10 γραμμάρια λιγότερο.

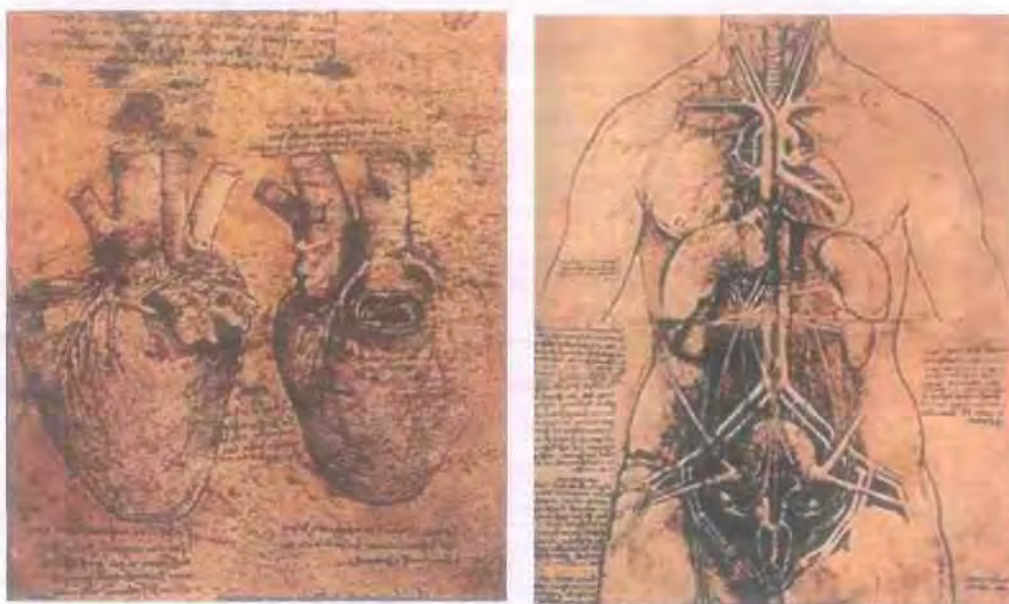


Οι τέσσερις κύριοι παράγοντες της καρδιακής λειτουργίας είναι το προφορτίο, το μεταφορτίο, η συσταλτικότητα και η καρδιακή συχνότητα. Το προφορτίο αφορά στην αρχική κατάσταση της καρδιάς, και καθορίζεται από την τελοδιαστολική ενδοκοιλιακή πίεση ή τελοδιαστολικό όγκο.

Το μεταφορτίο αντιπροσωπεύει το φορτίο που πρέπει να υπερκερασθεί από την καρδιά,

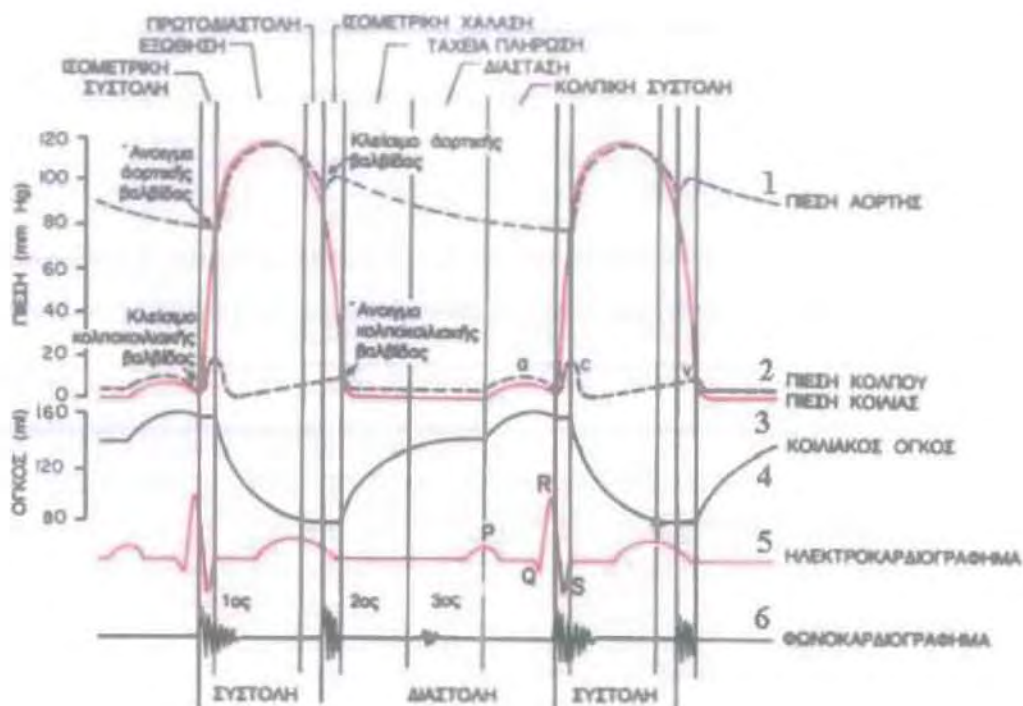
ώστε αυτή να συσταλεί, και το οποίο εξαρτάται κυρίως από την πίεση του αίματος. Η συσταλτικότητα αναφέρεται στο σθένος της καρδιακής συστολής και συνήθως

μετράται βάσει του κλάσματος εξωθήσεως (κλάσμα του τελοδιαστολικού όγκου που εξωθείται σε κάθε καρδιακή συστολή). Η καρδιακή συχνότητα αντιπροσωπεύει τον ρυθμό λειτουργίας της καρδιάς και από κοινού με τον όγκο παλμού, καθορίζει τον κατά λεπτό όγκο αίματος (καρδιακή παροχή). Το μυοκάρδιο αποτελείται από μυοκαρδιακές ίνες, διάμεσο συνδετικό ιστό και αιμοφόρα αγγεία. Στην φυσιολογική καρδιά, το μεγαλύτερο τμήμα της δύναμης κενώσεως των κοιλιών προκύπτει από ενδογενείς ιδιότητες του μυοκαρδίου, ιδιαιτέρως το μήκος της ίνας και την δύναμη της συστολής. Σύμφωνα με τον νόμο Frank-Starling, το αρχικό μήκος των μυοκαρδιακών ινών καθορίζει μία αύξηση της συσταλτικότητας. Σε περίπτωση καρδιακής ανεπάρκειας, οι μυοκαρδιακές ίνες είναι δυνατόν να παρουσιάζουν αρχικώς υπερτροφία, ως απόκριση στην αυξημένη ενδοκοιλοτική πίεση, αλλά τελικώς διατείνονται, ως αποτέλεσμα της συνεχούς αυξήσεως του όγκου των καρδιακών κοιλοτήτων. Εντούτοις, εάν μία ίνα διαταθεί πέραν του λεγόμενου "ιδανικού μήκους", για την μέγιστη ισχύ συστολής, η συσταλτική ισχύς θα ελαττωθεί. Παρά το γεγονός ότι η καρδιά είναι ένα μονήρες όργανο, είναι δυνατόν να διαιρεθεί, λειτουργικά, σε αριστερά καρδιά-αριστερές κοιλότητες-και δεξιά καρδιά-δεξιές κοιλότητες. Παρομοίως, η καρδιακή ανεπάρκεια είναι δυνατόν να ταξινομηθεί σε δεξιά καρδιακή ανεπάρκεια, όταν υπάρχει έκπτωση της λειτουργίας της δεξιάς κοιλίας ή αριστερά καρδιακή ανεπάρκεια, όταν υπάρχει δυσλειτουργία της αριστεράς κοιλίας. Με την πάροδο του χρόνου, και καθώς εμμένει η δεξιά ή η αριστερά καρδιακή ανεπάρκεια, οι περισσότερες των περιπτώσεων καταλήγουν σε συμφορητική καρδιακή ανεπάρκεια, η οποία χαρακτηρίζεται από ανεπάρκεια αμφοτέρων των κοιλιών, παρά το γεγονός ότι η μία πλευρά είναι πάντα περισσότερο επηρεασμένη από την άλλη.



Εικόνα 3 Η ανατομία της καρδιάς, Leonardo Da Vinci , έτος 1502

Ο καρδιακός παλμός αποτελείται από μια περίοδο χαλάρωσης που ονομάζεται διαστολή, κατά τη διάρκεια της οποίας η καρδιά γεμίζει με αίμα, η οποία ακολουθείται από περίοδο συστολής, που ονομάζεται συστολή. Στο σχήμα 2 παριστάνονται τα γεγονότα τα οποία λαμβάνουν χώρα κατά τη διάρκεια του καρδιακού παλμού. Στις άνω τρεις καμπύλες (1,2,3) παριστάνονται οι μεταβολές της πίεσης μέσα στην αορτή, μέσα στην αριστερή κοιλία και μέσα στον αριστερό κόλπο αντίστοιχα. Η τέταρτη καμπύλη (4) παριστάνει τις μεταβολές του όγκου των κοιλιών, η Πέμπτη (5) είναι το ηλεκτροκαρδιογράφημα και η έκτη (6) είναι το καρδιοφονογράφημα το οποίο αποτελεί καταγραφή των ήχων που παράγονται από την καρδιά κατά την αντλητική της λειτουργία. Είναι ιδιαίτερα σημαντικό να μελετήσει κανείς με μεγάλη προσοχή και με λεπτομέρεια αυτό το διάγραμμα και να κατανοήσει τα αίτια όλων των φαινομένων που καταγράφονται σ' αυτό. Μετά από 0,16 sec περίπου από την έναρξη του επάρματος P, εμφανίζονται τα επάρματα QRS τα οποία οφείλονται στην εκπόλωση των κοιλιών, η οποία προκαλεί την έναρξη της συστολής των κοιλιών και την ανιούσα φορά της ενδοκοιλιακής πίεσης, όπως απεικονίζεται στο σχήμα 2. Κατά συνέπεια, το σύμπλεγμα QRS αρχίζει ελάχιστο χρόνο πριν από τη συστολή των κοιλιών. Τέλος, παρατηρείται στο ηλεκτροκαρδιογράφημα το κοιλιακό έπαρμα T. Αυτό αντιπροσωπεύει την περίοδο επαναπόλωσης των κοιλιών κατά τη διάρκεια της οποίας οι μυϊκές ίνες του μυοκαρδίου των κοιλιών αρχίζουν να χαλαρώνουν. Γι' αυτό και το έπαρμα T εμφανίζεται ελάχιστο χρονικό διάστημα πριν από το τέλος της συστολής των κοιλιών.



Σχήμα : Τα φαινόμενα του καρδιακού κύκλου, με τις μεταβολές της πίεσης στον αριστερό κόλπο, την αριστερή κοιλία και την αορτή (1,2,3), τις μεταβολές του όγκου των κοιλιών (4), το ηλεκτροκαρδιογράφημα (5) και το φωνοκαρδιογράφημα (6).

Η καρδιακή συχνότητα μειώνεται όσο αυξάνεται η ηλικία όπως δείχνει ο πίνακας παρακάτω.

Ηλικία	Συχνότητα(παλμοί ανά λεπτό)
Νεογέννητο	130
3 μηνών	140
6 μηνών	130
1 έτους	120
2 ετών	115
3 ετών	100
4 ετών	100
6 ετών	100
8 ετών	90
12 ετών	85
Ενήλικες	60-100

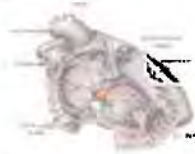


Η μέση καρδιακή συχνότητα είναι 72 σφύξεις ανά λεπτό. Έτσι η καρδιά κτυπά 100.000 φορές την ημέρα, 38 εκατομμύρια φορές τον χρόνο, και σε

ένα άτομο 70 ετών έχει κτυπήσει 2,5 δισεκατομμύρια φορές. Σε κάθε συστολή της καρδιάς εκτοξεύονται 70 εκατοστά αίματος. Εάν η μέση καρδιακή συχνότητα είναι 72 σφύξεις ανά λεπτό, εκτοξεύονται 5 λίτρα αίματος το λεπτό, 7200 λίτρα ανά ημέρα, 2.628.000 λίτρα ανά έτος και 184.086.000 λίτρα σε ένα άτομο 70 ετών.

2.2.2 Το ηλεκτροκαρδιογράφημα

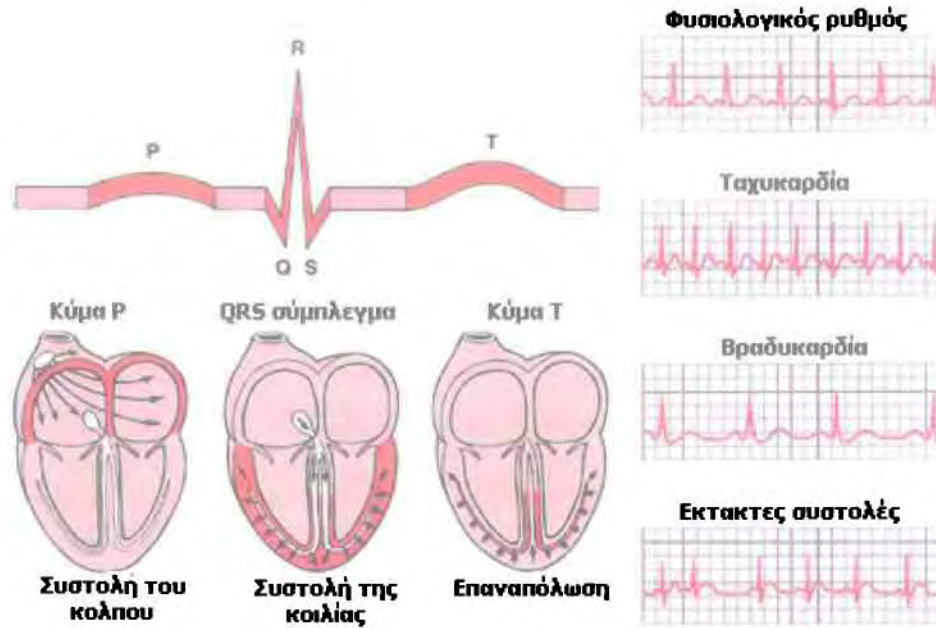
Κατά την επέκταση του επάρματος της καρδιακής διέγερσης στα διάφορα τμήματα αυτής, ηλεκτρικά ρεύματα διατρέχουν τους ιστούς γύρω από αυτή, ένα μικρό δε μέρος από αυτά φτάνει μέχρι την επιφάνεια του σώματος. Εάν τοποθετηθούν ηλεκτρόδια πάνω στο δέρμα από τη μια και την άλλη πλευρά της καρδιάς, καθίσταται δυνατή η καταγραφή των ηλεκτρικών δυναμικών που παράγονται από αυτή. Η καμπύλη που λαμβάνεται με αυτόν τον τρόπο ονομάζεται ηλεκτροκαρδιογράφημα. Φυσιολογικά το πρώτο ηλεκτρικό δυναμικό της καρδιάς παράγεται στον φλεβόκομβο. Αυτό διαχέεται μετά στους κόλπους και γίνεται η συστολή αυτών. Μετά περνά τον κολποκοιλιακό κόμβο και διαχέεται στις κοιλίες, μέσω του αριστερού και δεξιού σκέλους του His, και γίνεται η συστολή των κοιλιών.



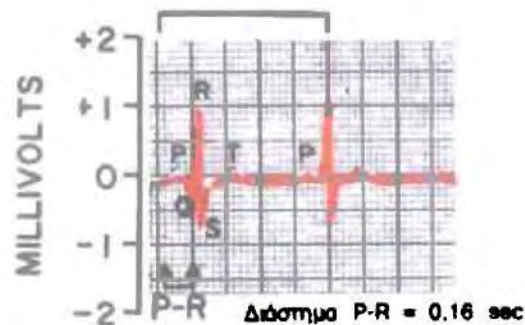
Το ηλεκτροκαρδιογράφημα καταγράφει τα ανωτέρω ηλεκτρικά δυναμικά, όπως φθάνουν στην επιφάνεια του σώματος, καθώς ταξιδεύουν από τον φλεβόκομβο στις κοιλίες.

2.2.2.1 Χαρακτηριστικά του Φυσιολογικού Καρδιογραφήματος

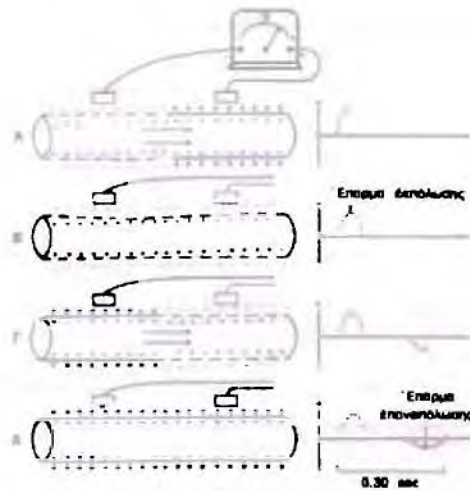
Το φυσιολογικό ηλεκτροκαρδιογράφημα αποτελείται από ένα έπαρμα (κύμα) P, ένα «σύμπλεγμα» QRS και ένα έπαρμα (κύμα) T. Το έπαρμα P προκαλείται από ηλεκτρικά ρεύματα τα οποία παράγονται κατά την εκπόλωση (συστολή) των κόλπων, ενώ το σύμπλεγμα QRS προκαλείται από ηλεκτρικά ρεύματα τα οποία παράγονται κατά την εκπόλωση (συστολή) των κοιλιών, δηλαδή, κατά την επέκταση της εκπόλωσης στο μυοκάρδιο των κοιλιών. Το σύμπλεγμα QRS συνήθως αποτελείται από τρία διαφορετικά επάρματα, το έπαρμα Q, το έπαρμα R και το έπαρμα S. Το έπαρμα T προκαλείται από ηλεκτρικά ρεύματα τα οποία παράγονται κατά την ανάνηψη των κοιλιών από την κατάσταση της εκπόλωσης (Ivan & Stoyanov, 2004). Η διεργασία αυτή επιτελείται στο μυοκάρδιο των κοιλιών 0,25 ως 0,35 μετά την εκπόλωση, αυτό δε το έπαρμα χαρακτηρίζεται ως έπαρμα επαναπόλωσης. Δηλαδή, το ηλεκτροκαρδιογράφημα αποτελείται τόσο από επάρματα εκπόλωσης, όσο και από επάρματα επαναπόλωσης.



Κατά την επέκταση του επάρματος της διέγερσης στα διάφορα τμήματα της καρδιάς, ηλεκτρικά ρεύματα διατρέχουν τους ιστούς γύρω από την καρδιά, ένα μικρό δε μέρος από αυτά φτάνει μέχρι την επιφάνεια του σώματος. Εάν τοποθετηθούν ηλεκτρόδια πάνω στο δέρμα από τη μια και την άλλη πλευρά της καρδιάς, καθίσταται δυνατή η καταγραφή των ηλεκτρικών δυναμικών που παράγονται από αυτήν. Η καμπύλη που λαμβάνεται με αυτόν τον τρόπο ονομάζεται ηλεκτροκαρδιογράφημα. Φυσιολογικό ηλεκτροκαρδιογράφημα, που αφορά δύο διαδοχικούς καρδιακούς παλμούς, απεικονίζεται στο σχήμα . Η επεξεργασία του ΗΚΓ γίνεται με σκοπό την παρουσίαση της καρδιακής δραστηριότητας με όσο το δυνατό λεπτομερέστερο σήμα. Το αντίστροφο πρόβλημα στην καρδιολογία ορίζεται ως η μέγιστη δυνατότητα εντοπισμού της ηλεκτρικής δραστηριότητας του φαινομένου που λαμβάνει χώρα τη συγκεκριμένη χρονική στιγμή. Αν και κάτι τέτοιο είναι πολύ δύσκολο λόγω της υπερβολικής πολυπλοκότητας που παρουσιάζει το νευρικό δένδρο αγωγής της καρδιάς, μέχρι σήμερα έχουν αναπτυχθεί και εφαρμοστεί με επιτυχία αρκετά είδη καρδιογράφων που εξασφαλίζουν ικανοποιητικά την παραπάνω συνθήκη.



Σχήμα : Το φυσιολογικό ηλεκτροκαρδιογράφημα.



Σχήμα : Καταγραφή του επάρματος εκπόλωσης και του επάρματος επαναπόλωσης από μια μυϊκή ίνα μυοκαρδίου. (Α) Στάδιο επέκτασης εκπόλωσης στο μισό τμήμα της ίνας. (Β) Στάδιο επέκτασης εκπόλωσης σε όλο το μήκος της ίνας. (Γ) Στάδιο επαναπόλωσης στο μισό τμήμα της ίνας. (Δ) Στάδιο επαναπόλωσης σε όλο το μήκος της ίνας.

Στο σχήμα απεικονίζεται μια μυϊκή ίνα σε τέσσερα διαφορετικά στάδια εκπόλωσης και επαναπόλωσης. Κατά τη διεργασία της «εκπόλωσης» το φυσιολογικό αρνητικό δυναμικό στο εσωτερικό της ίνας παύει να υπάρχει, το δε δυναμικό της μεμβράνης στην πραγματικότητα αντιστρέφεται, δηλαδή γίνεται ελαφρά θετικό στο εσωτερικό της ίνας, και αρνητικό στην εξωτερική της επιφάνεια (Κουτσούρης & Γιόβα, Μετρήσεις και έλεγχοι στη Βιοϊατρική Τεχνολογία, 2005).

Στο σχήμα Α, η διεργασία της εκπόλωσης, που απεικονίζεται με τα θετικά φορτία στο εσωτερικό και τα αρνητικά φορτία στην εξωτερική επιφάνεια, επεκτείνεται από τα αριστερά στα δεξιά, το δε πρώτο μισό τμήμα της ίνας έχει ήδη υποστεί εκπόλωση, ενώ το υπόλοιπο μισό διατηρεί ακόμη την πόλωσή του. Κατά συνέπεια, το αριστερό ηλεκτρόδιο πάνω στην ίνα βρίσκεται σε περιοχή αρνητικότητας όταν έρχεται σε επαφή με το εξωτερικό της ίνας, ενώ το δεξιό ηλεκτρόδιο βρίσκεται σε περιοχή θετικότητας. Αυτό καταγράφεται ως θετική απόκλιση. Στο δεξιό άκρο του σχήματος απεικονίζεται η καμπύλη του δυναμικού, όπως καταγράφεται από όργανο με μεγάλη ταχύτητα καταγραφής, όπως είναι σε αυτό το συγκεκριμένο στάδιο εκπόλωσης. Σημειώνεται ότι όταν η εκπόλωση φτάσει στο μέσο της ίνας, το παρατηρούμενο δυναμικό βρίσκεται στη μέγιστη θετική του τιμή.

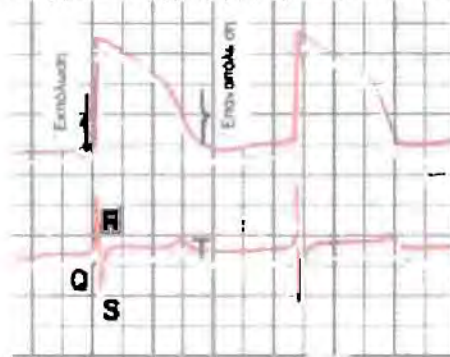
Στο σχήμα Β η εκπόλωση έχει επεκταθεί σε ολόκληρη τη μυϊκή ίνα, η δε καμπύλη προς τα δεξιά έχει επανέλθει στη μηδενική βασική γραμμή, επειδή και τα δυο ηλεκτρόδια βρίσκονται τώρα σε περιοχές ίσης αρνητικότητας μεταξύ τους. Το συμπληρωμένο αυτό έπαρμα είναι έπαρμα εκπόλωσης, γιατί προκαλείται από την επέκταση της διέγερσης σε ολόκληρο το μήκος της μυϊκής ίνας.

Στο σχήμα Γ απεικονίζεται η διεργασία επαναπόλωσης της μυϊκής ίνας, η οποία έχει ήδη προχωρήσει ως το μέσο της ίνας, από αριστερά προς τα δεξιά. Στο σημείο αυτό, το αριστερό ηλεκτρόδιο βρίσκεται σε επαφή με περιοχή θετικότητας, ενώ το δεξιό ηλεκτρόδιο βρίσκεται σε περιοχή αρνητικότητας. Η πολικότητα των δυο ηλεκτροδίων είναι ακριβώς η αντίθετη από εκείνη του σχήματος Α. Γι' αυτό και η καμπύλη του δυναμικού, όπως απεικονίζεται στα δεξιά, γίνεται αρνητική.

Τελικά στο σχήμα Δ, η μυϊκή ίνα έχει πλήρως επαναπολωθεί, και τα δυο ηλεκτρόδια βρίσκονται σε επαφή με περιοχές θετικότητας, με αποτέλεσμα να μην

υφίσταται μια διαφορά δυναμικού μεταξύ τους. Έτσι, στην καμπύλη προς τα δεξιά του σχήματος, το δυναμικό επανέρχεται και πάλι σε μηδενικό επίπεδο. Το συμπληρωμένο αυτό αρνητικό έπαρμα χαρακτηρίζεται ως έπαρμα επαναπόλωσης, επειδή προκαλείται από την επέκταση της διεργασίας επαναπόλωσης πάνω στη μυϊκή ίνα.

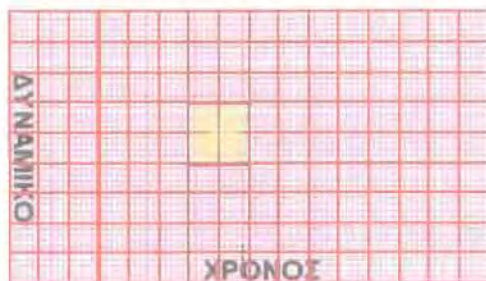
Το μονοφασικό δυναμικό ενέργειας του μυοκαρδίου των κοιλιών διαρκεί φυσιολογικά από 0.25 ως 0.35 sec. Στο άνω μέρος του σχήματος 5 απεικονίζεται μονοφασικό δυναμικό ενέργειας, το οποίο έχει καταγραφεί με μικροηλεκτρόδιο που έχει εισαχθεί μέσα σε μυϊκή ίνα του μυοκαρδίου των κοιλιών. Η σχεδόν κάθετη προς τα άνω γραμμή του δυναμικού ενέργειας προκαλείται από την εκπόλωση, η δε επάνοδος του δυναμικού στη βασική γραμμή προκαλείται από την επαναπόλωση.



Σχήμα : Επάνω: δυναμικό ενέργειας κοιλιακής μυοκαρδιακής ίνας κατά τη διάρκεια φυσιολογικής καρδιακής λειτουργίας. Η εκπόλωση είναι γρήγορη, ενώ η επαναπόλωση είναι αργή κατά τη φάση του επιπέδου (plateau) της καμπύλης αλλά πολύ γρήγορη προς το τέλος του. Κάτω: ΗΚΓ που πάρθηκε ταυτόχρονα.

Σημειώνεται ότι στο κάτω μέρος του σχήματος υπάρχει σύγχρονη καταγραφή ηλεκτροκαρδιογραφήματος από την ίδια κοιλία, στο οποίο φαίνεται ότι το σύμπλεγμα QRS εμφανίζεται στην αρχή του μονοφασικού δυναμικού ενέργειας, το δε έπαρμα T προς το τέλος του. Σημειώνεται ιδιαίτερα το γεγονός ότι στο ηλεκτροκαρδιογράφημα δεν αναγράφεται καθόλου δυναμικό όταν το μυοκάρδιο των κοιλιών διατηρεί πλήρως την πόλωση του είτε όταν βρίσκεται σε πλήρη εκπόλωση. Μόνο όταν το μυοκάρδιο είναι κατά ένα μέρος μόνο σε κατάσταση πόλωσης και κατά το άλλο μέρος σε κατάσταση εκπόλωσης παρατηρείται ροή ηλεκτρικού ρεύματος από ένα μέρος των κοιλιών σε άλλο και κατά συνέπεια παρατηρείται και ροή του στην επιφάνεια του σώματος, οπότε και προκαλείται η γένεση των κυμάτων του ηλεκτροκαρδιογραφήματος.

Το ηλεκτροκαρδιογράφημα καταγράφεται από την ακίδα του ηλεκτροκαρδιογράφου πάνω σε ένα μιλιμετρέ χαρτί με ταχύτητα καταγραφής συνήθως 25mm/sec. Μερικές φορές η καταγραφή μπορεί να γίνει με μεγαλύτερες ή μικρότερες ταχύτητες. Οριζόντια το ηλεκτροκαρδιογραφικό χαρτί αντιστοιχεί σε χρόνο, ενώ κάθετα σε δυναμικό.

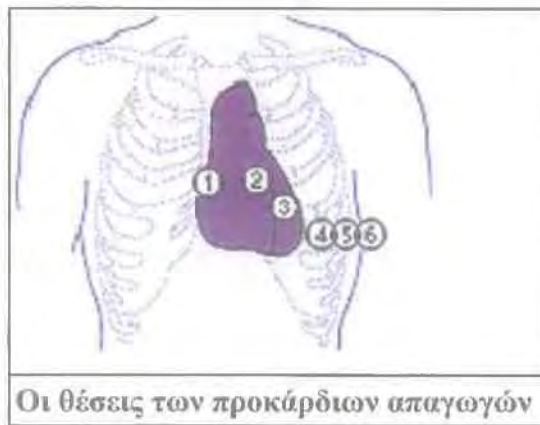




Ταχύτητα = 50 mm/sec
Ευαισθησία 1mV = 10 mm

Ταχύτητα = 100 mm/sec

Το ΗΚΓ καταγράφεται σε ειδικό χαρτί. Αποτελείται από 12 απαγωγές (Matthews, McDonald, Fridman, Hervieux, & Nielsen, July 22-27 2005). Οι πρώτες 6 ονομάζονται απαγωγές των ακρών (ή κλασικές) διότι καταγράφουν τα ηλεκτρικά δυναμικά που φθάνουν στα άκρα. Συμβολίζονται κατά σειρά με I, II, III, aVR, aVL, aVF. Οι υπόλοιπες 6 καταγράφουν τα ηλεκτρικά δυναμικά από την πρόσθια επιφάνεια του θώρακος και ονομάζονται προκάρδιες απαγωγές. Συμβολίζονται δε ως VI, V2, V3, V4, V5, V6.



Οι θέσεις των προκάρδιων απαγωγών

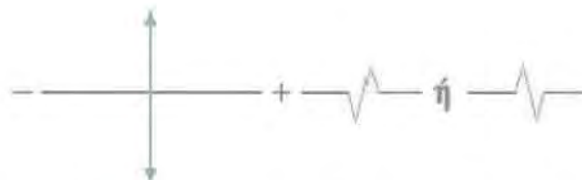
1. Όταν το κύμα εκπόλωσης οδεύει από το αρνητικό προς το θετικό ηλεκτρόδιο του ηλεκτροκαρδιογράφου, η γραφίδα κινείται προς τα πάνω και καταγράφει θετική απόκλιση.



2. Όταν το κύμα της εκπόλωσης οδεύει από το θετικό προς το αρνητικό ηλεκτρόδιο, η κίνηση της γραφίδας είναι προς τα κάτω.



3. Όταν το κύμα εκπόλωσης επεκτείνεται κάθετα προς μια απαγωγή θα καταγραφεί διφασική απόκλιση.



2.2.2.2 Η συσχέτιση της συστολής των κόλπων και κοιλιών με τα επάρματα του ηλεκτροκαρδιογραφήματος

Πριν να είναι δυνατή η συστολή του μυός, είναι απαραίτητη η επέκταση της εκπόλωσης στο μυοκάρδιο, για την έναρξη των χημικών διεργασιών της συστολής. Το έπαρμα P προκαλείται από την επέκταση της εκπόλωσης στους κόλπους, τα δε

επάρματα QRS από την επέκταση της εκπόλωσης στις κοιλίες. Κατά συνέπεια, το έπαρμα P εμφανίζεται αμέσως πριν από την έναρξη της συστολής των κόλπων, ενώ το σύμπλεγμα QRS αμέσως πριν από την έναρξη της συστολής των κοιλιών. Οι κοιλίες παραμένουν σε κατάσταση συστολής για μερικά χιλιοστά του sec μετά την επαναπόλωση, δηλαδή μετά το τέλος του επάρματος T.

Το έπαρμα επαναπόλωσης των κοιλιών, στο φυσιολογικό ηλεκτροκαρδιογράφημα, είναι το έπαρμα T. Φυσιολογικά, ορισμένες μυϊκές ίνες του μυοκαρδίου των κοιλιών αρχίζουν να επαναπολούνται 0,2 sec περίπου μετά την έναρξη του επάρματος εκπόλωσης, πολλές όμως άλλες ίνες αρχίζουν να επαναπολούνται βραδύτερα, μέχρι και 0,35 sec. Έτσι, η διεργασία της επαναπόλωσης επεκτείνεται μέσα σε σχετικά μεγάλο χρονικό διάστημα, περίπου 0,15 sec. Κατά συνέπεια, το έπαρμα T στο φυσιολογικό ηλεκτροκαρδιογράφημα συχνά είναι παρατεταμένο, η ηλεκτρική του όμως τάση είναι σημαντικά μικρότερη από την τάση του συμπλέγματος QRS, αυτό δε μερικώς οφείλεται στη μεγάλη του διάρκεια.

Οι κόλποι επαναπολούνται περίπου 0,15 ως 0,20 sec μετά το έπαρμα εκπόλωσης. Ο χρόνος όμως αυτός συμπίπτει με την εμφάνιση του συμπλέγματος QRS στο ηλεκτροκαρδιογράφημα. Κατά συνέπεια, το έπαρμα επαναπόλωσης των κόλπων, γνωστό ως T των κόλπων, συνήθως επικαλύπτεται από το πολύ μεγαλύτερο σύμπλεγμα QRS. Για αυτό το λόγο, σπάνια μόνο είναι δυνατόν να παρατηρηθεί κολλικό έπαρμα T στο ηλεκτροκαρδιογράφημα.

2.2.2.3 Οι φυσιολογικές ηλεκτρικές τάσεις στο ηλεκτροκαρδιογράφημα

Η ηλεκτρική τάση των κυμάτων στο φυσιολογικό ηλεκτροκαρδιογράφημα εξαρτάται από τον τρόπο με τον οποίο τα ηλεκτρόδια τοποθετούνται στην επιφάνεια του σώματος. Όταν το ένα ηλεκτρόδιο τοποθετείται αμέσως πάνω από την καρδιά, και το δεύτερο ηλεκτρόδιο τοποθετείται σε κάποιο άλλο σημείο του σώματος, η ηλεκτρική τάση του συμπλέγματος QRS μπορεί να φτάνει τα 3 ή 4 mV (Νέλλας & Πινάτσης, Μάρτιος 2006). Αλλά ακόμη και αυτή η τάση είναι πολύ μικρή σε σύγκριση με το μονοφασικό δυναμικό ενέργειας των 110 mV, όπως καταγράφεται, με άμεσο τρόπο, από την κυτταρική μεμβράνη μυϊκής ίνας του μυοκαρδίου. Όταν το ηλεκτροκαρδιογράφημα καταγράφεται με ηλεκτρόδια τοποθετημένα στα δυο άνω άκρα, είτε σε ένα άνω και σε ένα κάτω άκρο, η ηλεκτρική τάση του συμπλέγματος QRS είναι συνήθως 1 mV από την κορυφή του επάρματος R μέχρι το κάτω μέρος του επάρματος S. Εξάλλου η ηλεκτρική τάση του επάρματος P είναι 0,1 ως 0,3 mV και του επάρματος T από 0,2 ως 0,3 mV.

Παρακάτω δίνονται οι ορισμοί για δύο χαρακτηριστικά διαστήματα που απαντώνται στο ΗΚΓ:

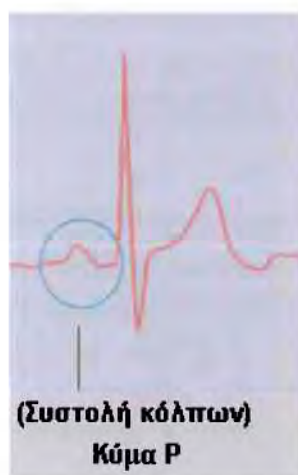
Το διάστημα P-Q ή P-R. Το χρονικό διάστημα που μεσολαβεί μεταξύ του επάρματος P και της αρχής του συμπλέγματος QRS είναι ο χρόνος που παρέρχεται από την έναρξη της συστολής των κόλπων μέχρι την έναρξη της συστολής των κοιλιών. Το χρονικό αυτό διάστημα ονομάζεται διάστημα P-Q. Το φυσιολογικό διάστημα P-Q είναι περίπου 0,16 sec. Αυτό το διάστημα σε μερικές περιπτώσεις ονομάζεται διάστημα P-R γιατί το Q συχνά απουσιάζει.

Το διάστημα Q-T. Η συστολή των κοιλιών πρακτικά διαρκεί από την αρχή του επάρματος Q μέχρι το τέλος του επάρματος T. Το χρονικό αυτό διάστημα ονομάζεται διάστημα Q-T και η φυσιολογική του διάρκεια είναι 0,35 sec.

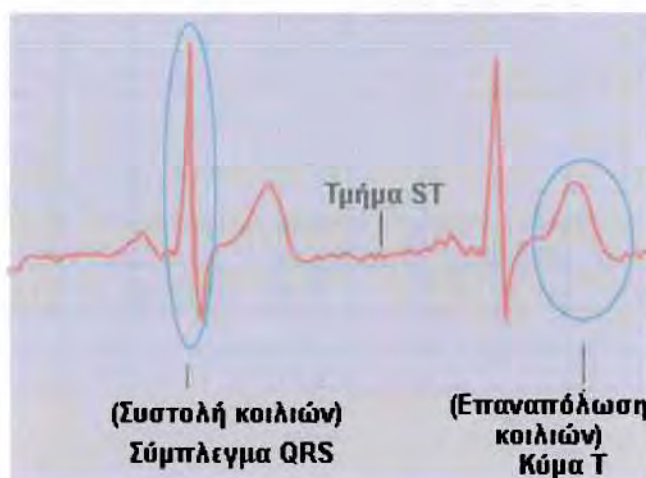
Η συχνότητα της καρδιακής λειτουργίας μπορεί να καθορισθεί εύκολα από το ηλεκτροκαρδιογράφημα, γιατί το χρονικό διάστημα που παρεμβάλλεται μεταξύ δυο διαδοχικών καρδιακών παλμών είναι το αντίστροφο της καρδιακής συχνότητας. Εάν

το χρονικό διάστημα που παρεμβάλλεται μεταξύ δυο διαδοχικών καρδιακών παλμών, όπως καθορίζεται με τις γραμμές βαθμονόμησης, είναι 1 sec, η καρδιακή συχνότητα είναι 60 καρδιακοί παλμοί το λεπτό. Το φυσιολογικό χρονικό διάστημα που παρεμβάλλεται μεταξύ δυο συμπλεγμάτων QRS είναι περίπου 0,83 sec. Αυτό σημαίνει ότι η καρδιακή συχνότητα σ' αυτή την περίπτωση είναι 72 καρδιακοί παλμοί το λεπτό.

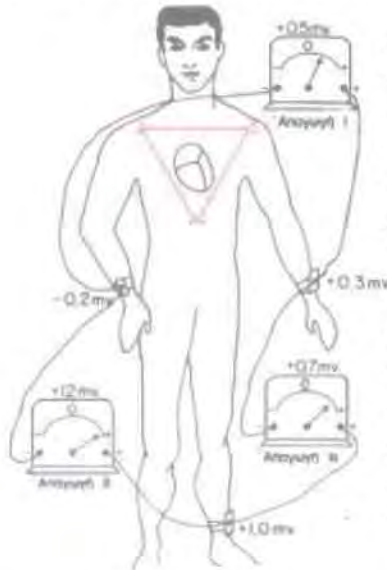
Η διέγερση των κυττάρων της καρδιάς καλείται εκπόλωση και η επαναφορά τους σε κατάσταση ηρεμίας επαναπόλωση. Το πολωμένο (διεγερμένο) κύτταρο είναι φορτισμένο θετικά στο εξωτερικό του και αρνητικά στο εσωτερικό του. Το εκπολωμένο κύτταρο είναι φορτισμένο αρνητικά στο εξωτερικό του και θετικά στο εσωτερικό του. Η πρώτη διέγερση του καρδιακού κύκλου, όπως αναφέρθηκε, παράγεται στον φλεβόκομβο. Από εκεί διαχέεται στους δύο κόλπους, που παριστάνεται στο ηλεκτροκαρδιογράφημα σαν **κύμα P** και μετά φθάνει στο δεμάτιο του His.



Ακολουθώς απλώνεται ταχέως, σε όλη την υπενδοκάρδια στοιβάδα και από εκεί στην υπεπικάρδια στοιβάδα των κοιλιών. Η πορεία της διέγερσης στις κοιλίες παριστάνεται σαν **σύμπλεγμα QRS**. Η πορεία της αναπόλωσης στις κοιλίες αντιστοιχεί στο **κύμα T**. Όταν έχει συμπληρωθεί η διέγερση των κοιλιών, αλλά δεν έχει αρχίσει η αναπόλωσή τους, εγγράφεται ισοηλεκτρική γραμμή, το **τμήμα ST**.



Οι τρεις διπολικές απαγωγές των άκρων: Με τον όρο «διπολικές» εννοείται ότι το ηλεκτροκαρδιογράφημα καταγράφεται από δύο ειδικά ηλεκτρόδια, τοποθετημένα στο σώμα, και σ' αυτή την περίπτωση στα άκρα. Έτσι, η «απαγωγή» δεν συνίσταται από ένα απλό καλώδιο, με το οποίο συνδέεται το σώμα με το καταγραφικό όργανο, αλλά από δύο καλώδια και από τα ηλεκτρόδιά τους, για να σχηματίζεται ένα πλήρες ηλεκτρικό κύκλωμα με τον ηλεκτροκαρδιογράφο.



Απαγωγή I: Κατά την καταγραφή με την απαγωγή I, το αρνητικό ηλεκτρόδιο του ηλεκτροκαρδιογράφου τοποθετείται στο δεξιό άνω άκρο και το θετικό ηλεκτρόδιο στο αριστερό άνω άκρο. Κατά συνέπεια, όταν το σημείο στον θώρακα όπου το δεξιό άνω άκρο συνδέεται με το σώμα είναι ηλεκτραρνητικό σε σχέση με το σημείο στο οποίο το αριστερό άνω άκρο συνδέεται με τον θώρακα, ο ηλεκτροκαρδιογράφος καταγράφει θετικό έπαρμα - δηλαδή έπαρμα πάνω από την ισοηλεκτρική γραμμή του ηλεκτροκαρδιογραφήματος. Εξάλλου, όταν η πολικότητα μεταβάλλεται, το καταγραφόμενο έπαρμα είναι αρνητικό, δηλαδή κάτω από την ισοηλεκτρική γραμμή.

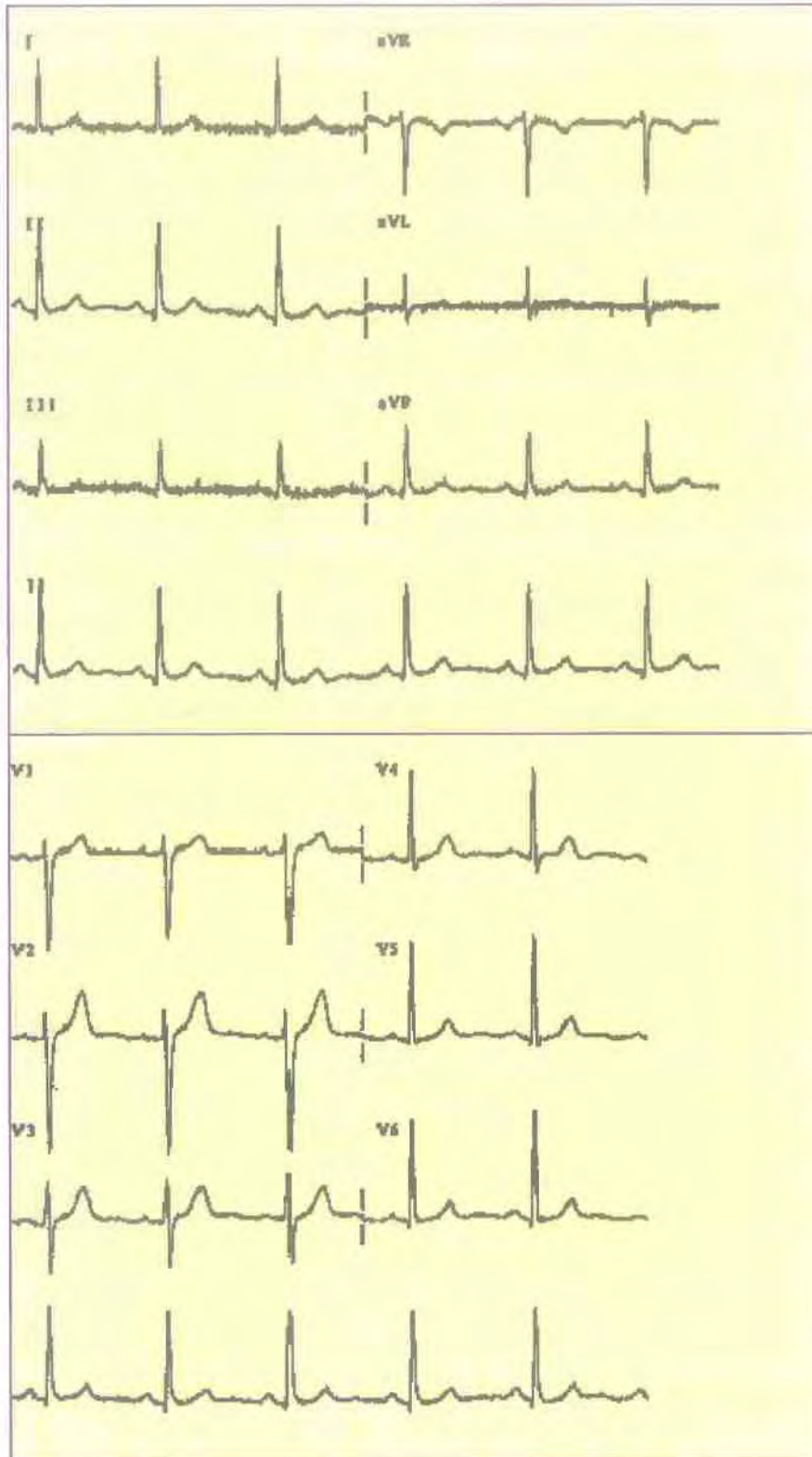
Απαγωγή II: Κατά την καταγραφή με την απαγωγή II, το αρνητικό ηλεκτρόδιο του ηλεκτροκαρδιογράφου τοποθετείται στο δεξιό άνω άκρο και το θετικό ηλεκτρόδιο στο αριστερό κάτω άκρο. Κατά συνέπεια, όταν το δεξιό άνω άκρο είναι ηλεκτραρνητικό σε σχέση με το αριστερό κάτω άκρο, ο ηλεκτροκαρδιογράφος καταγράφει θετικό έπαρμα.

Απαγωγή III: Κατά την καταγραφή με την απαγωγή III, το αρνητικό ηλεκτρόδιο του ηλεκτροκαρδιογράφου τοποθετείται στο αριστερό άνω άκρο, και το θετικό ηλεκτρόδιο στο αριστερό κάτω άκρο. Αυτό σημαίνει ότι ο ηλεκτροκαρδιογράφος καταγράφει θετικό έπαρμα όταν το αριστερό άνω άκρο είναι ηλεκτραρνητικό σε σχέση με το αριστερό κάτω άκρο.

Με προσεκτικές μετρήσεις, για οποιαδήποτε στιγμή, το άθροισμα των δυναμικών στις απαγωγές I και III είναι ίσο με το δυναμικό στην απαγωγή II, σύμφωνα με το νόμο του Einthoven.

Φυσιολογικό ΗΚΓ

Στο πάνω μέρος καταγράφονται οι 6 πρώτες απαγωγές (I, II, III, aVR, aVL, aVF) και στο κάτω μέρος οι έξι προκάρδιες απαγωγές (V1, V2, V3, V4, V5, V6.)



Επειδή τα ηλεκτροκαρδιογράφημα που λαμβάνονται με όλες τις διπολικές απαγωγές είναι όμοια μεταξύ τους, δεν έχει μεγάλη σημασία ποια απαγωγή χρησιμοποιείται, όταν επιδιώκεται η διάγνωση των διάφορων αρρυθμιών της καρδιάς, γιατί η διάγνωση των αρρυθμιών εξαρτάται, κατά κύριο λόγο, από τις χρονικές

αλληλοσυσχετίσεις μεταξύ των διαφόρων κυμάτων του καρδιακού παλμού. Από την άλλη μεριά, όταν απαιτείται η διάγνωση βλάβης στο μυοκάρδιο των κοιλιών ή των κόλπων, είτε στο σύστημα αγωγής των διεγέρσεων, ενδιαφέρει πάρα πολύ η απαγωγή που χρησιμοποιείται, γιατί οι ανωμαλίες που εμφανίζονται στο μυοκάρδιο μεταβάλλουν τη μορφή του ηλεκτροκαρδιογραφήματος κατά τρόπο σημαντικό σε ορισμένες απαγωγές, χωρίς να επηρεάζονται άλλες απαγωγές.

Από το ηλεκτροκαρδιογράφημα μπορεί να υπολογισθεί η καρδιακή συχνότητα εφαρμόζοντας τους παρακάτω κανόνες (Λοΐζου, Μάιος 2008) :

Επί ομαλού καρδιακού ρυθμού η συχνότητα αντιστοιχεί με το πηλίκο:

- του αριθμού 300 προς τον αριθμό των μεγάλων τετραγώνων μεταξύ δύο διαδοχικών QRS.
- του αριθμού 1500 προς τον αριθμό των μικρών τετραγώνων μεταξύ δύο διαδοχικών QRS.

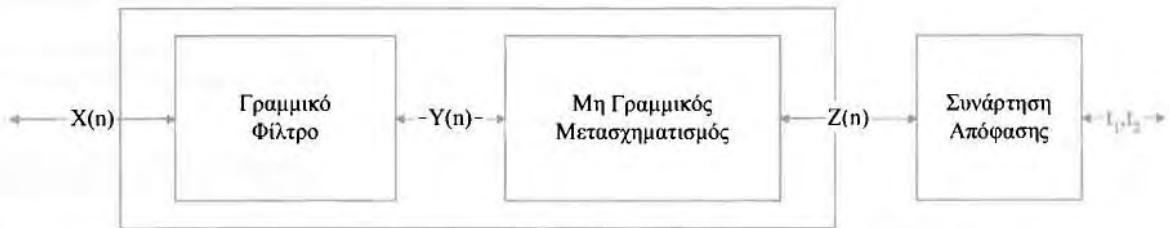


Επί ανώμαλου ρυθμού (π.χ. κολπική μαρμαρυγή) η συχνότητα υπολογίζεται από το γινόμενο του αριθμού των QRS που περιέχονται σε 6 sec επί τον αριθμό 10.

2.2.3 Μέθοδοι αναγνώρισης και επιλογή μεθόδου προς ανίχνευση συμπλέγματος

Στην κλινική πραγματικότητα πρακτικά χρησιμοποιούνται δύο τύποι ηλεκτροκαρδιογραφημάτων. Ο πρώτος τύπος είναι αυτός των 12 καναλιών (lead) ΗΚΓ. Η καταγραφή αυτού του τύπου του ΗΚΓ πραγματοποιείται πολύ συχνά με την καταγραφή ενός κάθε φορά καναλιού (lead). Σήμερα υπάρχει μεγάλη πληθώρα καρδιογράφων που καταγράφουν ταυτόχρονα τρία, έξι ή ακόμα και δώδεκα κανάλια (Pan & Tompkins, 1985). Ο δεύτερος τύπος είναι των τριών καναλιών (lead) ΗΚΓ ή όπως αλλιώς ονομάζεται το VCG. Η καταγραφή αυτού του τύπου ηλεκτροκαρδιογραφήματος πραγματοποιείται πάντα ταυτόχρονα και στα τρία κανάλια. Μάλιστα τα σήματα των τριών καναλιών είναι εξ' ορισμού ορθογώνια μεταξύ τους. Είναι προφανές ότι στην κλινική πραγματικότητα είναι πολύ συνηθισμένη η ταυτόχρονη λήψη πολλών καναλιών του ΗΚΓ. Αυτό δημιουργεί την ανάγκη για ύπαρξη αλγορίθμων αναγνώρισης QRS για πολλά κανάλια. Δυστυχώς αν εξαιρέσουμε κάποιους αλγορίθμους αναγνώρισης QRS για VCG ηλεκτροκαρδιογραφήματα, που έχουν επεκταθεί και για χρήση σε άλλα ΗΚΓ πολλών καναλιών, στη βιβλιογραφία οι περισσότεροι αλγόριθμοι που έχουν προταθεί είναι ενός καναλιού. Οι αλγόριθμοι αναγνώρισης QRS διακρίνονται σε τρεις ομάδες. Στους συντακτικούς, στους μη συντακτικούς και στους υβριδικούς (Heart Rate and EKG Monitor using the MSP430FG439, October 2005). Από αυτούς οι πρώτοι, οι συντακτικοί, είναι αυτοί που χρησιμοποιούνται ευρέως. Στο σχήμα παρουσιάζουμε το block διάγραμμα ενός μη συντακτικού αλγορίθμου αναγνώρισης QRS. Στην πρώτη βαθμίδα ενός μη συντακτικού αλγορίθμου εφαρμόζουμε στο σήμα ένα γραμμικό

φίλτρο που στοχεύει στην απαλοιφή του θορύβου και κάποιων τεχνητών ανωμαλιών που υπεισέρχονται σε αυτό κατά τη διαδικασία λήψης (Christov, 2006). Αμέσως μετά το φιλτραρισμένο σήμα επιδέχεται ένα μη γραμμικό μετασχηματισμό που σα σκοπό έχει να ενισχύσει τα συμπλέγματα QRS ώστε μετά να είναι εύκολο για την τελευταία βαθμίδα να αποφανθεί για την ύπαρξη ή όχι συμπλέγματος QRS. Η τρίτη βαθμίδα αποτελείται από μία συνάρτηση απόφασης.



Σχήμα : Block Διάγραμμα ενός μη συντακτικού αλγορίθμου αναγνώρισης QRS.

2.2.3.1 Περιγραφές Αλγορίθμων αναγνώρισης συμπλεγμάτων QRS

Παρακάτω θα περιγράψουμε δύο αλγορίθμους αναγνώρισης συμπλεγμάτων QRS που προτάθηκαν από την καθηγήτρια F. Gritzali στην δημοσίευση της με τίτλο “Towards a Generalized Scheme For QRS Detection in ECG Waveforms”. Πρόκειται για τους αλγορίθμους μετασχηματισμού ενέργειας – Energy Transformation και μετασχηματισμού μήκους – Length Transformation. Οι δύο αυτοί αλγόριθμοι ανήκουν στην κατηγορία των μη συντακτικών αλγορίθμων. Σημαντικό κοινό χαρακτηριστικό και των δύο είναι η δυνατότητα να χρησιμοποιηθούν με πολύ καλή επίδοση τόσο σε αναγνώριση ενός καναλιού όσο και σε αναγνώριση πολλών καναλιών. Οι εν λόγω αλγόριθμοι αναγνωρίζουν χωρίς δυσκολίες και μη φυσιολογικά συμπλέγματα QRS, που οφείλονται σε παθολογικά αίτια.

2.2.3.2 Ο μετασχηματισμός Ενέργειας - Energy Transformation

Μαθηματική Προσέγγιση:

Θεωρούμε καμπύλη r που ορίζεται από τη συνάρτηση $\vec{r} = \vec{r}(t) = \{x_1, x_2, \dots, x_n\}$, $a \leq t \leq b$ στο n -διάστατο χώρο, είναι ομαλή, υπάρχει η παράγωγος της $\vec{r}'(t) \forall t \in [a, b]$ και η παράγωγος της $\vec{r}'(t)$ είναι συνεχής στο διάστημα $[a, b]$. Ο μετασχηματισμός Ενέργειας - Energy Transformation $E(n, q, t)$ μιας τέτοιας συνάρτησης $\vec{r} = \vec{r}(t)$ ορίζεται ως εξής.

$$E(n, q, t) = \int_t^{t+q} \left| \frac{d\vec{r}}{dt} \right|^2 dt$$

$$E(n, q, t) = \int_t^{t+q} \sum_{j=1}^n (dx_j / dt)^2 dt \quad (1)$$

Για $a < t < b - q$ και $q < b - a$ όπου q είναι μία σταθερά που ονομάζουμε παράθυρο. Στην περίπτωση διακριτής συνάρτησης $\vec{r} = \vec{r}(t)$ η εξίσωση (1) μπορεί να γραφεί ως εξής.

$$E(n,q,i) = \sum_{k=i}^{i+q-1} \sum_{j=1}^n (x_{j,k} - x_{j,k-1})^2$$

$$E(n,q,i) = \sum_{k=1}^{i+q-1} \sum_{j=1}^n (\Delta x_{j,k})^2 \quad (2)$$

Για $1 \leq j \leq n, 1 \leq i \leq M - q + 1$, όπου M ο αριθμός των σημείων δειγμάτων και q ένα παράθυρο τέτοιο ώστε $q < M$.

Καταλληλότητα αλγορίθμου Energy Transformation για αναγνώριση QRS

Η τιμή της συνάρτησης μετασχηματισμού στο δείγμα i , όπως αυτή δίνεται από τον τύπο (2), είναι η μέση κινητική ενέργεια ενός σημείου της πρωτότυπης συνάρτησης μέσα σε ένα παράθυρο q . Γνωρίζουμε εκ των προτέρων ότι στο σύμπλεγμα QRS οι ταχύτητες των σημείων είναι μεγαλύτερες από ό,τι σε οποιοδήποτε άλλο τμήμα της καμπύλης. Διαλέγοντας το παράθυρο τέτοιο ώστε το μέγεθος του να ισούται περίπου με τη διάρκεια του συμπλέγματος QRS, αναμένουμε η συνάρτηση μετασχηματισμού να έχει θετικά μέγιστα στα σημεία των συμπλεγμάτων QRS. Τα μετασχηματισμένα συμπλέγματα QRS έχουν ίση διάρκεια με τα πραγματικά καθώς και ύψος πολύ μεγαλύτερο από τα άλλα μετασχηματισμένα συμπλέγματα και το θόρυβο. Με άλλα λόγια οι υψηλές συχνότητες του καρδιογραφήματος ενισχύονται ενώ οι χαμηλές συχνότητες καταπιέζονται.

Αρα προφανώς ο εν λόγω μετασχηματισμός είναι κατάλληλος για την αναγνώριση συμπλεγμάτων QRS. Ο μετασχηματισμός ενέργειας ενισχύει τα συμπλέγματα QRS ενώ την ίδια στιγμή καταπιέζει τα άλλα συμπλέγματα όπως αυτά του θορύβου. Η συνάρτηση απόφασης που θα χρησιμοποιήσουμε είναι η χρήση κατωφλιού.

2.2.3.3 Ο μετασχηματισμός Μήκους - Length Transformation

Μαθηματική Προσέγγιση:

Θεωρούμε καμπύλη r που ορίζεται από την συνάρτηση $\vec{r} = \vec{r}(t) = \{x_1, x_2, \dots, x_n\}$, $a \leq t \leq b$ στο n -διάστατο χώρο, είναι ομαλή, υπάρχει η παράγωγός της $\vec{r}'(t) \forall t \in [a, b]$ και η παράγωγός της $\vec{r}'(t)$ είναι συνεχής στο διάστημα $[a, b]$. Ο Μετασχηματισμός Μήκους - length transformation $L(n, q, t)$ μίας τέτοιας συνάρτησης $\vec{r} = \vec{r}(t)$ ορίζεται ως εξής.

$$L(n, q, t) = \int_t^{t+q} ds = \int_t^{t+q} \sqrt{\sum_{j=1}^n (dx_j / dt)^2} dt \quad (3)$$

Για $a \leq t \leq b - q$ και $q < b - a$ όπου q είναι μία σταθερά που ονομάζουμε παράθυρο.

Προφανώς ο μετασχηματισμός $L(n, q, t)$ είναι το μήκος της καμπύλης $\vec{r} = \vec{r}(t)$ στο διάστημα $[t, t+q]$.

Στην περίπτωση διακριτής συνάρτησης $\vec{r} = \vec{r}(t)$ η εξίσωση (3) μπορεί να γραφεί ως εξής.

$$L(n,q,i) = \sum_{k=i}^{i+q-1} \sqrt{\sum_{j=1}^n ((x_{j,k} - x_{j,k-1}) / \Delta t)^2 \Delta t} \quad (4)$$

Για $1 \leq j \leq n, 1 < i < M - q + 1$, όπου M ο αριθμός των σημείων δειγμάτων και q ένα παράθυρο τέτοιο ώστε $q < M$.

Το άνω όριο του αθροίσματος είναι $i+q-1$ ώστε το παράθυρο να περιλαμβάνει ακριβώς q σημεία δείγματα.

Εφόσον η ποσότητα Δt είναι μια σταθερά (η περίοδος δειγματοληψίας) η εξίσωση μπορεί να γραφεί ως εξής.

$$L(n,q,i) = \sum_{k=i}^{i+q-1} \sqrt{\sum_{j=1}^n (\Delta x_{j,k})^2} \quad (5)$$

Για αναγνώριση συμπλεγμάτων QRS ενός καναλιού η εξίσωση (5) μπορεί να μετασχηματιστεί στην (6). Αντικαθιστούμε το n με 1.

$$L(1,q,i) = \sum_{k=i}^{i+q-1} \sqrt{(\Delta x^2_{j,k})}$$

$$L(1,q,i) = \sum_{k=i}^{i+q-1} \sqrt{(\Delta r^2 + \Delta y^2_k)}$$

$$L(1,q,i) = \Delta t \sum_{k=i}^{i+q-1} \sqrt{(1 + \Delta y^2_k / \Delta t^2)}$$

Αν παραλείψουμε τον παράγοντα Δt που δεν είναι παρά ένας παράγοντας κλίμακας έχουμε την τελική εξίσωση που χρησιμοποιήσαμε στην υλοποίηση μας.

$$L(1,q,i) = \sum_{k=i}^{i+q-1} \sqrt{(1 + \Delta y^2_k)} \quad (6)$$

Καταλληλότητα αλγορίθμου Length Transformation για αναγνώριση QRS

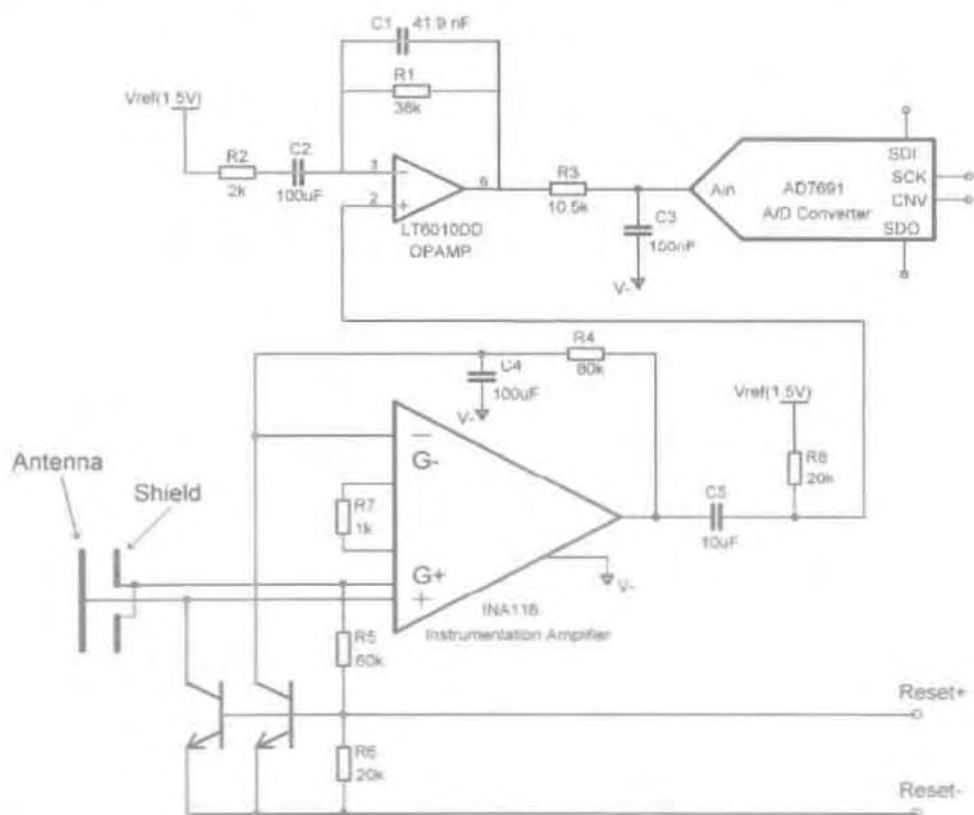
Η τιμή της συνάρτησης μετασχηματισμού στο δείγμα i , όπως αυτή δίνεται από τον τύπο (5), είναι το μήκος της πρωτότυπης συνάρτησης μέσα σε ένα παράθυρο q . Γνωρίζουμε εκ των προτέρων ότι στο σύμπλεγμα QRS το μήκος της καμπύλης είναι μεγαλύτερο από οποιοδήποτε άλλο τμήμα της καμπύλης της ίδιας διάρκειας. Διαλέγοντας το παράθυρο τέτοιο ώστε το μέγεθος του να ισούται περίπου με τη διάρκεια του συμπλέγματος QRS, αναμένουμε η συνάρτηση μετασχηματισμού να έχει θετικά μέγιστα στα σημεία των συμπλεγμάτων QRS (Proakis & Manolakis, 1988). Τα μετασχηματισμένα συμπλέγματα QRS έχουν ίση διάρκεια με τα πραγματικά καθώς και ύψος πολύ μεγαλύτερο από τα άλλα μετασχηματισμένα συμπλέγματα και θόρυβο. Με άλλα λόγια οι υψηλές συχνότητες του

καρδιογραφήματος ενισχύονται ενώ οι χαμηλές συχνότητες καταπιέζονται.

Άρα προφανώς ο εν λόγω μετασχηματισμός είναι κατάλληλος για την αναγνώριση συμπλεγμάτων QRS. Ο μετασχηματισμός μήκους, όπως ακριβώς και ο μετασχηματισμός ενέργειας, ενισχύει τα συμπλέγματα QRS ενώ την ίδια στιγμή καταπιέζει τα άλλα συμπλέγματα όπως αυτά του θορύβου. Η συνάρτηση απόφασης που θα χρησιμοποιήσουμε είναι η συνάρτηση κατωφλίου. Ορίζουμε μια τιμή σαν κατώφλι. Θεωρούμε πως κάθε σημείο στο οποίο ο μετασχηματισμός μήκους υπερβαίνει την τιμή κατωφλίου είναι σημείο συμπλέγματος QRS.

2.2.4 Κύκλωμα ΗΚΓ

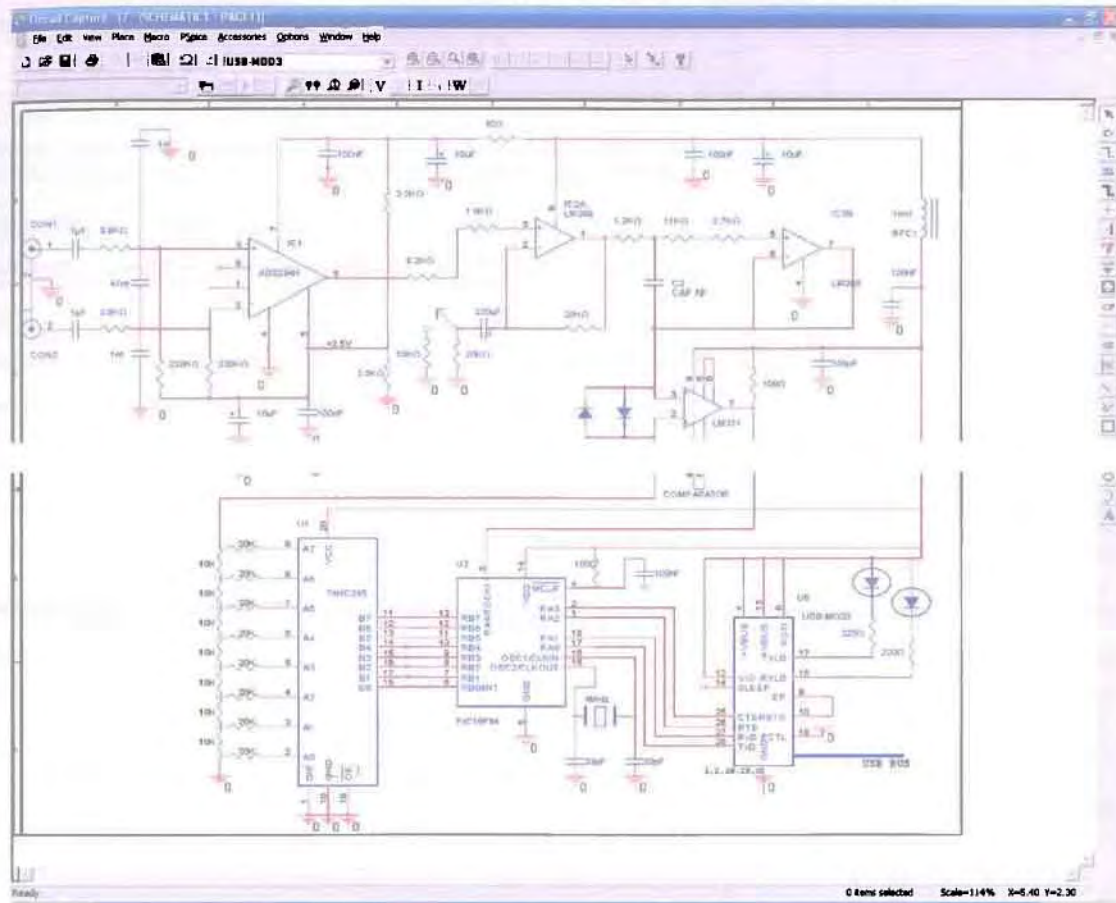
Το σήμα ECG –ΕΚΓ μέσω δυναμικού μεταδίδεται από την επαφή με τα ηλεκτρόδια από το δέρμα στο μεταλλικό πιάτο στο κατώτατο σημείο του PCB. Οι δύο ενισχυτές συνδιάζονται για να δημιουργήσουν ένα σήμα με ένταση (Gain) 1000. Ο ανατροφοδοτημένος βρόγχος που δημιουργείται από το R4 και το C4 εξυπηρετούν στην πραγματοποίηση ενός αρνητικού τερματικού εισαγωγής του πρώτου ενισχυτή για να ακολουθήσει το αργά μεταβαλλόμενο θετικό τερματικό εισαγωγής. Όταν η τάση εισαγωγής κινδυνεύει να βγει εκτός φάσματος, τα τερματικά αναστοιχειοθέτησης χρησιμοποιούνται για να ελέγξουν τις κρυσταλλολυχνίες και να επαναρυθμίσουν τους κόμβους εισαγωγής του ενισχυτή. Το 18 bit ADC μετατρέπει το σήμα σε ένα ρεύμα από bits (Sullivan, Deiss, & Cauwenberghs, 2008).

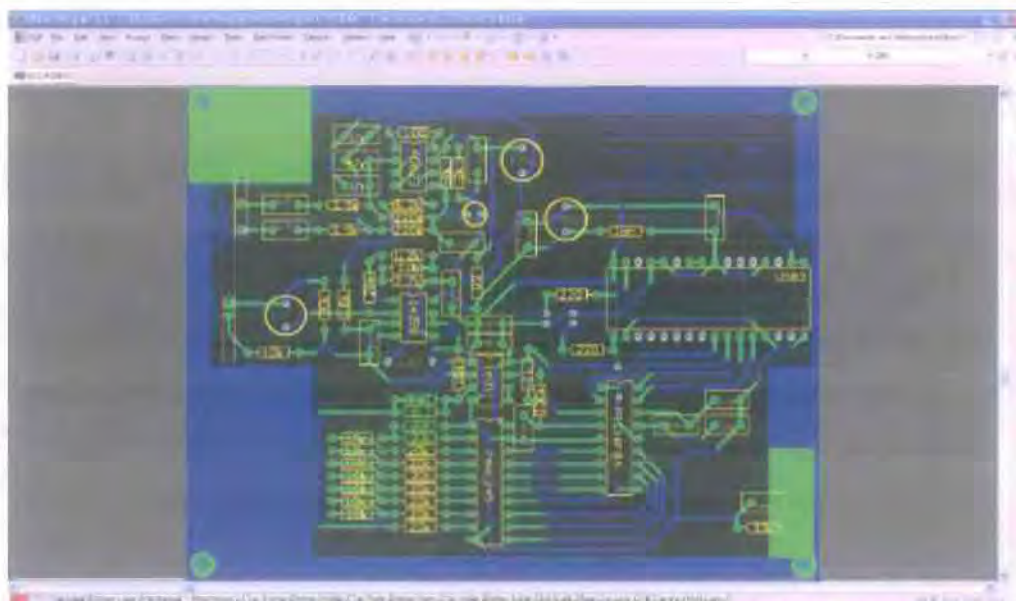


Εικόνα 4 Σχηματικό κύκλωμα ΕΚΓ

2.2.4.1 Αρχές Λειτουργίας κυκλώματος ΗΚΓ

Αρχικά αφού έχει ολοκληρωθεί η εφαρμογή, σχεδιάζουμε σύμφωνα με τα τεχνικά χαρακτηριστικά του συστήματος το κύκλωμα του ηλεκτροκαρδιογράφου, με το πακέτο Orcad Family Release 9.2. και προκύπτει το ακόλουθο κύκλωμα.





Το δυναμικό των ηλεκτροδίων μπορεί να έχει τάσεις $\pm 500\text{mV}$. Το δυναμικό που δημιουργείται από τη συστολή των τοιχωμάτων της καρδιάς διαδίδει ηλεκτρικά ρεύματα που διατρέχουν όλο το σώμα. Το εύρος των δυναμικών αυτών διαφέρει για το κάθε σημείο του σώματος. Τα ηλεκτρόδια που τοποθετούνται στην επιφάνεια του δέρματος του ασθενούς μπορούν να καταγράψουν αυτά τα δυναμικά χρησιμοποιώντας διατάξεις μετατροπής μετάλλων και αλάτων (Sullivan T. , May 2-4 2007). Το ηλεκτρικό δυναμικό που καταγράφεται είναι ένα εναλλασσόμενο (AC) σήμα το οποίο έχει ένα εύρος συχνοτήτων $0,05\sim 100\text{Hz}$ και κάποιες φορές έως 1KHz . Σύμφωνα με αυτά τα χαρακτηριστικά, ο ADC που θα χρησιμοποιηθεί για τη μετατροπή του σήματος από αναλογικό σε ψηφιακό θα πρέπει να πληροί της ενδεδειγμένες προδιαγραφές.

2.3 Επισκόπηση της βιβλιογραφίας σε συστήματα τηλεπαρακολούθησης

Ένα ηλεκτροκαρδιογράφημα μπορεί, στις πλείστες περιπτώσεις, να διαγνώσει ένα έμφραγμα ή άλλες ανωμαλίες της λειτουργίας της καρδιάς. Αυτή η απλή εξέταση είναι η καταγραφή σε χαρτί του ηλεκτρικού ρεύματος που παράγει η καρδιά και φτάνει στο δέρμα, με τη χρήση ενός ηλεκτροκαρδιογράφου. Τα ηλεκτρικά ρεύματα στην καρδιά είχαν πρωτομετρηθεί πριν από πάνω από εκατό χρόνια, αλλά η θεμελιώδης λειτουργία του ΗΚΓ όπως το ξέρουμε σήμερα αναπτύχθηκε από τον Ολλανδό επιστήμονα Βίλλεμ Άιντχοβεν στις αρχές του 20ού αιώνα. Το 1905, ο Άιντχοβεν άρχισε να καταγράφει ηλεκτροκαρδιογραφήματα από το νοσοκομείο στο εργαστήριο του, $1,5\text{ km}$ μακριά, μέσω τηλεφωνικού καλωδίου. Στις 22 Μαρτίου καταγράφηκε το πρώτο “ηλεκτροκαρδιογράφημα” από ένα υγιή νεαρό, οποίος μάλιστα έπρεπε να ποδηλατήσει από το εργαστήριο στο νοσοκομείο. Το 1924 ο Άιντχοβεν τιμήθηκε με το βραβείο Νόμπελ. Η πλειστη από την ορολογία του Άιντχοβεν χρησιμοποιείται ακόμα και σήμερα.



Εικόνα 5 Ο επιστήμονας Βίλλεμ Αιντχοβεν και το ηλεκτροκαρδιογράφημα του

Η ΠΚΣ(Παρακολούθηση Καρδιακής Συχνότητας) ξεκίνησε με την ακρόαση του στήθους των ασθενών με το αυτί του γιατρού πριν από αιώνες και εξελίχθηκε στο στηθοσκόπιο πριν από δύο περίπου αιώνες (με τον Rene Laennec), αλλά η εφαρμογή αυτών των τεχνικών στην αθλητική πρακτική ήταν σχεδόν αδύνατη. Στις αρχές του εικοστού αιώνα αναπτύχθηκε η τεχνική της καταγραφής της ηλεκτρικής δραστηριότητας της καρδιάς (το γνωστό ηλεκτροκαρδιογράφημα ή ΗΚΓ) από τον Ολλανδό φυσιολόγο Einthoven και στη συνέχεια αναπτύχθηκε η τεχνική του Holter που δεν είναι τίποτε άλλο από την συνεχή 24ωρη παρακολούθηση του ΗΚΓ (1). Και οι δύο τεχνικές, εξαιτίας του πολύπλοκου εξοπλισμού τους είναι ακατάλληλες για χρήση στην καθημερινή αθλητική πρακτική, αν εξαιρέσουμε κάποιες μετρήσεις σε εργαστηριακό περιβάλλον. Στη δεκαετία του '80 αναπτύχθηκε η ασύρματη ΠΚΣ η οποία βασίστηκε στην κατασκευή ενός μεταδότη κι ενός υποδοχέα. Ο υποδοχέας τοποθετείται στο στήθος του ασκούμενου (μέσω μίας ελαστικής ζώνης που παίζει το ρόλο ηλεκτροδίου) ενώ ο υποδοχέας τοποθετείται στον καρπό. Αυτή η ασύρματη κατασκευή έγινε πολύ δημοφιλής μεταξύ των αθλητών και των ασκούμενων γενικότερα. Έτσι, η ΠΚΣ αντικατέστησε την υποκειμενική μέτρηση της αίσθησης της κόπωσης από τον ασκούμενο με μία πιο αντικειμενική μέτρηση ως δείκτης της έντασης της άσκησης. Τα τελευταία χρόνια δε, έχει αυξηθεί σημαντικά η μνήμη αυτών των παλμογράφων επιτρέποντας έτσι περισσότερες καταχωρήσεις καρδιακής συχνότητας (περισσότερες προπονήσεις) και μάλιστα αυτά τα δεδομένα μπορούν να μεταβιβαστούν σε έναν υπολογιστή για περαιτέρω ανάλυση των προπονητικών δεδομένων. Πρόσφατα (**iCap Technologies**), οι παλμογράφοι αυτοί μπορούν να προβούν και σε θερμοδομέτρηση της δαπανώμενης κατά την άσκηση ενέργειας αλλά και να υπολογίσουν την μέγιστη πρόσληψη οξυγόνου ($VO_2 \max$, δείκτης αερόβιας ικανότητας). Επίσης, οι παλμογράφοι ΠΚΣ είναι σε θέση να μετρήσουν και την

μεταβλητότητα της καρδιακής συχνότητας (ΜΚΣ), κάτι που θα μπορούσε να έχει σημαντικές εφαρμογές.

Η μεταβολή καρδιακής συχνότητας συνίσταται στην μεταβολή του χρονικού διαστήματος μεταξύ διαδοχικών κτύπων της καρδιάς και μπορεί να αποτελέσει δείκτη επάρκειας του αυτόνομου νευρικού συστήματος. Υψηλές τιμές ΜΚΣ συσχετίζονται με υψηλές τιμές $VO_{2\max}$ ενώ χαμηλές τιμές ΜΚΣ σχετίζονται με υψηλό δείκτη θνησιμότητας, καρδιακών επεισοδίων και συμβάντων ξαφνικού θανάτου σε ασυμπτωματικά άτομα. Η ΜΚΣ μετράται συνήθως μέσω του χρόνου που μεσολαβεί μεταξύ δύο διαδοχικών κτύπων της καρδιάς (σε ms) και η σταθερή απόκλιση των διαστημάτων μεταξύ διαδοχικών καρδιακών παλμών (όπως φαίνονται στο ΗΚΓ) μπορεί να υποδείξει βραχυπρόθεσμες και μακροπρόθεσμες διαφοροποιήσεις των διαστημάτων R-R στο ΗΚΓ. Σε αντίθεση με αυτή την πολύπλοκη τεχνική στο ΗΚΓ, η εξέλιξη των μικροεπεξεργαστών έδωσε τη δυνατότητα υπολογισμού μετρήσεων συχνότητας (συχνότητα μεταβολών των διαστημάτων R-R) με βάση μαθηματικούς χειρισμούς των στοιχείων του ΗΚΓ. Οι κορυφώσεις (peaks) των διαφορετικών συχνοτήτων μεταβολών των διαστημάτων R-R του ΗΚΓ είναι δυνατή η παρακολούθηση της λειτουργίας και επιδράσεων του συμπαθητικού και παρασυμπαθητικού νευρικού συστήματος. Μέρος της ΜΚΣ οφείλεται και σε αναπνευστικές αρρυθμίες. Το διάστημα R-R μειώνεται κατά την εισπνοή και αυξάνεται κατά την εκπνοή. Η αναπνευστική αρρυθμία εκφράζεται κυρίως μέσω της συμπαθητικής επίδρασης στην καρδιά η οποία είναι υψηλή κατά την εκπνοή και αισθητά μειωμένη κατά την εισπνοή, επηρεάζοντας και την μέτρηση της ΜΚΣ. Η ΜΚΣ επηρεάζεται τόσο από το φύλο όσο και από την ηλικία στα υγιή άτομα. Η ΜΚΣ παρουσιάζεται μειωμένη με την αύξηση της ηλικίας και υψηλότερη στους άνδρες σε σχέση με τις γυναίκες. Ο αναπνευστικός ρυθμός επηρεάζει τις μετρήσεις ΜΚΣ. Επίσης, η ανατομική θέση του σώματος μπορεί να επηρεάσει την ΜΚΣ τόσο κατά την ηρεμία όσο και κατά την άσκηση. Η καρδιακή συχνότητα (ΚΣ) είναι χαμηλότερη στην ύπτια θέση σε σχέση με τον όρθια θέση, κάτι που αποδίδεται στη μεγαλύτερη επίδραση του παρασυμπαθητικού συστήματος στην ύπτια θέση. Όταν αλλάζουμε θέση, μετακινούμενοι από την ύπτια στην όρθια θέση, το αίμα θα οδηγηθεί προς τα κάτω άκρα προκαλώντας μείωση της αρτηριακής πίεσης η οποία γίνεται αισθητή από ειδικούς τασεοϋποδοχείς (υποδοχείς που παρακολουθούν την αρτηριακή πίεση) με αποτέλεσμα μία αντανακλαστική ταχυκαρδία. Αυτού του τύπου οι προσαρμογές επηρεάζονται κυρίως από το παρασυμπαθητικό σύστημα.

3 Η προτεινόμενη υλοποίηση του συστήματος συλλογής και επεξεργασίας βιοσημάτων-

Εφαρμογή στο διαχωρισμό ΗΚΓ

*It's a simple task to make a complex system,
It's a complex task to make a simple system*

3.1 Τα κύρια χαρακτηριστικά και η αρχιτεκτονική του συστήματος

Τα κύρια χαρακτηριστικά του συστήματος κατά τη σύνδεση δύο αισθητήρων από το πακέτο Sentilla Perk kit με μια πλατφόρμα λήψης καρδιογραφήματων και την επικοινωνία αυτών με έναν ηλεκτρονικό υπολογιστή είναι:

1. Αποδοτικότητα (Efficiency): Μια από τις υποσχέσεις του συστήματος τηλεπαρακολούθησης ασθενών μέσω αισθητήρων είναι να αυξήσει την αποδοτικότητα της ιατρικής περίθαλψης, μειώνοντας το κόστος. Ένας πιθανός τρόπος μείωσης του κόστους είναι η αποφυγή διπλών ή μη απαραίτητων διαγνωστικών ή θεραπευτικών διαδικασιών μέσω επικοινωνίας ανάμεσα στους φορείς υγείας και τον πολίτη.
2. Βελτίωση της ποιότητας περίθαλψης: Η αύξηση της αποδοτικότητας δεν μειώνει μόνο το κόστος αλλά βελτιώνει ταυτόχρονα και την ποιότητα. Το σύστημα τηλεπαρακολούθησης μπορεί να βελτιώσει την ποιότητα της ιατρικής περίθαλψης επιτρέποντας για παράδειγμα συγκρίσεις ανάμεσα στους παροχείς υγείας.
3. Επιστημονική τεκμηρίωση (Evidence based): Οι ενέργειες του συστήματος πρέπει να τεκμηριώνονται με την έννοια ότι η αποδοτικότητά τους πρέπει να αποδεικνύεται με επιστημονικές μεθόδους.
4. Ενδυνάμωση πολιτών και ασθενών: Τα ιατρικά στοιχεία ασθενούς, οι βάσεις δεδομένων υγείας και ο προσωπικός ηλεκτρονικός ιατρικός φάκελος μπορούν να καθίστανται προσβάσιμα από το διαδίκτυο με μελλοντικές προοπτικές αναβάθμισής τους. Ανοίγονται έτσι νέοι ορίζοντες για ανθρωποκεντρικά συστήματα υγείας και διευκολύνεται ο ασθενής στις επιλογές του.
5. Ενίσχυση της αλληλεπίδρασης: Ενθαρρύνεται η ανάπτυξη νέας σχέσης ανάμεσα στον ασθενή και τον επαγγελματία της υγείας, προς μια συνεργασία στην οποία οι αποφάσεις θα λαμβάνονται με κοινό τρόπο.
6. Συνεχής Εκπαίδευση: Επιτρέπεται η εκπαίδευση των γιατρών και του παραϊατρικού προσωπικού από online πηγές (συνεχής ιατρική εκπαίδευση) αλλά και των πολιτών (για παράδειγμα ιατρικές πληροφορίες πρόληψης).
7. Διευκόλυνση της ανταλλαγής πληροφορίας: Αναβαθμίζονται τα μέσα διακίνησης της ιατρικής πληροφορίας, και κατά συνέπεια της επικοινωνίας, με έναν προτυποποιημένο τρόπο ανάμεσα στους διάφορους φορείς υγείας. Με αυτό τον τρόπο προάγεται και η διαλειτουργικότητα. Δίνεται η δυνατότητα προσπέλασης και ελέγχου σε δεδομένα όλων των συστημάτων με την ταυτόχρονη ύπαρξη ενός ενιαίου σημείου διαχείρισης και διοίκησης.
8. Επέκταση της εμβέλειας της ιατρικής περίθαλψης: η παροχή υπηρεσιών υγείας μεταφέρεται πέρα από τα συμβατικά όρια, τόσο με τη γεωγραφική όσο και με τη μεταφορική έννοια του όρου. Η ανάπτυξη συστημάτων τηλεπαρακολούθησης

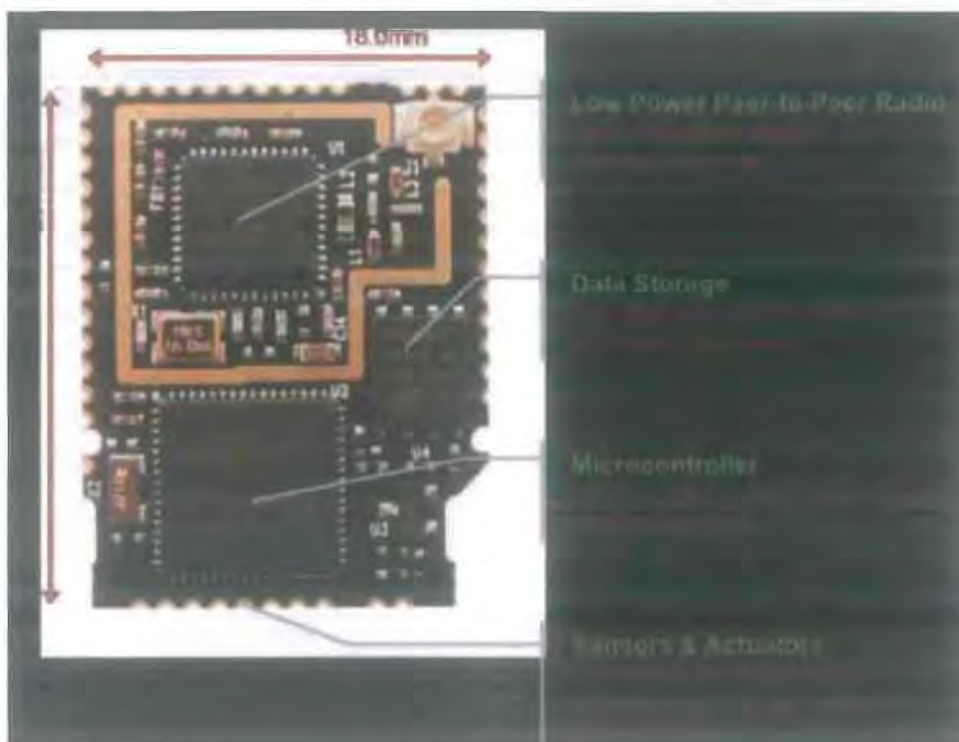
ασθενών σε συνεργασία με τα πληροφοριακά συστήματα υγείας δημιουργούν νέες προοπτικές στον χώρο της ηλεκτρονικής υγείας. Οι πολίτες έχουν τη δυνατότητα να χρησιμοποιούν online ιατρικές υπηρεσίες που παρέχονται από διεθνείς παροχείς. Αυτές οι υπηρεσίες μπορεί να είναι απλά συμβουλευτικές ή και πιο ουσιαστικές.

9. Ασφάλεια: Η ανάπτυξη συστήματος τηλεπαρακολούθησης περιλαμβάνει νέες μορφές αλληλεπίδρασης ασθενή –γιατρού και εμπεριέχει νέες προκλήσεις σε θέματα ασφάλειας, όπως για παράδειγμα, το ιατρικό απόρρητο.

10. Ισότητα: Η ενίσχυση της ισοτιμίας στην παροχή υπηρεσιών ιατρικής περίθαλψης είναι μια από τις υποσχέσεις του συστήματος τηλεπαρακολούθησης ασθενών μέσω αισθητήρων.

3.2 Το περιβάλλον της Sentilla Work

Το «pervasive computing»-(διάχυτη πληροφορική) χαρακτηρίζεται από τη χρήση μικρής ισχύος, έξυπνων υπολογιστικών συστημάτων που επικοινωνούν μεταξύ τους με ασύρματα δίκτυα. Τα διεισδυτικά δίκτυα μπορούν να χρησιμοποιηθούν σε ένα μεγάλο εύρος εφαρμογών όπως η παρακολούθηση σπιτιών και ευρύτερων περιοχών, στον κλάδο της υγείας, σε αυτοματοποιημένα οικιακά περιβάλλοντα, για την αποσυμφόρηση της κυκλοφοριακής κίνησης και πολλά ακόμη. Ένα τέτοιο ευφυές δίκτυο αποτελείται από γεωγραφικά κατανεμημένα, ευφυή και αυτοματοποιημένα nodes που χρησιμοποιούν αισθητήρες για να παρακολουθούν συνεργατικά φυσικές ή περιβαλλοντικές συνθήκες, όπως η θερμοκρασία, ο ήχος, η δόνηση, η πίεση, η κίνηση ή οι επιμολυντές και σε ατομικό ή συλλογικό επίπεδο να ελέγχουν ή να συντελούν στη λήψη αποφάσεων.



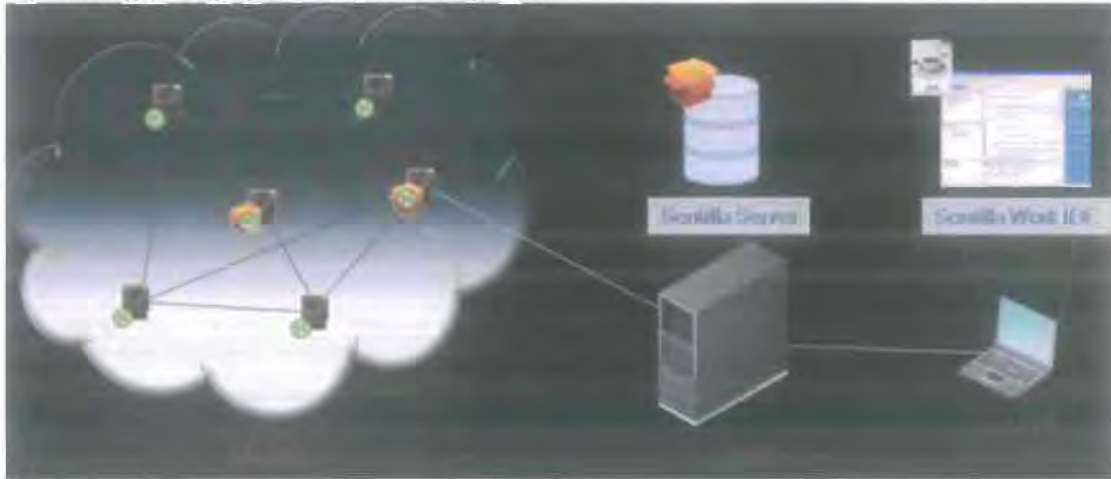
Εικόνα 6 Ανατομία ενός τυπικού αισθητήρα

Επιπρόσθετα σε κάθε έναν ή περισσότερους αισθητήρες, κάθε αισθητήρας σε ένα διεισδυτικό δίκτυο είναι εξοπλισμένο μία συσκευή ασύρματης επικοινωνίας (στην περίπτωση μας, όπως φαίνεται στην εικόνα ένα ράδιο χαμηλής ισχύος), με χώρο

αποθήκευσης δεδομένων, με έναν χαμηλής ισχύος μικροεπεξεργαστή και μία μπαταρία. Το μέγεθος από έναν αισθητήρα μπορεί να ποικίλει ανάλογα από το μέγεθος ενός πακέτου τσιγάρων ως και το μέγεθος ενός cent. Οι περιορισμοί μεγέθους και κόστους σε έναν αισθητήρα έχουν ως αποτέλεσμα σε περιορισμούς πόρων όπως ενέργεια, μνήμη, υπολογιστική ισχύ και εύρος ζώνης.

3.2.1 Το διεισδυτικό δίκτυο της Sentilla

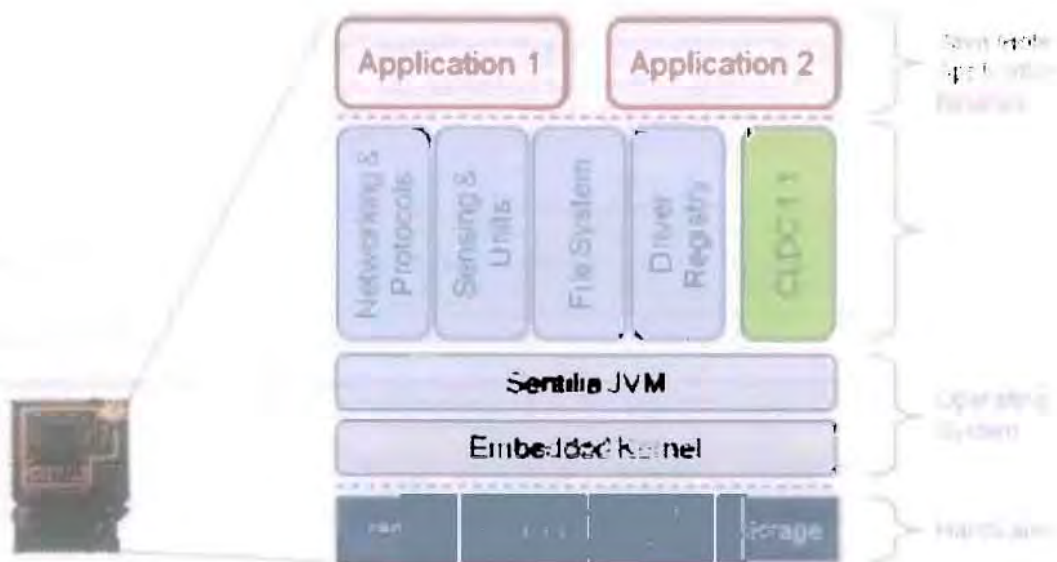
Ένα τυπικό διεισδυτικό δίκτυο της Sentilla (Sentilla Corporation) μπορεί να αποτελείται από πολυπληθείς αισθητήρες σε ένα λειτουργικό τομέα ενός δικτύου, που υποστηρίζεται από παροχείς και πύλες. Αυτά οι αισθητήρες μπορούν να επικοινωνούν το ένα με το άλλο με την αποστολή και λήψη μηνυμάτων χωρίς την μεσολάβηση κάποιου server. Η σχεδίαση ενός δικτύου αισθητήρων μπορεί να καλύψει περιπτώσεις όπου οι δύο αισθητήρες καταρρέουν (εξαιτίας προβλημάτων των αισθητήρων ή μη αναμενόμενες παρεμβολές) και ανακατευθύνει τα μηνύματα μέσω ενός άλλου αισθητήρα μέσα στο δίκτυο και κατά αυτόν τον τρόπο διασφαλίζει την επιτυχή τους πρόσβαση στον παροχέα.



Εικόνα 7 Ανασκόπηση ενός Sentilla διεισδυτικού δικτύου

3.2.2 Η αρχιτεκτονική της Sentilla mote

Η αρχιτεκτονική της Sentilla mote όπως φαίνεται στο παρακάτω σχήμα περιγράφει τα στοιχεία ενός διεισδυτικού πληροφοριακού συστήματος και πως αυτά σχετίζονται μεταξύ τους.



Sentilla mote architecture

3.2.2.1 *Sentilla Point*

Το Sentilla Point είναι η εγκατεστημένη διευρυνόμενη σε τρέχον χρόνο εικόνα που είναι ιδανική για να λειτουργεί μέσα σε συνθήκες περιορισμού λόγω πόρων του συστήματος. Το Sentilla Point είναι ένα ολοκληρωμένο λειτουργικό περιβάλλον που συνδέει τον πυρήνα του Sentilla, της υπηρεσίες του συστήματος, τις βιβλιοθήκες και της ικανότητες της Java runtime όπως τις μεθόδους, την δυναμική διανομή των εφαρμογών και τις επικοινωνιακές ικανότητες για να απλουστεύσει την ανάπτυξη διεισδυτικών υπολογιστικών εφαρμογών.

Το Sentilla Point περιλαμβάνει το Java Virtual Machine (JVM), με διευρυνμένες διαδικτυακές υπηρεσίες και ποικίλες παροχές που διευκολύνουν την πρόσβαση στις συσκευές αλλά και την επικοινωνία αυτών με άλλες.

Χαρακτηριστικά του Sentilla Point μεταξύ άλλων είναι:

- Τεχνική υποστήριξη αισθητήρων
- Διαχείριση εφαρμογής και παροχές ελέγχου
- Παροχές επικοινωνίας
- Μεταφορά μηνυμάτων
- Διαδικτύωση
- Διευθυνσιοδότηση
- Ασφάλεια
- Αυθεντικοποίηση και αρχικοποίηση

Το Sentilla Point είναι εγκατεστημένο στους αισθητήρες ως μέρος του Sentilla Development Kit.

3.2.2.2 *Sentilla Work*

Sentilla Work είναι ένα προγραμματιστικό πλαίσιο που βασίζεται στην Eclipse™ και περιέχει μικροσυσκευές εισόδου και εργαλεία που απλουστεύουν την διαδικασία ανάπτυξης διεργασιών με εντολές για εγγραφή, τεστ, ταυτοποίησης καθώς επίσης και για διεισδυτικές υπολογιστικές εφαρμογές μέσα στο ίδιο περιβάλλον.

Στο Sentilla Work θα βρείτε χρήσιμα εργαλεία όπως:

- Συντάκτες κώδικα

- Οδηγούς εφαρμογών και εργαλεία πλοηγικής δημιουργίας
- Βιβλιοθήκες ανάπτυξης εφαρμογών με αισθητήρες
- Διαδικτυακή κατάσταση αισθητήρων
- Διαχειριστικές εφαρμογές αισθητήρων
- Παραδειγματικές εφαρμογές

Τεστ και Διαχειριστικά εργαλεία:

Μετά την ανάπτυξη και την διεκπεραίωση της εφαρμογής, τα διαγνωστικά εργαλεία της Sentilla διαθέτουν πληροφορίες σχετικά με την διάχυτη διαδίκτυωση, την συμπεριφορά και τα χαρακτηριστικά όπως η κατανάλωση ισχύος και άλλων λειτουργικών πτυχών του συστήματος.

Αυτά τα εργαλεία λειτουργούν σε περιβάλλον που «τρέχει» σε πραγματικό χρόνο και επικοινωνούν μεταξύ ώστε να διευκολύνουν την τηλεπαρακολούθηση και την διαχείριση της κάθε εφαρμογής καθώς επίσης εμπεριέχουν δεδομένα για τον αισθητήρα και το ασύρματο περιβάλλον.

3.2.2.3 Sentilla Host Server

Το Sentilla Host Server είναι μια υπηρεσία του συστήματος που παρέχει διασυνδεσιμότητα μεταξύ του Sentilla Point δικτύου, των εφαρμογών του πελάτη και του Sentilla Work. Διατηρεί και παρέχει μια συνεχή αναφορά κατάστασης για το Sentilla Point δίκτυο και την εκτέλεση του προγράμματος στο περιβάλλον εφαρμογής. Sentilla Host Server συνυπάρχει με το εγκατεστημένο σύστημα του Sentilla Work, και εκκινεί ως μέρος της διαδικασίας εγκατάστασης. Με την εκτέλεση του Sentilla Host Server ως συστημική υπηρεσία του Sentilla Point δικτύου μπορεί να παρακολουθείται και να ελέγχεται διαρκώς και επίσης οι εφαρμογές του πελάτη μπορούν να επικοινωνούν με το Sentilla Point δίκτυο με ή χωρίς την εκτέλεση του Sentilla Work IDE.

3.2.3 Η εγκατάσταση του πακέτου Perk Pervasive Computing Kit

3.2.3.1 Απαιτήσεις του συστήματος

Πριν την εγκατάσταση του Sentilla Work, το σύστημα πρέπει να πληροί τις ελάχιστες προϋποθέσεις:

- Windows XP (SP2) εγκατεστημένα στο σύστημα
- 1GB RAM κατ' ελάχιστο, 2 GB συνιστώνται
- 5GB ελεύθερου χώρου στο σκληρό δίσκο
- Απενεργοποίηση όλων των αντιοικών και αναχωμάτων του συστήματος

Η εγκατάσταση του προγράμματος ξεκινά με τη σύνδεση του εξαρτήματος JCreate και την εκτέλεση του CD εκκίνησης που πραγματοποιείται αυτόματα με την ανάγνωση από το CD driver.



JCreate Προγραμματιστικό Εξάρτημα

Αισθητήρας με προγραμματιστικό



εξάρτημα κολλημένο



Sentilla Work Setup Wizard-Εφαρμογή εγκατάστασης λογισμικού

Η χρήση της εφαρμογής πραγματοποιείται με την σύνδεση με USB του εξαρτήματος που αποτελεί την πύλη-δέκτη των σημάτων των αισθητήρων στον υπολογιστή.

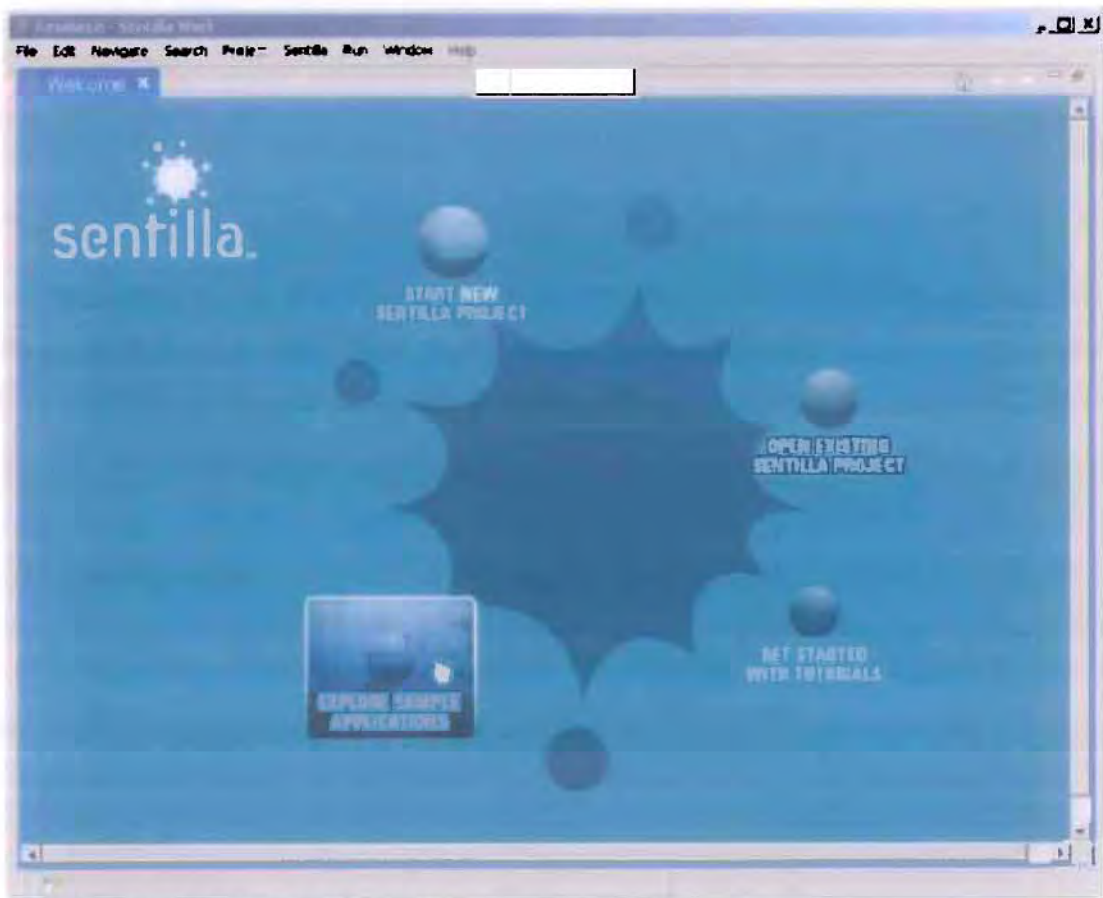


Sentilla Work

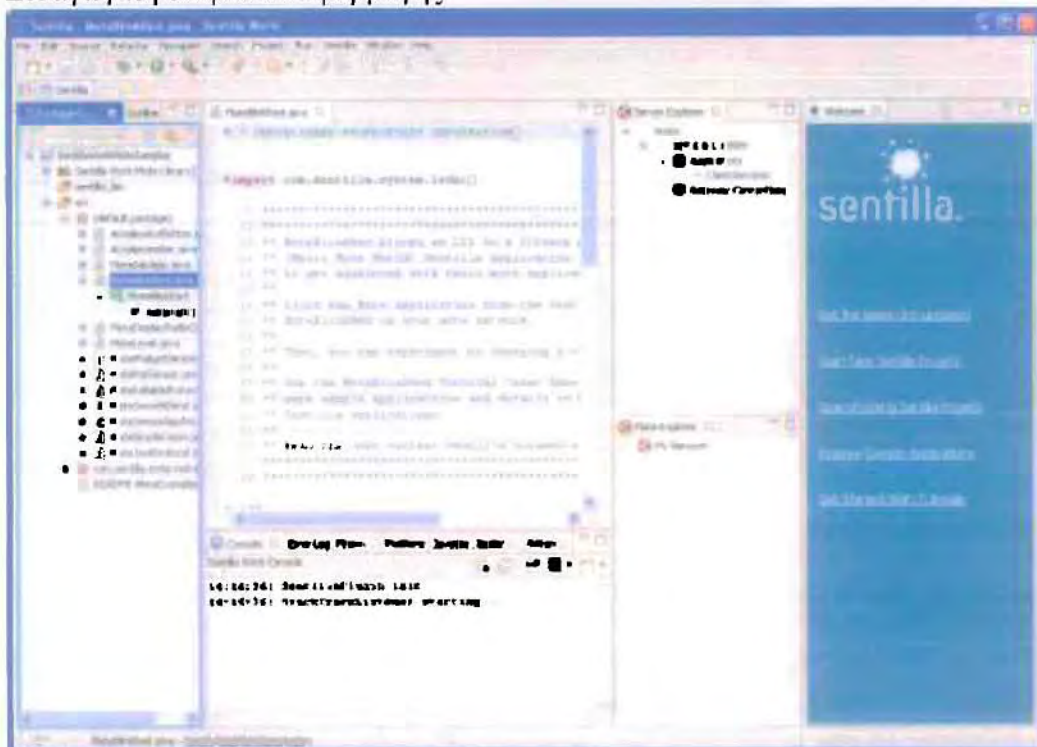
USB gateway-Πύλη υποδοχής και μεταβίβασης σημάτων από τους αισθητήρες

Συντόμευση προγράμματος

Όσο το πρόγραμμα φορτώνεται στο υπολογιστικό σύστημα, δαπανώνται μερικά λεπτά μέχρι την εμφάνιση του εναρκτήριου φόντου της εφαρμογής.



Εισαγωγική επιφάνεια εφαρμογής

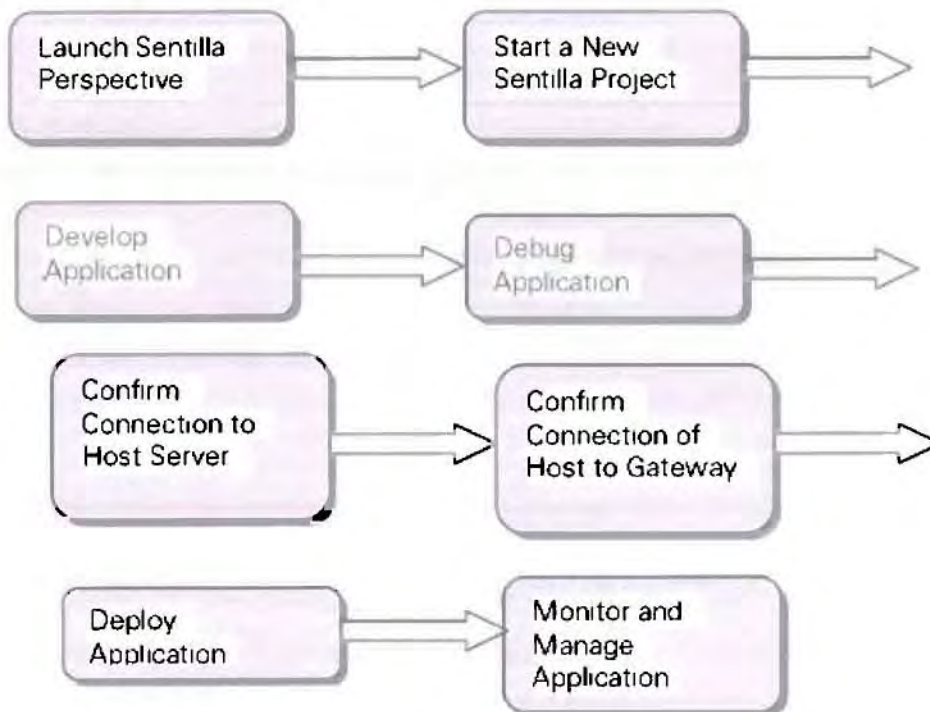


Πιλοτική εφαρμογή του συντάκτη κώδικα με εκτέλεση του Server και Mote Explorer

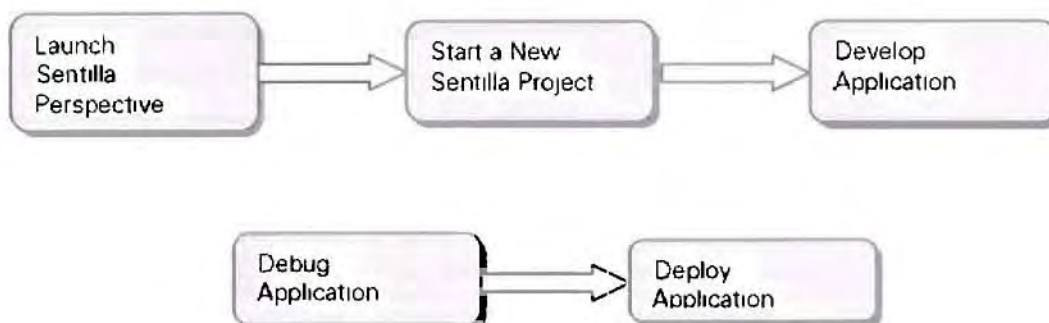
3.2.4 Δημιουργώντας διεισδυτικές υπολογιστικές εφαρμογές με το Sentilla

Υπάρχουν δύο βασικοί τύποι εφαρμογών με το Sentilla Pervasive Computing:

- Εφαρμογές Αισθητήρων που τρέχουν στο δίκτυο αισθητήρων
- Εφαρμογές-πελάτη που τρέχουν στον server αλλά μπορούν να αλληλεπιδρούν χωρίς όμως να τρέχουν στο δίκτυο αισθητήρων.



Γραφική αναπαράσταση –διεργασία ανάπτυξης εφαρμογής



Γραφική αναπαράσταση-εγγραφή εφαρμογής

3.2.4.1 Προγραμματιστικό Μοντέλο

Μια τυπική εφαρμογή αποτελείται από δύο ξεχωριστά προγράμματα-μελέτες: ένα πρόγραμμα που σχετίζεται με τους αισθητήρες και ένα που σχετίζεται με τον πελάτη. Τα εξερχόμενα και εισερχόμενα APIs είναι παρόμοια και για τα δύο προγράμματα αλλά έχουν ορισμένες διαφορές. Αυτές οι διαφορές περιλαμβάνουν την κλάση του προγράμματος, τους εισερχόμενους βαθμούς της εισαγωγής και το υποσύνολο των λειτουργιών της προγραμματιστικής γλώσσας που είναι διαθέσιμα στους αισθητήρες. Το Sentilla Work σου επιτρέπει να γνωρίζεις τι λειτουργίες μπορείς να χρησιμοποιείς και πότε.

Το Sentilla παρέχει jar φακέλους που είναι αναγκαίοι για να χτιστούν εφαρμογές για client και mote εφαρμογές. Τα δύο κυρίαρχα jar files(φάκελοι) είναι:

- lattice_tmote.jar file –εμπεριέχει τις εκτελέσεις του αισθητήρα για τη jav.lang, java.io, την javax.measure και κλάσεις της Sentilla.platform για τον αισθητήρα
- lattice_cmote.jar file-εμπεριέχει την javax.measure για τις εκτελέσεις των εφαρμογών client (του πελάτη) καθώς επίσης και κλάσεις της Sentilla.platform για το πρόγραμμα του πελάτη

3.2.4.2 Προγραμματιστικό παράδειγμα αισθητήρα

Τα προγράμματα αισθητήρων είναι διαφορετικά από τις τυπικές Java εφαρμογές στο ότι χρησιμοποιούν την motemain αντί της main για να καθορίσουν τα σημεία εκκίνησης της εφαρμογής. Επιπλέον, τα προγράμματα αισθητήρων τυπικά καθορίζουν τα μηνύματα-αντικείμενα τα οποία χρησιμοποιούνται για επικοινωνία μεταξύ των αισθητήρων σε ένα δίκτυο. Για τον λόγο αυτό, οι κλάσεις των μηνυμάτων από τα προγράμματα των αισθητήρων είναι δημιουργημένες στο πρωταρχικό στάδιο της υλοποίησης και τα χρειαζόμενα προγράμματα αισθητήρων προστίθενται στο classpath (τη διεύθυνση μιας κλάσεως) του προγράμματος πελάτη μέσα στο Sentilla Work. Το classpath ενός Sentilla προγράμματος αισθητήρα περιλαμβάνει μία βιβλιοθήκη για τον αισθητήρα Sentilla που περιέχει το lattice_tmote.jar.

3.2.5 Δημιουργία μιας εφαρμογής αισθητήρων με το Sentilla Work

Υπάρχουν μερικοί τρόποι για να δημιουργήσεις μία εφαρμογή αισθητήρων στο Sentilla Work. Υπάρχουν οι εξής δυνατότητες:

1. Εισαγωγή ενός υπάρχοντος project-(εφαρμογή) και σύνταξή του
2. Χρήση της πλοήγησης των προγραμμάτων αισθητήρων και των εφαρμογών
3. Δημιουργία εφαρμογών αισθητήρων από την αρχή.

3.2.5.1 Βασική δομή μιας εφαρμογής με χρήση αισθητήρων

Μια εφαρμογή αισθητήρων μπορεί να εισαγάγει πακέτα που χρειάζεται όπως συμβαίνει και με τυπικές JAVA εφαρμογές. Αυτά τα πακέτα είναι περιορισμένα σε ένα υποσύνολο από τυπικά JAVA πακέτα όπως καθορίζονται στα lattice_tmote.jar και τα Sentilla πακέτα. Για την πρόσβαση σε κοινά χρησιμοποιούμενα πακέτα εισαγάγετε ο παρακάτω κώδικας:

```
import com.sentilla.system.Leds;
import com.sentilla.system.LedsDriver;
import com.sentilla.net.SenderDriver;
import com.sentilla.net.Sender;
```

Αυτό το κομμάτι κώδικα δίνει πρόσβαση στα πακέτα Leds, LedsDriver, SenderDriver και Sender. Εν συνεχεία, προστίθεται η δήλωση της κλάσης MoteApp:

```
public class MoteApp {throws InterruptedException
```

Η κλάση πρέπει να είναι μορφής public (δημόσια) και να ταιριάζει με το όνομα φακέλου της πηγής. Επιπλέον, πρέπει να καθοριστούν όλες οι κλάσεις και τα μηνύματα που θα χρησιμοποιηθούν. Όπως φαίνεται και στο επόμενο παράδειγμα, ExampleMsg υλοποιεί την Serializable (όλα τα μηνύματα-αντικείμενα πρέπει να υλοποιούν την Serializable).


```
public static class ExampleMsg implements Serializable
{
/**
 * A unique counter value for each Example message.
 */
public int count;
}
```

Στη συνέχεια προστίθεται ένα σημείο εισαγωγής για κάθε εφαρμογή αισθητήρα

```
public static void motemain () throws InterruptedException {
ενώ το σημείο εισαγωγής πρέπει να ταιριάζει με την υπογραφή.
Μετά, προστίθεται προγραμματιστική λογική:
```

```
Led sleds= Ledsdriver.create();
//Toggle the first Led (the red LED on the mote).
leds.toggle(1);
```

Με αυτό το παράδειγμα, το LED αναβοσβήνει στην επόμενη κατάσταση (ON γίνεται OFF , OFF γίνεται ON). Προστίθεται επιπλέον προγραμματιστική λογική για να σταλεί το μήνυμα:

```
Sender sender= Senderdriver. create ("local");
ExampleMsg exmsg = new ExampleMsg();
sender.send (exmsg);
```

Αυτός ο κώδικας στέλνει το exampleMsg στο δίκτυο του αισθητήρα για τη χρήση του 'local' πρωτοκόλλου (single-hop, μη αξιόπιστο πρωτόκολλο μετάδοσης).

3.2.6 Δημιουργία μιας εφαρμογής πελάτη-client με το Sentilla Work

Τα προγράμματα πελάτη(client) περιέχουν Java εφαρμογές που τρέχουν στον εξυπηρετητή, αλλά μπορούν να ανταλλάσσουν μηνύματα με εφαρμογές που τρέχουν στο δίκτυο των αισθητήρων. Τα προγράμματα client θα πρέπει να περιλαμβάνουν το πρόγραμμα του αισθητήρα στο μονοπάτι (build path) το οποίο περιέχει το Java αντικείμενο μιας κλάσης που επιθυμούν να ανταλλάξουν μέσω των αισθητήρων στο δίκτυο. Στα παραδείγματα της Sentilla είναι δυνατόν να καθοριστούν οι κλάσεις-μηνύματα μέσα στο πρόγραμμα του αισθητήρα. Επιπλέον εξαιτίας του γεγονότος ότι το πρόγραμμα client αναφέρεται σ' αυτή την κλάση , πρέπει να κατηγοριοποιείται το πρόγραμμα των αισθητήρων μέσα στο classpath (μονοπάτι της κλάσης).

Τα προγράμματα Client περιέχουν JAVA εφαρμογές. Έχουν μια κλάση με τη μέθοδο main (βασική). Το classpath (μονοπάτι κλάσης) είναι κατασκευασμένο από το JRE system (σύστημα) βιβλιοθήκης και την βιβλιοθήκη του Sentilla Client. Η βιβλιοθήκη JRE είναι κατασκευασμένη από jars από την τυπική JAVA JDK. Η Sentilla Client Library είναι κατασκευασμένη από τα sentilla-client.jar και lattice_tmote.jar.

Οι client εφαρμογές που εμπεριέχονται σε client προγράμματα μπορούν να ξεκινούν ή να «τρέχουν» ως τυπικές JAVA εφαρμογές. Για να ξεκινήσει ένα Client πρόγραμμα:

1.Στο πλαίσιο Package Explorer (Περιηγητής Πακέτου), κάνουμε δεξί κλικ στην επιλογή Run As>Run.

2. Στην επόμενη οθόνη που φέρει τίτλο Run(τρέξτε): Create(δημιουργήστε), manage(διαχειριστείτε) , and run configurations (τρέξτε ενημερώσεις), κάνουμε διπλό κλικ στο Java application (εφαρμογή JAVA). Εν συνεχεία αν το πρόγραμμα main δέχεται ορίσματα από τη γραμμή εντολών, προσθέτουμε αυτές στο Arguments Tab.

Υπάρχουν μερικοί απλοί τρόποι για να δημιουργήσουμε μια εφαρμογή client (πελάτη) στο Sentilla Work. Μπορούμε να

- εισαγάγουμε ένα υπάρχον πρόγραμμα και να το συντάξουμε
- χρησιμοποιήσουμε το New Client Project Wizard
- γράψουμε ένα client πρόγραμμα από την αρχή

Για μια τυπική εφαρμογή Java Client χρησιμοποιούμε έναν συντάκτη και πρώτα εισαγάγουμε τα πακέτα που θα χρησιμοποιηθούν στην προγραμματιστική λογική:

```
import com.sentilla.host/client.HostClient;
import com.sentilla.net.Receiver;
import com.sentilla.net.ReceiverDriver;
```

Προσθέτουμε μια δήλωση κλάσης:

```
public class HostApp{
```

Προσθέτουμε μια τιμή εισαγωγής στην εφαρμογή Java:

```
public static void main (String [] args) throws Exception{
```

Εγκαθιστούμε μια σύνδεση host-to-client (οικοδεπότης-προς- πελάτη), εξ' ορισμού 127.0.0.1:10004 :

```
HostClient hostClient = new HostClient();
//Tells the hostClient to connect to the default IP
// address and port (127.0.0.1:10004)
hostClient. connect();
```

Όλα τα προγράμματα πελάτη είναι συνδεδεμένα με τα προγράμματα αισθητήρων. Εν συνεχεία, εγκαθιστούμε ένα client-side receiver (δέκτη του πελάτη)

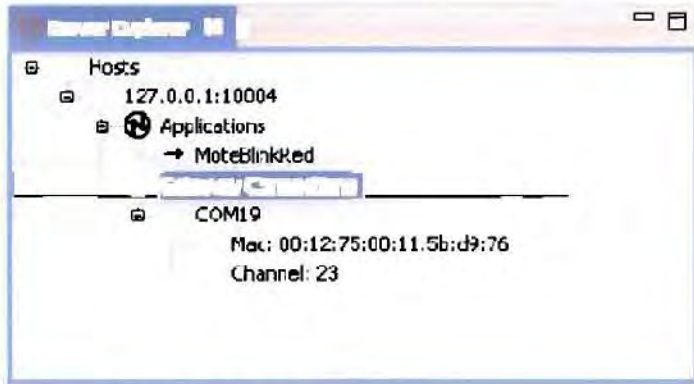
```
Receiver recv = ReceiverDriver. create (MoteApp.ExampleMsg.class);
while (true){
obj = recv.receive();
Class c= obj.getClass();
```

Με αυτό τον τρόπο δέχεται οποιοδήποτε μήνυμα από την κλάση MoteApp.ExampleMsg.

3.2.7 Δημιουργία ενός διεισδυτικού-διάχυτου(pervasive) υπολογιστικού Δικτύου

Μετά την εγγραφή και εκτέλεση σε προγραμματιστικό περιβάλλον των διάχυτων υπολογιστικών εφαρμογών, κάνουμε έλεγχο των αισθητήρων, συνδεόμαστε με τον Host Server (Παροχέα οικοδεσπότη), δημιουργούμε ένα δίκτυο και «τρέχουμε» τις εφαρμογές στο δίκτυο.

Χρησιμοποιούμε τον Server Explorer (μοναδικός για το Sentilla view) για να λάβουμε πληροφορίες για τον παροχέα, την πύλη και τις εφαρμογές στο δίκτυο. Στην παρακάτω εικόνα παρατηρούμε την σύνδεση με τον τοπικό παροχέα και την πύλη στα COM19. Η εφαρμογή MoteBlinkRed είναι η μόνη που εκτελείται. Η πύλη (και όλοι οι αισθητήρες του δικτύου χρησιμοποιούν το κανάλι 23.



Server Explorer View

3.2.8 Ασφάλεια στο δίκτυο του Sentilla

Η Sentilla παρέχει βασική ασφάλεια μέσα από τη χρήση κρυπτογραφημένης επικοινωνίας και φράσεων-κλειδιών. Η κρυπτογράφηση της επικοινωνίας μεταξύ των Sentilla Point αισθητήρων και της πύλης Sentilla USB προστατεύει την κυκλοφορία και μετάδοση μηνυμάτων εναντίον «sniffing» (άκουσμα και παρακολούθηση της μετάδοσης) και «spoofing» (προσωποποιημένη επίθεση).

Είναι δυνατόν να δοθεί μια φράση-κλειδί στο Firmware Configuration με την εγκατάσταση νέων αισθητήρων ή με την τροποποίηση των επιλογών στο κεντρικό μενού. Η «default» (προεπιλογή) φράση-κλειδί είναι “Sentilla” αλλά μπορεί να τροποποιηθεί σε οποιοδήποτε αλφαριθμητικό. Όλοι οι αισθητήρες καθώς και η πύλη USB πρέπει να έχουν το ίδιο κλειδί.

Για ένα πιο ασφαλές δίκτυο θα πρέπει να ακολουθηθούν οι παρακάτω βασικοί κανόνες:

- ✱ Να μην χρησιμοποιείτε μια εύκολα προβλέψιμη φράση (όπως ονόματα χρηστών, ονόματα εταιρειών, απλά κενά κλπ.)
- ✱ Να χρησιμοποιούνται τουλάχιστον 12 χαρακτήρες και ο συνδυασμός γραμμάτων και αριθμών όταν συντίθεται ένας κωδικός-κλειδί. Όσο μεγαλύτεροι είναι οι κωδικοί-κλειδιά το επίπεδο δυσκολίας για να ‘σπάσουν’ ανεβαίνει.
- ✱ Να χρησιμοποιούνται κενά για να διευκολύνεται η απομνημόνευση της φράσης-κλειδί.

3.3 Εργαλεία προσομοίωσης συστημάτων ασύρματων αισθητήρων

Η ανάπτυξη σωστών εργαλείων προσομοίωσης ήταν ένα βήμα κλειδί για την περαιτέρω έρευνα και ανάπτυξη των συστημάτων. Γενικά, η εξομοίωση μπορεί να παρέχει ένα τρόπο μελέτης των εναλλακτικών τρόπων σχεδίασης ενός συστήματος, σε ένα ελεγχόμενο από όλες τις απόψεις περιβάλλον. Έτσι ελέγχεται τι επιφέρουν οι διάφορες ρυθμίσεις σε ένα σύστημα που είναι δύσκολο να κατασκευαστεί και να ρυθμιστεί επανειλημμένα. Επίσης παρατηρούνται οι διάφορες αλληλεπιδράσεις του

συστήματος για κάθε σύνολο ρυθμίσεων που εφαρμόζεται, κάτι που μπορεί να είναι δύσκολο να ανιχνευθεί σε ένα πραγματικό σύστημα.

Τέτοια εργαλεία προσομοίωσης είναι πολύ χρήσιμα και στα δίκτυα ασύρματων αισθητήρων, τα οποία λόγω της φύσης κατασκευής και εγκατάστασης τους είναι δύσκολο και οικονομικά ασύμφορο να μελετηθούν σε πραγματική κλίμακα, ώστε να βρεθούν οι κατάλληλες ρυθμίσεις που θα τα καθιστούν ικανά να φέρουν σε πέρας την αποστολή τους. Επίσης καθώς τέτοια συστήματα είναι ακόμα σε στάδιο μελέτης και λίγα από αυτά έχουν πραγματοποιηθεί, η εξομοίωση βοηθά ακόμα περισσότερο προς αυτή την κατεύθυνση. Τέτοια εργαλεία θα πρέπει να μπορούν να μελετούν συμπεριφορές της εφαρμογής μέχρι το χαμηλότερο επίπεδο των συστατικών ενός κόμβου, καθώς επίσης θα πρέπει να μπορούν να χειριστούν ένα μεγάλο πλήθος κόμβων και τις αλληλεπιδράσεις μεταξύ τους αλλά και με το περιβάλλον.



Εικόνα 8 Απεικόνιση καρδιάς, Henry Samueli School of Engineering

Ένας εξομοιωτής θα πρέπει να παρέχει τα εξής :

α) Επεκτασιμότητα : Θα πρέπει να μπορεί να προσομοιώσει και να χειριστεί ένα μεγάλο πλήθος αισθητήρων (εκατοντάδες, χιλιάδες ή και εκατομμύρια).

β) Πληρότητα : Θα πρέπει να καλύπτει όσο το δυνατόν πιο πολλά συστήματα, και να αντιλαμβάνεται και να αναπαριστά τις συμπεριφορές τους σε όλα τα επίπεδα λεπτομέρειας (δηλ. από το επίπεδο εφαρμογής και το επίπεδο δρομολόγησης ως το τελευταίο συστατικό του αισθητήρα, και αυτό να μπορεί να εφαρμοστεί για κάθε εφαρμογή).

γ) Αξιοπιστία : Η συμπεριφορά του δικτύου θα πρέπει να γίνεται αντιληπτή και να αναπαρίσταται σε μεγάλη λεπτομέρεια. Επίσης θα πρέπει να αποκαλύπτει και μη επιθυμητές συμπεριφορές του δικτύου και όχι μόνο αυτές που υποπτεύονται οι κατασκευαστές του.

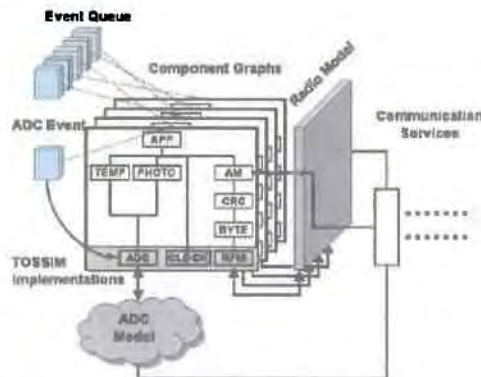
δ) Γεφύρωση : Θα πρέπει να γεφυρώνει το χάσμα μεταξύ της σχεδίασης των αλγορίθμων και της υλοποίησής τους, ώστε οι κατασκευαστές κώδικα να μπορούν να τον δοκιμάσουν πριν τον εφαρμόσουν σε πραγματικά δίκτυα. Πολύ συχνά ένας αλγόριθμος φαίνεται πολύ καλός, αλλά η υλοποίηση του απέχει πολύ από το αρχικό σχέδιο.

Στις παραγράφους που ακολουθούν θα γίνει ανάλυση κάποιων εργαλείων προσομοίωσης και αξιολόγησή τους. Για την αξιολόγησή τους θα ληφθούν υπόψη όσα αναφέρθηκαν παραπάνω και πιο συγκεκριμένα :

- α) η δυνατότητα προσθήκης νέων modules,
- β) η υποστήριξη πρωτοκόλλων που χρησιμοποιούνται στα δίκτυα ασύρματων αισθητήρων,
- γ) η υποστήριξη μοντέλων κινητικότητας και μοντέλων υπολογισμού της καταναλισκόμενης ενέργειας.

3.3.1 Ο προσομοιωτής TOSSIM

Το TOSSIM είναι ένας προσομοιωτής διακριτών συμβάντων (discrete event) ειδικά σχεδιασμένος για το TinyOS. Έχει την δυνατότητα να αντιλαμβάνεται και να αναπαριστά την συμπεριφορά και τις αλληλεπιδράσεις σε δίκτυα χιλιάδων κόμβων (motes). Η αρχιτεκτονική του TOSSIM αποτελείται από 5 τμήματα: α) υποστήριξη για το μεταγλωττισμό των συστατικών του TinyOS στη δομή της προσομοίωσης, β) Μια ουρά διακριτών συμβάντων (discrete event queue), γ) Ένα μικρό αριθμό από υλοποιημένα ξανά συστατικά υλικού του TinyOS, δ) μηχανισμούς για επεκτάσιμα μοντέλα ασυρμάτου (radio) και αναλογικό-ψηφιακού μετατροπέα (ADC) και ε) υπηρεσίες επικοινωνιών ώστε εξωτερικά προγράμματα να μπορούν να αλληλεπιδρούν με τον εξομοιωτή. Το TOSSIM εκτελεί τον ίδιο κώδικα που εκτελείται και στους κόμβους. Έτσι είναι δυνατόν γράφοντας κώδικα για τον εξομοιωτή να τον χρησιμοποιήσουμε στο πραγματικό δίκτυο ή και το αντίστροφο. Στην **Εικόνα** φαίνονται με γκρι χρώμα τα συστατικά υλικού του TinyOS των κόμβων που αντικαθίστανται από το TOSSIM.



Εικόνα 9 Αρχιτεκτονική TOSSIM

Το TOSSIM χρησιμοποιεί μια πολύ απλή αλλά πολύ δυνατή αφαίρεση (abstraction) για το σχεδιασμό του ασύρματου δικτύου. Το δίκτυο αναπαρίσταται σαν ένας άμεσος γράφος στον οποίο κάθε κορυφή είναι ένας κόμβος και κάθε ακμή έχει μια πιθανότητα λάθους bit (bit error).

Μοντέλο Εκτέλεσης: Στον πυρήνα του TOSSIM βρίσκεται ένας εξομοιωτής ουράς συμβάντων. Οι διακοπές μοντελοποιούνται μέσω συμβάντων του εξομοιωτή, τα οποία είναι διαφορετικά από τα συμβάντα στο TinyOS. Ένα συμβάν του εξομοιωτή καλεί ένα χειριστή διακοπών (interrupt handler) από τα συστατικά του υλικού. Αυτός

ο χειριστής στέλνει σήματα συμβάντων και καλεί εντολές του TinyOS όπως ακριβώς θα συνέβαινε και στην πραγματικότητα σε ένα κόμβο.

Το TOSSIM τηρεί ένα επίπεδο λεπτομέρειας χρόνου 4MHz, όπως ακριβώς και το ρολόι οδηγίων του κάθε κόμβου. Όλα τα συμβάντα του εξομοιωτή σημειώνονται με ένα συγκεκριμένο χρόνο και επεξεργάζονται βάσει αυτού του χρόνου. Τα συμβάντα εκτελούνται στιγμιαία όταν έρθει η σειρά εκτέλεσης τους που καθορίζεται από τον χειριστή τους. Έτσι υπάρχει μια σειρά στην εκτέλεση τους. Κάθε συμβάν στον εξομοιωτή συνδέεται με ένα συγκεκριμένο κόμβο. Μόλις εκτελεστεί ένα τέτοιο συμβάν στον εξομοιωτή, ο χρόνο-προγραμματιστής εκτελεί τις διεργασίες (tasks) στην ουρά αναμονής διεργασιών αυτού του κόμβου ακολουθώντας το μοντέλο FIFO του κανονικού χρόνο-προγραμματιστή του TinyOS. Εδώ υπάρχει και η διαφορά με το TinyOS, ότι οι διεργασίες εκτελούνται με την σειρά χωρίς να υπάρχει δυνατότητα κάποια να αλλάξει τη σειρά εκτέλεσης της. Αυτό οφείλεται στο γεγονός ότι ο χρόνος εκτέλεσης στον εξομοιωτή είναι στιγμιαίος και δεν λαμβάνεται υπόψη ο χρόνος επεξεργασίας από την CPU.

Εξομοίωση Υλικού: Το TOSSIM προσομοιώνει την συμπεριφορά του υλικού του TinyOS, προσομοιώνοντας μερικά από τα συστατικά του υλικού. Αυτά είναι ο αναλογικό-ψηφιακός μετατροπέας (ADC), το ρολόι, το ποτενσιόμετρο εκπομπής μεταβλητής ισχύος, η EEPROM, το συστατικό σειράς εκκίνησης (boot sequence component) και αρκετά συστατικά της στοίβας του ασυρμάτου.

Μοντέλο Ασυρμάτου: Το TOSSIM παρέχει μηχανισμούς ώστε να είναι δυνατή η επιλογή της ακρίβειας και της πολυπλοκότητας του μοντέλου του ασυρμάτου που χρησιμοποιείται στις προσομοιώσεις. Τα μοντέλα είναι εξωτερικά του εξομοιωτή, ο οποίος παραμένει απλός. Όπως αναφέραμε και παραπάνω το TOSSIM αποτελείται από ένα γράφο κόμβων που οι συνδέσεις μεταξύ τους αναπαριστούν μια πιθανότητα λάθους bit (bit error). Ανάλογα με την πιθανότητα λάθους της μετάδοσης, ο κόμβος που λαμβάνει μεταδίδει αυτά που έλαβε στα συστατικά του TinyOS. Για παράδειγμα έστω ότι ο κόμβος A μεταδίδει προς τον κόμβο B σε ένα κανάλι χωρίς λάθη. Σε κάθε συμβάν αποστολής ενός bit μεταβάλλεται η εσωτερική κατάσταση του B, αναπαριστώντας τι ακούει από το κανάλι. Σε κάθε bit που λαμβάνει ο B διαβάζει αυτή την κατάσταση και στέλνει το bit προς το ανάλογο συστατικό TinyOS.

Επίπεδο ζεύξης δεδομένων: Το πιο πολύπλοκο σύστημα του TinyOS είναι η στοίβα δικτύου. Αποτελείται από 12 συστατικά και χρησιμοποιεί CSMA και μονό έλεγχο και διπλή ανίχνευση λαθών καθώς και κωδικοποίηση δεδομένων με ένα πλήρες πακέτο CRC. Στο TinyOS χρησιμοποιούνται 3 διαφορετικοί ρυθμοί αποστολής και λήψης των πακέτων : 40Kbps για δεδομένα, 20Kbps για λήψη ενός συμβόλου αρχής και 10Kbps για αποστολή ενός συμβόλου αρχής. Στο TOSSIM οι ρυθμίσεις στο ρυθμό μετάδοσης γίνονται αλλάζοντας την περίοδο μεταξύ του ρολογιού συμβάντων του ασυρμάτου.

Υπηρεσίες επικοινωνιών: Το TOSSIM παρέχει μηχανισμούς που επιτρέπουν εφαρμογές ενός υπολογιστή να χειρίζονται και να παρακολουθούν προσομοιώσεις επικοινωνώντας με τον εξομοιωτή μέσω TCP/IP. Αν δούμε την επικοινωνία αυτή από την πλευρά του TinyOS μπορούμε να πούμε ότι το πρωτόκολλο εξομοιωτή-εφαρμογής είναι σαν μια διεπαφή εντολής-συμβάντος. Το πρωτόκολλο επικοινωνίας είναι γενικό επιτρέποντας έτσι στους σχεδιαστές να γράψουν τα δικά τους προγράμματα όπου αυτό είναι αναγκαίο.

Γραφικό περιβάλλον (GUI): Το TinyViz είναι το εργαλείο απεικόνισης του TOSSIM. Μέσω αυτού είναι δυνατόν να απεικονιστούν οι υπηρεσίες επικοινωνιών του TOSSIM. Βασίζεται στην Java και επιτρέπει την απεικόνιση, τον έλεγχο και την ανάλυση των προσομοιώσεων. Προσφέρει μια plugin διεπαφή επιτρέποντας στους σχεδιαστές να υλοποιήσουν τα δικά τους γραφικά περιβάλλοντα και κώδικα ώστε να μελετήσουν συγκεκριμένες εφαρμογές.

Ουσιαστικά, το εργαλείο TinyViz από μόνο του δεν διαθέτει πλούσια λειτουργικότητα, εκτός από τη διαχείριση της διεπαφής γεγονός/ εντολής (event/command interface) του TOSSIM. Οι χρήστες αλληλεπιδρούν με τον εξομοιωτή κάνοντας χρήση συγκεκριμένων plugins που προσφέρουν την επιθυμητή λειτουργικότητα. Η μηχανή του TinyViz στέλνει τα συμβάντα του TOSSIM στα plugins. Έτσι είναι δυνατόν ένα plugin δικτύου να απεικονίσει την κίνηση του δικτύου καθώς διακινούνται μηνύματα μέσα σε αυτό. Τα plugins μπορούν επίσης να στέλνουν εντολές προς το TOSSIM ξεκινώντας μια προσομοίωση. Για παράδειγμα αν ένας χρήστης θέσει στο εργαλείο απεικόνισης ένα κόμβο εκτός λειτουργίας, τότε το plugin ελέγχου στέλνει μια αντίστοιχη εντολή προς το TOSSIM.

Το TinyViz έχει ένα σύνολο θεμελιωδών plugins που προσφέρουν τις βασικές δυνατότητες ανάλυσης και λειτουργίας. Μερικά από αυτά είναι τα plugin του δικτύου και ελέγχου που αναφέρθηκαν παραπάνω, αισθήσεως που απεικονίζει αυτά που αισθάνονται οι αισθητήρες και επιτρέπει στο χρήστη να θέσει τις δικές του τιμές. Επίσης άλλο είναι του ασυρμάτου που αλλάζει την κατάσταση της ασύρματης ζεύξης ανάλογα με την απόσταση καθώς και την πιθανότητα λαθών στη μετάδοση. Χρησιμοποιώντας αυτά τα απλά μοντέλα που παρέχονται από το TinyViz είναι δυνατή η μοντελοποίηση πολύπλοκων καταστάσεων. Για παράδειγμα είναι δυνατόν αλλάζοντας το ρυθμό των λαθών στη μετάδοση να προσομοιωθούν εμπόδια μεταξύ των αισθητήρων. Επίσης μπορούν να εξομοιωθούν αστοχίες των κόμβων χρησιμοποιώντας προγράμματα που θα θέτουν τυχαία κάποιους κόμβους εκτός λειτουργίας σε τυχαίες χρονικές στιγμές.

Το TOSSIM όπως αναφέρθηκε παραπάνω πληροί αρκετά από τα χαρακτηριστικά που πρέπει να έχει ένας εξομοιωτής. Παρόλα αυτά έχει και κάποιες αδυναμίες. Ένα βασικό θέμα είναι ότι το TOSSIM περιορίζεται στην προσομοίωση του TinyOS και στις πλατφόρμες του υλικού που αυτό περιορίζεται. Επίσης υπάρχουν άλλες 3 αδυναμίες : α) Ενώ διαθέτει ένα ρολόι ακριβείας δεν μοντελοποιεί τον χρόνο εκτέλεσης. Κάθε κώδικας στο TOSSIM εκτελείται αμέσως χωρίς να λαμβάνεται υπόψη ο χρόνος επεξεργασίας. β) Δεν μοντελοποιεί την κατανάλωση της ενέργειας σε ένα κόμβο. Η μόνη εναλλακτική είναι να προστεθούν κάποια σχόλια σε συστατικά τα οποία καταναλώνουν ενέργεια και να παρέχονται πληροφορίες για την ενεργειακή τους κατάσταση όταν αυτή αλλάζει. γ) Υπάρχει πιθανότητα ο κώδικας που θα εκτελεστεί στην προσομοίωση να μην μπορεί να εκτελεστεί στην πραγματικότητα γιατί γίνονται ορισμένες παραδοχές όπως είναι η αδυναμία για τις διεργασίες στον εξομοιωτή να αλλάζουν σειρά εκτέλεσης ή να εκτελεστούν ταυτόχρονα.

3.3.2 Ο προσομοιωτής J-Sim

Το J-sim είναι ένα ανοιχτού κώδικα περιβάλλον προσομοίωσης βασισμένο σε συστατικά το οποίο έχει αναπτυχθεί ολοκληρωτικά σε Java. Έχει χτιστεί επάνω σε μια αυτόνομη αρχιτεκτονική συστατικών (Autonomous Component Architecture ACA) και το εκτεταμένο πλαίσιο εργασίας του Διαδικτύου (extensible internetworking framework INET). Οι βασικές οντότητες του ACA είναι τα συστατικά, τα οποία επικοινωνούν το ένα με το άλλο μέσω αποστολής/λήψης δεδομένων στις πόρτες τους. Ο τρόπος συμπεριφοράς των συστατικών καθορίζεται

στον σχεδιασμό του συστήματος με συμβόλαια (contract), αλλά η σύνδεση μεταξύ τους λαμβάνει χώρα κατά τη σύνθεση του συστήματος. Με τον διαχωρισμό αυτό (του δεσίματος των συμβολαίων και του δεσίματος των συστατικών), το J-sim παρέχει μια αρχιτεκτονική χαλαρά συνδεδεμένων συστατικών (loosely coupled component architecture) (δηλ. ένα συστατικό μπορεί να σχεδιαστεί, να υλοποιηθεί, και να δοκιμαστεί αυτόνομα. Με αυτόν τον τρόπο το ACA επιτρέπει σε νέα συστατικά να εισάγονται στο J-sim με τρόπο άμεσης τοποθέτησης και λειτουργίας (plug-n-play fashion). Στην κορυφή του ACA βρίσκεται το INET, τα οποία και αυτά έχουν υλοποιηθεί σε Java.

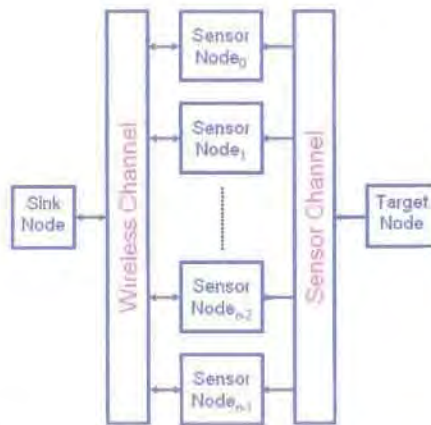
Προσφέρει ένα αντικειμενοστραφή ορισμό για :

α) Κόμβους στόχους (target nodes) , αισθητήριους κόμβους (sensor nodes) και συγκεντρωτές κόμβους (sink nodes).

Οι κόμβοι στόχοι παράγουν τα διάφορα φυσικά συμβάντα του περιβάλλοντος, τα οποία αντιλαμβάνονται οι αισθητήριοι κόμβοι και κατόπιν επεξεργασίας τα στέλνουν ως δεδομένα προς τους συγκεντρωτές κόμβους οι οποίοι τα συγκεντρώνουν για να τα παραδώσουν στον τελικό χρήστη,

β) αισθητήρια κανάλια και κανάλια ασύρματης επικοινωνίας

γ) φυσικά μέσα όπως είναι τα κανάλια απόδοσης των σεισμικών κυμάτων, μοντέλο κινητικότητας και μοντέλο ενέργειας (και όσον αφορά στην παραγωγή της αλλά και στην κατανάλωση της).



Εικόνα 10 Μοντέλο ενός τυπικού συστήματος προσομοίωσης αισθητήρων

Στο J-sim έχουν ενσωματωθεί επίσης κάποιες κλάσεις και μηχανισμοί οι οποίοι έχουν τη δυνατότητα να ενσωματώσουν το περιβάλλον της προσομοίωσης με πραγματικές συσκευές, προκειμένου να διευκολύνουν την αξιολόγηση της απόδοσής τους σε πραγματικές αλλά ελεγχόμενες συνθήκες. Το βασικό πρόβλημα σε μια τέτοια προσομοίωση είναι ο συγχρονισμός του χρόνου μεταξύ του πραγματικού συστήματος και του εξομοιωτή καθώς αυτά τα δύο αλληλεπιδρούν ανταλλάσσοντας πακέτα δεδομένων. Στο υπάρχει ένας τέτοιος συνδυασμός ενός μελλοντικού συστήματος μάχης.

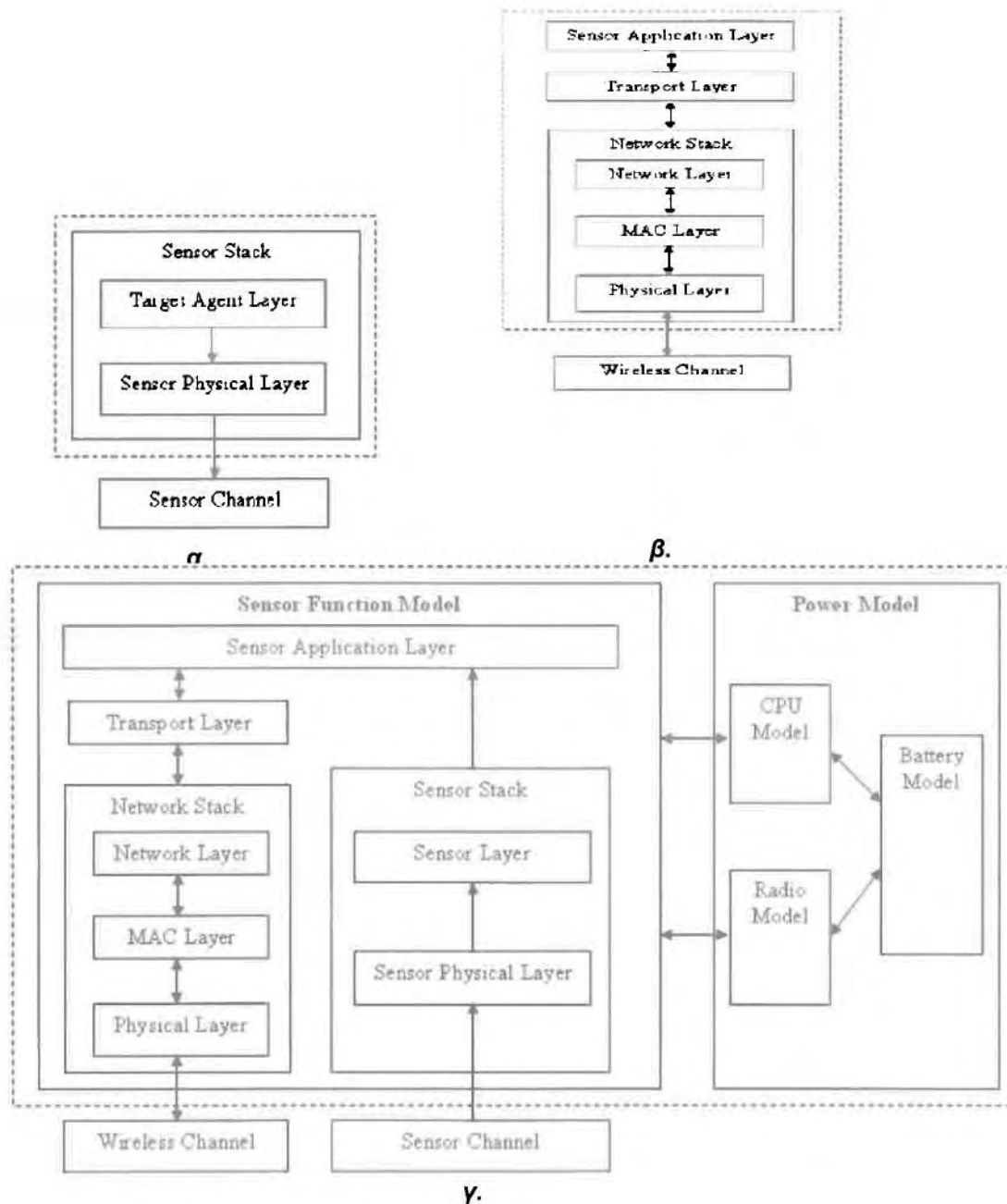
Αρχιτεκτονική του J-sim: Όπως αναφέρθηκε και παραπάνω υπάρχουν 3 ειδών κόμβοι στον εξομοιωτή J-sim. Οι κόμβοι στόχοι που παράγουν τα ερεθίσματα, οι αισθητήριοι κόμβοι που τα ανιχνεύουν και παράγουν κάποια δεδομένα. Τα δεδομένα αυτά τα στέλνουν μέσω ενός ασύρματου καναλιού προς τους κόμβους συγκεντρωτές. Στην εικόνα απεικονίζεται μια υψηλού επιπέδου όψη της εν λόγω αρχιτεκτονικής. Πρέπει να σημειωθεί ότι μεταξύ των κόμβων στόχων και των αισθητήριων κόμβων παρεμβάλλεται ένα εντελώς διαφορετικό κανάλι από το προαναφερθέν ασύρματο, που ονομάζεται αισθητήριο κανάλι και χρησιμοποιείται από τον εξομοιωτή για την μεταφορά των ερεθισμάτων προς τους αισθητήριους κόμβους. Συνεπώς υπάρχουν δύο μοντέλα διάδοσης (propagation models) α) το αισθητήριο και β) το ασύρματο.

Ένας αισθητήριος κόμβος αποτελείται από :

- α) *Στοιβα πρωτοκόλλου αισθήσεως*, που του επιτρέπει να ανιχνεύει τα ερεθίσματα που παράγονται από τους κόμβους στόχους στο αισθητήριο κανάλι
- β) *Στοιβα πρωτοκόλλου επικοινωνίας*, που χρειάζεται για την αποστολή αναφορών προς άλλους ασύρματους κόμβους και τελικά προς τον κόμβο συγκεντρωτή μέσω του ασύρματου καναλιού.
- γ) *Μοντέλο ενέργειας* που περιλαμβάνει τα συστατικά που παράγουν την ενέργεια (π.χ. μπαταρία) και αυτά τα οποία την καταναλώνουν (π.χ. ασύρματος ή επεξεργαστής).
- δ) *Μοντέλο κινητικότητας* προκειμένου να μπορεί να προσομοιώσει κινούμενους κόμβους.

Ένας κόμβος στόχος αποτελείται μόνο από το (α), ενώ ένας κόμβος συγκεντρωτής μόνο από το (β). Στις Εικόνες α,β,γ απεικονίζονται όσα αναφέρθηκαν παραπάνω.

Ένας κόμβος στόχος εκπέμπει ερεθίσματα ανά τυχαία διαστήματα προσομοιώνοντας κάποιο φυσικό φαινόμενο. Αυτού του είδους οι κόμβοι μπορούν μόνο να στείλουν αλλά όχι να λάβουν δεδομένα πάνω από το αισθητήριο κανάλι. Τα ερεθίσματα αυτά μπορεί να υποστούν εξασθένηση κατά τη διάδοσή τους μέσα από το αισθητήριο κανάλι. Ο αισθητήριος κόμβος λαμβάνει τα ερεθίσματα αυτά των οποίων η ένταση είναι πάνω από ένα προκαθορισμένο όριο. Ο υπολογισμός της έντασης του λαμβανόμενου σήματος γίνεται από το μοντέλο διάδοσης το οποίο χρησιμοποιείται στον εξομοιωτή. Ο αισθητήριος κόμβος, αφού λάβει τα ερεθίσματα, θα στείλει τα δεδομένα προς ένα ή περισσότερους συγκεντρωτές κόμβους. Μέσα στον κόμβο ο συντονισμός μεταξύ του αισθητήριου και του ασύρματου καναλιού γίνεται από τον επίπεδο της εφαρμογής και το επίπεδο μεταφοράς. Για παράδειγμα, ανάλογα με την εκτελούμενη εφαρμογή, ο κόμβος μπορεί να στείλει τα δεδομένα άμεσα μόλις τα αντιληφθεί ή να τα επεξεργαστεί και μετά να τα εκπέμψει. Στο επίπεδο της εφαρμογής μπορεί να υλοποιηθεί οποιοσδήποτε τέτοιος μηχανισμός.



Εικόνα Εσωτερική όψη α) κόμβου Στόχου, β) Συγκεντρωτή κόμβου γ) Αισθητήριου κόμβου

Ο συγκεντρωτής κόμβος μπορεί να μην είναι άμεσος γείτονας του αισθητήριου κόμβου. Συνεπώς η επικοινωνία και μετάδοση των δεδομένων θα γίνει μέσω πολλαπλών αλμάτων (multihop) και θα παρεμβληθούν άλλοι αισθητήριοι κόμβοι οι οποίοι λειτουργούν ως αναμεταδότες. Αυτό εξηγεί το γεγονός γιατί ένας αισθητήριος κόμβος πρέπει να μπορεί να λαμβάνει αλλά και να μεταδίδει πακέτα στο ασύρματο κανάλι. Είναι πιθανόν κάποιοι κόμβοι να αποτύχουν ή να τεθούν εκτός λειτουργίας λόγω εξάντλησης της ενέργειάς τους. Τότε η τοπολογία του δικτύου αλλάζει δυναμικά και θα πρέπει το πρωτόκολλο δρομολόγησης να μπορεί να αντεπεξέλθει σε αυτήν την αλλαγή (όπως το Ad-hoc On-demand Distance Vector routing AODV, και

το γεωμετρικό πρωτόκολλο Greedy Perimeter Stateless Routing GPSR. Η τελευταία έκδοση του J-sim περιλαμβάνει τα παραπάνω πρωτόκολλα.

Ομοίως, ο κόμβος συγκεντρωτής ή οποιοσδήποτε άλλος κόμβος στο δίκτυο θα λάβει τα απεσταλμένα δεδομένα από κάποιον άλλο κόμβο, αν η ένταση τους είναι πάνω από ένα προκαθορισμένο όριο. Ο υπολογισμός της έντασης του λαμβανόμενου σήματος γίνεται από το χρησιμοποιούμενο μοντέλο διάδοσης του ασύρματου καναλιού. Η τελευταία έκδοση του J-sim χρησιμοποιεί 3 διαφορετικά μοντέλα διάδοσης : free space, 2-ray ground και irregular terrain. Ανάλογα με το περιεχόμενο των δεδομένων, ο συγκεντρωτής κόμβος μπορεί να στείλει τα δεδομένα προς το τελικό χρήστη ή να δώσει κάποιες νέες εντολές ή ερωτήματα προς τους αισθητήριους κόμβους. Αυτός είναι και ο λόγος που πρέπει να μπορεί να λαμβάνει αλλά και να αποστέλλει δεδομένα.

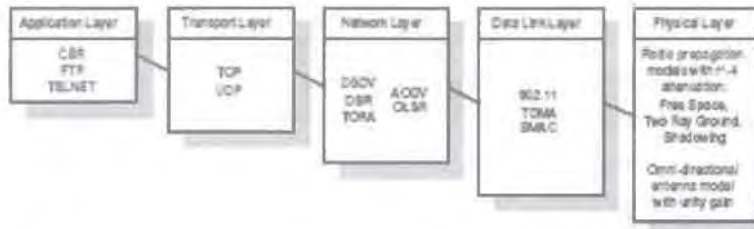
Το μοντέλο ενέργειας περιλαμβάνει συστατικά παραγωγής (π.χ. μπαταρία) και κατανάλωσης ενέργειας (π.χ. επεξεργαστής και ασύρματος). Το μοντέλο λειτουργιών του αισθητήρα (δηλ. ο συνδυασμός της στοιβάς πρωτοκόλλου αισθητήρα, της στοιβάς πρωτοκόλλου δικτύου, του επιπέδου εφαρμογής και του επιπέδου μεταφοράς) υπόκειται στο μοντέλο ενέργειας. Για παράδειγμα, η ενέργεια που καταναλώνεται για το χειρισμό ενός ληφθέντος πακέτου δεδομένων υπαγορεύεται από το μοντέλο της CPU, ενώ η ενέργεια που καταναλώνεται κατά την αποστολή ή λήψη πακέτων δεδομένων υπαγορεύεται από το μοντέλο του ασυρμάτου. Στο J-sim κάθε ένα από τα προηγούμενα 2 μοντέλα μπορεί να βρίσκεται σε διαφορετική κατάσταση λειτουργίας κάτι που επηρεάζει άμεσα την καταναλισκόμενη ενέργεια. Για παράδειγμα το μοντέλο του ασυρμάτου μπορεί να είναι σε μια από τις επόμενες καταστάσεις λειτουργίας : αδρανής, κατάσταση ύπνου (sleep), εκτός λειτουργίας (off), εκπομπή ή λήψη. Η κατάσταση λειτουργίας του μοντέλου (ασυρμάτου ή επεξεργαστή) αναφέρεται στο μοντέλο λειτουργιών του αισθητήρα (sensor function model) και το τελευταίο έχει την ικανότητα να αλλάζει την κατάσταση λειτουργίας του επεξεργαστή ή του ασυρμάτου.

Γραφικό περιβάλλον (GUI): Το γραφικό περιβάλλον του J-sim ονομάζεται gEditor. Πρόκειται για ένα πακέτο Java το οποίο χρησιμεύει ως γραφικός επεξεργαστής αλλά και ως η διεπαφή (front-end) επικοινωνίας με το J-sim. Ο gEditor χρησιμοποιεί την μηχανή προσομοίωσης του J-sim για να εκτελέσει τις προσομοιώσεις. Μπορεί να ασκήσει έλεγχο στην προσομοίωση, καθώς αυτή εκτελείται, στέλνοντας εντολές προς το J-sim μέσω της κονσόλας εντολών. Η γλώσσα είναι η Jacl αλλά δεν χρησιμοποιείται καθόλου από το χρήστη μιας και όλα γίνονται με το γραφικό περιβάλλον που παρέχει ο gEditor. Εργάζεται με όλες τις διαθέσιμες κλάσεις συστατικών του J-sim είτε αυτές έχουν εγκατασταθεί με το J-sim είτε έχουν γραφτεί από το χρήστη. Ο gEditor δεν γνωρίζει ούτε νοιάζεται για τα συστατικά τα οποία εισάγονται για εξομοίωση. Έτσι είναι δυνατόν να εισαχθούν συστατικά για προσομοίωση κυκλοφορίας μιας πόλης και ενός IP δικτύου και ο gEditor να τα δεχθεί χωρίς λάθος. Βεβαίως δεν πρόκειται να λειτουργήσει η προσομοίωση όταν αυτά φθάσουν στην μηχανή του J-sim.

3.3.3 Ο προσομοιωτής NS-2

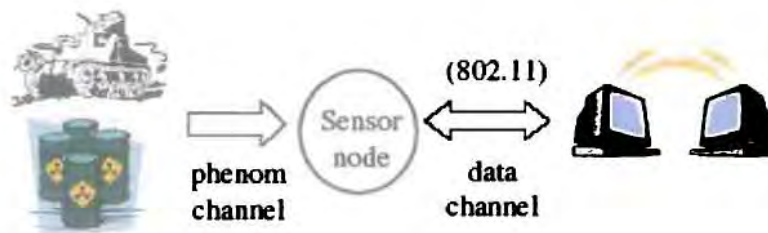
Ο NS-2 είναι ένας εξομοιωτής διακριτών συμβάντων που μπορεί να προσομοιώσει διάφορα πρωτοκολλά δικτύων μεταξύ των οποίων και δικτύων αισθητήρων. Προσφέρει μεγάλη ευελιξία στην προσομοίωση δικτύων αισθητήρων διότι περιέχει μοντέλα για περιορισμένα ενεργειακά ad-hoc ασύρματα δίκτυα. Στο περιβάλλον του NS-2, ένα δίκτυο αισθητήρων μπορεί να προσομοιωθεί χρησιμοποιώντας πρωτόκολλα και χαρακτηριστικά όπως αυτά που χρησιμοποιούνται

στον πραγματικό κόσμο. Το γενικό μοντέλο του NS-2 περιλαμβάνει υποστήριξη για τα πρωτόκολλα που φαίνονται στην εικόνα ενώ το ασύρματο μοντέλο υποστηρίζει κινητικότητα κόμβων και ενεργειακούς περιορισμούς. Το NS-2 χρησιμοποιεί για την υλοποίηση του 2 γλώσσες προγραμματισμού, την C++ και την OTcl. Ο λόγος είναι ότι προσφέρει την ευελιξία που χρειάζεται να έχει ένας εξομοιωτής δηλαδή να εκτελεί γρήγορα τις προσομοιώσεις αλλά και να παρέχει ευκολία και ευελιξία στις ρυθμίσεις και στις αλλαγές. Έτσι χρησιμοποιείται η C++ που εκτελείται πολύ γρήγορα αλλά αλλάζει πιο δύσκολα και η OTcl που εκτελείται πιο αργά αλλά μπορεί να αλλάξει πολύ εύκολα.



Εικόνα 11 Διαθέσιμα πρωτόκολλα στο NS-2

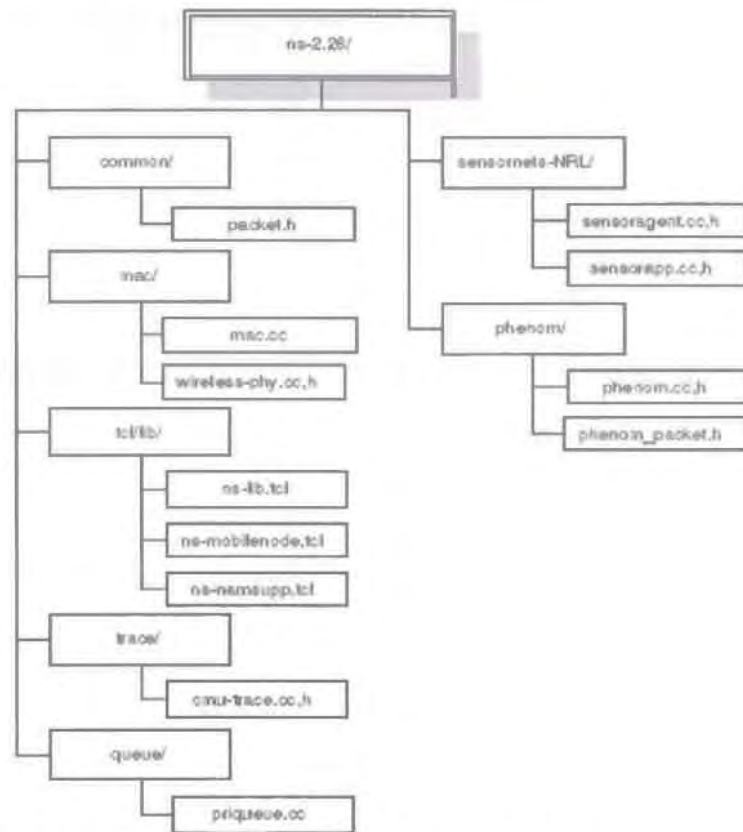
Η OTcl χρησιμοποιείται για ρυθμίσεις, και για χειρισμό υπαρχόντων αντικειμένων της C++, ενώ η C++ χρησιμοποιείται για οτιδήποτε απαιτεί επεξεργασία της ροής ενός πακέτου ή την αλλαγή μιας υπάρχουσας κλάσης γραμμένης σε C++. Το μειονέκτημα είναι ότι ο χρήστης πρέπει να μάθει να χειρίζεται 2 γλώσσες. Το NS-2 χρησιμοποιεί την Tclcl για την ένα προς ένα αντιστοίχιση των κλάσεων της C++ και της OTcl. Αρχιτεκτονική: Το μόνο βασικό κομμάτι που έλειπε από το NS-2 προκειμένου να μπορεί να προσομοιώσει δίκτυα αισθητήρων ήταν η έννοια του φαινομένου (όπως χημικά νέφη, κινούμενα οχήματα ή οτιδήποτε άλλο μπορεί να συμβαίνει σε ένα περιβάλλον που παρακολουθείται και ανιχνεύεται από ένα δίκτυο αισθητήρων). Στην εικόνα απεικονίζεται το βασικό μοντέλο για προσομοίωση δικτύων αισθητήρων. Η ύπαρξη των φαινομένων μοντελοποιήθηκε με καθολικά εκπεμπόμενα πακέτα μέσω ενός καθορισμένου καναλιού. Ανάλογα την εφαρμογή που εκτελείται και τις παραμέτρους του χρήστη, δρα και ο αισθητήρας, μόλις λάβει το ερέθισμα από το κανάλι αυτό. Για παράδειγμα, ο αισθητήρας μπορεί να στέλνει περιοδικές αναφορές σε ένα σημείο συγκέντρωσης δεδομένων, ή μπορεί να συνεργαστεί με γειτονικούς κόμβους για να εντοπίσει με μεγαλύτερη ακρίβεια το φαινόμενο, προτού εκτελέσει κάποια περαιτέρω ενέργεια. Για κάθε δίκτυο αισθητήρων, ανάλογα με την ανάγκη χρήσης υπάρχει και μια μοναδική εφαρμογή που χρησιμοποιείται. Στο NS-2 υπάρχει η ευελιξία να καλούνται συγκεκριμένες εφαρμογές ανάλογα με τα φαινόμενα που ανιχνεύονται.



Εικόνα 12 Βασικό μοντέλο προσομοίωσης αισθητήρων

Το κανάλι εκπομπής των φαινομένων μπορεί να υλοποιήσει ένα από τα ασύρματα μοντέλα μετάδοσης free space, 2-ray ground, shadowing, το οποίο περιλαμβάνεται στις ρυθμίσεις του φαινομένου. Η αποστολή των πακέτων PHENOM επιτυγχάνεται με το πρωτόκολλο δρομολόγησης PHENOM, το οποίο εκπέμπει με ένα συγκεκριμένο ρυθμό μετάδοσης. Όταν ένα πακέτο φτάνει στον αισθητήριο κόμβο, ένα συμβάν λήψης αποστέλλεται στην εφαρμογή που εκτελείται στον κόμβο αυτό.

Οι προσθήκες και οι αλλαγές που έγιναν στο NS-2 φαίνονται στην εικόνα , και περιγράφονται στα παρακάτω αρχεία :



Εικόνα 13 Προσθήκες και οι αλλαγές που έγιναν στο NS-2

- ✿ phenom/phenom.cc,h: Υλοποιείται το PHENOM πρωτόκολλο δρομολόγησης που χρησιμοποιείται για να μεταδώσει τα φαινόμενα. Περιλαμβάνει παραμέτρους για το ρυθμό μετάδοσης και τον τύπο του φαινομένου που προσομοιώνεται (π.χ. χημικά αέρια, σεισμική δραστηριότητα κτλ.)
- ✿ sensornets-NRL/sensoragent.cc,h : Οι *agents* στο NS-2 είναι τελικά σημεία στα οποία τα πακέτα του δικτύου είτε κατασκευάζονται είτε καταναλώνονται. Οι αισθητήριοι κόμβοι χρησιμοποιούν τον αισθητήριο πράκτορα (sensor agent) που είναι προσκολλημένος στο κανάλι των φαινομένων για την κατανάλωση των πακέτων PHENOM και το UDP ή TCP πράκτορα που είναι προσκολλημένος στο ασύρματο κανάλι για την κατασκευή των πακέτων που στέλνονται από την εφαρμογή. Οι αισθητήριοι πράκτορες λειτουργούν σαν ένα κανάλι μεταφοράς μέσω του οποίου γίνεται η λήψη και η επεξεργασία

των πακέτων PHENOM από τις εφαρμογές. Ο πράκτορας υλοποιείται με την `sensoragent.cc`

- `sensornets-NRL/sensorapp.cc,h` : Σε αυτό το αρχείο ορίζονται οι εφαρμογές των αισθητήρων και γίνεται αλλαγή του χρώματος των αισθητήρων στο γραφικό περιβάλλον υποδεικνύοντας κάποια ανίχνευση φαινομένου (π.χ. ένας αισθητήρας σε αδρανή κατάσταση αναπαρίσταται με πράσινο χρώμα το οποίο αλλάζει σε κόκκινο).
- `sensornets-NRL/phenom_packet.h` : Αυτό το αρχείο ορίζει τη δομή των πακέτων PHENOM.
- `trace/cmu-trace.cc,h` : Αυτή η κλάση χρησιμοποιείται για καταγράφει τη μορφή του πακέτου στο αρχείο καταγραφής της προσομοίωσης. Εδώ έγινε και η καταγραφή του νέου τύπου πακέτων (PHENOM).
- `Tcl/lib/ns-lib.tcl`: Σε αυτό το αρχείο καταγράφηκαν οι δύο νέοι τύποι κόμβων δηλ. οι κόμβοι που παράγουν τα φαινόμενα και οι αισθητήριοι κόμβοι.
- `Tcl/lib/ns-mobilenode.tcl`: Εδώ ορίζεται το κανάλι μεταφοράς των φαινομένων και η διεπαφή των αισθητήριων κόμβων προς το ασύρματο κανάλι επικοινωνίας με τους άλλους κόμβους και προς το αισθητήριο κανάλι.
- `Common/packet.h`: Κάθε πακέτο στο NS-2 έχει ένα μοναδικό τύπο που συνδυάζεται με το με το πρωτόκολλο που χρησιμοποιεί. Εδώ λοιπόν ορίστηκε ο καινούριος τύπος πακέτου (PHENOM).
- `Mac/wireless-phy.cc`: Το NS-2 περιέχει ένα μοντέλο ενέργειας για ασύρματα δίκτυα, το οποίο χρησιμοποιείται για να ερευνησει πως διάφορες τεχνικές (κατάσταση ύπνου κ.λ.π.) επηρεάζουν στην κατανάλωση της ενέργειας. Επίσης το μοντέλο καθορίζει τις ενεργειακές ανάγκες για την εκπομπή και την λήψη των πακέτων ή τη κατανάλωση ενέργειας κατά τη διάρκεια αδράνειας του δικτύου. Προκειμένου να καλυφθούν οι ανάγκες προσομοίωσης των δικτύων αισθητήρων στο αρχείο αυτό περιγράφηκε η κατανάλωση της ενέργειας κατά τη διάρκεια που ένας κόμβος αισθάνεται τα ερεθίσματα που δημιουργούν κόμβοι παραγωγής φαινομένων.

Το NS-2 προσφέρει και το συνδυασμό της προσομοίωσης με το πραγματικό περιβάλλον. Στο NS-2 η εξομοίωση μπορεί να διαχωριστεί σε δύο καταστάσεις : α) `opaque mode` : όπου το NS-2 δέχεται τα πακέτα του πραγματικού κόσμου χωρίς μεταγλώττιση. β) `protocol mode` : Τα πραγματικά πακέτα μεταγλωττίζονται στο NS-2 και παράγονται από το NS-2 πραγματικά πακέτα. Η βασική απαίτηση για το συνδυασμό προσομοίωσης και πραγματικών αντικειμένων είναι η δυνατότητα λειτουργίας της προσομοίωσης σε πραγματικό χρόνο. Αυτό μπορεί να επιτευχθεί με τη χρήση αρκετά ισχυρών CPU. Η διεπαφή ανάμεσα στον εξομοιωτή και το ζωντανό δίκτυο παρέχεται από τα `tap agents` και τα `network objects`. Οι `tap agents` ενσωματώνουν πραγματικά δεδομένα σε πακέτα του εξομοιωτή και το αντίστροφο. Τα `network objects` εγκαθίστανται σε `tap agents` και παρέχουν ένα σημείο εισόδου για την αποστολή και την λήψη πραγματικών δεδομένων.

Γραφικό περιβάλλον (GUI): Το NS-2 χρησιμοποιεί για τη οπτική απεικόνιση των προσομοιώσεων αλλά και για τη δυναμική αλλαγή τους, το `Nam`. Το `Nam` είναι ένα εργαλείο προσομοίωσης βασισμένο στη `Tcl/TK`, για την αναπαράσταση δικτυακών προσομοιώσεων. Το `Nam` δημιουργήθηκε προκειμένου να είναι ικανό να διαβάζει μεγάλα σύνολα δεδομένων και να είναι επεκτάσιμο αρκετά ώστε να μπορεί να απεικονίζει διάφορα δίκτυα. Αυτό το επιτυγχάνει διαβάζοντας εντολές από ένα αρχείο καταγραφής (`trace file`) το οποίο περιέχει πληροφορίες για την τοπολογία του δικτύου, τους κόμβους, τις συνδέσεις και τα πακέτα. Το αρχείο καταγραφής δημιουργείται από το `ns` (αλλά μπορεί να δημιουργηθεί και από άλλες εφαρμογές).

Στο Nam υπάρχει και ένας editor για τη δημιουργία προσομοιώσεων με γραφικό τρόπο αλλά περιορίζεται σε ένα υποσύνολο των δυνατοτήτων που παρέχει η γλώσσα Tcl.

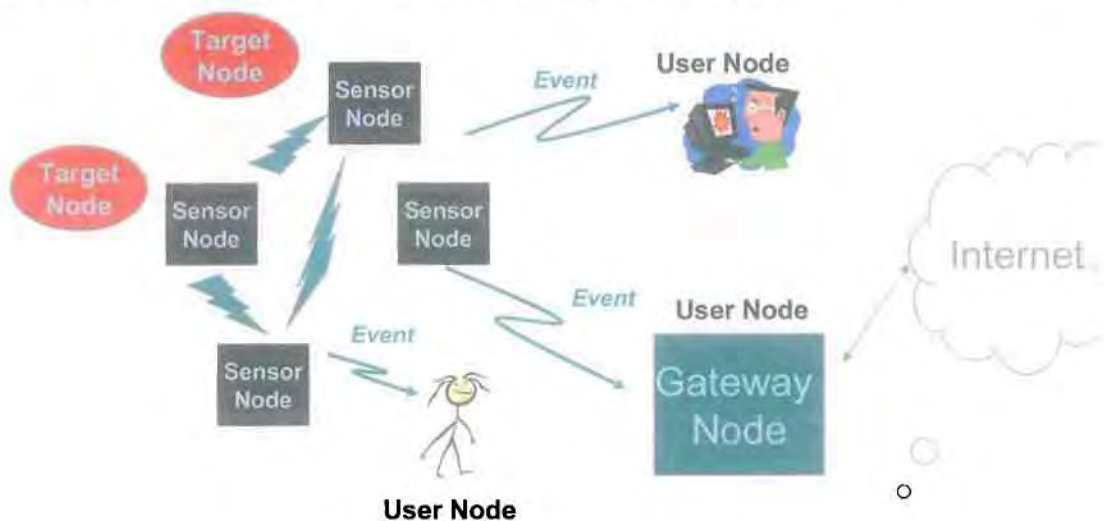
Το NS-2 είναι ένα αξιόλογο σύστημα προσομοίωσης, αλλά υποστηρίζεται ότι πρέπει να βελτιωθεί ο τρόπος που εκπέμπονται τα φαινόμενα. Προς το παρόν ακολουθεί την συμπεριφορά ενός δικτύου 802.11 χρησιμοποιώντας ένα από τα διαθέσιμα μοντέλα διάδοσης. Αυτό όμως δεν είναι αληθοφανές, συνεπώς πρέπει να δημιουργηθούν διάφορα μοντέλα διάδοσης. Επίσης θα πρέπει να αναπτυχθεί ο τρόπος αλληλεπίδρασης με πραγματικά δίκτυα αισθητήρων, διότι θα βοηθηθεί πολύ η έρευνα στους επιμέρους τομείς των πρωτοκόλλων και της ενέργειας. Ένα ακόμα σημείο που θα βοηθούσε είναι η περαιτέρω ανάπτυξη του γραφικού περιβάλλοντος και προσθήκη περαιτέρω λειτουργικότητας στο γραφικό επεξεργαστή. Έτσι θα γίνει πιο φιλικό προς το χρήστη.

3.3.4 Ο προσομοιωτής SensorSim

Το SensorSim δημιουργήθηκε για να παράσχει ένα πλαίσιο εργασίας για την λεπτομερή μοντελοποίηση και προσομοίωση ενός περιβάλλοντος αισθητήρων. Είναι ένα εξομοιωτής ειδικά για δίκτυα αισθητήρων. Την αρχιτεκτονική του την έχει δανειστεί το J-sim. Δυστυχώς η εργασία πάνω σε αυτό το σύστημα έχει σταματήσει από την ομάδα που το ανέπτυξε και συνεχίζεται ανεξάρτητα από ένα ερευνητή. Το SensorSim χτίστηκε επάνω στον πυρήνα του NS-2 και επεκτείνεται όπως προαναφέρθηκε σε δίκτυα αισθητήρων, προσφέροντας καινούρια μοντέλα για την ενέργεια και την επικοινωνία, υποστήριξη για υβριδικές προσομοιώσεις και ένα νέο γραφικό περιβάλλον.

Αρχιτεκτονική: Η αρχιτεκτονική του SensorSim απεικονίζεται στην εικόνα. Το σύστημα προσομοίωσης SensorSim αποτελείται από 3 ειδών κόμβους :

- α) *Αισθητήριοι κόμβοι (Sensor nodes)* : που παρακολουθούν το περιβάλλον.
- β) *Κόμβοι στόχοι (target nodes)* : που παράγουν τα διάφορα ερεθίσματα και τα οποία μέσω αισθητήριων καναλιών ανιχνεύονται από τους αισθητήριους κόμβους.
- γ) *Κόμβοι χρηστών (user nodes)* : που αναπαριστούν τους πελάτες και τους διαχειριστές ενός δικτύου αισθητήρων, δηλ. αυτούς που τους ενδιαφέρει η πληροφορία που συλλέγεται από τους αισθητήριους κόμβους.



Εικόνα 14 Τύποι Κόμβων Αισθητήρων

Στην εικόνα απεικονίζονται οι 3 τύποι των μοντέλων των κόμβων, που αποτελούν τα συστατικά του συστήματος προσομοίωσης SensorSim. Οι αισθητήριοι κόμβοι είναι και το πιο σημαντικό τμήμα της αρχιτεκτονικής. Κάθε κόμβος είναι εξοπλισμένος με μια στοίβα πρωτοκόλλου ασύρματου δικτύου και μία ή περισσότερες αισθητήριες στοίβες. Ο σκοπός της αισθητήριας στοίβας πρωτοκόλλου είναι να ανιχνεύει και να επεξεργάζεται τα διάφορα ερεθίσματα που συμβαίνουν στο αισθητήριο κανάλι και κατόπιν να τα προωθεί προς το επίπεδο της εφαρμογής. Εκεί θα υποστούν περαιτέρω επεξεργασία και θα εκπεμφθούν προς τον κόμβο χρήστη με τη μορφή αισθητήριας αναφοράς. Εκτός από τα δύο αυτά συστατικά που αναπαριστούν το τμήμα του λογισμικού, ο κάθε κόμβος είναι εφοδιασμένος με ένα μοντέλο ενέργειας το οποίο αναπαριστά τα συστατικά που παράγουν και καταναλώνουν ενέργεια. Εδώ εντάσσεται και το υλικό του αισθητήριου κόμβου. Τα συστατικά που καταναλώνουν ενέργεια μπορούν να βρίσκονται σε διαφορετικές καταστάσεις, κάθε μία από τις οποίες έχει διαφορετική απόδοση και κατανάλωση ενέργειας (π.χ. ο ασύρματος μπορεί να είναι σε κατάσταση ύπνου ή λήψης, κ.λ.π.). Οι καταστάσεις στο υλικό καθορίζονται από το τμήμα του λογισμικού, αλλά και η κάθε κατάσταση καθορίζει τη συμπεριφορά του λογισμικού. Υπάρχει μια αλληλεπίδραση μεταξύ υλικού και λογισμικού.

Ο διαχωρισμός του αισθητήριου καναλιού από το ασύρματο κανάλι επικοινωνίας κάνει την προσομοίωση του δικτύου αισθητήρων πιο ρεαλιστική, μιας και ένας κόμβος μπορεί, ενώ λαμβάνει ένα ή περισσότερα διαφορετικά ερεθίσματα από τα αισθητήρια κανάλια, ταυτόχρονα να στέλνει μέσω του ασύρματου καναλιού δεδομένα προς τους κόμβους χρήστες. Ένα σημαντικό κομμάτι στην απόδοση της προσομοίωσης παίζει η τοποθέτηση των κόμβων (στόχων, αισθητήριων, χρηστών) καθώς και η κίνηση (φορτίο) που θα παράγεται από κάθε ένα από αυτούς. Το SensorSim για να έχει καλύτερη απόδοση βασίζεται σε ένα εργαλείο που παράγει και αναπαριστά οπτικά διάφορες τοπολογίες σε μεγάλη λεπτομέρεια. Ένας παράγοντας που καθορίζει την τοπολογία είναι και ο λόγος εγκατάστασης ενός δικτύου αισθητήρων (δηλ. παρακολούθηση των ζώων στην άγρια φύση ή επίβλεψη ενός στρατοπέδου περιμετρικά). Η κίνηση που παράγεται από τους κόμβους μπορεί να ομαδοποιηθεί σε 3 κατηγορίες. α) χρήστη-προς-αισθητήρες (user-to-sensor) που δημιουργείται από τις εντολές και τα ερωτήματα του χρήστη προς το δίκτυο. Β) αισθητήρες-προς-χρήστη (sensor-to-user) που δημιουργείται από τις αναφορές, απαντήσεις ερωτημάτων προς το χρήστη και γ) αισθητήρες-προς-αισθητήρες (sensor-to-sensor) που δημιουργείται από συνεργασία μεταξύ των κόμβων για επεξεργασία δεδομένων προτού αυτά σταλούν προς το χρήστη.

Η αισθητήρια στοίβα προσομοιώνει την παραγωγή, ανίχνευση και επεξεργασία των σημάτων από τους κόμβους. Στο μοντέλο του αισθητήριου κόμβου η στοίβα λειτουργεί σαν συλλέκτης σημάτων (signal sink) που είναι υπεύθυνος για την ενεργοποίηση του επιπέδου της εφαρμογής, κάθε φορά που συμβαίνει ένα αισθητήριο γεγονός. Από την άλλη μεριά, στο μοντέλο του κόμβου στόχου η στοίβα λειτουργεί σαν μια πηγή σημάτων. Κάθε σήμα που παράγεται φέρει και μια μοναδική υπογραφή (ουσιαστικά πρόκειται για τη μορφή του σήματος) ανάλογα με τον τύπο του σήματος που αναπαριστά. Το σήμα κατόπιν μεταδίδεται μέσω διαφορετικών μέσων μετάδοσης (π.χ. έδαφος, αέρας, νερό κ.λ.π.) καθώς ο κόμβος στόχος κινείται. Τα σήματα εκπέμπονται σε προκαθορισμένα χρονικά διαστήματα, ανάλογα με το στόχο που αναπαρίσταται και ανάλογα με το μέσο μετάδοσης (που καθορίζει και το

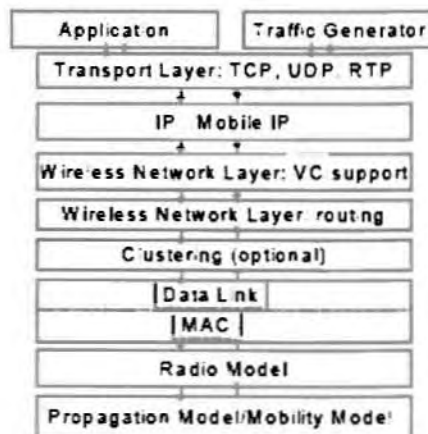
ρυθμό και τρόπο διάδοσης), οι αισθητήριοι κόμβοι λαμβάνουν με διαφορετική ένταση τα σήματα.

Το SensorSim δίνει μεγάλη σημασία στην ενέργεια. Χρησιμοποιεί αναλυτικά μοντέλα που αναπαριστούν τον τρόπο που μια μπαταρία αποδίδει την ενέργεια της. Επίσης έχει μετρηθεί λεπτομερώς η ποσότητα της ενέργειας που είναι αναγκαία από τις διάφορες συσκευές του αισθητήρα στις διάφορες καταστάσεις λειτουργίας τους. Το SensorSim υποστηρίζει διάφορους τύπους ενδιάμεσου λογισμικού και εφαρμογές μέσω της υβριδικής προσομοίωσης. Υβριδική προσομοίωση ονομάζεται η δυνατότητα να υποστηρίξεις αμφίπλευρης επικοινωνίας μεταξύ του εξομοιωτή και εξωτερικών εφαρμογών. Το SensorSim υποστηρίζει πραγματικές εφαρμογές και ενδιάμεσο λογισμικό (middleware) όπως επίσης υποστηρίζει την αλληλεπίδραση με πραγματικούς αισθητήριους κόμβους. Με αυτό τον τρόπο ξεπερνάτε η δυσκολία προσομοίωσης του αισθητήριου καναλιού και υπάρχει μεγάλη ακρίβεια μετρήσεων. Ένα επιπλέον πλεονέκτημα της υβριδικής προσομοίωσης είναι η δυνατότητα δοκιμής νέων πρωτοκόλλων σε πραγματικά δίκτυα αισθητήρων και άρα η σωστή αξιολόγηση τους. Η υβριδική προσομοίωση μπορεί να χωριστεί σε δύο μέρη: α) αυτό που αφορά στην αλληλεπίδραση πραγματικών εφαρμογών με το προσομοιωμένο δίκτυο, και β) αυτό που αφορά στην αλληλεπίδραση πραγματικών αισθητήριων κόμβων με κόμβους που προσομοιώνονται στο περιβάλλον της υβριδικής προσομοίωσης.

3.3.5 Ο προσομοιωτής GloMoSim

Το GloMoSim είναι ένα παράλληλο σύστημα προσομοίωσης βασισμένο σε βιβλιοθήκες. Έχει σχεδιαστεί ως ένα σύνολο συστατικών βιβλιοθήκης (library modules), κάθε ένα από τα οποία προσομοιώνει ένα συγκεκριμένο ασύρματο πρωτόκολλο της στοίβας. Στο GloMoSim μπορούν να προγραμματιστούν νέα πρωτοκόλλα και συστατικά και κατόπιν να προστεθούν στις βιβλιοθήκες του προκειμένου να του προσδώσουν επιπλέον λειτουργικότητα. Αυτό κάνει το GloMoSim επεκτάσιμο και ευέλικτο.

Αρχιτεκτονική: Η στοίβα δικτύου αποτελείται από ένα αριθμό επιπέδων όπως απεικονίζεται και στην εικόνα. Για κάθε επίπεδο έχει αναπτυχθεί ένας αριθμός πρωτοκόλλων. Υπάρχει η δυνατότητα κατασκευής μοντέλων για τα επίπεδα ή τα πρωτόκολλα αυτά σε διάφορα επίπεδα λεπτομέρειας.



Εικόνα 15 Αρχιτεκτονική του GloMoSim

Το επίπεδο καναλιού διάδοσης (propagation model) για παράδειγμα περιλαμβάνει α) ένα μοντέλο ελεύθερο διαστήματος (free space model) που

υπολογίζει την ένταση του σήματος βασισμένο στην απόσταση μεταξύ της πηγής και του δέκτη, β) ένα αναλυτικό μοντέλο (analytical model) που υπολογίζει την εξασθένηση του σήματος χρησιμοποιώντας μια κανονική λογαριθμική κατανομή, γ) ένα μοντέλο καναλιού εξασθένησης (fading channel model) το οποίο, αν και είναι περισσότερο πολύπλοκο να υπολογιστεί, λαμβάνει υπόψη το φαινόμενο της πολυδιόδευσης (multi-path), της σκίασης (shadowing) και της εξασθένησης. Αντίστοιχα και τα άλλα επίπεδα περιέχουν διάφορα μοντέλα πρωτοκόλλων όπως για παράδειγμα το επίπεδο ζεύξης που μπορεί να περιλαμβάνει τα CSMA ή MACA ή FAMA πρωτόκολλα. Ανάμεσα σε κάθε 2 γειτονικά μοντέλα στη στοίβα πρωτοκόλλου ορίζεται ένα API για να υποστηρίζει τη σύνθεση τους. Αυτά τα API καθορίζουν την ανταλλαγή παραμέτρων και τις υπηρεσίες μεταξύ των γειτονικών επιπέδων. Για παράδειγμα η διεπαφή μεταξύ του επιπέδου ζεύξης (data link/MAC layer) και του επιπέδου δικτύου (network layer) ορίζεται σαν ένα διερχόμενο μήνυμα με συγκεκριμένη μορφή στην βιβλιοθήκη του GloMoSim. Το GloMoSim σχεδιάστηκε σαν ένα μεταβλητό περιβάλλον προσομοίωσης, προκειμένου να προσομοιώσει δίκτυα ετερογενών κόμβων που ο αριθμός τους μπορεί να ανέρχεται σε χιλιάδες. Με την αρχιτεκτονική που προτάθηκε παραπάνω, αν όλα τα επίπεδα της στοίβας πρωτοκόλλου διαθέτουν από ένα API, είναι δυνατόν να γίνεται αλλαγή των μοντέλων των πρωτοκόλλων σε ένα επίπεδο, χωρίς να απαιτείται τροποποίηση των μοντέλων των άλλων επιπέδων. Οι βιβλιοθήκες του GloMoSim είναι γραμμένες στη γλώσσα PARSEC (PARallel Simulation Environment for Complex Systems. Το PARSEC υιοθετεί μια προσέγγιση στα μηνύματα για προσομοίωση ξεχωριστών συμβάντων (discrete-event simulation), εννοώντας ότι οι φυσικές διεργασίες μοντελοποιούνται από αντικείμενα του εξομοιωτή που ονομάζονται οντότητες, και τα συμβάντα αντιπροσωπεύονται με την εκπομπή χρόνο-σφραγισμένων μηνυμάτων (time-stamped messages) μεταξύ των οντοτήτων. Για το PARSEC έχει αναπτυχθεί και ένα γραφικό περιβάλλον προγραμματισμού (PAVE (PARSEC Visual Environment) για την δημιουργία προγραμμάτων, ή για την οπτική ρύθμιση μοντέλων προσομοίωσης με τη χρήση προκαθορισμένων συστατικών βιβλιοθήκης. Το PAVE μπορεί να χρησιμοποιηθεί και στο GloMoSim χρησιμοποιώντας τις αντίστοιχες βιβλιοθήκες.

Οι απαιτήσεις για επεκτασιμότητα και ευελιξία κάνουν τη σχεδίαση των βιβλιοθηκών ένα σημαντικό ζήτημα. Ένας τρόπος σχεδίασης είναι να απεικονιστεί κάθε κόμβος του δικτύου σε ένα μοναδικό αντικείμενο προσομοίωσης. Η εμπειρία από παρόμοια προβλήματα έχει δείξει ότι η χρήση μεγάλου αριθμού αντικειμένων κατά την προσομοίωση επιφέρει μεγάλο όγκο επεξεργασίας και δεν είναι εφικτή. Το GloMoSim ακολουθεί μια διαφορετική σχεδίαση στις βιβλιοθήκες του. Μοιράζει το δίκτυο σε κομμάτια σε κάθε ένα από τα οποία, ορίζει μια μοναδική οντότητα η οποία προσομοιώνει και ένα επίπεδο της στοίβας πρωτοκόλλου για όλους όμως τους κόμβους που βρίσκονται στο ίδιο κομμάτι του δικτύου. Οι αλληλεπιδράσεις μεταξύ των οντοτήτων πρέπει να ακολουθούν τους κανόνες που έχουν τεθεί από το συγκεκριμένο API, όπως περιγράφηκε παραπάνω. Οι αλληλεπιδράσεις αυτές μπορεί να καθορίζονται με μηνύματα, κλήσεις συναρτήσεων ή οντότητες παραμέτρων. Με αυτό τον τρόπο υποστηρίζεται η επιθυμητή ευελιξία, διότι κάθε αντικείμενο της βιβλιοθήκης είναι σε μεγάλο βαθμό αυτό-οριζόμενο. Εμπεριέχει πληροφορία για την συμπεριφορά του συγκεκριμένου επιπέδου ή πρωτοκόλλου ανεξάρτητα από τα άλλα αντικείμενα. Επίσης υποστηρίζεται και η επιθυμητή επεκτασιμότητα, διότι είναι δυνατός ο συγκερασμός στους κόμβους εντός μιας οντότητας και επιτυγχάνεται μεγάλη απόδοση στο δίκτυο. Προκειμένου να δημιουργηθεί ένα ολοκληρωμένο πρωτόκολλο για ένα σύνολο κόμβων θα πρέπει να γίνει σύνθεση των παραπάνω

βιβλιοθηκών είτε μέσω γραμμής εντολών είτε με τη χρήση του γραφικού περιβάλλοντος PAVE για την παραγωγή ενός οδηγού (driver), ο οποίος θα εκτελέσει αυτή τη σύνθεση.

Το GloMoSim είναι ένα περιβάλλον προσομοίωσης το οποίο έχει αναπτυχθεί για άλλα δίκτυα, αλλά μπορεί να χρησιμοποιηθεί και σε δίκτυα αισθητήρων. Παρέχει δυνατότητες για επέκταση με τη χρήση νέων βιβλιοθηκών. Υποστηρίζει μοντέλα κινητικότητας και πολλά πρωτόκολλα, όπως επίσης και την προσθήκη νέων μοντέλων από διαφορετικούς σχεδιαστές λόγω της χρήσης των API που διευκολύνουν αυτή τη διαδικασία. Το GloMoSim προσφέρει δυνατότητα υβριδικής προσομοίωσης με τη χρήση API για την επικοινωνία με πραγματικά δίκτυα, όπως και με την άμεση εφαρμογή πρωτοκόλλων που χρησιμοποιούνται σε πραγματικά δίκτυα. Δυστυχώς όπως αναφέρθηκε σχεδιάστηκε για άλλα περιβάλλοντα και όχι για δίκτυα αισθητήρων. Έτσι δεν γίνεται προσομοίωση από τις προκαθορισμένες βιβλιοθήκες, μοντέλων ενέργειας ή άλλων περιορισμών που υπάρχουν σε δίκτυα αισθητήρων.

3.3.6 Ο προσομοιωτής OPNet

Το OPNet είναι ένα εμπορικό πρόγραμμα εξομοίωσης το οποίο χρησιμοποιείται σε πολλές εφαρμογές. Όπως και το GloMoSim που περιγράφηκε στην προηγούμενη παράγραφο δεν έχει σχεδιαστεί αποκλειστικά για ασύρματα δίκτυα αισθητήρων.

Αρχιτεκτονική: Το OPNet ορίζει ένα μοντέλο χρησιμοποιώντας μια ιεραρχική δομή. Στο υψηλότερο επίπεδο βρίσκεται το επίπεδο του δικτύου, το οποίο αποτελείται από το επίπεδο των κόμβων. Το επίπεδο των κόμβων με τη σειρά του αποτελείται από το επίπεδο των διεργασιών. Το υψηλότερο επίπεδο του δικτύου μπορεί να αποτελείται από ένα ή περισσότερα υποδίκτυα, τα οποία με τη σειρά τους μπορούν κι αυτά να αποτελούνται από ένα ή περισσότερα υποδίκτυα. Με αυτό τον τρόπο το OPNet μπορεί εύκολα να αναπαραστήσει την ιεραρχική δομή ενός δικτύου, όπως είναι το τηλεφωνικό δίκτυο. Στο επίπεδο κόμβου (Node Level) οι διεργασίες που εκτελούνται σε ένα κόμβο, ορίζονται με την χρήση συστατικών διεργασιών (process modules). Τέτοιες διεργασίες μπορεί να είναι : η δημιουργία κάποιου σήματος, ο τεμαχισμός αυτού του σήματος, η πρόσθεση επικεφαλίδας σε κάθε κομμάτι και τελικώς η δρομολόγηση του. Το επίπεδο διεργασίας (Process Level) επιτρέπει στους σχεδιαστές να δημιουργήσουν τις διεργασίες που απαιτούνται για το τελικό μοντέλο διεργασιών. Οι διεργασίες αυτές ορίζονται με τη χρήση διαγραμμάτων μετάβασης της κατάστασης (state transition diagrams) που συνοδεύονται από κάποιο επιπλέον κώδικα γραμμένο σε γλώσσα Proto-C (μια παραλλαγή της C για πρωτόκολλα και καταναμημένους αλγόριθμους). Τα διαγράμματα μετάβασης μαζί με τη γλώσσα Proto-C ορίζουν αυτό που στο OPNet ονομάζεται «Μηχανή Πεπερασμένων Καταστάσεων» (Finite State Machine).

Ορισμός Διεργασίας: Τα Finite State Machines (FSM) εισάγονται με τη χρήση του επεξεργαστή διεργασιών (Process Editor). Οι καταστάσεις που μπορεί να έχει μια διεργασία καθώς και οι μεταβολές στις καταστάσεις, εισάγονται γραφικά με τη χρήση ενός διαγράμματος. Αντίστοιχα οι συναρτήσεις που πρέπει να εκτελεστούν, οι διάφορες δηλώσεις, οι ακολουθίες εντολών και οι σταθερές εισάγονται χρησιμοποιώντας τα διάφορα “blocks” (variable block, header block κ.λ.π.). Όταν δημιουργείται μια κατάσταση εξ’ ορισμού θεωρείται ως η αρχική κατάσταση. Κατόπιν μπορούμε να δημιουργήσουμε την μετάβαση μεταξύ δύο διαφορετικών καταστάσεων. Η κατάσταση μιας διεργασίας μπορεί να είναι είτε εξαναγκασμένη (forced) είτε μη εξαναγκασμένη (unforced). Στην πρώτη περίπτωση η διεργασία διατηρεί τον έλεγχο της προσομοίωσης μέχρις ότου ολοκληρώσει όλους τους στόχους

που της έχουν ανατεθεί, ενώ στη δεύτερη περίπτωση η διεργασία μπορεί να διακοπεί από κάποια άλλη σε οποιοδήποτε χρόνο. Ομοίως υπάρχουν 2 τύποι μετάβασης : υπό όρους, και εξ' ορισμού. Στην πρώτη περίπτωση η μετάβαση γίνεται μόνο αν πληρούνται κάποιοι όροι που προηγουμένως έχουν τεθεί. Στη δεύτερη περίπτωση δημιουργείται μια τέτοια μετάβαση αν δεν έχουν τεθεί κάποιοι συγκεκριμένοι όροι ή αν δεν πληρείται κανένας από τους όρους που έχουν τεθεί. Προκειμένου η γραφή του κώδικα να είναι πιο εύκολη για να οριστούν οι τύποι των καταστάσεων και των μεταβάσεων, μπορούν να δημιουργηθούν ακολουθίες εντολών (macros) με συγκεκριμένα ονόματα.

Ορισμός Κόμβου: Ένας κόμβος είναι ένα συστατικό του δικτύου το οποίο μπορεί να αποστέλλει να λαμβάνει ή/και να επεξεργάζεται δεδομένα. Ένας τυπικός κόμβος μπορεί να διαθέτει ένα αριθμό λειτουργιών, όπως είναι δημιουργία, εκπομπή, λήψη και επεξεργασία δεδομένων. Προκειμένου να δημιουργηθεί ένας κόμβος στο OPNet πρέπει να χρησιμοποιηθούν διάφορες διεργασίες οι οποίες όταν συνδεθούν και συνδυαστούν μεταξύ τους, θα αποτελούν και τις λειτουργίες του κόμβου. Η δημιουργία ενός μοντέλου ενός κόμβου γίνεται στον επεξεργαστή κόμβων (Node Editor). Το εργαλείο αυτό περιέχει ένα αριθμό προκαθορισμένων διεργασιών (π.χ. παραγωγούς πακέτων, δέκτες κ.α.) για να διευκολύνει στην δημιουργία συχνά χρησιμοποιούμενων κόμβων, αλλά υπάρχει η δυνατότητα να δημιουργηθούν επιπλέον διεργασίες από το χρήστη (με τον Process Editor).

Ορισμός Δικτύου: Ο ορισμός ενός δικτύου είναι ανάλογος με τον ορισμό ενός κόμβου. Το πρώτο βήμα είναι να ξεκινήσουμε από το χαμηλότερο υποδίκτυο και να προχωρήσουμε προς τα πάνω. Κατόπιν επιλέγουμε ένα υποδίκτυο στο οποίο μπορούμε να εισάγουμε κόμβους ή άλλα υποδίκτυα. Οι κόμβοι στο δίκτυο συνδέονται μεταξύ τους με κάποιο σύνδεσμο. Οι κόμβοι και οι συνδέσεις τους έχουν κάποια χαρακτηριστικά τα οποία πρέπει να οριστούν για να καθοριστεί ο τύπος του κόμβου ή της σύνδεσης.

Το OPNet είναι μια εμπορική εφαρμογή που διαθέτει ένα ισχυρό γραφικό περιβάλλον για τη δημιουργία, έλεγχο και ανάλυση προσομοιώσεων. Μπορεί να ειπωθεί ότι υπερέρχει των άλλων εργαλείων προσομοίωσης στο θέμα αυτό. Επίσης πάλι με τη χρήση του OPNet γίνεται προσομοίωση ενός ασύρματου αυτό-οργανωμένου δικτύου αισθητήρων .

3.3.7 Ο προσομοιωτής WinneuRFon

Το WinneuRFon είναι ένα εργαλείο προσομοίωσης για συσκευές neuRFon (δίκτυα NeuRFon σε δίκτυα πολλαπλών αλμάτων (multi-hop) που κάνουν χρήση του κατανεμημένου πρωτοκόλλου Mediation Device (MD). Ο λόγος δημιουργίας του εξομοιωτή είναι η παρακολούθηση της συμπεριφοράς και της απόδοσης του κατανεμημένου πρωτοκόλλου MD σε μεγάλης κλίμακας δίκτυα συσκευών neuRFon. Άλλα εργαλεία όπως το OPNET προσφέρουν μικρή πληροφορία και δεν έχουν τη δυνατότητα λεπτομερούς προσομοίωσης. Το WinneuRFon (Version 1.0) εργαλείο προσομοίωσης δημιουργήθηκε αποκλειστικά για την προσομοίωση των neuRFon δικτύων, και χρησιμοποιεί μια τοπολογία δέντρου και το κατανεμημένο MD πρωτόκολλο.

Χαρακτηριστικά του συστήματος: Το σύστημα προσομοίωσης δέχεται σαν εισόδους πληροφορίες του δικτύου, δηλαδή τη φυσική περιοχή του δικτύου, πληροφορίες για τις συσκευές του δικτύου, τις περιόδους εκπομπής και λήψης κάθε κόμβου, την ακτίνα δράσης κάθε συσκευής και τον μέσο αριθμό των μηνυμάτων ανά ώρα για κάθε συσκευή. Άλλες πληροφορίες αφορούν το πρωτόκολλο MD και την προσομοίωση. Λαμβάνοντας αυτές τις εισόδους το σύστημα προσομοίωσης μπορεί να δώσει

αποτελέσματα για το χρόνο άφιξης κάθε μηνύματος τον κόμβο προέλευσης, καθώς και το μονοπάτι που διέσχισε κάθε μήνυμα. Επίσης μπορεί να δώσει στατιστικά στοιχεία για το μέσο χρόνο μετάδοσης όλων των παραδομένων μηνυμάτων συνολικά και ανά επίπεδο προέλευσης. Επίσης δίνονται πληροφορίες για το ποσοστό των μηνυμάτων που παραδόθηκαν συνολικά και ανά επίπεδο προέλευσης. Όσον αφορά στους κόμβους και στο MD πρωτόκολλο έχουμε τον αριθμό των μηνυμάτων που εξυπηρετήθηκαν από το MD πρωτόκολλο σε κάθε κύκλο λειτουργίας του καθώς και τον αριθμό των μηνυμάτων που παράχθηκαν και αναμεταδόθηκαν από κάθε κόμβο. Δίνονται και στατιστικά στοιχεία για το μέσο χρόνο λειτουργίας κάθε κόμβου συνολικά και ανά επίπεδο καθώς και για το μέσο αριθμό των αναμεταδιδόμενων μηνυμάτων ανά κόμβο συνολικά και ανά επίπεδο.

Το WinneuRFon παρέχει τα εξής χαρακτηριστικά :

- α) ένα φιλικό γραφικό περιβάλλον για την είσοδο όλων των πληροφοριών της προσομοίωσης.
- β) μια γραφική αναπαράσταση της διαδικασίας προσομοίωσης που επιτρέπει στους χρήστες να παρακολουθήσουν την συμπεριφορά του δικτύου.
- γ) έξοδο σε αρχεία κειμένου, για στοιχεία και πληροφορίες για τα μηνύματα και τις συσκευές κάθε προσομοιωμένης διαδικασίας.
- δ) Παράγει σε αρχεία κειμένου, στατιστικά στοιχεία για συγκεκριμένο αριθμό προσομοιώσεων ώστε να μπορεί να γίνει κάποια συγκριτική μελέτη.
- ε) όλα τα στατιστικά δεδομένα μπορούν εύκολα να εξαχθούν και να αναπαραχθούν στο Excel.

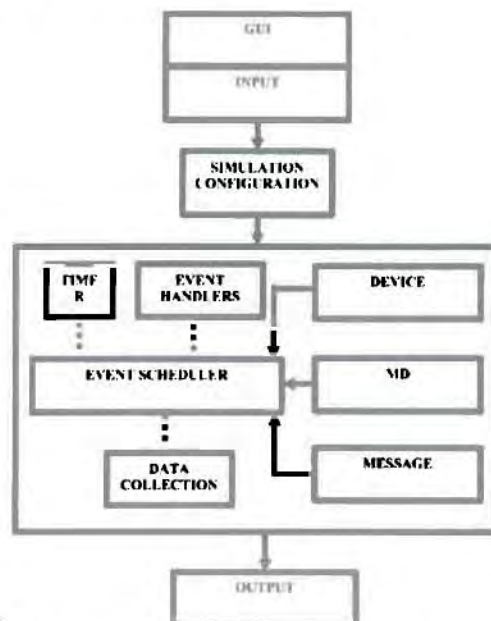
Η τρέχουσα έκδοση λειτουργεί σε λειτουργικό σύστημα Windows. Προσομοιώνει την συμπεριφορά παράδοσης των μηνυμάτων με χρήση του καταναμημένου MD πρωτοκόλλου σε ένα δίκτυο δέντρου, που σχηματίζεται από συσκευές με συγκεκριμένες παραμέτρους. Επιτρέπει στο χρήστη να διαλέξει μεταξύ μιας γραφικής ή όχι προσομοίωσης (στη 2^η περίπτωση η προσομοίωση εκτελείται ταχύτερα).

Η γραφική αναπαράσταση της προσομοίωσης δείχνει τα ακόλουθα :

- την τοπολογία δέντρου του δικτύου.
- το συμβάν της λήψης MD.
- το συμβάν της αίτησης επικοινωνίας κάθε συσκευής όταν υπάρχει μια συσκευή MD στην ακτίνα δράσης.
- το συμβάν του ερωτήματος κάθε συσκευής όταν υπάρχει μια συσκευή MD στην ακτίνα δράσης.
- το

των
έχει

την
των



συμβάν της παράδοσης μηνύματος μεταξύ συσκευών αφού επιτευχθεί ο συγχρονισμός μεταξύ τους με τη βοήθεια της MD συσκευής. κατάσταση αύξησης της ουράς αναμονής μηνυμάτων σε μια συσκευή.

Το WinneuRFon υλοποιήθηκε σε C++ και έχει τα εξής συστατικά (modules) (εικόνα) :

- Εισόδου.
- Εξόδου.
- Σχηματισμού δέντρου.
- Πρωτοκόλλου.
- Παραγωγής/ χειρισμού/ διαχείρισης συμβάντων.
- Συλλογής δεδομένων.
- Γραφικού περιβάλλοντος και αναπαράστασης.

Το WinneuRFon λειτουργεί με τη χρήση συμβάντων που παρέχει πολλές δυνατότητες. Είναι λοιπόν δυνατόν να προσομοιωθούν και άλλα πρωτόκολλα αν προστεθούν καινούρια συμβάντα και προγραμματιστούν κάποιες νέες διαδικασίες για το χειρισμό τους.

Παραδοχές του συστήματος: Προκειμένου να λειτουργήσει το σύστημα προσομοίωσης γίνονται κάποιες παραδοχές :

α) Δεν εκτελείται η διαδικασία σχηματισμού του δικτύου μιας και η τρέχουσα έκδοση εστιάζει στην απόδοση του κατανεμημένου MD πρωτοκόλλου. Όλοι οι κόμβοι στο δίκτυο ενώνονται μεταξύ τους λαμβάνοντας υπόψη τον αριθμό, την θέση και την ακτίνα με τον βασικό περιορισμό ότι ο κάθε κόμβος επιλέγει ως γονέα του τον κοντινότερο σε απόσταση κόμβο.

β) Κάθε κόμβος έχει άπειρη προσωρινή μνήμη στην ουρά αναμονής των μηνυμάτων. Κανένα μήνυμα δεν χάνεται.

γ) Αν έχουμε πολλαπλές αιτήσεις για επικοινωνία προς μια συσκευή σε μια περίοδο MD, απαιτείται μόνο μία επικοινωνία μεταξύ της MD συσκευής και του κόμβου προορισμού προκειμένου να ειδοποιηθεί ο αποδέκτης για όλα τα διαστήματα επικοινωνίας με τον κάθε αποστολέα. Κατόπιν όλες οι επικοινωνίες προσομοιώνονται με τη σειρά της ακολουθίας RTS των αποστολέων.

δ) Αν ένας κόμβος στη διάρκεια της MD περιόδου χρειάζεται να στείλει και να λάβει μηνύματα, μόνο το πρώτο μπορεί να συμβεί.

ε) Μόνο μία συσκευή MD μπορεί να βρίσκεται στην ακτίνα κάθε κόμβου κάθε χρονική στιγμή. Δεν εξομοιώνεται ο φάρος παραγωγής σημάτων προειδοποίησης όπως στην πραγματικότητα για την αποφυγή πολλαπλών συσκευών MD.

στ) Κάθε επικοινωνία γίνεται σε μία περίοδο εκπομπής/λήψης χωρίς να λαμβάνεται υπόψη η μορφή και το μέγεθος των μηνυμάτων.

ζ) Ο συγχρονισμός μεταξύ των κόμβων είναι ιδεατός κάτι που δεν συμβαίνει στην πραγματικότητα.

Το WinneuRFon, στην 1^η έκδοση του, παρουσιάζει πολλές ελλείψεις και παραδοχές, μπορεί όμως να δώσει μια καθαρή εικόνα του τρόπου λειτουργίας του κατανεμημένου MD πρωτοκόλλου σε μια τοπολογία δέντρου. Αλλάζοντας τα δεδομένα εισόδου και συγκρίνοντας τα αποτελέσματα υπάρχει δυνατότητα εξαγωγής συμπερασμάτων για την απόδοση του πρωτοκόλλου σε διαφορετικές καταστάσεις. Όπως αναφέρθηκε και στην εισαγωγή της παραγράφου, δημιουργήθηκε αποκλειστικά για την προσομοίωση δικτύων με neuRFon συσκευές που κάνουν χρήση του κατανεμημένου MD πρωτοκόλλου. Το σύστημα προσομοίωσης είναι ακόμα σε αρχικό στάδιο και πρέπει αν συμπληρωθούν κάποιες ελλείψεις του .

3.3.8 Σύγκριση Εξομοιωτών

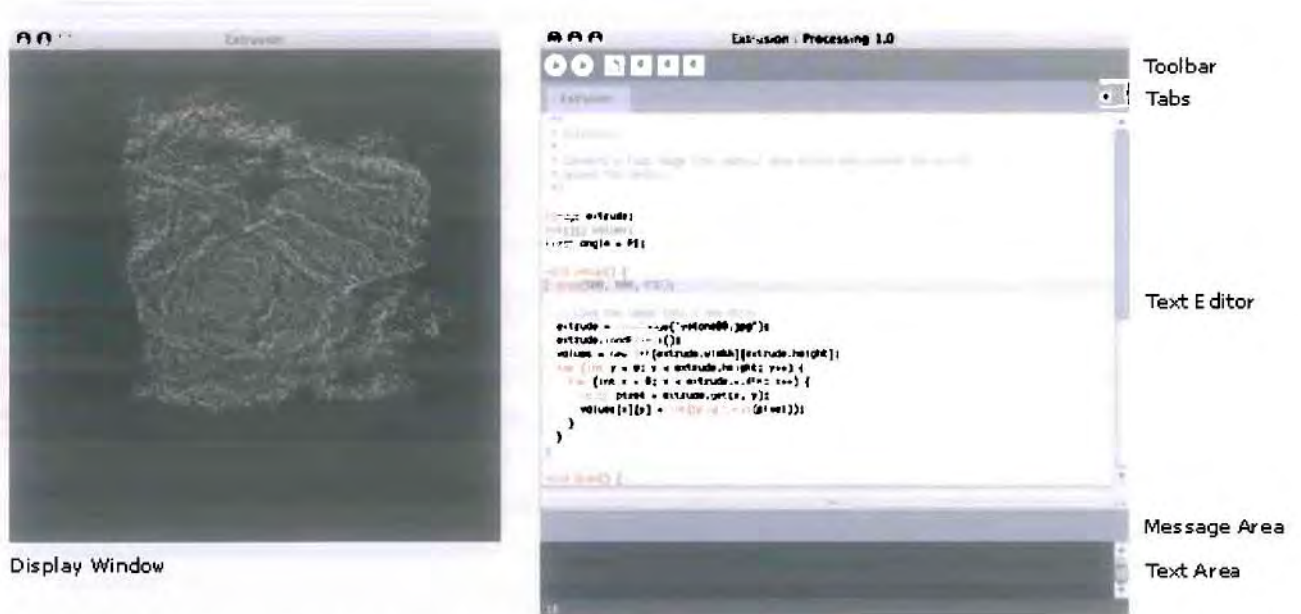
Τα περιβάλλοντα προσομοίωσης που αναπτύχθηκαν στο κεφάλαιο αυτό αποτελούν χαρακτηριστικά δείγματα συστημάτων προσομοίωσης για δίκτυα αισθητήρων. Μπορούμε αυθαίρετα να κατηγοριοποιηθούν σε 2 ομάδες. Αυτά που απευθύνονται γενικά σε δίκτυα όπως το GloMoSim και το OPNet, και σε αυτά που αφορούν ειδικότερα τα δίκτυα αισθητήρων. Στην 2^η ομάδα ανήκουν τα υπόλοιπα, τα οποία μπορούν να διαχωριστούν και αυτά με τη σειρά τους σε υποκατηγορίες. Έτσι τα TOSSIM, VMNet και ATEMU εξομοιώνουν δίκτυα αισθητήρων TinyOS, με τα δύο τελευταία να είναι περισσότερο εξομοιωτές για πλατφόρμες υλικού MICA2 (με δυνατότητα όμως εξομοίωσης και άλλων πλατφόρμων). Τα J-sim, NS-2, SensorSim και NCTUns 2.0 είναι συστήματα προσομοίωσης για δίκτυα αισθητήρων χωρίς ιδιαίτερο προσανατολισμό σε κάποιο σύστημα ή περιβάλλον αισθητήρων έχοντας και δυνατότητα εξομοίωσης (ή υβριδικής προσομοίωσης). Το WinneuRFon διαχωρίζεται από τα υπόλοιπα γιατί αναφέρεται σε μια ειδική κατηγορία δικτύων αισθητήρων που βασίζεται σε νευρωνικά δίκτυα. Γενικά τα συστήματα προσομοίωσης που αναπτύχθηκαν στις προηγούμενες παραγράφους συγκρίνονται όσον αφορά στη δυνατότητα επέκτασης τους με την προσθήκη νέων συστατικών (modules), την υποστήριξη πρωτοκόλλων που χρησιμοποιούνται στα ασύρματα δίκτυα αισθητήρων, καθώς και την υποστήριξη μοντέλων κινητικότητας, και μοντέλων υπολογισμού, της καταναλισκόμενης ενέργειας. Το TOSSIM δημιουργήθηκε για την προσομοίωση συστημάτων τα οποία χρησιμοποιούν το TinyOS ως λειτουργικό σύστημα. Αυτό είναι θετικό από την άποψη ότι μπορεί να αναπαραστήσει με περισσότερη λεπτομέρεια και αξιοπιστία το συγκεκριμένο δίκτυο αισθητήρων. Έτσι μπορεί να εκτελέσει τον κώδικα που εκτελείται στα motes απ' ευθείας χωρίς κάποια τροποποίηση. Πλεονεκτήματα είναι η υποστήριξη προσθήκης νέων συστατικών (modules), η δυνατότητα που αναφέρθηκε πριν (εκτέλεση του ίδιου κώδικα χωρίς compilation) και η υποστήριξη μεγάλου πλήθους αισθητήρων. Όσον αφορά την υποστήριξη των πρωτοκόλλων εφόσον το ίδιο υποστηρίζει μόνο ένα σύστημα προσφέρει αρκετή υποστήριξη. Στην βιβλιογραφία δεν αναφέρεται το θέμα της κινητικότητας που είναι πολύ σημαντικό στα δίκτυα των αισθητήρων. Τέλος ως βασικό αρνητικό στοιχείο είναι η μη υποστήριξη κάποιου μοντέλου υπολογισμού της καταναλισκόμενης ενέργειας. Σε σύγκριση με το ns-2 το οποίο είναι ένα από τα κυρίαρχα συστήματα προσομοιώσεων προσφέρει περισσότερη ευκολία αφού χρησιμοποιεί μόνο μια γλώσσα προγραμματισμού (αυτή που χρησιμοποιείται και στο TinyOS). Επίσης το ns-2 δεν προσομοιώνει την συμπεριφορά των εφαρμογών και την αλληλεπίδραση τους με τα πρωτόκολλα του δικτύου, κάτι που κάνει το TOSSIM. Τα αντίστοιχα 2 συστήματα σε αυτή την ομάδα, το VMNet και το ATEMU, είναι περισσότερο συστήματα εξομοίωσης παρά προσομοίωσης. Και τα δύο σχεδιάστηκαν για να

χρησιμοποιηθούν με την πλατφόρμα υλικού MICA2 συνεπώς είναι περιορισμένα συστήματα. Βέβαια η αρχιτεκτονική που χρησιμοποιούν είναι ανοικτή και επεκτάσιμη και μπορεί κάποιος χρήστης να δημιουργήσει και τροποποιήσει υπάρχοντα συστατικά για να προσομοιώσει άλλες πλατφόρμες υλικού. Το γεγονός ότι εξομοιώνουν τα δίκτυα αισθητήρων προσφέρει το πλεονέκτημα χρήσης του ίδιου κώδικα που χρησιμοποιούν και οι πραγματικοί κόμβοι, χωρίς τροποποιήσεις. Αν και λειτουργούν στο ίδιο λειτουργικό (TinyOS) όπως και το TOSSIM προσφέρουν μεγαλύτερη ακρίβεια στην εξομοίωση του επεξεργαστή του κόμβου. Αυτό βέβαια γίνεται με την χρήση μεγάλης επεξεργαστικής ισχύος και μνήμης, όπως επίσης και μεγάλο χρόνο εξομοίωσης. Παρόλα αυτά προσφέρουν σε βάθος λεπτομέρεια στην εξομοίωση της πλατφόρμας υλικού MICA2. Κανένα από τα δύο δεν αναφέρει υποστήριξη κινητικότητας ενώ μόνο το VMNet εξετάζει το θέμα της ενέργειας, χωρίς όμως να χρησιμοποιεί κάποιο συγκεκριμένο μοντέλο (ελέγχει την κατανάλωση της ενέργειας στις διάφορες καταστάσεις λειτουργίας του κόμβου). Το WinneuRFon αναπτύχθηκε αποκλειστικά για συσκευές neuRFon σε μεγάλα δίκτυα αισθητήρων. Σε αυτά τα δίκτυα αναπαριστά λεπτομερώς τη συμπεριφορά τους, αλλά δυστυχώς οι βιβλιογραφικές αναφορές δεν κάνουν λόγο για υποστήριξη μοντέλων κινητικότητας και καταναλισκόμενης ενέργειας. Επιπλέον υποστηρίζει μόνο ένα πρωτόκολλο και μια τοπολογία. Τα υπόλοιπα περιβάλλοντα (J-sim, NS-2, SensorSim και NCTUns) έχουν σχεδιαστεί για δίκτυα αισθητήρων. Όλα έχουν την δυνατότητα εξομοίωσης (ή υβριδικής προσομοίωσης) ενώ όλα πλην του NCTUns που δεν αναφέρει κάτι συγκεκριμένο για το θέμα τα υπόλοιπα υποστηρίζουν μοντέλα υπολογισμού καταναλισκόμενης ενέργειας. Όσον αφορά το θέμα της κινητικότητας τα j-sim και ns-2 παρέχουν μοντέλα για την υποστήριξη της ενώ τα άλλα 2 δεν αναφέρουν κάτι συγκεκριμένο. Βέβαια πρέπει να σημειωθεί ότι το SensorSim σαν σύστημα προσομοίωσης έχει σταματήσει να υποστηρίζεται και να αναπτύσσεται πλην από μία μεμονωμένη προσπάθεια. Στο θέμα ανάπτυξης και επεκτασιμότητας όλα προσφέρουν την δυνατότητα προθήκης νέων συστατικών (modules) και όλα υποστηρίζουν μεγάλο αριθμό αισθητήρων. Τα πρωτόκολλα που υποστηρίζουν είναι αρκετά με την δυνατότητα προσθήκης και άλλων. Βέβαια αυτά που αναφέρεται ότι υποστηρίζουν δεν είναι τα ίδια με όσα αναφέρθηκαν στο κεφάλαιο 4 του παρόντος. Ένα άλλο βασικό θέμα είναι αυτό της δοκιμής και χρήσης των αλγορίθμων στην προσομοίωση και στην πραγματικότητα. Σε αυτό τον τομέα το NCTUns μαζί με το J-sim είναι τα κορυφαία ακολουθούμενα από τα άλλα δύο. Κάνοντας μια αυθαίρετη σύγκριση μπορεί να θεωρηθεί ότι το NCTUns μαζί με το J-sim είναι τα καλύτερα από όλα τα συγκρινόμενα περιβάλλοντα ακολουθούμενα από το ns-2. Το SensorSim δεν μπορεί να καταταχτεί γιατί πλέον έχει εγκαταλειφθεί. Η υποστήριξη (βιβλιογραφία, ευρύτητα διάδοσης) των J-sim, NCTUns και ns-2 είναι επαρκής με καλύτερο το πρώτο και το τρίτο. Από την άλλη το NCTUns προσφέρει ένα πολύ ισχυρότερο γραφικό περιβάλλον και ευκολία χρήσης. Επίσης σε θέματα υπολογιστικών πόρων απαιτεί τους λιγότερους από τα άλλα 2 συστήματα.

3.4 Οπτικοποίηση εφαρμογών μέσω του περιβάλλοντος Processing 1.0.6



Το Processing 1.0.6 αποτελεί ένα από τα πιο σύγχρονα λογισμικά οπτικοποίησης με βάση μια java-like γλώσσα. Έχει υψηλή διαλειτουργικότητα με άλλα συστήματα και λογισμικά πακέτα και γι' αυτό αξιοποιείται σε ποικίλα προγράμματα.



Εικόνα 17 το προγραμματιστικό περιβάλλον του Processing 1.0.6

3.4.1 Η γλώσσα processing και οι δυνατότητες εφαρμογών

Η γλώσσα του Processing (**Processing**) διανθίζεται από μία πληθώρα εντολών και μεθόδων που βοηθούν στην ευχρηστία της οπτικοποίησης καθώς επίσης δημιουργούν ένα περιβάλλον φιλικό προς το χρήστη και ανοιχτό σε προγραμματιστικές αλλαγές χάρη στις βιβλιοθήκες που παρέχει.

Στην ανάπτυξη του συστήματος ασύρματων αισθητήρων συνδέσαμε το περιβάλλον του Processing με αυτό του Sentilla και του Eclipse εισάγοντας τις βιβλιοθήκες στις εφαρμογές πελάτη των άλλων δύο.



Εικόνα 18 Σύνδεση Processing 1.0.6 με Eclipse και Sentinel Perk.



Εικόνα 19 Παράδειγμα υλοποίησης οπτικοποίησης μέσω του Processing.

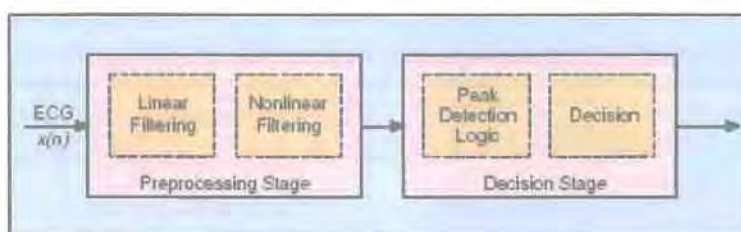
3.5 Επιλογή και Υλοποίηση Αλγορίθμου Αναγνώρισης Συμπλέγματος QRS

Το σύμπλεγμα QRS είναι η πιο χαρακτηριστική κυματομορφή μέσα στο ηλεκτροκαρδιογράφημα (ΗΚΓ). Καθώς αντιπροσωπεύει την ηλεκτρική δραστηριότητα της καρδιάς κατά τη συστολή των κοιλιών, ο χρόνος εμφάνισής του

καθώς και το σχήμα του παρέχουν πολλές και σημαντικές πληροφορίες για την κατάσταση της καρδιάς. Λόγω του χαρακτηριστικού του σχήματος αποτελεί τη βάση για τον αυτοματοποιημένο προσδιορισμό του ρυθμού της καρδιάς, είναι σημείο αναφοράς για την κατηγοριοποίηση του καρδιακού κύκλου και, πολλές φορές, χρησιμοποιείται στην δημιουργία αλγορίθμων συμπίεσης των δεδομένων του ΗΚΓ. Με αυτή την έννοια, το σύμπλεγμα QRS παρέχει τους βασικούς άξονες για σχεδόν όλους τους αυτοματοποιημένους αλγόριθμους ανάλυσης του ΗΚΓ. Το λογισμικό της ανίχνευσης του QRS αποτελεί πεδίο έρευνας για περισσότερα από 30 χρόνια. Η εξέλιξη των αλγορίθμων αυτών αντικατοπτρίζει ξεκάθαρα τις μεγάλες προόδους στην τεχνολογία των υπολογιστών. Παλαιότερα, το υπολογιστικό φορτίο ήταν αυτό που καθόριζε την πολυπλοκότητα και, κατά συνέπεια, την απόδοση του αλγόριθμου. Σήμερα, ωστόσο, ο βασικός στόχος είναι η υπολογιστική απόδοση. Το υπολογιστικό φορτίο γίνεται όλο και πιο ασήμαντο. Η μόνη, ίσως, εξαίρεση στην τάση αυτή είναι η ανάπτυξη αλγορίθμων ανίχνευσης QRS για συσκευές με λειτουργία μπαταρίας.

Μέσα στην τελευταία δεκαετία έχουν προταθεί πολλές νέες προσεγγίσεις στην ανίχνευση QRS. Για παράδειγμα, αλγόριθμοι από το πεδίο των τεχνητών νευρωνικών δικτύων, γενετικοί αλγόριθμοι, μετασχηματισμοί κυματομορφής, τράπεζες φίλτρων καθώς και μέθοδοι αυτοεκμάθησης, βασιζόμενες, κυρίως, σε μη γραμμικούς μετασχηματισμούς. Η γρήγορη ανάπτυξη ισχυρών μικροϋπολογιστών είχε ως αποτέλεσμα την εκτεταμένη εφαρμογή λογισμικού αλγορίθμων ανίχνευσης QRS σε καρδιολογικές συσκευές. Τα τελευταία 35 χρόνια, το λογισμικό ανίχνευσης QRS αντικαθιστά όλο και περισσότερες συσκευές ανίχνευσης QRS.

Ήδη από τα πρώτα χρόνια της αυτοματοποιημένης ανίχνευσης QRS, είχε αναπτυχθεί μια αλγοριθμική δομή, η οποία ακολουθείται και σήμερα σε πολλούς αλγορίθμους. Όπως φαίνεται στο σχήμα, χωρίζεται σε δύο στάδια. Το πρώτο στάδιο είναι αυτό της προεπεξεργασίας και της εξαγωγής χαρακτηριστικών τιμών χρησιμοποιώντας τόσο γραμμικά όσο και μη γραμμικά φίλτρα. Το δεύτερο, το στάδιο της απόφασης, είναι αυτό της ανίχνευσης των αιχμών και της λογικής της απόφασης. Πολλές φορές, προστίθεται και ένα ακόμη στάδιο επεξεργασίας για τον ακριβή προσδιορισμό και το χρονικό εντοπισμό του πιθανού QRS. Στη συνέχεια γίνεται παρουσίαση και διαχωρισμός των διαφόρων αλγορίθμων, με ιδιαίτερη προσοχή στα στάδια προεπεξεργασίας τους, διότι τα κυρίως στάδια επεξεργασίας βασίζονται κυρίως στην αυτοεκμάθηση και εξαρτώνται από τα αποτελέσματα της προεπεξεργασίας.



2. Common structure of the QRS detectors.

Εικόνα 20 Τυπική δομή αλγορίθμων ανίχνευσης QRS

3.5.1 Προσεγγίσεις βασισμένες στις παραγώγους και σε ψηφιακά φίλτρα

Οι τυπικές τιμές συχνοτήτων ενός συμπλέγματος QRS κυμαίνονται περίπου από 10 ως 25 Hz. Κατά συνέπεια, όλοι οι αλγόριθμοι ανίχνευσης QRS χρησιμοποιούν

ένα στάδιο φιλτραρίσματος πριν από την πραγματική ανίχνευση, με σκοπό να μετριασθούν άλλα στοιχεία και παρεμβολές (artifacts) του σήματος όπως τα επάρματα P και T, η μετατόπιση του σήματος (baseline drift) και ο θόρυβος που περικλείει (incoupling noise). Ενόσω η μείωση της παρεμβολής των επαρμάτων P και T καθώς και της μετατόπισης απαιτούν υψιπερατά φίλτρα, ο περιορισμός του θορύβου επιτυγχάνεται, συνήθως, με την εφαρμογή βαθυπερατού φίλτρου. Ο συνδυασμός των δύο οδηγεί στην αποτελεσματική εφαρμογή ενός ζωνοπερατού φίλτρου, στην περίπτωση μας με συχνότητες αποκοπής περίπου 10 και 25 Hz. Σε πολλούς αλγόριθμους το βαθυπερατό και το υψιπερατό φίλτρο εφαρμόζονται χωριστά. Κάποιοι αλγόριθμοι χρησιμοποιούν μόνο το υψιπερατό φίλτρο. Στη συνέχεια, τα φιλτραρισμένα σήματα χρησιμοποιούνται για τη δημιουργία ενός χαρακτηριστικού σήματος, στο οποίο η ανίχνευση του συμπλέγματος QRS πραγματοποιείται συγκρίνοντας το χαρακτηριστικό αυτό σήμα με κάποια σταθερά ή προσαρμοζόμενα κατώφλια τιμών. Σχεδόν όλοι οι αλγόριθμοι χρησιμοποιούν επιπλέον κριτήρια επιλογής για την αποφυγή λανθασμένων ανιχνεύσεων.

Το υψιπερατό φίλτρο συχνά υλοποιείται σαν διαφοριστής, και ιδιαίτερα στους παλαιότερους αλγόριθμους. Το στοιχείο αυτό καταδεικνύει την σημασία της απότομης κλίσης του συμπλέγματος QRS στη διαδικασία ανίχνευσής του.

Η ανίχνευση ενός συμπλέγματος επιτυγχάνεται συγκρίνοντας το φιλτραρισμένο σήμα με ένα κατώφλι πλάτους. Συνήθως, τα επίπεδα κατωφλίου υπολογίζονται σε συνάρτηση με το σήμα, έτσι ώστε αν είναι δυνατή η προσαρμογή του σε αλλαγές των χαρακτηριστικών του σήματος. Η λογική της ανίχνευσης των κορυφών του σήματος ολοκληρώνεται με την εφαρμογή επιπλέον κριτηρίων επιλογής, με σκοπό τη μείωση των λανθασμένων ανιχνεύσεων. Τέτοια κριτήρια συνήθως επιβάλλουν περιορισμούς στη διάρκεια και τη μορφή του σήματος ή εφαρμόζουν δευτερεύοντα κατώφλια για να αποκλείσουν τμήματα εκτός του QRS του ΗΚΓ που έχουν, όμως, παρόμοια χαρακτηριστικά.

3.5.2 Προσεγγίσεις με νευρωνικά δίκτυα

Τα τεχνητά νευρωνικά δίκτυα έχουν ευρύ φάσμα εφαρμογών στη μη γραμμική επεξεργασία σήματος, στην κατάταξη και στην οπτικοποίηση. Σε πολλές εφαρμογές έχει αποδειχθεί ότι η απόδοσή τους είναι σαφώς ανώτερη των κλασικών γραμμικών προσεγγίσεων.

Στην επεξεργασία του σήματος του ΗΚΓ χρησιμοποιούνται κυρίως τα δίκτυα multiplayer perceptron (MLP), radial basis function (RBF) και learning vector quantization (LVQ). Το δίκτυο MLP αποτελείται από αρκετά στρώματα διασυνδεδεμένων νευρώνων, όπου ο κάθε νευρώνας αντιπροσωπεύει μια συνάρτηση επεξεργασίας

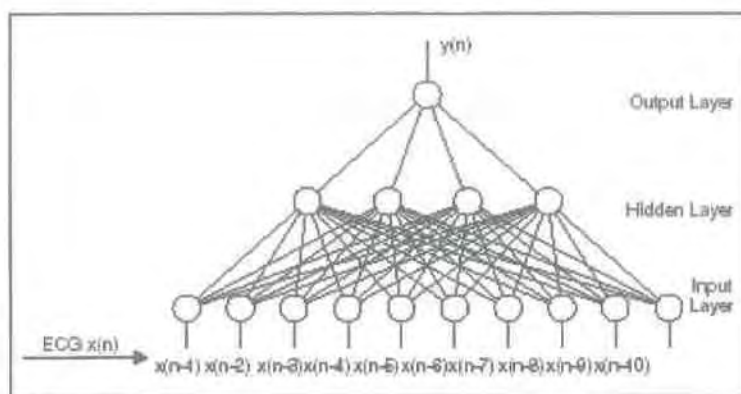


$$y = f\left(w_0 + \sum_{i=1}^n w_i x_i\right)$$

με w_i το συντελεστή βάρους που αντιστοιχεί στην είσοδο x_i και $f()$ μια γραμμική ή μη γραμμική συνάρτηση. Στην περίπτωση μη γραμμικής συνάρτησης, η $f()$ ορίζεται συχνά ως η λογιστική συνάρτηση $f(n) = 1/(1+e^{-u})$ ή $f(n) = \tanh(u)$. Τα δίκτυα RBF είναι μια υλοποίηση της συνάρτησης

$$v(n) = \sum_{i=1}^N w_i \exp\left(-\frac{\|x(n) - \bar{c}_i\|^2}{\sigma_i}\right)$$

όπου $x(n)$ είναι ένα διάνυσμα δεδομένων εισόδου. Ο αριθμός N των νευρώνων, οι συντελεστές w_i , τα κεντρικά διανύσματα \bar{c}_i και οι τυπικές αποκλίσεις σ_i είναι όλες παράμετροι του συστήματος. Η εκθετική συνάρτηση μπορεί να αντικατασταθεί από άλλες συναρτήσεις, όπως κυματομορφές. Τα δίκτυα RBF είναι στενά συνδεδεμένα με τις μεθόδους της ασαφούς λογικής (fuzzy logic). Το πλεονέκτημα των δικτύων RBF έναντι των MLP είναι ότι, όπως και στην ασαφή λογική, υπάρχει η πιθανότητα ερμηνείας των παραμέτρων. Αυτό καθιστά τα αποτελέσματα πιο προβλέψιμα και, συνεπώς, πιο αξιόπιστα.



6. Multilayer perception.

Εικόνα 21 Δομή Νευρωνικού δικτύου

Το δίκτυο LVQ αποτελείται από ένα στρώμα εισόδου (input), ένα ανταγωνιστικό στρώμα (competitive) και ένα γραμμικό στρώμα (linear). Το ανταγωνιστικό στρώμα μαθαίνει αυτόματα να κατηγοριοποιεί τα διανύσματα εισόδου σε υποκατηγορίες, με το μέγιστο αριθμό τους N να ισούται με τον αριθμό των νευρώνων του στρώματος. Εδώ, η κατάταξη επιτυγχάνεται με βάση την Ευκλείδεια απόσταση μεταξύ του διανύσματος εισόδου και του διανύσματος βάρους καθενός από τους νευρώνες. Τελικά, το γραμμικό στρώμα συνδυάζει τις υποκατηγορίες του πρώτου στρώματος στις τελικές κατηγορίες που έχουν οριστεί από το χρήστη. Για την επίτευξη της εργασίας που απαιτεί η εκάστοτε εφαρμογή (για παράδειγμα κατάταξη ή προσέγγιση), οι παράμετροι του συστήματος πρέπει να εκπαιδεύονται. Τα δίκτυα MLP και BRF εκπαιδεύονται από επιβλεπόμενους αλγόριθμους εκμάθησης, ενώ τα LVQ δίκτυα προσαρμόζονται με μη επιβλεπόμενο τρόπο.

3.5.3 Λοιπές Προσεγγίσεις

Τα μοντέλα Hidden Markov Models: Τα HMMs μοντέλα διαμορφώνουν την ακολουθία στοιχείων με χρήση μιας συνάρτησης πιθανότητας σύμφωνα με την κατάσταση της Markov αλυσίδας. Με τη βοήθεια της Markov αλυσίδας τα δομικά χαρακτηριστικά της διαδικασίας συντηρούνται, ενώ οι παράμετροι της συνάρτησης

πυκνότητας πιθανότητας μετράνε για τις ποικίλες στατιστικές ιδιότητες των παρατηρηθέντων στοιχείων. Ο στόχος του αλγορίθμου είναι να συμπεράνει την ελλοχεύουσα κατάσταση της ακολουθίας από το παρατηρηθέν σήμα. Στην περίπτωση των σημάτων ΗΚΓ, πιθανές καταστάσεις είναι το P-έπαρμα, το QRS και το T-έπαρμα. Το πλεονέκτημα αυτής της μεθόδου ανίχνευσης είναι ότι όχι μόνο το σύμπλεγμα QRS καθορίζεται, αλλά και τα P- και T-επάσματα. Τα προβλήματα της μεθόδου περιλαμβάνουν μια απαραίτητη και μη- αυτοματοποιημένη, αλλά χειρωνακτική κατάτμηση του αρχείου πριν από την ανάλυσή του και τη σημαντικού βαθμού υπολογιστική πολυπλοκότητα ακόμα και όταν εφαρμόζεται ο υπολογιστικά αποδοτικός αλγόριθμος Viterby.

Συντακτικές μέθοδοι: Το σήμα που πρόκειται να αναλυθεί με συντακτική μέθοδο θεωρείται μια αλληλουχία από πρότυπα γλωσσολογικά σχήματα, όπως strings. Χρησιμοποιώντας μια γραμματική, αυτή η απεικόνιση των strings αναλύεται γραμματικά κωδικοποιώντας μια πατέντα αναζήτησης. Έτσι, ένας συντακτικός αλγόριθμος χρειάζεται τον ορισμό των πρότυπων γλωσσολογικών σχημάτων, μια κατάλληλη γλωσσολογική απεικόνιση (αλφάβητο) των πρότυπων αυτών σχημάτων και μια διατύπωση της πρότυπης γραμματικής.

Στην επεξεργασία ΗΚΓ σημάτων, το σήμα χωρίζεται σε μικρά τμήματα μεταβλητού ή σταθερού μήκους. Κάθε τμήμα, έπειτα, απεικονίζεται με μια αρχική και μια κωδικοποιημένη χρησιμοποίηση του προκαθορισμένου αλφάβητου. Λόγω της υπολογιστικής αποδοτικότητας, οι περισσότεροι αλγόριθμοι χρησιμοποιούν τμήματα γραμμών ως πρότυπα για την απεικόνιση των σημάτων. Μάλιστα, αυτό το σύνολο των πρότυπων γραμμών εκτείνεται έτσι ώστε να συμπεριλαμβάνει και κορυφές, παραβολικές καμπύλες και επιπρόσθετες ιδιότητες. Στον παρακάτω πίνακα απεικονίζονται τα αλφάβητα, τα πρότυπα γλωσσολογικά σχήματα και τα σύμβολα κάποιων συντακτικών αλγορίθμων.

Table 1. Sets Used in Syntactic Approaches for ECG Event Detection.			
set (alphabet)	Primitives	Symbols	reference
(1) $\Sigma = \{a, b, c\}$	square of the first derivative v^2	a, b, c depend on amplitude and duration of peaks of v^2	[9]
(2) $\Sigma = \{a, b\} a \in \{1, 0\}, b \in \{+, -\}$	line segments	a : slope of the line segment, i.e. positive slope (1), negative slope (0) or zero slope (0). b : start point of the line segment, i.e. above (+), below (-) or on the baseline (0)	[45]
(3) $\Sigma = \{H, S, S_n, I, I_n, L, L_n\}$	line segments	horizontal (H), small (s), negative small (S_n), intermediate (i), negative intermediate (I_n), large (L) and negative large (L_n) slope	[117]
(4) $\Sigma = \{P, L, R\} (x_n, t, \theta), (x_n, t, \theta), (x_n, t, \theta)$	line segments	P : $x_n = x_n, t = t_n$ slope of line segment; L : time coordinate and duration of line segment (attribute values)	[87]
(5) $\Sigma = \{K^+, K^-, E, \Pi\}$	peak, line and parabolic segment	K^+ (positive peak) K^- (negative peak) E (line segment), Π (parabolic segment) and additional attribute values describing the primitives.	[113]

Εικόνα 22 Συντακτικές μέθοδοι ανίχνευσης QRS

3.6 Υλοποίηση Αλγορίθμου Αναγνώρισης Συμπλέγματος QRS με χρήση του προγράμματος MATLAB

Το Matlab ως γλώσσα προγραμματισμού:

Σε αυτό το σημείο, θα κάνουμε αρχικά μια ανάλυση, για να καταλάβουμε ποια είναι η γλώσσα προγραμματισμού MATLAB και ποιες δυνατότητες έχουμε μέσα από

αυτό. Τα ανύσματα και οι πίνακες είναι η καρδιά του MATLAB. Στο MATLAB, όπως και σε άλλες γλώσσες προγραμματισμού, είναι εύκολο να συνδυαστούν αριθμητικοί υπολογισμοί με γραφήματα και προγραμματισμό. Επίσης, έχει τη δυνατότητα να χρησιμοποιηθούν εργαλεία GUI (Graphic User Interface – Γραφικό Περιβάλλον χρήστη). Έχει ιδιαίτερες ικανότητες σε αριθμητικούς υπολογισμούς χρησιμοποιώντας περισσότερα από 200 αξιόπιστα και με μεγάλη ακρίβεια μαθηματικά υποπρογράμματα, όπως το Simulink, το Signal processing και πολλά άλλα. Τα υποπρογράμματα αυτά δίνουν λύση σε πολλών και διαφόρων ειδών προβλήματα. Χαρακτηριστικά παραδείγματα τέτοιων προβλημάτων:

- άλγεβρα πινάκων
- διαφορικές εξισώσεις και πολυώνυμα
- μη γραμμικά συστήματα
- πολύπλοκες αριθμητικές πράξεις
- δημιουργία αλγορίθμων
- ανάλυση και οπτικοποίηση δεδομένων
- γραφικές παραστάσεις

Ένα μεγάλο πλεονέκτημα του MATLAB είναι ότι διατίθεται σε όλα τα λειτουργικά συστήματα (Dos, Windows 95/98/NT/2000/XP, Unix/Linux, Macintosh) και, μάλιστα, η σύνταξη των εντολών είναι η ίδια για κάθε σύστημα. Ακόμη, μπορεί να γίνει χρήση του MATLAB σε συνδυασμό με τις γλώσσες FORTRAN και C.

Πέρα από τις μεταβλητές που εισάγει ο χρήστης, υπάρχουν και προκαθορισμένες μεταβλητές και σταθερές με ειδική σημασία. Ορισμένες από αυτές είναι το αποτέλεσμα κάθε αριθμητικής πράξης, που συμβολίζεται με ans, και ο αριθμός π, που συμβολίζεται με pi.

Μεταβλητές στο Matlab: Μέσα από το MATLAB, μπορούμε πολύ εύκολα να κάνουμε μαθηματικές πράξεις μεταξύ αριθμών. Αν θελήσουμε να κάνουμε πράξεις με μεταβλητές, όμως, είναι υποχρεωτικό πρώτα να ορίσουμε τις μεταβλητές. Κάθε μεταβλητή μπορεί να πάρει μόνο μια τιμή. Σε περίπτωση που πάμε να της δώσουμε μια καινούρια τιμή με μια εντολή ανάθεσης, η παλιά τιμή αυτομάτως θα χαθεί. Είναι σημαντικό να τονιστεί πως το MATLAB ξεχωρίζει τα πεζά με τα κεφαλαία στις μεταβλητές, δηλαδή οι NRe και nRe είναι διαφορετικές μεταβλητές.

Γραφικές Παραστάσεις: Με τη βοήθεια της συνάρτησης plot, παράγεται η γραφική παράσταση των στοιχείων μίας γραμμής ως προς τα στοιχεία μίας άλλης, με δεδομένο, όμως, ότι οι δύο γραμμές έχουν τον ίδιο αριθμό στοιχείων. Είναι καλό πως έχουμε τη δυνατότητα να επεξεργαστούμε το εκάστοτε γράφημα από τη γραμμή εργαλείων, εισάγοντας κείμενο και σχεδιάζοντας γραμμές μεγέθυνσης και σμίκρυνσης. Τη στιγμή που θέλουμε να κλείσουμε το παράθυρο των γραφημάτων, πατάμε την εντολή Close που βρίσκουμε στο μενού των αρχείων. Όταν χρειαστεί να σχηματίσουμε σύνθετες γραφικές παραστάσεις στο MATLAB, μπορούμε και πάλι να χρησιμοποιήσουμε τη συνάρτηση plot. Οι τιμές και τα ονόματα των δυο αξόνων διαλέγονται αυτόματα. Να αναφέρουμε πως για τρισδιάστατες γραφικές παραστάσεις χρησιμοποιείται η εντολή plot3.

Πίνακες: Πίνακας ονομάζονται οι δισδιάστατες σειρές, οι οποίες είναι διατεταγμένα σύνολα αριθμών και προσδιορίζονται από δύο δείκτες. Αυτές οι δισδιάστατες σειρές εισάγονται με τρόπο παρόμοιο της εισαγωγής των μονοδιάστατων σειρών. Μπορούμε είτε να γράψουμε όλες τις γραμμές σε μια σειρά και να τις χωρίζουμε με ελληνικά ερωτηματικά είτε κάθε γραμμή ξεχωριστά και να πατούμε Enter ανάμεσα στις διαδοχικές γραμμές. Τα στοιχεία των πινάκων συμβολίζονται με δύο δείκτες, από τους οποίους ο πρώτος δείχνει τη γραμμή και ο

δεύτερος τη στήλη. Οι πίνακες που δημιουργούμε μπορεί να είναι τετραγωνικοί, αλλά μπορεί και να μην είναι.

Στοιχειώδεις πράξεις με πίνακες: Για να καταφέρουμε να κάνουμε πράξεις μεταξύ δυο πινάκων, είναι επιτακτική ανάγκη οι πίνακες να είναι ίδιας μορφής, δηλαδή ο αριθμός των γραμμών και των στηλών να είναι ίσος και στους δυο πίνακες. Έτσι, μπορούμε να κάνουμε προσθέσεις, αφαιρέσεις και πολλαπλασιασμούς μεταξύ των δυο πινάκων. Επιπροσθέτως, μας επιτρέπεται να φτιάξουμε πίνακες μηδενικούς, μοναδιαίους, με όλα τα στοιχεία τους να είναι 1 και πίνακες τυχαίων στοιχείων.

M-αρχεία στο Matlab: Στο MATLAB έχουμε δύο τρόπους, για να εισάγουμε δεδομένα. Ο ένας είναι με χρήση του editor του MATLAB, που είναι αυτός που είδαμε παραπάνω. Ο δεύτερος τρόπος είναι με τη χρήση του editor για M-αρχεία του MATLAB, όπου μας δίνεται η δυνατότητα να δημιουργήσουμε από απλές σειρές εντολών μέχρι και κώδικα προγραμματισμού. Τον τρόπο αυτό θα τον αναλύσουμε εκτενώς στη συνέχεια. Με βάση αυτόν τον τρόπο, έγιναν και τα προγράμματα για την περάτωση του πρακτικού μέρους της πτυχιακής εργασίας.

Ένα M-αρχείο είναι ένα αρχείο κειμένου που το αποθηκεύουμε γράφοντας το όνομα του αρχείου με επέκταση .m και περιέχει μια σειρά από εντολές και συναρτήσεις, οι οποίες εκτελούνται από το επίπεδο εντολών του MATLAB γράφοντας απλά το αρχείο χωρίς την επέκταση .m. Ένα M-αρχείο μπορεί να περιέχει και άλλα M-αρχεία. Έτσι, το MATLAB εκτελεί κανονικά τις εντολές που έχει το αρχείο χωρίς να χρειάζεται εισαγωγή μεταβλητών αφού χρησιμοποιούνται οι μεταβλητές του χώρου εργασίας. Η επέκταση .m είναι πολύ σημαντική στην αποθήκευση ενός M-αρχείου. Αυτό συμβαίνει, γιατί δηλώνουμε πως το αρχείο θα αποθηκευτεί στο work και, κατά την εκτέλεση του M-αρχείου, το MATLAB εκτελεί αποκλειστικά και μόνο όσα βρίσκονται στο φάκελο work.

Συναρτήσεις: Όταν σε ένα αρχείο τύπου M είναι δηλωμένη η λέξη function στην αρχή της πρώτης γραμμής, σημαίνει πως αναφερόμαστε σε αρχείο συνάρτησης. Κάθε συνάρτηση έχει την ικανότητα να παίρνει μεταβλητές από ένα πρόγραμμα, να τις επεξεργάζεται και να τις δίνει πάλι στο ίδιο πρόγραμμα. Τα αρχεία συναρτήσεων βοηθούν πολύ, στην περίπτωση που θέλουμε να εμπλέξουμε παραπάνω από μια συναρτήσεις μεταξύ τους χρησιμοποιώντας το MATLAB.

Αποθήκευση και εισαγωγή δεδομένων: όταν έχουμε ολοκληρώσει ένα M-αρχείο και θέλουμε να το αποθηκεύσουμε, χρησιμοποιούμε την εντολή save ως εξής:

```
save filename.mat
```

Για να εισάγουμε ένα M-αρχείο που είναι αποθηκευμένο μέσα στο work, χρησιμοποιούμε την εντολή load ως εξής:

```
load filename
```

Αφού εισάγουμε το επιθυμητό M-αρχείο, έχουμε τη δυνατότητα ύστερα να το επεξεργαστούμε, όπως εμείς θέλουμε.

3.6.1 Προτυποποιημένες βάσεις δεδομένων ΗΚΓ και προτυποποιημένα σήματα

Διάφορες τυποποιημένες βάσεις δεδομένων ΗΚΓ είναι διαθέσιμες για την αξιολόγηση του λογισμικού των αλγορίθμων ανίχνευσης QRS (MIT-BHI). Αυτές οι βάσεις δεδομένων περιέχουν ένα μεγάλο αριθμό επιλεγμένων σημάτων, αντιπροσωπευτικών της μεγάλης ποικιλίας των ΗΚΓ όπως και σημάτων που σπάνια παρατηρούνται αλλά κλινικώς είναι σημαντικά.

Οι διαθέσιμες τυποποιημένες βάσεις δεδομένων περιλαμβάνουν:

MIT-BIH Βάση Δεδομένων: Η MIT-BIH βάση δεδομένων από το MIT και το Boston's Israel Hospital αποτελείται από δέκα βάσεις δεδομένων, δηλαδή τη βάση δεδομένων αρρυθμίας (arrhythmia database), τη βάση δεδομένων δοκιμής πίεσης θορύβου, τη βάση δεδομένων κοιλιακής ταχυρρυθμίας από το καρδιακό κέντρο του Creighton University, τη βάση δεδομένων ST Change, τη βάση δεδομένων της καλοήθους κοιλιακής αρρυθμίας, τη βάση δεδομένων του ενδοσκοπικού ινιδισμού/κυματισμού, τη βάση δεδομένων δοκιμής συμπίεσης του ΗΚΓ, τη βάση δεδομένων υπερκοιλιακής αρρυθμίας, την longterm βάση δεδομένων και τη βάση δεδομένων κανονικού ρυθμού κόλπων. Εκτός από την AHA βάση δεδομένων και την Ευρωπαϊκή ST-T βάση δεδομένων, οι τρεις πρώτες MIT-BIH βάσεις δεδομένων από το ANSI για τη δοκιμή των βαδιστικών συσκευών ΗΚΓ.

Η συχνότερα χρησιμοποιούμενη MIT-BIH βάση δεδομένων είναι η βάση δεδομένων αρρυθμίας. Συνολικά υπάρχουν 116137 συμπλέγματα QRS σε αυτή τη βάση δεδομένων. Σε κάποια αρχεία περιέχονται σαφή R-επάρματα ενώ για κάποια άλλα αρχεία η ανίχνευση QRS είναι πολύ δύσκολη λόγω των ανώμαλων μορφών και του θορύβου.

Περισσότερες βιβλιοθήκες διαθέσιμες για την αξιολόγηση αλγορίθμων ανίχνευσης και ταξινόμησης είναι η Ευρωπαϊκή ST-T βάση δεδομένων, η QT βάση δεδομένων, η MGH βάση δεδομένων, η IMPROVE βιβλιοθήκη στοιχείων και το σύνολο στοιχείων αναφοράς ΗΚΓ του Physikalisch-Technische Bundesanstalt. Αυτή η βάση δεδομένων επιλέγεται για την αξιολόγηση ΗΚΓ συσκευών που αναλύουν τα επίπεδα ST και T- επάρματα. Η QT βάση δεδομένων σχεδιάστηκε για την αξιολόγηση των αλγορίθμων που ανιχνεύουν τα όρια κυματομορφών στο ΗΚΓ. Η MGH βάση δεδομένων και η IMPROVE βάση δεδομένων είναι πολυδιαυλικές καταγραφές που περιέχουν και πρόσθετα σήματα, όπως πνευμονική αρτηριακή πίεση, κεντρική φλεβική πίεση, CO₂, O₂ και αναπνοή. Το σύνολο των στοιχείων αναφοράς ΗΚΓ του PTB δεν έχει ολοκληρωθεί ακόμα. Στη διπλωματική αυτή, ως προτυποποιημένη βάση δεδομένων χρησιμοποιήθηκε η MIT-BIH Arrhythmia Database.

Από τη βάση δεδομένων MIT-BIH Arrhythmia Database μελετήθηκαν τα σήματα 100- 107, τα οποία έχουν δειγματοληφθεί με συχνότητα 360Hz και περιέχουν 30000 δείγματα το καθένα.

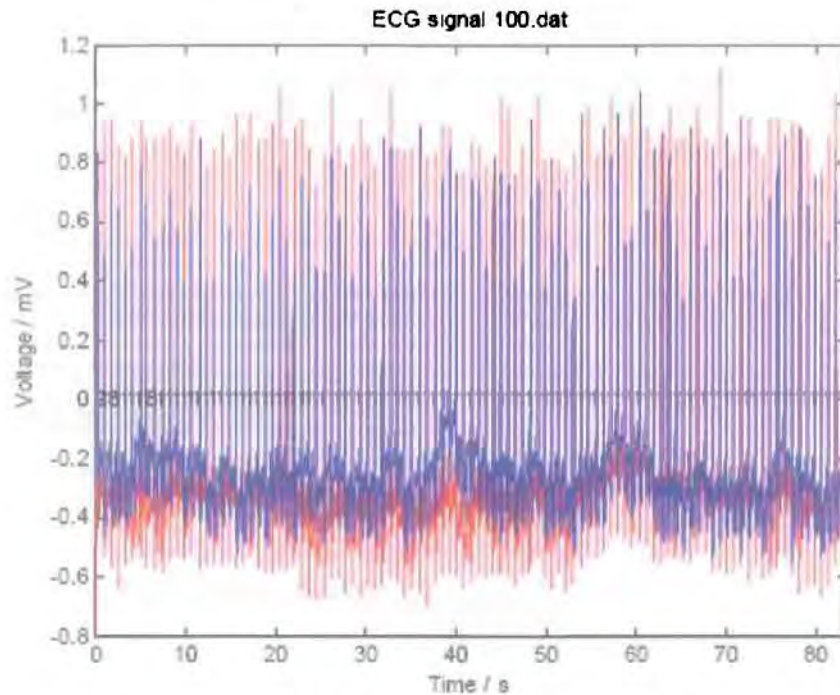
Η μελέτη και η οπτικοποίηση των σημάτων έγινε στο περιβάλλον του MATLAB με τη βοήθεια του αλγορίθμου readMIT που παρουσιάζεται στο Παράρτημα Α. Ο αλγόριθμος αυτός δημιουργήθηκε από τους Robert Tratnig και Klaus Rheinberger. Πρόκειται για ένα πρόγραμμα σε περιβάλλον MATLAB που διαβάζει αρχεία ενός ή δύο διαύλων από τη PhysioBank αποθηκευμένα σε μορφή 212 (format 212). Στη μορφή αυτή κάθε δείγμα έχει δώδεκα bits. Το πρώτο δείγμα προέρχεται από τα δώδεκα λιγότερο σημαντικά bits του πρώτου ζεύγους byte και το δεύτερο δείγμα από τα υπόλοιπα τέσσερα bits του πρώτου ζεύγους byte και από οκτώ bits του επόμενου ζεύγους. Η διαδικασία αυτή επαναλαμβάνεται για κάθε διαδοχικό ζεύγος δειγμάτων. Το πρόγραμμα αυτό απεικονίζει τα αρχεία σε MATLAB figure. Οι ακόλουθες γραμμές προσδιορίζουν το αρχείο (record) που θα επεξεργαστεί.

```

HEADERFILE= '107.heg'; % header-file in text format
ATRFILE= '107.atr'; % attributes-file in binary format
DATAFILE='107.dat'; % data-file
    
```

Σήμα 100

Το σήμα αυτό περιέχει 103 πραγματικά συμπλέγματα QRS. Η κυματομορφή του φαίνεται στην εικόνα 54. Πρόκειται για ΗΚΓ άνδρα ηλικίας 69 ετών.



Εικόνα 23 Κυματομορφή όπως προκύπτει από το Matlab για το σήμα 100.

3.6.2 Τεχνική με φίλτρο Savitzky-Golay και σταθερό κατώφλι

Αρχικά, το σήμα περνάει μέσα από το φίλτρο Savitzky-Golay, το οποίο αποτελεί μία υποκατηγορία του φίλτρου κινούμενου μέσου όρου (moving average). Η μέθοδος Savitzky-Golay εφαρμόζει μια πολυωνυμική παλινδρόμηση σε μια κατανομή για να εξάγει μια τιμή με λιγότερες διακυμάνσεις (smoothed value), οι οποίες οφείλονται σε θόρυβο.

Ο κινούμενος μέσος όρος είναι μια μαθηματική τεχνική η οποία χρησιμοποιείται κατά κύριο λόγο για τη μείωση της απόκλισης και την ανάδειξη της τάσης σε μια συλλογή από σημεία δεδομένων (Gritzali, 1988). Ο κινούμενος μέσος όρος αποτελεί παράλληλα πρωτότυπο ενός FIR φίλτρου, του πιο κοινού φίλτρου που χρησιμοποιείται ευρέως σε υπολογιστικά όργανα μέτρησης. Το FIR θεωρείται πεπερασμένο (finite) λόγω του ότι δεν έχει ανάδραση (feedback). Έχει γραμμική φάση, είναι πάντα σταθερό και γραμμικά υλοποιήσιμο. Το μειονέκτημα τους είναι ότι πολλές φορές μαζί με το θόρυβο, φιλτράρουν ένα σημαντικό ποσοστό των υψηλών συχνοτήτων του σήματος. Σε περιπτώσεις θορυβώδους σήματος, όταν υπάρχει η επιθυμία να βγάλουμε τη μέση τιμή από ένα περιοδικό σήμα ή ακόμα όταν μια αργή μετατόπιση βασικής γραμμής πρέπει να εξαλειφθεί, τότε το φίλτρο κινούμενου μέσου όρου (moving average filter) μπορεί να εφαρμοστεί για να φέρει τα επιθυμητά αποτελέσματα.

Στη συνέχεια, γίνεται υπολογισμός της μέσης τιμής (mean) και της τυπικής απόκλισης (std) του φιλτραρισμένου σήματος:

$$mean = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i \quad std = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2}$$

Έπειτα, το κατώφλι υπολογίζεται μέσω της σχέσης: $thresh = mean + l * std$

Όπου l ένας συντελεστής με τιμές $l=1, 1.4, 1.8, 2.2, 2.6, 3$.

Το φιλτραρισμένο σήμα συγκρίνεται με το κατώφλι. Τα δείγματα των οποίων η τιμή το ξεπερνά τοποθετούνται στον πίνακα possibleQRS. Στη συνέχεια, ο αλγόριθμος εξετάζει αν τα δείγματα με μεγαλύτερη τιμή από το κατώφλι είναι διαδοχικά. Πιο συγκεκριμένα, εάν τα δείγματα που βρίσκονται στις θέσεις i και $i+1$ του πίνακα έχουν διαφορά ίση με τη μονάδα θεωρούνται διαδοχικά και, συνεπώς ανήκουν στο ίδιο σύμπλεγμα QRS. Αν η διαφορά είναι μεγαλύτερη από τη μονάδα, τα δείγματα ανήκουν στο επόμενο σύμπλεγμα QRS.

```

filtered = smooth(ecg1, 'sgolay');
%Mean value standard deviation, criterion y_up
mean1 = mean(filtered);
n = length(filtered);
stdev = std(filtered);
y_up = mean1 + l*stdev;

possibleQRS = find(filtered > y_up);
index = 1;

while(index <= length(possibleQRS))
    temp = index;
    i=index;
    while (i+1 <=length(possibleQRS) && abs(possibleQRS(i)-
possibleQRS(i+1))=1)
        i = i+1;
    end
    index = i+1;

```

```

for i=1:length(A1)
    minval = abs(A1(i)-B(1:length(B)));
    test = find(minval == min(minval));
    if abs(A1(i)-B(test))<=20
        tp = tp + 1;
        C = [C B(test)];
    end
end

TP = [TP tp];

fp = length(B)-length(C);
FP = [FP fp];

if length(A1)-length(C)>=0
    fn = length(A1)-length(C);
    FN = [FN fn];
end

```


4 Ανάπτυξη εφαρμογών επικοινωνίας και οπτικοποίησης βιοσημάτων

*Once you have eliminated the impossible,
whatever is left is possible.
Ancestor of Mr. Spock, Chief Science Officer
of the Starship Enterprise*

4.1 Ανάπτυξη εφαρμογής επικοινωνίας αισθητήρων για την μέτρηση της θερμοκρασίας

Μετά την επιτυχή επικοινωνία των αισθητήρων με το υπολογιστικό περιβάλλον αποφασίσαμε να αναπτύξουμε μια εφαρμογή όπου οι αισθητήρες θα προγραμματιστούν να αντιλαμβάνονται και να μετρούν την θερμοκρασία χώρου και να επιστρέφουν τις τιμές στον υπολογιστή. Το υπολογιστικό σύστημα εκ νέου λαμβάνει τις τιμές, οι οποίες τυπώνονται στην οθόνη και εν συνεχεία αναγράφονται σε ένα γράφημα που αποτελεί προϊόν οπτικοποίησης με τη βοήθεια του προγράμματος processing 1.06 που παρουσιάστηκε ανωτέρω. Η εφαρμογή αυτή ολοκληρώθηκε στο πρόγραμμα Eclipse με κώδικα JAVA και η οπτικοποίηση στο processing με εντολές processing που είναι μια java-like προγραμματιστική γλώσσα.

4.1.1 Μέτρηση Θερμοκρασίας

Υπάρχουν πολλά είδη θερμομέτρων δηλαδή οργάνων που χρησιμοποιούνται για την επιτόπια μέτρηση της θερμοκρασίας του αέρα. Το πιο γνωστό και απλούστερο είναι το υδραργυρικό θερμοόμετρο που χρησιμοποιείται και για τη μέτρηση της θερμοκρασίας του ανθρώπινου σώματος και βασίζεται στη διαστολή του υδραργύρου με την αύξηση της θερμοκρασίας. Η θερμοκρασία ισορροπίας επιτυγχάνεται μετά από την επαφή του μικρού 'δοχείου' που περιέχει τον υδράργυρο με τον αέρα για χρονικό διάστημα μερικών λεπτών. Τα θερμοόμετρα αυτά τελειοποιήθηκαν από τον Fahrenheit στις αρχές του 18ου αιώνα και είναι ακόμα σε ευρεία χρήση. Όμως έχουν το μειονέκτημα ότι δεν μπορούν να χρησιμοποιηθούν σε πολύ χαμηλές θερμοκρασίες αφού ο υδράργυρος πηζει στους περίπου $-40\text{ }^{\circ}\text{C}$. Τα αλκοολούχα θερμοόμετρα μπορούν να καταγράψουν πολύ χαμηλότερες θερμοκρασίες και είναι σε ευρεία χρήση σαν θερμοόμετρα μέτρησης της ελάχιστης θερμοκρασίας, στα οποία το αλκοόλ κινεί ένα μεταλλικό δείκτη μέσα στην οπή του θερμομέτρου.

Ένας διαφορετικός τύπος θερμομέτρου χρησιμοποιεί διμεταλλικό έλασμα, δηλαδή συγκόλληση δύο ταινιών από διαφορετικά μέταλλα με σημαντική διαφορά στο ρυθμό διαστολής τους με τη μεταβολή της θερμοκρασίας. Κάθε αλλαγή της θερμοκρασίας προκαλεί μεταβολή της καμπυλότητας του ελάσματος που γίνεται τελικά αντιληπτή από την κίνηση ενός δείκτη. Τα πιο συνηθισμένα σύγχρονα ηλεκτρικά θερμοόμετρα που διαθέτουν αυξημένη ακρίβεια και ευαισθησία (της τάξεως των 0.05°C) βασίζονται στη μεταβολή της αντίστασης λεπτού μεταλλικού αγωγού (συνήθως πλατίνα) στη ροή του ηλεκτρικού ρεύματος με τη μεταβολή της θερμοκρασίας.

Οι μετεωρολόγοι παίρνουν τακτικές παρατηρήσεις θερμοκρασίας στο ύψος των 2 μέτρων από το έδαφος, χρησιμοποιώντας τα θερμοόμετρα του μετεωρολογικού κλωβού. Η θερμοκρασία του αέρα καταγράφεται από το ξηρό θερμοόμετρο. Όλες οι

συνθήκες που υπάρχουν στον μετεωρολογικό κλωβό (αερισμός, φωτισμός κλπ.) είναι απολύτως αναγκαίες για τη μέτρηση της σωστής θερμοκρασίας αέρα. Η τοποθέτηση του θερμομέτρου απλά υπό σκιά δεν είναι αρκετή για ακριβείς μετρήσεις. Οι αναγνώσεις του ξηρού θερμομέτρου γίνονται συνήθως κάθε μισή ή μία ώρα για να υπάρχει ένα συχνό αρχείο του ημερήσιου θερμοκρασιακού κύκλου. Συνεχείς μετρήσεις θερμοκρασίας παίρνονται από τον θερμογράφο, ο οποίος έχει ένα μεταλλικό έλασμα που κινεί μία γραφίδα πάνω σε ένα γράφημα τοποθετημένο σε ένα τύμπανο περιστρεφόμενο με ωρολογιακό μηχανισμό. Τα δύο θερμομέτρα του μετεωρολογικού κλωβού (παρέχουν μετρήσεις της ελάχιστης και μέγιστης θερμοκρασίας δύο φορές ημερησίως (στις 0600 και 1800 UTC). Επιπλέον, μερικοί μετεωρολογικοί σταθμοί έχουν και θερμομέτρα με αισθητήρες πάνω ή κάτω από την επιφάνεια του εδάφους παρέχοντας μετρήσεις της θερμοκρασίας του εδάφους σε διάφορα βάθη.

Η θερμοκρασία μετράται σε βαθμούς Κελσίου. Αυτή η κλίμακα έχει το μηδέν σαν το σημείο που παγώνει το νερό και το 100 σαν το σημείο βρασμού του. Η αρχική κλίμακα που προτάθηκε από τον Σουηδό επιστήμονα Anders Celsius το 1742 είχε την αντίθετη φορά. Η κλίμακα Κελσίου χρησιμοποιείται στις περισσότερες χώρες εκτός των Ηνωμένων Πολιτειών όπου είναι σε χρήση η κλίμακα Φαρενάιτ. Αυτή η κλίμακα προτάθηκε από το Γερμανό φυσικό Gabriel Fahrenheit περίπου το 1709 με το 32 σαν το σημείο που παγώνει το νερό και το 212 σαν το σημείο βρασμού. Υπάρχουν 180 βαθμοί ανάμεσα στα δύο αυτά σημεία, συγκρινόμενα με τα 100 της κλίμακας Κελσίου. Ο πίνακας δείχνει την αντιστοιχία ανάμεσα στις δύο κλίμακες.

Κελσίου	Φαρενάιτ	
50	122	
30	86	
10	50	
0	32	Το σημείο που παγώνει το νερό
-10	14	
-20	-4	
-40	-40	Οι δύο κλίμακες τέμνονται
-50	-58	

Οι κλίμακες Κελσίου και Φαρενάιτ ($Fahrenheit=32+1.8XCelsius$)

φυσικά μεγέθη	απαιτούμενη ακρίβεια	σχόλια
ατμοσφαιρική πίεση	± 1.0 hPa στην ξηρά ± 2.0 hPa στην θάλασσα	Το σφάλμα, κατά την διάρκεια εξάωρων παρατηρήσεων δεν πρέπει να υπερβαίνει το ± 0.5 hPa
διεύθυνση ανέμου ταχύτητα ανέμου	$\pm 20^\circ$ $\pm 10\%$ πάνω από 20 m/s ± 2 m/s κάτω από 20 m/s	
θερμοκρασία ατμόσφαιρας	$\pm 1^\circ C$	
θερμοκρασία	$\pm 1^\circ C$	

θάλασσας κατακρήμνιση συνολικό μέγεθος	± 0.5 mm κάτω από 5 mm $\pm 10\%$ πάνω από 5mm
ορατότητα ύψος βάσης νέφους	$\pm 20\%$ κάτω από 4 km $\pm 20\%$ κάτω από 600 m
γεωγραφική θέση	$\pm 1^\circ$ γεωγραφικό πλάτος αυτό το μέγεθος στις περισσότερες περιπτώσεις ορίζεται από τον σταθμό βάσης
θερμοκρασία σημείον δρόσου	$\pm 1^\circ\text{C}$ για σημ. δρόσου κάτω από 4°C $\pm 2^\circ\text{C}$ για σημ. δρόσου πάνω από 4°C

4.1.2 Κώδικας Προγράμματος και σχολιασμός υλοποίησης

Αρχικά δημιουργήσαμε το mote project με τη βοήθεια του Sentilla Mote Project Wizard και εν συνεχεία δημιουργήσαμε ένα Mote Application.

Ο κώδικας του προγράμματος αισθητήρα είναι ο παρακάτω:

Αρχικά εισάγουμε τις βιβλιοθήκες που θα χρειαστούν για την υλοποίηση του προγράμματος. Ανάμεσά τους είναι βιβλιοθήκες για την αναγνώριση αποστολής και λήψης μηνυμάτων από τους αισθητήρες, βιβλιοθήκες για το άνοιγμα και το κλείσιμο των λαμπτήρων των αισθητήρων, βιβλιοθήκες για τις κατηγοριοποιήσεις των δεδομένων καθώς και βιβλιοθήκες για την μέτρηση της θερμοκρασίας.

```
import com.sentilla.system.Leds;
import com.sentilla.system.LedsDriver;
import com.sentilla.net.Sender;
import com.sentilla.net.SenderDriver;
import com.sentilla.system.Sensor;
import com.sentilla.system.SensorDriver;

import javax.measure.quantity.Temperature;

import java.io.Serializable;
import com.sentilla.net.*;

/**
 * A stub mote application that blinks the first LED (the red LED on
 * Tmote motes).
 */
```

Εν συνεχεία δημιουργούμε μια κλάση για την δήλωση των μεταβλητών (όπως της θερμοκρασίας).

```
public class MoteApp {

    public static class JCreateMessage implements Serializable
```



```

        long moteID;
        double temperature;
    }

    public static void motemain() throws InterruptedException {
        // Use the LedsDriver factory to create an Leds instance
        Leds leds = LedsDriver.create();

//      Create Sender
        Sender sender = SenderDriver.create("local");

        //Create Sensors
        Sensor<Temperature> ts = SensorDriver.create("temp",
Temperature.class);

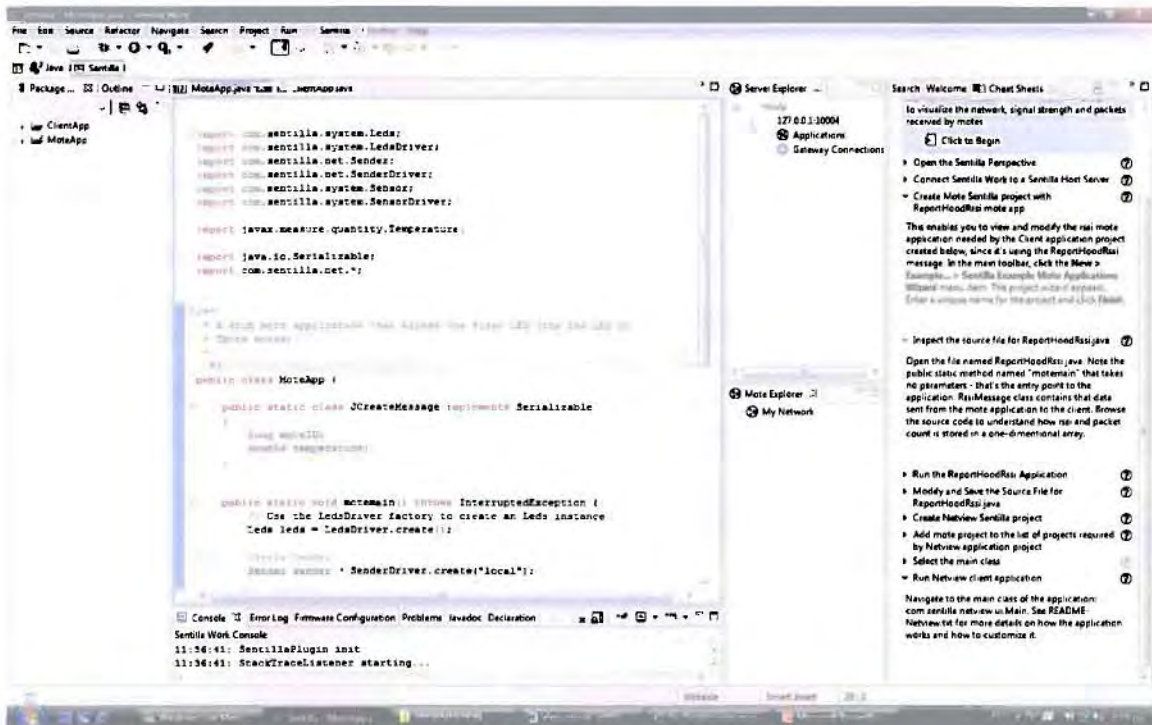
        //CreateMessage
        JCreateMessage jmsg = new JCreateMessage();

        //Get ID
        jmsg.moteID = Mac64Address.getLocalAddress().longValue();

        // Start a single infinite loop
        while (true) {
            // Each iteration of the loop, toggle the first LED (red
LED)
            leds.toggle(1<<5);
            jmsg.temperature =
ts.read().doubleValue(Temperature.UNIT);
            sender.send(jmsg);

            // After toggling, instruct the thread to sleep for 200ms
            Thread.sleep(800);
        }
    }
}

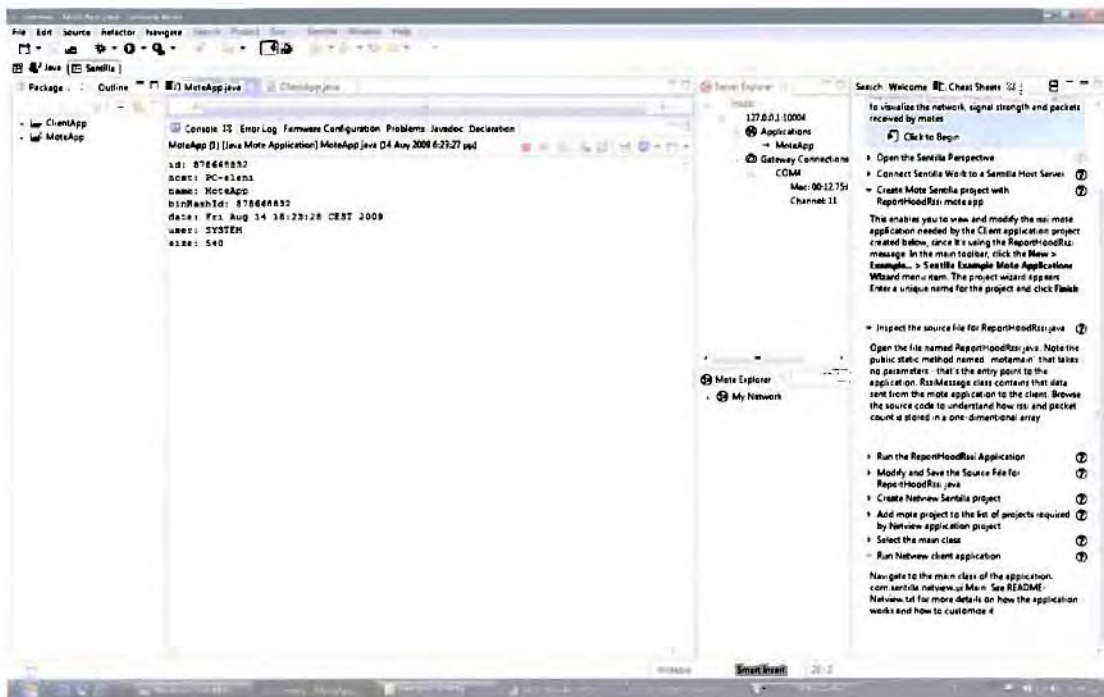
```

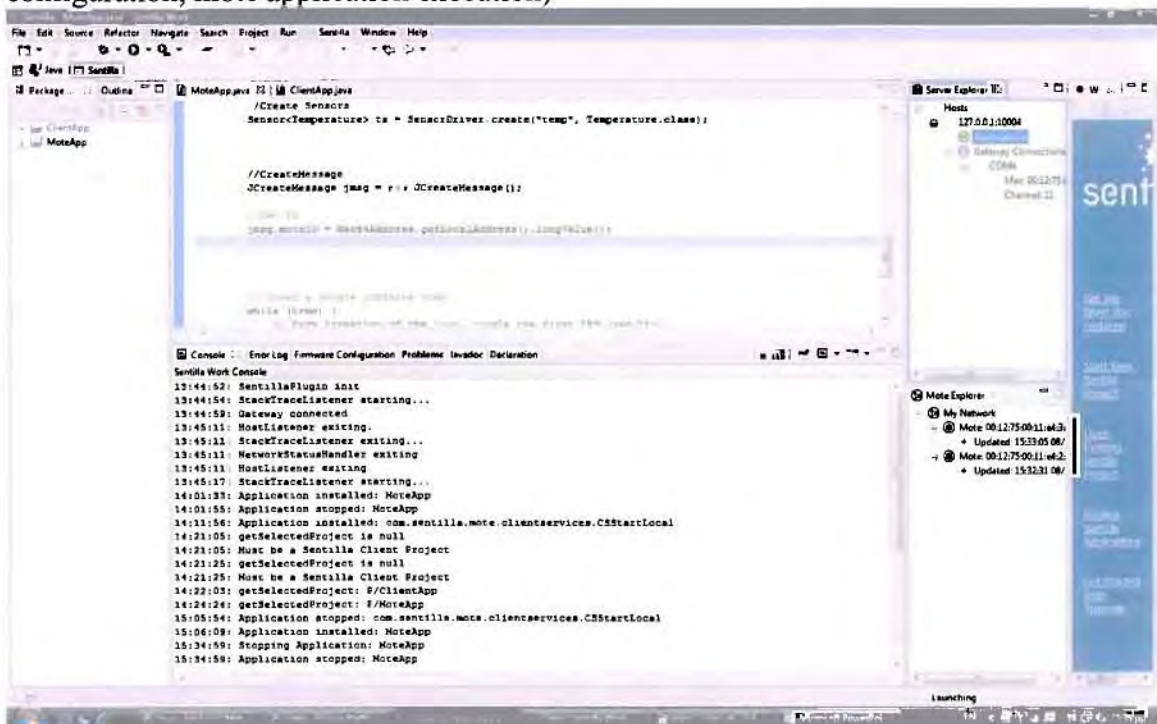
Υλοποίηση του προγράμματος αισθητήρα στο Senticilla Work

Αφού δημιουργήσουμε μια Host Connection(σύνδεση με το δίκτυο) και ανοίξει η πύλη (gateway USB) επικοινωνίας του υπολογιστή με το δίκτυο των ασύρματων αισθητήρων, εκτελούμε το πρόγραμμα ως μια εφαρμογή αισθητήρων Run as Mote Application.

Παρατηρούμε ότι πραγματοποιείται αναγνώριση του συστήματος και εκκίνηση της εκτέλεσης του προγράμματος (Launching). Οι αισθητήρες ανταποκρίνονται στο πρόγραμμα με οπτικά ερεθίσματα(αναβοσβήνουν οι λαμπτήρες-LEDS).



Αποτελέσματα από την εκτέλεση του προγράμματος αισθητήρων (system configuration, mote application execution)



Αναγνώριση των διευθύνσεων των αισθητήρων και εκκίνηση του προγράμματος.

Στη συνέχεια πραγματοποιούμε ένα πρόγραμμα πελάτη με τη βοήθεια του Client Project Wizard και δημιουργούμε μια εφαρμογή πελάτη με τη βοήθεια του Sentilla Client Application Wizard.

Κώδικας Προγράμματος και σχολιασμός υλοποίησης:

Ο κώδικας του προγράμματος είναι ο παρακάτω:

```
import java.io.Serializable;

import com.sentilla.host.client.HostClient;
import com.sentilla.net.Receiver;
import com.sentilla.net.ReceiverDriver;

public class ClientApp {
    public static class JCreateMessage implements Serializable
    {
        long moteID;
        double temperature;
    }

    public static void main(String[] args) throws Exception {
        // Create a host environment that virtualizes communication
        with the notes.
        HostClient hostClient = new HostClient();
        // Tell the hostClient to connect to the default ip address
        and port (127.0.0.1:10004)
        hostClient.connect();
    }
}
```



```

MoteApp.JCreateMessage jmsg= new MoteApp.JCreateMessage();

//System.out.println("test1");

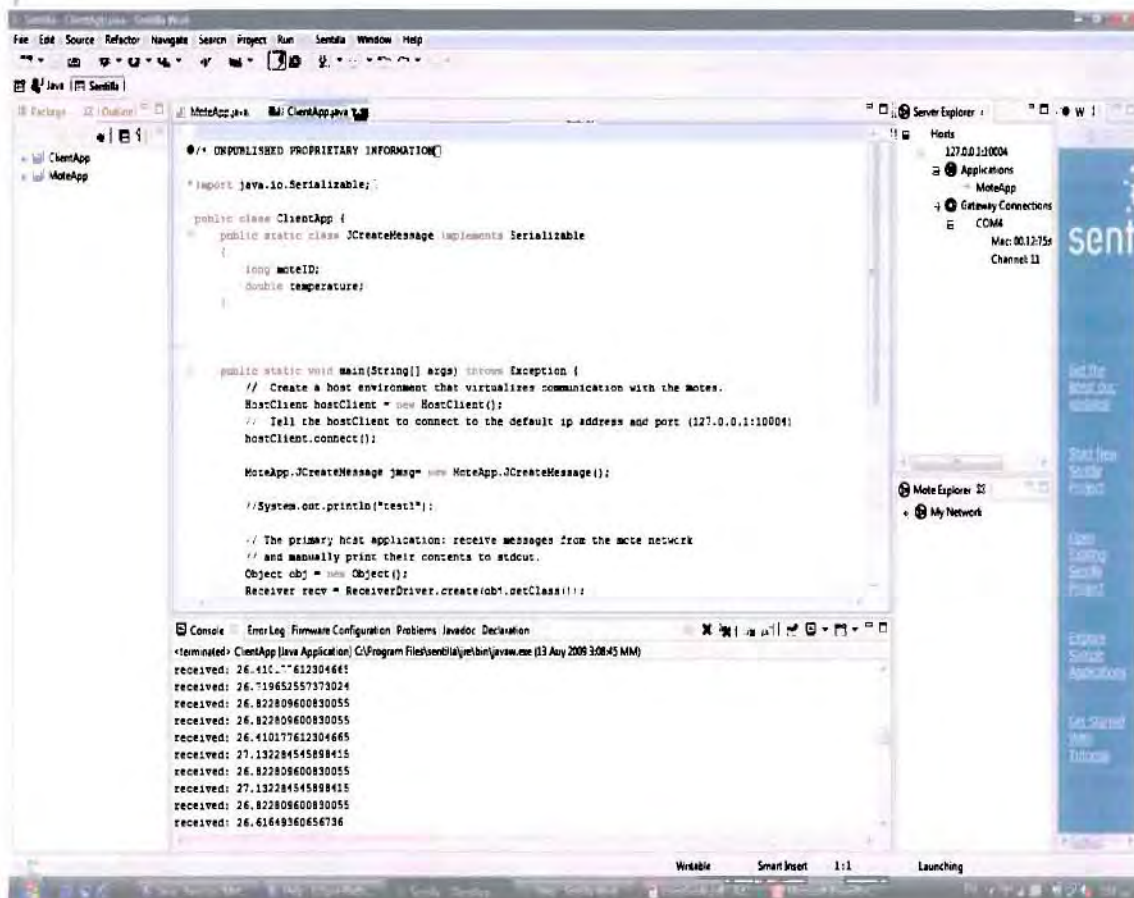
// The primary host application: receive messages from the
mote network
// and manually print their contents to stdout.
Object obj = new Object();
Receiver recv = ReceiverDriver.create(obj.getClass());
//recv.cancel();
    recv.setReceive().submit();

while (true) {
    obj = recv.receive();
    //System.out.println("test2");

    if (recv.isDone())
    {
        //System.out.println("test3");
        jmsg = (MoteApp.JCreateMessage)recv.getData();
        recv.setReceive().submit();

        System.out.println("received: " + (jmsg.temperature-
273));
    }
}

```



Υλοποίηση του προγράμματος πελάτη στο Sentilla Work.

Εν συνεχεία εκτελούμε το πρόγραμμα ως μια εφαρμογή πελάτη με τη διαδρομή Run as Client Application. Η εφαρμογή πελάτη ωστόσο πρέπει να έχει περιλάβει τις

βιβλιοθήκες και κάποια στοιχεία από την εφαρμογή αισθητήρων ώστε να επικοινωνούν μεταξύ τους και να μπορούν να ανταλλάσσουν μηνύματα. Στην περίπτωση μας τα μηνύματα που δέχεται η εφαρμογή πελάτη είναι οι θερμοκρασίες που λαμβάνονται από το περιβάλλον. Αυτό πραγματοποιείται από το μονοπάτι `Build Path> import`.

Η εκτέλεση του προγράμματος μας δίνει τις τιμές που λαμβάνουν οι αισθητήρες που στο πείραμά μας είναι θερμοκρασίες δωματίου (τιμές 26-29 βαθμοί Κελσίου).

Αποτελέσματα από τις μετρήσεις των αισθητήρα για τη θερμοκρασία περιβάλλοντος.

Παρατηρούμε την ευαισθησία των αποτελεσμάτων των αισθητήρων ανάλογα με την μεταβολή της θερμοκρασίας στους χώρους μέτρησης. Επιπλέον το πρόγραμμα καλεί τους αισθητήρες σε μετρήσεις ανα δευτερόλεπτο και τερματίζουν τις αποστολές των μηνυμάτων με την διακοπή της επικοινωνίας του δικτύου αισθητήρων.

4.1.3 Οπτικοποίηση αποτελεσμάτων

Η οπτικοποίηση των αποτελεσμάτων του προγράμματος δημιουργείται μέσω του προγράμματος Processing που καλείται από το Eclipse.



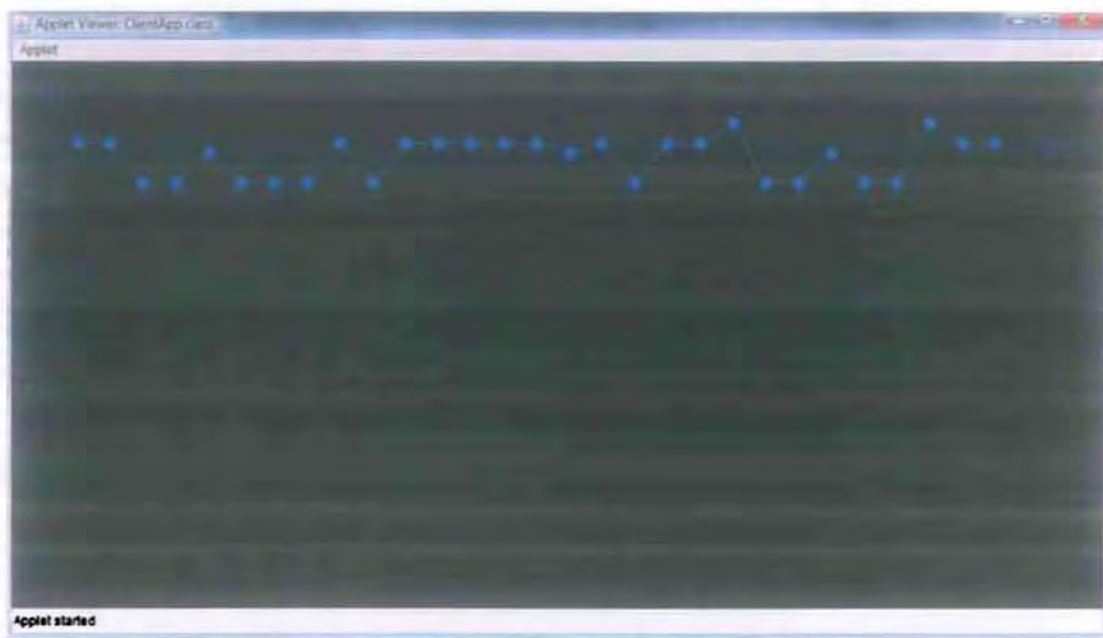
Εικόνα 24 Εκκίνηση της οπτικοποίησης ως Applet

Λαμβάνοντας τις πρώτες τιμές της εφαρμογής παίρνουμε την παρακάτω οπτικοποίηση:

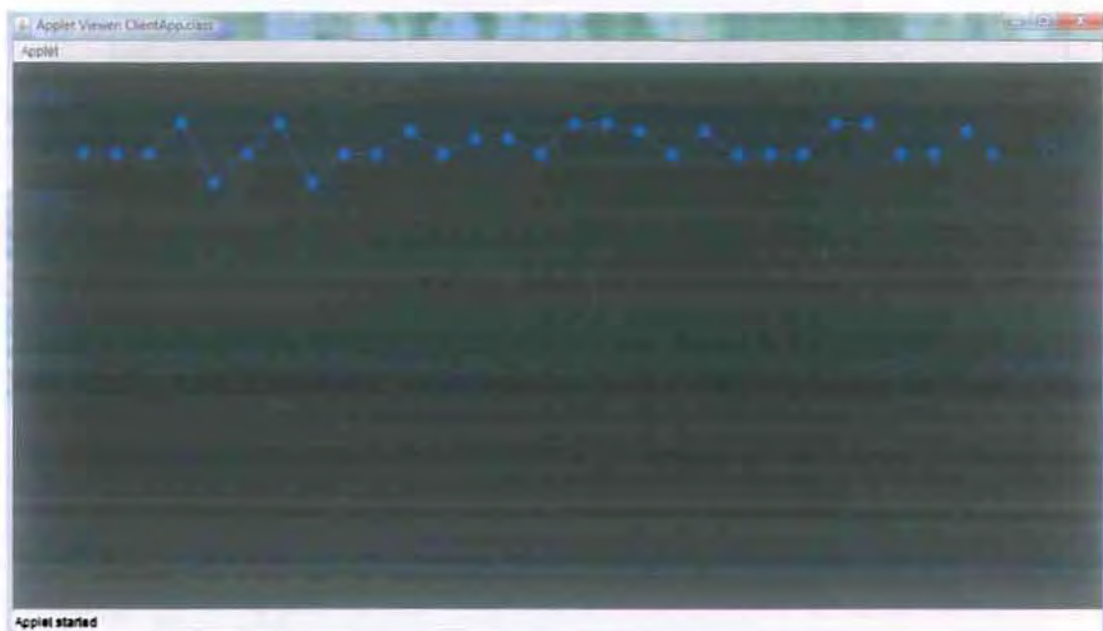


Εικόνα 25 Λήψη τιμών με εναλλαγή χώρου (εσωτερικό σπιτιού-εξωτερικό περιβάλλον)

Παρακάτω παρατηρούμε τα αποτελέσματα με κίνηση των αισθητήρων σε εσωτερικούς και εξωτερικούς χώρους. Η θερμοκρασία κυμαίνεται ανάμεσα στους 24,8 με 25,8 βαθμούς.

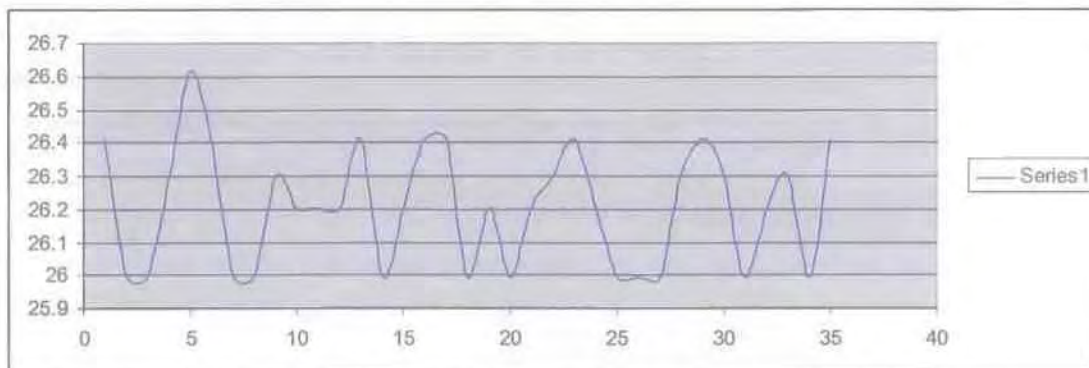


Εικόνα 26 Εξέλιξη λήψης θερμοκρασιών από τους 2 αισθητήρες (ο ένας σε εσωτερικό και ο άλλος σε εξωτερικό χώρο)

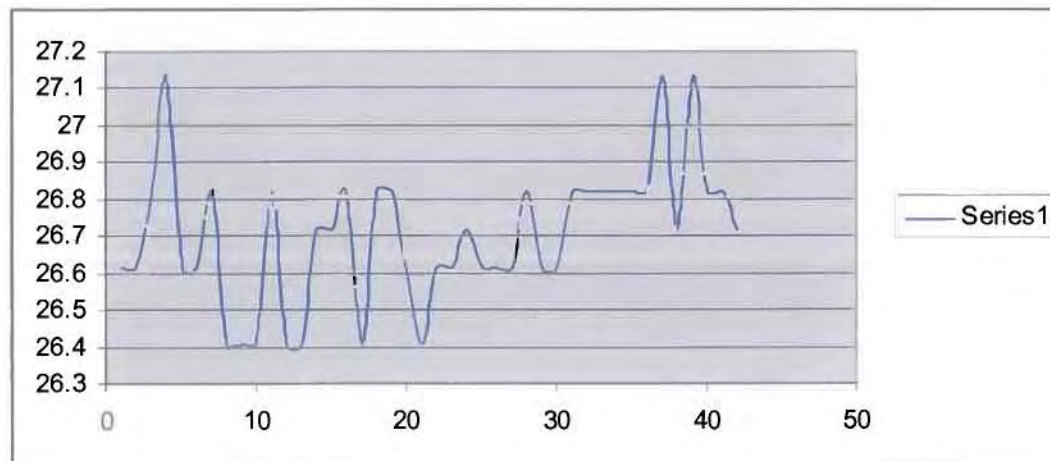


Εικόνα 27 Παράσταση τιμών χωρίς εναλλαγή τοποθέτησης των αισθητήρων

Παρακάτω επεξεργαζόμαστε τα ληφθέντα δεδομένα στο Excel Microsoft Office όπου παρατηρούμε την εξέλιξη των τιμών της θερμοκρασίας



Εικόνα 28 Διαγραμματική αναπαράσταση θερμοκρασίας από 25,9 έως 26,7 βαθμούς



Εικόνα 29 Διαγραμματική αναπαράσταση θερμοκρασίας σε εσωτερικό χώρο από 26,3 έως 27,2

4.2 Πιλοτική εφαρμογή καταγραφής καρδιακών παλμών μέσω αισθητήρων

Έχοντας εξασφαλίσει την επιτυχή επικοινωνία των αισθητήρων με τον ηλεκτρονικό υπολογιστή και έχοντας αποκτήσει εμπειρία στον προγραμματισμό των αισθητήρων από την εφαρμογή καταμέτρησης της θερμοκρασίας, προχωρήσαμε στην υλοποίηση μιας πιλοτικής εφαρμογής καταγραφής καρδιακών παλμών μέσω αισθητήρων. Οι προσπάθειες δημιουργίας φορητού καρδιογράφου, καρδιογράφου χειρός ή και ασύρματου είναι αρκετές στη βιβλιογραφία την τελευταία 5ετία, όχι όμως με τα επιθυμητά αποτελέσματα ανά περίπτωση (Park, Chou, Bai, Matthews, & Hibbs, 2006).

Τα τεχνικά μέσα που διαθέτουμε μας εξασφαλίζουν την καταγραφή του βιοσήματος που εκπέμπεται από την καρδιά και θα προσπαθήσουμε να εξασφαλίσουμε την καλύτερη δυνατή εικόνα καρδιογραφήματος που μπορεί να εκληφθεί από το πειραματικό σύστημα.

Αρχικά συνδέουμε τους αισθητήρες με τον καρδιογράφο, εισαγάγουμε τα ηλεκτρόδια στο μηχάνημα και τα εφαρμόζουμε στον ασθενή σύμφωνα με τη θεωρία των διπολικών επαγωγών. Εν συνεχεία τρέχουμε τα προγράμματα σε κώδικα java από τον υπολογιστή, τα οποία μεταβιβάζονται στους αισθητήρες και εν συνεχεία καταγράφουν τα δεδομένα. Τελικά οπτικοποιείται το αποτέλεσμα αφού καλείται η μέθοδος οπτικοποίησης που έχει εμφωλεφθεί στο πρόγραμμα Sentilla.

4.2.1 Κώδικας Προγράμματος και σχολιασμός υλοποίησης

Κάποια σημαντικά κομμάτια του κώδικα που θα παρουσιάσουμε σε αυτό το μέρος είναι η καταγραφή των δεδομένων ενώ αρχικά καλείται η κλάση Mote App

```
public class MoteApp extends Adc<ElectricPotential> {

    public final static byte PHIDGET_LEFT = VoltageAdc.PORT_A0;
    //public final static byte PHIDGET_RIGHT = VoltageAdc.PORT_A1;

    public MoteApp( byte phidget_port ) {
        // Initialize the Adc to the correct pin and reference
        voltage
        super(phidget_port, Adc.REFVOLT_2_5);

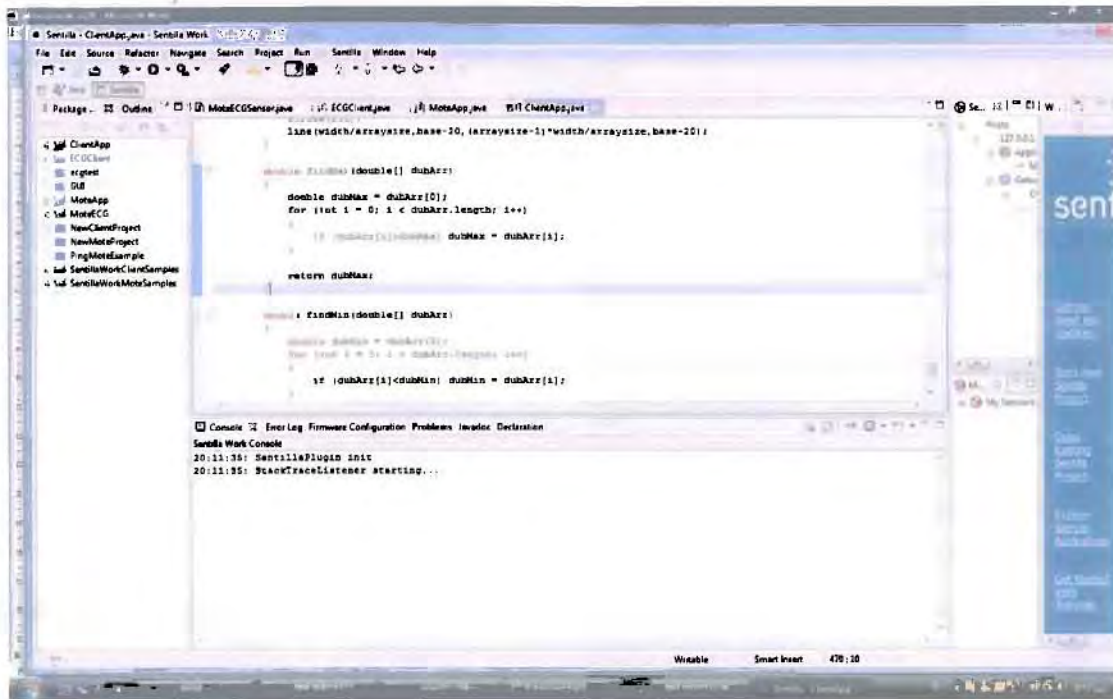
        // Read a value from the pin to set it for input
        // Pin 0x60 is the same as PORT_A0
        new DigitalPin(0x60).read();
    }
}
```

Εν συνεχεία, δεδομένου της αργής καταγραφής των δεδομένων λόγω τεχνικών συσκευών καλούμε την καταγραφή 9 τιμών για το ΕΚΓ και 1 για την καταμέτρηση της θερμοκρασίας, όπως προκύπτει παρακάτω:

```
public static class JCreateMessage implements Serializable {
    double temperature;
    double reading1;
    double reading2;
    double reading3;
    double reading4;
    double reading5;
    double reading6;
}
```



```
double reading7;
double reading8;
double reading9;
//public Measurable<ElectricPotential> reading2;
```



Εικόνα 30 Εκκίνηση του προγράμματος MoteApp

Τελικά με την ενεργοποίηση του προγράμματος MoteApp, την αναγνώριση των πυλών των αισθητήρων και την φόρτωση του προγράμματος πραγματοποιούμε την κλήση του ClientApp για την λήψη των δεδομένων και την οπτικοποίησή τους σε real time περιβάλλον.

```
receiver.receive();
//if we've got a message get new data
if (receiver.isDone())
{
    jmsg = (MoteApp.JCreateMessage)
receiver.getData();
    receiver.setReceive().submit();

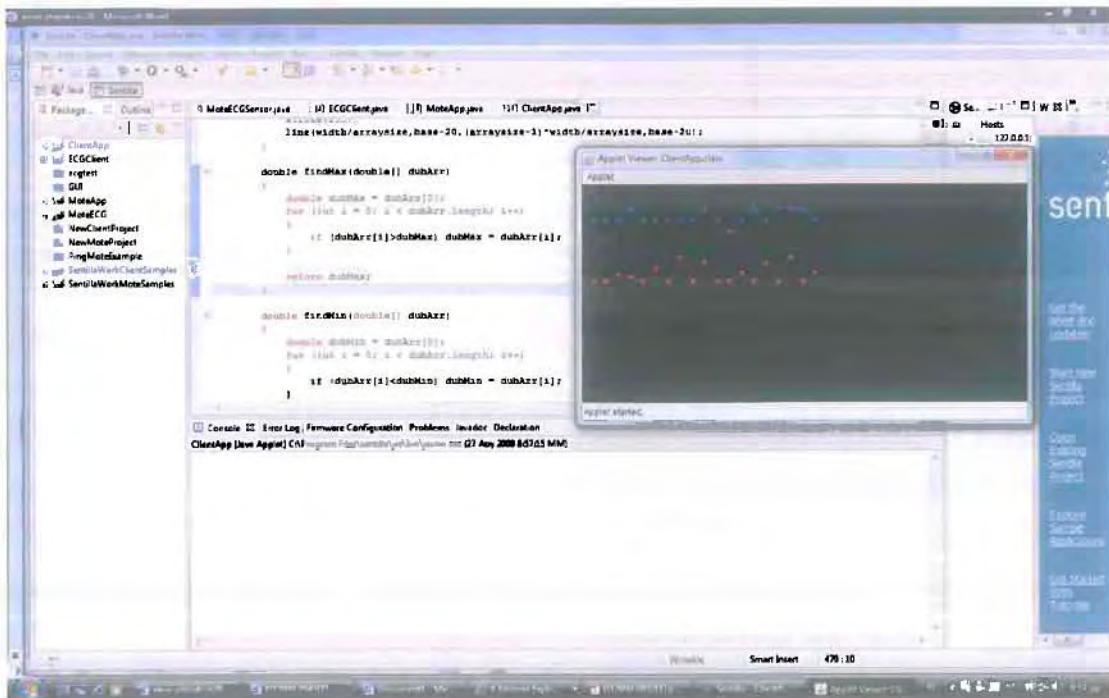
    addValue (tempArr, jmsg.temperature - 273);

    addValue (readingArr, jmsg.reading1);
    addValue (readingArr, jmsg.reading2 );
    addValue (readingArr, jmsg.reading3 );
    addValue (readingArr, jmsg.reading4 );
    addValue (readingArr, jmsg.reading5 );
    addValue (readingArr, jmsg.reading6 );
    addValue (readingArr, jmsg.reading7 );
    addValue (readingArr, jmsg.reading8 );
    addValue (readingArr, jmsg.reading9 );

    addValue (timeArr, (double) System.currentTimeMillis());
    if ( counter < arraysize) counter++;
```



```
animcounter = 0;
```



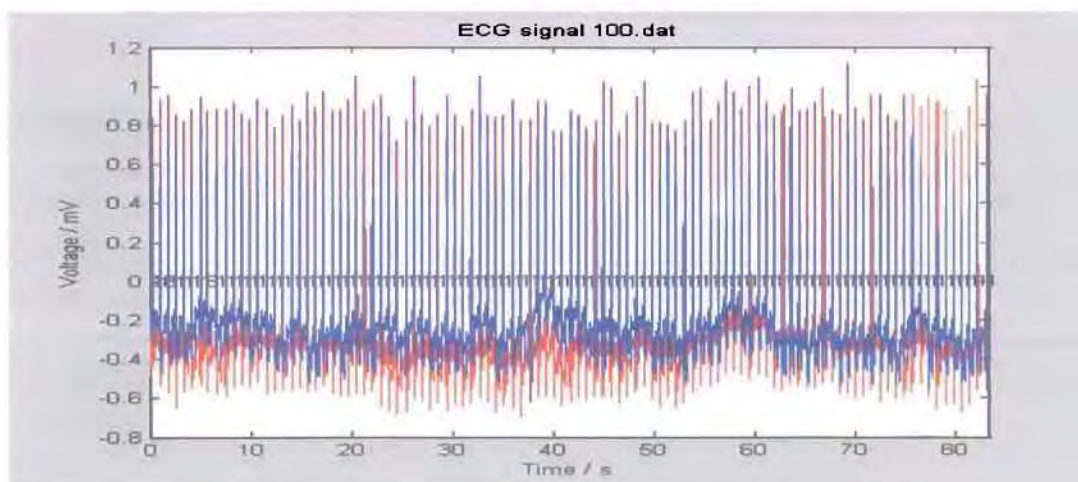
Εικόνα 31 Κλήση της εφαρμογής Client (successful MoteApp configuration)

5 Πειραματικά Αποτελέσματα

*People are fascinated by what they
can't quite understand.
Michael Palin of Monty Python's
Flying Circus*

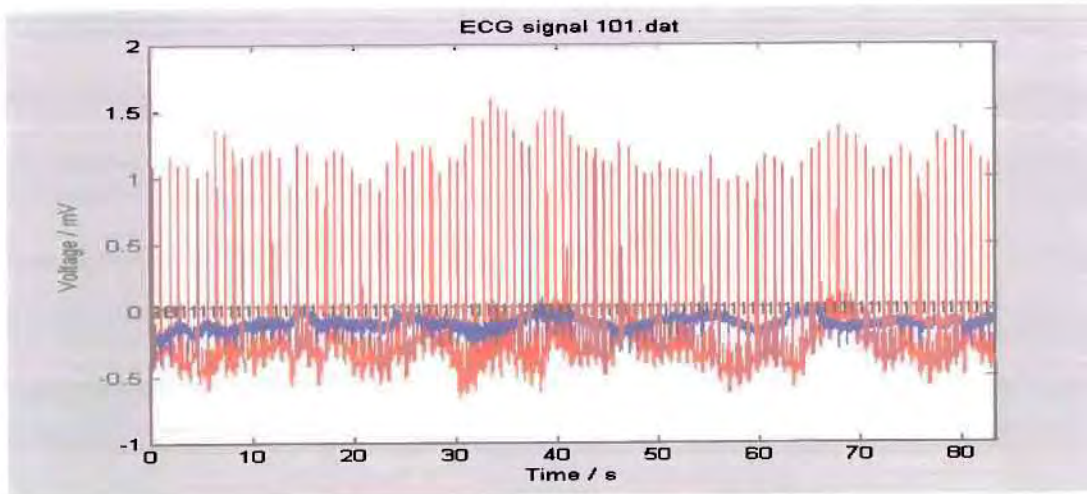
5.1 Αποτελέσματα από την Πειραματική Εκτέλεση του Αλγορίθμου Αναγνώρισης Συμπλέγματος QRS

Παρακάτω παραθέτουμε τα αποτελέσματα όπως προέκυψαν από την επεξεργασία στο λογισμικό πακέτο matlab για ασθενείς με χρόνιες καρδιακές αρρυθμίες που εξετάστηκαν σε 24ωρη καταγραφή καρδιογραφήματος. Ο πληθυσμός (ηλικίες:56-87) ακολουθεί εξειδικευμένη φαρμακευτική αγωγή και παρακολουθείται περιοδικά. Τα αποτελέσματα μετράμε τους καρδιακούς παλμούς, τα (PVC-Premature Ventricular Conduction beat) ΠΚΔΚ-Πρόωρη Κοιλιακή Διεξαγωγή Καρδιακού Παλμού, τα (APC- Atrial Premature Conduction Beat) ΠΕΔΚ-Ενδοκοιλιακή Πρόωρη Διεξαγωγή Καρδιακού Παλμού.



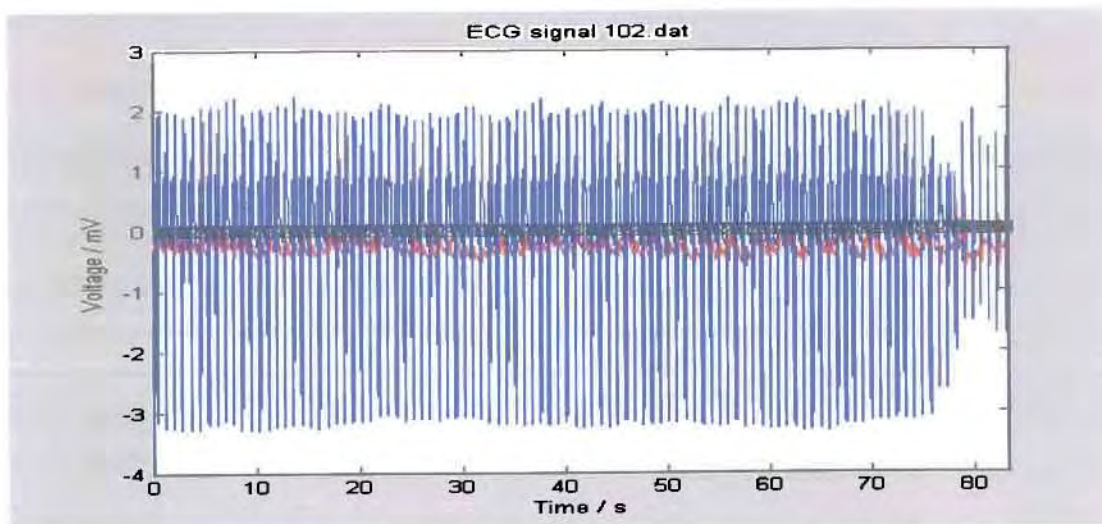
Εικόνα 32 Ασθενής άνδρας, Φάρμακα: Aldomet, Inderal, Ηλικία:69

Παλμοί	Πριν τις 5:00	Μετά τι	Συνολικά
Φυσιολογικοί	367	1872	2239
APC/ΠΕΔΚ	4	29	33
PVC/ΠΚΔΚ	-	1	1
Συνολικά	371	1902	2273



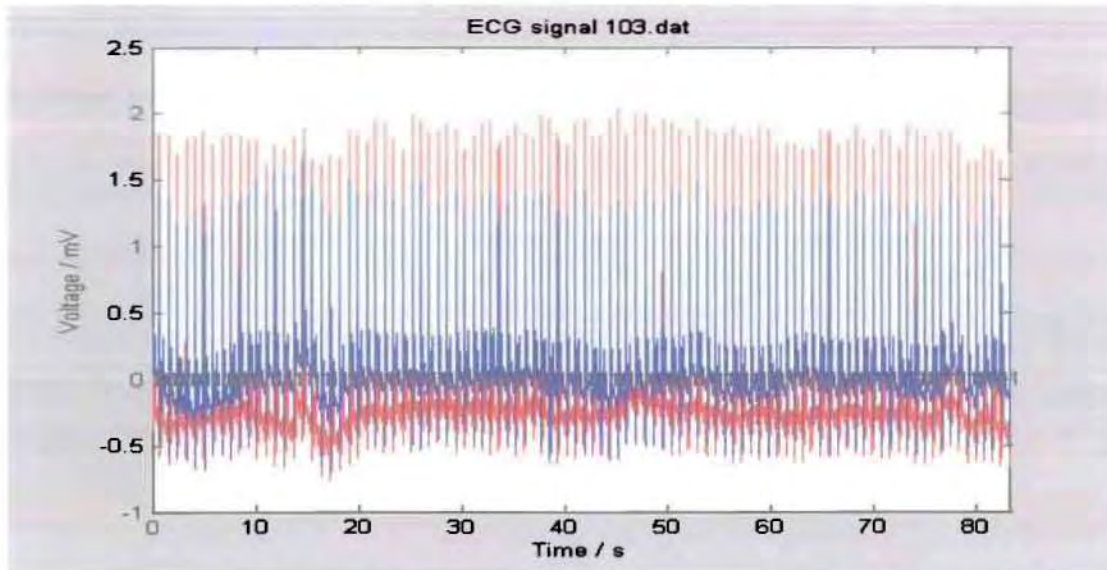
Εικόνα 33 Ασθενής γυναίκα, Φάρμακα: Diapres, Ηλικία: 75

Παλμοί	Πριν τις 5:00	Μετά τις 5:00	Συνολικά
Φυσιολογικοί	342	1518	1860
ΔΡC/ΠΕΔΚ	-	3	3
Μη κατηγοριοποιημένα	-	2	2
Συνολικά	342	1523	1865



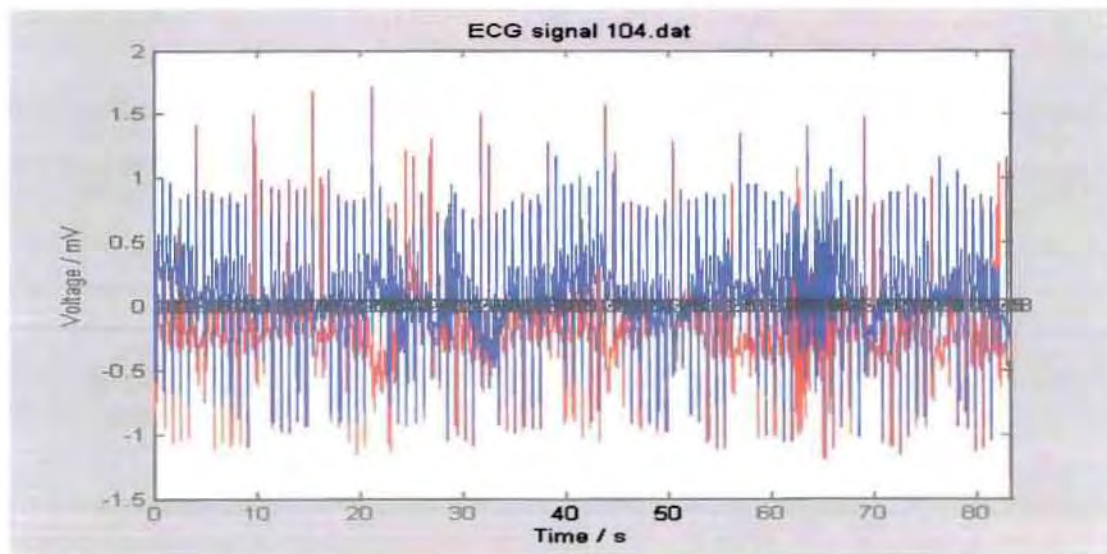
Εικόνα 34 Ασθενής γυναίκα, Φάρμακα: Digoxin, Ηλικία: 84

Παλμοί	5:00	Μετά τις 5:00	Συνολικά
Φυσιολογικοί	98	1	99
ΔΡC/ΠΕΔΚ	267	1817	2084
ΡVС/ΠΚΔΚ	1	3	4
Συνολικά	366	1821	2187



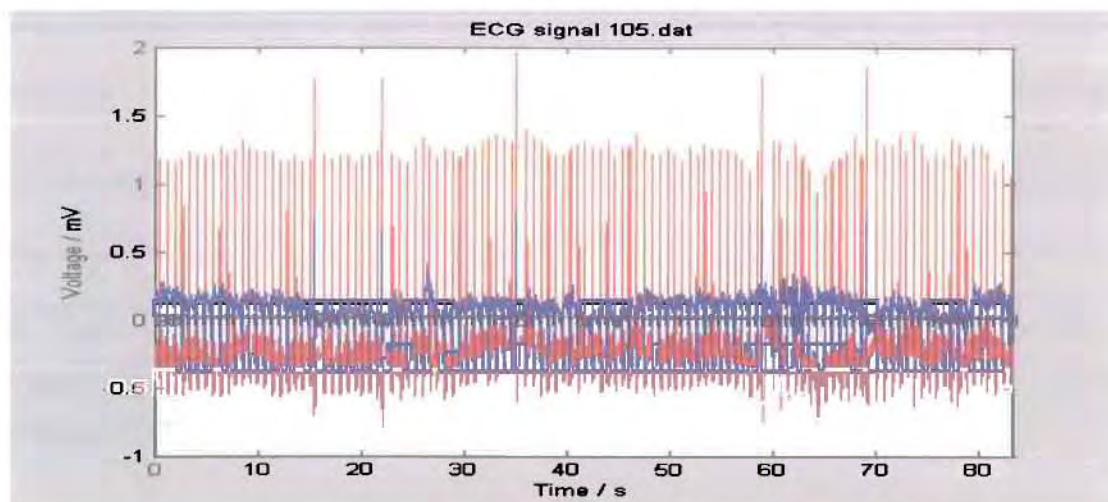
Εικόνα 35 Ασθενής Άνδρας, Φάρμακα:Diapres, Χυλοργιμ, Ηλικία:62

Παλμοί	Πριν τις 5:00	Μετά τις 5:00	Συνολικά
Φυσιολογικοί	355	1727	2082
ΑΡC/ΠΕΔΚ	-	2	2
ΡVС/ΠΚΔΚ	-	-	-
Συνολικά	355	1729	2084



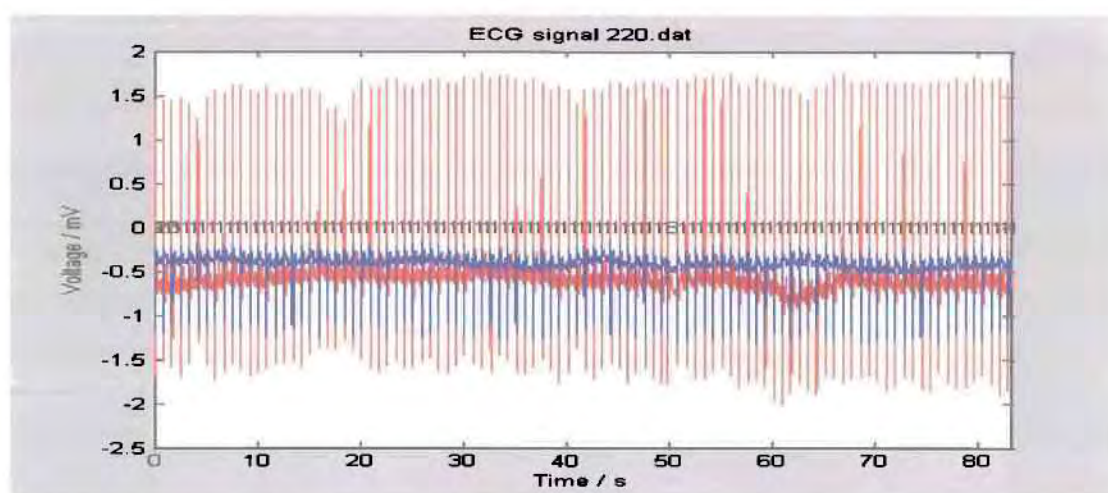
Εικόνα 36 Ασθενής γυναίκα, Φάρμακα:Digoxin, Pronestyl, Ηλικία: 66

Παλμοί	Πριν τις 5:00	Μετά τις 5:00	Συνολικά
Φυσιολογικοί	65	98	163
ΑΡC/ΠΕΔΚ	306	1758	2064
ΡVС/ΠΚΔΚ	1	1	2
Συνολικά	372	1857	2229



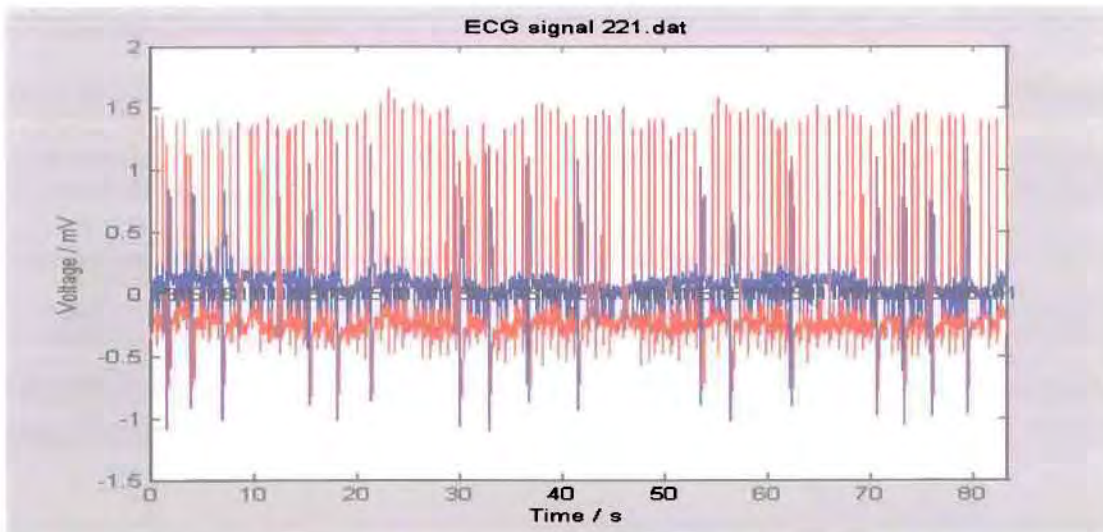
Εικόνα 37 Ασθενής γυναίκα, Φάρμακα: Digoxin, Nitropaste, PronestyI, Ηλικία: 73

Παλμοί	Πριν τις 5:00	Μετά τις 5:00	Συνολικά
Φυσιολογικοί	405	2121	2526
ΑΡC/ΠΕΔΚ	-	5	5
ΡVС/ΠΚΔΚ		29	41
Συνολικά	417	2155	2572



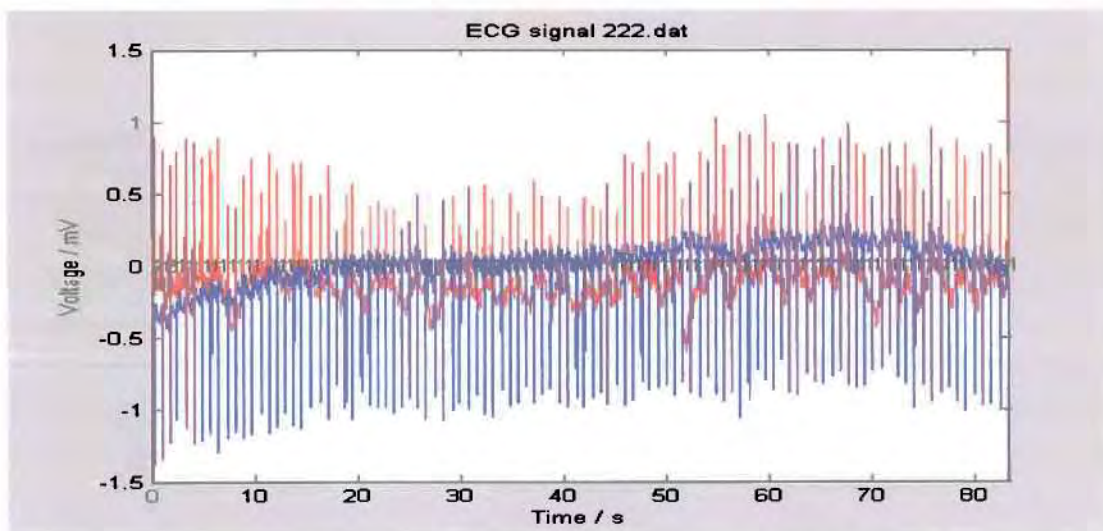
Εικόνα 38 Ασθενής γυναίκα, Φάρμακα: Digoxin, Ηλικία: 87

Παλμοί	Πριν τις 5:00	Μετά τις 5:00	Συνολικά
Φυσιολογικοί	353	1601	1954
ΑΡC/ΠΕΔΚ	1	93	94
ΡVС/ΠΚΔΚ	-	-	-
Συνολικά	354	1694	2048



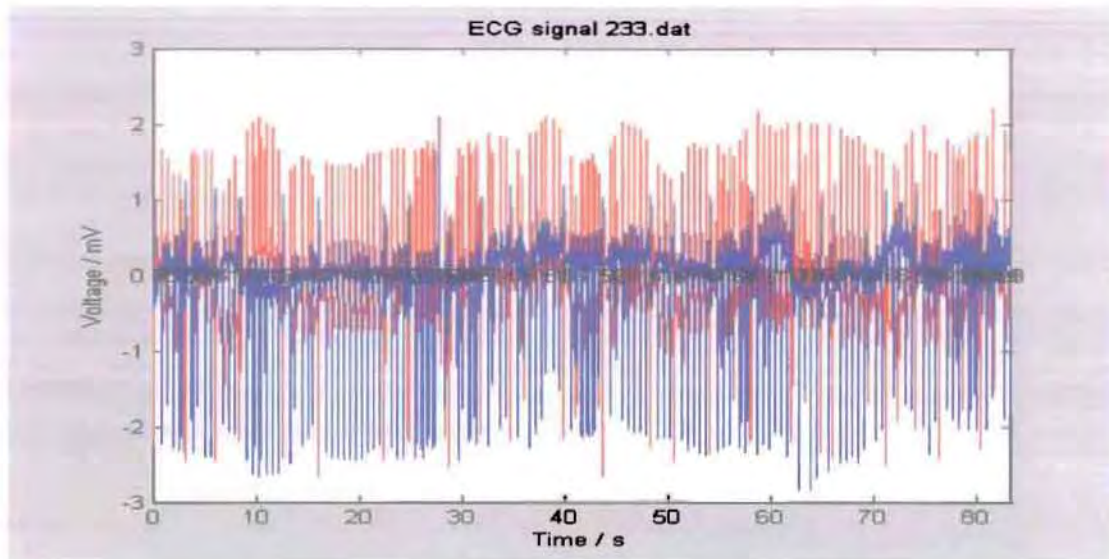
Εικόνα 39 Ασθενής άνδρας, Φάρμακα: Hydrochlorthiazide, Lasix, Ηλικία :83

Παλμοί	Πριν τις 5:00	Μετά τις 5:00	Συνολικά
Φυσιολογικοί	327	1704	2031
ΑΡC/ΠΕΔΚ	-	-	-
ΡVС/ΠΚΔΚ	80	316	396
Συνολικά	407	2020	2427



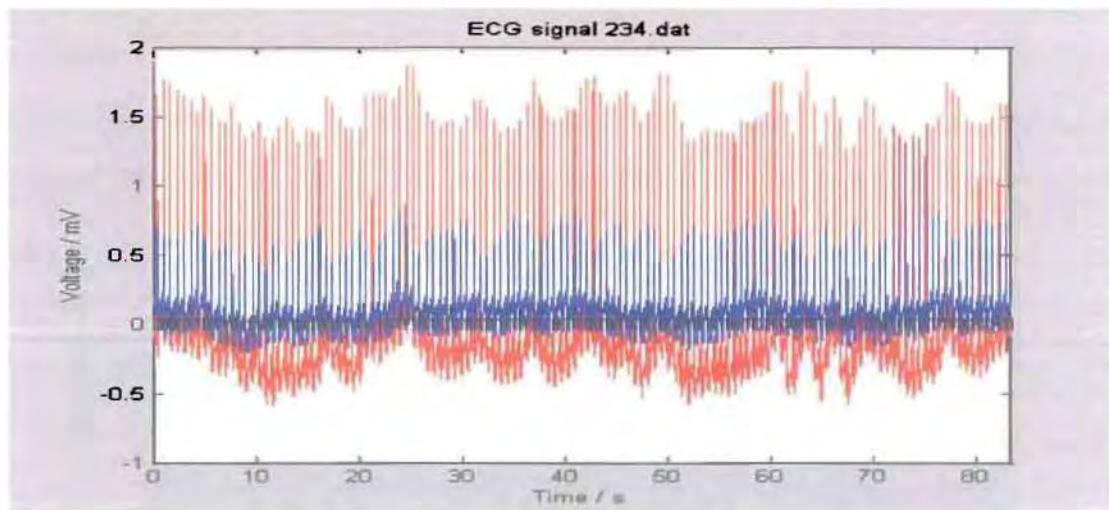
Εικόνα 40 Ασθενής γυναίκα, Φάρμακα: Digoxin, Quinidine, Ηλικία 84

Παλμοί	Πριν τις 5:00	Μετά τις 5:00	Συνολικά
Φυσιολογικοί	367	1695	2062
ΑΡC/ΠΕΔΚ	-	208	208
ΡVС/ΠΚΔΚ	-	213	213
Συνολικά	367	2116	2483



Εικόνα 41 Ασθενής άνδρας, Φάρμακα: Dilantin, Ηλικία:57

Παλμοί		Μετά τις 5:00	Συνολικά
Φυσιολογικοί	371	1859	2230
ΑΡC/ΠΕΔΚ	3	4	7
ΡVС/ΠΚΔΚ	144	698	842
Συνολικά	518	2561	3079

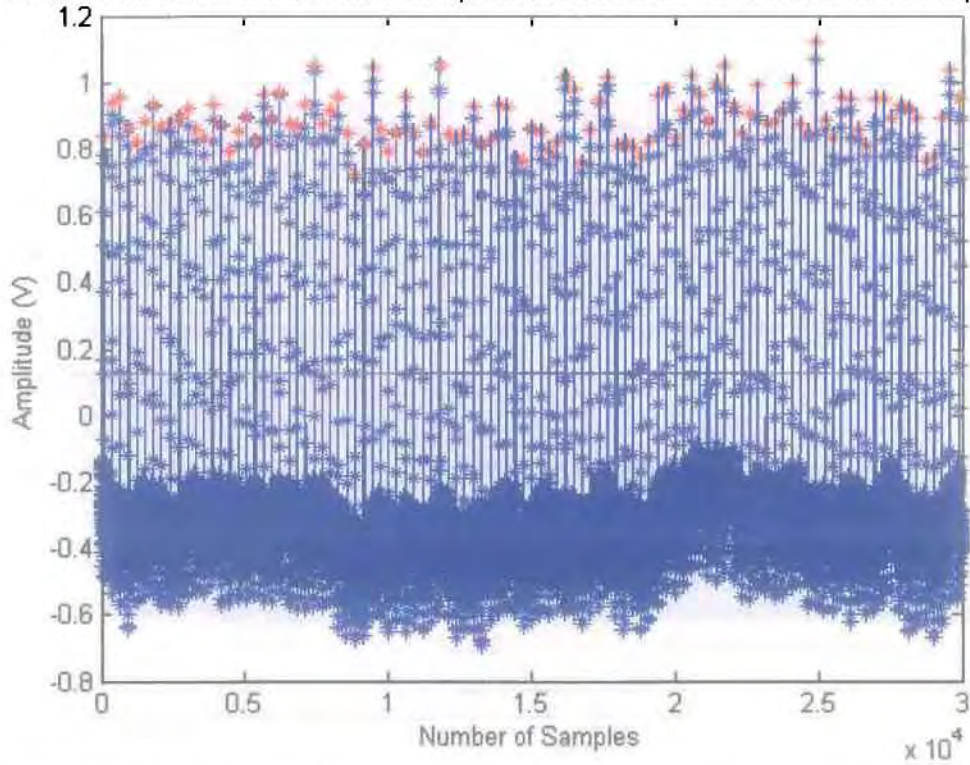


Εικόνα 42 Ασθενής γυναίκα, Φάρμακα: κανένα, ηλικία:56

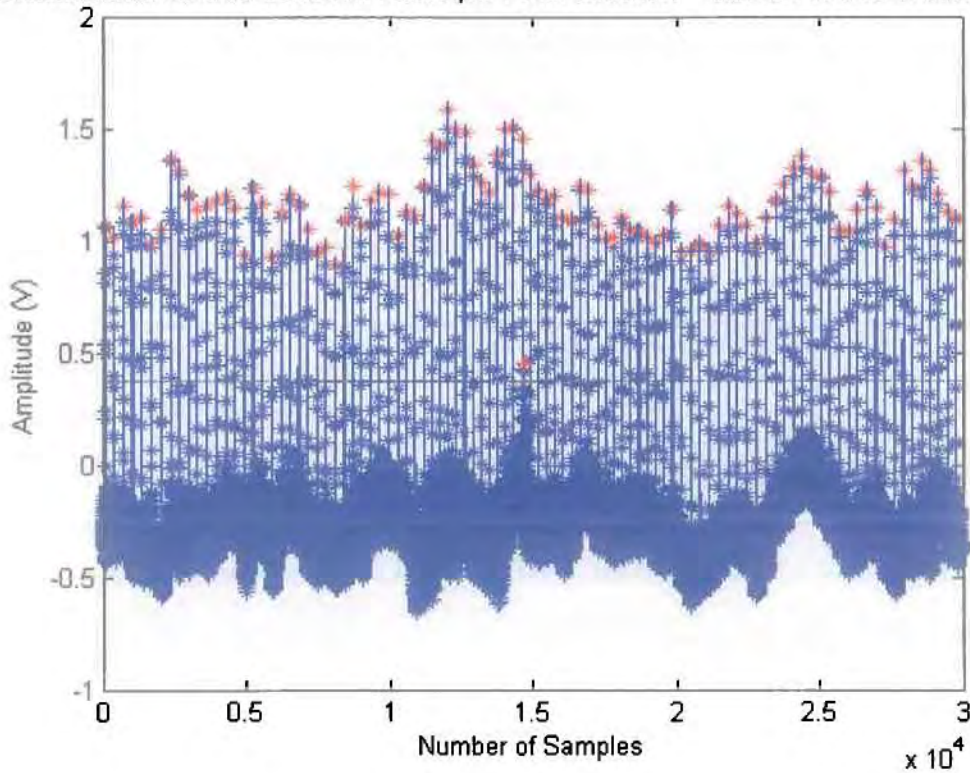
Παλμοί	Πριν τις 5:00	Μετά τι	Συνολικά
Φυσιολογικοί	462	2238	2700
ΑΡC/ΠΕΔΚ	-	50	50
ΡVС/ΠΚΔΚ	-	3	3
Συνολικά	462	2291	2753

Με την εκτέλεση του αλγόριθμου παίρνουμε τα αποτελέσματα παρακάτω, τα δείγματα φαίνονται με μπλε αστερίσκο, τα ανιχνευμένα peaks με κόκκινο και το κατώφλι με την μαύρη γραμμή.

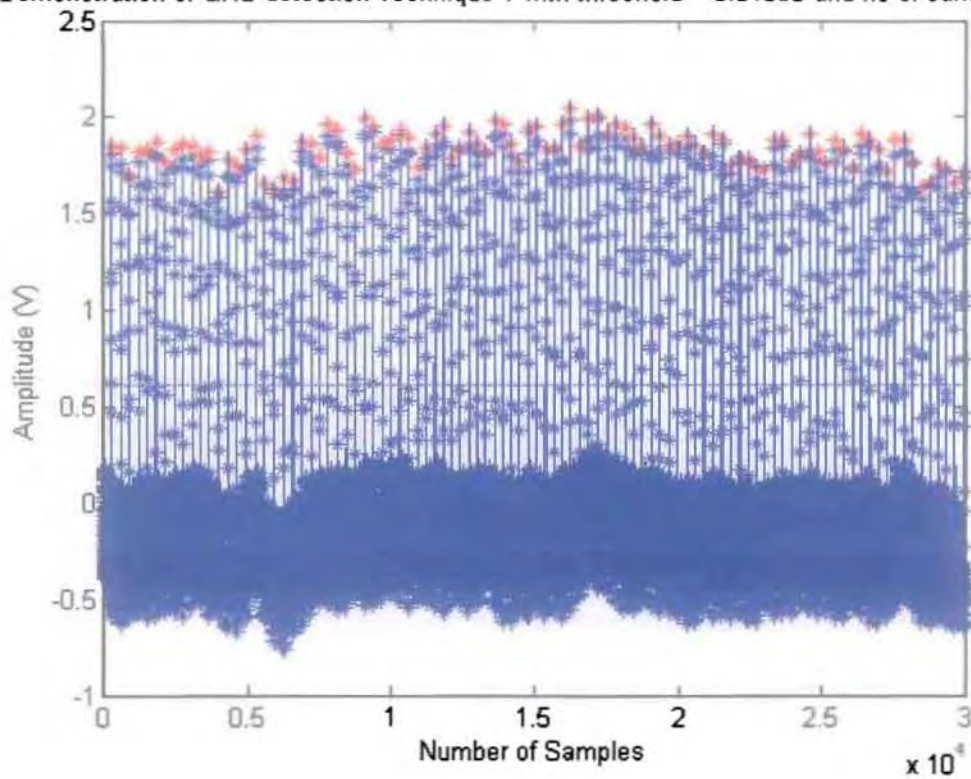
Demonstration of QRS detection Technique 1 with threshold = 0.12639 and no of samples = 2



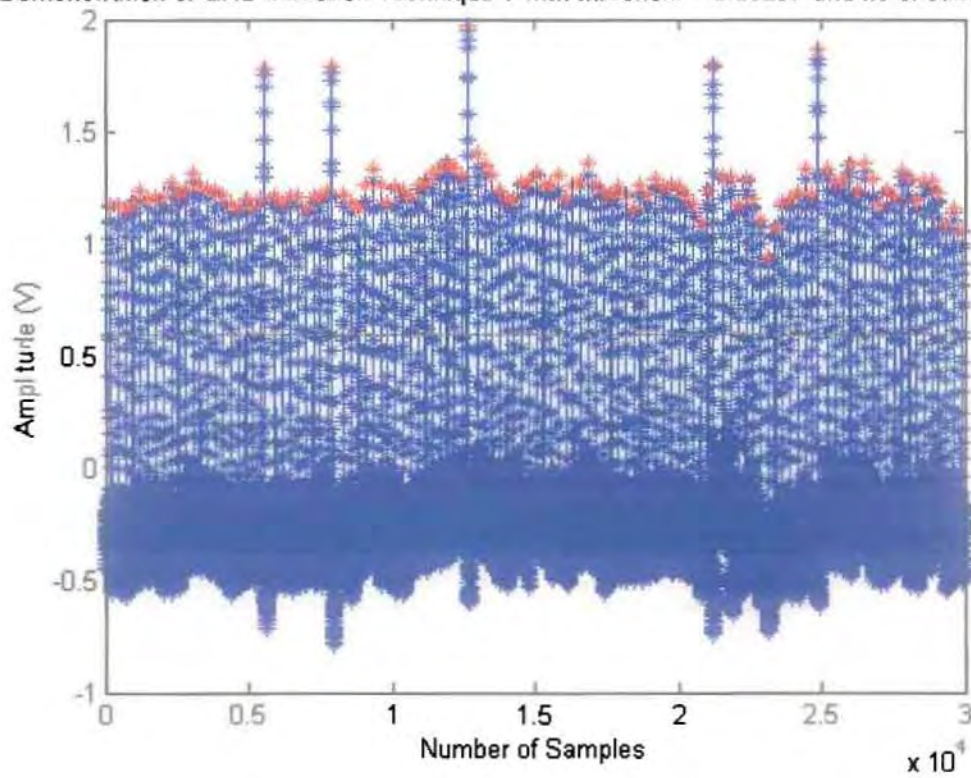
Demonstration of QRS detection Technique 1 with threshold = 0.37594 and no of samples = 2



Demonstration of QRS detection Technique 1 with threshold = 0.61035 and no of samples = 2



Demonstration of QRS detection Technique 1 with threshold = 0.59297 and no of samples = 2

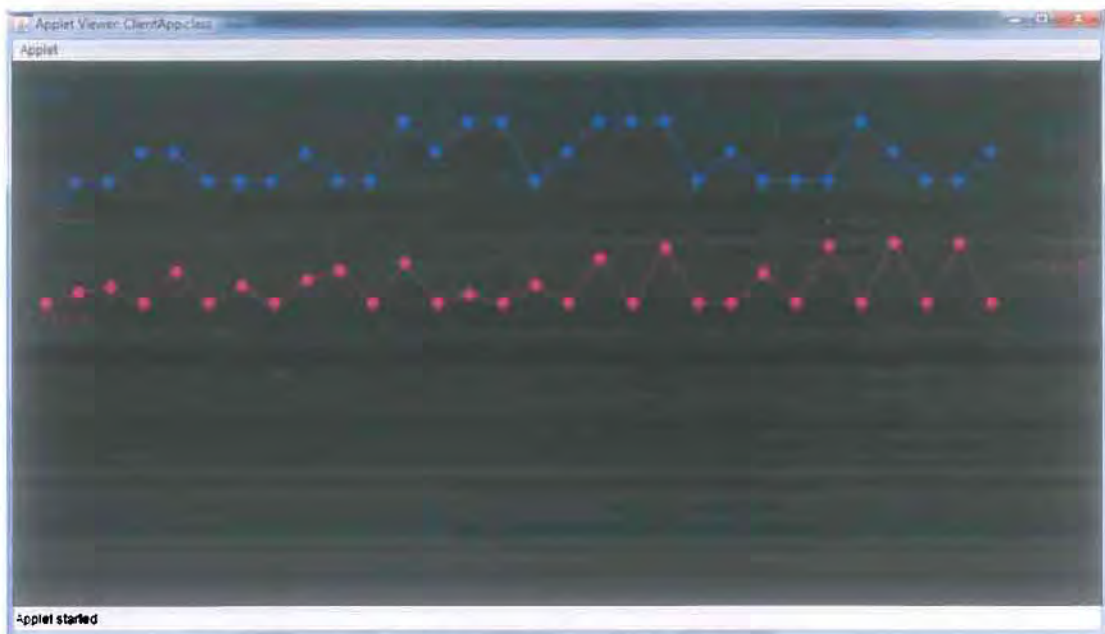


5.2 Αποτελέσματα από την Πειραματική Εκτέλεση των εφαρμογών επικοινωνίας και οπτικοποίησης βιοσημάτων

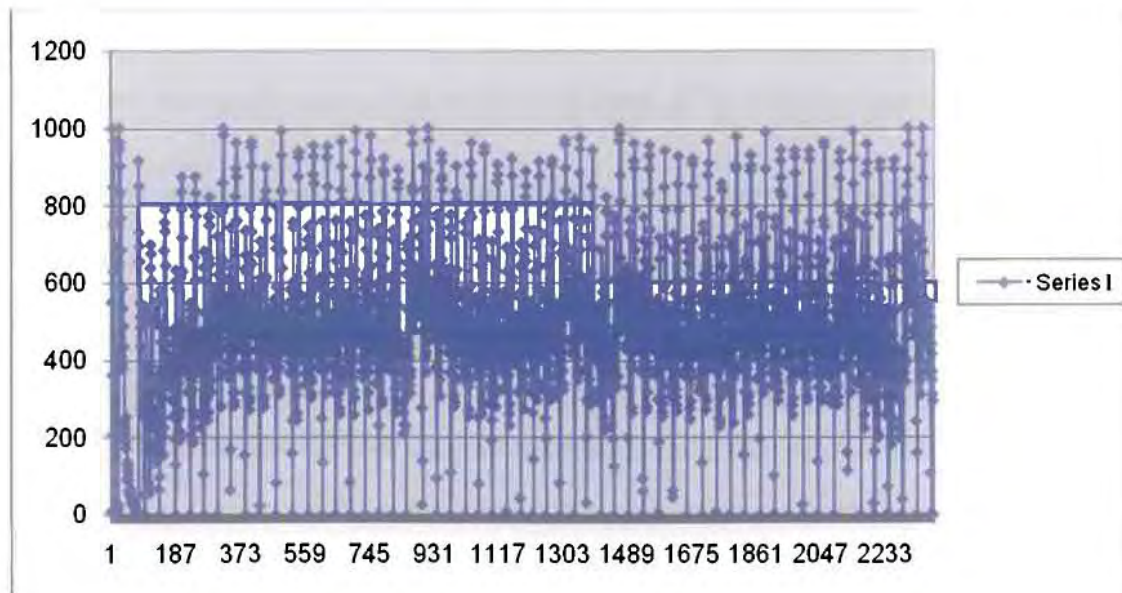
Με την επιτυχή σύνδεση των συστημάτων και την εκτέλεση των προγραμμάτων καθώς επίσης και με την ορθολογική σύνδεση των καλωδίων στον ασθενή λαμβάνουμε ικανοποιητικές οπτικοποιήσεις των δεδομένων. Είναι σαφές ότι τα τεχνικά μέσα δυσχεραίνουν την καταγραφή καρδιογραφήματος ύψιστης ευκρίνειας για την επέκταση της μελέτης σε διαγνωστική ανάλυση ωστόσο, με την σύνδεση εξελιγμένων τεχνικών μηχανημάτων λαμβάνουμε εντυπωσιακά αποτελέσματα για καρδιολογικές ασθένειες.



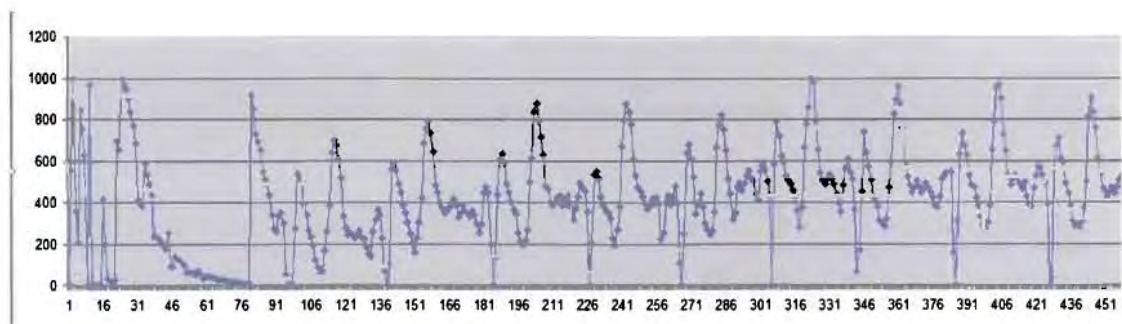
Εικόνα 43 Λήψη δεδομένων καρδιογραφήματος και θερμοκρασίας



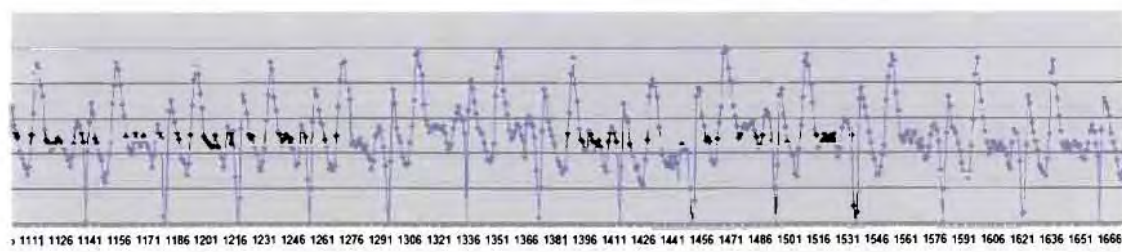
Εικόνα 44 Συνεχής λήψη δεδομένων καρδιογραφήματος σε ασθενή 22 ετών με διαφυγή στις 2 βαλβίδες.



Εικόνα 45 Πλήρης καταγραφή δεδομένων καρδιογραφήματος (male/age28/normal heart condition)



Εικόνα 46 Μεγεθυμένα αποτελέσματα (male/age28/normal heart condition)



Εικόνα 47 Καταγραφή φυσιολογικού καρδιογραφήματος (male/age28/normal heart condition)

Η συλλογή των δεδομένων γίνεται σε ικανοποιητικό βαθμό, και παρατηρούμε τη δημιουργία καρδιογραφήματος φυσιολογικών τιμών με ομαλή περιοδικότητα.

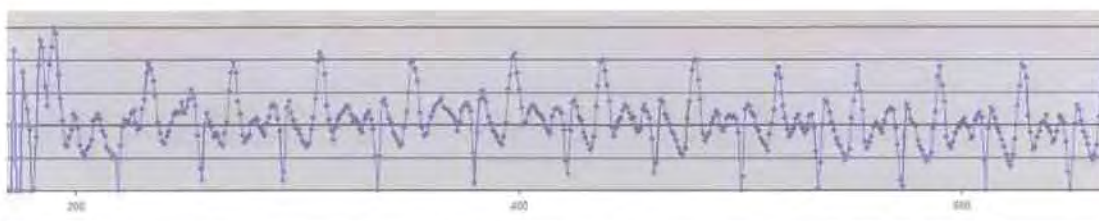
5.2.2 Υλοποίηση πειραματικής μελέτης του συνολικού συστήματος σε πληθυσμό 10 ατόμων

Στην πρόοδο της ανάπτυξης της εφαρμογής, ελέγξαμε τα αποτελέσματα από έναν πληθυσμό τυχαίο 10 ατόμων και εύρος ηλικιών 19-57 ετών και των δύο φύλων.

Παραθέτουμε κάποια στιγμιότυπα από τα καρδιογραφήματα που καταγράφηκαν για αρκετά λεπτά στον καθένα. Οι συνθήκες καταγραφής του καρδιακού παλμού σχετίζονται άμεσα με την ποιότητα των αποτελεσμάτων καθώς οι εξωτερικοί θόρυβοι αυξάνουν τις παρεμβολές του σήματος και μειώνουν την ευκρίνεια.

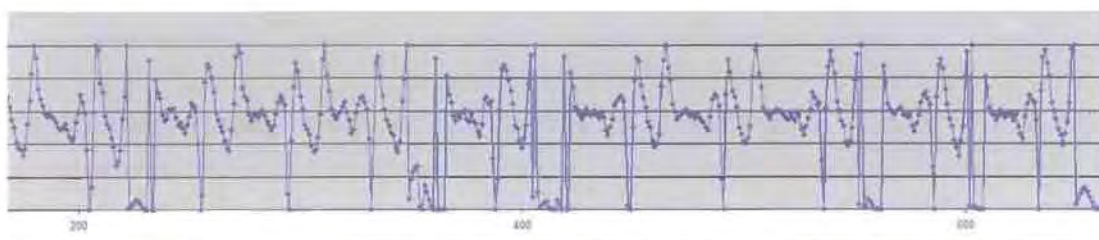
Οι μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν με δύο διαφορετικές πλατφόρμες καταγραφής καρδιογραφήματος που συνδέονταν στην ακριβώς ίδια εφαρμογή παρουσιάζοντας έτσι την διαφορά που υπάρχει ανάμεσα στα τεχνικά μέσα. Επιπλέον, παρατηρείται ότι η εφαρμογή αυξάνει την αξιοπιστία και την ευκρίνειά της με την σύνδεσή της σε πιο εξελιγμένες τεχνολογικές πλατφόρμες καταγραφής καρδιογραφήματος.

Παρακάτω ενδεικτικά απομονώσαμε στιγμιότυπα καρδιογραφήματος από τους 10 ασθενείς που συνέβαλαν στην μελέτη της λειτουργίας της εφαρμογής.



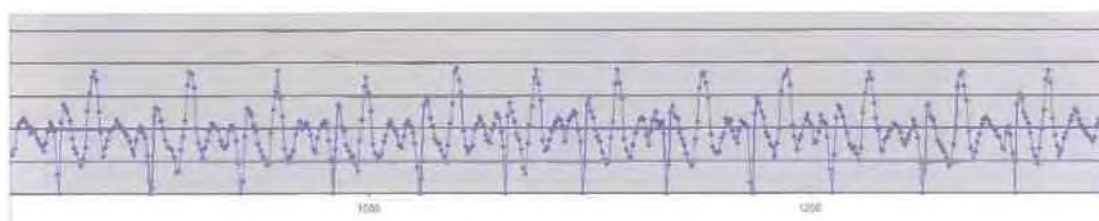
Εικόνα 48 Άνδρας ασθενής, 26 ετών

Ρυθμός	Ποσοστό	Διάρκεια
Φυσιολογικός ημιτονοειδής	72-78	135sec



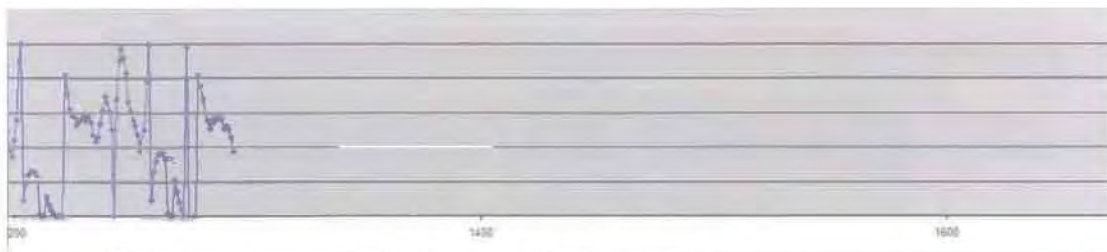
Εικόνα 49 Άνδρας ασθενής, 28 ετών

Ρυθμός	Ποσοστό	Διάρκεια
Φυσιολογικός ημιτονοειδής	75-82	145sec



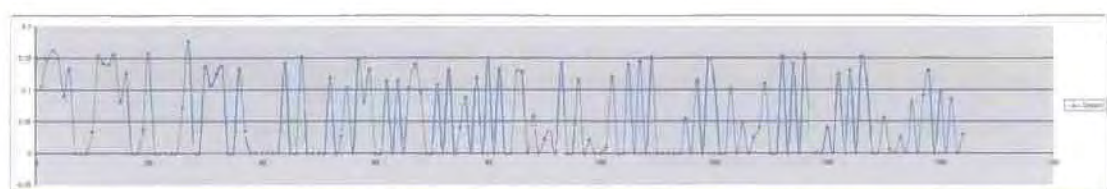
Εικόνα 50 Άνδρας ασθενής, 25 ετών

Ρυθμός	Ποσοστό	Διάρκεια
Φυσιολογικός ημιτονοειδής	73-85	130sec



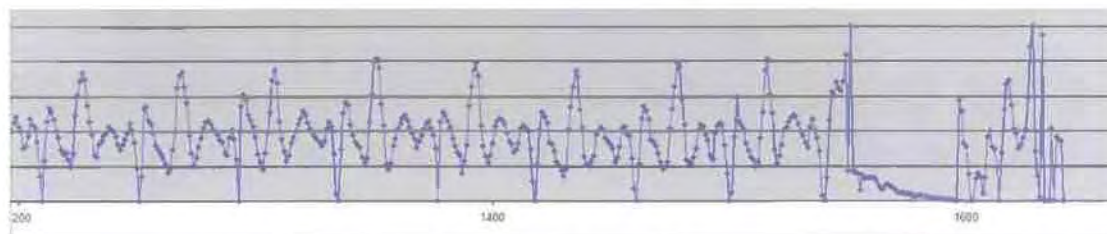
Εικόνα 51 Άνδρας ασθενής, 27 ετών

Ρυθμός	Ποσοστό	Διάρκεια
Φυσιολογικός ημιτονοειδής	70-80	125sec
Ατονική περιοχή	200	350sec



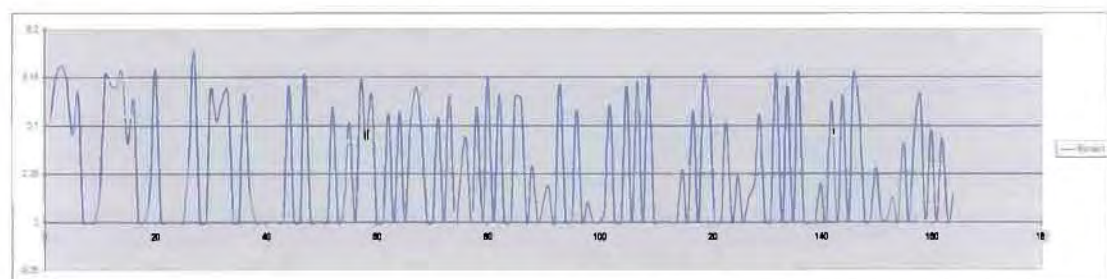
Ρυθμός	Ποσοστό	Διάρκεια
Φυσιολογικός ημιτονοειδής	70-85	35sec

Εικόνα 52 Γυναίκα ασθενής, 22 ετών



Εικόνα 53 Γυναίκα ασθενής, 21 ετών

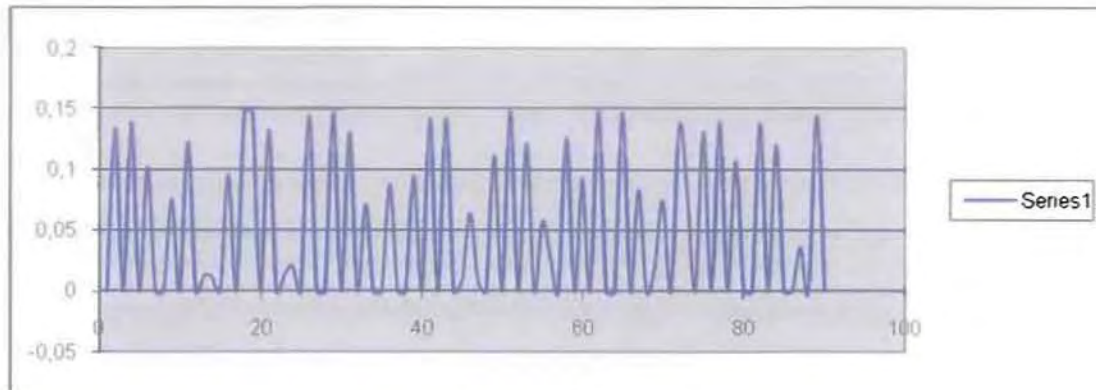
Ρυθμός	Ποσοστό	Διάρκεια
Φυσιολογικός ημιτονοειδής	70-85	140sec



Εικόνα 54 Γυναίκα ασθενής, 49 ετών

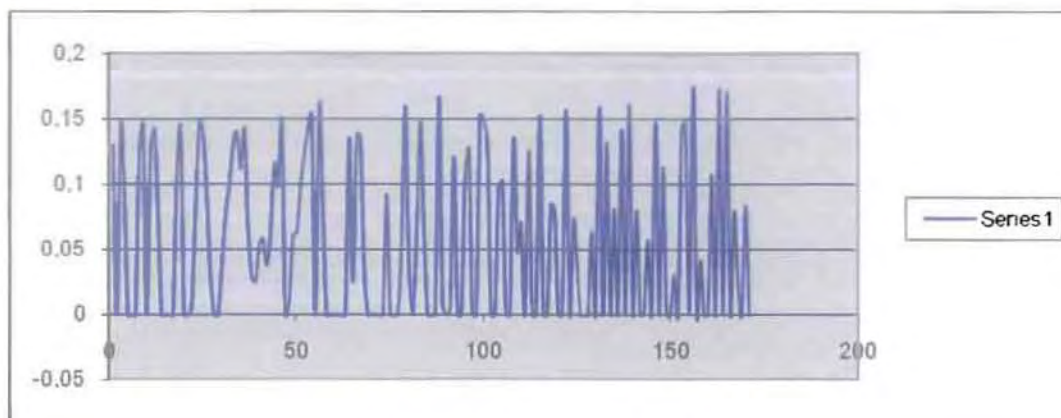
Ρυθμός	Ποσοστό	Διάρκεια
Φυσι	70-95	105sec

ΙΤΟΝΟΙΔΗΣ



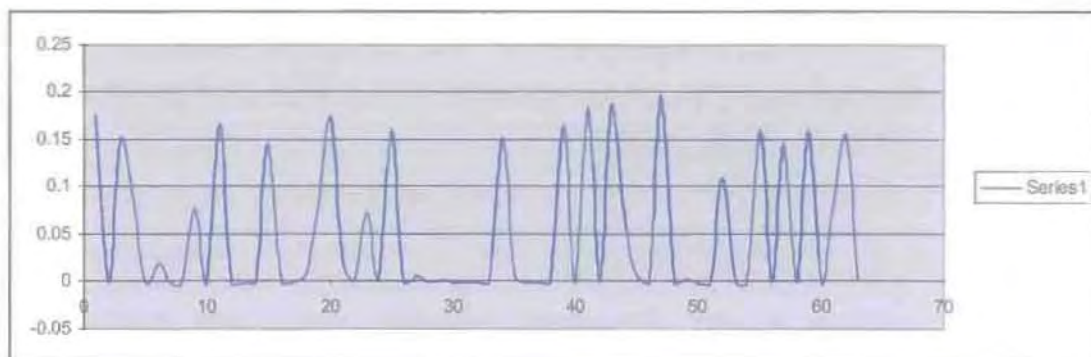
Εικόνα 55 Άνδρας ασθενής, 57 ετών

Ρυθμός	Ποσοστό	Διάρκεια
Φυσιολογικός ημιτονοειδής	70-85	95sec
Κοιλιακή Διδυμία	2	5sec



Εικόνα 56 Άνδρας ασθενής, 24 ετών

Ρυθμός	Ποσοστό	Διάρκεια
Φυσιολογικός ημιτονοειδής	65-80	4:00min
Κοιλιακή ταχυκαρδία	121	0:02sec



Εικόνα 57 Γυναίκα ασθενής, 22 ετών

Ρυθμός	Ποσοστό	Διάρκεια
Φυσιολογικός ημιτονοειδής	55-79	3:00min
Ενδοκοιλιακός ινιδισμός	51-103	2:02sec

5.2.3 Πρωτόκολλο μελέτης

ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΟ ΥΛΟΠΟΙΗΣΗΣ ΕΡΕΥΝΑΣ ΣΥΓΚΡΙΤΙΚΗΣ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗΣ

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Το παρόν Πρωτόκολλο συντάχθηκε με σκοπό τη υποστήριξη της χρήσης της εφαρμογής τηλεπαρακολούθησης ασθενών μέσω ασύρματων κατά τη διεξαγωγή της Έρευνας Συγκριτικής Αξιολόγησης στις καταγραφές καρδιογραφημάτων ασθενών πληθυσμού 10 ατόμων.

Βασίζεται στον Ευρωπαϊκό Κώδικα Υλοποίησης Συγκριτικής Αξιολόγησης για Οργανισμούς του Δημοσίου Τομέα, προσθέτοντας τις απαραίτητες προσαρμογές τις οποίες κρίνει απαραίτητες η ερευνητική ομάδα.

Το Πρωτόκολλο αποτελεί το πλαίσιο το οποίο αφενός θα διευκολύνει την ανταλλαγή πληροφορήσης και τη συγκριτική ανάλυση και αφετέρου θα εξασφαλίσει ομοιομορφία και αποτελεσματικότητα κατά τη διεξαγωγή της έρευνας.

Το Πρωτόκολλο δεν αποτελεί δεσμευτικό νομικό συμβόλαιο. Η ερευνητική ομάδα και ο πληθυσμός που θα λάβει μέρος, θα πρέπει να υπογράψουν τη Δήλωση στο τέλος του κειμένου, προκειμένου να διασφαλίσουν την συμμετοχή τους στην Έρευνα Συγκριτικής Αξιολόγησης, καθώς και την υλοποίηση του έργου με βάση τις αρχές και τα πρότυπα που αναφέρονται στη συνέχεια.

Σκοπός

Το παρόν Πρωτόκολλο συντάχθηκε από την φοιτήτρια Αντωνιάδου Β. Ελένη με σκοπό τη διασφάλιση για τη μη χρησιμοποίηση των παρεχόμενης πληροφορίας από τρίτα μέρη.

Status

Το παρόν Πρωτόκολλο δεν είναι νομικά δεσμευτικό, ωστόσο, τα μέλη της ερευνητικής ομάδας αναμένεται να το ακολουθήσουν κατά τη διαδικασία συλλογής των στοιχείων και μετά το πέρας αυτής.

Βασικές Αρχές

Το παρόν Πρωτόκολλο περιλαμβάνει τις παρακάτω βασικές αρχές :

- **Παροχή Πληροφόρησης**

Η παροχή εμπιστευτικής πληροφορίας από την επιχείρηση που συμμετέχει στην έρευνα προς τα αρμόδια μέλη, είναι πλήρης, ακριβής και επικαιροποιημένη με την ευθύνη της επιχείρησης.

- **Χρησιμοποίηση για λόγους Σύγκρισης**

Τα παρεχόμενα στοιχεία θα χρησιμοποιηθούν από την ερευνήτρια μόνο για τη διαδικασία της συγκριτικής ανάλυσης.

- **Εμπιστευτικότητα**

Κατά τη χρησιμοποίηση των στοιχείων θα διασφαλίζεται η ανωνυμία των ασθενών που συμμετέχουν στην έρευνα. Η παροχή πληροφοριών με τη χρήση της επωνυμίας του ασθενούς θα πραγματοποιείται μόνον κατόπιν γραπτής έγκρισης της επιχείρησης αυτής.

- **Συνεργασία**

Κάθε ασθενής που συμμετέχει στην έρευνα θα ορίζει ένα πρόσωπο επικοινωνίας (contact person) με το οποίο θα ορίζεται ενδεχόμενη χρήση των στοιχείων του ασθενούς από τον ερευνητή.

- **Αμοιβαία Υποστήριξη**

Η ερευνητική ομάδα υποχρεούνται να αξιοποιήσουν τη βάση δεδομένων και να διευκολύνουν τους ασθενείς κατά τη διαδικασία εύρεσης και χρησιμοποίησης των συγκρίσιμων στοιχείων.

- **Δήλωση**

Ο ερευνητής, αρμόδιος για τη διεξαγωγή της Έρευνας Συγκριτικής Αξιολόγησης, υπογράφει τη Δήλωση, η οποία αποτελεί αναπόσπαστο τμήμα του Πρωτοκόλλου. Ο ερευνητής θα τηρεί αρχείο αυτών των δηλώσεων.

- **Ιδιοκτησία**

Η ερευνητική ομάδα έχουν την ιδιοκτησία της εμπιστευτικής πληροφόρησης που αποκτάται στα πλαίσια της παρούσας έρευνας. Η ερευνητική ομάδα δεν θα χρησιμοποιήσουν ή επιτρέψουν τη χρησιμοποίηση των Εμπιστευτικών Πληροφοριών για οποιοδήποτε άλλο σκοπό, είτε ολικά είτε εν μέρη, παρά μόνο σε σχέση με τους σκοπούς και κατά τη διάρκεια της έρευνας Benchmarking.

ΒΑΣΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑΣ ΣΥΓΚΡΙΤΙΚΗΣ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗΣ

1. Αρχή της Προετοιμασίας

Οι ερευνητές που θα διεξάγουν την έρευνα υποχρεούνται :

1.1 Να είναι πλήρως προετοιμασμένοι κατά την πρώτη προσέγγιση με τα στελέχη της εταιρίας ώστε να εξασφαλίζεται η αποτελεσματικότητα και αποδοτικότητα της Έρευνας Συγκριτικής Αξιολόγησης.

1.2 Να είναι πλήρως προετοιμασμένοι για τη συλλογή των στοιχείων προκειμένου να αξιοποιείται κατά το βέλτιστο δυνατό τρόπο ο χρόνος των ασθενών που συμμετέχουν στην έρευνα.

1.3 Να παρέχουν εγκαίρως πληροφορίες σχετικές με την διεξαγωγή της

καταγραφής του καρδιογραφήματος και τυχόν παρενεργειών αυτής.

2. Αρχή της Προσέγγισης – Επαφής με τον ασθενή

Οι ερευνητές που θα διεξάγουν την έρευνα υποχρεούνται :

- 2.1** Να σέβονται την φυσιολογία του ασθενούς που συμμετέχει στην έρευνα και να συνεργάζονται με βάση από κοινού συμφωνημένες διαδικασίες.
- 2.2** Να πραγματοποιούν συναντήσεις καταγραφής καρδιογραφημάτων με τους ασθενείς που συμμετέχουν στη έρευνα, αφού προηγουμένως έχουν από κοινού καθοριστεί ημέρα και ώρα.
- 2.3** Να συμφωνούν με τους ασθενείς που συμμετέχουν στη έρευνα, τον τρόπο με τον οποίο θα πραγματοποιείται η επικοινωνία και η διεξαγωγή του καρδιογραφήματος.
- 2.4** Να αποφεύγουν την αναφορά σε ονόματα προσώπων χωρίς προηγούμενη άδεια των ατόμων αυτών.

3. Αρχή της Ανταλλαγής

Οι ερευνητές που θα διεξάγουν την έρευνα υποχρεούνται :

- 3.1** Να παρέχουν ίδιου τύπου και επιπέδου πληροφόρηση στον πληθυσμό που συμμετέχει στη έρευνα, με την προϋπόθεση ότι τηρείται η αρχή της νομιμότητας.
- 3.2** Να επικοινωνούν κατάλληλα και έγκαιρα ώστε να διευκρινίζονται οι απαιτήσεις, να αποφεύγονται παρανοήσεις και να εδραιώνεται αμοιβαίο ενδιαφέρον στην διαδικασία ανταλλαγής πληροφόρησης.

3.3 Να είναι ειλικρινή και ακέραια.

4. Αρχή της Εμπιστευτικότητας

Οι ερευνητές που θα διεξάγουν την έρευνα υποχρεούνται :

4.1 Να μη γνωστοποιούν σε τρίτους τις κοινοποιηθείσες πληροφορίες που χαρακτηρίζονται ως εμπιστευτικές και απόρρητες, και τις οποίες ανταλλάσσουν, πριν, κατά τη διάρκεια των συναντήσεων για τη συμπλήρωση του ερωτηματολογίου και μετά το πέρας της έρευνας καταγραφής καρδιογραφημάτων. Οι εμπιστευτικές πληροφορίες θα χρησιμοποιούνται αποκλειστικά για τους σκοπούς για τους οποίους αρχικά διατέθηκαν.

4.2 Να μην κοινοποιούν τη συμμετοχή μιας επιχείρησης στην έρευνα χωρίς να έχουν λάβει σχετική άδεια από αυτήν.

5. Αρχή της Χρησιμοποίησης

Οι ερευνητές που θα διεξάγουν την έρευνα υποχρεούνται :

5.1 Να μην χρησιμοποιήσουν ή επιτρέψουν τη χρησιμοποίηση των Εμπιστευτικών Πληροφοριών για οποιοδήποτε άλλο σκοπό, είτε ολικά είτε εν μέρη, παρά μόνο σε σχέση με τους σκοπούς και κατά τη διάρκεια της έρευνας τηλεπαρακολούθησης ασθενών μέσω ασύρματων αισθητήρων.

5.2 Οποιαδήποτε ελευθέρωση τέτοιων Εμπιστευτικών Πληροφοριών, όταν αυτό θεωρηθεί αναγκαίο, σε οποιοδήποτε τρίτο μέρος θα συντονιστεί και εγκριθεί από αμφότερα τα μέρη πριν από τη διασπορά και ελευθέρωση. Τέτοια

ελευθέρωση θα υπόκειται στη γραπτή συμφωνία του εν λόγω τρίτου μέρους, με βάση τους ίδιους όρους που καταγράφονται στον παρόντα όρο, να μην προβεί σε περαιτέρω αποκάλυψη και να χρησιμοποιεί τις Εμπιστευτικές Πληροφορίες μόνο για τους σκοπούς της παρούσας Έρευνας Συγκριτικής Αξιολόγησης.

- 5.3** Να μην χρησιμοποιήσουν ή επιτρέψουν τη χρησιμοποίηση τέτοιων Εμπιστευτικών Πληροφοριών για οποιοδήποτε άλλο σκοπό, είτε ολικά είτε εν μέρη, παρά μόνο σε σχέση με τους σκοπούς και για τη διάρκεια της παρούσας Έρευνας Συγκριτικής Αξιολόγησης, εκτός και μόνο κατά την έκταση που τέτοια περαιτέρω χρήση είναι προηγουμένως συγκεκριμένα εξουσιοδοτημένη γραπτώς από το Μέρος που αποκαλύπτει τέτοιες πληροφορίες.
- 5.4** Το Πανεπιστήμιο Στερεάς Ελλάδος έχει δικαίωμα πρόσβασης στα στοιχεία που συγκεντρώθηκαν για το σκοπό και κατά τη διάρκεια της παρούσας Έρευνας Συγκριτικής Αξιολόγησης, με τρόπο που θα διασφαλίζεται η ανωνυμία των ασθενών.

6. Αρχή της Νομιμότητας

Οι ερευνητές που θα διεξάγουν την έρευνα υποχρεούνται :

- 6.1** Να έχουν νομική υποστήριξη από νομικό σύμβουλο σε περίπτωση αμφιβολιών ως προς τη νομιμότητα κάποιας ενέργειας.
- 6.2** Να αποφεύγουν συζητήσεις ή ενέργειες που θα μπορούσαν να οδηγήσουν ή να προκαλέσουν ενδιαφέρον για μη ανταγωνιστικές πρακτικές.
- 6.3** Να αποφεύγουν την απόκτηση πληροφόρησης με μέσα τα οποία θα μπορούσαν να θεωρηθούν εσφαλμένα (πχ παραβίαση).
- 6.4** Να μην διακινούν, ως σύμβουλοι ή πελάτες ή με άλλη ιδιότητα, στοιχεία της έρευνας τηλεπαρακολούθησης ασθενών μέσω ασύρματων αισθητήρων, σε

άλλο οργανισμό χωρίς προηγουμένως συγκεκριμένη γραπτή εξουσιοδότηση από τον φορέα και χωρίς προηγουμένως να διασφαλιστεί η ανωνυμία των στοιχείων.

7. Αρχή της Ολοκλήρωσης

Οι ερευνητές που θα διεξάγουν την έρευνα υποχρεούνται :

- 7.1 Να υλοποιούν τις υποχρεώσεις τους εντός του προβλεπόμενου χρονοδιαγράμματος.
- 7.2 Να προσπαθούν για την κατά το δυνατό πληρέστερη ολοκλήρωση της έρευνας τηλεπαρακολούθησης ασθενών μέσω ασύρματων αισθητήρων.

8. Αρχή της Συμφωνίας

Οι ερευνητές που θα διεξάγουν την έρευνα υποχρεούνται :

- 8.1 Να κατανοήσουν τον τρόπο αντιμετώπισης που επιθυμεί ο ασθενής που συμμετέχει στην έρευνα και να λειτουργήσουν σύμφωνα με αυτόν.
- 8.2 Να συμφωνήσουν με κάθε ασθενή που συμμετέχει στην έρευνα, τη χρησιμοποίηση των εμπιστευτικών πληροφοριών μόνο σε σχέση με τους σκοπούς και για τη διάρκεια της παρούσας Έρευνας Συγκριτικής Αξιολόγησης.

5.2.4 Καταγραφή αποτελεσμάτων και συγκριτική αξιολόγηση

Σύμφωνα με τα αποτελέσματα των καταγραφών μετρήθηκαν 10 ασθενείς με ευρήματα φυσιολογικά που εντοπίστηκαν από την ανάγνωση των κυματομορφών καθώς επίσης και των ακουστικών καταγραφών που εκτέμφθηκαν από τον καρδιογράφο σε σύνδεση με ηχεία ακρίβειας Space Sound 3D.

Από τα ανωτέρω προέκυψε πως είναι δυνατή η μέτρηση του καρδιακού τόνου από το σύστημα που υλοποιήσαμε με ταυτόχρονη διασταύρωση των ακουστικών και οπτικών αποτελεσμάτων. Επίσης το σύστημα ασύρματων αισθητήρων είναι ικανό να

καταγράψει καρδιογραφήματα, όχι όμως σε ικανοποιητικό βαθμό για την εξαγωγή ιατρικής διάγνωσης. Η ευκρίνεια και η αξιοπιστία του καρδιογραφήματος σχετίζεται άμεσα με τον τεχνολογικό εξοπλισμό όπου θα εκτελεστούν τα προγράμματα. Όπως είναι εμφανές τα καρδιογραφήματα που καταγράφηκαν στους ασθενείς των εικόνων 46, 47, 48, 49, 51 έχουν σαφέστερα μεγαλύτερη ακρίβεια από τα υπόλοιπα εξαιτίας του τεχνολογικής πλατφόρμας Phidget Control που είναι πιο εξελιγμένη από το Sentilla Work Kit που χρησιμοποιήθηκε στα υπόλοιπα.

Συμπερασματικά, το προγραμματιστικό κομμάτι της υλοποίησης έχει θετικά αποτελέσματα και μπορεί να επιφέρει την επιδιωκόμενη ακρίβεια στα ιατρικά δεδομένα με την παροχή των κατάλληλων τεχνολογικών μέσων.

5.2.5 Παράμετροι λάθους και μειονεκτήματα συστήματος ασύρματων αισθητήρων

Το σύστημα ασύρματων αισθητήρων που αναπτύχθηκε για την τηλεπαρακολούθηση ασθενών αποτελεί ένα σημαντικό εργαλείο για real-time εφαρμογές. Η ευαισθησία των δεδομένων η ευκρίνεια, η αξιοπιστία και η ακρίβεια των αποτελεσμάτων αποτελεί συνισταμένη πολλών παραγόντων εφόσον εμπλέκονται πολλές τεχνολογίες στην τελική εφαρμογή. Ωστόσο σημαντικοί παράμετροι για την βελτίωση της απόδοσης του συστήματος είναι η αποθορυβοποίηση του σήματος που λαμβάνεται ασύρματα από τους αισθητήρες με κατάλληλα μέσα επεξεργασίες και αλγορίθμους, η ορθολογική καταμέτρηση και εκτέλεση της καταγραφής των καρδιοσημάτων από τους ασθενείς (λάθη κατά την τοποθέτηση των ηλεκτροδίων, εξωτερικές παρεμβολές κλπ.), η βελτιστοποίηση της πολυπλοκότητας του χρησιμοποιούμενου κώδικα στο δίκτυο των αισθητήρων και η εξέλιξη των τεχνολογικών συσκευών και μέσων που υποβοηθούν την εκτέλεση των προγραμμάτων.

Ευελπιστούμε στην μελλοντική εξέλιξη του συστήματος και την εξασφάλιση των κατάλληλων μέσων για την αρτιότερη καταγραφή βιοσημάτων.

6 Γενικά συμπεράσματα και προεκτάσεις

*A machine is intelligent when it does the things
of a common three year old.
Marvin Minsky, creator of the concept of
artificial intelligence*

6.1 Γενικά συμπεράσματα

Στα πλαίσια αυτής της εργασίας αναπτύχθηκε ένα σύστημα τηλεπαρακολούθησης ασθενών με καρδιολογικές παθήσεις μέσω ασύρματων αισθητήρων. Μέσα σ'αυτή τη μελέτη πραγματοποιήθηκαν δειγματοληψίες καρδιογραφημάτων από έναν πληθυσμό 10 ασθενών όπου καταγράφηκαν καρδιοσήματα και θερμοκρασίες των ασθενών, καθώς επίσης και οι ακουστικοί καρδιακοί παλμοί που εκπέμφθηκαν. Η εφαρμογή τηλεπαρακολούθησης περιελάμβανε δειγματοληψία του σήματος μέσω ασύρματων αισθητήρων του πακέτου Sentilla Perk Kit και του Ramsey monitor και Phydget Control και οπτικοποίησή του μέσω του λογισμικού πακέτου Processing 1.0.6. Επιπλέον, έγινε μια μελέτη των αλγορίθμων ανίχνευσης του συμπλέγματος QRS σε ΗΚΓ με υλικό της βάσης MIT-BHI από ασθενείς που πάσχουν από καρδιακές αρρυθμίες. Εν συνεχεία επεξεργαστήκαμε τα βιοσήματα στο περιβάλλον του Matlab με κατάλληλο αλγόριθμο για την εξαγωγή συμπερασμάτων.

Η εφαρμογή του πιλοτικού προγράμματος τηλεπαρακολούθησης πραγματοποιήθηκε σκοπίμως με δύο διαφορετικές πλατφόρμες λήψης βιοσημάτων για να αξιολογηθεί η αξιοπιστία του προγραμματιστικού μέρους του προγράμματος. Από τα αποτελέσματα προέκυψε σημαντική διαφορά στην ευκρίνεια και την ακρίβεια των καρδιογραφημάτων ανάλογα με τα τεχνολογικά μέσα που χρησιμοποιήθηκαν, συγκεκριμένα το πάνελ του Phidget Control κατέγραψε εμφανώς πιο αξιόπιστα αποτελέσματα.

Η οπτικοποίηση των δεδομένων σε real-time καταγραφές που έγινε με τη σύνδεση του προγράμματος Sentilla και Processing έχει εξίσου μεγαλύτερη απόδοση με το Phydget Control. Τα αποτελέσματα παραστάθηκαν εν συνεχεία και γραφικά στο περιβάλλον Excel Microsoft για την συγκριτική αξιολόγηση των αποτελεσμάτων. Εν τέλει, πραγματοποιήθηκε καταμέτρηση και συλλογή των δεδομένων από όπου αποτιμήθηκαν παράμετροι όπως οι φυσιολογικοί καρδιακοί παλμοί και το είδος του καρδιακού ρυθμού.

Στη συνέχεια πραγματοποιήθηκε μελέτη των αλγορίθμων ανίχνευσης συμπλέγματος QRS και εφαρμόστηκε ο αλγόριθμος Savitzky-Golay σε 10 καρδιακά σήματα 24ωρης καταγραφής από τη βάση MIT-BHI. Τα δεδομένα επεξεργάστηκαν στο Matlab από όπου προέκυψαν και τα αποτελέσματα με βάση τα διαγράμματα. Παρατηρήθηκε ευαισθησία της μεθόδου στα peaks των ΕΚΓ και ικανοποιητική απόδοση για διαγνωστικούς σκοπούς.

Εν κατακλείδι παρουσιάστηκαν οι κώδικες των προγραμμάτων όπως υλοποιήθηκαν για την εξαγωγή των αποτελεσμάτων και ευελπιστούμε αυτή η εφαρμογή να αποδώσει τα μέγιστα με την εξέλιξή της στο μέλλον.

6.1.1 Θεσμικό πλαίσιο προστασίας των προσωπικών δεδομένων

Τα δεδομένα του ατόμου σχετικά με την υγεία του αποτελούν δεδομένα προσωπικού χαρακτήρα τα οποία προστατεύονται στην Ευρώπη αλλά και διεθνώς με ειδικές ρυθμίσεις. Η Ευρωπαϊκή Σύμβαση των Δικαιωμάτων του Ανθρώπου (ΕΣΔΑ) του 1950 προστατεύει στο άρθρο 8 την ιδιωτική ζωή, στην οποία συγκαταλέγονται και τα προσωπικά δεδομένα. Ως προς τα ιατρικά δεδομένα το Δικαστήριο των Ανθρωπίνων Δικαιωμάτων όρισε αυστηρές προϋποθέσεις για την ανακοίνωσή τους σε τρίτους.

Η Σύμβαση 108 του Συμβουλίου της Ευρώπης του 1981 για την προστασία των ατόμων από την αυτοματοποιημένη επεξεργασία δεδομένων προσωπικού χαρακτήρα ορίζει στο άρθρο 6 ότι τα ιατρικά δεδομένα δεν μπορούν να γίνουν αντικείμενο αυτοματοποιημένης επεξεργασίας χωρίς εγγυήσεις για την προστασία τους που πρέπει να ορίζονται με νόμο. Ο ΟΟΣΑ εξέδωσε το 1980 σειρά «κατευθυντήριων γραμμών» για την προστασία των προσωπικών δεδομένων γενικώς. Ως προς τα κράτη-μέλη της Ευρωπαϊκής Ένωσης σταθμό στην προστασία των προσωπικών δεδομένων αποτελεί η Οδηγία 95/46/ΕΚ για την προστασία των φυσικών προσώπων έναντι της επεξεργασίας δεδομένων προσωπικού χαρακτήρα και για την ελεύθερη κυκλοφορία των δεδομένων αυτών. Με την Οδηγία αυτή εξασφαλίζεται η εναρμόνιση των εθνικών νομοθεσιών των κρατών-μελών ως προς την προστασία των προσωπικών δεδομένων και η ελεύθερη κυκλοφορία τους στα κράτη-μέλη. Ο ελληνικός νόμος 2472/97 μεταφέρει την Οδηγία στο εσωτερικό δίκαιο και συγχρόνως εκπληρώνει την υποχρέωση της Ελλάδας που απορρέει από τη Σύμβαση 108 του Συμβουλίου της Ευρώπης να θεσπίσει ειδικές διατάξεις για την προστασία των προσωπικών δεδομένων. Σύμφωνα με την Οδηγία 95/46/ΕΚ –και τον ελληνικό νόμο 2472/97 η επεξεργασία των ιατρικών δεδομένων υπόκειται σε ειδικές ρυθμίσεις.

Στη συνέχεια, το Ευρωπαϊκό Κοινοβούλιο και το Συμβούλιο ψήφισαν την Οδηγία 97/66/ΕΚ για την προστασία των προσωπικών δεδομένων στον τηλεπικοινωνιακό τομέα η οποία αντικαταστάθηκε πρόσφατα από την Οδηγία 2002/58/ΕΚ για την προστασία των προσωπικών δεδομένων στον τομέα των ηλεκτρονικών επικοινωνιών. Οι εν λόγω Οδηγίες εξειδικεύουν την Οδηγία 95/46/ΕΚ ως προς ορισμένες πτυχές που συνδέονται με τη συγκεκριμένη κατηγορία εφαρμογής. Ο ελληνικός νόμος 2774/99 μεταφέρει την Οδηγία 97/66/ΕΚ στο εσωτερικό δίκαιο.

Τέλος, η προστασία των προσωπικών δεδομένων έχει κατοχυρωθεί και στα συντάγματα διάφορων χωρών. Σύμφωνα με το άρθρο 9Α του ελληνικού Συντάγματος η προστασία των προσωπικών δεδομένων του ατόμου αποτελεί θεμελιώδες δικαίωμα. Η επεξεργασία των δεδομένων του ατόμου επιτρέπεται μόνο υπό τις προϋποθέσεις που ορίζει ο νόμος. Επίσης, η Διακήρυξη των Θεμελιωδών Δικαιωμάτων της Ευρωπαϊκής Ένωσης που υιοθετήθηκε από τα κράτη-μέλη το 2000 προβλέπει ειδικό άρθρο (αρθ. 8) για την προστασία των προσωπικών δεδομένων.

6.1.2 Θεσμικό πλαίσιο προστασίας προσωπικών δεδομένων στην Ελλάδα

Τα ιατρικά δεδομένα, στα οποία συγκαταλέγονται όλες οι πληροφορίες σχετικά με την υγεία του ασθενούς, αποτελούν σύμφωνα με την ισχύουσα νομοθεσία περί προστασίας των προσωπικών δεδομένων «ευαίσθητα» δεδομένα, τα οποία χρήζουν ιδιαίτερης προστασίας και κάθε επεξεργασία πρέπει να γίνεται σύμφωνα με

τις αυστηρές προϋποθέσεις που θέτει ο νόμος για την προστασία των προσωπικών δεδομένων. Επίσης, η επεξεργασία των ιατρικών δεδομένων πρέπει να μην προσβάλλει το ιατρικό απόρρητο. Ζητήματα ασφάλειας των προσωπικών δεδομένων αποκτούν όλο και μεγαλύτερη σημασία στην κοινωνία της πληροφορίας. Η ασφάλεια των δεδομένων αφορά στα τεχνολογικά και οργανωτικά μέτρα που διασφαλίζουν το δικαίωμα του φυσικού προσώπου στην προστασία των προσωπικών δεδομένων του και το ιατρικό απόρρητο. Η ασφάλεια αποτελεί συνεπώς μέσο προς την επίτευξη του σκοπού και θεμελιώδη προϋπόθεση της νομιμότητας της επεξεργασίας των προσωπικών δεδομένων. Το θεσμικό πλαίσιο για τη προστασία των προσωπικών δεδομένων έχει ταξινομηθεί από την αρχή προστασίας δεδομένων προσωπικού χαρακτήρα.

6.1.3 Θεσμικό πλαίσιο τηλεϊατρικής

Οι ασθενείς έχουν δικαιώματα για την προστασία των προσωπικών δεδομένων τους και την εμπιστευτικότητα της μεταφοράς δεδομένων που σχετίζονται με τη διαχείριση της περίθαλψής τους. Στις ΗΠΑ, ορισμένες πολιτείες θέτουν υψηλότερα επίπεδα ασφαλείας για τους ιατρικούς φακέλους έναντι των υπολοίπων τηρούμενων αρχείων. Κάθε είδους εξ' αποστάσεως παροχή περίθαλψης σε ασθενείς πρέπει να γίνεται σε κατάλληλο περιβάλλον που εγγυάται την απουσία ατόμων που δεν σχετίζονται με αυτή. Οι ασθενείς πρέπει να γνωρίζουν την παρουσία άλλων στην άλλη άκρη του συστήματος τηλεδιάσκεψης, ακόμα και αν δεν φαίνονται στην κάμερα. Οι ασθενείς, ή μέλη των οικογενειών τους, θα πρέπει επίσης να ενημερώνονται για τυχόν αποθήκευση σε ηλεκτρονικό ή μαγνητικό μέσο των τηλεσυνεδριών και να την εγκρίνουν προφορικά ή κατά προτίμηση γραπτά. Όπως και σε κάθε άλλη διαδικασία, ο ασθενής πρέπει να γνωρίζει τους πιθανούς κινδύνους αλλά και τα πλεονεκτήματα της τηλεσυνεδρίας, και βέβαια πρέπει να του παρέχεται η επιλογή να μην συμμετέχει.

Η ελληνική νομοθεσία, σε συνέχεια της οδηγίας 95/46/ΕΚ, μέσω των προβλέψεων του Ν. 2472/97 και των τροποποιήσεων αυτού, περιγράφει το γενικό νομικό πλαίσιο που διέπει τη χρήση ευαίσθητων προσωπικών δεδομένων. Στα πλαίσια της παρούσας επιδεικτικής εφαρμογής θα ληφθεί ιδιαίτερη πρόνοια για την πιστή τήρηση του νομικού αυτού πλαισίου, αναγνωρίζοντας ότι, ειδικά τα ψυχιατρικά δεδομένα, είναι άκρως ευαίσθητα. Οι συγκεκριμένες προβλέψεις της νομοθεσίας για την προστασία των ευαίσθητων προσωπικών δεδομένων των ασθενών περιγράφονται συνοπτικά παρακάτω με την υποσημείωση ότι η τήρησή τους με όλα τα διαθέσιμα μέσα αποτελεί ακρογωνιαία απαίτηση από κάθε υποψήφιο ανάδοχο:

1) Η επεξεργασία των ιατρικών δεδομένων επιτρέπεται μόνο όταν συντρέχει μία από τις επόμενες περιπτώσεις:

- i) Ο ασθενής έχει δώσει ρητά τη συγκατάθεσή του, ή
- ii) η επεξεργασία είναι απαραίτητη για τη διασφάλιση ζωτικού συμφέροντος του ασθενούς ενώ ο ίδιος τελεί σε φυσική ή νομική αδυναμία να δώσει τη συγκατάθεσή του, ή
- iii) η επεξεργασία είναι αναγκαία για την ιατρική πρόληψη ή διάγνωση, την παροχή ιατροφαρμακευτικής αγωγής ή τη διαχείριση των ιατροφαρμακευτικών υπηρεσιών, η δε επεξεργασία εκτελείται από κατ' επάγγελμα θεράποντα της υγείας που δεσμεύεται από το ιατρικό απόρρητο ή από άλλο πρόσωπο το οποίο υπέχει ανάλογη υποχρέωση.

2) Οι βασικές αρχές της νόμιμης και θεμιτής επεξεργασίας που πρέπει απαραίτητα να τηρούνται, σε συνδυασμό με το 1) παραπάνω είναι:

- i) Ο σκοπός και η διάρκεια της επεξεργασίας πρέπει να ορίζεται με σαφήνεια εκ των

προτέρων και δεν επιτρέπεται να τροποποιείται αργότερα. Τα δεδομένα πρέπει να είναι απαραίτητα και να μην υπερβαίνουν το σκοπό της επεξεργασίας. Η λεγόμενη αρχή του σκοπού σημαίνει ότι πρέπει να συλλέγονται όσο το δυνατόν λιγότερα προσωπικά δεδομένα για το σκοπό της επεξεργασίας και όπου είναι δυνατό να χρησιμοποιούνται ανώνυμα δεδομένα ή ψευδώνυμα. Τα δεδομένα πρέπει επίσης να είναι ακριβή και εφόσον χρειάζεται να ενημερώνεται η ακρίβειά τους.

ii) Ο υπεύθυνος επεξεργασίας πρέπει να λαμβάνει όλα τα απαραίτητα τεχνικά και οργανωτικά μέτρα προστασίας των δεδομένων από τυχαία ή παράνομη καταστροφή, απώλεια, αλλοίωση, απαγορευμένη διάδοση ή πρόσβαση, ιδίως εάν η επεξεργασία συμπεριλαμβάνει και διαβίβαση των δεδομένων μέσω δικτύου. Ο βαθμός ασφάλειας κρίνεται από τις εξής συνιστώσες: τη φύση των δεδομένων, την επικινδυνότητα της επεξεργασίας, την τεχνολογική εξέλιξη και το κόστος εφαρμογής των μέτρων ασφάλειας.

Έτσι η διακίνηση ευαίσθητων δεδομένων μέσω δικτύου απαιτεί αυστηρά μέτρα ενώ το κόστος αποκτά δευτερεύουσα σημασία όσο αυξάνει η επικινδυνότητα της επεξεργασίας.

iii) Επίσης, ο υπεύθυνος της επεξεργασίας πρέπει να γνωστοποιήσει την επεξεργασία στην αρμόδια Αρχή Προστασίας. Σημειώνουμε ότι σε ειδικές κατηγορίες επεξεργασίας που ενέχουν ιδιαίτερους κινδύνους η αρμόδια Αρχή μπορεί να προβεί σε προληπτικό έλεγχο της επεξεργασίας.

iv) Ο υπεύθυνος επεξεργασίας πρέπει να σέβεται και να εξασφαλίσει την άσκηση των δικαιωμάτων του υποκειμένου της επεξεργασίας (ασθενούς).

3) Τηρούνται τα νόμιμα δικαιώματα του ασθενούς, ήτοι:

i) Ο υπεύθυνος επεξεργασίας πρέπει να ενημερώσει τον ασθενή για το σκοπό της επεξεργασίας, τα δεδομένα που είναι απαραίτητα για το σκοπό αυτό και τους αποδέκτες της επεξεργασίας, το κατά πόσο η επεξεργασία είναι υποχρεωτική, και για την ύπαρξη δικαιώματος πρόσβασης στα δεδομένα του.

ii) Ο ασθενής έχει το δικαίωμα ανά πάσα στιγμή να ζητήσει να πληροφορηθεί ποια προσωπικά του δεδομένα και για ποιο σκοπό έχουν γίνει αντικείμενο επεξεργασίας.

iii) Ο ασθενής έχει το δικαίωμα της διόρθωσης και διαγραφής των δεδομένων εάν αυτά δεν είναι ακριβή ή η επεξεργασία δεν είναι νόμιμη.

iv) Ο ασθενής έχει το δικαίωμα ν' αντιταχθεί στην επεξεργασία.

Η περίπτωση της Δανίας και δράσης Funen 2004-2006 (www.cfst.dk) αποτελεί μοναδική συνολική δράση οργανωμένης αξιολόγησης των δυνατοτήτων της τηλεϊατρικής. Για τις ανάγκες της δράσης δημιουργήθηκαν 17 διαφορετικά έργα τηλεϊατρικής. Υφιστάμενο θεσμικό πλαίσιο δεν υπάρχει και αξιοποιήθηκε το υφιστάμενο πλαίσιο της Δανίας για τα προσωπικά δεδομένα και για το ιατρικό λειτούργημα. Τα 17 έργα ήταν τα:

1. Teledermatology - τηλεδερματολογία
2. X-ray consultation from specialist practice – εξ αποστάσεων ιατρικό πόρισμα ακτινογραφίας
3. Tele-alcohol abuse therapy - τηλεθεραπεία για την καταπολέμηση του αλκοολισμού
4. Teleradiology - τηλεραδιολογία
5. Tele-wound assessment αξιολόγηση τραυμάτων
6. CAG cooperation – συνεργασία ιατρών στην καρδιολογία
7. IT in paediatric home care – κατ οίκον νοσηλεία σε παιδιατρικά περιστατικά
8. Tele-echocardiography – τηλε καρδιολογία
9. Telemedicine in the therapy department – τηλεθεραπεία - τηλεπαρακολούθηση
10. Cooperation between residential institution and hospital – συνδιάσκεψη μεταξύ

φορέων υγείας

11. Cooperation between general practice and hospital συνδιάσκεψη μεταξύ πρωτοβάθμιας και δευτεροβάθμιας φροντίδας
12. Videoconferencing in the Department of Orthopaedic Surgery - τηλεχειρουργική
13. Videoconferencing in general practice – τηλεσυνδιάσκεψη στην πρωτοβάθμια φροντίδα
14. COPD- Chronic Obstructive Pulmonary Disease – τηλεϊατρική και χρόνια αναπνευστικά προβλήματα
15. Health Optimum – τηλεσυμβουλευτική για τον διαβήτη και τη καρδιολογία
16. Baltic eHealth – teleradiology – τηλεραδιολογία και διακρατική συνεργασία με τις χώρες της Βαλτικής
17. Telepsychiatry – τηλεψυχιατρική

6.1.4 Η προστασία των ιατρικών δεδομένων σύμφωνα με τους ν.2472/97 και Ν. 2774/99 και τις διατάξεις σχετικά με το ιατρικό απόρρητο /Ο Νόμος 2472/97

Ο Ν. 2472/ΕΚ που μεταφέρει την Οδηγία 95/46/ΕΚ στο ελληνικό δίκαιο αφορά στην αυτοματοποιημένη και μη αυτοματοποιημένη επεξεργασία δεδομένων προσωπικού χαρακτήρα που περιέχονται σε αρχείο. Επειδή η ελληνική ρύθμιση δεν απαιτεί το αρχείο να είναι διαρθρωμένο κάθε ιατρικός φάκελος του ατόμου, σε οποιαδήποτε μορφή, αποτελεί αρχείο και εμπίπτει στις διατάξεις του νόμου.

Προσωπικά δεδομένα είναι κάθε πληροφορία βάσει της οποίας μπορεί άμεσα ή έμμεσα να προσδιορισθεί η ταυτότητα ενός φυσικού προσώπου. Εννοείται ότι και ο συνδυασμός των πληροφοριών μπορεί να οδηγήσει στην ταυτοποίηση του φυσικού προσώπου. «Ευαίσθητα δεδομένα» είναι μεταξύ άλλων αυτά που αναφέρονται στην υγεία του φυσικού προσώπου. Τα δεδομένα που αφορούν στην υγεία δεν εξειδικεύονται περαιτέρω στο νόμο και την Οδηγία. Ωστόσο, η Σύσταση του Συμβουλίου της Ευρώπης (97) 5 ορίζει ότι ως τέτοια θεωρούνται τα δεδομένα που συνδέονται στενά με την υγεία του ατόμου, π.χ. το όνομα του θεράποντος ιατρού αφού με βάση αυτό μπορούν να εξαχθούν ορισμένα συμπεράσματα σχετικά με τον ασθενή. Η Γνώμη (13) της Επιτροπής Ηθικής για τις επιστήμες και τις νέες τεχνολογίες της Ευρωπαϊκής Επιτροπής επισημαίνει ότι τα ιατρικά δεδομένα περιλαμβάνουν εκτός από τα δεδομένα που αφορούν στη διάγνωση και θεραπεία, δεδομένα σχετικά με την ψυχική υγεία, τη συμπεριφορά και το κοινωνικο-οικονομικό περιβάλλον του ατόμου, και δεδομένα σχετικά με τη διαχείριση των υπηρεσιών υγείας και την κοινωνική ασφάλιση.

Υπεύθυνος επεξεργασίας είναι το φυσικό ή νομικό πρόσωπο, δημόσια αρχή, υπηρεσία ή άλλος οργανισμός που καθορίζει το σκοπό, τον τρόπο και τα μέσα της επεξεργασίας.

Τρίτος είναι κάθε φυσικό ή νομικό πρόσωπο εκτός του υπευθύνου της επεξεργασίας και του εκτελούντα την επεξεργασία.

Αποδέκτης είναι κάθε φυσικό ή νομικό πρόσωπο ή δημόσια αρχή ή υπηρεσία ή οποιοσδήποτε άλλος φορέας στον οποίο ανακοινώνονται τα δεδομένα, είτε πρόκειται για τρίτο πρόσωπο ή όχι. Δηλαδή αποδέκτης μπορεί να θεωρηθεί και ένα τμήμα μίας υπηρεσίας η οποία είναι υπεύθυνος της επεξεργασίας.

Προϋποθέσεις νομιμότητας της επεξεργασίας:

Α) Η επεξεργασία των ιατρικών δεδομένων που ως ευαίσθητα δεδομένα χρήζουν αυξημένης προστασίας επιτρέπεται κατ' εξαίρεση, μόνο όταν συντρέχει μία από τις επόμενες περιπτώσεις:

α) το υποκείμενο των δεδομένων έχει δώσει ρητά την έγγραφη συγκατάθεσή του ή

β) η επεξεργασία είναι απαραίτητη για τη διαφύλαξη ζωτικού συμφέροντος του υποκειμένου της επεξεργασίας και το ίδιο τελεί σε φυσική ή νομική αδυναμία να δώσει τη συγκατάθεσή του ή

γ) η επεξεργασία αφορά δεδομένα τα οποία προδήλως δημοσιοποιούνται από το πρόσωπο στο οποίο αναφέρονται ή είναι αναγκαία για την αναγνώριση, άσκηση ή υπεράσπιση δικαιώματος ενώπιον δικαστηρίου ή

δ) η επεξεργασία είναι αναγκαία για την ιατρική πρόληψη ή διάγνωση ή τη διαχείριση των υπηρεσιών υγείας, η δε επεξεργασία εκτελείται από πρόσωπο που ασχολείται κατ' επάγγελμα με την παροχή υπηρεσιών υγείας και υπόκειται στο ιατρικό απόρρητο ή συναφές καθήκον εχεμύθειας ή

ε) η επεξεργασία είναι αναγκαία για λόγους προστασίας της δημόσιας υγείας ή για την άσκηση δημόσιου ελέγχου των κοινωνικών παροχών και εκτελείται από Δημόσια Αρχή.

Β) Και επίσης τηρούνται οι βασικές αρχές της νόμιμης και θεμιτής επεξεργασίας, δηλαδή:

α) Ο σκοπός της επεξεργασίας, που πρέπει να είναι νόμιμος, καθώς και η διάρκεια της επεξεργασίας πρέπει να ορίζονται με σαφήνεια εκ των προτέρων. Τα δεδομένα πρέπει να είναι απαραίτητα για το συγκεκριμένο σκοπό της επεξεργασίας και να μην τον υπερβαίνουν. Η λεγόμενη αρχή του σκοπού σημαίνει δηλαδή ότι πρέπει να συλλέγονται όσο το δυνατόν λιγότερα προσωπικά δεδομένα για το σκοπό της επεξεργασίας και, επίσης, όπου είναι δυνατό να χρησιμοποιούνται ανώνυμα δεδομένα ή ψευδώνυμα. Τα δεδομένα πρέπει επίσης να είναι ακριβή και εφόσον χρειάζεται να ενημερώνεται η ακρίβειά τους.

β) Ο υπεύθυνος επεξεργασίας έχει λάβει άδεια από την Αρχή Προστασίας Προσωπικών Δεδομένων.

γ) Ο υπεύθυνος επεξεργασίας πρέπει να διασφαλίζει το απόρρητο της επεξεργασίας και να λαμβάνει όλα τα απαραίτητα τεχνικά και οργανωτικά μέτρα προστασίας των δεδομένων από τυχαία ή παράνομη καταστροφή, απώλεια, αλλοίωση, απαγορευμένη διάδοση ή πρόσβαση, ιδίως εάν η επεξεργασία συμπεριλαμβάνει και διαβίβαση των δεδομένων μέσω δικτύου. Ο βαθμός ασφάλειας κρίνεται από τις εξής συνιστώσες: τη φύση των δεδομένων, την επικινδυνότητα της επεξεργασίας, την τεχνολογική εξέλιξη και το κόστος εφαρμογής των μέτρων ασφάλειας. Γενικά, η διακίνηση ευαίσθητων δεδομένων μέσω δικτύου απαιτεί αυστηρά μέτρα ενώ το κόστος αποκτά δευτερεύουσα σημασία όσο αυξάνει η επικινδυνότητα της επεξεργασίας.

δ) Ο υπεύθυνος επεξεργασίας πρέπει να σέβεται και να εξασφαλίσει την άσκηση των δικαιωμάτων του υποκειμένου της επεξεργασίας. Ιδίως πρέπει να εξασφαλίζει το δικαίωμα ενημέρωσης και πρόσβασης στα δεδομένα καθώς και το δικαίωμα αντίρρησης.

6.1.5 Το Ιατρικό Απόρρητο

Το ιατρικό απόρρητο κατοχυρώνεται στο άρθρο 371 του Ποινικού Κώδικα σύμφωνα με το οποίο κάθε παραβίαση του απορρήτου από τον ιατρό ή τους βοηθούς του, δηλαδή εάν φανερώσει πληροφορίες σε σχέση με τον ασθενή, αποτελεί αδίκημα. Δεν αποτελεί αδίκημα η πράξη εάν ο ιατρός φανερώσει πληροφορίες στο πλαίσιο της εκπλήρωσης καθήκοντος ή της διαφύλαξης έννομου ή για άλλο λόγο δικαιολογημένου, ουσιώδους συμφέροντος του ίδιου ή κάποιου άλλου, το οποίο δεν μπορούσε να διαφυλαχθεί διαφορετικά. Το ιατρικό απόρρητο ως υποχρέωση του ιατρού που παρέχει τις υπηρεσίες του ιδιωτικά ή μέσω οργανισμών δημοσίου ή ιδιωτικού δικαίου κατοχυρώνεται επίσης στον Κανονισμός Ιατρικής Δεοντολογίας (Β.Δ. της 25/5/1955). Η προστασία της ιδιωτικής ζωής του ασθενούς και ο απόρρητος

χαρακτήρας του ιατρικού φακέλου κατοχυρώνονται επίσης στο άρθρο 47 (6) του Ν. 2071/92 (Νόμος Ε.Σ.Υ.) Την υποχρέωση εχεμύθειας των προσώπων που εργάζονται στο Ι.Κ.Α. προβλέπει το άρθρο 26 του Ν. 1846/1951. Τέλος, ο χρόνος τήρησης των αρχείων των νοσοκομείων ρυθμίζεται από το Π.Δ. 1258/81. Ο κώδικας ιατρικής δεοντολογίας τροποποιήθηκε και επικαιροποιήθηκε με τον Ν. 3418/Φ. 287Α/28.11.2005. Συνεπώς, σε εφαρμογές ιατρικής πληροφορικής και **τηλεϊατρικής** οι διατάξεις για το ιατρικό απόρρητο και την προστασία των προσωπικών δεδομένων εφαρμόζονται σωρευτικά.

6.1.6 Ασφάλεια επεξεργασίας

Όπως προαναφέρθηκε η ασφάλεια της επεξεργασίας είναι υποχρέωση του υπευθύνου της επεξεργασίας και προϋπόθεση της νομιμότητας της επεξεργασίας. Ο βαθμός της απαιτούμενης ασφάλειας κρίνεται από το σκοπό της επεξεργασίας / εφαρμογής, τη φύση των δεδομένων που θα αποτελέσουν αντικείμενο της επεξεργασίας, τους κινδύνους που εγκυμονεί η συγκεκριμένη επεξεργασία και οι οποίοι πρέπει να προσδιορισθούν με σχετική ανάλυση (risk assessment), καθώς και από την εξέλιξη της τεχνολογίας και το κόστος των μέτρων. Επισημαίνεται ότι το κόστος ως παράγοντας καθορισμού του βαθμού ασφάλειας υποχωρεί έναντι της επικινδυνότητας της επεξεργασίας και της ευαίσθητης φύσης των δεδομένων προσωπικού χαρακτήρα που αφορούν την υγεία του ατόμου. Η χρήση ΤΠΕ στον τομέα της υγείας επιβάλλει τη λήψη όλων των απαραίτητων τεχνικών και οργανωτικών μέτρων. Τα μέτρα αυτά εκτείνονται από την ενημέρωση και εκπαίδευση των χρηστών, την ύπαρξη υπεύθυνου για το πληροφοριακό σύστημα μέχρι τη φυσική και λογική προστασία του πληροφοριακού συστήματος, των δικτυακών συνδέσεων (π.χ. με firewall) και της διαβίβασης των δεδομένων. Σε κάθε περίπτωση η ασφάλεια αφορά τις διαδικασίες και δομές της επεξεργασίας, τους συμμετέχοντες και τη φυσική και λογική ασφάλεια του πληροφοριακού συστήματος.

6.2 Προοπτική εφαρμογών τηλεπαρακολούθησης μέσω ασύρματων αισθητήρων

Οι εφαρμογές τηλεπαρακολούθησης μέσω ασύρματων αισθητήρων αποτελούν την αιχμή της τεχνολογίας γιατί παρέχουν αξιοπιστία και ασφάλεια αποτελεσμάτων σε συνδυασμό με την ευχρηστία και την φορητότητα του συστήματος.

Η εφαρμογή που αναπτύχθηκε στην παρούσα εργασία σε πειραματικό επίπεδο αποτελεί ένα σημαντικό βήμα για την καταγραφή καρδιογραφημάτων με το πακέτο Sentilla Perk Kit. Η εξέλιξη της εφαρμογής μπορεί να αποδώσει σε συνδυασμό με κάποιον ιατρικό φάκελο ασθενούς και ένα πρόγραμμα αυτοματοποιημένης διάγνωσης.

Η εφαρμογή έχει τεράστιες δυνατότητες διαλειτουργικότητας και αυτό αποδεικνύεται από την επεξεργασία των δεδομένων που συλλέχτηκαν και τις οπτικοποιήσεις που πραγματοποιήθηκαν σε διαφορετικά λογισμικά πακέτα. Επιπλέον, η εφαρμογή έχει δυνατότητα αναβάθμισης και προγραμματιστικής τροποποίησης γεγονός που την καθιστά σημαντικό όπλο για τους γιατρούς του μέλλοντος καθώς μπορεί να προγραμματιστεί ανάλογα με το ιστορικό και τις ανάγκες του ασθενούς.

6.3 Αξιολόγηση συστήματος ασύρματων αισθητήρων

Το σύστημα τηλεπαρακολούθησης ασθενών μέσω ασύρματων αισθητήρων εκτελέστηκε σε διαφορετικά τεχνικά μέσα και λειτούργησε αποτελεσματικά, αποδίδοντας το μέγιστο των τεχνολογικών δυνατοτήτων της εκάστοτε συσκευής. Η επικοινωνία και το προγραμματιστικό μέρος της εφαρμογής των αισθητήρων επιδέχεται επεκτάσεις και βελτιστοποιήσεις, όπως επίσης και η οπτικοποίηση των δεδομένων που διαμορφώθηκε στα μέτρα του δυνατού δεδομένου και του χρόνου ολοκλήρωσης της εργασίας.

Είναι γεγονός ότι ο προγραμματισμός αισθητήρων αποτελεί ένα δύσκολο τομέα λόγω των πολλών παραμέτρων λάθους που προκύπτουν και των τεχνικών σφαλμάτων. Ωστόσο, η εφαρμογή πληροί τις προϋποθέσεις για την επιτυχή επικοινωνία και καταγραφή βιοσημάτων αισθητήρων με ηλεκτρονικό υπολογιστή.

Επιτελικά η ανάπτυξη του συστήματος θεωρείται επιτυχημένη και ικανή για ένα μεγάλο εύρος πειραματικών μελετών.

6.4 Μελλοντικές προοπτικές εφαρμογής και επέκτασης συστήματος ασύρματων αισθητήρων

Ως μελλοντικές επεκτάσεις της παρούσας διπλωματικής δίνονται τα παρακάτω:

- Ανάπτυξη δυνατότητας ασύρματης επικοινωνίας καρδιογράφου- με τη χρήση του πρωτοκόλλου Bluetooth.
- Ανάπτυξη δυνατότητας μεταφορά των δεδομένων σε υπολογιστή χειρός και συναφή gadget, pda κλπ.
- Υλοποίηση δυνατότητας αποστολής από δίκτυο αισθητήρων σε άλλο του ΗΚΓ μέσω χρήσης ασύρματης δικτύωσης.
- Υλοποίηση του ανώτερου επιπέδου του εξυπηρετητή σε κεντρικό υπολογιστή με την υλοποίηση διεπαφής φιλικής προς το χρήστη και δυνατότητες αποστολής του ΗΚΓ σε απομακρυσμένες μονάδες μέσω διαδικτύου
- Βελτιστοποίηση της απόδοσης γραφικής απεικόνισης του ΗΚΓ στον υπολογιστή με μεθοδολογίες μείωσης του φαινομένου flickering.
- Περαιτέρω ανάπτυξη της γραφικής διεπαφής του υπολογιστή με επιπρόσθετες πληροφορίες για τα στοιχεία ηλεκτροκαρδιογραφήματος πχ. Αυτόματη διάγνωση
- Ενσωμάτωση του ATHENS QRS Score και άλλων συναφών προγραμμάτων ως μέθοδο εντοπισμού των συμπλεγμάτων QRS στο πρόγραμμα των αισθητήρων.
- Ένα από τα θέματα με το οποίο ασχοληθήκαμε ήταν η επιλογή των τεχνικών ανίχνευσης συμπλέγματος QRS. Μελετήθηκαν οι αλγόριθμοι πολλών τέτοιων τεχνικών, αλλά βάσει της αποδοτικότητας και της μικρότερης δυνατής πολυπλοκότητας, επελέγησαν κάποιες από αυτές, που εξυπηρετούσαν το σκοπό της εργασίας μας. Μελλοντικά, ωστόσο, προτείνεται η μελέτη και άλλων αλγορίθμων που θα μπορούσαν να αποδειχθούν εξίσου αποδοτικοί στην ανίχνευση συμπλέγματος QRS σε ΗΚΓ. Γνωστός για τη λειτουργικότητά του στον εντοπισμό συμπλέγματος QRS αποτελεί ο αλγόριθμος των Pan-Tompkins.

Η εφαρμογή θα μπορούσε να επεκταθεί στη μελέτη ΗΚΓ που εμφανίζουν συγκεκριμένη παθολογία. Η μελέτη στην εργασία μας έγινε τόσο για υγιή όσο και για

παθολογικά ΗΚΓ, χωρίς όμως να δοθεί έμφαση στα συγκεκριμένα χαρακτηριστικά των παθήσεων αυτών. Μια πρόταση που θα μπορούσε να γίνει είναι η ανάπτυξη αλγορίθμων που θα πραγματεύονται ΗΚΓ με μία συγκεκριμένη πάθηση και η ανίχνευση συμπλέγματος QRS θα βασίζεται στα χαρακτηριστικά της. Μια συχνά εμφανιζόμενη πάθηση αποτελεί η κοιλιακή ταχυκαρδία, η οποία χαρακτηρίζεται από αποτομές αλλαγές στο ρυθμό αλλά και στο πλάτος του ΗΚΓ, πράγμα που καθιστά ενδιαφέρουσα τη μελέτη ανίχνευσης συμπλέγματος QRS σε τέτοια ΗΚΓ.

6.5 Επίλογος

Επιτελικά, παρουσιάσαμε την ανάπτυξη ενός συστήματος τηλεπαρακολούθησης ασθενών μέσω ασύρματων αισθητήρων, με την υλοποίηση προγραμμάτων σε γλώσσα JAVA και MATLAB και την χρήση των αισθητήρων Sentilla Perk Kit που βραβεύτηκε ως το καλύτερο σύστημα αισθητήρων με το Duke's Choice Awards 2008, το Phidget Control και το Ramsey ECG Monitor.

Η υλοποίηση κρίθηκε αποτελεσματική και τα συμπεράσματα που ελήφθησαν κρίνονται ικανοποιητικά για την πιστοποίηση της αξίας μιας τέτοιας συσκευής. Η εφαρμογή αποτελεί μια πειραματική πρακτική που μπορεί να υλοποιηθεί σε ποικίλες εκφάνσεις των ιατρικών πράξεων και να αποτελέσει σωτήριο εργαλείο στα χέρια ενός γιατρού ή ενός μηχανικού βιοϊατρικής πληροφορικής.

Κατά τον προγραμματισμό της εφαρμογής αισθητήρων αντιμετωπίσαμε πολλές δυσκολίες και πολλά τεχνικά προβλήματα κυρίως λόγω των διαφορετικών προγραμμάτων που καλούνταν για να ολοκληρωθεί η επεξεργασία των δεδομένων καθώς και η οπτικοποίησή τους. Σημαντικό πρόβλημα αντιμετωπίστηκε με την καταγραφή των real-time τιμών από τους αισθητήρες και την οπτικοποίησή τους με τέτοιο τρόπο ώστε να μην χάνονται ή κοινωνικοποιούνται δεδομένα, δηλαδή τιμές που τείνουν σε στρογγυλοποιήσεις.

Επιπλέον σημαντικό πρόβλημα αντιμετωπίστηκε με τον θόρυβο που καταγραφόταν στους αισθητήρες και την αποθορυβοποίησή τους. Η ευαισθησία των αισθητήρων σε εξωτερικούς θορύβους ή ακόμα και σε κινήσεις του ασθενούς αποτέλεσε ανασταλτικό παράγοντα για την ευκρίνεια των αποτελεσμάτων.

Επίσης η εφαρμογή αλγορίθμων με ικανοποιητικά αποτελέσματα για την ανίχνευση του συμπλέγματος QRS μέσα από το περιβάλλον της MATLAB αποτέλεσε ένα ακόμη δύσκολο εγχείρημα κυρίως λόγω των δεδομένων που λαμβάνονταν από τους αισθητήρες. Η χαμηλή ποιότητα δεδομένων είναι καταλυτικός παράγοντας για την ανεπιτυχή real-time ανίχνευση του QRS. Ωστόσο χρησιμοποιώντας την βάση δεδομένων του MIT τα αποτελέσματα ήταν ικανοποιητικά και παρήχθησαν γόνιμα συμπεράσματα.

Η ενημέρωση και η έγκαιρη διάγνωση των καρδιολογικών νοσημάτων μέσω της εφαρμογής μπορεί να αποτελέσει σωτήρια λύση για τους ασθενείς μεταβιβάζοντας την παροχή της ιατρικής φροντίδας σε μια νέα εποχή.

Παράρτημα **Υπεύθυνες Δηλώσεις συμμετεχόντων στην μελέτη**

ΔΗΛΩΣΗ

Με την παρούσα, δηλώνουμε ότι κατά τη διεξαγωγή της Έρευνας Συγκριτικής Αξιολόγησης θα συμμορφωθούμε με τις αρχές και τα πρότυπα που αναφέρονται στο παρόν Πρωτόκολλο.

Έρευνα Ανάπτυξη συστήματος για τηλεπαρακολούθηση
Προπτυχιακού επιπέδου ασθενών μέσω ασύρματων αισθητήρων

Όνοματεπώνυμο : ΕΛΕΝΗ Β. ΑΝΤΩΝΙΑΔΟΥ

Υπογραφή :

Ημερομηνία : 13.08.09

Ασθενής : Φυσιολογικός, Ηλικία 21, Χωρίς ιστορικό
καρδιοπάθειας

Όνοματεπώνυμο : ΕΛΕΑΝΑ ΑΓΡΑΦΙΩΤΗ

Υπογραφή :

Ημερομηνία : 13.08.09

Κώδικες σε JAVA

Εφαρμογή καταμέτρησης θερμοκρασίας

Πρόγραμμα MoteApp

```

import com.sentilla.system.Leds;
import com.sentilla.system.LedsDriver;
import com.sentilla.net.Sender;
import com.sentilla.net.SenderDriver;
import com.sentilla.system.Sensor;
import com.sentilla.system.SensorDriver;

import javax.measure.quantity.Temperature;

import java.io.Serializable;
import com.sentilla.net.*;

/**
 * A stub mote application that blinks the first LED (the red LED on
 * Tmote motes).
 */
public class MoteApp {

    public static class JCreateMessage implements Serializable
    {
        long moteID;
        double temperature;
    }

    public static void motemain() throws InterruptedException {
        // Use the LedsDriver factory to create an Leds instance
        Leds leds = LedsDriver.create();

//    Create Sender
        Sender sender = SenderDriver.create("local");

        //Create Sensors
        Sensor<Temperature> ts = SensorDriver.create("temp",
Temperature.class);

        //CreateMessage
        JCreateMessage jmsg = new JCreateMessage();

        //Get ID
        jmsg.moteID = Mac64Address.getLocalAddress().longValue();

        // Start a single infinite loop
        while (true) {
            // Each iteration of the loop, toggle the first LED (red
LED)
            leds.toggle(1<<5);

```

```

        jmsg.temperature =
ts.read().doubleValue(Temperature.UNIT);
        sender.send(jmsg);

        // After toggling, instruct the thread to sleep for 200ms
        Thread.sleep(500);
    }
}
}

```

Πρόγραμμα ClientApp

```

import java.io.Serializable;

import com.sentilla.host.client.HostClient;
import com.sentilla.net.Receiver;
import com.sentilla.net.ReceiverDriver;
import processing.core.*;
import javax.measure.quantity.*;

public class ClientApp extends PApplet {
//    Instantiate basic components

    Receiver receiver;

    public static class JCreateMessage implements Serializable
    {
        long moteID;
        double temperature;
    }

    MoteApp.JCreateMessage jmsg= new MoteApp.JCreateMessage();

    PFont font;
    public void setup()
    {

        // Set up the graph
        size(1000, 500);
        stroke(255);
        frameRate(30);
        background(0);
        font = createFont("FFScala", 20);
        textFont(font, width/60);
        redraw();

//
        /* create the host server connection */
        HostClient host = new HostClient() ;

        try
        {
            host.connect();
        }
        catch (Exception e){}

        //Start receiver
        receiver = ReceiverDriver.create(MoteApp.JCreateMessage.class);
        receiver.cancel();
    }
}

```



```

receiver.setReceive().submit();

|
//      globals
//      int arraysize = 30;
//      int counter = 0;
//      double[] tempArr = new double [arraysize];
//      double[] timeArr = new double[arraysize];
//      globals to help with animation
//      float xposold;
//      float yposold;
//      float[] xpoints = new float[arraysize];
//      float[] ypoints = new float[arraysize];

public void draw()
{
    //if we've got a message get new data
    if (receiver.isDone())
    {
        receiver.getData();
        jmsg = (MoteApp.JCreateMessage)
        receiver.setReceive().submit();
        addValue(tempArr, jmsg.temperature -
273);

        addValue(timeArr, (double)System.currentTimeMillis());
        if ( counter < arraysize) counter++;
        animcounter = 0;

    }
//      draw plots, animate smoothly if we have new data
//      background(0);
//      smooth();

plotlineanim(2*height/9,height/9,tempArr,0,100,255,"C");

        if (animcounter < animlimit) animcounter++;

//-----
// while (true) {
//     obj = recv.receive();
//     System.out.println("test2");

//     if (recv.isDone())
//     {
//         System.out.println("test3");
//         jmsg = (MoteApp.JCreateMessage)recv.getData();
//         recv.setReceive().submit();

//     System.out.println("received: " + (jmsg.temperature-
273));

```

```

    //    }
    // }
}

public static void main(String[] args) {

    PApplet.main(new String[] { "--present", "EHVClientApp" });

}

// Effectively make a double a circular array
void addValue(double[] dubArr, double addVal)
{
    for (int i = dubArr.length-1; i > 0; i--)
    {
        dubArr[i] = dubArr[i - 1];
    }
    dubArr[0] = addVal;
}

// Simple plot a line, no animation
void plotline(float base, float maxheight, double[] dubArr, int
r, int g, int b, String units)
{

    float max = (float)findMax(dubArr);
    float min = (float)findMinNotZero(dubArr);
    float range = max - min;

    float xpos;
    float ypos;
    float xposold;
    float yposold;
    float[] xpoints = new float[dubArr.length];
    float[] ypoints = new float[dubArr.length];
// draw dots
    for (float i = 0; i < dubArr.length; i ++)
    {
        //Determine X Position
        xpos = (width-100) - ((arraysize - counter) +
i)/((float)dubArr.length)*(width-100);
        xpoints[(int)i] = xpos;

        //Determine Y Position, auto scale
        ypos = base-(float)((dubArr[(int)i]-min)/range *
maxheight);
        ypoints[(int)i] = ypos;

        //Draw Dots
        ellipseMode(CENTER);
        fill(r,g,b);
        stroke(r,g,b);
        if (counter > (int)i) ellipse(xpos, ypos,
width/100, width/100);

    }

    //connect dots
    for (int i = 0; i < dubArr.length-1; i++)
    {

```



```

        stroke(r,g,b);
        if (counter > (int)i+1) curve(
xpoints[i]*2/3+xpoints[i+1]/3,ypoints[i]*2/3+ypoints[i+1]/3,
        xpoints[i],ypoints[i],
        xpoints[i+1],ypoints[i+1],
xpoints[i]/3+xpoints[i+1]*2/3,ypoints[i]/3+ypoints[i+1]*2/3
        );
    }

    //Show current value
    float now = (float)dubArr[0];
    now = round(now*10);
    now = now/10;
    String out = String.valueOf(now)+" "+units;
    fill(r,g,b);
    textFont(font, width/60);
    textAlign(RIGHT);
    text(out,width-10,base-maxheight/2);

//    Show min value
    max = round(max*10);
    max = max/10;
    out = String.valueOf(max)+" "+units;
    fill(r,g,b);
    textFont(font, width/60);
    textAlign(LEFT);
    text(out,10,base-maxheight-20);

    //Show max value
    min = round(min*10);
    min = min/10;
    out = String.valueOf(min)+" "+units;
    fill(r,g,b);
    textFont(font, width/60);
    textAlign(LEFT);
    text(out,10,base+20);
}

float animcounter = 0;
float animlimit = 500;

void plotlineanim(float base, float maxheight, double[] dubArr,
int r, int g, int b, String units)
{
    //find max and min in range
    float max = (float) dubArr[0];
    float min= (float) dubArr[0];
    float range;
    for (int i = 0; i < dubArr.length-1; i ++)
    {
        if (dubArr[i] > max) max = (float)dubArr[i];
        if (dubArr[i] < min && dubArr[i] != 0) min =
(float)dubArr[i];
    }
    range = max - min;;
}

```

```

//find old max and min
float oldmax = (float) dubArr[1];
float oldmin= (float)dubArr[1];
float oldrange;
for (int i = 1; i < dubArr.length; i ++)
{
    if (dubArr[i] > oldmax) oldmax = (float)dubArr[i];
    if (dubArr[i] < oldmin && dubArr[i] != 0) oldmin =
(float)dubArr[i];
}
oldrange = oldmax - oldmin;

//      Animate based on old values and new values, linearly
interpolated
float xpos;
float xposnow;
float xposold;
float ypos;
float yposnow;
float yposold;

//calculate points
for (float i = 0; i < dubArr.length; i ++)
{
    //Determine X Position
    xposnow = (width-100) - ((arraysize - counter) +
i)/((float)dubArr.length)*(width-100);
    //Determine Y Position, auto scale
    yposnow = base-(float)((dubArr[(int)i]-min)/range
* maxheight);

    //Old X-Point Determination
    if (counter == arraysize && i != 0)
    {
        xposold = (width-100) - ((arraysize -
counter) + i-1)/((float)dubArr.length)*(width-100);
    }
    else
    {
        xposold = xposnow;
    }

    //Old Y-point Determination
    if (i != 0)
    {
        yposold = base-(float)((dubArr[(int)i]-
oldmin)/oldrange * maxheight);
    }
    else
    {
        yposold = yposnow;
    }

    //Weighted average slides as a function of
animcounter
    xpoints[(int)i] = ((animcounter*xposnow) +
(animlimit-animcounter)*xposold)/animlimit;
}

```



```

        ypoints[(int)i] = ((animcounter*yposnow) +
(animlimit-animcounter)*yposold)/animlimit;
        if (animcounter < animlimit)animcounter ++;

    }

    //Draw Dots
    for (int i = 0; i < dubArr.length; i ++)
    {

        ellipseMode(CENTER);
        stroke(r,g,b);
        //if point is new make the dot grow from nothing
        if (i == 0)
        {
            fill(

(float)r*(animcounter/animlimit),
(float)g*(animcounter/animlimit),
(float)b*(animcounter/animlimit)
);
            float rad = width/100 *
animcounter/animlimit;
            if (counter > (int)i) ellipse(xpoints[i],
ypoints[i], rad, rad);
        }

        //if point is about to dying make it shrink to
nothing
        else if (i == dubArr.length-1)
        {
            fill(
(float)r*(1-
(animcounter/animlimit)),
(float)g*(1-
(animcounter/animlimit)),
(float)b*(1-
(animcounter/animlimit))
);
            float rad = width/100 * (1-
(animcounter/animlimit));
            if (counter > (int)i) ellipse(xpoints[i],
ypoints[i], rad, rad);
        }

        //just draw the dot
        else
        {
            fill(r,g,b);
            if (counter > (int)i) ellipse(xpoints[i],
ypoints[i], width/100, width/100);
        }
    }
}

```

```

//connect dots
for (int i = 0; i < dubArr.length-1; i++)
{
    //if connection is new make line fade in
    if (i == 0)
    {
        stroke(
(float)r*(animcounter/animlimit),
(float)g*(animcounter/animlimit),
(float)b*(animcounter/animlimit)
);
    }
    //if connection is about to be lost make line fade
out
else if (i == dubArr.length-2)
{
    stroke(
(float)r*(1-
animcounter/animlimit),
(float)g*(1-
animcounter/animlimit),
(float)b*(1-
animcounter/animlimit)
);
    }

    //else just draw the line
else stroke(r,g,b);

    if (counter > (int)i+1) curve(
xpoints[i]*2/3+xpoints[i+1]/3, ypoints[i]*2/3+ypoints[i+1]/3,
xpoints[i], ypoints[i],
xpoints[i+1], ypoints[i+1],
xpoints[i]/3+xpoints[i+1]*2/3, ypoints[i]/3+ypoints[i+1]*2/3
);
}

// Show current value, smooth animation between (appears to
scroll)
float now = (float)dubArr[0];
float then = (float)dubArr[1];
now = ((animcounter*now) + (animlimit-
animcounter)*then)/animlimit;
now = round(now*10);
now = now/10;
String out = String.valueOf(now)+" "+units;
fill(r,g,b);
textFont(font, width/60);
textAlign(RIGHT);
text(out,width-10,base-maxheight/2);

//Show min value, same smooth animation
max = ((animcounter*max) + (animlimit-
animcounter)*oldmax)/animlimit;

```



```

max = round(max*10);
max = max/10;
out = String.valueOf(max)+" "+units;
fill(r,g,b);
textFont(font, width/60);
textAlign(LEFT);
text(out,10,base-maxheight-20);

//Show max value, smooof
min = ((animcounter*min) + (animlimit-
animcounter)*oldmin)/animlimit;
min = round(min*10);
min = min/10;
out = String.valueOf(min)+" "+units;
fill(r,g,b);
textFont(font, width/60);
textAlign(LEFT);
text(out,10,base+20);

}

//rough attempt at 1D time-axis, imperfect
void plottime (float base, double[] timeArr)
{
    double timenow = timeArr[0]/1000;
    double timeold = timeArr[timeArr.length-1]/1000;
    String now = String.valueOf(timenow-timeold);
    double out = timeold - timenow;
    String old = String.valueOf(round((float)out))+ "s";
    fill(255);
    textFont(font, width/60);
    text(old,width/(float)arraysize,base);
    text("0",width-width/(float)arraysize,base);
    stroke(255);
    line(width/arraysize,base-20,(arraysize-
1)*width/arraysize,base-20);
}

double findMax(double[] dubArr)
{
    double dubMax = dubArr[0];
    for (int i = 0; i < dubArr.length; i++)
    {
        if (dubArr[i]>dubMax) dubMax = dubArr[i];
    }

    return dubMax;
}

double findMin(double[] dubArr)
{
    double dubMin = dubArr[0];
    for (int i = 0; i < dubArr.length; i++)
    {
        if (dubArr[i]<dubMin) dubMin = dubArr[i];
    }

    return dubMin;
}

```

```

double findMinNotZero(double[] dubArr)
{
    double dubMin = dubArr[0];
    for (int i = 0; i < dubArr.length; i++)
    {
        if (dubArr[i]<dubMin && dubArr[i] != 0)
dubMin = dubArr[i];
    }

    return dubMin;
}
}

```

Εφαρμογή καταγραφής EKG

Πρόγραμμα MoteApp

```

import com.sentilla.system.Leds;
import com.sentilla.system.LedsDriver;
import com.sentilla.system.SensorDriver;

import java.io.Serializable;
import javax.measure.Measurable;
import javax.measure.quantity.ElectricPotential;
import javax.measure.quantity.Temperature;

import com.sentilla.measure.unit.FloatVolt;
import com.sentilla.net.Mac64Address;
import com.sentilla.net.Sender;
import com.sentilla.net.SenderDriver;
import com.sentilla.platform.tmote.Adc;
import com.sentilla.platform.tmote.DigitalPin;
import com.sentilla.platform.tmote.VoltageAdc;
import com.sentilla.system.Sensor;

/**
 * A stub mote application that blinks the first LED (the red LED on
 * Tmote motes).
 */
public class MoteApp extends Adc<ElectricPotential> {

    public final static byte PHIDGET_LEFT = VoltageAdc.PORT_A0;
    //public final static byte PHIDGET_RIGHT = VoltageAdc.PORT_A1;

    public MoteApp( byte phidget_port ) {
        // Initialize the Adc to the correct pin and reference
voltage
        super(phidget_port, Adc.REFVOLT_2_5);

        // Read a value from the pin to set it for input
        // Pin 0x60 is the same as PORT_A0

```



```

        new DigitalPin(0x60).read();
    }

    public Measurable<ElectricPotential> getResult() {
        // Return a FloatVolt object
        return new FloatVolt( this.getVoltage() );
    }

    public static class JCreateMessage implements Serializable {
        double temperature;
        double reading1;
        double reading2;
        double reading3;
        double reading4;
        double reading5;
        double reading6;
        double reading7;
        double reading8;
        double reading9;
        //public Measurable<ElectricPotential> reading2;
    }

    public static void motemain() throws InterruptedException {
        // Use the LedsDriver factory to create an Leds instance
        //Leds leds = LedsDriver.create();
        Sensor<Temperature> ts = SensorDriver.create("temp",
Temperature.class);
        //Sensor<ElectricPotential> phidget1 = new
MoteECGSensor(MoteECGSensor.PHIDGET_LEFT);
        //Sensor<ElectricPotential> phidget2 = new
MoteECGSensor(MoteECGSensor.PHIDGET_RIGHT);

        // Use factory to create a sender to send our message
        // through the default communication device.
        Sender sender = SenderDriver.create("local");

        // Create an instance of the message to send.
        JCreateMessage msg = new JCreateMessage();

    //    Get the mac address of this mote
        //msg.id = Mac64Address.getLocalAddress().longValue();
        VoltageAdc us = new VoltageAdc(VoltageAdc.PORT_A0);

        //double vdist =
us.read().doubleValue(ElectricPotential.UNIT);

        // Start a single infinite loop
        while (true) {
            // Each iteration of the loop, toggle the first LED (red
LED)
            //leds.toggle(1);
            msg.temperature =
ts.read().doubleValue(Temperature.UNIT);
            // Collect a new sensor reading from the phidget devices.
            msg.reading1 =
us.read().doubleValue(ElectricPotential.UNIT);
            Thread.sleep(1);
            msg.reading2 =
us.read().doubleValue(ElectricPotential.UNIT);

```

```

        Thread.sleep(1);
        msg.reading3 =
us.read().doubleValue(ElectricPotential.UNIT);
        Thread.sleep(1);
        msg.reading4 =
us.read().doubleValue(ElectricPotential.UNIT);

        Thread.sleep(1);
        msg.reading5 =
us.read().doubleValue(ElectricPotential.UNIT);
        Thread.sleep(1);
        msg.reading6 =
us.read().doubleValue(ElectricPotential.UNIT);
        Thread.sleep(1);
        msg.reading7 =
us.read().doubleValue(ElectricPotential.UNIT);
        Thread.sleep(1);
        msg.reading8 =
us.read().doubleValue(ElectricPotential.UNIT);
        Thread.sleep(1);
        msg.reading9 =
us.read().doubleValue(ElectricPotential.UNIT);

        // Send the message through the default communication
device.
        sender.send(msg);

        // After toggling, instruct the thread to sleep for 200ms
//Thread.sleep(20);
    }
}
}

```

Πρόγραμμα ClientApp

```

import java.io.Serializable;

import com.sentilla.host.client.HostClient;
import com.sentilla.net.Receiver;
import com.sentilla.net.ReceiverDriver;
import processing.core.*;
import javax.measure.quantity.*;

public class ClientApp extends PApplet {
//    Instantiate basic components

    Receiver receiver;

    public static class JCreateMessage implements Serializable
    {
        long moteID;
        double temperature;
        double reading1;
        double reading2;
        double reading3;
        double reading4;
        double reading5;
        double reading6;
        double reading7;
        double reading8;
        double reading9;
    }
}

```



```

}

MoteApp.JCreateMessage jmsg= new MoteApp.JCreateMessage();

PFont font;
public void setup()
{
    // Set up the graph
    size(1000, 500);
    stroke(255);
    frameRate(30);
    background(0);
    font = createFont("FFScala", 20);
    textFont(font, width/60);
    redraw();

//
/* create the host server connection */
HostClient host = new HostClient() ;

try
{
    host.connect();
}
catch (Exception e){}

//Start receiver
receiver = ReceiverDriver.create(MoteApp.JCreateMessage.class);
receiver.cancel();
receiver.setReceive().submit();

}

//
    globals
    int arraysize = 30;
    int counter = 0;
    double[] tempArr = new double [arraysize];
    double[] timeArr = new double[arraysize];
    double[] readingArr = new double [arraysize];

//
    globals to help with animation
    float xposold;
    float yposold;
    float[] xpoints = new float[arraysize];
    float[] ypoints = new float[arraysize];

    public void draw()
    {
        receiver.receive();
        //if we've got a message get new data
        if (receiver.isDone())
        {
            jmsg = (MoteApp.JCreateMessage)
receiver.getData();
            receiver.setReceive().submit();

```

```

        addValue(tempArr, jmsg.temperature - 273);

        addValue(readingArr, jmsg.reading1);
        addValue(readingArr, jmsg.reading2 );
        addValue(readingArr, jmsg.reading3 );
        addValue(readingArr, jmsg.reading4 );
        addValue(readingArr, jmsg.reading5 );
        addValue(readingArr, jmsg.reading6 );
        addValue(readingArr, jmsg.reading7 );
        addValue(readingArr, jmsg.reading8 );
        addValue(readingArr, jmsg.reading9 );

addValue(timeArr, (double)System.currentTimeMillis());
        if ( counter < arraysize) counter++;
        animcounter = 0;
//while (true) {
        //jmsg = receiver.receive();
        //System.out.println(jmsg.reading1);
        //System.out.println(jmsg.reading2);
        //System.out.println(jmsg.reading3);
        //System.out.println(jmsg.reading4);
        //System.out.println(jmsg.reading5);
        //System.out.println(jmsg.reading6);
        //System.out.println(jmsg.reading7);
        //System.out.println(jmsg.reading8);
        //System.out.println(jmsg.reading9);}

        }
//      draw plots, animate smoothly if we have new data
background(0);
smooth();

plotlineanim(2*height/9,height/9,tempArr,0,100,255,"C");
plotlineanim(4*height/9,height/9,readingArr,200,0,100,"ECG");

        if (animcounter < animlimit) animcounter++;

        }

//-----
//while (true) {
        //obj = recv.receive();
        //System.out.println("test2");

        //if (recv.isDone())
        //{
                //System.out.println("test3");
        //jmsg = (MoteApp.JCreateMessage)recv.getData();
        //recv.setReceive().submit();

        // System.out.println("received: " + (jmsg.temperature-
273));

```



```

// }
// }
//}

public static void main(String[] args) {

    PApplet.main(new String[] { "--present", "EHVClientApp" });

}

// Effectively make a double a circular array
void addValue(double[] dubArr, double addVal)
{
    for (int i = dubArr.length-1; i > 0; i--)
    {
        dubArr[i] = dubArr[i - 1];
    }
    dubArr[0] = addVal;
}

// Simple plot a line, no animation
void plotline(float base, float maxheight, double[] dubArr, int
r, int g, int b, String units)
{

    float max = (float) findMax(dubArr);
    float min = (float) findMinNotZero(dubArr);
    float range = max - min;

    float xpos;
    float ypos;
    float xposold;
    float yposold;
    float[] xpoints = new float[dubArr.length];
    float[] ypoints = new float[dubArr.length];
// draw dots
    for (float i = 0; i < dubArr.length; i ++)
    {
        //Determine X Position
        xpos = (width-100) - ((arraysize - counter) +
i)/((float)dubArr.length)*(width-100);
        xpoints[(int)i] = xpos;

        //Determine Y Position, auto scale
        ypos = base-(float)((dubArr[(int)i]-min)/range *
maxheight);
        ypoints[(int)i] = ypos;

        //Draw Dots
        ellipseMode(CENTER);
        fill(r,g,b);
        stroke(r,g,b);
        if (counter > (int)i) ellipse(xpos, ypos,
width/100, width/100);

    }

    //connect dots
    for (int i = 0; i < dubArr.length-1; i++)
    {

```

```

        stroke(r,g,b);
        if (counter > (int)i+1) curve(
xpoints[i]*2/3+xpoints[i+1]/3,ypoints[i]*2/3+ypoints[i+1]/3,
        xpoints[i],ypoints[i],
        xpoints[i+1],ypoints[i+1],
xpoints[i]/3+xpoints[i+1]*2/3,ypoints[i]/3+ypoints[i+1]*2/3
        );
    }

    //Show current value
    float now = (float)dubArr[0];
    now = round(now*10);
    now = now/10;
    String out = String.valueOf(now)+" "+units;
    fill(r,g,b);
    textFont(font, width/60);
    textAlign(RIGHT);
    text(out,width-10,base-maxheight/2);

    // Show min value
    max = round(max*10);
    max = max/10;
    out = String.valueOf(max)+" "+units;
    fill(r,g,b);
    textFont(font, width/60);
    textAlign(LEFT);
    text(out,10,base-maxheight-20);

    //Show max value
    min = round(min*10);
    min = min/10;
    out = String.valueOf(min)+" "+units;
    fill(r,g,b);
    textFont(font, width/60);
    textAlign(LEFT);
    text(out,10,base+20);

}

float animcounter = 0;
float animlimit = 500;

void plotlineanim(float base, float maxheight, double[] dubArr,
int r, int g, int b, String units)
{
    //find max and min in range
    float max = (float) dubArr[0];
    float min= (float) dubArr[0];
    float range;
    for (int i = 0; i < dubArr.length-1; i ++)
    {
        if (dubArr[i] > max) max = (float)dubArr[i];
        if (dubArr[i] < min && dubArr[i] != 0) min =
(float)dubArr[i];
    }
    range = max - min;;
}

```



```

//find old max and min
float oldmax = (float) dubArr[1];
float oldmin= (float)dubArr[1];
float oldrange;
for (int i = 1; i < dubArr.length; i ++)
{
    if (dubArr[i] > oldmax) oldmax = (float)dubArr[i];
    if (dubArr[i] < oldmin && dubArr[i] != 0) oldmin =
(float)dubArr[i];
}
oldrange = oldmax - oldmin;

//      Animate based on old values and new values, linearly
interpolated
float xpos;
float xposnow;
float xposold;
float ypos;
float yposnow;
float yposold;

//calculate points
for (float i = 0; i < dubArr.length; i ++)
{
    //Determine X Position
    xposnow = (width-100) - ((arraysize - counter) +
i)/((float)dubArr.length)*(width-100);
    //Determine Y Position, auto scale
    yposnow = base-(float)((dubArr[(int)i]-min)/range
* maxheight);

    //Old X-Point Determination
    if (counter == arraysize && i != 0)
    {
        xposold = (width-100) - ((arraysize -
counter) + i-1)/((float)dubArr.length)*(width-100);
    }
    else
    {
        xposold = xposnow;
    }

    //Old Y-point Determination
    if (i != 0)
    {
        yposold = base-(float)((dubArr[(int)i]-
oldmin)/oldrange * maxheight);
    }
    else
    {
        yposold = yposnow;
    }

    //Weighted average slides as a function of
animcounter
    xpoints[(int)i] = ((animcounter*xposnow) +
(animlimit-animcounter)*xposold)/animlimit;
}

```

```

        ypoints[(int)i] = ((animcounter*yposnow) +
(animlimit-animcounter)*yposold)/animlimit;
        if (animcounter < animlimit)animcounter ++;

    )

//Draw Dots
for (int i = 0; i < dubArr.length; i ++)
{

    ellipseMode(CENTER);
    stroke(r,g,b);
    //if point is new make the dot grow from nothing
    if (i == 0)
    {
        fill(

(float)r*(animcounter/animlimit),
(float)g*(animcounter/animlimit),          (float)b*(animcounter/animlimit)
        );
        float rad = width/100 *
animcounter/animlimit;
        if (counter > (int)i) ellipse(xpoints[i],
ypoints[i], rad, rad);
    }

    //if point is about to dying make it shrink to
nothing
    else if (i == dubArr.length-1)
    {
        fill(
                (float)r*(1-
(animcounter/animlimit)),
                (float)g*(1-
(animcounter/animlimit)),
                (float)b*(1-
(animcounter/animlimit))
        );
        float rad = width/100 * (1-
(animcounter/animlimit));
        if (counter > (int)i) ellipse(xpoints[i],
ypoints[i], rad, rad);
    }

    //just draw the dot
    else
    {
        fill(r,g,b);
        if (counter > (int)i) ellipse(xpoints[i],
ypoints[i], width/100, width/100);
    }
}

```



```

    }

    //connect dots
    for (int i = 0; i < dubArr.length-1; i++)
    {
        //if connection is new make line fade in
        if (i == 0)
        {
            stroke(
(float)r*(animcounter/animlimit),
(float)g*(animcounter/animlimit),
(float)b*(animcounter/animlimit)
);
        }
        //if connection is about to be lost make line fade
out
        else if (i == dubArr.length-2)
        {
            stroke(
(float)r*(1-
(animcounter/animlimit)),
(float)g*(1-
(animcounter/animlimit)),
(float)b*(1-
(animcounter/animlimit))
);
        }

        //else just draw the line
        else stroke(r,g,b);

        if (counter > (int)i+1) curve(
xpoints[i]*2/3+xpoints[i+1]/3,ypoints[i]*2/3+ypoints[i+1]/3,
xpoints[i],ypoints[i],
xpoints[i+1],ypoints[i+1],
xpoints[i]/3+xpoints[i+1]*2/3,ypoints[i]/3+ypoints[i+1]*2/3
);
    }

// Show current value, smooth animation between (appears to
scroll)
float now = (float)dubArr[0];
float then = (float)dubArr[1];
now = ((animcounter*now) + (animlimit-
animcounter)*then)/animlimit;
now = round(now*10);
now = now/10;
String out = String.valueOf(now)+" "+units;
fill(r,g,b);
textFont(font, width/60);
textAlign(RIGHT);
text(out,width-10,base-maxheight/2);

//Show min value, same smooth animation

```

```

        max = ((animcounter*max) + (animlimit-
animcounter)*oldmax)/animlimit;
        max = round(max*10);
        max = max/10;
        out = String.valueOf(max)+" "+units;
        fill(r,g,b);
        textFont(font, width/60);
        textAlign(LEFT);
        text(out,10,base-maxheight-20);

        //Show max value, smooth
        min = ((animcounter*min) + (animlimit-
animcounter)*oldmin)/animlimit;
        min = round(min*10);
        min = min/10;
        out = String.valueOf(min)+" "+units;
        fill(r,g,b);
        textFont(font, width/60);
        textAlign(LEFT);
        text(out,10,base+20);

}

//rough attempt at 1D time-axis, imperfect
void plottime (float base, double[] timeArr)
{
    double timenow = timeArr[0]/1000;
    double timeold = timeArr[timeArr.length-1]/1000;
    String now = String.valueOf(timenow-timeold);
    double out = timeold - timenow;
    String old = String.valueOf(round((float)out))+"s";
    fill(255);
    textFont(font, width/60);
    text(old,width/(float)arraysize,base);
    text("0",width-width/(float)arraysize,base);
    stroke(255);
    line(width/arraysize,base-20,(arraysize-
1)*width/arraysize,base-20);
}

double findMax(double[] dubArr)
{
    double dubMax = dubArr[0];
    for (int i = 0; i < dubArr.length; i++)
    {
        if (dubArr[i]>dubMax) dubMax = dubArr[i];
    }

    return dubMax;
}

double findMin(double[] dubArr)
{
    double dubMin = dubArr[0];
    for (int i = 0; i < dubArr.length; i++)
    {
        if (dubArr[i]<dubMin) dubMin = dubArr[i];
    }
}

```



```

        return dubMin;
    }

    double findMinNotZero(double[] dubArr)
    {
        double dubMin = dubArr[0];
        for (int i = 0; i < dubArr.length; i++)
        {
            if (dubArr[i]<dubMin && dubArr[i] != 0)
dubMin = dubArr[i];
        }

        return dubMin;
    }
}

```

Κώδικες σε MATLAB

Κώδικας ReadMIT

```

%----- SPECIFY DATA -----
-----
PATH= 'C:\Documents and
Settings\eleni\Desktop\eleni\MIT database'; % path,
where data are saved
HEADERFILE= '107.heg'; % header-file in text format
ATRFILE= '107.atr'; % attributes-file in binary
format
DATAFILE='107.dat'; % data-file
SAMPLES2READ=30000; % number of samples to be read
% in case of more than one
signal:
% 2*SAMPLES2READ samples are
read
%----- LOAD HEADER DATA -----
-----
fprintf(1, '\n$> WORKING ON %s ...\n', HEADERFILE);
signalh= fullfile(PATH, HEADERFILE);
fidl=fopen(signalh, 'r');
z= fgetl(fidl);
A= sscanf(z, '%s %d %d %d', [1,3]);
nosig= A(1); % number of signals
sfreq=A(2); % sample rate of data
clear A;
for k=1:nosig
z= fgetl(fidl);
A= sscanf(z, '%s %d %d %d %d %d', [1,5]);
dformat(k)= A(1); % format; here only 212 is
allowed
gain(k)= A(2); % number of integers per
mV
bitres(k)= A(3); % bitresolution
zerovalue(k)= A(4); % integer value of ECG
zero point
firstvalue(k)= A(5); % first integer value of
signal (to test for errors)
end;
fclose(fidl);
clear A;

```

```

%----- LOAD BINARY DATA -----
if dformat~= [212,212], error('this script does not apply
binary formats different to 212.');
```

```

end;
signald= fullfile(PATH, DATAFILE); % data in
format 212
fid2=fopen(signald, 'r');
A= fread(fid2, [3, SAMPLES2READ], 'uint8'); % matrix
with 3 rows, each 8 bits long, = 2*12bit
fclose(fid2);
M2H= bitshift(A(:,2), -4);
M1H= bitand(A(:,2), 15);
PRL=bitshift(bitand(A(:,2),8),9); % sign-bit
PRR=bitshift(bitand(A(:,2),128),5); % sign-bit
M( : , 1)= bitshift(M1H,8)+ A(:,1)-PRL;
M( : , 2)= bitshift(M2H,8)+ A(:,3)-PRR;
if M(1,:) ~= firstvalue, error('inconsistency in the first
bit values');
```

```

end;
switch nosig
case 2
M( : , 1)= (M( : , 1)- zerovalue(1))/gain(1);
M( : , 2)= (M( : , 2)- zerovalue(2))/gain(2);
TIME=(0:(SAMPLES2READ-1))/sfreq;
case 1
M( : , 1)= (M( : , 1)- zerovalue(1));
M( : , 2)= (M( : , 2)- zerovalue(1));
M=M';
M(1)=[];
sM=size(M);
sM=sM(2)+1;
M(sM)=0;
M=M';
M=M/gain(1);
TIME=(0:2*(SAMPLES2READ)-1)/sfreq;
otherwise % this case did not appear up to now!
% here M has to be sorted!!!
disp('Sorting algorithm for more than 2 signals not
programmed yet!');
```

```

end;
clear A M1H M2H PRR PRL;
fprintf(1, '\n$> LOADING DATA FINISHED \n');
```

```

%----- LOAD ATTRIBUTES DATA -----
atr= fullfile(PATH, ATRFILE); % attribute file with
annotation data
fid3=fopen(atr, 'r');
A= fread(fid3, [2, inf], 'uint8');
```

```

fclose(fid3);
ATRTIME=[];
ANNOT=[];
sa=size(A);
saa=sa(1);
i=1;
while i<=saa
annoth=bitshift(A(i,2), -2);
if annoth==59
ANNOT=[ANNOT;bitshift(A(i+3,2), -2)];
ATRTIME=[ATRTIME;A(i+2,1)+bitshift(A(i+2,2), 8)+...
bitshift(A(i+1,1), 16)+bitshift(A(i+1,2), 24)];
i=i+3;
elseif annoth==60
```



```

% nothing to do!
elseif annoth==61
% nothing to do!
elseif annoth==62
% nothing to do!
elseif annoth==63
hilfe=bitshift(bitand(A(i,2),3),8)+A(i,1);
hilfe=hilfe+mod(hilfe,2);
i=i+hilfe/2;
else
ATRTIME=[ATRTIME;bitshift(bitand(A(i,2),3),8)+A(i,1)];
ANNOT=[ANNOT;bitshift(A(i,2),-2)];
end;
i=i+1;
end;
ANNOT(length(ANNOT))=[]; % last line = EOF (=0)
ATRTIME(length(ATRTIME))=[]; % last line = EOF
clear A;
ATRTIME= (cumsum(ATRTIME))/sfreq;
ind= find(ATRTIME <= TIME(end));
ATRTIMED= ATRTIME(ind);
ANNOT=round(ANNOT);
ANNOTD= ANNOT(ind);
%----- DISPLAY DATA -----
-----
figure(1); clf, box on, hold on
plot(TIME, M(:,1),'r');
if nosig==2
plot(TIME, M(:,2),'b');
end;
for k=1:length(ATRTIMED)
text(ATRTIMED(k),0,num2str(ANNOTD(k)));
end;
xlim([TIME(1), TIME(end)]);
xlabel('Time / s'); ylabel('Voltage / mV');
string=['ECG signal ',DATAFILE];
title(string);
fprintf(1,'\n$> DISPLAYING DATA FINISHED \n');
% -----
-----
fprintf(1,'\n$> ALL FINISHED \n');

```

Τεχνική με φίλτρο Savitzky-Golay και σταθερό κατώφλι

```

function [qrs_count,peak_time_values] =
technique1(ecg1,1,k)
%Initialization values
qrs_count = 0;
index_max = 0;
peak_values = [];
peak_time_values = [];
period_peak = [];
%filtered_x = moving_average(60,X);
filtered = smooth(ecg1,'sgolay');
%Mean value standard deviation, criterion y_up
mean1 = mean(filtered);
n = length(filtered);
%stdev = sqrt(sum((decvalue_x-mean1).^2/n));
stdev = std(filtered);
y_up = mean1 +1*stdev;

```

```

possibleQRS = find(filtered > y_up);
index = 1;
while(index <= length(possibleQRS))
temp = index;
i=index;
while (i+1 <=length(possibleQRS) &&
abs(possibleQRS(i)-possibleQRS(i+1))==1)
%temp = index;
i = i+1;
end
index = i+1;
%QRS complex, get the maximum value in the complex.
Inside each RESP
%complex find the max voltage value at ECG and the
index of this value in order to append them to the
appropriate matrix
if (index - temp >=k)
qrs_count = qrs_count + 1;
temp_max = -8;
for j=temp:index-1
templ = filtered(possibleQRS(j));
if (templ >= temp_max)
%temp_max = templ;
index_max = j;
end
end
peak_values = [peak_values
max(filtered(possibleQRS(temp:index-1)))];
peak_time_values = [peak_time_values
possibleQRS(index_max)];
end
end
qrs_count;
% peak_time_values
% peak_values
j =1;
while (j < length(peak_time_values))
period_peak = [period_peak (peak_time_values(j+1)-
peak_time_values(j))];
j = j+1;
end
% mean_period = mean(period_peak)
disp('Number of QRS complexes = ');disp(qrs_count);
%period_peak
figure();
plot(filtered, '-*');
hold on;
plot(peak_time_values,peak_values,'r*');
hold on;
plot(1:length(filtered),y_up);
xlabel('Number of Samples');
ylabel('Amplitude (V)');
title(['Demonstration of QRS detection Technique 1 with
threshold = ',num2str(y_up),' and no of samples =
',int2str(k)]);

totalqrs_count = 0;
qrs_temp = 0;
table=[];
ecgl=y_3000;
l=[1:0.4:3];

```



```

k=[2:4:14];
TP = [];
tp = 0;
FP = [];
fp = 0;
FN = [];
fn = 0;
for x=1:length(l)
for y=1:length(k)
[qrs_temp,B] = technique1(ecg1,l(x),k(y));
totalqrs_count = totalqrs_count + qrs_temp;
minval=[];
C=[];
tp = 0;
for i=1:length(A1)
minval = abs(A1(i)-B(1:length(B)));
test = find(minval == min(minval));
if abs(A1(i)-B(test))<=20
tp = tp + 1;
C = [C B(test)];
        end
end
TP = [TP tp];
fp = length(B)-length(C);
FP =[FP fp];
if length(A1)-length(C)>=0
fn = length(A1)-length(C);
FN = [FN fn];
        end
end
end
end

```

Βιβλιογραφία-αναφορές

Bibliography

Christov, I. I. (2006). Real time electrocardiogram QRS detection using combined adaptive threshold.

Gritzali, F. (1988). Towards a Generalised Scheme for QRS Detection in ECG Waveforms. *Signal Processing 15* , 183-192.

Heart Rate and EKG Monitor using the MSP430FG439. (October 2005). *Texas Instruments* .

iCap Technologies,. (n.d.). Ανάκτηση August 22, 2009, από <http://www.icaptech.com/>

Ivan, A., & Stoyanov, T. (2004). Ventricular beat detection in single channel electrocardiograms. *BioMedical Engineering OnLine* , 3:3.

JAI, A. (1989). *Fundamentals of Digital Image Processing*. Prentice Hall.
Matthews, R., McDonald, N., Fridman, I., Hervieux, P., & Nielsen, T. (July 22-27 2005). The invisible electrode – zero prep time, ultra low capacitive sensing. *Proceedings of the 11th International Conference on Human-Computer Interaction*. MIT-BHI. (n.d.).

Arrhythmia databank MIT-BHI. Retrieved August 20, 2009, from PHYSIONET DATABANK: <http://www.physionet.org>

Pan, J., & Tompkins, W. (1985). A real-time QRS detection algorithm. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* , BME-32 (3):230-236.

Park, C., Chou, P., Bai, Y., Matthews, R., & Hibbs, A. (2006). An ultra-wearable, wireless, low power ECG monitoring system. *IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference*.

Proakis, J., & Manolakis, D. (1988). *Introduction to digital signal processing*. McMillan.

Processing. (n.d.). Ανάκτηση από www.processing.com

Ross, P. E. (December 2004). Managing Care through the air.

Sentilla Corporation. (n.d.). Ανάκτηση August 25, 2009, από labs.sentilla.org

Sullivan, T. (May 2-4 2007). A Low-Noise, Low-Power EEG Acquisition Node for Scalable Brain-Machine Interfaces,. *Proceedings of the SPIE Conference on Bioengineered and Bioinspired Systems III*.

Sullivan, T., Deiss, S., & Cauwenberghs, G. (2008). A Low-Noise, Non-Contact EEG/ECG Sensor. *IEEE* .

Θεοδωρίδης, Σ. (2003). *Εισαγωγή στη θεωρία σημάτων και συστημάτων*. Αθήνα: Γιώργος Δαρδάνης.

Κουτσούρης, Δ., & Γιόβα, Δ. (2005). *Μετρήσεις και έλεγχοι στη Βιοϊατρική Τεχνολογία*. Αθήνα: Ε.Μ.Π.

Κουτσούρης, Δ., Παυλόπουλος, Σ., & Πρέντζα, Α. (2003). *Εισαγωγή στη Βιοϊατρική τεχνολογία και ανάλυση βιοϊατρικών σημάτων*. Θεσσαλονίκη: Τζιόλας.

Λοίζου, Α. (Μάιος 2008). *Διπλωματική εργασία, 'Ασύρματα δίκτυα αισθητήρων για τη μη επεμβατική*. Αθήνα: ΕΜΠ.

Νέλλας, Ι., & Πινάτσης, Σ. (Μάρτιος 2006). *Διπλωματική: Μετάδοση και επεξεργασία ζωτικών σημείων μέσω*. Αθήνα: ΕΜΠ.