

Ατομική Διπλωματική Εργασία

ΥΛΟΠΟΙΗΣΗ ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΟΥ SCP-ECG ΓΙΑ ΕΦΑΡΜΟΓΗ ΣΕ ΦΟΡΕΣΙΜΗ
ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑ ΓΙΑ 24ΩΡΗ ΚΑΤΑΓΡΑΦΗ ΒΙΟΣΗΜΑΤΩΝ ΑΠΟ
ΗΛΕΚΤΡΟΚΑΡΔΙΟΓΡΑΦΟ ΣΕ ΜΙΑ ΦΑΝΕΛΑ

Παναγιώτα Κλεάνθους

ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΚΥΠΡΟΥ



ΤΜΗΜΑ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ

Μάιος 2012

ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΚΥΠΡΟΥ

ΤΜΗΜΑ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ

**Υλοποίηση πρωτοκόλλου SCP-ECG για εφαρμογή σε φορέσιμη τεχνολογία για
24ωρη καταγραφή βιοσημάτων από ηλεκτροκαρδιογράφο σε μια φανέλα**

Παναγιώτα Κλεάνθους

Επιβλέπων Καθηγητής

Κωνσταντίνος Παττίχης

Η Ατομική Διπλωματική Εργασία υποβλήθηκε προς μερική εκπλήρωση των
απαιτήσεων απόκτησης του πτυχίου Πληροφορικής του Τμήματος Πληροφορικής του
Πανεπιστημίου Κύπρου

Μάιος 2012

Ευχαριστίες

Αρχικά θα ήθελα να εκφράσω τις θερμές μου ευχαριστίες προς τον καθηγητή του Τμήματος Πληροφορικής του Πανεπιστημίου Κύπρου και επιβλέπων καθηγητή Δρ. Κωνσταντίνο Παττίχη για τη βοήθεια που μου παρείχε κατά τη διάρκεια εκπόνησης της διπλωματικής εργασίας. Η καθοδήγηση του και οι συμβουλές του έπαιξαν καθοριστικό ρόλο για την ολοκλήρωση της εργασίας αυτής.

Επίσης θα ήθελα να ευχαριστήσω εκ βάθους καρδιάς τον Δρ. Άθω Αντωνιάδη για την πολύτιμη και συνεχή υποστήριξη του. Μου πρόσφερε γνώσεις γύρω από πολλά θέματα των κλάδων της Πληροφορικής και της Τεχνολογίας και μου έδωσε την ευκαιρία και το έναυσμα για να τα ερευνήσω και να τα κατανοήσω. Η αгаστή συνεργασία μας μου έδωσε τα εχέγγυα τόσο για την ολοκλήρωση της εργασίας αυτής, αλλά και της απόκτησης γνώσεων και εμπειριών σε πιο ευρύ πεδίο.

Επιπρόσθετα θα ήθελα να ευχαριστήσω το διδακτορικό φοιτητή Άριστο Αριστοδήμου για την πολύπλευρη βοήθεια που μου έδωσε. Οι κατευθυντήριες γραμμές που μου έδωσε σε πολλά θέματα της εργασίας αυτής με βοήθησαν ώστε να μπορέσω να την ολοκληρώσω με τον καλύτερο δυνατό τρόπο.

Τέλος, θα ήθελα να ευχαριστήσω, την οικογένεια μου και το φιλικό μου περιβάλλον για την ηθική συμπαράσταση που μου παρείχαν ώστε να δώσω το καλύτερο των δυνατοτήτων μου.

Περίληψη

Στόχος αυτής της διπλωματικής εργασίας είναι η υλοποίηση του πρωτοκόλλου SCP-ECG για εφαρμογή σε φορέσιμη τεχνολογία για 24ωρη καταγραφή βιοσημάτων από ηλεκτροκαρδιογράφο σε μια φανέλα. Πιο συγκεκριμένα η εργασία αυτή είχε ως σκοπό τη δημιουργία μιας open-source βιβλιοθήκης που περιέχει τις παραγράφους του πρωτοκόλλου SCP-ECG και μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε ενσωματωμένες φορέσιμες συσκευές ηλεκτροκαρδιογραφήματος.

Αρχικά, γίνεται αναφορά για την τεχνολογία στην Ιατρική και για κάποιες σύγχρονες τεχνολογίες στην Ιατρική. Ακολούθως δίνονται ορισμοί και περιγραφή για την καρδιά, τον καρδιακό κύκλο και επεξήγηση του ηλεκτροκαρδιογραφήματος.

Στη συνέχεια δίνεται ο ορισμός και η ιστορία των φορέσιμων συσκευών, οι ιδιότητες και η μορφή τους. Έχει γίνει επίσης μια μικρή έρευνα τόσο στη βιβλιογραφία που υπάρχει όσο και στην αγορά, για ήδη υπάρχουσες φορέσιμες συσκευές που μέσα στις δυνατότητες τους, παρέχουν και λήψη ηλεκτροκαρδιογραφήματος.

Ακολούθως περιγράφονται διάφορα πρωτόκολλα που υπάρχουν στον χώρο των Βιοσημάτων, ώστε να γίνει η επιλογή και η περιγραφή του καταλληλότερου πρωτοκόλλου, δηλαδή αυτού που είναι πιο συμβατό με τη βιβλιοθήκη της φορέσιμης τεχνολογίας που θα αναπτυχθεί στα πλαίσια αυτής της Διπλωματικής Εργασίας.

Τέλος, θα περιγραφεί η μεθοδολογία που χρησιμοποιήθηκε στην υλοποίηση της βιβλιοθήκης, τα αποτελέσματα που εξάχθηκαν και τα τελικά συμπεράσματα, καθώς και μια μικρή αναφορά στη μελλοντική εργασία.

Περιεχόμενα

Κεφάλαιο 1

Εισαγωγή.....	1
1.1 Η τεχνολογία στον κόσμο της Ιατρικής.....	1
1.2 Σύγχρονες τεχνολογίες στην Ιατρική.....	3
1.3 Σκοπός Διπλωματικής εργασίας.....	4
1.4 Δομή Διπλωματικής εργασίας.....	5

Κεφάλαιο 2

Θεωρητικό υπόβαθρο.....	8
2.1 Η καρδιά.....	8
2.2 Ο καρδιακός κύκλος.....	12
2.3 Αρρυθμίες της καρδιάς.....	14
2.4 Το ηλεκτροκαρδιογράφημα.....	15

Κεφάλαιο 3

Φορέσιμες τεχνολογίες ηλεκτροκαρδιογραφήματος.....	28
3.1. Ορισμός φορέσιμων τεχνολογιών	28
3.2 Ιστορία των φορέσιμων υπολογιστών	29
3.3. Ιδιότητες των φορέσιμων υπολογιστών	32
3.4 Μορφή των φορέσιμων υπολογιστών	34
3.5 Έρευνα στις υπάρχουσες φορέσιμες συσκευές ηλεκτροκαρδιογραφήματος.....	38

Κεφάλαιο 4

Πρωτόκολλα για την καταγραφή βιοσημάτων από ηλεκτροκαρδιογράφο και άλλους αισθητήρες.....	60
4.1 Εισαγωγή.....	60
4.2 Περιγραφή διαφόρων πρωτοκόλλων.....	62
4.3 Επιλογή πρωτοκόλλου.....	73
4.4 Εκτενής περιγραφή πρωτοκόλλου SCP-ECG	75
4.5 Κωδικοποίηση Huffman.....	86

Κεφάλαιο 5

Μεθοδολογία.....	95
5.1 Γλώσσες και εργαλεία προγραμματισμού.....	95
5.2 Επιλογή τρόπου κωδικοποίησης των ΗΚΓ δεδομένων.....	96
5.3 Αναμενόμενα αποτελέσματα.....	97
5.4 Περιγραφή Υλοποίησης Πρωτοκόλλου.....	97
5.5 Δενδροδιάγραμμα Βιβλιοθηκών.....	108

Κεφάλαιο 6

Αποτελέσματα.....	110
6.1 Δομή Αποτελεσμάτων.....	110
6.2 Γραφικές Παραστάσεις αρχικών και αποκωδικοποιημένων σημάτων ηλεκτροκαρδιογραφήματος.....	111
6.3 Μετρικές Αποτελεσματικότητας	128
6.4 Αποτελέσματα Μετρικών.....	130

Κεφάλαιο 7

Συζήτηση.....	139
7.1 Συζήτηση αποτελεσμάτων γραφικών παραστάσεων.....	139
7.2 Συζήτηση στατιστικών μετρικών αποτελεσματικότητας.....	139
7.3 Συμβατότητα φορέσιμων συσκευών με τη βιβλιοθήκη.....	141

Κεφάλαιο 8

Συμπεράσματα και Μελλοντική Εργασία.....	143
8.1 Συμπεράσματα.....	143
8.2 Μελλοντική Εργασία.....	145

Βιβλιογραφία	146
--------------------	-----

Κεφάλαιο 1

Εισαγωγή

1.1 Η τεχνολογία στον κόσμο της Ιατρικής	1
1.2 Σύγχρονες τεχνολογίες στην Ιατρική	3
1.3 Σκοπός Διπλωματικής εργασίας	4
1.4 Δομή Διπλωματικής εργασίας	5

1.1 Η τεχνολογία στον κόσμο της Ιατρικής

Ιατρική [27] είναι η επιστήμη που εξετάζει τον άνθρωπο, με στόχο τη διατήρηση ή την αποκατάσταση της υγείας του. Για το σκοπό αυτό μελετά τη δομή του ανθρώπινου οργανισμού (Ανατομία, Ιστολογία), τις λειτουργίες του (Φυσιολογία, Βιοχημεία) και τις διάφορες νόσους (Νοσολογία) μέσα από το πρίσμα της πρόληψης (Υγιεινή), της διάγνωσης και της θεραπείας.

Η σύγχρονη ιατρική εκπαίδευση τονίζει τη σημασία της επιστήμης ως την καλύτερη γραμμή προς ένα πιο αποτελεσματικό τρόπο αντιμετώπισης των διαφόρων ασθενειών και προστασίας του ασθενή. Τονίζει επίσης τη σημασία της τεχνολογίας στη διάγνωση και θεραπεία.

Στα πρώτα βήματα της ιατρικής η διάγνωση βασιζόταν στην ικανότητα του γιατρού να εντοπίσει και να ερμηνεύσει σωστά τις εκδηλώσεις της νόσου (σημειολογία) χρησιμοποιώντας τις αισθήσεις τους: όραση (επισκόπηση του ασθενούς), ακοή (ακρόαση π.χ. της καρδιάς), αφή (ψηλάφηση π.χ. σφυγμού), όσφρηση (οσμή τους ασθενούς, των κοπράνων και ούρων του) και τέλος γεύση. Μέχρι και τον 19^ο αιώνα η ιατρική βασιζόταν ακόμα σε αυτές τις αισθήσεις του γιατρού και ήταν περισσότερο τέχνη παρά επιστήμη.

Ως αποτέλεσμα της τεχνολογικής προόδου ο σύγχρονος γιατρός έχει στη διάθεσή του διάφορα τεχνολογικά μέσα που σκοπό έχουν να βοηθήσουν στη διάγνωση και θεραπεία της ασθένειας. Πολλές ξεχωριστές διαγνωστικές ειδικότητες αξιοποιούν τις τεχνολογικές δυνατότητες της βιοχημείας (βιοπαθολογία), της μικροσκοπησης (υπερηχογραφία), των ραδιοϊσοτόπων (πυρηνική ιατρική) κλπ. Η θεραπεία, στη σύγχρονη ιατρική, βασίζεται επίσης, σε μεγάλο βαθμό, στην τεχνολογία. Η χρήση καινούργιων φαρμάκων, ακτίνων χ , χημειοθεραπείας, αλλά και του σύγχρονου εξοπλισμού ενός χειρουργείου και μια μονάδας εντατικής θεραπείας είναι αποτελέσματα της δραματικής προόδου της σύγχρονης ιατρικής τεχνολογίας.

Παραδείγματα ιατρικών τεχνολογιών του 20^{ου} αιώνα

- 1902: Οι Μαρία και Πιέρ Κιουρί κατορθώνουν να απομονώσουν το Ράδιο και χρησιμοποιούν τις ραδιενεργές του ιδιότητες στη θεραπεία κακοηθών όγκων βάζοντας τις βάσεις της ακτινοθεραπευτικής.
- 1967: Ο Δρ. Κρίστιαν Μπάρναρντ επιτυγχάνει να μεταμοσχεύσει την καρδιά μιας εγκεφαλικά νεκρής νεαρής.
- Εκτός από τα μοσχεύματα, η σύγχρονη ιατρική διαθέτει και τεχνητές συσκευές για την αντικατάσταση δυσλειτουργούντων οργάνων (π.χ. τεχνητή καρδιά, τεχνητά αγγεία), ή ακρωτηριασμένων μελών (τεχνητά μέλη).
- Χρήση των ακτίνων λέιζερ στη διενέργεια λεπτών επεμβάσεων, όπως η διόρθωση της μυωπίας ή η αντιμετώπιση ογκιδίων στο εσωτερικό του αυτιού.
- 1973: Η Υπολογιστική Αξονική Τομογραφία (CAT, Computerized Axial Tomography) επιτρέπει τη λεπτομερή απεικόνιση των εσωτερικών οργάνων του ανθρώπου.
- Το ηλεκτρονικό μικροσκόπιο επιτυγχάνει μεγεθύνσεις μέχρι και 1.000.000 φορές, με τη χρησιμοποίηση αντί φωτός, δέσμης ηλεκτρονίων.
- Η γενετική μηχανική ασχολείται με την αποκρυπτογράφηση του γενετικού κώδικα του ανθρώπου (DNA) και την εφαρμογή των συμπερασμάτων στην πρόληψη ή διάγνωση ασθενειών.

Αυτά τα παραδείγματα αποτελούν ένα πολύ μικρό δείγμα των επιτευγμάτων της τεχνολογίας στην Ιατρική και όσο αυξάνονται οι ανακαλύψεις στον ιατρικό τομέα, τόσο αλματώδης είναι παράλληλα και η ανάπτυξη της τεχνολογίας στον τομέα αυτό.

1.2 Σύγχρονες τεχνολογίες στην Ιατρική

- Τηλεϊατρική: [9] Η χρήση των τεχνολογιών της τηλεπικοινωνίας για την παροχή ιατρικών πληροφοριών και υπηρεσιών. Παρόλο που ο ορισμός περιλαμβάνει ιατρικές χρήσεις του τηλεφώνου, φαξ και εξ αποστάσεων εκπαίδευσης, η τηλεϊατρική χρησιμοποιείται όλο και περισσότερο ως συντομογραφία για την εξ αποστάσεως ηλεκτρονική κλινική διαβούλευση. Στον τομέα αυτό, το ενδιαφέρον έχει αυξηθεί δραματικά τη δεκαετία τους 1990.
- Φορέσιμα συστήματα: [2] Τα συστήματα αυτά έχουν αισθητήρες που μπορούν να παρακολουθούν συνεχώς τα ζωτικά σημεία του χρήστη, τις δραστηριότητες, τις συνήθειες ύπνου κ.λπ. Χρησιμοποιώντας τα δεδομένα αυτά, το σύστημα δημιουργεί την προσωπικότητα της φυσικής κατάστασης του χρήστη, καθώς και την ενεργοποίηση των νεύρων του χρήστη, προσφέροντας έτσι ένα ολοκληρωμένο ιατρικό αρχείο.
- Συστήματα υποστήριξης της υγείας: [26] Για παράδειγμα το Comprehensive Health Enhancement Support System (CHESS) δημιουργήθηκε για ασθενείς με καρκίνο του μαστού και άλλες σοβαρές ασθένειες. Πιο συγκεκριμένα παρέχεται ψυχολογική στήριξη του ασθενούς κατά τη διάγνωση, πληροφορίες για την πρόγνωση της ασθένειας και πληροφορίες για την επιλογή της θεραπείας.
- Χειρουργικοί προσομοιωτές: [1] Χρησιμοποιούνται στην ιατρική εκπαίδευση και παρέχουν μια δομημένη εμπειρία μάθησης, που επιτρέπει την πρακτική χωρίς κίνδυνο για τους ασθενείς και εξομοιωτές που διευκολύνουν τη διδασκαλία των σπάνιων περιπτώσεων, αλλά και παρέχουν μια αντικειμενική αξιολόγηση των ικανοτήτων των εκπαιδευόμενων.
- Electronic nose τεχνολογίες: [11, 56] Είναι μια συσκευή που προορίζεται για την ανίχνευση οσμών και γεύσεων. Δηλαδή η συσκευή αυτή έχει την ικανότητα να αναπαράγει τις ανθρώπινες αισθήσεις χρησιμοποιώντας αισθητήρες και συστήματα αναγνώρισης προτύπων. Τα στάδια της διαδικασίας αναγνώρισης είναι παρόμοια με την ανθρώπινη όσφρηση και εκτελούνται για την

αναγνώριση, σύγκριση, αποθήκευση και ανάκτηση δεδομένων. Μελλοντικός στόχος είναι οι συσκευές αυτές να γίνουν φορητές, φθηνές και γρήγορες, ώστε να χρησιμοποιούνται ως διαγνωστικά εργαλεία κατά την εξέταση του ασθενούς.

1.3 Σκοπός Διπλωματικής εργασίας

Η ραγδαία ανάπτυξη της Βιοϊατρικής Απεικόνισης, της Ιατρικής Πληροφορικής και της Βιοπληροφορικής και η ταχεία εξάπλωση της χρήσης τους στις Επιστήμες Υγείας (Ιατρική, Βιολογία, Βιοτεχνολογία) δημιουργεί νέες προκλήσεις για δημιουργία πληθώρας εφαρμογών που αφορούν την Τεχνολογία και την Ιατρική.

Καθημερινά, περισσότερο από ένα δισεκατομμύριο άνθρωποι έχουν μαζί τους φορητές υπολογιστικές συσκευές, που έχουν αισθητήρες και σύνδεση με το Διαδίκτυο. Ουσιαστικά οι συσκευές αυτές είναι τα κινητά τηλέφωνα, που στις μέρες μας έχουν πραγματικά μετατραπεί σε φορέσιμους ηλεκτρονικούς υπολογιστές και έχουν αισθητήρες για την ανίχνευση ήχου, εικόνων, κίνησης τους σώματος και φωτισμού, ασφαλή σύνδεση στο Διαδίκτυο και τη δυνατότητα για κατέβασμα (download) και ανέβασμα (upload) αρχείων εικόνας και ήχου. [2]

Σκοπός αυτής της διπλωματικής εργασίας είναι η υλοποίηση του πρωτοκόλλου SCP-ECG για εφαρμογή σε φορέσιμη τεχνολογία για 24ωρη καταγραφή βιοσημάτων από ηλεκτροκαρδιογράφο σε μια φανέλα. Πιο συγκεκριμένα η εργασία αυτή είχε ως σκοπό τη δημιουργία μιας open-source βιβλιοθήκης που περιέχει τις παραγράφους του πρωτοκόλλου SCP-ECG και μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε ενσωματωμένες φορέσιμες συσκευές ηλεκτροκαρδιογραφήματος.

Το ηλεκτροκαρδιογράφημα (ECG) καταγράφεται και χρησιμοποιείται η υλοποιημένη βιβλιοθήκη ώστε να γίνει η κωδικοποίηση και αποκωδικοποίηση του, αλλά και η καταγραφή προσωπικών και άλλων στοιχείων του χρήστη. Δηλαδή η καταγραφή γίνεται μέσω ενός τσιπ (chip) σε μια κάρτα μνήμης (memory card) με χρήση ηλεκτροδίων που τοποθετούνται σε συγκεκριμένες θέσεις στο σώμα του ασθενή, στην περιοχή της καρδιάς και γύρω από αυτήν. Το τσιπ αυτό σε μελλοντικό στάδιο θα είναι ραμμένο πάνω σε φανέλα, η οποία θα είναι κατασκευασμένη με τέτοιο τρόπο ώστε να διευκολύνει στη χρήση τον ασθενή και να είναι εφικτό να πλυθεί (washable). Στη

συνέχεια το ECG θα τυγχάνει επεξεργασίας (αποκωδικοποίηση) και κάθε κάποιες μέρες (ανάλογα με τη διάρκεια της μπαταρίας της συσκευής) ο ασθενής θα επισκέπτεται το γιατρό, ώστε να παρακολουθεί την υγεία του ασθενή.

Με χρήση της εφαρμογής αυτής παρακολουθούνται είτε ασθενείς που έχουν καρδιακά προβλήματα είτε που έχουν πρόσφατα υποβληθεί σε καρδιοχειρουργική επέμβαση είτε άλλες κατηγορίες ανθρώπων, όπως οι αθλητές, που οι παλμοί της καρδιάς τους είναι μεταβαλλόμενοι και είναι πιο ευάλωτοι για κάποιο καρδιακό επεισόδιο. Η παρακολούθηση γίνεται καθ' όλη τη διάρκεια της ημέρας και έτσι ο ασθενής μπορεί να συνεχίσει τις καθημερινές του ασχολίες και παράλληλα να καταμετρούνται οι καρδιακοί του παλμοί, κάτι το οποίο είναι ζωτικής σημασίας για τις πιο πάνω κατηγορίες ανθρώπων (ασθενών ή μη).

Η εφαρμογή αυτή λοιπόν μπορεί να βοηθήσει το γιατρό να διαγνώσει έγκαιρα κάποιο καρδιακό πρόβλημα που μπορεί να αντιμετωπίζει εν αγνοία του ο ασθενής, να του δώσει κάποιες ιατρικές συμβουλές και έτσι να αποφευχθούν καρδιακά επεισόδια. Κατά συνέπεια θα μειωθούν τα ποσοστά των ανθρώπων που αντιμετωπίζουν καρδιακά νοσήματα ή πεθαίνουν από καρδιακά προβλήματα.

1.4 Δομή Διπλωματικής εργασίας

Στο κεφάλαιο αυτό, αναφερθήκαμε γενικά στο πώς η τεχνολογία βοήθησε την Ιατρική με εφαρμογές σε διάφορους τομείς της Ιατρικής, δώσαμε κάποια παραδείγματα ιατρικών τεχνολογιών που αναπτύχθηκαν και τυγχάνουν έρευνας στο παρόν και η έρευνα αυτή δύναται να συνεχιστεί και στο μέλλον. Στη συνέχεια περιγράψαμε κάποιες από τις σύγχρονες ιατρικές τεχνολογίες και ολοκληρώσαμε με το να επικεντρωθούμε στο σκοπό της διπλωματικής εργασίας, που όπως προαναφέρθηκε και εξηγήθηκε, είναι η εφαρμογή σε φορέσιμη τεχνολογία (φανέλα) για την 24ωρη καταγραφή βιοσημάτων από ηλεκτροκαρδιογράφο και άλλου αισθητήρες.

Όσον αφορά τα επόμενα κεφάλαια περιγράφονται συνοπτικά ως εξής:

- Στο **κεφάλαιο 2**, θα γίνει μια σύντομη περιγραφή στο θεωρητικό υπόβαθρο και συγκεκριμένα σε θέματα, όπως η καρδιά, οι καρδιακές αρρυθμίες και το ηλεκτροκαρδιογράφημα.

- Στο **κεφάλαιο 3**, θα γίνει μια εισαγωγή για το ν ορισμό καθώς και για την ιστορία του φορέσιμου υπολογιστή, όπου θα περιγραφούν διάφοροι φορέσιμοι υπολογιστές που κατασκευάστηκαν κατά τη διάρκεια των χρόνων. Στη συνέχεια θα αναφερθούν οι ιδιότητες των φορέσιμων υπολογιστών, καθώς και η μο ρφή τους, δηλαδή οδηγίες σχεδίασης ώστε να μετατραπεί ένας φορέσιμος υπολογιστής σε κάτι που πραγματικά μπορεί να φορεθεί. Τέλος, θα γίνει έρευνα στη βιβλιογραφία και την αγορά πάνω σε ήδη υπάρχουσες φορέσιμες τεχνολογίες, κυρίως για ηλεκτροκαρδιογράφημα, αλλά και έρευνα αν οι τεχνολογίες αυτές υποστηρίζουν τη βιβλιοθήκη που θα υλοποιήσω.
- Στο **κεφάλαιο 4**, θα γίνει μια εισαγωγή στα πρωτόκολλα επικοινωνίας μεταξύ των συσκευών λήψης των δεδομένων (βιοσημάτων), που καταγράφονται από ηλεκτροκαρδιογράφο και άλλους αισθητήρες και των υπολογιστικών συστημάτων επεξεργασίας και διαχείρισής τους. Στη συνέχεια θα γίνει αναφορά στα διάφορα πρωτόκολλα, σύγκριση μεταξύ τους και επιλογή του καταλληλότερου από αυτά (SCP-ECG) με αιτιολόγηση, το οποίο θα περιγραφεί και εκτενέστερα. Επίσης θα περιγραφεί η κωδικοποίηση Huffman, γενικά αλλά και ειδικά για το πρωτόκολλο SCP-ECG. Χρήση αυτής είναι η κωδικοποίηση των δεδομένων που καταγράφονται από τον ηλεκτροκαρδιογράφο.
- Στο **κεφάλαιο 5**, θα περιγραφεί η μεθο δολογία, δηλαδή οι γλώσσες και τα εργαλεία προγραμματισμού που χρησιμοποιήθηκαν, ο λόγος που επιλέχθηκε η κωδικοποίηση εντροπίας κατά Huffman και τα αποτελέσματα που αναμένονται. Επίσης θα περιγραφεί ο τρόπους που υλοποιήθηκε κάθε παράγραφος του πρωτόκολλου SCP-ECG, καθώς και η δομή των αρχείων εισόδο υ πο υ χρησιμοποιήθηκαν, αλλά και η δομή των αρχείων εξό δου που θα παραχθούν. Τέλος, θα δοθεί ένα δενροδιάγραμμα βιβλιοθηκών στο οποίο θα φαίνεται η σύνδεση των βιβλιοθηκών που υλοποιήθηκαν για το πρωτόκολλο SCP-ECG.
- Στο **κεφάλαιο 6**, αρχικά θα περιγραφεί η δομή των αποτελεσμάτων, για τα οποία χρησιμοποιήθηκε η MIT-BIH Arrhythmia Database. Στη συνέχεια θα δοθούν στιγμιότυπα γραφικών παραστάσεων από αρχεία της βάσης αυτής μαζί με σχετικές πληροφορίες για τους ασθενείς. Ακολούθως θα παρουσιασθούν

κάποιες στατιστικές μετρικές αποτελεσματικότητας, όπως το compression ratio και το mse και θα σχολιασθούν τα αποτελέσματα που πάρθηκαν.

- Στο **κεφάλαιο 7**, θα γίνει μια μικρή συζήτηση γύρω από τα αποτελέσματα και θα παρουσιασθεί αν οι φορέσιμες συσκευές που ερευνήθηκαν και αναφέρθηκαν στο κεφάλαιο 3 είναι συμβατές με τη βιβλιοθήκη που θα υλοποιηθεί.
- Στο **κεφάλαιο 8**, αρχικά θα αναφερθούν κάποια γενικά συμπεράσματα και στη συνέχεια θα προταθούν μελλοντικές βελτιώσεις σε αυτά που υλοποιήθηκαν και εισηγήσεις για μελλοντική εργασία.

Κεφάλαιο 2

Θεωρητικό υπόβαθρο

2.1 Η καρδιά	8
2.2 Ο καρδιακός κύκλος	12
2.3 Αρρυθμίες της καρδιάς	14
2.4 Το ηλεκτροκαρδιογράφημα	15

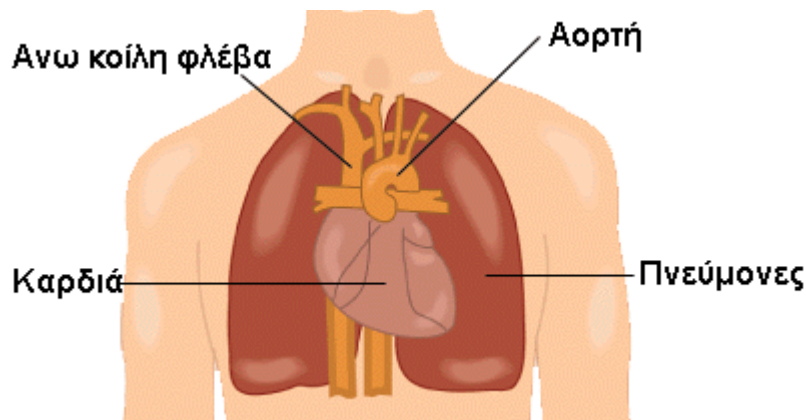
2.1 Η καρδιά

2.1.1 Γενικά για την καρδιά

Η καρδιά [18], 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.



Σχήμα 2.1. Η θέση της καρδιάς [18]

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

Βάρος: 275 περίπου γραμμάρια

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

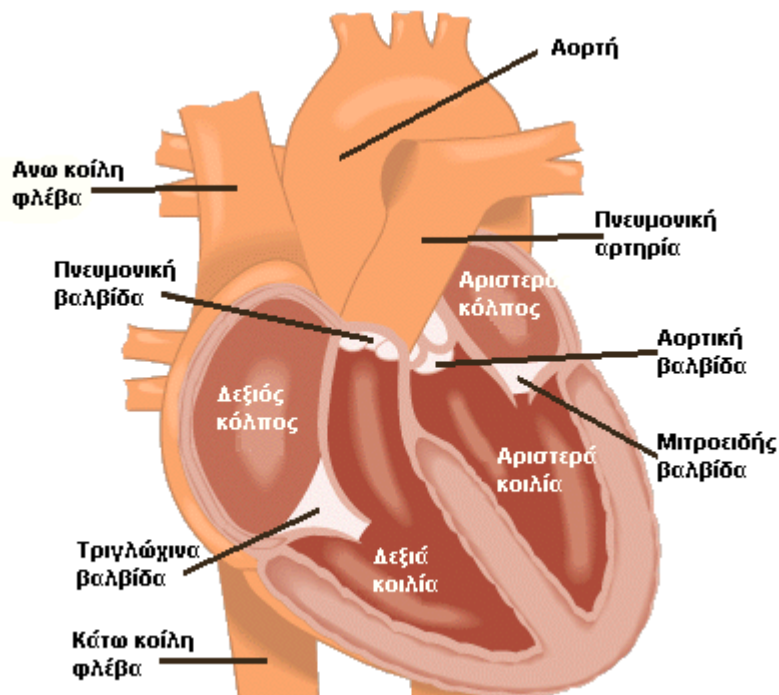
2.1.2 Οι κοιλότητες της καρδιάς

Εσωτερικά η καρδιά διαιρείται σε δύο τμήματα, ένα δεξιό και ένα αριστερό, τα οποία χωρίζονται μεταξύ τους με ένα μυώδες διάφραγμα που ονομάζεται μεσοκοιλιακό διάφραγμα.

Καθένα από τα τμήματα αυτά αποτελείται από δύο κοιλότητες: την επάνω, που λέγεται κόλπος και την κάτω, που λέγεται κοιλία. Ο κόλπος και η κοιλία συγκοινωνούν μεταξύ τους με το λεγόμενο κολποκοιλιακό στόμιο. Η καρδιά λοιπόν χωρίζεται σε τέσσερες κοιλότητες:

- τον αριστερό κόλπο και την αριστερά κοιλία
- τον δεξιό κόλπο και τη δεξιά κοιλία

Ενώ ο κόλπος και η κοιλία της ίδιας πλευράς επικοινωνούν μεταξύ τους, δεν υπάρχει καμιά επικοινωνία με τις κοιλότητες της άλλης πλευράς δηλαδή το αίμα του αριστερού τμήματος της καρδιάς δεν αναμιγνύεται με το αίμα του δεξιού τμήματος.

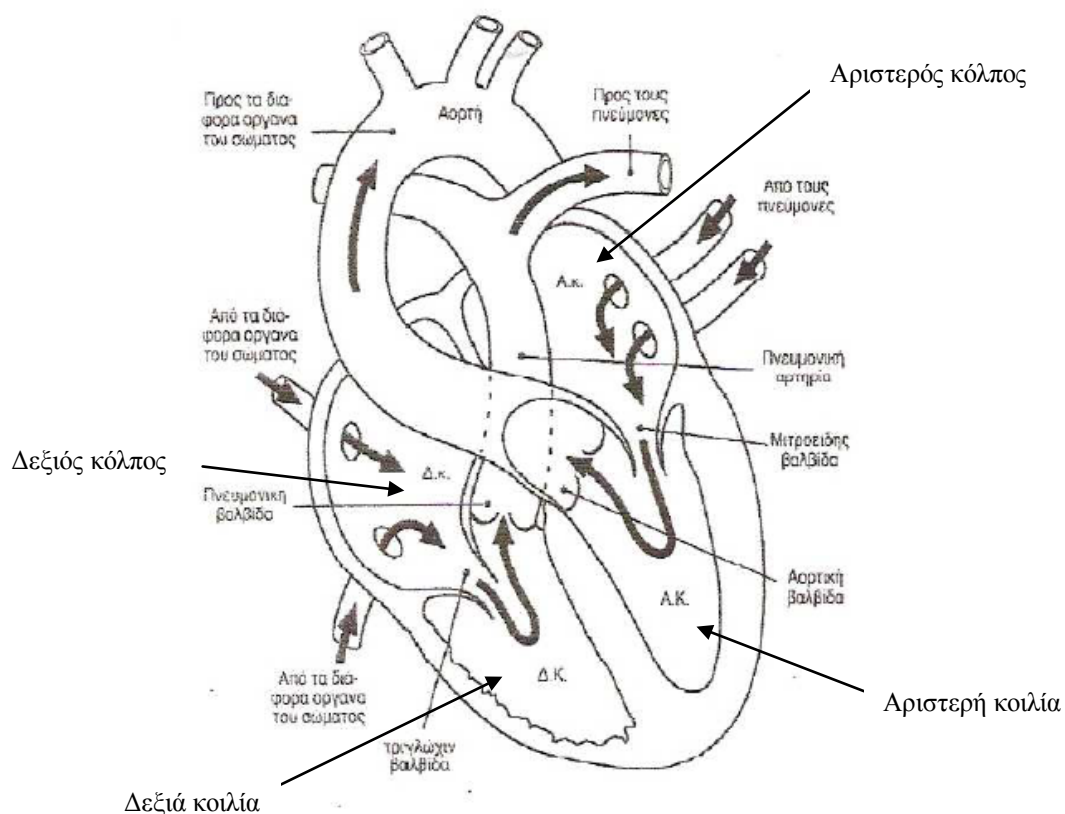


Σχήμα 2.2. Σχηματική αναπαράσταση του εσωτερικού της καρδιάς [41]

2.1.3 Η κυκλοφορία του αίματος

Το φλεβικό αίμα, που παραλαμβάνει τις άχρηστες ουσίες από τα κύτταρα του ανθρώπινου οργανισμού συγκεντρώνεται στην κάτω κοίλη φλέβα και την άνω κοίλη φλέβα οι οποίες εκβάλλουν χωριστά η καθεμιά στο δεξιό κόλπο. Από τον δεξιό κόλπο το αίμα περνά στη δεξιά κοιλία και από εκεί στην πνευμονική αρτηρία η οποία και το μεταφέρει στους πνεύμονες. Εδώ το αίμα αποβάλλει το διοξείδιο του άνθρακος και πλουτίζεται με οξυγόνο. Έτσι από φλεβικό γίνεται αρτηριακό, και μέσω των πνευμονικών φλεβών επιστρέφει στον αριστερό κόλπο και κατεβαίνει στην αριστερά κοιλία.

Από εδώ, μέσω της αορτής, μεταφέρεται σε ολόκληρο το σώμα αφήνοντας το οξυγόνο και τις θρεπτικές ουσίες και παραλαμβάνοντας τα άχρηστα προϊόντα και το διοξείδιο του άνθρακα. Έπειτα το αίμα επιστρέφει σαν φλεβικό στις φλέβες και συγκεντρώνεται τελικά στην άνω και την κάτω κοίλη φλέβα και ο κύκλος ξαναρχίζει [18].

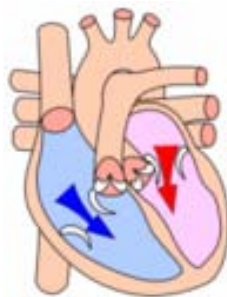


Σχήμα 2.3. Η κυκλοφορία του αίματος

2.2 Ο καρδιακός κύκλος

Ο καρδιακός κύκλος [18, 23, 51] αποτελείται από τρεις φάσεις, τη διαστολή, τη συστολή και την καρδιακή ανάπαυλα. Το χρονοδιάγραμμα των φάσεων του καρδιακού κύκλου πρέπει να τηρείται με ακρίβεια, ανεξάρτητα από το πόσο γρήγορα ή πόσο αργά πάλλεται η καρδιά. Ο ρυθμός δίνεται από τα ηλεκτρικά ερεθίσματα, τα οποία προέρχονται από το βηματοδότη της καρδιάς, το φλεβόκομβο (μια ομάδα νευρικών κυττάρων στο τοίχωμα του δεξιού κόλπου).

Κατά τη διαστολή, η καρδιά γεμίζει με αίμα. Κατά τον ίδιο χρόνο, το αίμα που είχε εξακοντιστεί από την καρδιά κατά τη διάρκεια της προηγούμενης συστολής, κινείται προς την περιφέρεια. Κατά το μεγαλύτερο μέρος της διαστολής, το αίμα ρέει μέσα στους κόλπους. Ο δεξιός κόλπος δέχεται το αίμα των κοίλων φλεβών και ο αριστερός κόλπος το αίμα των πνευμονικών φλεβών. Οι κοιλίες γεμίζουν, επειδή κατά τη διάρκεια της διαστολής διευρύνονται ενεργητικά και, κατά συνέπεια, βρίσκονται υπό χαμηλότερη πίεση απ' αυτή στους κόλπους. Λίγο πριν το τέλος της διαστολής οι κοιλίες είναι γεμάτες κατά 80% περίπου.



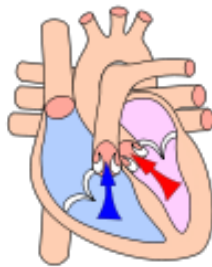
Σχήμα 2.3. Διαστολή της καρδιάς [23]

Κατά την τελευταία φάση της διαστολής, που καλείται κολπική συστολή, οι κόλποι συστέλλονται, προωθώντας έτσι το αίμα που απέμεινε μέσα τους προς τις κοιλίες. Η κολπική συστολή αρχίζει υπό την επίδραση του ηλεκτρικού ερεθίσματος, που εξαπλώνεται σε όλες τις επιφάνειες των κόλπων και προκαλεί το άνοιγμα των κολποκοιλιακών βαλβίδων οι οποίες κλείνουν μόλις τελειώσει η κολπική συστολή.

Στο τέλος της κολπικής συστολής, το ηλεκτρικό ερέθισμα από το φλεβόκομβο έχει εξαπλωθεί στον κολποκοιλιακό κόμβο, ο οποίος βρίσκεται ανάμεσα στους κόλπους και τις κοιλίες. Μετά από μια μικρή καθυστέρηση, η διέγερση περνάει από τον κολποκοιλιακό κόμβο στις κοιλίες.

Αυτό οδηγεί στη δεύτερη φάση του καρδιακού κύκλου, την κοιλιακή συστολή, κατά τη διάρκεια της οποίας οι κοιλίες συστέλλονται. Καθώς οι κοιλίες αρχίζουν να συστέλλονται, η ενδοκοιλιακή πίεση υπερβαίνει την πίεση στους κόλπους και οι βαλβίδες ανάμεσα στις κοιλίες και τους κόλπους κλείνουν ερμητικά. Μετά από λίγο, οι μυνοειδείς βαλβίδες (πνευμονική και αορτική βαλβίδα) στις εξόδους των κοιλιών ανοίγουν και το αίμα εξωθείται προς την πνευμονική αρτηρία (από τη δεξιά κοιλία) και την αορτή (από την αριστερή κοιλία), προκαλώντας μια υψηλή άνοδο της πίεσης και στις δυο αυτές αρτηρίες. Είναι ενδιαφέρον πως κάθε λεπτό η καρδιά αντλεί κατά μέσο όρο περίπου 5 λίτρα αίματος.

Στο τέλος της κοιλιακής συστολής, αρχίζει ξανά η διαστολή. Οι βαλβίδες στις εξόδους των κοιλιών κλείνουν για να εμποδίσουν την επιστροφή του αίματος στην καρδιά από τις αρτηρίες. Οι βαλβίδες ανάμεσα στο ις κόλπους και στις κοιλίες ανοίγουν ξανά καθώς η καρδιά αρχίζει να ξαναγεμίζει με αίμα.



Σχήμα 2.4. Συστολή της καρδιάς [23]

Στην τρίτη φάση του καρδιακού κύκλου, δηλαδή κατά την καρδιακή ανάπαυλα η καρδιά ξεκουράζεται και ανασυγκροτείται. Σε ένα λεπτό γίνονται κατά μέσον όρο 80 καρδιακές συστολές.

Με αυτόν τον πολύ καλά οργανωμένο τρόπο επιτελείται η κυκλοφορία του αίματος και ο εμπλουτισμός των κυττάρων του σώματος με το απαραίτητο για την ζωή οξυγόνο.

2.3 Αρρυθμίες της καρδιάς

Ως αρρυθμίες [6, 12, 18, 21] ορίζονται όλες οι διαταραχές του καρδιακού ρυθμού ή της καρδιακής συχνότητας, δηλαδή η αύξηση του καρδιακού ρυθμού (ταχυκαρδίες) ή η μείωση του (βραδυκαρδίες) πέρα από το κανονικό καρδιακό ρυθμό του 24ωρου.

Η ηλεκτρική δραστηριότητα της καρδιάς [6] ρυθμίζεται από τον αυτοματισμό, τη διεγερσιμότητα και την αγωγιμότητα.

Αυτοματισμός είναι η ικανότητα των καρδιακών κυττάρων να παράγουν από μόνα τους ερεθίσματα και είναι μεγαλύτερος στον φλεβόκομβο, ο οποίος καταστέλλει τα υπόλοιπα κέντρα και αναλαμβάνει υπό φυσιολογικές συνθήκες την βηματοδότηση της καρδιάς.

Διεγερσιμότητα είναι η ιδιότητα του μυοκαρδίου να εκπολώνεται όταν δέχεται ένα ερέθισμα που έχει επαρκή ένταση.

Αγωγιμότητα είναι η ικανότητα των καρδιακών κυττάρων να μεταδίδουν ένα ερέθισμα και την έχουν όλα τα καρδιακά κύτταρα. Είναι μεγαλύτερη στις ίνες Purkinje (2000-3000mm/sec) και μικρότερη στον κολποκοιλιακό κόμβο και τον μυϊκό ιστό του μυοκαρδίου.

Οι αρρυθμίες [6] εμφανίζονται κυρίως σε μεσήλικες, αλλά δεν αποκλείει βέβαια τους έφηβους ή τους νέους ενήλικες, αν και η αιτιολογία ποικίλλει ανάλογα με την ηλικιακή ομάδα.

Η αιτία της αρρυθμίας δεν είναι πάντα ανιχνεύσιμη και δεν υποκρύπτει πάντοτε ένα καρδιακό πρόβλημα.

Κάποιες εξωτερικές αιτίες που προκαλούν αρρυθμίες είναι η συναισθηματική φόρτιση, η έντονη σωματική δραστηριότητα, η πρόσληψη καφεΐνης, αλκοόλ ή νικοτίνης αλλά και η λήψη φαρμακευτικών σκευασμάτων. Πολλές χημικές ουσίες του περιβάλλοντος έχουν επίσης παρόμοια δράση στη καρδιά, όπως οι πτητικές ουσίες που εισπνέονται, για παράδειγμα διάφοροι διαλύτες που περιέχονται σε χρώματα, κόλλες, βερνίκια, προωθητικά αέρια, βενζίνη.

Επιπλέον [6, 21, 24, 25], κάποια νοσήματα μπορεί να προκαλέσουν αρρυθμίες. Στην κατηγορία των εξωκαρδιακών νοσημάτων μπορεί να είναι οι θυρεοειδοπάθειες, οι

πνευμονοπάθειες, οι διαταραχές στη συγκέντρωση των ηλεκτρολυτών (κάλιο, νάτριο) στο αίμα αλλά και νοσήματα του πεπτικού συστήματος όπως η γαστρο-οισοφαγική παλινδρόμηση και οι διαφραγματοκήλες. Στην κατηγορία των καρδιακών νοσημάτων, εξέχουσα θέση κατέχει το οξύ έμφραγμα του μυοκαρδίου (όπου μάλιστα οι αρρυθμίες αποτελούν την κύρια αιτία θανάτου κατά το πρώτο 48ωρο από την εκδήλωσή του) αλλά και η χρόνια ισχαιμία του μυοκαρδίου, οι καρδιομυοπάθειες και οι μυοκαρδίτιδες. Οι αρρυθμίες των καρδιακών νοσημάτων αντιμετωπίζονται ταυτόχρονα με τη θεραπεία της πάθησης που τις προκαλεί.

Η σπουδαιότερη διάκριση των αρρυθμιών τις χωρίζει σε αυτές που δυνητικά οδηγούν σε αιφνίδιο θάνατο, δηλαδή επηρεάζουν την ποιότητα της ζωής, και σε αυτές που επηρεάζουν μόνο την ποιότητα της ζωής των ασθενών, διότι τους οδηγούν σε κοινωνική απομόνωση λόγω της εντόνου συμπτωματολογίας.

2.4 Το ηλεκτροκαρδιογράφημα

2.4.1 Γενικά

Το ηλεκτροκαρδιογράφημα [27, 28] αποτελεί μια σημαντικότερη διαγνωστική μέθοδο στην καρδιολογία κατά την οποία καταγράφεται σε χαρτί, το ηλεκτρικό ρεύμα που παράγει η καρδιά και φτάνει στο δέρμα μέσω του ηλεκτροκαρδιογράφου.

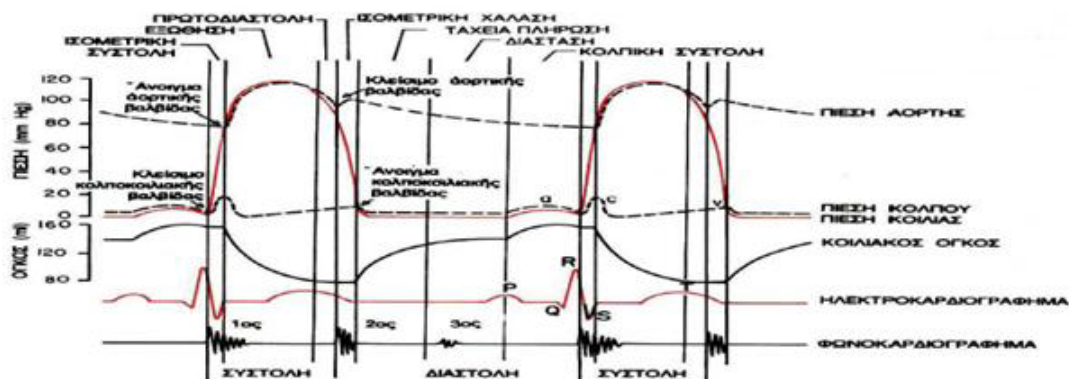
Μαζί με το ιστορικό και τη φυσική εξέταση του ασθενούς αποτελούν τον ακρογωνιαίο λίθο για τη διάγνωση των καρδιακών παθήσεων. Έτσι, μέσω πιο εξειδικευμένων και δαπανηρών εξετάσεων, όπως το τεστ κοπώσεως ή το υπερηχογράφημα της καρδιάς βασίζεται σε μεγάλο βαθμό στις πληροφορίες που μπορεί να πάρει ο γιατρός για την κατάσταση της καρδιάς του ασθενή από αυτή την απλή και ακίνδυνη εξέταση.

2.4.2 Χαρακτηριστικά του φυσιολογικού ηλεκτροκαρδιογραφήματος

Το φυσιολογικό ηλεκτροκαρδιογράφημα [27, 60, 62], όπως φαίνεται στο σχήμα 2.6, αποτελείται από ένα έπαρμα (κύμα) P, ένα «σύμπλεγμα QRS» και ένα έπαρμα T. Το σύμπλεγμα QRS συνήθως αποτελείται από τρία διαφορετικά επάρματα, το έπαρμα Q, το έπαρμα R και το έπαρμα S.

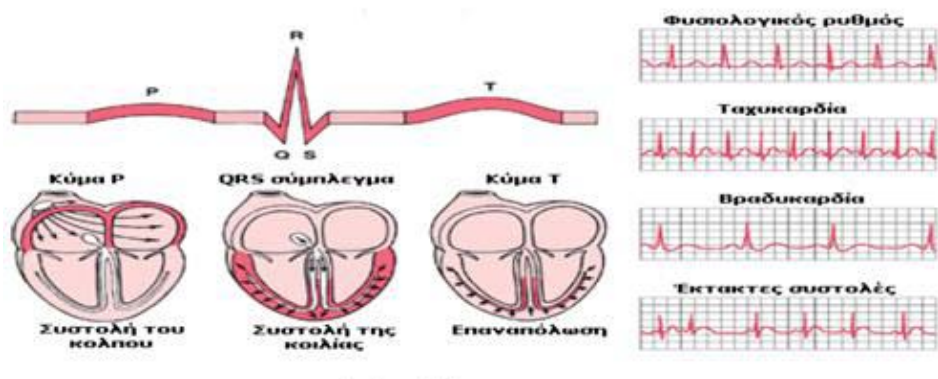
Το έπαρμα P προκαλείται από ηλεκτρικά ρεύματα τα οποία παράγονται από την επέκταση της εκπόλωσης στο μυοκάρδιο των κόλπων, η οποία ακολουθείται από τη

συστολή των κόλπων, με αποτέλεσμα την ελαφρά ανύψωση της καμπύλης της ενδοκοιλιακής πίεσης αμέσως μετά το έπαρμα P. Ακολούθως φθάνει στο δεμάτιο His. Μετά από 0.16 sec (δευτερόλεπτα) εμφανίζεται το σύμπλεγμα QRS που προκαλείται από ηλεκτρικά ρεύματα τα οποία παράγονται κατά την εκπόλωση των κοιλιών πριν από τη συστολή τους και την αύξηση της ενδοκοιλιακής πίεσης, δηλαδή, κατά την επέκταση της εκπόλωσης στο μυοκάρδιο των κοιλιών, όπως φαίνεται στο σχήμα 2.5. Έτσι, τα επάρματα του P και του QRS είναι επάρματα εκπόλωσης.



Σχήμα 2.5 Φυσιολογικό Ηλεκτροκαρδιογράφημα [62]

Αντίθετα το έπαρμα T θεωρείται έπαρμα επαναπόλωσης και προκαλείται από ηλεκτρικά ρεύματα τα οποία παράγονται κατά την ανάνηψη των κοιλιών από την κατάσταση της εκπόλωσης. Η διεργασία αυτή επιτελείται στο μυοκάρδιο των κοιλιών 0,25 ως 0,35 sec μετά την εκπόλωση. Όταν συμπληρωθεί η διέγερση των κοιλιών, αλλά δεν έχει αρχίσει η αναπόλωσή τους εγγράφεται ισοηλεκτρική γραμμή, το τμήμα ST.



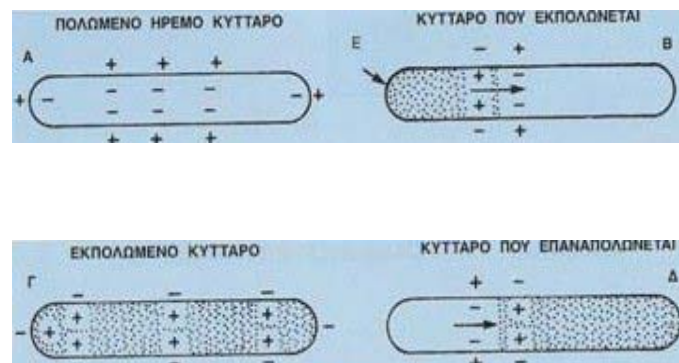
Σχήμα 2.6 Χαρακτηριστικά του φυσιολογικού ηλεκτροκαρδιογραφήματος [62]

2.4.3 Επάρματα εκπόλωσης και επαναπόλωσης

Σε κατάσταση ηρεμίας (πόλωση) [12], όπως φαίνεται στο σχήμα 2.7Α, η εξωτερική μεμβράνη ενός μυϊκού κυττάρου έχει φυσιολογικά θετικό δυναμικό και η εσωτερική αρνητικό. Όταν το κύτταρο δεχθεί ερέθισμα (E) σε οποιοδήποτε σημείο της επιφάνειάς του, το φυσιολογικό φορτίο του αντιστρέφεται, ώστε να δημιουργηθεί ηλεκτρική ώση για να μεταδώσει το ερέθισμα. Δηλαδή το εσωτερικό δυναμικό γίνεται ελαφρά θετικό και το εξωτερικό ελαφρά αρνητικό, δημιουργώντας στο κύτταρο μια κατάσταση που ονομάζεται εκπόλωση, όπως φαίνεται στο σχήμα 2.7Β.

Πλήρης εκπόλωση (διέγερση) επιτυγχάνεται όταν ολόκληρη η εσωτερική επιφάνεια του μυϊκού κυττάρου αποκτήσει θετικό δυναμικό και η εξωτερική αρνητικό, όπως φαίνεται στο σχήμα 2.7Γ.

Για να επανέλθει το κύτταρο στην αρχική κατάσταση ηρεμίας, το φορτίο στις δυο επιφάνειές του αντιστρέφεται και πάλι και τότε επέρχεται η επαναπόλωση, όπως φαίνεται στο σχήμα 2.7Δ.

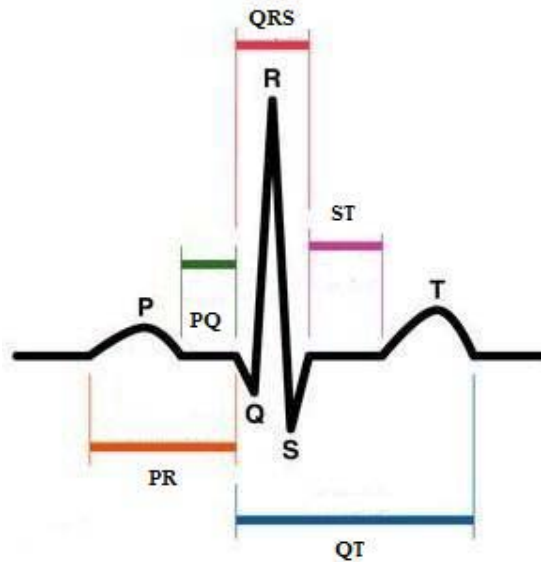


Σχήμα 2.7 Επάρματα εκπόλωσης και επαναπόλωσης ενός μυϊκού κυττάρου [12]

Στα μυϊκά κύτταρα της καρδιάς, ο χρόνος που χρειάζεται για να διαδοθεί η εκπόλωση στις κοιλίες είναι 0.1 δευτερόλεπτα. Στους κόλπους το ερέθισμα μεταφέρεται σε 80-100 cm/sec, στον κολποκοιλιακό κόμβο σε 20 cm/sec, στο δεμάτιο του His σε 30-80 cm/sec, στα σκέλη του δεματίου του His 400 cm/sec και στο κοιλιακό μυοκάρδιο 40 cm/sec.

Επομένως, η μετάδοση της διέγερσης από το σημείο εκκίνησης του ερεθίσματος και μέχρι την εξάπλωσή του στους κόλπους δεν είναι ακαριαία αλλά μεσολαβεί ένα μικρό χρονικό διάστημα, κατά τη διάρκεια του οποίου κάποιες μυϊκές ίνες είναι εκπολωμένες

και άλλες είναι σε φάση ηρεμίας. Το αποτέλεσμα είναι μεταξύ των εκπολωμένων και μη μυϊκών ινών να δημιουργείται στιγμιαία διαφορά δυναμικού. Το ίδιο φαινόμενο συμβαίνει στη συνέχεια και στις κοιλίες.



Σχήμα 2.8 Επάρματα και διαστήματα του ηλεκτροκαρδιογραφήματος [12]

Έπαρμα P = εκπόλωση κόλπων

Διάστημα PR = εκπόλωση κόλπων ως αρχή εκπόλωσης κοιλιών
(περίπου 0,16 sec)

Διάστημα PQ = διέλευση ερεθίσματος από κολποκοιλιακό κόμβο
(περίπου 0,16 sec)

Σύμπλεγμα QRS = εκπόλωση κοιλιών

Διάστημα QT = πλήρης κύκλος εκπόλωσης και επαναπόλωσης κοιλιών
(0,35 sec)

Διάστημα ST = τέλος εκπόλωσης μέχρι αρχή επαναπόλωσης κοιλιών

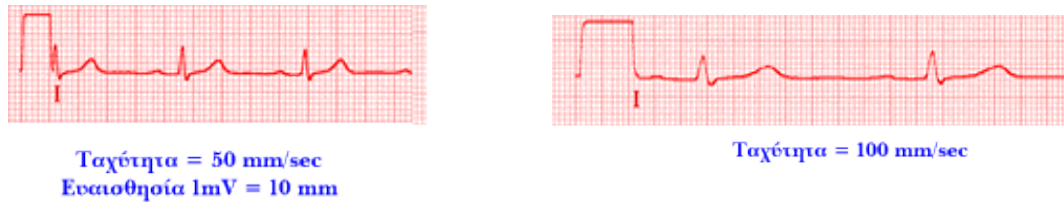
Έπαρμα T = επαναπόλωση κοιλιών

2.4.4 Πώς γίνεται το ηλεκτροκαρδιογράφημα

Το ηλεκτροκαρδιογράφημα [18,28] γίνεται με ειδικό μηχάνημα, τον ηλεκτροκαρδιογράφο, που είναι ένα ευαίσθητο βολτόμετρο, το οποίο μέσω ηλεκτροδίων καταγράφει τις διαφορές δυναμικού στην επιφάνεια του σώματος που προκύπτουν κατά τη λειτουργία της καρδιάς.

Αποτελείται από μια κεντρική μονάδα και ένα καλώδιο με 10 ηλεκτρόδια που συνδέονται στο σώμα του εξεταζόμενου. Τα 4 πρώτα συνδέονται από ένα στα χέρια και πόδια του και τα υπόλοιπα 6 μπροστά στο θώρακα.

Το ηλεκτροκαρδιογράφημα καταγράφεται από την ακίδα του ηλεκτροκαρδιογράφου πάνω σε ένα μιλιμετρέ χαρτί με ταχύτητα καταγραφής συνήθως 25 mm/sec. Μερικές φορές η καταγραφή μπορεί να γίνει με μεγαλύτερες ή μικρότερες ταχύτητες, όπως φαίνεται στο σχήμα 2.9.



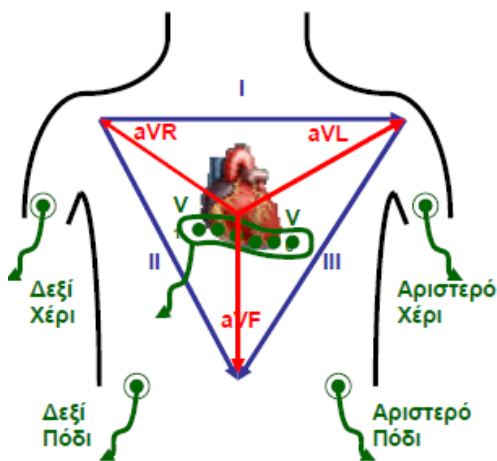
Σχήμα 2.9 Ηλεκτροκαρδιογραφήματα με διαφορετική ταχύτητα καταγραφής [18]

2.4.5 Τι καταγράφεται στο ηλεκτροκαρδιογράφημα

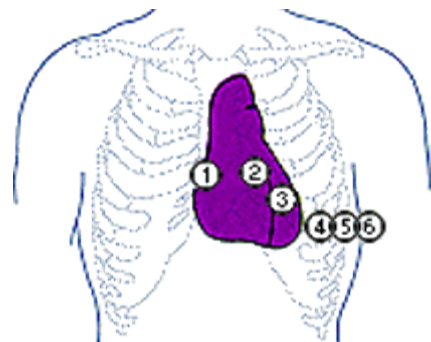
Το ηλεκτροκαρδιογράφημα [18, 27] αποτελείται από 12 απαγωγές.

Οι πρώτες 6 ονομάζονται απαγωγές των άκρων ή κλασσικές, επειδή καταγράφουν τα ηλεκτρικά δυναμικά στα άκρα. Συμβολίζονται κατά σειρά με I, II, III, aVR, aVL, aVF.

Οι υπόλοιπες 6 καταγράφουν τα ηλεκτρικά δυναμικά από την πρόσθια επιφάνεια του θώρακα και ονομάζονται προκάρδιες απαγωγές. Συμβολίζονται ως V1, V2, V3, V4, V5, V6, όπως φαίνεται στα σχήματα 2.10 και 2.11.



Σχήμα 2.10 [27] Οι 12 απαγωγές του και τα 10 ηλεκτρόδια του ηλεκτροκαρδιογραφήματος



Σχήμα 2.11 [18] Οι θέσεις των προκάρδιων απαγωγών

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



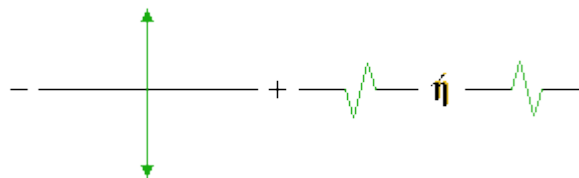
Σχήμα 2.12 Θετική απόκλιση ηλεκτροκαρδιογραφήματος [18]

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



Σχήμα 2.13 Αρνητική απόκλιση ηλεκτροκαρδιογραφήματος [18]

Όταν το κύμα εκπόλωσης επεκτείνεται κάθετα προς μια απαγωγή καταγράφεται διφασική απόκλιση.



Σχήμα 2.14 Διφασική απόκλιση ηλεκτροκαρδιογραφήματος [18]

2.4.7 Οι φυσιολογικές ηλεκτρικές τάσεις στο ηλεκτροκαρδιογράφημα

Η ηλεκτρική τάση των κυμάτων στο φυσιολογικό ηλεκτροκαρδιογράφημα [18] 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. Αυτή η τάση όμως είναι πολύ μικρή σε σύγκριση με το μονοφασικό δυναμικό ενέργειας που καταγράφεται, με άμεσο τρόπο, από την κυτταρική μεμβράνη μυϊκής ίνας του μυοκαρδίου και φτάνει τα 110 mV.

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 είναι συνήθως 1 mV από την κορυφή του επάρματος R μέχρι το κάτω μέρος του επάρματος. 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.

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

Δηλαδή, Καρδιακή συχνότητα = $1/\text{διάστημα}$ 2 διαδοχικών καρδιακών παλμών.

Για παράδειγμα, αν το χρονικό διάστημα 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. Δηλαδή τότε, η καρδιακή συχνότητα, είναι 72 καρδιακοί παλμοί το λεπτό.

2.4.9 Ηλεκτροκαρδιογραφικές απαγωγές [18, 21, 51]

Οι τρεις διπολικές απαγωγές των άκρων (I, II, III)

Οι απαγωγές ονομάζονται διπολικές επειδή το ηλεκτροκαρδιογράφημα καταγράφεται από δύο καλώδια και τα ηλεκτρόδιά τους που είναι τοποθετημένα στα άκρα του εξεταζομένου.

Η σύνδεση των τριών αυτών απαγωγών στο σώμα του εξεταζομένου φαίνεται στο σχήμα 2.15.

Απαγωγή I

Το αρνητικό ηλεκτρόδιο τοποθετείται στο δεξιό άνω άκρο και το θετικό ηλεκτρόδιο στο αριστερό άνω άκρο. Έτσι, 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. Όταν η πολικότητα μεταβάλλεται, το καταγραφόμενο έπαρμα είναι αρνητικό, δηλαδή κάτω από την ισοηλεκτρική γραμμή.

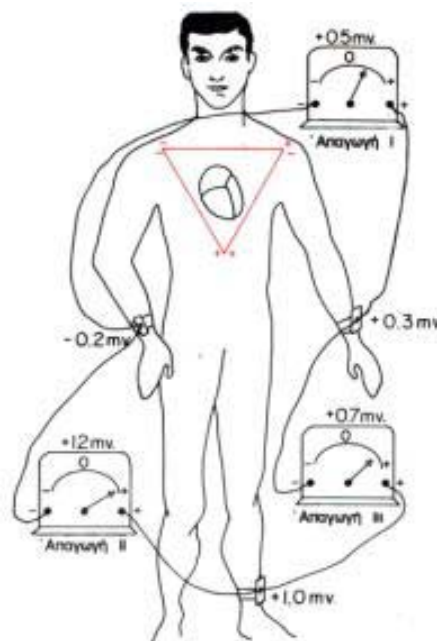
Απαγωγή II

Το αρνητικό ηλεκτρόδιο τοποθετείται στο δεξιό άνω άκρο και το θετικό ηλεκτρόδιο στο αριστερό κάτω άκρο. Έτσι, όταν το δεξιό άνω άκρο είναι ηλεκτραρνητικό σε σχέση με το αριστερό κάτω άκρο, ο ηλεκτροκαρδιογράφος καταγράφει θετικό έπαρμα.

Απαγωγή III

Το αρνητικό ηλεκτρόδιο τοποθετείται στο αριστερό άνω άκρο και το θετικό ηλεκτρόδιο στο αριστερό κάτω άκρο. Έτσι, όταν το αριστερό άνω άκρο είναι ηλεκτραρνητικό σε σχέση με το αριστερό κάτω άκρο, ο ηλεκτροκαρδιογράφος καταγράφει θετικό έπαρμα.

Σύμφωνα με το νόμο του Einthoven, για οποιαδήποτε στιγμή του ηλεκτροκαρδιογραφήματος, ισχύει ότι το άθροισμα των δυναμικών στις απαγωγές I και III είναι ίσο με το δυναμικό στην απαγωγή II.



Σχήμα 2.15 Τοποθέτηση των διπολικών απαγωγών I, II, III στα άκρα του εξεταζομένου [18]

Μονοπολικές απαγωγές άκρων

Με την παρεμβολή ηλεκτρικών αντιστάσεων, δύο άκρα συνδέονται με τον αρνητικό πόλο του ηλεκτροκαρδιογράφου, ενώ το τρίτο άκρο συνδέεται με τον θετικό πόλο. Όταν το θετικό ηλεκτρόδιο συνδέεται με το δεξιό άνω άκρο, η απαγωγή ονομάζεται aVR, όταν συνδέεται με το αριστερό άνω άκρο, ονομάζεται απαγωγή aVL και όταν συνδέεται με το αριστερό κάτω άκρο, ονομάζεται απαγωγή aVF.

Τα φυσιολογικά ηλεκτροκαρδιογράφημα των μονοπολικών απαγωγών των άκρων είναι όμοια με αυτά των διπολικών απαγωγών, εκτός από την απαγωγή aVR, που η κυματομορφή του ηλεκτροκαρδιογραφήματος της είναι ανεστραμμένη.

Προκάρδιες (θωρακικές) απαγωγές

Για την καταγραφή του ηλεκτροκαρδιογραφήματος στις 6 απαγωγές της πρόσθιας επιφάνειας του θώρακα (V1,V2,V3,V4,V5 και V6), όπως φαίνονται στο σχήμα 2.16 χρησιμοποιείται ένα ηλεκτρόδιο. Αυτό συνδέεται με το θετικό πόλο του ηλεκτροκαρδιογραφήματος, ενώ το αρνητικό (αδιάφορο) ηλεκτρόδιο συνδέεται συνήθως, με την παρεμβολή ηλεκτρικών αντιστάσεων, με το δεξιό και αριστερό άνω άκρο, καθώς και με το αριστερό κάτω άκρο.

Καθώς οι διάφορες επιφάνειες της καρδιάς είναι πολύ κοντά στο θωρακικό τοίχωμα, με την κάθε μια προκάρδια απαγωγή καταγράφεται, κατά κύριο λόγο, το ηλεκτρικό δυναμικό του μυοκαρδίου, που βρίσκεται αμέσως κάτω από το ηλεκτρόδιο. Για αυτό το λόγο, σχετικά μικρές ανωμαλίες στις κοιλίες, και ιδιαίτερα στο πρόσθιο κοιλιακό τοίχωμα, συχνά προκαλούν αλλοιώσεις στο ηλεκτροκαρδιογράφημα που λαμβάνεται με τις προκάρδιες απαγωγές.

Στις απαγωγές V1 και V2, το προκάρδιο ηλεκτρόδιο είναι πλησιέστερα στη βάση παρά στην κορυφή της καρδιάς. Στη βάση της καρδιάς είναι η κατεύθυνση της ηλεκτραρνητικότητας κατά τη διάρκεια του μεγαλύτερου μέρους της διεργασίας της εκπόλωσης των κοιλιών. Έτσι, το σύμπλεγμα QRS της φυσιολογικής καρδιάς είναι κατά το μεγαλύτερο μέρος του αρνητικό.

Αντίθετα, το σύμπλεγμα QRS στις απαγωγές V4, V5 και V6 είναι, κατά το μεγαλύτερο μέρος του θετικό, γιατί το θωρακικό ηλεκτρόδιο σ' αυτές τις απαγωγές είναι

πλησιέστερα προς την κορυφή της καρδιάς, προς την κατεύθυνση της οποίας παρατηρείται ηλεκτροθετικότητα κατά το μεγαλύτερο μέρος της διάρκειας της διεργασίας εκπόλωσης των κοιλιών.



Σχήμα 2.16 [41]

Διπολικές και μονοπολικές απαγωγές των άκρων (I, II, III, aVL, aVR, aVF) και προκάρδιες απαγωγές (V1, V2, V3, V4, V5, V6)

2.4.10 Μέθοδοι καταγραφής ηλεκτροκαρδιογραφήματος

Το μεγαλύτερο μέρος των υπάρχοντων ηλεκτροκαρδιογράφων πραγματοποιεί ηλεκτρικές μετρήσεις στην επιφάνεια του ανθρώπινου σώματος. Ένα απλό ηλεκτροκαρδιογράφημα (ΗΚΓ) αποτελείται από το PQRSΤ σύμπλεγμα με εύρος μόλις λίγων millivolts και εύρους ζώνης 0.05 – 100 Hz, όπου περιέχεται σχεδόν όλη η ενέργειά του. Γι' αυτό η ψηφιοποίηση (βάση του θεωρήματος του Shannon) σήματος ΗΚΓ απαιτεί συχνότητα δειγματοληψίας τουλάχιστον 200 δείγματα / sec.

Το πρώτο βήμα στην επεξεργασία του ΗΚΓ είναι η αναγνώριση του R κύματος, που πραγματοποιείται με διάφορες μεθόδους συγχρονισμού συνεχόμενων R-R παλμών. Η ανάλυση του διαστήματος είναι μια πολύ χρήσιμη διαδικασία που χρησιμοποιείται

κυρίως στην εξάλειψη του θορύβου από το σήμα. Επίσης, έχει γίνει πολύ προσπάθεια στην ανάπτυξη αλγορίθμων αυτόματης επεξεργασίας του ΗΚΓ, τη συμπίεσή του και την κατάταξή του σε διακριτές τάξεις.

Τα πιο γνωστά είδη καρδιογραφημάτων είναι:

1) Ηλεκτροκαρδιογράφημα υψηλής συχνότητας (high frequency ECG) [58]

Τα χαρακτηριστικά αυτής της κυματομορφής είναι άμεσα μετρήσιμα στην περιοχή συχνοτήτων έως 100 Hz με χρήση συμβατικών συσκευών ΗΚΓ. Υπάρχουν, ωστόσο κλινικά σημαντικά σήματα που βρίσκονται στο σύμπλεγμα QRS σε υψηλότερο εύρος συχνοτήτων, 150 – 250 Hz, και μπορεί να χρησιμοποιηθούν για μεγαλύτερη ακρίβεια για τη διάγνωση της στεφανιαίας νόσου και την καλύτερη εξέταση των ατόμων με οξείες καρδιακές παθήσεις.

2) His Bundle ECG (HBE)

Αυτό το ΗΚΓ γίνεται με καθετηριασμό και φορά την απευθείας καταγραφή του ηλεκτρικού δυναμικού του His Purkinje νευρικού δένδρου. Το σήμα που καταγράφεται έχει εύρος 1 έως 10 μV και έτσι απαιτεί συγχρονισμένες τεχνικές averaging για την περαιτέρω επεξεργασία του.

3) Fetal ECG (FECG) [15]

Το είδος αυτό αφορά τα διαφορετικά ηλεκτρόδια που χρησιμοποιούνται για την καταγραφή του (ηλεκτρόδια με όχι λεία επιφάνεια). Πιστεύεται ότι είναι ένα πιο ακριβές μέτρο του καρδιακού ρυθμού του μωρού, επειδή εκτός από τη μέτρηση του καρδιακού ρυθμού, μπορεί να δείξει και το πραγματικό σχήμα της ηλεκτρικής ώθησης στο μυ της καρδιάς του μωρού. Η κυματομορφή μπορεί να δείξει αν το μωρό είναι στενοχωρημένο λόγω μείωσης του οξυγόνου στο χώρο. Η τεχνολογία αυτή μιμείται τις μηχανές ΗΚΓ που χρησιμοποιούνται για παρακολούθηση των ενηλίκων που πάσχουν από χρόνιες καρδιακές παθήσεις. Το βασικότερο πρόβλημα σε αυτό το ΗΚΓ είναι οι μεγάλες παρεμβολές που υπερτίθενται στο σήμα από την ηλεκτρική δραστηριότητα μυών που βρίσκονται κοντά στην περιοχή της καρδιάς. Προσαρμοσμένα φίλτρα (adaptive filters) όμως έχουν επιτυχώς αυξήσει το λόγο σήματος προς θόρυβο (PSNR).

4) Διανυσματικά ΗΚΓ (vector ECG, VCG)

Αντί να καταγράφονται ηλεκτρικά δυναμικά από τα ηλεκτρόδια στην επιφάνεια του σώματος σε συνάρτηση με το χρόνο, είναι δυνατό να καταγράφεται και να παρουσιάζεται η ηλεκτρική δραστηριότητα του ενός ηλεκτροδίου σε σχέση με κάποιου άλλου ή κάποιου συνδυασμού άλλων ηλεκτροδίων. Έτσι, υιοθετώντας μια συγκεκριμένη τοπολογία πάνω στην επιφάνεια του σώματος για την τοποθέτηση των ηλεκτροδίων, μπορεί να μετρηθεί η προβολή του διπόλου της καρδιάς (μοντελοποίηση) στα επίπεδα (x,y) , (y,z) και (x,z) . Ορισμένοι γνωστοί συνδυασμοί ηλεκτροδίων είναι το Frank σύστημα συντεταγμένων, το τετράεδρο και το κυβικό διανυσματικό ηλεκτροκαρδιογράφημα.

2.4.11 Χρήση του ΗΚΓ για τη διάγνωση καρδιακών προβλημάτων

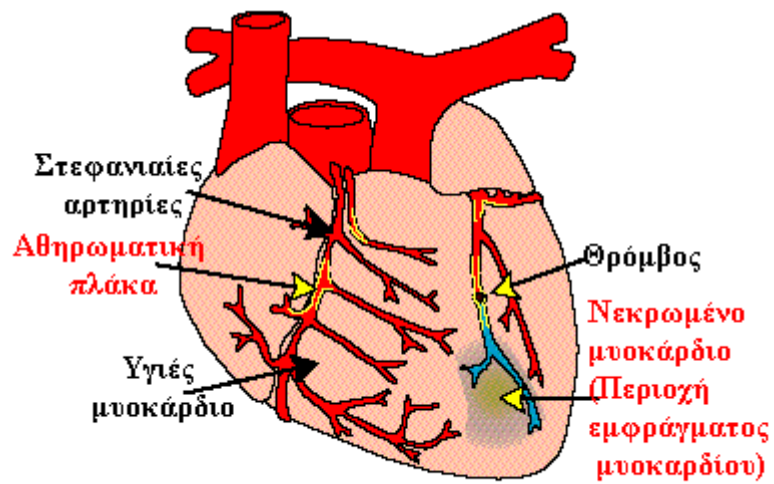
Όταν επιδιώκεται η διάγνωση των διάφορων αρρυθμιών της καρδιάς [18], δεν έχει μεγάλη σημασία ποια απαγωγή χρησιμοποιείται κατά το ΗΚΓ, επειδή τα ηλεκτροκαρδιογραφήματα που λαμβάνονται με όλες τις διπολικές απαγωγές είναι όμοια μεταξύ του. Έτσι, η διάγνωση των αρρυθμιών εξαρτάται κυρίως από τις χρονικές αλληλοσυσχετίσεις μεταξύ των διαφόρων κυμάτων του καρδιακού παλμού.

Αντίθετα, 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 σημαντικά τη μορφή του ηλεκτροκαρδιογραφήματος σε ορισμένες απαγωγές, χωρίς να επηρεάζονται άλλες απαγωγές.

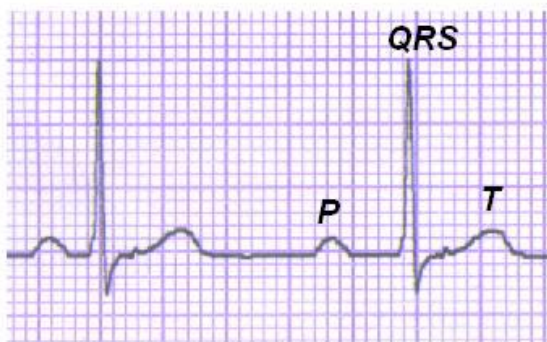
Ηλεκτροκαρδιογράφημα για τη διάγνωση του εμφράγματος [37, 38]

Αρχικά κατά την υπεροξεία φάση, το διάστημα ST είναι σημαντικά ενισχυμένο. Ο ασθενής, εκτός κι αν είναι συνδεδεμένος στο θάλαμο καρδιακών περιστατικών, συνήθως δε φτάνει στο νοσοκομείο παρά μόνο μετά από μισή έως και αρκετές ώρες αργότερα (οξεία φάση). Κατά την περίοδο αυτή η ενίσχυση του διαστήματος ST υπάρχει ακόμα αλλά δεν είναι τόσο έντονη. Στη συνέχεια το διάστημα ST επανέρχεται στην κανονική του μορφή αλλά το κύμα T αντιστρέφεται. Όταν το έμφραγμα επουλωθεί, το ΗΚΓ συνήθως επανέρχεται στην κανονική του μορφή. Σε έμφραγμα του κατώτερου τοιχώματος, τα ηλεκτροκαρδιογραφικά ευρήματα παρατηρούνται στις

απαγωγές II, III και aVF και σε πρόσθιο έμφραγμα στις απαγωγές V1-V6, σε πλάγιο έμφραγμα στις απαγωγές I, aVL, V5, V6, ενώ στο οπίσθιο έμφραγμα στις απαγωγές V1-V3.

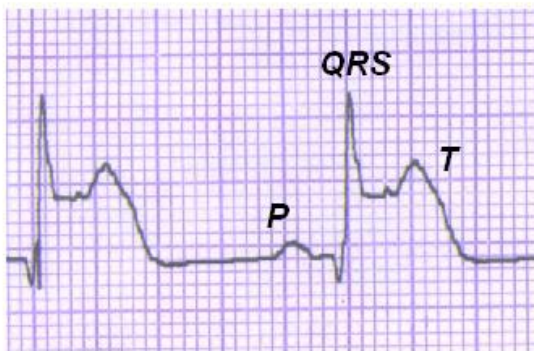


Σχήμα 2.17 Έμφραγμα του μυοκαρδίου [37]



Σχήμα 2.18 [37]

Φυσιολογικό ΗΚΓ, όπου διακρίνονται καθαρά τα επάρματα P, QRS και T



Οξύ έμφραγμα του μυοκαρδίου με ανάσπαση του ST διαστήματος

Κεφάλαιο 3

Φορέσιμες τεχνολογίες ηλεκτροκαρδιογραφήματος

3.1 Ορισμός φορέσιμου υπολογιστή	28
3.2 Ιστορία των φορέσιμων υπολογιστών	29
3.3 Ιδιότητες των φορέσιμων υπολογιστών	32
3.4 Μορφή των φορέσιμων υπολογιστών	34
3.5 Έρευνα στις υπάρχουσες φορέσιμες συσκευές ηλεκτροκαρδιογραφήματος	38

3.1. Ορισμός φορέσιμων τεχνολογιών [61]

Οι φορέσιμοι υπολογιστές είναι μικροσκοπικές ηλεκτρονικές συσκευές που φοριούνται κάτω ή πάνω από τα ρούχα. Αυτή η κατηγορία φορέσιμων τεχνολογιών έχει αναπτυχθεί για γενικού ή ειδικού σκοπού πληροφοριακές τεχνολογίες.

Οι φορέσιμοι υπολογιστές είναι ιδιαίτερα χρήσιμοι για εφαρμογές που απαιτούν πιο πολύπλοκη υπολογιστική υποστήριξη.

Ένα από τα κύρια χαρακτηριστικά ενός φορέσιμου υπολογιστή είναι η συνέπεια. Αυτό γιατί, υπάρχει μια συνεχής αλληλεπίδραση μεταξύ του υπολογιστή και του χρήστη, για παράδειγμα δεν τίθεται η ανάγκη ενεργοποίησης ή απενεργοποίησης της συσκευής.

Ένα άλλο χαρακτηριστικό είναι η δυνατότητα του χρήστη να κάνει πολλές διεργασίες ταυτόχρονα, καθώς δεν είναι απαραίτητο να σταματήσει αυτό που κάνει για να χρησιμοποιήσει τη συσκευή. Συνεπώς, μπορεί να είναι μια επέκταση του μυαλού του χρήστη και του σώματος του.

Αρχικά οι φορέσιμοι υπολογιστές χρησιμοποιήθηκαν σε περιοχές όπως η μοντελοποίηση της συμπεριφοράς, συστήματα παρακολούθησης της υγείας, διαχείριση υπηρεσιών (service management), κινητά τηλέφωνα, έξυπνα τηλέφωνα (smart phones), ηλεκτρονικά υφάσματα (electronic textiles), σχεδίαση μόδας και σε πολλές άλλες περιοχές.

Σήμερα, η έρευνα των φορητών υπολογιστών έχει διευρυνθεί σε τομείς όπως στη σχεδίαση διαπροσωπείας χρήστη (user interface design) και την αναγνώριση προτύπων. Επίσης χρησιμοποιούνται για συγκεκριμένες εφαρμογές για υποβοήθηση των αναπηριών ή στήριξη των ηλικιωμένων.

3.2 Ιστορία των φορέσιμων υπολογιστών [61]

- 1977
 - ο Γιλέκο με φωτογραφική μηχανή αφής για χρήση από τους τυφλούς. Μετατρέπει τις εικόνες σε τετραγωνικό πλέγμα 1024 σημείων και κάθε τετράγωνο είναι 10 ίντσες. Δημοσιεύθηκε από τον C.C.Collins.
 - ο Ρολόι-Αριθμομηχανή HP-01. [5] Αποτελεί ρολόι χειρός, αριθμομηχανή, ξυπνητήρι, χρονόμετρο και ημερολόγιο. Αποτελείται από 38000 τρανζίστορ και περιέχει χαμηλής ισχύος κυκλώματα. Κατασκευάστηκε από τους Andre Marion, Edward Heinsen, Robert Chin και Bennie Helms.
- 1980-1981
 - ο Υπήρξε άνοδος μιας πιο γενικής χρήσης των φορέσιμων υπολογιστών (π.χ. αναπρογραμματιζόμενες από το χρήστη συσκευές)
 - ο Το 1981, ο Steve Mann σχεδίασε και κατασκεύασε ένα σακίδιο με φορητές δυνατότητες αρχείου, γραφικών, πολυμέσων, καθώς και βίντεο.
- 1990
 - ο Δημιουργία του Φοιτητικού ηλεκτρονικού σημειωματάριου (Student Electronic Notebook). Αποτελείται από το Private Eye, από φορητούς υπολογιστές χωρίς δίσκους της Toshiba και με σύστημα εισόδου που συμπεριλάμβανε εικονικό πληκτρολόγιο. Επίσης περιείχε κανάλια με ραδιοσυζεύξεις διασκορπισμένου φάσματος (direct-sequence spread spectrum radio links) για την υποστήριξη TCP/IP υπηρεσιών, καθώς και αρχεία συστήματος NFS και X11. Επιπλέον περιλάμβανε μια Agenda palmtop που χρησιμοποιούσε πληκτρολόγιο επισυναπτόμενο σε ζώνη και floppy δίσκο χωρητικότητας 1.44 megabyte.
- 1993
 - ο Δημιουργία του συστήματος KARMA (Knowledge-based Augmented Reality for Maintenance Assistance) από τους Steven Feiner, Blair

MacIntyre, Doree Seligmann. Οι χρήστες φορούν μια οθόνη Private Eye πάνω από το ένα μάτι, δίνοντας ένα φαινόμενο επικάλυψης όταν βλέπουν τον πραγματικό κόσμο με τα δυο μάτια ανοιχτά. Το σύστημα χρησιμοποιεί αισθητήρες που βρίσκονται πάνω στα αντικείμενα στον πραγματικό κόσμο για τον καθορισμό των θέσεων τους και περιέχει εντολές συντήρησης και γραφικές αναπαραστάσεις για οτιδήποτε χρειάζεται διόρθωση. Για παράδειγμα, γραφικά wireframes πάνω σε έναν εκτυπωτή laser θα μπορούσαν να εξηγήσουν πώς να αλλαχθεί η θήκη του χαρτιού. Με αυτό τον τρόπο ο χρήστης δε χρειάζεται να διαβάσει κάποιο εγχειρίδιο για να μπορέσει να επιδιορθώσει μια μηχανή.

- 1994

- ο Ο Steve Mann κατασκεύασε μια φορητή και ασύρματη webcamera.
- ο Οι Mik Lamming και Mike Flynn δημιούργησαν τη φορέσιμη συσκευή «Forget-Me-Not». [33] Η συσκευή αυτή ηχογραφεί τις αλληλεπιδράσεις με τους ανθρώπους και τις συσκευές και αποθηκεύει την πληροφορία σε μια βάση δεδομένων για μελλοντικά ερωτήματα (queries). Αλληλεπιδρά με ασύρματους πομπούς μέσα στα δωμάτια και με εξοπλισμό στην περιοχή για να θυμάται ποιος ήταν εκεί, με ποιον μίλησε στο τηλέφωνο και τι αντικείμενα υπήρχαν στο δωμάτιο.

- 1994-1997

- ο Το 1994 η εταιρεία DARPA άρχισε το πρόγραμμα “Smart Modules Program” με σκοπό την παραγωγή διαφόρων φορέσιμων προϊόντων όπως ηλεκτρονικών υπολογιστών, ράδιων, συστημάτων πλοήγησης και διαπροσωπείες ανθρώπου-υπολογιστή για στρατιωτικούς και εμπορικούς σκοπούς.
- ο Το 1996 παρέστηκε σε συνέδριο όπου παραβρέθηκαν βιομηχανικοί, πανεπιστημιακοί και στρατιωτικοί οραματιστές για να δουλέψουν στο κοινό θέμα της προώθησης των υπολογιστών σε ατομικό επίπεδο.
- ο Το 1997 τα Carnegie Mellon University, MIT και Gerorgia-Tech διοργάνωσαν το IEEE International Symposium on Wearables Computers (ISWC). Το συμπόσιο αυτό ήταν πλήρες ακαδημαϊκό με

δημοσιεύσεις γύρω από το η αισθητήρες και νέο υλικό για νέες εφαρμογές στους φορέσιμους υπολογιστές.

- 2002

- ο Ο Kevin Warwick δημιούργησε ένα κολιέ το οποίο φόρεσε η γυναίκα του και ήταν ηλεκτρονικά συνδεδεμένο με το νευρικό σύστημα του Warwick μέσω ενός εμφυτεύσιμου πίνακα ηλεκτροδίων. Το χρώμα του κολιέ άλλαζε μεταξύ κόκκινου και μπλε εξαρτώμενο από τα σήματα του νευρικού συστήματος του Warwick.

- 2010

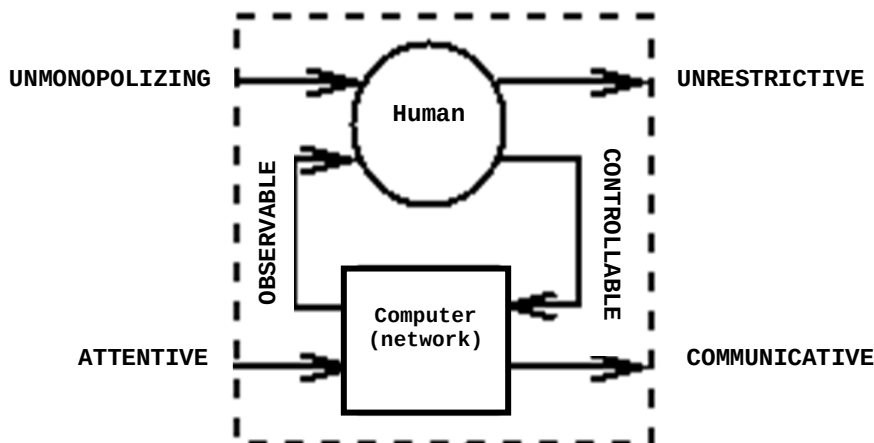
- ο Οι σημερινές κινήσεις στον τομέα της τυποποίησης με την IEEE, IEFIT και διάφορες βιομηχανικές ομάδες, όπως το Bluetooth, που οδηγούν σε μεγαλύτερη διασύνδεση με WPAN (Wireless personal area network) και WBAN (Wireless body area network) προσφέρουν νέα σχεδίαση για τη διαπροσωπεία και τη διασύνδεση. Η έκτη γενεά iPod Nano έχει ένα συνημμένο ρολόι καρπού ικανό να μετατραπεί σε φορέσιμο υπολογιστή.



Σχήμα 3.1 Ο φορέσιμος υπολογιστής ρολόι καρπού ZYPAD [61]

3.3. Ιδιότητες των φορέσιμων υπολογιστών [16]

Σύμφωνα με τον Steve Martin [50] υπάρχουν έξι διαδρομές ροής πληροφοριών οι οποίες σχετίζονται με αυτή τη νέα συνεργασία ανθρώπου-μηχανής. Αυτές οι διαδρομές ροής σημάτων είναι, στην πραγματικότητα, ιδιότητες των φορέσιμων υπολογιστών και περιγράφονται, σε αυτό που προκύπτει, από την άποψη του ανθρώπου, όπως φαίνεται στο σχήμα 4.2.



Σχήμα 3.2. Οι έξι ιδιότητες των φορέσιμων υπολογιστών

- 1) Μη περιοριστικός για το χρήστη (Unrestrictive): φορητός, κινητός, ο χρήστης μπορεί να κάνει και άλλες διεργασίες καθώς το χρησιμοποιεί π.χ. μπορεί να δακτυλογραφεί καθώς αθλείται.
- 2) Δε μονοπωλεί την προσοχή του χρήστη (Unmonopolizing): Δεν απομονώνει το χρήστη από τον εξωτερικό κόσμο, όπως γίνεται με τα παιχνίδια εικονικής πραγματικότητας. Ο χρήστης μπορεί να ανταποκριθεί σε άλλα θέματα, ενώ χρησιμοποιεί τη συσκευή. Δημιουργήθηκε με την υπόθεση ότι ο υπολογισμός θα αποτελεί δευτερεύουσα δραστηριότητα, παρά μια αρχική εστίαση της προσοχής. Στην πραγματικότητα, ιδανικά, θα παρέχει ενισχυμένες αισθητήριες ικανότητες. Μπορεί να μεσολαβεί (να αυξηθεί, να αλλάξει ή σκόπιμα να μικρύνει) στις αισθητήριες ικανότητες.
- 3) Αισθητός από το χρήστη (Observable): Μπορεί να τραβά συνεχώς την προσοχή του χρήστη, αν αυτός το επιθυμεί. Είναι σχεδόν πάντα αισθητός μέσα σε λογικούς περιορισμούς (π.χ. ο χρήστης μπορεί να μη δει την οθόνη καθώς

ανοιγοκλείνει τα μάτια του ή όταν κοιτάει αλλού). Η συσκευή εξόδου (output medium) είναι συνεχώς αντιληπτή από το χρήστη.

- 4) Ελεγχόμενος από το χρήστη (Controllable): Ο χρήστης έχει τον έλεγχο οποιαδήποτε στιγμή επιθυμεί. Ακόμη και στις αυτοματοποιημένες διαδικασίες ο χρήστης μπορεί να επέμβει στο βρόγχο του ελέγχου και να γίνει μέρος του βρόγχου όποτε θελήσει.
- 5) Προσεκτικός προς το περιβάλλον (Attentive): Είναι περιβαλλοντικά ενήμερος, πολύμορφος, μπορεί να διαθέτει πολλές αισθητήριες συσκευές. Έτσι, αυτό δίνει τελικά στο χρήστη υψηλό επίπεδο πληροφόρησης σχετικά με οποιαδήποτε κατάσταση.
- 6) Μπορεί να επικοινωνεί με άλλους (Communicative): Μπορεί να χρησιμοποιηθεί ως μέσο επικοινωνίας όταν το επιθυμεί ο χρήστης. Είναι εκφραστικός, αφού επιτρέπει στο χρήστη να εκφράζεται μέσω του υπολογιστή, είτε ως μέσο άμεσης επικοινωνίας, είτε μέσω της παραγωγής των εκφραστικών τρόπων (καλλιτεχνικών ή άλλων).

Δυο επιπρόσθετες ιδιότητες συνεπακόλουθες των πιο πάνω είναι:

- 1) Σταθερός/αμετάβλητος (Constant): Πάντα σε ετοιμότητα. Μπορεί να υπάρχει η «κατάσταση ύπνου» αλλά ποτέ η «νεκρή κατάσταση». Σε αντίθεση από ένα φορητό υπολογιστή (laptop) που πρέπει να ανοιχθεί, να ενεργοποιηθεί πριν από τη χρήση, ο φορέσιμος υπολογιστής είναι πάντα ενεργός και πάντα σε λειτουργία.
- 2) Προσωπικός (Personal): Ο άνθρωπος και ο υπολογιστής είναι αναπόσπαστα συνυφασμένοι.
 - α) Προσθετικός (Prosthetic): Μπορεί να προσαρμοστεί στο χρήστη ώστε να ενεργεί ως προέκταση του σώματός του.
 - β) Κατηγορηματικός (Assertive): Ο χρήστης μπορεί να θέσει ένα όριο στην απαγόρευση ή στις αιτήσεις από το υς άλλους για αφαίρεση του υπολογιστή. Αντίθετα με έναν υπολογιστή ο οποίος βρίσκεται σε κάποιο χαρτοφύλακα ή τσάντα, κάποιος μπορεί να απαιτήσει και να πει «παρακαλώ αφήστε όλες τις τσάντες στο τραπέζι ή το ταμείο». Αυτό είναι μια πολιτική η οποία εφαρμόζεται σε καταστήματα, βιβλιοθήκες κλπ αναγκάζοντας τον κάθε χρήστη να αποχωριστεί τον υπολογιστή του.

γ) Ιδιωτικός (Private): Κανείς άλλος δεν μπορεί να παρατηρήσει ή να ελέγξει το φορέσιμο υπολογιστή όπως επίσης και να καθορίσει τη θέση των συστημάτων εκτός αν το επιτρέψει ο χρήστης.

3.4 Μορφή των φορέσιμων υπολογιστών [15]

Υπάρχουν κάποιες οδηγίες σχεδίασης ώστε να μετατραπεί ένας φορέσιμος υπολογιστής σε κάτι που πραγματικά μπορεί να φορεθεί. Χρησιμοποιώντας αυτές τις οδηγίες προστατεύεται η άνεση και η ελευθερία των κινήσεων του χρήστη. Πιο κάτω φαίνονται οι οδηγίες αυτές από την πιο απλή στην πιο περίπλοκη.

- 1) Τοποθέτηση (σημεία του σώματος που μπορεί να τοποθετηθεί ο υπολογιστής)
- 2) Form Language (καθορισμός του σχήματος)
- 3) Ανθρώπινη κίνηση (να εξετάσουν τη δυναμική δομή)
- 4) Proxemics (Ανθρώπινη αντίληψη του χώρου)
- 5) Ταξινόμηση (για την ποικιλομορφία του μεγέθους των σωμάτων)
- 6) Προσαρμογή (καθορισμός των μορφών του σώματος)
- 7) Περιορισμός (λαμβάνοντας υπ' όψιν τι υπάρχει στο εσωτερικό της μορφής)
- 8) Βάρος (καθώς κατανέμεται στο ανθρώπινο σώμα)
- 9) Προσβασιμότητα (φυσική πρόσβαση στις μορφές του σώματος)
- 10) Αισθητήρια αλληλεπίδραση (για παθητική ή ενεργητική εισαγωγή δεδομένων)
- 11) Θερμότητα (θέματα θερμότητας στο σώμα)
- 12) Αισθητική (αντιληπτική καταλληλότητα)
- 13) Μακροχρόνια χρήση (αποτελέσματα στο σώμα και το μυαλό)

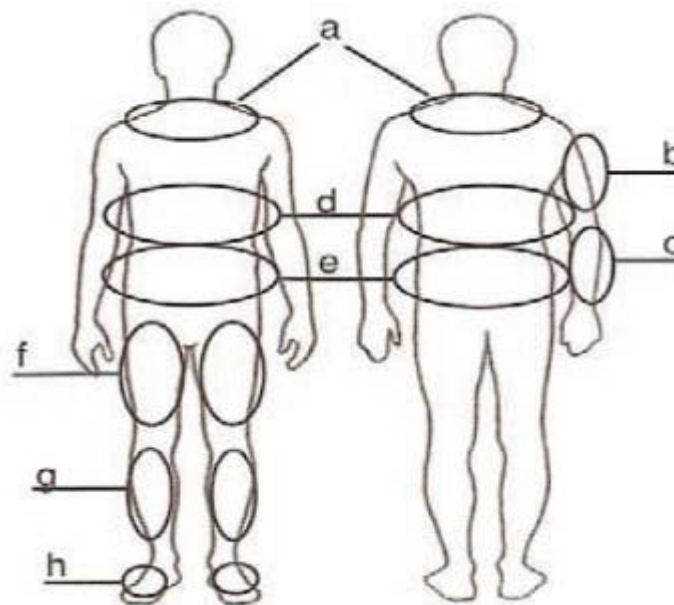
Στη συνέχεια, ακολουθεί η ανάλυση των οδηγιών αυτών:

- 1) Τοποθέτηση: Η σχεδίαση για δυναμική φορεσιμότητα (wearability) απαιτεί διακριτική τοποθέτηση στο ανθρώπινο σώμα. Η τοποθέτηση καθορίζεται με την παρατήρηση της εκτενούς ανθρώπινης περιοχής μέσω της χρήσης ορισμένων κριτηρίων. Τα κριτήρια για την τοποθέτηση μπορούν να ποικίλουν ανάλογα με τις ανάγκες της λειτουργικότητας και της προσβασιμότητας. Εντούτοις, είναι σημαντικό να εργαζόμαστε μέσα σε κατάλληλες περιοχές για το ανθρώπινο

σώμα. Τα κριτήρια που χρησιμοποιούνται για τον καθορισμό των περιοχών που θα ευνοήσουν τη δυναμική φορεσιμότητα είναι τα εξής:

- Περιοχές οι οποίες έχουν σχετικά το ίδιο μέγεθος στους ενήλικες.
- Περιοχές οι οποίες έχουν μειωμένη κίνηση, ακόμα και όταν το σώμα βρίσκεται σε κίνηση
- Περιοχές οι οποίες έχουν μεγαλύτερη επιφάνεια.

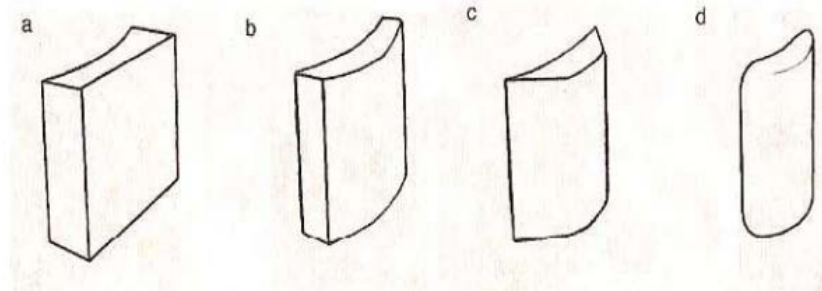
Οι πιο πάνω περιοχές είναι οι πιο κατάλληλες για φορέσιμα αντικείμενα, όπως φαίνονται στο σχήμα 3.3.



Σχήμα 3.3. Οι περιοχές αυτές είναι: a) το περιλαίμιο, b) το οπίσθιο τμήμα του ανώτερου βραχίονα, c) το αντιβράχιο, d) ο οπίσθιος, ο πλάγιος και ο μπροστινός θώρακας, e) η μέση και ο γοφός, f) ο μηρός, g) το αντικνήμιο και h) η κορυφή της πατούσας.

- 2) Form Language: Η σχεδίαση για το ανθρώπινο σώμα απαιτεί μια μορφή ανθρωπιστικής γλώσσας. Αυτή σχετίζεται με τη δυναμική ανθρώπινη μορφή για να εξασφαλίσει μια σταθερή και άνετη εφαρμογή. Η ανθρωπιστική γλώσσα μορφής περιλαμβάνει διαμόρφωση μιας κοιλότητας στην εσωτερική επιφάνεια που εφάπτεται στο σώμα, για να δεχθεί τις ανθρώπινες κυρτότητες. Στην εξωτερική επιφάνεια, η κυρτότητα θα απομακρύνει τα αντικείμενα στο περιβάλλον και με αυτό τον τρόπο θα αποφεύγονται τα χτυπήματα και τα

σκαλώματα. Λεπταίνοντας τις πλευρές των μορφών θα σταθεροποιηθεί η μορφή του σώματος. Δίνοντας κυκλική μορφή στις άκρες και τις γωνίες, δημιουργείται μια ασφαλής, μαλακή και φορέσιμη μορφή. Τα βήματα αυτά φαίνονται στο σχήμα 3.4.



Σχήμα 3.4 Συνδυάζοντας τα στοιχεία της κοίλης επιφάνειας (a) αντίθετα από το σώμα, (b) στις εξωτερικές επιφάνειες της μορφής καταλήγοντας σε αιχμή, (c) καθώς η μορφή επεκτείνεται πέρα από το σώμα και (d) κυκλικές περιοχές που μαλακώνουν τις άκρες, δημιουργώντας έτσι ανθρωπιστική γλώσσα μορφής.

- 3) Ανθρώπινη κίνηση: Η ανθρώπινη κίνηση είναι χρήσιμη στον καθορισμό του περιγράμματος των φορέσιμων μορφών, όπως και στο σχήμα της επιφάνειας των μορφών. Λαμβάνεται υπ' όψιν κάθε στοιχείο που συνθέτει κάθε κίνηση. Τα στοιχεία αυτά περιλαμβάνουν τους μηχανισμούς των ενώσεων, τη μετακίνηση του δέρματος, την κάμψη και την επέκταση των μυών και των τενόντων κάτω από το δέρμα.
- 4) Proxemics: Ο εγκέφαλος αντιλαμβάνεται μια αύρα γύρω από το σώμα που πρέπει να λαμβάνεται υπ' όψιν όταν καθορίζεται η απόσταση που πρέπει να έχει μια φορέσιμη μορφή από το σώμα. Η κατανόηση των επιπέδων της αντίληψης γύρω από το σώμα αναφέρεται ως proxemics. Οι μορφές πρέπει να μένουν μέσα στο οικείο διάστημα του χρήστη (από 0 έως 5 ίντσες πέρα από το σώμα), έτσι ώστε μέσω της αντίληψης να γίνονται μέρος του σώματος.
- 5) Ταξινόμηση: Οι φορέσιμες μορφές πρέπει να σχεδιάζονται για να ταιριάζουν σε όσο το δυνατόν περισσότερους τύπους ανθρώπινων σωμάτων. Αυτό μπορεί να γίνει είτε με χρήση των στατικών ανθρωπομετρικών στοιχείων, είτε με την

εκτίμηση των ανθρώπινων μυών και την αύξηση του πάχους σε τρεις διαστάσεις.

- 6) Προσαρμογή: Η άνετη σύνδεση των μορφών μπορεί να δημιουργηθεί τυλίγοντας τη μορφή γύρω από το σώμα, παρά χρησιμοποιώντας συνδετικά συστήματα όπως συνδετήρες ή οι αυτοκόλλητες ταινίες.
- 7) Περιορισμός: Η σχεδίαση φορέσιμων αντικειμένων γενικά απαιτεί από το αντικείμενο να περιέχει υλικά όπως είναι η ψηφιακή τεχνολογία. Ενώ κάποια από αυτά τα αντικείμενα είναι εύπλαστα στη μορφή, υπάρχουν πολλοί περιορισμοί που αυτά τα «εσωτερικά φέρνουν στην επιφάνεια».
- 8) Βάρος: Το βάρος του φορέσιμου αντικειμένου δεν πρέπει να δυσχεραίνει την ισορροπία ή την κίνηση του ανθρώπινου σώματος. Μέσα από εμπειροτεχνική μέθοδο συστήνεται όπως η τοποθέτηση του όγκου του φορτίου να είναι κοντά στο κέντρο βάρους του σώματος καθώς θα μειώνεται στα άκρα.
- 9) Προσβασιμότητα: Η προσβασιμότητα είναι απαραίτητη για να καταστήσει στο προϊόν χρήσιμο. Έχουν γίνει εκτεταμένες έρευνες στον τομέα της οπτικής, ακουστικής, ακουστικής και κιναισθητικής πρόσβασης στο ανθρώπινο σώμα.
- 10) Αισθητήρια αλληλεπίδραση: Χωρίζεται στην παθητική και ενεργητική. Πρέπει να υπάρχει ενδιαφέρον στον τρόπο που ο χρήστης αλληλεπιδρά με το φορέσιμο αντικείμενο και η αλληλεπίδραση πρέπει να είναι απλή και διαισθητική.
- 11) Θερμότητα: Τα τρία είδη θερμότητας που υπάρχουν και αφορούν το σχεδιασμό φορέσιμων αντικειμένων είναι το λειτουργικό, το βιολογικό και το αντιληπτικό. Αυτό γιατί, το ανθρώπινο σώμα χρειάζεται να αναπνέει και είναι πολύ ευαίσθητο στα προϊόντα που δημιουργούν, συγκεντρώνουν ή παγιδεύουν θερμότητα.
- 12) Αισθητική: Τα σχήματα, τα υλικά, οι συνθέσεις και τα χρώματα που αντιληπτικά αρμόζουν στους χρήστες και στο περιβάλλον τους επιλέγονται βάση της κουλτούρας και το υγενικού περιεχομένου του φορέσιμου αντικειμένου.

- 13) Μακροχρόνια χρήση: Η μακρόχρονη χρήση των φορέσιμων υπολογιστικών συστημάτων επιδρά με άγνωστο αλλά φυσιολογικό τρόπο στο ανθρώπινο σώμα. Καθώς τα συστήματα αυτά γίνονται όλο και πιο χρήσιμα και χρησιμοποιούνται για μεγαλύτερες χρονικές περιόδους, είναι απαραίτητο, να εξετάζονται τα αποτελέσματα στο σώμα του χρήστη.

3.5 Έρευνα στις υπάρχουσες φορέσιμες συσκευές ηλεκτροκαρδιογραφήματος

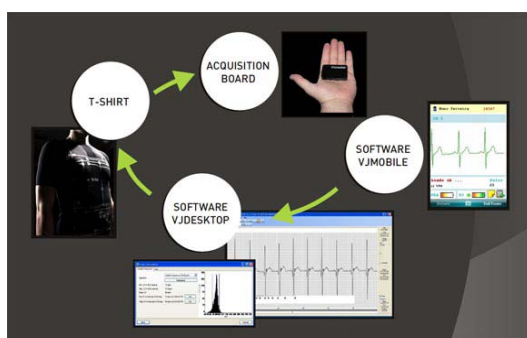
3.5.1 Market Review

3.5.1.1 Vital Jacket – Optimal Life [59]

Το Vital Jacket συλλέγει δεδομένα χρησιμοποιώντας τρία ηλεκτρόδια που επισυνάπτονται πάνω σε μια φανέλα μέσω της τεχνολογίας fine-wire. Τα δεδομένα μπορούν να συλλέγονται μέχρι 72 ώρες (3 μέρες) και αποθηκεύονται μέσα σε ένα μικρό κουτί που μπορεί να μετακινηθεί και είναι τοποθετημένο μέσα σε μια ξεχωριστά ραμμένη θήκη της φανέλας. Τα δεδομένα σε πραγματικό χρόνο συλλέγονται πάνω σε μια SC κάρτα μνήμης ή στέλνονται σε ένα φορητό υπολογιστή, σε ένα Smartphone ή ένα PDA (Personal Digital Assistant) μέσω Bluetooth. Για κάθε εξέταση παράγονται μικρές αναφορές. Τα δεδομένα μπορούμε να τα δούμε σε πραγματικό χρόνο ή εκ των υστέρων

Το Vital Jacket παρουσιάζει τον καρδιακό ρυθμό, τον καρδιακό παλμό, έχει κλινική ποιότητα και μπορεί να διαγνώσει κάποιο καρδιακό πρόβλημα

Η τεχνολογία αυτή μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε συνδυασμό με το Firstbeat HEALTH και Firstbeat SPORTS. Το Firstbeat HEALTH είναι ένα αποδοτικό εργαλείο για την πρόληψη στον τομέα της υγειονομικής περίθαλψης. Το Firstbeat SPORTS είναι ένα λογισμικό ανάλυσης τους καρδιακού παλμού για χρήση από επαγγελματίες αθλητές για την παρακολούθηση κατά την προπόνηση και για έλεγχο καταλληλότητας. Ο συνδυασμός αυτός προσφέρει μια ολοκληρωμένη άποψη για την κατάσταση της καρδιάς του στον αθλητή που επιθυμεί να αξιολογήσει, να κατανοήσει και να επηρεάσει την επίδοση του.



Σχήμα 3.5 Φορέσιμη συσκευή Vital Jacket και σχετικό λογισμικό [59]

3.5.1.2 Zephyr BioHarness [63]

Το Zephyr BioHarness (Σχήμα 3.7) είναι διαθέσιμο από την εταιρεία BIOPAC Systems, Inc. Οι δυνατότητες που παρέχει είναι η παρακολούθηση και η επικύρωση του καρδιακού ρυθμού, του ρυθμού της αναπνοής, της θερμοκρασίας του δέρματος, της στάσης και της άσκησης του σώματος. Παράλληλα τα δεδομένα καταγράφονται και με χρήση του «Gold Standard» θέτονται κάποια κριτήρια μέσω των οποίων τα επιστημονικά στοιχεία που καταγράφονται αξιολογούνται στη συνέχεια.

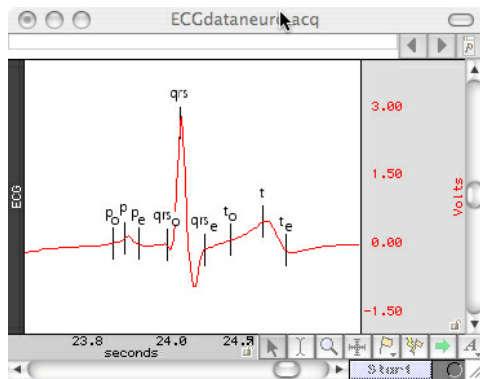
Όσον αφορά τη συλλογή των δεδομένων η συσκευή αυτή μπορεί να τεθεί σε δυο λειτουργίες (mode), της μετάδοσης και της καταγραφής. Για δοκιμές στο εργαστήριο τίθεται σε λειτουργία μετάδοσης, κατά την οποία τα δεδομένα στέλνονται σε ένα υπολογιστή που εκτελεί την εφαρμογή του BioHarness. Το λογισμικό που χρησιμοποιείται είναι το Zephyr BioHarness Application v2.1.0.35. Σε αυτή την περίπτωση μπορούμε να δούμε τα δεδομένα σε πραγματικό χρόνο και ταυτόχρονα να καταγράφονται από την εφαρμογή. Για εξωτερικές δοκιμές (εκτός εργαστηρίου), το BioHarness τίθεται σε λειτουργία καταγραφής, κατά την οποία τα δεδομένα μόνο καταγράφονται για μελλοντική ανάλυση.

Τα δεδομένα που καταγράφονται μπορούμε να τα «κατεβάσουμε» στο λογισμικό AcqKnowledge που συμπεριλαμβάνεται με το σύστημα. Το λογισμικό αυτό παρέχει ένα πλήρη σύστημα για αυτόματη ανάλυση ηλεκτροκαρδιογραφήματος, δηλαδή αναγνωρίζει και σημειώνει τα σημεία των ECG complex. (Σχήμα 3.6)

Όσον αφορά την ανάλυση των δεδομένων, το BioHarness επιτρέπει την εξαγωγή των δεδομένων σε ένα αρχείο τύπου csv (comma separated values). Ο καρδιακός ρυθμός υπολογίζεται με χρήση πολλών διαθέσιμων επιλογών και εξάγεται σε λογισμικό Microsoft Office Excel. Κάθε τιμή αντιστοιχεί σε μια χρονική στιγμή, που μετريέται σε χιλιοστά του δευτερολέπτου (milliseconds).

Το ηλεκτροκαρδιογράφημα φιλτράρεται με ένα ανωδιαβατό φίλτρο στα 15 Hz και με ένα κατωδιαβατό φίλτρο στα 87 Hz. Η συχνότητα δειγματοληψίας είναι 250 Hz. Έτσι το BioHarness δε συνιστάται για μελέτη που αφορά τη διακύμανση του καρδιακού ρυθμού επειδή η συχνότητα δειγματοληψίας είναι στο πιο χαμηλό όριο του βέλτιστου πεδίου τιμών για τις μελέτες HRV (ο χρόνος μεταξύ των κτύπων της καρδιάς διαφέρει). Η μπαταρία (life battery) είναι διαθέσιμη για 5 ώρες για τη λειτουργία της μετάδοσης και για 8 ώρες για τη λειτουργία της καταγραφής. Η χωρητικότητα σε μνήμη είναι

περίπου για 480 ώρες και το λειτουργικό σύστημα που χρησιμοποιείται είναι Windows® 7P ή Vista.



Σχήμα 3.6 ECG complex μαζί με τις αντίστοιχες ετικέτες [63]



Σχήμα 3.7 Συσκευή Zephyr BioHarness [63]

3.5.1.3 ADS1298R Development Kit – Texas Instruments [55]

Το ADS1298R Development Kit αποτελεί το state-of-the-art για φορέσιμες συσκευές και μελλοντικές συσκευές ηλεκτροκαρδιογραφήματος. Χρησιμοποιείται για την παρακολούθηση ασθενών για εφαρμογές ηλεκτροκαρδιογραφήματος (ECG) και ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος (EEG). Περιέχει 8 κανάλια, είναι 24-bit και έχει χαμηλή ισχύ. Επιπλέον περιλαμβάνει μετατροπείς από αναλογικό σε ψηφιακό σήμα με χρήση ενσωματωμένων PGA (Programmable Gain Amplifiers).

Επιτρέπει τη χρήση μέχρι και για 12 απαγωγές με είσοδο από 10 ηλεκτρόδια. Οι απαγωγές I, II, V1, V2, V3, V4, V5 και V6 υπολογίζονται αναλογικά ενώ τα aVR, aVL, aVF και το III υπολογίζονται σεριακά. Τα ηλεκτρόδια τοποθετούνται στα 4 άκρα και τα άλλα 6 στο στήθος του χρήστη.

Τα εργαλεία ανάλυσης περιλαμβάνουν απεικόνιση (κυματομορφή) του ECG, εικονικό παλμογράφο, ιστόγραμμα και FFT (Fast Fourier Transform). Επίσης περιέχει γραφική διεπαφή (GUI) για εύκολη χρήση (Σχήματα 3.8, 3.9, 3.10) και παρέχει επεξεργασία των δεδομένων σε πραγματικό χρόνο. Χρησιμοποιεί αλγορίθμους εντοπισμού των QRS κυμάτων και ανωδιαβατό φίλτρο για μείωση του θορύβου των σημάτων του ECG. Το MMB0 motherboard που περιέχει επιτρέπει τη σύνδεση με υπολογιστή μέσω USB θύρας.

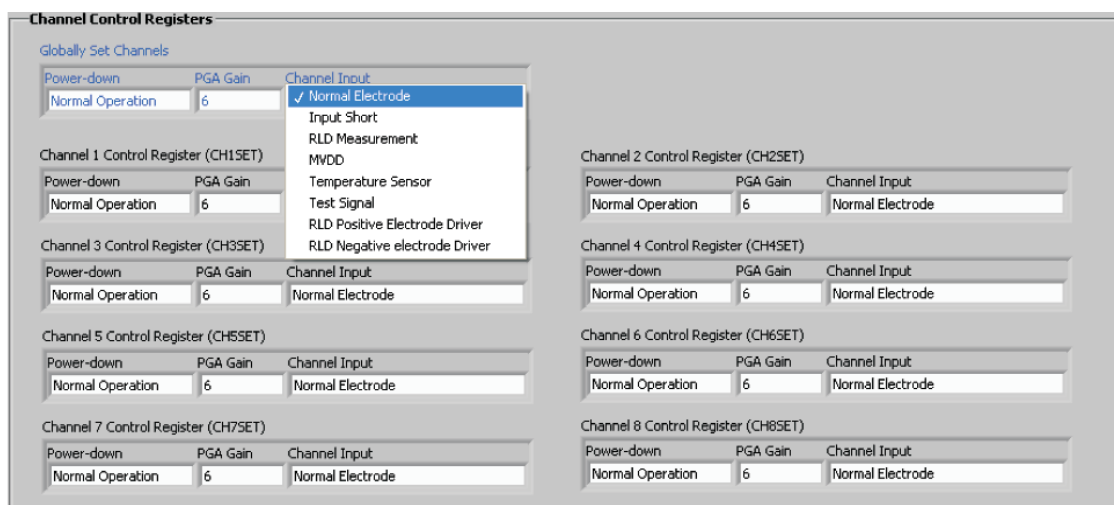
Επιπρόσθετα περιέχει καταχωρητές:

- Για τη ρύθμιση του ρυθμού αποστολής και παραλαβής των δεδομένων (χτύποι καρδιάς ασθενή).
- Για την ανάλυση του σήματος, ώστε να καταλαβαίνουμε αν ο ασθενής παρουσιάζει κάποιο πρόβλημα.
- Για τη ρύθμιση του μεγέθους και της συχνότητας του σήματος που εκπέμπεται στην καρδιά του ασθενή ώστε να παίρνουμε με αρκετή ακρίβεια τα δεδομένα χωρίς όμως να προκαλούμε κάποιο πρόβλημα στους ασθενείς.
- Για προειδοποίηση όταν κάποια απαγωγή δεν είναι συνδεδεμένη.
- Για ρύθμιση της τάσης που θα στέλνεται ανάμεσα στο δεξί και αριστερό χέρι και στο αριστερό πόδι όπου είναι τοποθετημένες κάποιες από τις απαγωγές.

Για την παροχή ενέργειας στη συσκευή μπορούν να χρησιμοποιηθούν 4 μπαταρίες των 1.5V ενωμένες σε σειρά ή wall-powered πηγή. Για καλύτερη απόδοση, συνιστάται να χρησιμοποιούνται οι μπαταρίες, επειδή με αυτό τον τρόπο ελαχιστοποιείται ο θόρυβος στην ψηφιακή έξοδο του ADS1298R.

Όσον αφορά τη μορφή των δεδομένων, το ADS1298R εξάγει 24 bits δεδομένων από κάθε κανάλι σε δυαδική μορφή 2's complement με πρώτο το MSB. Το LSB έχει «βάρος» $V_{REF}/(2^{23} - 1)$. Μια πλήρως θετική είσοδος παράγει κωδικό εξόδου 7FFFFFFh, ενώ μια πλήρως αρνητική είσοδος παράγει κωδικό εξόδου 800000h.

Σχήματα από το GUI της εφαρμογής



Σχήμα 3.9 GUI για Channel Control Registers [55]

Global Channel Registers

Configuration Register 1 (CONFIG1)

High Resolution/Low Power Mode	Daisy-chain/Multiple Readback Mode	CLKOUT Connection	Output Data Rate (Hz)
Low Power Mode	Daisy Chain Mode	Output Disabled	f(MOD) / 256

Configuration Register 2 (CONFIG2)

TEST Source	Test Signal Amplitude	Test Signal Frequency
Driven Externally	$\pm 1\text{mV (VREFP-VREFN)/2.4}$	$f(\text{CLK})/2^{21}$

Configuration Register 3 (CONFIG3)

Power-down Reference Buffer	Reference Voltage	RLD Measurement	RLDREF Signal Source	RLD Buffer Power
Powered down	VREFP = 2.4V	Open	RLDREF fed externally	Powered down

Lead-Off Control Register (LOFF)

Comparator Threshold	Lead-off Detection Mode	Lead-off Current Magnitude	Lead-off Frequency
Positive - 95% : Negative - 5%	Current Mode	6nA	Lead-off Detection OFF

Σχήμα 3.9 GUI για τους Global Channel Registers [55]



Σχήμα 3.10 Σύνδεση ECG με χρήση κανονικού ηλεκτροδίου [55]

Προαιρετικός εξοπλισμός



Σχήμα 3.11 15-Pin, Shielded Connector από Βιομετρικά καλώδια [55]

3.5.1.4 Wearable ECG over Body Area Network [36]

Το ινστιτούτο NICT (National Institute of Information and Communications Technology) κατασκεύασε ένα ασύρματο ECG και το BAN (Body Area Network).

Το ECG (Σχήμα 3.12) μεταδίδει δεδομένα ηλεκτροκαρδιογραφήματος 24 ώρες τη μέρα κι επίσης υπολογίζει τις αλλαγές στη θερμοκρασία του σώματος (Σχήμα 3.13) και τα στέλνει σε μια πύλη (gateway), για παράδειγμα τηλέφωνο χρησιμοποιώντας ασύρματη επικοινωνία κοντινής απόστασης και αποθηκεύοντας επιπλέον την ώρα αποστολής.

Τα δεδομένα μπορούν να μεταφερθούν με ασφάλεια, με χρήση κρυπτογραφημένων κλειδιών που παράγονται δυναμικά για κάθε ασθενή με χρήση της στάσης του σώματος του και των βιολογικών του δεδομένων, τα οποία είναι μοναδικά για κάθε χρήστη. Για την κρυπτογράφηση/αποκρυπτογράφηση έχει υλοποιηθεί το πρωτότυπο χαμηλής ισχύος AES 128 bits CBC.

Το BAN είναι ένα δίκτυο για ασύρματες συσκευές στο ανθρώπινο σώμα και είναι κατασκευασμένο από ένα συντονιστή BAN και άλλους αισθητήρες. Ο συντονιστής είναι η πύλη που επιτρέπει την ασφαλή ανταλλαγή των δεδομένων μεταξύ του BAN και όλων των άλλων δικτύων (Σχήμα 3.14). Επιπλέον ο συντονιστής διορθώνει τα ζωτικά δεδομένα από τους αισθητήρες και τα προάγει στις υπηρεσίες που χρησιμοποιούν τα διαθέσιμα δίκτυα, όπως 3GPP/2, WiMAX, and WiFi., αλλιώς «κατεβάζει» με ασφάλεια τις οδηγίες σε ένα από τους αισθητήρες. Το πρωτότυπο το BAN έγινε από το IEEE802.15.6.

Η συσκευή ζυγίζει λιγότερο από 20 γραμμάρια και μπορεί να φορεθεί ως διακοσμητικό. Επίσης περιλαμβάνει dry-type ηλεκτρόδια και δεν προκαλεί ζημιά στο ευαίσθητο δέρμα.



3.12 Ασύρματος αισθητήρας ECG [36]

Μπροστινή όψη

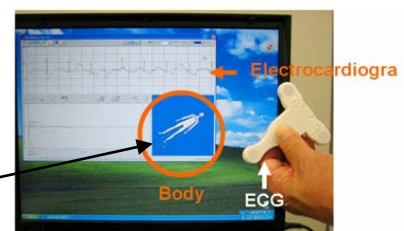


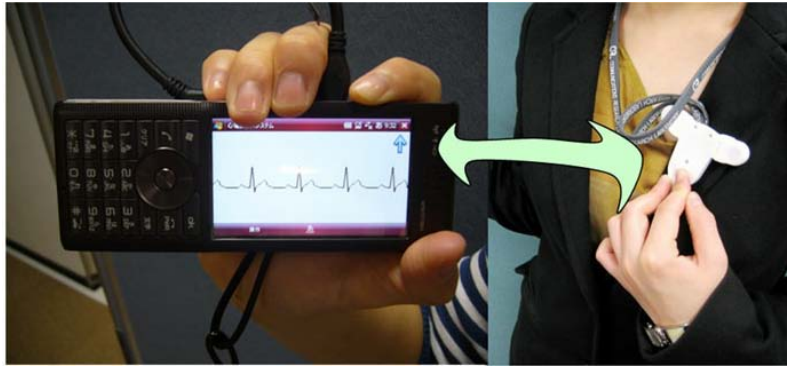
Πίσω όψη



3.13 [16] Στάση του σώματος και ECG (αριστερά)

Ανίχνευση πεσμένου ασθενή (δεξιά)





Σχήμα 3.14 Στάση του σώματος και ECG
πάνω σε κινητό τηλέφωνο σαν συντονιστής BAN [16]

3.5.1.5 HeartView™ P12/8 BT [54]

Η συσκευή αυτή αποτελεί μια συσκευή καταγραφής και μετάδοσης ECG με χρήση 8 ή 12 απαγωγών με ασύρματη σύνδεση. Η καταγραφή γίνεται κάθε 2,5 δευτερόλεπτα ανά απαγωγή και 10 δευτερόλεπτα ρυθμό απαγωγής. Χρησιμοποιούνται τρία καλώδια και τέσσερα ενσωματωμένα ηλεκτρόδια στο πίσω μέρος της συσκευής. Το ECG στη συνέχεια μεταδίδεται μέσω τηλεφώνου ή κινητού τηλεφώνου με Bluetooth στο σταθμό λήψης Heartline της Aerotel (HRS) για άμεση διάγνωση. Η συσκευή λειτουργεί με μπαταρία.



Σχήμα 3.15 α, γ) Καταγραφή ECG
β, δ) Σταθμός λήψης Heartline της Aerotel (HRS) [54]

3.5.1.6 HOLTER – Συσκευή 24ωρης καταγραφής ηλεκτροκαρδιογραφήματος [57]

Περιλαμβάνει 5-7 καλώδια που συνδέουμε στο θώρακα του ασθενή με αυτοκόλλητες ταινίες. Η καταγραφή γίνεται από 2-3 απαγωγές και αν σε κάποια στιγμή νιώσει κάποιο σύμπτωμα, τότες μπορεί να πατήσει το πλήκτρο και να καταγράψει το ECG σε μαγνητοταινία. Όταν περάσουν 24 ώρες μπορούμε να βάλουμε τη μαγνητοταινία σε ειδικό ηλεκτρονικό υπολογιστή, ο οποίος αναλύει τα δεδομένα και βγάζει συμπέρασμα μετά από 20 λεπτά περίπου. Συγκεκριμένα ο αναλυτής είναι συσκευή με την οποία το ECG που καταγράφηκε μετατρέπεται σε πραγματικό ηλεκτροκαρδιογράφημα και προβάλλεται στην οθόνη με ταχύτητα 30, 60 ή 120 φορές μεγαλύτερη της πραγματικής. Ο εξεταστής παρακολουθεί στην οθόνη τις μεταβολές του ρυθμού και της μορφολογίας των επαρμάτων του ECG και μπορεί να καταγράψει τα σημεία ενδιαφέροντος (το ρυθμό του ασθενούς όταν πάτησε το πλήκτρο και τυχόν πτώση του διαστήματος ST για διάγνωση ισχαιμίας του μυοκαρδίου) με την ταχύτητα του συνηθισμένου ECG.



Σχήμα 3.16 Η συσκευή του Holter από τον ώμο και ηλεκτρόδια συνδεδεμένα με το στήθος [57]

3.5.2 Literature Review

3.5.2.1 Smart Jacket – Σχεδιασμός για παρακολούθηση νεογνών μέσω ασύρματων αισθητήρων [48]

Το Πανεπιστήμιο «Eindhoven University of Technology» στην Ολλανδία σε συνεργασία με το Ιατρικό Κέντρο «Máxima Medical Center (MMC)» στην Ολλανδία άρχισαν μια έρευνα για τη βελτίωση της υγειονομικής περίθαλψης των εγκύων και του παιδιού τους πριν, κατά τη διάρκεια και μετά τον τοκετό.

Το Smart Jacket σχεδιάστηκε με σκοπό να παρέχει συνεχή παρακολούθηση των ζωτικών λειτουργιών, όταν το νεογνό είναι μέσα στη θερμοκοιτίδα ή στην αγκαλιά των γονιών του όταν το φροντίζουν. Για το σχεδιασμό του χρησιμοποιήθηκαν μεθοδολογίες από το πεδίο του Βιομηχανικού Σχεδιασμού.

Οι ιδιότητες που υποστηρίζει είναι η ασφάλεια μέσα στο περιβάλλον της θερμοκοιτίδας, να είναι επεκτάσιμο για υποστήριξη κι άλλων δυνατοτήτων όπως οι ασύρματη επικοινωνία, η συνεχής παρακολούθηση του νεογνού, ο ελκυστικός σχεδιασμός, να είναι διακριτικό και να μην προκαλεί άγχος στο νεογνό. Επίσης παρέχει ερμηνεύσιμη ανάδραση (feedback) για τους γονείς και το ιατρικό προσωπικό ότι όλα τα μέρη του συστήματος λειτουργούν κανονικά, τα μέρη του που δεν πλένονται να μπορούν να αφαιρούνται με ευκολία και να έχει φιλική και οικεία εμφάνιση.

Το σακάκι που φορεί το νεογνό περιέχει έξι αγωγίματα patches (Σχήμα 3.18) που ανιχνεύουν biopotential σήματα σε διαφορετικές θέσεις ώστε να υπάρχει ποικιλομορφία στις μετρήσεις. Ακόμη το σύστημα συνεχώς ελέγχει ποιες απαγωγές έχουν καλύτερη επαφή και επιλέγει το ισχυρότερο σήμα για περισσότερη επεξεργασία.

Το σακάκι είναι ανοιχτό μπροστά (Σχήμα 3.17) και στην πίσω πλευρά έχει υφάσματα σε ανοιχτή δομή με σκοπό την επαφή με το δέρμα, τη φωτοθεραπεία και την ιατρική παρακολούθηση. Επιπρόσθετα έχει καπέλο που περιέχει προστασία των ματιών και αφήνει χώρο για την μελλοντική προσθήκη αισθητήρων.



Σχήμα 3.17(αριστερά)
Διαδικασία
ντυσίματος (stress-
less) [48]

Σχήμα 3.18 (δεξιά)
Δοκιμαστικές patches και
κουβέρτα [48]



3.5.2.2 E-Jacket [52]

Το E-Jacket είναι ένα παράδειγμα έξυπνου συστήματος ένδυσης που περιέχει λειτουργίες όπως η καταγραφή ηλεκτροκαρδιογραφήματος από τρικάναλο ηλεκτροκαρδιογράφο με 12 απαγωγές, παλμικής οξυμετρίας από photoplethysmograph (PPG), της κίνησης/κλίσης του σώματος και της θερμοκρασίας του δέρματος.

Η φυσική κατάσταση του ασθενή μπορεί να παρακολουθείται συνεχώς και να μεταδίδεται στον κεντρικό υπολογιστή ασύρματα, ώστε να αποθηκεύεται στην απομακρυσμένη βάση δεδομένων του ασθενή. Έτσι από εκεί ο γιατρός μπορεί να ανακτήσει και να αναλύσει τα αποθηκευμένα δεδομένα, χωρίς να χρειάζεται ο ασθενής να βρίσκεται στο ιατρείο.

Ως εξοπλισμό έχει LCD οθόνη και ασύρματη σύνδεση 2.4GHz για εύκολη πρόσβαση σε απομακρυσμένες εφαρμογές τηλεϊατρικής, καθώς και διεπαφή RS232 στον κεντρικό Η/Υ που παρέχει θύρα επέκτασης (USB) για αποδοτική επικοινωνία με το E-Jacket (Σχήμα 3.22). Επίσης το σύστημα ενσωματώνει ένα μικροελεγκτή ARM7 για να συντονίζει τις συναφείς με το λογισμικό εργασίες και συμπεριλαμβάνει και το πότε γίνεται καθεμιά.

Το κύκλωμα έχει σχεδιαστεί ώστε να «κρύβεται» μέσα στο ύφασμα του σακακιού και πρέπει να αφαιρείται όταν θα πλυθεί. Συγκεκριμένα το κύκλωμα και η μπαταρία βρίσκονται στην τσέπη (Σχήμα 3.19), ενώ ο αισθητήρας θερμοκρασίας είναι τοποθετημένος στη μέση μεριά, κοντά στον αριστερό ώμο (Σχήμα 3.20). Ο επιταχυντής είναι επικολλημένος στο PCB και για ασφάλεια κλειδώνεται στη θήκη, ώστε να ανιχνεύεται μόνο η κίνηση του σώματος (Σχήμα 3.19).

Όσον αφορά τον ηλεκτροκαρδιογράφο (Σχήμα 3.20), οι 5 από τις 12 απαγωγές τοποθετούνται με gel straps στο στήθος (V), στον αριστερό χέρι (LA), στο δεξί χέρι (RA), στο αριστερό πόδι (LL) και στο αριστερό χέρι (RL). Για την καταγραφή του ηλεκτροκαρδιογραφήματος χρησιμοποιούνται 3 κανάλια κάθε φορά. Χρησιμοποιείται κυρίως ο συνδυασμός των απαγωγών I, II και V5.



Σχήμα 3.19 (αριστερά)
Εξωτερική όψη του E-Jacket με
το PPG και την οθόνη [52]

Σχήμα 3.20 (δεξιά) Εσωτερική
όψη του E-Jacket με τον
αισθητήρα θερμοκρασίας και τα
ECG ηλεκτρόδια [52]





Σχήμα 3.21 Hardware του E-Jacket [52]



Σχήμα 3.22 Ασύρματος πομποδέκτης (transceiver) με USB θύρα για τον κεντρικό Η/Υ [52]

Ως προ το λογισμικό, ο μικροελεγκτής είναι κατασκευασμένος να χρησιμοποιεί τον GCC αφού το πρόγραμμα είναι γραμμένο σε γλώσσα C. Καταναλώνει 19.2KB της μνήμης του USB και 15.1 KB της SRAM μνήμης. Στην SRAM μνήμη είναι αποθηκευμένα τα δεδομένα από τα 3 κανάλια του ECG, οι 3 άξονες τους επιταχυντή, τα δεδομένα του PPG και τη θερμοκρασία του δέρματος. Η διεπαφή έχει κατασκευαστεί με χρήση της γλώσσας Visual Basic ώστε να απεικονίζει τις κυματομορφές στην οθόνη του υπολογιστή.



Σχήμα 3.23 Σύστημα τηλεϊατρικής [52]

3.5.2.3 Wireless Wearable ECG Sensor [10]

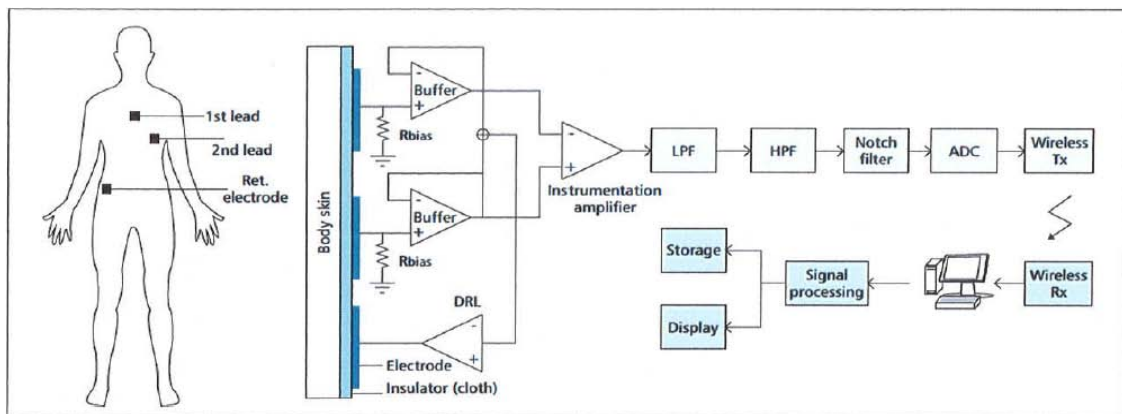
Το σύστημα αισθητήρων αυτό συνδυάζει ένα πρωτόκολλο για ασύρματη επικοινωνία μαζί με ανίχνευση και επεξεργασία ECG σήματος. Το ANT πρωτόκολλο (πρωτόκολλο της εταιρείας κατασκευής του συστήματος) χρησιμοποιείται ως ασύρματη οντότητα για χαμηλού ρυθμού δεδομένα, ώστε να μειώσει την κατανάλωση ενέργειας και το μέγεθος του αισθητήρα. Επίσης η ανίχνευση ECG σήματος (ECG sensing) είναι μια απλή τεχνική που δεν επιτρέπει την απ'ευθείας επαφή με το δέρμα και παρέχει τη μέγιστη ευκολία στο χρήστη.

Όσον αφορά το hardware (Σχήμα 3.25) που χρησιμοποιήθηκε, περιέχει μια μικρή ασύρματη μονάδα και ολοκληρωμένα κυκλώματα (IC) σε μικρά πακέτα. Επιπρόσθετα υπάρχει ένα PCB (printed circuit board) για την επεξεργασία σήματος, που οδήγησε σε ένα λεπτό μικρό αισθητήρα. Για την εξοικονόμηση της μπαταρίας, όλα τα μέρη του αισθητήρα είναι χαμηλής ενέργειας και επιλέχθηκαν κάποιες τεχνικές εξοικονόμησης της μπαταρίας, καθώς και ένα χαμηλής ενέργειας πρωτόκολλο για την ασύρματη επικοινωνία.

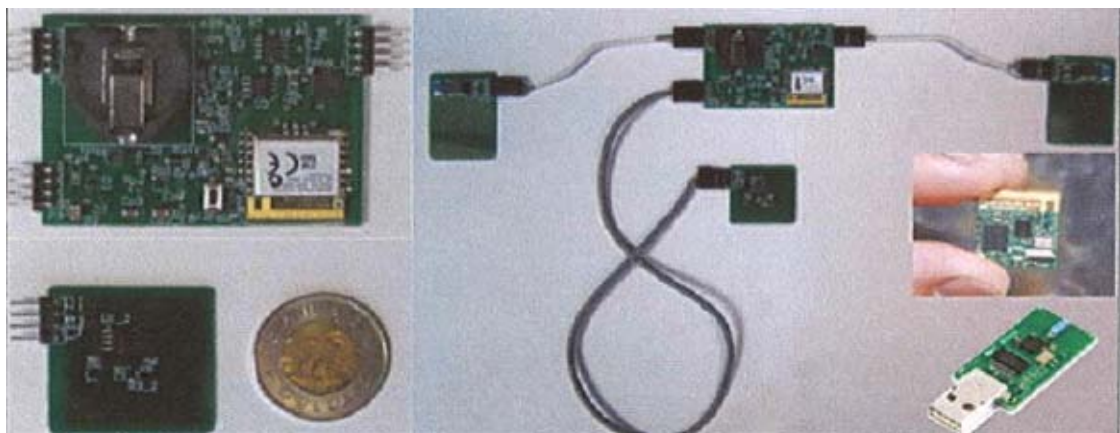
Η μέθοδος του ECG που χρησιμοποιήθηκε είναι το CC-ECG (capacitively coupled ECG), η οποία είναι μια βιώσιμη μέθοδος που παρέχει ECG χωρίς επαφή κι έτσι παρέχει μεγάλης διάρκειας ευκολία στη διεπαφή μεταξύ του χρήστη και του αισθητήρα. Σε αυτή τη μέθοδο τοποθετείται ένα λεπτό μονωτικό στρώμα μεταξύ του ανθρωπίνου σώματος και του μεταλλικού ηλεκτροδίου. Το ηλεκτρόδιο μαζί με το δέρμα και το μονωτή μεταφέρουν το σήμα από το σώμα και προς τον αισθητήρα. Αυτοί οι ασύρματοι αισθητήρες μπορούν να εγκατασταθούν σε εσωτερικά περιβάλλοντα, όπως πρόσφατα παραδείγματα είναι CC-ECG αισθητήρες σε καρέκλα, κρεβάτι ή ρούχα. Μειονέκτημα αποτελεί ότι η ποιότητα του σήματος μπορεί να μην είναι τόσο καλή, αφού υπάρχει θόρυβος από το περιβάλλον.

Το σύστημα αποτελείται από δυο απαγωγές που αποτελούνται από δυο βασικά μέρη: τρία ισομεγέθη PCB ως ηλεκτρόδια (Σχήμα 3.25) για απόκτηση σήματος και μια κεντρική μονάδα για τη μετάδοση του σήματος. Δυο από αυτά τα ηλεκτρόδια (Σχήμα 3.24) επισυνάπτονται στο στήθος για την απόκτηση του σήματος και το άλλο στο δεξιό ισχίο ως ηλεκτρόδιο αναφοράς. Ανεπιθύμητη συχνότητα μετακινείται μέσω φίλτρων για τη βελτίωση του SNR (signal-to-noise ratio) και μετά το σήμα ψηφιοποιείται και στέλνεται στο μικροελεγκτή που το στέλνει ασύρματα στο κεντρικό

σταθμό. Το σήμα αυτό παραλαμβάνεται από ένα USB ANT και μπορεί να τύχει περαιτέρω επεξεργασίας και να εμφανιστεί στην οθόνη μέσω διεπαφής (Σχήμα 3.24). Όσον αφορά την κατασκευή της φορέσιμης συσκευής, τα δυο ηλεκτρόδια τοποθετήθηκαν σε ένα στήριγμα και μετά πάνω από αυτά προστέθηκε ένα στρώμα από βαμβάκι ως ρούχο. Στη συνέχεια δυο μεταλλικές πλάκες επισυνάφτηκαν στο στρώμα του μονωτή πάνω από τα ηλεκτρόδια. Πάνω από αυτά, για σκοπούς εξέτασης του συστήματος, προστέθηκε μια μικρή πίεση από βάρη που αντιπροσωπεύει την ελαστική ζώνη που θα ενσωματωθεί μελλοντικά.



Σχήμα 3.24 Σχηματική Αναπαράσταση της αρχιτεκτονικής του ECG συστήματος και της τοποθέτησης των ηλεκτροδίων στο ανθρώπινο σώμα [10]



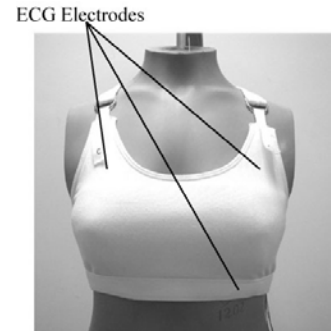
Σχήμα 3.25 PCB επεξεργασίας σήματος (πάνω αριστερά), PCB ηλεκτρόδιο και κέρμα του Καναδά δυο δολαρίων (κάτω αριστερά), όλο το σύστημα (δεξιά) και ο ANT AP2 πομποδέκτης (transceiver) και USB stick (κάτω δεξιά). [10]

3.5.2.4 ECG Bra for Women [29]

Για τη λήψη ηλεκτροκαρδιογραφήματος χρησιμοποιήθηκαν 3 ηλεκτρόδια τοποθετημένα όπως στο τρίγωνο του Eindhoven γύρω από την καρδιά. Συγκεκριμένα τα ηλεκτρόδια, διαστάσεως 2.2cm το καθένα είναι τοποθετημένα σε ένδυμα, κατάλληλα κατασκευασμένο για όλους τους χρήστες. Οι θέσεις των ηλεκτροδίων είναι σε κάθε ένα από τους θωρακικούς μύες κοντά στους ώμους και το τρίτο κάτω από το στήθος, στο θώρακα.



Σχήμα 3.26 (αριστερά)
Ηλεκτρόδιο, ECG ένδυμα [32]



Σχήμα 3.27 (δεξιά) Τοποθέτηση
ηλεκτροδίων [29]

Μετά τη λήψη του ηλεκτροκαρδιογραφήματος φιλτράρεται με ένα κατωδιαβατό φίλτρο χρησιμοποιώντας Fast Fourier Transform για το διαχωρισμό της κυματομορφής σε ημιτονοειδή διαφορετικών συχνοτήτων, των οποίων το άθροισμα σχηματίζει το ηλεκτροκαρδιογράφημα που λαμβάνεται πριν. Επίσης χρησιμοποιείται Gaussian καμπύλη με κέντρο τη μηδενική συχνότητα για να αμβλύνει τις ψηλές συχνότητες και να μειώσει το θόρυβο.

Στη βιβλιογραφία αναφέρεται ότι έχουν γίνει πειράματα τόσο για ECG, όσο και για EMG (ηλεκτρομυογράφημα). Τα πειράματα αυτά πάρθηκαν είτε χωρίς να κινείται ο χρήστης ή κατά την κίνηση του αριστερού του χεριού ή κατά τη διάρκεια τρεξίματος.

3.5.2.5 Four types of wearable ECG monitor

Οι τέσσερις τύποι φορητής συσκευής για παρακολούθηση του ECG είναι ζώνη στο στήθος, ρολόι χειρός και φανέλα. Η ζώνη φοριέται στο στήθος και οι αισθητήρες είναι τοποθετημένοι στην εσωτερική πλευρά της ζώνης. Στην περίπτωση του ρολογιού οι αισθητήρες είναι τοποθετημένοι στην πάνω και στην κάτω πλευρά της συσκευής, ενώ στη φανέλα χρησιμοποιούνται αισθητήρες ενσωματωμένοι στο ύφασμα.

Σε αυτή την έρευνα δόθηκε έμφαση μόνο στη ζώνη λόγω περιορισμένων υλικών και χρόνου. Το μέγεθος της ζώνης λοιπόν ήταν 35mm x 60mm και περιλάμβανε επιπλέον έναν επιταχυντή 3 αξόνων, ένα αισθητήρα κλίσης (tilt sensor) 2 αξόνων και ένα

αισθητήρα PPG (photoplethysmographic). Επιπρόσθετες λειτουργίες που περιλαμβάνει είναι ασύρματη επικοινωνία, λειτουργία εξοικονόμησης ενέργειας και προειδοποίηση για χαμηλή μπαταρία. Χρησιμοποιεί Chipcon CC2430 MCU της εταιρείας Texas Instruments με Zigbee πρωτόκολλο και παρέχει ανάλυση 13 bit και η ταχύτητα επικοινωνίας είναι 115,200 bps.

Η διαδικασία που ακολουθείται είναι η μετάδοση των δεδομένων (raw data) σε PDA. Η απόσταση μεταξύ της φορητής συσκευής (transmitter) και του PDA (receiver) για σκοπούς του πειράματος ήταν από 0.1 μέχρι 1 μέτρο και μεταφέρθηκαν για το καθένα 50000 πακέτα. Μετά τη μετάδοση όλων των πακέτων στέλνεται μήνυμα ολοκλήρωσης. Ακολούθως γίνεται η ανάλυση τους για να δει ο χρήστης το αποτέλεσμα, δηλαδή τη σύγκριση μεταξύ των πακέτων του αποστολέα και του παραλήπτη. Για σκοπούς της έρευνας υπολογίστηκαν μετρικές όπως Mean difference, SD, SNR.



Σχήμα 3.28 Τέσσερις τύποι φορητής συσκευής για παρακολούθηση του ECG
α) Ζώνη στο στήθος, β) Ρολόι χειρός, γ) Κολιέ, δ) Ωμος

3.5.2.6 Wireless, Wearable ECG Monitoring System [42]

Στην έρευνα αυτή πρώτα γίνεται μια ανασκόπηση σε προηγούμενες προσπάθειες που έγιναν για ασύρματη φορέσιμη ECG συσκευή. Στη συνέχεια παρουσιάζεται ένα σύστημα παρακολούθησης ECG, όπου χρησιμοποιούνται QUASAR ECG αισθητήρες, οι οποίοι είναι μικροί (15 mm - πλάτος× 3.8 mm – ύψος και βάρος 5 g), φορέσιμοι και χαμηλής ενέργειας κι επίσης αισθητήρες δε χρειάζονται προετοιμασία του δέρματος ή κολλητικές ουσίες. Επιπρόσθετα χρησιμοποιούνται Eco ασύρματοι αισθητήρες, που είναι εξαιρετικά μικροί (13 mm(μήκος)× 11 mm(πλάτος) × 7 mm(ύψος) και βάρος 2 g),

ασύρματοι και χαμηλής ενέργειας. Παράγουν λιγότερο από 10 mA κατά τη μετάδοση και 22 mA όταν παραλαμβάνει και ο μέγιστος ρυθμός δεδομένων είναι 1 Mbps και το εύρος του είναι 10 μέτρα.

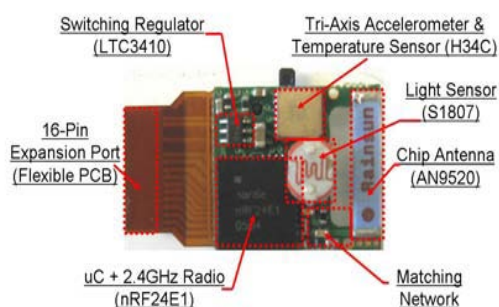
Οι QUASAR ECG. Στο σχήμα 3.29 φαίνεται ένα QUASAR ECG αισθητήρας και ένας Eco ασύρματος αισθητήρας μαζί με ένα νόμισμα, ώστε να γίνει σύγκριση του μεγέθους τους. Οι αισθητήρες αυτοί είναι παρόμοιοι στο μέγεθος, στην ενέργεια καθώς και στο ρυθμό των δεδομένων.



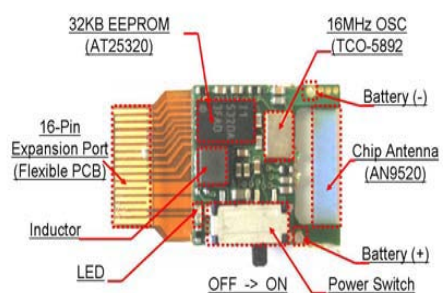
Σχήμα 3.29 QUASAR ECG αισθητήρες, Eco ασύρματος αισθητήρας και ένα νόμισμα [42]

Το σύστημα χωρίζεται σε τέσσερα τμήματα, τους ECG αισθητήρες, το δείγμα των δεδομένων, την ασύρματη μετάδοση και τη διεπαφή στον υπολογιστή. Αρχικά τα ECG σήματα ψηφιοποιούνται με χρήση ADC (Analog to Decimal Converter) και μεταδίδονται ασύρματα στη βάση όπου παρουσιάζονται με χρήση υπολογιστή μέσω USB, Fast Ethernet ή 802.11b.

Όσον αφορά το υποσύστημα παροχής ενέργειας περιλαμβάνει ένα ρυθμιστή (LTC3410), με τάση εξόδου 2.7V, μια επαναφορτιζόμενη Li-Polymer μπαταρία, που το life battery της είναι για 12 ώρες περίπου και ένα κύκλωμα προστασίας της μπαταρίας. Το ολικό μέγεθος του συστήματος είναι 26 mm(μήκος)× 15 mm(πλάτος) × 7 mm(ύψος) και το βάρος του είναι 17 γραμμάρια συμπεριλαμβανομένου τριών QUASAR ECG αισθητήρων, ενός Eco ασύρματος αισθητήρας και μιας μπαταρίας.



Σχήμα 3.30 Eco PCB (πάνω όψη) [42]



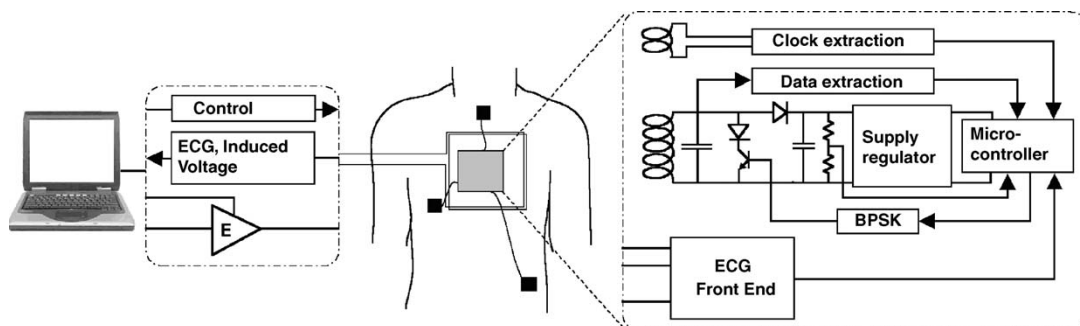
Σχήμα 3.31 Eco PCB (κάτω όψη) [42]

3.5.2.7 ECG monitoring of babies prone to SIDS [22]

Αυτή η έρευνα αγορά την παρακολούθηση του ηλεκτροκαρδιογραφήματός των νεογνών που πάσχω από το Σύνδρομο Ξαφνικού Θανάτου των Βρεφών (SIDS - Sudden Infant Death Syndrome). Έτσι καθώς αυτά τα παιδιά έχουν υψηλό κίνδυνο για καρδιακή ανακοπή είναι απαραίτητη η συνεχής μέτρηση του ECG τους.

Όπως αναφέρεται στην έρευνα, προηγουμένως χρησιμοποιούνταν ηλεκτρόδια με κολλητική ουσία (adhesive gel electrodes), που ήταν συνδεδεμένα με μια μονάδα συναγερμού. Τα καλώδια αυτά όμως που ήταν συνδεδεμένα στα ρούχα των παιδιών εμποδίζαν τα παιδιά και τις νοσοκόμες. Συγκεκριμένα, η μακροχρόνια χρήση αυτών των συμβατικών ηλεκτροδίων (gel electrodes) μπορεί να προκαλέσει ερεθισμό στο δέρμα και αλλεργικές αντιδράσεις από την επαφή.

Έτσι, κατασκευάστηκαν τα ηλεκτρόδια Textrodes, που είναι πλεκτά και από ανοξείδωτο χάλυβα (stainless steel). Προκαλούν λιγότερο ερεθισμό από τα συμβατικά ηλεκτρόδια και ο ανοξείδωτος χάλυβας έχει λιγότερη τοξικότητα. Επίσης τα νήματα μπορούν να χειριστούν ως υφαντικές ίνες και μπορούν να πλυθούν χωρίς να χάσουν τις ιδιότητές τους. Μειονεκτήματα αυτών βέβαια αποτελούν ότι υπάρχει αυξημένη ευαισθησία στις κινήσεις και «φτωχή» επαφή μεταξύ δέρματος και ηλεκτροδίου. Έτσι καθώς τα ηλεκτρόδια αυτά είναι κακής ποιότητας, προτιμάται ένα κύκλωμα για ECG με 3 ηλεκτρόδια παρά με 2 ηλεκτρόδια.

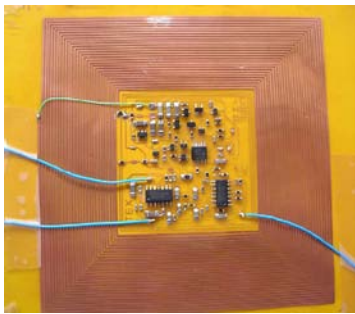


Σχήμα 3.32 Γενική εικόνα του συστήματος [22]

Όσον αφορά τη μετάδοση των δεδομένων, η επαγωγική σύνδεση είναι 132kHz, έτσι μπορούμε να μη βάλουμε μπαταρίες. Πλεονεκτήματα αποτελούν η συνεχής μέτρηση, η μείωση του θορύβου και του βάρους και η ευκολία στη σφράγιση του πακέτου. Η εξωτερική σπείρα (coil) της συσκευής είναι μεγάλη (26.5 cm X 26.5 cm X 2cm) για να ανταπεξέλθουν με τις αποκλίσεις μεταξύ της κυρίως και της δευτερεύουσας σπείρας λόγω της κίνησης του παιδιού (Σχήμα 3.33). Σε πρώτο πρωτότυπο (ζώνη), η σπείρα

είναι κατασκευασμένη μαζί με τα ηλεκτρονικά σε ένα ευέλικτο κύκλωμα. Η διαθέσιμη περιοχή για την σπείρα είναι 10cm x 10cm (Σχήμα 3.34 - αριστερά). Σε δεύτερο πρωτότυπο (baby suit) το μέγεθος της σπείρας μειώθηκε στα 5cm x 5cm και η επαφή των ηλεκτροδίων με τα συνδεδεμένα καλώδια επιτυγχάνεται με το ράψιμο των καλωδίων μέσα στα ηλεκτρόδια (Σχήμα 3.34 - δεξιά).

Η συχνότητα δειγματοληψίας του ECG είναι 300 Hz και ο ρυθμός μετάδοσης των δεδομένων είναι 16.5 Kbps. Το εύρος για τη μετάδοση φτάνει μέχρι και τα 18 cm από το εξωτερικό πηνίο.



Σχήμα 3.33 Flexprint με το ολοκληρωμένο κύκλωμα και την σπείρα [22]



Σχήμα 3.34 Αριστερά: Πρωτότυπο ζώνης φορέσιμο από μωρό 12 βδομάδων
Δεξιά: Πρωτότυπο baby suit φορέσιμο από μωρό 21 βδομάδων [22]

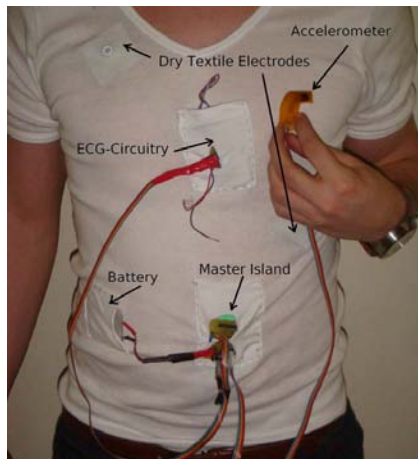
3.5.2.8 Textile Integrated Breathing and ECG Monitoring System [40]

Η συσκευή αυτή χρησιμοποιείται για παρακολούθηση της αναπνοής και του ρυθμού της καρδιάς. Στην έρευνα αυτή θα επικεντρωθούμε μόνο στο δεύτερο, δηλαδή το ECG. Η συσκευή λοιπόν χρησιμοποιεί 3 d y textile ηλεκτρόδια τοποθετημένα όπως το τρίγωνο του Einthoven ώστε να επιτύχουν μέγιστη παράσταση του συμπλέγματος QRS. Όσον αφορά τον εξοπλισμό χρησιμοποιείται biopotential ενισχυτής 3 σταδίων για την πλήρη αξιοποίηση των δυνατών σημείων του DRL (Driven Right Leg) ενισχυτή. Ένας A/D μετατροπέας 12 bits ψηφιοποιεί την έξοδο του ενισχυτή και επικοινωνεί με το master island μέσω SPI πρωτοκόλλου (master/slave λειτουργία).

Το master island περιλαμβάνει μόνο μια μπαταρία (Li-Ion, 500 μm), ένα μικροεπεξεργαστή και μια ασύρματη μονάδα NRF24L01. Ο μικροεπεξεργαστής εκτελεί λειτουργίες όπως ανάληψη των δεδομένων από τους αισθητήρες, σύνθεση των δεδομένων σε πακέτα και αποστολή τους σε υπολογιστή. Η διεπαφή του υπολογιστή αφού λάβει τα πακέτα δεδομένων, τα επεξεργάζεται με χρήση του λογισμικού Matlab,

δηλαδή εξάγει τα δεδομένα από τα πακέτα, φιλτράρει τα σήματα, χρησιμοποιεί αλγορίθμους ανίχνευσης του ρυθμού της αναπνοής και της καρδιάς και τα παρουσιάζει στην οθόνη.

Τα δυο υποσυστήματα τοποθετούνται πάνω σε μια φανέλα. Στο σχήμα 3.35 φαίνεται μια πρώτη δοκιμαστική εκδοχή της φανέλας που περιλαμβάνει το master island, το κύκλωμα του ECG (ραμμένο στο ύφασμα) και τα ηλεκτρόδια, έναν ευέλικτο επιταχυντή και μια μπαταρία, καθώς και καλώδια για τις συνδέσεις.



Σχήμα 3.35 Δοκιμαστική εκδοχή της φανέλας. Οι συνδέσεις γίνονται με απλά καλώδια και τα islands είναι ραμμένα στη φανέλα. [40]

3.5.2.9 WEALTHY -Wearable Health Care System [45, 46]

Η συσκευή αυτή εκτελεί τις λειτουργίες προετοιμασίας του σήματος, A-D μετατροπής, επεξεργασίας του σήματος και μετάδοσης των δεδομένων (GPRS). Κύριος σκοπός της ψηφιακής επεξεργασίας είναι η συμπίεση ή ακόμα και απ' ευθείας εξαγωγή των πιο απαραίτητων χαρακτηριστικών για τη μείωση της του ρυθμού επικοινωνίας των δεδομένων.

Η διεπαφή της συσκευής είναι ενωμένη με τη κινητή συσκευή και διεκπεραιώνει την τοπική επεξεργασία και την επικοινωνία με το δίκτυο. Τα περισσότερα σήματα μεταφέρονται χωρίς επεξεργασία στο σύστημα παρακολούθησης, όπου μπορούν να επεξεργαστούν.

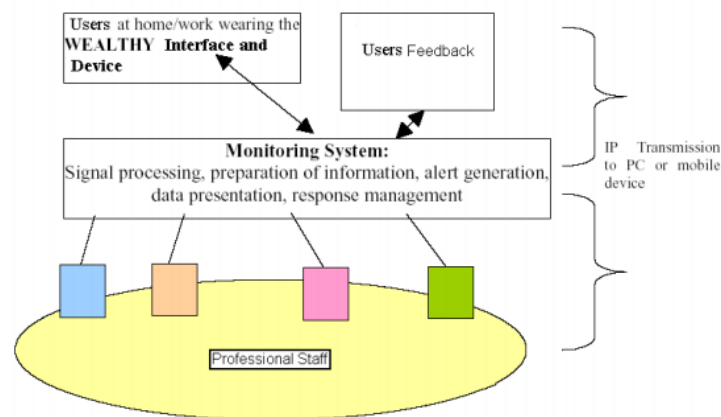
Για να μειωθεί η επιθυμητή χωρητικότητα των δεδομένων της ασύρματης σύνδεσης στο κεντρικό σύστημα παρακολούθησης, κάποια σήματα επεξεργάζονται από το PPU (Portable Patient Unit) για την εξαγωγή αναγκαίων παραμέτρων.

Το PPU είναι σχεδιασμένο ώστε να έχει απλή διεπαφή χρήστη με 2 LED και ένα buzzer, που δίνει τη δυνατότητα προειδοποίησης του χρήστη, καθώς και ένα κουμπί

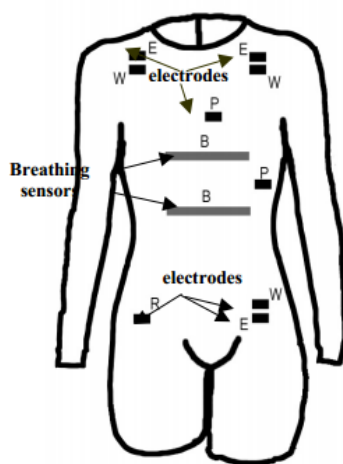
αφού επιτρέπει στο χρήστη να ρυθμίζει μόνος του την προειδοποίηση. Για να παρέχεται πλήρης κινητικότητα στο χρήστη τα δεδομένα μεταφέρονται μέσω ασύρματης σύνδεσης στο σύστημα παρακολούθησης. Η επικοινωνία στηρίζεται στο TCP/IP πρωτόκολλο, που αποτελεί το πρωτόκολλο της GPRS επικοινωνίας.

Το κεντρικό σύστημα παρακολούθησης είναι οργανωμένο στις μονάδες Web Server, Database Server, Client Application module, Central Control module, Doctor's Desktop/Laptop module και Doctor's PDA module. Όλες οι μονάδες μπορούν να εκτελεστούν σε υπολογιστή χωρίς την ανάγκη high-end servers.

Στο σχήμα 3.36 φαίνεται η αρχιτεκτονική της συσκευής WEALTHY. Το σύστημα παρέχει άνεση στο χρήστη με την αποφυγή καλωδίων αφού χρησιμοποιεί ασύρματη GPRS επικοινωνία μεταξύ της φορητής και της κινητής μονάδας επικοινωνίας.

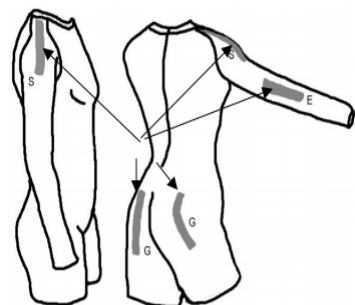


Σχήμα 3.36 Αρχιτεκτονική της συσκευής WEALTHY [46]



Σχήμα 3.37 (αριστερά)
Πρωτότυπο μοντέλο με
ηλεκτρόδια και αισθητήρες
αναπνοής [46]

Σχήμα 3.38 (δεξιά) Οι θέσεις
των αισθητήρων κίνησης [46]



3.5.3 Πίνακας με χαρακτηριστικά των φορέσιμων συσκευών της έρευνας

Όνομα Συσκευής	Αριθμός Απαγωγών	Battery life	Μέγεθος	Άλλες μετρήσεις	Προγραμματιστική Δυνατότητα	Λειτουργικό Σύστημα	Συνδεσιμότητα	Πρωτόκολλο	Συμβατότητα
Vital Jacket	3	72 ώρες	N/A	Όχι	N/A	N/A	Bluetooth	Proprietary	Firstbeat HEALTH, Firstbeat SPORTS
Zephyr BioHarness	N/A	5-8 ώρες	80 x 40 x 15 mm, 50 grams	Αναπνοή, θερμοκρασία σώματος	N/A	Windows7P ή Vista	USB	Proprietary	N/A
ADS1298R Development Kit	12	N/A	N/A	EEG	N/A	Microsoft Windows XP	USB	Proprietary (SPI)	N/A
Wearable ECG over BAN	N/A	N/A	12 grams	Θερμοκρασία σώματος	N/A	N/A	3GPP/2, WiMAX, WiFi	AES, IEEE802.15.6	N/A
HeartView P12/8 BT	8 ή 12	N/A	N/A	Όχι	N/A	N/A	Bluetooth	Proprietary	N/A
HOLTER	2 ή 3	N/A	N/A	Όχι	N/A	N/A	USB	Proprietary	N/A
Smart Jacket	6	40 ώρες	N/A	Δες 4.5.2.1	N/A	N/A	Μελλοντική	Proprietary	N/A
E-Jacket	12	N/A	N/A	Δες 4.5.2.2	C code, GCC compiler, Visual Basic (graphics)	Linux	USB, modem link	Proprietary	N/A
Wireless Wearable ECG sensor	2	15 ώρες	45mm x 60mm x 9mm	Όχι	N/A	N/A	USB	Proprietary (ANT - wireless)	N/A
ECG Bra for Women	3	N/A	N/A	EMG	N/A	N/A	USB	Proprietary	N/A
4 types of wearable ECG monitor	N/A	N/A	35mm x 60mm	Όχι	N/A	N/A	Ασύρματη	Proprietary και Zigbee-wireless	N/A

Wireless, Wearable ECG Monitoring System	N/A	12 ώρες	26 mm× 15 mm × 7 mm	Όχι	N/A	N/A	USB, Fast Ethernet, 802.11b	Proprietary	N/A
ECG monitoring of babies prone to SIDS	3	N/A	10cm x 10cm ή 5cm x 5cm	Όχι	N/A	N/A	USB	Proprietary	N/A
Breathing and ECG Monitoring System	3	N/A	N/A	Παρακολούθηση αναπνοής	N/A	N/A	Ασύρματη	Proprietary	N/A
WEALTHY	N/A	N/A	N/A	Παρακολούθηση αναπνοής και κίνησης	N/A	N/A	Ασύρματη	Proprietary και TCP/IP - wireless	N/A

Πίνακας 3.1 Χαρακτηριστικά των φορέσιμων συσκευών βάση της έρευνας

Κεφάλαιο 4

Πρωτόκολλα για την καταγραφή βιοσημάτων από ηλεκτροκαρδιογράφο και άλλους αισθητήρες

4.1 Εισαγωγή	60
4.2 Περιγραφή διαφόρων πρωτοκόλλων	62
4.3 Επιλογή πρωτοκόλλου	73
4.4 Εκτενής περιγραφή πρωτοκόλλου SCP-ECG	75
4.5 Κωδικοποίηση Huffman	86

4.1 Εισαγωγή

Αρχικά [16, 43], οι υπολογιστικές εφαρμογές στη συλλογή κλινικών δεδομένων χρησιμοποιήθηκαν σε πληροφοριακά συστήματα ικανά για τη διαχείριση ενός είδους εξέτασης ή επίσκεψης.

Με την ευρεία χρήση των ηλεκτρονικών υπολογιστών αναπτύχθηκαν πολύ περισσότερα συστήματα συλλογής και υιοθετήθηκαν από γιατρούς και νοσηλευτές. Αυτό είχε ως άμεση συνέπεια την κατακερματισμένη αντίληψη της κατάστασης του ασθενούς ή της θεραπείας του εξαιτίας της ύπαρξης των δεδομένων του ασθενή σε αυτά τα συστήματα.

Ακολούθως, οι χρήστες άρχισαν να σκέφτονται για την ανάγκη ύπαρξης ενός ολοκληρωμένου συστήματος συλλογής κι έτσι δημιουργήθηκε ο ορισμός του πληροφοριακού συστήματος που αφορά την υγεία και περιέχει αριθμητική επεξεργασία και ψηφιακή αρχειοθέτηση των εικόνων και των βιολογικών σημάτων, καθώς και δωρεάν κείμενα. Το υπολογιστικό σύστημα που αναπτύχθηκε, αποτελεί μια αποθήκη πληροφοριών σχετική με την υγεία ενός θέματος της φροντίδας και μπορεί να επεξεργασθεί.

Στην πορεία ανάπτυξης των υπολογιστικών συστημάτων για την τηλεπαρακολούθηση της υγείας υπήρξε η ανάγκη για την ανάπτυξη φορέσιμων εφαρμογών για τη συνεχή παρακολούθηση των ασθενών. Έτσι, απαραίτητη προϋπόθεση ήταν η ενσωμάτωση αισθητήρων και υπολογιστών στα ρούχα ή σε αντικείμενα που ο άνθρωπος χρησιμοποιεί, ώστε καταγράφονται οι κάποιες ζωτικές του παράμετροι αλλά και δεδομένα σχετικά με την αλληλεπίδρασή του με το περιβάλλον. Τα συστήματα αυτά δεν πρέπει να παρεμβαίνουν στην ελευθερία των κινήσεων του ατόμου και να το εμποδίζουν στις καθημερινές του δραστηριότητες.

Για την υλοποίηση αυτών των συστημάτων και των διαφόρων τμημάτων τους δραστηριοποιούνται πολλοί κατασκευαστές. Οι διάφοροι κατασκευαστές όμως χρησιμοποιούν διαφορετική κωδικοποίηση στα δεδομένα που εξάγονται από τις συσκευές που δημιουργούν και για αυτό δεν είναι εύκολη η συλλογική κι ενιαία ολοκλήρωση των συσκευών αυτών στο χώρο της υγείας.

Η λύση στο πρόβλημα αυτό προσπάθησε να επέλθει με τη δημιουργία τυποποιημένων πρωτοκόλλων επικοινωνίας μεταξύ των συσκευών λήψης των δεδομένων και των υπολογιστικών συστημάτων επεξεργασίας και διαχείρισής τους. Τα πρωτόκολλα όμως αυτά εστιάζουν κυρίως σε ένα τύπο δεδομένων και δεν προσφέρουν μια γενικότερη δυνατότητα συγκέντρωσης του συνόλου της πληροφορίας που μπορεί να καταγραφεί από ένα σύστημα τηλεπαρακολούθησης υγείας. Επιπλέον για τον ίδιο τύπο δεδομένων, εμφανίζεται η ύπαρξη περισσοτέρων του ενός πρωτοκόλλων.

Στο κεφάλαιο αυτό θα αναφερθούμε στα πρωτόκολλα που υπάρχουν στον χώρο των Βιοσημάτων, στις δυνατότητες τους, τα πλεονεκτήματα, μειονεκτήματα και δυσκολίες τους, αλλά και στον τρόπο που λειτουργούν σε πραγματικές συνθήκες.

Στόχος της μελέτης των υπάρχοντων πρωτοκόλλων είναι η επιλογή του καταλληλότερου πρωτοκόλλου, δηλαδή αυτού που συγκεντρώνει τα περισσότερα πλεονεκτήματα και είναι πιο συμβατό με τη βιβλιοθήκη της φορέσιμης τεχνολογίας που θα αναπτυχθεί στα πλαίσια αυτής της Διπλωματικής Εργασίας.

4.2 Περιγραφή διαφόρων πρωτοκόλλων

4.2.1 DICOM (Digital Imaging Communication in Medicine)

Το πρωτόκολλο αυτό [17, 34] είναι ευρέως αναγνωρισμένο ως ένα πρωτόκολλο επικοινωνίας για τη μεταφορά ιατρικών εικόνων. Αρχικά αναπτύχθηκε για να απλουστεύσει τη μετάδοση και την αποθήκευση εικόνων από ακτινολογικά μηχανήματα, αλλά στη συνέχεια γενικεύθηκε, ώστε να διαχειρίζεται εικόνες και από άλλων ειδών μηχανήματα.

Πιο συγκεκριμένα, το πρωτόκολλο DICOM, καθιστά εφικτή την συλλογή εικόνων, την παρουσίαση των εικόνων για την εξαγωγή διάγνωσης και τη δημιουργία αναφορών και τη μετάδοση των εικόνων. Επιπλέον αποτελεί το μέσο για τη μακρόχρονη αποθήκευση και συμβατότητα των διαχειριζόμενων αρχείων.

Χρησιμοποιείται κυρίως με απεικονιστικές συσκευές, όπως Αξονικοί Τομογράφοι (CT), Μαγνητικοί Τομογράφοι (MR), Υπολογιστική Ακτινογραφία (CR), Υπέρηχους (US).

Μια από τις τελευταίες προσθήκες στο πρωτόκολλο είναι το supplement 30, με την οποία η μορφοποίηση της κυματομορφής μπορεί να προέρχεται από οποιαδήποτε συσκευή και όχι αποκλειστικά από ηλεκτροκαρδιογράφο. Έτσι, το πρωτόκολλο ενσωματώνει και τη δυνατότητα, παράλληλα με τις εικόνες, να διαχειρίζεται και τα συσχετιζόμενα με τις κυματομορφές δεδομένα.

Μειονέκτημά του αποτελεί ότι έχει περιορισμένο πεδίο εφαρμογής, κυρίως λόγω της αυξημένης πολυπλοκότητάς του.

Η κωδικοποίηση [19] των αρχείων του πρωτοκόλλου γίνεται με Explicit VR Transfer Syntax ή Implicit VR Transfer Syntax. Η μορφή του αρχείου αρχίζει με τις μεταπληροφορίες (πληροφορίες γνωστοποίησης του αρχείου), ακολουθούν τα δεδομένα σε μορφή ακολουθίας από bits και τελειώνει με το pixel της εικόνας αν το αρχείο αποτελεί εικόνα. Οι μεταπληροφορίες χρησιμοποιούν το Explicit VR (Value Representation) Transfer Syntax. Έτσι, οι μεταπληροφορίες δεν υπάρχουν σε αρχείο που χρησιμοποιούν το Implicit VR Transfer Syntax για κωδικοποίηση.

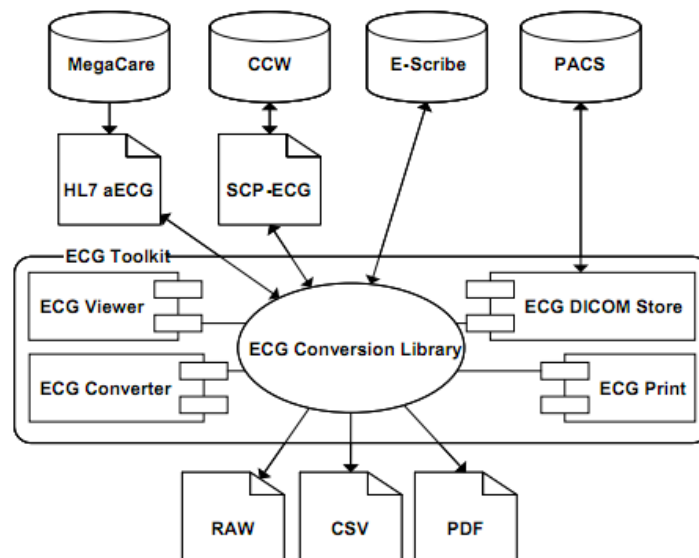
Η διαφορά των δυο πρωτοκόλλων είναι ότι το Explicit VR Transfer Syntax περιέχει κωδικοποίηση VR, ενώ το Implicit VR Transfer Syntax δεν περιέχει. Για παράδειγμα, η κωδικοποίηση του στοιχείου “Modality” με χρήση καθεμιάς από τις δυο κωδικοποιήσεις θα ήταν:

08 00 60 00 02 00 00 00 43 54 Implicit VR

08 00 60 00 **43 53** 02 00 43 54 Explicit VR

Τα τέσσερα πρώτα bytes (08 00 60 00) είναι μια ετικέτα (tag). Στο Implicit VR, τα επόμενα τέσσερα bytes (02 00 00 00) είναι για το μέγεθος του πεδίου της τιμής των δεδομένων και τα τελευταία δυο bytes (43 54) είναι η τιμή του στοιχείου (CT).

Σε αντίθεση στο Explicit VR Transfer Syntax, τα bytes που ακολουθούν τα τέσσερα bytes της ετικέτας έχουν ως ακολούθως. Τα δυο επόμενα bytes (**43 53**) είναι για την αναπαράσταση CS (Code String), που αποτελεί μια αναπαράσταση του VR στο DICOM. Τα επόμενα δυο bytes (02 00) είναι για το μέγεθος του πεδίου της τιμής του στοιχείου και τα τελευταία δυο bytes (43 54) είναι η τιμή του στοιχείου (CT).



Σχήμα 4.1 ECG Toolkit – Εφαρμογή σε νοσοκομείο [34]

4.2.2 ASTM E-1467-94

Το ASTM (American Society for Testing and Materials) E-1467-94 [3, 4, 17] είναι το μόνο πρωτόκολλο για νευροφυσιολογία, το οποίο υποστηρίζεται από την Αμερικανική ομάδα τυποποίησης. Ο ορισμός του έχει πραγματοποιηθεί σε συνεργασία με την ομάδα HL7 και στην πραγματικότητα ορίζει ένα μήνυμα χρησιμοποιώντας την μηνυματοδοσία του HL7.

Υποστηρίζει την διαχείριση όλων των νευροφυσιολογικών μετρήσεων, όπως το ηλεκτροεγκεφαλογράφημα (EEG), το polysomnograms (PSG), τα προκλητά δυναμικά (EP), το ηλεκτρομυογράφημα (EMG). Εκτείνεται όμως και πέραν από το νευροφυσιολογία, καθώς μπορεί να διαχειρίζεται και μετρήσεις ΗΚΓ, την αγγειακή πίεση και την κινητικότητα του γαστρεντερικού σωλήνα.

Ο ορισμός παρέχει τη δυνατότητα για αποθήκευση τόσο των πρωτογενών όσο και παραγόμενων δεδομένων. Πλεονέκτημα αποτελεί ότι εκτός από τις πολυκάναλες ψηφιοποιημένες κυματομορφές των βιοσημάτων, τα πρωτογενή δεδομένα περιλαμβάνουν τον ορισμό των καναλιών, την ευαισθησία, τα χρησιμοποιούμενα φίλτρα, τη συχνότητα δειγματοληψίας, διάφορες άλλες παραμέτρους, χρονοσήμανση, την τοποθέτηση των απαγωγών, μετρούμενες αποστάσεις, παραμέτρους διέγερσης, δεδομένα ισοστάθμισης, δεδομένα σχολιασμού, χορηγηθείσα φαρμακευτική αγωγή, ειδική μεταχείριση, καθώς επίσης και χρησιμοποιούμενο ιατρικό εξοπλισμό. Τα παραγόμενα δεδομένα μπορούν να προέρχονται από την διεξαγωγή μετρήσεων, τον προσδιορισμό καθυστερήσεων και τα οποία μπορεί να τα έχει δημιουργήσει ο χειριστής του μηχανήματος ή να έχουν παραχθεί αυτόματα.

Η εφαρμογή του προτύπου αυτού διευκολύνεται από τον ορισμό διαφορετικών επιπέδων εφαρμογής, ανάλογα με τις ανάγκες του κάθε συστήματος.

Το επίπεδο 1 είναι το βασικό επίπεδο και περιέχει μόνο τις κυματομορφές των βιοσημάτων και την ονομασία τους.

Το επίπεδο 2 εκτός από τα δεδομένα του επιπέδου 1 διαχειρίζεται και σχολιασμό σχετικά με τις μετρήσεις.

Στο επίπεδο 3 ορίζονται τυποποιημένοι αλφαριθμητικοί κωδικοί για τύπους δεδομένων όπως π.χ. τα στοιχεία των διαγνώσεων.

Το μήνυμα που δομείται σύμφωνα με το πρότυπο ASTM 1467 αποτελείται από ακολουθιακές σειρές τμημάτων, με κάθε τμήμα να μεταφέρει ένα είδος πληροφορίας. Υπάρχουν τμήματα κεφαλίδας, τμήματα τα οποία περιέχουν τη σειρά μιας εξέτασης και τμήματα με αποτελέσματα. Τα τμήματα αποτελούνται από πεδία τα οποία καθορίζουν ένα χαρακτηριστικό του τμήματος. Ένα πεδίο μπορεί επίσης να είναι μια ιεραρχική δομή η οποία περιέχει υποπεδία.

Το ASTM 1467 ορίζει ακόμη έναν αριθμό από τύπους δεδομένων, τα οποία εντούτοις είναι ειδικοί τύποι στοιχειοσειρών κειμένου, όπως όλα τα τμήματα και πεδία τα οποία παριστάνονται με ASCII χαρακτήρες. Ειδικοί χαρακτήρες χρησιμοποιούνται για το διαχωρισμό των πεδίων και των τμημάτων.

Μειονέκτημα όμως αποτελεί ότι η χρήση της ASCII λογικής αυξάνει τον αποθηκευτικό χώρο που απαιτείται, αφού στην περίπτωση κυματομορφών με τιμές 16-δηφίων, κάθε τιμή απαιτεί τη χρήση 7-δηφίων μαζί με το διαχωριστή, πράγμα που οδηγεί στον τριπλασιασμό του απαιτούμενου χώρου.

Μια άλλη δυσκολία με την κατά ASCII κωδικοποίηση των δειγμάτων είναι ο αυξημένος χρόνος που απαιτείται για την μετακίνηση σε κάποιο συγκεκριμένο χρονικό σημείο της καταγραφής, αφού το σημείο αυτό δεν μπορεί να προσδιοριστεί με έναν απλό υπολογισμό, αλλά απαιτεί την σειριακή ανάγνωση όλων των αποθηκευμένων τιμών. Αν και το πρότυπο ορίζει ότι η δυαδική κωδικοποίηση μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε ορισμένες περιπτώσεις, εντούτοις δεν προτείνει κάποιο μορφότυπο για αυτό.

Παρόλο που το πρότυπο ASTM 1467 καλύπτει σε μεγάλο βαθμό τις παραμέτρους μέτρησης των διαφόρων βιοσημάτων, έχει μόνο χρησιμοποιηθεί στην καταγραφή διεργασιών και σε θέματα διαχείρισης λογαριασμών.

4.2.3 EDF (European Data Format)

Το EDF [3, 13, 16] είναι ένας απλός και ευέλικτος μορφότυπος αρχείου για την ανταλλαγή και διαχείριση πολυκάναλων βιολογικών και φυσιολογικών σημάτων. Στην πρώτη του έκδοση αναπτύχθηκε το 1987 και δημοσιεύθηκε από Ευρωπαίους μηχανικούς που δραστηριοποιούνταν στον ιατρικό χώρο.

Η εργασία ήταν προσανατολισμένη στην επεξεργασία σήματος, η οποία διενεργούνταν κάτω από την Ευρωπαϊκή δράση συντονισμού για τη «Μεθοδολογία για την ανάλυση της αλληλουχίας ύπνου-επαγρύπνησης». Η δημοσίευση περιέχει την πλήρη περιγραφή του προτύπου, τα δεδομένα της οποίας περιγράφονται από μια μόνο σελίδα.

Τα σήματα μπορούν να έχουν οποιαδήποτε διάσταση και ρυθμό δειγματοληψίας.

Το αρχείο που δημιουργείται σύμφωνα με αυτό το μορφότυπο, αποτελείται από μια ASCII κεφαλίδα που περιέχει βασικά στοιχεία για τον ασθενή και την ημερομηνία και ώρα συλλογής, τον αριθμό των σημάτων και τεχνικά χαρακτηριστικά για αυτά, όπως το μέγεθός τους, τιμές διόρθωσης και ρυθμό δειγματοληψίας για κάθε σήμα.

Η κεφαλίδα ακολουθείται από τις εγγραφές των δεδομένων, το μήκος της κάθε μιας από τις οποίες φαίνεται στην ASCII κεφαλίδα.

Μετά από τις εγγραφές των δεδομένων και τα σήματα (signals) υπάρχουν ο τύπος του σήματος (π.χ. EEG, ECG) και ο αριθμός των δειγμάτων σε κάθε αρχείο δεδομένων.

Ο μορφότυπος αρχείου EDF μπορεί να διαχειριστεί σχόλια, σημειώσεις και συμβάντα.

Συνολικά, η κεφαλίδα κάθε αρχείου που είναι τύπου EDF είναι $(\text{signals}+1) * 256$ bytes.

Η μελέτη του EDF και στη συνέχεια η εφαρμογή του τυπικά απαιτούν απασχόληση μόνο λίγων ημερών. Πολλές ερευνητικές ομάδες αλλά και εταιρείες ιδιαίτερα στην Ευρώπη, την Αυστραλία αλλά και στις ΗΠΑ, έχουν ασχοληθεί με το πρότυπο αυτό.

Έχει υιοθετηθεί και εξακολουθεί να υιοθετείται από εξοπλισμό και λογισμικό στον τομέα της νευροφυσιολογίας, σε επιστημονικές ερευνητικές μελέτες που περιλαμβάνουν δοκιμές φαρμάκων, στην ανάπτυξη λογισμικού επεξεργασίας σημάτων (πρόγραμμα IMPROVE, IBIS και SIESTA) καθώς επίσης και στην εκπαίδευση και τη συμβουλευτική ιατρικών ειδικών (Ευρωπαϊκό πρόγραμμα ENN).

Ο μορφότυπος αρχείου EDF+ που αποτελεί νεότερη έκδοση του προτύπου, μπορεί να περιέχει διακεκομμένες καταγραφές, καθώς επίσης σημειώσεις και συμβάντα.

Για το πρότυπο αυτό παρέχεται ελεύθερα η πλήρης προδιαγραφή του, μια λίστα από εταιρείες που το υποστηρίζουν, πολλοί δεσμοί για κατέβασμα δεδομένων και λογισμικού, το σχήμα για τις δεκαδικές μετρήσεις, καθώς επίσης και μια λίστα με συχνά συναντώμενες ερωτήσεις.

4.2.4 CEN-TC251/FEF (File Exchange Format for Vital Signs).

Ο σχεδιασμός του μορφοτύπου αρχείων διαχείρισης βιοσημάτων CEN/TC251/FEF [3, 16] βασίζεται στο μοντέλο CEN/TC251/WGIV και την εκτεταμένη ορολογία των μετρήσεων βιοσημάτων.

Το μοντέλο σχεδιάστηκε ώστε να μπορεί να διαχειρίζεται δεδομένα που προέρχονται κυρίως από συσκευές που βρίσκονται σε μονάδες εντατικής θεραπείας, τμήματα αναισθησίας και κλινικά εργαστήρια συμπεριλαμβανομένου και τα νευρολογικά εργαστήρια.

Τα αρχεία βιοσημάτων που δημιουργούνται ακολουθώντας το πρωτόκολλο αυτό αποτελούνται από παραγράφους. Κάθε παράγραφος ξεκινά με τη χρήση μιας ετικέτας για λόγους αναγνώρισης της παραγράφου από την εφαρμογή ανάκτησης του αρχείου. Ακολουθεί ένα πεδίο που περιέχει το μήκος της παραγράφου αυτής.

Εάν η εφαρμογή ανάκτησης δεν χρειάζεται την πληροφορία που περιέχει αυτή η παράγραφος, τότε αυτή η παράγραφος προσπερνάται κατά τον αριθμό των ψηφίων που ορίζει αυτό το πεδίο.

Τα δεδομένα που αντιστοιχούν στην παράγραφο, ακολουθούν το πεδίο του μήκους. Μερικές παράγραφοι μπορεί να περιέχουν υποπαραγράφους οι οποίες επίσης ακολουθούν την ίδια λογική δόμησης.

Η παράγραφος των δημογραφικών στοιχείων, περιέχει πληροφορίες για τον καταγεγραμμένο ασθενή.

Η παράγραφος που σχετίζεται με το ινστιτούτο παροχής ιατρικής φροντίδας φυλάσσει τα σχετικά στοιχεία σε μορφή κειμένου καθώς επίσης και στοιχεία σχετικά με το προσωπικό που ασχολήθηκε με την συλλογή τους.

Η παράγραφος που αναφέρεται στην παρουσίαση του ιατρικού συστήματος/-των, περιέχει μια δομημένη περιγραφή των συσκευών που συμμετέχουν στην συλλογή των βιοσημάτων και των άλλων δεδομένων που απαρτίζουν το αρχείο.

Με την κατάλληλη χρήση δεσμών είναι δυνατός ο προσδιορισμός των δεδομένων που έχει παραγάγει η κάθε συσκευή.

Υπάρχει επίσης και μία παράγραφος η οποία προορίζεται για ελεύθερη εισαγωγή δεδομένων που ορίζονται από τους κατασκευαστές ιατρικού εξοπλισμού, όταν υπάρχουν δεδομένα για τα οποία δεν έχει ακόμη οριστεί η αντίστοιχη δομή. Ένας κατασκευαστής μπορεί επίσης σε αυτή την παράγραφο να αποθηκεύσει πληροφορίες ρυθμίσεων για τη συσκευή του.

Συνολικά δίνονται και άλλα σημεία, όπου είναι δυνατή η αποθήκευση πληροφορίας που ορίζεται από τους κατασκευαστές, με στόχο την προσέλκυσή τους για να χρησιμοποιήσουν το πρωτόκολλο στις συσκευές τους.

Μία προαιρετική παράγραφος πολυμέσων έχει οριστεί για την περίπτωση όπου το αρχείο βιοσημάτων απαιτεί την ενσωμάτωση ή την χρήση δεσμών σε δεδομένα ήχου, φωτογραφιών ή κινούμενων εικόνων.

Τα συλλεγμένα βιοσήματα, συμβάντα, χρονοσημασμένες μετρήσεις και τα δεδομένα συναγεμίων αποθηκεύονται σε μια δομή που ονομάζεται αρχείο συνόδου. Μπορεί να αποτελείται από μία ή περισσότερες συνόδους δοκιμών, κάθε μία από τις οποίες διαιρείται περαιτέρω σε μία ή περισσότερες φάσεις συνόδων, κατά την διάρκεια των οποίων οι ρυθμίσεις του καναλιού και η ενίσχυση του σήματος παραμένουν σταθερές. Κάθε φάση περιέχει περιγραφικά δεδομένα σχετικά με τα κανάλια μετρήσεων και τα μετρούμενα δεδομένα σε ψηφιακή μορφή.

Ο ορισμός του πρωτοκόλλου αυτού είναι μια σοβαρή προσπάθεια ικανοποίησης της ανάγκης για την ολοκλήρωση των συλλεγμένων βιοσημάτων και άλλων σχετιζόμενων μετρήσεων με στόχο την αποθήκευση και την σε μη πραγματικό χρόνο διαχείρισή τους για αμφότερα τα εργαστήρια ηλεκτροφυσιολογίας και τις μονάδες εντατικής θεραπείας.

Το πρωτόκολλο [35] που χρησιμοποιείται για την κωδικοποίηση του προτύπου είναι το ASN.1. Οι κανόνες για τη μετατροπή από συγκεκριμένες δομές δεδομένων σε bytes γίνεται για παράδειγμα με το BER (Basic Encoding Rules). Τα σημασιολογικά μπορούν να παραχθούν είτε με XML είτε με binary. Το BER συνήθως υλοποιείται με χρήση του TLV (type-length-value) encoding. Το πεδίο “type” περιγράφει την κλάση του αντικειμένου (είδος πεδίου) που υπάρχει στο μέρος των μηνυμάτων. Το πεδίο “length”

περιέχει το μέγεθος του πεδίου της τιμής σε bytes και το πεδίο “value” συμπεριλαμβάνονται οι πληροφορίες του μηνύματος.

Το πρότυπο αυτό είναι αρκετά πολύπλοκο στην υλοποίησή του και ακόμη δεν έχει βρει σημαντικούς υποστηρικτές. Για το σκοπό αυτό παρέχεται δωρεάν λογισμικό υποστήριξης του πρωτοκόλλου με στόχο να το κάνει δημοφιλές στο χώρο των κατασκευαστών.

4.2.5 SCP-ECG (CEN/ENV 1064 Standard Communication Protocol for computer assisted Electrocardiography)

Το πρότυπο αυτό [16, 39] προτάθηκε από την Ευρωπαϊκή επιτροπή τυποποίησης (CEN/TC251) το 1993 για ΗΚΓ καταγραφές με το κωδικό όνομα προ-πρότυπο CEN ENV1064.

Επιτρέπει την απεικόνιση/διαχείριση των δεδομένων των κυματομορφών του ΗΚΓ που συλλέγονται από έναν ασθενή, των δημογραφικών στοιχείων του, δεδομένων σχετικών με τη διαδικασία της συλλογής, καθώς επίσης και των στοιχείων που σχετίζονται με τις μετρήσεις και την ερμηνεία των αποτελεσμάτων της εξέτασης.

Ορίζει ακόμη τις διαδικασίες μηνυματοδοσίας για την ανταλλαγή δεδομένων μεταξύ ψηφιακών ΗΚΓ και συστημάτων υπολογιστών.

Ο μορφότυπος του αρχείου που ορίζει το SCP-ECG αποτελείται από ένα σύνολο παραγράφων, όπου η κάθε παράγραφος χειρίζεται διαφορετικής μορφής πληροφορία.

Η πρώτη παράγραφος περιέχει πληροφορίες σχετικές με την ταυτότητα των υπολοίπων παραγράφων που περιλαμβάνονται στο αρχείο και τον αριθμό του δηφίου, στο οποίο βρίσκεται η αρχή της κάθε μιας από τις παραγράφους αυτές.

Έτσι δίνεται η δυνατότητα στην εφαρμογή ανάγνωσης να προσπελάσει μόνο την πληροφορία που κρίνεται χρήσιμη και όχι όλο το αρχείο.

Κάθε παράγραφος αποτελείται από μια κεφαλίδα και από το μέρος των δεδομένων. Η κεφαλίδα περιέχει στοιχεία για την ταυτότητα της παραγράφου και το μήκος της. Το μέρος δεδομένων διαφέρει σε κάθε παράγραφο και έχει μορφή ανάλογη με τα δεδομένα τα οποία διαχειρίζεται.

Σε κάποιες παραγράφους τα δεδομένα μπορούν να συμπιεστούν με την χρήση γνωστών αλγορίθμων συμπίεσης, περιορίζοντας έτσι το μέγεθος του αρχείου. Το πρότυπο SCP-ECG επιτρέπει την προσθήκη παραγράφων για την αποθήκευση δεδομένων που ορίζονται από τον κατασκευαστή του ιατρικού μηχανήματος.

Το SCP-ECG είναι αρκετά αποδοτικό για την διαχείριση δεδομένων σε βάσεις δεδομένων ΗΚΓ. Υποστηρίζεται από αρκετούς μεγάλους κατασκευαστές εξοπλισμού ΗΚΓ. Επίσης έχει δημιουργηθεί η δικτυακή πύλη OPEN-ECG με στόχο την προώθηση του προτύπου αυτού.

4.2.6 EBS (Extensible Bio-Signal Format)

Το πρότυπο EBS [16, 30] είναι ένα απλός δυαδικός μορφότυπος αρχείου για την αποθήκευση πολυκάναλων χρονοσειριακών εγγραφών και των σχετιζόμενων μεταδεδομένων. Δημιουργήθηκε το 1993 από την ερευνητική ομάδα στο χώρο της επιληψίας, του καθηγητή Manfred Spreng στο ινστιτούτο φυσιολογίας του Πανεπιστημίου του Ερλάνγκεν στη Γερμανία.

Αρχικά χρησιμοποιήθηκε για τη διαχείριση εγγραφών των σημάτων EEG, MEG και ECoG από τον ανθρώπινο εγκέφαλο.

Ο μορφότυπος αυτός μπορεί επίσης να διαχειριστεί δεδομένα σχετικά με τον ασθενή, όπως το όνομά του, στοιχεία ταυτότητας, ημερομηνία γέννησης, φύλλο και διάφορα άλλα δεδομένα σχετικά με την διαδικασία συλλογής των μετρήσεων.

Επίσης, λόγω της δομής του που στηρίζεται στη χρήση ετικετών-μήκους για το κάθε είδος δεδομένων, μπορεί να διαχειριστεί και δεδομένων ήχου και εικόνων.

Οι σχεδιαστές του προτύπου αυτού παρέχουν στο διαδίκτυο ελεύθερο λογισμικό για τους χρήστες του, όμως η ενεργή υποστήριξή του και ενασχόληση με αυτό έχει σταματήσει.

4.2.7 HL7 FDA annotated ECG (aECG)

Ο διεθνής οργανισμός HL7 [7, 16, 19], έχει σαν σκοπό την παραγωγή προτύπων στο χώρο της υγείας για κλινικά και διαχειριστικά δεδομένα. Το πρωτόκολλο HL7, οριοθετεί ένα πληροφοριακό μοντέλο και ένα πρότυπο επικοινωνίας για την ανταλλαγή

πληροφορίας σχετικής με θέματα διαχείρισης, της ιατρικής πληροφορίας, των παραγγελιών εξετάσεων, αλλά και την διακίνηση των αποτελεσμάτων των εξετάσεων στους χώρους ενός νοσοκομείου ή ενός δικτύου υγείας.

Το aECG, αναπτύχθηκε από την τεχνική επιτροπή HL7 Regulated Clinical Research Information Management, η οποία χρησιμοποίησε την πρόχειρη ορολογία για σχολιασμό των ΗΚΓ που αναπτύχθηκε από τον IEEE 1073.

Το HL7 aECG, είναι περιορισμένο στο πεδίο της καρδιολογίας. Έχει επιλεγεί από τον FDA και χρησιμοποιεί την eXtensible Markup Language (XML), έχει ανοικτή αρχιτεκτονική, δεν είναι δυσνόητο ούτε αποκλειστικό για κάποιο κατασκευαστή.

Τα μεγάλα πλεονεκτήματά του είναι η χρήση της XML και η χρήση του RIM (Reference Information Model). Το πεδίο εφαρμογής του είναι περιορισμένο.

Στο πρωτόκολλο αυτό η κωδικοποίηση γίνεται με το Base64, όπως αυτό ορίζεται από το MIME (Multipurpose Internet Mail Extensions) πρότυπο RFC 1521. Ξεκινώντας από αριστερά προς δεξιά σε μια είσοδο 24 bits, κάθε 6 bit χρησιμοποιούνται ως δείκτης (index) σε ένα πίνακα 64 εκτυπώσιμων χαρακτήρων. Ο χαρακτήρας, που αναφέρεται από το δείκτη, τοποθετείται στο κωδικοποιημένο πίνακα χαρακτήρων (string). Οι χαρακτήρες αυτοί φαίνονται στον πίνακα 4.1 και είναι επιλεγμένοι έτσι ώστε να είναι ευρέως κατανοητοί.

Value	Code	Value	Code	Value	Code	Value	Code
0	A	17	R	34	I	51	51 z
1	B	18	S	35	j	52	52 0
2	C	19	T	36	k	53	53 1
3	D	20	U	37	l	54	54 2
4	E	21	V	38	m	55	55 3
5	F	22	W	39	n	56	56 4
6	G	23	X	40	o	57	57 5
7	H	24	Y	41	p	58	58 6
8	I	25	Z	42	q	59	59 7
9	J	26	a	43	r	60	60 8
10	K	27	b	44	s	61	61 9
11	L	28	c	45	t	62	62 +
12	M	29	d	46	u	63	63 /
Value	Code	Value	Code	Value	Code	Value	Code
13	N	30	e	47	v		
14	O	31	f	48	w	(pad)	=
15	P	32	g	49	x		
16	Q	33	h	50	y		

Πίνακας 4.1 MAME
Based encoding characters
[19]

Στην περίπτωση που η είσοδος είναι μικρότερη από 24 bits τότε προστίθενται επιπλέον μηδενικά στα δεξιά ώστε να σχηματιστεί ένας ολοκληρωμένος αριθμός από ομάδες των 6 bits.

Οι θέσεις των χαρακτήρων εξόδου που δεν χρειάζονται για την αναπαράσταση του αρχικού δεδομένου ορίζονται με το χαρακτήρα “=”. Καθώς όλες οι κωδικοποιημένες έξοδοι είναι πολλαπλάσιο της οκτάδας, μπορούν να προκύψουν οι παρακάτω περιπτώσεις: (1) Αν η είσοδος είναι πολλαπλάσιο των 24 bits, τότε το τελικό κωδικοποιημένο αποτέλεσμα θα είναι πολλαπλάσιο των 4 χαρακτήρων χωρίς το χαρακτήρα “=”. (2) Αν η είσοδος είναι ακριβώς 8 bits, τότε το τελικό κωδικοποιημένο αποτέλεσμα θα είναι 2 χαρακτήρες ακολουθούμενοι από 2 χαρακτήρες “=”. (3) Αν η είσοδος είναι πολλαπλάσιο των 16 bits, τότε το τελικό κωδικοποιημένο αποτέλεσμα θα είναι 3 χαρακτήρες ακολουθούμενοι από 2 χαρακτήρες “=”.

4.2.8 ISHNE Holter Standard Output File Format

Με το πρότυπο ISHNE [14], η διεθνής κοινότητα για την καταγραφή τύπου Holter και την αναίμακτη Ηλεκτροκαρδιολογία προωθούν μόνο την μετάδοση συνεχών δεδομένων ΗΚΓ. Έτσι οι διακεκομμένες (τμηματικές) εγγραφές δεν υποστηρίζονται από αυτήν την μορφή αρχείων.

Επιπρόσθετα, επιβεβαιώθηκε ότι δεν μπορεί να υπάρξει θέμα χώρου αποθήκευσης, αφού διαρκώς πραγματοποιούνται συνεχείς βελτιώσεις των δυνατοτήτων των μέσων αποθήκευσης δεδομένων.

Έτσι, η ανάγκη για συμπίεση δεδομένων σε αυτό το πρότυπο έχει αποκλειστεί.

Προκειμένου να επιτευχθεί μια καλή σχέση μεταξύ της απλότητας και της ευελιξίας, η μορφή των πρωτόλειων δεδομένων είναι προσαρμοσμένη σε έναν τύπο «κατάλληλο» για όλους τους κατασκευαστές. «Κατάλληλος» τρόπος εννοείται αυτός που επιτρέπει την κωδικοποίηση χωρίς απώλειες όλων των ψηφιακών ΗΚΓ Holter.

4.3 Επιλογή πρωτοκόλλου

Μετά από μια μικρή μελέτη και σύγκριση (Πίνακας 4.2) των πιο πάνω πρωτοκόλλων, κατέληξα ότι το πρωτόκολλο που είναι πιο κατάλληλο και συμβατό για τη βιβλιοθήκη της φορέσιμης τεχνολογίας που θα αναπτύξω στα πλαίσια της Διπλωματικής μου Εργασίας είναι το SCP-ECG.

Οι λόγοι για την επιλογή του πρωτοκόλλου αυτού είναι ότι είναι καλά δομημένο και παρέχει τις περισσότερες δυνατότητες σε σχέση με τα άλλα πρωτόκολλα. Επίσης υποστηρίζεται από μεγάλους κατασκευαστές εξοπλισμού ΗΚΓ και είναι opensource. Επιπλέον έχει τη δυνατότητα να χειριστεί δεδομένα του ΗΚΓ χρησιμοποιώντας μια διαφορετική συχνότητα δειγματοληψίας μέσα σε λίγα λεπτά. Μπορεί να χρησιμοποιηθεί και σε ενσωματωμένα συστήματα.

Τέλος, θετικό του πρωτοκόλλου αποτελεί ότι σε κάποιες παραγράφους τα δεδομένα μπορούν να συμπιεστούν με την χρήση γνωστών αλγορίθμων συμπίεσης, περιορίζοντας έτσι το μέγεθος του αρχείου.

ΠΙΝΑΚΑΣ ΣΥΓΚΡΙΣΗΣ ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΩΝ									
Όνομα	Σκοπός	Μέθοδος Κωδικοποίησης	Αριθμός Απαγωγών (Leads)	Ιατρικό Ιστορικό	Περιβαλλοντικοί Παράγοντες	Μέγεθος αποθήκευσης	Open source	Embedded	Ευκολία χρήσης
DICOM	Μεταφορά ιατρικών εικόνων, ECG	Explicit or Implicit VR Transfer Syntax	12	Όχι	N/A	119Kb	Ναι	Ναι	Όχι
ASTM E-1467-94	Νευροφυσιολογικές μετρήσεις, ECG	N/A	N/A	Ναι	N/A	N/A	N/A	N/A	Ναι
EDF	Μορφοτύπος αρχείου για ανταλλαγή πολυκάναλων βιολογικών σημάτων	Δεν υπάρχει κωδικοποίηση	2 ή 3	Όχι	Όχι	Header size: ((signals+1)* 256 bytes) + file size of data records	Ναι	Ναι	Ναι
CEN-TC251/FEF	Αποθήκευση σημάτων ECG	ASN.1 TLV encoding	12	Όχι	Όχι	N/A	Ναι	Ναι	Ναι
SCP-ECG	Απεικόνιση/Διαχείριση δεδομένων ECG	Huffman encoding	1...255	Ναι	Ναι	N/A	Ναι	Ναι	Ναι
HL7 FDA annotated ECG (aECG)	Ανταλλαγή κλινικών και διαχειριστικών δεδομένων	Base64 (MIME (Multipurpose Internet Mail Extensions) πρότυπο RFC 1521.)	12	Ναι	N/A	N/A	Ναι	Ναι	Ναι (Γνώση XML)
ISHNE Holter Standard Output File Format	Μετάδοση συνεχόμενων δεδομένων ΗΚΓ	Διαφοροποίηση σημάτων, αποθήκευση μιας περιόδου στη μνήμη, DCT, window filter, Huffman coding	12	Όχι	N/A	512 bytes +Header size +ECG block size (εξαρτάται από τον αριθμό των απαγωγών και τη συχνότητα δειγματοληψίας)	Ναι	Ναι	Ναι

Πίνακας 4.2 Σύγκριση πρωτοκόλλων

4.4 Εκτενής περιγραφή πρωτοκόλλου SCP-ECG [44]

4.4.1 Σκοπός του πρωτοκόλλου

Το πρωτόκολλο SCP-ECG δημιουργήθηκε λόγω της αναγκαιότητας για ανταλλαγή πληροφορίας μεταξύ διαφόρων συστημάτων. Ουσιαστικά ορίζει τη μορφή των δεδομένων και το μέσο μετάδοσης των αναφορών και των δεδομένων των ΗΚΓ από ψηφιακό ηλεκτροκαρδιογράφο (ECG chart) οποιουδήποτε κατασκευαστή μέσω μιας κατευθείαν συνδεδεμένης σειριακής γραμμής σε οποιοδήποτε κεντρικό σύστημα διαχείρισης ΗΚΓ (host) άλλου κατασκευαστή. Επίσης ορίζει και την προτυποποιημένη μετάδοση ψηφιακών ΗΚΓ μεταξύ διαφορετικών υπολογιστικών συστημάτων.

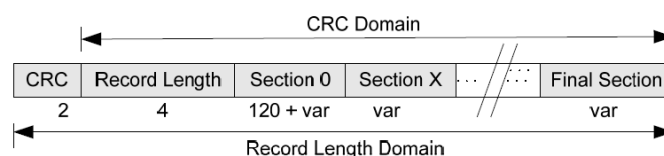
Επιπλέον το πρωτόκολλο περιγράφει τις κοινές συμβάσεις που απαιτούνται για την ανταλλαγή δεδομένων μεταξύ της συσκευής λήψης σημάτων και του υπολογιστή, αλλά και μεταξύ δυο συσκευών λήψης. Τα δεδομένα αυτά μπορεί να είναι ειδικά δεδομένα του ασθενούς, όπως δημογραφικά στοιχεία, ιστορικό κ.ά., δεδομένα του σήματος του ΗΚΓ, μετρήσεις του ΗΚΓ και αποτελέσματα της ερμηνείας του ΗΚΓ.

4.4.2 Πεδίο εφαρμογής του πρωτοκόλλου

Το πρωτόκολλο αναφέρεται στη συμβατική καταγραφή του ΗΚΓ (12 απαγωγές) και του ανυσματοκαρδιογραφήματος (VCG). Επικεντρώνεται μόνο στη λήψη δεδομένων, κωδικοποίηση, μετάδοση και αποθήκευσή τους.

4.4.3 Τεχνική περιγραφή του πρωτοκόλλου

Σύμφωνα με το πρωτόκολλο SCP-ECG, η δομή του αρχείου χωρίζεται στην κεφαλίδα και σε ένα σύνολο παραγράφων. Κάθε παράγραφος έχει έναν κωδικό (CRC - Checksum). Ο κωδικός αυτός χρησιμοποιείται για επιβεβαίωση ότι τα δεδομένα μεταφέρθηκαν σωστά και χωρίς διακοπές ή επισημαίνει αν υπάρχουν κάποια λάθη σε αυτά. Οι παράγραφοι από το 0 μέχρι το 11 ορίζονται από το πρωτόκολλο, από το 12 μέχρι το 127 και πάνω από 1024 δεσμεύονται για μελλοντική χρήση, ενώ από το 128 μέχρι το 1023 χρησιμοποιούνται για ορισμό από τους κατασκευαστές των συσκευών.



Σχήμα 4.2 Η γενική μορφή του SCP-ECG αρχείου

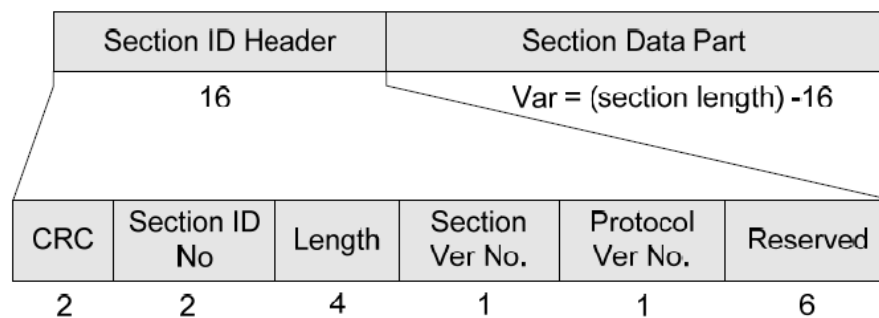
Στο σχήμα 4.2 φαίνεται η γενική μορφή του αρχείου. Ξεκινά με μια κεφαλίδα μήκους 6 bytes:

- 2 bytes CRC – Cyclic Redundancy Check. Αυτά υπολογίζονται με βάση το CRC-CCITT standard για το σύνολο του αρχείου εξαιρουμένων των 2 bytes του checksum.
- 4 bytes - το μήκος του αρχείου. Είναι ο αριθμός των bytes όλου του SCP-ECG αρχείου συμπεριλαμβανομένων των 2 bytes του checksum.

Κάθε παράγραφος (section) του αρχείου, περιέχει δεδομένα που ομαδοποιούνται βάση κάποιων χαρακτηριστικών.

Κάθε παράγραφος αποτελείται από δυο μέρη:

- Την κεφαλίδα αναγνώρισης της παραγράφου (Section ID Header)
- Το μέρος των δεδομένων της παραγράφου (Section Data Part)



Σχήμα 4.3 Η γενική μορφή κάθε τμήματος

Η κεφαλίδα αναγνώρισης της παραγράφου, όπως φαίνεται και στο σχήμα 4.3 έχει πάντοτε 16 bytes, ενώ το μέρος των δεδομένων της παραγράφου έχει μεταβλητό μήκος. Το συνολικό μήκος της παραγράφου συμπεριλαμβάνει και τα 16 bytes της κεφαλίδας αναγνώρισης.

Στον πιο κάτω πίνακα (Πίνακας 4.3) φαίνεται η περιγραφή των δεδομένων που περιλαμβάνει κάθε παράγραφος και στην συνέχεια ακολουθεί μια πιο λεπτομερής περιγραφή κάθε παραγράφου.

Παράγραφος	Τύπος	Πληροφορία παραγράφου
0	Υ	Δείκτες στις περιοχές δεδομένων της εγγραφής
1	Υ	Κεφαλίδα πληροφορίας – Δεδομένα ασθενή/Δεδομένα για τη συλλογή του ΗΚΓ
2	Π	Πίνακες Huffman που χρησιμοποιήθηκαν για την κωδικοποίηση των δεδομένων του ΗΚΓ (εάν χρησιμοποιήθηκε)
3	Π	Ορισμός των απαγωγών (leads) του ΗΚΓ
4	Π	Θέσεις του συμπλέγματος QRS (εάν οι κτύποι αναφοράς κωδικοποιήθηκαν)
5	Π	Τα δεδομένα του κωδικοποιημένου κτύπου αναφοράς εάν αυτοί κωδικοποιήθηκαν
6	Π	«Εναπομείναν σήμα» μετά από την αφαίρεση του κτύπου αναφοράς εάν οι κτύποι αναφοράς αποθηκεύτηκαν, αλλιώς τα δεδομένα του ρυθμού κωδικοποίησης.
7	Π	Γενικές μετρήσεις
8	Π	Κείμενο διάγνωσης από τη συσκευή «ερμηνείας»
9	Π	Δεδομένα ορισμένα από τον κατασκευαστή και σχετικά με τη διάγνωση και την αξιολόγηση όπως προκύπτουν από τη συσκευή «ερμηνείας»
10	Π	Αποτελέσματα των μετρήσεων των απαγωγών
11	Π	Κωδικοί γενικών δηλώσεων ως αποτέλεσμα της ερμηνείας του ΗΚΓ
	Υ: Υποχρεωτική Π: Προαιρετική	

Πίνακας 4.3 – Η δομή δεδομένων του SCP-ECG πρωτοκόλλου

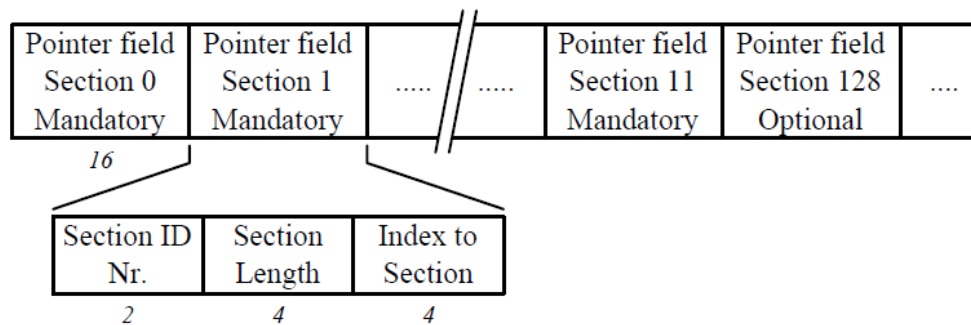
4.4.3.1 Παράγραφος 0 (Pointer section)

Περιέχει δείκτες στην αρχή καθεμιάς από τις επόμενες παραγράφους.

Αποτελεί τον πίνακα περιεχομένων του αρχείου SCP-ECG που θα δημιουργηθεί.

Παρέχει ευελιξία στη λήψη και τη μορφοποίηση των δεδομένων και στα αποτελέσματα των μετρήσεων και των διαγνώσεων. Για να γίνει η ανταλλαγή αρχείων SCP μεταξύ διαφορετικών κατασκευαστών, κάθε αρχείο πρέπει να περιέχει πληροφορίες σχετικές με τη δομή του, οι οποίες παρέχονται από τον πίνακα αυτής της παραγράφου.

Η παράγραφος αυτή είναι υποχρεωτική.



Σχήμα 4.4 Το τμήμα δεδομένων (data part) της παραγράφου 0

4.4.3.2 Παράγραφος 1 (Header)

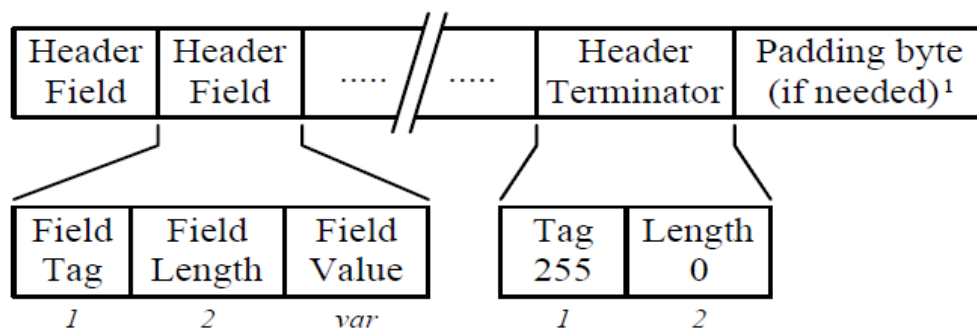
Περιέχει απαραίτητες πληροφορίες για τον ασθενή:

- ο Ονοματεπώνυμο
- ο Αριθμός ταυτότητας
- ο Ηλικία
- ο Ημερομηνία γέννησης
- ο Ύψος
- ο Βάρος
- ο Φύλο
- ο Φάρμακα
- ο Ιατρικό ιστορικό

και για το ηλεκτροκαρδιογράφημα:

- ο Πληροφορίες για τη συσκευή λήψης και ανάλυσης
- ο Αριθμός ΗΚΓ
- ο Ημερομηνία συλλογής
- ο Ονοματεπώνυμο των ιατρών και του παραϊατρικού προσωπικού που συμμετείχε στη λήψη

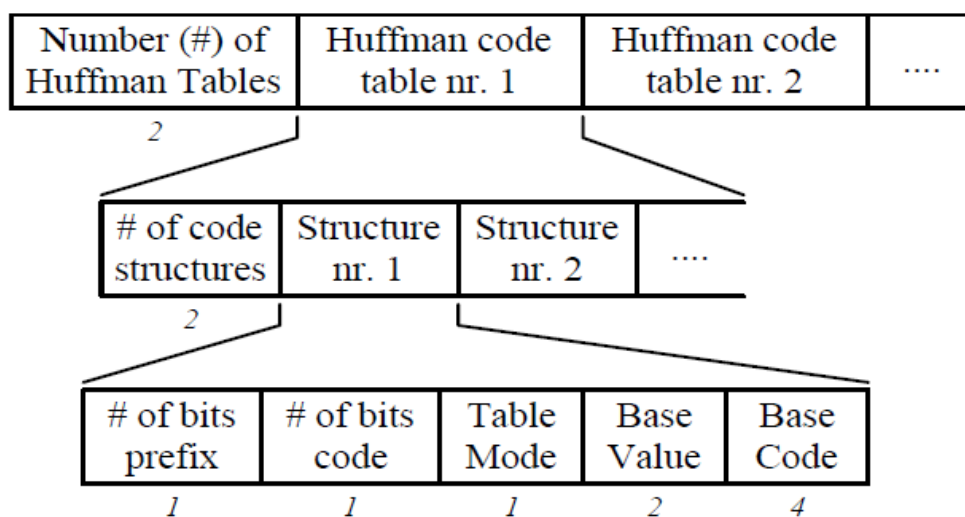
Η παράγραφος αυτή είναι υποχρεωτική.



Σχήμα 4.5 Το τμήμα δεδομένων της παραγράφου 1

4.4.3.3 Παράγραφος 2 (Huffman tables/Encoding of ECG data)

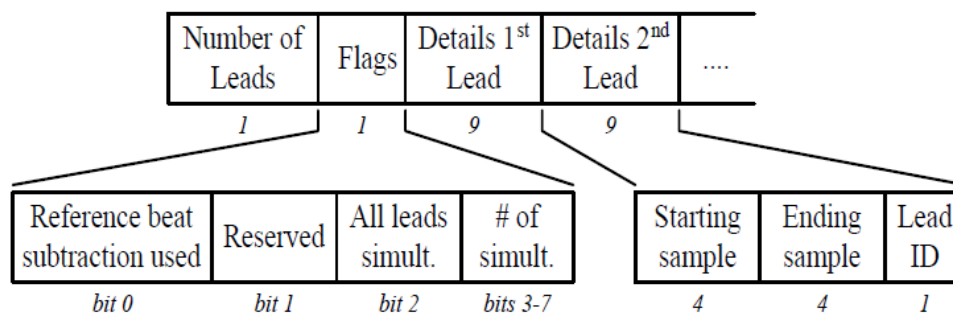
Περιέχει όλους τους πίνακες Huffman που διασφαλίζουν τον τρόπο που ο ρυθμός («εναπομείναν σήμα») και τα δεδομένα του κτύπου αναφοράς κωδικοποιούνται όταν συμπίεζονται. Οι πίνακες αυτοί χρησιμοποιούνται από τις παραγράφους 5 και 6 με την αριθμητική σειρά που έχουν σε αυτή την παράγραφο. Δηλαδή όταν γίνει αναφορά για την κωδικοποίηση του κτύπου αναφοράς στον πίνακα 2, αυτή συνδέεται με τον δεύτερο πίνακα αυτής της παραγράφου. Η παράγραφος αυτή είναι προαιρετική.



Σχήμα 4.6 Το τμήμα δεδομένων της παραγράφου 2

4.4.3.4 Παράγραφος 3 (ECG lead definition)

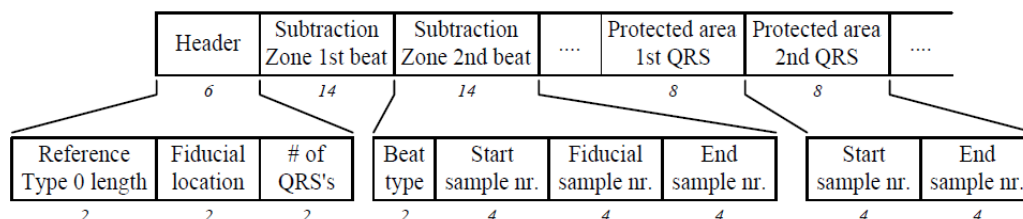
Ορίζει τις απαγωγές που χρησιμοποιούνται στην καταγραφή του ΗΚΓ (1..255). Περιέχει επίσης πληροφορίες για τον αν η απόκτηση των δεδομένων των απαγωγών γίνεται ταυτόχρονα με όλες τις απαγωγές μαζί ή σε υποομάδες. Η αποθήκευση πρέπει να γίνεται σειριακά. Επιπλέον περιέχει το μέγεθος της εγγραφής για κάθε απαγωγή, που καθορίζεται από τον αρχικό και τον τελικό αριθμό του δείγματος. Η παράγραφος αυτή είναι προαιρετική.



Σχήμα 4.7 Το τμήμα δεδομένων της παραγράφου 3

4.4.3.5 Παράγραφος 4 (QRS locations)

Εάν οι κτύποι αναφοράς είναι κωδικοποιημένοι, ορίζει τη θέση των κτύπων (αρχή και τέλος) σχετικά με το εναπομείναν σήμα (παράγραφος 6), καθώς και τον τύπο τους. Αυτές οι πληροφορίες είναι απαραίτητες για τον κτύπο τύπου 0 (κυρίαρχος τύπος κτύπου). Η παράγραφος αυτή είναι προαιρετική.



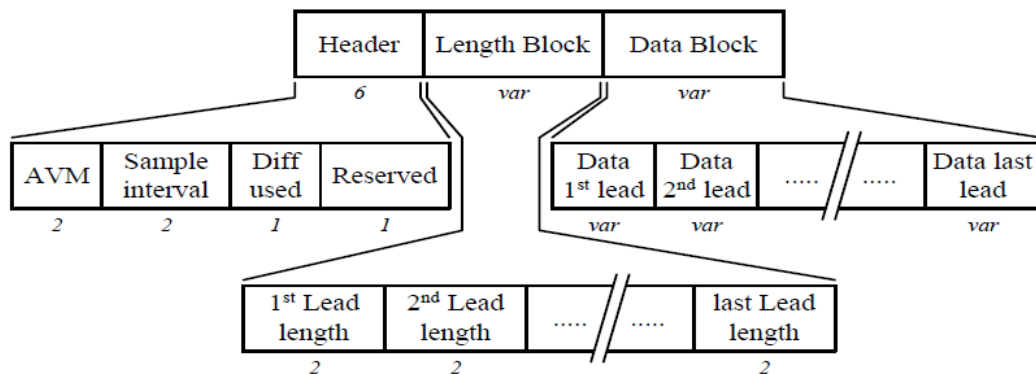
Σχήμα 4.8 Το τμήμα δεδομένων της παραγράφου 4

4.4.3.6 Παράγραφος 5 (Encoded reference beat data)

Περιέχει τους κωδικοποιημένους κτύπους αναφοράς με τη σειρά που είναι οι απαγωγές και πληροφορίες για το πώς τα δεδομένα κωδικοποιήθηκαν (Πολλαπλασιαστής της τιμής πλάτους - AVM που χρησιμοποιείται για την ανακατασκευή των τιμών των κυματομορφών, συχνότητα δειγματοληψίας).

n -> τρέχον αριθμός δείγματος. N -> Συνολικός αριθμός δειγμάτων για μια απαγωγή.

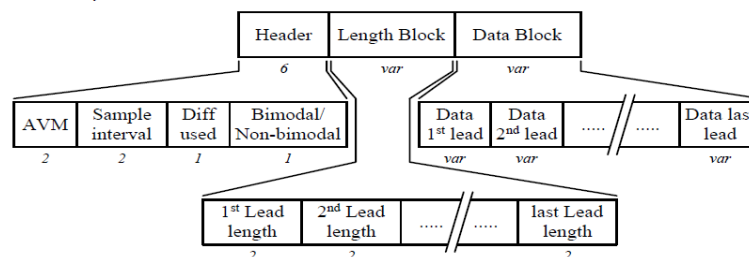
Η παράγραφος αυτή είναι προαιρετική.



Σχήμα 4.9 Το τμήμα δεδομένων της παραγράφου 5

4.4.3.7 Παράγραφος 6 (Rhythm/Residual data)

Περιέχει το εναπομείναν σήμα, το οποίο μένει για κάθε απαγωγή μετά την αφαίρεση των κτύπων αναφοράς ή το συνολικό σήμα το ρυθμο ύ εάν αφαιρεθούν οι κτύποι αναφοράς. Επίσης υπάρχει η δυνατότητα για επιλογή συμπίεσης με ή χωρίς ψηφιακή δειγματοληψία. Η διαδικασία εφαρμογής διαφορετικών ρυθμών δειγματοληψίας ονομάζεται «bimodal compression». Η παράγραφος αυτή είναι προαιρετική και υπάρχει όταν οι συμπιεσμένες ή μη συμπιεσμένες εγγραφές των δεδομένων του ΗΚΓ πρόκειται να μεταφερθούν.



Σχήμα 4.10 Το τμήμα δεδομένων της παραγράφου 6

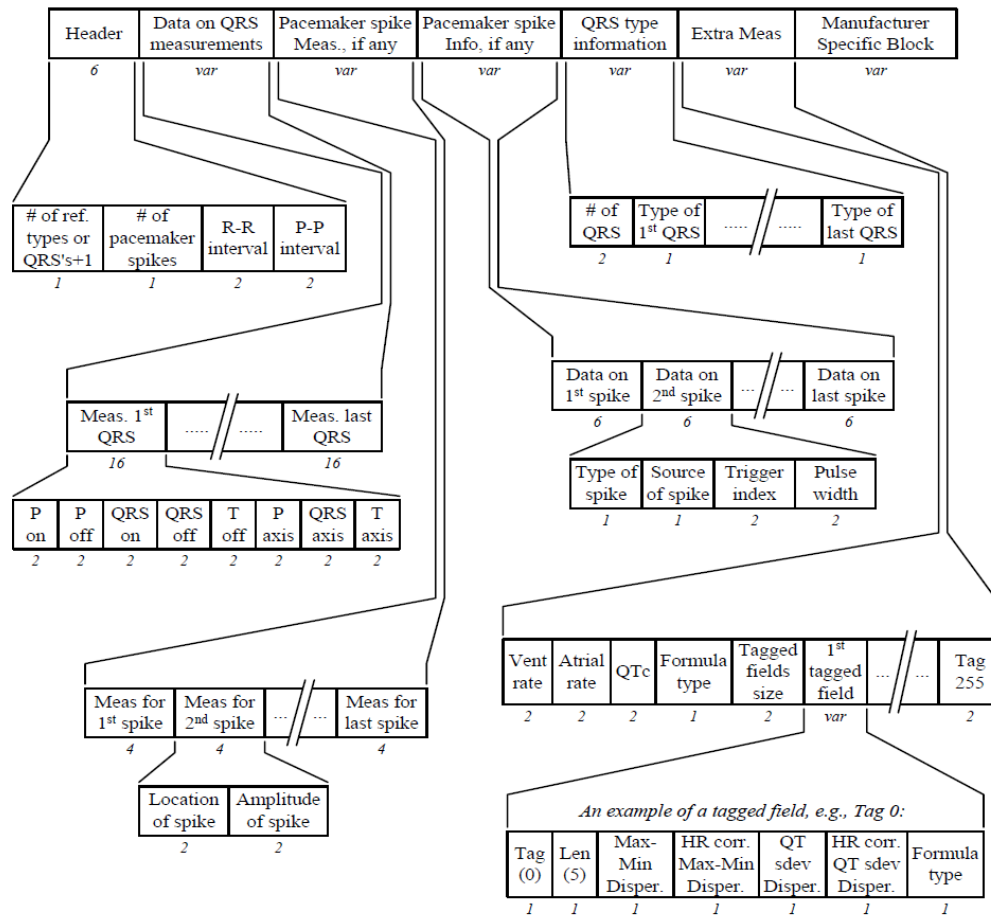
4.4.3.8 Παράγραφος 7 (Global measurements)

Περιέχει:

- ο Μια σημαία (flag) που δείχνει εάν υπάρχουν γενικές μετρήσεις για κάθε τύπο παλμού αναφοράς ή για τον τύπο 0 του παλμού αναφοράς και όλων των συμπλεγμάτων μέσα στο σήμα ΗΚΓ.
- ο Τον αριθμό των κορυφών του βηματοδότη (pacemaker spikes).
- ο Το μέσο του PP και PR.
- ο Δείκτες στην έναρξη και τη λήξη του P, την έναρξη και τη λήξη του QRS.
- ο Τη λήξη του T και γωνιακές μετρήσεις το υ P, QRS και T για του παλμούς αναφοράς ή για τον παλμό αναφοράς τύπου 0 και όλα τα συμπλέγματα σύμφωνα με την αρχική σημαία.
- ο Πληροφορίες και μετρήσεις για τους βηματοδότες (εάν υπάρχουν).
- ο Πληροφορίες για τους τύπους των παλμών.
- ο Επιπρόσθετες μετρήσεις (κοιλιακός ρυθμός, κολπικός ρυθμός, διασπορά QT).

Πρέπει να ληφθεί υπόψη (για να αποφευχθούν τα λάθη – errors στη συνέχεια) ότι μπορεί μια μέτρηση να μην έχει υπολογιστεί από το πρόγραμμα ή δεν έχει βρεθεί (λόγω από ριψης από το πρόγραμμα ανάλυσης ή ίσως κάποιο κύμα δεν παρουσιάστηκε, π.χ. κύμα P).

Η παράγραφος αυτή είναι προαιρετική.



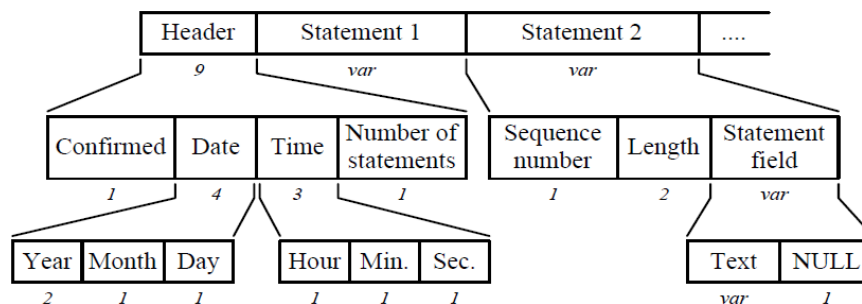
Σχήμα 4.11 Το τμήμα δεδομένων της παραγράφου 7

4.4.3.9 Παράγραφος 8 (Textual diagnosis)

Περιλαμβάνει:

- ο Πληροφορία για την κατάσταση της αναφοράς (π.χ μη διαβασμένη αναφορά, επικυρωμένη αναφορά).
- ο Πληροφορία για την ημερομηνία και την ώρα της δημιουργίας της αναφοράς.
- ο Το κείμενο της διάγνωσης.

Η παράγραφος αυτή είναι προαιρετική.



Σχήμα 4.12 Το τμήμα δεδομένων της παραγράφου 8

4.4.3.10 Παράγραφος 9 (Manufacturer Specific Diagnostic)

Περιέχει εξειδικευμένες για κάθε κατασκευαστή διαγνωστικές καταγραφές που πραγματοποιούνται από τη συσκευή ερμηνείας.

Η παράγραφος αυτή είναι προαιρετική.

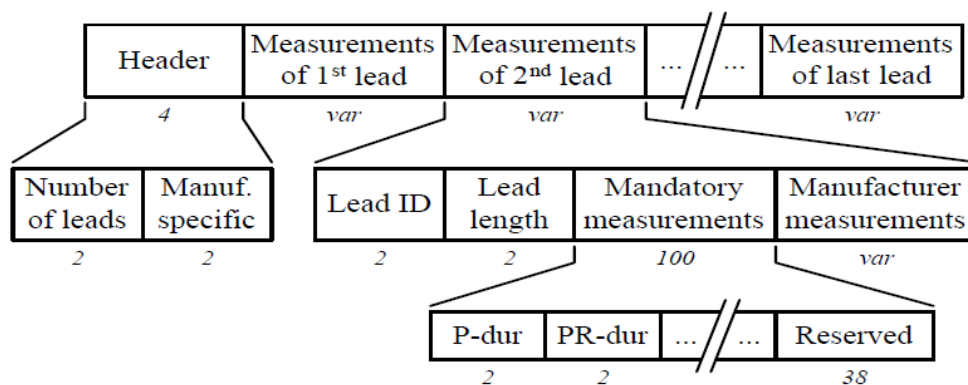
4.4.3.11 Παράγραφος 10 (Lead measurements)

Για κάθε απαγωγή περιέχει:

- ο Διάρκειες και διαστήματα (π.χ. διάρκεια QRS, διάρκεια P, διάρκεια του κύματος R)
- ο Πλάτη (π.χ. πλάτος του κύματος Q, πλάτος του κύματος R)
- ο Μορφολογία των P και T
- ο Συγκεκριμένες μετρήσεις του κατασκευαστή
- ο Άλλες μετρήσεις

Αν ο αλγόριθμός μέτρησης δεν παρέχει όλες τις μετρήσεις που ορίζονται στην παράγραφο 10, τότε θα πρέπει να οριστεί ένας ειδικός κωδικός, που θα δείχνει ότι οι αντίστοιχες μετρήσεις δεν έχουν υπολογιστεί από το πρόγραμμα.

Η παράγραφος αυτή είναι προαιρετική.

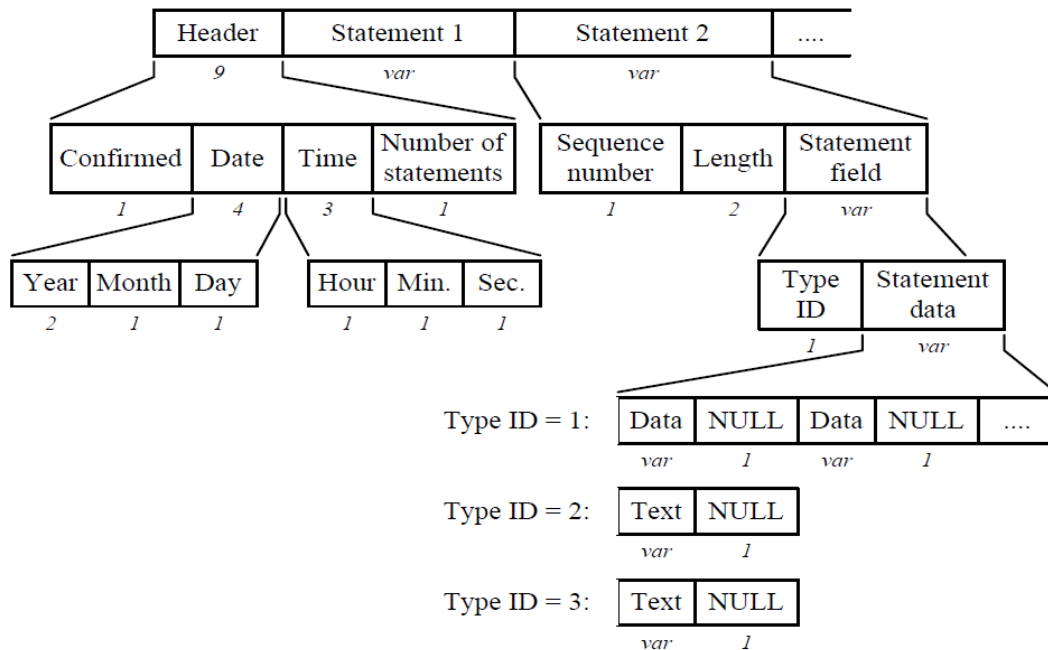


Σχήμα 4.13 Το τμήμα δεδομένων της παραγράφου 10

4.4.3.12 Παράγραφος 11 (Universal statement codes)

Περιέχει τα πιο πρόσφατα δεδομένα ερμηνείας και overreading, κωδικοποιημένα σύμφωνα με το πρωτόκολλο.

Η παράγραφος αυτή είναι προαιρετική.



Σχήμα 4.14 Το τμήμα δεδομένων της παραγράφου 11

4.4.4 Επιλογές συμπίεσης των ΗΚΓ δεδομένων

- 1) Συμπίεση των πρωτογενών δυαδικών ακατέργαστων δεδομένων (original binary raw data) με κωδικοποίηση εντροπίας (entropy) κατά Huffman, όπως αυτή αναφέρθηκε στην παράγραφο 2 του πρωτοκόλλου (υποπαράγραφος 4.4.3.3). Απομακρύνονται μέχρι ένα σημείο τα άδεια bits από τα δείγματα του ΗΚΓ. Αυτή η συμπίεση των δεδομένων θα είναι μικρή (συνήθως μικρότερη από 2:1).
- 2) Εκμεταλλεύεται τη συσχέτιση των δειγμάτων υπολογίζοντας τη διαφορά του πρώτου και δεύτερου βαθμού των δειγμάτων. Στη συνέχεια η διαφορά αυτή μπορεί να κωδικοποιηθεί κατά Huffman. Τα ποσοστά κυμαίνονται μεταξύ 3 και 4.

➔ Καμιά από τις 2 πιο πάνω διαδικασίες συμπίεσης δεν απαιτεί συγκεκριμένη ανάλυση της κυματομορφής του ECG. Πλεονέκτημα αποτελεί ότι και οι 2 επιτρέπουν την ακριβή ανακατασκευή του ΗΚΓ σήματος.

- 3) Απαιτεί κάποια ανάλυση του σήματος ΗΚΓ, συγκεκριμένα την ανίχνευση του παλμού QRS και τον προσδιορισμό του είδους του παλμού. Συνήθως το ΗΚΓ είναι ημιστάσιμη χρονοσειρά με επαναλαμβανόμενους ΗΚΓ κύκλους. Έτσι υπολογίζεται ο «παλμός αναφοράς» (reference beat) -> μέσος όρος των πιο συχνών κύκλων ΗΚΓ.

Ακολούθως αφαιρείται ο παλμός αναφοράς από όλες τις περιοχές που έχει εντοπιστεί ένας παλμός μέσα στο σήμα ΗΚΓ. Ως αποτέλεσμα έχουμε το εναπομείναν σήμα (residual record), που έχει πολύ μικρό πλάτος σε όλα τα δείγματα. Μετά υπολογίζονται οι διαφορές δεύτερου βαθμού και εκτελείται κωδικοποίηση κατά Huffman.

Έτσι μπορεί να επιτευχθούν ποσοστά συμπίεσης μεγαλύτερα από 30:1.

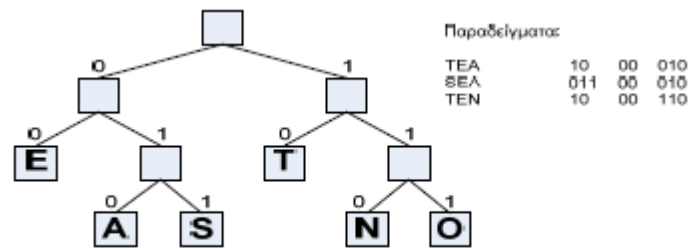
4.5 Κωδικοποίηση Huffman

Η κωδικοποίηση Huffman είναι μια μέθοδος συμπίεσης που δημοσιεύτηκε το 1952 από το David Huffman. Στηρίζεται σε επαναλαμβανόμενες ακολουθίες δεδομένων που δεν έχουν την ίδια πιθανότητα εμφάνισης. Είναι τεχνική κωδικοποίηση εντροπίας που δεν επιφέρει απώλεια δεδομένων (entropy encoding).

Στην κωδικοποίηση Huffman υπάρχει ένα σύστημα κωδικοποίησης όπου οι πιο συχνά χρησιμοποιούμενοι χαρακτήρες κωδικοποιούνται με μικρότερες σειρές από bits και οι σπάνια εμφανιζόμενοι με μεγαλύτερες σειρές από bits. Δηλαδή, η κωδικοποίηση αυτή μετατρέπει τα δεδομένα εισόδου σε δυαδική σειρά δεδομένων.

Το σύστημα Huffman χρησιμοποιεί ένα λεξικό συχνότητας εμφάνισης για κάθε χαρακτήρα εισόδου. Αυτό προκύπτει από τα δεδομένα εισόδου και στη συνέχεια γίνεται αντιστοίχιση με μια σειρά χαρακτήρων μεταβλητού μήκους bits που αντιπροσωπεύει μοναδικά κάθε χαρακτήρα. Δηλαδή, η κωδικοποίηση κάθε χαρακτήρα αντιστοιχίζεται σε ένα μοναδικό πρόθεμα από bits (prefix).

Αν διαταχθούν σε δυαδικό δέντρο οι χαρακτήρες τότε προκύπτουν παρόμοια σχήματα όπως το πιο κάτω στο σχήμα 4.15.



Σχήμα 4.15 Παράδειγμα Κωδικοποίησης Huffman

Όπως βλέπουμε στο πιο πάνω παράδειγμα του σχήματος 3.14, η κωδικοποίηση για κάθε χαρακτήρα βρίσκεται ακολουθώντας το δέντρο από τη ρίζα μέχρι το χαρακτήρα στο φύλλο (top-down). Έτσι, στην εικόνα 1, τα πιο συχνά εμφανιζόμενα γράμματα E και T κωδικοποιούνται μόνο με 2 bits, ενώ όλα τα υπόλοιπα με 3 bits.

4.5.1 Κωδικοποίηση εντροπίας (entropy encoding)

Η κωδικοποίηση εντροπίας είναι ένα σύστημα για συμπίεση (compression) των δεδομένων, χωρίς αυτά να υποστούν απώλεια και η συμπίεση είναι ανεξάρτητη από τα συγκεκριμένα χαρακτηριστικά του μέσου.

Σε ένα από τους κύριους τύπους για κωδικοποίηση με εντροπία αρχικά δημιουργείται και προσδιορίζεται ένας μοναδικός και χωρίς προθέματα κωδικός για κάθε μοναδικό σύμβολο εισόδου. Στη συνέχεια, για να γίνει η συμπίεση των δεδομένων, αντικαθιστάται κάθε σύμβολο εισόδου σταθερού μήκους με την αντίστοιχη λέξη-κωδικό μεταβλητού μήκους, την οποία παίρνουμε ως έξοδο.

Δυο από τις πιο γνωστές τεχνικές για κωδικοποίηση με εντροπία είναι η κωδικοποίηση Huffman (Huffman coding), που χρησιμοποιεί τη μέθοδο της προηγούμενης παραγράφου και η αριθμητική κωδικοποίηση.

4.5.2 Περιγραφή Αλγορίθμου κωδικοποίησης Huffman

Η τεχνική της κωδικοποίησης Huffman είναι η δημιουργία ενός δυαδικού δέντρου, που μπορεί να αποθηκευτεί σε ένα πίνακα μεταβλητού μεγέθους (όσο και το πλήθος των συμβόλων εισόδου). Κάθε κόμβος μπορεί να είναι φύλλο ή εσωτερικός κόμβος.

Αρχικά όλοι οι κόμβοι είναι φύλλα που περιέχουν το σύμβολο, τη συχνότητα εμφάνισής του και ένα σύνδεσμο προς τον πατέρα-κόμβο, ώστε να διαβάζεται εύκολα ο κωδικός αντίστροφα αρχίζοντας από το φύλλο.

Το bit '0' αντιπροσωπεύει ότι θα ακολουθηθεί η πορεία προς το αριστερό παιδί και το bit '1' προς το δεξί παιδί.

4.5.2.1 Διαδικασία παραγωγής του δυαδικού δέντρου

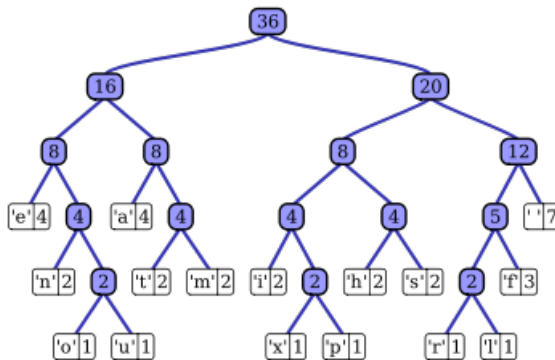
1. Οι κόμβοι με την ίδια συχνότητα εμφάνισης μπαίνουν μαζί ως φύλλα.
2. Δημιουργείται ένας νέος κόμβος του οποίου τα παιδιά είναι τα 2 προηγούμενα φύλλα και έχει ως συχνότητα εμφάνισης το άθροισμα των συχνοτήτων εμφάνισης των παιδιών του.
3. Το ενδιαφέρον είναι πλέον στο νέο κόμβο και όχι στα 2 παιδιά του, έτσι η διαδικασία συνεχίζεται μέχρι να μείνει μόνο ένας κόμβος (ρίζα), που αντιπροσωπεύει το δέντρο Huffman.

Συγκεκριμένα, ο πιο απλός αλγόριθμος χρησιμοποιεί ουρά προτεραιότητας όπου ο κόμβος με τη μικρότερη συχνότητα εμφάνισης έχει τη μεγαλύτερη προτεραιότητα:

1. Δημιουργείται ένας κόμβος για κάθε σύμβολο (η συχνότητα εμφάνισης του κάθε χαρακτήρα είναι με βάση τη φράση εισόδου και πρέπει αρχικά να υπολογιστεί) και προστίθεται στην ουρά προτεραιότητας.
2. Ενώσω υπάρχουν περισσότερα από 1 σύμβολα στην ουρά:
 1. Αφαιρούνται οι 2 κόμβοι με τη μικρότερη συχνότητα εμφάνισης (μεγαλύτερη προτεραιότητα) από την ουρά.
 2. Δημιουργείται ένας νέος εσωτερικός κόμβος που έχει ως παιδιά τους 2 κόμβους που αφαιρέθηκαν από την ουρά φύλλα και έχει ως συχνότητα εμφάνισης το άθροισμα των συχνοτήτων εμφάνισης των παιδιών του.
 3. Εισάγεται ο νέος κόμβος στην ουρά.

3. Ο κόμβος που μένει στο τέλος είναι η ρίζα και το δέντρο ολοκληρώνεται.

Ο αλγόριθμος αυτός χρειάζεται $O(\log n)$ χρόνο για κάθε εισαγωγή στο δυαδικό δέντρο αφού χρησιμοποιείται ουρά προτεραιότητας βάση της συχνότητας εμφάνισης κάθε χαρακτήρα και το δέντρο έχει n φύλλα (όσα και τα σύμβολα εισόδου), άρα συνολικά χρειάζεται χρόνο $O(n \log n)$.



Σχήμα 4.16 Παράδειγμα Κωδικοποίησης Huffman

Πίνακας 4.4 Συχνότητα εμφάνισης και κωδικός κάθε χαρακτήρα εισόδου

Char	Freq	Code	Char	Freq	Code	Char	Freq	Code
space	7	111	m	2	0111	p	1	10011
a	4	010	n	2	0010	r	1	11000
e	4	000	s	2	1011	u	1	00111
f	3	1101	t	2	0110	x	1	10010
h	2	1010	l	1	11001			
i	2	1000	o	1	00110			

Όπως φαίνεται και στο σχήμα 3.16, όπου η συχνότητα εμφάνισης των χαρακτήρων είναι με βάση τη φράση εισόδου «**this is an example of huffman tree**», τα πρώτα φύλλα που τοποθετούνται στο δυαδικό δέντρο είναι αυτά με τη μικρότερη συχνότητα εμφάνισης και οι εσωτερικοί κόμβοι έχουν το άθροισμα της συχνότητας εμφάνισης των παιδιών τους. Ο κόμβος με τον αριθμό '36' αντιπροσωπεύει τη ρίζα του δέντρου.

Για να βρούμε τον κωδικό (prefix) κάθε χαρακτήρα διαβάζουμε από την κορυφή προς τα φύλλα (top-down), ενώ το δέντρο το δημιουργούμε από τα φύλλα προς την κορυφή (bottom-up)

Το αριστερό κλαδί είναι το bit ‘0’ και το δεξί το bit ‘1’. Έτσι αφού δημιουργηθεί το δέντρο στη συνέχεια βάζουμε κωδικό για κάθε γράμμα όπως αυτοί φαίνονται στον πίνακα 4.4.

4.5.3 Αποκωδικοποίηση δεδομένων κωδικοποιημένων κατά Huffman

Ξεκινούμε από το 1ο bit του 1ου χαρακτήρα της σειράς δεδομένων και ακολουθούνται τα υπόλοιπα bits στη σειρά για να αποφασιστεί αν θα συνεχιστεί η πορεία προς το αριστερό ή το δεξιό σκέλος του δέντρου αποκωδικοποίησης. Όταν φτάσουμε σε ένα φύλλο του δέντρου, σημαίνει ότι ο χαρακτήρας αποκωδικοποιήθηκε και έτσι τοποθετείται στη σειρά εξόδου. Η αποκωδικοποίηση συνεχίζεται με το 1ο bit του επόμενου χαρακτήρα της σειράς δεδομένων.

Παράδειγμα αποκωδικοποίησης του 1000110 βάση του δυαδικού δέντρου της εικόνας 4.15.

Αριθμός bit	1	2	3	4	5	6	7
Τιμή	1	0	0	0	1	1	0
	Ρίζα		ρίζα		ρίζα		
Πορεία	Δεξιά	Αριστερά	Αριστερά	Αριστερά	Δεξιά	Δεξιά	Αριστερά
Χαρακτήρας		T		E			N

Πίνακας 4.5 – Διαδικασία αποκωδικοποίησης Huffman

4.5.4 Η κωδικοποίηση Huffman στο πρωτόκολλο SCP-ECG

Στο πρωτόκολλο SCP είναι δυνατές δύο κωδικοποιήσεις βάση των πινάκων Huffman που παρέχονται:

- ο Καθαρή κωδικοποίηση Huffman (Pure Huffman encoding)
- ο Αρχική κωδικοποίηση Huffman (Initial Huffman encoding)

No.	number of bits		table mode	base value	prefix code (in bits)	store binary as
	entire code	prefix				
1	1	1	1	0	0	0d
2	3	3	1	1	100	1d
3	3	3	1	-1	101	5d
4	4	4	1	2	1100	3d
5	4	4	1	-2	1101	11d
6	5	5	1	3	11100	7d
7	5	5	1	-3	11101	23d
8	6	6	1	4	111100	15d
9	6	6	1	-4	111101	47d
10	7	7	1	5	1111100	31d
11	7	7	1	-5	1111101	95d
12	8	8	1	6	11111100	63d
13	8	8	1	-6	11111101	191d
14	9	9	1	7	111111100	127d
15	9	9	1	-7	111111101	383d
16	10	10	1	8	1111111100	255d
17	10	10	1	-8	1111111101	767d
18	18	10	1	8 bit orig.	1111111110	511d
19	26	10	1	16 bit orig.	1111111111	1023d

Πίνακας 4.6 – Εξ ορισμού πίνακας Huffman

Υπάρχουν ο εξ ορισμού πίνακας Huffman (Πίνακας 3.6), αλλά και οι πίνακες Huffman που ορίζονται από τους κατασκευαστές. Μπορούν να χρησιμοποιηθούν περισσότεροι από ένας πίνακες Huffman και να γίνεται εναλλαγή μεταξύ των πινάκων κατά την κωδικοποίηση, ώστε η συμπίεση να είναι πιο αποτελεσματική αν μεταβάλλεται η κατανομή των μεγεθών των λέξεων.

4.5.5 Καθαρή κωδικοποίηση Huffman (Pure Huffman encoding)

Στην καθαρή κωδικοποίηση Huffman μια λέξη δεδομένων στον πίνακα Huffman αντιπροσωπεύεται ως «entire code» και αποθηκεύεται ως «base code» ή «prefix code». Για την κωδικοποίηση χρησιμοποιείται το πρόθεμα (prefix) , ενώ για την αποκωδικοποίηση η τιμή βάσης (base value) από τον πίνακα Huffman. Το μήκος του entire code σε bits μετά την κωδικοποίηση ισούται με το μέγεθος του prefix.

Για παράδειγμα, στον πίνακα Huffman (Πίνακας 4.6) ο κωδικός για το «0» πρέπει να είναι 0 bit στο prefix code. Έτσι, το μέγεθος του entire code είναι 1 bit μετά την κωδικοποίηση, δηλαδή όσο και το μέγεθος του prefix. Για το «1» ο κωδικός πρέπει να είναι 100 bit στο prefix code και το μέγεθος του entire code πρέπει να είναι 3, όσο και το μέγεθος του prefix.

4.5.6 Αρχική κωδικοποίηση Huffman (Initial Huffman encoding)

Αν η τιμή των δεδομένων δεν υπάρχει στο ν πίνακα Huffman 1, θα πρέπει να κωδικοποιηθεί από την αρχή. Τότε η base value δεν έχει κάποια χρήσιμη τιμή και για αυτό πρέπει να είναι 0. Όμως στον πίνακα περιέχεται πληροφορία για τον αριθμό των bits του «υπόλοιπου» (διαφορά του μεγέθους του entire code και του prefix) στη σειρά των bits που ακολουθούν το prefix και από αυτό θα υπολογιστεί η ανακατασκευή της λέξης δεδομένων.

Παράδειγμα: Σειρά bits: 1110000000101 b

Η τιμή δεν περιέχεται εξολοκλήρου στον πίνακα Huffman 1. Έτσι χρησιμοποιούνται τα πρώτα 4 bits της σειράς των bits, αφού η δομή 6 του πίνακα τα έχει αυτά ως prefix code (το οποίο αφαιρείται για την ανακατασκευή της λέξης) και στην συνέχεια μεταφερόμαστε στον πίνακα Huffman 2 (Πίνακας 4.8).

No. of code structures	number of bits		table mode	base value	prefix code (in bits)
	entire code	prefix			
1	1	1	1	0	0
2	3	3	1	1	100
3	3	3	1	-1	101
4	4	4	1	2	1100
5	4	4	1	-2	1101
6	4	4	0	2 (switch to Table 2)	1110
7	12	4	1	no entry (0), 8-bit original	1111

Πίνακας 4.7 Πίνακας Huffman 1

No. of code structures	number of bits		table mode	base value	prefix code (in bits)
	entire code	prefix			
1	9	1	1	no entry (0), 8-bit original	0
2	3	3	1	0	100
3	3	3	1	1	101
4	3	3	1	-1	110
5	3	3	0	1 (switch to Table 1)	111

Πίνακας 4.8 Πίνακας Huffman 2

Επειδή ο αριθμός των bits του prefix είναι μικρότερος από αυτόν του entire code ($9 > 1$), για την αποκωδικοποίηση χρησιμοποιείται το initial encoding.

Υπόλειμμα = Μήκος entire code – μήκος prefix = $9 - 1 = 8$ (δομή 1 του πίνακα Huffman 2). Έτσι τα 8 bits 00000101 θα χρησιμοποιηθούν για την ανακατασκευή της λέξης δεδομένων.

Για να συμπληρωθεί η λέξη δεδομένων (2 bytes), τα bits που λείπουν θα συμπληρωθούν με την τιμή του πιο σημαντικού bit του υπολείμματος, που σε αυτήν την περίπτωση είναι το 0.

Ανακατασκευασμένη λέξη: 00000000000000101 = 5.

Άρα, όταν υπάρχει η τιμή στον πίνακα Huffman 1 χρησιμοποιείται η Καθαρή κωδικοποίηση Huffman όπως περιγράφηκε στο υποκεφάλαιο 4.5.5. Όταν δεν υπάρχει η τιμή στον πίνακα Huffman 1 χρησιμοποιείται η Αρχική κωδικοποίηση Huffman και ο πίνακας Huffman 2 αν χρειαστεί, όπως περιγράφηκε στο υποκεφάλαιο 4.5.6.

4.5.7 Αποκωδικοποίηση με τους πίνακες Huffman

Διαδικασία Αποκωδικοποίησης

1. Επιλέγεται το 1ο bit της σειράς δεδομένων καθεμιάς από τις κωδικοποιημένες απαγωγές.
2. Συγκρίνεται με τον εξορισμού Πίνακα Huffman (Πίνακας 4.4) ή με Πίνακα Huffman 1 (Πίνακας 4.5).
3. Εάν βρεθεί ίσο με κάποιο prefix code:
 - a. Η ανάλογη τιμή θα αποθηκευτεί στα αποκωδικοποιημένα δεδομένα. Η τιμή αυτή είναι η base value στην περίπτωση της καθαρής κωδικοποίησης και το υπόλοιπο (διαφορά entire code με prefix) στην περίπτωση της αρχικής κωδικοποίησης.
 - b. Η σύγκριση συνεχίζεται με το επόμενο bit.
 - c. Επιπλέον αν αυτό το prefix code παραπέμπει σε κάποιον άλλο πίνακα Huffman, ο αρχικός πίνακας εγκαταλείπεται (όταν Table mode = 0) και η αποκωδικοποίηση συνεχίζεται στον νέο πίνακα του οποίου ο αριθμός διαβάζεται από το base value του υφιστάμενου πίνακα.
4. Αλλιώς:
 - a. Επιλέγονται για σύγκριση τα 2 πρώτα bits και αν χρειαστεί τα 3, 4 κτλ.
 - b. Επιστροφή στο 3.

Κεφάλαιο 5

Μεθοδολογία

5.1 Γλώσσες και εργαλεία προγραμματισμού	95
5.2 Επιλογή τρόπου κωδικοποίησης των ΗΚΓ δεδομένων	96
5.3 Αναμενόμενα αποτελέσματα	97
5.4 Περιγραφή Υλοποίησης Πρωτοκόλλου	97
5.5 Δενδροδιάγραμμα Βιβλιοθηκών	108

5.1 Γλώσσες και εργαλεία προγραμματισμού

Το εργαλείο που θα χρησιμοποιηθεί για την υλοποίηση της βιβλιοθήκης και συγκεκριμένα του πρωτοκόλλου SCP-ECG είναι το Microsoft Visual Studio 2010 Professional Edition.

Η κύρια γλώσσα προγραμματισμού που θα χρησιμοποιηθεί θα είναι η C++. Η γλώσσα αυτή είναι γενικής χρήσης, καθώς έχει φορητότητα για όλες τις πλατφόρμες και τα προγραμματιστικά περιβάλλοντα, είναι σχεδιασμένη να υποστηρίζει πολλά είδη προγραμματισμού (δομημένο, αντικειμενοστρεφή, γενικό) και είναι όσο το δυνατόν συμβατή με τη C, ώστε να διευκολύνει τη μετάβαση από τη C. Η C++ χρησιμοποιείται επίσης για το σχεδιασμό υλικού (hardware), όπου αρχικά ο σχεδιασμός περιγράφεται στην C++, μετά αναλύεται και τέλος περιορίζεται ώστε να δημιουργηθεί μια hardware description γλώσσα προγραμματισμού. Έτσι επιλέχθηκε ως γλώσσα προγραμματισμού για την κύρια υλοποίηση της βιβλιοθήκης αφού η C++ και συγκεκριμένα η Embedded C++ χρησιμοποιείται από την εταιρεία Texas Instrument από την οποία προμηθευτήκαμε το ADS1298R Development Kit και το οποίο θα χρησιμοποιήσουμε για την εξαγωγή ηλεκτροκαρδιογραφήματος από πραγματικό χρήστη. Περισσότερες πληροφορίες για αυτό θα περιγραφούν στην υποπαράγραφο 3.5.1. Ακόμα ένας λόγος για την επιλογή της C++ είναι ότι η γλώσσα προγραμματισμού της πλατφόρμας Arduino είναι C++ like. Η πλατφόρμα αυτή χρησιμοποιείται για προγραμματισμό σε ενσωματωμένα (embedded) συστήματα και στα πλαίσια αυτής της διπλωματικής εργασίας θα προγραμματίσουμε σε αυτή μικρά προγράμματα που θα μας βοηθήσουν σε

μελλοντικό στάδιο να προγραμματίσουμε το ενσωματωμένο σύστημα που θα επισυναφτεί σε φορέσιμη συσκευή (π.χ. φανέλα).

Για τη δημιουργία των γραφικών παραστάσεων του ηλεκτροκαρδιογραφήματος θα χρησιμοποιηθεί το εργαλείο προγραμματισμού MATLAB R2011a. Συγκεκριμένα μέσω του εργαλείου αυτού θα επεξεργαστούμε αρχεία τύπου .dat. και .atr, που προσφέρονται στη MIT-BIH Arrhythmia Database. Μετά την επεξεργασία των αρχείων αυτών με χρήση της γλώσσας προγραμματισμού Matlab θα δίνονται ως έξοδος αρχεία τύπου .txt, τα οποία θα χρησιμοποιηθούν για την κωδικοποίηση. Μετά την κωδικοποίηση τους το αρχείο που θα παράγεται μετά την αποκωδικοποίηση καθώς και το αρχείο πριν την κωδικοποίηση θα μεταφέρονται στο MATLAB R2011a, και μέσω των γραφικών παραστάσεων, που μπορούμε να επεξεργαστούμε με χρήση της γλώσσας προγραμματισμού Matlab και άλλων δυνατοτήτων του εργαλείου, θα μπορούμε να συμπεράνουμε αν πριν τη κωδικοποίηση και μετά την αποκωδικοποίηση υπήρξαν απώλειες δεδομένων.

5.2 Επιλογή τρόπου κωδικοποίησης των ΗΚΓ δεδομένων

Για την υλοποίηση της κωδικοποίησης/αποκωδικοποίησης έχει επιλεγθεί ο πρώτος τρόπος συμπίεσης των ΗΚΓ δεδομένων που αναφέρεται στην υποπαράγραφο 4.4.4., δηλαδή η συμπίεση με κωδικοποίηση εντροπίας (entropy) κατά Huffman. Βάση της βιβλιογραφίας [44] και όπως αναφέρεται στην υποπαράγραφο 4.4.4, αυτή η συμπίεση των δεδομένων θα είναι μικρή (συνήθως μικρότερη από 2:1). Όμως προτιμήθηκε από τους άλλους τρόπους συμπίεσης των δεδομένων επειδή ιδιαίτερα σε αντίθεση με τον τρίτο τρόπο συμπίεσης (high compression) δεν απαιτεί συγκεκριμένη ανάλυση της κυματομορφής του ECG. Επιπρόσθετα το high compression χρειάζεται υπολογιστική ισχύ, η οποία είναι μεγάλη για φορέσιμη συσκευή κι έτσι αυξάνει τόσο το κόστος της συσκευής όσο και το βάρος και την κατανάλωση σε ενέργεια. Επίσης η συμπίεση με κωδικοποίηση εντροπίας (entropy) κατά Huffman που επιλέχθηκε, επιτρέπει την ακριβή ανακατασκευή του ΗΚΓ σήματος, δηλαδή η συμπίεση που προκύπτει είναι lossless, σε αντίθεση με το high compression που είναι lossy.

5.3 Αναμενόμενα αποτελέσματα

Τα αποτελέσματα που αναμένονται όσον αφορά το λόγο συμπίεσης είναι κοντά στο 2:1, αφού βάση της βιβλιογραφίας [44] και όπως αναφέρεται στην υποπαράγραφο 4.4.4, η συμπίεση με κωδικοποίηση εντροπίας (entropy) κατά Huffman είναι συνήθως μικρότερη από 2:1. Το μέσο τετραγωνικό σφάλμα και η απόλυτη διαφορά των αρχικών με τις αποκωδικοποιημένες τιμές αναμένεται να είναι σχεδόν μηδενικά, δηλαδή να μην υπάρχουν απώλειες μετά την αποκωδικοποίηση του ηλεκτροκαρδιογραφήματος. Τέλος, και βάση των πιο πάνω, οι γραφικές παραστάσεις αναμένεται να είναι πανομοιότυπες με μικρές διαφορές μεταξύ των αρχικών και των αποκωδικοποιημένων τιμών και σε ελάχιστα σημεία κατά τη διάρκεια του ηλεκτροκαρδιογραφήματος.

5.4 Περιγραφή Υλοποίησης Πρωτοκόλλου

5.3.1 Τύποι αρχείων που χρησιμοποιήθηκαν

α) Αρχεία κωδικοποίησης- αποκωδικοποίησης

Τα αρχεία εισόδου (τύπου .txt) που χρησιμοποιήθηκαν για την κωδικοποίηση πάρθηκαν από τη MIT-BIH Arrhythmia Database και περιέχουν 60000 μετρήσεις από δυο απαγωγές (30000 μετρήσεις από την καθεμιά). Τα ονόματα των απαγωγών που χρησιμοποιήθηκαν για τις μετρήσεις σε κάθε αρχείο αναφέρονται στο αντίστοιχο .hea αρχείο που παρέχεται από το MIT-BIH Arrhythmia Database, καθώς και στα υποκεφάλαια των αποτελεσμάτων 6.2 και 6.4.1.

Αντίστοιχα το αρχείο εξόδου - binary file (ιδίου μεγέθους ή λίγο μεγαλύτερου λόγω μεγαλύτερης ακρίβειας μετά την κανονικοποίηση) είναι της ίδια μορφής με τα αρχεία εισόδου της MIT-BIH Arrhythmia Database.

Τα πιο πάνω αρχεία είναι της μορφής:

Beat από απαγωγή 1, Beat από απαγωγή 2

και αυτό επαναλαμβάνεται για όλες τις μετρήσεις (30000 για κάθε απαγωγή).

β) Αρχεία με στοιχεία ασθενή και άλλες πληροφορίες

Τα αρχεία εισόδου που χρησιμοποιήθηκαν είναι τύπου .txt και το ένα ονομάζεται patient_data και περιλαμβάνει τα στοιχεία των ασθενών.

Πιο συγκεκριμένα περιλαμβάνουν το ονοματεπώνυμο του ασθενή, τον αριθμό της πολιτικής του ταυτότητας, την ηλικία του, την ημερομηνία γεννήσεως του, το ύψος και το βάρος του ασθενή, το φύλο του, τη λίστα φαρμάκων (κώδικας κλάσης φαρμακού,

κωδικός φαρμάκου, επιπλέον περιγραφή), τον αύξων αριθμό του ηλεκτροκαρδιογραφήματος και το ιατρικό ιστορικό του.

Η δομή του αρχείου αυτού είναι όπως φαίνεται πιο κάτω:

Σχετικά με την Παράγραφο 1:

First_name:(Όνομα ασθενή)

Surname:(Επώνυμο ασθενή)

ID_number:(Αριθμός Πολιτικής Ταυτότητας)

Age:(Ηλικία ασθενή)

Birthdate:(Ημερομηνία γεννήσεως)

Height(cm):(Υψος σε cm)

Weight(kg):(Βάρος σε kg)

Sex:(Φύλο – F: Θήλυ, M: Άρρεν)

Drugs:(Αριθμός φαρμάκων)-(δείκτης ύπαρξης πίνακα κωδικών των φαρμάκων)

{(Λίστα φαρμάκων)}

Κωδικός κλάσης φαρμάκου-Κωδικός φαρμάκου-Επιπλέον περιγραφή φαρμάκου }

ECG_sequence_number: (Αύξων αριθμό του ηλεκτροκαρδιογραφήματος)

Medical_History:(Ιατρικό ιστορικό)

Σχετικά με την Παράγραφο 3:

Number_of_Leads: (Αριθμός απαγωγών)

{(Λίστα απαγωγών)}

Κωδικός απαγωγής-Αριθμός της αρχής του δείγματος- Αριθμός του τέλους του δείγματος }

5.3.2 Υλοποίηση πρωτοκόλλου SCP-ECG

Η υλοποίηση του πρωτοκόλλου έγινε σε γλώσσα C++, όπως αναφέρθηκε και στην υποπαράγραφο 5.1 και υλοποιήθηκε βάση της περιγραφής των παραγράφων που παρέχεται σε εγχειρίδια τα οποία βρίσκονται στην ιστοσελίδα του OpenECG [39].

5.3.2.1 Μέγεθος αρχείου (Record length)

Ο χρήστης της βιβλιοθήκης μετά την εκτέλεση της συνάρτησης της βιβλιοθήκης που αφορά την κωδικοποίηση μπορεί να εντοπίσει το μέγεθος του δυαδικού αρχείου, που περιέχει τα δεδομένα που κωδικοποιήθηκαν και να το γράψει ως τιμή για την ανάλογη σταθερά (RECORD_LENGTH).

5.3.2.2 Υπολογισμός CRC (Cyclic Redundancy Check) Checksum

Στην περίπτωση που θέλουμε να βρούμε το CRC Checksum ενός αρχείου που περιέχει χαρακτήρες (π.χ. το κωδικοποιημένο αρχείο), αρχικά διαβάζουμε τους χαρακτήρες από το αρχείο και μετά από κατάλληλη επεξεργασία, τους μετατρέπουμε σε δυαδικές τιμές και τους αποθηκεύουμε σε ένα πίνακα χαρακτήρων.

Στην περίπτωση που θέλουμε να βρούμε το CRC Checksum ενός αρχείου που περιέχει πραγματικούς αριθμούς (π.χ. το αρχείο πριν την κωδικοποίηση ή το αποκωδικοποιημένο αρχείο), αρχικά διαβάζουμε του αριθμούς, τους μετατρέπουμε σε δυαδικές τιμές και τις αποθηκεύουμε, ώστε μετά να τις αποθηκεύσουμε όλες μαζί σε ένα πίνακα χαρακτήρων.

Στη συνέχεια υπολογίζουμε το CRC Checksum του πίνακα χαρακτήρων.

Πρώτα υπολογίζουμε το υπόλοιπό κάθε δυνατού διαιρετέου, ώστε μετά να γίνεται πιο γρήγορα ο υπολογισμός του CRC Checksum.

Πιο συγκεκριμένα εκτελούμε modulo-2 διαίρεση για κάθε bit του διαιρετέου. Δηλαδή:

- Αν το most significant bit (msb) είναι ίσον με 1, τότε εκτελούμε τη λογική πράξη XOR μεταξύ του υπολοίπου (remainder) και του διαιρέτη (στην περίπτωση μας είναι το polynomial), κάνουμε αριστερή μετατόπιση (left shift) του υπολοίπου και αποθηκεύουμε το αποτέλεσμα στο υπόλοιπο. Επειδή το bit που μετατοπίζεται είναι ίσον με 0, δεν υπάρχει απώλεια πληροφορίας.
- Αν το most significant bit (msb) είναι ίσον με 0, κάνουμε αριστερή μετατόπιση (left shift) του υπολοίπου και αποθηκεύουμε το αποτέλεσμα στο υπόλοιπο.
- Αποθηκεύουμε το υπόλοιπο σε ένα κοινό πίνακα που περιέχονται τα υπόλοιπα όλων των δυνατών διαιρετέων.

Ακολούθως, διαιρούμε το διαιρετέο με το διαιρέτη (byte by byte) χρησιμοποιώντας τη λογική πράξη XOR και με αριστερή μετατόπιση του υπολοίπου. Αξίζει να σημειωθεί ότι η αρχική τιμή του υπολοίπου είναι ίση με μια σταθερά (INITIAL_REMAINDER), ώστε σε περίπτωση που ο διαιρετέος αρχίζει με μηδενικά, το υπόλοιπο θα περιέχει μηδενικά μέχρι το πρώτο ένα να μετατοπιστεί από το διαιρετέο στο υπόλοιπο.

Όμως υπάρχει περίπτωση, ένα χαμένο ή επιπλέον μηδενικό να μην εντοπιστεί από το CRC, έτσι θέτουμε ένα αρχικό μη μηδενικό υπόλοιπο για να αποφύγουμε το πιο πάνω πρόβλημα.

Πριν επιστραφεί το CRC , εκτελούμε τη λογική πράξη XOR μεταξύ του υπολοίπου και της σταθεράς FINAL_XOR_VALUE, που υπάρχει για παρόμοιο λόγο που υπάρχει η σταθερά INITIAL_REMAINDER, που αναφέραμε πιο πάνω.

POLYNOMIAL	0x1021
INITIAL_REMAINDER	0xFFFF
FINAL_XOR_VALUE	0x0000
REFLECT_DATA	FALSE
REFLECT_REMAINDER	FALSE
CHECK_VALUE	0x29B1

Πίνακας 5.1 CCITT Standard CRC Checksum

Στον πίνακα 5.1, περιέχονται κάποιες σταθερές για το CCITT Standard CRC Checksum. Η χρησιμότητα των σταθερών INITIAL_REMAINDER και FINAL_XOR_VALUE αναφέρθηκε πιο πάνω.

Το POLYNOMIAL αποτελεί το διαιρέτη και το CHECK_VALUE είναι το τελικό CRC και υπάρχει στον πίνακα για επιβεβαίωση ότι το αρχείο είναι ορθό.

Όσον αφορά τις σταθερές REFLECT_DATA και REFLECT_REMAINDER χρησιμοποιούνται από κάποια πρωτόκολλα (π.χ. CRC-16, CRC-32). Όταν οι σταθερές αυτές είναι ίσες με TRUE τότε πρέπει να συμπεριληφθεί ο κώδικας, που αντιστρέφει τη σειρά των bytes μέσα στο διαιρετέο (message) και/ή στο τελικό υπόλοιπο. Ο λόγος που γίνεται αυτό είναι επειδή αρκετές υλοποιήσεις του CRC στο επίπεδο του υλικού (hardware) εκτελούν αυτή την αντιστροφή.

5.3.2.3 Υλοποίηση Παραγράφου 0 (Pointer Section)

Την παράγραφο αυτή τη χρησιμοποιούμε για να καλούμε τις υπόλοιπες παραγράφους του πρωτοκόλλου. Συγκεκριμένα, θεώρησα υποχρεωτικές τις παραγράφους 1, 2 και 3, έτσι καλούνται πάντοτε χωρίς να ερωτηθεί ο χρήστης αν χρειάζονται και αν υπάρχουν κάποια δεδομένα που αφορούν τις παραγράφους αυτές. Αυτή η επιλογή έγινε επειδή οι παράγραφοι 1 και 3 παίρνουν τα δεδομένα από το αρχείο patient_data.txt του οποίου τη δομή αναφέρθηκε στην υποπαράγραφο 5.3.1 και η παράγραφος 2 υλοποιεί την κωδικοποίηση η οποία είναι απαραίτητη. Όσον αφορά τις άλλες παραγράφους,

εμφανίζεται μήνυμα στην οθόνη προς το χρήστη αν υπάρχουν δεδομένα για τη συγκεκριμένη παράγραφο και αν ναι (δηλαδή πληκτρολογεί 1), «τρέχει» η ανάλογη συνάρτηση και εμφανίζονται τα αποτελέσματα, αν όχι (δηλαδή πληκτρολογεί 0) προχωρεί παρακάτω.

Θα ήθελα να σημειώσω ότι στις άλλες παραγράφους έχουν αρχικοποιηθεί μόνο κάποιες μεταβλητές που αφορούν κάθε παράγραφο αλλά δεν έχει υλοποιηθεί κάτι περισσότερο, αφού είναι προαιρετικές. Κάθε χρήστης της βιβλιοθήκης, μπορεί να συμπληρώσει το μέρος του κώδικα που επιθυμεί σε περίπτωση που θέλει να χρησιμοποιεί κάποιες από τις παραγράφους 4-11.

5.3.2.4 Υλοποίηση Παραγράφου 1 (Header)

Στην παράγραφο αυτή διαβάζουμε τα δεδομένα από αρχείο .txt που έχει τη μορφή που περιγράψαμε στο υποκεφάλαιο 5.3.1 (Μέχρι το Medical_History). Συγκεκριμένα προσπερνούμε τον υπότιτλο κάθε στοιχείου (π.χ. First_name:) και αποθηκεύουμε το στοιχείο του ασθενή, που ακολουθεί τον υπότιτλο σε πίνακα χαρακτήρων μήκους ανάλογου του στοιχείου. Επιπλέον γίνονται οι απαραίτητοι έλεγχοι, ώστε τα στοιχεία να είναι έγκυρα.

Στην περίπτωση της λίστας των φαρμάκων, χρησιμοποιούμε τη δομή vector της γλώσσας C++ για να αποθηκεύουμε τα φάρμακα του ασθενή, δηλαδή κάθε φάρμακο και οι πληροφορίες του (τύπου struct) αποθηκεύονται σε ένα node και το οποίο στη συνέχεια προστίθεται στη λίστα των φαρμάκων του ασθενή.

Τα στοιχεία του ασθενή και η λίστα των φαρμάκων τυπώνονται για σκοπούς debugging όταν έχει οριστεί η ανάλογη σταθερά DEBUG_PATIENT_DATA.

Όλα τα στοιχεία που αναφέρθηκαν στο υποκεφάλαιο 5.3.1 είναι απαραίτητο να βρίσκονται στο αρχείο.

5.3.2.5 Υλοποίηση Παραγράφου 2 (Huffman encoding/decoding – Compression algorithm)

Huffman encoding (Αν υπάρχει αρχείο)

Διαβάζουμε το αρχείο εισόδου που περιέχει τα ECG δεδομένα και η μορφή του περιγράφηκε στην υποπαράγραφο 5.3.1 και αποθηκεύουμε τα δεδομένα αυτά στη δομή map της γλώσσας C++.

Στη συνέχεια γίνεται η κανονικοποίηση των πραγματικών αριθμών. Βρίσκουμε τον ελάχιστο και μέγιστο αριθμό που για κάθε μηχανή είναι σταθερό για να τους χρησιμοποιήσουμε στην κανονικοποίηση και να περιορίσουμε το εύρος των αριθμών από το -32767 μέχρι το 32768 (16 bits), αφού αυτό είναι το μέγιστο εύρος που προϋποθέτει ο εξορισμού πίνακας Huffman του πρωτοκόλλου SCP-ECG. Κανονικοποιούμε τους αριθμούς $(\text{τιμή} * 32767) / (\text{μέγιστος} - \text{ελάχιστος})$ (αφού έχουμε τιμές από -32768 μέχρι 32767) και τους αποθηκεύουμε στη δομή map της C++. Το μέγιστο και ελάχιστο αριθμό που χρησιμοποιούνται στον τύπο της κανονικοποίησης πρέπει να τους προσδιορίσει ο χρήστης αλλάζοντας τις μεταβλητές MAX_VALUE και MIN_VALUE βάση του αρχείου που δίνει ως είσοδο για κωδικοποίηση.

Ακολούθως γίνεται η στρογγυλοποίηση των πραγματικών αριθμών σε ακέραιους αριθμούς και έπειτα η κωδικοποίηση τους.

Η κωδικοποίηση τους γίνεται ως ακολούθως. Διατρέχουμε το map που περιλαμβάνει τους στρογγυλοποιημένους αριθμούς και τους μετατρέπουμε σε δυαδικούς (binary). Δηλαδή, ελέγχο με ποια είναι η τιμή το υ base value που υπάρχει στο map και το αντικαθιστούμε με το αντίστοιχο prefix code του. Αυτό το υλοποιούμε αποθηκεύοντας κάθε 32 αριθμούς (bits) μέσα σε ένα πίνακα 32 θέσεων (αν γεμίσει και ακόμα δεν ολοκληρώθηκε το prefix code του αριθμού χρησιμοποιούμε και ένα δεύτερο πίνακα του ίδιου μεγέθους) και όταν ο πίνακας γεμίσει, τον αποθηκεύουμε σε ένα δυαδικό (binary) αρχείο. Πριν αποθηκεύσουμε τα 32 bits στο αρχείο τυγχάνουν κάποιας επεξεργασίας και μέσα από αυτήν κάθε 8 bits μετατρέπονται σε χαρακτήρα ο οποίος αποθηκεύεται στο αρχείο. Δηλαδή, για κάθε 32 bits αποθηκεύουμε 4 χαρακτήρες στο αρχείο. Έτσι, αδειάζουμε τον πίνακα (ή το γεμίζο με με το δεύτερο πίνακα αν αυτός περιέχει στοιχεία) και η διαδικασία συνεχίζεται μέχρι να φτάσουμε στο τέλος του map, δηλαδή να έχουν τύχει επεξεργασίας όλοι οι κανονικοποιημένοι και στρογγυλοποιημένοι αριθμοί που ήταν αποθηκευμένοι σε αυτό.

Huffman encoding (Αν δεν υπάρχει αρχείο)

Μας δίνεται ως είσοδος ένα ECG δεδομένο (πραγματικός αριθμός) και γίνεται η κανονικοποίηση του με χρήση της ακόλουθης εξίσωσης: $(\text{τιμή} * 32767) / (\text{μέγιστος} - \text{ελάχιστος})$ (αφού έχουμε τιμές από -32768 μέχρι 32767). Το μέγιστο και ελάχιστο αριθμό που χρησιμοποιούνται στο ν τύπο της κανονικοποίησης πρέπει να το η προσδιορίσει ο χρήστης αλλάζοντας τις μεταβλητές MAX_VALUE και MIN_VALUE.

Ακολουθώς γίνεται στρογγυλοποίηση του πραγματικού αυτού αριθμού σε ακέραιο αριθμό και μετά μετατρέπουμε τον στρογγυλοποιημένο αυτό αριθμό σε δυαδικό (binary). Δηλαδή, ελέγχουμε ποια είναι η τιμή του base value και το αντικαθιστούμε με το αντίστοιχο prefix code του και επιστρέφουμε το δυαδικό αριθμό για να τυπωθεί στην οθόνη.

Huffman decoding (Αν υπάρχει αρχείο)

Η αποκωδικοποίηση υλοποιήθηκε σε ξεχωριστή βιβλιοθήκη σε περίπτωση που χρειαστεί να χρησιμοποιηθεί χωρίς απαραίτητα και τη χρήση της κωδικοποίησης.

Κατά την αποκωδικοποίηση διαβάζουμε το δυαδικό αρχείο που είχε δώσει ως έξοδο η κωδικοποίηση. Παίρνουμε 4 χαρακτήρες κάθε φορά και για τον καθένα ακολουθούμε την εξής διαδικασία. Το μετατρέπουμε σε ακέραιο αριθμό και μετά βρίσκουμε τη binary τιμή του και αν ήταν αρνητικός αριθμός παίρνουμε τα 8 LSB της binary τιμής του. Αν ήταν θετικός αριθμός παίρνουμε την binary τιμή του ως έχει, εκτός στην περίπτωση που η binary τιμή έχει λιγότερα από 8 bits, τότε προσθέτουμε τον αντίστοιχο αριθμό μηδενικών μπροστά από τη binary τιμή. Στη συνέχεια προσθέτουμε τα 8 bits σε πίνακα όπου θα περιέχει 32 bits (4 χαρακτήρες). Ακολουθώς ψάχνουμε να βρούμε σε ποιο prefix code αντιστοιχίζεται η base value που έχουμε βάση του εξορισμού πίνακα Huffman του πρωτοκόλλου SCP-ECG. Τότε, αποθηκεύουμε σε έναν πίνακα το αντίστοιχο base value του. Σε περίπτωση που κάποια bits δεν είχαν κάποια αντιστοίχιση με κάποιο base value του πίνακα Huffman, τότε αποθηκεύονται σε ένα δεύτερο πίνακα και μετά προστίθενται μπροστά από την επόμενη binary τιμή που θα παραχθεί από το αρχείο που διαβάζουμε. Στη συνέχεια κανονικοποιούμε χρησιμοποιώντας τον ελάχιστο και μέγιστο αριθμό που έχουμε ως σταθερές (τιμή* (μέγιστος - ελάχιστος) / 32767(αφού έχουμε τιμές από -32768 μέχρι 32767)) και ταυτόχρονα αποθηκεύουμε τις κανονικοποιημένες τιμές, οι οποίες αποτελούν τις αποκωδικοποιημένες τιμές, μέσα σε δυαδικό αρχείο εξόδου με χρήση της ανάλογης ακρίβειας στα δεκαδικά ψηφία. Το μέγιστο και ελάχιστο αριθμό που χρησιμοποιούνται στον τύπο της κανονικοποίησης πρέπει να τους προσδιορίσει ο χρήστης αλλάζοντας τις μεταβλητές MAX_VALUE_DEC και MIN_VALUE_DEC βάση του αρχείου που δίνει ως είσοδο για αποκωδικοποίηση.

Huffman decoding (Αν δεν υπάρχει αρχείο)

Η αποκωδικοποίηση υλοποιήθηκε σε ξεχωριστή βιβλιοθήκη σε περίπτωση που χρειαστεί να χρησιμοποιηθεί χωρίς απαραίτητα και τη χρήση της κωδικοποίησης.

Κατά την αποκωδικοποίηση παίρνουμε το δυαδικό αριθμό που είχε δώσει ως έξοδο η κωδικοποίηση ή κάποιο άλλο δυαδικό αριθμό που δίνει ο χρήστης για μετατροπή σε πραγματικό αριθμό. Ελέγχουμε μέχρι να αντιστοιχίσουμε τον αριθμό αυτό με κάποιο από τα prefix code του εξορισμού πίνακα Huffman του πρωτοκόλλου SCP-ECG. Τότε, αποθηκεύουμε το αντίστοιχο base value του. Στη συνέχεια κανονικοποιούμε τον αριθμό χρησιμοποιώντας τον ελάχιστο και μέγιστο αριθμό που έχουμε ως σταθερές (τιμή* (μέγιστος - ελάχιστος) / 32767(αφού έχουμε τιμές από -32768 μέχρι 32767)) για να το μετατρέψουμε σε πραγματικό αριθμό και το επιστρέφουμε για να τυπωθεί στην οθόνη.

5.3.2.6 Υλοποίηση Παραγράφου 3 (ECG lead definition)

Στην παράγραφο αυτή διαβάζουμε τα δεδομένα από αρχείο .txt που έχει τη μορφή που περιγράψαμε στο υποκεφάλαιο 5.3.1 (Αρχίζοντας από το Number_of_Leads – δηλαδή αγνοούμε τις υπόλοιπες ετικέτες). Συγκεκριμένα προσπερνούμε τον υπότιτλο κάθε στοιχείου από την ετικέτα Number_of_Leads και μετά (όπως περιγράψαμε και στο υποκεφάλαιο 5.3.2.4) και αποθηκεύουμε το στοιχείο του ασθενή, που ακολουθεί τον υπότιτλο σε πίνακα χαρακτήρων μήκους ανάλογου του στοιχείου. Επιπλέον γίνονται οι απαραίτητοι έλεγχοι, ώστε τα στοιχεία να είναι έγκυρα.

Στην περίπτωση της λίστας των απαγωγών του ηλεκτροκαρδιογράφου (ECG leads), χρησιμοποιούμε τη δομή vector της γλώσσας C++ για να τα αποθηκεύουμε, δηλαδή κάθε απαγωγή και οι πληροφορίες της (τύπου struct) αποθηκεύονται σε ένα node, το οποίο στη συνέχεια προστίθεται στη λίστα των απαγωγών του ηλεκτροκαρδιογράφου.

Ο αριθμός των απαγωγών και η λίστα των απαγωγών τυπώνονται για σκοπούς debugging όταν έχει οριστεί η ανάλογη σταθερά DEBUG_ECG_LEADS_INFO.

Όλα τα στοιχεία που αναφέρθηκαν στο υποκεφάλαιο 5.3.1 είναι απαραίτητο να βρίσκονται στο αρχείο.

5.3.2.7 Υλοποίηση Παραγράφου 4 (QRS locations)

Όπως αναφέρθηκε και στο υποκεφάλαιο 5.3.2.3 οι παράγραφοι 4-11 δεν είναι υλοποιημένοι εξ ολοκλήρου, αφού είναι προαιρετικές. Επιπλέον η παράγραφος αυτή

υλοποιείται μόνο στην περίπτωση που χρησιμοποιείται “high compression” για την κωδικοποίηση των ECG δεδομένων.

Συγκεκριμένα στην παράγραφο αυτή αρχικοποιήθηκε ο αριθμός των QRS locations καθώς και μια λίστα για τα QRS locations (δομή vector της γλώσσας C++), δηλαδή κάθε περιοχή QRS και οι πληροφορίες της (τύπου struct - π.χ. beat type, QRS Onset κτλ) αποθηκεύονται σε ένα node, το οποίο στη συνέχεια προστίθεται στη λίστα.

Επίσης υλοποιήθηκαν συναρτήσεις get() για κάθε μεταβλητή, σε περίπτωση που κάποια άλλη κλάση χρειαστεί αυτές τις μεταβλητές.

Ο αριθμός των QRS locations καθώς και η λίστα που τις περιοχές των QRS και τις πληροφορίες τους τυπώνονται για σκοπούς debugging όταν έχει οριστεί η ανάλογη σταθερά DEBUG_QRS_LOCATIONS.

5.3.2.8 Υλοποίηση Παραγράφου 5 (Encoded reference beat data)

Όπως αναφέρθηκε και στο υποκεφάλαιο 5.3.2.3 οι παράγραφοι 4-11 δεν είναι υλοποιημένοι εξ ολοκλήρου, αφού είναι προαιρετικές. Επιπλέον η παράγραφος αυτή υλοποιείται μόνο στην περίπτωση που χρησιμοποιείται “high compression” για την κωδικοποίηση των ECG δεδομένων.

Συγκεκριμένα στην παράγραφο αυτή αρχικοποιήθηκαν οι μεταβλητές Amplitude value multiplier (AVM – χρήση στην ανακατασκευή των τιμών των κυματομορφών) και Sample Time Interval (Χρήση στην εύρεση της συχνότητας δειγματοληψίας), που παρέχουν πληροφορίες για τον τρόπο κωδικοποίησης των δεδομένων.

Επίσης υλοποιήθηκαν συναρτήσεις get() για κάθε μεταβλητή, σε περίπτωση που κάποια άλλη κλάση χρειαστεί αυτές τις μεταβλητές.

Οι μεταβλητές και Sample Time Interval τυπώνονται για σκοπούς debugging όταν έχει οριστεί η ανάλογη σταθερά DEBUG_REFERENCE_BEAT_DATA.

5.3.2.9 Υλοποίηση Παραγράφου 6 (Rhythm / Residual data)

Όπως αναφέρθηκε και στο υποκεφάλαιο 5.3.2.3 οι παράγραφοι 4-11 δεν είναι υλοποιημένοι εξ ολοκλήρου, αφού είναι προαιρετικές. Επιπλέον η παράγραφος αυτή υλοποιείται μόνο στην περίπτωση που τα ECG δεδομένα (κωδικοποιημένα ή όχι) θα μεταδοθούν.

Συγκεκριμένα στην παράγραφο αυτή αρχικοποιήθηκαν κάποιες μεταβλητές, που είτε διευκρινίζουν αν τα κωδικοποιημένα ECG δεδομένα είναι με αφαίρεση του κτύπου αναφοράς (reference beat subtraction => Rhythm data) ή χωρίς (=> Residual data), είτε παρέχουν πληροφορίες για τον τρόπο κωδικοποίησης των δεδομένων. Υπάρχει επίσης η επιλογή για κωδικοποίηση με ή χωρίς ψηφιακή δειγματοληψία.

Επίσης υλοποιήθηκαν συναρτήσεις get() για κάθε μεταβλητή, σε περίπτωση που κάποια άλλη κλάση χρειαστεί αυτές τις μεταβλητές.

Οι μεταβλητές που χρησιμοποιούνται στην παράγραφο αυτή τυπώνονται για σκοπούς debugging όταν έχει οριστεί η ανάλογη σταθερά DEBUG_RHYTHM_RESIDUAL_DATA.

5.3.2.10 Υλοποίηση Παραγράφου 7 (Global measurements)

Όπως αναφέρθηκε και στο υποκεφάλαιο 5.3.2.3 οι παράγραφοι 4-11 δεν είναι υλοποιημένοι εξ ολοκλήρου, αφού είναι προαιρετικές. Επιπλέον, απαραίτητο για την παράγραφο αυτή σε περίπτωση που θα υλοποιηθεί είναι ένας αλγόριθμος μέτρησης (measurement algorithm).

Συγκεκριμένα στην παράγραφο αυτή αρχικοποιήθηκαν κάποιες μεταβλητές, που αφορούν γενικές μετρήσεις (π.χ. average PP, Number of pacemaker spikes κτλ).

Επίσης υλοποιήθηκαν συναρτήσεις get() για κάθε μεταβλητή, σε περίπτωση που κάποια άλλη κλάση χρειαστεί αυτές τις μεταβλητές.

Οι μεταβλητές που χρησιμοποιούνται στην παράγραφο (γενικές μετρήσεις) αυτή τυπώνονται για σκοπούς debugging όταν έχει οριστεί η ανάλογη σταθερά DEBUG_GLOBAL_MEASUREMENTS.

5.3.2.11 Υλοποίηση Παραγράφου 8 (Textual diagnosis)

Όπως αναφέρθηκε και στο υποκεφάλαιο 5.3.2.3 οι παράγραφοι 4-11 δεν είναι υλοποιημένοι εξ ολοκλήρου, αφού είναι προαιρετικές. Επιπλέον, απαραίτητο για την παράγραφο αυτή σε περίπτωση που θα υλοποιηθεί είναι ένας αλγόριθμος ταξινόμησης των διαγνώσεων (diagnostic measurement algorithm).

Συγκεκριμένα στην παράγραφο αυτή αρχικοποιήθηκαν κάποιες μεταβλητές, που αφορούν την πλήρες διαγνωστική πρόταση (π.χ. Πληροφορίες για την κατάσταση της αναφοράς, ώρα και ημερομηνία δημιουργίας της αναφοράς κτλ).

Επίσης υλοποιήθηκαν συναρτήσεις `get()` για κάθε μεταβλητή, σε περίπτωση που κάποια άλλη κλάση χρειαστεί αυτές τις μεταβλητές.

Οι μεταβλητές που χρησιμοποιούνται στην παράγραφο αυτή τυπώνονται για σκοπούς debugging όταν έχει οριστεί η ανάλογη σταθερά `DEBUG_TEXTUAL_DIAGNOSIS`.

5.3.2.12 Υλοποίηση Παραγράφου 9 (Manufacturer Specific Diagnostic)

Όπως αναφέρθηκε και στο υποκεφάλαιο 5.3.2.3 οι παράγραφοι 4-11 δεν είναι υλοποιημένοι εξ ολοκλήρου, αφού είναι προαιρετικές.

Η παράγραφος αυτή περιλαμβάνει συγκεκριμένες πληροφορίες για τη διάγνωση οι οποίες αφορούν τον κατασκευαστή. Όμως δεν υλοποιήθηκε κάτι για την παράγραφο αυτή.

5.3.2.13 Υλοποίηση Παραγράφου 10 (Lead measurements)

Όπως αναφέρθηκε και στο υποκεφάλαιο 5.3.2.3 οι παράγραφοι 4-11 δεν είναι υλοποιημένοι εξ ολοκλήρου, αφού είναι προαιρετικές. Επιπλέον, απαραίτητο για την παράγραφο αυτή σε περίπτωση που θα υλοποιηθεί είναι ένας αλγόριθμος μέτρησης (measurement algorithm).

Συγκεκριμένα στην παράγραφο αυτή αρχικοποιήθηκε μια λίστα (δομή vector της γλώσσας C++) με τις μετρήσεις των απαγωγών (Lead measurements), δηλαδή οι πληροφορίες για κάθε μέτρηση μιας απαγωγής (τύπου struct - π.χ. Διάρκειες και διαστήματα, πλάτη των διαφόρων κυμάτων κτλ) αποθηκεύονται σε ένα node, το οποίο στη συνέχεια προστίθεται στη λίστα.

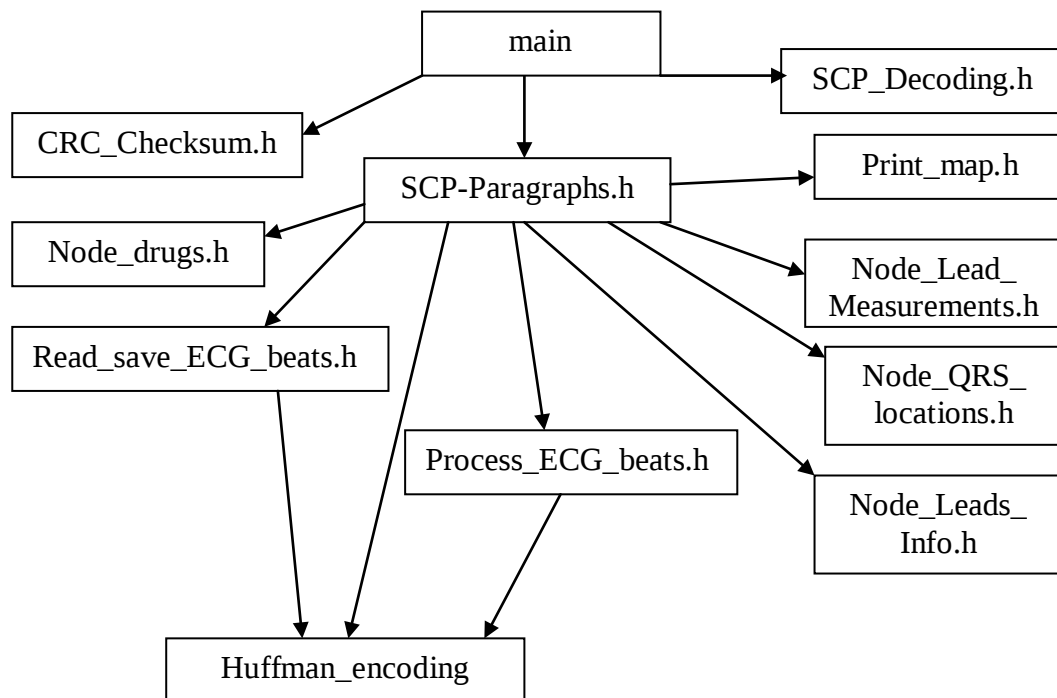
Επίσης υλοποιήθηκαν συναρτήσεις `get()` για κάθε μεταβλητή, σε περίπτωση που κάποια άλλη κλάση χρειαστεί αυτές τις μεταβλητές.

Η λίστα με τις πληροφορίες για τις μετρήσεις των τυπώνονται για σκοπούς debugging όταν έχει οριστεί η ανάλογη σταθερά `DEBUG_LEAD_MEASUREMENTS`.

5.3.2.14 Υλοποίηση Παραγράφου 11 (Universal statement codes)

Όπως αναφέρθηκε και στο υποκεφάλαιο 5.3.2.3 οι παράγραφοι 4-11 δεν είναι υλοποιημένοι εξ ολοκλήρου, αφού είναι προαιρετικές. Η παράγραφος αυτή περιλαμβάνει την πιο πρόσφατη ερμηνεία των δεδομένων, κωδικοποιημένη σύμφωνα με τους παγκόσμιους κωδικούς και κανόνες κωδικοποίησης. Όμως δεν υλοποιήθηκε κάτι για την παράγραφο αυτή.

5.5 Δενδροδιάγραμμα Βιβλιοθηκών



Σχήμα 5.1 Δενδροδιάγραμμα βιβλιοθηκών

5.4.1 Σύντομη περιγραφή βιβλιοθηκών

SCP-Paragraphs.h: Κεντρική βιβλιοθήκη η οποία συμπεριλαμβάνει όλες τις άλλες βιβλιοθήκες. Περιλαμβάνει συναρτήσεις που υλοποιούν τις 9 από τις 11 παραγράφους του SCP-ECG πρωτόκολλου, στις οποίες συμπεριλαμβάνεται και η κωδικοποίηση κατά Huffman (Huffman_encoding).

Node_drugs.h: Βιβλιοθήκη που περιλαμβάνει συναρτήσεις σχετικές με τον κόμβο της λίστας των φαρμάκων. Υλοποιήθηκε για χρήση στην Παράγραφο 1 του SCP-ECG πρωτόκολλου όπου παρέχονται πληροφορίες για τον ασθενή.

Node_Leads_Info.h: Βιβλιοθήκη που περιλαμβάνει συναρτήσεις σχετικές με τον κόμβο της λίστας των απαγωγών. Υλοποιήθηκε για χρήση στην Παράγραφο 3 του SCP-ECG πρωτόκολλου όπου παρέχονται πληροφορίες για τις απαγωγές.

Node_QRS_locations.h: Βιβλιοθήκη που περιλαμβάνει συναρτήσεις σχετικές με τον κόμβο της λίστας των περιοχών QRS. Υλοποιήθηκε για χρήση στην Παράγραφο 4 του SCP-ECG πρωτόκολλου.

Node Lead Measurements.h: Βιβλιοθήκη που περιλαμβάνει συναρτήσεις σχετικές με τον κόμβο της λίστας μετρήσεων των απαγωγών. Υλοποιήθηκε για χρήση στην Παράγραφο 10 του SCP-ECG πρωτόκολλου.

Read save ECG beats.h: Βιβλιοθήκη που περιλαμβάνει βοηθητικές συναρτήσεις σχετικές με το διάβασμα από το αρχείο (περιλαμβάνει τους κτύπους από το ηλεκτροκαρδιογράφημα) που δίνεται για κωδικοποίηση (π.χ. μέτρημα αριθμών, αποθήκευση, εκτύπωση). Χρησιμοποιείται σε περίπτωση που δίνεται αρχείο και δεν παίρνουμε τα στοιχεία ένα-ένα από την πλακέτα-μηχάνημα.

Process ECG beats.h: Βιβλιοθήκη που περιλαμβάνει βοηθητικές συναρτήσεις σχετικές με την επεξεργασία (κωδικοποίηση κατά Huffman) των αριθμών που διαβάσαμε προηγουμένως από το αρχείο που δίνεται για κωδικοποίηση (π.χ. στρογγυλοποίηση αριθμών -κτύπων ηλεκτροκαρδιογραφήματος-, κανονικοποίηση). Χρησιμοποιείται και σε περίπτωση που δίνεται αρχείο, αλλά και όταν παίρνουμε τα στοιχεία ένα-ένα από την πλακέτα-μηχάνημα.

Print map.h: Βιβλιοθήκη που περιλαμβάνει συναρτήσεις για εκτύπωση των maps με ακέραιες ή πραγματικές τιμές.

CRC Checksum.h: Βιβλιοθήκη που υπολογίζει το CRC Checksum ενός αρχείου. Υποστηρίζει υπολογισμό για αρχεία που περιέχουν πραγματικούς αριθμούς (π.χ. το αρχείο πριν την κωδικοποίηση και μετά την αποκωδικοποίηση), αλλά και υπολογισμό για δυαδικά αρχεία που περιέχουν χαρακτήρες (π.χ. το αρχείο μετά την κωδικοποίηση). Καθώς μπορεί να γίνει και χωρίς να προηγηθεί απαραίτητα η διαδικασία της κωδικοποίησης είναι ανεξάρτητη από τις υπόλοιπες βιβλιοθήκες.

SCP Decoding.h: Βιβλιοθήκη που περιλαμβάνει συναρτήσεις σχετικές με την αποκωδικοποίηση των δεδομένων (τα οποία τα παίρνουμε από ένα binary αρχείο ή από το χρήστη). Ουσιαστικά είναι η αντίστροφη διαδικασία της κωδικοποίησης κατά Huffman. Καθώς μπορεί να γίνει και χωρίς να προηγηθεί απαραίτητα η διαδικασία της κωδικοποίησης είναι ανεξάρτητη από τις υπόλοιπες βιβλιοθήκες.

Κεφάλαιο 6

Αποτελέσματα

6.1 Δομή Αποτελεσμάτων	110
6.2 Γραφικές Παραστάσεις αρχικών και αποκωδικοποιημένων σημάτων ηλεκτροκαρδιογραφήματος	111
6.3 Μετρικές αποτελεσματικότητας	128
6.4 Αποτελέσματα μετρικών	130

6.1 Δομή Αποτελεσμάτων

Στο κεφάλαιο αυτό θα παρουσιασθούν τα αποτελέσματα ως γραφικές παραστάσεις, αλλά και ως στατιστικές μετρικές αποτελεσματικότητας για σύγκριση μεταξύ των αρχικών, των κωδικοποιημένων και των αποκωδικοποιημένων σημάτων ηλεκτροκαρδιογραφήματος. Τα αποτελέσματα αυτά τα πήραμε με χρήση των λογισμικών Matlab (γραφικές παραστάσεις) και Microsoft Office Excel 2007 (στατιστικές μετρικές αποτελεσματικότητας). Στο υποκεφάλαιο 6.2 θα παρουσιασθούν οι γραφικές παραστάσεις για κάποια από τα αρχεία εισόδου, τα οποία βρήκαμε από το MIT-BIH Arrhythmia Database για σύγκριση μεταξύ των αρχικών και αποκωδικοποιημένων σημάτων ηλεκτροκαρδιογραφήματος. Επίσης θα δοθούν κάποια δεδομένα σχετικά με τα χαρακτηριστικά του ασθενή που πάσχηκε το ηλεκτροκαρδιογράφημα. Στο υποκεφάλαιο 6.3 θα περιγραφούν οι στατιστικές μετρήσεις αποτελεσματικότητας που χρησιμοποιήθηκαν για τη σύγκριση των σημάτων του ηλεκτροκαρδιογραφήματος. Στο υποκεφάλαιο 6.4 θα παρουσιασθούν σε πίνακα τα αποτελέσματα των μετρικών και θα δοθούν και για τα υπόλοιπα αρχεία, για τα οποία δεν παραθέσαμε γραφική στο υποκεφάλαιο 6.2, τα χαρακτηριστικά του ασθενή που πάσχηκε το ηλεκτροκαρδιογράφημα.

6.2 Γραφικές Παραστάσεις αρχικών και αποκωδικοποιημένων σημάτων ηλεκτροκαρδιογραφήματος

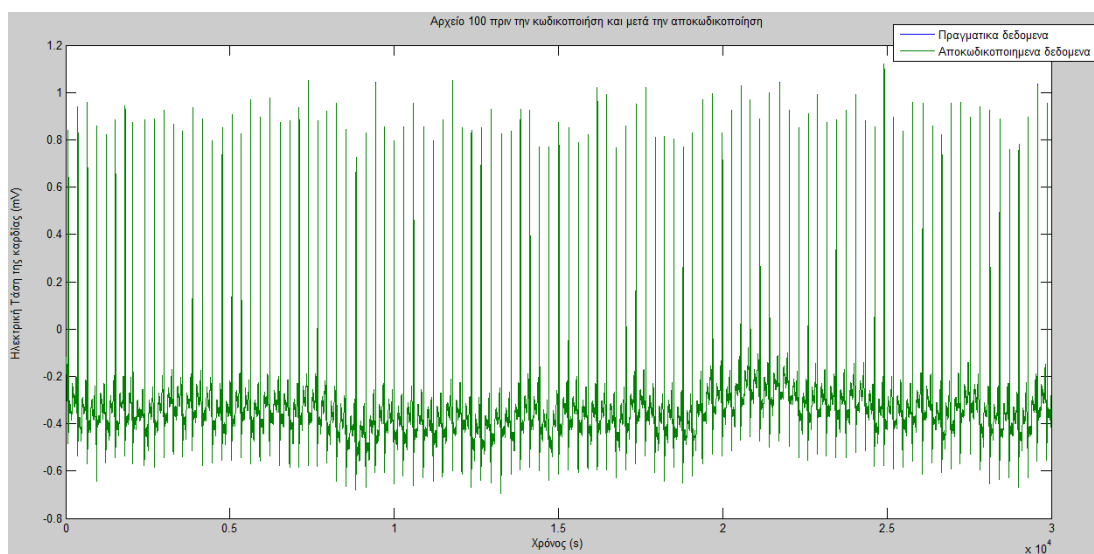
6.2.1 Στιγμιότυπα γραφικών παραστάσεων για το αρχείο 100

Αρχείο 100 – Χαρακτηριστικά Ασθενή

Ηλικία: 69, Φύλο: Άρρεν, Φάρμακα: Aldomet, Inderal, Απαγωγές: MLII, V5

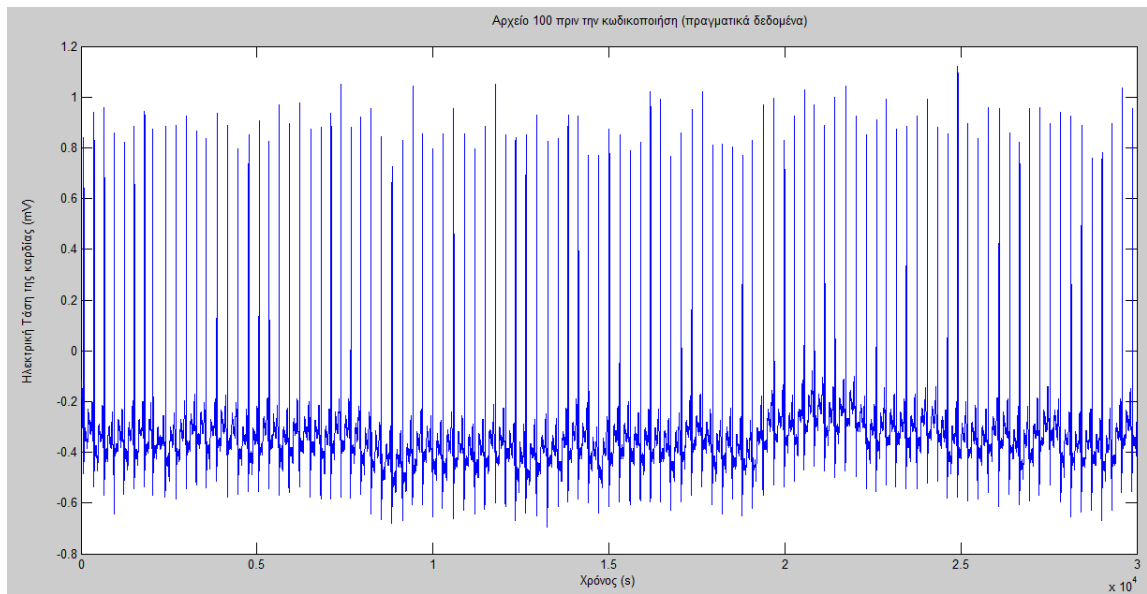
Σήμα 1

Αρχείο 100 πριν την κωδικοποίηση και μετά την αποκωδικοποίηση



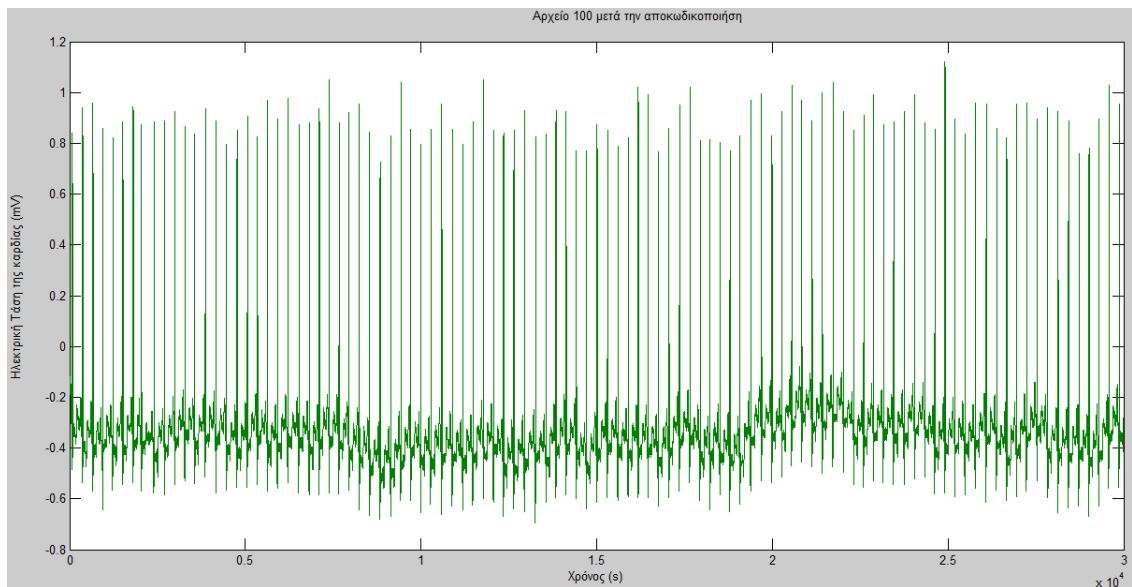
Σχήμα 6.1 Γραφική Παράσταση αρχείου 100 πριν την κωδικοποίηση και μετά την αποκωδικοποίηση

Αρχείο 100 πριν την κωδικοποίηση (πραγματικά δεδομένα)



Σχήμα 6.2 Γραφική Παράσταση αρχείου 100 πριν την κωδικοποίηση

Αρχείο 100 μετά την αποκωδικοποίηση

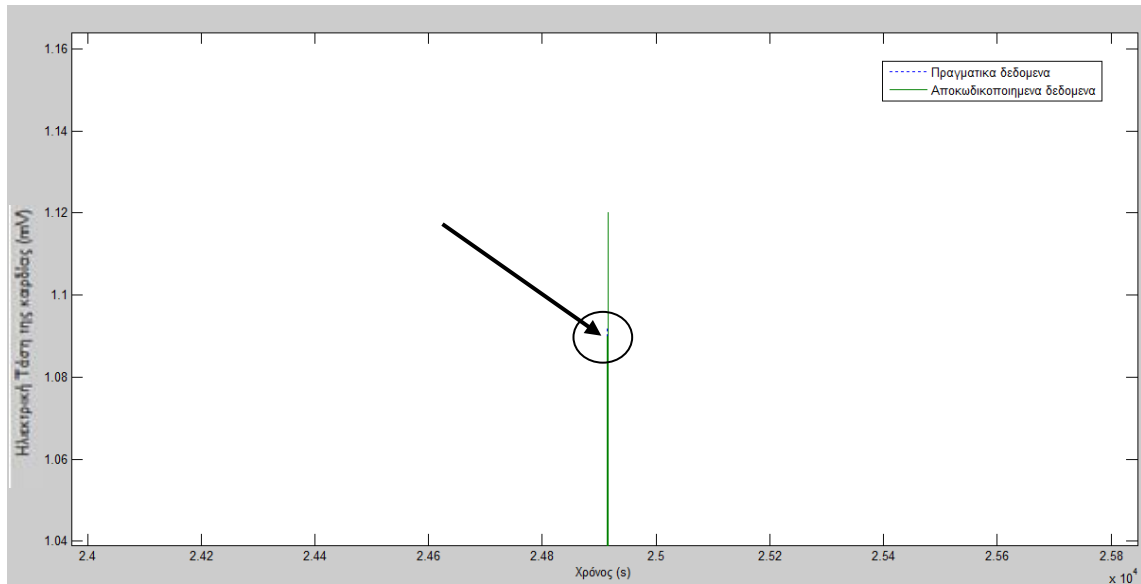


Σχήμα 6.3 Γραφική Παράσταση αρχείου 100 μετά την αποκωδικοποίηση

Αρχείο 100

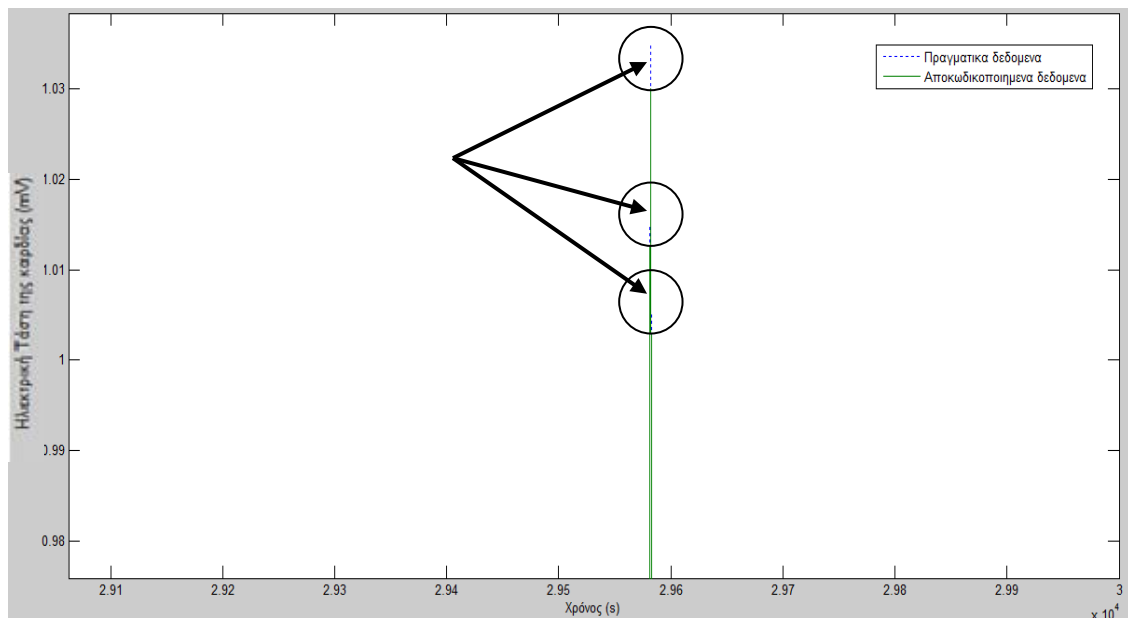
Διαφορές μεταξύ των πραγματικών και των αποκωδικοποιημένων δεδομένων

Διαφορά 1



Σχήμα 6.4 Γραφική Παράσταση αρχείου 100 με διαφορές μεταξύ των πραγματικών και των αποκωδικοποιημένων δεδομένων

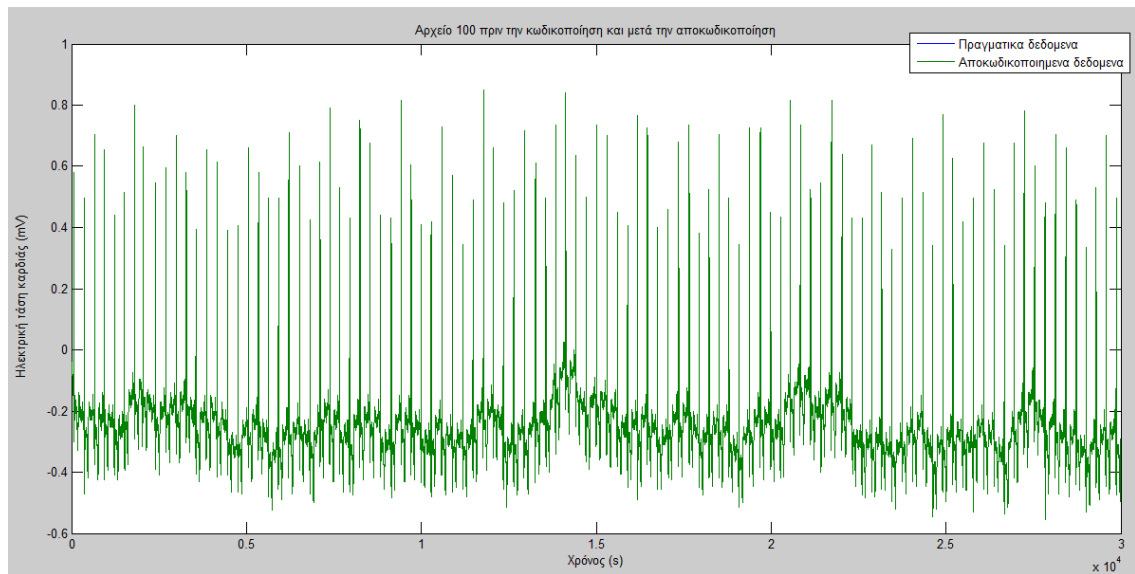
Διαφορά 2



Σχήμα 6.5 Γραφική Παράσταση αρχείου 100 με διαφορές μεταξύ των πραγματικών και των αποκωδικοποιημένων δεδομένων

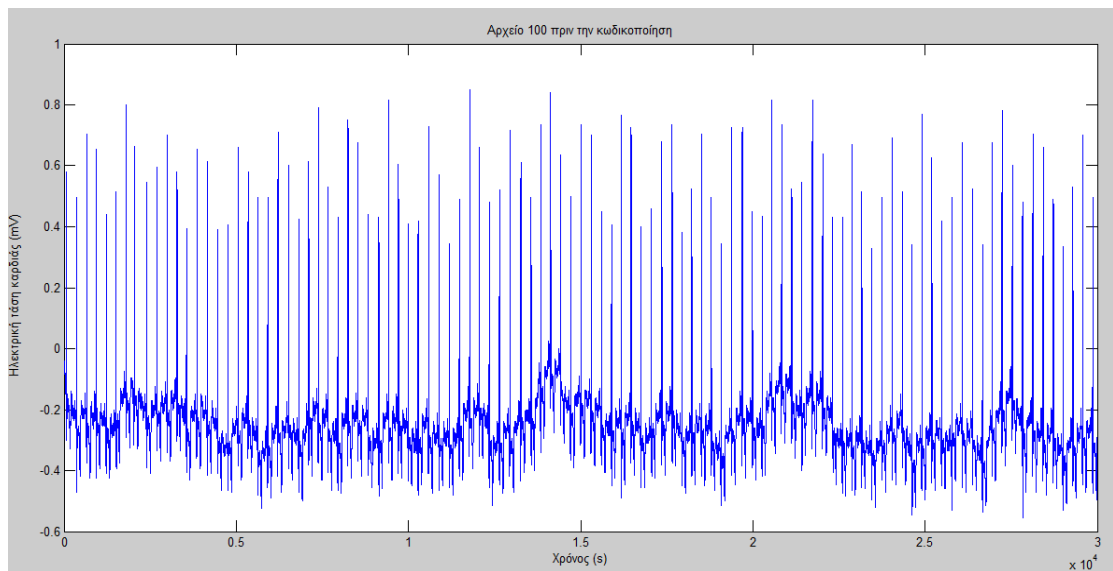
Σήμα 2

Αρχείο 100 πριν την κωδικοποίηση και μετά την αποκωδικοποίηση



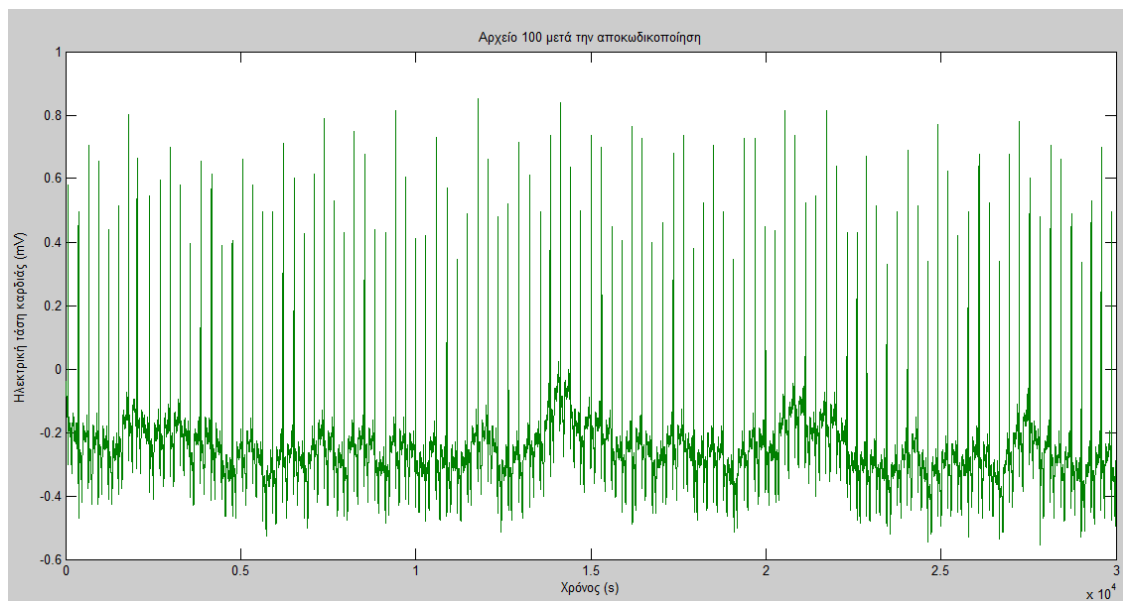
Σχήμα 6.6 Γραφική Παράσταση αρχείου 100 πριν την κωδικοποίηση και μετά την αποκωδικοποίηση

Αρχείο 100 πριν την κωδικοποίηση (πραγματικά δεδομένα)



Σχήμα 6.7 Γραφική Παράσταση αρχείου 100 πριν την κωδικοποίηση

Αρχείο 100 μετά την αποκωδικοποίηση

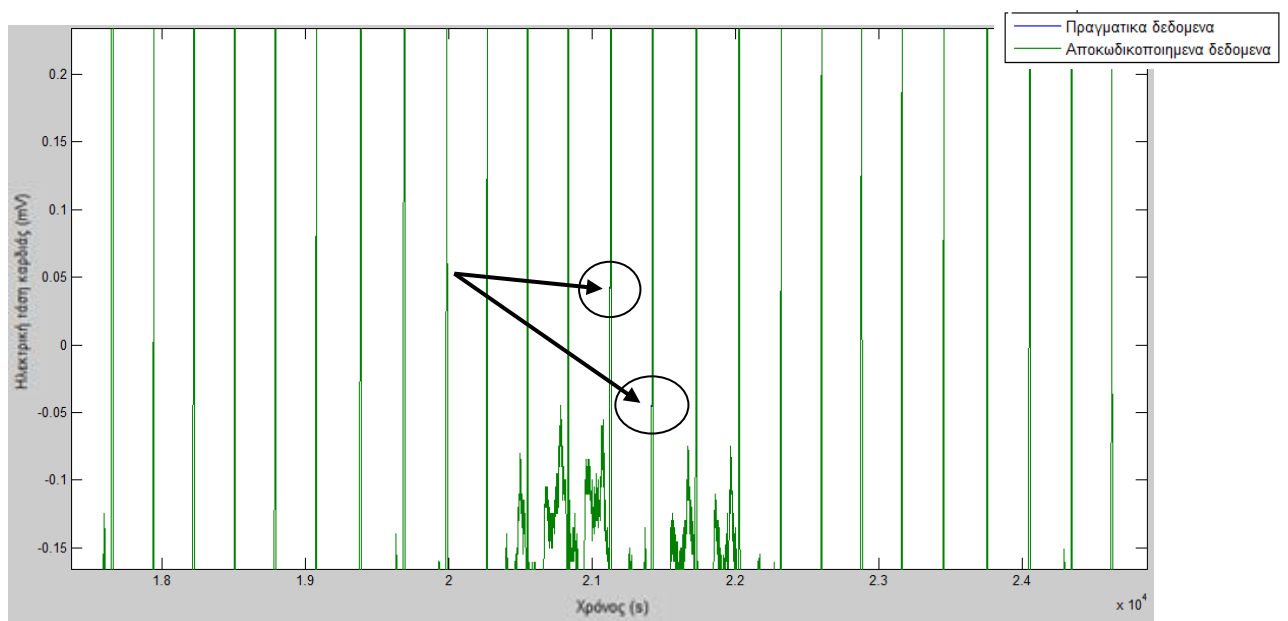


Σχήμα 6.8 Γραφική Παράσταση αρχείου 100 μετά την αποκωδικοποίηση

Αρχείο 100

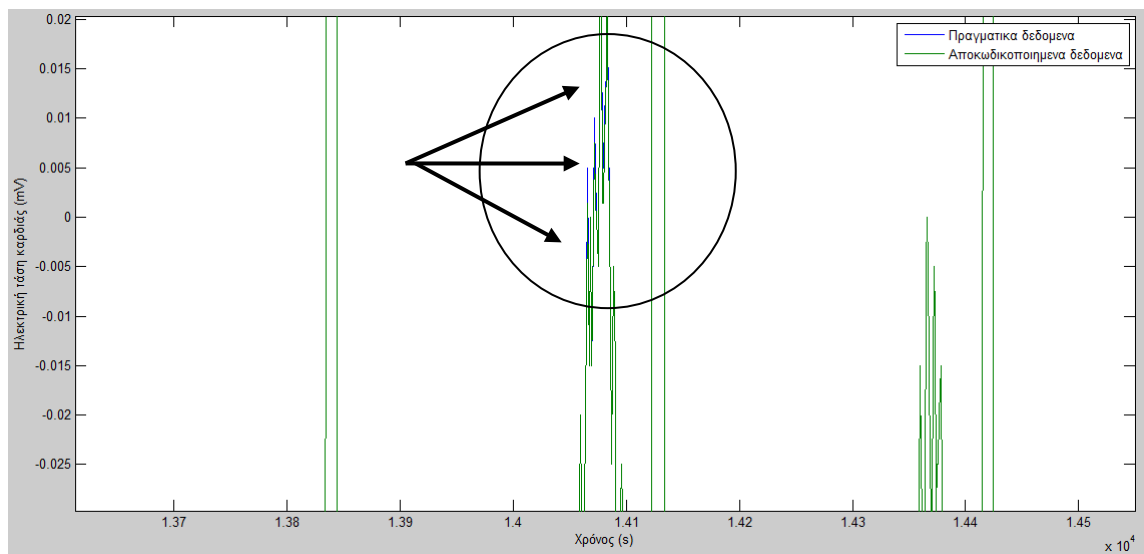
Διαφορές μεταξύ των πραγματικών και των αποκωδικοποιημένων δεδομένων

Διαφορά 1



Σχήμα 6.9 Γραφική Παράσταση αρχείου 100 με διαφορές μεταξύ των πραγματικών και των αποκωδικοποιημένων δεδομένων

Διαφορά 2



Σχήμα 6.10 Γραφική Παράσταση αρχείου 100 με διαφορές μεταξύ των πραγματικών και των αποκωδικοποιημένων δεδομένων

Σχολιασμός Γραφικών Παραστάσεων

Στις γραφικές παραστάσεις των σχημάτων 6.1, 6.2, 6.3 (σήμα 1) και αντίστοιχα των σχημάτων 6.6, 6.7, 6.8 (σήμα 2) φαίνονται οι πραγματικές τιμές της ηλεκτρικής τάσης της καρδιάς του ασθενή ανά δευτερόλεπτο, καθώς και οι αντίστοιχες αποκωδικοποιημένες τιμές. Στα σχήματα 6.1 και αντίστοιχα 6.6 φαίνονται και οι δυο τιμές μαζί, ενώ στα σχήματα 6.2 (6.7 αντίστοιχα) και 6.3 (6.8 αντίστοιχα) απεικονίζονται ξεχωριστά.

Στις γραφικές παραστάσεις των σχημάτων 6.4 (6.9 αντίστοιχα) και 6.6 (6.10 αντίστοιχα) έχει γίνει μεγέθυνση σε κάποιες τιμές που παρατηρήθηκαν διαφορές μεταξύ των πραγματικών και των αποκωδικοποιημένων τιμών. Όπως φαίνεται και από τις γραφικές αυτές, οι διαφορές βρίσκονται σε ελάχιστα σημεία του ηλεκτροκαρδιογραφήματος και η διαφορά είναι κάτω από 5%, όπως παρατηρήθηκε μέσα από μελέτη που έγινε με χρήση του λογισμικού Microsoft Office Excel 2007. Για αυτό και οι διαφορές δεν είναι εμφανείς στις γραφικές των σχημάτων 6.1, 6.2, 6.3 και 6.6, 6.7, 6.8 αντίστοιχα που είναι χωρίς μεγέθυνση. Οι διαφορές αυτές ίσως να οφείλονται στην κανονικοποίηση που γίνεται πριν την τελική αποκωδικοποίηση των τιμών.

6.2.2 Στιγμιότυπα γραφικών παραστάσεων για το αρχείο 111

Αρχείο 111 – Χαρακτηριστικά Ασθενή

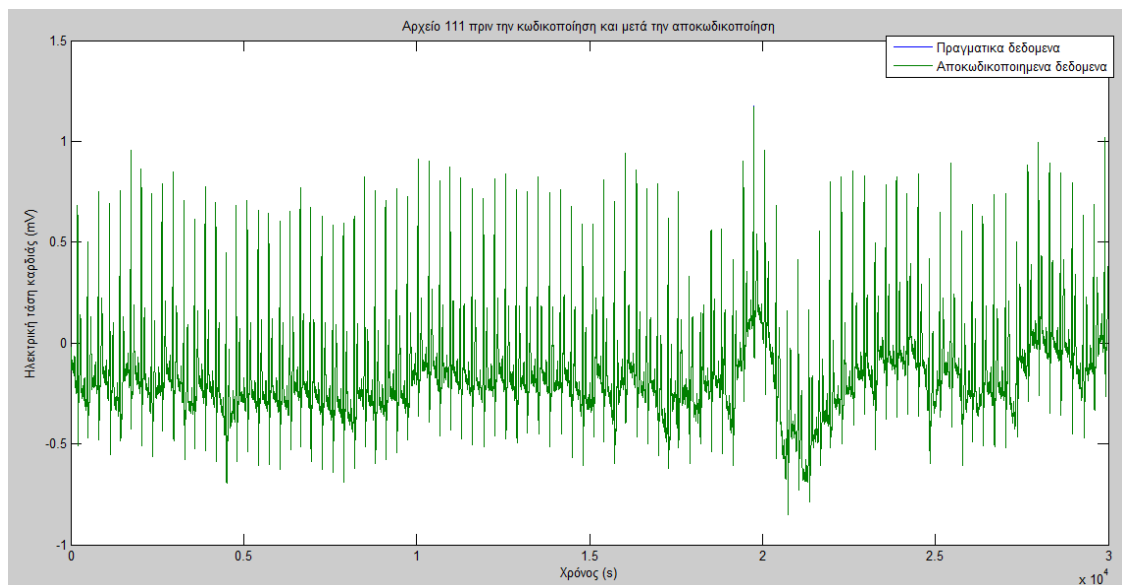
Ηλικία: 47 ετών, Φύλο: Θήλυ, Φάρμακα: Digoxin, Lasix, Απαγωγές: MLII, V1

Επίσης στο ηλεκτροκαρδιογράφημα της καρδιάς του ασθενή παρουσιάζεται κολποκοιλιακός αποκλεισμός πρώτου βαθμού. Όπως αναφέρθηκε και στο υποκεφάλαιο 2.2 ο φλεβόκομβος βηματοδοτεί την καρδιά με 50-100 παλμούς ανά λεπτό. Μετά τον φλεβόκομβο το ερέθισμα μέσω του ερεθισματοαγωγού συστήματος κατευθύνεται προς τις κοιλίες. Η βλάβη που μπορεί να παρουσιαστεί σε κάποιο σημείο του ερεθισματοαγωγικού συστήματος ονομάζεται κολποκοιλιακός αποκλεισμός, κατά τον οποίο μπορεί να εμφανισθεί βραδυκαρδία. Όταν ο κολποκοιλιακός αποκλεισμός είναι πρώτου βαθμού σημαίνει ότι στο ηλεκτροκαρδιογράφημα καταγράφεται παράταση του PR διαστήματος.

Γενικά όμως, όπως αναφέρεται στο .hea του αρχείου αυτού, η ποιότητα του ηλεκτροκαρδιογραφήματος στη συγκεκριμένη περίπτωση χαρακτηρίζεται ως εξαιρετική.

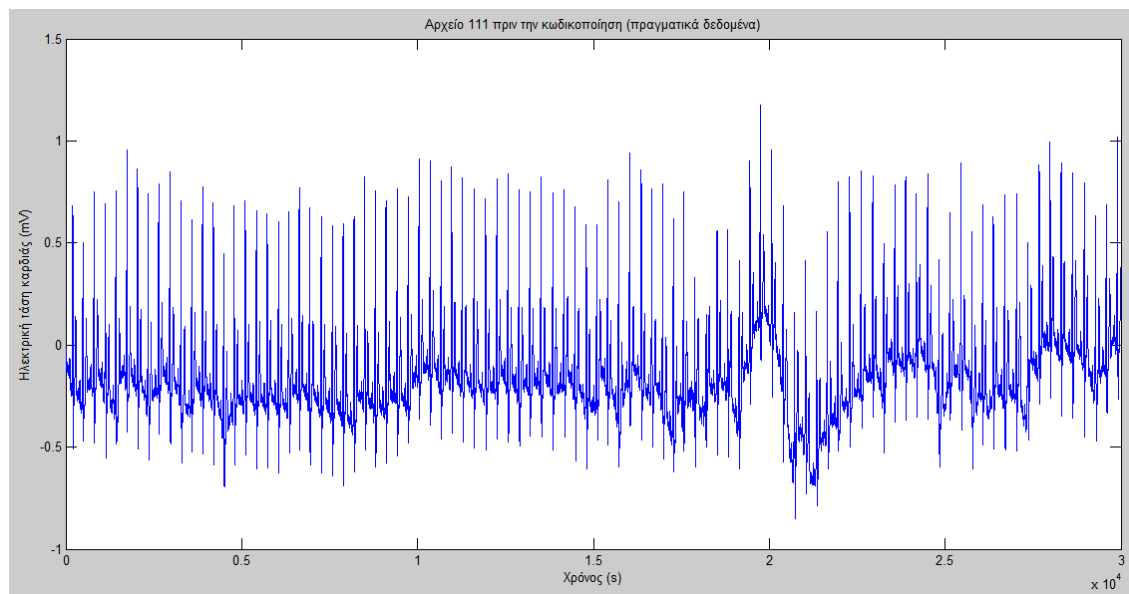
Σήμα 1

Αρχείο 111 πριν την κωδικοποίηση και μετά την αποκωδικοποίηση



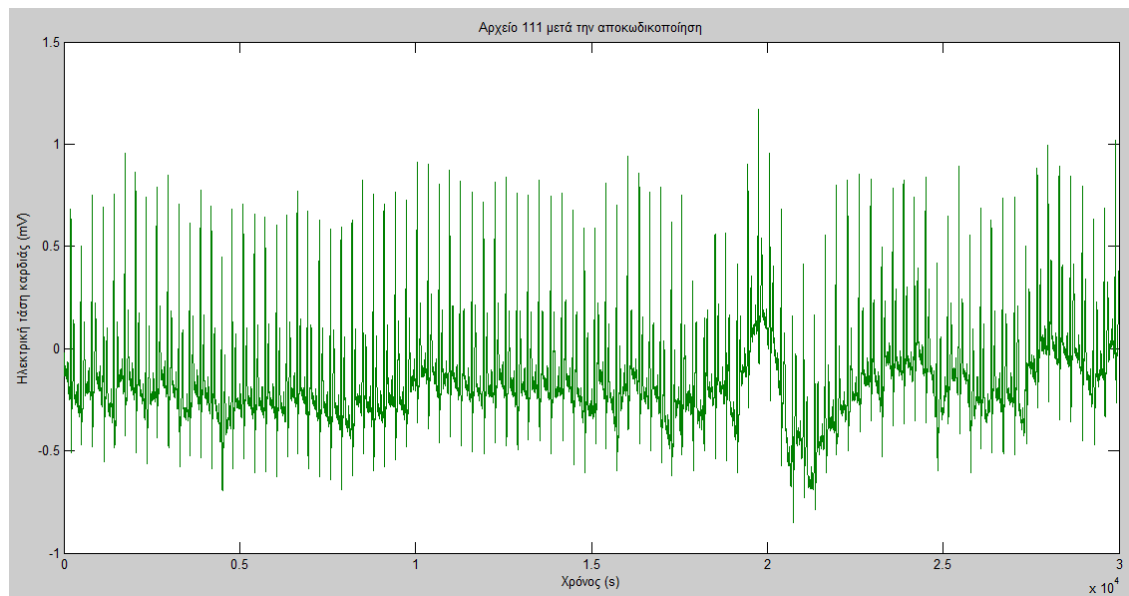
Σχήμα 6.11 Γραφική Παράσταση αρχείου 111 πριν την κωδικοποίηση και μετά την αποκωδικοποίηση

Αρχείο 111 πριν την κωδικοποίηση (πραγματικά δεδομένα)



Σχήμα 6.12 Γραφική Παράσταση αρχείου 111 πριν την κωδικοποίηση

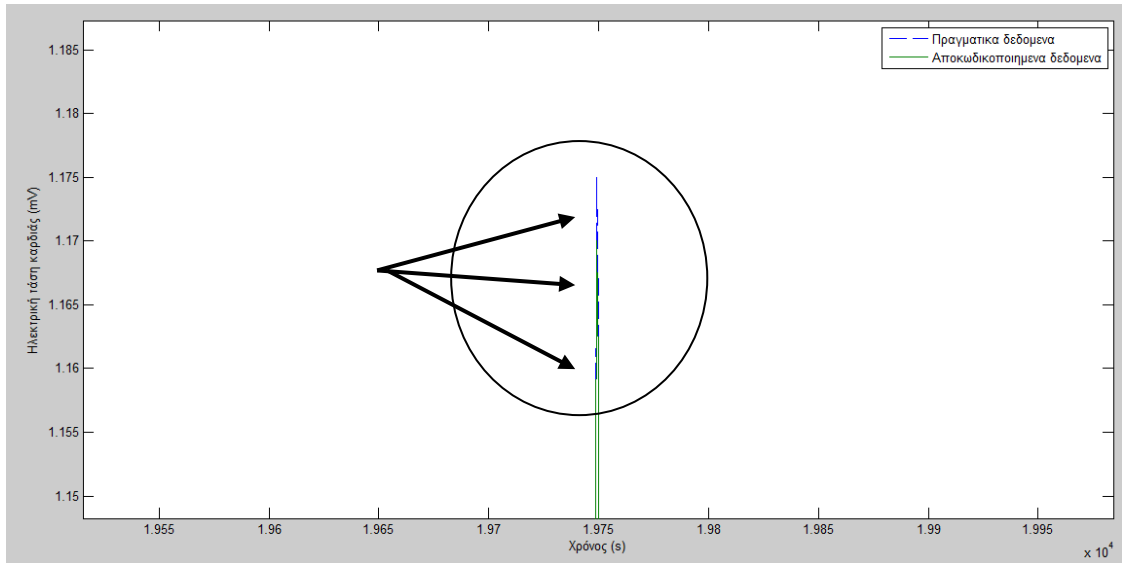
Αρχείο 111 μετά την αποκωδικοποίηση



Σχήμα 6.13 Γραφική Παράσταση αρχείου 111 μετά την αποκωδικοποίηση

Αρχείο 111

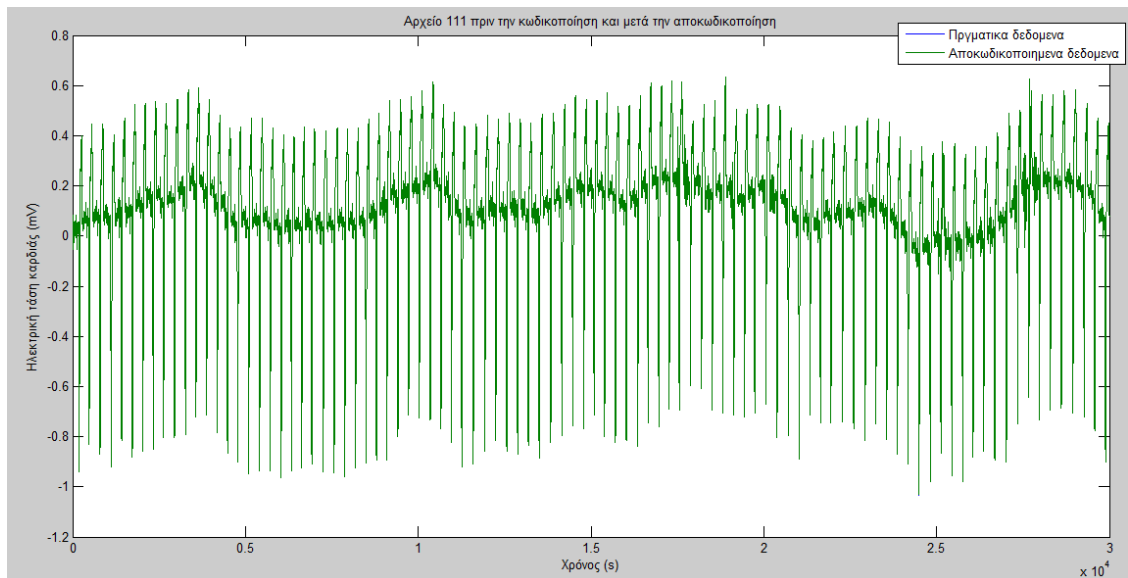
Διαφορές μεταξύ των πραγματικών και των αποκωδικοποιημένων δεδομένων



Σχήμα 6.14 Γραφική Παράσταση αρχείου 111 με διαφορές μεταξύ των πραγματικών και των αποκωδικοποιημένων δεδομένων

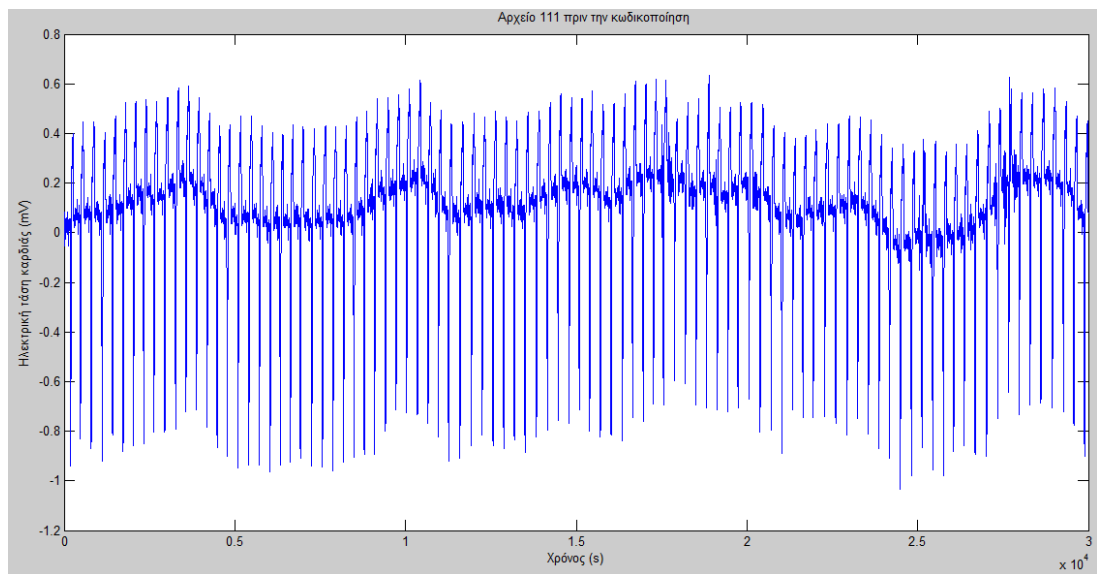
Σήμα 2

Αρχείο 111 πριν την κωδικοποίηση και μετά την αποκωδικοποίηση



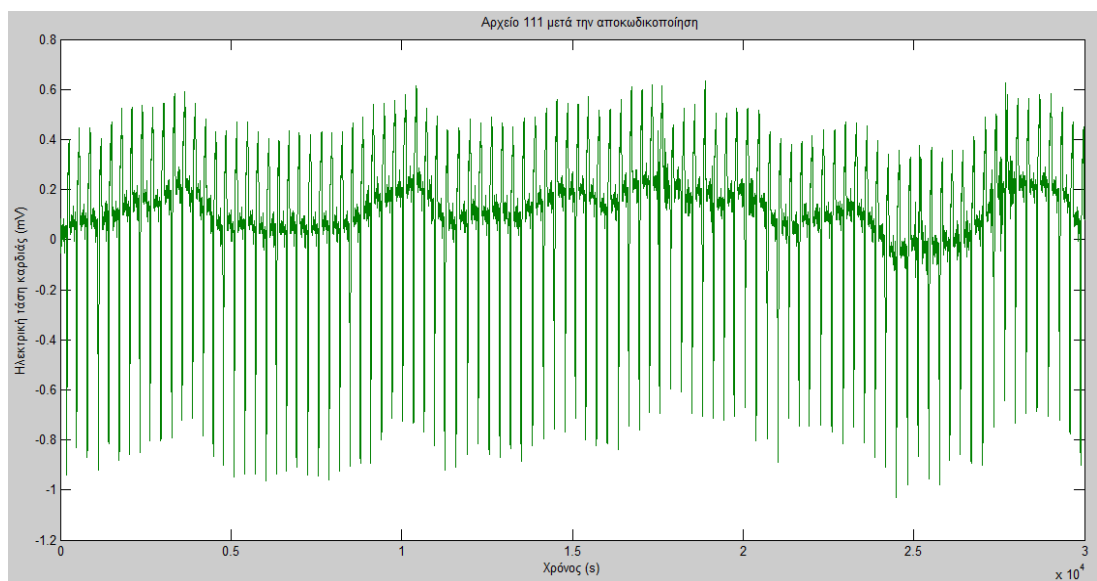
Σχήμα 6.15 Γραφική Παράσταση αρχείου 111 πριν την κωδικοποίηση και μετά την αποκωδικοποίηση

Αρχείο 111 πριν την κωδικοποίηση



Σχήμα 6.16 Γραφική Παράσταση αρχείου 111 πριν την κωδικοποίηση

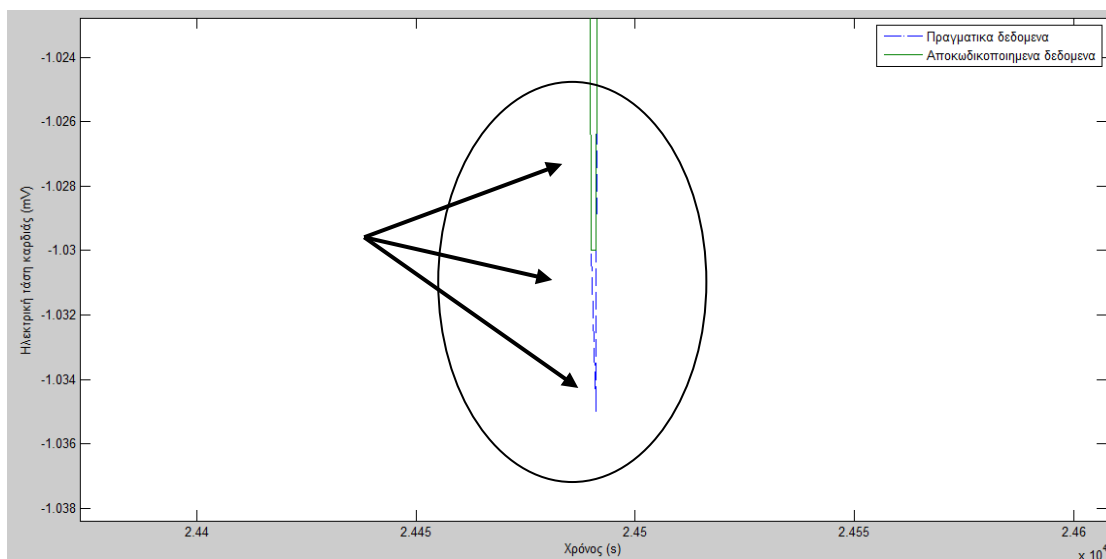
Αρχείο 111 μετά την αποκωδικοποίηση



Σχήμα 6.17 Γραφική Παράσταση αρχείου 111 μετά την αποκωδικοποίηση

Αρχείο 111

Διαφορές μεταξύ των πραγματικών και των αποκωδικοποιημένων δεδομένων



Σχήμα 6.18 Γραφική Παράσταση αρχείου 111 με διαφορές μεταξύ των πραγματικών και των αποκωδικοποιημένων δεδομένων

Σχολιασμός Γραφικών Παραστάσεων

Στις γραφικές παραστάσεις των σχημάτων 6.11, 6.12, 6.13 (σχήμα 1) και αντίστοιχα των σχημάτων 6.16, 6.16, 6.17 (σχήμα 2) φαίνονται οι πραγματικές τιμές της ηλεκτρικής τάσης της καρδιάς του ασθενή ανά δευτερόλεπτο, καθώς και οι αντίστοιχες αποκωδικοποιημένες τιμές. Στα σχήματα 6.11 και αντίστοιχα 6.16 φαίνονται και οι δυο τιμές μαζί, ενώ στα σχήματα 6.12 (6.1 αντίστοιχα) και 6.13 (6.17 αντίστοιχα) απεικονίζονται ξεχωριστά.

Στις γραφικές παραστάσεις των σχημάτων 6.14 (6.18 αντίστοιχα) έχει γίνει μεγέθυνση σε κάποιες τιμές που παρατηρήθηκαν διαφορές μεταξύ των πραγματικών και των αποκωδικοποιημένων τιμών. Όπως φαίνεται και από τις γραφικές αυτές, οι διαφορές βρίσκονται σε ελάχιστα σημεία του ηλεκτροκαρδιογραφήματος και η διαφορά είναι 5% και κάτω, όπως παρατηρήθηκε μέσα από μελέτη που έγινε με χρήση του λογισμικού Microsoft Office Excel 2007. Για αυτό και οι διαφορές δεν είναι εμφανείς στις γραφικές των σχημάτων 6.11, 6.12, 6.13 και 6.16, 6.16, 6.17 αντίστοιχα που είναι χωρίς μεγέθυνση. Οι διαφορές αυτές ίσως να οφείλονται στην κανονικοποίηση που γίνεται πριν την τελική αποκωδικοποίηση των τιμών.

6.2.3 Στιγμιότυπα γραφικών παραστάσεων για το αρχείο 214

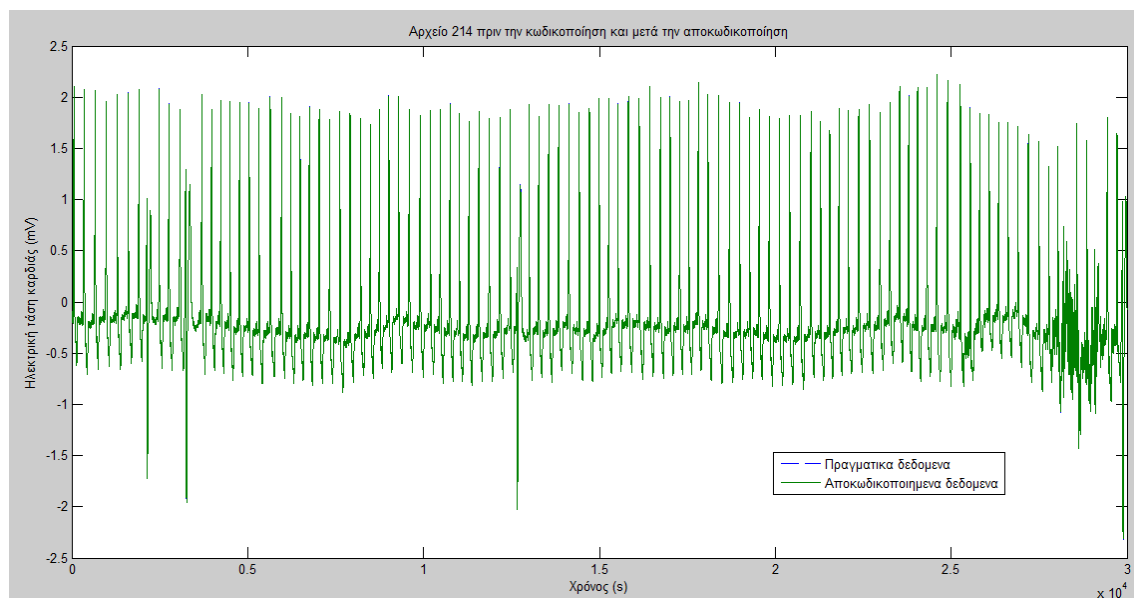
Αρχείο 214 – Χαρακτηριστικά Ασθενή

Ηλικία: 53, Φύλο: Άρρεν, Φάρμακα: Digoxin, Dilantin, Απαγωγές: MLII, V1

Επίσης, όπως αναφέρεται στο .hea του αρχείου αυτού, κατά τη διάρκεια καταγραφής του ηλεκτροκαρδιογραφήματος της καρδιάς του ασθενή υπήρξαν δυο επεισόδια τεχνητής μείωσης του πλάτους και μια εμφάνιση ολίσθησης της ταινίας.

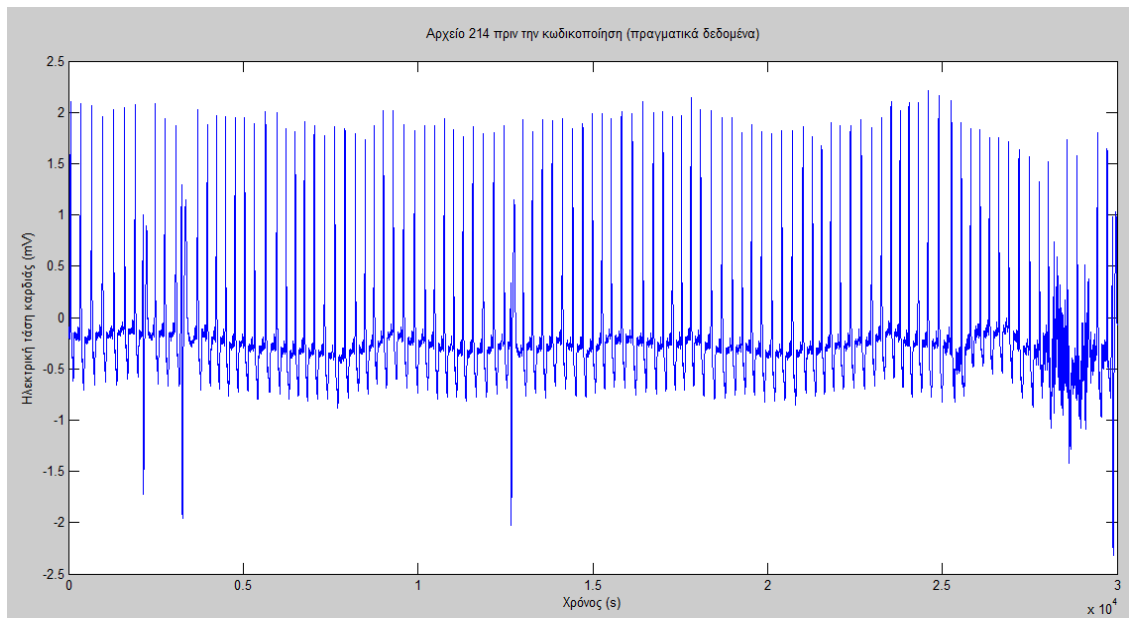
Σήμα 1

Αρχείο 214 πριν την κωδικοποίηση και μετά την αποκωδικοποίηση



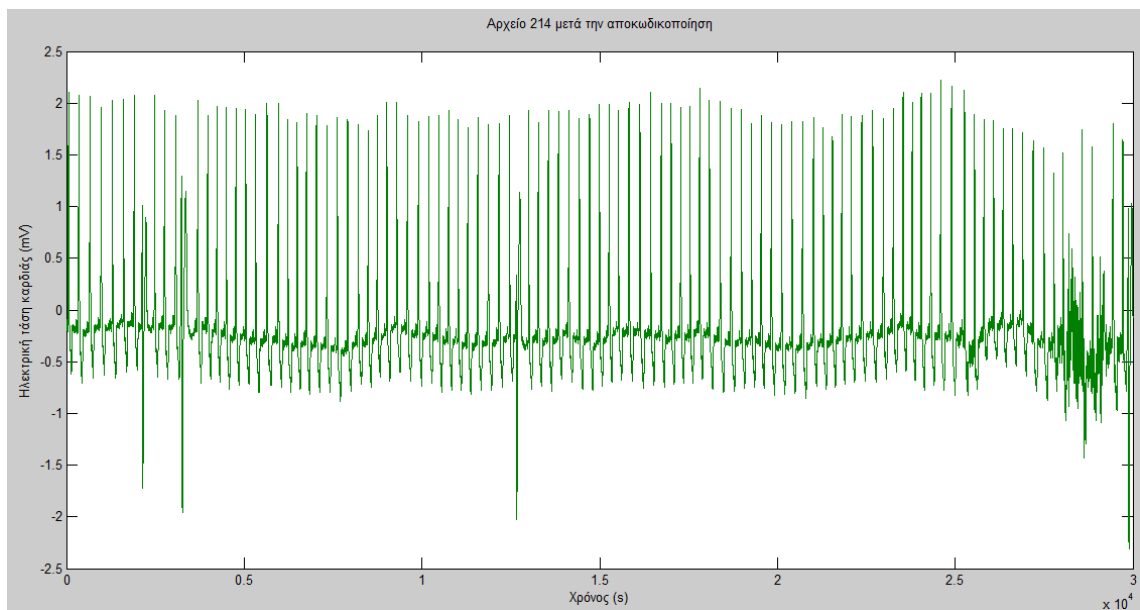
Σχήμα 6.19 Γραφική Παράσταση αρχείου 214 πριν την κωδικοποίηση και μετά την αποκωδικοποίηση

Αρχείο 214 πριν την κωδικοποίηση



Σχήμα 6.20 Γραφική Παράσταση αρχείου 214 πριν την κωδικοποίηση

Αρχείο 214 μετά την αποκωδικοποίηση

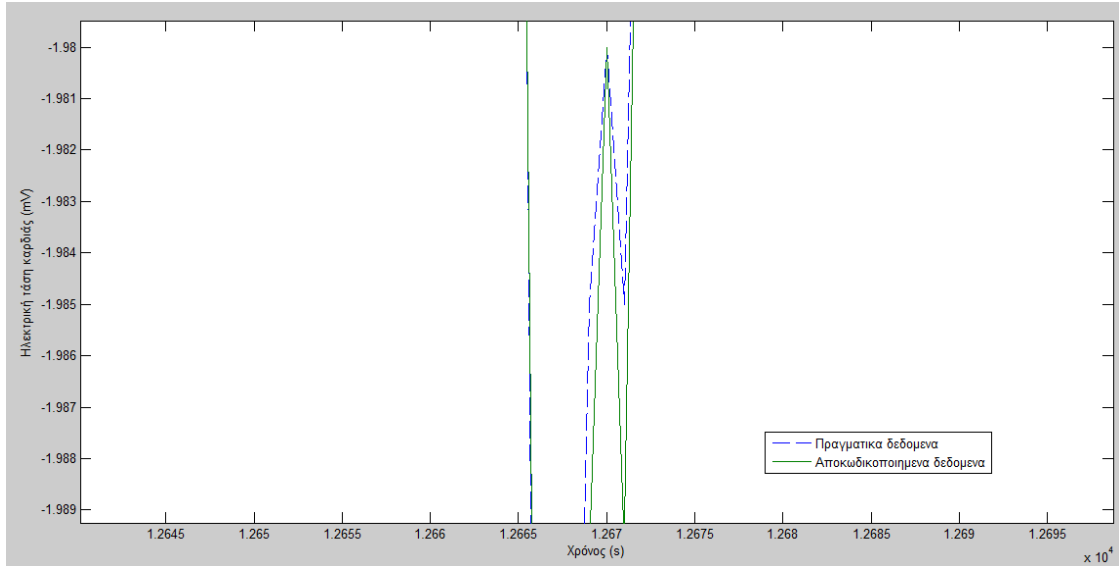


Σχήμα 6.21 Γραφική Παράσταση αρχείου 214 μετά την αποκωδικοποίηση

Αρχείο 214

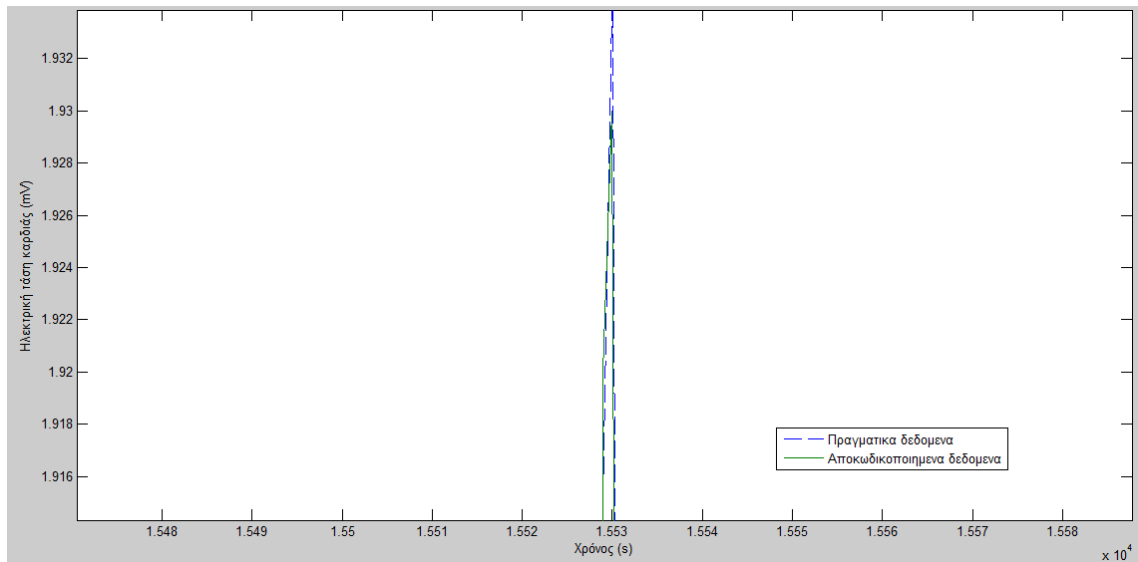
Διαφορές μεταξύ των πραγματικών και των αποκωδικοποιημένων δεδομένων

Διαφορά 1



Σχήμα 6.22 Γραφική Παράσταση αρχείου 214 με διαφορές μεταξύ των πραγματικών και των αποκωδικοποιημένων δεδομένων

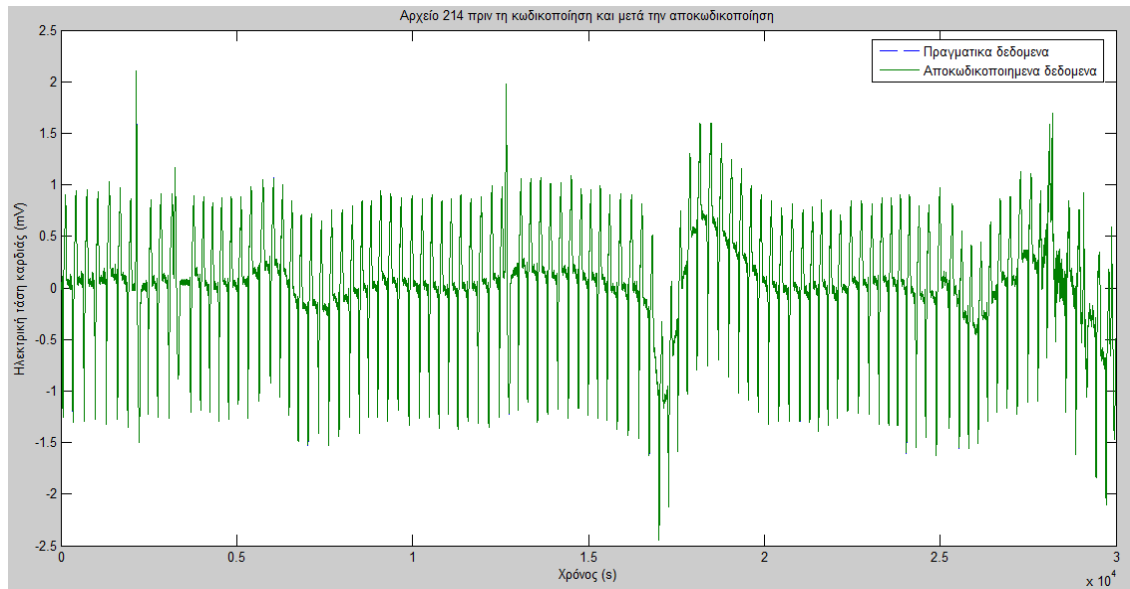
Διαφορά 2



Σχήμα 6.23 Γραφική Παράσταση αρχείου 214 με διαφορές μεταξύ των πραγματικών και των αποκωδικοποιημένων δεδομένων

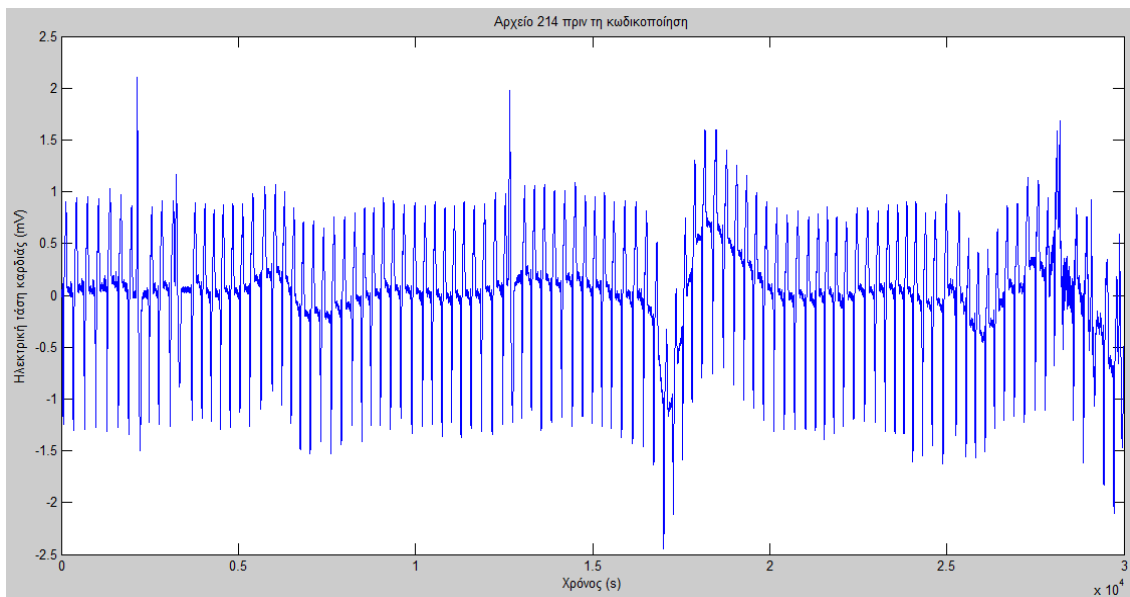
Σήμα 2

Αρχείο 214 πριν την κωδικοποίηση και μετά την αποκωδικοποίηση



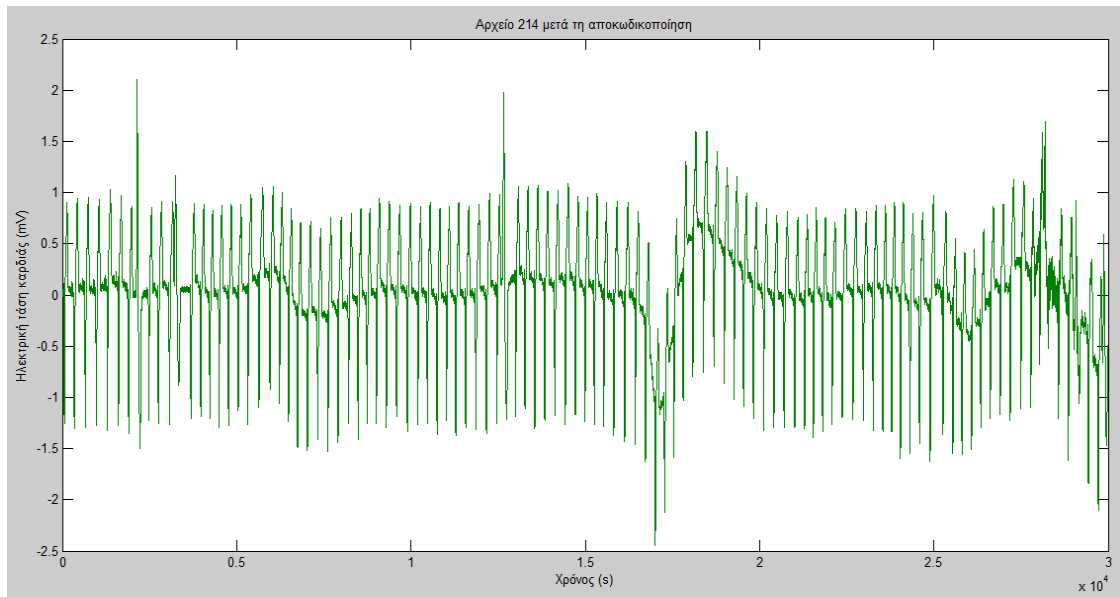
Σχήμα 6.24 Γραφική Παράσταση αρχείου 214 πριν την κωδικοποίηση και μετά την αποκωδικοποίηση

Αρχείο 214 πριν την κωδικοποίηση



Σχήμα 6.25 Γραφική Παράσταση αρχείου 214 πριν την κωδικοποίηση

Αρχείο 214 μετά την αποκωδικοποίηση

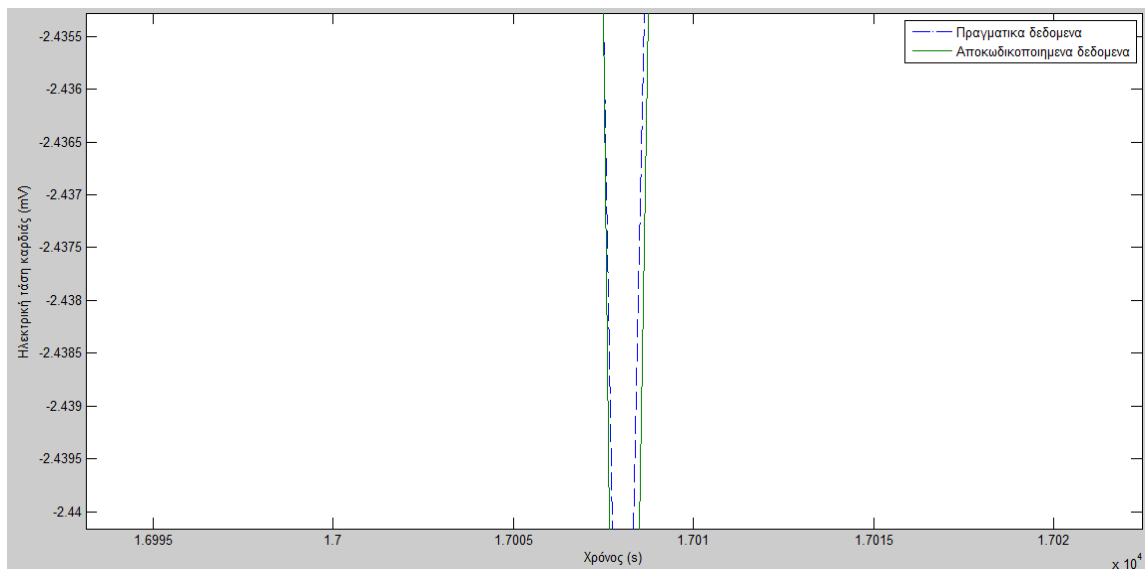


Σχήμα 6.26 Γραφική Παράσταση αρχείου 214 μετά την αποκωδικοποίηση

Αρχείο 214

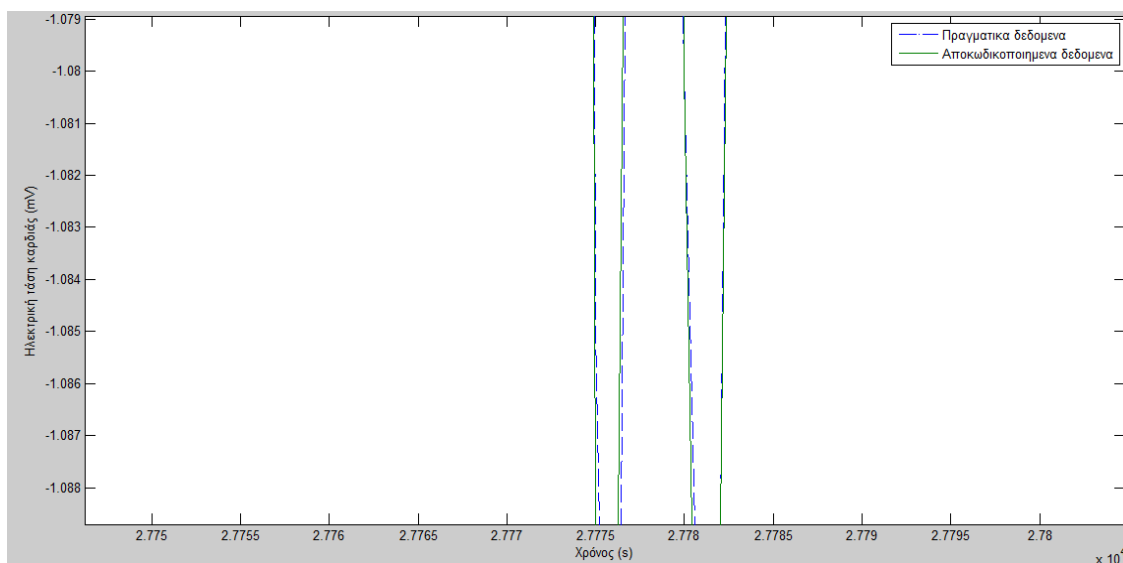
Διαφορές μεταξύ των πραγματικών και των αποκωδικοποιημένων δεδομένων

Διαφορά 1



Σχήμα 6.27 Γραφική Παράσταση αρχείου 214 με διαφορές μεταξύ των πραγματικών και των αποκωδικοποιημένων δεδομένων

Διαφορά 2



Σχήμα 6.28 Γραφική Παράσταση αρχείου 214 με διαφορές μεταξύ των πραγματικών και των αποκωδικοποιημένων δεδομένων

Σχολιασμός Γραφικών Παραστάσεων

Στις γραφικές παραστάσεις των σχημάτων 6.19, 6.20, 6.21 (σήμα 1) και αντίστοιχα των σχημάτων 6.24, 6.26, 6.26 (σήμα 2) φαίνονται οι πραγματικές τιμές της ηλεκτρικής τάσης της καρδιάς του ασθενή ανά δευτερόλεπτο, καθώς και οι αντίστοιχες αποκωδικοποιημένες τιμές. Στα σχήματα 6.19 και αντίστοιχα 6.24 φαίνονται και οι δυο τιμές μαζί, ενώ στα σχήματα 6.20 (6.26 αντίστοιχα) και 6.21 (6.26 αντίστοιχα) απεικονίζονται ξεχωριστά.

Στις γραφικές παραστάσεις των σχημάτων 6.22 (6.27 αντίστοιχα) και 6.23 (6.28 αντίστοιχα) έχει γίνει μεγέθυνση σε κάποιες τιμές που παρατηρήθηκαν διαφορές μεταξύ των πραγματικών και των αποκωδικοποιημένων τιμών. Όπως φαίνεται και από τις γραφικές αυτές, οι διαφορές βρίσκονται σε αρκετά σημεία του ηλεκτροκαρδιογραφήματος, όμως η διαφορά είναι μικρή (5% και κάτω), όπως παρατηρήθηκε μέσα από μελέτη που έγινε με χρήση του λογισμικού Microsoft Office Excel 2007. Για αυτό και οι διαφορές είναι αμυδρά εμφανείς στις γραφικές των σχημάτων 6.19, 6.20, 6.21 και 6.24, 6.25, 6.26 αντίστοιχα που είναι χωρίς μεγέθυνση. Οι διαφορές αυτές ίσως να οφείλονται στην κανονικοποίηση που γίνεται πριν την τελική αποκωδικοποίηση των τιμών. Σε σχέση με τα άλλα δυο αρχεία που μελετήσαμε, οι διαφορές σε αυτό το αρχείο είναι πιο συχνές ως προς τη διάρκεια καταγραφής του ηλεκτροκαρδιογραφήματος.

6.3 Μετρικές Αποτελεσματικότητας [32, 53]

Μετά τη μελέτη της βιβλιογραφίας [32,53] γύρω από τις μετρικές που χρησιμοποιούνται για την αποτελεσματικότητα της συμπίεσης των δεδομένων, μελετήθηκαν οι πιο κάτω μετρικές. Για τη συμπίεση εικόνων και βίντεο υπάρχουν και άλλες μετρικές, όμως για δεδομένα όπως αυτά που έχουμε προτιμήθηκαν αυτές οι μετρικές.

6.3.1 Λόγος Συμπίεσης (Compression Ratio) [8]

Ο λόγος της συμπίεσης (compression ratio) είναι ένας όρος που χρησιμοποιείται στην επιστήμη της Πληροφορικής για να υπολογίσει τη μείωση του μεγέθους των δεδομένων μετά την επεξεργασία τους με ένα αλγόριθμο συμπίεσης.

Ο τύπος που χρησιμοποιείται για τον υπολογισμό του είναι:

$$\text{Compression Ratio} = \frac{\text{Μέγεθος αρχείου με πραγματικά δεδομένα (KB)}}{\text{Μέγεθος αρχείου με συμπιεσμένα δεδομένα (KB)}}$$

Με τον όρο «πραγματικά δεδομένα» εννοούμε τα δεδομένα πριν να συμπιεστούν.

6.3.2 Άθροισμα των απόλυτων διαφορών (Sum of absolute differences - SAD) [49]

Η απόλυτη διαφορά είναι η απόλυτη τιμή της διαφοράς μεταξύ των πραγματικών τιμών και των αποκωδικοποιημένων τιμών, που προκύπτουν μετά από επεξεργασία (κωδικοποίηση και αποκωδικοποίηση) των πραγματικών τιμών.

Ο τύπος που χρησιμοποιείται για τον υπολογισμό του αθροίσματος των απόλυτων διαφορών είναι:

$$d(X, Y) = \frac{\sum_{i=1, j=1}^{m, n} |X_{i, j} - Y_{i, j}|}{mn}$$

Όπου X οι πραγματικές τιμές, Y οι αποκωδικοποιημένες τιμές και m,n ο αριθμός των τιμών αντίστοιχα.

6.3.3 Μέσο τετραγωνικό σφάλμα (Mean Squared Error – MSE) [31]

Το μέσο τετραγωνικό σφάλμα είναι μια από τις πολλές μετρικές που χρησιμοποιούνται για να εκφράσουν ποσοτικά τη διαφορά μεταξύ των πραγματικών (original) τιμών και

τιμών που έχουν εκτιμηθεί μέσω κάποιας διαδικασίας (κωδικοποίησης και αποκωδικοποίησης στη συγκεκριμένη περίπτωση). Αντιστοιχεί με την αναμενόμενη τιμή της τετραγωνικής απώλειας, δηλαδή ο μέσος όρος των τετραγώνων των απωλειών μεταξύ των πραγματικών και των επεξεργασμένων τιμών. Μια μετρική που σχετίζεται με αυτή είναι η τυπική απόκλιση (standard deviation), που αποτελεί την τετραγωνική ρίζα του μέσου τετραγωνικού σφάλματος.

Ο τύπος που χρησιμοποιείται για τον υπολογισμό του MSE είναι:

$$MSE(I,J) = \frac{1}{NM} \sum_{i=0}^{N-1} \sum_{j=0}^{M-1} (I(i,j) - J(i,j))^2$$

Όπου το I αποτελεί τον πίνακα με τις πραγματικές τιμές και το J αποτελεί τον πίνακα με τις επεξεργασμένες τιμές. Το N και M αποτελούν τον αριθμό των τιμών κάθε πίνακα αντίστοιχα.

6.3.4 Λόγος του σήματος ως προς θόρυβο (Signal-to-noise Ratio – SNR) [47]

Το SNR είναι μια μετρική που χρησιμοποιείται στον τομέα της επιστήμης και της τεχνολογίας που συγκρίνει τις αρχικές τιμές πριν τη συμπίεση με τις τιμές μετά την αποκωδικοποίηση ώστε να υπολογίσει την απώλεια που μπορεί να υπήρξε λόγω της επεξεργασίας(κωδικοποίησης-αποκωδικοποίησης) των αρχικών τιμών.

Ο τύπος που χρησιμοποιείται για τον υπολογισμό του SNR είναι:

$$SNR = 10 \times \log_{10} \left[\frac{\frac{1}{N_1 N_2} \sum_{y=1}^{N_1} \sum_{z=1}^{N_2} f(x,y)^2}{\frac{1}{N_1 N_2} \sum_{y=1}^{N_1} \sum_{z=1}^{N_2} (f(x,y) - g(x,y))^2} \right]$$

Ο διαιρέτης είναι το MSE για το οποίο έγινε αναφορά στην υποπαράγραφο 6.3.4.

6.4 Αποτελέσματα Μετρικών

6.4.1 Χαρακτηριστικά Ασθενών

Αρχείο 101

Ηλικία: 75, Φύλο: Θήλυ, Φάρμακα: Diapres, Απαγωγές: MLII, V1

Αρχείο 102

Ηλικία: 85, Φύλο: Θήλυ, Φάρμακα: Dixogin, Απαγωγές: V5, V2

Ο ρυθμός της καρδιάς του ασθενή υποβοηθείται με χρήση βηματοδότη.

Αρχείο 103

Ηλικία: Άγνωστη, Φύλο: Άρρεν, Φάρμακα: Diapres, Xyloprim, Απαγωγές: MLII, V2

Αρχείο 104

Ηλικία: 66, Φύλο: Θήλυ, Φάρμακα: Digoxin, Pronestyl, Απαγωγές: V5, V2

Ο ρυθμός της καρδιάς είναι κοντά σε εκείνο του φλεβοκομβικού ρυθμού Τα PVC (όταν ο κτύπος ξεκινά από τις κοιλίες της καρδιάς και όχι από το φλεβοκομβικό κόλπο) είναι πολύμορφα. Υπάρχει θόρυβος από τους μύες, όμως γενικά τα σήματα είναι καλής ποιότητας.

Αρχείο 105

Ηλικία: 73, Φύλο: Θήλυ, Φάρμακα: Digoxin, Nitropaste, Pronestyl,

Απαγωγές: MLII, V1

Τα PVC είναι ομοιόμορφα. Το κυρίαρχο χαρακτηριστικό του αρχείου αυτού είναι ο πολύς θόρυβος.

Αρχείο 106

Ηλικία: 24, Φύλο: Θήλυ, Φάρμακα: Inderal, Απαγωγές: MLII, V1

Τα PVC είναι πολύμορφα.

Αρχείο 107

Ηλικία: 63, Φύλο: Άρρεν, Φάρμακα: Digoxin, Απαγωγές: MLII, V1

Παρουσιάζεται πλήρης κολποκοιλιακός αποκλεισμός (επεξηγείται στην υποπαράγραφο 5.2.2). Τα PVC είναι πολύμορφα.

Αρχείο 108

Ηλικία: 87, Φύλο: Θήλυ, Φάρμακα: Digoxin, Quinaglute, Απαγωγές: MLII, V1

Τα PVC είναι πολύμορφα. Το χαμηλότερο κανάλι παρουσιάζει σημαντικές μεταβολές στο θόρυβο και την αρχική τιμή.

Αρχείο 109

Ηλικία: 64, Φύλο: Άρρεν, Φάρμακα: Quinidine, Απαγωγές: MLII, V1

Παρουσιάζεται κολλοκοιλιακός αποκλεισμός πρώτου βαθμού (επεξηγείται στην υποπαράγραφο 5.2.2).

Αρχείο 112

Ηλικία: 54, Φύλο: Άρρεν, Φάρμακα: Digoxin, Pronestyl, Απαγωγές: MLII, V1

Υπάρχει κατάσπαση του ST διαστήματος στο ανώτερο κανάλι.

Αρχείο 113

Ηλικία: 24, Φύλο: Θήλυ, Φάρμακα: Κανένα, Απαγωγές: MLII, V1

Οι διακυμάνσεις του φυσιολογικού φλεβοκομβικού ρυθμού πιθανόν να οφείλονται στην ύπαρξη βηματοδότη.

Αρχείο 114

Ηλικία: 72, Φύλο: Θήλυ, Φάρμακα: Digoxin, Απαγωγές: MLII, V5

Τα PVC είναι ομοιόμορφα.

Αρχείο 115

Ηλικία: 39, Φύλο: Θήλυ, Φάρμακα: Κανένα, Απαγωγές: MLII, V1

Αρχείο 116

Ηλικία: 69, Φύλο: Άρρεν, Φάρμακα: Κανένα, Απαγωγές: MLII, V1

Υπάρχουν δύο μορφές PVC.

Αρχείο 117

Ηλικία: 69, Φύλο: Άρρεν, Φάρμακα: Κανένα, Απαγωγές: MLII, V2

Αρχείο 118

Ηλικία: 69, Φύλο: Άρρεν, Φάρμακα: Digoxin, Norpace, Απαγωγές: MLII, V1

Αρχείο 119

Ηλικία: 51, Φύλο: Θήλυ, Φάρμακα: Pronestyl, Απαγωγές: MLII, V1

Τα PVC είναι ομοιόμορφα.

Αρχείο 121

Ηλικία: 83, Φύλο: Θήλυ, Φάρμακα: Digoxin, Isordil, Nitropaste, Απαγωγές: MLII, V1

Αρχείο 122

Ηλικία: 51, Φύλο: Άρρεν, Φάρμακα: Digoxin, Lasix, Pronestyl, Απαγωγές: MLII, V1

Το χαμηλότερο κανάλι έχει χαμηλού εύρους υψηλής συχνότητας θόρυβο.

Αρχείο 123

Ηλικία: 63, Φύλο: Θήλυ, Φάρμακα: Digoxin, Inderal, Απαγωγές: MLII, V5

Τα PVC είναι ομοιόμορφα και με παρεμβολή.

Αρχείο 124

Ηλικία: 77, Φύλο: Άρρεν, Φάρμακα: Digoxin, Isordil, Quinidine, Απαγωγές: MLII, V4

Τα PVC είναι πολύμορφα. Οι κομβικοί κτύπο διαφυγής ακολουθούν τα PVC.

Αρχείο 200

Ηλικία: 64, Φύλο: Άρρεν, Φάρμακα: Digoxin, Quinidine, Απαγωγές: MLII, V1

Τα PVC είναι πολύμορφα. Στο ανώτερο κανάλι υπάρχουν υψηλής συχνότητας θόρυβος και σοβαρός θόρυβος στο χαμηλότερο κανάλι.

Αρχείο 201

Ηλικία: 68 Φύλο: Άρρεν, Φάρμακα: Digoxin, Hydrochlorthiazide, Inderal, KCl, Απαγωγές: MLII, V1

Τα PVC είναι ομοιόμορφα και αργά σε κάθε κύκλο.

Αρχείο 202

Ηλικία: 68 Φύλο: Θήλυ, Φάρμακα: Digoxin, Hydrochlorthiazide, Inderal, KCl, Απαγωγές: MLII, V1

Τα PVC είναι ομοιόμορφα και αργά σε κάθε κύκλο. Το αρχείο αυτό πάρθηκε από την ίδια αναλογική κασέτα όπως το αρχείο 201.

Αρχείο 203

Ηλικία: 43, Φύλο: Άρρεν, Φάρμακα: Coumadin, Digoxin, Heparin, Hygroton, Lasix, Απαγωγές: MLII, V1

Τα PVC είναι πολύμορφα. Στο ανώτερο κανάλι υπάρχουν αλλαγές στη μορφολογία του κύματος QRS λόγω μετατοπίσεων του άξονα. Υπάρχει αρκετός θόρυβος και στα δύο κανάλια, συμπεριλαμβανομένων των μυών.

Αρχείο 205

Ηλικία: 59, Φύλο: Άρρεν, Φάρμακα: Digoxin, Quinaglute, Απαγωγές: MLII, V1

Υπάρχουν δύο μορφές PVC.

Αρχείο 207

Ηλικία: 89, Φύλο: Θήλυ, Φάρμακα: Digoxin, Quinaglute, Απαγωγές: MLII, V1

Ο βασικός ρυθμός είναι ο ρυθμός του φλεβόκομβου μαζί με κολποκοιλιακό αποκλεισμό πρώτου βαθμού και αποκλεισμό του αριστερού σκέλους. Υπάρχουν περίοδοι που η αγωγιμότητα αλλάζει σε αποκλεισμό δεξιού σκέλους. Τα PVC είναι πολύμορφα. Μετά

το μεγαλύτερο επεισόδιο κοιλιακού πτερυγισμού (Γρήγορες, ασυντόνιστες, μη αποτελεσματικές συστολές των κοιλιών της καρδιάς) εμφανίζεται κοιλιακός ρυθμός. Το αρχείο τελειώνει με SVTA επεισόδιο (ταχυκαρδία).

Αρχείο 208

Ηλικία: 23, Φύλο: Θήλυ, Φάρμακα: Κανένα, Απαγωγές: MLII, V1

Τα PVC είναι ομοιόμορφα.

Αρχείο 209

Ηλικία: 62, Φύλο: Άρρεν, Φάρμακα: Aldomet, Hydrodiuril, Inderal,

Απαγωγές: MLII, V1

Αρχείο 210

Ηλικία: 89, Φύλο: Άρρεν, Φάρμακα: Κανένα, Απαγωγές: MLII, V1

Τα PVC είναι πολύμορφα.

Αρχείο 212

Ηλικία: 32, Φύλο: Θήλυ, Φάρμακα: Κανένα, Απαγωγές: MLII, V1

Υπάρχει αποκλεισμός του δεξιού σκέλους, που εμφανίζεται όταν οι κτύποι της καρδιάς ξεπεράσουν περίπου τους 90 κτύπους το λεπτό.

Αρχείο 213

Ηλικία: 61, Φύλο: Άρρεν, Φάρμακα: Digoxin, Απαγωγές: MLII, V1

Τα PVC είναι ομοιόμορφα και αργά σε κάθε κύκλο.

Αρχείο 215

Ηλικία: 81, Φύλο: Άρρεν, Φάρμακα: Κανένα, Απαγωγές: MLII, V1

Τα PVC είναι πολύμορφα. Υπάρχουν δυο πολύ μικρές εμφανίσεις ολίσθησης της ταινίας (καθεμιά είναι διάρκειας λιγότερο από ένα δευτερόλεπτο).

Αρχείο 217

Ηλικία: 65, Φύλο: Άρρεν, Φάρμακα: Digoxin, Lasix, Quinidine,

Απαγωγές: MLII, V1

Τα PVC είναι πολύμορφα.

Αρχείο 219

Ηλικία: Άγνωστη, Φύλο: Άρρεν, Φάρμακα: Digoxin, Απαγωγές: MLII, V1

Στην αρχή παρατηρήθηκε κοιλιακή μαρμαρυγή. Δηλαδή πολλά ερεθίσματα ξεκινούν και εξαπλώνονται στους κόλπους. Ο ρυθμός που προκύπτει είναι αποδιοργανωμένος, ταχύς και ανώμαλος. Η καρδιακή συχνότητα κυμαίνεται περίπου από 50 σε 150 σφίξεις ανά

λεπτό. Μετά ακολουθεί φυσιολογικός φλεβοκομβικός ρυθμό και ακολούθως υπάρχουν παύσεις διάρκειας 3 δευτερολέπτων. Τα PVC είναι πολύμορφα.

Αρχείο 220

Ηλικία: 87, Φύλο: Θήλυ, Φάρμακα: Digoxin, Απαγωγές: MLII, V1

Αρχείο 221

Ηλικία: 83, Φύλο: Άρρεν, Φάρμακα: Hydrochlorthiazide, Lasix, Απαγωγές: MLII, V1

Τα PVC είναι πολύμορφα.

Αρχείο 222

Ηλικία: 84, Φύλο: Θήλυ, Φάρμακα: Digoxin, Quinidine, Απαγωγές: MLII, V1

Τα επεισόδια παροξυσμικού κολπικού πτερυγισμού/κολπικής μαρμαρυγής συνήθως ακολουθούνται από κομβικούς κτύπους διαφυγής. Υπάρχει υψηλής ποιότητας θόρυβος και στα 2 κανάλια.

Αρχείο 223

Ηλικία: 73, Φύλο: Άρρεν, Φάρμακα: Κανένα, Απαγωγές: MLII, V1

Τα PVC είναι πολύμορφα. Τα δυο πιο μεγάλα επεισόδια κοιλιακής ταχυκαρδίας είναι αργά (100 με 150 χτύπους ανά λεπτό) και αμφίδρομα.

Αρχείο 228

Ηλικία: 80, Φύλο: Θήλυ, Φάρμακα: Digoxin, Norpace, Απαγωγές: MLII, V1

Υπάρχει κολποκοιλιακός αποκλεισμός πρώτου βαθμού Τα PVC είναι πολύμορφα. Υπάρχουν τρεις περιπτώσεις ολίσθησης ταινίας με μέγιστη διάρκεια 2.2 δευτερόλεπτα.

Αρχείο 230

Ηλικία: 32, Φύλο: Άρρεν, Φάρμακα: Dilantin, Απαγωγές: MLII, V1

Αρχείο 231

Ηλικία: 72, Φύλο: Άρρεν, Φάρμακα: Κανένα, Απαγωγές: MLII, V1

Η αγωγιμότητα AV είναι αρκετά ανώμαλη με περιόδους 2:1 κολποκοιλιακού αποκλεισμού (π.χ. 2^ο βαθμού αποκλεισμού Mobitz II) και αποκλεισμού του δεξιού σκέλους, που φαίνεται να σχετίζεται με το ρυθμό.

Αρχείο 232

Ηλικία: 76, Φύλο: Θήλυ, Φάρμακα: Aldomet, Inderal, Απαγωγές: MLII, V1

Ο ρυθμός είναι συμβατός με το σύνδρομο το υ νοσούντο ς φλεβόκο βου. Υπάρχει βασική φλεβοκομβική βραδυκαρδία, κολποκοιλιακός αποκλεισμός πρώτου βαθμού συχνή κολπική εκτοπή που τρέχε στους 80 με 90 κτύπους ανά λεπτό. Υπάρχουν πολλές μεγάλες παύσεις διάρκειας πάνω από 6 δευτερόλεπτα.

Αρχείο 233

Ηλικία: 57, Φύλο: Άρρεν, Φάρμακα: Dilantin, Απαγωγές: MLII, V1

Τα PVC είναι πολύμορφα

Αρχείο 234

Ηλικία: 56, Φύλο: Θήλυ, Φάρμακα: Dilantin, Απαγωγές: MLII, V1

Τα PVC είναι πολύμορφα

6.4.2 Πίνακας με αποτελέσματα στατιστικών μετρικών αποτελεσματικότητας

Όνομα Αρχείου	Compression Ratio	SAD		Mean Square Error		SNR	
		Σήμα 1	Σήμα 2	Σήμα 1	Σήμα 2	Σήμα 1	Σήμα 2
ecg_data_100.txt	1.98:1	0.0	0.0	0.0	0.0	inf	inf
ecg_data_101.txt	1.98:1	1.11E-13	3.78E-14	1E-18	1.28E-18	81.214	73.468
ecg_data_102.txt	1.94:1	0.0	4.44E-14	0.0	1.78E-18	inf	41.93
ecg_data_103.txt	1.96:1	0.0	1.11E-13	0.0	1.11E-17	inf	53.98
ecg_data_104.txt	1.88:1	0.0	0.0	0.0	0.0	inf	inf
ecg_data_105.txt	1.94:1	0.0	0.0	0.0	0.0	inf	inf
ecg_data_106.txt	1.9:1	0.0	0.0	0.0	0.0	inf	inf
ecg_data_107.txt	1.85:1	0.0	5.56E-12	2.78E-14	2.78E-14	52.234	47.924
ecg_data_108.txt	1.88:1	0.0	0.0	0.0	0.0	inf	inf
ecg_data_109.txt	1.86:1	0.0	0.0	0.0	0.0	inf	inf
ecg_data_111.txt	1.85:1	0.0	0.0	0.0	0.0	inf	inf
ecg_data_112.txt	1.98:1	0.0	0.0	0.0	0.0	inf	inf

ecg_data_113.txt	1.9:1	0.0	0.0	0.0	0.0	inf	inf
ecg_data_114.txt	1.97:1	1.111E-13	0.0	1.11E-17	0.0	53.064	inf
ecg_data_115.txt	1.97:1	6.44E-10	0.0	3.738E-10	0.0	0.0	inf
ecg_data_116.txt	1.98:1	0.0	0.0	0.0	0.0	inf	inf
ecg_data_117.txt	1.97:1	0.0	0.0	0.0	0.0	inf	inf
ecg_data_118.txt	1.97:1	0.0	0.0	0.0	0.0	inf	inf
ecg_data_119.txt	1.97:1	0.0	0.0	0.0	0.0	inf	inf
ecg_data_121.txt	1.98:1	0.0	0.0	0.0	0.0	inf	inf
ecg_data_122.txt	1.97:1	0.0	0.0	0.0	0.0	inf	inf
ecg_data_123.txt	1.98:1	0.0	0.0	0.0	0.0	inf	inf
ecg_data_124.txt	1.98:1	0.0	0.0	0.0	0.0	inf	inf
ecg_data_200.txt	1.88:1	0.0	0.0	0.0	0.0	inf	inf
ecg_data_201.txt	1.97:1	0.0	0.0	0.0	0.0	inf	inf
ecg_data_202.txt	1.88:1	0.0	0.0	0.0	0.0	inf	inf
ecg_data_203.txt	1.9:1	0.0	0.0	0.0	0.0	inf	inf
ecg_data_205.txt	1.98:1	0.0	0.0	0.0	0.0	inf	inf
ecg_data_207.txt	1.89:1	0.0	0.0	0.0	0.0	inf	inf
ecg_data_208.txt	1.88:1	0.0	0.0	0.0	0.0	inf	inf
ecg_data_209.txt	1.88:1	0.0	0.0	0.0	0.0	inf	inf
ecg_data_210.txt	1.86:1	0.0	0.0	0.0	0.0	inf	inf
ecg_data_212.txt	1.85:1	0.0	0.0	0.0	0.0	inf	inf
ecg_data_213.txt	1.96:1	0.0	0.0	0.0	0.0	inf	inf
ecg_data_214.txt	1.9:1	1.11E-13	0.0	1.11E-17	0.0	59.554	inf
ecg_data_215.txt	1.84:1	0.0	0.0	0.0	0.0	inf	inf
ecg_data_217.txt	1.87:1	0.0	0.0	0.0	0.0	inf	inf

ecg_data_219.txt	1.97:1	0.0	0.0	0.0	0.0	inf	inf
ecg_data_220.txt	1.98:1	0.0	0.0	0.0	0.0	inf	inf
ecg_data_221.txt	1.88:1	0.0	0.0	0.0	0.0	inf	inf
ecg_data_222.txt	1.92:1	0.0	0.0	0.0	0.0	inf	inf
ecg_data_223.txt	1.97:1	0.0	0.0	0.0	0.0	inf	inf
ecg_data_228.txt	1.92:1	0.0	0.0	0.0	0.0	inf	inf
ecg_data_230.txt	1.93:1	0.0	0.0	0.0	0.0	inf	inf
ecg_data_231.txt	1.88:1	0.0	0.0	0.0	0.0	inf	inf
ecg_data_232.txt	1.9:1	0.0	0.0	0.0	0.0	inf	inf
ecg_data_233.txt	1.89:1	1.11E-13	0.0	1.11E-17	0.0	59.554	inf
ecg_data_234.txt	1.92:1	0.0	0.0	0.0	0.0	inf	inf

Πίνακας 6.1 Πίνακας με αποτελέσματα στατιστικών μετρικών αποτελεσματικότητας

6.3.2 Σχολιασμός των στατιστικών μετρικών αποτελεσματικότητας

Compression Ratio

- Όσο μεγαλύτερο είναι το compression ratio τόσο πιο μικρό είναι το κωδικοποιημένο αρχείο που θα μεταφερθεί.
- Όπως φαίνεται και από τον πίνακα 6.1, ο λόγος της συμπίεσης γενικά είναι κοντά στο 2:1. Βάση της βιβλιογραφίας [44] και όπως αναφέρεται στην υποπαράγραφο 4.4.4, η συμπίεση με κωδικοποίηση εντροπίας (entropy) κατά Huffman είναι συνήθως μικρότερη από 2:1.

Μέσο Τετραγωνικό Σφάλμα (MSE)

- Όσο μικρότερο είναι το MSE τόσο πιο κοντά είναι οι αποκωδικοποιημένες τιμές με τις αρχικές τιμές, αλλιώς έχει θόρυβο και η ποιότητα του ηλεκτροκαρδιογραφήματος δε θα είναι καλή.
- Όπως φαίνεται και από τον πίνακα 6.1:
 - ο Στα περισσότερα αρχεία το MSE είναι μηδενικό, δηλαδή οι αρχικές τιμές κατά μέσο όρο είναι ίδιες με τις αποκωδικοποιημένες τιμές.
 - ο Σε κάποια αρχεία το MSE έχει πολύ μικρή τιμή, δηλαδή υπάρχει μια μικρή διαφορά κατά μέσο όρο μεταξύ των αρχικών και των αποκωδικοποιημένων τιμών.
- Αυτά ισχύουν και για το άθροισμα των απόλυτων διαφορών (SAD).

Λόγος του σήματος ως προς θόρυβο (SNR)

- Όσο μεγαλύτερο είναι το SNR τόσο πιο κοντά είναι οι αποκωδικοποιημένες τιμές με τις αρχικές τιμές. Έτσι η απώλεια που μπορεί να υπήρξε λόγω της επεξεργασίας(κωδικοποίησης-αποκωδικοποίησης) των αρχικών τιμών είναι πολύ μικρή και η ποιότητα του ηλεκτροκαρδιογραφήματος είναι σχεδόν βέλτιστη (φαίνονται πιο καθαρά τα διάφορα κύματα P,Q,R,S).
- Όπως φαίνεται και από τον πίνακα 6.1:
 - ο Στα περισσότερα αρχεία το SNR είναι πολύ μεγάλο (inf), λόγω του ότι το MSE είναι μηδενικό.
 - ο Σε κάποια αρχεία το SNR είναι αρκετά μεγάλο (όμως όχι inf), δηλαδή υπάρχει κάποια απώλεια μεταξύ των αρχικών και των αποκωδικοποιημένων τιμών.

Κεφάλαιο 7

Συζήτηση

7.1 Συζήτηση αποτελεσμάτων γραφικών παραστάσεων	139
7.2 Συζήτηση στατιστικών μετρικών αποτελεσματικότητας	139
7.3 Συμβατότητα φορέσιμων συσκευών με τη βιβλιοθήκη	141

7.1 Συζήτηση αποτελεσμάτων γραφικών παραστάσεων

Για τη δημιουργία των γραφικών παραστάσεων πήραμε τα αρχεία τριών ασθενών από τη MIT-BIH Arrhythmia Database, των οποίων τα χαρακτηριστικά ποικίλουν ως προς την ηλικία, το φύλο, την ιατροφαρμακευτική τους χορήγηση και τις απαγωγές από τις οποίες καταγράφηκε το ηλεκτροκαρδιογράφημα. Περισσότερες λεπτομέρειες για τα τρία αυτά αρχεία αναφέρονται στην υποπαράγραφο 6.2.

Όπως φαίνεται στις γραφικές αυτές και των δυο σημάτων κάθε αρχείου, οι πραγματικές τιμές της ηλεκτρικής τάσης της καρδιάς του ασθενή ανά δευτερόλεπτο, καθώς και οι αντίστοιχες αποκωδικοποιημένες τιμές παρουσιάζουν μικρές διαφορές (περίπου 5% και κάτω) σε ελάχιστα σημεία του ηλεκτροκαρδιογραφήματος. Οι διαφορές αυτές ίσως να οφείλονται στην κανονικοποίηση που γίνεται πριν την τελική αποκωδικοποίηση των τιμών.

7.2 Συζήτηση στατιστικών μετρικών αποτελεσματικότητας

Για τον υπολογισμό των στατιστικών μετρικών αποτελεσματικότητας χρησιμοποιήσαμε όλα τα αρχεία που παρέχονται στη MIT-BIH Arrhythmia Database. Τα χαρακτηριστικά των ασθενών ποικίλουν ως προς την ηλικία, το φύλο, την ιατροφαρμακευτική τους χορήγηση και τις απαγωγές από τις οποίες καταγράφηκε το ηλεκτροκαρδιογράφημα. Επίσης διαφέρουν και ως προς άλλους παράγοντες, όπως τεχνικούς ή διαφόρων προβλημάτων που παρουσίασε η καρδιά κατά τη διάρκεια καταγραφής. Περισσότερες λεπτομέρειες για τα αρχεία αυτά αναφέρονται στην υποπαράγραφο 6.2.

Όπως φαίνεται και από τον πίνακα 6.1, ο λόγος της συμπίεσης γενικά είναι κοντά στο 2:1, άρα το αποκωδικοποιημένο αρχείο είναι όσο μικρό θα θέλαμε. Αυτό επειδή βάση της βιβλιογραφίας [44] και όπως αναφέρεται στην υποπαράγραφο 4.4.4, η συμπίεση με κωδικοποίηση εντροπίας (entropy) κατά Huffman είναι συνήθως μικρότερη από 2:1.

Επίσης το MSE είναι μηδενικό ή έχει πολύ μικρές τιμές, άρα οι αποκωδικοποιημένες τιμές είναι κατά μέσον όρο σχεδόν ίδιες με τις αρχικές τιμές εκτός από κάποιες μικρές διαφορές αλλιώς έχει θόρυβο και η ποιότητα του ηλεκτροκαρδιογραφήματος δε θα είναι καλή. Το άθροισμα των απόλυτων διαφορά (SAD) είναι επίσης μηδενικό ή έχει πολύ μικρές τιμές. Άρα ισχύουν τα ίδια με αυτά που αναφέρθηκαν για το MSE.

Τέλος, ο λόγος του σήματος ως προς θόρυβο (SNR) είναι πολύ μεγάλος (inf) στα περισσότερα αρχεία το SNR, λόγω του ότι το MSE είναι μηδενικό. Άρα κατά μέσον όρο οι αποκωδικοποιημένες τιμές είναι πολύ κοντά με τις αρχικές τιμές, δηλαδή η απώλεια που μπορεί να υπήρξε λόγω της κωδικοποίησης-αποκωδικοποίησης των αρχικών τιμών είναι πολύ μικρή και η ποιότητα του ηλεκτροκαρδιογραφήματος είναι σχεδόν βέλτιστη (φαίνονται αρκετά καθαρά τα διάφορα κύματα P,Q,R,S).

7.3 Συμβατότητα φορέσιμων συσκευών με τη βιβλιοθήκη

Όνομα Συσκευής	Αριθμός Απαγωγών	Battery life	Μέγεθος	Άλλες μετρήσεις	Προγραμματιστική Δυνατότητα	Λειτουργικό Σύστημα	Συνδεσιμότητα	Πρωτόκολλο	Συμβατότητα	Συμβατότητα με τη βιβλιοθήκη μου
Vital Jacket	3	72 ώρες	N/A	Όχι	N/A	N/A	Bluetooth	Proprietary	Firstbeat HEALTH, Firstbeat SPORTS	Ναι, μέσω ενσωματωμένου επεξεργαστή
Zephyr BioHarness	N/A	5-8 ώρες	80 x 40 x 15 mm, 50 grams	Αναπνοή, θερμοκρασία σώματος	N/A	Windows7P ή Vista	USB	Proprietary	N/A	Ναι, μέσω ενσωματωμένου επεξεργαστή
ADS1298R Development Kit	12	N/A	N/A	EEG	N/A	Microsoft Windows XP	USB	Proprietary (SPI)	N/A	Ναι, μέσω ενσωματωμένου επεξεργαστή
Wearable ECG over BAN	N/A	N/A	12 grams	Θερμοκρασία σώματος	N/A	N/A	3GPP/2, WiMAX, WiFi	AES, IEEE802.15.6	N/A	Ναι, μέσω ενσωματωμένου επεξεργαστή
HeartView P12/8 BT	8 ή 12	N/A	N/A	Όχι	N/A	N/A	Bluetooth	Proprietary	N/A	Ναι, μέσω ενσωματωμένου επεξεργαστή
HOLTER	2 ή 3	N/A	N/A	Όχι	N/A	N/A	USB	Proprietary	N/A	Ναι, μέσω ενσωματωμένου επεξεργαστή
Smart Jacket	6	40 ώρες	N/A	Δες 4.5.2.1	N/A	N/A	Μελλοντική	Proprietary	N/A	Μελλοντική
E-Jacket	12	N/A	N/A	Δες 4.5.2.2	C code, GCC compiler, Visual Basic (graphics)	Linux	USB, modem link	Proprietary	N/A	Ναι, μέσω ενσωματωμένου επεξεργαστή
Wireless Wearable ECG sensor	2	15 ώρες	45mm x 60mm x 9mm	Όχι	N/A	N/A	USB	Proprietary (ANT - wireless)	N/A	Ναι, μέσω ενσωματωμένου επεξεργαστή

ECG Bra for Women	3	N/A	N/A	EMG	N/A	N/A	USB	Proprietary	N/A	Ναι, μέσω ενσωματωμένου επεξεργαστή
4 types of wearable ECG monitor	N/A	N/A	35mm x 60mm	Όχι	N/A	N/A	Ασύρματη	Proprietary και Zigbee-wireless	N/A	Ναι, μέσω ενσωματωμένου επεξεργαστή
Wireless, Wearable ECG Monitoring System	N/A	12 ώρες	26 mm× 15 mm × 7 mm	Όχι	N/A	N/A	USB, Fast Ethernet, 802.11b	Proprietary	N/A	Ναι, μέσω ενσωματωμένου επεξεργαστή
ECG monitoring of babies prone to SIDS	3	N/A	10cm x 10cm ή 5cm x 5cm	Όχι	N/A	N/A	USB	Proprietary	N/A	Ναι, μέσω ενσωματωμένου επεξεργαστή
WEALTHY	N/A	N/A	N/A	Παρακολούθηση αναπνοής και κίνησης	N/A	N/A	Ασύρματη	Proprietary και TCP/IP - wireless	N/A	Ναι, μέσω ενσωματωμένου επεξεργαστή

Πίνακας 7.1 Χαρακτηριστικά των φορέσιμων συσκευών βάση της έρευνας

Όπως φαίνεται στον πίνακα 7.1 οι συσκευές που έχουν στη συνδεσιμότητα Bluetooth, USB θύρα, σειριακή ή κάποια άλλη σύνδεση, τότε είναι συμβατές με τη βιβλιοθήκη. Η μόνη συσκευή που δε δίνει δυνατότητα επικοινωνίας και συνδεσιμότητας είναι η «Smart Jacket», άρα στο παρόν στάδιο δεν μπορεί να είναι συμβατή με τη βιβλιοθήκη. Όμως όπως έγραφε και στη βιβλιογραφική αναφορά θα υπάρξει μελλοντική συνδεσιμότητα, που θα καθιστά πλέον συμβατή τη βιβλιοθήκη.

Πιο συγκεκριμένα οι συσκευές που έχουν συνδεσιμότητα μέσω USB και φαίνονται στον πίνακα 7.1 έχουν και τον ανάλογο ενσωματωμένο μικροεπεξεργαστή ώστε να μπορούν να χρησιμοποιήσουν τη βιβλιοθήκη ή καταγράφουν τα δεδομένα σε SD κάρτα μνήμης για μελλοντική

ανάλυση. Επίσης πρέπει να παρέχουν την αντίστοιχη διεπαφή στο ν υπολογιστή ώστε να μπορεί ο χρήστης να κατανοήσει τα αποτελέσματα και να διαγνώσει αν υπάρχει κάποιο πρόβλημα.

Οι συσκευές που έχουν ασύρματη συνδεσιμότητα είτε με Bluetooth είτε με Wi-Fi και φαίνονται στον πίνακα 7.1 περιλαμβάνουν στον εξοπλισμό τους ενσωματωμένο επεξεργαστή και πρόσβαση σε διαθέσιμα δίκτυα για την ασύρματη μεταφορά των δεδομένων, καθώς και πρωτόκολλο ασύρματης επικοινωνίας, π.χ. Zigbee, ANT. Εναλλακτικά αποθηκεύουν τα δεδομένα σε κάρτα μνήμης για μελλοντική χρήση.

Περισσότερες λεπτομέρειες όσον αφορά τη συνδεσιμότητα των συσκευών είτε με USB είτε ασύρματα αναφέρονται στις ανάλογες υποπαραγράφους των παραγράφων 3.5.1 και 3.5.2.

Κεφάλαιο 8

Συμπεράσματα και Μελλοντική Εργασία

8.1 Συμπεράσματα	143
8.2 Μελλοντική Εργασία	145

8.1 Συμπεράσματα

Η ραγδαία ανάπτυξη του τομέα της Πληροφορικής και η ανάγκη διασφάλισης της ορθής και ασφαλούς εφαρμογής στην Ιατρική ανοίγουν νέους ορίζοντες στη βελτίωση του τρόπου ζωής του ανθρώπου. Έτσι όσο αναπτύσσεται η τεχνολογία όλο και περισσότερο η Ιατρική θα στηρίζεται σε αυτήν για την εύρεση λύσεων σε ιατρικές εφαρμογές.

Σκοπός αυτής της διπλωματικής εργασίας ήταν η υλοποίηση του πρωτοκόλλου SCP-ECG για εφαρμογή σε φορέσιμη τεχνολογία για 24ωρη καταγραφή βιοσημάτων από ηλεκτροκαρδιογράφο σε μια φανέλα. Πιο συγκεκριμένα η εργασία αυτή είχε ως σκοπό τη δημιουργία μιας open-source βιβλιοθήκης που περιέχει τις παραγράφους του πρωτοκόλλου SCP-ECG και μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε ενσωματωμένες φορέσιμες συσκευές ηλεκτροκαρδιογραφήματος.

Η βιβλιοθήκη αυτή είναι συμβατή με όλες τις συσκευές ηλεκτροκαρδιογραφήματος που έχουν συνδεσιμότητα με Bluetooth, USB θύρα, σειριακή ή κάποια άλλη σύνδεση. Έτσι μπορεί εύκολα να χρησιμοποιηθεί από τις συσκευές αυτές για την κωδικοποίηση του ηλεκτροκαρδιογραφήματος κι έτσι την εύκολη μεταφορά του στο γιατρό, ο οποίος με τη σειρά του μπορεί να χρησιμοποιήσει την αποκωδικοποίηση που προσφέρει η βιβλιοθήκη για να εξετάσει το ηλεκτροκαρδιογράφημα. Με αυτό τον τρόπο μπορούν να παρακολουθούνται είτε ασθενείς που έχουν καρδιακά προβλήματα είτε που έχουν πρόσφατα υποβληθεί σε καρδιοχειρουργική επέμβαση είτε άλλες κατηγορίες ανθρώπων, όπως οι αθλητές και ο γιατρός να διαγνώσει έγκαιρα κάποιο καρδιακό πρόβλημα που μπορεί να αντιμετωπίζει εν αγνοία του ο ασθενής, να του δώσει κάποιες ιατρικές συμβουλές και έτσι να αποφευχθούν καρδιακά επεισόδια.

Αρχικά έπρεπε να γίνει μια έρευνα γύρω από τα διάφορα πρωτόκολλα που υπάρχουν για την κωδικοποίηση ηλεκτροκαρδιογραφήματος. Μετά από σύγκριση των χαρακτηριστικών τους, καταλήξαμε στο SCP-ECG πρωτόκολλο επειδή είναι open-source και αποτελεί το πιο κατάλληλο και συμβατό πρωτόκολλο για ενσωματωμένα συστήματα και για φορέσιμη τεχνολογία.

Ακολούθως για να αρχίσει η υλοποίηση της βιβλιοθήκης έπρεπε να γίνει επιλογή της κατάλληλης γλώσσας προγραμματισμού. Έτσι επιλέχθηκε η C++ κυρίως λόγω της φορητότητας για όλες τις πλατφόρμες, αλλά και επειδή χρησιμοποιείται για το σχεδιασμό υλικού (hardware). Πιο συγκεκριμένα η Embedded C++ χρησιμοποιείται από την εταιρεία Texas Instrument από την οποία προμηθευτήκαμε το ADS1298R Development Kit και το οποίο χρησιμοποιήσαμε για την εξαγωγή ηλεκτροκαρδιογραφήματος από πραγματικό χρήστη. Ακόμη η επιλογή της C++ έγινε επειδή η γλώσσα προγραμματισμού της πλατφόρμας Arduino είναι C++ like και θα την χρησιμοποιήσουμε σε μελλοντικό στάδιο για να προγραμματίσουμε το ενσωματωμένο σύστημα που θα επισυναφτεί σε φορέσιμη συσκευή.

Μετά την υλοποίηση της βιβλιοθήκης και κατά την εξαγωγή των αποτελεσμάτων και ιδιαίτερα των γραφικών παραστάσεων αντιμετωπίστηκαν προβλήματα λόγω του ότι οι γραφικές παραστάσεις δεν ήταν καθαρές κι έτσι το ηλεκτροκαρδιογράφημα παρουσίαζε θόρυβο. Για την επίλυση του επιδιορθώθηκαν κάποια σφάλματα της βιβλιοθήκης κι έτσι όπως μπορούμε να συμπεράνουμε και από τα αποτελέσματα τα διάφορα κύματα P, Q, R, T του ηλεκτροκαρδιογραφήματος φαίνονται πλέον ξεκάθαρα. Η διόρθωση των γραφικών παραστάσεων ήταν απαραίτητο στοιχείο καθώς δεν μπορεί να υπάρξει κάποια ατέλεια ή περιθώριο λάθους τόσο στην κωδικοποίηση όσο και στην αποκωδικοποίηση του ηλεκτροκαρδιογραφήματος το οποίο πρόκειται να εξετάσει ο γιατρός για τη διάγνωση κάποιου καρδιακού προβλήματος.

Επιπρόσθετα, κάποιες δυσκολίες αντιμετωπίστηκαν και κατά τη χρήση του ADS1298R Development Kit της εταιρείας Texas Instruments. Συγκεκριμένα η τοποθέτηση των ηλεκτροδίων έπρεπε να μελετηθεί ώστε να είναι στις σωστές θέσεις γύρω από την καρδιά για να γίνεται όσο πιο ορθή λήψη του ηλεκτροκαρδιογραφήματος. Επίσης έπρεπε να αποφεύγεται η επαφή των απαγωγών με βαμβακερά ρούχα τα οποία επηρέαζαν το ηλεκτροκαρδιογράφημα λόγω της δημιουργίας στατικού ηλεκτρισμού.

Ακόμη έπρεπε να κατανοηθεί σωστά το εγχειρίδιο χρήσης του λογισμικού που παρείχε το ADS1298R Development Kit, ώστε μέσα από τις σωστές επιλογές να γινόταν λήψη και αποθήκευση των ηλεκτροκαρδιογραφημάτων του χρήστη.

Η βιβλιοθήκη που υλοποιήθηκε έχει επίσης διορθωθεί και ελεγχθεί ώστε να μπορεί να χρησιμοποιηθεί όχι μόνο σε λειτουργικό σύστημα Windows, αλλά και σε Linux με τη δημιουργία του ανάλογου makefile.

Τέλος, πιστεύω ότι μέσα από την έρευνα που διεκπεραιώθηκε καθώς και από την υλοποίηση της βιβλιοθήκης αυτής αλλά και της χρήσης του συστήματος για λήψη ηλεκτροκαρδιογραφήματος, με εμπότισαν με πολλές γνώσεις στους τομείς της Πληροφορικής και της Ιατρικής.

8.2 Μελλοντική Εργασία

Σε μελλοντικό στάδιο απαραίτητη είναι η δημιουργία εγχειρίδιου χρήσης ιδιαίτερα εάν η βιβλιοθήκη θα διατεθεί ως open-source. Υπό αυτή την προοπτική πρέπει να γίνει πιο εμπειριστατωμένη επεξήγηση των συναρτήσεων που υλοποιήθηκαν καθώς και της σύνδεσης των βιβλιοθηκών για τη διεκπεραίωση της ενέργειας που επιθυμεί ο χρήστης.

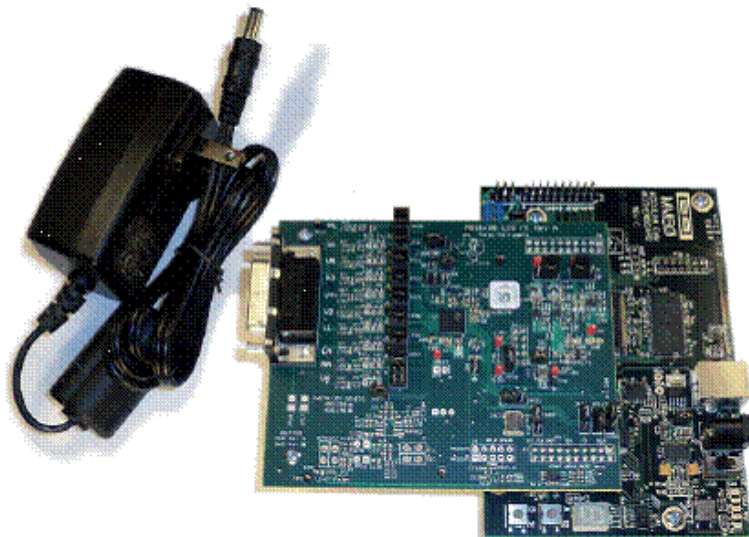
Επιπλέον μπορούν να γίνουν κάποιες βελτιστοποιήσεις στον κώδικα της βιβλιοθήκης όσον αφορά τη δέσμευση μνήμης, το μέγεθος μεταβλητών και τη γενικοποίηση κάποιων σημείων του κώδικα, ώστε αυτός να μειωθεί. Αλλαγή μπορεί να γίνει και στον τρόπο κωδικοποίησης από κωδικοποίηση εντροπίας κατά Huffman σε «high compression», η οποία είναι εναλλακτική κωδικοποίηση στο πρωτόκολλο SCP-ECG, όπως περιγράφεται και στην υποπαράγραφο 4.4.4 και με την οποία παρά το ότι είναι lossy κωδικοποίηση μπορεί να επιτευχθούν ποσοστά συμπίεσης μεγαλύτερα από 30:1.

Τέλος, σημαντική προσπάθεια καλό θα ήταν να γίνει στη δημιουργία μιας φορέσιμης συσκευής (π.χ. φανέλα) η οποία θα έχει ενσωματωμένο ένα τσιπ με κάρτα μνήμης όπου θα αποθηκεύονται στοιχεία του χρήστη και το ηλεκτροκαρδιογράφημα, ώστε να γίνει η κωδικοποίηση του μέσω της υλοποιημένης βιβλιοθήκης. Επίσης θα έχει ενσωματωμένα τα ηλεκτρόδια και τις απαγωγές στις σωστές θέσεις γύρω από την καρδιά. Στη συνέχεια το ECG θα αποκωδικοποιείται και ανάλογα με τη διάρκεια της μπαταρίας της συσκευής ο ασθενής θα επισκέπτεται το γιατρό, ώστε να παρακολουθεί την υγεία του ασθενή. Επιπλέον πρέπει να προσφέρεται η δυνατότητα για πλύσιμο της συσκευής.

Στη συσκευή αυτή θα είναι ενσωματωμένος και ο μικροεπεξεργαστής ADS1298R που αναφέραμε στην υποπαράγραφο 8.1 και εκτενέστερα περιγράφεται στην υποπαράγραφο 3.5.1.3 ο οποίος όπως φαίνεται στο σχήμα 8.1. έχει πολύ μικρό μέγεθος έτσι μπορεί να χρησιμοποιηθεί για φορέσιμη συσκευή.



Σχήμα 8.1 Μικροεπεξεργαστής του ADS1298R



Σχήμα 8.2 Development Board

Το Development Board αποτελείται από δυο πλακέτες, το ADS1298R (Σχήμα 8.1) και ένα άλλο ενσωματωμένο επεξεργαστή της εταιρείας Texas Instruments. Ο επεξεργαστής αυτός χρησιμοποιείται στη θέση του Arduino τον οποίο αναφέραμε στην υποπαράγραφο 8.1 ότι θα ενσωματωθεί στη φορέσιμη συσκευή που θα κατασκευαστεί μελλοντικά.

Βιβλιογραφία

- [1] Alan Liu, Frank Tendick, Kevin Cleary and Christoph Kaufmann, “A Survey of Surgical Simulation: Applications, Technology, and Education”, MIT Press Journals, 2003.
- [2] Alex (Sandy) Pentland, “Healthwear: Medical Technology Becomes Wearable”, 2004, IEEE.
- [3] Alpo Värri, Bob Kemp, Thomas Penzel, Alois Schlögl, “Standards for Biomedical Signal Databases”, May/June 2001
- [4] American Society for Testing and Materials, ASTM, (<http://www.astm.org>), “Standard specification for Transferring Digital Neurophysiological Data Between Independent Computer Systems”, ASTM E1467-94, 1916 Race ST., Philadelphia, PA 19103, USA, 1994.
- [5] Andre F. Marion, Edward A. Heinsen, Robert Chin, and Bennie E. Helms, “Wrist instrument Opens New Dimension in Personal Information”, 1977
- [6] Αρρυθμίες της καρδιάς, καρδιακές αρρυθμίες
http://www.incardiology.gr/pathiseis_arrhythmies
- [7] Barry D. Brown - Mortara Instrument, Inc., Fabio Badilini - A.M.P.S. llc, “HL7 aECG Implementation Guide”, March 21, 2005
- [8] Compression Ratio
http://en.wikipedia.org/wiki/Data_compression_ratio
- [9] Douglas A. Perednia, MD and Ace Allen, MD, “Telemedicine Technology and Clinical Applications”

- [10] Ebrahim Nemati, M. Jamal Deen, Tapas Mondal (McMaster Univerity),
“Wireless Wearable ECG Sensor for Long-Term Applications”, IEEE
Communication Magazines, January 2012

- [11] Electronic nose
http://en.wikipedia.org/wiki/Electronic_nose

- [12] Επάρματα εκπόλωσης και επαναπόλωσης
http://healthnotesandnews.blogspot.com/2010/12/blog-post_4082.html

- [13] European Data Format standard
<http://www.edfplus.info/specs/edf.html>

- [14] Fabio Badilini, “The ISHNE Holter Standard Output File Format”, Paris, France

- [15] Fetal ECG
<http://www.birch.com.au/Variations-of-the-1st-stage-of-labour/Monitoring-new-technologies>

- [16] Francine Gemperie, Chris Kasabach, John Stivoric, Malcolm Bauer, Richard Martin, “Design for Wearability”, Institute for Complex Engineered Systems, Carnegie Mellon University, USA
<http://www.ices.cmu.edu/reports/040298.pdf>

- [17] George J. Mandellos, Michael N. Koukias, Ioannis St. Styliadis, and Dimitrios K. Lymberopoulos, “An Expansion on SCP-ECG Protocol for Health Telemonitoring—Pilot Implementation”

- [18] Η ανατομία της καρδιάς
<http://www.incardiology.gr/kardia/kardia.htm>

- [19] Health Level Seven, version 2.3.1, Final Standard, 1999

- [20] H.K.Huang, “PACS and Imaging Informatics, Basic Principles and Applications”, σελ.179, 2004
- [21] Ηλεκτροκαρδιογράφημα
<http://www.incardiology.gr/exetaseis/hkg.htm>
- [22] Johan Coosemans, Bart Hermans, Robert Puers, “Integrating wireless ECG monitoring in textiles”, December 2005
- [23] Καρδιαγγειακό σύστημα
<http://el.wikipedia.org/wiki>
- [24] Καρδιακές αρρυθμίες
http://www.greek-health.gr/2011/02/blog-post_27.html
- [25] Καρδιακές Αρρυθμίες : Σύγχρονες μέθοδοι διάγνωσης και θεραπευτικής αντιμετώπισής τους, 2007
http://www.klinikiagiosloukas.gr/articles_det.asp?article_id=96
- [26] Kazim Sheikh, Computer-Based Support Systems for Women With Breast Cancer
- [27] Κ.Πίτρης, Σημειώσεις μαθήματος «Υγεία και Τεχνολογία» του τμήματος Ηλεκτρολόγων Μηχανικών και Μηχανικών Υπολογιστών του Πανεπιστημίου Κύπρου, Κεφάλαιο 2, σελ.1-2,24-28, 2005.
- [28] Κ.Πίτρης, Σημειώσεις μαθήματος «Υγεία και Τεχνολογία» του τμήματος Ηλεκτρολόγων Μηχανικών και Μηχανικών Υπολογιστών του Πανεπιστημίου Κύπρου, Κεφάλαιο 2, σελ.8-13, 2005.
- [29] Lucy E. Dunne, “The design of Wearable Technology: Addressing the human-device interface through functional apparel design”, Thesis pages 1-102, August 2004

- [30] Markus Kuhn, “EBS-Extensible bio-signal file format”
- [31] Mean squared Error
http://en.wikipedia.org/wiki/Mean_squared_error
- [32] Metrics Information – Data Compression
http://compression.ru/video/quality_measure/info_en.html
- [33] Mik Lamming and Mike Flynn, “Forget-me-not” Intimate Computing in Support of Human Memory, 1994.
- [34] MJB van Ettinger, JA Lipton, MCJ de Wijs, N van der Putten, SP Nelwan, An “Open Source ECG Toolkit with DICOM”, 2008
- [35] M Struck, S Pramatarov, C Weigand, “Method and System for Standardized and Platform Independent Medical Data Information Persistence in Telemedicine”, Fraunhofer Institute for Integrated Circuits, Germany, 2008
- [36] National Institute of Information and Communications Technology (NICT), “Low-power and Secure Wearable ECG over Body Area Network”, May 2009
- [37] Οξύ έμφραγμα του μυοκαρδίου με ανάσπαση του ST
http://www.incardiology.gr/pathiseis_stefaniaia/stefaniaia_emfragma.htm
- [38] Οξύ έμφραγμα του μυοκαρδίου, ΙΑΣΠΙΣ
<http://panacea.med.uoa.gr/topic.aspx?id=248>
- [39] Open ECG Portal
<http://www.openecg.net/>
- [40] Philippe Jourand, Hans De Clercq, Rogier Corthout, Robert Puers, “Textile Integrated Breathing and ECG Monitoring System”, Proceedings of the Eurosensors XXIII conference, 2009

- [41] Πώς λειτουργεί η καρδιά – Καρδιακός κύκλος
<http://www.ygeiaonline.gr>

- [42] Park Chulsung και Pai H. Chou (University of California), Ying Bai, Robert Matthews και Andrew Hibbs (Quantum Applied Science & Research (QUASAR), Inc.), “An Ultra-Wearable, Wireless, Low Power ECG Monitoring System”

- [43] P. Marcheschi, A. Mazzarisi, S. Dalmiani, A. Benassi, “ECG Standards for the Interoperability in Patient Electronic Health Records in Italy”, Computers in Cardiology, Sept. 2006, vol. 33, pp. 549-552.

- [44] R. Fischer, Chr. Zywietz, “HowToImplement SCP-ECG_Part I”, Hannover, February 2003
<http://www.openecg.net/>

- [45] Rita Paradiso, Giannicola Loriga, Nicola Taccini, Angelo Gemignani, and Brunello Ghelarducci, “WEALTHY – a wearable healthcare system: new frontier on e-textile”, Journal of Telecommunications and Information Technologies, 2005

- [46] R. Paradiso, “WEALTHY: Wearable Health Care System”, Techtextile Symposium North America, 2004

- [47] SAD – Sum of absolute Differences
http://en.wikipedia.org/wiki/Sum_of_absolute_differences

- [48] Sibrecht Bouwstra, Wei Chen, Loe Feijs (Department of Industrial Design, Eindhoven University of Technology, The Netherlands) and Sidarto Bambang (Oetomo M.D., Neonatal Intensive Care Unit, Máxima Medical Center, The Netherlands), “Smart Jacket Design for Neonatal Monitoring with Wearable Sensors”, 2009

- [49] Signal to noise Ratio
http://en.wikipedia.org/wiki/Signal-to-noise_ratio

- [50] Steve Mann, “Wearable Computing as means for Personal Empowerment”,
University of Toronto

- [51] Στοιχεία για το ηλεκτροκαρδιογράφημα
<http://healthnotesandnews.blogspot.com/2011/01/9.html>
<http://healthnotesandnews.blogspot.com/2011/01/1.html>

- [52] Sudip Nag, Dinesh K. Sharma (Indian Institute of Technology Mumbai, India),
“Wireless E-Jacket for Multiparameter Biophysical Monitoring and
Telemedicine Applications”, September 2006

- [53] T.Arumuga Maria Devi and S.S.Vinsley, “Analysis of Error Metrics of Different
Levels of Compression on Modified Haar Wavelet Transform”, January 2001

- [54] Telematic Medical Applications (TMA), HearView P12/8 BT-Lead ECG
Personal Recorder/Transmitter

- [55] Texas Instruments, Inc., ADS1298R ECG Front-End Performance
Demonstration Kit (User's Guide) και «Low-Power, 8-Channel, 24-Bit Analog
Front-End for Biopotential Measurements», Ιανουάριος 2012
<http://www.ti.com/product/ADS1298R>

- [56] Thaler Erica R and Hanson C William “Medical applications of electronic nose
technology”

- [57] Τμήμα Αναίμακτης Καρδιολογίας, Όμιλος Ιατρικού Αθηνών,
«HOLTER 24ωρης καταγραφής ηλεκτροκαρδιογραφήματος»
και <http://www.incardiology.gr>

- [58] Todd T. Schlegel (Johnson Space Center), Brian Arenare (Johnson Space Center
and Cardiosoft), Saeed Moradi (Cardiosoft) and Walter B Kulecz (Wyle

Laboratories), “High-Frequency Electrocardiographic Wave Complex or Interval Electrocardiography”

- [59] Vital Jacket – Optima Life
<http://www.optima-life.com/vitaljacket/datacollection.html> (Optima Life)
<http://www.firstbeat.fi/products> (Firstbeat HEALTH και Firstbeat SPORTS)
- [60] Φυσιολογία της καρδιάς και ηλεκτροκαρδιογράφημα, N.T.U.A.
<http://www.medicalsupply.gr/hlektrokardiografima.el.aspx>
- [61] Wearable computer
http://en.wikipedia.org/wiki/Wearable_computer
- [62] Χαρακτηριστικά του φυσιολογικού ηλεκτροκαρδιογραφήματος
<http://users.sch.gr/sarmeni/Website/heart.htm>
- [63] Zephyr BioHarness, BIOPAC Systems, Inc., “Field Comparison: Zephyr BioHarness™ / Polar HR Monitor” και “White Paper: Validity of BioHarness™ Heart Rate vs. 3-lead ECG”