



Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο
Σχολή Ηλεκτρολόγων Μηχανικών & Μηχανικών Υπολογιστών
Τομέας Επικοινωνιών, Ηλεκτρονικής & Συστημάτων Πληροφορικής

Ανάλυση, Σχεδίαση και Υλοποίηση Φορητού Ηλεκτροκαρδιογράφου Υψηλής Ευκρίνειας

Διπλωματική Εργασία
Σπυρίδων Ν. Παπάς

Επιβλέπων Καθηγητής
Πάυλος-Πέτρος Σωτηριάδης
Αναπλ. Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Εργαστήριο Ηλεκτρονικής
Αθήνα, Μάρτιος 2017



Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο
Σχολή Ηλεκτρολόγων Μηχανικών & Μηχανικών Υπολογιστών
Τομέας Επικοινωνιών, Ηλεκτρονικής & Συστημάτων Πληροφορικής

Ανάλυση, Σχεδίαση και Υλοποίηση Φορητού Ηλεκτροκαρδιογράφου Υψηλής Ευκρίνειας

Διπλωματική Εργασία
Σπυρίδων Ν. Παππάς

Επιβλέπων Καθηγητής
Πάυλος-Πέτρος Σωτηριάδης
Αναπλ. Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Εγκρίθηκε από την τριμελή εξεταστική επιτροπή την 16^η Μαρτίου 2017

.....
Πάυλος-Πέτρος Σωτηριάδης
Αναπλ. Καθηγητής Ε.Μ.Π.

.....
Γιώργος Ματσόπουλος
Αναπλ. Καθηγητής Ε.Μ.Π.

.....
Κιαμάλ Πεκμεστζή
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Εργαστήριο Ηλεκτρονικής
Αθήνα, Μάρτιος 2017

.....

Σπυρίδων Ν. Παππάς

Διπλωματούχος Ηλεκτρολόγος Μηχανικός και Μηχανικός Υπολογιστών Ε.Μ.Π.

Copyright © Σπυρίδων Ν. Παππάς, 2017

Με επιφύλαξη παντός δικαιώματος. All rights reserved.

Απαγορεύεται η αντιγραφή, αποθήκευση και διανομή της παρούσας εργασίας, εξ ολοκλήρου ή τμήματος αυτής, για εμπορικό σκοπό. Επιτρέπεται η ανατύπωση, αποθήκευση και διανομή για σκοπό μη κερδοσκοπικό, εκπαιδευτικής ή ερευνητικής φύσης, υπό την προϋπόθεση να αναφέρεται η πηγή προέλευσης και να διατηρείται το παρόν μήνυμα. Ερωτήματα που αφορούν τη χρήση της εργασίας για κερδοσκοπικό σκοπό πρέπει να απευθύνονται προς το συγγραφέα.

Οι απόψεις και τα συμπεράσματα που περιέχονται σε αυτό το έγγραφο εκφράζουν το συγγραφέα και δεν πρέπει να ερμηνευθεί ότι αντιπροσωπεύουν τις επίσημες θέσεις του Εθνικού Μετσόβιου Πολυτεχνείου.

Περίληψη

Σκοπός της εργασίας αυτής είναι η παρουσίαση της μελέτης, σχεδίασης και κατασκευής ενός φορητού καρδιογράφου υψηλής ευκρίνειας χρησιμοποιώντας το ολοκληρωμένο κύκλωμα ADS1198 της Texas Instruments.

Η κατασκευή βιοϊατρικών συσκευών για ιδιωτική χρήση είναι πλέον γεγονός και έχει πολλή απήχηση στους καταναλωτές. Πολλές εταιρίες έχουν προσανατολιστεί προς αυτή την κατεύθυνση δημιουργώντας προϊόντα που επιτρέπουν την παρακολούθηση διαφόρων ιατρικών μετρήσεων με εύκολο και αναίμακτο τρόπο.

Το σήμα του καρδιογραφήματος είναι σημαντικό για τη διάγνωση καρδιακών παθήσεων και η απόκτησή του επηρεάζει την ακρίβεια σωστής διάγνωσης τυχούσας πάθησης.

Στην παρούσα διπλωματική αναλύεται η κατασκευή και λειτουργία ενός φορητού καρδιογράφου που προσφέρει ποιοτικό σήμα με πολύ καλές προδιαγραφές. Επίσης αναφέρονται ξεχωριστά τα επιμέρους κομμάτια του κυκλώματος μαζί με το λόγο επιλογής τους. Τέλος παρουσιάζουμε τι μπορεί να κάνει η συσκευή μας μαζί με αποτελέσματα.

Λέξεις-Κλειδιά

Καρδιογράφημα, βιοσήματα, παρακολούθηση, απεικόνιση σε οθόνη, τεχνικές σχεδίασης PCB, Altium Designer, Atmel SAM3X8E, τρισδιάστατη εκτύπωση

Abstract

The purpose of this thesis is to present the study, design and construction of a portable high resolution cardiograph using Texas Instruments' chip ADS1198.

Making biomedical appliances for home use is a fact and has a great impact on the consumers. Many companies has turned to that direction making products that allow people to monitor several medical signals with ease.

The signal of an ECG (ElectroCardioGram) is important to diagnose heart diseases and its acquisition can affect the accuracy of a correct diagnosis if there is.

In this thesis there is an analysis about the manufacture and operation of a portable cardiograph that can offer a quality signal with very good specifications. Afterwards there is a reference about the parts we use individually along with the reason we select those parts. Finally we present what our device can do with results.

Keywords

ECG, bio-signals, monitoring, LCD display, PCB design, Altium Designer, Atmel SAM3X8E, 3D printing

Ευχαριστίες

Πρωτίστως, θα ήθελα να ευχαριστήσω τον επιβλέποντα καθηγητή της διπλωματικής μου εργασίας, κύριο Παύλο-Πέτρο Σωτηριάδη για την συνεχή καθοδήγηση και υποστήριξη καθώς και για την εμπιστοσύνη που μου έδειξε σε ένα τόσο απαιτητικό και πολυδιάστατο θέμα. Το κίνητρο και η ουσιαστική βοήθεια που μας παρείχε σε όλη την πορεία της έρευνας ήταν καθοριστικά για την περάτωση του έργου μου.

Φυσικά, θα ήθελα να εκφράσω τις ευχαριστίες μου στην οικογένειά μου και τους οικείους μου, για την αγάπη και την φροντίδα με την οποία έχουν με περιβάλλει σε όλο το ακαδημαϊκό μου ταξίδι ως τώρα, καθώς και για την αμέριστη υλική και ψυχολογική στήριξη που μου παρείχαν. Η αξία τους είναι ανεκτίμητη.

Τέλος, ευχαριστώ πολύ όλα τα υπόλοιπα μέλη του circuits group, τα οποία με τις εύστοχες παρατηρήσεις τους, τις χρήσιμες γνώσεις του, τη διάθεση τους και την φιλική ατμόσφαιρα που δημιούργησαν συντέλεσαν στο να περατωθεί αυτό το έργο.

Περιεχόμενα

1	Εισαγωγή	17
2	Καρδιογράφημα	19
2.1	Η λειτουργία της καρδιάς	19
2.2	Ηλεκτρικά σήματα από το ανθρώπινο σώμα	19
2.3	Η λειτουργία της καρδιάς ως ηλεκτρικό σήμα	21
2.4	Ανάλυση της μορφής του καρδιογραφήματος	21
3	Ηλεκτρόδια	25
3.1	Ag/AgCl ηλεκτρόδια (υγρά)	26
3.2	Ηλεκτρόδια επαφής (dry electrodes)	27
3.3	Ηλεκτρόδια μη επαφής (non-contact electrodes)	28
4	Φορητοί καρδιογράφοι	31
5	Φορητός καρδιογράφος	33
5.1	TI ADS1198	34
5.1.1	Θόρυβος και τρόποι αντιμετώπισής του	34
5.1.2	Τροφοδοσία	35
5.1.3	Είσοδος ADS1198	35
5.1.4	Επιπλέον λειτουργίες του ADS1198	38
5.1.5	Πρότυπα που υποστηρίζει το ADS1198	42
5.2	Serial Peripheral Interface (SPI)	42
5.2.1	Γενικά για την SPI επικοινωνία	42
5.2.2	SPI και ADS1198	44
5.2.3	Εντολές SPI	45
5.3	Μικροελεγκτής Atmel SAM3X8E και LCD TFT οθόνη	48
6	Προγραμματισμός Κυκλώματος	51
7	Κυκλωματική Υλοποίηση	53
7.1	Αρχικό κύκλωμα ADS1198	53

7.2 Τελικό κύκλωμα	54
8 Συμπεράσματα και μελλοντική εργασία	59
Βιβλιογραφία	85

Κατάλογος Σχημάτων

2.1	Καρδιά	20
2.2	Γράφημα δύο παλμών μιας καρδιάς	20
2.3	Διάγραμμα ροής διαδικασίας λήψης και επεξεργασίας ενός βιοσήματος	22
2.4	Τοποθέτηση ηλεκτροδίων στα άκρα του σώματος	22
2.5	Τοποθέτηση ηλεκτροδίων στο στέρνο	22
2.6	Σχηματική αναπαράσταση ενός κανονικού ηλεκτροκαρδιογραφήματος	23
3.1	Ηλεκτρονική σύζευξη ηλεκτροδίων και των τριών τύπων	25
3.2	Σχέδιο στρωμάτων μεταξύ δέρματος και υγρού ηλεκτροδίου	26
3.3	Υγρό ηλεκτρόδιο AgAgCl	26
3.4	Ηλεκτρόδια επαφής με καρφόακια (pins) τα οποία βοηθάνε να εισχωρήσουν μέσα στα μαλλιά και να ακουμπήσουν δέρμα στο κεφάλι ώστε να αποκτήσουν καλό EEG	28
3.5	Ηλεκτρόδιο μη επαφής	28
3.6	Σχέδιο χωρητικής σύζευξης αισθητήρα	29
4.1	Φορητοί καταγραφείς λειτουργίας της καρδιάς	32
5.1	Σύζευξη των γραμμών τροφοδοσίας με το σώμα και πώς παρεμβάλλονται στο κύκλωμα απόκτησης βιοσήματος	34
5.2	Απλοποιημένο διάγραμμα του εσωτερικού του ADS1198	36
5.3	Μπλοκ πολυπλέκτη εισόδου κάθε καναλιού	37
5.4	Απλή και διαφορική είσοδος	37
5.5	Σήμα σε απλή και διαφορική είσοδο	38
5.6	Σχηματισμός της τάσης WCT	39
5.7	RLD selection	40
5.8	Έλεγχος διακοπής σύνδεσης	41
5.9	Επιλογές σήματος	41
5.10	Συνδεσμολογία master - slave SPI	43
5.11	SPI circular buffer	43
5.12	Χρονισμοί για το SPI	44
5.13	DRDY και μεταφορά δεδομένων	45
5.14	SPI BUS μεταφορά δεδομένων ADS1198	45

5.15	Χρονισμός της εντολής RDATA	46
5.16	Χρονισμός εντολής RDATA	47
5.17	Διάβασμα δύο καταχωρητών αρχίζοντας από τον 00 opcode1 00100000 opcode2 00000001	47
5.18	Γράψιμο δύο καταχωρητών αρχίζοντας από τον 00 opcode1 01000000 opcode2 00000001	48
5.19	Arduino Due	49
5.20	LCD οθόνη (πάνω πλευρά)	49
5.21	LCD οθόνη (κάτω πλευρά)	49
7.1	Συνδεσμολογία ADS1198	53
7.2	Αρχική πλακέτα ADS1198	54
7.3	Αρχική πλακέτα ADS1198 κολλημένη	54
7.4	Τελική πλακέτα (top layer)	55
7.5	Τελική πλακέτα (bottom layer)	55
7.6	Στεγνά ηλεκτρόδια και η καλωδίωση που χρησιμοποιήθηκε για την καταγραφή καρδιογραφήματος	56
7.7	Πλακέτα μαζί με πειραματικά κουμπιά	56
7.8	Τελικό κύκλωμα μαζί με κουτί προστασίας	57
7.9	Καρδιογράφημα με ένα κανάλι	57
7.10	Οθόνη απεικόνισης καρδιογραφήματος σε ένα κανάλι	57
7.11	Καρδιογράφημα με δύο κανάλια ταυτόχρονα	58
7.12	Οθόνη απεικόνισης καρδιογραφήματος με δύο κανάλια ταυτόχρονα	58
1	Σχηματικό κυκλώματος ADS1198	61
2	Σχηματικό κυκλώματος SAM3E8X	62
3	PCB top layer	63
4	PCB bottom layer	64
5	Εξωτερικό κουτί κυκλώματος	65

Κατάλογος Πινάκων

5.1	Εισαγόμενος θόρυβος από κέρδος και ρυθμό δεδομένων (σε mV_{pp})	35
5.2	Κέρδος ως προς εύρος	36
5.3	Ιδανική αντιστοιχία εισόδου-εξόδου	38
5.4	SPI modes για το Arduino DUE	44
5.5	Εντολές ADS1198 με την επεξήγησή τους	46
5.6	Αναλυτικός χάρτης καταχωρητών ADS1198	48

1

Εισαγωγή

Στην σημερινή εποχή η τεχνολογία παίζει σημαντικό ρόλο στους περισσότερους τομείς κάθε βιομηχανίας όσο και στην προσωπική ζωή κάθε ανθρώπου. Ο τομέας της Υγείας είναι από τους σημαντικότερους τομείς όπου η συνεχής αναζήτηση λύσεων και η συνεχής βελτίωση είναι απαραίτητα.

Οι βιοϊατρικοί μηχανικοί εφαρμόζουν ηλεκτρικές, χημικές, οπτικές, μηχανικές και άλλες μηχανικές αρχές έτσι ώστε να κατανοήσουν, να τροποποιήσουν ή να ελέγξουν βιολογικά συστήματα (ανθρώπων ή ζώων). Αρχικά το εύρος της δραστηριότητας των βιοϊατρικών μηχανικών ήταν απλά η ανάπτυξη ιατρικών μηχανημάτων αλλά πλέον έχει διευρυνθεί σε πολλούς νέους τομείς. Τέτοιοι τομείς είναι:

- Η εφαρμογή συστημάτων ανάλυσης (προσομοιώσεις, φυσιολογικά μοντέλα κτλ).
- Ο εντοπισμός, μέτρηση και παρακολούθηση φυσιολογικών σημάτων (όπως οι βιοαισθητήρες).
- Διαγνωστική ερμηνεία μέσω τεχνικών επεξεργασιών σημάτων βιοηλεκτρικών δεδομένων.
- Διαδικασίες και συσκευές για θεραπεία και αποκατάσταση.
- Συσκευές για αντικατάσταση ή αύξηση σωματικών λειτουργιών (τεχνητά όργανα).
- Ανάλυση δεδομένων ασθενών για σωστότερες αποφάσεις αντιμετώπισης του προβλήματος.
- Ιατρική απεικόνιση, όπως είναι η αναλυτική γραφική απεικόνιση ανατομίας ή μίας φυσιολογικής λειτουργίας.
- Η δημιουργία νέων συσκευών/προϊόντων.

Επομένως ο κλάδος των μηχανικών βιοϊατρικής είναι βασισμένος τόσο στην μηχανική όσο και στις επιστήμες υγείας. Ξεκινάει από θεωρητικά θέματα και φτάνει μέχρι σύγχρονες εφαρμογές. Εμπεριέχει έρευνα, ανάπτυξη, εφαρμογή και λειτουργία πραγμάτων.

Η ανάπτυξη βιοϊατρικών συσκευών και εξοπλισμού έχει σημειώσει μεγάλη πρόοδο και έχει συνεισφέρει στην βελτίωση της υγείας των ανθρώπων. Με την δημιουργία συσκευών που επιτρέπουν καλύτερη παρακολούθηση προσφέροντας ταυτόχρονα περισσότερη άνεση, οι ασθενείς ξοδεύουν λιγότερο χρόνο σε εξετάσεις και ανάρρωση με εξίσου καλά ή και καλύτερα αποτελέσματα από πριν.

Οι ψηφιακές συσκευές παίζουν μεγάλο ρόλο στην καθημερινή ζωή του ανθρώπου από την επικοινωνία μέχρι την ψυχαγωγία. Έτσι και στον τομέα της ιατρικής, η δύναμη φεύγει από τα νοσοκομεία και τους γιατρούς και μεταφέρεται σε προσωπικές φορητές συσκευές οι οποίες μπορούν να παρακολουθούν τα ζωτικά τους σημεία, να κάνουν μέχρι έναν ικανοποιητικό βαθμό εξετάσεις και άλλες λειτουργίες. Αυτό γίνεται πιο αργά στον τομέα της Ιατρικής καθότι είναι πιο συντηρητική η εξέλιξη αφού κάθε αλλαγή πρέπει να έχει ικανοποιήσει κάποιες απαιτήσεις. Η μετάβαση που αναφέρουμε έχει ήδη ξεκινήσει καθώς έχουμε ψηφιοποιήσει τις περισσότερες δραστηριότητες του ανθρώπου και πλέον μπορούμε να έχουμε μετρήσεις από το σπίτι του ασθενή όπως είναι το καρδιογράφημα, η πίεση, η θερμοκρασία του σώματος, η συγκέντρωση οξυγόνου και οτιδήποτε άλλο μπορεί να θέσει σε κίνδυνο την υγεία του ανθρώπου.

Στην παρούσα εργασία ασχολούμαστε κυρίως με το σήμα που παράγεται από την καρδιά και σχεδιάζουμε ένα κύκλωμα ώστε να μπορούμε να το απεικονίσουμε αυτό σε πραγματικό χρόνο σε μία οθόνη LCD. Η συσκευή αυτή είναι φορητή και εύχρηστη για να μπορεί να χρησιμοποιείται από τον οποιονδήποτε.

2

Καρδιογράφημα

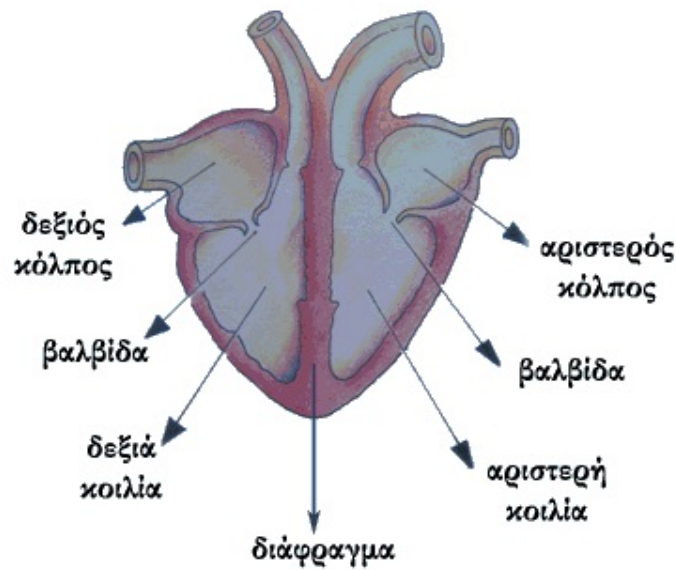
2.1 Η λειτουργία της καρδιάς

Όπως είναι γνωστό η καρδιά είναι ένας μυς όπου στην ουσία αποτελεί την αντλία για την κυκλοφορία του αίματος σε όλο το σώμα. Η κυκλοφορία του αίματος είναι απαραίτητη για να φτάσει σε όλα τα όργανα και τους μύες του σώματος φρέσκο οξυγόνο και να φύγει το διοξείδιο του άνθρακα που δημιουργείται κατά την καύση.

Η καρδιά αποτελείται από τέσσερις κοιλότητες. Οι δύο πάνω κοιλότητες ονομάζονται κόλποι και οι δύο κάτω ονομάζονται κοιλίες, αριστερή και δεξιά αντίστοιχα. Το αίμα εισέρχεται από τον δεξιό κόλπο της καρδιάς μέσω των φλεβών και προωθείται στην δεξιά κοιλία όπου και το αίμα οξυγονώνεται μέσω των πνευμόνων. Έπειτα το αίμα αυτό πρέπει να σταλεί σε όλα τα μέρη του σώματος. Αυτό επιτυγχάνεται πηγαίνοντας στον αριστερό κόλπο και μετά την αριστερή κοιλία. Η αριστερή κοιλία είναι το σημαντικό κομμάτι του μυοκαρδίου καθώς αυτό είναι υπεύθυνο για την αποστολή του φρέσκου σε οξυγόνο αίματος με τη συστολή του μέσω της αορτής και των υπόλοιπων αρτηριών. Για την κυκλοφορία του αίματος μέσα στην καρδιά υπεύθυνες είναι οι βαλβίδες (τριγλώχινα, πνευμονική, μιτροειδής και αορτική) οι οποίες επιτρέπουν την κυκλοφορία του αίματος προς μία μόνο κατεύθυνση εμποδίζοντας τυχόν παλινδρόμηση.

2.2 Ηλεκτρικά σήματα από το ανθρώπινο σώμα

Η δραστηριότητα των ανθρωπίνων μυών παράγουν ηλεκτρικό σήμα. Η πηγή του σήματος αυτού προέρχεται από τα κύτταρα και πιο συγκεκριμένα την κυτταρική μεμβράνη. Αρχικά η κυτταρική μεμβράνη είναι ηλεκτρικά πολωμένη καθώς υπάρχει διαφορά δυναμικού μεταξύ του εσωτερικού και του εξωτερικού της. Όταν λοιπόν τα κύτταρα ενός μυ διεγερθούν, τότε το δυναμικό αυτό αλλάζει και στην ουσία η κυτταρική μεμβράνη εκπολώνεται για κάποιο διάστημα, δηλαδή η διαφορά του δυναμικού μεταξύ εσωτερικού και εξωτερικού πηγαίνει κοντά στο μηδέν. Όλα τα κύτταρα μαζί προκαλούν ένα ηλεκτρικό σήμα όταν διεγείρονται το οποίο μεταφέρεται μέσα από τους ιστούς του οργανισμού με αποτέλεσμα να μπορεί να μετρηθεί αν τοποθετηθούν αισθητήρες (ηλεκτρόδια) στα σωστά σημεία.



Σχήμα 2.1: Καρδιά

Τα σήματα αυτά αποστέλλονται για αναλογική επεξεργασία και έπειτα ψηφιακή μετατροπή. Εκεί τα σήματα ενισχύονται, φιλτράρονται και λαμβάνουν ψηφιακή μορφή. Όταν το αναλογικό σήμα έχει ψηφιοποιηθεί και έχει μετατραπεί σε μορφή στην οποία μπορεί να αποθηκευτεί και να επεξεργαστεί από ηλεκτρονικούς υπολογιστές, υπάρχουν πολλές μέθοδοι και εφαρμογές που μπορούν να εφαρμοστούν.



Σχήμα 2.2: Γράφημα δύο παλμών μιας καρδιάς

Ένα σύστημα που διαβάζει βιοσήματα συνήθως εμπεριέχει και μία οθόνη στην οποία προβάλλει τα αποτελέσματα έτσι ώστε οι άνθρωποι να μπορούν να τα δουν και να τα καταλάβουν. Οι

απεικονίσεις αυτές μπορεί να είναι αριθμητικές ή γραφικές, συνεχείς ή διακριτές, μόνιμες ή προσωρινές. Οι περισσότερες συσκευές απεικόνισης είναι οπτικές, αλλά υπάρχουν και άλλων ειδών όπως ακουστικές (πχ. ένα μπιπ με κάθε παλμό της καρδιάς).

Εκτός από την απεικόνιση πολλά συστήματα έχουν τη δυνατότητα αποθήκευσης των δεδομένων. Σε πολλές συσκευές τα δεδομένα αποθηκεύονται για μικρό χρονικό διάστημα έτσι ώστε να επεξεργαστούν περισσότερο ή ώστε κάποια άλλη διεργασία να χρησιμοποιήσει τα δεδομένα αυτά. Σε άλλες περιπτώσεις τα σήματα αποθηκεύονται μόνιμα ώστε να μπορούν να υποστούν διαφορετικές τεχνικές επεξεργασίας.

Σήμερα με την τεχνολογία των smartphones και του Internet οι δυνατότητες διευρύνονται κατά πολύ. Τα βιοσήματα μπορούν να διαβάζονται από μία συσκευή σε ένα μέρος όπως το σπίτι του ασθενή ή σε ένα εξεταστικό κέντρο σε ένα απομακρυσμένο νησί, και τα βιοσήματα αυτά να αποστέλλονται σε άλλη συσκευή για επεξεργασία και ανάλυση. Κάτι τέτοιο κάνει δυνατή την γρήγορη διάγνωση εξ' αποστάσεως εάν ο ασθενής έχει κάποιο πρόβλημα.

2.3 Η λειτουργία της καρδιάς ως ηλεκτρικό σήμα

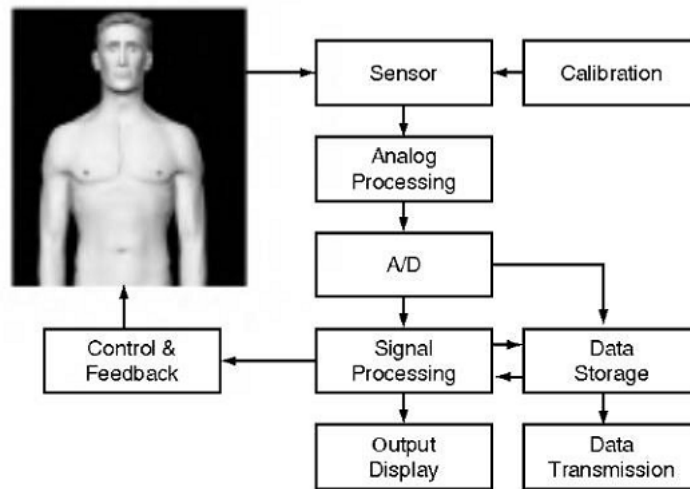
Όπως αναφέρθηκε και προηγουμένως, η καρδιά είναι ουσιαστικά ένας μυς που βοηθάει στην κυκλοφορία του αίματος σε όλο το σώμα. Η δραστηριότητα της καρδιάς μπορεί να παρατηρηθεί και να μελετηθεί ως ηλεκτρικό φαινόμενο αφού σα λειτουργία έχει τη συστολή και διαστολή επιμέρους μυών της.

Η διέγερση των μυών της καρδιάς γίνεται από ένα σύστημα στην καρδιά που ονομάζεται βηματοδότης. Κομμάτι του βηματοδότη είναι ο φλεβόκομβος ο οποίος είναι αυτός που δίνει τον καρδιακό παλμό και δουλεύουν οι υπόλοιποι μυς στην καρδιά. Η ακριβής μετάβαση του σήματος ξεκινά από τον φλεβόκομβο που βρίσκεται ανάμεσα στην δεξιά κόλπο και την άνω κοίλη φλέβα. Από εκεί το σήμα μεταφέρεται στους δύο κόλπους με αποτέλεσμα την σύσπασή τους. Έπειτα το σήμα πηγαίνει σε αυτό που ονομάζουμε κολποκοιλιακό κόμβο. Ο κολποκοιλιακός κόμβος λειτουργεί ως ελεγκτής του ηλεκτρικού σήματος μεταξύ του προηγούμενου συστήματος και των κοιλιών ώστε να υπάρχει σωστός συγχρονισμός. Στην πράξη επιβάλλει μια μικρή καθυστέρηση του σήματος της τάξης του 0.1s προτού περαστεί στις κοιλίες και προκαλέσει τη σύσπασή τους.

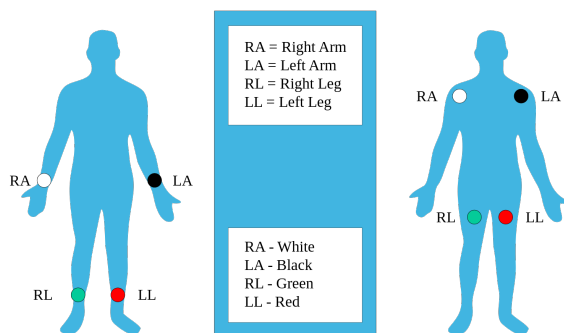
2.4 Ανάλυση της μορφής του καρδιογραφήματος

Το ηλεκτροκαρδιογράφημα είναι η διαδικασία κατά την οποία καταγράφεται η ηλεκτρική δραστηριότητα της καρδιάς για κάποιο χρονικό διάστημα χρησιμοποιώντας ηλεκτρόδια πάνω στο σώμα του ασθενή. Τα ηλεκτρόδια αυτά εντοπίζουν πολύ μικρές ηλεκτρικές αλλαγές στο δέρμα που προκαλούνται από την κίνηση των μυών της καρδιάς σε κάθε παλμό. Στην παρακάτω εικόνα παρουσιάζεται η κυματομορφή παλμών της καρδιάς.

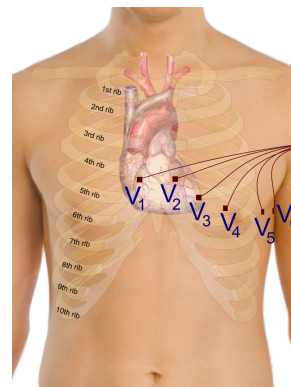
Στη συνήθη μέτρηση του ηλεκτροκαρδιογραφήματος χρησιμοποιούνται 10 ηλεκτρόδια όπου τοποθετούνται στο στήθος και πλευρά του ασθενή όπως στα σχεδιαγράμματα των Σχημάτων 2.4 και 2.5. Έτσι μετράται το ηλεκτροκαρδιογράφημα συνήθως σε διάρκεια 10s.



Σχήμα 2.3: Διάγραμμα ροής διαδικασίας λήψης και επεξεργασίας ενός βιοσήματος



Σχήμα 2.4: Τοποθέτηση ηλεκτροδίων στα άκρα του σώματος



Σχήμα 2.5: Τοποθέτηση ηλεκτροδίων στο στήθος

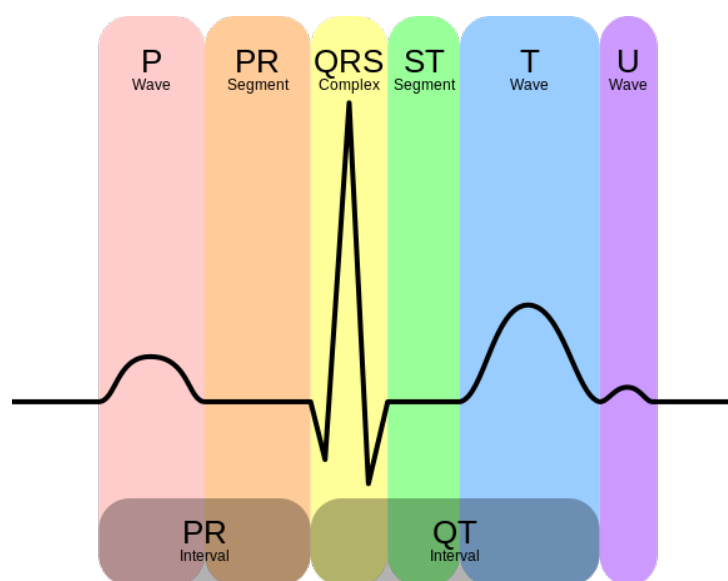
Ένα πλήρες ηλεκτροκαρδιογράφημα μπορεί να παράσχει πολλές χρήσιμες πληροφορίες στον έμπειρο γιατρό. Μερικές από αυτές τις πληροφορίες είναι η μέτρηση των παλμών και του ρυθμού της καρδιάς, το μέγεθος και τη θέση των καρδιακών θαλάμων καθώς και την ύπαρξη ζημίας στα μυϊκά κύτταρα της καρδιάς, την επιρροή καρδιακών φαρμάκων και την λειτουργία βηματοδοτών.

Ένα τυπικό ηλεκτροκαρδιογράφημα είναι ένα επαναλαμβανόμενος κύκλος τριών κομματιών: το κύμα P (atrial depolarization), το QRS complex (ventricular depolarization) και το κύμα T (ventricular repolarization).

Το κύμα P αναπαριστά την εκπόλωση του κόλπου. Έχει διάρκεια μικρότερη από 80 ms. Εάν έχει μεγαλύτερη διάρκεια μπορεί να σημαίνει κολπική διεύρυνση. Το P κύμα είναι συνήθως όρθιο στις μετρήσεις.

Το διάστημα PR μετράται από την αρχή του κύματος P μέχρι την αρχή του QRS complex. Το διάστημα αυτό πρέπει να έχει διάρκεια 120 ms–200 ms.

Το QRS complex αναπαριστά την γρήγορη εκπόλωση των κοιλιών. Λόγω της μεγαλύτερης



Σχήμα 2.6: Σχηματική αναπαράσταση ενός κανονικού ηλεκτροκαρδιογραφήματος

μυϊκής μάζας που έχουν οι κοιλίες σε σχέση με τους κόλπους το σύμπλεγμα QRS έχει συνήθως πολύ μεγαλύτερο πλάτος από αυτό του κύματος P. Η διάρκειά του είναι από 80 ms έως 100 ms.

Το σημείο J είναι το σημείο στο οποίο το σύμπλεγμα QRS τελειώνει και το τμήμα ST ξεκινά.

Το τμήμα ST είναι το τμήμα που ενώνει το σύμπλεγμα QRS με το κύμα T. Αναπαριστά την περίοδο με την οποία εκπολώνονται οι κοιλίες.

Το κύμα T αναπαριστά την επαναπόλωση των κοιλιών. Γενικά είναι όρθιο στις μετρήσεις όπως το κύμα P. Η διάρκειά του είναι στα 160 ms.

Το κύμα U θεωρείται ότι προκαλείται από την επαναπόλωση του μεσοκοιλιακού διαφράγματος. Συνήθως έχει μικρό πλάτος και πολλές φορές δεν φαίνεται καν. Εάν το κύμα U είναι πολύ επιφανές μπορεί να σημαίνει προβλήματα.

Όλοι τα στοιχεία ενός καρδιακού παλμού έχουν καθορισμένες προδιαγραφές χρόνου, διάρκειας, πλάτους και μορφολογίας. Οποιαδήποτε απόκλιση από τις προδιαγραφές αυτές μπορεί να έχει παθολογική και κλινική σημασία.

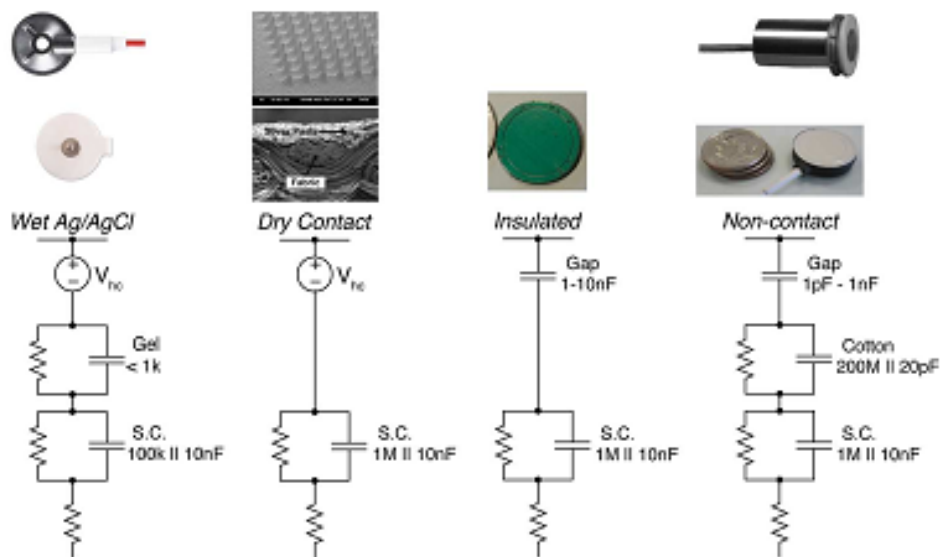
Τα σήματα ενός καρδιογραφήματος είναι της τάξης του 1 mV. Όπως και στα υπόλοιπα βιοσήματα, το ηλεκτροκαρδιογράφημα επηρεάζεται από την κίνηση του ασθενή. Οι κινήσεις αυτές μπορούν να προκαλέσουν ψεύτικες ενδείξεις στην μέτρηση για δυσρυθμίες και άλλα προβλήματα.

3

Ηλεκτρόδια

Ο τρόπος για να μετρήσουμε βιοσήματα όπως το ηλεκτροκαρδιογράφημα και το ηλεκτροεγκεφαλογράφημα είναι τα ηλεκτρόδια. Αυτά λαμβάνουν ηλεκτρικά σήματα πολύ μικρού πλάτους τάσης που προκαλούνται από τις δραστηριότητες του σώματος και μέσω των ηλεκτροδίων μεταφέρονται σε κυκλώματα όπου ενισχύονται, επεξεργάζονται και στο τέλος απεικονίζονται. Υπάρχουν τριών ειδών ηλεκτρόδια. Το είδος τους καθορίζεται από τον τρόπο με τον οποίο λαμβάνουν το σήμα αυτό από το σώμα. Αρχικά έχουμε τα υγρά ηλεκτρόδια που είναι και τα πιο διαδεδομένα και μετά είναι τα ηλεκτρόδια επαφής (dry electrodes) και τα ηλεκτρόδια μη επαφής (non-contact electrodes). Τα χαρακτηριστικά κάθε είδους αναλύονται παρακάτω.

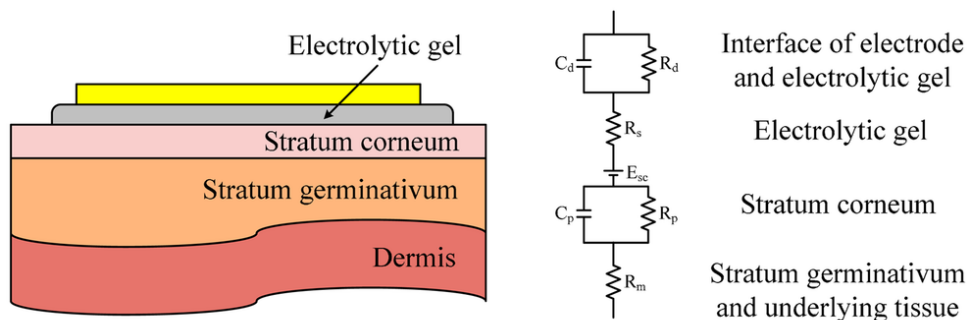
Η παρούσα εργασία θα χρησιμοποιεί στεγνά ηλεκτρόδια.



Σχήμα 3.1: Ηλεκτρονική σύζευξη ηλεκτροδίων και των τριών τύπων

3.1 Ag/AgCl ηλεκτρόδια (υγρά)

Τα υγρά ηλεκτρόδια είναι αυτά που χρησιμοποιούνται κατά κόρον στα νοσοκομεία και σε κλινικές. Είναι καλά χαρακτηρισμένα και μελετημένα μετά από τόσες δεκαετίες όπου χρησιμοποιούνται. Οι περισσότερες από τις ιδιότητές τους είναι γνωστές και κατανοητές και υπάρχουν πολλές τεχνικές πλέον όπου μπορούν να αντιμετωπίσουν γνωστά προβλήματα όπως είναι ο θόρυβος και η ολίσθηση χαμηλών συχνοτήτων. Με σωστή προετοιμασία του ασθενή, τα υγρά ηλεκτρόδια μπορούν και παρέχουν άριστο σήμα για μετρήσεις και ανάλυση.



Σχήμα 3.2: Σχέδιο στρωμάτων μεταξύ δέρματος και υγρού ηλεκτροδίου

Οι βασικές αρχές για ηλεκτρόδια χωρίς τζελ είναι γνωστές. Παρότι έχει γίνει πολλή έρευνα για τέτοιου είδους εναλλακτικά ηλεκτρόδια, δεν έχουν ακόμη καταφέρει να εκτοπίσουν τα υγρά ηλεκτρόδια που χρησιμοποιούνται σχεδόν αποκλειστικά σε όλες τις κλινικές και ερευνητικές εφαρμογές. Ο λόγος που χρησιμοποιούνται τόσο πολύ τα υγρά ηλεκτρόδια και δεν έχουν αντικατασταθεί από διαφορετική τεχνολογία ηλεκτροδίων είναι η άριστη ποιότητα του σήματος που προσφέρουν. Λόγω της κόλλας που χρησιμοποιούν, κολλάνε καλά στο δέρμα οπότε ο θόρυβος από κίνηση είναι πολύ μικρός. Λόγω του τζελ τα ηλεκτρόδια έχουν αρκετά μικρή σύνθετη αντίσταση καθώς το τζελ είναι από αγώγιμο υλικό που βοηθάει στην μεταφορά του σήματος από το σώμα στο κύκλωμα.



Σχήμα 3.3: Υγρό ηλεκτρόδιο AgAgCl

Παρ' όλ' αυτά όμως τα υγρά ηλεκτρόδια έχουν και κάποια μειονεκτήματα. Τα ηλεκτρόδια είναι μίας χρήσης με αποτέλεσμα να χρησιμοποιούνται και μετά να πετιούνται δισεκατομμύρια από αυτά κάθε χρόνο.

Η τοποθέτηση υγρών ηλεκτροδίων στο σώμα απαιτεί προετοιμασία στο δέρμα. Για παράδειγμα για την καταγραφή ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος απαιτείται ξύρισμα των τριχών και καθαρισμός του δέρματος. Επιπλέον σε περιπτώσεις όπου απαιτείται παρατεταμένη καταγραφή, τα υγρά ηλεκτρόδια δεν αποδίδουν καθώς το τζελ στεγνώνει και χάνεται η αγωγιμότητα και υπάρχει ενόχληση από τους ασθενείς.

3.2 Ηλεκτρόδια επαφής (*dry electrodes*)

Σε αντίθεση με τα υγρά ηλεκτρόδια, τα ηλεκτρόδια επαφής είναι σχεδιασμένα ώστε να λειτουργούν χωρίς τζελ, η απλή υγρασία που δημιουργείται με τον ιδρώτα είναι αρκετή για να βελτιώσει την απόδοσή τους. Η λειτουργία ενός ηλεκτροδίου επαφής δεν είναι εύκολη υπόθεση καθώς η σύνθετη αντίσταση μεταξύ του δέρματος και του αισθητήρα είναι αρκετά μεγάλη. Μετά από ένα διάστημα χρήσης η αντίσταση αυτή μπορεί να έρθει σε τιμές συγκρίσιμες με αυτήν των υγρών ηλεκτροδίων λόγω του ιδρώτα που δημιουργείται στην επαφή. Ένας άλλος τρόπος να μειώσουμε την μεγάλη σύνθετη αντίσταση του σώματος είναι να διεισδύσουμε κατά 10 μm –40 μm με μικροβελόνες. Παρ' όλ' αυτά έρευνες έδειξαν πως ο τρόπος αυτός λόγω υγιεινής, άνεσης και ασφάλειας δεν είναι αποδεκτός.

Η απόδοση και ποιότητα του σήματος χρησιμοποιώντας ηλεκτρόδια επαφής μπορεί να είναι αξιόλογη και εξίσου καλή με των υγρών ηλεκτροδίων ειδικά όταν στο ηλεκτρόδιο υπάρχει και ενισχυτής. Τα ηλεκτρόδια επαφής βολεύουν για να πάρει κανείς γρήγορες μετρήσεις αλλά και σε περιπτώσεις όπου απαιτείται παρακολούθηση για μεγάλες χρονικές περιόδους λόγω της απλότητας και αντοχής της μεταλλικής πλάκας που έχουν.

Έχουν καταγραφεί και εύκαμπτες μορφές ηλεκτροδίων επαφής από λάστιχο ή αφρώδη υλικά που προσφέρουν μεγαλύτερη άνεση στον ασθενή. Τα μαλακότερα υλικά έχουν το πλεονέκτημα ότι να προσαρμόζονται εύκολα στο δέρμα, κάτι που αυξάνει την άνεση και επιφάνεια επαφής.

Στην περίπτωση που θέλουμε να καταγράψουμε εγκεφαλικά σήματα δεν έχουμε άμεση πρόσβαση στο δέρμα λόγω των μαλλιών. Το πρόβλημα αυτό μπορεί να λυθεί μικρές λεπτές εξοχές που μπορούν να διεισδύσουν στα μαλλιά και να ακουμπήσουν το δέρμα. Ο τρόπος αυτός μπορεί να προσφέρει συγκρίσιμα αποτελέσματα με τα υγρά ηλεκτρόδια αλλά λόγω της μεγάλης αντίστασης του δέρματος, υπάρχει μεγαλύτερος θόρυβος κυρίως λόγω της κίνησης.

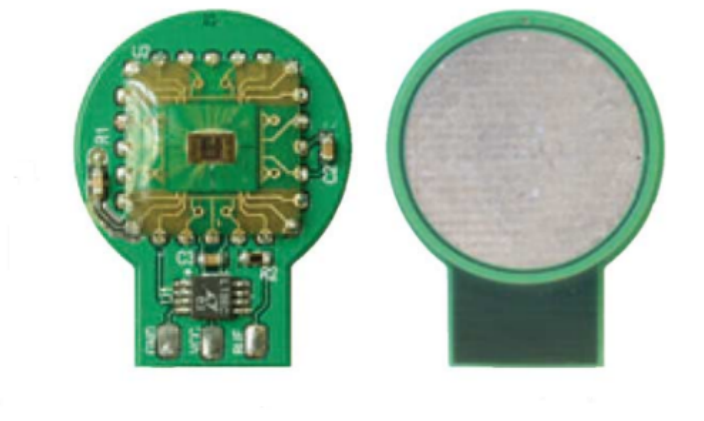
Ο τελικός τύπος ηλεκτροδίων επαφής δεν απαιτεί ωμική αντίσταση. Χρησιμοποιείται ένας απλός δίσκος ανωδιομένου αλουμινίου για να δημιουργήσει έναν πυκνωτή μαζί με το δέρμα. Τα σήματα του σώματος δηλαδή περνάνε χωρητικά στην είσοδο του τελεστικού ενισχυτή και στη συνέχεια στο υπόλοιπο κύκλωμα.



Σχήμα 3.4: Ηλεκτρόδια επαφής με καρφάλια (pins) τα οποία βοηθάνε να εισχωρήσουν μέσα στα μαλλιά και να ακουμπήσουν δέρμα στο κεφάλι ώστε να αποκτήσουν καλό EEG

3.3 Ηλεκτρόδια μη επαφής (non-contact electrodes)

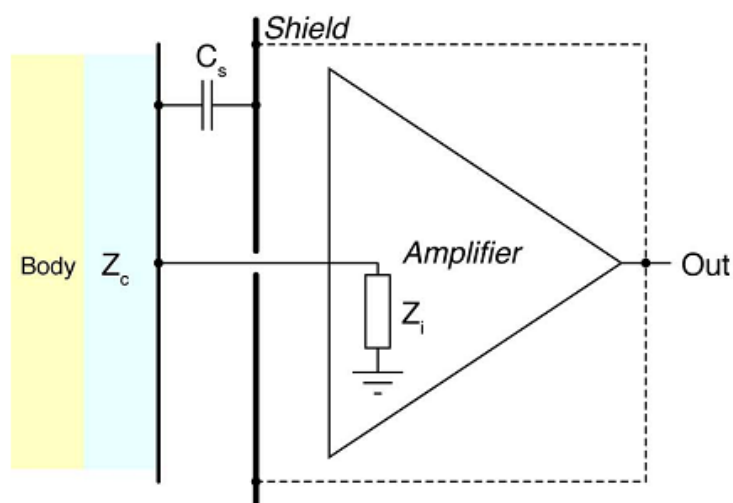
Σε αντίθεση με τα υγρά και στεγνά ηλεκτρόδια που απαιτούν επαφή με το σώμα για να καταγραφεί σήμα, στα ηλεκτρόδια μη επαφής, όπως προδίδει και το όνομά τους, μπορεί να υπάρχει κενό μεταξύ του αισθητήρα και του σώματος. Αυτό το χαρακτηριστικό επιτρέπει στα ηλεκτρόδια μη επαφής να μπορούν να λειτουργήσουν πάνω από μαλλιά και ρούχα, κάτι που δίνει λύση σε προβλήματα που έχουν αναφερθεί προηγουμένως.



Σχήμα 3.5: Ηλεκτρόδιο μη επαφής

Τα ηλεκτρόδια μη επαφής έχουν περιγραφεί να έχουν γενικά μικρή χωρητικότητα μεταξύ αισθητήρα και σώματος της τάξης μερικών pF αλλά έχουν και αρκετά μεγάλη αντίσταση που δεν μπορεί να αγνοηθεί. Έτσι δημιουργείται μία πρόκληση στην σχεδίαση ενός ενισχυτή που να μπορεί να λάβει σήματα από μία πηγή με τόσο μεγάλη σύνθετη αντίσταση.

Η δημιουργία ηλεκτροδίων μη επαφής έχει ανοίξει καινούριους δρόμους για την καταγραφή



Σχήμα 3.6: Σχέδιο χωρητικής σύζευξης αισθητήρα

βιοσημάτων καθώς με αυτή την τεχνολογία μπορούν να μπουν αισθητήρες σε κρεβάτια, καρέκλες και άλλα σημεία από όπου θα μπορούν να διαβάζουν δραστηριότητες. Το σήμα που λαμβάνεται μπορεί να είναι από πολύ κακό έως και αρκετά καλό, αρκεί να γίνεται σωστή γείωση και προστασία του κυκλώματος και του ασθενή.

Ένας γνωστός και αξιόλογος τρόπος για να μειώσουν αρκετά τον θόρυβο από τις γραμμές τροφοδοσίας είναι η ενεργή γείωση του συστήματος. Η γείωση αυτή επιτυγχάνεται βάζοντας ένα επιπλέον ηλεκτρόδιο στο δεξί πόδι ως γείωση του κυκλώματος. Έτσι ακόμα και αν η σύνδεση είναι χωρητική όπως είναι στα ηλεκτρόδια επαφής, ο θόρυβος αφαιρείται από το σήμα ενδιαφέροντος.

Ένα σημαντικό μειονέκτημα με τους χωρητικούς αισθητήρες μη επαφής είναι η ευαισθησία τους στα είδωλα που δημιουργούνται από την κίνηση. Ο θόρυβος αυτός δημιουργείται κυρίως με τρεις διαφορετικούς τρόπους. Ο πρώτος είναι η υψηλή σύνθετη αντίσταση που έχει ο αισθητήρας από την φύση του που εισάγει εύκολα θόρυβο. Οι μετατοπίσεις μεταξύ ηλεκτροδίου και δέρματος επηρεάζουν την απόσταση με αποτέλεσμα να είναι ο δεύτερος λόγος που δημιουργούνται είδωλα θορύβου. Τέλος η τριβή μεταξύ ηλεκτροδίου και μόνωσης (μαλλιά, ύφασμα, κτλ) μπορούν να προκαλέσουν αυξομειώσεις τάσης στην ευαίσθητη είσοδο του κυκλώματος.

Τυπικά όλα τα ηλεκτρόδια μη επαφής εκθέτουν κακούς χρόνους ανάκτησης λόγω των υψιπερατών χαρακτηριστικών του ηλεκτροδίου. Ο χρόνος ανάκτησης μπορεί να είναι και 10 s όπου μπορεί να επηρεαστεί και από την ευαισθησία του ηλεκτροδίου στην κίνηση. Μπορεί να επιτευχθεί καλύτερος χρόνος ανάκτησης ολισθαίνοντας την συχνότητα του υψιπερατού φίλτρου που έχει δημιουργηθεί αλλά κάτι τέτοιο θα χαλάσει την ποιότητα της κυματομορφής που θέλουμε να καταγράψουμε.

4

Φορητοί καρδιογράφοι

Οι φορητοί καρδιογράφοι έχουν σχεδιαστεί ώστε να διευκολύνουν τη διάγνωση και να μπορεί ο κάθε άνθρωπος να παρακολουθεί την προσωπική του υγεία. Με τον φορητό καρδιογράφο μπορείς να παρακολουθήσεις ή και να καταγράψεις καρδιογράφημα είτε για προσωπική παρακολούθηση είτε για να στείλεις τα δεδομένα σε κάποιον ειδικό και να βοηθήσει σε διάγνωση ή την πρόληψη κάποιας πάθησης.

Οι φορητοί καρδιογράφοι μεταξύ άλλων, διαφέρουν από τους κανονικούς καρδιογράφους στο μέγεθος, την φορητότητα και την φιλικότερη αλληλεπίδραση. Μπορούν να χρησιμοποιηθούν σε πολλά μέρη εύκολα και γρήγορα. Άλλοι απαιτούν τοποθέτηση ηλεκτροδίων και άλλοι χρειάζονται απλά επαφή κάποιων δαχτύλων στη συσκευή. Ο τρόπος που λαμβάνουμε τα δεδομένα διαφέρει από συσκευή σε συσκευή. Μπορεί να έχουν οι ίδιοι οθόνη ή να απαιτούν σύνδεση με κάποιο κινητό ή ακόμα και υπολογιστή.

Η καρδιά είναι ο σημαντικότερος μυς που έχει το ανθρώπινο σώμα καθώς χωρίς τη λειτουργία της όλο το υπόλοιπο σώμα δε μπορεί να λειτουργήσει. Έτσι η παρακολούθηση της καρδιάς και η κατάστασή της είναι σημαντικά και αφού είναι σχετικά εύκολη η λήψη καρδιογραφήματος είναι κάτι που έχει αρκετή απήχηση.

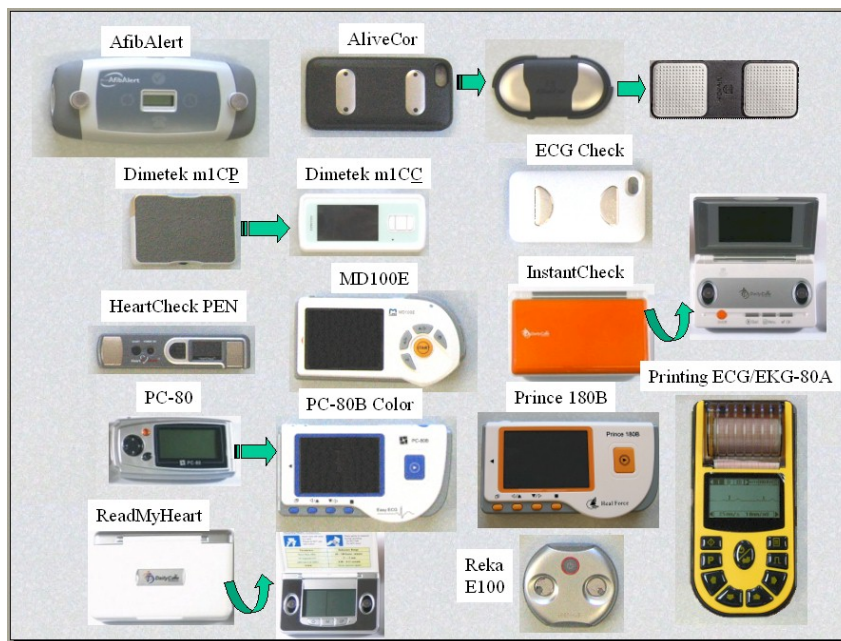
Σημαντικά κομμάτια της κατασκευής ενός ηλεκτροκαρδιογράφου είναι η ακρίβεια και η αξιοπιστία. Αφού μιλάμε για λήψη σημάτων που αφορούν την ανθρώπινη υγεία είναι σημαντικό τα σήματα αυτά να είναι σωστά και ακριβή προκειμένου να αποφευχθούν λάθος συμπεράσματα. Φυσικά σε περίπτωση που τα δεδομένα είναι ανησυχητικά καλό είναι να ελέγχεται και με άλλες συσκευές όπως αυτές που υπάρχουν σε νοσοκομεία.

Κάποια βασικά χαρακτηριστικά που χαρακτηρίζουν τους φορητούς καρδιογράφους είναι τα εξής:

- Μνήμη: εάν η συσκευή αποθηκεύει τα δεδομένα κάπου ώστε να μπορούν να διαβαστούν αργότερα από κάποιον ειδικό.
- Ο τρόπος λήψης του ECG: όπως έχει αναφερθεί και παραπάνω υπάρχουν πολλοί τρόποι να διαβαστεί η κυματομορφή λειτουργίας της καρδιάς. Μπορεί να είναι με ηλεκτρόδια λίγα ή πολλά ή μπορεί να απαιτείται μόνο η επαφή των δύο άκρων (χεριών).
- Τύποι ηλεκτροδίων: έχουν αναλυθεί στο Κεφάλαιο 3.

- Επιπλέον ενδείξεις εκτός της κυματομορφής.
- Τρόπος λήψης: αν θα είναι συνεχής ή διακριτός.
- Απαιτούμενος χρόνος για λήψη καρδιογραφήματος.
- Απεικόνιση.
- Διεπαφή με Η/Υ: αν συνδέεται με υπολογιστή και αν περνάει τα δεδομένα.
- Πρόγραμμα ανάλυσης του σήματος που διαβάζεται.

Υπάρχουν πολλοί φορητοί καταγραφείς καρδιογραφήματος, ο κάθε ένας με λίγο διαφορετική προσέγγιση. Άλλοι εστιάζουν στην ακρίβεια του γραφήματος ενώ άλλοι στην φορητότητα και την ευκολία.



Σχήμα 4.1: Φορητοί καταγραφείς λειτουργίας της καρδιάς

5

Φορητός καρδιογράφος

Σκοπός της εργασίας αυτής είναι η σχεδίαση και κατασκευή ενός φορητού καρδιογράφου με την δυνατότητα απόκτησης ολόκληρου ηλεκτροκαρδιογραφήματος 12 απαγωγών και η άμεση απεικόνιση αυτού σε LCD οθόνη.

Ο φορητός καρδιογράφος που κατασκευάστηκε και μελετάται σε αυτή την εργασία αποτελείται από 4 βασικά κομμάτια:

- Τα ηλεκτρόδια που λαμβάνουν το σήμα από το σώμα.
- Το κύκλωμα που παίρνει το σήμα από τα ηλεκτρόδια, το επεξεργάζεται και το ψηφιοποιεί.
- Την οθόνη στην οποία απεικονίζεται το σήμα επεξεργασμένο.
- Τον μικροελεγκτή που είναι απαραίτητος για την συνεργασία και τη σωστή λειτουργία των παραπάνω.

Τα ηλεκτρόδια αναλύθηκαν στο προηγούμενο κεφάλαιο και για την εργασία χρησιμοποιούνται στεγνά ηλεκτρόδια καθώς ήταν τα πιο βολικά για χρήση και μετρήσεις στο περιβάλλον του εργαστηρίου. Μελλοντικά ίσως η χρήση ηλεκτροδίων μη επαφής να είναι καλύτερη σε εφαρμογές μεγαλύτερης διάρκειας αλλά για την απλή μέτρηση ενός καρδιογραφήματος η χρήση των στεγνών ηλεκτροδίων είναι αρκετή και καλύπτει στο έπακρο τις ανάγκες της εργασίας.

Το κύκλωμα -που παίρνει το αναλογικό σήμα από τα ηλεκτρόδια, το επεξεργάζεται και βγάζει σαν έξοδο το σήμα ενισχυμένο και σε ψηφιακή μορφή- αποτελείται κατά κύριο λόγο από το ολοκληρωμένο κύκλωμα της Texas Instruments ADS1198.

Η οθόνη που χρησιμοποιείται είναι τεχνολογίας TFT LCD έγχρωμη σε μέγεθος 3.5 ιντσών που ήταν η μέση λύση προκειμένου να έχουμε μεγάλη οθόνη χωρίς να ανεβαίνουμε πολύ σε κόστος. Η συγκεκριμένη οθόνη χρησιμοποιείται ως ασπίδα (shield) για αναπτυξιακές πλακέτες Arduino που βοήθησε πολύ στον προγραμματισμό της και τη λειτουργία της.

Τέλος λόγω της οθόνης αλλά και της ευκολίας στο αναπτυξιακό κομμάτι επιλέχτηκε ο μικροελεγκτής της Atmel SAM3X8E που είναι και ο βασικός μικροελεγκτής στο αναπτυξιακό Arduino DUE.

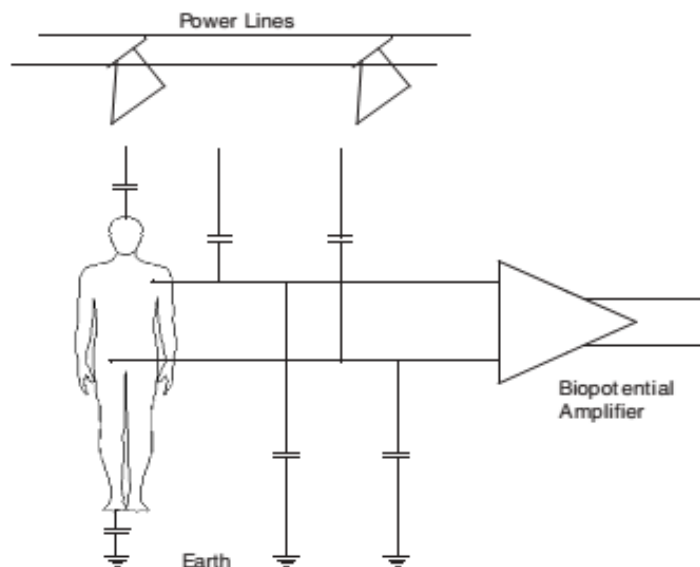
Περισσότερες πληροφορίες και κριτήρια για την επιλογή των παραπάνω αναφέρονται λεπτομερώς στα παρακάτω υποκεφάλαια.

5.1 ΤΙ ADS1198

Η καρδιά της εργασίας είναι η απόκτηση του καρδιογραφήματος και η σωστή έξοδος με απεικόνιση. Η μέτρηση βιοσημάτων έχει πολλές δυσκολίες και προκλήσεις κυρίως λόγω του θορύβου που υπάρχει σε τέτοια συστήματα. Ο θόρυβος αποτελείται από ανεπιθύμητα σήματα που «μολύνουν» το σήμα μας όταν το μετράμε και δημιουργούνται μέσα στο κύκλωμα ενίσχυσης καθώς και λόγω της τροφοδοσίας. Το παρών σύστημα τροφοδοτείται από μπαταρία οπότε εξαλείφονται ανεπιθύμητες παρεμβολές από την τροφοδοσία δικτύου. Βέβαια αξίζει να αναφερθεί ότι κατά τις δοκιμές στο εργαστήριο είχαμε ικανοποιητικές εξόδους και με τροφοδοσία δικτύου.

5.1.1 Θόρυβος και τρόποι αντιμετώπισής του

Ένα άλλο σημαντικό πρόβλημα είναι αυτό των παρεμβολών. Οι παρεμβολές συμβαίνουν γιατί το ανθρώπινο σώμα είναι καλός ηλεκτρικός αγωγός και λειτουργεί ως κεραία για ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία που υπάρχει στο περιβάλλον. Όπως φαίνεται στην παρακάτω εικόνα ένας κοινός τύπος τέτοιας ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας είναι τα 50 Hz–60 Hz κύματα και οι αρμονικές τους που προέρχονται από τις γραμμές τροφοδοσίας και εκπέμπεται από τα καλώδιά τους. Επιπροσθέτως εισάγονται και άλλα κύματα από τον φωτισμό, ηλεκτρικά μηχανήματα, υπολογιστές και ούτω καθεξής. Οι παρεμβολές που δημιουργούνται σε ένα ηλεκτρόδιο μονής εξόδου είναι τόσο μεγάλες που συνήθως επικαλύπτουν πλήρως το σήμα που μας ενδιαφέρει να μετρήσουμε.



Σχήμα 5.1: Σύζευξη των γραμμών τροφοδοσίας με το σώμα και πώς παρεμβάλλονται στο κύκλωμα απόκτησης βιοσήματος

Ο όρος common-mode rejection ratio (CMRR) ενός βιοϊατρικού ενισχυτή ονομάζεται η τιμή που μετράει πόσο αποδοτικά μπορεί να απορρίψει τα common-mode σήματα όπως τα παραπάνω και ορίζεται ως η αναλογία μεταξύ του πλάτους του common-mode σήματος προς το πλάτος του σήματος ενδιαφέροντος εάν αυτό είχε ενισχυθεί από τον ενισχυτή. Η αναλογία αυτή συνήθως εκφράζεται σε dB. Γι' αυτό η επιλογή ενός ολοκληρωμένου κυκλώματος με υψηλή τιμή CMRR είναι αρκετά σημαντική για τη λειτουργία ενός καρδιογράφου. Ο θόρυβος αν και μικρός ρυθμίζεται/επηρεάζεται από το προγραμματιζόμενο κέρδος όπως αναφέραμε αλλά και από την ανάλυση των A/D converters και το ρυθμό δειγματοληψίας τους. Όσο μειώνουμε τον ρυθμό δειγματοληψίας μειώνεται και ο θόρυβος. Αντιστοίχως αυξάνοντας το κέρδος των ενισχυτών μέσα στο τσιπάκι μειώνεται ο θόρυβος και πάλι. Στον Πίνακα 5.1 φαίνεται και πιο αναλυτικά όταν έχουμε τροφοδοσία 3 V.

Έξοδος - Ρυθμός Δεδομένων (SPS)	-3 dB Bandwidth (Hz)	PGA Κέρδος						
		1	2	3	4	6	8	12
8000	2096	2930	1470	937	681	436	319	205
4000	1048	563	265	173	124	77	56	36
2000	524	104	51	33	24	17	13	9.5
1000	262	73.3	36.6	24.4	18.3	12.2	9.2	6.1
500	131	73.3	36.6	24.4	18.3	12.2	9.2	6.1
250	65	73.3	36.6	24.4	18.3	12.2	9.2	6.1
125	32.5	73.3	36.6	24.4	18.3	12.2	9.2	6.1

Πίνακας 5.1: Εισαγόμενος θόρυβος από κέρδος και ρυθμό δεδομένων (σε mV_{pp})

Τα τσιπάκια ADS119x/129x έχουν μέχρι 8 διαφορεικά κανάλια για την ανάγνωση βιοσήματος κάτι αρκετά σημαντικό για τέτοιες μετρήσεις. Τα τσιπάκια αυτά είναι μόνο λίγα χρόνια στην αγορά και δεν έχουν χρησιμοποιηθεί ευρέως ώστε να έχουμε αναφορές για τη λειτουργία τους. Τα χαρακτηριστικά τους όμως είναι παραπάνω από ικανοποιητικά καθώς το κάθε τσιπάκι περιέχει όλο το front-end αναλογικό κομμάτι για την σωστή απόκτηση σήματος χωρίς θόρυβο.

5.1.2 Τροφοδοσία

Η τροφοδοσία του μπορεί να είναι μονοπολική (0 με +V) ή διπολική (-V με +V) με όρια από 2.7 V έως και 5.25 V για το αναλογικό κομμάτι και από 1.65 V έως 3.6 V για το ψηφιακό. Επειδή στην εργασία αυτή θέλουμε να έχουμε τη δυνατότητα φορητότητας επιλέξαμε να τροφοδοτήσουμε όλο μας το σύστημα με μία κοινή τροφοδοσίας στα 3.3 V μονοπολικά επειδή με αυτή την τροφοδοσία δουλεύουν όλα τα κομμάτια του κυκλώματός μας. Το τσιπάκι έχει χαμηλή κατανάλωση, κάτι που βοηθάει στην φορητότητα της συσκευής και έχει επιλογές για power down ή standby.

5.1.3 Είσοδος ADS1198

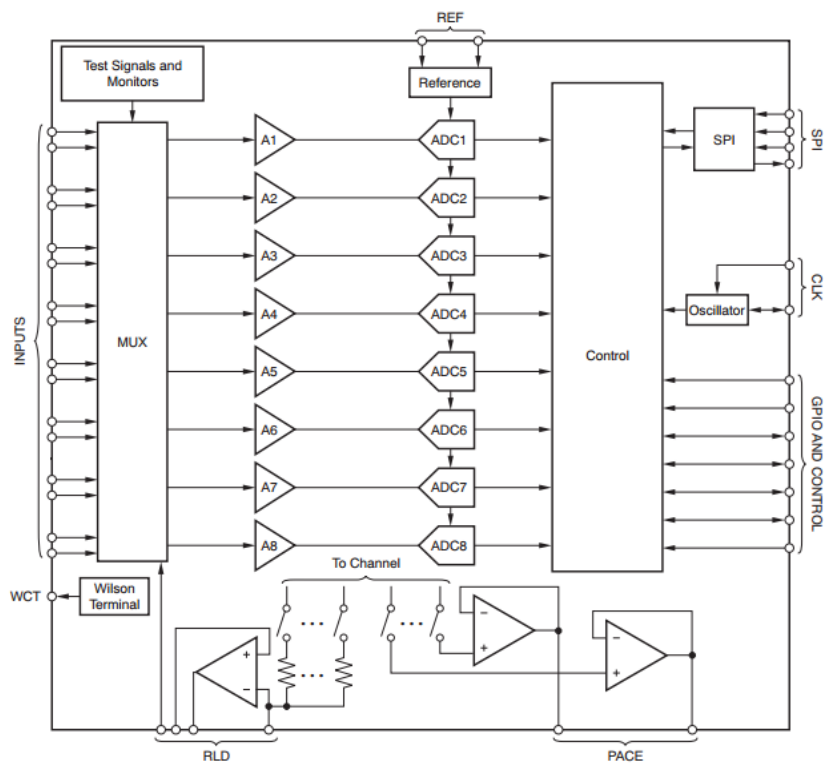
Η οικογένεια των ολοκληρωμένων ADS119x/129x αποτελούν μία πολύ καλή επιλογή για την εργασία μας καθώς προσφέρουν 8 διαφορεικά κανάλια με προγραμματιζόμενο κέρδος από 1 μέχρι

12. Βέβαια ακόμα και το μέγιστο κέρδος που προσφέρουν είναι μικρό για βιοσήματα καθώς είναι της τάξης ελάχιστων mV οπότε σε πολλές εφαρμογές μπορεί να χρησιμοποιηθούν κυκλώματα προενίσχυσης των σημάτων πριν το τσιπάκι. Στον Πίνακα 5.2 βλέπουμε πώς το κέρδος επηρεάζει το ονομαστικό εύρος και στον Πίνακα 5.1 βλέπουμε πώς επηρεάζει τον θόρυβο σε συνάρτηση με τον ρυθμό των δεδομένων.

Κέρδος	Ονομαστικό εύρος σε θερμοκρασία δωματίου (kHz)
1	158
2	97
3	85
4	64
6	43
8	32
12	31

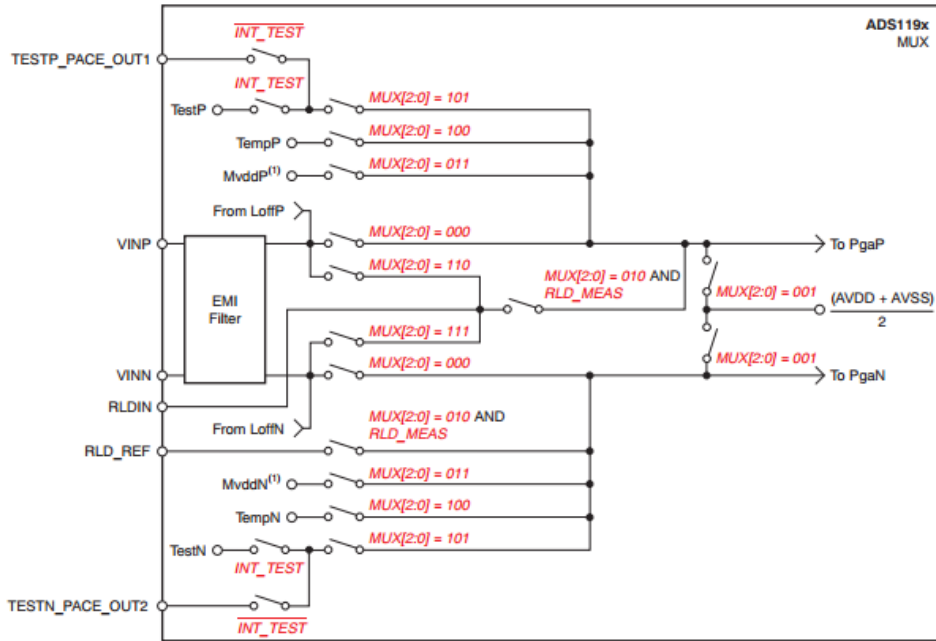
Πίνακας 5.2: Κέρδος ως προς εύρος

Στην περίπτωση μας δεν χρησιμοποιούμε κανένα προενισχυτικό κύκλωμα καθώς κρίναμε ότι δεν είναι απαραίτητη μιας και η απεικόνισή μας ήταν ικανοποιητική και χωρίς προενίσχυση.



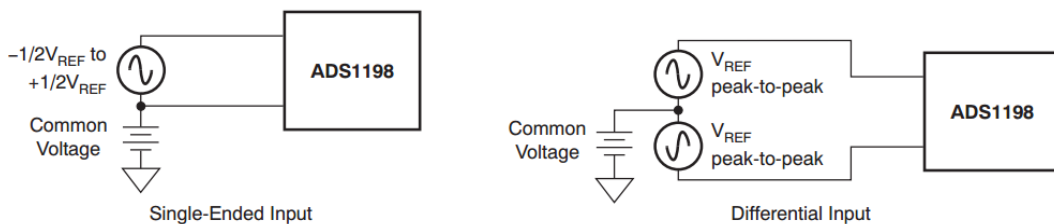
Σχήμα 5.2: Απλοποιημένο διάγραμμα του εσωτερικού του ADS1198

Στο τσιπάκι ADS1198 και της οικογένειά του έχουμε ρυθμιζόμενες εισόδους σε όλα τα κανάλια. Αυτό γίνεται με τους πολυπλέκτες εισόδου που υπάρχουν σε κάθε κανάλι του τσιπακιού και μας δίνουν τη δυνατότητα να διαλέξουμε σε κάθε κανάλι τι θέλουμε να έχει ως είσοδο. Μεταξύ άλλων μπορούμε να τρέξουμε δοκιμαστικά σήματα, να έχουμε τις τάσεις τροφοδοσίας, να διαβάζουμε τη θερμοκρασία που έχει το τσιπάκι ή και να βάλουμε ένα κανάλι σε λειτουργία δεξιού ποδιού κάτι που έχει να κάνει με το σύστημα αναφορά του κυκλώματος και που θα αναλυθεί παρακάτω.

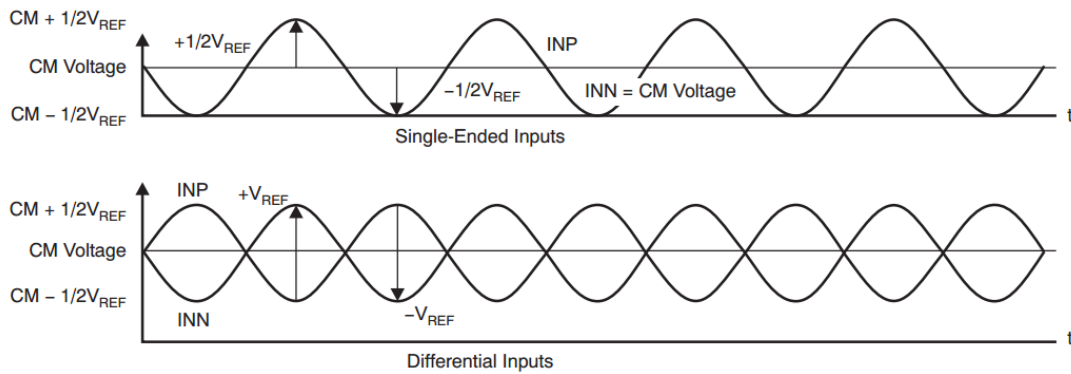


Σχήμα 5.3: Μπλοκ πολυπλέκτη εισόδου κάθε καναλιού

Η είσοδος μπορεί να είναι τελείως διαφορική και διακυμαίνεται από το $-V_{REF}$ έως το $+V_{REF}$ αρκεί οι τιμές να μην ξεπερνάνε τα όρια τροφοδοσίας μείον 0.3V. Παρ' όλ' αυτά μας δίνεται η δυνατότητα και απλού σήματος αντί για διαφορικού. Όταν έχουμε απλό σήμα η αρνητική είσοδος μένει σταθερή στο common mode voltage και η θετική είσοδος είναι αυτή που διακυμαίνεται. Όταν όμως η είσοδος είναι διαφορική τότε και οι δύο εισόδους διακυμαίνονται. Στα Σχήματα 5.4 και 5.5 αναλύονται και σχηματικά τις διαφορές των δύο τρόπων. Στο datasheet συνιστάται η χρήση της διαφορικής εισόδου.



Σχήμα 5.4: Απλή και διαφορική είσοδος



Σχήμα 5.5: Σήμα σε απλή και διαφορική είσοδο

Το τσιπάκι ADS1198 περιέχει και οχτώ μετατροπείς από αναλογικό σε ψηφιακό σήμα υψηλής ανάλυσης. Οι μετατροπείς από αναλογικό σε ψηφιακό σήμα (ADC) είναι ένα σύστημα που κάνει αυτό που μαρτυρά η ονομασία τους. Λαμβάνουν ως είσοδο ένα αναλογικό σήμα και βγάζουν σαν έξοδο το ίδιο σήμα σε ψηφιακή μορφή για να μπορεί να γίνει περαιτέρω επεξεργασία. Κάθε A/D converter χαρακτηρίζεται από την ανάλυσή του δηλαδή πόσα δείγματα παίρνει το δευτερόλεπτο. Στο τσιπάκι μας είναι και αυτό προγραμματιζόμενο και μπορεί να πάρει από 125 δείγματα το δευτερόλεπτο (SPS) μέχρι και 8.000 δείγματα το δευτερόλεπτο ανάλογα με τις ανάγκες μας. Η δυνατότητα που μας δίνει το τσιπάκι να διαλέγουμε την ανάλυση μας βοηθά πολύ στο να μπορούμε να κάνουμε καλύτερη κατανομή των πόρων του μικροελεγκτή μας. Η έξοδος που λαμβάνουμε από το τσιπάκι είναι ένας δυαδικός αριθμός που δείχνει το μέγεθος του αναλογικού σήματος.

Το τσιπάκι κάνει μεταφορά δεδομένων με πρώτο bit το μεγαλύτερο (MSB) και οι αρνητικοί αριθμοί γράφονται με συμπλήρωμα του 2. Ο Πίνακας 5.3 δείχνει τις τιμές που παίρνουμε ως έξοδο ανάλογα την είσοδο που βάζουμε σε ιδανικές συνθήκες όπου δεν έχουμε καθόλου θόρυβο.

Input Signal, V_{IN} (AINP-AINN)	Ideal Output Code
$\geq V_{REF}$	7FFFh
$+V_{REF}/(2^{15} - 1)$	0001h
0	0000h
$-V_{REF}/(2^{15} - 1)$	FFFFh
$\leq V_{REF}2^{15}/(2^{15} - 1)$	8000h

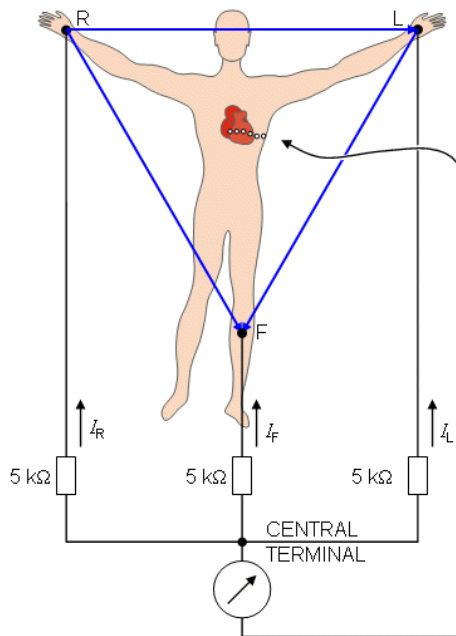
Πίνακας 5.3: Ιδανική αντιστοιχία εισόδου-εξόδου

5.1.4 Επιπλέον λειτουργίες του ADS1198

Το τσιπάκι ADS1198 έχει ενσωματωμένες (built-in) κάποιες πολύ σημαντικές λειτουργίες που εξυπηρετούν στην ανάγνωση και επεξεργασία βιοσημάτων. Πιο συγκεκριμένα το τσιπ μπορεί να δημιουργήσει Wilson Center Terminal τάση, μπορεί να εντοπίσει την αποσύνδεση ή την κακή

σύνδεση κάποιου από τα ηλεκτρόδια είτε αυτό είναι για απόκτηση σήματος είτε είναι για επιστροφή σήματος στο σώμα (Right Led Driven). Τέλος υπάρχει κύκλωμα για την οδήγηση σήματος μέσω του δεξιού ποδιού πίσω στο σώμα για σημαντική μείωση των παρεμβολών (RLD).

Στο ευρέως διαδεδομένο πρότυπο των 12 απαγωγών, η Wilson Center Terminal τάση ορίζεται ως η μέση τάση τριών άκρων του σώματος (δεξί χέρι - RA, αριστερό χέρι - LA και αριστερό πόδι - LL). Οι τρεις τάσεις αυτές συνδέονται με 3 αντιστάσεις της τάξης των $5\text{ k}\Omega$ και δημιουργούν το λεγόμενο τρίγωνο του Einthoven. Μεγαλύτερη αντίσταση προκαλεί μεγαλύτερες παρεμβολές όπως αυτές του περιβάλλοντος (50 Hz–60 Hz) κάτι που μπορούσε να αντιμετωπιστεί με Notch φίλτρα. Από τις μαθηματικές εξισώσεις προκύπτει πως η μέση αυτή τιμή είναι πολύ κοντά στην τάση των πλευρών όπου θέλουμε να χρησιμοποιήσουμε ως τάση αναφοράς.



Σχήμα 5.6: Σχηματισμός της τάσης WCT

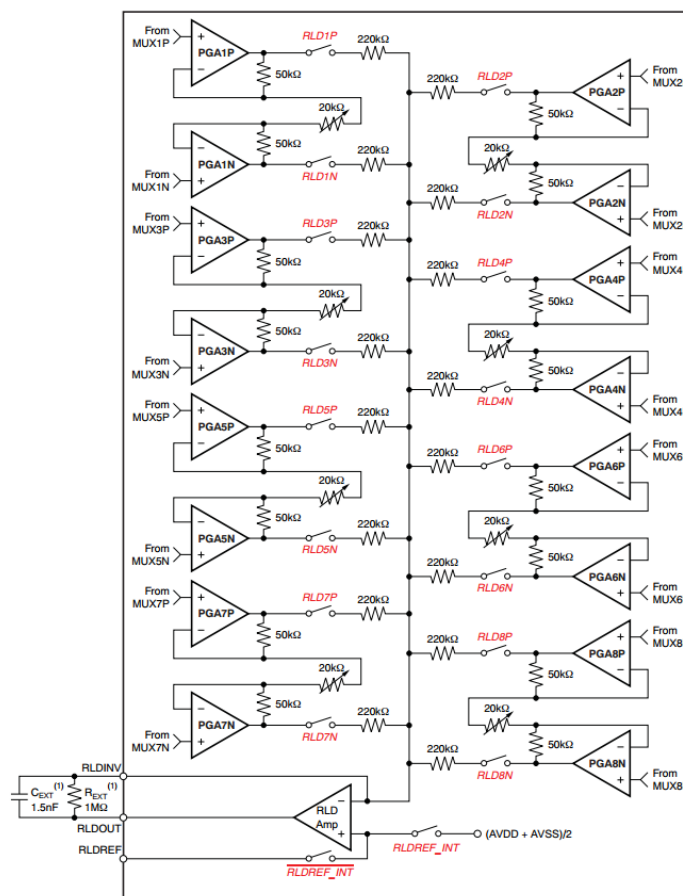
Αρχικά η μέθοδος WCT για την τάση αναφοράς χρησιμοποιήθηκε για μετρήσεις με ένα ηλεκτρόδιο. Πλέον χρησιμοποιείται και σε μεθόδους που συμπεριλαμβάνουν συστήματα με 3D χαρτογράφηση. Με αυτόν τον τρόπο αποφεύγεται η ανάγκη να γειώνουμε τον ασθενή σε κάθε μέτρηση που πρέπει να του κάνουμε. Πριν την WCT μέθοδο, για να πάρουμε καρδιογράφημα βάζαμε ένα ηλεκτρόδιο στα πλευρά, κάτι που προκαλούσε περισσότερο θόρυβο και δεν ήταν τόσο αποδοτικός τρόπος για να πάρουμε τάση αναφοράς.

Αν και όχι τέλειος τρόπος η σημασία του WCT για τάση αναφοράς σε τέτοιες μετρήσεις έχει αποδειχθεί εδώ και χρόνια ως η πιο πρακτική και εύστοχη λύση για μετρήσεις που δεν έχουν διαφορικό σήμα.

Το ADS1198 υποστηρίζει πλήρως τη δυνατότητα οδήγησης δεξιού ποδιού (RLD) δηλαδή έχει κύκλωμα το οποίο βοηθά στην αφαίρεση της μέσης τάσης (DC). Η μέση τάση μπορεί να προκαλείται από τις παρεμβολές που έχουν αναφερθεί σε προηγούμενο κεφάλαιο. Ο τρόπος απαλειφής της τάσης

γίνεται εισάγοντας πίσω στο σώμα μέσω του δεξιού ποδιού, την μέση τάση που δημιουργείται από τις παρεμβολές όλου του περιβάλλοντος, αντιστραμένη. Δημιουργείται δηλαδή, μία αρνητική ανάδραση. Η ανάδραση αυτή έχει ως αποτέλεσμα την αφαίρεση της μέσης τάσης στο μεγαλύτερο βαθμό της. Η ευστάθεια της ανάδρασης αυτής είναι ιδιαίτερη για κάθε κύκλωμα συστήματος καθώς δημιουργούνται διαφορετικοί πόλοι.

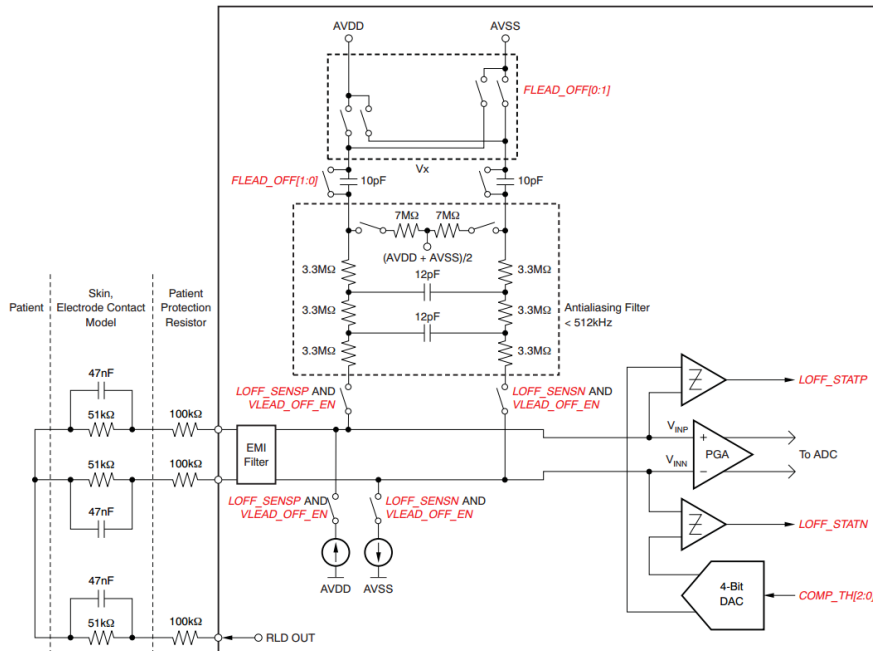
Κάθε είσοδος από τις 16 των 8 καναλιών μπορεί να οριστεί ως RLD είσοδος ή μπορούμε να μην χρησιμοποιήσουμε το κύκλωμα και απλά να επιλεγεί εσωτερικά η μέση τάση της τροφοδοσίας. Τέλος μπορεί να προσδιοριστεί μία μέση τάση της επιλογής μας εξωτερικά. Το τσιπάκι παρέχει 4 pins για την λειτουργία του RLD.



Σχήμα 5.7: RLD selection

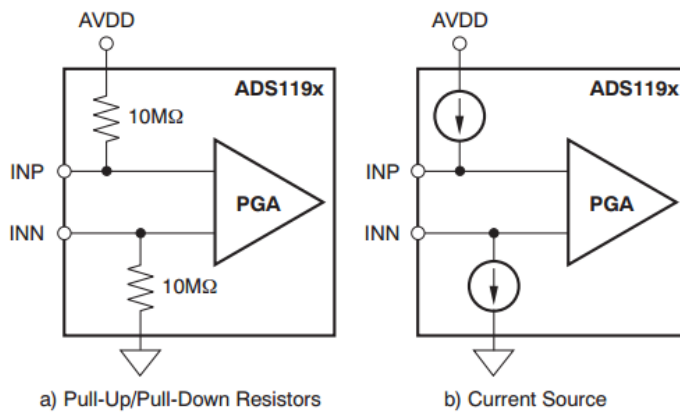
Τέλος έχουμε τη λειτουργία της αποκοπής (lead off detection) όπου το τσιπάκι ελέγχει ότι τα ηλεκτρόδια είναι όλα καλά συνδεδεμένα στο σώμα ώστε να μπορούν να λάβουν αξιόλογο σήμα. Η αγωγιμότητα στα ηλεκτρόδια με τον καιρό είναι γνωστό ότι μειώνεται. Γι' αυτό είναι σημαντική η δυνατότητα ελέγχου της σύνδεσής τους. Η βασική αρχή με την οποία λειτουργεί είναι η αποστολή ενός σήματος και η μέτρηση της «απάντησης» που λαμβάνει. Όπως φαίνεται και στο Σχήμα 5.8 το τσιπάκι ADS1198 έχει δύο μεθόδους να κάνει αυτόν τον έλεγχο. Η βασική διαφορά των δύο μεθόδων είναι η συχνότητα του σήματος που στέλνουν, η πρώτη είναι η DC μέθοδος ενώ η δεύτερη είναι

AC. Στην κάθε μέθοδο αποστέλλεται και το αντίστοιχο σήμα. Ο έλεγχος διακοπής της σύνδεσης μπορεί να γίνει σε κάθε κανάλι από αντίστοιχους καταχωρητές.



Σχήμα 5.8: Έλεγχος διακοπής σύνδεσης

Στην DC μέθοδο αποστέλλεται ένα dc σήμα είτε με πηγή τάσης είτε ρεύματος. Η επιλογή γίνεται αλλάζοντας bit στον αντίστοιχο καταχωρητή. Το σήμα μπαίνει στην θετική και αρνητική είσοδο του καναλιού και η απόκρισή του μπορεί να παρατηρηθεί είτε βλέποντας την έξοδο του τσιπ είτε μέσω κώδικα στον υπολογιστή. Εάν ένα από τα ηλεκτρόδια δεν είναι συνδεδεμένο τότε το κανάλι έρχεται σε κορεσμό. Μέσω του κώδικα μπορούμε να αναγνωρίσουμε ποιο από τα δύο ηλεκτρόδια είναι αυτό που έχει το πρόβλημα.



Σχήμα 5.9: Επιλογές σήματος

Στην AC μέθοδο όπως μαρτυρά και η ονομασία της εισάγουμε ένα ac σήμα σε μία συγκεκριμένη

συχνότητα. Το σήμα ελέγχεται μέσα από κύκλωμα έτσι ώστε να μην συμπέφτει με το σήμα που μας ενδιαφέρει κατά τις μετρήσεις μας. Η συχνότητα μπορεί να επιλεγεί από καταχωρητή και μπορεί να είναι είτε η μισή συχνότητα της συχνότητας δεδομένων είτε το ένα τέταρτο αυτής. Για να εντοπισθεί το σήμα πρώτα ψηφιοποιείται και μετράται στην έξοδο. Η συχνότητα του σήματος είναι πάνω από τα σήματα ενδιαφέροντος με αποτέλεσμα να μπορούμε να τα επεξεργαστούμε ταυτόχρονα. Η μέτρηση του σήματος μας δείχνει την κατάσταση του ηλεκτροδίου.

Έτσι η AC μέθοδος μπορεί να εφαρμόζεται κατά τη διάρκεια καταγραφής ηλεκτροκαρδιογραφήματος. Αντίστοιχες μέθοδοι υπάρχουν και για τον εντοπισμό διακοπής σύνδεσης του ηλεκτροδίου στο δεξί πόδι εάν χρησιμοποιούμε.

5.1.5 Πρότυπα που υποστηρίζει το ADS1198

Το τσιπάκι ADS1198 υποστηρίζει αρκετά πρότυπα/προδιαγραφές που απαιτούνται από οργανισμούς υγείας προκειμένου να διασφαλίζονται κάποιες απαιτήσεις.

Σκοπός των προτύπων αυτών είναι η προώθηση της διεθνούς συνεργασίας για ερωτήσεις που αφορούν την τυποποίηση στον ηλεκτρολογικό και ηλεκτρονικό τομέα. Γι αυτό το λόγο εκδίδονται διαρκών κάποια διεθνή πρότυπα που περιέχουν συγκεκριμένες τεχνικές προδιαγραφές και τεχνικούς οδηγούς σε διάφορα τεχνικά θέματα.

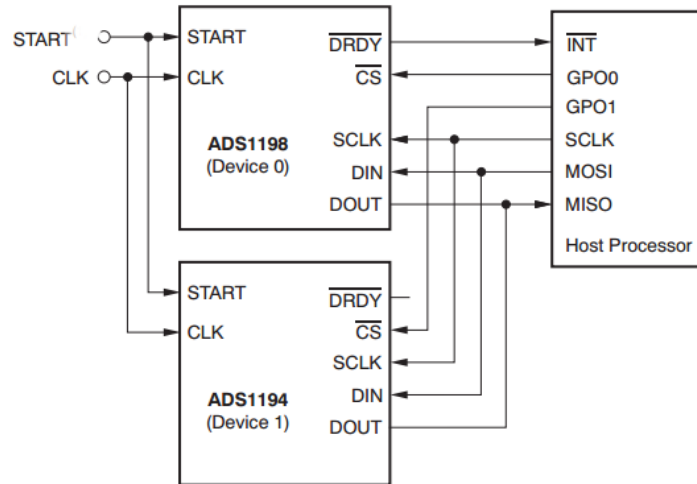
Κάθε νέα συσκευή οφείλει να πληροφορεί με λεπτομέρεια τα χαρακτηριστικά της σε ό,τι αφορά την απόδοση αλλά και την ασφάλεια προκειμένου να ελεγχθεί για το αν μπορεί να χρησιμοποιηθεί κλινικά. Κάποια πρότυπα δίνουν έμφαση σε πληροφορίες όπως οι οδηγίες χρήσης, προειδοποιήσεις, προφυλάξεις και άλλα δεδομένα που εξασφαλίζουν την ασφάλεια και τη σωστή λειτουργία σε ένα κλινικό περιβάλλον.

Κάποια από τα πρότυπα που υποστηρίζει το τσιπάκι ADS1198 είναι τα AAMI EC11, EC13, IEC60601-1, IEC60601-2-27 και IEC60601-2-51.

5.2 Serial Peripheral Interface (SPI)

5.2.1 Γενικά για την SPI επικοινωνία

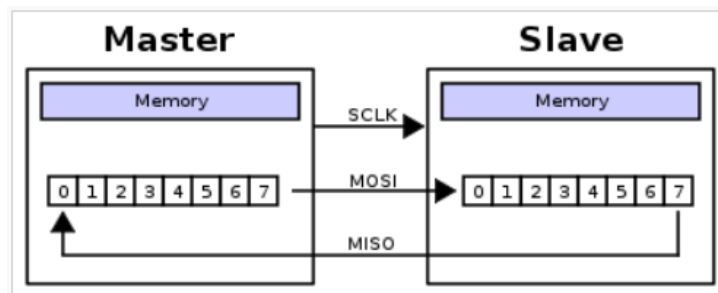
Ο τρόπος με τον οποίο μπορούμε και επικοινωνούμε με το τσιπάκι ADS1198 είναι μέσω SPI. SPI σημαίνει Serial Peripheral Interface και αποτελεί ένα πρωτόκολλο σύγχρονης επικοινωνίας. Ο τρόπος με τον οποίο λειτουργεί είναι με τις συσκευές να βρίσκονται σε συνδεσμολογία master – slave. Η master συσκευή είναι μία και είναι αυτή που ελέγχει τις υπόλοιπες στέλνοντας εντολές. Η master συσκευή έχει το ρολόι που απαιτείται για το συγχρονισμό της επικοινωνίας και είναι αυτή που καθορίζει τις παραμέτρους. Slave συσκευές μπορούμε να έχουμε περισσότερες απο μία. Στην εργασία αυτή έχουμε μία μόνο. Όταν έχουμε περισσότερες slave συσκευές, μέσω της master συσκευής επιλέγεται με ποια slave συσκευή θα επικοινωνήσει κάθε φορά. Κατά τη διάρκεια της επικοινωνίας και οι δύο συσκευές στέλνουν και λαμβάνουν δεδομένα. Στο Σχήμα 5.10 φαίνεται πώς συνδέονται οι συσκευές master – slave για επικοινωνία SPI.



Σχήμα 5.10: Συνδεσμολογία master - slave SPI

Για την επικοινωνία SPI απαιτούνται 4 pins από κάθε συσκευή, το chip select (cs), το clock (clk), το MISO και το MOSI. Με το chip select ενεργοποιούμε ποια slave συσκευή είναι να επικοινωνήσει στους επόμενους παλμούς του ρολογιού με την master συσκευή. Η master συσκευή είναι αυτή που αλλάζει το CS στις slave συσκευές. Για να επικοινωνήσει μία slave συσκευή πρέπει το CS να είναι σε κατάσταση 0 ή LOW. Το clock (clk) είναι η γραμμή μέσω της οποίας η master συσκευή δίνει το ρολόι με τους παλμούς για να συγχρονίσει τις slave συσκευές. Η MISO είναι η γραμμή όπου είναι είσοδος για την master συσκευή (master in) και έξοδος για την slave (slave out) δηλαδή είναι η γραμμή όπου οι slave συσκευές στέλνουν τα δεδομένα τους στην master. Αντίστοιχα η MOSI γραμμή είναι έξοδος για την master συσκευή και είσοδος για την slave που σημαίνει πως η master συσκευή στέλνει τα δεδομένα/εντολές της στις slave συσκευές.

Κάθε συσκευή έχει έναν shift register στον οποίο αποθηκεύεται το byte το οποίο είναι να αποσταλεί. Για να γίνει η «ανταλλαγή» του byte απαιτούνται 8 παλμοί του ρολογιού του SPI ώστε να μεταφερθούν τα 8 bits που αποτελούν το 1 byte του shift register κάθε συσκευής.



Σχήμα 5.11: SPI circular buffer

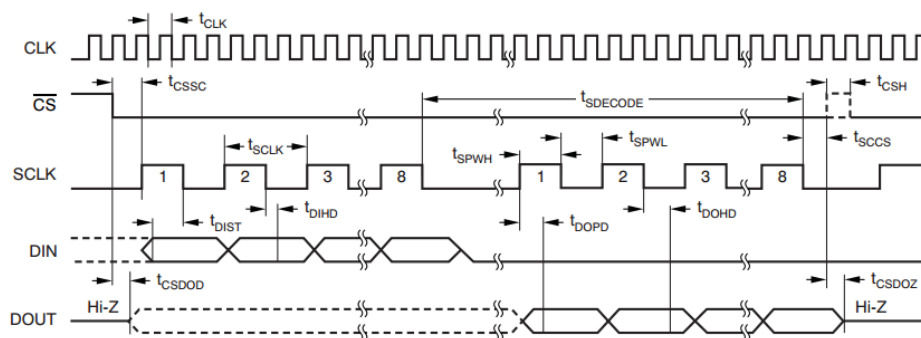
5.2.2 SPI και ADS1198

Κάθε επικοινωνία SPI έχει κάποιες ρυθμίσεις. Ως master συσκευή για την επικοινωνία SPI με το ADS1198 χρησιμοποιούμε τον μικροελεγκτή της Atmel SAM3X8E που υπάρχει και στο αναπτυξιακό Arduino DUE. Περισσότερα για αυτό αναφέρονται σε επόμενο κεφάλαιο. Οι βασικές ρυθμίσεις που έχουμε να κάνουμε μέσω του Arduino είναι τρεις.

Η πρώτη είναι ο καθορισμός της συχνότητας του ρολογιού επικοινωνίας. Η μέγιστη συχνότητα που μπορούμε να χρησιμοποιήσουμε είναι 15 MHz από την πλευρά της master συσκευής μας SAM3X8E. Από την πλευρά του ADS1198 που λειτουργεί ως slave συσκευή στο σύστημά μας, οι συχνότητες που μπορούμε να θέσουμε για την επικοινωνία στην τροφοδοσία που το έχουμε (3.3 V) είναι από 1.9 MHz μέχρι 2.41 MHz σύμφωνα με το φύλλο δεδομένων του τσιπ. Μετά είναι η σειρά με την οποία μεταδίδονται τα bits. Μπορεί η αποστολή να ξεκινάει από το μεγαλύτερο bit ή από το μικρότερο. Όταν είναι από το μεγαλύτερο τότε λέγεται MSB από το Most Significant Bit και όταν είναι από το μικρότερο τότε LSB από το Less Significant Bit αντίστοιχα. Το ADS1198 αναφέρεται ότι αποστέλλει τα δεδομένα του με MSB δηλαδή πρώτο το σημαντικότερο bit. Τέλος η τρίτη ρύθμιση είναι το mode της SPI επικοινωνίας που έχει να κάνει με το πότε μεταφέρονται τα δεδομένα στον παλμό του ρολογιού. Εάν δηλαδή μεταφέρονται στο ανέβασμα (rising edge) του παλμού του ρολογιού ή στο κατέβασμα (falling edge) και την κατάσταση του ρολογιού, αν είναι δηλαδή HIGH, LOW ή IDLE. Η πρώτη παράμετρος ονομάζεται φάση του ρολογιού ενώ η δεύτερη πολικότητα. Όλοι οι δυνατοί συνδυασμοί των παραπάνω επιλογών συντελούν σε τέσσερα mode που φαίνονται στον Πίνακα 5.4 και στο Σχήμα 5.12 φαίνονται οι χρονισμοί για το τσιπάκι ADS1198.

Mode	Clock Polarity (CPOL)	Clock Phase (CPHA)	Output Edge	Data Capture
SPI_MODE0	0	0	Falling	Rising
SPI_MODE1	0	1	Rising	Falling
SPI_MODE2	1	0	Rising	Falling
SPI_MODE3	1	1	Falling	Rising

Πίνακας 5.4: SPI modes για το Arduino DUE

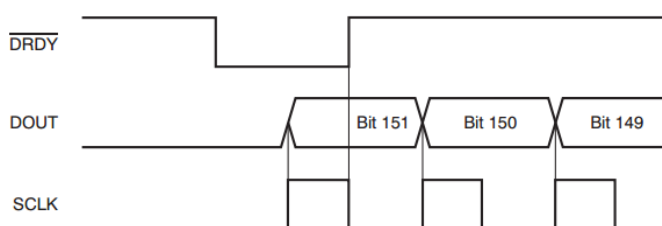


NOTE: SPI settings are CPOL = 0 and CPHA = 1.

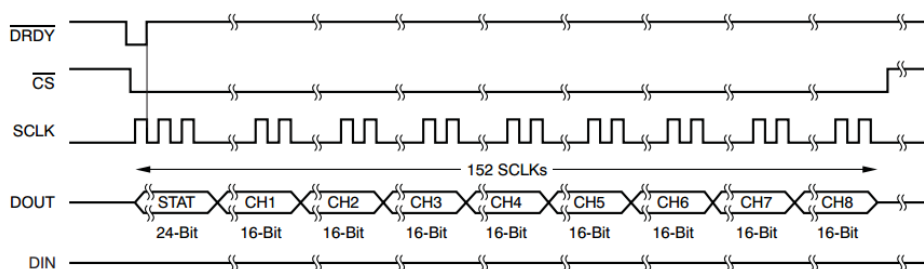
Σχήμα 5.12: Χρονισμοί για το SPI

Πιο συγκεκριμένα για το τσιπάκι μας έχει τις γραμμές/πινάκια CS, SCLK, DIN και DOUT που αντιστοιχούν στα CS, CLK, MOSI και MISO αντίστοιχα. Η μεταφορά δεδομένων για το ADS1198 όταν είναι σε λειτουργία απόκτησης δεδομένων καρδιογραφήματος δεν είναι 8 μεμονωμένα bits αλλά 152 στο σύνολό τους. Αυτό συμβαίνει διότι σε κάθε μεταφορά έχουμε 24 bits που υποδηλώνουν την κατάσταση του τσιπ (1100 + LOFF_STATP + LOFF_STATN + bits[4:7] του GPIO καταχωρητή) και μετά από αυτά ακολουθούν 16 bits για 8 κανάλια. Όταν κάποιο κανάλι δεν λειτουργεί τότε η ομάδα των bits που αντιστοιχούν σε αυτό είναι απλά 0 αλλά θα αποσταλλούν σε κάθε περίπτωση. Το διάβασμα αυτής της σειράς δεδομένων μπορεί να γίνεται συνεχώς ή μεμονωμένα ανάλογα τις ρυθμίσεις που έχουμε δώσει.

Εκτός από τις 4 προαναφερθείσες γραμμές το ADS1198 έχει και μία πέμπτη γραμμή που σχετίζεται με τη μεταφορά δεδομένων μέσω SPI και ονομάζεται Data Ready (DRDY). Η γραμμή αυτή είναι έξοδος και είναι σε κατάσταση LOW όταν είναι έτοιμη νέα μεταφορά δεδομένων. Η γραμμή δεν επηρεάζεται από την κατάσταση του CS αλλά γίνεται HIGH στο επόμενο ανέβασμα του ρολογιού.



Σχήμα 5.13: DRDY και μεταφορά δεδομένων



Σχήμα 5.14: SPI BUS μεταφορά δεδομένων ADS1198

5.2.3 Εντολές SPI

Για εντολές έχουμε τις εντολές για τον μικροελεγκτή και εντολές για το ADS1198. Οι εντολές του μικροελεγκτή είναι οι βασικές για τη λειτουργία του SPI και περιέχει την αρχικοποίηση και το ξεκίνημα της επικοινωνίας, το τέλος της επικοινωνίας και την μεταφορά των δεδομένων. Οι εντολές αυτές είναι έτοιμες από βιβλιοθήκη για το Arduino.

Όσο για τις εντολές του ADS1198 είναι λίγο περισσότερες και χωρίζονται σε 3 βασικές κατηγορίες. Η πρώτη έχει να κάνει με την κατανάλωση και την κατάσταση του τσιπ, εάν θα είναι σε

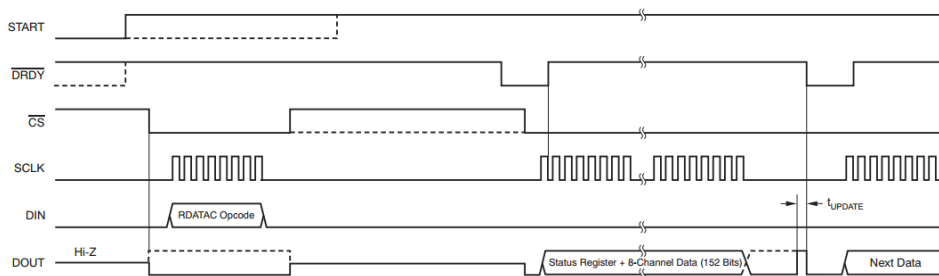
αδράνεια και κατάσταση ύπνου ή αν θα είναι λειτουργικό και έτοιμο για απόκτηση και μετάδοση δεδομένων. Η δεύτερη ομάδα έχει να κάνει με το διάβασμα των δεδομένων που εξάγει το τσιπάκι, για το αν θα είναι συνεχές ή όχι. Τέλος υπάρχουν οι εντολές με τις οποίες διαβάζουμε και γράφουμε τιμές στους καταχωρητές του τσιπ. Οι καταχωρητές του τσιπ υπάρχουν για τις ρυθμίσεις του τσιπ. Στον Πίνακα 5.5 βρίσκονται όλες οι εντολές μαζεμένες.

COMMAND	DESCRIPTION	FIRST BYTE	SECOND BYTE
System Commands			
WAKEUP	Wake-up from standby mode. NOP command in normal mode.	0000 0010 (02h)	
STANDBY	Enter standby mode.	0000 0100 (04h)	
RESET	Reset the device.	0000 0110 (06h)	
START	Start/restart (synchronize) conversions.	0000 1000 (08h)	
STOP	Stop conversion.	0000 1010 (0Ah)	
Data Read Commands			
RDATAC	Enable Read Data Continuous mode. This mode is the default mode at power-up.	0001 0000 (10h)	
SDATAC	Stop Read Data Continuously mode.	0001 0001 (11h)	
RDATA	Read data by command; supports multiple read back.	0001 0010 (12h)	
Register Read Commands			
RREG	Read n $nnnn$ registers starting at address $rrrr$.	001 r $rrrr$ (2xh)	000 n $nnnn$
WREG	Write n $nnnn$ registers starting at address $rrrr$.	010 r $rrrr$ (4xh)	000 n $nnnn$

Πίνακας 5.5: Εντολές ADS1198 με την επεξήγησή τους

Οι πρώτες εντολές είναι σχετικά απλές και προφανές του τι κάνουν και πώς λειτουργούν οπότε δεν θα επεκταθούμε σε αυτές. Θα επικεντρώσουμε το ενδιαφέρον μας στις εντολές με τις οποίες συλλέγουμε τα δεδομένα μας και στο διάβασμα και γράψιμο των καταχωρητών.

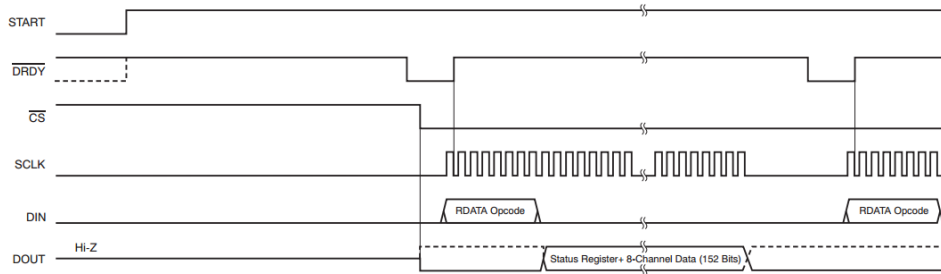
Με την εντολή RDATAC το τσιπάκι ADS1198 μπαίνει σε κατάσταση συνεχούς διαβάσματος και εξόδου δεδομένων χωρίς να χρειάζονται εντολές για κάθε διάβασμα ξεχωριστά. Στο Σχήμα 5.15 φαίνονται αναλυτικά οι χρονισμοί μαζί με το πώς και το πότε μεταφέρονται τα δεδομένα. Η κατάσταση διαβάσματος μπορεί να διακοπεί με την εντολή SDATAC. Σε περίπτωση που εισηγηθεί η εντολή διακοπής θα πρέπει να περιμένουμε 4 κύκλους ρολογιού πριν στείλουμε νέα εντολή.



Σχήμα 5.15: Χρονισμός της εντολής RDATAC

Όταν δεν θέλουμε να έχουμε συνεχή διάβασμα δεδομένων τότε χρησιμοποιούμε την εντολή RDATA. Με αυτή την εντολή δεν έχουμε περιορισμούς αναμονής και ο τρόπος χρήσης της φαίνεται ξεκάθαρα στο Σχήμα 5.16. Η RDATA συνιστάται για την ανάγνωση ηλεκτροκαρδιογραφήματος καθώς και άλλων βιοσημάτων καθώς έτσι είναι πιο εύκολος ο έλεγχος της κατάστασης του τσιπ

και τυχόν αλλαγές στις ρυθμίσεις του τσιπ μέσω των καταχωρητών. Γι αυτό και στην εργασία αυτή διαβάζουμε το καρδιογράφημα με αυτή την εντολή και όχι τη συνεχή.

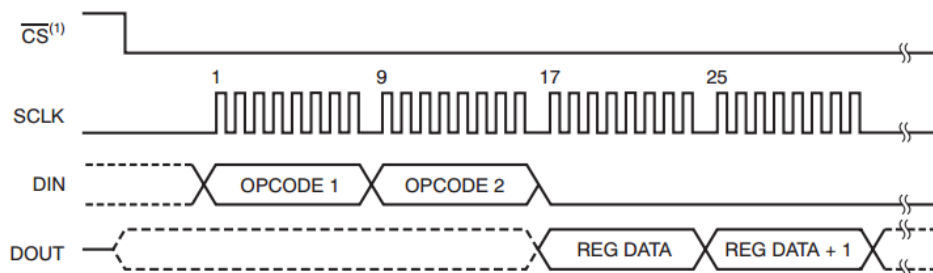


Σχήμα 5.16: Χρονοσκόπιος εντολής RDATA

Το τσιπάκι ADS1198 έχει καταχωρητές των οποίων οι τιμές καθορίζουν τις ρυθμίσεις όλου του τσιπ. Μέσω των καταχωρητών ελέγχουμε το κέρδος ενίσχυσης του κάθε καναλιού, την είσοδο του κάθε καναλιού αν θα δέχεται δηλαδή βιοσήμα ή σήμα δοκιμής ή αν θα μετράει την θερμοκρασία και άλλα. Υπάρχουν οι γενικές ρυθμίσεις (global) στις οποίες περιλαμβάνονται ρυθμίσεις όπως είναι το αν θα έχουμε εσωτερικό ή εξωτερικό ρολόι, ποια θα είναι η μέση τάση αναφοράς, τον προσδιορισμό των σημάτων δοκιμής δηλαδή τη συχνότητά του και το πλάτος του. Τέλος υπάρχουν οι ρυθμίσεις των επιπλέον λειτουργιών του τσιπ που έχουμε αναφέρει παραπάνω όπως είναι η WTC τάση αναφοράς και ο εντοπισμός αποσύνδεσης ηλεκτροδίων και οι ρυθμίσεις του RLD συστήματος. Υπάρχουν επίσης 4 γραμμές γενικού σκοπού όπου μπορούμε να τις θέσουμε ως είσοδο ή έξοδο στο τσιπ και έχουν δικό τους καταχωρητή για την ρύθμισή τους. Στον Πίνακα 5.6 βλέπουμε τον αναλυτικό χάρτη των καταχωρητών του ADS1198.

Για να έχουμε πρόσβαση στους καταχωρητές αυτούς υπάρχουν δυο εντολές. Η μία είναι για διάβασμα της τιμής ενός καταχωρητή και η δεύτερη είναι το γράψιμο μιας τιμής σε έναν καταχωρητή για να αλλάξουμε κάποια ρύθμιση.

Η εντολή του διαβάσματος είναι μεγαλύτερη από τις υπόλοιπες OP commands του τσιπ καθώς απαιτείται και η διεύθυνση του καταχωρητή. Η σύνταξή της είναι λοιπόν με δύο byte αντί για ένα όπου το δεύτερο μέρος του πρώτου byte έχει τη διεύθυνση του καταχωρητή ενώ το δεύτερο byte είναι ο αριθμός του καταχωρητών που είναι να διαβάσουμε -1 . Στο Σχήμα 5.17 βλέπουμε ένα παράδειγμα διαβάσματος των δύο πρώτων καταχωρητών.

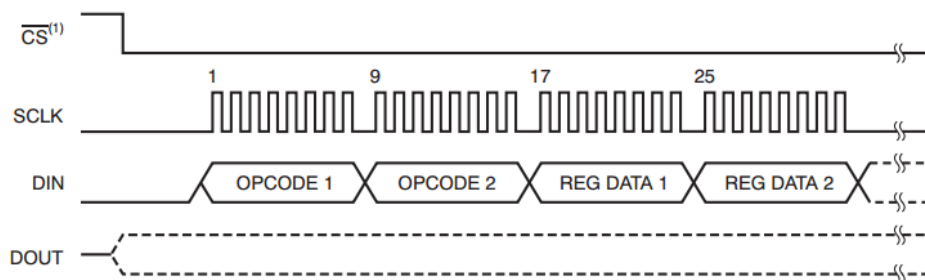


Σχήμα 5.17: Διάβασμα δύο καταχωρητών αρχίζοντας από τον 00 opcode1 00100000 opcode2 00000001

ADDRESS	REGISTER	RESET VALUE (Hex)	BIT 7	BIT 6	BIT 5	BIT 4	BIT 3	BIT 2	BIT 1	BIT 0
Device Settings (Read-Only Registers)										
00h	ID	XX	DEV_ID5	DEV_ID4	DEV_ID3	1	0	DEV_ID2	DEV_ID1	DEV_ID0
Global Settings Across Channels										
01h	CONFIG1	4	0	DAISY_EN	CLK_EN	0	0	DR2	DR1	DR0
02h	CONFIG2	20	0	0	1	INT_TEST	0	TEST_AMP	TEST_FREQ1	TEST_FREQ0
03h	CONFIG3	40	PD_REFBUF	1	VREF_4V	RLD_MEAS	RLDREF_INT	PD_RLD	RLD_LOFF_SENS	RLD_STAT
04h	LOFF	0	COMP_TH2	COMP_TH1	COMP_TH0	VLEAD_OFF_EN	ILEAD_OFF1	ILEAD_OFF0	FLEAD_OFF1	FLEAD_OFF0
Channel-Specific Settings										
05h	CH1SET	0	PD1	GAIN12	GAIN11	GAIN10	0	MUXn2	MUXn1	MUXn0
06h	CH2SET	0	PD2	GAIN22	GAIN21	GAIN20	0	MUX22	MUX21	MUX20
07h	CH3SET	0	PD3	GAIN32	GAIN31	GAIN30	0	MUX32	MUX31	MUX30
08h	CH4SET	0	PD4	GAIN42	GAIN41	GAIN40	0	MUX42	MUX41	MUX40
09h	CH5SET	0	PD5	GAIN52	GAIN51	GAIN50	0	MUX52	MUX51	MUX50
0Ah	CH6SET	0	PD6	GAIN62	GAIN61	GAIN60	0	MUX62	MUX61	MUX60
0Bh	CH7SET	0	PD7	GAIN72	GAIN71	GAIN70	0	MUX72	MUX71	MUX70
0Ch	CH8SET	0	PD8	GAIN82	GAIN81	GAIN80	0	MUX82	MUX81	MUX80
0Dh	RLD_SENSP	0	RLD8P	RLD7P	RLD6P	RLD5P	RLD4P	RLD3P	RLD2P	RLD1P
0Eh	RLD_SENSN	0	RLD8N	RLD7N	RLD6N	RLD5N	RLD4N	RLD3N	RLD2N	RLD1N
0Fh	LOFF_SENSP	0	LOFF8P	LOFF7P	LOFF6P	LOFF5P	LOFF4P	LOFF3P	LOFF2P	LOFF1P
10h	LOFF_SENSN	0	LOFF8N	LOFF7N	LOFF6N	LOFF5N	LOFF4N	LOFF3N	LOFF2N	LOFF1N
11h	LOFF_FLIP	0	LOFF_FLIP8	LOFF_FLIP7	LOFF_FLIP6	LOFF_FLIP5	LOFF_FLIP4	LOFF_FLIP3	LOFF_FLIP2	LOFF_FLIP1
Lead-Off Status Registers (Read-Only Registers)										
12h	LOFF_STATP	0	IN8P_OFF	IN7P_OFF	IN6P_OFF	IN5P_OFF	IN4P_OFF	IN3P_OFF	IN2P_OFF	IN1P_OFF
13h	LOFF_STATN	0	IN8N_OFF	IN7N_OFF	IN6N_OFF	IN5N_OFF	IN4N_OFF	IN3N_OFF	IN2N_OFF	IN1N_OFF
GPIO and OTHER Registers										
14h	GPIO	0F	GPIOD4	GPIOD3	GPIOD2	GPIOD1	GPIOC4	GPIOC3	GPIOC2	GPIOC1
15h	PACE	0	0	0	0	PACEE1	PACEE0	PACEO1	PACEO0	PD_PACE
16h	RESERVED	0	0	0	0	0	0	0	0	0
17h	CONFIG4	0	0	0	0	0	SINGLE_SHOT	WCT_TO_RLD	PD_LOFF_COMP	0
18h	WCT1	0	aVF_CH6	aVL_CH5	aVR_CH7	avR_CH4	PD_WCTA	WCTA2	WCTA1	WCTA0
19h	WCT2	0	PD_WCTC	PD_WCTB	WCTB2	WCTB1	WCTB0	WCTC2	WCTC1	WCTC0

Πίνακας 5.6: Αναλυτικός χάρτης καταχωρητών ADS1198

Αντίστοιχα πάει και η εντολή γραψίματος ενός καταχωρητή. Και για αυτή την εντολή θέλουμε 2 bytes με την ίδια φιλοσοφία με του διαβάσματος με τη μόνη αλλαγή ότι μετά την αποστολή της εντολής δεν περιμένουμε απάντηση από τη γραμμή DOUT αλλά στέλνουμε την τιμή του καταχωρητή από τη γραμμή DIN.

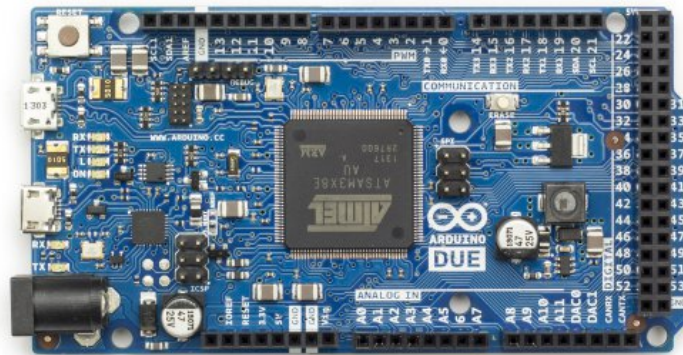


Σχήμα 5.18: Γράφημα δύο καταχωρητών αρχίζοντας από τον 00 opcode1 01000000 opcode2 00000001

5.3 Μικροελεγκτής Atmel SAM3X8E και LCD TFT οθόνη

Ο μικροελεγκτής που επιλέξαμε είναι της Atmel με την ονομασία SAM3X8E. Ο μικροελεγκτής αυτός είναι βασισμένος στον υψηλής απόδοσης 32-bit ARM Cortec M3 RISC επεξεργαστή και λειτουργεί μέχρι τα 84MHz. Η μνήμη RAM που διαθέτει είναι 64+32KB SRAM και η FLASH μνήμη του είναι 2x256KB. Το τσιπάκι που διαλέξαμε είναι LQFP144 όπως είναι και στο αναπτυξιακό

Arduino DUE. Ο λόγος που διαλέξαμε αυτό το τσιπάκι είναι επειδή υπάρχει στο Arduino DUE με το οποίο έγιναν τα πρώτα βήματα επικοινωνίας με το ADS1198. Αποτελεί ένα πολύ δυνατό μικροελεγκτή που υπερκαλύπτει τις ανάγκες που έχουμε για την λήψη καρδιογραφήματος ακόμα και στις απαιτητικότερες ρυθμίσεις του ADS1198. Έχει σύστημα SPI και προγραμματίζεται με γλώσσα C# όπως τα περισσότερα Arduino. Ένα άλλο θετικό είναι ότι δουλεύει κανονικά στα 3.3V χωρίς περιορισμούς και υποχωρήσεις στις δυνατότητές του.



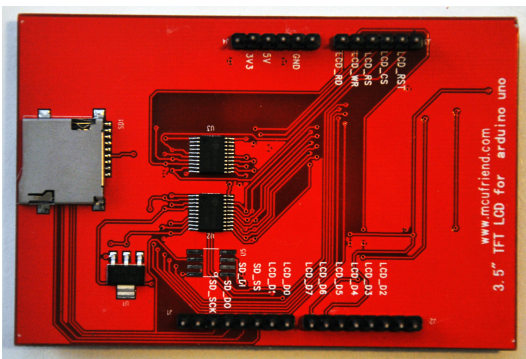
Σχήμα 5.19: Arduino Due

Εκτός από την επικοινωνία με το ADS1198 ο μικροελεγκτής είναι υπεύθυνος για την αποστολή του σήματος στην οθόνη για την απεικόνισή του μαζί με τις υπόλοιπες πληροφορίες που στέλνουμε σε αυτή.

Για την απεικόνιση του ηλεκτροκαρδιογραφήματος θέλουμε μία οθόνη η οποία να έχει ικανοποιητική ανάλυση και μέγεθος ώστε να είναι ευανάγνωστο το αποτέλεσμα μας αλλά θέλουμε να διατηρήσουμε και τη φορητότητα της συσκευής μας. Γι αυτό επιλέχτηκε οθόνη με μέγεθος διαγωνίου 3.5 ιντσών που είναι κοντά στα κριτήρια που θέσαμε. Η οθόνη λειτουργεί ως ασπίδα (shield) στα περισσότερα Arduino και για τον προγραμματισμό της υπάρχουν σε ικανοποιητικό βαθμό βιβλιοθήκες στο internet. Η ανάλυσή της είναι 480x320 pixels και είναι έγχρωμη LCD TFT οθόνη με δυνατότητα επαφής (touch screen). Στην παρούσα εργασία δεν θα χρησιμοποιήσουμε αυτή τη δυνατότητα αλλά είναι μία εξέλιξη που μπορεί να γίνει μελλοντικά.



Σχήμα 5.20: LCD οθόνη (πάνω πλευρά)



Σχήμα 5.21: LCD οθόνη (κάτω πλευρά)

6

Προγραμματισμός Κυκλώματος

Για την καλύτερη κατανόηση, τον καθαρότερο κώδικα αλλά και φυσικά για περισσότερη ευκολία, χρησιμοποιήσαμε βιβλιοθήκες για την επικοινωνία με τα επιμέρους κομμάτια του κυκλώματός μας.

Μια βιβλιοθήκη είναι ένα σύνολο από συναρτήσεις και ρουτίνες που εξυπηρετούν ένα κοινό σκοπό. Στην περίπτωση του τσιπ ADS1198 για παράδειγμα με τη δημιουργία και μετά χρήση μια βιβλιοθήκης, μπορούμε να επικοινωνούμε με αυτό με πολύ πιο εύκολο και αποδοτικό τρόπο αφού αντί να στέλνουμε δυαδικές εντολές μία μία, υπάρχει έτοιμη συνάρτηση που καλώντας αυτήν θα στείλει τις εντολές που χρειάζεται αυτή και θα λάβουμε το αποτέλεσμα που θέλουμε. Αντίστοιχα και με την οθόνη LCD.

Λόγω της ευρείας χρήσης του Arduino και των LCD οθονών υπήρχαν πολλές βιβλιοθήκες από τις οποίες μαζέψαμε τα κομμάτια που χρειαζόμασταν για να επιτύχουμε το αποτέλεσμα που επιθυμούμε στην οθόνη μας.

Στην περίπτωση του ADS1198 όμως τα πράγματα δεν ήταν τόσο απλά. Καθώς η χρήση του δεν είναι τόσο ευρεία όσο μιας LCD οθόνης, δεν υπάρχει κάτι έτοιμο. Γι'αυτό και δημιουργήθηκε εξ'ολοκλήρου μία βιβλιοθήκη έτσι ώστε να εξυπηρετεί όλες μας τις ανάγκες. Στην βιβλιοθήκη αυτή υπάρχει συνάρτηση για κάθε λειτουργία του τσιπ. Υπάρχουν συναρτήσεις για την ανάγνωση καταχωρητών, για την εγγραφή καταχωρητών για την αλλαγή λειτουργιών του τσιπ και πολλά άλλα.

Περισσότερες πληροφορίες για τις βιβλιοθήκες υπάρχουν στα αντίστοιχα παραρτήματα.

Ο τελικός κώδικας βρίσκεται και αυτός στο αντίστοιχο παράρτημα λόγω μεγάλου όγκου.

7

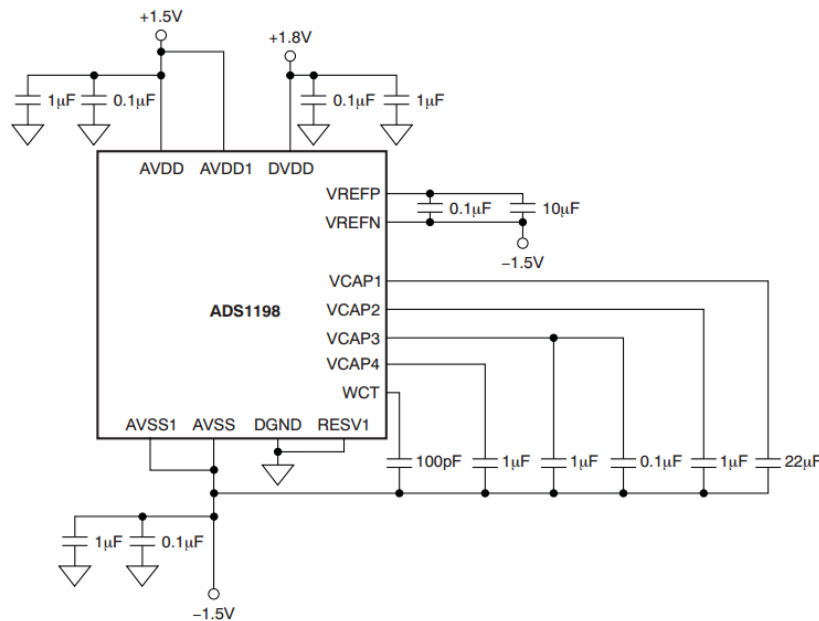
Κυκλωματική Υλοποίηση

Σε αυτό το κεφάλαιο θα περιγραφεί η κυκλωματική υλοποίηση του κυκλώματος που έχει περιγραφεί παραπάνω. Για την καλύτερη κατανόηση του κυκλώματος η περιγραφή του θα γίνει τμηματικά και χωρίς να γίνονται αναφορές σε όλες τις λεπτομέρειες.

7.1 Αρχικό κύκλωμα ADS1198

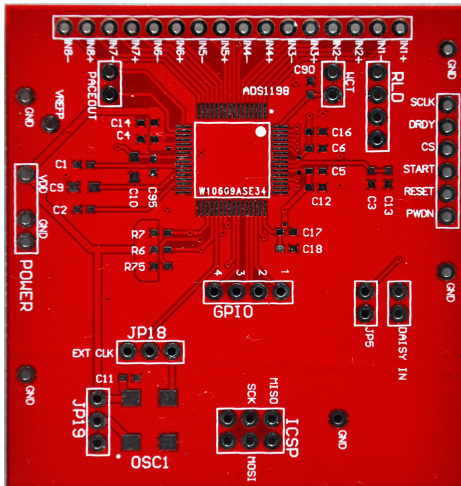
Προτού σχεδιαστεί το τελικό κύκλωμα, έπρεπε να σχεδιαστεί το κύκλωμα μελέτης για το τσιπ ADS1198 για να επιτευχθεί η επικοινωνία μαζί του και να μελετηθεί αναλυτικά έτσι ώστε να σχηματίσουμε μία εικόνα των αποτελεσμάτων του αλλά και του τρόπου λειτουργίας του.

Για να γίνει αυτό συμβουλευτήκαμε το έντυπο δεδομένων του για τον τρόπο σύνδεσης του τσιπ με την τροφοδοσία καθώς και για κάποιους επιπλέον πυκνωτές.

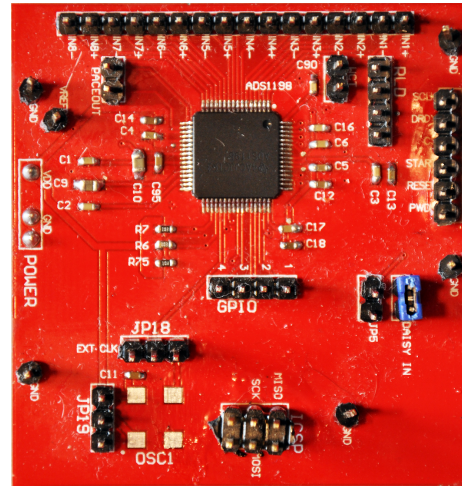


Σχήμα 7.1: Σύνδεσμολογία ADS1198

Εκτός από τους πυκνωτές που αναφέραμε θέλαμε αρκετές εξόδους από το τσιπάκι. Βασική προϋπόθεση ήταν να μπορεί να λειτουργήσει ως shield στο Arduino DUE οπότε η σχεδιάσή του έπρεπε να έχει κάποια συγκεκριμένη στοίχιση. Από το Arduino DUE παίρνει την τροφοδοσία του το τσιπ και από αυτό διαβάζουμε κατευθείαν στο Arduino τα pins για την SPI επικοινωνία μας και τα pins SCLK, DRDY, START, RESET και PWDN.



Σχήμα 7.2: Αρχική πλακέτα ADS1198



Σχήμα 7.3: Αρχική πλακέτα ADS1198 κολλημένη

Με την πλακέτα αυτή μπορέσαμε να έχουμε την πρώτη επαφή με το τσιπάκι, να το μελετήσουμε εις βάθος και να αποκτήσουμε μία καλή εικόνα των δυνατοτήτων και της λειτουργίας του. Επίσης υπάρχουν πολλές επιπλέον εξοδοί για τον έλεγχο περαιτέρω λειτουργιών όπως το daisy chain, right leg driven, Wilson center terminal.

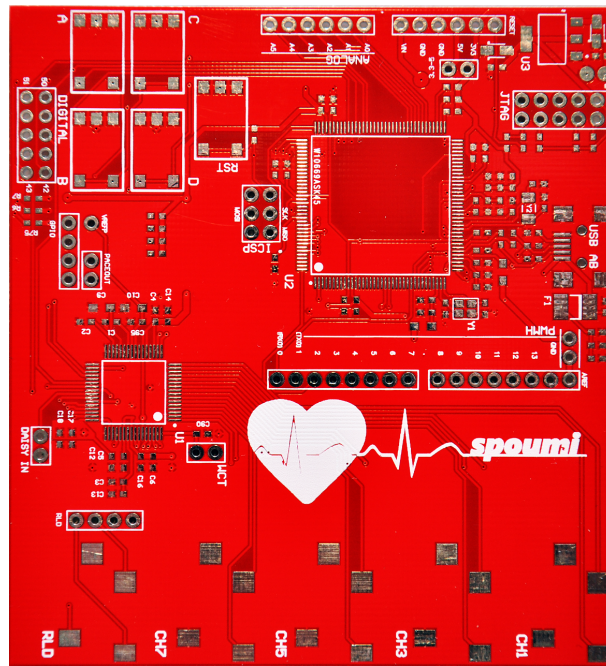
Ο τρόπος σχεδιάσής της είναι τέτοιος ώστε να λειτουργεί ως shield στο Arduino και να διευκολύνει κατά μεγάλο βαθμό καθότι έχουμε πολύ καλύτερες συνδέσεις και ελαχιστοποιούνται τα καλώδια (jumpers) που ενδεχομένως να χρειαζόμαστε για να μετρήσουμε κάτι.

7.2 Τελικό κύκλωμα

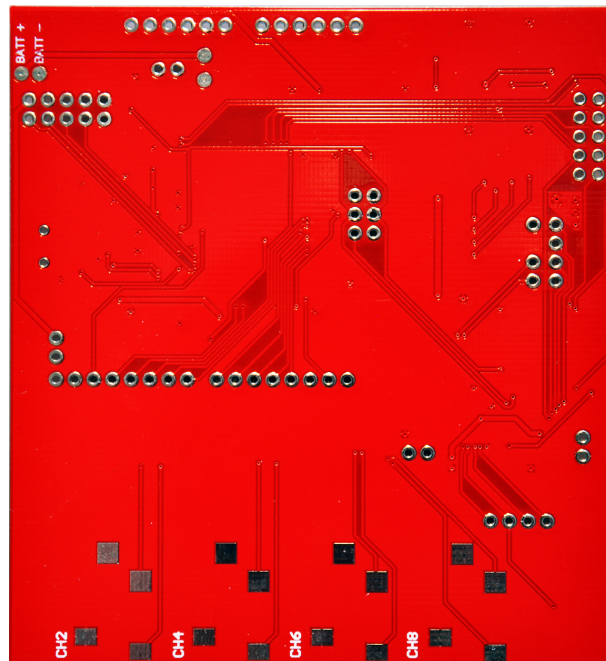
Αφού μελετήθηκε ενδελεχώς η λειτουργία του τσιπακιού ADS1198 προχωρήσαμε στην σχεδίαση και υλοποίηση της τελικής πλακέτας όπου θα φιλοξενεί επιπλέον τις εισόδους μας, τον μικροελεγκτή SAM3E8X, υποδοχή για την LCD οθόνη και μερικά κουμπιά για κάποιες επιπλέον λειτουργίες που θέλουμε να έχουμε στην οθόνη.

Η συνδεσμολογία για το ADS1198 έμεινε ως επί των πλείστων ίδια με της αρχικής πλακέτας εκτός μικρών διαφορών και έγιναν επιπλέον οι συνδέσεις στα κανάλια εισόδου και οι συνδέσεις για την οθόνη.

Για ηλεκτρόδια χρησιμοποιήσαμε ξηρού τύπου ηλεκτρόδια όπως έχει αναφερθεί και πιο συγκεκριμένα ηλεκτρόδια βεντούζες. Η επιλογή αυτή έγινε για την ευκολία τους στην τοποθέτησή τους και στην δυνατότητά τους να χρησιμοποιηθούν πολλές φορές. Είναι σύνηθες να χρησιμοποιούνται αυτού του τύπου ηλεκτρόδια για διαγνώσεις.



Σχήμα 7.4: Τελική πλακέτα (top layer)



Σχήμα 7.5: Τελική πλακέτα (bottom layer)

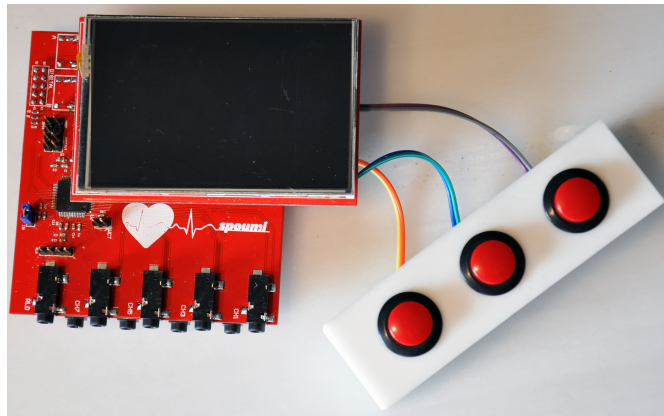
Για να πάρουμε το σήμα από τα ηλεκτρόδια και να τα εισάγουμε στο κύκλωμα χρησιμοποιήσαμε βύσματα ήχου jack 3.5 mm καθώς μας επιτρέπουν να έχουμε τουλάχιστον 2 κανάλια στο κάθε ένα. Έτσι έχουμε ένα βύσμα για κάθε διαφορετικό κανάλι.

Τέλος, για περισσότερη ευελιξία χρησιμοποιήθηκαν 3 κουμπιά με τα οποία μπορούμε να αλ-



Σχήμα 7.6: Στεγνά ηλεκτρόδια και η καλωδίωση που χρησιμοποιήθηκε για την καταγραφή καρδιογραφήματος

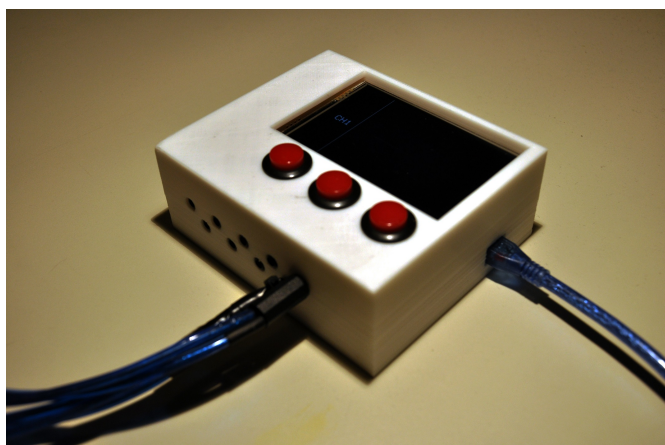
λάζουμε την απεικόνιση της οθόνης. Το κάθε ένα από αυτά έχει τη δική του λειτουργία και στο σύνολό τους μπορούμε να εναλλάσσουμε τα κανάλια που βλέπουμε στην οθόνη όπως επίσης να βλέπουμε ένα κανάλι μόνο του για να είναι πιο ευκρινές ή δύο κανάλια το ένα κάτω από το άλλο για να μπορούμε να συγκρίνουμε.



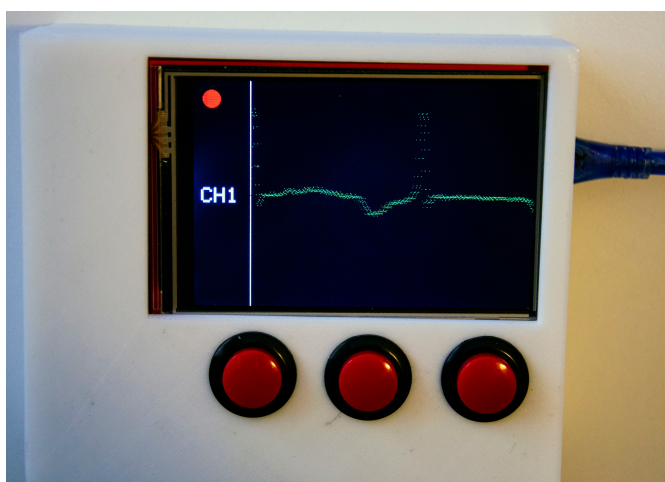
Σχήμα 7.7: Πλακέτα μαζί με πειραματικά κουμπιά

Ως αποτέλεσμα στην οθόνη μας μπορούμε να βλέπουμε από ένα μέχρι δύο ξεχωριστά κανάλια με δυνατότητα αλλαγής των καναλιών αυτών πατώντας απλά ένα κουμπί. Επιπλέον υπάρχει λειτουργία ένδειξης παλμού πάνω αριστερά της οθόνης με μια κόκκινη βούλα που αναβοσβήνει με βάση τον παλμό που μετράται.

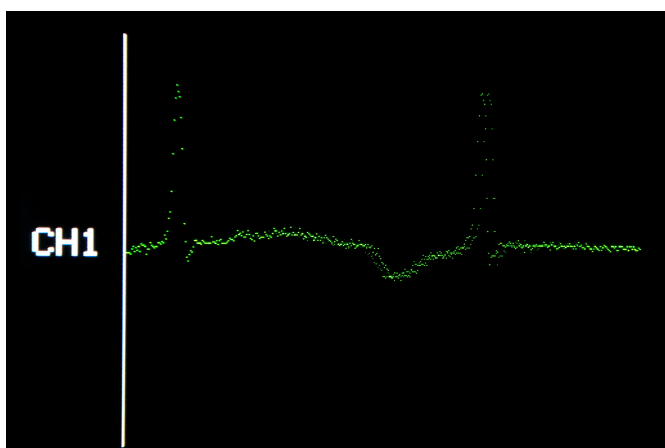
Παρακάτω παραθέτονται εικόνες με τις λειτουργίες της πλακέτας στην τελική της μορφή και την απεικόνιση της οθόνης όταν μετράμε καρδιογράφημα.



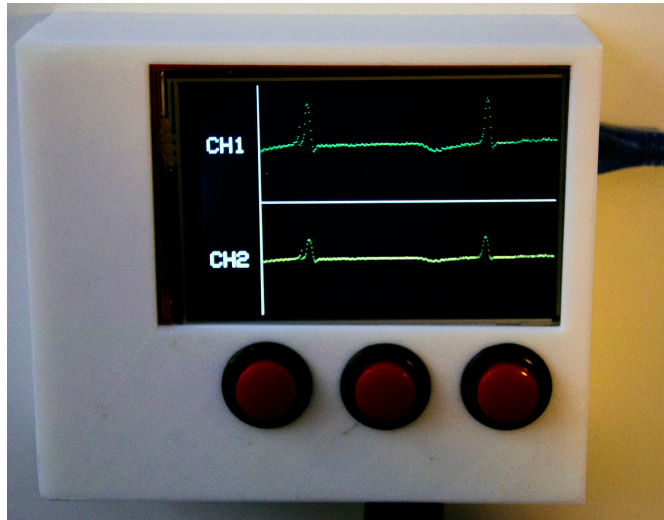
Σχήμα 7.8: Τελικό κύκλωμα μαζί με κουτί προστασίας



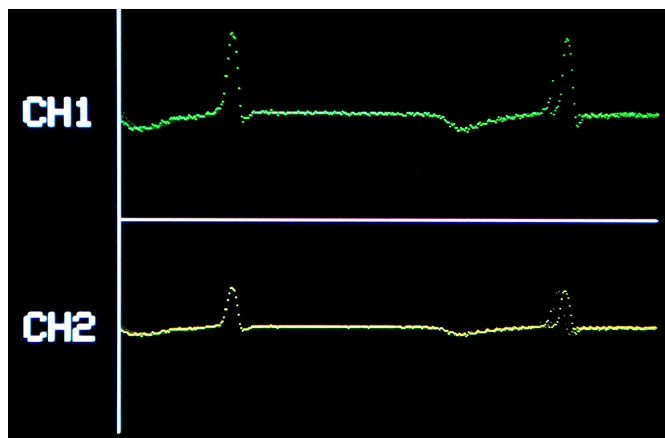
Σχήμα 7.9: Καρδιογράφημα με ένα κανάλι



Σχήμα 7.10: Οθόνη απεικόνισης καρδιογραφήματος σε ένα κανάλι



Σχήμα 7.11: Καρδιογράφημα με δύο κανάλια ταυτόχρονα



Σχήμα 7.12: Οθόνη απεικόνισης καρδιογραφήματος με δύο κανάλια ταυτόχρονα

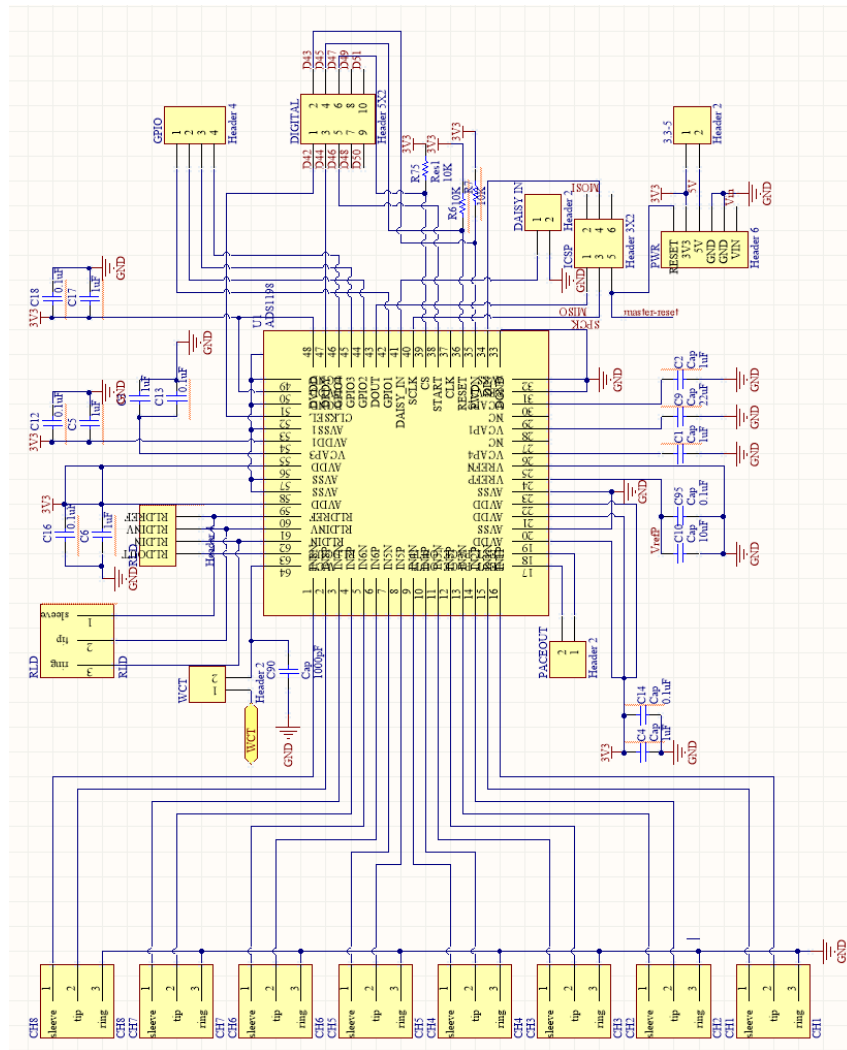
8

Συμπεράσματα και μελλοντική εργασία

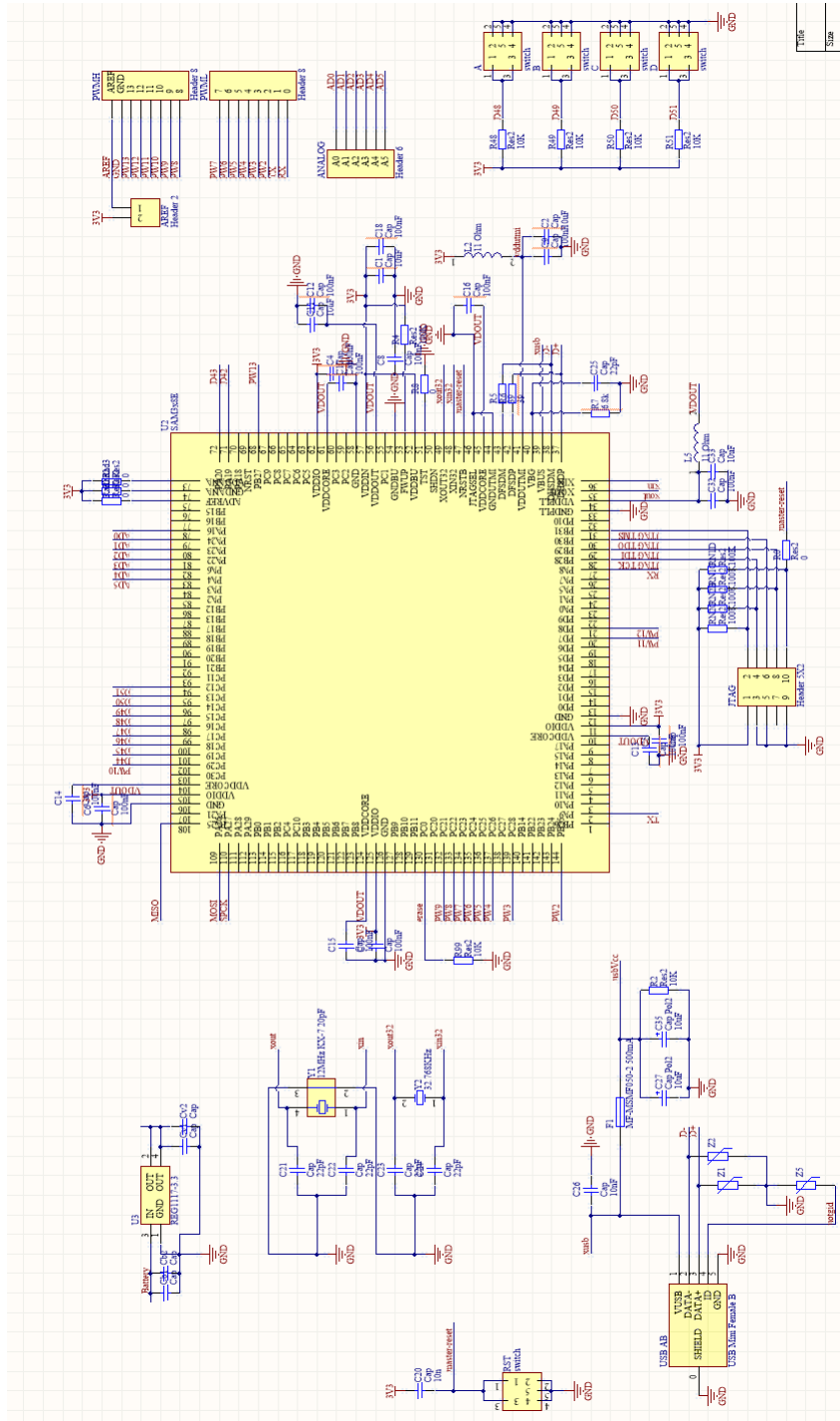
Όπως παρουσιάστηκε στα προηγούμενα κεφάλαια, καταφέραμε να σχεδιάσουμε και να κατασκευάσουμε μία φορητή συσκευή η οποία είναι ικανή να απεικονίσει ζωντανό καρδιογράφημα σε οθόνη LCD. Τα αποτελέσματα στην οθόνη είναι μαρτυρούν ένα αξιοπρεπές σήμα με λίγο θόρυβο. Η συσκευή μας δίνει τη δυνατότητα να έχουμε πολλές εισόδους μέσα από 8 διαφορεικά κανάλια και όλα αυτά με αρκετά χαμηλή κατανάλωση ενέργειας.

Αυτό δεν σημαίνει ότι δεν υπάρχουν δυνατότητες εξέλιξης. Στα άμεσα μελλοντικά σχέδια είναι η προσθήκη λειτουργιών της συσκευής όπως ο εντοπισμός αποσύνδεσης ηλεκτροδίων. Έχουμε επίσης τη δυνατότητα αποθήκευσης του λαμβανόμενου σήματος σε κάρτα μνήμης SD. Επιπλέον μπορεί να χρησιμοποιηθεί η δυνατότητα touch της οθόνης ώστε να δέχεται αλλαγές με πάτημα στην οθόνη και όχι με το πάτημα κουμπιών. Έχει ήδη γίνει μελέτη και σχεδίαση, αλλά όχι πραγματοποίηση της ανεξάρτητης πλακέτας από το αναπτυξιακό arduino DUE. Τέλος, υπάρχει η δυνατότητα και το υπόβαθρο να γίνει παραμετροποίηση των ρυθμίσεων της απόκτησης και επεξεργασίας του σήματος μέσω κάποιας διεπαφής και όχι μόνο μέσω του κώδικα που φορτώνεται στον μικροελεγκτή.

Παράρτημα Α: Σχηματικά του κυκλώματος

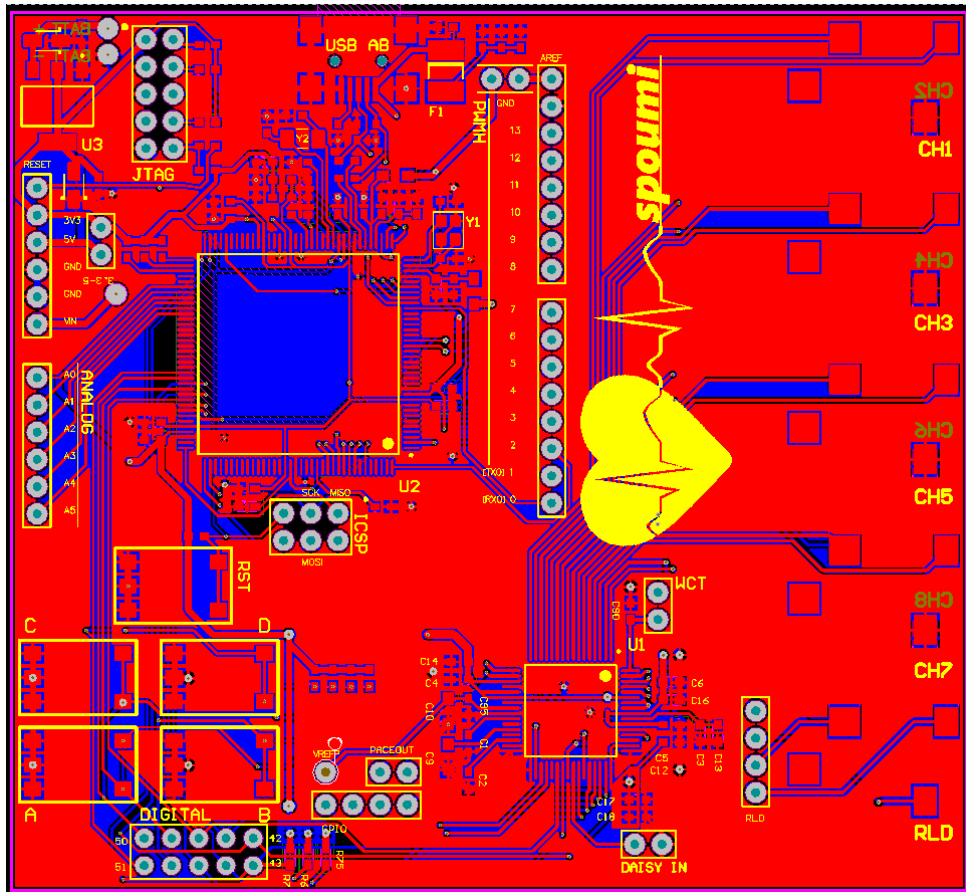


Σχήμα 1: Σχηματικό κυκλώματος ADS1198

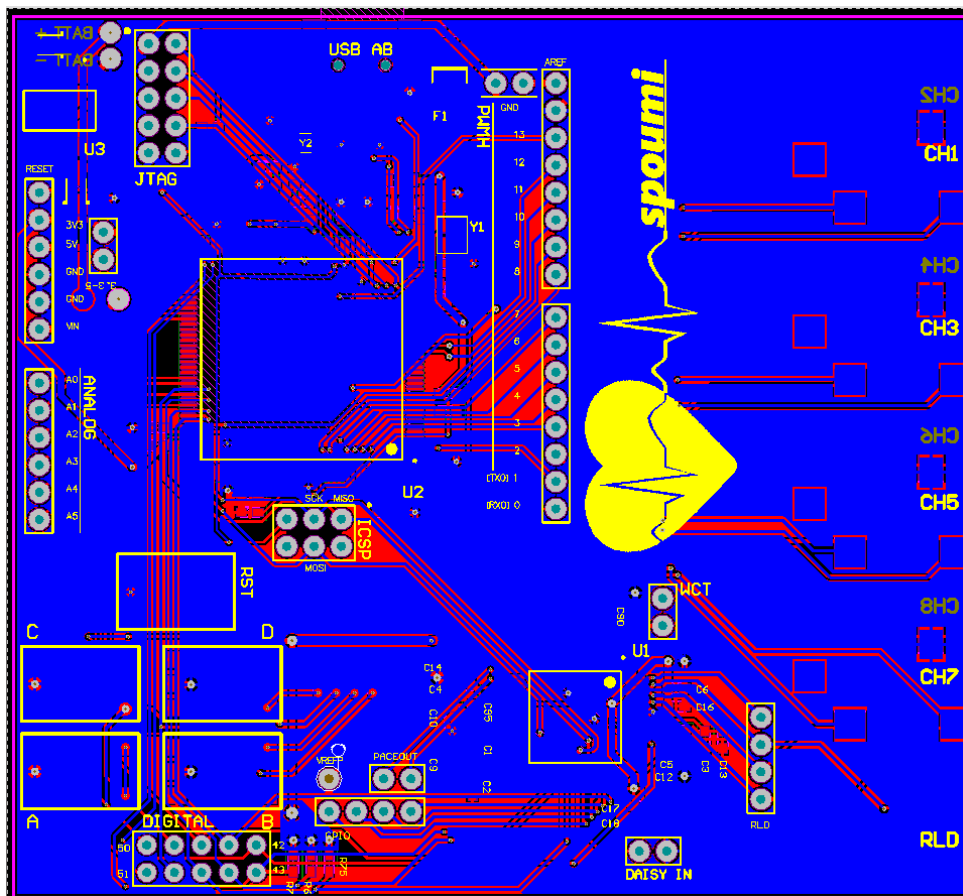


Σχήμα 2: Σχηματικό κυκλώματος SAM3E8X

Παράρτημα Β: PCB layout



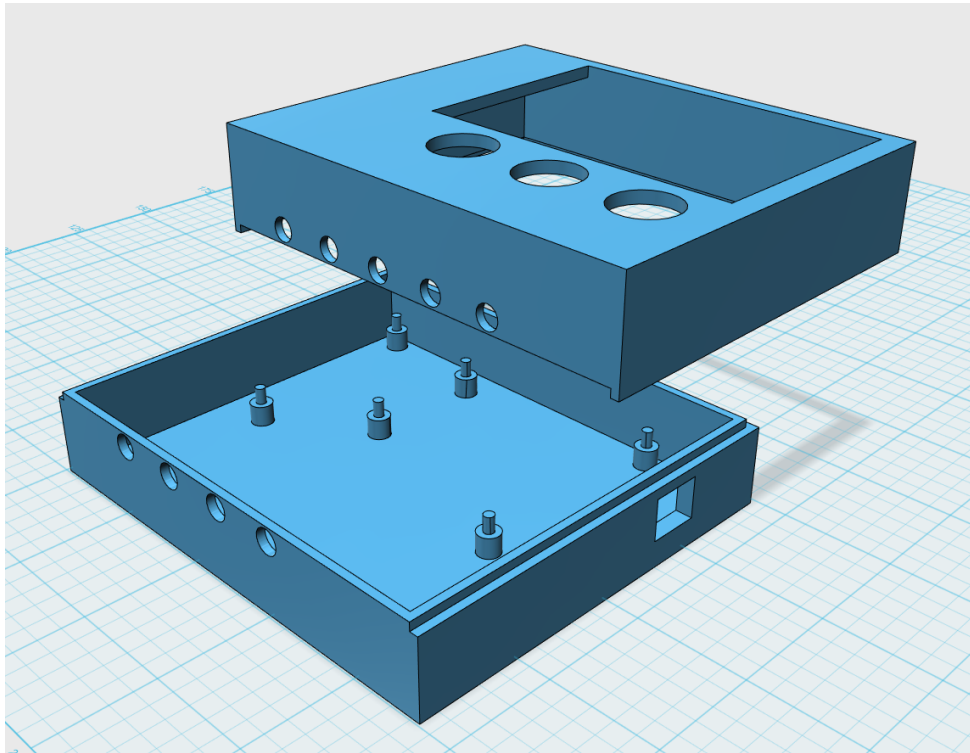
Σχήμα 3: PCB top layer



Σχήμα 4: PCB bottom layer

Παράρτημα Γ: Εξωτερικό κουτί κυκλώματος

Για καλύτερο αισθητικό αποτέλεσμα αλλά και για γενικότερη προστασία του κυκλώματος, σχεδιάστηκε σε πρόγραμμα ένα πλαστικό κουτί το οποίο στη συνέχεια εκτυπώθηκε με 3D εκτυπωτή. Αφού μετρήθηκε η πλακέτα, δημιουργήθηκαν οι βάσεις πάνω στις οποίες κάθεται το κύκλωμα και οι ανάλογες εσοχές για τις εισόδους, την τροφοδοσία αλλά και την οθόνη.



Σχήμα 5: Εξωτερικό κουτί κυκλώματος

Παράρτημα Δ: Κώδικας και βιβλιοθήκες

```
1 #include <Adafruit_GFX.h> // Hardware-specific library
2 #include <Bounce2.h>
3 #include <MCUFRIEND_kbv.h>
4 #include <ads1198.h>
5
6 MCUFRIEND_kbv tft;
7 ads1198 ecg;
8
9 Bounce debouncer1 = Bounce(); //debounce για το κουμπί 1
10 Bounce debouncer2 = Bounce(); //debounce για το κουμπί 2
11 Bounce debouncer3 = Bounce(); //debounce για το κουμπί 3
12
13 #define BLACK    0x0000
14 #define BLUE     0x001F
15 #define RED      0xF800
16 #define GREEN    0x07E0
17 #define CYAN     0x07FF
18 #define MAGENTA 0xF81F
19 #define YELLOW   0xFFE0
20 #define WHITE    0xFFFF
21
22 uint16_t ht, wid, wd;
23 int solo, top, bot, button1, button2, button3;
24 int channels[8];
25
26 const byte interruptButton1 = 48; //single dual mode
27 const byte interruptButton2 = 49; //top channel
28 const byte interruptButton3 = 50; //bot channel
29 const int numberofchannels = 3;
30
31 const int numReadings = 50;
32 int readings[3][numReadings];
33 int readIndex = 0;
34 int total[3];
35 int avg[3];
```

```
37 void setup()
38 {
39     //debouncing initialisation
40     pinMode(interruptButton1, INPUT);
41     pinMode(interruptButton2, INPUT);
42     pinMode(interruptButton3, INPUT);
43
44     debouncer1.attach(interruptButton1);
45     debouncer1.interval(5); // interval in ms
46     debouncer2.attach(interruptButton2);
47     debouncer2.interval(5); // interval in ms
48     debouncer3.attach(interruptButton3);
49     debouncer3.interval(5); // interval in ms
50
51     //averaging initialisation
52     for (int i = 0; i < 3; i++) {
53         total[i] = 0;
54         avg[i] = 0;
55     }
56
57     //buttons initialisation
58     button1 = 1; //top/solo is channel 1
59     button2 = 2; //bot is channel 2
60     button3 = 0; //solo mode at start
61
62     //ads1198 initialisation
63     ecg.init();
64     ecg.outputDR(0x00); //output data rate
65     ecg.changebits(0x03, 7, 1); //internal reference enable
66
67     ecg.muxn(0x05, 0x00);
68     ecg.pwrupch(0x05);
69     ecg.pga_gain(0x05, 12);
70     //ecg.pwrdsnch(0x05);
71
72     ecg.muxn(0x06, 0x00);
73     ecg.pwrupch(0x06);
74     ecg.pga_gain(0x06, 12);
75     //ecg.pwrdsnch(0x06);
76
77     ecg.muxn(0x07, 0x00);
78     ecg.pwrupch(0x07);
79     ecg.pga_gain(0x07, 12);
80     //ecg.pwrdsnch(0x07);
81
82     ecg.muxn(0x08, 0x01);
83     ecg.pwrdsnch(0x08);
84     ecg.muxn(0x09, 0x01);
```

```

87   ecg.pwrdsnch(0x09);
    ecg.muxn(0x0A, 0x01);
    ecg.pwrdsnch(0x0A);
89   ecg.muxn(0x0B, 0x01);
    ecg.pwrdsnch(0x0B);
91   ecg.muxn(0x0C, 0x01);
    ecg.pwrdsnch(0x0C);
93
    ecg.sdatac();
95
    Serial.begin(115200);
97
    //averaging for all modes initialisation
99   for (int i = 0; i < 3; i++)
    for (int thisReading = 0; thisReading < numReadings; thisReading++)
101  readings[i][thisReading] = 0;
103
    //tft initialisation
    tft.reset();
105  uint16_t id = tft.readID();
107
    tft.begin(id);
    tft.setRotation(3); //Landscape
109
    wid = tft.width();
111  ht = tft.height();
    wd = 400;
113
    if (ht > 320) ht = 320; //SSD1963 is 480x800
115
    tft.fillScreen(BLACK);
117  tft.setTextColor(WHITE, BLACK);
    tft.drawFastVLine(79, 0, ht, WHITE);
119 }
121 void loop() {
    uint16_t current = 0;
123  int i = 0;
125
    tft.setCursor(10, ht / 2 - 10);
    tft.setTextSize(3);
127  tft.print("CH");
    tft.print(button1);
129
    while (1) {
131  ecg.readch(channels);
        top = channels[button1 - 1];
133  bot = channels[button2 - 1];

```

```

135 //if number is negative then compliment of 2 and sign
top = ecg.numbers(top);
137 bot = ecg.numbers(bot);

139 //average for top/solo channel
total[button3] = total[button3] - readings[button3][readIndex];
141 readings[button3][readIndex] = top;
total[button3] = total[button3] + readings[button3][readIndex];
143

//average for bot channel
145 total[2] = total[2] - readings[2][readIndex];
readings[2][readIndex] = bot;
147 total[2] = total[2] + readings[2][readIndex];

149 readIndex++;
if (readIndex >= numReadings)
151 readIndex = 0;
avg[button3] = total[button3] / numReadings;
153 avg[2] = total[2] / numReadings;

155 if (top > avg[button3] + 100) //heartbeat feature
tft.fillCircle(25, 25, 12, RED); //red circle
157 else
tft.fillCircle(25, 25, 12, BLACK); //black circle (remove)
159

top = boundaries (button3, top);
161 if (button3) // if button3 FALSE(0) = Solo channel
bot = boundaries (2, bot);
163

//LCD output
165 if (i > 255)
i = 0;
167 if (++current > wd)
current = 1;
169

tft.drawFastVLine(481 - current, 0, ht - 2, BLACK);
171 tft.drawPixel(481 - current, top, GREEN);
if (button3) {
173 tft.drawPixel(481 - current, ht / 2, WHITE);
tft.drawPixel(481 - current, bot, YELLOW);
175 }
tft.vertScroll(1, wd, 0 - current);
177 delay(2);

179 debouncer1.update();
debouncer2.update();
181 debouncer3.update();
if (debouncer1.fell())
183 switchmode();

```

```
    if (debouncer2.fell())
185    switchtop();
    if (debouncer3.fell())
187    switchbot();
  }
189 }

191 int boundaries(int mode, int number) {
193
194     int x, a1, a2;
195     int sign = 1;
196
197     //mode=0 solo //mode=1 top //mode=2 bot
198
199     if (mode == 0) { //solo
200         a1 = ht / 2;
201         a2 = ht / 2;
202     }
203
204     if (mode == 1) { //top
205         a1 = ht / 4;
206         a2 = ht / 4;
207     }
208
209     if (mode == 2) { //bot
210         a1 = ht / 4;
211         a2 = 3 * ht / 4;
212     }
213
214     x = a1 * (number - avg[mode]) / 800;
215     if (x > a1-1)
216         x = 0;
217
218     x = a2 - x;
219
220     return (x);
221 }

223 void switchmode() {
224     tft.fillRect(1, 40, 77, 310, BLACK);
225     button3 = !button3;
226     if (button3 == 0) { //Solo channel
227         tft.setCursor(10, ht / 2 - 10);
228         tft.setTextSize(3);
229         tft.print("CH");
230         tft.print(button1);
231         tft.drawFastHLine(79, ht / 2, wid, BLACK);
232     }
}
```

```

233 else { //Dual channel
      tft.setCursor(10, ht / 4 - 10);
235 tft.setTextSize(3);
      tft.print("CH");
237 tft.print(button1);
      tft.setCursor(10, 3 * ht / 4 - 10);
239 tft.setTextSize(3);
      tft.print("CH");
241 tft.print(button2);
      tft.drawFastHLine(79, ht / 2, wid, WHITE);
243 }
    }
245
void switchtop() {
247 button1++;
    if (button1 > numberofchannels)
249 button1 = 1;
    if ((button1 == button2) && (button3 == 1))
251 button1++;
    if (button1 > numberofchannels)
253 button1 = 1;
    if (button3) { //dual channel
255 tft.fillRect(1, 40, 77, ht / 2, BLACK);
      tft.setCursor(10, ht / 4 - 10);
257 tft.setTextSize(3);
      tft.print("CH");
259 tft.print(button1);
    }
261 else {
      tft.fillRect(1, 40, 77, 310, BLACK);
263 tft.setCursor(10, ht / 2 - 10);
      tft.setTextSize(3);
265 tft.print("CH");
      tft.print(button1);
267 }
    }
269
void switchbot() {
271 button2++;
    if (button2 > numberofchannels)
273 button2 = 1;
    if (button1 == button2)
275 button2++;
    if (button2 > numberofchannels)
277 button2 = 1;
    if (button3) {
279 tft.fillRect(1, ht / 2, 77, 310, BLACK);
      tft.setCursor(10, 3 * ht / 4 - 10);
281 tft.setTextSize(3);

```



```
    tft.print("CH");  
283    tft.print(button2);  
    }  
285 }
```

Κώδικας 1: Ecg_code.c

```
1  /*  
   ads1198 library  
3  */  
   #ifndef ads1198_h  
5   #define ads1198_h  
  
7   #include "Arduino.h"  
  
9   class ads1198  
   {  
11  public:  
   void init();  
13  int readreg(int reg);  
   void wakeup();  
15  void standby();  
   void reset();  
17  void start();  
   void stop();  
19  void rdatac();  
   void sdatac();  
21  void rdata();  
   void wreg(int reg, int val);  
23  void changebits(int reg, int bit, int bit_val);  
   void daisychain(int val);  
25  void outputDR(int val);  
   void clken(int val);  
27  void pga_gain(int ch, int val);  
   void muxn(int reg, int val);  
29  int numbers(int x);  
   void readch(int channels[]);  
31  void pwrdsnch(int ch);  
   void pwrupch(int ch);  
33  
   private:  
35  
   };  
37  
#endif
```

Κώδικας 2: ads1198.h

```

#include "Arduino.h"
2 #include "SPI.h"
#include "ads1198.h"
4
void ads1198::init()
6 //initialisation of the chip
{
8 int ss=47; // using digital pin 11 for SPI slave select
int clkssel=42; //CLKSEL->1 for internal clock
10 int pwrdn=43; // active low
int rst=45; // active low
12 int start=46;
int drdy=44;
14
pinMode(ss, OUTPUT); // we use this for SS pin
16 pinMode(pwrdn, OUTPUT);
pinMode(rst, OUTPUT);
18 pinMode(start, OUTPUT);
pinMode(drdy, INPUT);
20 pinMode(clkssel, OUTPUT);
delay(200);
22
digitalWrite(clkssel, HIGH);
24 digitalWrite(pwrdn, LOW);
digitalWrite(rst, LOW);
26 delay(1000);

28 digitalWrite(pwrdn, HIGH);
digitalWrite(rst, HIGH);
30 digitalWrite(ss, HIGH);
delay(1000); //wait 1s for Power-On Reset
32
SPI.begin(); // wake up the SPI bus.
34 SPI.beginTransaction(SPISettings(2000000, MSBFIRST, SPI_MODE1));

36 digitalWrite(ss, LOW);
delay(200); //wait for 18*t_clk
38
SPI.transfer(0x02); //Wake Up
40 delay(200);

42 SPI.transfer(0x11); //Stop Data Continuous
delay(200);
44 SPI.end();

46 }

48 int ads1198::readreg(int reg)

```

```
//read a register , input register 's hex address
50 {
    int x;
52
    SPI.begin(); // wake up the SPI bus.
54 SPI.beginTransaction(SPISettings(2000000,MSBFIRST, SPI_MODE1));
56 x=0b00100000|reg;
    SPI.transfer(x);//read register
58 SPI.transfer(0);//how many regs to read-1
    x=SPI.transfer(0);
60
    SPI.end();
62 return x;
    }
64
    void ads1198::wakeup()
66 {
    SPI.begin();
68 SPI.beginTransaction(SPISettings(2000000,MSBFIRST,SPI_MODE1));
    SPI.transfer(0x02);
70 SPI.end();
    }
72
    void ads1198::standby()
74 {
    SPI.begin();
76 SPI.beginTransaction(SPISettings(2000000,MSBFIRST,SPI_MODE1));
    SPI.transfer(0x04);
78 SPI.end();
    }
80
    void ads1198::reset()
82 {
    SPI.begin();
84 SPI.beginTransaction(SPISettings(2000000,MSBFIRST,SPI_MODE1));
    SPI.transfer(0x06);
86 SPI.end();
    }
88
    void ads1198::start()
90 {
    SPI.begin();
92 SPI.beginTransaction(SPISettings(2000000,MSBFIRST,SPI_MODE1));
    SPI.transfer(0x08);
94 SPI.end();
    }
96
    void ads1198::stop()
```

```
98 {
    SPI.begin();
100 SPI.beginTransaction(SPISettings(2000000,MSBFIRST,SPI_MODE1));
    SPI.transfer(0x0A);
102 SPI.end();
}
104
void ads1198::rdatac()
106 {
    SPI.begin();
108 SPI.beginTransaction(SPISettings(2000000,MSBFIRST,SPI_MODE1));
    SPI.transfer(0x10);
110 SPI.end();
}
112
void ads1198::sdatac()
114 {
    SPI.begin();
116 SPI.beginTransaction(SPISettings(2000000,MSBFIRST,SPI_MODE1));
    SPI.transfer(0x11);
118 delay(10);
    SPI.end();
120 }
122
void ads1198::rdata()
{
124 SPI.begin();
    SPI.beginTransaction(SPISettings(2000000,MSBFIRST,SPI_MODE1));
126 SPI.transfer(0x12);
    SPI.end();
128 }
130
void ads1198::wreg(int reg, int val)
    //write a register, input register's hex address first, the new value second
132 {
    SPI.begin();
134 SPI.beginTransaction(SPISettings(2000000,MSBFIRST,SPI_MODE1));

136 int x=0b01000000|reg;
    SPI.transfer(x); //read register
138 SPI.transfer(0); //how many regs to read-1
    SPI.transfer(val);

140
    SPI.end();
142 }
144
void ads1198::changebits(int reg, int bit, int bit_val)
    //change specific bit to a register
146 //first parameter is register's hex address
```

```
148 //second parameter is which bit you want to change
149 //third parameter is the value of the bit 0/1
150 {
151 int x=readreg(reg);
152 int y=0b11111111;
153
154 if (bit_val==0)
155 {
156 if (bit==0)
157 y=0b11111110;
158 else if (bit==1)
159 y=0b11111101;
160 else if (bit==2)
161 y=0b11111011;
162 else if (bit==3)
163 y=0b11110111;
164 else if (bit==4)
165 y=0b11101111;
166 else if (bit==5)
167 y=0b11011111;
168 else if (bit==6)
169 y=0b10111111;
170 else if (bit==7)
171 y=0b01111111;
172
173 x=x&y;
174 }
175 else if (bit_val==1)
176 {
177 if (bit==0)
178 y=0b00000001;
179 else if (bit==1)
180 y=0b00000010;
181 else if (bit==2)
182 y=0b00000100;
183 else if (bit==3)
184 y=0b00001000;
185 else if (bit==4)
186 y=0b00010000;
187 else if (bit==5)
188 y=0b00100000;
189 else if (bit==6)
190 y=0b01000000;
191 else if (bit==7)
192 y=0b10000000;
193
194 x=x|y;
195 }
```

```
196 wreg(reg, x);
    }
198
void ads1198::daisychain(int val)
200 {
    changebits(0x01, 6, val);
202 }
204 void ads1198::outputDR(int val)
    //set output data rate
206 {
    int sr=pow(2, val);
208 if ((val<0)|(val>7))
    {
210 //Wrong Value
    }
212 if (val==7)
    {
214 //Value Not Allowed
    }
216 if ((val==0)|(val==2)|(val==4)|(val==6))
    changebits(0x01, 0, 0);
218 if ((val==1)|(val==3)|(val==5))
    changebits(0x01, 0, 1);
220 if ((val==0)|(val==1)|(val==4)|(val==5))
    changebits(0x01, 1, 0);
222 if ((val==2)|(val==3)|(val==6))
    changebits(0x01, 1, 1);
224 if ((val==0)|(val==1)|(val==2)|(val==3))
    changebits(0x01, 2, 0);
226 if ((val==4)|(val==5)|(val==6))
    changebits(0x01, 2, 1);
228 }
230
void ads1198::clken(int val)
232 {
    if ((val!=1)|(val!=0))
234 {
        //Wrong Value
236 }
    else
238 changebits(0x01, 5, val);
    }
240
void ads1198::pga_gain(int ch, int val)
242 //set channel gain
    {
244 int flag=0;
```

```
    if ((ch>0x04)&&(ch<0x0D))
246 {
    if ((val==1)|(val==3)|(val==8))
248 {
    changebits(ch, 4, 1);
250 flag=1;
    }
252 if ((val==2)|(val==4)|(val==6)|(val==12))
    {
254 changebits(ch, 4, 0);
    flag=1;
256 }
    if ((val==1)|(val==4)|(val==6)|(val==8))
258 {
    changebits(ch, 5, 0);
260 flag=1;
    }
262 if ((val==2)|(val==3)|(val==12))
    {
264 changebits(ch, 5, 1);
    flag=1;
266 }
    if ((val==1)|(val==2)|(val==3)|(val==6))
268 {
    changebits(ch, 6, 0);
270 flag=1;
    }
272 if ((val==4)|(val==8)|(val==12))
    {
274 changebits(ch, 6, 1);
    flag=1;
276 }
    }
278 if (flag==0)
    {
280 //Wrong Value
    }
282 }

284 void ads1198::muxn(int reg, int val)
    //set channel mode
286 {
    int flag=0;
288 if ((reg>0x04)&&(reg<0x0D))
    {
290 if (val==0)
    {
292 changebits(reg, 2, 0);
    changebits(reg, 1, 0);
```

```
294 changebits(reg, 0, 0);
    flag=1;
296 }
    if (val==1)
298 {
    changebits(reg, 2, 0);
300 changebits(reg, 1, 0);
    changebits(reg, 0, 1);
302 flag=1;
    }
304 if (val==2)
    {
306 changebits(reg, 2, 0);
    changebits(reg, 1, 1);
308 changebits(reg, 0, 0);
    flag=1;
310 }
    if (val==3)
312 {
    changebits(reg, 2, 0);
314 changebits(reg, 1, 1);
    changebits(reg, 0, 1);
316 flag=1;
    }
318 if (val==4)
    {
320 changebits(reg, 2, 1);
    changebits(reg, 1, 0);
322 changebits(reg, 0, 0);
    flag=1;
324 }
    if (val==5)
326 {
    changebits(reg, 2, 1);
328 changebits(reg, 1, 0);
    changebits(reg, 0, 1);
330 flag=1;
    }
332 if (val==6)
    {
334 changebits(reg, 2, 1);
    changebits(reg, 1, 1);
336 changebits(reg, 0, 0);
    flag=1;
338 }
    if (val==7)
340 {
    changebits(reg, 2, 1);
342 changebits(reg, 1, 1);
```



```
changebits(reg, 0, 1);
344 flag=1;
    }
346 }
    if (flag==0)
348 {
        //Wrong Value
350 }
    }
352
int ads1198::numbers(int x)
354 //number conversion to decimal
    {
356 int y;
    if (x>0x7FFF)
358 {
        x=(int)x^0xFFFF;
360 x=(-1)*(x+1);
    }
362
    y=x;
364
    return(y);
366 }

368 void ads1198::readch(int channels[])
    //read channels and save values in matrix
370 {
    int data;
372 int foo;
    int i=0;
374
    rdata();
376
    SPI.begin();
378 SPI.beginTransaction(SPISettings(2000000, MSBFIRST, SPI_MODE1));

380 foo=SPI.transfer(0); //1100 + LOFF_STATP + LOFF_STATN + GPIO[4:7]
    foo=SPI.transfer(0);
382 foo=SPI.transfer(0);

384 i++;
    data=SPI.transfer(0); //CH1
386 data=data<<8;
    foo=SPI.transfer(0);
388 data=data|foo;
    channels[0]=data;
390
    i++;
```

```
392 data=SPI.transfer(0); //CH2
    data=data<<8;
394 foo=SPI.transfer(0);
    data=data|foo;
396 channels[1]=data;

398 i++;
    data=SPI.transfer(0); //CH3
400 data=data<<8;
    foo=SPI.transfer(0);
402 data=data|foo;
    channels[2]=data;
404
    i++;
406 data=SPI.transfer(0); //CH4
    data=data<<8;
408 foo=SPI.transfer(0);
    data=data|foo;
410 channels[3]=data;

412 i++;
    data=SPI.transfer(0); //CH5
414 data=data<<8;
    foo=SPI.transfer(0);
416 data=data|foo;
    channels[4]=data;
418
    i++;
420 data=SPI.transfer(0); //CH6
    data=data<<8;
422 foo=SPI.transfer(0);
    data=data|foo;
424 channels[5]=data;

426 i++;
    data=SPI.transfer(0); //CH7
428 data=data<<8;
    foo=SPI.transfer(0);
430 data=data|foo;
    channels[6]=data;
432
    i++;
434 data=SPI.transfer(0); //CH8
    data=data<<8;
436 foo=SPI.transfer(0);
    data=data|foo;
438 channels[7]=data;

440 SPI.end();
```

```
442 }  
444 void ads1198::pwrdownch(int ch)  
    //power down channel  
446 {  
    changebits(ch, 7, 1);  
448 }  
450 void ads1198::pwrupch(int ch)  
    //poer up channel  
452 {  
    changebits(ch, 7, 0);  
454 }
```

Κώδικας 3: ads1198.cpp

Βιβλιογραφία

- [1] John D. Enderle, Susan M. Blanchard, and Joseph D. Bronzino. *Introduction to Biomedical Engineering*. 2nd. Elsevier Academic Press, 2005.
- [2] Yu Mike Chi, Tzyy-Ping Jung, and Gert Cauwenberghs. “Dry-Contact and Noncontact Biopotential Electrodes: Methodological Review”. In: *EEE Reviews in Biomedical Engineering* 3 (2010), pp. 106–119.
- [3] John Silberbauer. “Wilson’s Central Terminal, the keystone to electrogram recording – What, where and why?” 2013.
- [4] URL: <http://www.healthcarebusinesstech.com/medical-technology/>.
- [5] URL: <http://health.usnews.com/health-news/hospital-of-tomorrow/articles/2013/07/12/how-technology-is-transforming-health-care>.
- [6] URL: <http://www.bem.fi/book/15/15.htm>.
- [7] URL: <https://en.wikipedia.org/wiki/Electrocardiography>.
- [8] URL: <https://www.win-health.com/ecg-monitors-home-use.html>.
- [9] URL: <https://www.amperordirect.com/pc/help-ecg-monitor/z-how-to-buy-ekg-monitor.html>.
- [10] URL: <https://www.ndsu.edu/pubweb/~grier/Comparison-handheld-ECG-EKG.html>.
- [11] URL: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ads1198.pdf>.
- [12] URL: http://www.atmel.com/Images/Atmel-11057-32-bit-Cortex-M3-Microcontroller-SAM3X-SAM3A_Datasheet.pdf.
- [13] URL: <http://www.arduino.cc/>.