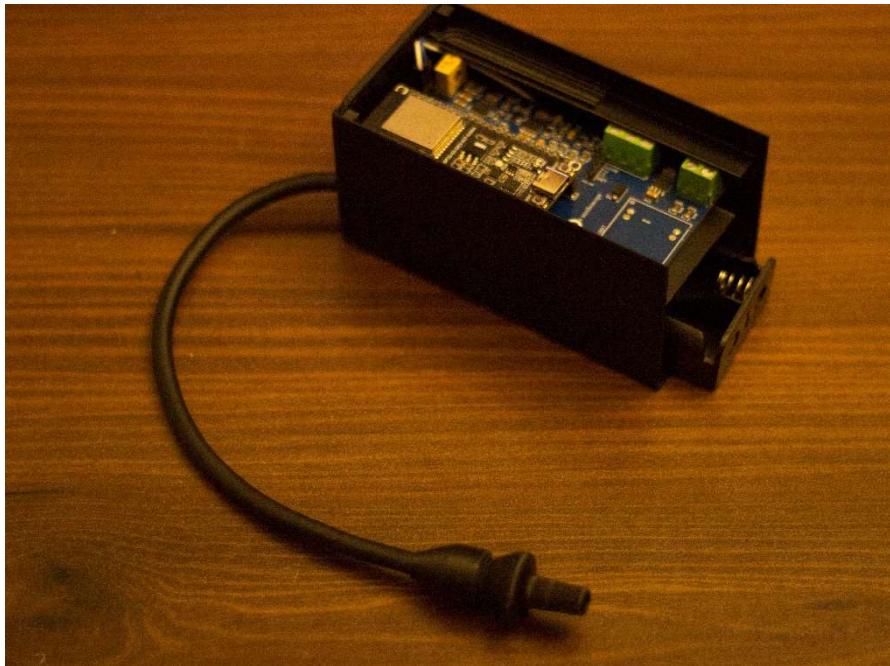


ΠΟΛΥΤΕΧΝΙΚΗ ΣΧΟΛΗ  
ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ  
ΚΑΙ ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΩΝ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ

ΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Σχεδίαση και Υλοποίηση Ηλεκτρονικού Στηθοσκοπίου



**Σπουδαστής**

Τσελιόγλου Στυλιανός 518231

**Επιβλέπων Καθηγητής**

Κιοσκερίδης Ιορδάνης

Ιανουάριος 2026

Σχεδίαση και Υλοποίηση Ηλεκτρονικού Στηθοσκοπίου

Κωδικός Π.Ε. 25133

Όνοματεπώνυμο φοιτητή: Στυλιανός Τσελιόγλου

Όνοματεπώνυμο εισηγητή : Ιορδάνης Κιοσκερίδης

Ημερομηνία ανάληψης Π.Ε. 25/02/2025

Ημερομηνία περάτωσης Π.Ε: 25/01/2026

*Βεβαιώνω ότι είμαι ο συγγραφέας αυτής της εργασίας και ότι κάθε βοήθεια την οποία είχα για την προετοιμασία της είναι πλήρως αναγνωρισμένη και αναφέρεται στην εργασία. Επίσης, έχω καταγράψει τις όποιες πηγές από τις οποίες έκανα χρήση δεδομένων, ιδεών, εικόνων και κειμένου, είτε αυτές αναφέρονται ακριβώς είτε παραφρασμένες. Επιπλέον, βεβαιώνω ότι αυτή η εργασία προετοιμάστηκε από εμένα προσωπικά, ειδικά ως διπλωματική εργασία, στο Τμήμα Μηχανικών Πληροφορικής και Ηλεκτρονικών Συστημάτων του ΔΙ.ΠΑ.Ε.*

*Η παρούσα εργασία αποτελεί πνευματική ιδιοκτησία του φοιτητή **Τσελιόγλου Στυλιανό** που την εκπόνησε. Στο πλαίσιο της πολιτικής ανοικτής πρόσβασης, ο συγγραφέας/δημιουργός εκχωρεί στο Διεθνές Πανεπιστήμιο της Ελλάδος άδεια χρήσης του δικαιώματος αναπαραγωγής, δανεισμού, παρουσίασης στο κοινό και ψηφιακής διάχυσης της εργασίας διεθνώς, σε ηλεκτρονική μορφή και σε οποιοδήποτε μέσο, για διδακτικούς και ερευνητικούς σκοπούς, άνευ ανταλλάγματος. Η ανοικτή πρόσβαση στο πλήρες κείμενο της εργασίας, δεν σημαίνει καθ' οιονδήποτε τρόπο παραχώρηση δικαιωμάτων διανοητικής ιδιοκτησίας του συγγραφέα/δημιουργού, ούτε επιτρέπει την αναπαραγωγή, αναδημοσίευση, αντιγραφή, πώληση, εμπορική χρήση, διανομή, έκδοση, μεταφόρτωση (downloading), ανάρτηση (uploading), μετάφραση, τροποποίηση με οποιονδήποτε τρόπο, τμηματικά ή περιληπτικά της εργασίας, χωρίς τη ρητή προηγούμενη έγγραφη συναίνεση του συγγραφέα/δημιουργού.*

Η έγκριση της πτυχιακής εργασίας από το Τμήμα Μηχανικών Πληροφορικής και Ηλεκτρονικών Συστημάτων της Πολυτεχνικής Σχολής του Διεθνούς Πανεπιστημίου της Ελλάδος, δεν υποδηλώνει απαραίτητως και αποδοχή των απόψεων του συγγραφέα, εκ μέρους του Τμήματος.

## Πρόλογος

Η παρούσα πτυχιακή εργασία αποτελεί την ολοκλήρωση των προπτυχιακών σπουδών στο τμήμα Ηλεκτρονικών Μηχανικών και πραγματεύεται ένα θέμα με άμεση εφαρμογή στην βιοιατρική τεχνολογία, την ανάπτυξη ενός ηλεκτρονικού στηθοσκοπίου.

Μέσα από την εργασία αυτή, μου δόθηκε η ευκαιρία να συνδυάσω τις θεωρητικές γνώσεις που αποκόμισα κατά την διάρκεια του ακαδημαϊκού προγράμματος σπουδών με την πρακτική υλοποίηση ενός ολοκληρωμένου ηλεκτρονικού συστήματος, συμβάλλοντας έτσι στην κατασκευή ενός πρωτοτύπου μοντέλου κατάλληλου για χρήση σε πραγματικές εφαρμογές.

## Περίληψη

Η παρούσα πτυχιακή εργασία αφορά την σχεδίαση και την υλοποίηση ενός ηλεκτρονικού στηθοσκοπίου χαμηλού κόστους, κυρίως για την καταγραφή των καρδιακών ήχων, με στόχο μία οικονομική προσιτή προσέγγιση σε σχέση με τα εμπορικά μοντέλα.

Η προτεινόμενη λύση, ως αισθητήριο εισόδου, είναι το πυκνωτικό μικρόφωνο. Σημαντικό στοιχείο που σημειώθηκε στην λειτουργία του αποτελεί η σωστή μηχανική στήριξη του και η επιλογή των κατάλληλων αναλογικών φίλτρων που προενισχύουν και αναδεικνύουν το χρήσιμο εύρος των χαμηλών συχνοτήτων. Ακολουθεί ψηφιοποίηση του σήματος μέσω του εσωτερικού μετατροπέα του ESP32, και η προεπεξεργασία (dc-offset, normalization) του, σε επόμενο στάδιο εφαρμόζονται ψηφιακά φίλτρα (FIR / IIR) υψηλού συντελεστή απόδοσης, για την περαιτέρω αποθρορυβοποίηση του τελικού σήματος. Στο πλαίσιο της έρευνας για την εξαγωγή των ηχητικών δεδομένων, το σύστημα υποστηρίζει λειτουργία πραγματικού χρόνου καθώς και αποθήκευση σε εξωτερικό μέσο αποθήκευσης (SD module) σε μορφή ασυμπίεστου αρχείου ήχου (\*.wav). Η αξιολόγηση πραγματοποιήθηκε σε τέσσερα σημεία (τριγλώχινα, πνευμονική, αορτική, μιτροειδής) και ανέδειξε τόσο την λειτουργικότητα του πρωτότυπου όσο και τους περιορισμούς που φέρει, λόγω αισθητήρα, μηχανικής στεγανοποίησης και εξωγενών θορύβων (EMI). Συνοψίζοντας, προτείνονται μελλοντικές βελτιώσεις όπως η χρήση πιεζοηλεκτρικού (PZT) αισθητήρα και η χρήση εξωτερικού μετατροπέα

# Design and Development of a Digital Stethoscope

Tselioglou Stylianos

## Abstract

This thesis concerns the design and implementation of a low-cost electronic stethoscope, mainly for recording heart sounds, with the aim of providing an affordable alternative to commercial models. The proposed solution, as an input sensor, is a condenser microphone. An essential element noted in its operation is its proper mechanical support and the selection of appropriate analog filters that preamplify and highlight the useful low-frequency range. Signal digitization follows through ESP32's internal converter and preprocessing (dc offset, normalization) is applied. In the next stage high efficiency digital filters (FIR / IIR) are applied to remove further noise from the final signal. In the context of research on the extraction of audio data the system supports real - time operation and storage on an external storage unit (SD module) in the form of an uncompressed audio file (\*.wav). The analysis was performed at four points (tricuspid, pulmonary, aortic, mitral) and revealed both the functionality of the prototype and the limits due to the sensor, mechanical soundproofing, and external noise (EMI). In conclusion, future improvements are suggested, such as the use of a piezoelectric (PZT) and an external converter.

## **Ευχαριστίες**

Θα ήθελα να εκφράσω τις θερμές μου ευχαριστίες στην οικογένεια μου για την συνεχή στήριξη, υπομονή που έδειξε καθ' όλη την διάρκεια της εκπόνησης της εργασίας.

## Περιεχόμενα

Πρόλογος	iii
Περίληψη	iv
Abstract	v
Ευχαριστίες	vi
Περιεχόμενα	vii
Συντομογραφίες	ix
Κεφάλαιο 1: Εισαγωγή.....	
1.1 Σκοπός και αντικείμενο εργασίας.....	1
1.2 Κίνητρο και αναγκαιότητα .....	1
1.3 Μεθοδολογία .....	1
1.4 Δομή της εργασίας.....	2
Κεφάλαιο 2: Θεωρητικό υπόβαθρο.....	
2.1 Ακουστική λειτουργία στο ανθρώπινο σώμα.....	3
2.1.1 Ακουστική λειτουργία του αυτιού .....	3
2.1.2 Ακουστικά χαρακτηριστικά της καρδιάς .....	4
2.1.3 Ακουστικά χαρακτηριστικά των πνευμόνων .....	7
2.2 Ακουστικό στηθοσκόπιο σύνοψη.....	9
2.2.1 Αρχή λειτουργίας ακουστικού στηθοσκοπίου .....	9
2.2.2 Κατηγορίες ακουστικού στηθοσκοπίου .....	9
2.2.3 Συνδεση με ηλεκτρονική υλοποίηση .....	11
Κεφάλαιο 3: Σχεδίαση Συστήματος.....	
3.1 Αρχιτεκτονική συστήματος.....	13
3.2 Σχεδίαση αναλογικού σταδίου .....	15
3.2.1 Επιλογή αισθητήρα και κύκλωμα πόλωσης μικροφώνου.....	15
3.2.2 Κύκλωμα προενίσχυσης.....	18
3.2.3 Σχεδίαση αναλογικών φίλτρων .....	20
3.2.4 Τελικός σχεδιασμός σχηματικού κυκλώματος.....	29
3.3 Διαχείριση ενέργειας και τροφοδοσίας .....	29
3.4 Ενσωμάτωση ESP32 και διασύνδεση περιφερειακών εξαρτημάτων .....	31
3.5 Σχεδίαση Τυπωμένου Κυκλώματος (PCB Design).....	32
3.6 Συνολικό κόστος.....	33
Κεφάλαιο 4: Ψηφιακή επεξεργασία σήματος .....	
4.1 Ψηφιοποίηση αναλογικού σήματος A/D .....	34
4.2 Ψηφιακά Φίλτρα.....	37

4.2.1 Ζωνοπερατό FIR Φίλτρο .....	37
4.2.2 Ζωνοφρακτικό IIR Φίλτρο .....	38
4.3 Διαχείριση δεδομένων και αποθήκευση .....	40
Κεφάλαιο 5 : Μηχανικός σχεδιασμός και εργονομία .....	
5.1 Σχεδίαση 3D CAD Design .....	41
5.1.1 Εξωτερικό περίβλημα - κέλυφος .....	41
5.1.2 Εξωτερικό καπάκι - περιβλήματος .....	43
5.1.3 Διάφραγμα .....	44
5.1.4 Υποστήριξη κάψας μικροφώνου .....	45
5.2 Συναρμολόγηση επιμέρους κομματιών .....	46
5.3 Παρατηρήσεις κατά την υλοποίηση .....	46
Κεφάλαιο 6 : Πειραματικά αποτελέσματα και αξιολόγηση .....	
6.1 Διαδικασία υλοποίησης πειράματος .....	47
6.2 Πειραματική διάταξη .....	48
6.3 Μετρήσεις σε πραγματικές συνθήκες .....	49
6.4 Συγκριτική ανάλυση .....	52
6.5 Ανάλυση εξαγόμενων χαρακτηριστικών .....	54
Κεφάλαιο 7 : Συμπεράσματα και μελλοντικές βελτιώσεις .....	
7.1 Συμπεράσματα υλοποίησης .....	55
7.2 Τεχνικά πλεονεκτήματα και περιορισμοί .....	55
7.3 Μελλοντικές βελτιώσεις .....	56
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ .....	57
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑΤΑ : .....	
Κώδικας ESP32 .....	58
Κώδικας MATLAB .....	58
Τεχνικά Φύλλα (Datasheets) .....	69

## Συντομογραφίες

ΔΠΠΑΕ	Διεθνές Πανεπιστήμιο της Ελλάδος
Π.Ε	Πτυχιακή Εργασία
A/D-ADC	Αναλογικός σε Ψηφιακός μετατροπέας (Analog to Digital Converter)
FIR	Φίλτρο πεπερασμένης κρουστικής απόκρισης (Finite Impulse Response)
IIR	Φίλτρο άπειρης κρουστικής απόκρισης (Infinite Impulse Response)
HPF	Υψηλοπερατό Φίλτρο (High Pass Filter)
LPF	Χαμηλοπερατό Φίλτρο (Low Pass Filter)
Notch	Ζωνοφρακτικό Φίλτρο (Band Stop Filter)
DC	Συνεχής συνιστώσα (Direct current)
DC offset	Μετατόπισης Συνεχούς συνιστώσας (DC bias)
ECG	Ηλεκτροκαρδιογράφημα (Electrocardiogram)
PCG	Φωνοκαρδιογράφημα (Phonocardiogram)
S1-S4	Καρδιακοί τόνοι 1-4 (Heart Sounds)
SNR	Λόγος Σήματος προς Θόρυβο (Signal to Noise Ratio)
FFT	Μετασχηματισμός Fourier (Fast Fourier Transform)
F <sub>s</sub>	Συχνότητα Δειγματοληψίας (Sampling frequency)
kS/s	Χιλιάδες δείγματα ανά δευτερόλεπτο (kilosamples per second)
Hz	Hertz (Μονάδα συχνότητας)
dB	Λογαριθμική μονάδα μέτρησης του ήχου (Decibel)
dB(A)	Λογαριθμική μονάδα μέτρησης του ήχου με στάθμιση-A
V <sub>pp</sub>	Τάση κορυφή προς κορυφή (Voltage peak to peak)
V <sub>p</sub>	Τάση κορυφής ( Peak Voltage)
SPI	Σειριακή Περιφερειακή Διασύνδεση (Serial Protocol Interface)
SD	Κάρτα Αποθήκευσης Secure Digital
PCM	Παλμοκωδική Διαμόρφωση (Pulse Code Modulation)
CSV	Μορφή Δεδομένων
In vitro	Εργαστηριακή δοκιμή σε ελεγχόμενες συνθήκες



# Κεφάλαιο 1: Εισαγωγή

## 1.1 Σκοπός και αντικείμενο εργασίας

Η παρούσα πτυχιακή εργασία επικεντρώνεται στην ανάλυση, τον σχεδιασμό και την υλοποίηση ενός ηλεκτρονικού συστήματος ανίχνευσης και επεξεργασίας καρδιακών ήχων. Κεντρικός στόχος της εργασίας αποτελεί η πρακτική εφαρμογή γνώσεων που αποκτήθηκαν στο πλαίσιο του προγράμματος σπουδών, μέσω της ανάπτυξης ενός συστήματος που λειτουργεί σε πραγματικό χρόνο.

Το βασικό αντικείμενο της εργασίας περιλαμβάνει την έρευνα για την κατασκευή ενός κυκλώματος συλλογής ασθενούς σήματος, την ενσωμάτωση φίλτρων για τον περιορισμό των ανεπιθύμητων συχνοτήτων και την αξιοποίηση μονάδας μικροελεγκτή (ESP32) για την περαιτέρω ψηφιακή επεξεργασία και τη διαχείριση των δεδομένων. Η πλατφόρμα υποστηρίζει τόσο λειτουργία σε πραγματικό χρόνο όσο και την δυνατότητα αποθήκευσης των δεδομένων σε εξωτερικό μέσο αποθήκευσης για λειτουργίες όπως την αξιοποίηση ή αρχειοθέτηση.

Σκοπός της εργασίας είναι η δημιουργία ενός φορητού και αξιόπιστου μοντέλου που θα μπορούσε να αποτελέσει βοήθημα, να συγκριθεί ακόμα με εμπορικά μοντέλα αντίστοιχα της αγοράς ή και να αξιοποιηθεί σε περιβάλλοντα με υψηλό θόρυβο/περιορισμένους πόρους. Επιπλέον, το τελικό προϊόν κατασκευής από την εργασία, θα προσεγγίζει ένα ηλεκτρονικό στηθοσκόπιο της αγοράς τόσο στις λειτουργίες του όσο και στην αποδοτικότητα του.

## 1.2 Κίνητρο και αναγκαιότητα

Στην αγορά των ιατρικών οργάνων, κυρίως στα στηθοσκόπια, παρατηρούνται τόσο στα αναλογικά όσο και στα ψηφιακά, τιμές που κρίνονται ιδιαίτερα υψηλές, γεγονός που καθιστά την πρόσβαση σε ορισμένα ιατρικά όργανα περιορισμένη. Η παρούσα πτυχιακή εργασία παρουσιάζει την ανάπτυξη ενός ηλεκτρονικού στηθοσκοπίου με κύριες δυνατότητες την ανίχνευση των καρδιακών ήχων και την καταγραφή τους σε εξωτερικό μέσο αποθήκευσης. Σχεδιαστικές προτεραιότητες του προτεινόμενου σχεδιασμού, είναι το χαμηλό κόστος, οι λειτουργικές δυνατότητές του, οι δυνατότητες εξέλιξης σε μεταγενέστερο βαθμό και η αξιοπιστία του κατά τη χρήση.

Επιπλέον, η εργασία στοχεύει στην ανάδειξη μιας οικονομικά προσιτής προσέγγισης στην ιατρική τεχνολογία. Οι δυνατότητες αυτές διευκολύνουν την κλινική αξιολόγηση κατά την ακρόαση.

## 1.3 Μεθοδολογία

Η μελέτη αυτή βασίζεται στη σχεδίαση και την ανάπτυξη ενός λειτουργικού και οικονομικού ηλεκτρονικού στηθοσκοπίου. Αρχικά πραγματοποιήθηκε βιβλιογραφική και τεχνολογική έρευνα ώστε να καταγραφούν τα τεχνικά χαρακτηριστικά που διαθέτει ένα σύγχρονο εμπορικό μοντέλο. Στην συνέχεια καθορίστηκαν οι λειτουργικές απαιτήσεις που θα έχει το μοντέλο.

Η ανίχνευση καρδιακών ήχων, ενίσχυση και βελτίωση της καθαρότητας του σήματος, καθώς και η δυνατότητα αποθήκευσης ή και διασύνδεσης με ηλεκτρονικές συσκευές.

Η κατασκευή του κυκλώματος πραγματοποιήθηκε αρχικά σε breadboard και έπειτα σχεδιάστηκε και υλοποιήθηκε σε τυπωμένο κύκλωμα (PCB), με στόχο την μείωση του θορύβου και επιπλέον την βελτίωση της σταθερότητας του.

Παράλληλα αναπτύχθηκε πηγαίος κώδικας για τη λειτουργία της συσκευής, τη διαχείριση και την μετεπεξεργασία του ήχου, ενώ πραγματοποιήθηκαν πειραματικές δοκιμές για την αξιολόγηση της απόδοσης και της σταθερότητάς της. Τέλος έγιναν βελτιστοποιήσεις με βάση τα αποτελέσματα των δοκιμών, ώστε το τελικό πρωτότυπο να ανταποκρίνεται στις απαιτήσεις ενός εμπορικού μοντέλου.

## 1.4 Δομή της εργασίας

Η εν λόγω εργασία οργανώνεται σε επτά κύρια κεφάλαια. Στο Κεφάλαιο 1, παρουσιάζεται η εισαγωγή το αντικείμενο, οι στόχοι και το κίνητρο της εργασίας καθώς και η μεθοδολογία που ακολούθησε. Στο Κεφάλαιο 2, αναπτύσσεται το θεωρητικό υπόβαθρο που συνδέεται με την ακουστική λειτουργία του σώματος (αυτί, καρδιά, πνεύμονας), καθώς και γίνεται στην συνέχεια, συγκριτική ανάλυση αναλογικών στηθοσκοπίων. Στο Κεφάλαιο 3, περιγράφεται η σχεδίαση του ηλεκτρονικού κυκλώματος, η συνολική αρχιτεκτονική, η υλοποίηση της αναλογικής διάταξης, η διαχείριση της τροφοδοσίας, η ενσωμάτωση του μικροελεγκτή ESP32, καθώς και η κατασκευή του τυπωμένου κυκλώματος (PCB) και το συνολικό κόστος. Στο Κεφάλαιο 4, παρουσιάζεται η ψηφιακή επεξεργασία σήματος, συμπεριλαμβάνοντας την ψηφιοποίηση του αναλογικού σήματος, τα ψηφιακά φίλτρα (FIR / IIR) και της διαχείρισης δεδομένων ήχου. Στο Κεφάλαιο 5, αφορά τον μηχανικό σχεδιασμό και την εργονομία. Στο Κεφάλαιο 6 αποτυπώνονται τα πειραματικά αποτελέσματα, γίνεται η πειραματική σύγκριση, ανάλυση και αξιολόγηση των εξαγόμενων χαρακτηριστικών. Τέλος, στο Κεφάλαιο 7 αποτελούνται τα συμπεράσματα και τα τεχνικά πλεονεκτήματα και οι περιορισμοί, καθώς και προτείνονται μελλοντικές βελτιώσεις.

## Κεφάλαιο 2: Θεωρητικό υπόβαθρο

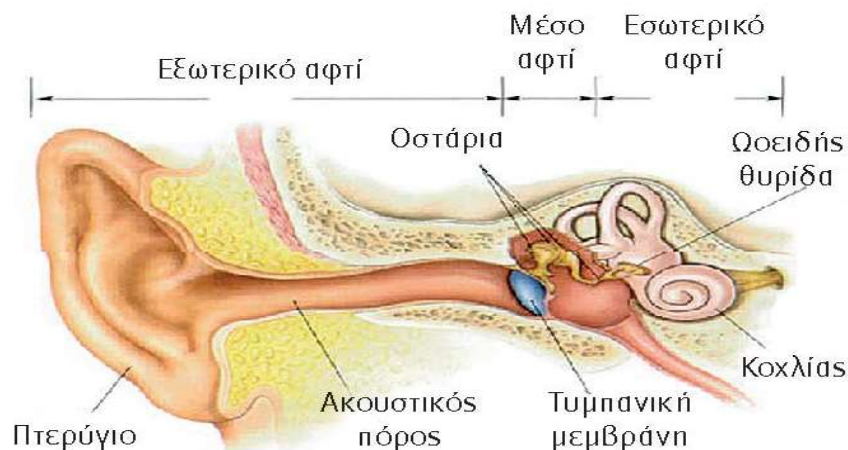
### 2.1 Ακουστική λειτουργία στο ανθρώπινο σώμα

#### 2.1.1 Ακουστική λειτουργία του αυτιού

Ο ήχος αποτελεί μια θεμελιώδη φυσική διεργασία, η οποία προκύπτει από την ανατάραξη-ταλάντωση σωματιδίων ενός μέσου, για παράδειγμα στο μέσο του αέρα, υπό την μορφή μηχανικών κυμάτων. Κατά την σύγχρονη βιβλιογραφία, το ακουστικό φάσμα ενός ανθρώπου μπορεί να είναι σε γενική μορφή από 20 Hz έως και 20.000 Hz, γίνεται, δε, φυσικά δεκτό ότι το φάσμα αυτό διαφέρει ανάλογα με την κλάση της ηλικίας ή με την ασθένεια όπου μπορεί να φέρει το άτομο.

Η ακουστική λειτουργία του αυτιού στηρίζεται ολοκληρωτικά στις μεταβολές της πίεσης που προκαλούνται στην τυμπανική μεμβράνη. Όταν ένα ηχητικό κύμα φτάσει στο αυτί μέσω του ακουστικού πόρου, προσκρούει στην τυμπανική μεμβράνη, και τότε δημιουργούνται δονήσεις [1]. Οι δονήσεις αυτές μεταφέρονται ως ακουστικά σήματα από το μέσο αυτί (βλ. Εικόνα 2.1), όπου και ενισχύονται, στο εσωτερικό αυτί, όπου ειδικά κύτταρα (τριχωτά κύτταρα) αναλαμβάνουν την μετατροπή τους σε νευρικά / βίο-ηλεκτρικά σήματα. Τελικά, τα βίο-ηλεκτρικά σήματα καταλήγουν μέσω του ακουστικού νεύρου στον εγκέφαλο, ο οποίος τα ερμηνεύει ως ήχο.

Λόγω της υψηλής ευαισθησίας του, το ανθρώπινο αυτί έχει την δυνατότητα να ανιχνεύει ακόμα και μικρές μεταβολές στην πίεση του αέρα. Εξ ου και χρησιμεύει ως όργανο ακρόασης για ιατροδιαγνωστικούς σκοπούς, ικανό να διακρίνει ηχητικές διαφορές, ενδεικτικές παθολογικών καταστάσεων, από όργανα του ανθρώπινου σώματος, όπως από την καρδιά και τους πνεύμονες.



Εικόνα 2.1: Ανατομία του αυτιού.

Πηγή:<https://eclass.teiep.gr/modules/units/?course=LOGO140&id=1136>

## 2.1.2 Ακουστικά χαρακτηριστικά της καρδιάς

Ο έλεγχος των πειραματικών αποτελεσμάτων ενός εμπειρικού μοντέλου προϋποθέτει την γνώση αυτού καθ' εαυτού του αντικειμένου του πειράματος. Για την κατασκευή και τον έλεγχο της ακρίβειας ενός ηλεκτρονικού στηθοσκοπίου, προαπαιτείται η κατανόηση της λειτουργίας της καρδιάς και των ήχων που αυτή παράγει. Επίσης, μέσα από την κατανόηση αυτή καθίσταται ευχερέστερη η ακριβής ανάγνωση των ηλεκτροκαρδιογραφημάτων, τα οποία χρησιμεύουν για την επαλήθευση των δειγμάτων ήχου ενός ηλεκτρονικού στηθοσκοπίου.

### Λειτουργία της καρδιάς(αναλυτικά)

Για αρχή, η καρδιά είναι ένα μυώδες όργανο, το οποίο διοχετεύει αίμα και μέσω αυτού οξυγόνο και θρεπτικά συστατικά σε όλο το σώμα, ενώ την ίδια στιγμή απομακρύνει το διοξείδιο του άνθρακα. Η καρδιά αποτελείται από τέσσερα κύρια μέρη: αριστερή και δεξιά κοιλία και αριστερός και δεξιός κόλπος. Άξιες αναφοράς είναι, επίσης οι βαλβίδες της καρδιάς, οι οποίες ελέγχουν την διέλευση του αίματός από και προς αυτήν.

Οι κύριες βαλβίδες [2] :

- Τριγλώχινα
- Μιτροειδής
- Πνευμονική
- Αορτική

### Κυκλοφορία οξυγονωμένου/ αποξυγονωμένου αίματος [2]

Η κυκλοφορία του αποξυγονωμένου αίματος ξεκινά από την άνω και κάτω κοίλη φλέβα (βλ. Εικόνα 2.2), περνά τον δεξιό κόλπο και τη τριγλώχινα βαλβίδα, καταλήγει στην δεξιά κοιλία και μέσω της πνευμονικής βαλβίδας γίνεται η οξυγόνωση του αίματος.

Η κυκλοφορία του οξυγονωμένου αίματος ξεκινά επίσης αφότου έχει επιστρέψει στις πνευμονικές φλέβες στον αριστερό κόλπο περνά μέσω της μιτροειδούς βαλβίδας στην αριστερή κοιλία και μέσω της αορτικής βαλβίδας στην αορτή και στη συνέχεια σε όλο το σώμα

### Ηλεκτρικό σήμα (ECG)- Βασική περιγραφή

Το καρδιακό ηλεκτρικό σήμα αναλύεται σε ορισμένους χαρακτηριστικούς κυματισμούς P, QRS και T [βλ. Εικόνα 2.3], οι οποίοι συντελούν στην ολοκλήρωση ενός καρδιακού κύκλου της καρδιάς [3].

- P: πόλωση των κόλπων
- QRS: πόλωση των κοιλιών
- T: επαναπόλωση των κοιλιών

Ένα επιπλέον χαρακτηριστικό που δεν είναι ορατό, η επαναπόλωση των κόλπων καθώς καλύπτεται στο χρονικό σημείο του QRS. Η παρακάτω αναφορά άμεσα συσχετίζεται με το φωνοκαρδιογράφημα, συγκεκριμένα οι διαφορές στα χρονικά διαστήματα (απόστασή R-R) και η χρονική θέση των επιμέρους γεγονότων (π.χ. καθυστερημένη πόλωση PR).

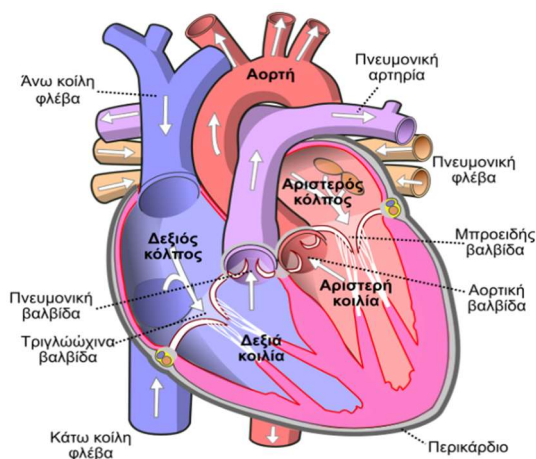
### Ακουστικό σήμα(PCG)- Βασική περιγραφή

Η ιατρική πρακτική διαθέτει πλέον του ενός, μέσα για την ιατροδιαγνωστική ακρόαση του οργάνου της καρδιάς. Μεταξύ των μέσων αυτών καταλέγονται το φωνοκαρδιογράφημα (PCG) και η υπερηχοκαρδιογραφία (triplex/υπερήχων). Από αυτά, αντικείμενο μελέτης της παρούσας εργασίας είναι το φωνοκαρδιογράφημα, το οποίο επέχει σημαντική θέση στην πρακτική της ιατρικής επιστήμης ως ένα ιατροδιαγνωστικό μέσο, που χρησιμοποιείται για την λήψη δείγματος καρδιακού ήχου, κατά κύριο λόγο συμπληρωτικά προς το βασικότερο εργαλείο των κλινικών εξετάσεων, το ηλεκτροκαρδιογράφημα (ECG). Το φωνοκαρδιογράφημα, συγκεκριμένα, εξυπηρετεί στην ακρόαση των «βαλβιδικών» ήχων, καθώς και στην μέτρηση του ρυθμικού παλμού της καρδιάς.

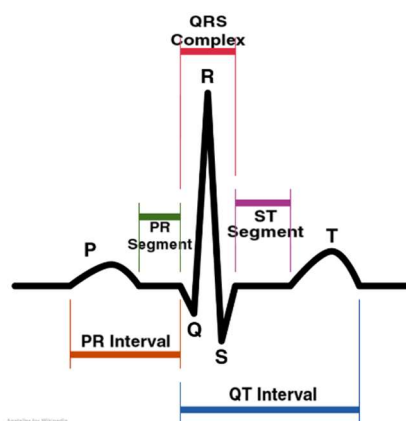
Η πρακτική αξία, ωστόσο, του φωνοκαρδιογραφήματος δεν έγκειται απαραίτητα στην συμπληρωματική, παράλληλη προς το ηλεκτροκαρδιογράφημα (βλ. Εικόνα 2.4 και 2.5), χρήση του. Και μόνο με βάση τα δείγματα του φωνοκαρδιογραφήματος, δηλαδή, είναι εφικτή η ανίχνευση παθολογικών καρδιοπνευμονικών καταστάσεων, και χωρίς να συνδυαστούν τα ηχητικά αυτά δείγματα με τις παραστάσεις ενός ηλεκτροκαρδιογραφήματος.

Παράγοντες που μπορούν να μεταβάλουν την ορθή λήψη του φωνοκαρδιογραφήματος:

- Θόρυβος περιβάλλοντος
- Αναπνοή
- Ηλικία

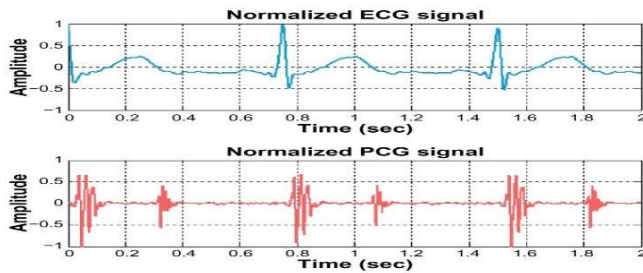


Εικόνα 2.2: Ανατομία της Καρδιάς.

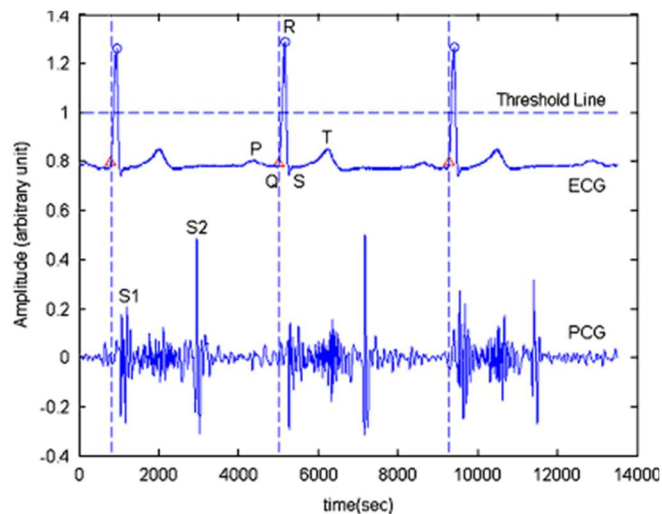


Εικόνα 2.3: Αναλυτική απεικόνιση ΗΚΓ [3].

Πηγή:<https://el.wikipedia.org/wiki/%CE%9A%CE%B1%CF%81%CE%B4%CE%B9%CE%AC>



Εικόνα 2.4 Παράδειγμα σύγκρισης ηλεκτροκαρδιογραφήματος και φωνοκαρδιογραφήματος [4].



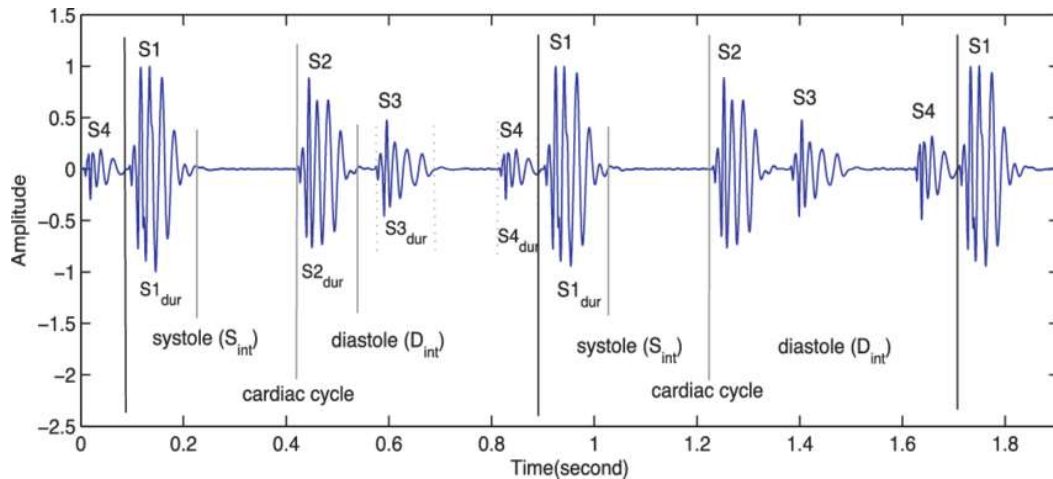
Εικόνα 2.5: Απεικόνιση S1-S4 καρδιακών παλμών [16].

### Ακουστικό σήμα( PCG)- Αναλυτική περιγραφή

Η δομή της απεικόνισης ενός φωνοκαρδιογραφήματος απαρτίζεται σε 4 σκέλη (βλ. Εικόνα 2.6): S1-S4 στο χρονικό πεδίο. Κατά την ακρόαση συνήθως παρατηρούμε ένα μεγαλύτερο εύρος κατανομής ενέργειας σε δύο ήχους, δηλαδή τους παλμούς των S1 και S2 (βλ. Εικόνα 2.5). Κατά την διάρκεια των δυο καρδιακών τόνων παρατηρείται θόρυβος, με αποτέλεσμα η μορφολογία των παλμών να αλλάζει και έπειτα να μην παρατηρούνται οι καρδιακοί παλμοί S3 και S4 (συχρότητες χαμηλού εύρους ενέργειας). Επιπλέον η περίοδος της αναπνοής επηρεάζει και προκαλεί μια χρονική καθυστέρηση μεταξύ S1-S2. Για την ανάλυση του σήματος, είναι δυνατός ο εντοπισμός επιμέρους καρδιακών κύκλων και η εξαγωγή των χαρακτηριστικών τόσο από την μορφολογία του σήματος στον χρόνο, όσο και από το φάσμα συχνοτήτων μέσω μετασχηματισμού Fourier (FFT).

### Παρατηρήσεις

- Η παρουσία του S4 δεν είναι φυσιολογική ύπαρξη σε ένα φωνοκαρδιογράφημα
- Ο παλμός S3 είναι ορατός συγκεκριμένα σε μικρότερες ηλικίες.
- Η αναπνοή μεταβάλλει το χρονικό διάστημα S1-S2.



Εικόνα 2.6: Απεικόνιση S1-S4 καρδιακών παλμών

Πηγή: Varghees, Nivitha & K I, Ramachandran. (2014). A novel heart sound activity detection framework for automated heart sound analysis. *Biomedical Signal Processing and Control*. 13. 174–188. 10.1016/j.bspc.2014.05.002.

### Σύνοψη

Αφού παρουσιάστηκε το θεωρητικό πλαίσιο που αφορά τα χαρακτηριστικά της ιατρικής διάγνωσης, τόσο ως προς τις τεχνικές που μπορούν να αξιοποιηθούν, όσο και ως προς την βασική κατανόηση της καρδιάς. Καθίσταται δυνατή η σύνδεση της θεωρίας με την προτεινόμενη υλοποίηση του μοντέλου που θα αναπτυχθεί. Βασικός οδηγός σε πολλές περιπτώσεις θα μπορούσε να αποτελεί η παράλληλη καταγραφή (βλ. Εικόνα 2.5) ενός φωνοκαρδιογράφου (PCG) και ενός ηλεκτροκαρδιογράφου (ECG) κοινό χαρακτηριστικό τους είναι η αυξημένη ευκρίνεια και η σύλληψη χαμηλών συχνοτήτων.

Αφού παρουσιάστηκαν τα βασικά χαρακτηριστικά των καρδιακών ήχων, επόμενο βήμα είναι η εξέταση της ακουστικότητας των πνευμόνων, αποτελώντας ένα από τα βασικά πεδία εφαρμογής για το ηλεκτρονικό στηθοσκόπιο.

### **2.1.3 Ακουστικά χαρακτηριστικά των πνευμόνων**

Οι πνεύμονες αποτελούν σημαντική λειτουργία για τον οργανισμό μας καθώς και είναι το βασικό όργανο του αναπνευστικού μας συστήματος και είναι υπεύθυνοι για την οξυγόνωση του οργανισμού μας. Η λειτουργία τους βασίζεται σε διαφορά πίεσης, όπου υπάρχει εντός του θωρακικού κλωβού και της ατμόσφαιρας, δημιουργώντας έτσι μια συγκεκριμένη ροή του αέρα από μέσα προς τα έξω.

Οι πνεύμονες επίσης αποτελούν σημαντικό μέρος μιας κλινικής εξέτασης ενός ασθενούς, καθώς και μέσω της ακρόασης ο γιατρός μπορεί να αντλήσει πολλές πληροφορίες για τα χαρακτηριστικά των πνευμόνων, είτε φυσιολογικά είτε παθολογικά.

Επιπλέον όμως, όπως και στην καρδιά έτσι και στους πνεύμονες υπάρχουν πολλά και διαφορετικά σημεία ακρόασης για να μπορέσουμε να έχουμε μία συνολική εικόνα.

Η μέθοδος της ακρόασης δεν διαφέρει από εκείνη της καρδιάς [6], συγκεκριμένα αξιολογείται από:

- Συχνότητα
- Ένταση
- Διάρκεια

Οι πνευμονικοί ήχοι χωρίζονται σε δύο κατηγορίες, τους παθολογικούς και τους φυσιολογικούς. Η ταξινόμηση των παθολογικών ήχων, γίνεται αναλόγως με την φύση και το φάσμα τους. Χωρίζονται σε τρεις βασικές κατηγορίες: μουσικοί / μη μουσικοί ήχοι και οι ήχοι τριβής [7].

### Χαρακτηριστικά των ηχών και η κατανομή τους στο φάσμα συχνοτήτων

#### Μουσικοί ήχοι (συρρίτοντες, ρεγγάζοντες)

- Παρουσία αρμονικών συχνοτήτων
- Συνεχής δομή
- Μεγαλύτερη διάρκεια

#### Μη μουσικοί (λεπτοί, τραχείς ρόγχοι)

- Απουσία αρμονικών συχνοτήτων
- Διακριτή εμφάνιση
- Μικρότερης διάρκειας

#### Ήχοι τριβής

- Συγχρονισμένος με την αναπνοή
- Έντονος ήχος τριβής

<i>Φυσιολογικοί ήχοι</i>		<i>Παθολογικοί ήχοι</i>	
Βρογχικοί, τραχειακοί	100-1200Hz, 500-1200Hz	Μουσικοί ήχοι	100-1000Hz
Κυψελιδικοί	100-600Hz	Μη μουσικοί ήχοι	150-650Hz
Βρογχοκυστικοί	100-800Hz	Ήχοι τριβής	100-600Hz

Πίνακας 2.1: Πίνακας σύγκρισης φυσιολογικών και παθολογικών πνευμονικών ήχων.

### Σύνοψη

Η κατανομή των συχνοτήτων των ακουστικών σημάτων που εντοπίζονται στους πνεύμονες [8] και στην καρδιά αποτελεί θεμελιώδη παράμετρο για τη σχεδίαση και την υλοποίηση ενός ηλεκτρονικού στηθοσκοπίου. Η σωστή αποτύπωση αυτών των περιοχών στη σχεδίαση του ηλεκτρονικού κυκλώματος, εξασφαλίζει την αξιόπιστή λειτουργία της και στην συνέχεια την ακριβή ακουστική που θα μπορούσε να προσφέρει ένα αντίστοιχο εμπορικό μοντέλο.

Στην συνέχεια παρουσιάζεται το θεωρητικό υπόβαθρο που αφορά την αρχιτεκτονική ενός ακουστικού στηθοσκοπίου. Τα χαρακτηριστικά του ακουστικού στηθοσκοπίου επίσης θα συμβάλλουν στο σχεδιασμό του ηλεκτρονικού στηθοσκοπίου. Η προσέγγιση που ακολουθείται περιλαμβάνει την αξιολόγηση χαρακτηριστικών από εμπορικά στηθοσκόπια .

## 2.2 Ακουστικό στηθοσκόπιο σύνοψη

### 2.2.1 Αρχή λειτουργίας ακουστικού στηθοσκοπίου

Το ακουστικό στηθοσκόπιο λειτουργεί ως παθητικός μηχανικός αγωγός και απευθύνεται στην ακουστικότητα χαμηλών συχνοτήτων. Η σύλληψη των μικροδονήσεων γίνεται τοποθετώντας την κεφαλή (chest-piece) στην επιφάνεια ακρόασης (π.χ. Θώρακας). Το διάφραγμα ανιχνεύει παλμικές δονήσεις τοπικά, ο ήχος συλλέγεται στον κώδωνα, μεταφέρεται μέσω του ακουστικού σωλήνα και στη συνέχεια καταλήγει στα ακουστικά άκρα.

Η διαδικασία ακρόασης δεν περιλαμβάνει ενεργή ενίσχυση, οπότε σε τελικό σημείο συμπεραίνουμε ότι η ένταση είναι ήδη χαμηλή, συγκεκριμένα όταν οι συνθήκες ακρόασης περιλαμβάνουν:

- Θορυβώδες Περιβάλλον
- Λανθασμένη τοποθέτηση του κώδωνα στο σημείο ακρόασης

Τεχνικά η στάθμη των πνευμονικών ήχων αναφέρεται στην βιβλιογραφία από 22 dB έως 30 dB(A) [9]. Σε άλλη βιβλιογραφική έρευνα που έγινε μεταξύ ακουστικών και ηλεκτρονικών στηθοσκοπίων αναφέρεται ότι είναι περίπου 20-60 dB SPL [10].

Για τους καρδιακούς ήχους τα εύρη συχνοτήτων είναι 22-281 Hz (καρδιακοί τόνοι) και 205-775 Hz για τα καρδιακά φυσήματα (Murmurs).

Τα αποτελέσματα εξάγονται έπειτα από ακουστική ανάλυση «in vitro» [11], δηλαδή σε ελεγχόμενες επαναληπτικές μηχανικές δονήσεις. Το πλαίσιο της έρευνας ανέδειξε τις δυνατότητες που φέρουν τα ακουστικά μέρη (κεφαλή) σε προκαθορισμένες ζώνες συχνοτήτων. Τα αποτελέσματα χρησιμοποιούνται για την εξαγωγή πρακτικών προδιαγραφών (εύρος διέλευσης ήχων, SNR).

#### Κύρια δομικά μέρη

- Κεφαλή / κώδωνας
- Διάφραγμα
- Σωλήνας
- Ακουστικά άκρα

### 2.2.2 Κατηγορίες ακουστικού στηθοσκοπίου

Γενικότερα οι κατηγορίες των αναλογικών στηθοσκοπίων ποικίλουν, η μεταξύ τους διαφορά είναι στο βάρος, στην αρχιτεκτονική, τα υλικά κατασκευής του όπως είναι ανοξείδωτος κώδωνας(chest-piece) και διαφορετικής πυκνότητας ελαστικού σωλήνα.

- Γενικής χρήσης (π.χ. στηθοσκόπιο παθολόγων, στηθοσκόπιο πιεσόμετρου)
- Καρδιολογικά
- Στηθοσκόπιο πιεσόμετρου
- Παιδιατρικά

#### Διπλού Κώδωνα

Στα περισσότερα στηθοσκόπια παρατηρούμε πέρα από το κύριο τύπο διαφράγματος επιπλέον, μια μικρότερη κοίλη επιφάνεια (καμπάνα) στην άλλη πλευρά της κεφαλής (βλ. Εικόνα 2.8). Η χρήση ενός στηθοσκοπίου με διπλό κώδωνα, επιτυγχάνει ακουστική και έλεγχο σε μεγαλύτερο εύρος από ένα κοινό στηθοσκόπιο μονού κώδωνα.

Η τεχνολογία στηρίζεται σε μια εσωτερική βαλβίδα που κατευθύνει τη δίοδο του ήχου είτε προς την μικρότερη ή την μεγαλύτερη επιφάνεια. Η εναλλαγή της λειτουργίας μπορεί εύκολα να πραγματοποιηθεί, περιστρέφοντας τον άξονα που είναι κάθετος στη θέση του κώδωνα.

Τα οφέλη που προσφέρει η καμπάνα είναι σημαντικά, επιτρέπει την ακουστική ακόμα πιο χαμηλών συχνοτήτων καλύπτοντας με αυτόν τον τρόπο μια ολοκληρωμένη κλινική εξέταση.

Πιο συγκεκριμένα, το στηθοσκόπιο διπλού κώδωνα επιτρέπει την μετάδοση σε συχνότητες υπό των 100Hz [12], στο ίδιο φάσμα εντοπίζονται οι καρδιακοί τόνοι S3-S4 και σημαντικά παθολογικά ευρήματα (π.χ. φυσημάτα, μιτροειδούς στένωσης) (βλ. Εικόνα 2.9).

### Καρδιολογικά και Παιδιατρικά στηθοσκόπια

Τα καρδιολογικά στηθοσκόπια διαθέτουν μεγαλύτερη ευαισθησία, ο σχεδιασμός τους διαφέρει από ένα κλινικό στηθοσκόπιο. Η κύρια διαφορά τους παρουσιάζεται στην διάμετρος του διαφράγματός 47mm, παχύτερα σωληνάκια και μεγαλύτερης μάζας κεφαλές. Η σύνθεση αυτών των διαφορών μας αποδίδει ένα αποτέλεσμα με μικρότερο ποσοστό θορύβου καθώς και μεγαλύτερη μετάδοση των ήχων σε μεσαίες και υψηλές συχνότητες. Τα καρδιολογικά μοντέλα επίσης, είναι κατάλληλα για την εύρεση φυσημάτων και διάκριση παραλλαγών σε παλμικούς ήχους S1 και S2, το συνολικό φάσμα που καλύπτουν είναι 20-1200Hz συμπεριλαμβάνοντας ένα μεγάλο εύρος φυσιολογικών και παθολογικών καρδιακών φαινομένων.

Αντίστοιχα, τα παιδιατρικά στηθοσκόπια παρουσιάζουν μια διαφορετική προσέγγιση στον σχεδιασμό τους, μικρότερη διάμετρος στηθοσκοπίου (30mm) επιτρέποντα έτσι, καλύτερη εφαρμογή σε μικρότερη επιφάνεια (π.χ. θώρακας βρέφους).

Έχει διαπιστωθεί κατά την πάροδο του χρόνου, ότι τα κοινά στηθοσκόπια που χρησιμοποιούνται σε ενήλικες δεν μπορούν να εφαρμοστούν σε μια κλινική εξέταση ενός βρέφους διότι μειώνεται η ακουστική ευαισθησία και εστίαση των ήχων. Αντίθετα τα στηθοσκόπια μικρότερης διαμέτρου διαφράγματος προσφέρουν καλύτερη τοπική απομόνωση και ακριβέστερη εντόπιση σημείου ακρόασης [10], διατηρώντας με αυτόν τον τρόπο μια σταθερή σχέση μεταξύ διαμέτρου κεφαλής και επιφάνεια ακρόασης.

Όνομασία προϊόντος	Τύπος στηθοσκοπίου	Διάμετρος διαφράγματος	Βάρος κώδωνα	Μήκος/Πάχος σωλήνα	Τιμή
Moretti DM130	Απλό στηθοσκόπιο	45mm	Δεν αναγράφεται	60cm/7mm	<10€
Sprague Rappaport	Στηθοσκόπιο πιεσόμετρο	45,5mm	Δεν αναγράφεται	70cm~74cm /9.5mm	20-40€
3M Littmann classic III	Παιδιατρικό	43mm	82gr	69cm/δεν αναγράφεται	100-130€
ADC USA Adscope® 608	Καρδιολογικό	44,5mm	95,4gr	53cm/δεν αναγράφεται	80~130€

Πίνακας 2.2: Συγκριτικός πίνακας χαρακτηριστικών στηθοσκοπίων.

Πηγές: <https://www.digas.gr/el-gr/stithoskopio-aploi-tipoi-dm130?srsId=AfmBOorowFUs8hPxu4k88aPZXdPMDgk4W6627q1M2yQ3C-17OaGn3VnL>  
<https://timesco.com/product/twin-tube-sprague-rappaport-stethoscope/>  
[https://www.digas.gr/en-gb/littmann-classic-iii-stethoscope-13524-3?srsId=AfmBOoqWvP7DT8gTOZfguLXXAU2fHhkU2UcM--qeTR\\_udrHeqEun3DT\\_](https://www.digas.gr/en-gb/littmann-classic-iii-stethoscope-13524-3?srsId=AfmBOoqWvP7DT8gTOZfguLXXAU2fHhkU2UcM--qeTR_udrHeqEun3DT_),  
<https://www.adctoday.com/products/608>

### 2.2.3 Σύνδεση με ηλεκτρονική υλοποίηση

Η υλοποίηση του ηλεκτρονικού στηθοσκοπίου σχεδιάστηκε με απώτερο σκοπό την ενίσχυση των χαμηλών συχνοτήτων. Κύρια προβλήματα κατά την ακρόαση από ένα ακουστικό στηθοσκόπιο είναι ο περιορισμός την έντασης και η αντοχή σε θόρυβο. Για τον λόγο αυτόν, η παρούσα εργασία υιοθετεί ηλεκτρονική προσέγγιση, όπου γίνεται σύλληψη του αναλογικού σήματος και έπειτα οδηγείται σε αναλογικό στάδιο προσαρμογής.

Τα παραπάνω στάδια σχεδίασης :

- Προενίσχυση χαμηλού συχνοτήτων
- Φιλτράρισμα (Band-pass, Notch)
- Δειγματοληπτική διάταξη για ψηφιοποίηση του σήματος
- Δυνατότητα καταγραφής και αποθήκευσης των μετρήσεων



Εικόνα 2.7: Ακουστικό πιεσόμετρο.

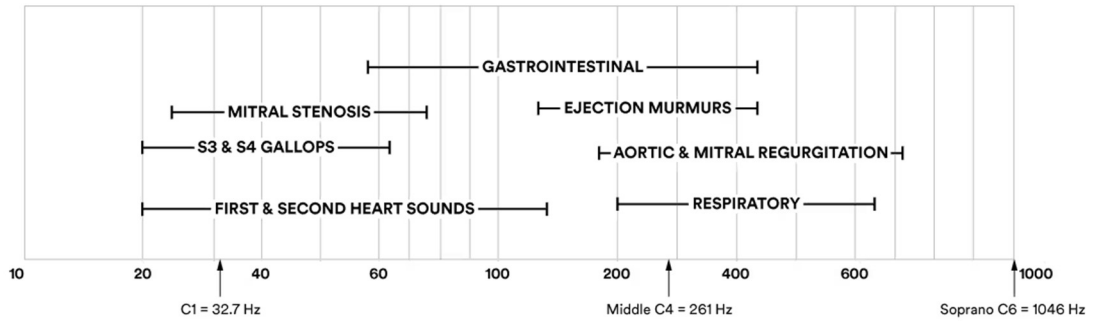


Εικόνα 2.8: Στηθοσκόπιο διπλού κώδωνα.

Πηγή: <https://harmanis.com.gr/product/akoustika-piesometrou/>

Πηγή: <https://studentmedicalstoregh.com/products/adc-adscope-clinician-608-stethoscope-burgundy-item-on-back-order-Convertible-Framboise/533361>

### Auscultation Sounds Frequency in Cycles Per Second (Hz)



Εικόνα 2.9: Εύρη συχνοτήτων καρδιακών και πνευμονικών ήχων.

Πηγή: [https://www.littmann.in/3M/en\\_IN/littmann-stethoscopes-in/advantages/technology/](https://www.littmann.in/3M/en_IN/littmann-stethoscopes-in/advantages/technology/)

## Κεφάλαιο 3: Σχεδίαση συστήματος

### 3.1 Αρχιτεκτονική συστήματος

#### Littmann 3200

Στα προηγούμενα κεφάλαια σημειώθηκε ότι η φωνοκαρδιογραφία εντοπίζεται κυρίως στις χαμηλές συχνότητες. Για την αξιόπιστη απεικόνιση και καταγραφή είναι αναγκαία η χρήση φίλτρων, για το καθορισμό της ζώνης διέλευσης και τον περιορισμό του θορύβου. Σε εμπορικά στηθοσκόπια (π.χ. Littmann 3200) (βλ. Εικόνα 3.1) εντοπίζονται οι παρακάτω τρεις λειτουργίες:



Εικόνα 3.1: Ηλεκτρονικό στηθοσκόπιο Littmann 3200.

Πηγή: <https://www.kanbkam.com/sa/en/3m-littmann-electronic-stethoscope-model-3200-B083XQXLP5>

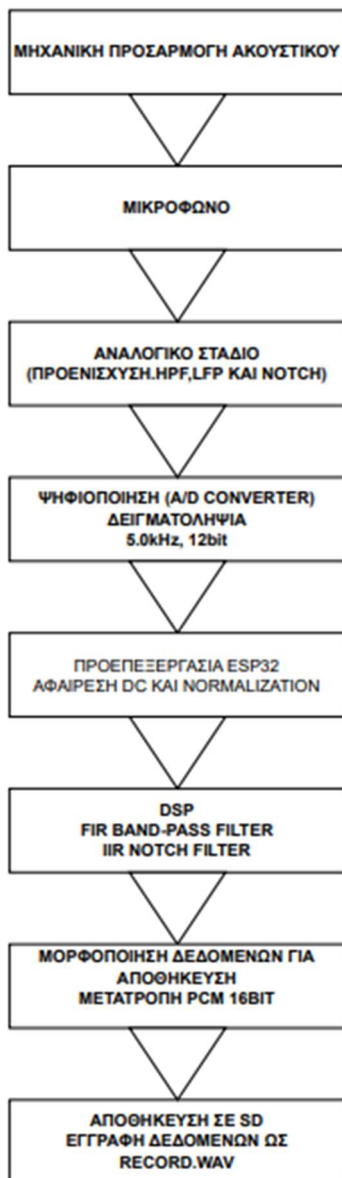
Το κάθε ένα προφίλ αντιστοιχίζεται σε ένα συγκεκριμένο εύρος συχνοτήτων:

- Bell: 20-200 Hz
- Diaphragm: 100-500 Hz
- Extended: 20-2000 Hz

#### Δυνατότητες

- Αποθήκευση έως και 12 ηχογραφήσεων.
- Η Διασύνδεση με υπόλοιπες ηλεκτρονικές συσκευές γίνεται μόνο μέσω την χρήση Bluetooth.
- Λογισμικό πρόγραμμα για πρόσβαση και καταγραφή αρχείων ήχου (StethAssist).
- Συχνότητα δειγματοληψίας 4.0kHz.
- Διαμόρφωση αρχείων ήχου σε wav.

### Πειραματικής υλοποίησης



Εικόνα 3.2: Αρχιτεκτονική πειραματικού μοντέλου.

### Περιγραφή διαγράμματος ροής (Εικ.3.3)

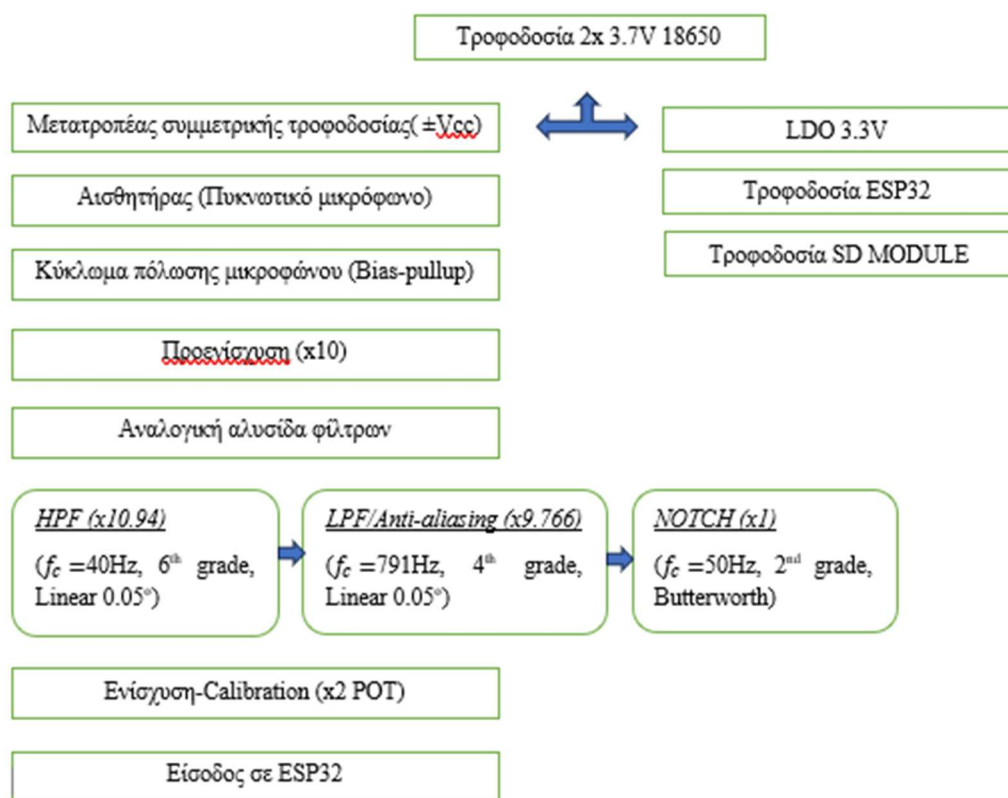
- Μηχανική Προσαρμογή Ακουστικού: Επιλογή του ακουστικού μέσου (π.χ. κώδωνας πιεσόμετρου / στηθοσκοπίου).
- Μικρόφωνο: Επιλογή Πυκνωτικού μικροφώνου.
- Αναλογικό στάδιο (Προενίσχυση, HPF, LPF και Notch) : Αναλογική Σχεδίαση ενεργών φίλτρων βασισόμενη στην ανάδειξη χαμηλών συχνοτήτων.
- Ψηφιοποίηση (ADC): Καθορισμός παραμέτρων μετατροπής αναλογικού σήματος σε ψηφιακό

\*Ρυθμός δειγματοληψίας: 5.0kHz, Ανάλυση: 12bit\*

- Προεπεξεργασία σε ESP32: Αφαίρεση DC offset και καθορισμός παραμέτρων κανονικοποίησης ( $\text{headroom}=0.60$ ).
- DSP (Digital Signal Processing): Καθορισμός Ψηφιακών φίλτρων (FIR Band-pass και IIR Notch) για περαιτέρω απομόνωση χρήσιμου σήματος.
- Μορφοποίηση δεδομένων και αποθήκευση δεδομένων: Μετατροπή δειγμάτων ήχου σε μορφή κατάλληλη για μορφοποίηση (π.χ. PCM 16bit) και εγγραφή σε SD σε μορφή (record.wav).

Με βάση τα παραπάνω, ακολουθεί ο αναλυτικός σχεδιασμός του αναλογικού σταδίου στο επόμενο υποκεφάλαιο (προενίσχυση και ενεργά φίλτρα).

## 3.2 Σχεδίαση αναλογικού σταδίου



Διάγραμμα 3.1: Block διάγραμμα πειραματικής υλοποίησης.

### 3.2.1 Επιλογή αισθητήρα και κύκλωμα πόλωσης μικροφώνου

Στη βιβλιογραφία εντοπίζονται τεχνικές αναφορές, σχετικά με την επιλογή του αισθητήρα. Ένα μεγάλο ποσοστό των βιβλιογραφικών αναφορών χρησιμοποιεί για την κατασκευή του ηλεκτρονικού στηθοσκοπίου τους παρακάτω αισθητήρες:

- πιεζοηλεκτρικούς αισθητήρες (PZT).
- Επιταχυνσιόμετρα (accelerometer).
- Πυκνωτικά μικρόφωνα (electret microphone).

Συγκεκριμένα στο πλαίσιο της δικιάς μας έρευνας, επιλέχθηκε πυκνωτικό μικρόφωνο το οποίο αποτελεί λύση απλής υλοποίησης και μας καθιστά ευέλικτη τη δοκιμή πολλών και διαφορετικών μικροφώνων για σύγκριση. Επιπλέον αποτελεί μια οικονομικότερη λύση για την επιλογή του αισθητήρα, μεταξύ των άλλων διαθέσιμων επιλογών (π.χ. PZT, Επιταχυνσιόμετρα).

Οι δυνατότητες του πυκνωτικού μικροφώνου καλύπτουν επαρκώς τις απαιτήσεις της εφαρμογής.

### Τελική επιλογή μικροφώνου

Για την τελική επιλογή του πυκνωτικού μικροφώνου, έγινε δοκιμαστικός έλεγχος μεταξύ τεσσάρων διαφορετικών καψών, η αξιολόγηση της κάθε κάψας έγινε με υποκειμενική ακουστική αξιολόγηση της απόδοσης σε χαμηλές συχνότητες.

Η κάψα **AUM-4537L-HD-R** επιλέχθηκε, διότι κρίθηκε η πιο κατάλληλη για την εφαρμογή μας, καθώς και στην ακουστική αξιολόγηση παρουσίαζε ένα χαρακτηριστικό «ζωτικότητα» των καρδιακών ήχων και καθαρή αναπαράσταση χαμηλών ήχων. Επιπλέον, συνεκτιμήθηκε και η διάμετρος του μικροφώνου, γεγονός που μπορεί να ευνοεί στη σύλληψη χαμηλών συχνοτήτων.

Αντίθετα, οι μικρότερες κάψες 6mm (MPAM-726/727) διαθέτουν μικρότερες τιμές σε ευαισθησία και SNR, απαιτούσαν την ανάγκη υψηλότερης ενίσχυσης μαζί με τον αυξημένο αντιληπτό θόρυβο, ενώ το DUM-4537L-HD-R (8mm) κατέγραψε απόδοση πολύ κοντά στο AUM, κατατάσσοντας το δεύτερο σε επιλογή μικροφώνου.

Παρακάτω τα μοντέλα πυκνωτικών καψών με τα χαρακτηριστικά που χρησιμοποιήθηκαν:

[AUM-4537L-HD-R](#) PUI AUDIO 10mm, Unidirectional, -37dB, 69dB(SNR) [A.1]

[DUM-4537L-HD-R](#) PUI AUDIO 8mm, Unidirectional, - 37dB, 68dB(SNR) [A.2]

[MPABM-726-RC](#) MULTICOMP PRO 6mm, -42dB, 58dB(SNR) [A.3]

[MPABM-727-RC](#) MULTICOMP PRO 6mm , -47dB, 60dB(SNR) [A.4]

Datasheets των μικροφώνων [\[...\]](#)

### Πειραματική διάταξη κα φορέας αισθητήρα

Κατά την διάρκεια της ερευνάς χρησιμοποιήθηκε ακουστικό στηθοσκόπιο κλινικού τύπου (Reister Duplex 2.0), ως μηχανική βάση / φορέα αισθητήρα για την πειραματική διάταξη. Η επιλογή αυτή διευκόλυνε την διαδικασία εύρεσης των σημείων αναφοράς στη θωρακική περιοχή και παρείχε μια ακουστική αναφορά χωρίς να απαιτείται η ψηφιακή επεξεργασία.

### Καθορισμός απαιτήσεων αναλογικού σταδίου

Για τον καθορισμό των απαιτήσεων του αναλογικού σχεδιασμού, αξιοποιήθηκαν τεχνικές αναφορές και συνοψίστηκαν ενδεικτικές ζώνες συχνοτήτων ανά εστιακή περιοχή (Πίνακας 3.1).

Ο πίνακας αυτός χρησιμοποιήθηκε ως οδηγός σχεδίασης των αναλογικών φίλτρων.

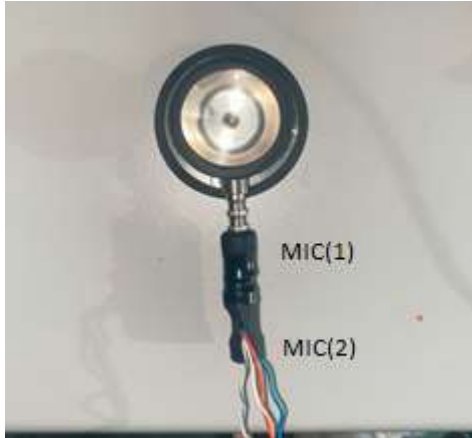
	ΕΣΤΙΑΚΗ ΠΕΡΙΟΧΗ	ΦΥΣΙΟΛΟΓΙΚΟΙ ΗΧΟΙ	ΚΡΙΣΙΜΟΙ ΗΧΟΙ
A	ΠΝΕΥΜΟΝΕΣ	100-1000HZ	20-600HZ
B	ΚΑΡΔΙΑ	20-650HZ	70-120HZ
C	ΚΑΡΔΙΟΠΝΕΥΜΟΝΙΑ	50-1200HZ	A U B

Πίνακας 3.1: Καθορισμός ζωνών διέλευσης ανά εστιακή περιοχή.

### Δοκιμή απόρριψης κοινού θορύβου (διπλό μικρόφωνο)

Πριν καταλήξουμε στην τελική προσαρμογή του μικροφώνου, δοκιμάστηκε και η τεχνική απόρριψης κοινού θορύβου με χρήση δύο όμοιων μικροφώνων που τοποθετήθηκαν αντικριστά (βλ. Εικόνα 3.3). Η προσπάθεια αυτής της τεχνικής δεν παρείχε κάποια διαφορά στην απόρριψη του θορύβου που υπήρχε εξωτερικά του συστήματος.

Επιπλέον ο κύριος λόγος που επιλέχθηκε αυτή η δοκιμασία είναι να αποφύγουμε την πολλαπλή ενίσχυση του σήματός μας και στη συνέχεια για να εξαλείψουμε τον περιβαλλοντικό θόρυβο που υπάρχει πέριξ του μικροφώνου μας. Φυσικά η μέθοδος αυτή μπορεί να απορρίπτεται για την περίπτωση μας αλλά είναι πολύ πιθανό να χρησιμοποιείται σε εμπορικά μοντέλα, με την μόνη διαφορά ότι χρησιμοποιείται ζεύγος πιεζοηλεκτρικών αισθητήρων [13] στο τμήμα της εισόδου.



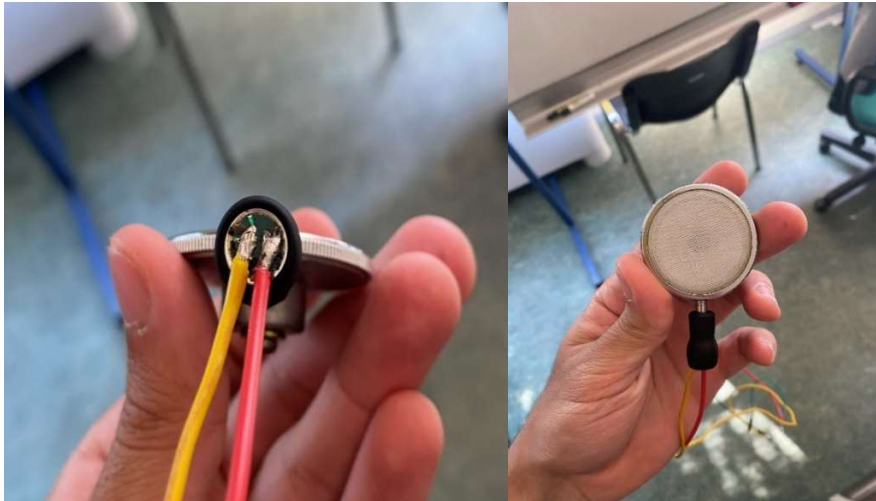
Εικόνα 3.3: Πρώτη προσπάθεια προσαρμογής μικροφώνου με τεχνική απόρριψης κοινού θορύβου.

### Τελική τοποθέτηση μικροφώνου

Με βάση τα συμπεράσματα της προηγούμενης εφαρμογής, προσαρμόσαμε το μικρόφωνο πλησιέστερα στο ακουστικό (βλ. Εικόνα 3.4) και μετέπειτα μεταβήκαμε στην μείωση θορύβου του σήματος με την λειτουργία ζωνοπερατών φίλτρων.

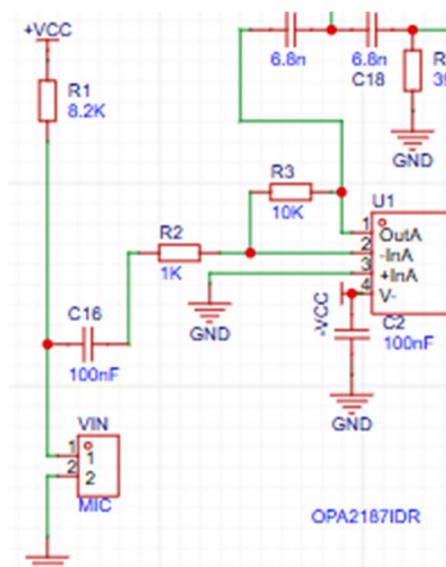
Στην Εικ. 3.4 παρατηρούμε την πρώτη προσαρμογή του μικροφώνου με την «ελιά ακουστικών». Τα αποτελέσματα σε σχέση με την προηγούμενη τεχνική ήταν καλύτερα για όσο χρονικό διάστημα η κεφαλή παρέμενε σταθερή.

Ωστόσο παρατηρήθηκε ότι το σύστημα ήταν πολύ ευάλωτο σε θορύβους τριβής κατά την επαφή του κώδωνα για την προσαρμογή του σημείου. Επομένως ερευνήσαμε μια καλύτερη μέθοδο, σύμφωνα με τα υλικά που διαθέταμε, για την προσαρμογή του μικροφώνου εντός του ακουστικού σωλήνα. Κατά την υλοποίηση παρατηρήθηκε σημαντική μείωση των θορύβων στην παραπάνω προσπάθεια. Συνεπώς, ο ακουστικός σωλήνας εξυπηρετεί πέρα από την τοποθέτηση του μικροφώνου και στην μείωση των παρασιτικών μηχανικών θορύβων. Συμπέρασμα αυτής της εφαρμογής είναι, ότι ο ακουστικός σωλήνας εξυπηρετεί πέρα από τη διευκόλυνση τοποθέτησης του μικροφώνου, στην απομάκρυνση παρασιτικών θορύβων που δημιουργούνται κατά την επαφή του κώδωνα.



Εικόνα 3.4: Πρώτη προσπάθεια προσαρμογής πυκνωτικού μικροφώνου.

### 3.2.2 Κύκλωμα προενίσχυσης



Εικόνα 3.5: Σχετικό κύκλωμα εισόδου-αισθητηρίου.

- Αναστρέφων ενίσχυση με κέρδος x10 στην πρώτη διάταξη

Η σχέση αυτή καθορίζεται με τον λόγο των δύο αντιστάσεων R3 και R2.

Για την αποφυγή του κορεσμού και την αύξηση του θορύβου, δεν επιλέγεται η μεμονωμένη υψηλή ενίσχυση μιας διάταξης, αντιθέτως κατανέμεται το συνολικό κέρδος του συστήματος σε τμηματικές ενισχύσεις στις επιμέρους διατάξεις.

#### Υπολογισμός ρεύμα πόλωσης

Το κύκλωμα πόλωσης ενός πυκνωτικού μικροφώνου αποτελείται από μια κύρια αντίσταση pull-up, η οποία καθορίζει το ρεύμα που θα περάσει εντός του μικροφώνου και έναν πυκνωτή 100nF σε σειρά.

Η τάση αγωγής των μικροφώνων και στις τέσσερις περιπτώσεις των μικροφώνων είναι  $\sim 2.0V$ .

Η έξοδος του σήματος γίνεται μέσω του ακροδέκτη εξόδου (pin1) και έπειτα προ-ενισχύεται.

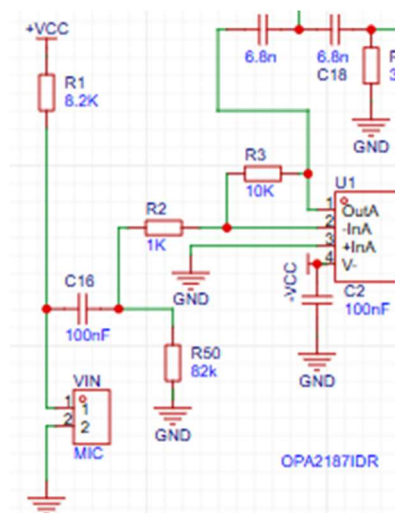
$$V_{cc} = 5V, \quad I_{mic} = \frac{V_{cc} - V_{mic}}{8.2k_{\Omega}} = 0.365mA = 365\mu A \quad (1)$$

#### Προσθήκη παθητικού υψηλοπερατού φίλτρου εισόδου

Για να απορρίψουμε χαμηλής συχνότητας σήματα πραγματοποιήθηκε μια προσαρμογή στο υψηλοπερατό παθητικό φίλτρο που βρίσκεται μετά την πόλωση του μικροφώνου.

Συγκεκριμένα προστέθηκε μεταγενέστερα όπως παρατηρούμε στην (Εικ 3.5)(Εικ 3.6) αντίσταση 82kohm, με αποτέλεσμα η συχνότητα αποκοπής να διαμορφωθεί στα 19 Hz.

$$HPF_{pass} = \frac{1}{2\pi R_{50} C_{16}} = F_{cut} \sim 19Hz$$



Εικόνα 3.6: Τελική σχεδίαση παθητικού φίλτρου.

Η συγκεκριμένη διατύπωση έγινε καθυστερημένα καθώς και στο τυπωμένο κύκλωμα, η σύνδεση της αντίστασης (R50) γίνεται εξωτερικά.

#### Κορεσμένη πειραματική απεικόνιση



Εικόνα 3.7: Γραφική απεικόνιση κορεσμένης δειγματοληψίας.

Σε αυτήν την διάταξη το σήμα παρουσίασε εμφανώς καλύτερη αποτύπωση, ακόμη και υπό κατάσταση κορεσμού (18.3 V<sub>pp</sub>). Οι πρώτες λήψεις πραγματοποιήθηκαν μέσω του παλμογράφου εωσότου καταλήξουμε σε μια πιο ομαλή σχέση λειτουργίας μεταξύ αναλογικών φίλτρων.

Επιπλέον το αποτέλεσμα αυτό αποτυπώνει καθαρά την συμπεριφορά του κυκλώματος σε συνδυασμό με τα φίλτρα και το στάδιο της προενίσχυσης.

### 3.2.3 Σχεδίαση αναλογικών φίλτρων

#### Τελικά φίλτρα

- High-pass filter:  $f_c=40$  Hz, 6<sup>ης</sup> τάξης.
- Stopband-pass filter (Notch):  $f_c=50$  Hz, 2<sup>ης</sup> τάξης.
- Low-pass filter:  $f_c=600$  Hz, 4<sup>ης</sup> τάξης.

#### Προηγούμενα φίλτρα

Πριν την τελική επιλογή της τοπολογίας, δοκιμάστηκαν μικρότερης τάξης φίλτρα και διαφορετικών συχνοτήτων αποκοπής. Συγκεκριμένα δυο διαφορετικές συνθέσεις Butterworth, με συχνότητα αποκοπής 13,5 Hz και 20 Hz (4<sup>ης</sup> τάξης και 2<sup>ης</sup> τάξης). Ωστόσο παρατηρήσαμε ότι το επίπεδο του θορύβου παρέμενε. Τα προβλήματα που παρουσιάστηκαν ήταν παρόμοια και με τα δυο χαμηλοπερατά φίλτρα-τύπου Butterworth, που δοκιμάστηκαν μετέπειτα.

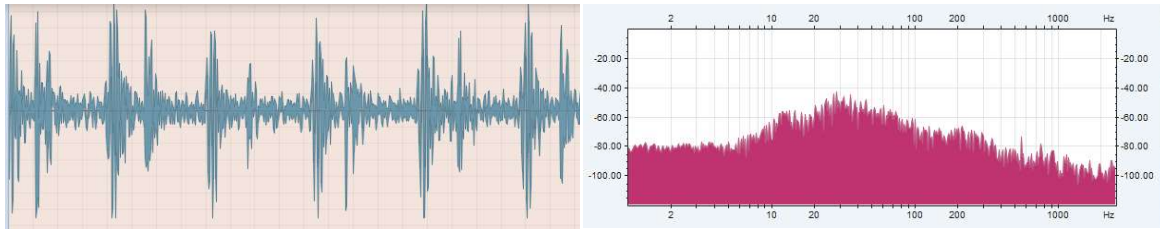
Τα χαρακτηριστικά τους ήταν:

- Συχνότητα αποκοπής 600 Hz και 1200 Hz
- Κέρδος x10

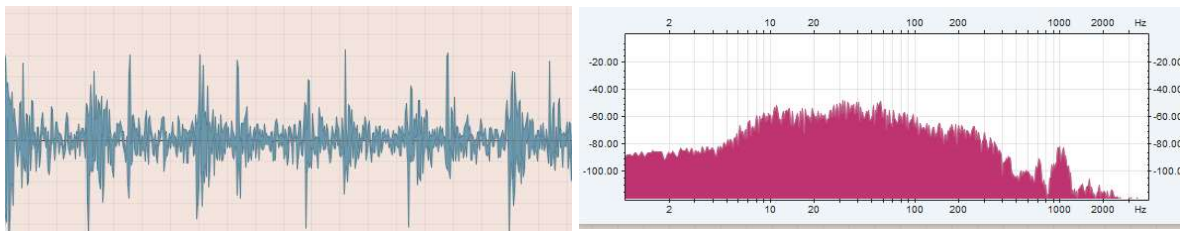
Η διαφορά των δύο ήταν αξιοσημείωτη, φυσικά όμως το φίλτρο των 600 Hz είχε ένα μεγάλο ποσοστό θορύβου όμοιο με το φίλτρο των 1200 Hz, φυσικά δεν θα μπορούσε να χρησιμοποιηθεί διότι αποκόπτει βασικό μέρος από το εύρος ζώνης.

Ένας περιορισμός που εντοπίστηκε για ένα μεγάλο διάστημα μέχρι ωσότου καταλήξουμε στην επιλογή των συγκεκριμένων φίλτρων, ήταν η αδυναμία εύρεσης συγκεκριμένων τιμών εξαρτημάτων, αντιστάσεων και πυκνωτών ή ακόμα και εάν προβαίναμε στην υλοποίησή τους θα αυξανόταν η πολυπλοκότητα του κυκλώματος.

Παρακάτω παρουσιάζονται γραφικές απεικονίσεις από τις δύο διαφορετικές συνθέσεις κυκλώματος (Εικόνα 3.9)(Εικόνα 3.10).



Εικόνα 3.9: Baseband 13.5-1200hz Butterworth 4<sup>ης</sup> τάξης.

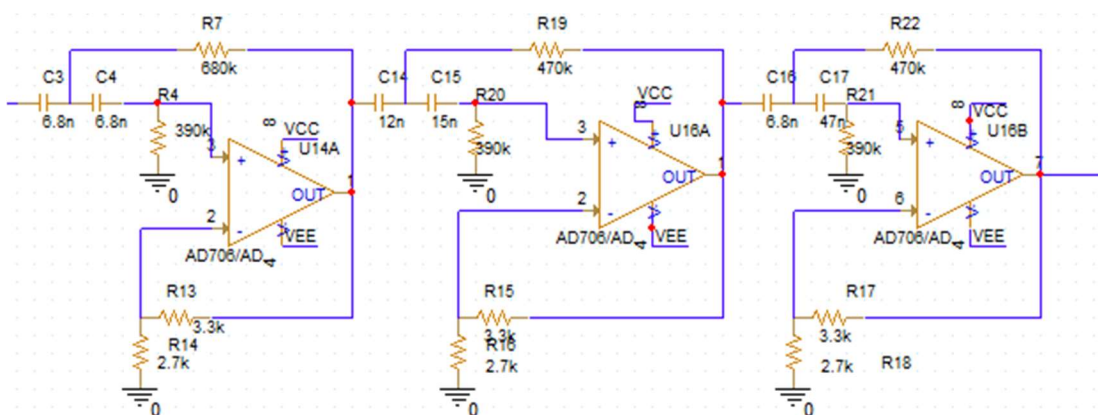


Εικόνα 3.10: Baseband 13.5-600hz Butterworth 4<sup>ης</sup> τάξης.

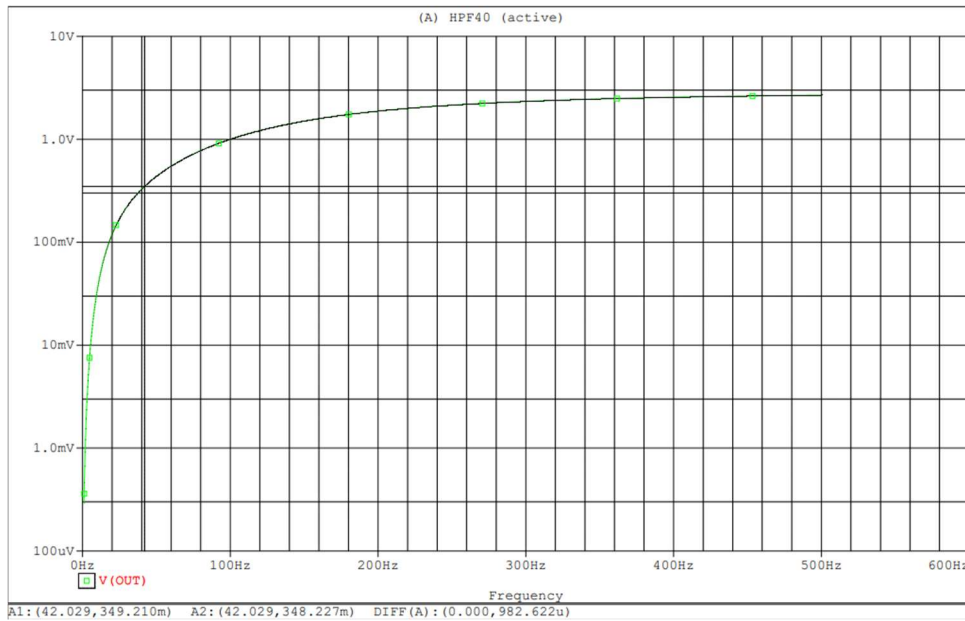
Σημαντικό να αναφέρουμε ότι και στα δυο φίλτρα, η απόκριση κέρδους σε ορισμένες περιοχές φάσματος εμφάνιζε μέγιστα και δεν κρίνονταν γραμμική. Κατά την ακουστική αξιολόγηση, εμφάνιζε έναν διαγνή ήχο μόνο των παλμών S1-S2 σε συνδυασμό με αρκετό θόρυβο, με αποτέλεσμα ασθενέστερες συχνότητες να μην μπορούν να αποδοθούν.

Στην συνέχεια ακολουθεί ο σχεδιασμός των τελικών φίλτρων, υπολογισμός τιμών και αριθμητικές πράξεις.

### High-pass Filter

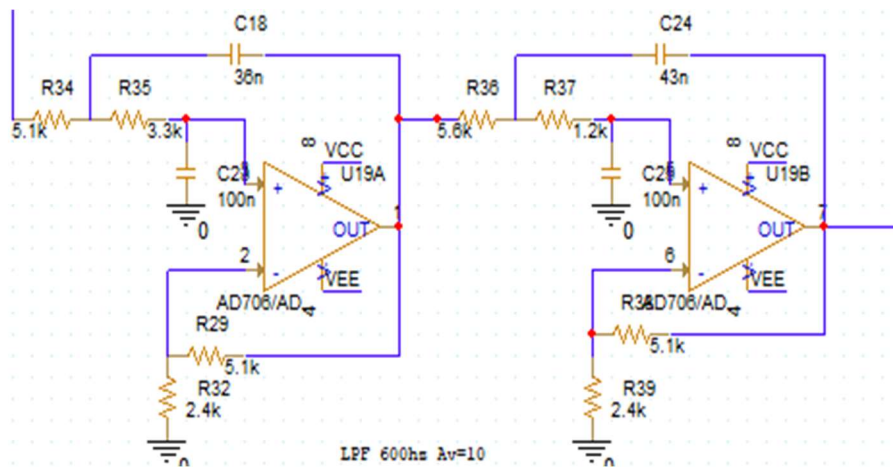


Εικόνα 3.11: Υψηλοπερατό φίλτρο, 6<sup>ης</sup> τάξης, Linear 0.5°.

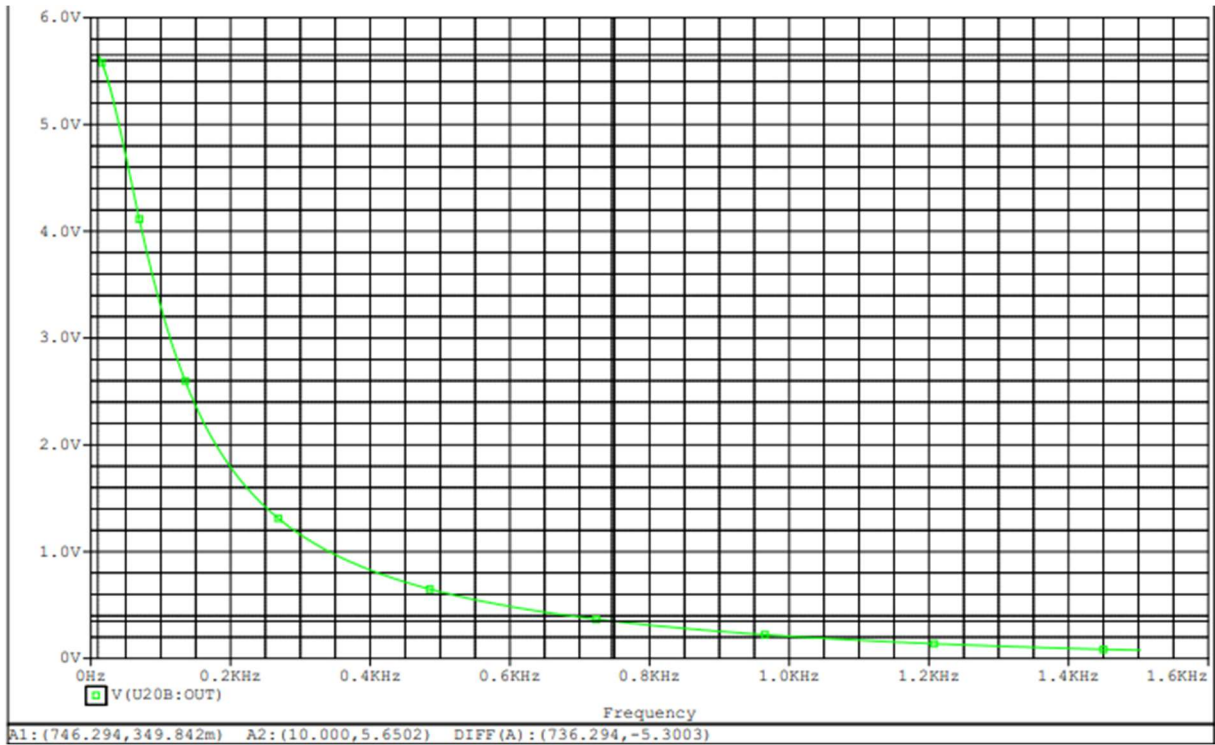


Εικόνα 3.12: Προσομοίωση απόκρισης συχνότητας από το PSpice Capture του υψηλοπερατού φίλτρου ( $f_c \sim 40\text{Hz}$ , input typ.value: 0.5V).

### Low-pass Filter

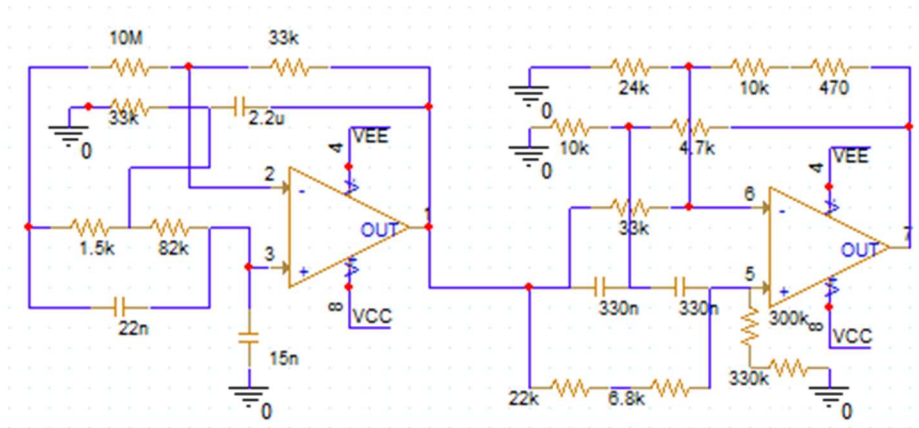


Εικόνα 3.13: Χαμηλοπερατό φίλτρο, 4<sup>ης</sup> τάξης, Linear 0.5°.



Εικόνα 3.14: Προσομοίωση απόκρισης συχνότητας από το PSpice Capture του χαμηλοπερατού φίλτρου ( $f_c \sim 746.3$  Hz, input typ.value: 0.5V).

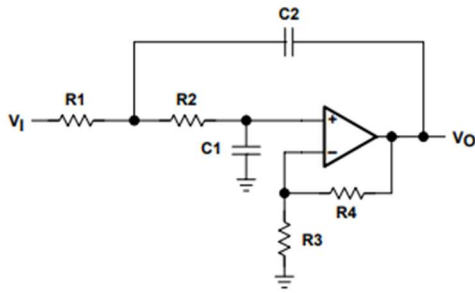
### Stopband- Filter



Εικόνα 3.15: Ζωνοφρακτικό φίλτρο, 2<sup>ης</sup> τάξης, Butterworth.

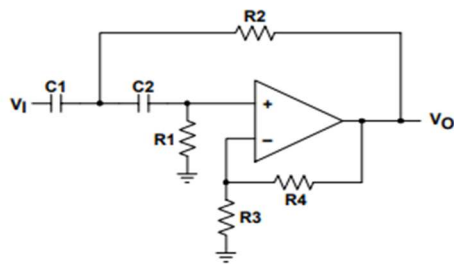
### Υπολογισμός τιμών

Αρχικά, ο υπολογισμός τιμών για το φίλτρο υλοποίησης Sallen-key [14]:



Εικόνα 3.16: Ενεργητικό χαμηλοπερατό φίλτρο τύπου Sallen-key.

Πηγή: [https://www.ti.com/lit/an/sloa049d/sloa049d.pdf?ts=1763384261214&ref\\_url=https%253A%252F%252Fwww.google.com%252F](https://www.ti.com/lit/an/sloa049d/sloa049d.pdf?ts=1763384261214&ref_url=https%253A%252F%252Fwww.google.com%252F)



Εικόνα 3.17: Ενεργητικό υψηλοπερατό φίλτρο τύπου Sallen-key.

Πηγή: <https://www.ti.com/lit/an/sloa024b/sloa024b.pdf?ts=1763347653486>

**Υπολογισμός φασικής γωνιακής συχνότητας (rad/s).**

$$\omega_0 = \frac{1}{\sqrt{\{R_1 R_2 C_1 C_2\}}} \quad (3.1)$$

**Υπολογισμός συντελεστή ποιότητας (Q factor).**

High-Pass →

$$Q = \frac{\sqrt{\{R_1 R_2 C_1 C_2\}}}{\{R_2(C_1 + C_2) + R_1 C_2(1 - K)\}} \quad (3.2)$$

Low-Pass →

$$Q = \frac{\{\sqrt{\{R_1 R_2 C_1 C_2\}}\}}{\{C_1(R_1 + R_2) + R_1 C_2(1 - K)\}} \quad (3.3)$$

K: τμηματικό κέρδος μη-αναστρέφων ενισχυτή →  $1 + \frac{R_f}{R_g}$  (4)

Για HPF:

Στο φίλτρο σε κάθε τμήμα έχουμε ενίσχυση, συνολικά τρία τμήματα:

$A_{v(ολ)} = 10,94 \rightarrow A_{v1} = A_{v2} = A_{v3} \rightarrow$

$$10,94 \cdot 10^{\frac{1}{3}} = 2.22$$

Έστω  $R_f = 3.3k\Omega$ , λόγω μη αναστρέφων ενισχυτή:

$$K = 1 + \frac{R_f}{R_g} \Rightarrow 2.22 - 1 = \frac{3.3k}{R_g} = 2.709k \sim 2.7k\Omega$$

$R_g = 2.7k\Omega$

Υπολογισμός  $Q_1$

$$R_1 = 390k\Omega, \quad R_2 = 680k\Omega, \quad C_1 = C_2 = 6.8nF$$

$$Q_1 = \frac{\{\sqrt{\{R_1 R_2 C_1 C_2\}}\}}{\{R_2(C_1 + C_2) + R_1 C_2(1 - K)\}}$$

$$Q_1 = \frac{\{\sqrt{\{6.8 * 10^{-9} * 390 * 10^3 * 6.8 * 10^{-9} * 680 * 10^3\}}\}}{\{680 * 10^3(13.6 * 10^{-9}) + 390 * 10^3 * 6.8 * 10^{-9}(-1.22)\}} = Q_1 = 0.5824$$

Υπολογισμός  $Q_2$

$$R_1 = 390k\Omega, \quad R_2 = 470k\Omega, \quad C_1 = 12nF, \quad C_2 = 15nF$$

$$Q_2 = \frac{\{\sqrt{\{R_1 R_2 C_1 C_2\}}\}}{\{R_2(C_1 + C_2) + R_1 C_2(1 - K)\}}$$

$$Q_2 = \frac{\{\sqrt{\{12 * 10^{-9} * 390 * 10^3 * 15 * 10^{-9} * 470 * 10^3\}}\}}{\{470 * 10^3(27 * 10^{-9}) + 390 * 10^3 * 15 * 10^{-9}(-1.22)\}} = Q_2 = 0.7708$$

### Υπολογισμός $Q_3$

$$R_1 = 390k_{\Omega}, \quad R_2 = 470k_{\Omega}, \quad C_1 = 6.8nF, \quad C_2 = 47nF$$

$$Q_3 = \frac{\{\sqrt{\{R_1 R_2 C_1 C_2\}}\}}{\{R_2(C_1 + C_2) + R_1 C_2(1 - K)\}}$$
$$Q_3 = \frac{\{\sqrt{\{12 * 10^{-9} * 390 * 10^3 * 15 * 10^{-9} * 470 * 10^3\}}\}}{\{470 * 10^3(53.8 * 10^{-9}) + 390 * 10^3 * 47 * 10^{-9}(-1.22)\}} = Q_3 = 2.618$$

Παρατηρούμε παρακάτω έπειτα από την εύρεση των συντελεστών ( $Q_1, Q_2, Q_3$ ), ότι συγκλίνουν οι τιμές του υψηλοπερατού φίλτρου του συστήματος με τις προκαθορισμένες τιμές του οδηγού από Basic Linear Design (pp. 8.49-8.50) [15], με δυνατότητα ρύθμισης του K2 και K3 από 2.22 σε 2.15.

Πιο συγκεκριμένα προκαθορισμένες τιμές από τον οδηγό είναι:

$$Q_1 = 0.5507, Q_2 = 0.8928, Q_3 = 1.6859$$

Επιπλέον δεν προβαίνουμε σε κάποια αλλαγή των τιμών των εξαρτημάτων, συμπεριλαμβάνουμε και τις αποκλίσεις των τιμών που μπορεί να έχουν τα εξαρτήματα.

$$f_{c1} = 46.04Hz, f_{c2} = 27.71Hz, f_{c3} = 20.79Hz$$

$$f_{c_{HPF}} = 40Hz$$

### Για LPF:

Στο φίλτρο σε κάθε τμήμα έχουμε ενίσχυση, συνολικά δυο τμήματα :

$$A_{v(\text{ολ})} = 10 \sim 9.766 \rightarrow A_{v1} = A_{v2}$$

$$A_v = 9.766^{\frac{1}{2}}$$

$$A_{v1} = A_{v2} = 3.125$$

Έστω  $R_g = 2.4k_{\Omega}$ , λόγω μη αναστρέφων ενισχυτή:

$$K = 1 + \frac{R_f}{R_g} \Rightarrow 3.125 - 1 = \frac{R_f}{2.4k} = 5.1k_{\Omega}$$

### Υπολογισμός $Q_1$

$$R_1 = 5.1k_{\Omega}, \quad R_2 = 3.3k_{\Omega}, \quad C_1 = 100nF, \quad C_2 = 36nF$$

$$Q_1 = \frac{\sqrt{\{R_1 R_2 C_1 C_2\}}}{\{C_1(R_1 + R_2) + R_1 C_2(1 - K)\}}$$

$$Q_1 = \frac{\sqrt{\{100 * 10^{-9} * 5.1 * 10^3 * 36 * 10^{-9} * 3.3 * 10^3\}}}{\{100 * 10^{-9}(8.4 * 10^3) + 5.1 * 10^3 * 36 * 10^{-9}(-2.125)\}} = Q_1 = 0.5470$$

### Υπολογισμός $Q_2$

$$R_1 = 5.6k\Omega, \quad R_2 = 1.2k\Omega, \quad C_1 = 100nF, \quad C_2 = 43nF$$

$$Q_1 = \frac{\sqrt{\{R_1 R_2 C_1 C_2\}}}{\{C_1(R_1 + R_2) + R_1 C_2(1 - K)\}}$$

$$Q_1 = \frac{\sqrt{\{100 * 10^{-9} * 5.6 * 10^3 * 43 * 10^{-9} * 1.2 * 10^3\}}}{\{100 * 10^{-9}(6.8 * 10^3) + 5.6 * 10^3 * 43 * 10^{-9}(-2.125)\}} = Q_2 = 1.010$$

Στην παραπάνω διάταξη του ενεργου φίλτρου που σχεδιάστηκε, οι τιμές των συντελεστών απόδοσης (π.χ.  $Q_1, Q_2$ ), είναι συμβατές με τις ενδεικτικές τιμές σχεδίασης γραμμικών φίλτρων (Basic Linear Design (pp. 8.49-8.50)) [15]

$$\underline{Q_1 = 0.5573, Q_2 = 1.0650}$$

$$f_{c_1} = 629\text{hz}, f_{c_2} = 936.6\text{Hz}$$

$$\underline{f_{CLFP} \sim 791\text{Hz}}$$

Αρα το Low-pass φίλτρο, διατηρεί γραμμική σχέση τύπου linear phase 0.05°.

### Stopband-filter:

Αρχικά η δημιουργία ενός ζωνοφρακτικού φίλτρου (notch) για την απόρριψη του κοινού θορύβου 50hz, καθιστά σημαντικό μέρος για την σταθερότητα του συστήματος καθώς και διαχειρίζεται, ενισχύει και εξάγει ευπαθή σήματα.

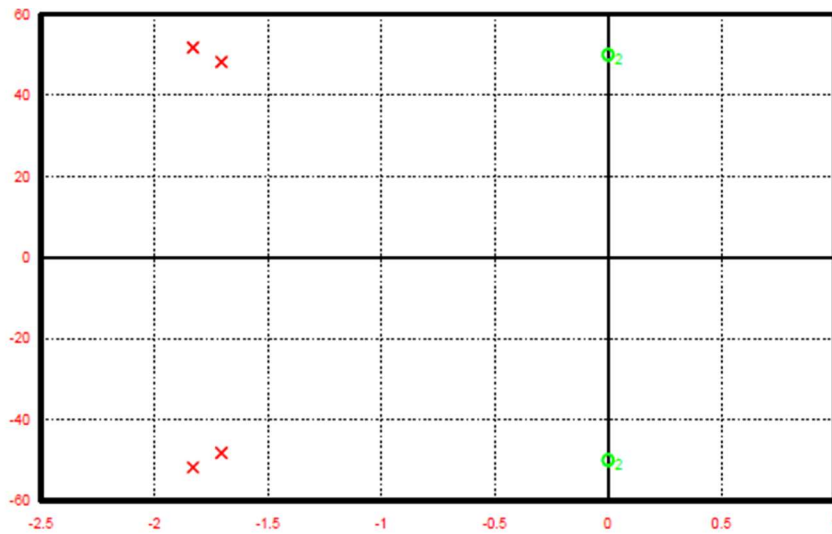
Για αρχή σχεδιασθήκε και δοκιμάστηκε ένα ζωνοφρακτικό τύπου Butterworth 2<sup>ης</sup> τάξης ενεργό φίλτρο, δυστυχώς όμως δεν ικανοποιούσε πλήρως την εξάλειψη του θορύβου. Έπειτα από έρευνα παρατηρήθηκε ότι ο συντελεστής απόδοσης του συγκεκριμένου φίλτρου θα πρέπει να είναι υψηλός χωρίς απαραίτητα να μας αλλάζει την φάση του σήματος κατά την εξαγωγή του σήματος μας.

Στην συνέχεια, δοκιμάστηκε η λειτουργία ενός διαφορετικού ζωνοφρακτικού φίλτρου ενός ηλεκτροκαρδιογράφου, το οποίο είχε σχεδιαστεί στο πλαίσιο προηγούμενης ακαδημαϊκής εργασίας. Τα αποτελέσματα ήταν σαφώς καλύτερα σε σχέση με το προηγούμενο φίλτρο που είχε σχεδιαστεί, καθώς και η σχεδίαση του τελικού φίλτρου που τοποθετήθηκε, διαθέτει υψηλότερη τιμή απόδοσης καθώς και να αναφέρουμε ότι είχε σχεδιαστεί μέσω μιας εφαρμογής σχεδίαση ενεργών φίλτρων της εταιρίας Ansys.

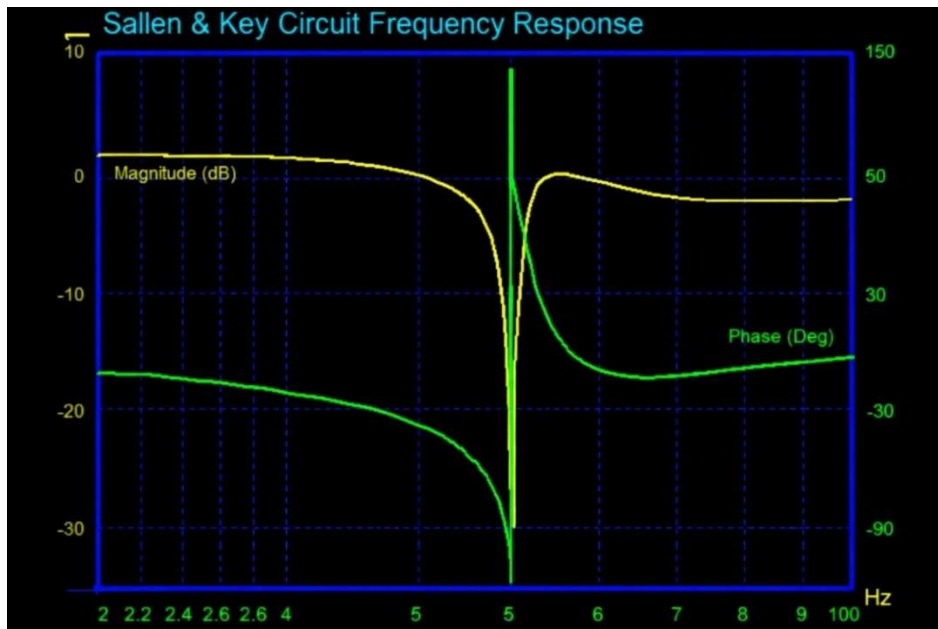
Παρακάτω τα χαρακτηριστικά: ζώνη απόρριψης (βλ. Εικόνα 3.19), συνάρτηση μεταφοράς (βλ. Εικόνα 3.17) καθώς και τα σημεία πόλων-μηδενικών (βλ. Εικόνα 3.18).

$$\frac{0.8457 \cdot S^4 + 270.2 \cdot S^3 + 2.256 \times 10^5 \cdot S^2 + 2.661 \times 10^7 \cdot S + 1.405 \times 10^{10}}{S^4 + 358.5 \cdot S^3 + 2.199 \times 10^5 \cdot S^2 + 3.736 \times 10^7 \cdot S + 1.081 \times 10^{10}}$$

Εικόνα 3.18: Συνάρτηση μεταφοράς Notch .

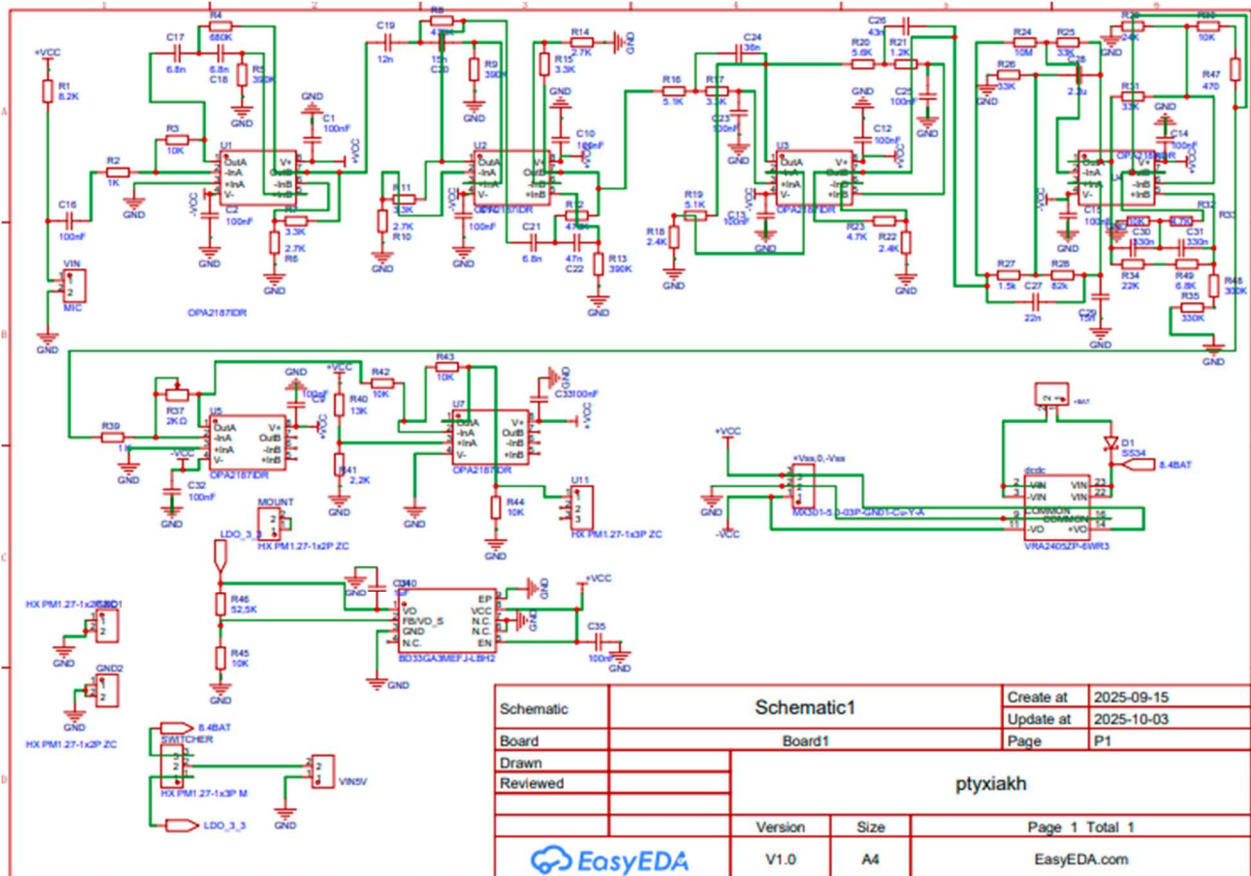


Εικόνα 3.19: Διάγραμμα Πόλων-μηδενικών (Pole-Zero plot).



Εικόνα 3.20: Διαγραμμα αποκρίσης συχνότητας ζωνοφρακτικού φίλτρου.

### 3.2.4 Τελικός σχεδιασμός αναλογικού κυκλώματος



Εικόνα 3.21: Τελικό σχηματικό κύκλωμα ηλεκτρονικού φωνοκαρδιογράφου.

Η σχεδίαση του σχηματικού και του τυπωμένου κυκλώματος πραγματοποιήθηκε στο EasyEDA.

## 3.3 Διαχείριση ενέργειας και τροφοδοσίας

### Απαιτήσεις κατανάλωσης

Κύρια πρωτοβουλία μας κατά την υλοποίηση του κυκλώματος ήταν η σταθερή και ακριβής λειτουργία του μοντέλου μας. Αφού ολοκληρώθηκε η κατασκευή πραγματοποιήθηκαν μετρήσεις για να υπολογισθεί η συνολική κατανάλωση ισχύος του κυκλώματος.

Το συγκεκριμένο κύκλωμα υλοποιήθηκε με OPA2187 [A.5].

- Χαμηλή κατανάλωση ρεύματος: 200μΑ ανά ενίσχυση, σε συσκευασία SOIC-8.
- Εξαιρετικά χαμηλό επίπεδο θορύβου: κρίσιμο στοιχείο για την δημιουργία του οργάνου επεξεργασίας βιοσημάτων.
- Χαμηλό offset και Drift: σταθερή αποτύπωση χαμηλών συχνοτήτων χωρίς παραμορφώσεις.

### Για την τροφοδοσία του ESP32

- Επιλέχθηκε ο BD33GA3MEFJ-M LDO (linear voltage regulator) [A.6], εξασφάλισε ελαχιστοποίηση του θορύβου από την διάταξη τροφοδοσίας προς τα αναλογικά κυκλώματα.
- Σταθερή τάση 3.3V: εντός των ορίων τροφοδοσίας του ESP32.
- Μέγιστη οδήγηση ρεύματος έως 300mA: καλύπτει ένα μεγάλο εύρος σταθερών λειτουργιών του ESP.
- Χαμηλή ιδιοκατανάλωση ρεύματος: σχεδόν αμελητέα

### DC-DC Converter / DCWN03E-05 [A.7]

Η επιλογή του μετατροπέα αποτέλεσε μια οικονομική και τεχνική πρόταση για το σύστημά μας. Κατά την εφαρμογή στο ηλεκτρονικό κύκλωμα παρατηρήσαμε ότι εμφάνιζε πολύ έντονη δραστηριότητα θορύβου. Το συμπέρασμα αυτό προέκυψε από την δοκιμή τροφοδοσίας από τροφοδοτικό πάγκου (συμμετρική τροφοδοσία).

Παράλληλα η χρήση του μετατροπέα έγινε συνειδήτα, καθώς μειώνει την πολυπλοκότητα του κυκλώματος.

- Επιτρεπόμενο όριο τάσης εισόδου για δημιουργίας συμμετρικής τάσης: 4.5-9V( $V_{in}$ )
- Δημιουργία συμμετρικής τάσης  $\pm 5V$ .
- Μέγιστο ρεύμα εξόδου: 300mA
- Ο συγκεκριμένος μετατροπέας κατέγραφε μια διαφορετική συμπεριφορά με την παρουσία παράλληλης χρήσης του ESP32, καθώς και οι στιγμιαίες απαιτήσεις ρεύματος κατά την διάρκεια της δειγματοληψίας παρουσίαζαν παραμορφώσεις στο τελικό σήμα.

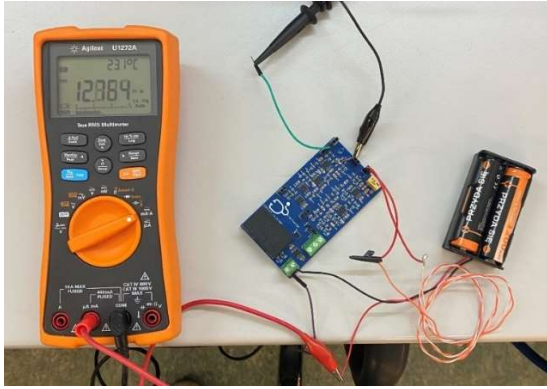
### Υπολογισμός συνολικού ρεύματος

Συνολικά κατά την δοκιμή, το κόστος ρεύματος από το αναλογικό μέρος της εφαρμογής με ανεξάρτητη τροφοδοσία 2x18650 3.7v ήταν **12.78mA** (βλ. Εικόνα 3.22) χωρίς να έχει τοποθετηθεί το μικρόφωνο.

Αριθμός ενισχύσεων = 10 =  $100\mu A * 10 = 1mA$

LDO =  $i_{quiescent}(1.2mA)$

DC / DC converter (No load) ~ 25mA



Εικόνα 3.22: Σύγκριση μοντέλου με ανεξάρτητη τροφοδοσία.

### 3.4 Ενσωμάτωση ESP32 και διασύνδεση περιφερειακών εξαρτημάτων

#### Τεχνικά χαρακτηριστικά ESP32 S3-WROOM1 [16]

Ο συγκεκριμένος μικροελεγκτής κρίθηκε κατάλληλος λόγω της υψηλής επεξεργαστικής ισχύς που διαθέτει. Οι κύριες λειτουργίες του είναι η δειγματοληψία, εφαρμογή ψηφιακών φίλτρων καθώς και για την μορφοποίηση των δεδομένων σε αρχείο ήχου.

- Επεξεργαστής: Dual core 240Mhz: 32-bit Xtensa LX7
- 512 KB SRAM
- Τροφοδοσία 3.0 έως 6.0V
- Δυνατότητα διασύνδεσης με Wi-Fi / Bluetooth
- 12-bit SAR ADC
- SPI (καταγραφή σε SD card)

#### Διασύνδεση περιφερειακών εξαρτημάτων

- Απαραίτητη προϋπόθεση για την αποθήκευση και την εξαγωγή των αρχείων ήχου είναι η αποσπώμενη κάρτα μνήμης SD.
- Η επικοινωνία του μικροελεγκτή με την SD card γίνεται σειριακά.



Εικόνα 3.23: Εξωτερική μονάδα αποθήκευσης υποδοχή κάρτας SD.

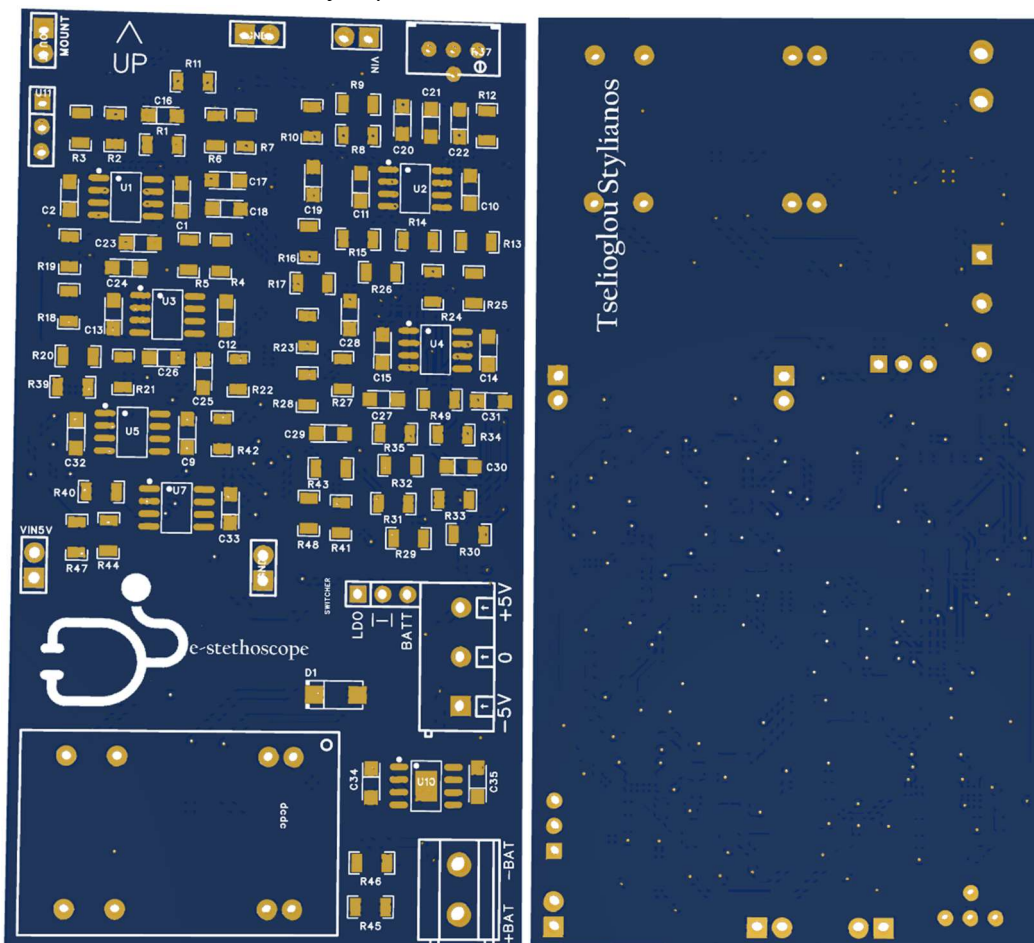
Πηγή: <https://www.amazon.in/REES52%C2%AE-SD-Memory-Card-Module/dp/B07L1S361H>

- Κουμπί έναρξης δειγματοληψίας και ένδειξη LED.

### 3.5 Σχεδίαση τυπωμένου κυκλώματος (PCB Design)

#### Σχεδιαστικές επιλογές

- Οι διαστάσεις της πλακέτας είναι  $95 \times 51.5 \text{ mm}$ .
- Επιπλέον υπάρχει και μια απόσταση ασφαλείας μεταξύ της αναλογικής διάταξης και του διακοπτικού μετατροπέα (DC / DC converter).
- Οι αντιστάσεις και πυκνωτές έχουν ίδιες διαστάσεις (1206)
- Επιπρόσθετα σχηματίστηκε επιλογή τροφοδοσίας του ESP32 (1<sup>η</sup> επιλογή: 3.3V LDO, 2<sup>η</sup> επιλογή:  $V_{+batt}$ ).
- Συμπεριλαμβάνει socket's τοποθέτησης του ESP32 στην κύρια πλακέτα.
- Trace width:  $+V_{cc}$ ,  $-V_{cc}$ ,  $Gnd$ : 25mil, σήματα: 10mil.
- Πλακέτα 2 Layer με Ground Plane.



Εικόνα 3.24: Εμπρός και οπίσθια όψη τυπωμένου κυκλώματος.

#### Πιο συγκεκριμένα:

- Κάτω αριστερά εντοπίζεται ο μετατροπέας DC / DC converter μαζί με τον LDO και την διάοδο προστασίας D1.

- Η παραπάνω σχεδίαση μπορεί να εξετάσει την ποιότητα τροφοδοσίας του αναλογικού μέρους σε δύο περιπτώσεις, τροφοδοσία με τροφοδοτικό πάγκου και με μπαταρίες Li-on.
- Δεξιά του μέσου παρατηρούμε την κλέμα τροφοδοσίας μαζί με τον επιλογή τροφοδοσίας του ESP32.
- Το τμήμα εισόδου του μικροφώνου και το calibration potentiometer εντοπίζεται άνω δεξιά.

*Η σχεδίαση τυπωμένου κυκλώματος υλοποιήθηκε στο Easyeda, όπως προαναφέραμε και παραπάνω στην σχεδίαση του σχηματικού κυκλώματος.*

### 3.6 Συνολικό κόστος

Το κόστος της εξ' ολοκλήρου κατασκευής διαφέρει από το συνολικό κόστος της έρευνας καθώς και πολλά από τα υλικά που αγοράστηκαν χρησιμοποιήθηκαν κατά την διάρκεια της έρευνας και όχι για την τελική υλοποίηση του μοντέλου. Συγκεκριμένα για συγκριτικές δοκιμές, όπως για παράδειγμα τα πυκνωτικά μικρόφωνα αξιολογήθηκαν ως προς τις απαιτήσεις της συγκεκριμένης εφαρμογής. Η διαδικασία αυτή οδήγησε στην επιλογή καταλληλότερης κάψας βάσει πειραματικής και τεκμηριωμένης τεχνικής αξιολόγησης.

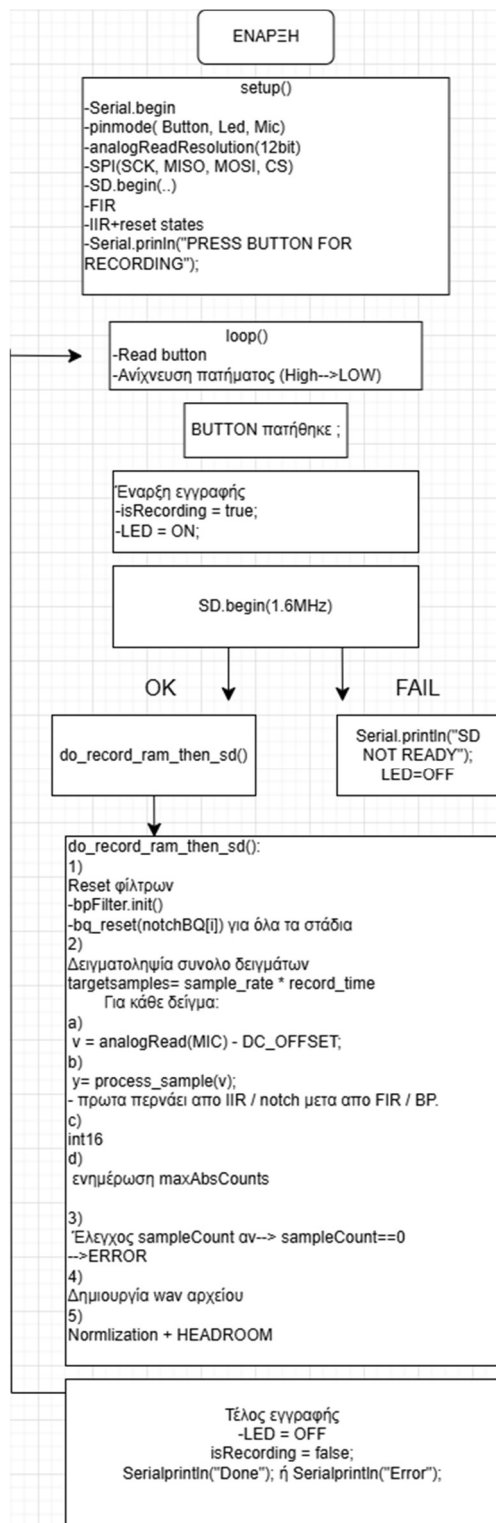
Επιπρόσθετα αγοράστηκε ιατρικό στηθοσκοπίου (Riester Dublex 2.0) για να μελετηθεί η ακουστική απόκριση αρχικά και έπειτα για να ερευνηθεί η αρχιτεκτονική της κεφαλής. Στο πλαίσιο αυτό πραγματοποιήθηκε η σύγκριση του απλού στηθοσκοπίου και πιεσόμετρο-στηθοσκόπιο για να τεκμηριωθούν οι επιλογές σχεδίασης για το πειραματικό μοντέλο.

A/A	Υλικό / Εξάρτημα	Τιμή (€)
1	ESP32-S3	13,9
2	SMD-1206	32,24
3	TRIMMER(x2)	2,34
4	CONN/SOCKET PINS	1,5
5	SD CARD MODULE	5
6	18650x2	6
7	DC-DC CONV. 4.5-9V	6
8	ΚΑΤΑΣΚΕΥΗ PCB	25
9	ΠΥΚΝΩΤΙΚΕΣ ΚΑΨΕΣ (TMX 14)	40
10	ΚΑΛΩΔΙΟ ΜΙΚΡΟΦΩΝΟΥ(2M)	5
11	SOIC-8(OPA2187, LDO)	25
12	RIESTER DUBLEX 2.0-ΙΑΤΡΙΚΟ ΣΤΗΘ	73
<b>ΣΥΝΟΛΟ</b>		<b>234,98€</b>

Πίνακας 3.1: Συγκεντρωτικός πίνακας υλικών που χρησιμοποιήθηκαν κατά την πειραματική υλοποίηση.

## Κεφάλαιο 4: Ψηφιακή επεξεργασία σήματος

### 4.1 Ψηφιοποίηση αναλογικού σήματος A/D



Διάγραμμα 4.1: Διάγραμμα ροής ηλεκτρονικού σπηθοσκοπίου σε συνεργασία με ESP32, λογισμικό καταγραφής και αποθήκευσης.

Στο στάδιο αυτό αναφερόμαστε στην προσαρμογή του σήματος μας πριν την διαδικασία δειγματοληψίας. Πριν την εισαγωγή του σήματος στον μετατροπέα A / D του ESP32, προ απαιτούνται ορισμένες ενέργειες για την ομαλή και σταθερή λειτουργία του στην ψηφιακή διάταξη.

- Μονοπολική τροφοδοσία τελεστικού ενισχυτή OPA2187 (επιτρεπτό εύρος αναλογικού σήματος 0-5 V)
- Απομόνωση της προηγούμενης ενισχυτικής διάταξης (ρύθμιση κέρδους μέσω ποτενσιόμετρου).
- Δημιουργία σημείου αναφοράς για το ψηφιακό μέρος του σήματος

Το σημείο αναφοράς προκύπτει μέσω διαιρέτη τάσης και οδηγεί σε dc offset στο μέσο της κλίμακας εισόδου του ESP32.

#### Υπολογισμός σημείου αναφοράς και κέρδους

$$\text{Διαιρέτης Τάσης}(\Delta.T): \frac{R4}{R41+R40} * V_{CC} = \frac{2.2}{15.2} * 5V = 723 * 10^{-3} V$$

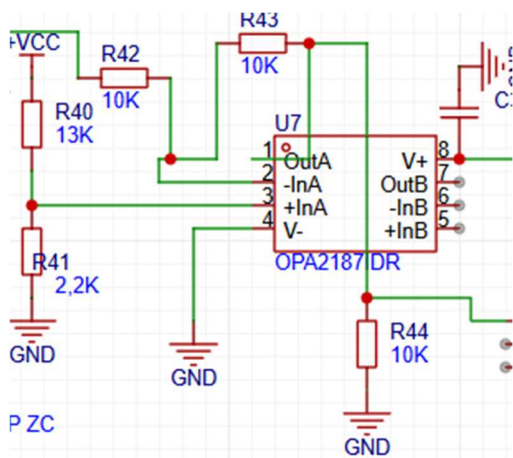
Απολαβή τάσης:

$$Av_{dc} = 1 + \frac{R43}{R42} = 2, Av_{ac} = -\frac{R43}{R42} = -1 \quad (4.1)$$

#### Τιμές εξόδου μετατροπέα

Για DC:  $Av * \Delta.T = 1,447V$

Για AC: Παραμένει ίδιο



Εικόνα 4.1: Προσαρμογές εισόδου προς τον A/D converter του ESP32.

#### Ρυθμίσεις δειγματοληψίας

- Ρυθμός δειγματοληψίας: 5.0 KHz
- Ανάλυση μετατροπέα: 12 bit

Ο συνολικός αριθμός δειγμάτων που αποστέλλονται είναι 100.000, αντιστοιχεί σε:

$$\frac{100.000}{5000} = 20 \text{ sec} \quad (4.2)$$

### Κανονικοποίηση σήματος

Η κανονικοποίηση του σήματος ήταν απαραίτητη στην προεπεξεργασία του τελικού αρχείου. Έπειτα της δειγματοληψίας, εφαρμόστηκε  $headroom = 0.60$  για την σταθεροποίηση της είσοδου των ψηφιακών φίλτρων, την αποφυγή clipping και την βελτίωση της ακουστικής αξιολόγησης. Κατά την περίοδο καταγραφής σε μια απότομη μεταβολή του ήχου (π.χ. αλλαγή πίεσης, τριβή / μετακίνηση ακουστικού), υπάρχει μεγάλη πιθανότητα να παρουσιαστεί κορεσμός του σήματος, τέθηκε αυτή η εφαρμογή για να αξιολογείται το 60% της πλήρους κλίμακας και τέλος εξασφαλίζει μια πιο καθαρή φασματική αποτύπωση.

### Ανάλυση και επαλήθευση με παλμογράφο

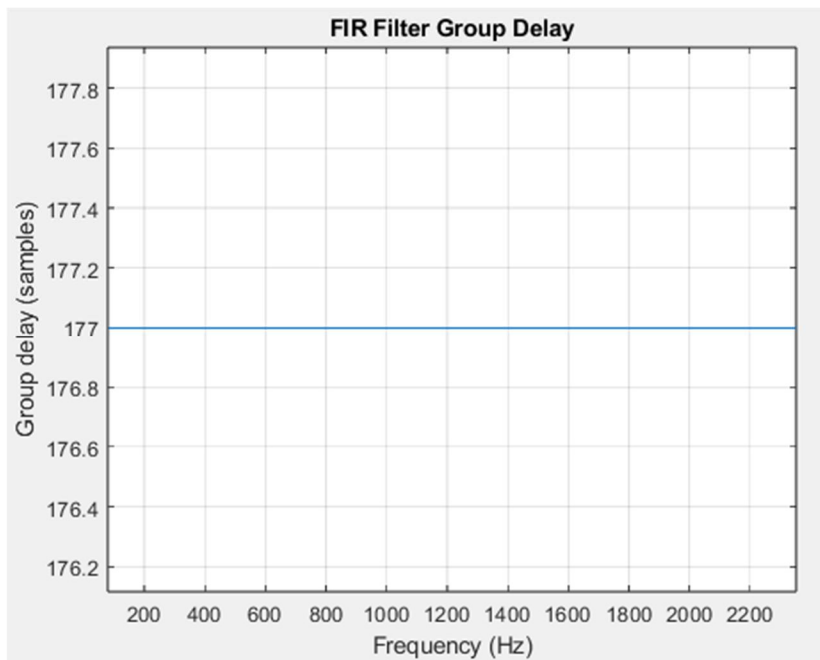
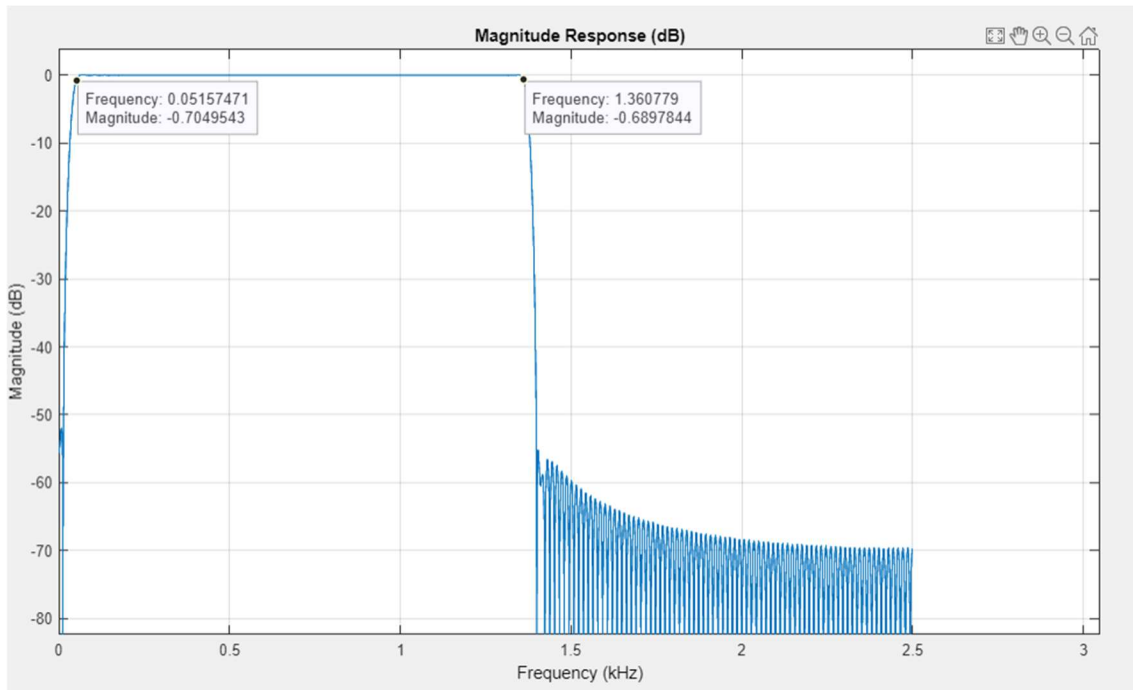
Πριν την ενσωμάτωση του μικροελεγκτή στο παραπάνω κύκλωμα, έγινε η χρήση του εσωτερικού A/D του ψηφιακού παλμογράφου ( EDUX1052A ) με ρυθμό δειγματοληψίας 1.6kS/s. Τα αποτελέσματα σε σύγκριση με τον ESP32, εκτιμήθηκαν περισσότερο καθώς παρουσίασαν λιγότερο θόρυβο στην έξοδο. Επιπλέον κρίσιμο βήμα της πειραματικής υλοποίησης είναι και η επιλογή του μετατροπέα για την οδήγηση του σήματος. Συγκεκριμένα, διαπιστώθηκε, από βιβλιογραφικές αναφορές, ότι η χρήση εξωτερικού μετατροπέα ADC (ADS1115) φέρει καλύτερα αποτελέσματα [17] σε σχέση με τον εσωτερικό μετατροπέα που διαθέτει. Στην συνέχεια τα δεδομένα των τιμών εξήχθησαν σε αρχείο .csv και επεξεργάστηκαν στο περιβάλλον του MATLAB για την μετέπειτα μετατροπή τους σε αρχείο ήχου.

## 4.2 Ψηφιακά φίλτρα

### 4.2.1 Ζωνοπερατό FIR φίλτρο

Τεχνικά χαρακτηριστικά:

- Εύρος ζώνης(BW): 1.3kHz.
- Μήκος φίλτρου: 358 συντελεστές (taps) (order 357<sup>th</sup>).
- Τύπος παραθύρου: Hamming.

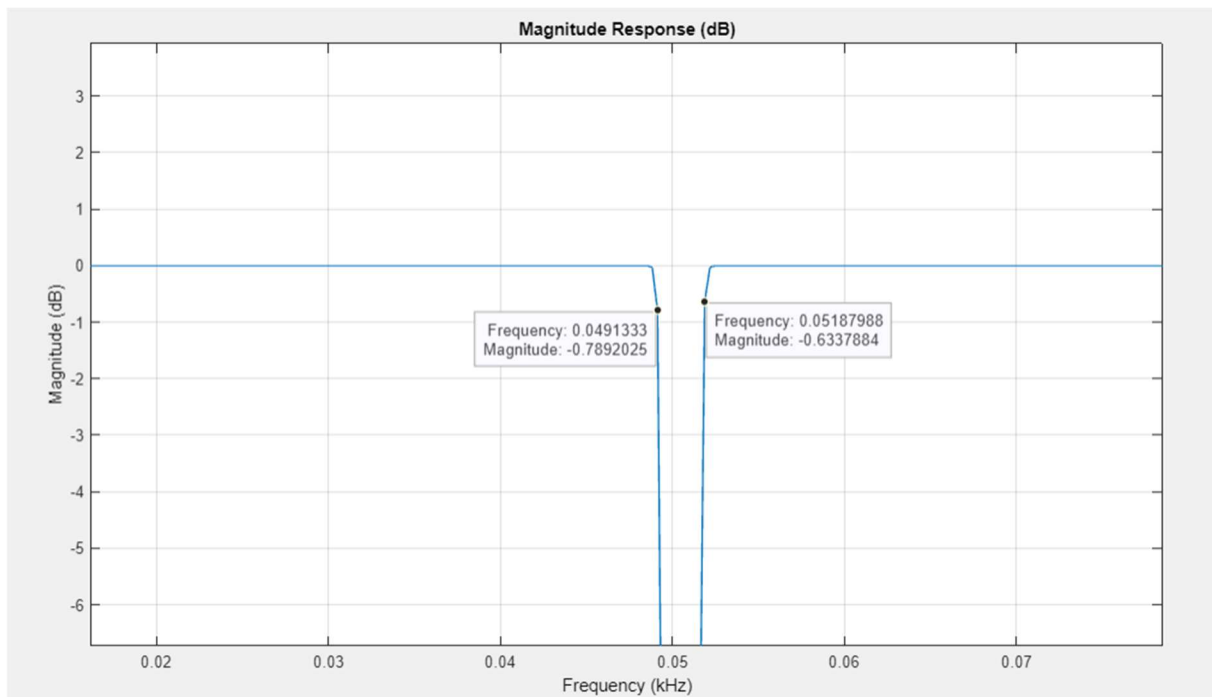
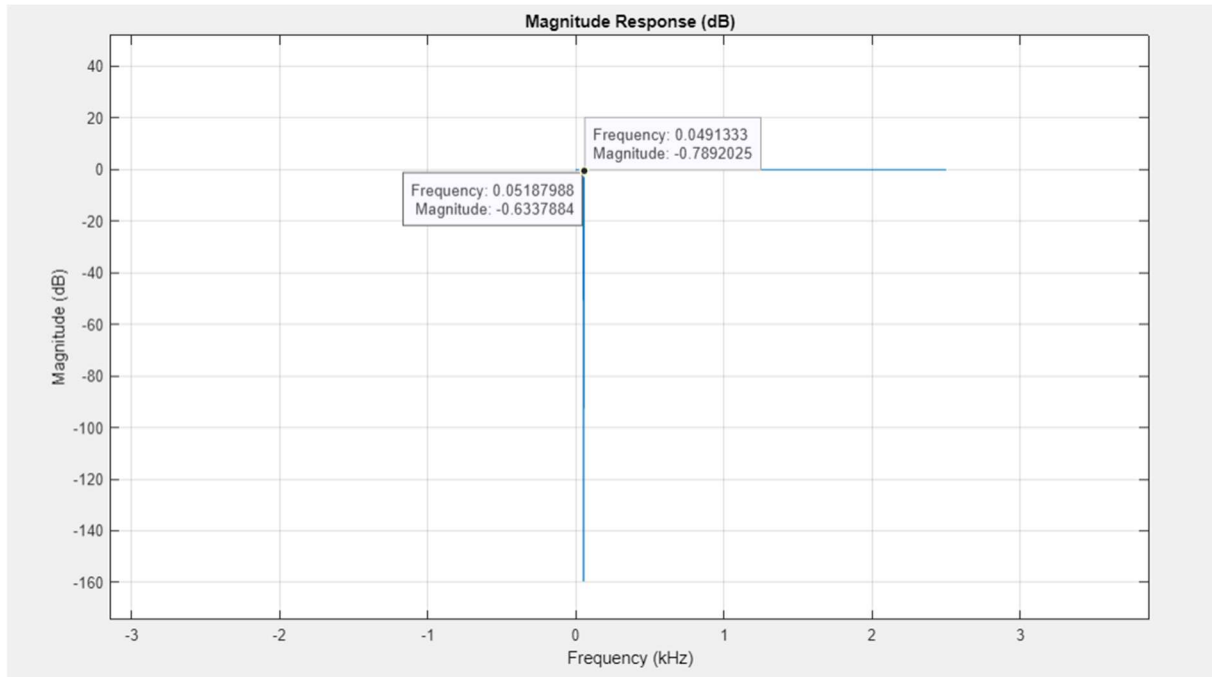


Εικόνα 4.2: Απόκριση και Μαζική καθυστέρηση Ζωνοπερατού FIR φίλτρου.

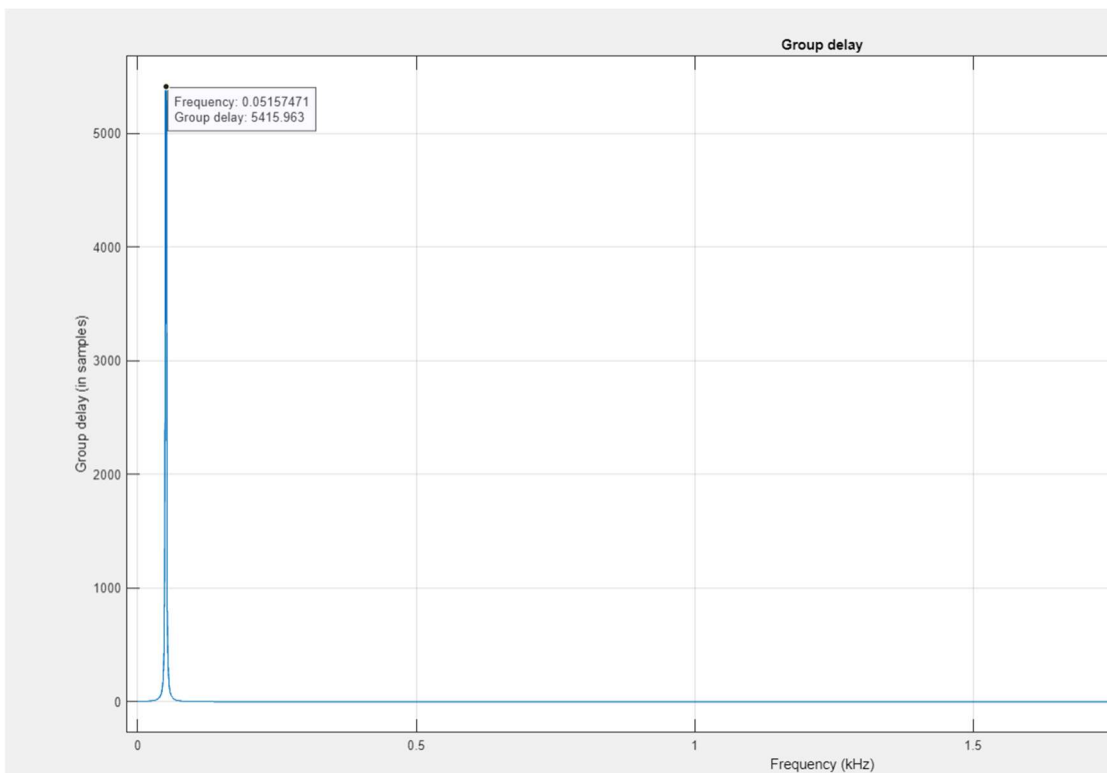
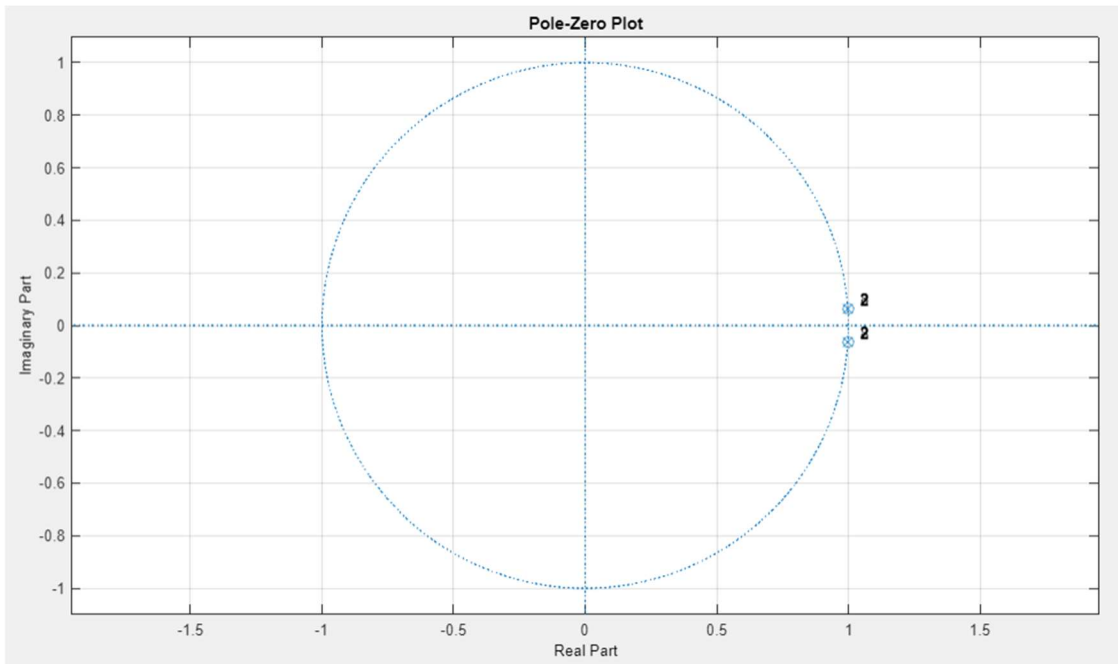
#### 4.2.2 Ζωνοφρακτικό IIR φίλτρο

Τεχνικά χαρακτηριστικά:

- Υλοποίηση: SOS/ biquad cascade
- Αριθμός τμημάτων φίλτρου: 8 biquads( 16<sup>th</sup> order)
- Κεντρική συχνότητα απόρριψης: 50 Hz



Εικόνα 4.3: Απόκριση Ζωνοφρακτικού IIR φίλτρου.



Εικόνα 4.4: Τιμές πόλων-μηδενικών, ομαδική καθυστέρηση Ζωνοφρακτικού IIR φίλτρου.

## 4.3 Διαχείριση δεδομένων και αποθήκευση

### Πρωτόκολλο επικοινωνίας με SD Module

Για την αποθήκευση και την εξαγωγή των δεδομένων χρησιμοποιήθηκε το SD module. Ο κύριος λόγος που χρησιμοποιήθηκε σειριακή επικοινωνία, είναι για πρακτικούς και λειτουργικούς σκοπούς.

Βασική λειτουργία του παρακάτω πειραματικού μοντέλου, είναι η αρχειοθέτηση ηχογραφήσεων όπως φυσικά διαθέτει ένα εμπορικό στηθοσκόπιο, καθώς και η διασύνδεση μεταξύ άλλων συσκευών. Η microSD μπορεί εύκολα να αφαιρεθεί και να τοποθετηθεί σε ένα μεγάλο εύρος καθημερινών συσκευών (υπολογιστές, tablet και smartphone) χωρίς την απαραίτητη ανάγκη εξειδικευμένου εξοπλισμού. Τέλος την καθίσταται αυτόνομη κατασκευή.

Η τελική συχνότητα της σειριακής επικοινωνίας SPI τέθηκε στα 1.6MHz στα πλαίσια βελτιστοποίησης της μεταφοράς των δεδομένων. Στο πλαίσιο μιας καλύτερης και λιγότερο επιβαρυντικής επικοινωνίας, αρχικά δοκιμάστηκε η μεταφορά πολλών μικρών πακέτων απευθείας στην κάρτα SD. Ωστόσο κατά την προσπάθεια αυτή, πραγματοποιήθηκαν αστάθειες στην δειγματοληψία, συγκεκριμένα εντοπίστηκε ένας περιοδικός κρότος με συχνότητα 10Hz (βλ. Εικόνα 7.1). Με την τροποποίηση της λειτουργίας της σειριακής επικοινωνίας( αλλαγή της συχνότητας 16MHz → 1.6MHz) το πρόβλημα επιλύθηκε.

Παρότι η πρώτη μέθοδος θα μπορούσε να διευκολύνει τις απαιτήσεις του ηλεκτρονικού στηθοσκοπίου πιο εύκολα, με μεγαλύτερη καταγραφή και καλύτερη διαχείριση της μνήμης του μικροελεγκτή, στην πράξη δεν ήταν κατάλληλη λόγω του θορύβου που παρουσίαζε. Επομένως, προτιμήθηκε η λύση που περιορίζει την επιβάρυνση του μικροελεγκτή και προσφέρει καλύτερη ανάλυση του φάσματος.

## Κεφάλαιο 5: Μηχανικός σχεδιασμός και εργονομία

### 5.1 Σχεδίαση 3D CAD Design

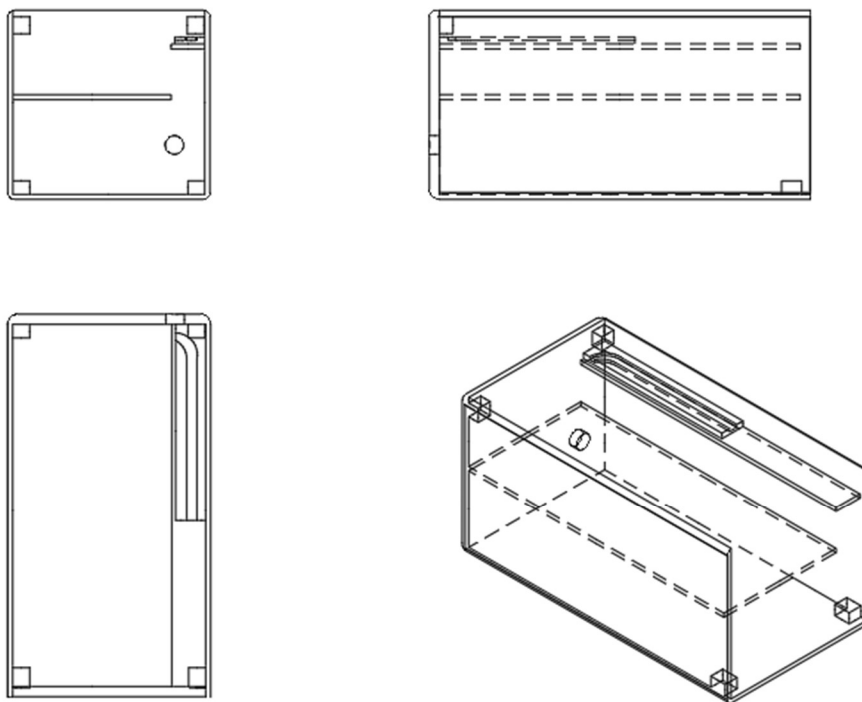
Η μηχανολογική σχεδίαση υλοποιήθηκε στο SolidWorks, τα χαρακτηριστικά που αποτυπώνονται αποτελούν μέρος προσωπικού σχεδιασμού, με κύρια αναφορά τα εμπορικά μοντέλα.

Κύριος λόγος σχεδίασης, αποτέλεσε η στήριξη της πυκνωτικής κάψας, καθώς και η δημιουργία ενός κελύφους που ενσωματώνει και προστατεύει συνολικά την διάταξη που υλοποιήθηκε. Κατά τον σχεδιασμό χρησιμοποιήθηκαν μέρη των γνωστικών στοιχείων σχετικά με την διάδοση του ήχου, κύριο μειονέκτημα του επιχειρήματος αυτού ήταν η ποιότητα του υλικού κατασκευής.

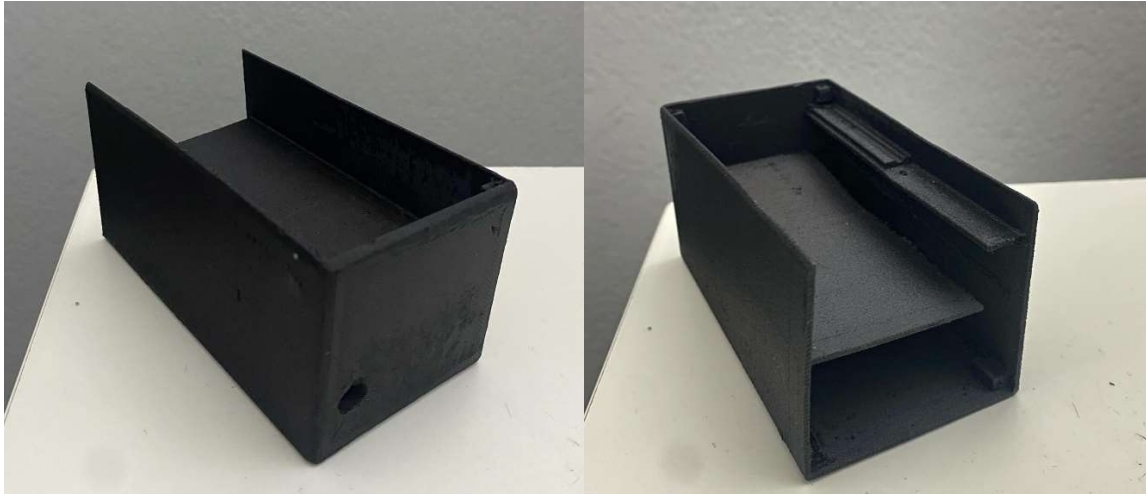
Η υλοποίηση στην συνέχεια ολοκληρώθηκε με την χρήση τρισδιάστατου εκτυπωτή (Bambu Lab X1-Carbon), το υλικό της εκτύπωσης που επιλέχθηκε είναι ASA.

Οι παράμετροι που επιλέχθηκαν είναι, η πλέξη μεταξύ των τοιχωμάτων να έχει όσο το δυνατόν περισσότερες στρώσεις γίνεται. Έτσι ώστε να επιτύχουμε καλύτερη μόνωση στον εσωτερικό θάλαμο του μικροφώνου / ακουστικού.

#### 5.1.1 Εξωτερικό περίβλημα - κέλυφος



Εικόνα 5.1: Οπτική απεικόνιση εξωτερικού περιβλήματος.



Εικόνα 5.2: 3D εκτύπωση εξωτερικού περιβλήματος.

### Χαρακτηριστικά

- 115.0 x58.5 x55.0 mm
- (Ύψος διαχωριστικού: 28.5mm)
- $Y_1$ : 27mm  $Y_2$ : 25mm
- Εσοχή Αγωγού καλωδίων: 52mm

Το παρόν μοντέλο σχεδιάστηκε συνδυαστικά με την εφαρμογή μας, απαρτίζεται από δύο μέρη καθώς και υπάρχει ένα διαχωριστικό στο μέσο, όπου διαχωρίζει το κύριο μέρος ESP32 / SD module / PCB από τη πηγή τροφοδοσίας (2x18650 3.7V Li-on) .

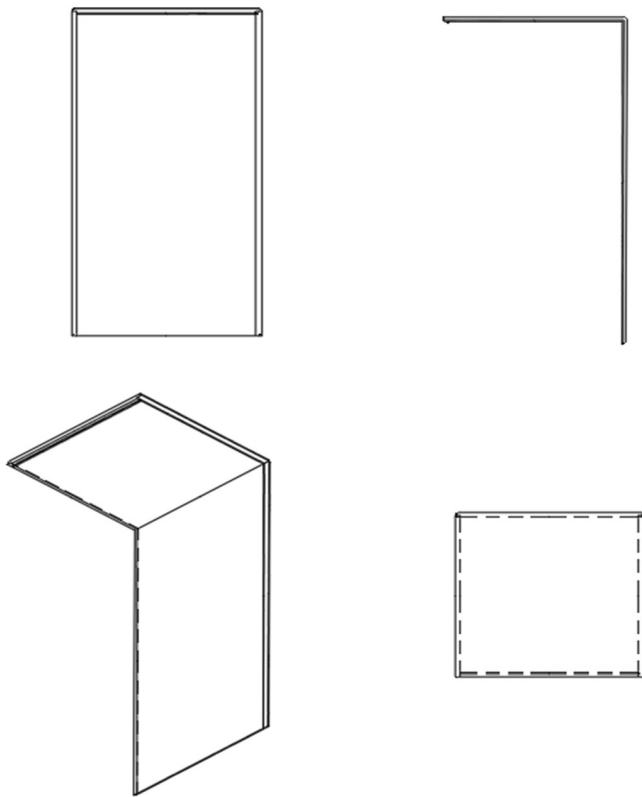
\*Ύψος διαχωριστικού: 28.5mm\*

Στην πρώτη όψη παρατηρούμε και μια οπή στο πίσω μέρος της κατασκευής διαμέτρου 6mm.

Επιπλέον το πάχος των πλαϊνών τοιχίων είναι 1.5mm και του τοιχίου με την οπή 2.0mm.

Επιπλέον, υπάρχει σε συγκεκριμένα σημεία υποστήριξης βίδας, για την σύνδεση των μεταξύ κομματιών εξωτερικό καπάκι - κέλυφος.

### 5.1.2 Εξωτερικό καπάκι - περιβλήματος



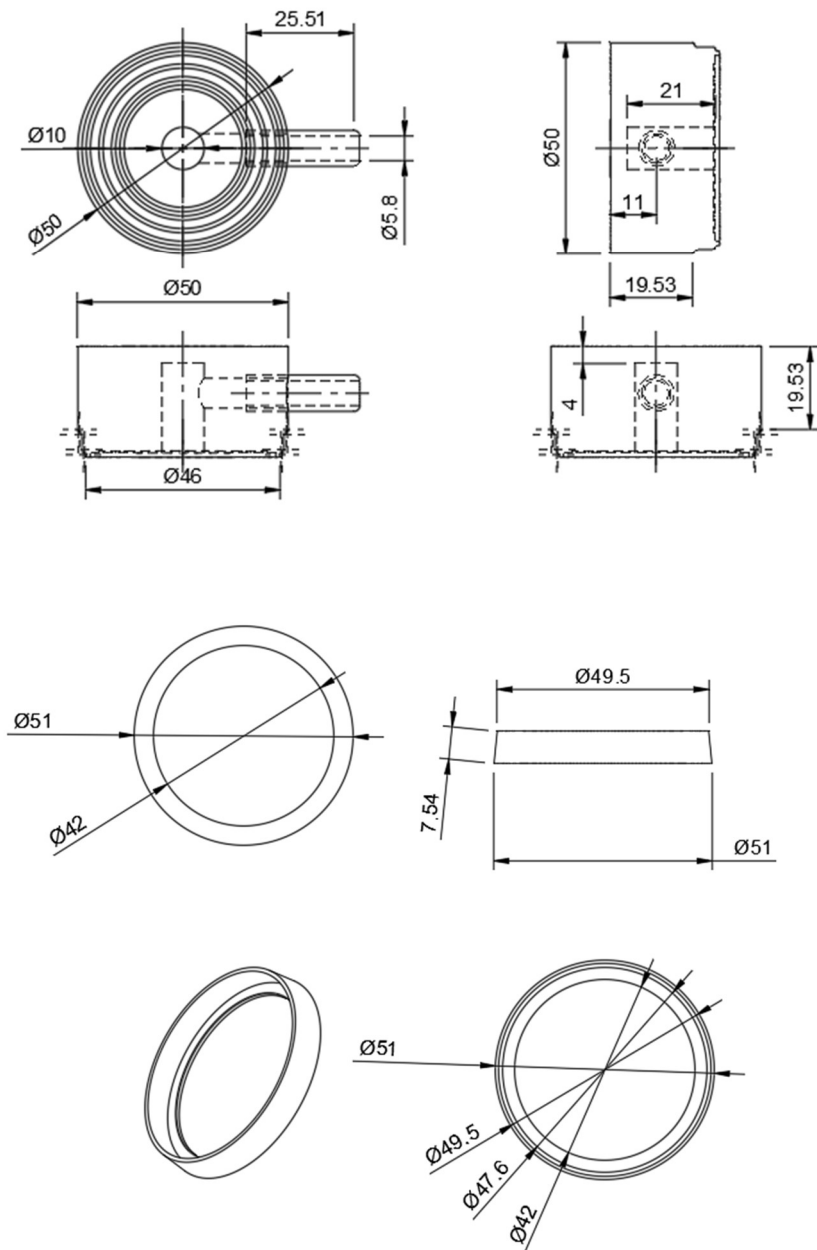
\*Διαστάσεις 60.0 x115.0 x57.0 mm\*

Εικόνα 5.3: Οπτική απεικόνιση εξωτερικού περιβλήματος.



Εικόνα 5.4: 3D εκτύπωση εξωτερικού περιβλήματος.

### 5.1.3 Διάφραγμα

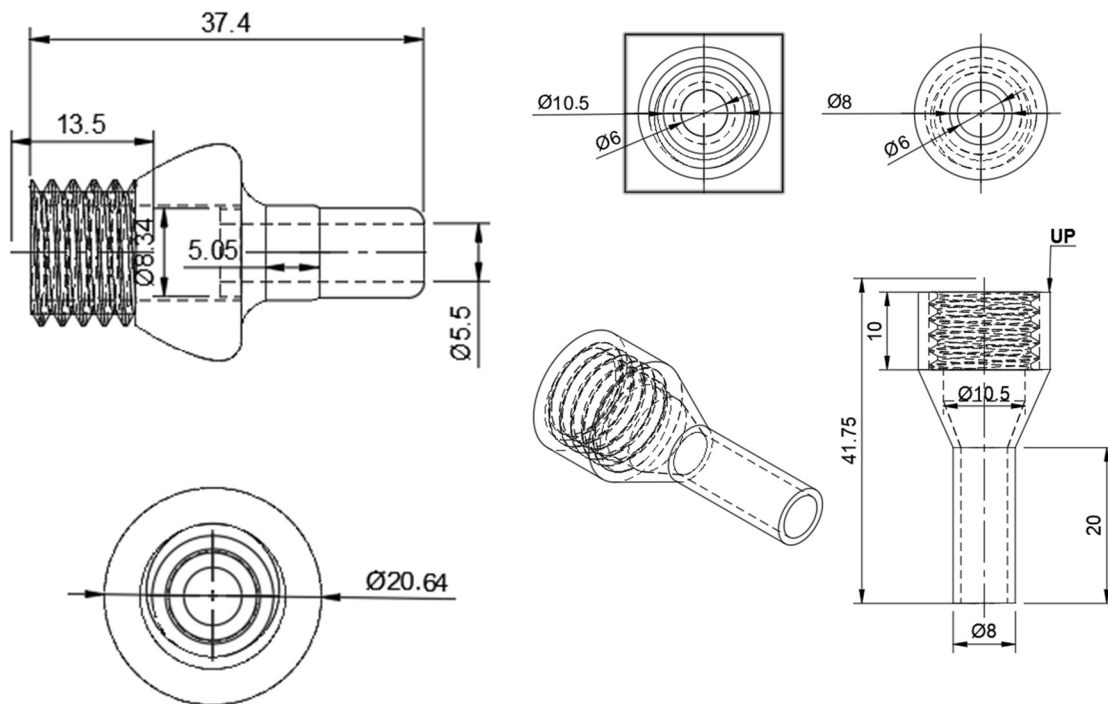


Εικόνα 5.5: Κατασκευαστικό σχέδιο κώδωνα και διαφράγματος.



Εικόνα 5.6: Εκτυπωμένο σχέδιο 3D κώδωνα και διαφράγματος.

#### 5.1.4 Υποστήριξη κάψας μικροφώνου



Εικόνα 5.7: Κατασκευαστικό σχέδιο Αρσενικού και θηλυκού μέρους για την στήριξη της πυκνωτικής κάψας.



Εικόνα 5.8: Εκτύπωση 3D σχεδίου Αρσενικού και θηλυκού μέρους για την στήριξη της πυκνωτικής κάψας.

## 5.2 Συναρμολόγηση επιμέρους κομματιών

### Κατασκευή και συναρμολόγηση

Η συναρμολόγηση των επιμέρους κομματιών πραγματοποιήθηκε με στόχο την μηχανική στήριξη και την προστασία της ηλεκτρονικής διάταξης. Η παραπάνω σχεδίαση οργανώθηκε με τέτοιο τρόπο έτσι ώστε να είναι δυνατή η εξαγωγή των επιμέρους κομματιών και ο έλεγχος.

- Έλεγχος και καθάρισμα εκτυπωμένων κομματιών: αφαίρεση υλικού στήριξης και έλεγχος εφαρμογής με τα υπόλοιπα μέρη σύνδεσης (Κώδωνας-Διάφραγμα).
- Σχεδίαση υποστηρίγματος επιλεγμένης κάψας: Δημιουργία έδρας μικροφώνου, για την ασφάλιση / αποφυγή κραδασμών, πιθανών ανοχών που θα υπήρχαν.
- Υποσύστημα Κώδωνα - Διαφράγματος: Στο πλαίσιο του σχεδιασμού, πραγματοποιήθηκε έρευνα μετάδοσης του ακουστικού σήματος.
- Τυπωμένο κύκλωμα (PCB) και ESP32: Υβριδική αναλογική διάταξη με ανεξάρτητη τροφοδοσία, διασύνδεση με ESP32 και αποθήκευση του ήχου σε εξωτερική μονάδα SD card.
- Τελικός έλεγχος: επιβεβαίωση σωστής εφαρμογής και έλεγχος σταθερής λειτουργίας.

## 5.3 Παρατηρήσεις κατά την υλοποίηση

- Δεν υπήρχε ευλυγισία του ελαστικού σωλήνα, με αποτέλεσμα να τα μετατοπίζεται το υπόλοιπο μέρος σύνδεσης του καλωδίου.
- Ανεπαρκής μηχανική στήριξη του καλωδίου του μικροφώνου για την αποφυγή απότομων τραβηγμάτων.
- Το υλικό της εκτύπωσης δεν μας βοήθησε ιδιαίτερα για την απομόνωση των ήχων.
- Ανεπαρκής στεγανότητα: είσοδος αέρα στο μέρος μεταξύ διαφράγματος και στο σημείο επαφής, με αποτέλεσμα την μείωση της αποδοτικότητας.

## Κεφάλαιο 6: Πειραματικά αποτελέσματα και αξιολόγηση

### 6.1 Διαδικασία υλοποίησης πειράματος

#### Συνοπτική παρουσίαση σταδίων υλοποίησης

Η υλοποίηση του πειράματος που επιχειρήθηκε στο πλαίσιο της παρούσας εργασίας, αποτελείται από μία σειρά βημάτων / σταδίων, όπως αυτά που κατηγοριοποιούνται και απαριθμούνται παρακάτω. Η αναφορά των σταδίων υλοποίησης κρίνεται σημαντική για την καλύτερη κατανόηση αυτών καθ' εαυτών των πειραματικών αποτελεσμάτων.

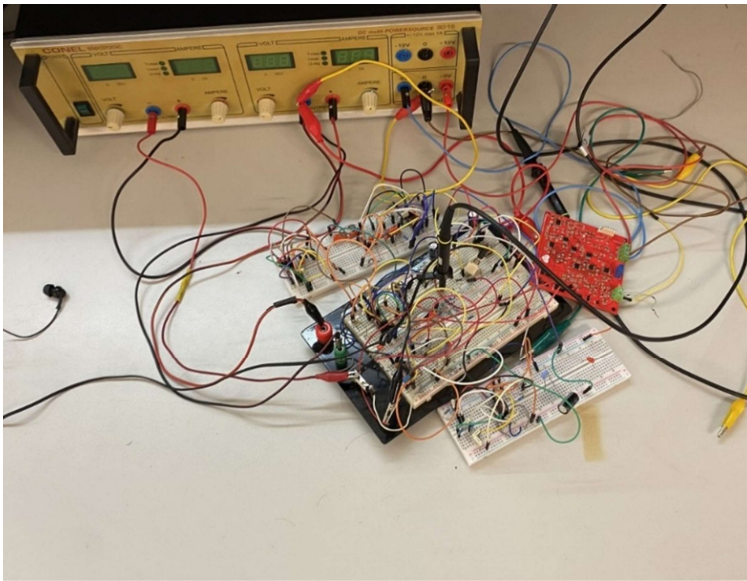
#### Πριν την υλοποίηση του τυπωμένου κυκλώματος, υλοποίηση σε breadboard:

- Προσαρμογή μικροφώνου και τεχνική δοκιμασία απόρριψης κοινού θορύβου με την παρουσία δυο όμοιων μικροφώνων.
- Λήψη των πρώτων δειγμάτων, με προσαρμογή του μικροφώνου εντός ενός περιφερειακού εξαρτήματος («ελιά / ear tips» ακουστικών).
- Δοκιμασία αναλογικών φίλτρων και αξιολόγηση ήχου με διασύνδεση ακουστικών στην έξοδο του συστήματος.
- Προσαρμογή του μικροφώνου, εντός του ακουστικού σωλήνα( 60-70 εκατοστά από τον κώδωνα).
- Κατάληξη τελικών αναλογικών φίλτρων, δειγματοληψία μέσω του παλμογράφου.
- Δοκιμαστική λειτουργία με απόσταση μεταξύ των δύο: αναλογικό μέρος σε breadboard και ESP32 + SD mod σε διαφορετικό breadboard (βλ. Εικόνα 6.2).
- Έλεγχος δυνατοτήτων και καταληκτική τελική επιλογή λειτουργίας του ESP32.
- Σχεδιασμός ψηφιακών φίλτρων FIR και IIR.
- Δημιουργία πηγαίου κώδικα, δειγματοληψία και εξαγωγή αρχείων ήχου.

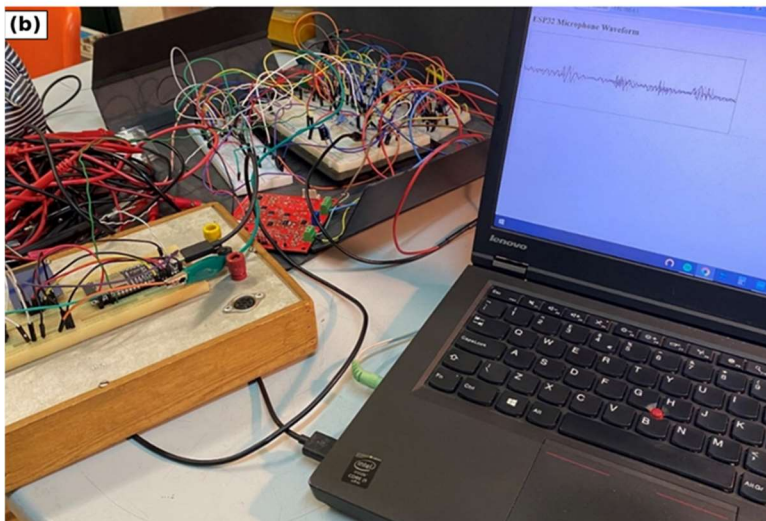
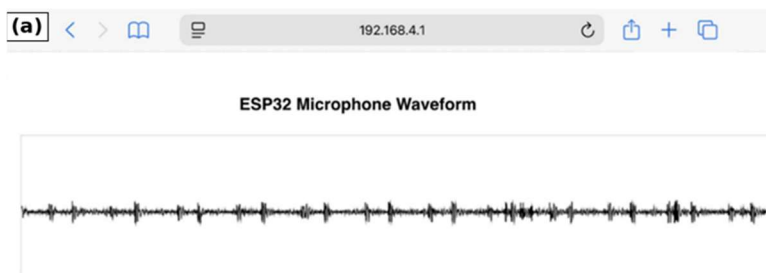
#### Έλεγχος λειτουργίας σε τυπωμένο κύκλωμα.

- Έλεγχος λειτουργίας με ανεξάρτητη τροφοδοσία και με τροφοδοτικό πάγκου.
- Ανάλυση θορύβων EMI (σειριακή επικοινωνία, οθόνη παλμογράφου και ευαισθησία κυκλώματος).
- Τροποποίηση σειριακής επικοινωνίας και σχετικού κώδικα ESP32.
- Δειγματοληψία και εξαγωγή αρχείων ήχου με ανεξάρτητη τροφοδοσία, σε τέσσερα σημεία ακρόασης (τριγλώχινα μιτροειδής, πνευμονική και αορτική).

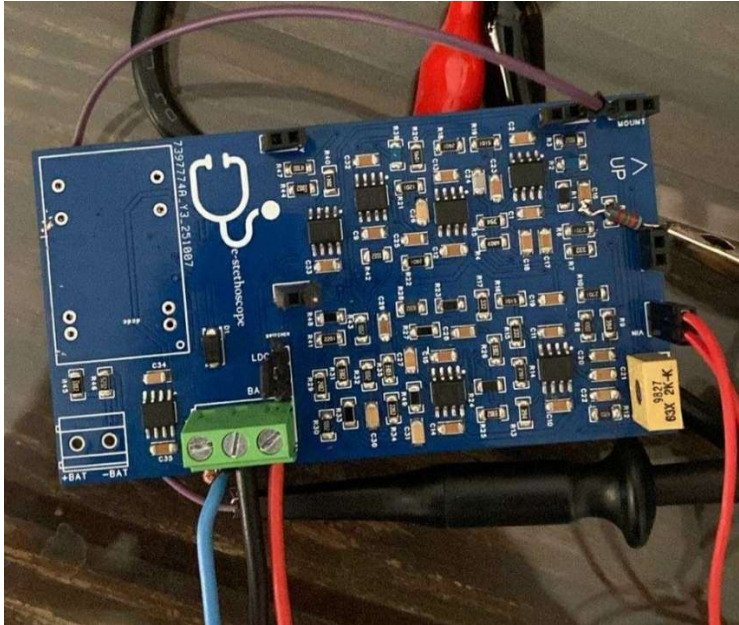
## 6.2 Πειραματική διάταξη



Εικόνα 6.1: Πλήρης αναλογική διάταξη ηλεκτρονικού στηθοσκοπίου σε Breadboard.



Εικόνα 6.2: Ενσωμάτωση ESP32 και παρακολούθηση καρδιακών παλμών δια μέσου τοπικού δικτύου.



Εικόνα 6.3: Λειτουργία τυπωμένου κυκλώματος με τροφοδοτικό πάγκου.



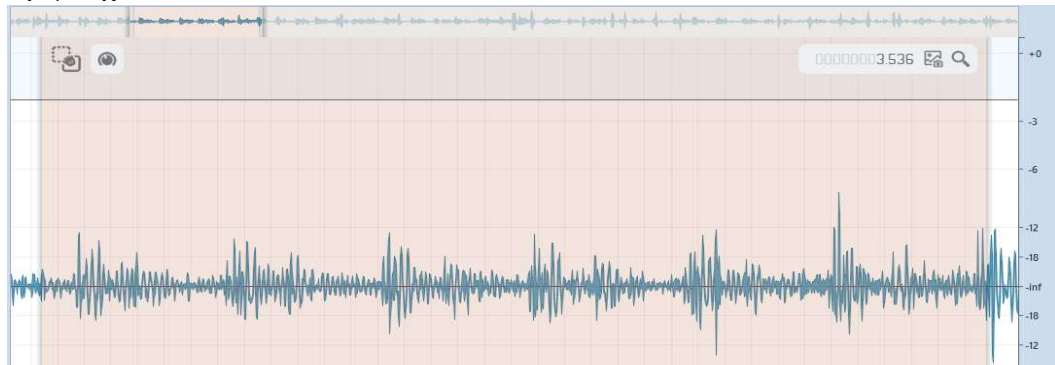
Εικόνα 6.4: Ολοκληρωμένη κατασκευή πειραματικής υλοποίησης.

### 6.3 Μετρήσεις σε πραγματικές συνθήκες

Σε μια πρώτη απεικόνιση θα αναδείξουμε τα πειραματικά αποτελέσματα στις τέσσερις περιοχές λειτουργίας, έπειτα θα αναδείξουμε και του εμπορικού μοντέλου (Littmann 3200) την ποιότητα / ανάλυση που φέρει κατά την διάρκεια μιας κλινικής εξέτασης. Το παρόν αρχείο του εμπορικού μοντέλου αποκτήθηκε από μια συγκεντρωτική λίστα κλινικών εξετάσεων / ηχητικών αρχείων για την εκπαίδευση νευρωνικού μοντέλου (βλ. Εικόνα 6.7) [18].

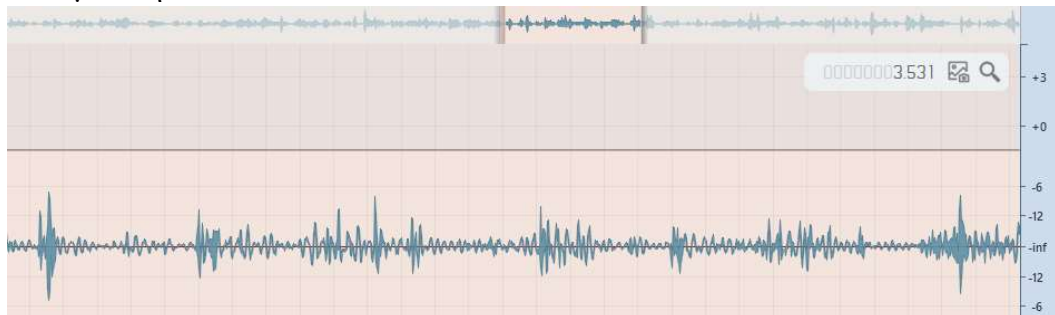
Τέσσερις περιοχές λειτουργίας (βλ. Εικόνα 2.2)

➤ Τριγλώχινα

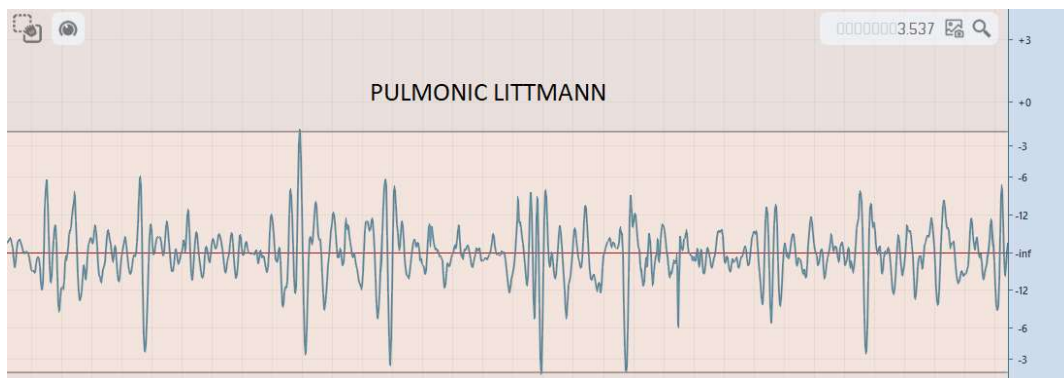


Εικόνα 6.5

➤ Πνευμονική



Εικόνα 6.6



Εικόνα 6.7 [15]

➤ Αορτική



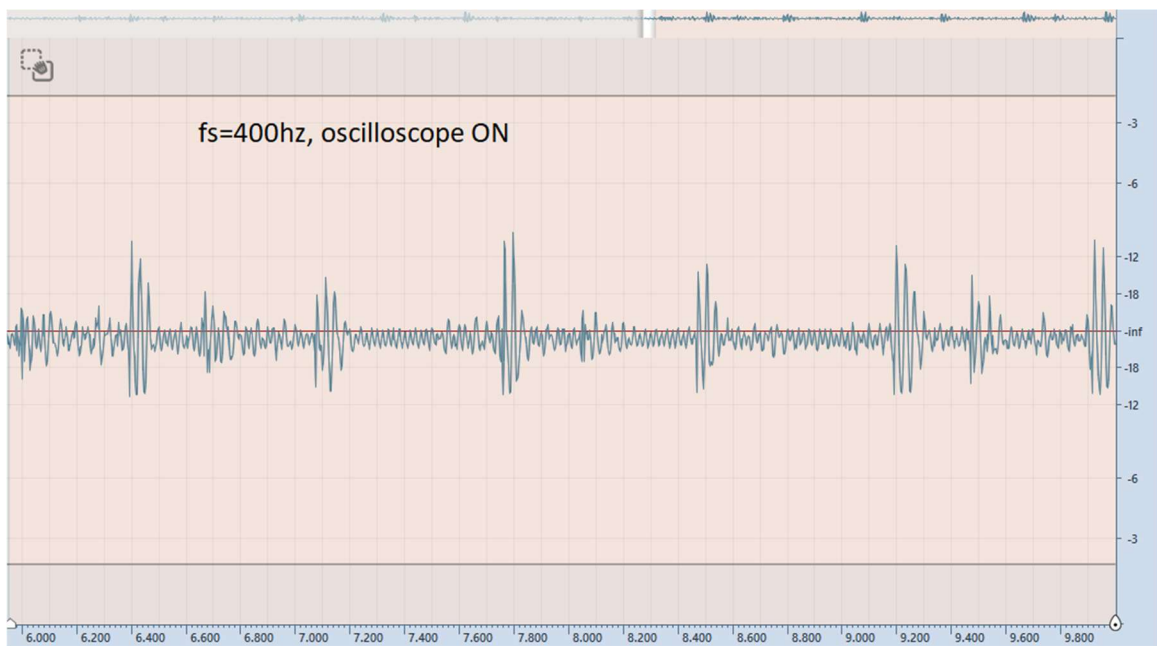
Εικόνα 6.8

➤ Μιτροειδής



Εικόνα 6.9

**Ανάδειξη EMI θορύβου πειραματικού μοντέλου με ανοιγτό / κλειστό παλμογράφο**



Εικόνα 6.10



Εικόνα 6.11

## 6.4 Συγκριτική ανάλυση

### Αξιολόγηση ήχων

Στις Εικ.6.5-6.9 παρουσιάζονται ενδεικτικά αποσπάσματα PCG καταγραφών συγκεκριμένα από το πειραματικό στηθοσκόπιο στα τέσσερα σημεία ακρόασης (Τριγλώχινα, Πνευμονική, Αορτική και Μιτροειδής). Τα χαρακτηριστικά του ατόμου μέτρησης στο πειραματικό μοντέλο, είναι 25 ετών άρρεν χωρίς κάποιο παθολογικό εύρημα, επιπλέον για την σύγκριση των μεταξύ μοντέλων επιλέχθηκε για την ανάδειξη ποιότητας του εμπορικού στηθοσκοπίου, άτομο πλησιέστερης ηλικίας (27 ετών-θήλυ). Η συχνότητα δειγματοληψίας των καταγραφών είναι, στην πρώτη περίπτωση 5.0 kHz και στην δεύτερη 4.0 kHz.

Η απεικόνιση στο χρονικό πεδίο αναδεικνύει την περιοδικότητα των καρδιακών παλμών καθώς και την μορφολογία των κύριων καρδιακών τόνων (S1-S2). Παράλληλα μπορεί να αξιολογηθεί και η παρουσία θορύβου είτε από περιβάλλοντα αίτια (EMI) είτε από κρουστικές δονήσεις (διαφορετική πίεση μεταξύ σημείου επαφής και διαφράγματος ή απότομες κινήσεις κατά την καταγραφή).

Με την μετατόπιση και καταγραφή του ακουστικού σε διαφορετικά σημεία ακρόασης, παρατηρούμε ότι αλλάζει η συμπεριφορά του ήχου. Ένα βασικό κριτήριο που εξηγεί το φαινόμενο αυτό είναι, η διαφορετική κατανομή ενέργεια των καρδιακών τόνων σε ορισμένα σημεία.

Για παράδειγμα στην αορτική και πνευμονική περιοχή (βλ. Εικόνα 2.2) διαφέρει κατά ένα μεγάλο βαθμό ο καρδιακός τόνος S2 από τον S1, ενώ στην μιτροειδή περιοχή συμβαίνει το ακριβώς αντίθετο.

### Τριγλώχινα (βλ. Εικόνα 6.5)

Παρατηρούμε ένα επαναλαμβανόμενο μοτίβο καρδιακών παλμών με σταθερή χρονική ακολουθία. Η καταγραφή εμφανίζει ένα μέτριο επίπεδο θορύβου ενώ το ωφέλιμο σήμα παραμένει οπτικά διακριτό.

### **Πνευμονική - εμπορικό μοντέλο Littmann 3200 (βλ. Εικόνα 6.7)**

Στην πνευμονική περιοχή του εμπορικού μοντέλου, εμφανίζεται μια υψηλή ευκρίνεια των γεγονότων, γεγονός που προδίδει την σταθερότητα της βάσης του αισθητηρίου και την απουσία ανεπιθύμητων κορυφών (spikes).

### **Αορτική (βλ. Εικόνα 6.8)**

Στην αορτική περιοχή παρατηρείται διακριτή περιοδικότητα. Με αποτέλεσμα να μην μπορεί να γίνει εύκολα η διάκριση του πρώτου ή του δεύτερου καρδιακού τόνου.

### **Μιτροειδής (βλ. Εικόνα 6.9)**

Συνεπώς στην συγκεκριμένη περιοχή παρατηρείται μεγαλύτερη διάκριση των χρονικών διαχωρισμών του S1 - S2 καρδιακών παλμών σε σχέση με τις υπόλοιπες. Υψηλή αντίθεση ως προς τον θόρυβο βάσης, καλύτερη τμηματικοποίηση. Ως αποτέλεσμα προκύπτει η μεγαλύτερη ακρίβεια στην εξαγωγή χαρακτηριστικών.

### **Σχολιασμός (oscilloscope ενεργό / απενεργοποιημένο) (βλ. Εικόνα 6.9 - 6.10)**

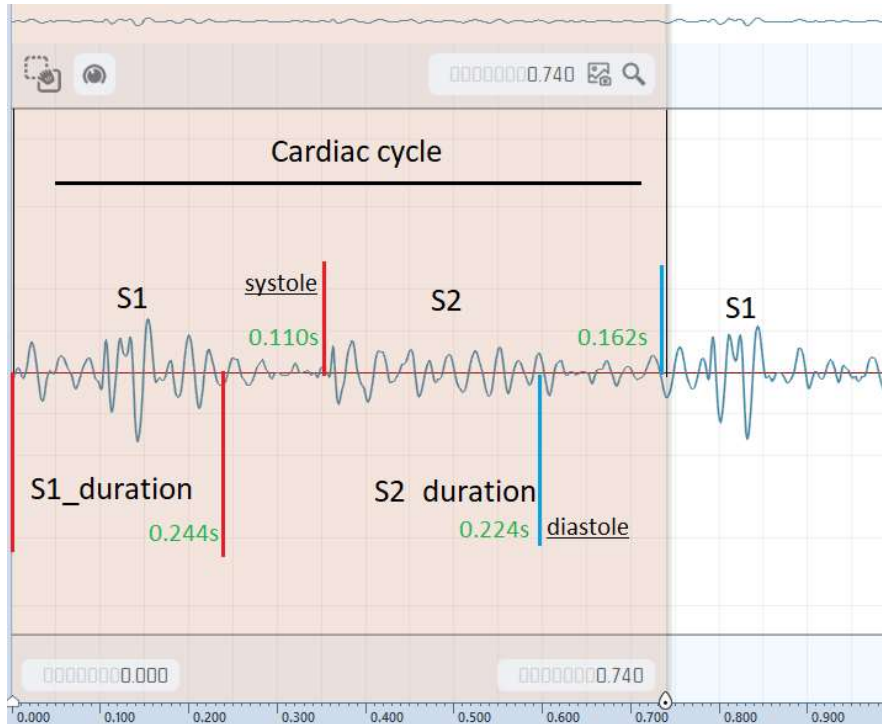
Η παρούσα δειγματοληψία του γραφήματος πραγματοποιήθηκε με εξωτερικό ανεξάρτητο ψηφιακό παλμογράφο, διαφορετικό από όσες υλοποιήσεις έχουν ήδη πραγματοποιηθεί και αναφερθεί στο σχετικό τεχνικό κείμενο.

Επιχειρήθηκε έλεγχος του εργαστηριακού ψηφιακού παλμογράφου για το εάν εισάγει στο ηλεκτρονικό μας σύστημα περαιτέρω θόρυβο. Οι σχετικές εικόνες υποδεικνύουν την παρουσία θορύβου κατά την λειτουργία του εργαστηριακού οργάνου, επιπλέον επισημαίνουμε ότι το σύστημα μας ενδέχεται να επηρεάζεται και να είναι δέκτης περιβαλλοντικών θορύβων.

Συνεπώς ως πρακτικό συμπέρασμα επισημαίνεται ότι ο εργαστηριακός χώρος, μπορεί να μην διαθέτει τις κατάλληλες υποδομές για την διερεύνηση βιοιατρικών σημάτων.

## 6.5 Ανάλυση εξαγόμενων χαρακτηριστικών

Στο παρόν υποκεφάλαιο παρουσιάζεται η τμηματοποίηση του φωνοκαρδιογραφήματος από το πειραματικό πρότυπο. Στόχος της ανάλυσης αποτελεί η ανάδειξη των επιμέρους τμημάτων του [19], καθώς και ο υπολογισμός της καρδιακής συχνότητας (BPM).



Εικόνα 6.11: Τμηματοποίηση φωνοκαρδιογραφήματος.

### Υπολογισμός καρδιακής συχνότητας (HR)

$$HR(\text{minute}) = \frac{60}{\text{Cardiac cycle}} = \frac{60}{0.740} \sim 82bpm$$

### Συνολικοί χρόνοι:

S1\_duration=0.244s

Systole=0.110s

S2\_duration=0.224s

Diastole=0.162s

Cardiac cycle=0.740s

Συστολικό διάστημα  $\rightarrow S1_{duration} + Systole = 0.354s$

Διαστολικό διάστημα  $\rightarrow S2_{duration} + Diastole = 0.386s$

## Κεφάλαιο 7. Συμπεράσματα και μελλοντικές βελτιώσεις

### 7.1 Συμπεράσματα υλοποίησης

Συνολικά, από την υλοποίηση παρατηρήθηκε ότι είναι δύσκολο να επιτευχθεί, ένα ακριβές ως προς την μέτρηση, πραγματικού χρόνου όργανο. Η ανάπτυξη ενός αξιόπιστου οργάνου, αποτελεί την επίγνωση, όχι μόνον του ηλεκτρονικού σχεδιασμού, καθώς και αντίστοιχες θεωρητικές γνώσεις ως προς το σημείο όπου θα εστιάσει το συγκεκριμένο όργανο σχεδιασμού.

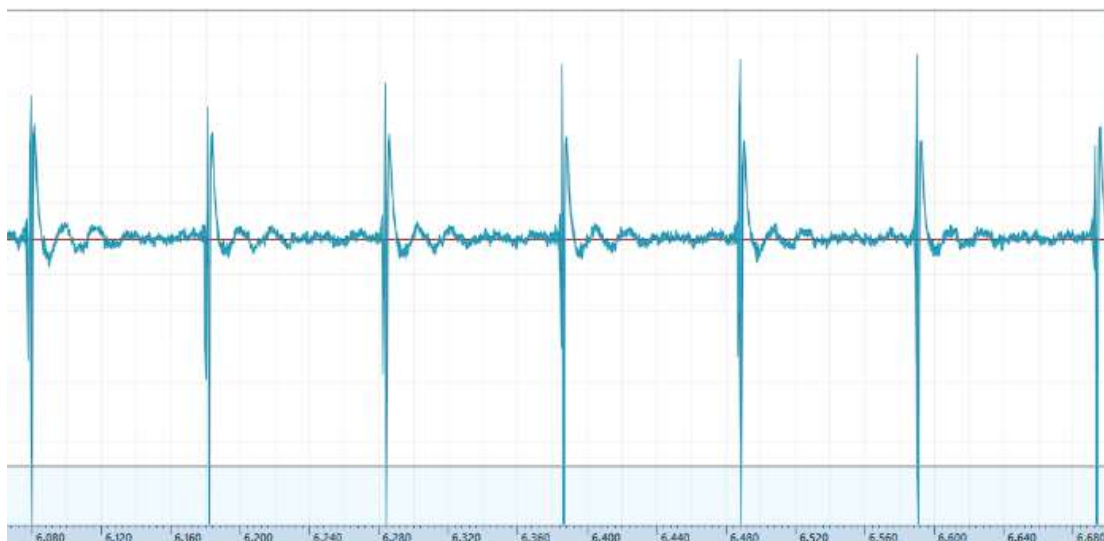
Στα πρώτα στάδια της υλοποίησης αναδείχθηκε η σημασία της θέσης που θα πρέπει να έχει το μικρόφωνο. Παράλληλα διαπιστώθηκε ότι η επιλογή μικροφώνου ως αισθητήριο εισόδου, δεν αποτελεί προσεγγιστική διαδικασία, καθώς και λόγω των ηλεκτρομαγνητικών θορύβων η απόδοση επηρεάζεται σημαντικά.

Έπειτα από την δημιουργία του τυπωμένου κυκλώματος και της σύνδεσης με τον ESP32 παρουσιάστηκε εκ νέου θόρυβος εντός του συστήματος. Συγκεκριμένα όταν τέθηκε σε λειτουργία ο μετατροπέας DC / DC, ανασυντάχθηκε η αρχική ιδέα σχεδίασης του τυπωμένου κυκλώματος, κυρίως σε σημεία όπου θα έπρεπε να υπήρχε διαχωρισμός ψηφιακού-αναλογικού μέρους, κοινός σχεδίαση star-ground για να αποφύγουμε τις μεταβολές στο σημείο αναφοράς γείωσης.

Επιπλέον, διαπιστώθηκε η υψηλή ευαισθησία του συστήματος, και συμπεριλάβαμε shielded καλώδια για την σύνδεση του μικροφώνου και έπειτα για την σύνδεση του μικροελεγκτή με την εξωτερική μονάδα αποθήκευσης. Κατά την δοκιμή της πρώτης καταγραφής, έπειτα από την εγκατάστασή όλων των επιμέρους στοιχείων εντός της μηχανικής κατασκευής, διαπιστώθηκε περιοδικός παλμός (0.105 ms).

Για την αντιμετώπιση του συγκεκριμένου φαινομένου, τροποποιήθηκε ο τρόπος αποστολής των δειγμάτων, καθώς διαπιστώθηκε ότι ο προηγούμενος τρόπος επικοινωνίας λειτουργούσε ως «κεραία» με αποτέλεσμα το τμήμα εισόδου να λειτουργεί ως δέκτης ανεπιθύμητων συχνοτήτων.

Τέλος, η διασύνδεση διαφορετικών διατάξεων κρίθηκε κρίσιμη και απαραίτητη για τον έλεγχο και την ολοκλήρωση του πειραματικό μοντέλου.



Εικόνα 7.1: Περιοδικός θόρυβος από την μεταξύ επικοινωνία ESP32 - SD module.

## 7.2 Τεχνικά πλεονεκτήματα και περιορισμοί

### Πλεονεκτήματα

- Χαμηλό κόστος υλοποίησης.
- Αυτονομία.
- Υβριδική επεξεργασία σήματος (αναλογική + ψηφιακή).
- Επιλογή πηγής τροφοδοσίας.
- Αποθήκευση δεδομένων και δυνατότητα αρχειοθέτησης.
- Δυνατότητα προσθήκης επιπλέον εφαρμογών ESP32.
- Παραμετροποιημένη σχεδίαση τυπωμένου κυκλώματος (PCB).

### Περιορισμοί

- Περιορισμοί αισθητήρα: Τα χαρακτηριστικά του μικροφώνου / αισθητήριου εισόδου δεν καθιστούν ιδανικά για την καταγραφή χαμηλών συχνοτήτων.
- Εξωγενή πηγές θορύβου (EMI, Common Noise 50 Hz).
- Περιορισμός ανάλυσης ADC μετατροπέα.
- Μηχανική κατασκευή: η ποιότητα ακρόασης επηρεάζεται αρνητικά κατά την εφαρμογή στο σώμα (π.χ. έλλειψη στεγανοποίησης, ασταθής επαφή).
- Αποθήκευση δεδομένων: ανάλογα με το μέσο, περιορίζεται ο ρυθμός δειγματοληψίας και ο χρόνος καταγραφής.

## 7.3 Μελλοντικές βελτιώσεις

- Χρήση εξωτερικής μονάδας ADC.
- Χρήση πιεζοηλεκτρικού αισθητήρα.
- Χρήση πιεζοηλεκτρικού αισθητήρα ως αισθητήριο εισόδου.
- Βελτίωση τροφοδοσίας και αναφοράς: Επιλογή μετατροπέα DC / DC για βιοιατρικές εφαρμογές, χαμηλό ποσοστό εισαγωγής θορύβου.
- Βελτιστοποίηση διάταξης τυπωμένου κυκλώματος (PCB): Δημιουργία star - ground, choke πλησίον του μετατροπέα και ανασχεδιασμός της πλακέτας με ένα επιπλέον Layer για τον διαχωρισμό των γραμμών τροφοδοσίας.
- Ενσωμάτωση peak detector: Ανάπτυξη αλγορίθμου ανίχνευσης καρδιακών τόνων S1 - S2, αυτόματη εξαγωγή καρδιακών παλμών (BPM).
- Διασύνδεση με MATLAB και εκπαίδευση μοντέλου: Προεπεξεργασία εξαγόμενων αρχείων ήχου και εκπαίδευση μοντέλου για ταξινόμηση αυτών (φυσιολογικό / παθολογικό).
- Χρήση FPGA: Για επίτευξη του real-time processing (FFT [20], denoising), αποφυγή χρονοκαθυστερήσης σε σχέση με ένα μικροελεγκτή.
- Ανάπτυξη εφαρμογής (mobile / desktop): Real - time καταγραφή, δυνατότητα επιλογής λειτουργίας (bell / diaphragm, ενίσχυση / εξασθένηση). Δημιουργία προφίλ ασθενή με χρονικά αρχειοθετημένες καταγραφές.
- Ανάπτυξη λειτουργικού συστήματος με ανεξάρτητη οθόνη για την ανάδειξη καρδιοπνευμονικών παλμών.

- Απομακρυσμένη μεταφορά δεδομένων και παρακολούθηση σε πραγματικό χρόνο κυματομορφής.

## ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- [1] National Research Council (US) Committee on Disability Determination for Individuals with Hearing Impairments; Dobie RA, Van Hemel S, editors. Hearing Loss: Determining Eligibility for Social Security Benefits. Washington (DC): National Academies Press (US); 2004. 2, Basics of Sound, the Ear, and Hearing.
- [2] Παναγιώτης Τζιτζής, “Ανατομία καρδιαγγειακού”, EKABeClass, 2025 [https://www.ekab.gr/eClass/modules/document/file.php/IEK\\_THES102/%CE%91%CE%BD%CE%B1%CF%84%CE%BF%CE%BC%CE%AF%CE%B1%20%CE%BA%CE%B1%CF%81%CE%B4%CE%B9%CE%B1%CE%B3%CE%B3%CE%B5%CE%B9%CE%B1%CE%BA%CE%BF%CF%8D.pdf](https://www.ekab.gr/eClass/modules/document/file.php/IEK_THES102/%CE%91%CE%BD%CE%B1%CF%84%CE%BF%CE%BC%CE%AF%CE%B1%20%CE%BA%CE%B1%CF%81%CE%B4%CE%B9%CE%B1%CE%B3%CE%B3%CE%B5%CE%B9%CE%B1%CE%BA%CE%BF%CF%8D.pdf)
- [3] Ganesan, P. Characterization of Cardiac Electrogram Signals during Atrial Fibrillation. Master’s Thesis, RIT, Henrietta, NY, USA, 2015
- [4] Phanphaisarn, W. & Roeksabutr, Athikom & Wardkein, Paramote & Koseeyaporn, J & Yupapin, Preecha. (2011). Heart detection and diagnosis based on ECG and EPCG relationships. Medical devices (Auckland, N.Z.). 4. 133-44. 10.2147/MDER.S23324.
- [5] Guyton, A.C., & Hall, J.E. (2016). *Textbook of Medical Physiology* (13th ed.). Elsevier
- [6] Καρκούλιας, Κ., Φυσική εξέταση – Ακρόαση (Ενότητα 2: Φυσική εξέταση – Ιστορικό) Πανεπιστήμιο Πατρών, Σχολή Επιστημών Υγείας, Τμήμα Ιατρικής, 2026
- [7] Rocha, B.M.; Pessoa, D.; Marques, A.; Carvalho, P.; Paiva, R.P. Automatic Classification of Adventitious Respiratory Sounds: A (Un)Solved Problem? Sensors 2021, 21, 57. <https://doi.org/10.3390/s21010057>
- [8] Sarkar M, Madabhavi I, Niranjana N, Dogra M. Auscultation of the respiratory system. *Ann Thorac Med.* 2015;10(3):158-168. doi:10.4103/1817-1737.160831
- [9] Zenk G 1994 Stethoscopic detection of lung sounds in high noise environments MS Thesis West Lafayette, IN, Purdue University
- [10] G.Nelson, Stethoscope Design for Auscultation in High Noise Environments, Ph.D, dissertation, University of Minnesota, 2015
- [11] Weiss D, Erie C, Butera J 3rd, Copt R, Yeaw G, Harpster M, Hughes J, Salem DN. An in vitro acoustic analysis and comparison of popular stethoscopes. *Med Devices (Auckl)*. 2019 Jan 15;12:41-52. doi: 10.2147/MDER.S186076. PMID: 30697087; PMCID: PMC6339642.
- [12] Abella M, Formolo J, Penney DG. Comparison of the acoustic properties of six popular stethoscopes. *J Acoust Soc Am.* 1992;91(4 Pt 1):2224-2228. doi:10.1121/1.403655
- [13] G. Nelson and R. Rajamani, "Improved auscultation with a stethoscope using model inversion for unknown input estimation," 2016 American Control Conference (ACC), Boston, MA, USA, 2016, pp. 3970-3975, doi: 10.1109/ACC.2016.7525533.

- [14] Texas Instruments. (2002). Active Filter Design Techniques (Application Report SLOA088)
- [15] Analog Devices. (2006). Analog filters (Chapter 8: Standard responses and design tables). In Basic Linear Design (pp. 8.49–8.50). Norwood, MA: Analog Devices
- [16] [https://documentation.espressif.com/esp32-s3-wroom-1\\_wroom-1u\\_datasheet\\_en.pdf](https://documentation.espressif.com/esp32-s3-wroom-1_wroom-1u_datasheet_en.pdf)
- [17] Espinosa Gavira, Manuel & Agüera-Pérez, Agustín & Sierra-Fernández, José & de la Rosa, Juan José & Palomares-Salas, José & Florencias-Oliveros, Olivia. (2022). Design and Test of a High-Performance Wireless Sensor Network for Irradiance Monitoring. *Sensors*. 22. 10.3390/s22082928.
- [18] Fraiwan, Mohammad; ibnian, ali; Haider, Nishi (2025), “A Dataset of Heart Sound Regurgitation of Patients with Heart Valve Disorders ”, Mendeley Data, V1, doi: 10.17632/jfbdvjw6sf.1
- [19] Safara, Fatemeh & Doraisamy, Shyamala & Azman, Azreen & Jantan, Azrul & Ranga, Asri. (2013). Multi-level basis selection of wavelet packet decomposition tree for heart sound classification. *Computers in biology and medicine*. 43. 1407-14. 10.1016/j.combiomed.2013.06.016.
- [20] Brusco, Matias & Nazeran, Homayoun. (2004). Digital phonocardiography : A PDA-based approach. Conference proceedings : ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference. 3. 2299-302. 10.1109/IEMBS.2004.1403668.

## **ΚΩΔΙΚΑΣ**

### MATLAB

```
data= csvread('samples_osc.csv');
fs=5000;
data=data/max(abs(data(:)));
audiowrite('auscul1.wav', data, fs);
```

### ESP32

```
#include <Arduino.h>
#include <SPI.h>
#include <SD.h>
#include <math.h>
```

```

#define SAMPLE_RATE 5000u
#define RECORD_TIME 20u
#define HEADROOM 0.60f
#define ADC_BITS 12
#define DC_OFFSET 2048

#define BUTTON_PIN 5
#define LED_PIN 2
#define MIC_PIN 4

#define SD_SCK 12
#define SD_MISO 13
#define SD_MOSI 11
#define SD_CS 10

#define WAV_PATH "/record.wav"
#define BLOCK_BYTES 4096

typedef float real_t;

struct BQ { real_t b0,b1,b2,a1,a2, z1,z2; };
static inline void bq_reset(BQ& q){ q.z1=0.0f; q.z2=0.0f; }
static inline real_t bq_step(BQ& q, real_t x){
    real_t y = q.b0*x + q.z1;
    q.z1 = q.b1*x - q.a1*y + q.z2;
    q.z2 = q.b2*x - q.a2*y;
    return y;
}

static const real_t NOTCH_SEC[][5] = {

```

```

    { 0.9996968748113f, 0.9996968748113f*(-1.995977703873f), 0.9996968748113f, -
1.995163448151f, 0.999381624277f },
    { 0.9996968748113f, 0.9996968748113f*(-1.995977703873f), 0.9996968748113f, -
1.995577298645f, 0.9994104859486f },
    { 0.9991397061148f, 0.9991397061148f*(-1.995977703873f), 0.9991397061148f, -
1.994061068226f, 0.9982462628753f },
    { 0.9991397061148f, 0.9991397061148f*(-1.995977703873f), 0.9991397061148f, -
1.994456785142f, 0.9983158746939f },
    { 0.9987138964552f, 0.9987138964552f*(-1.995977703873f), 0.9987138964552f, -
1.993266271406f, 0.9973937483381f },
    { 0.9987138964552f, 0.9987138964552f*(-1.995977703873f), 0.9987138964552f, -
1.993553597096f, 0.9974633167055f },
    { 0.9984836768518f, 0.9984836768518f*(-1.995977703873f), 0.9984836768518f, -
1.992898442409f, 0.9969530411637f },
    { 0.9984836768518f, 0.9984836768518f*(-1.995977703873f), 0.9984836768518f, -
1.993003689655f, 0.9969818486612f }
};

```

```
static const int NSEC_NOTCH = sizeof(NOTCH_SEC)/sizeof(NOTCH_SEC[0]);
```

```
static BQ notchBQ[NSEC_NOTCH];
```

```
// ===== FIR BP =====
```

```
static const real_t H_BP[] = {
-0.0002553760927018,-4.592063805395e-05,-3.166269793345e-05,-0.0002582255819843,
-0.0002105537580264,-2.653987747971e-06,-0.0001265390246556,-0.0003109890361552,
-0.0001335224758464,-7.642010299443e-06,-0.0002417567727492,-0.0003077896085448,
-5.054670888085e-05,-7.236041692815e-05,-0.0003449172263817,-0.0002429362458519,
4.501860765346e-06,-0.0001907168219677,-0.0003976829759357,-0.000129906594329,
-1.547291509065e-06,-0.0003334048190683,-0.0003672198364752,-4.398969759794e-06,
-8.711528661965e-05,-0.0004490937583947,-0.0002420435850562,8.194337302355e-05,
-0.0002403990450177,-0.0004770187664261,-4.556639049382e-05,7.963309203117e-05,
-0.000410958938445,-0.0003704728390028,0.0001619286279145,-3.278815563217e-05,
-0.0005170718149553,-0.0001234515906417,0.0002996011577313,-0.0002260521516876,
-0.0004721341573616,0.0002127422991911,0.0002994706033791,-0.000414508403028,
-0.0002237670597038,0.0005357238490441,0.0001455353918404,-0.0004771846857541,

```

0.0002101829513678,0.0007259399791925,-0.0001000645315015,-0.0003041178709192,  
0.0007283260316622,0.0006999003358209,-0.0003017940344284,0.0001473621833967,  
0.001168992130602,0.0004615932245839,-0.000293772114096,0.0008115579680624,  
0.00136928918439, 0.000125652525159, 4.89174819671e-05, 0.001513227270069,  
0.001240852411513,-0.0001072887100927,0.0007376914561382, 0.002017825215171,  
0.0008297580847386,-2.408486460819e-05, 0.00163151878126, 0.002122432114796,  
0.0003275051275909,0.0005012170843244, 0.002458858678787, 0.001754271313862,  
1.549250782141e-05, 0.001422306102862, 0.002905229909252, 0.001032191719195,  
0.0001530223827449, 0.002493768701005, 0.002741213622458,0.0002536973460504,  
0.0008478369365524, 0.003328740739119, 0.001941109040694,-0.0002034749257972,  
0.001965082882431, 0.003533948756612,0.0007359106776045,-3.913015940151e-05,  
0.003125060341447, 0.002878043769866,-0.0004376417144819,0.0008110227912756,  
0.003810351021784, 0.001424832846513,-0.001091065550013, 0.002087624497874,  
0.003557944209168,-0.0004351578733691,-0.0008939853067537, 0.003244585651417,  
0.002169269994241,-0.002089474938876,0.0001414577968166, 0.003620347258322,  
-0.000149979014165,-0.002926482122684, 0.001587534166428, 0.002696376275632,  
-0.002794716207979,-0.002602992829979, 0.002693201139114,0.0003492554045619,  
-0.004936307279322,-0.001250880673995, 0.002635087887787,-0.003011890221289,  
-0.005827991614544,0.0004767345542721,0.0008523890177344,-0.006502339699621,  
-0.005136861264466, 0.001569917805487,-0.002657334423154, -0.00902648922562,  
-0.00317045619936, 0.001009357209686,-0.007209775036362,-0.009681526088087,  
-0.0008863985302374,-0.001809338085003, -0.0115551303016,-0.008164468780751,  
0.0003584042296238,-0.006728204811881, -0.01424913056558,-0.005024491676223,  
-0.0007322241479724, -0.01270369453212, -0.01416779854474,-0.001638743387488,  
-0.00486254179266, -0.01799057335799, -0.01101215962011,0.0001223314639498,  
-0.01172415336775, -0.02061185442262,-0.005610242920634,-0.001536937560618,  
-0.01984450694694, -0.01898568977561,9.643849381582e-05,-0.007707553717969,  
-0.02677119191505, -0.01250866590269, 0.003382809413794, -0.01829650977398,  
-0.0295082461335,-0.001889856077407, 0.001203922610774, -0.03187788587372,  
-0.02489224748705, 0.01090159950899,-0.009726279203294, -0.04595497819006,  
-0.008970232119925, 0.02309051249793, -0.03525399920254, -0.05757958685101,  
0.03010454222097, 0.03183139674441, -0.1094352660844, -0.06415124703195,  
0.299423619301, 0.5350872045137, 0.299423619301, -0.06415124703195,

-0.1094352660844, 0.03183139674441, 0.03010454222097, -0.05757958685101,  
-0.03525399920254, 0.02309051249793,-0.008970232119925, -0.04595497819006,  
-0.009726279203294, 0.01090159950899, -0.02489224748705, -0.03187788587372,  
0.001203922610774,-0.001889856077407, -0.0295082461335, -0.01829650977398,  
0.003382809413794, -0.01250866590269, -0.02677119191505,-0.007707553717969,  
9.643849381582e-05, -0.01898568977561, -0.01984450694694,-0.001536937560618,  
-0.005610242920634, -0.02061185442262, -0.01172415336775,0.0001223314639498,  
-0.01101215962011, -0.01799057335799, -0.00486254179266,-0.001638743387488,  
-0.01416779854474, -0.01270369453212,-0.0007322241479724,-0.005024491676223,  
-0.01424913056558,-0.006728204811881,0.0003584042296238,-0.008164468780751,  
-0.01155551303016,-0.001809338085003,-0.0008863985302374,-0.009681526088087,  
-0.007209775036362, 0.001009357209686, -0.00317045619936, -0.00902648922562,  
-0.002657334423154, 0.001569917805487,-0.005136861264466,-0.006502339699621,  
0.0008523890177344,0.0004767345542721,-0.005827991614544,-0.003011890221289,  
0.002635087887787,-0.001250880673995,-0.004936307279322,0.0003492554045619,  
0.002693201139114,-0.002602992829979,-0.002794716207979, 0.002696376275632,  
0.001587534166428,-0.002926482122684,-0.000149979014165, 0.003620347258322,  
0.0001414577968166,-0.002089474938876, 0.002169269994241, 0.003244585651417,  
-0.0008939853067537,-0.0004351578733691, 0.003557944209168, 0.002087624497874,  
-0.001091065550013, 0.001424832846513, 0.003810351021784,0.0008110227912756,  
-0.0004376417144819, 0.002878043769866, 0.003125060341447,-3.913015940151e-05,  
0.0007359106776045, 0.003533948756612, 0.001965082882431,-0.0002034749257972,  
0.001941109040694, 0.003328740739119,0.0008478369365524,0.0002536973460504,  
0.002741213622458, 0.002493768701005,0.0001530223827449, 0.001032191719195,  
0.002905229909252, 0.001422306102862,1.549250782141e-05, 0.001754271313862,  
0.002458858678787,0.0005012170843244,0.0003275051275909, 0.002122432114796,  
0.00163151878126,-2.408486460819e-05,0.0008297580847386, 0.002017825215171,  
0.0007376914561382,-0.0001072887100927, 0.001240852411513, 0.001513227270069,  
4.89174819671e-05, 0.000125652525159, 0.00136928918439,0.0008115579680624,  
-0.000293772114096,0.0004615932245839, 0.001168992130602,0.0001473621833967,  
-0.0003017940344284,0.0006999003358209,0.0007283260316622,-0.0003041178709192,  
-0.0001000645315015,0.0007259399791925,0.0002101829513678,-0.0004771846857541,

```

0.0001455353918404,0.0005357238490441,-0.0002237670597038,-0.000414508403028,
0.0002994706033791,0.0002127422991911,-0.0004721341573616,-0.0002260521516876,
0.0002996011577313,-0.0001234515906417,-0.0005170718149553,-3.278815563217e-05,
0.0001619286279145,-0.0003704728390028,-0.000410958938445,7.963309203117e-05,
-4.556639049382e-05,-0.0004770187664261,-0.0002403990450177,8.194337302355e-05,
-0.0002420435850562,-0.0004490937583947,-8.711528661965e-05,-4.398969759794e-06,
-0.0003672198364752,-0.0003334048190683,-1.547291509065e-06,-0.000129906594329,
-0.0003976829759357,-0.0001907168219677,4.501860765346e-06,-0.0002429362458519,
-0.0003449172263817,-7.236041692815e-05,-5.054670888085e-05,-0.0003077896085448,
-0.0002417567727492,-7.642010299443e-06,-0.0001335224758464,-0.0003109890361552,
-0.0001265390246556,-2.653987747971e-06,-0.0002105537580264,-0.0002582255819843,
-3.166269793345e-05,-4.592063805395e-05,-0.0002553760927018

```

```
};
```

```
static const int BP_TAPS_N = sizeof(H_BP)/sizeof(H_BP[0]);
```

```
class BPFir {
```

```
public:
```

```
    BPFir(const real_t* coeffs, int nTaps, real_t* state)
```

```
    : N(nTaps), h(coeffs), s(state), idx(0) {}
```

```
    void init(){
```

```
        for (int i=0;i<N;++i) s[i]=0.0f;
```

```
        idx = 0;
```

```
    }
```

```
    real_t run(real_t x){
```

```
        if (--idx < 0) idx = N - 1;
```

```
        s[idx] = x;
```

```
        real_t y = 0.0f;
```

```
        int i = idx;
```

```
        for (int k=0; k<N; ++k){
```

```
            y += h[k] * s[i++];
```

```
            if (i == N) i = 0;
```

```
        }
```

```
        return y;
```

```
    }
```

```

private:
    int N;
    const real_t* h;
    real_t* s;
    int idx;
};

static real_t BP_STATE[BP_TAPS_N];
static BPFir bpFilter(H_BP, BP_TAPS_N, BP_STATE);

static inline real_t process_sample(real_t x){
    for (int i=0;i<NSEC_NOTCH;i++) x = bq_step(notchBQ[i], x);
    x = bpFilter.run(x);
    return x;
}

//wav
static void writeWavHeader(File &f, uint32_t numSamples){
    uint32_t dataSize = numSamples * 2;
    uint32_t fileSize = dataSize + 36;
    f.write((const uint8_t*)"RIFF",4); f.write((uint8_t*)&fileSize,4); f.write((const uint8_t*)"WAVE",4);
    f.write((const uint8_t*)"fmt ",4);
    uint32_t fmtChunkSize=16; uint16_t audioFormat=1, numChannels=1, bitsPerSample=16;
    uint32_t sampleRate=SAMPLE_RATE, byteRate=SAMPLE_RATE*numChannels*2; uint16_t
    blockAlign=numChannels*2;
    f.write((uint8_t*)&fmtChunkSize,4);
    f.write((uint8_t*)&audioFormat,2); f.write((uint8_t*)&numChannels,2);
    f.write((uint8_t*)&sampleRate,4); f.write((uint8_t*)&byteRate,4);
    f.write((uint8_t*)&blockAlign,2); f.write((uint8_t*)&bitsPerSample,2);
    f.write((const uint8_t*)"data",4); f.write((uint8_t*)&dataSize,4);
}

```

```

// Global
SPIClass spi = SPIClass(HSPI);
static uint8_t ioBuf[BLOCK_BYTES];
static const uint32_t MAX_SAMPLES = (uint32_t)SAMPLE_RATE * (uint32_t)RECORD_TIME;
static int16_t pcmBuf[MAX_SAMPLES];

static bool do_record_ram_then_sd() {
    Serial.println("Recording start (jekinaei h katagrafh ")

    // reset filters
    bpFilter.init();
    for(int i=0;i<NSEC_NOTCH;i++) bq_reset(notchBQ[i]);

    const uint32_t targetSamples = (uint32_t)SAMPLE_RATE * (uint32_t)RECORD_TIME;
    const unsigned long dt = 1000000UL / SAMPLE_RATE;
    uint32_t sampleCount = 0;
    int32_t maxAbsCounts = 1;
    unsigned long nextUs = micros();

    for (uint32_t n=0; n<targetSamples && n<MAX_SAMPLES; n++) {
        int v = analogRead(MIC_PIN) - DC_OFFSET;
        real_t y = process_sample((real_t)v);
        long yi = lroundf(y);
        if (yi > 32767) yi = 32767;
        else if (yi < -32768) yi = -32768;
        int32_t a = (yi >= 0) ? (int32_t)yi : (int32_t)(-yi);
        if (a > maxAbsCounts) maxAbsCounts = a;
        pcmBuf[n] = (int16_t)yi;
        sampleCount = n + 1;
        // pace
        nextUs += dt;
        while ((int32_t)(micros() - nextUs) < 0) {}
        if ((n & 0x3FFu) == 0u) yield();
    }
}

```

```

}
Serial.printf("Captured samples=%lu, maxAbsCounts=%ld\n",
             (unsigned long)sampleCount, (long)maxAbsCounts);
if (sampleCount == 0) {
    Serial.println("ERR: no samples");
    return false;
}
if (maxAbsCounts < 1) maxAbsCounts = 1;
SD.remove(WAV_PATH);
File wav = SD.open(WAV_PATH, FILE_WRITE);
if(!wav){ Serial.println("OPEN WAV=ERROR"); return false; }
writeWavHeader(wav, sampleCount);
size_t outIdx = 0;
for (uint32_t i=0; i<sampleCount; i++) {
//HEADROOM=0.6f

    float z = (float)pcmBuf[i] / (float)maxAbsCounts;
    long s = lroundf(z * 32767.0f * HEADROOM);

    if (s > 32767) s = 32767;
    else if (s < -32768) s = -32768;

    ioBuf[outIdx++] = (uint8_t)(s & 0xFF);
    ioBuf[outIdx++] = (uint8_t)((s >> 8) & 0xFF);

    if (outIdx >= BLOCK_BYTES) {
        wav.write(ioBuf, outIdx);
        outIdx = 0;
        yield();
    }
}
if (outIdx) wav.write(ioBuf, outIdx);

```

```

wav.flush();
wav.close();

Serial.println("APOTHIKEUSH OLOKLHRWTHIKE, MPOREIS NA AFAIRESEIS THN SD
CARD.");

return true;
}

void setup(){
Serial.begin(115200);
delay(200);

Serial.println("ESP32-S3 PCG RECORDER ");

pinMode(BUTTON_PIN, INPUT_PULLUP);
pinMode(LED_PIN, OUTPUT);
pinMode(MIC_PIN, INPUT);

analogReadResolution(ADC_BITS);
// analogSetPinAttenuation(MIC_PIN, ADC_11db);

// Init SD
Serial.println("ANAMONH SD");
spi.begin(SD_SCK, SD_MISO, SD_MOSI, SD_CS);
if (!SD.begin(SD_CS, spi, 1600000)) Serial.println("SD init failed!");
else
Serial.println("SD ETOIMH.");

// Load IIR coeffs
for (int i=0;i<NSEC_NOTCH;i++){
notchBQ[i].b0=NOTCH_SEC[i][0];          notchBQ[i].b1=NOTCH_SEC[i][1];
notchBQ[i].b2=NOTCH_SEC[i][2];
notchBQ[i].a1=NOTCH_SEC[i][3]; notchBQ[i].a2=NOTCH_SEC[i][4];
bq_reset(notchBQ[i]);
}

```

```

bpFilter.init();

Serial.println("OK SD. PRESS BUTTON FOR RECORDING.");
}

void loop(){
  static bool isRecording = false;
  static int last = HIGH;

  int now = digitalRead(BUTTON_PIN);

  if (!isRecording && last == HIGH && now == LOW) {
    delay(30); // debounce
    if (digitalRead(BUTTON_PIN) == LOW) {
      isRecording = true;
      digitalWrite(LED_PIN, HIGH);

      if (!SD.begin(SD_CS, spi, 1600000)) {
        Serial.println("SD NOT READY, ABORT RECORDING.");
        digitalWrite(LED_PIN, LOW);
        isRecording = false;
      } else {
        bool ok = do_record_ram_then_sd();
        digitalWrite(LED_PIN, LOW);
        isRecording = false;
        Serial.println(ok ? "Done." : "Error.");
      }
      while (digitalRead(BUTTON_PIN) == LOW) delay(10);
    }
  }
  last = now;
  delay(5);
}

```

# DATASHEETS

## [A.1] AUM-4537L-HD-R-10mm (PUI-AUDIO)

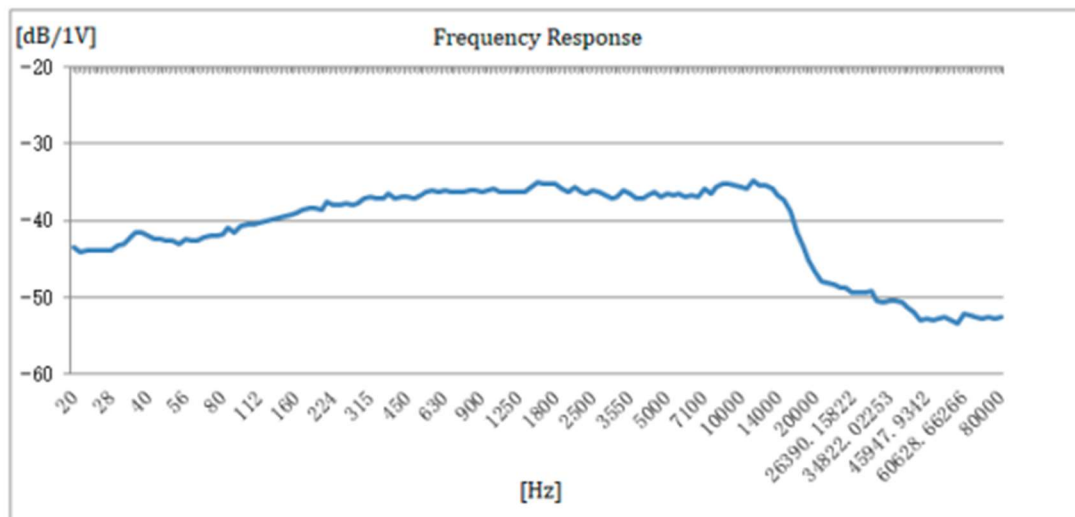
### Features:

- 10mm diameter
- 4.5mm height
- -37 dB sensitivity
- 69 dB signal-to-noise ratio
- Cardioid pickup pattern

### Specifications

Parameters	Values	Units
Sensitivity (1 kHz @ 50cm) 0 dB=1V/Pa	-37 ±3	dB
Rated Voltage	1.5	VDC
Output Impedance (@ 1 kHz)	2.2	kΩ
Current consumption (3VS with 2.2 kΩ RL)	500	μA
Signal-to-Noise Ratio (1kHz, 94 dB input, A-weighted)	69	dB
Decreasing Voltage (1.5V to 1V)	-3	dB
Frequency Range	20 – 20,000	Hz
Operating Voltage Range	1 – 10	VDC
Maximum SPL Input (THD<3%)	110	dB
Directivity	Uni-directional	-
Operating Temperature	-30 – +70	°C
Storage Temperature	-40 – +85	°C
Weight	<0.5	Grams

### Typical Frequency Response (Measured at 50cm with 1.5V input and 94 dB source)



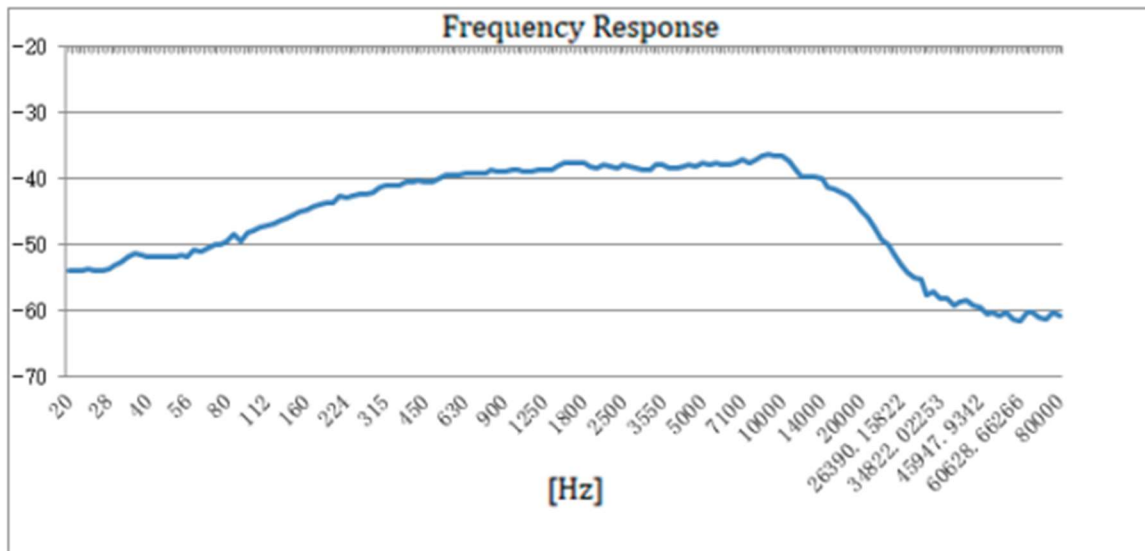
[A.2] AUM-4537L-HD-R-8mm (PUI-AUDIO)

**Features:**

- 8mm diameter
- 4.5mm height
- -37 dB sensitivity
- 68 dB signal-to-noise ratio
- Cardioid pickup pattern

**Specifications**

Parameters	Values	Units
Sensitivity (1 kHz @ 50cm) 0 dB=1V/Pa	-37 ±3	dB
Rated Voltage	2	VDC
Output Impedance (@ 1 kHz)	2.2	kΩ
Current consumption (2VS with 15 kΩ RL)	500	μA
Signal-to-Noise Ratio (1kHz, 94 dB input, A-weighted)	68	dB
Decreasing Voltage (2V to 1.5V)	-3	dB
Frequency Range	20 ~ 20,000	Hz
Operating Voltage Range	1 ~ 10	VDC
Maximum SPL Input (THD<3%)	110	dB
Directivity	Uni-directional	-
Operating Temperature	-30 ~ +70	°C
Storage Temperature	-40 ~ +85	°C
Weight	<0.5	Grams

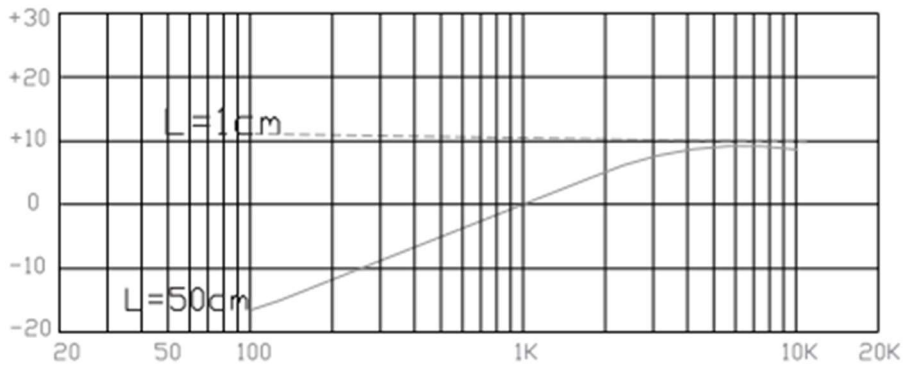


[A.3] MPABM-726-RC -6mm (MULTICOMP)

**Specifications**

No.	Item	Unit	Specification	Condition
1	Directivity	-	Noise Cancelling	-
2	Sensitivity	dB	-42±3dB	F=1kHz 0dB=1V/Pa
3	Standard operating voltage	V	2	-
4	Output impedance	Ω	2.2K	F=1kHz 1Pa
5	Operating voltage range	V	1.5 - 10	-
6	Sensitivity reduction	dB	-3	At 3.0V to 1.5V
7	Frequency	Hz	50~16000Hz	-
8	Max.current consumption	mA	0.5	-
9	Signal to noise ratio	dB	58	F=1kHz 1Pa A weighted
10	Storage temp	°C	-25°C~+70°C	-
11	Operating temp	°C	-20°C~+60°C	-
12	Dimension	mm	Φ6.0×2.7	See appearance drawing
13	Material	-	AL	-
14	Terminal	-	Solder terminals	See appearance drawing

**Typical Frequency Response Curve**

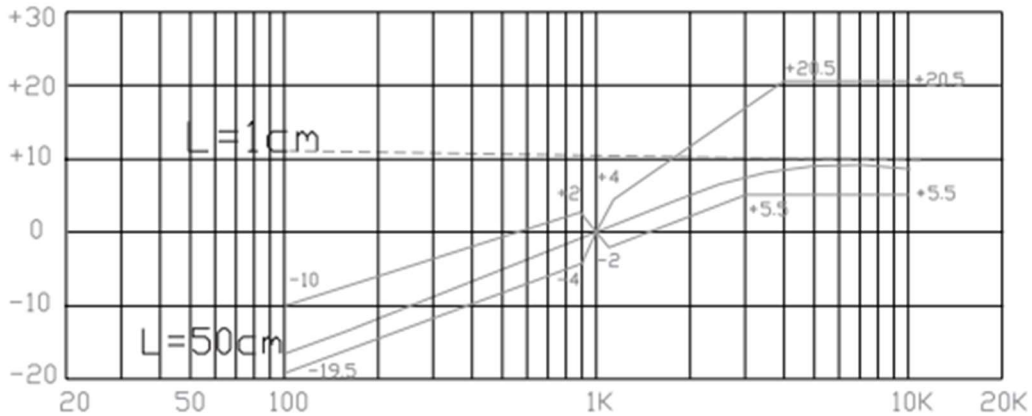


[A.4] MPABM-727-RC -6mm (MULTICOMP)

**Specifications**

No.	Item	Unit	Specification	Condition
1	Directivity	-	Noise Cancelling	-
2	Sensitivity	dB	-47±3dB	F=1kHz 0dB=1V/Pa
3	Standard operating voltage	V	2	-
4	Output impedance	Ω	2.2K	F=1kHz 1Pa
5	Operating voltage range	V	1.5 - 10	-
6	Sensitivity reduction	dB	-3	At 3.0V to 1.5V
7	Frequency	Hz	50~16000Hz	-
8	Max.current consumption	mA	0.5	-
9	Signal to noise ratio	dB	60	F=1kHz 1Pa A weighted
10	Storage temp	°C	-25°C~+70°C	-
11	Operating temp	°C	-20°C~+60°C	-
12	Dimension	mm	Φ6.0×2.7	See appearance drawing
13	Material	-	AL	-
14	Terminal	-	Solder terminals	See appearance drawing

**Typical Frequency Response Curve**



## [A.5] OPAx187 Operational Amplifier



OPA187, OPA2187, OPA4187

SBOS807E – DECEMBER 2018 – REVISED MAY 2020

### OPAx187 0.001- $\mu\text{V}/^\circ\text{C}$ Drift, Low Power, Rail-to-Rail Output 36-V Operational Amplifiers Zero-Drift Series

#### 1 Features

- Low offset voltage: 10  $\mu\text{V}$  (maximum)
- Zero drift: 0.001  $\mu\text{V}/^\circ\text{C}$
- Low noise: 15  $\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$
- PSRR: 160 dB
- CMRR: 140 dB
- AOL: 160 dB
- Quiescent Current: 100  $\mu\text{A}$
- Wide supply voltage:  $\pm 2.25\text{ V}$  to  $\pm 18\text{ V}$
- Rail-to-rail output operation
- Input includes negative rail
- Low bias current: 100 pA (typical)
- EMI filtered inputs
- Microsize packages

#### 2 Applications

- Analog input module
- Mixed module (AI, AO, DI, DO)
- Flow transmitter
- Pressure transmitter
- Test and measurement
- Semiconductor test
- Semiconductor manufacturing
- Process analytics (pH, gas, concentration, force, and humidity)

#### 3 Description

The OPAx187 series operational amplifiers use auto-zeroing techniques to simultaneously provide low-offset voltage (1  $\mu\text{V}$ ), and near zero drift over time and temperature. These miniature, high-precision, low-quiescent current amplifiers offer high-input impedance and rail-to-rail output swing within 5 mV of the rails into high-impedance loads. The input common-mode range includes the negative rail. Either single or dual supplies can be used in the range of 4.5 V to 36 V ( $\pm 2.25\text{ V}$  to  $\pm 18\text{ V}$ ).

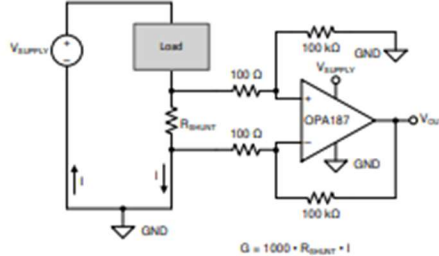
The single version OPAx187 device is available in microsize 8-pin VSSOP, 5-pin SOT-23, and 8-pin SOIC packages. The dual version is offered in 8-pin VSSOP and 8-pin SOIC packages. The quad version is offered in 14-pin SOIC, 14-pin TSSOP, and 16-pin WQFN packages. All versions are specified for operation from  $-40^\circ\text{C}$  to  $+125^\circ\text{C}$ .

Device Information<sup>(1)</sup>

PART NUMBER	PACKAGE	BODY SIZE (NOM)
OPA187	SOIC (8)	4.90 mm × 3.91 mm
	SOT-23 (5)	2.90 mm × 1.60 mm
	VSSOP (8)	3.00 mm × 3.00 mm
OPA2187	SOIC (8)	4.90 mm × 3.91 mm
	VSSOP (8)	3.00 mm × 3.00 mm
OPA4187	SOIC (14)	8.70 mm × 3.90 mm
	TSSOP (14)	5.00 mm × 4.40 mm
	WQFN (16)	4.00 mm × 4.00 mm

(1) For all available packages, see the package option addendum at the end of the data sheet.

#### OPAx187 Offers Precision Low-Side Current Measurement Capability



[A.6] BD33GA3MEFJ-M (LDO)

## Automotive 300mA Variable Output LDO Regulator

BDxxGA3MEFJ-M BDxxGA3VEFJ-M

● **General Description**

BDxxGA3MEFJ-M BDxxGA3VEFJ-M is a LDO regulator with output current 0.3A. The output accuracy is  $\pm 1\%$  of output voltage. With external resistance, it is available to set the output voltage at random (from 1.5V to 13.0V). It has package type: HTSOP-J8. Over current protection (for protecting the IC destruction by output short circuit), circuit current ON/OFF switch (for setting the circuit 0 $\mu$ A at shutdown mode), and thermal shutdown circuit (for protecting IC from heat destruction by over load condition) are all built in. It is usable for ceramic capacitor and enables to improve smaller set and long-life.

● **Features**

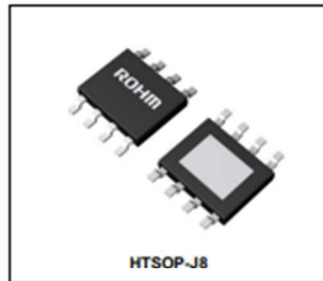
- High accuracy reference voltage circuit
- Built-in Over Current Protection circuit (OCP)
- Built-in Thermal Shut Down circuit (TSD)
- With shut down switch
- AEC-Q100 Qualified

● **Key Specifications**

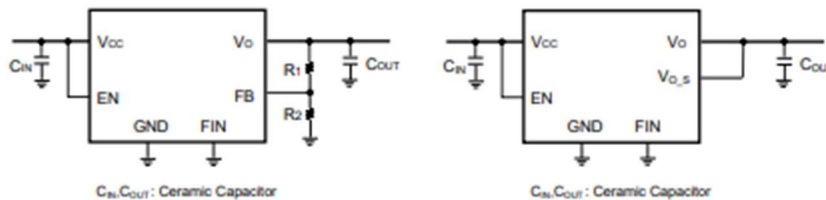
- Input power supply voltage range: 4.5V to 14.0V
- Output voltage range(Variable type): 1.5V to 13.0V
- Output voltage(Fixed type): 1.5V/1.8V/2.5V/3.0V/3.3V  
5.0V/6.0V/7.0V/8.0V/9.0V/10V/12V
- Output current: 0.3A (Max.)
- Shutdown current: 0 $\mu$ A(Typ.)
- Operating temperature range: -40°C to +105°C

● **Package**  
HTSOP-J8

(Typ.) (Typ.) (Max.)  
4.90mm x 6.00mm x 1.00mm



● **Typical Application Circuit**



BDxxGA3MEFJ-M BDxxGA3VEFJ-M

Datasheet

● **Absolute Maximum Ratings (Ta=25°C)**

Parameter	Symbol	Limits	Unit
Power supply voltage	V <sub>CC</sub>	15.0 <sup>*1</sup>	V
EN voltage	V <sub>EN</sub>	15.0	V
Power dissipation	Pd <sup>*2</sup>	2110 <sup>*2</sup>	mW
Operating Temperature Range	T <sub>opr</sub>	-40 to +105	°C
Storage Temperature Range	T <sub>stg</sub>	-55 to +150	°C
Junction Temperature	T <sub>jmax</sub>	+150	°C

<sup>\*1</sup> Not to exceed Pd

<sup>\*2</sup> Reduced by 16.9mW/°C for each increase in Ta of 1°C over 25°C. (when mounted on a board 70mm x 70mm x 1.6mm glass-epoxy board, two layer)

● **Recommended Operating Ratings (Ta=25°C)**

Parameter	Symbol	Min.	Max.	Unit
Input power supply voltage	V <sub>CC</sub>	4.5	14.0	V
EN voltage	V <sub>EN</sub>	0.0	14.0	V
Output voltage setting range	V <sub>o</sub>	1.5	13.0	V
Output current	I <sub>o</sub>	0.0	0.3	A

● **Electrical Characteristics** (Unless otherwise noted, EN=3V, Vcc=6V, R1=43kΩ, R2=8.2kΩ)

Parameter	Symbol	Temp	Min.	Typ.	Max.	Unit	Conditions
Circuit current at shutdown mode	I <sub>SD</sub>	25°C	-	0	5	μA	V <sub>EN</sub> =0V, OFF mode
		-40~105°C	-	-	5		
Bias current	I <sub>CC</sub>	25°C	-	600	900	μA	
		-40~105°C	-	-	1200		
Line regulation	Reg. I	25°C	-	25	50	mV	V <sub>CC</sub> =(V <sub>o</sub> +0.9V)→14.0V
		-40~105°C	-	-	50		
Load regulation	Reg. I <sub>o</sub>	25°C	-	25	75	mV	I <sub>o</sub> =0→0.3A
		-40~105°C	-	-	75		
Minimum dropout Voltage	V <sub>CO</sub>	25°C	-	0.6	0.9	V	V <sub>CC</sub> =5V, I <sub>o</sub> =0.3A
		-40~105°C	-	-	1.2		
Output reference voltage (Variable type)	V <sub>FB</sub>	25°C	0.792	0.800	0.808	V	I <sub>o</sub> =0mA
		-40~105°C	0.776	-	0.824		
Output voltage(Fixed type)	V <sub>o</sub>	25°C	V <sub>o</sub> × 0.99	V <sub>o</sub>	V <sub>o</sub> × 1.01	V	I <sub>o</sub> =0mA
		-40~105°C	V <sub>o</sub> × 0.97	V <sub>o</sub>	V <sub>o</sub> × 1.03		
EN Low voltage	V <sub>EN(Low)</sub>	25°C	0	-	0.8	V	
		-40~105°C	0	-	0.8		
EN High voltage	V <sub>EN(High)</sub>	25°C	2.4	-	14.0	V	
		-40~105°C	2.4	-	14.0		
EN Bias current	I <sub>EN</sub>	25°C	1	3	9	μA	
		-40~105°C	-	-	9		

[A.7] DCWN03E-05 (DC/DC CONVERTER)



3W DIP Package DC-DC Regulated Converter

**SCWN03 & DCWN03 series**

MODEL SELECTION TABLE							
ORDER NO.	INPUT			OUTPUT		EFFICIENCY (TYP.)	CAPACITOR LOAD (MAX.)
	INPUT VOLTAGE (RANGE)	INPUT CURRENT		OUTPUT VOLTAGE	OUTPUT CURRENT		
		NO LOAD	FULL LOAD				
SCWN03E-03	5V (4.5 ~ 9V)	15mA	550mA	3.3V	600mA	73%	2200μF
SCWN03E-05		15mA	779mA	5V	600mA	78%	2200μF
SCWN03E-12		18mA	750mA	12V	250mA	80%	2200μF
SCWN03E-15		18mA	750mA	15V	200mA	81%	2200μF
DCWN03E-05		25mA	779mA	±5V	±0 ~ 300mA	77%	*1000μF
DCWN03E-12		25mA	750mA	±12V	±0 ~ 125mA	80%	*1000μF
DCWN03E-15		25mA	750mA	±15V	±0 ~ 100mA	80%	*1000μF
SCWN03A-03		12V (9 ~ 18V)	5mA	212mA	3.3V	600mA	78%
SCWN03A-05	5mA		309mA	5V	600mA	82%	2200μF
SCWN03A-12	10mA		298mA	12V	250mA	84%	2200μF
SCWN03A-15	10mA		294mA	15V	200mA	85%	2200μF
DCWN03A-05	10mA		305mA	±5V	±0 ~ 300mA	82%	*1000μF



SPECIFICATION			
INPUT	VOLTAGE RANGE	E: 4.5-9Vdc, A: 9-18Vdc, B: 18-36Vdc, C: 36-72Vdc	
	SURGE VOLTAGE (100ms max.)	5Vin models: 10Vdc; 12Vin models: 25Vdc; 24Vin models: 50Vdc; 48Vin models: 100Vdc	
	FILTER	Pi type	
	PROTECTION	Fuse recommended. 5Vin models: 1.5A Fast-Acting Type, 12Vin models: 0.8A Fast-Acting Type, 24Vin models: 0.5A Fast-Acting Type, 48Vin models: 250mA Fast-Acting Type	
	INTERNAL POWER DISSIPATION	500mW	
OUTPUT	VOLTAGE ACCURACY	±1.5%	
	RATED POWER	3W	
	RIPPLE & NOISE Note.2	50mVp-p	
	LINE REGULATION Note.3	±0.5%	
	LOAD REGULATION Note.4	Single output models: ±0.5%, Dual output models: ±1%	
	SWITCHING FREQUENCY (Min.)	100KHz	
PROTECTION	SHORT CIRCUIT	Protection type: Continuous, automatic recovery	
	OVERLOAD	120 ~ 250% rated output power Protection type: Recovers automatically after fault condition is removed	
	UNDER VOLTAGE LOCKOUT	Start-up voltage	5Vin: 4.4Vdc, 12Vin: 8.8Vdc, 24Vin: 17Vdc, 48Vin: 34Vdc
		Shutdown voltage	5Vin: 4.2Vdc, 12Vin: 8Vdc, 24Vin: 16Vdc, 48Vin: 31Vdc

ENVIRONMENT	COOLING	Free-air convection		
	WORKING TEMP.	-40 ~ +90°C (Refer to "Derating Curve")		
	CASE TEMPERATURE	+100°C max.		
	WORKING HUMIDITY	20% ~ 90% RH non-condensing		
	STORAGE TEMP., HUMIDITY	-40 ~ +105°C, 10 ~ 95% RH non-condensing		
	TEMP. COEFFICIENT	0.03% / °C (0 ~ 85°C)		
	SOLDERING TEMPERATURE	1.5mm from case of 1 ~ 3sec./260°C max.		
	VIBRATION	10 ~ 500Hz, 2G 10min./1cycle, period for 60min. each along X, Y, Z axes		
SAFETY & EMC (Note.5)	SAFETY STANDARDS	EAC TP TC 020/2011 approved		
	WITHSTAND VOLTAGE	I/P-O/P: 3KVDC		
	ISOLATION RESISTANCE	I/P-O/P: 100M Ohms / 500VDC / 25°C / 70% RH		
	ISOLATION CAPACITANCE (Typ.)	250pF		
	EMC EMISSION	Parameter	Standard	Test Level / Note
		Conducted	BS EN/EN55032(CISPR32)	N/A
	EMC IMMUNITY	Radiated	BS EN/EN55032(CISPR32)	Class A
		Parameter	Standard	Test Level / Note
		ESD	BS EN/EN61000-4-2	Level 2, ±8KV air, ±4KV contact
		Radiated Susceptibility	BS EN/EN61000-4-3	Level 2, 3V/m
EFT/Bursts		BS EN/EN61000-4-4	Level 1, 0.5KV	
Surge		BS EN/EN61000-4-5	Level 1, 0.5KV Line-Line	
Conducted		BS EN/EN61000-4-6	Level 2, 3V(e.m.f.)	
Magnetic Field		BS EN/EN61000-4-8	Level 2, 3A/m	
OTHERS	MTBF	2500Khrs MIL-HDBK-217F(25°C)		
	DIMENSION (L*W*H)	31.8*20.3*10.2mm (1.25*0.8*0.4 inch)		
	CASE MATERIAL	Non-Conductive black plastic (UL 94V-0 rated)		
	PACKING	12.3g; 10pcs/per tube, 600pcs/60 tube/per carton		
NOTE	<p>1.All parameters are specified at normal input(E:5Vdc, A:12Vdc, B:24Vdc, C:48Vdc), rated load, 25°C 70% RH ambient.</p> <p>2.Ripple &amp; noise are measured at 20MHz by using a 12" twisted pair terminated with a 0.1µf &amp; 47µf capacitor.</p> <p>3.Line regulation is measured from low line to high line at rated load.</p> <p>4.Load regulation is measured from 10% to 100% rated load for SCWN03, 25% to 100% rated load for DCWN03.</p> <p>5.The final equipment must be re-confirm that it still meet EMC directives. For guidance on how to perform these EMC tests, please refer to "EMI testing of component power supplies."(as available on <a href="http://www.meanwell.com">http://www.meanwell.com</a>)</p> <p>※ Product Liability Disclaimer : For detailed information, please refer to <a href="https://www.meanwell.com/serviceDisclaimer.aspx">https://www.meanwell.com/serviceDisclaimer.aspx</a></p>			