



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ
ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ
ΤΟΜΕΑΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΜΕΤΑΔΟΣΗΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΑΣ
ΚΑΙ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΥΛΙΚΩΝ

**«Σχεδίαση και ανάπτυξη ακουστικού αισθητήρα για την
ανίχνευση καρωτιδικού θορύβου με στόχο τη διάγνωση
αθηρωματικής πλάκας»**

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ
Βασίλης Ιερεμίας Σ. Χριστοδούλου

Επιβλέπων : Κωνσταντίνα Σ. Νικήτα
Καθ. Ε.Μ.Π.

Αθήνα, Ιούλιος, 2021



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ
ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ
ΤΟΜΕΑΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΜΕΤΑΔΟΣΗΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΑΣ
ΚΑΙ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΥΛΙΚΩΝ

**«Σχεδίαση και ανάπτυξη ακουστικού αισθητήρα για την
ανίχνευση καρωτιδικού θορύβου με στόχο τη διάγνωση
αθηρωματικής πλάκας.»**

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ
Βασίλης Ιερεμίας Σ. Χριστοδούλου

Επιβλέπων : Κωνσταντίνα Σ. Νικήτα
Καθ. Ε.Μ.Π.

Εγκρίθηκε από την τριμελή εξεταστική επιτροπή την 19^η Ιουλίου 2021.

.....
Κωνσταντίνα Σ. Νικήτα
Καθ. Ε.Μ.Π.

.....
Δ. – Δ. Κουτσούρης
Καθ. Ε.Μ.Π.

.....
Γ. Ματσόπουλος
Καθ. Ε.Μ.Π.

Αθήνα, Ιούλιος, 202

.....
Βασίλης Ιερεμίας Σ. Χριστοδούλου

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

Copyright © Βασίλης Ιερεμίας Χριστοδούλου, 2021.
Με επιφύλαξη παντός δικαιώματος. All rights reserved.

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

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

Περίληψη

Η καρωτιδική αρτηρία αποτελεί το μέσο τροφοδοσίας του εγκεφάλου με αίμα και οξυγόνο. Συνεπώς, η άρτια λειτουργία της είναι εξαιρετικής σημασίας και επηρεάζεται σημαντικά από την εναπόθεση λιπιδίων, χοληστερόλης και ασβεστίου στα τοιχώματα. Η εναπόθεση αυτών των συστατικών οδηγεί στο σχηματισμό αθηρωματικής πλάκας και ονομάζεται αθηροσκλήρωση της καρωτίδας ή καρωτιδική νόσος. Είναι μία αρκετά συχνή πάθηση, η οποία προκαλεί ισχαιμικά εγκεφαλικά επεισόδια, καρδιαγγειακή νόσο, ενώ μπορεί να οδηγήσει ακόμα και στο θάνατο. Η διάμετρος της έσω καρωτίδας ελαττώνεται λόγω της αθηρωμάτωσης, και επηρεάζει την παροχή αίματος στον εγκέφαλο. Η έγκαιρη διάγνωση της καρωτιδικής στένωσης παίζει σημαντικό ρόλο στην πρόληψη των διαφόρων επιπλοκών που μπορεί να επιφέρει. Οι συνήθεις τρόποι διάγνωσης, όπως ο υπέρηχος ή η αγγειογραφία καρωτίδας, είναι αρκετά αξιόπιστοι. Κάποιες από τις πιο πρόσφατες μεθόδους διάγνωσης αξιοποιούν την αναγνώριση του καρωτιδικού θορύβου, του ήχου που προκύπτει από την στροβιλώδη ροή του αίματος στη διακλάδωση της καρωτίδας, εξαιτίας της στένωσης, και τοποθετείται στο εύρος συχνοτήτων 125-500 Hz. Σύμφωνα με έρευνες, η αύξηση της συχνότητας του θορύβου άνω των 340 Hz ή η αύξηση της χρονικής διάρκειας του ήχου πάνω από 200 ms, συνεπάγονται βαθμό στένωσης της καρωτίδας μεγαλύτερο του 60%. Η παρούσα εργασία πραγματεύεται την ανάπτυξη ενός ακουστικού αισθητήρα με ικανότητα ανίχνευσης ηχητικών σημάτων από την περιοχή της καρωτίδας, με σκοπό την διερεύνηση του καρωτιδικού θορύβου συναρτήσει του βαθμού στένωσης της καρωτίδας. Το προτεινόμενο ακουστικό σύστημα συνιστά μία φορητή συσκευή, χαμηλού κόστους, η οποία είναι εύκολη στη χρήση, σε αντίθεση με τις παραδοσιακές μεθόδους διάγνωσης που πραγματοποιούνται υπό το χειρισμό ειδικού. Για τις ανάγκες της συσκευής, σχεδιάστηκε και υλοποιήθηκε φορητός αισθητήρας που χρησιμοποιεί δύο μικρόφωνα για τη λήψη του σήματος. Μέσω της λειτουργίας του αισθητήρα ενισχύεται ο επιθυμητός ήχος, ενώ απορρίπτεται ο περιβαλλοντικός θόρυβος, με τη χρήση ενός ενισχυτή διαφορών. Στη συνέχεια, πραγματοποιήθηκε σύγκριση μεταξύ τριών μικροφώνων, BCM9767P, WM61A και LD-MC-6035W_DTE, σχετικά με την απόρριψη κοινού σήματος, την εισαγωγή ηλεκτρονικού θορύβου και την αλλοίωση του σήματος. Επικρατέστερο μικρόφωνο ήταν το BCM9767P, για το οποίο πραγματοποιήθηκαν περαιτέρω μετρήσεις. Η βελτιστοποίηση του κυκλώματος, η σχεδίαση και ανάπτυξη phantom της καρωτίδας ώστε να ελεγχθεί ο αισθητήρας υπό πραγματικές συνθήκες και να διαπιστωθεί η διαγνωστική αξία του καρωτιδικού θορύβου, καθώς και η ανάπτυξη μοντέλου μηχανικής μάθησης για την εξαγωγή χαρακτηριστικών του ήχου και την κατηγοριοποίηση με βάση το βαθμό στένωσης, συνιστούν τις σημαντικότερες κατευθύνσεις μελλοντικής έρευνας.

Λέξεις κλειδιά: Καρωτιδική στένωση, Αθηρωματική πλάκα, Καρωτιδικός θόρυβος, Ακουστικός αισθητήρας

Abstract

Carotid artery supplies the brain with blood and oxygen. The deposition of lipids, cholesterol and calcium at carotid walls leads to the formation of atheromatous plaques that result in stenosis of the vascular lumen and can severely reduce blood supply to the brain. Carotid atherosclerosis or carotid disease is a common disease affecting millions of people worldwide and is associated with ischemic strokes, cardiovascular disease, and death. Early diagnosis is of paramount importance in the efficient management of the disease and is commonly based on ultrasonography or carotid angiography. Another well-known diagnostic method is based on the detection of carotid bruit, a sound (with a frequency in the range 125 - 500 Hz) resulting from the turbulent blood flow due to the stenotic artery. According to literature, an increase in bruit frequency above 340 Hz or bruit duration above 200 ms demonstrate a stenosis degree above 60%.

The present Diploma Thesis refers to the development of an acoustic sensor, that receives sound signals from the carotid area, in order to detect the carotid bruit and investigate its relationship with stenosis degree. The proposed system constitutes a portable, low-cost solution, in comparison with commercially available systems used for carotid disease diagnosis. This portable sensor uses two electret microphones to receive the signal. The first microphone acquires the carotid bruit while the second one is placed at a neutral spot. Carotid bruit is amplified using a differential amplifier, while the common environmental noise weakens. The signal then passes through filters and amplifiers, to an analog-to-digital converter, where it is stored on a portable storage module and can then be analyzed in the time and frequency domains. Following this procedure, a comparison was carried out for three microphones, namely BCM9767P, WM61A and LD-MC-6035W_DTE, in terms of common mode rejection rate, electronic noise affection, and signal corruption. BCM9767P with a longer cable used for the above measurement tests, demonstrated superior performance. Finally, through appropriate measurements, it was demonstrated that the developed prototype shows similar performance with a commercially available microphone that includes amplification and noise reduction. Future research should aim at improving noise reduction which is essential towards enhancing the developed sensor operation. Additionally, carotid phantom design is an important task to be addressed, in order to test the sensor under realistic conditions and assess the true diagnostic value of the carotid bruit, while the integration of a machine learning model in the developed sensor will enable feature extraction and classification of stenosis degree.

Key words: Carotid stenosis, Atheromatous plaque, Carotid bruit, Sound sensor

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

Περίληψη	5
Abstract	6
Εισαγωγή:	8
Κεφάλαιο 1^ο: Καρωτίδα-Αθηρωματική πλάκα	9
1.1 Καρωτιδική αρτηρία.....	9
1.2 Αθηροσκλήρωση-Αθηρωματική πλάκα	10
1.2.1 Ορισμός	11
1.2.2 Καρωτιδική νόσος	11
1.2.3 Επιδημιολογικά στοιχεία αθηροσκλήρωσης	13
1.2.4 Αιτίες πρόκλησης αθηρωματικής πλάκας και πρόληψη	15
1.3 Μέθοδοι διάγνωσης αθηρωματικής πλάκας.....	16
1.4 Καρωτιδικός θόρυβος.....	18
1.4.1 Συχνοτική συμπεριφορά καρωτιδικού θορύβου.....	20
1.4.2 Στατιστικά δεδομένα καρωτιδικού θορύβου	20
Κεφάλαιο 2^ο: Αισθητήρες	22
2.1 Ορισμός	22
2.2 Ακουστικοί αισθητήρες	23
2.2.1 Στηθοσκόπιο	23
2.2.2 Ηλεκτρονικό στηθοσκόπιο	24
2.2.3 Αισθητήρας υπερήχων.....	25
2.2.4 Πλεονεκτήματα ακουστικών αισθητήρων.....	25
2.3 Υλοποίηση ψηφιακού στηθοσκοπίου.....	25
2.3.1 Αρχιτεκτονική του συστήματος	26
2.3.2 Λογισμικό	27
2.4 Προσομοίωση αισθητήρων με χρήση προσομοιώματος (Phantom)	28
2.4.1 Περιγραφή προσομοιώματος (Phantom).....	28
2.4.2 Phantom για την καρωτιδική αρτηρία	28
Κεφάλαιο 3^ο: Σχεδίαση ακουστικού αισθητήρα	30
3.1 Εισαγωγή.....	30
3.2 Τροφοδοσία	30
3.2 Τελεστικός ενισχυτής	32
3.3 Στάδιο λήψης ακουστικού σήματος-Μικρόφωνα	33
3.4 Στάδιο ενισχυτή διαφορών	36
3.4.1 Απόρριψη κοινού σήματος	39
3.5 Αναστρέφων ενισχυτής-Υψιπερατό φίλτρο	40
3.6 Ζωνοπερατό φίλτρο δευτέρου βαθμού	41
3.6.1 Υψιπερατό φίλτρο (high pass).....	42
3.6.2 Βαθυπερατό φίλτρο (low pass)	42
3.7 Αναστρέφων ενισχυτής	44
3.8 Πλήρες κύκλωμα	45
3.9 Μετατροπή αναλογικού σήματος σε ψηφιακό	46
3.10 Λογισμικό επεξεργασίας δεδομένων	48
Κεφάλαιο 4^ο: Αποτελέσματα	49
Κεφάλαιο 5^ο: Συζήτηση αποτελεσμάτων και συμπεράσματα	61
Κεφάλαιο 6^ο: Επίλογος-Προτάσεις για μελλοντική έρευνα	65
6.1 Επίλογος	65
6.2 Μελλοντικά Βήματα.....	67

Διάγνωση αθηρωματικής πλάκας με τη χρήση μικροκυματικής ακτινοβολίας.....	68
Βιβλιογραφία.....	71

Εισαγωγή:

Στο πλαίσιο της παρούσας διπλωματικής εργασίας προτείνεται πρωτότυπη ηλεκτρονική διάταξη για τη συλλογή ηχητικών καταγραφών με στόχο τον εντοπισμό αθηρωματικής πλάκας που σχηματίζεται στο τοίχωμα της καρωτίδας και προκαλεί στένωση του αυλού του αγγείου. Η καρωτιδική νόσος έχει λάβει διαστάσεις επιδημίας, πλήττοντας ένα μεγάλο πλήθος ανθρώπων παγκοσμίως. Προκαλείται από τη συσσώρευση λιπιδίων στην περιοχή της καρωτίδας και ευθύνεται για μειωμένη παροχή αίματος στον εγκέφαλο. Η έγκαιρη και έγκυρη διάγνωση της καρωτιδικής στένωσης, μπορεί να οδηγήσει σε αποτελεσματική αντιμετώπιση του προβλήματος, περιορίζοντας τις επιπτώσεις σε παγκόσμιο επίπεδο. Για το λόγο αυτό, ηείναι σημαντική η ανάπτυξη αποτελεσματικών μεθόδων διάγνωσης. Στις μεθόδους διάγνωσης συγκαταλέγεται η ανίχνευση του καρωτιδικού θορύβου, ήχου προερχόμενου από τη ροή του αίματος στην καρωτίδα, εξαιτίας της φυσιολογίας της.

Σκοπός της εργασίας είναι η σχεδίαση και η υλοποίηση ενός ακουστικού αισθητήρα, με στόχο την ανίχνευση και επεξεργασία του καρωτιδικού θορύβου. Κατά την ανάπτυξη του αισθητήρα, αντιμετωπίστηκαν σχεδιαστικές προκλήσεις ενός ηλεκτρονικού συστήματος, που αφορούσαν στην απόρριψη του περιβαλλοντικού θορύβου, την ενίσχυση του επιθυμητού σήματος, την ψηφιακή αποθήκευση του ηχογραφημένου σήματος. Στόχος ήταν η ανάδειξη της ικανότητας του αισθητήρα να επιτυγχάνει τους παραπάνω στόχους, και να αντιμετωπίζει προβλήματα που προκύπτουν και εμποδίζουν την ομαλή επεξεργασία ηχητικών σημάτων. Επιπλέον, στόχος ήταν η θεμελίωση μίας πρωτότυπης μεθόδου διάγνωσης της αθηροσκλήρυνσης, στην οποία μελλοντικά θα βασιστεί αφενός ο έλεγχος σε πραγματικές συνθήκες και αφετέρου η υλοποίηση μοντέλων μηχανικής μάθησης, που θα αποσκοπούν στην έξυπνη διάγνωση.

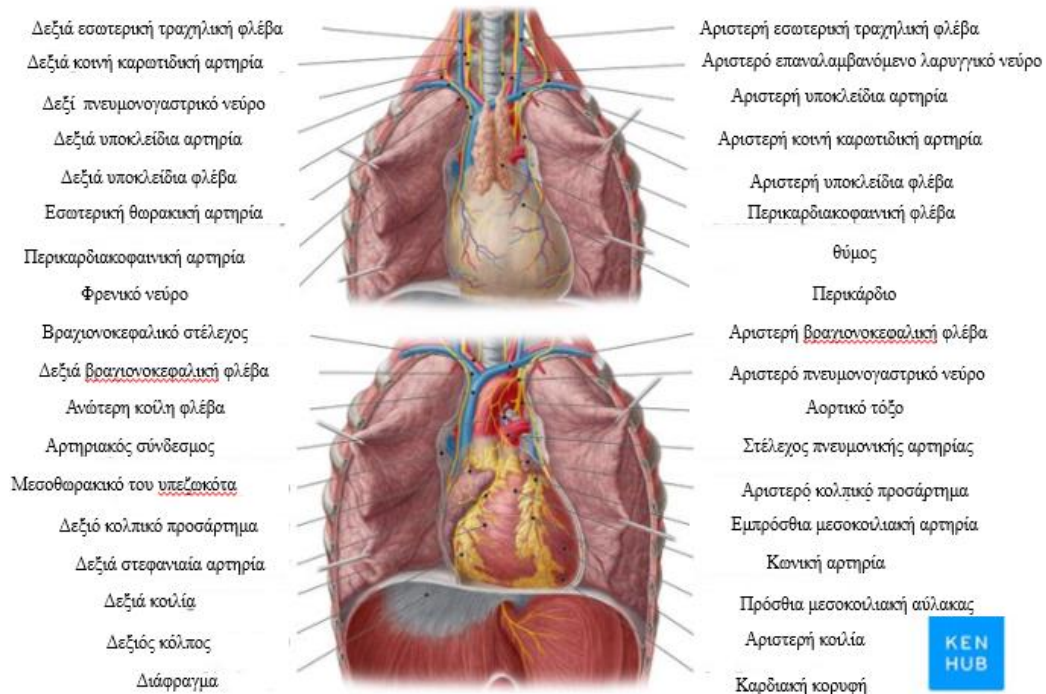
Αναφορικά με τη δομή της εργασίας: αρχικά περιγράφεται η παθοφυσιολογία της καρωτιδικής στένωσης και αναλύονται τα χαρακτηριστικά του καρωτιδικού θορύβου, ο οποίος χρησιμοποιείται για τη διάγνωση. Στη συνέχεια, παρουσιάζονται ζητήματα που σχετίζονται με την ανάπτυξη αισθητήρων και περιγράφεται περιληπτικά η υλοποίηση ενός ψηφιακού στηθοσκοπίου και ενός προσομοιώματος (phantom) της καρωτίδας. Ακολούθως, αναλύονται τα βήματα σχεδίασης του αισθητήρα, στα οποία συμπεριλαμβάνονται υπολογισμοί για τη σχεδίαση κάθε σταδίου σύμφωνα με το σκοπό που αυτό υπηρετεί. Η ολοκλήρωση της σχεδίασης, ακολουθείται από κατάλληλη πειραματική διαδικασία, κατά την οποία πραγματοποιούνται και αναλύονται συγκριτικά μετρήσεις με χρήση διαφορετικών μικροφώνων. Η εργασία ολοκληρώνεται με προτάσεις μελλοντικής έρευνας.

Κεφάλαιο 1^ο: Καρωτίδα-Αθηρωματική πλάκα

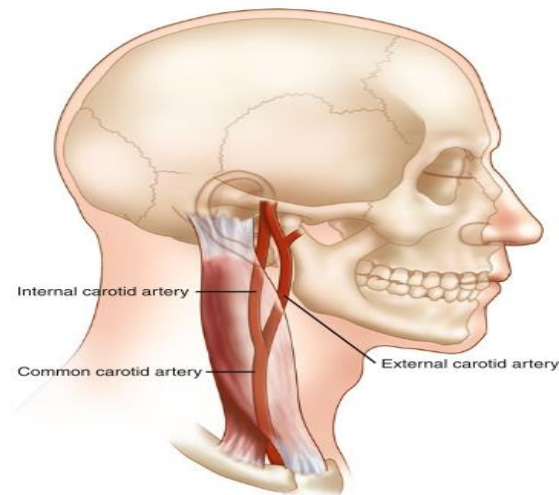
Το κυκλοφορικό σύστημα, γνωστό και ως καρδιαγγειακό σύστημα, αποτελείται από τα όργανα και τα υγρά που μεταφέρουν οξυγόνο και θρεπτικές ουσίες σε όλο το σώμα [1]. Όλα τα σπονδυλωτά διαθέτουν ένα κλειστό κυκλοφορικό σύστημα, στο οποίο το αίμα και τα κύτταρα παραμένουν εντός των αιμοφόρων αγγείων [1]. Το κυκλοφορικό σύστημα αποτελείται από την καρδιά, ως την κύρια αντλία, τα αιμοφόρα αγγεία που στέλνουν το αίμα σε όλο το σώμα. Ένας από τους τύπους αιμοφόρων αγγείων είναι οι αρτηρίες, οι οποίες φροντίζουν τη μεταφορά του αίματος από την καρδιά προς τα όργανα [2]. Στην εικόνα 1 παρουσιάζεται το κυκλοφορικό σύστημα.

1.1 Καρωτιδική αρτηρία

Η καρωτίδα αποτελεί μία από τις κύριες αρτηρίες του κυκλοφορικού συστήματος του ανθρώπου. Ο ρόλος της αρτηρίας αυτής, είναι η τροφοδότηση της περιοχής του κεφαλιού με οξυγονωμένο αίμα. Όπως φαίνεται στην εικόνα 1, στους φυσιολογικούς οργανισμούς η καρωτίδα αποτελείται από δύο αρτηρίες, στην περιοχή του λαιμού, τη δεξιά και την αριστερή. Παρόλο που οι δύο αυτές αρτηρίες προέρχονται από διαφορετική περιοχή, ακολουθούν συμμετρική πορεία ως προς την τοποθέτησή τους στο λαιμό [3]. Οι δύο καρωτιδικές αρτηρίες τροφοδοτούνται με αίμα από την αορτή. Η αορτή είναι η κύρια αρτηρία του καρδιαγγειακού συστήματος και το αίμα αποχωρεί από την καρδιά, οδεύει στην αορτή μέσω της αορτικής βαλβίδας και από εκεί σε όλες τις κύριες αρτηρίες [4]. Η κάθε καρωτίδα χωρίζεται σε δύο επιμέρους αρτηρίες, την έσω καρωτίδα και την έξω καρωτίδα. Ο ρόλος της έσω και της έξω καρωτίδας είναι διαφορετικός [3]. Η έξω καρωτίδα τροφοδοτεί με αίμα τους οφθαλμούς και το θυρεοειδή αδέν. Αντιθέτως, η έσω καρωτίδα προσφέρει αίμα στο



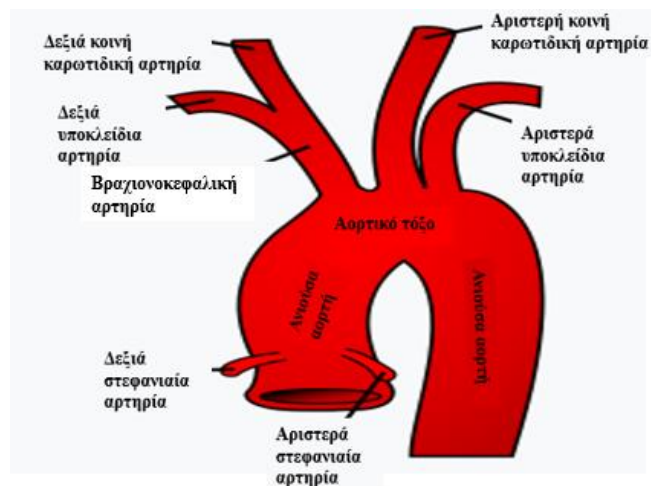
Εικόνα 1: Κυκλοφορικό σύστημα[2]



Εικόνα 2: Διακλάδωση της καρωτίδας σε έσω και έξω.[19]

αντίστοιχο ημισφαίριο του ανθρώπινου εγκεφάλου. Η λειτουργία συνεπώς της έσω αρτηρίας, καθίσταται εξαιρετικά σημαντική, καθώς οποιαδήποτε ανωμαλία, προσφέρει ποικίλα προβλήματα υγείας στον οργανισμό. Όσον αφορά την έκταση τους και το μέρος του ανθρώπινου σώματος που καταλαμβάνουν, παρουσιάζεται ασυμμετρία μεταξύ των δύο καρωτιδικών αρτηριών. Πιο συγκεκριμένα, η δεξιά καρωτίδα συνδέεται με τη βραχιονοκεφαλική αρτηρία, σε αντίθεση με την αριστερή κοινή αρτηρία, που συνδέεται κατευθείαν με την αορτή [5].

1.2 Αθηροσκλήρωση-Αθηρωματική πλάκα



Εικόνα 3.Ανατομία της καρωτίδας.

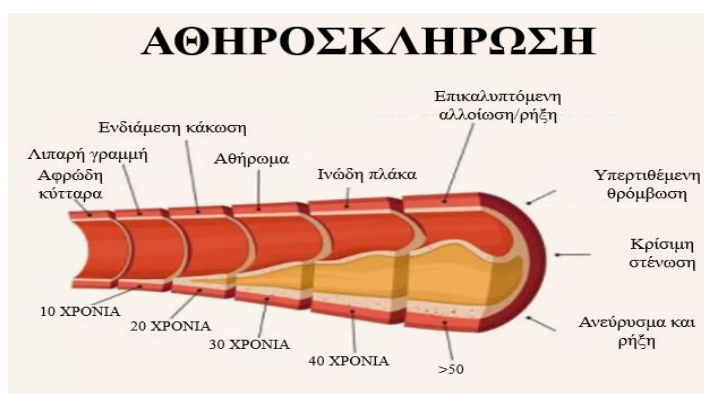
1.2.1 Ορισμός

Με την πάροδο του χρόνου, στα τοιχώματα των αρτηριών συσσωρεύονται ουσίες, που ως αποτέλεσμα έχουν τη διαμόρφωση ενός παχύ και σκληρού τοιχώματος, το οποίο ονομάζεται αθηρωματική πλάκα. Το τοίχωμα αυτό δημιουργείται εξαιτίας του λίπους, της χοληστερόλης, του ασβεστίου και άλλων υλικών που μεταφέρονται με τη ροή του αίματος. Οι ουσίες αυτές διαχωρίζονται από το αίμα μέσω ενός ινώδους στρώματος, αποτελούμενο από ίνες και κύτταρα. Ως αποτέλεσμα της παραπάνω διαδικασίας, η παροχή αίματος στα ζωτικά όργανα περιορίζεται, ελαττώνεται σταδιακά και τα όργανα υπολειπονται, προκαλώντας με αυτόν τον τρόπο ποικίλα προβλήματα. Επιπλέον, μειώνεται η παροχή οξυγόνου στην καρδιά, οδηγώντας σε καρδιαγγειακά προβλήματα, ίσως και στο θάνατο. Εκτός από την στένωση της αρτηρίας εξαιτίας της συσσώρευσης των στοιχείων που σχηματίζουν την αθηρωματική πλάκα, προκαλείται σκλήρυνση της αρτηρίας και απώλεια της ελαστικότητας, παράγοντες που επηρεάζουν τη ροή αίματος στον εγκέφαλο[6]. Ωστόσο, η επικινδυνότητα της αθηρωματικής πλάκας αυξάνεται ραγδαία όταν γίνεται εύθραυστη. Αυτό συνεπάγεται τη δημιουργία θρόμβων στο αίμα, με αποτέλεσμα η ροή να μειώνεται ή να προκαλείται απόσπαση ενός τμήματος, το οποίο μπορεί να ταξιδέψει στα υπόλοιπα όργανα προκαλώντας καρδιακά εμφράγματα, εγκεφαλικά επεισόδια, δυσκολία στο περπάτημα, ακόμη και γάγγραινα [6].

1.2.2 Καρωτιδική νόσος

Η αθηροσκλήρωση, όπως αναφέρθηκε και πριν, επηρεάζει την αρτηρία της καρωτίδας, οδηγώντας στην καρωτιδική νόσο. Η νόσος της καρωτιδικής αρτηρίας προκαλείται από τη στένωση της αρτηρίας, εξαιτίας της αθηρωματικής πλάκας που εμφανίζεται στα τοιχώματα της αρτηρίας. Η αθηροσκλήρωση στην περιοχή της καρωτίδας είναι μια βραδέως εμφανιζόμενη ασθένεια. Παρ' όλα αυτά, υπάρχει η πιθανότητα να αναπτυχθεί με ταχείς ρυθμούς. Με την αύξηση της αθηρωματικής πλάκας, μειώνεται η αιματική ροή προς τον εγκέφαλο, σε βαθμό που προκαλείται εγκεφαλικό επεισόδιο. Παράλληλα, ενδέχεται τμήμα της αθηρωματικής πλάκας να ξεκολλήσει και παρασυρθεί, αποφράζοντας στενότερες αρτηρίες. [7]

Η αθηροσκλήρωση της καρωτίδας είναι φλεγμονώδης πάθηση [8]. Υπό φυσιολογικές συνθήκες το ενδοθήλιο είναι σε μία αδρανή, αντιφλεγμονώδη κατάσταση, κατά την οποία



Εικόνα 4: Η εξέλιξη της αθηρωματικής πλάκας [1]

παράγει νιτρικό οξύ, το οποίο προστατεύει το ενδοθήλιο [8]. Παράγοντες που επιδρούν αρνητικά τα αιμοφόρα αγγεία, όπως η αρτηριακή υπέρταση, ο διαβήτης, η οξειδωμένη, χαμηλής πυκνότητας σε λιποπρωτεΐνη, χοληστερόλη (LDL), η πολύ χαμηλής πυκνότητας σε λιποπρωτεΐνη χοληστερόλη (VLDL), το κάπνισμα, η υπερομοκυστεϊναιμία, λοιμώξεις και η μηχανική διατμητική τάση στην περιοχή της καρωτίδας, μετατρέπουν το ενδοθήλιο σε μια πρώιμη κατάσταση φλεγμονής[8]. Χημικές ρίζες, παράγωγες οξυγόνου, παράγονται και οξειδώνουν τη LDL χοληστερόλη, η οποία ενεργοποιεί άλλα ενδοθήλια κύτταρα, έλκει μονοκύτταρα και τα κάνει μακροφάγα, τα οποία περικλείουν LDL χοληστερόλη καταλήγοντας σε αφρώδη μακροφάγα. Το οξειδωτικό στρες ενεργοποιεί τον πυρηνικό παράγοντα-Κάππα (NF-kB). Το μόριο αυτό προσελκύει τα φλεγμονώδη κύτταρα στην περιοχή, καθώς επίσης αυξάνει την παραγωγή μεταλλοπρωτεϊνάσης μήτρας 9. Η τελευταία, προκαλεί επιδείνωση της εξωκυττάριας μήτρας, η οποία αποδυναμώνει το ινώδη επίστρωμα μιας πλήρως σχηματισμένης πλάκας, καταλήγοντας σε ρήξη[8].

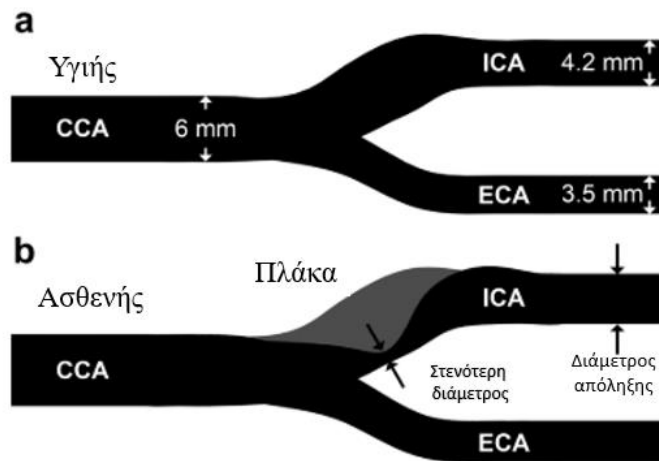
Σύμφωνα με την Αμερικάνικη Ένωση Καρδιολογίας (American Heart Association) υπάρχουν ποικίλα στάδια της ανάπτυξης της πλάκας [8]. Η αρχική βλάβη περιέχει ενεργοποιημένα μακροφάγα [8]. Αυτό συνεπάγεται σε μία λιπώδη γραμμή όπου αφρώδη μονοκύτταρα έχουν διαμορφωθεί. Στα επόμενα ενδιάμεσα βήματα, οι βλάβες που σχηματίζονται περιέχουν αυξημένο αριθμό αφρωδών μακροφάγων [8]. Ένα τμήμα των μακροφάγων κυττάρων νεκρώνεται, αφήνοντας εξωκυτταριαία λιπίδια. Μέχρι στιγμής η σχηματισμένη πλάκα είναι ασυμπτωματική. Αυξανόμενων των εξωκυτταριαίων λιπιδίων η πλάκα ονομάζεται αθήρωμα [8]. Αυτό οδηγεί στο ινώδες αθήρωμα που αποτελείται από ινώδη επίστρωμα και έναν νεκρό πυρήνα λιπιδίων. Από το νεκρό πυρήνα μπορούν να σχηματιστούν κρύσταλλοι χοληστερόλης [8]. Οι κρύσταλλοι αυτοί μπορούν να προκαλέσουν ρήξη στο ινώδες επίστρωμα προκαλώντας αιμορραγία εντός της πλάκας, γεγονός που οδηγεί σε θρόμβωση [8]. Με το σχηματισμό του πυρήνα λιπιδίων ο ασθενής δύναται να εμφανίσει κλινικά συμπτώματα [8].

Οι ασθενείς που νοσούν από καρωτιδική νόσο, χωρίζονται σε ασυμπτωματικούς και συμπτωματικούς. Οι ασυμπτωματικοί ασθενείς είναι αυτοί που χαρακτηρίζονται από σημαντική στένωση, σε τέτοιο βαθμό, όμως, που δεν εμποδίζει αρκετή ποσότητα αίματος, ώστε να εμφανισθούν συμπτώματα. Από την άλλη, η συμπτωματική νόσος μπορεί να οδηγήσει σε ισχαιμικές επιθέσεις ή εγκεφαλικό. Ένας ασθενής με καρωτιδική στένωση μπορεί να θεωρηθεί συμπτωματικός αν έχει παρουσιάσει παροδικά ή μόνιμα εστιακά νευρολογικά συμπτώματα που σχετίζονται με το σύστοιχο αμφιβληστροειδή ή το εγκεφαλικό ημισφαίριο [9]. Στα συμπτώματα περιλαμβάνεται η παροδική απώλεια της όρασης, η αδυναμία ή το μούδιασμα των άκρων ή του προσώπου, η μείωση του οπτικού πεδίου, δυσαρθρία και αφασία [9]. Ο διαχωρισμός μεταξύ των δύο κατηγοριών είναι αρκετά σημαντικός, αφού συνεπάγεται διαφορετική αντιμετώπιση και θεραπεία.

Το ποσοστό στένωσης έσω καρωτίδας υπολογίζεται από τον εξής τύπο:

$$\%ICA = \left(1 - \frac{\text{Διάμετρος στένωσης}}{\text{Διάμετρος απόληξης}}\right) \cdot 100\%.$$

Ως ICA αναφέρεται η έσω καρωτίδα, από την αγγλική φράση Internal Carotid Artery. Στην επόμενη εικόνα διαφαίνονται τα σημεία υπολογισμού του προηγούμενου τύπου. Εκτός από τη συντομογραφία ICA, παρουσιάζονται και οι συντομογραφίες CCA και ECA, για την κοινή καρωτίδα και την έξω, αντίστοιχα.



Εικόνα 5: Γεωμετρία της καρωτιδικής αρτηρίας στην περιοχή της διακλάδωσης, σε υγιής (a) και ασθενής (b) κατάσταση [36]. (CCA: κοινή καρωτιδική αρτηρία. ICA: έσω καρωτιδική αρτηρία. ECA: έξω καρωτιδική αρτηρία)

1.2.3 Επιδημιολογικά στοιχεία αθηροσκλήρωσης

Η ανάπτυξη της αθηρωματικής πλάκας εμφανίζεται σε όλες τις αρτηρίες του κυκλοφορικού συστήματος, με το δείκτη επικινδυνότητας να αυξάνεται σε αυτές που σχετίζονται με την καρδιά και τον εγκέφαλο. Καθίσταται, λοιπόν, εύλογη η παρατήρηση, ότι η αθηροσκλήρωση είναι αρκετά επικίνδυνη για την ανθρώπινη υγεία. Συγκεκριμένα, μπορεί να οδηγήσει σε καρδιοαγγειακά εμφράγματα, εγκεφαλικά επεισόδια και σε περιφερική αρτηριακή νόσο. Καταλήγοντας με αυτόν τον τρόπο να συνδέεται με το, ιδιαίτερης σημασίας, ποσοστό του 50% των θανάτων στις δυτικές κοινωνίες. Ενδεικτικά, στις Ηνωμένες Πολιτείες της Αμερικής, 610.000 άνθρωποι πεθαίνουν κάθε χρόνο εξαιτίας καρδιοαγγειακών επεισοδίων λόγω αθηροσκλήρωσης, αποτελώντας το 25% των ετησίων θανάτων [7]. Η νόσος της στεφανιαίας αρτηρίας, που προκαλείται από την αθηροσκλήρωση, είναι ο κύριος λόγος θανάτου στον δυτικό κόσμο με 370.000 θανάτους ετησίως. Κατά μέσο όρο, 735.000 Αμερικανοί έχουν καρδιακό επεισόδιο, εκ των οποίων, 525.000 έχουν καρδιακό επεισόδιο για πρώτη φορά, ενώ οι υπόλοιποι επαναλαμβανόμενο. Παρατηρείται, ότι το 75% των οξέων εμφραγμάτων του μυοκαρδίου εμφανίζεται από ρήξη της πλάκας [7].

Όσον αφορά την καρωτίδα, σημαντικό είναι να αναφερθεί ο επιπολασμός του φαινομένου αυτού, δηλαδή το ποσοστό των ανθρώπων που διαθέτουν αθηρωματική πλάκα, έναντι του συνολικού πληθυσμού. Πραγματοποιήθηκε έρευνα σε τέσσερις βιβλιογραφικές βάσεις δεδομένων, PubMed, MEDLINE, Embase και Global Health, συμπεριλαμβάνοντας συνολικά 59 άρθρα σχετικά με την καρωτιδική αθηροσκλήρωση, χωρίς περιορισμούς στη γλώσσα ή την ημερομηνία έκδοσης. Σε αυτή λήφθηκαν υπόψιν, σύμφωνα με τις κατευθυντήριες γραμμές της Ευρώπης στην παρεμπόδιση των καρδιοαγγειακών ασθενειών, ως αυξημένο πάχος της μέσης καρωτίδας το 1 χιλιοστό, την καρωτιδική πλάκα ως πάχος της κεντρικής καρωτίδας στο 1.5 χιλιοστό και ως καρωτιδική στένωση, ποσοστό άνω του 50% στένωσης συμπεριλαμβανομένης και της απόφραξης [10]. Στην έρευνα αυτή πραγματοποιήθηκε λογιστική παλινδρόμηση ώστε να εκτιμηθεί ο επιπολασμός των παραπάνω τριών περιπτώσεων αναφορικά με την ηλικία και το φύλο. Επιπλέον, υπολογίστηκε ο παγκόσμιος πληθυσμός των τριών αυτών περιπτώσεων για τα έτη 2000, 2015 και 2020, συνυπολογίζοντας

τον παγκόσμιο πληθυσμό. Τα αποτελέσματα παρουσιάζονται στις εικόνες 4 και 5, με τον τρόπο που παρουσιάστηκαν στην έρευνα [10].

	Αυξημένο καρωτιδικό μέσο πάχος		Καρωτιδική πλάκα		Καρωτιδική στένωση	
	Ανδρες	Γυναίκες	Ανδρες	Γυναίκες	Ανδρες	Γυναίκες
30-34 χρόνια	11.7% (6.0-21.7)	6.9% (3.4-13.4)	7.5% (4.0-13.5)	4.1% (2.2-7.6)	0.5% (0.3-1.0)	0.3% (0.2-0.6)
35-39 χρόνια	15.8% (8.3-28.1)	9.4% (4.8-17.9)	10.5% (5.7-18.3)	5.8% (3.1-10.6)	0.7% (0.4-1.2)	0.4% (0.2-0.7)
40-44 χρόνια	21.0% (11.3-35.6)	12.9% (6.6-23.5)	14.5% (8.1-24.5)	8.2% (4.5-14.7)	0.9% (0.6-1.5)	0.6% (0.4-0.9)
45-49 χρόνια	27.3% (15.3-43.8)	17.3% (9.1-30.2)	19.7% (11.3-31.9)	11.5% (6.3-19.9)	1.3% (0.8-1.9)	0.8% (0.5-1.1)
50-54 χρόνια	34.7% (20.4-52.4)	22.8% (12.5-37.9)	26.1% (15.6-40.4)	15.8% (8.9-26.4)	1.7% (1.2-2.4)	1.0% (0.7-1.4)
55-59 χρόνια	42.9% (26.6-60.8)	29.5% (16.8-46.4)	33.9% (21.1-49.5)	21.3% (12.4-34.2)	2.2% (1.7-3.0)	1.3% (1.0-1.8)
60-64 χρόνια	51.5% (33.9-68.7)	37.1% (22.2-55.0)	42.5% (27.9-58.6)	28.1% (17.0-42.9)	3.0% (2.3-3.9)	1.8% (1.4-2.4)
65-69 χρόνια	60.0% (42.0-75.7)	45.5% (28.7-63.4)	51.7% (35.8-67.2)	36.2% (22.8-52.1)	4.0% (3.1-5.1)	2.4% (1.9-3.1)
70-74 χρόνια	68.0% (50.6-81.5)	54.2% (36.3-71.0)	60.8% (44.7-74.8)	45.0% (30.0-61.1)	5.3% (4.0-6.8)	3.2% (2.4-4.2)
75-79 χρόνια	75.0% (59.1-86.2)	62.6% (44.5-77.7)	69.1% (53.9-81.1)	54.2% (38.2-69.4)	6.9% (5.2-9.3)	4.3% (3.1-5.8)
Συνολικά (30-79) στο 2020	32.1% (20.2-46.7)	23.2% (13.7-35.9)	25.2% (16.1-36.7)	17.1% (10.4-26.5)	1.8% (1.3-2.6)	1.2% (0.8-1.6)

Τα δεδομένα δείχνουν τον επιπολασμό, με 95% CIs στην παρένθεση

Εικόνα 6: Εκτιμώμενος επιπολασμός για το αυξημένο καρωτιδικό πάχος, την καρωτιδική πλάκα και την καρωτιδική στένωση για το φύλο και την ηλικία

	Αυξημένο καρωτιδικό μέσο πάχος			Καρωτιδική πλάκα			Καρωτιδική στένωση		
	2000 (εκατομμύρια)	2020 (εκατομμύρια)	Ποσοστιαία μεταβολή (%)	2000 (εκατομμύρια)	2020 (εκατομμύρια)	Ποσοστιαία μεταβολή (%)	2000 (εκατομμύρια)	2020 (εκατομμύρια)	Ποσοστιαία μεταβολή (%)
30-34 χρόνια	44.56 (22.45-84.20)	56.56 (28.50-106.86)	26.93%	27.80 (14.92-50.50)	35.30 (18.94-64.11)	26.96%	2.00 (1.08-3.68)	2.54 (1.38-4.68)	26.92%
35-39 χρόνια	54.21 (27.96-98.73)	69.02 (35.60-125.70)	27.32%	35.02 (19.05-62.20)	44.59 (24.25-79.20)	27.33%	2.40 (1.40-4.11)	3.06 (1.78-5.24)	27.32%
40-44 χρόνια	63.38 (33.64-110.54)	83.73 (44.44-146.03)	32.10%	42.52 (23.55-73.37)	56.17 (31.11-96.92)	32.10%	2.81 (1.76-4.48)	3.71 (2.32-5.92)	32.10%
45-49 χρόνια	75.02 (41.21-124.50)	106.96 (58.76-177.52)	42.59%	52.40 (29.71-87.23)	74.72 (42.37-124.38)	42.59%	3.38 (2.26-5.05)	4.82 (3.22-7.20)	42.59%
50-54 χρόνια	76.03 (43.50-119.47)	128.08 (73.30-201.23)	68.46%	55.43 (32.38-88.38)	93.39 (54.57-148.89)	68.48%	3.55 (2.51-5.01)	5.98 (4.24-8.44)	68.49%
55-59 χρόνια	75.63 (45.38-112.12)	140.08 (84.06-207.63)	85.21%	57.64 (34.96-87.47)	106.77 (64.76-162.00)	85.23%	3.75 (2.78-5.04)	6.94 (5.16-9.33)	85.24%
60-64 χρόνια	83.24 (52.64-116.37)	142.23 (89.96-198.78)	70.86%	66.30 (42.02-95.35)	113.29 (71.81-162.91)	70.89%	4.48 (3.44-5.84)	7.67 (5.88-9.98)	70.92%
65-69 χρόνια	80.29 (53.69-106.05)	141.47 (94.66-186.78)	76.21%	66.69 (44.42-90.77)	117.56 (78.33-159.93)	76.27%	4.82 (3.73-6.21)	8.50 (6.58-10.95)	76.39%
70-74 χρόνια	71.58 (50.64-89.78)	114.27 (80.94-143.18)	59.64%	61.77 (43.36-79.72)	98.69 (69.36-127.23)	59.77%	4.89 (3.74-6.38)	7.83 (5.99-10.22)	60.11%
75-79 χρόνια	53.37 (39.84-63.99)	84.28 (63.10-100.83)	57.92%	47.60 (35.21-58.52)	75.29 (55.87-92.35)	58.20%	4.23 (3.13-5.68)	6.73 (4.98-9.05)	59.31%
Συνολικά (30-79) στο 2020	677.32 (410.96-1025.74)	1066.70 (653.30-1594.52)	57.49%	513.16 (319.58-773.52)	815.76 (511.36-1217.93)	58.97%	36.32 (25.83-51.50)	57.79 (41.52-81.02)	59.13%

Τα δεδομένα δείχνουν το πλήθος των ανθρώπων, με 95% CIs στην παρένθεση, εκτός αν αναφέρεται διαφορετικά

Εικόνα 7: Εκτιμώμενο πλήθος ανθρώπων με αυξημένο καρωτιδικό πάχος, καρωτιδική πλάκα και καρωτιδική στένωση το 2000 και το 2020 και η ποσοστιαία μεταβολή από το 2000 στο 2020

Από την έρευνα αυτή συνεπάγεται ότι το 28% των ανθρώπων σε ηλικίες 30-79 στο παγκόσμιο πληθυσμό του 2020 διέθετε πάχος έσω-μέσου χιτώνα καρωτίδων μεγαλύτερο από 1 χιλιοστό. Επιπλέον, το 21% για τις ίδιες ηλικίες είχε καρωτιδική πλάκα και το 1.5% καρωτιδική στένωση, ποσοστό που μεταφράζεται σε 816 εκατομμύρια ανθρώπους με καρωτιδική πλάκα και 58 εκατομμύρια με καρωτιδική στένωση [10]. Παρατηρείται, επίσης, ότι τα ποσοστά είναι αυξάνονται με την αύξηση της ηλικίας, ενώ αναφορικά με το φύλο, παρουσιάζονται περισσότερο στους άνδρες. Η εξάρτηση της καρωτιδικής στένωσης από την ηλικία υποδεικνύει ότι η αθηροσκλήρωση είναι μία χρόνια ασθένεια. Αξίζει να αναφερθεί ότι το πάχος έσω-μέσου χιτώνα είναι δείκτης που εκφράζει, σε πρώιμο στάδιο, τη αθηροσκλήρωση και την υπερτροφία των μυών και στην παρούσα έρευνα θεωρήθηκε το 1 χιλιοστό ως το κάτω όριο[10]. Συνεπώς, ο τεράστιος όγκος ανθρώπων που εκτιμάται ότι ζουν με καρωτιδική πλάκα ή στένωση, αναδεικνύει το μεγάλο αριθμό πιθανών καρδιαγγειακών ασθενειών σε παγκόσμιο επίπεδο.

1.2.4 Αιτίες πρόκλησης αθηρωματικής πλάκας και πρόληψη

Κατά εκκωφαντικό ποσοστό, η αθηροσκλήρωση οφείλεται στον τρόπο ζωής. Παθογόνες καταστάσεις όπως η υπέρταση, ο διαβήτης και το κάπνισμα, αλλά και χαρακτηριστικά του ατόμου όπως η ηλικία, το φύλο και το οικογενειακό ιστορικό, είναι παράγοντες που μπορούν να οδηγήσουν στην αθηροσκλήρωση. Όσον αφορά το οικογενειακό ιστορικό, ένα παιδί του οποίου η μητέρα διαθέτει υψηλό δείκτη χοληστερόλης, καλλιεργεί την αθηροσκλήρωση σημαντικά πιο γρήγορα, από το γόνο μητέρας με χαμηλή χοληστερόλη [11]. Στον ανθυγιεινό τρόπο ζωής συμπεριλαμβάνονται, η καθιστική ζωή, η ανθυγιεινή διατροφή πλούσια σε κορεσμένα και οξέα ακόρεστα λιπαρά. [12]. Η υπερχοληστερολαιμία, δηλαδή η υψηλή παρουσία χοληστερόλης στο αίμα, είναι ένας από τους κύριους παράγοντες ανάπτυξης αθηροσκλήρωσης. Τα αυξημένα επίπεδα χοληστερόλης συνεπάγονται αλλαγές στην ενδοθηλιακή διαπερατότητα, το οποίο επιτρέπει την εναπόθεση λιπιδίων στα τοιχώματα των αρτηριών[8].

Σχετικά με την ανάπτυξη της αθηρωματικής πλάκας, πολύ σημαντικό ρόλο παίζει η πρόληψη. Υπάρχουν απλές οδηγίες που ακολουθούνται, όπως η υγιεινή διατροφή, η σωματική άσκηση, η αποφυγή κατανάλωσης αλκοόλ και η αποφυγή του καπνίσματος [12]. Η υγιεινή διατροφή που οφείλουν οι άνθρωποι να ακολουθούν πρέπει να διαθέτει ελάχιστα κορεσμένα και τρανς λιπαρά, που βρίσκονται στο κόκκινο κρέας και παρόμοιες τροφές, κατανάλωση αλατιού μικρότερη των 5 γραμμαρίων, μονοακόρεστα λιπαρά, λιπαρά ψάρια, πλούσια σε Ω3, φρούτα και λαχανικά [12]. Σε πολλές περιπτώσεις, συνίσταται η παράλληλη χρήση φαρμάκων, ικανών να μειώσουν τα επίπεδα χοληστερόλης και να αποτρέψουν σε αρχικό στάδιο, την ανάπτυξη της [11]. Μεγάλο κίνητρο για τους επιστήμονες αποτελεί η πρόωρη διάγνωση ασθενών που βρίσκονται σε κίνδυνο αλλά δεν εμφανίζουν συμπτώματα, συνεπώς και η ανάπτυξη τέτοιων διαγνωστικών μεθόδων [11]. Είναι ευκόλως αντιληπτό, το γεγονός ότι οι ασυμπτωματικοί ασθενείς κινδυνεύουν έντονα, εξαιτίας της άγνοιας της κατάστασης, της υγείας τους.

Επιπροσθέτως, η αθηροσκλήρωση έχει οριστεί από τους επιστήμονες ως φλεγμονώδη

ασθένεια, καθώς η φλεγμονή αποτελεί έναν από τους πιο σημαντικούς παράγοντες, τα τελευταία 20 χρόνια. Ωστόσο, γίνεται αντιληπτό ότι οι φλεγμονώδεις μηχανισμοί λειτουργούν πιο παθογόνα στο αγγειακό τοίχωμα με την εναπόθεση κρυστάλλων χοληστερόλης στο εσωτερικό του αγγείου. Εξαιτίας του παραπάνω γεγονότος, τα αντιφλεγμονώδη φάρμακα μπορούν να λειτουργήσουν ως ανασταλτικός παράγοντας στην καλλιέργεια της αθηροσκλήρωσης [11].

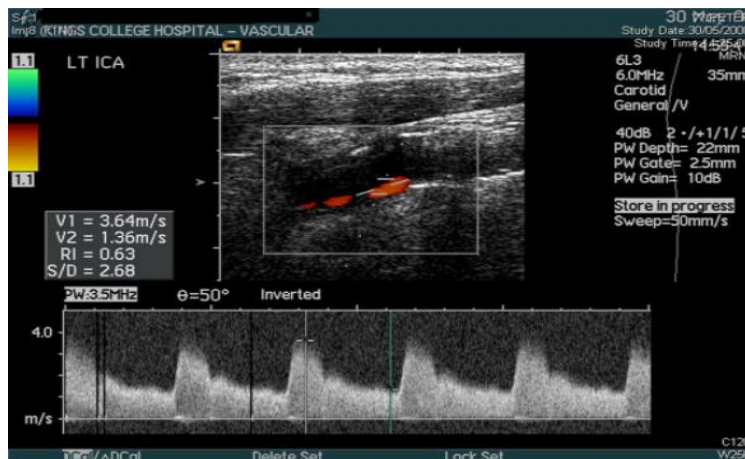
1.3 Μέθοδοι διάγνωσης αθηρωματικής πλάκας

Από την προηγούμενη ενότητα και την αναφορά στην επικινδυνότητα της αθηροσκλήρωσης, καθώς και το εξαιρετικά μεγάλο ποσοστό εμφάνισής της, διαπιστώνεται ότι η έγκαιρη διάγνωση αποτελεί σημαντικό κεφάλαιο [13]. Για το λόγο αυτό, έχουν αναπτυχθεί με την πάροδο των χρόνων, μέθοδοι διάγνωσης ποικίλων μορφών. Η επιτακτική αναγκαιότητα της πρόληψης και η ραγδαία ανάπτυξη της τεχνολογίας, συνιστούν παράγοντες στην ανάπτυξη καινοτόμων εργαλείων. Με την εισαγωγή των φορητών συσκευών στη καθημερινότητα, συλλαμβάνονται ιδέες για ανάπτυξη αισθητήρων, ικανών να ενημερώνουν το χρήστη για την κατάσταση της υγείας του, έγκαιρα και έγκυρα, χωρίς να χρειάζεται η μετάβαση στο νοσοκομείο ή σε γιατρό. Στη συνέχεια θα ακολουθήσει η παράθεση των συνηθέστερων παραδοσιακών μεθόδων διάγνωσης, οι οποίες πραγματοποιούνται από ειδικούς, σε ειδικά διαμορφωμένους, κλινικούς χώρους και δύνανται να εφαρμοστούν συνδυαστικά:

- Ακουστική διάγνωση της καρωτίδας: Η τεχνική αυτή έγκειται στη χρήση του στηθοσκοπίου, το οποίο τοποθετείται στην περιοχή της καρωτίδας. Η τεχνική αυτή δύναται να εφαρμοστεί μόνο από ειδικό. Ο ήχος που παράγεται από την καρωτίδα, η οποία χαρακτηρίζεται από στένωση, είναι εξαιτίας της ροής του αίματος σε μία στενή περιοχή. Θα πραγματοποιηθεί εκτενέστερη αναφορά στον ήχο αυτό σε ξεχωριστή ενότητα [14].



Εικόνα 8: Εξέταση καρωτιδικού θορύβου με τη χρήση στηθοσκοπίου [15]



Εικόνα 9: Διπλή σάρωση της καρωτίδας μέσω της οποίας ανιχνεύεται στένωση στην έσω καρωτίδα. [16]

- Διπλή σάρωση της καρωτιδικής αρτηρίας: Αποτελεί μια μέθοδο αξιολόγησης της ροής του αίματος στην αρτηρία, μέσω αγγειακών υπερήχων. Η τεχνική αυτή είναι μη επεμβατική, δηλαδή δεν πραγματοποιείται διάτρηση του δέρματος, αλλά εφαρμόζεται επιφανειακά. Το αισθητήριο άκρο, που ονομάζεται μορφοτροπέας, εκπέμπει υπερηχητικά ακουστικά κύματα, τα οποία λόγω της υψηλής τους συχνότητας, είναι μη ανιχνεύσιμα από το ανθρώπινο αυτί. Το άκρο αυτό είναι τοποθετημένο σε κομβικό σημείο, ώστε το μεταδιδόμενο σήμα να διαπερνά το δέρμα και τους ιστούς και να φθάνει στα κύτταρα του αίματος. Μέσω του φαινομένου Doppler, το ανακλώμενο σήμα ανιχνεύεται, κατευθύνεται σε ενισχυτή και καταγράφεται εικονικά για επεξεργασία. Απουσία ή ασθενή εμφάνιση του ανακλώμενου ήχου προδίδει παρεμπόδιση στην κυκλοφορία του αίματος [14]. Γενικότερα, η χρήση υπερήχων χρησιμοποιείται για την απεικόνιση της καρωτιδικής αρτηρίας [17].
- Μαγνητική τομογραφία(MRI): Στη παρούσα μέθοδο πραγματοποιείται χρήση της κλασσικής μαγνητικής τομογραφίας, παράγοντας λεπτομερείς εικόνες της καρωτίδας, ώστε να ανιχνευθεί η αθηρωματική πλάκα [14].
- Αγγειογραφία μαγνητικού συντονισμού(MRA): Συμπληρωματικά της μαγνητικής τομογραφίας, η μέθοδος αυτή εξελίχθηκε εξαιτίας της ροής του αίματος. Χρησιμοποιεί μεθόδους όπως η χρονική αφαίρεση, η ανάστροφη διέγερση, η διέγερση γειτονικών περιοχών και η μεταβολή φάσης, για την διαμόρφωση εικόνων υψηλής ευκρίνειας [14].
- Υπολογιστική τομογραφία (CT ή CAT): Η διαγνωστική διαδικασία αυτή δημιουργεί εικόνες, κάνοντας χρήση ακτίνων X και υπολογιστική διεργασία, ώστε να δημιουργήσει τομές του ανθρώπινου σώματος. Η τεχνική αυτή έχει τη δυνατότητα να απεικονίσει λεπτομερώς οποιοδήποτε μέρος του σώματος, καθώς χαρακτηρίζεται ως πιο λεπτομερής διαδικασία από ότι οι ακτίνες X γενικής χρήσης. Αναλόγως την περίπτωση, υπάρχει η δυνατότητα έγχυσης διεισδυτικού υγρού στις φλέβες του ασθενούς, με σκοπό καλύτερη απεικόνιση. Με τη χρήση μοντέλων μηχανικής μάθησης, έχει δείξει ακρίβεια ως και 99% [14].
- Αγγειογραφία: Κλείνοντας, η αγγειογραφία αποτελεί μία παρεμβατική μέθοδο αξιολόγησης του βαθμού στένωσης της αρτηρίας, χρησιμοποιώντας ακτίνες X και

διεισδυτικό υγρό, βοηθώντας με αυτόν τον τρόπο τη δημιουργία εικόνων σχετικά με το σχήμα της αρτηρίας και τη ροή του αίματος [14].

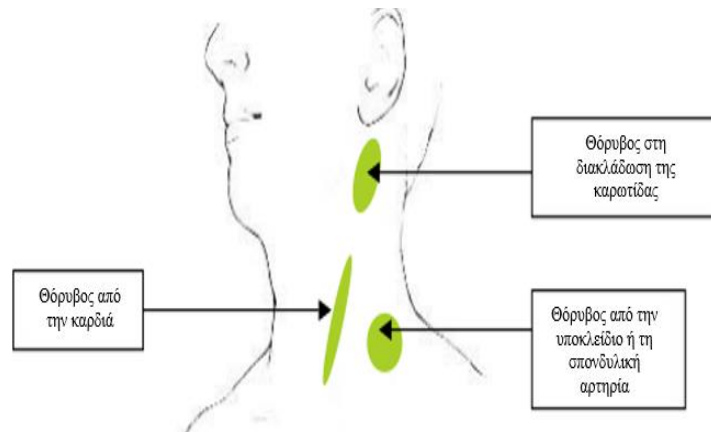
1.4 Καρωτιδικός θόρυβος

Στην προηγούμενη ενότητα πραγματοποιήθηκε αναφορά στον καρωτιδικό θόρυβο, ως το επιθυμητό σήμα με σκοπό την ακουστική ανίχνευση με στηθοσκόπιο, της καρωτιδικής νόσου. Ποικίλες έρευνες έχουν υλοποιηθεί για τη μελέτη και την αξιολόγηση του θορύβου αυτού. Στην παρούσα εργασία κρίνεται απαραίτητη η αναφορά, καθώς θα είναι το εργαλείο που θα χρησιμοποιηθεί ώστε ο ακουστικός αισθητήρας να δύναται την ανίχνευση της αθηροσκλήρωσης.

Ο καρωτιδικός θόρυβος είναι συστολικός ήχος[18], που προέρχεται από το στροβιλισμό του αίματος και τη μη γραμμική του ροή, σε μια περιοχή στένωσης [15]. Κατά συνέπεια, προκαλεί δονήσεις στα τοιχώματα της αρτηρίας, οι οποίες καταφθάνουν στο δέρμα, από όπου και μπορούν να ανιχνευθούν με τη χρήση ενός ακουστικού οργάνου, όπως για παράδειγμα το στηθοσκόπιο. Συνήθως, ο θόρυβος αυτός παράγεται όταν ο βαθμός της στένωσης ξεπερνάει το 50% της αρχικής διαμέτρου της αρτηρίας [15]. Όπως έχει ήδη αναφερθεί, το 50% στο βαθμό στένωσης αποτελεί το όριο, όπου η στένωση γίνεται σημαντικά επικίνδυνη.

Ο θόρυβος αυτός μπορεί να ανιχνευθεί σε όλη την έκταση της καρωτίδας. Ωστόσο το καταλληλότερο σημείο είναι η διακλάδωση της αρτηρίας, στην οποία χωρίζεται σε έσω και έξω καρωτίδα. Αρχικά, στο σημείο αυτό, η αθηρωματική πλάκα είναι υπεύθυνη για εμφράγματα και ισχαιμικά επεισόδια. Επιπλέον, είναι το αρχικό σημείο εμφάνισης της πλάκας, κυρίως στον οπίσθιο τοίχο της έσω καρωτίδας. Συμπληρωματικά, ο ήχος που λαμβάνεται από τη διακλάδωση είναι πιο ευδιάκριτος. Οι ήχοι που λαμβάνονται στο υπόλοιπο κομμάτι της καρωτίδας δεν αποτελούν αρκετά αξιόπιστο εργαλείο.

Καθίσταται εξαιρετικά σημαντικό, κατά την εξέταση του ασθενούς, η πίεση από το στηθοσκόπιο να είναι μηδαμινή. Σε περίπτωση που ασκηθεί μεγαλύτερη πίεση, θα δημιουργηθεί θόρυβος, ακόμα και σε φυσιολογική αρτηρία. Επιπλέον, σύμφωνα με το [15] υπάρχουν καταστάσεις στις οποίες ο ήχος πρέπει να λαμβάνεται και καταστάσεις στις οποίες είναι προτιμητέο η ανίχνευση του ήχου να αποφευχθεί. Σε ασθενείς, ηλικίας άνω των 50 ετών, που έχουν υποστεί ισχαιμικές επιθέσεις ή εγκεφαλικό, ο λαμβανόμενος ήχος πολύ πιθανό να υπάρχει εξαιτίας της αθηροσκλήρωσης και η χειρουργική επέμβαση να είναι ωφέλιμη. Παράλληλα, σε ασθενείς με ξαφνικές επιθέσεις νευρολογικής φύσης, η παρουσία θορύβου, πιθανό να σημαίνει ότι εξ αρχής τα συμπτώματα προέρχονταν από καρδιαγγειακά προβλήματα. Αντίθετα, σε ασυμπτωματικούς ασθενείς, ενδέχεται να είναι καλύτερη η μη εξέταση τους για καρωτιδικούς θορύβους.[15]



Εικόνα 10: Περιοχές ανίχνευσης θορύβων [15]

Τροχοπέδη στην εξέταση του καρωτιδικού θορύβου είναι οι επαγόμενοι θόρυβοι. Οι θόρυβοι αυτοί χωρίζονται σε περιβαλλοντικούς και λειτουργικούς. Οι περιβαλλοντικοί θόρυβοι προέρχονται από το περιβάλλον στο οποίο γίνεται η εξέταση. Για το λόγο αυτό συνίσταται η εξέταση να πραγματοποιείται σε ένα ήσυχο δωμάτιο [15]. Από την άλλη πλευρά οι λειτουργικοί θόρυβοι είναι ποικίλοι. Αρχικά, θόρυβοι που δημιουργούνται από την κατάποση και την αναπνοή μπορούν να αποφευχθούν, καθώς ζητείται από τον εξεταζόμενο να κρατήσει την αναπνοή του για 15-30 δευτερόλεπτα ώστε η εξέταση να ολοκληρωθεί απρόσκοπτα [15]. Ωστόσο, υπάρχουν επαγόμενοι θόρυβοι όπως είναι ο ήχος της καρδιάς, οι οποίοι πρέπει να εξουδετερωθούν με διαφορετικές τεχνικές. Οι τεχνικές αυτές στοχεύουν στην αποκοπή των συχνοτήτων στις οποίες εκπέμπεται ο θόρυβος των υπολοίπων οργάνων, επιτρέποντας μόνο την ανίχνευση ήχων στο φάσμα συχνοτήτων που διέπει τον καρωτιδικό θόρυβο. Κλείνοντας, στην περιοχή του λαιμού υπάρχουν και άλλοι θόρυβοι, από αρτηρίες και όργανα, για αυτό υπάρχει ένας παραπάνω λόγος που καθιστά τη διακλάδωση της καρωτίδας το καταλληλότερο σημείο προς εξέταση [15].

Ήχοι στην περιοχή του τραχήλου [15]:

- Διακλάδωση της καρωτιδικής αρτηρίας:
 - Στένωση έσω ή έξω καρωτίδας
- Στο ύψος των υπερκλειδίων χώρων:
 - Στένωση υποκλείδιας αρτηρίας
 - Στένωση αρτηρίας στη σπονδυλική στήλη
 - Μπορεί να είναι φυσιολογικό σε παιδιά
- Διάχυτος θόρυβος στον τράχηλο
 - Θυρεοτοξίκωση
 - Υπερδυναμική κυκλοφορία
- Μεταδιδόμενος θόρυβος από την καρδιά και τα αγγεία
 - Στένωση αορτικής βαλβίδας
 - Αθήρωμα αορτικής φλέβας
 - Αναταραχή μιτροειδούς βαλβίδας
 - Αναταραχή στον αρτηριακό πόρο
 - Στένωση αορτής

Είναι πολύ σημαντικό να αναφερθεί ότι στην περίπτωση αποφραγμένης καρωτιδικής αρτηρίας, δηλαδή με βαθμό στένωσης αρκετά υψηλό, ενδέχεται να μην υπάρχει καρωτιδικός θόρυβος, εξαιτίας της μειωμένης ροής του αίματος. [19]

1.4.1 Συχνотική συμπεριφορά καρωτιδικού θορύβου

Το ηχητικό σήμα που λαμβάνεται από την περιοχή της καρωτίδας βρίσκεται κυρίως στο φάσμα άνω των 200Hz, αναμειγμένο με ήχους χαμηλότερη συχνότητας, κοντά στα 100Hz, που μεταδίδονται από τη λειτουργία της καρδιάς [18]. Αναλόγως την περίσταση και την εξέταση που πραγματοποιείται, ο επαγόμενος ήχος της καρδιάς είναι μη επιθυμητός. Για το λόγο αυτό, γίνεται χρήση ενός ζωνοπερατού φίλτρου, το οποίο θα διαθέτει ζώνη διέλευσης από τα 125 έως τα 500 Hz [20]. Με τη μέθοδο αυτή, οι συχνότητες που βρίσκονται στο διάστημα 0-125 Hz αποκόπτονται και ο ήχος της καρδιάς δεν εμφανίζεται στην έξοδο του οργάνου μέτρησης.

Συμπληρωματικά, η συχνότητα μετάδοσης του καρωτιδικού θορύβου εμπεριέχει πληροφορία για το βαθμό στένωσης της αρτηρίας. Πιο ειδικά, σε έρευνα που πραγματοποιήθηκε με τη χρήση υπερήχων, τα αποτελέσματα ήταν τα εξής:

- Καρωτιδικός θόρυβος μεταδιδόμενος σε συχνότητα μικρότερη των 200 Hz αποτελεί αδύναμη πρόβλεψη για τη στένωση της αρτηρίας, σε ασυμπτωματικούς ασθενείς [19].
- Αντιθέτως, συχνότητες μεγαλύτερες των 340 Hz, συνοδευόμενες από πλάτη ταχυτήτων μεγαλύτερες των 200cm/s, συνεπάγονται βαθμό στένωσης μεγαλύτερο του 60% [19].

Εκτός από τη συχνότητα μετάδοσης, σημαντικό ρόλο παίζει και η χρονική διάρκεια του μεταδιδόμενου σήματος. Συγκεκριμένα, σε έρευνα που πραγματοποιήθηκε, 24 από τους 26 εξεταζόμενους που διέθεταν καρωτιδικό θόρυβο χρονικής διάρκειας μεγαλύτερης των 200ms, αυτό συνεπαγόταν στένωση άνω του 60% [19].

1.4.2 Στατιστικά δεδομένα καρωτιδικού θορύβου

Η μελέτη του καρωτιδικού θορύβου ως εργαλείο για την ανίχνευση αθηρωματικής πλάκας και καρωτιδικής νόσου, συνοδεύεται από στατιστική ανάλυση, ώστε να ελεγχθεί η αξιοπιστία της συγκεκριμένης μεθόδου. Θεωρείται σημαντικό, πριν ξεκινήσει η παρουσίαση μελετών που έχουν πραγματοποιηθεί στο παρελθόν, να γίνει αναφορά στους ορισμούς τεσσάρων στατιστικών δεικτών.

- Θετική προγνωστική αξία-Positive predictive value(PPV): αποτελεί την πιθανότητα ένα θετικό αποτέλεσμα σε ένα διαγνωστικό τεστ να είναι αληθές. Αποτελεί, συνεπώς, το ποσοστό των ανθρώπων που νοσούν από το πλήθος των ατόμων που βγήκαν θετικοί στην εξέταση [21].
- Αρνητική προγνωστική αξία-Negative predictive value(NPV): Αντίστοιχα με τη θετική προγνωστική αξία, η αρνητική αντιπροσωπεύει το ποσοστό των αρνητικών τεστ που ήταν στην πραγματικότητα αρνητικά [21].

- Ευαισθησία-sensitivity: Ο δείκτης της ευαισθησίας εκφράζει το ποσοστό των ανθρώπων που το αποτέλεσμα της εξέτασης ήταν θετικό έναντι όλων των εξεταζόμενων που πάσχουν από την ασθένεια που μελετάται. [21]
- Ειδικότητα-specificity: Σε πλήρη αντιστοιχία με τον δείκτη της ευαισθησίας, η ειδικότητα είναι το ποσοστό των αρνητικών αποτελεσμάτων σε σχέση με το πλήθος των εξεταζόμενων που δεν πάσχουν από την ασθένεια που εξετάζεται [21].

Ποικίλες έρευνες έχουν πραγματοποιηθεί στο παρελθόν σχετικά με τον καρωτιδικό θόρυβο. Μία εξ αυτών θα παρουσιαστούν στη συνέχεια. Αρχικά, το δείγμα της έρευνας αποτελούσαν από 686 ασυμπτωματικούς ασθενείς. Η μέση ηλικία των υπό εξέταση ατόμων κυμαίνεται στα 68.2 χρόνια με απόκλιση 9.4 χρόνια [22]. Όσον αφορά το φύλο του δείγματος, το 60.6% είναι γυναίκες και το 39.6% άνδρες. Σχετικά με την καταγωγή των εξεταζόμενων 58% ήταν Ισπανοί, το 21% Αφροαμερικανοί και το 19% Καυκάσιοι.

Από τους 686 ανθρώπους, σε 28(4.1%) ανιχνεύθηκε καρωτιδικός θόρυβος. Οι καρωτιδικοί θόρυβοι που βρέθηκαν, 12 ήταν στην αριστερή καρωτίδα, 8 στη δεξιά, ενώ 8 ήταν και στις δύο πλευρές.

Στη συνέχεια θα παρουσιαστούν τα αποτελέσματα της έρευνας και οι τέσσερις δείκτες που ορίστηκαν προηγουμένως:

Πίνακας 1: Αποτελέσματα με βάση το αντικείμενο εξέτασης [22]

Αντικείμενο εξέτασης	Πληθυσμός που εξετάστηκε	Πλήθος που βγήκε θετικό (Ποσοστό)	Σχόλια
Στένωση $\geq 60\%$	686	15(2.2%)	Από τους 15 με καρωτιδική στένωση, 8 αρτηρίες είχαν στένωση $\geq 60\%$ αριστερά και 8 στα δεξιά.
Αθηρωματική πλάκα στην καρωτίδα	686	400(58.3%)	Από τους 28 που ανιχνεύθηκαν με καρωτιδικό θόρυβο, 25 είχαν αθηρωματική πλάκα.

Πίνακας 2: Δείκτες στατιστικής έρευνας για καρωτιδικό θόρυβο [22]

Αντικείμενο εξέτασης	Θετική προγνωστική αξία	Αρνητική προγνωστική αξία	Ευαισθησία	Ειδικότητα	Συνολική ακρίβεια
Στένωση $\geq 60\%$	25%	99%	56%	98%	97.5%
Αθηρωματική πλάκα στην καρωτίδα	89%	43%	6.25%	99%	45%

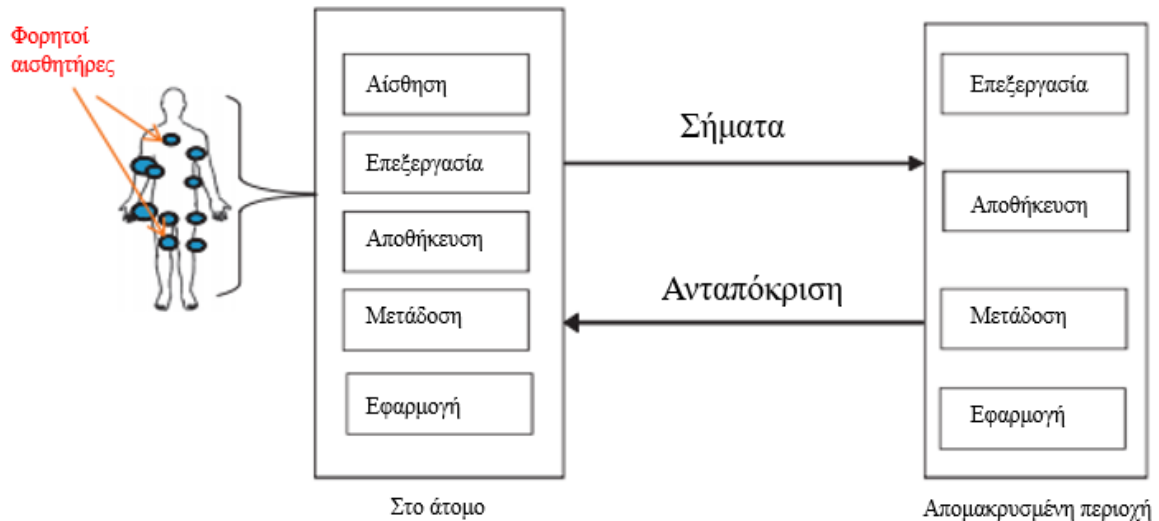
Κεφάλαιο 2^ο: Αισθητήρες

2.1 Ορισμός

Με την ραγδαία ανάπτυξη της τεχνολογίας πραγματοποιήθηκε ελαχιστοποίηση των διαστάσεων των υλοποιήσιμων ηλεκτρονικών κυκλωμάτων, καθώς και η ικανοποιητική ελαχιστοποίηση του κόστους παραγωγής τους. Κατά συνέπεια, η ανάπτυξη αυτή της τεχνολογίας βοήθησε στην κατασκευή αισθητήριων κυκλωμάτων. Αισθητήρας είναι μία συσκευή που δύναται να εντοπίσει φυσικά, χημικά και βιολογικά σήματα και να παρέχει στα σήματα αυτά μία μέθοδο καταγραφής και επεξεργασίας [23]. Στα φυσικά σήματα που μπορεί να εντοπίσει ένας αισθητήρας περιλαμβάνονται η θερμοκρασία, η πίεση, η δόνηση ή ένα ηχητικό σήμα, το πλάτος ενός μαγνητικού ή ηλεκτρικού πεδίου. Οι δυνατότητες αυτές προσφέρονται σε ποικίλες εφαρμογές στη βιομηχανία.

Σημαντικό ρόλο έχει διαδραματίσει η ανάπτυξη των αισθητήρων και στον τομέα της βιοϊατρικής. Η ανάγκη για ελαχιστοποίηση του κόστους εξέτασης των ασθενών, η επιτακτική σημασία της πρόωρης διάγνωσης, το δικαίωμα της καθολικής συμμετοχής των ασθενών στην υγεία, ακόμα και των δυσπρόσιτων περιπτώσεων, οδήγησε στην υιοθέτηση λύσεων που θα επιφέρουν ένα καινοτόμο τρόπο εξέτασης. Το ρόλο αυτό αναλαμβάνουν οι αισθητήρες, οι οποίοι προσφέρουν απομακρυσμένη διάγνωση και παρακολούθηση του ασθενή, μειώνοντας το κόστος αλλά αυξάνοντας την αποτελεσματικότητα της διαδικασίας [24]. Τέτοια συστήματα, που διαθέτουν φορητούς αισθητήρες, προσφέρουν μια μη παρεμβατική μέθοδο παρακολούθησης του ασθενή σε πραγματικό χρόνο, δίνοντας τη δυνατότητα σύγκρισης με το ιστορικό του. Επιπλέον, προσφέρει μια ολόπλευρη εικόνα της κατάστασης της υγείας του ατόμου, εφόσον δεν περιορίζεται στην κατάστασή του, την ώρα της κλινικής εξέτασης.

Η ανάπτυξη της τεχνολογίας είχε ως αποτέλεσμα, παράλληλα, την ελαχιστοποίηση της κατανάλωσης ισχύος των συσκευών. Με τον τρόπο αυτό, επιτεύχθηκε η φορητότητα για μεγάλο χρονικό διάστημα. Ένας τομέας που επωφελήθηκε από το γεγονός αυτό, είναι οι φορητοί αισθητήρες. Δίνεται πλέον η δυνατότητα της συνεχής καταμέτρησης σημάτων, ανεξαρτήτως διαδικασίας ή της παραμονής κοντά σε μία ηλεκτρική πηγή. Οι βασικές λειτουργίες που διαθέτει ένας φορητός αισθητήρας, όπως φαίνεται στην παρακάτω εικόνα, είναι η ακριβής αντίληψη των σημάτων, η επεξεργασία και η ανάλυση αυτών, η αποθήκευση των καταμετρούμενων τιμών, η εκπομπή σε άλλες ηλεκτρονικές συσκευές και η εφαρμογή [25]. Όσον αφορά τις λειτουργίες των αισθητήρων, η παράλληλη ανάπτυξη ηλεκτρονικών συσκευών όπως τα smartphones, καθιστά την επίβλεψη των προσωπικών καταμετρήσεων αρκετά εύκολη και βολική, σε κάθε τοποθεσία, χωρίς την παρέμβαση ειδικού [25]. Σχετικά με τον τομέα της υγείας, οι υπάρχοντες αισθητήρες είναι ικανοί για την πραγματοποίηση ηλεκτροκαρδιογραφήματος και ηλεκτρομυογραφήματος, την καταμέτρηση του καρδιακού παλμού, της θερμοκρασίας του σώματος, την ηλεκτροδερμική δραστηριότητα, τον κορεσμό στο οξυγόνο των αρτηριών και το ρυθμό της αναπνοής [24]. Επιπλέον, μια κατηγορία αισθητήρων, οι μικρο-ηλεκτρομηχανικοί αισθητήρες, διαθέτουν επιταχυνσιόμετρο, γυροσκόπιο και αισθητήρες μαγνητικών πεδίων, για την καταμέτρηση σημάτων προερχόμενα από τη δραστηριότητα του ανθρώπου [24].



Εικόνα 11: Βασικές λειτουργίες αισθητήρα [25]

2.2 Ακουστικοί αισθητήρες

Οι ακουστικοί αισθητήρες χρησιμοποιούνται στην ανίχνευση ηχητικών σημάτων. Δέχονται το ηχητικό σήμα και στη συνέχεια το μετατρέπουν σε ηλεκτρικό. Το ηλεκτρικό σήμα αυτό είτε οδηγείται σε μια ηλεκτρονική συσκευή προς αποθήκευση, είτε σε οθόνη για την απεικόνιση του σήματος.

2.2.1 Στηθοσκόπιο

Το στηθοσκόπιο αποτελεί έναν πολύ συνήθη ακουστικό αισθητήρα χρησιμοποιούμενο στον ιατρικό τομέα. Η προέλευση του είναι αρκετά παλιά, περί το 19^ο αιώνα. Χρησιμοποιείται για την ανίχνευση των ήχων που προέρχονται από την καρδιά, τους πνεύμονες ή το έντερο, τη ροή του αίματος, όπως στην καρωτιδική αρτηρία. Επίσης, σε συνδυασμό με ένα σφυγμομανόμετρο χρησιμεύει στη μέτρηση της αρτηριακής πίεσης. Με την άνοδο της τεχνολογίας η εξέλιξη του είναι τεράστια, μεταπηδώντας παράλληλα στον ψηφιακό κόσμο.

Στο παραδοσιακό στηθοσκόπιο, το ηχητικό κύμα δε μετατρέπεται σε ηλεκτρικό, αλλά ταξιδεύει κατευθείαν στα αυτιά του ανθρώπου που το χειρίζεται. Αποτελείται από δύο διαφορετικές κεφαλές που μπορούν να εντοπίσουν τα ηχητικά κύματα, το κώδωνα και το διάφραγμα. Ο κώδωνας έχει τη δυνατότητα να περάσει όλες τις συχνότητες. Ωστόσο σε ασθενείς με υψίσυχνους θορύβους, οποιαδήποτε επιπλέον χαμηλή συχνότητα εμποδίζει τον υψίσυχνο θόρυβο να μεταδοθεί. Αντιθέτως, το διάφραγμα εξασθενεί όλες τις συχνότητες εξίσου, με τις χαμηλές συχνότητες να πέφτουν κάτω από το όριο του ανθρώπινου αυτιού και συνεπώς να μη γίνονται αντιληπτές [26]. Τα επιμέρους τμήματα ενός στηθοσκοπίου διαφαίνονται στην επόμενη εικόνα.



Εικόνα 12: Ανατομία παραδοσιακού στηθοσκοπίου[27]

2.2.2 Ηλεκτρονικό στηθοσκόπιο

Τα παραδοσιακά στηθοσκόπια, όμως, διαθέτουν μερικά μειονεκτήματα. Δε διαθέτουν ενίσχυση του σήματος, γεγονός που αποτρέπει τη χρήση του σε θορυβώδη τοποθεσίες ή σε αδύναμα ηχητικά σήματα. Επιπλέον, δε μπορεί να αποθηκεύσει το σήμα [28]. Λύση σε αυτά τα εμπόδια βρέθηκε μέσω της κατασκευής του ηλεκτρονικού στηθοσκοπίου. Ποικίλες εφαρμογές έχουν σχεδιαστεί πάνω στα ηλεκτρονικά στηθοσκόπια τις τελευταίες δεκαετίες, όπως για παράδειγμα φορητό στηθοσκόπιο εξοπλισμένο με Bluetooth, βασισμένο σε ενσωματωμένα συστήματα, χαμηλού κόστους στηθοσκόπιο βασισμένο σε μικροελεγκτές, «έξυπνο» ηλεκτρονικό στηθοσκόπιο βασισμένο σε υπολογιστή και στηθοσκόπιο βασισμένο σε smart-phone σύστημα [28].

Τα ήδη υπάρχοντα ηλεκτρονικά στηθοσκόπια χρησιμοποιούν συνήθως τα συνηθισμένα ηλεκτρονικά μικρόφωνα [28] ή πιεζοηλεκτρικούς αισθητήρες [29]. Τα ηλεκτρονικά μικρόφωνα βασίζονται σε ηλεκτροστατικούς πυκνωτές για τη λειτουργία τους. Από την άλλη πλευρά, οι πιεζοηλεκτρικοί αισθητήρες φτιάχνονται από πιεζοηλεκτρικά υλικά. Η κίνηση της πιεζοηλεκτρικής ταινίας του μικροφώνου προκαλεί μεταβολή του σχήματος των υλικών αυτών και ως συνέπεια την εμφάνιση ηλεκτρικού φορτίου [29]. Ωστόσο, οι δύο αυτές μέθοδοι παρουσιάζουν ελαττώματα. Παραδείγματος χάριν, ο πιεζοηλεκτρικός αισθητήρας είναι ευαίσθητος στο περιβαλλοντικό μαγνητικό πεδίο και δεν ανιχνεύει τις χαμηλές συχνότητες [29].

Η καινοτόμος τεχνολογία που έχει προστεθεί στην ήδη υπάρχουσα ονομάζεται μικρο-ηλεκτρο-μηχανική (micro-electro-mechanical/MEMS). Τα πλεονεκτήματα έναντι των προηγούμενων μεθόδων έχουν να κάνουν με τη σμίκρυνση των τσιπ, την ενσωμάτωση πολλών τσιπ μαζί και την καλή συνέπεια στις λειτουργίες τους [29]. Παρόμοια με την παραγωγή ολοκληρωμένων, τα MEMS προσφέρονται για παραγωγή χιλιάδων συσκευών στο ίδιο δισκίο πυριτίου.

2.2.3 Αισθητήρας υπερήχων

Μία, επίσης, διαδεδομένη μέθοδο ανίχνευσης αλλά και απεικόνισης της δομής του ανθρώπινου οργανισμού είναι η χρήση υπερήχων. Οι υπέρηχοι είναι διαμήκη ελαστικά κύματα, όπως και όλοι οι ήχοι, με τη διαφορά ότι βρίσκονται σε συχνότητες άνω των 20k Hz. Συνεπώς, είναι αδύνατο να εντοπιστούν από το ανθρώπινο αυτί. Οι διαγνωστικοί υπέρηχοι χρησιμοποιούνται στο φάσμα 1-50 MHz [30]. Οι αισθητήρες υπερήχων λειτουργούν εκπέμποντας υπερηχητικά ακουστικά σήματα, μετατρέποντας το ανακλώμενο σήμα σε ηλεκτρικό σήμα. Με αυτόν τρόπο, είναι ικανοί να μετρήσουν την απόσταση και κατά συνέπεια να απεικονίσουν τη δομή ενός ζωτικού οργάνου. Το γεγονός ότι οι αισθητήρες υπερήχων είναι σχετικά μικρού κόστους, φορητοί, ασφαλείς και ακριβείς σε μετρήσεις πραγματικού χρόνου, τους καθιστά μία ακόμα εξαιρετική λύση. Η χρήση υπερήχων στην απεικόνιση της καρωτιδικής αρτηρίας αποτελεί διαδεδομένη και αξιόπιστη λύση σε πληθώρα μελετών [31][32].

2.2.4 Πλεονεκτήματα ακουστικών αισθητήρων

Οι περισσότεροι, μη ακουστικοί αισθητήρες, έχουν τη δυνατότητα καταγραφής μίας μεμονωμένης λειτουργίας του ανθρώπινου οργανισμού. Ωστόσο, υπάρχουν λειτουργίες του οργανισμού, όπως για παράδειγμα η καρδιαγγειακή δραστηριότητα, η οποία ενδεχομένως είναι αποτέλεσμα πολλών παραγόντων. Τέτοιοι παράγοντες μπορεί να είναι η νοητική δραστηριότητα, η αναπνοή, η σωματική άσκηση, η θερμοκρασία αλλά και χημικοί, συναισθηματικοί ή φυσικοί παράγοντες [33]. Οι ακουστικοί αισθητήρες, λοιπόν, προσφέρουν μία χαμηλού κόστους λύση, οι οποία δύναται να καταγράψει ταυτόχρονα πολλές πλευρές της ανθρώπινης φυσιολογίας, ενώ παράλληλα ελέγχει την αλληλεπίδρασή του με το περιβάλλον του [33]. Παράλληλα, το ανθρώπινο σώμα είναι πηγή ποικίλων ήχων, που μπορούν να δώσουν πληροφορίες για τη λειτουργία του ανθρώπινου οργανισμού και τη διάγνωση ασθενειών. Όπως αναφέρθηκε και στο προηγούμενο κεφάλαιο, ο καρωτιδικός ήχος είναι εξαιρετικά σημαντικός για την εξέταση της αθηρωματικής πλάκας. Εύλογα, συμπεραίνεται ότι ο ήχος της καρδιάς είναι αρκετά σημαντικός για την καρδιαγγειακή λειτουργία και ο ήχος της αναπνοής για την αναπνευστική λειτουργία του οργανισμού. Για τους λόγους αυτούς, οι ακουστικοί αισθητήρες αποτελούν αναπόσπαστο κομμάτι της σχεδίασης αισθητήρων με σκοπό τη διάγνωση και την περίθαλψη του ασθενούς.

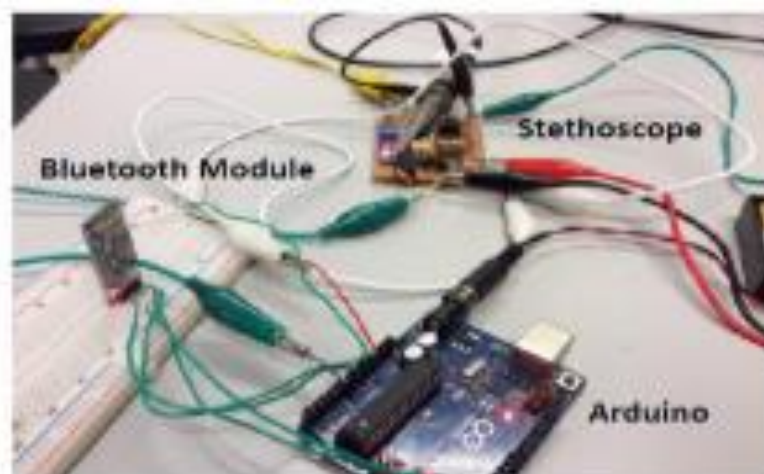
2.3 Υλοποίηση ψηφιακού στηθοσκοπίου

Είναι αρκετά χρήσιμο να παρουσιαστεί η δομή ενός ψηφιακού στηθοσκοπίου ώστε να γίνει αντιληπτή η λειτουργία του αλλά και τα επιμέρους στοιχεία από τα οποία αποτελείται. Η κατασκευή αυτή αφορά ένα χαμηλού κόστους ψηφιακό στηθοσκόπιο, το οποίο είναι φορητό και διαθέτει σύστημα Bluetooth για την ασύρματη μετάδοση του σήματος [34]. Το στηθοσκόπιο αυτό στοχεύει στην ανίχνευση του καρδιακού ήχου. Τα οφέλη από τη χρήση ενός ηλεκτρονικού στηθοσκοπίου είναι, εκτός από αυτά που αναφέρθηκαν προηγουμένως, η αποτροπή του εξωτερικού θορύβου να επηρεάσει τη μέτρηση αλλά και η αποθήκευση και η επανάληψη από FPGA και άλλες περιφερειακές συσκευές [34].

2.3.1 Αρχιτεκτονική του συστήματος

Η συσκευή αυτή αποτελείται από τα εξής επιμέρους κομμάτια: το ηλεκτρονικό μικρόφωνο, το κομμάτι προ-ενίσχυσης του σήματος, ένα κατωδιαβατό φίλτρο, έναν μικροελεγκτή, μία κάρτα μνήμης και τη μονάδα ασύρματης μετάδοσης (εικόνα 11).

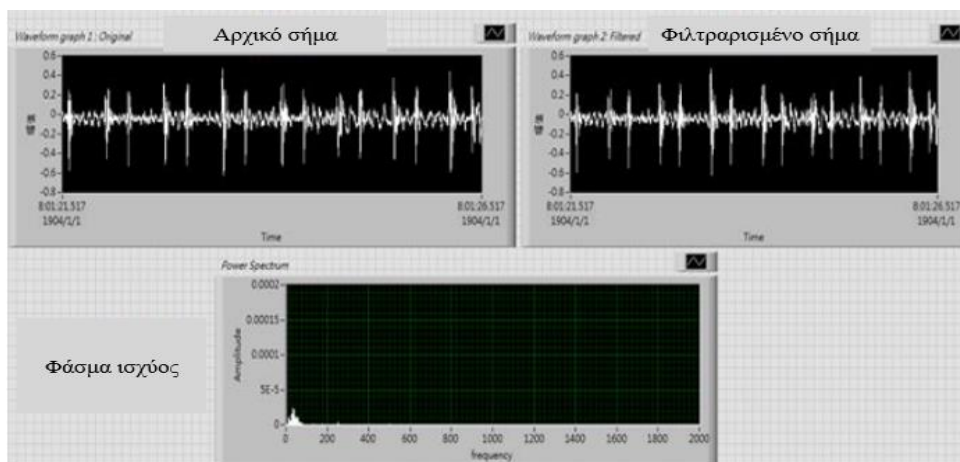
- Το ηλεκτρονικό μικρόφωνο είναι ένα κομμάτι μεγάλης σημασίας αφού από εκεί ο ήχος μετατρέπεται σε ηλεκτρικό σήμα και ταξιδεύει στον υπόλοιπο αισθητήρα. Τα σημαντικά χαρακτηριστικά ενός μικροφώνου είναι η ευαισθησία του και η ανοχή στο θόρυβο. Το μικρόφωνο που χρησιμοποιήθηκε εδώ είχε ευαισθησία -35dB και S/N ίσο με 62dB .
- Το εξαγόμενο ηλεκτρικό σήμα από το μικρόφωνο είναι της τάξης των mV , το οποίο δεν είναι αρκετά ικανοποιητικό για την επεξεργασία του από τον μικροελεγκτή. Για το λόγο αυτό ένα στάδιο ενίσχυσης, αυξάνει το πλάτος του ηλεκτρικού σήματος.
- Το φάσμα συχνοτήτων ενός καρδιακού ήχου είναι μέχρι τα 1000Hz [34]. Συχνότητες μεγαλύτερες από αυτή είναι ανεπιθύμητες, οπότε αποτελούν θόρυβο. Για το λόγο αυτό ένα κατωδιαβατό φίλτρο με συχνότητα αποκοπής στα 1000Hz είναι αρκετά χρήσιμο, ώστε να εμποδίζει τις μεγαλύτερες συχνότητες.
- Στη συνέχεια το σήμα οδηγείται στο μικροελεγκτή. Ο ρόλος του μικροελεγκτή είναι η μετατροπή του αναλογικού σήματος σε ψηφιακό, ώστε να μεταφερθεί σε μία ηλεκτρονική συσκευή για απεικόνιση σε οθόνη ή αποθήκευση. Για την αποθήκευση του σήματος χρησιμοποιείται και η κάρτα μνήμης. Η αποθήκευση είναι ιδιαίτερα σημαντική καθώς το λαμβανόμενο σήμα μπορεί να εξεταστεί ανεξάρτητα από τη στιγμή πρόσληψής του.
- Τέλος, η μονάδα ασύρματης μετάδοσης Bluetooth στοχεύει στην ασύρματη μετάδοση του ψηφιακού, πλέον, σήματος με ένα λιγότερο κοστοβόρο αλλά ταυτόχρονα πολύ αξιόπιστο τρόπο, με χαμηλή κατανάλωση ισχύος. Στην εργασία αυτή χρησιμοποιήθηκε μονάδα με δυνατότητα σύνδεσης σημείου με πολλαπλά σημεία [34].



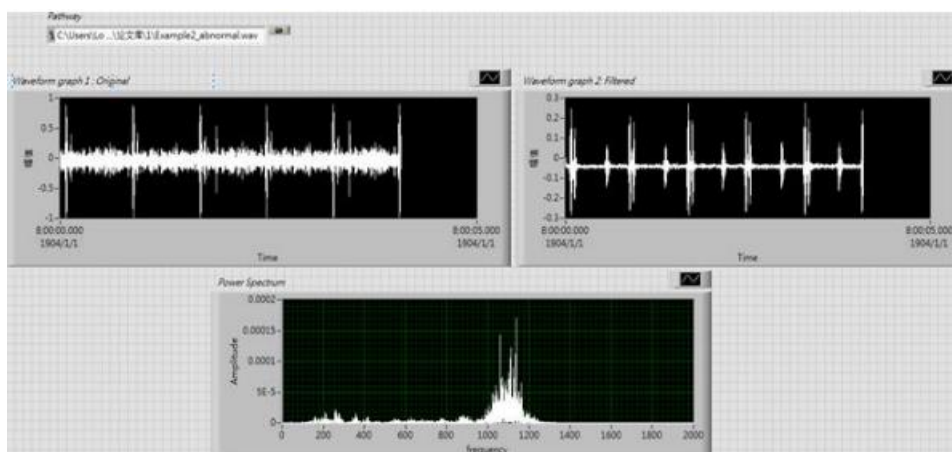
Εικόνα 13: Τα επιμέρους τμήματα του ψηφιακού στηθοσκοπίου [34]

2.3.2 Λογισμικό

Το λογισμικό στην παρούσα μελέτη χρησιμοποιήθηκε για την περαιτέρω επεξεργασία του σήματος. Εκτός του αναλογικού φίλτρου που χρησιμοποιήθηκε προηγουμένως, υπάρχει η δυνατότητα ψηφιακού φιλτραρίσματος αλλά και μετασχηματισμού στο πεδίο της συχνότητας μέσω του μετασχηματισμού Fourier [34]. Ο μετασχηματισμός αυτός είναι ιδιαίτερα σημαντικός αφού δίνει πληροφορίες για τη συμπεριφορά του σήματος σε συνάρτηση της συχνότητας. Επομένως, εφόσον το ψηφιακό φίλτρο είναι εύκολα μεταβαλλόμενο, στη μελέτη αυτή επιλέχθηκε συχνότητα αποκοπής ίση με 200Hz. Στις εικόνες 12 και 13 διαφαίνεται η διαφορά ανάμεσα σε έναν φυσιολογικό ήχο και σε έναν καρδιακό ήχο ασθενούς. Πραγματοποιώντας συχνοτική ανάλυση παρατηρείται ότι το σήμα υγιούς καρδιάς κυμαίνεται κάτω από τα 100Hz. Σε αντίθεση με αυτό, η ασθενής καρδιά παράγει ήχους άνω των 100Hz.



Εικόνα 14: Ανάλυση σήματος υγιούς καρδιάς. Το φάσμα βρίσκεται κάτω των 100Hz [34]



Εικόνα 15: Ανάλυση σήματος άτομου με καρδιακή ασθένεια. Το φάσμα του σήματος είναι θορυβώδες, άνω των 100Hz

2.4 Προσομοίωση αισθητήρων με χρήση προσομοιώματος (Phantom)

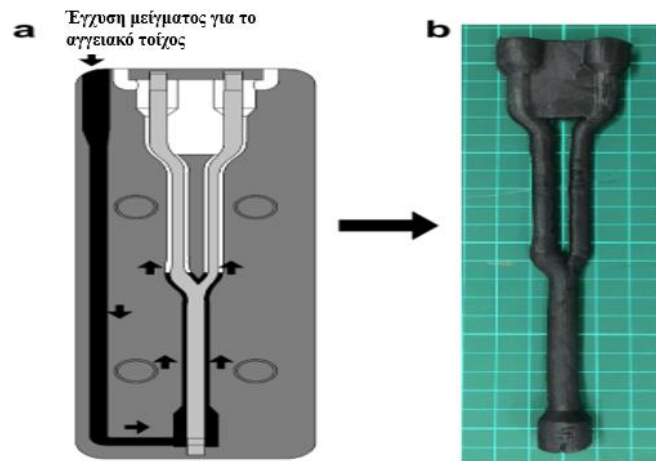
2.4.1 Περιγραφή προσομοιώματος (Phantom)

Σε αρκετές περιπτώσεις η προσομοίωση ενός βιοϊατρικού αισθητήρα συναντά πολλαπλά εμπόδια. Αφ' ενός είναι εξαιρετικά δύσκολη η προσέγγιση ενός αρκετά μεγάλου δείγματος ασθενών για τις απαραίτητες μετρήσεις και αφετέρου, αναλόγως την κατασκευή και την έρευνα, ενδέχεται να δημιουργηθούν επιπλοκές στην υγεία του εξεταζόμενου. Για τους λόγους αυτούς αναζητήθηκαν εναλλακτικοί μέθοδοι ρεαλιστικής προσομοίωσης. Συνεπώς, άρχισε να παρουσιάζεται, από τα πρώτα κιόλας χρόνια, η έννοια του phantom. Το phantom είναι μία συσκευή που στόχο έχει την προσομοίωση ενός ανθρώπινου ιστού ή οργάνου [35]. Η σχεδίαση και η σύνθεσή του μεταβάλλεται αναλόγως την εφαρμογή που χρειάζεται να εξυπηρετήσει. Επιπλέον, αναλόγως την εφαρμογή αλλάζει το μέγεθος, το σχήμα και το υλικό από το οποίο αποτελείται, προσαρμοζόμενο στο εκάστοτε ζωτικό όργανο προς μελέτη. Στις ιατρικές εφαρμογές τα phantoms χρησιμοποιούνται για την προσομοίωση ακτινών X και τους περιορισμούς τους στην ιατρική απεικόνιση, σε συστήματα υπερήχων, στην υπολογιστική τομογραφία, στην απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού ή κοινώς μαγνητική (MRI) και σε συστήματα τομογραφίας εκπομπής ποζιτρονίων [35]. Κατ' ουσία δημιουργείται μία ακριβής αναπαράσταση του οργάνου, με βάση τα ακριβή χαρακτηριστικά του, όπως αναφέρθηκαν προηγουμένως, πληρώντας ορισμένες ιδιότητες. Για το λόγο αυτό, τα phantoms κατασκευάζονται από υλικά που προσεγγίζουν τις ιδιότητες του οργάνου, όσο το δυνατόν με μεγαλύτερη ακρίβεια.

2.4.2 Phantom για την καρωτιδική αρτηρία

Όσον αφορά την καρωτιδική αρτηρία, υπάρχουν δημοσιεύσεις και έρευνες που έχουν ήδη αναπτύξει phantoms που προσομοιώνουν την καρωτιδική αρτηρία. Στη συνέχεια θα αναλυθεί μία εξ αυτών [36]. Η προσομοίωση της διακλάδωσης καρωτιδικής αρτηρίας οφείλει να πραγματοποιηθεί λαμβάνοντας υπόψιν την ικανότητα μετάδοσης ακουστικών σημάτων της καρωτίδας, την ελαστικότητα της αρτηρίας και την ακριβή προσέγγιση της συμπεριφοράς της αρτηρίας υπό καθεστώς στένωσης [36]. Συνεπώς, ως στόχος της ανάπτυξης phantom για την καρωτίδα, αυτό πρέπει να διαθέτει ελαστικότητα παρόμοια των ανθρώπινων αρτηριών, να υλοποιηθεί σε διαφορετικά στάδια στένωσης και να έχει φυσιολογικά συναφή προφίλ ροής [36]. Η σχεδίαση και η κατασκευή πραγματοποιήθηκε με εργαλεία CAD και εκτυπωτή τριών διαστάσεων.

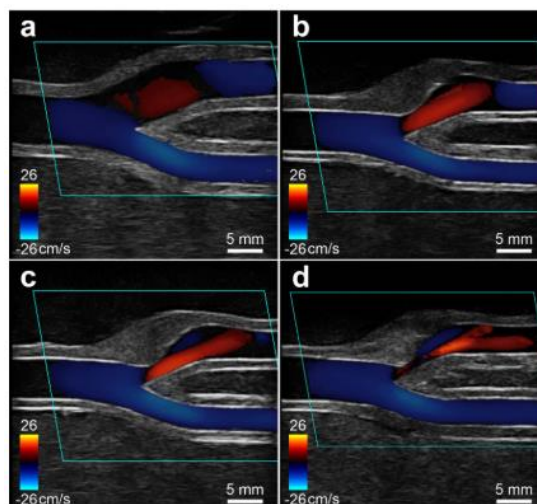
Η διαδικασία κατασκευής που ακολουθήθηκε, ξεκίνησε με την κατασκευή ενός πυρήνα. Στη συνέχεια, κατασκευάστηκε ένα καλούπι βασισμένο στην εξωτερική πλευρά της καρωτίδας. Επομένως, εγχύθηκε με τη βοήθεια σύριγγας ένα μείγμα από 10% πολυβινυλική αλκοόλη, 86.7% αποσταγμένο νερό, 3% γραφίτη για την ακουστική δεινότητα της αρτηρίας και 0.3% σορβικό κάλιο, στο κενό μεταξύ των δύο καλουπιών, τα οποία ακολούθως αφαιρέθηκαν, δημιουργώντας με τον τρόπο αυτό την αρτηρία. Ο διαμορφωμένος αυτός σωλήνας αποτελεί το phantom, το οποίο τοποθετήθηκε σε ένα κουτί, γύρω από τον οποίο υπάρχει ζελατίνη από Άγαρ, προσομοιώνοντας τον ανθρώπινο ιστό. Οι διαστάσεις της καρωτίδας που λήφθηκαν υπόψιν στην παρούσα έρευνα ήταν 6 mm διάμετρο για την κοινή καρωτιδική αρτηρία, 4.2 mm διάμετρο για την εσωτερική καρωτιδική αρτηρία και 3.5 mm για την εξωτερική [36]. Το ποσοστό στένωσης της εσωτερικής καρωτιδικής αρτηρίας υπολογίζεται ως εξής [36]:



Εικόνα 16: α) Διαδικασία έγχυσης μείγματος για τη δημιουργία του phantom β) Το τελικό κατασκευασμένο phantom, προσομοίωσης της καρωτίδας [36]

$\%ICA = \left(1 - \frac{\text{Στενότερη διάμετρος ICA}}{\text{Περιφερική διάμετρος ICA}}\right) \cdot 100\%$ όπου ICA είναι η συντομογραφία για την εσωτερική καρωτιδική αρτηρία. Οι καρωτιδικές αρτηρίες που υλοποιήθηκαν ήταν τέσσερις, μία υγιής και τρεις ασθενείς με βαθμό στένωσης 25%, 50% και 75%.

Στη συνέχεια πραγματοποιήθηκε έλεγχος των ελαστικών και ακουστικών ιδιοτήτων του phantom που υλοποιήθηκε. Ακολούθως πραγματοποιήθηκαν πειράματα για την απεικόνιση του phantom, ώστε να ελεγχθεί η ροή του υγρού εντός του και την κινητικότητα του σωλήνα. Για την απεικόνιση χρησιμοποιήθηκε αισθητήρας υπερήχων. Η προσομοίωση του αίματος επιτεύχθηκε του BMF-US, ενός πιστοποιημένου υγρού που μιμείται τις ακουστικές ιδιότητες του αίματος, με σκοπό την ανάλυση με χρήση υπερήχων[36]. Στην επόμενη εικόνα απεικονίζεται το αποτέλεσμα της προσομοίωσης, για τους διάφορους βαθμούς στένωσης.



Εικόνα 17: Έγχρωμες εικόνες απεικόνισης της ροής στην καρωτίδα για α) υγιή καρωτίδα και στένωση β) 25% γ) 50% δ) 75%, όπως παρουσιάζεται στην έρευνα [36].

Κεφάλαιο 3^ο: Σχεδίαση ακουστικού αισθητήρα

3.1 Εισαγωγή

Στο παρόν κεφάλαιο θα γίνει αναλυτική παρουσίαση της σχεδίασης του αισθητήρα, της λειτουργίας του κάθε τμήματος ξεχωριστά και τη σύνδεσης όλων των τμημάτων σε μία ενιαία κυκλωματική σχεδίαση. Οι στόχοι που χρειάζεται να καλυφθούν στην παρούσα περίπτωση σχετίζονται με την απρόσκοπτη λήψη του ακουστικού σήματος, την ενίσχυσή του, καθώς όταν λαμβάνεται το ακουστικό σήμα είναι αρκετά αδύναμο για επεξεργασία, το φιλτράρισμα των ανεπιθύμητων συχνοτήτων και τη μετατροπή του σε ψηφιακό. Εξαιρετικά σημαντική παραμένει η ανοχή στο θόρυβο, καθώς και η αποφυγή δημιουργίας ηλεκτρικού θορύβου, εντός του κυκλώματος. Επιπλέον, όσον αφορά τη φορητότητα της συσκευής, στο παρόν κεφάλαιο, θα αναλυθεί το θέμα της τροφοδοσίας. Συνεπώς, ο αισθητήρας αποτελείται από πέντε στάδια. Το πρώτο στάδιο αποτελείται από την πηγή εισόδου, δηλαδή τα μικρόφωνα και ορίζεται ως το στάδιο πρόσληψης σήματος. Το δεύτερο στάδιο αποτελείται από έναν ενισχυτή διαφορών, του οποίου η λειτουργία θα αναλυθεί στη συνέχεια. Στο τρίτο και το τέταρτο στάδιο υπάρχουν δύο φίλτρα. Το πρώτο φίλτρο είναι ένα υπεραπώ πρώτου βαθμού, το οποίο παράλληλα λειτουργεί και ως στάδιο ενίσχυσης. Το δεύτερο φίλτρο συντελεί ένα ζωνοπερατό φίλτρο δευτέρου βαθμού, αποτελούμενο από ένα κατωδιαβατό και ένα υπεραπώ. Το τελευταίο στάδιο, ένα βήμα πριν το μικροελεγκτή και τη μετατροπή του σήματος σε ψηφιακό, αποτελείται από έναν αναστρέφων ενισχυτή. Το κάθε στάδιο από αυτά, έκανε χρήση τελεστικού ενισχυτή.

Πριν την τελική υλοποίηση του κυκλώματος, χρειάστηκαν αρκετές προσομοιώσεις. Αυτές πραγματοποιήθηκαν μέσω του micro-cap 12. Η εφαρμογή αυτή αποτελεί ένα περιβάλλον προσομοίωσης αναλογικών και ψηφιακών σημάτων, ειδικά για κυκλώματα τέτοιου είδους. Στη συνέχεια, όσα κυκλωματικά σχέδια παρουσιαστούν, έχουν σχεδιαστεί στο micro-cap. Η τελική υλοποίηση είναι αρκετά κοντά στην προσομοίωση, μολονότι είναι εύλογη οποιαδήποτε απόκλιση των πειραματικών τιμών από τις αντίστοιχες θεωρητικές.

3.2 Τροφοδοσία

Η τροφοδοσία σε ένα κύκλωμα αποτελεί έναν από τους πιο σημαντικούς παράγοντες για τη σχεδίασή του. Η ενέργεια που καταναλώνει ένας αισθητήρας είναι άκρως σημαντικός, καθώς οριοθετεί τη λειτουργία του. Από τη στιγμή που η φορητότητα είναι ο στόχος του αισθητήρα που σχεδιάζεται, είναι σημαντικό η κατανάλωση να είναι αρκετά χαμηλή, ώστε να δύναται να λειτουργήσει, σε ένα ικανοποιητικό χρονικό διάστημα αυτόνομα. Συνεπώς, οτιδήποτε στο κύκλωμα πρέπει να σχεδιαστεί με γνώμονα την κατανάλωση. Επιπλέον, ένα δίλημμα που τίθεται σε συζήτηση, είναι τα άκρα της τροφοδοσίας. Με αυτό εννοείται ότι η τροφοδοσία, είτε θα είναι συμμετρική γύρω από το μηδέν, είτε θα είναι από το μηδέν μέχρι μια θετική τιμή. Ωστόσο, η πρώτη επιλογή ελλοχεύει αρκετά εμπόδια. Αρχικά, για να δημιουργηθεί συμμετρική τροφοδοσία, χρειάζονται δύο μπαταρίες, των οποίων ο θετικός πόλος της μίας και ο αρνητικός πόλος της άλλης, βραχυκυκλώνονται, ώστε να δημιουργηθεί η ηλεκτρική γη, στο μηδέν. Με τον τρόπο αυτό, όμως, δημιουργούνται αρκετές αστοχίες, καθώς η τάση μιας μπαταρίας δεν είναι σταθερή, αλλά η στάθμη της πέφτει, όταν εκφορτίζεται. Επίσης, δημιουργείται και θέμα χώρου, έχοντας να τοποθετηθούν δύο μπαταρίες, σε κατάλληλο σημείο. Κατά συνέπεια, ο τρόπος τροφοδοσίας που επιλέχθηκε ήταν η μονή τροφοδοσία.

Αφού επιλέχθηκε ο τρόπος τροφοδοσίας, στη συνέχεια ακολούθησε και η επιλογή της μπαταρίας. Από μία ποικιλία επιλογών, επιλέχθηκε μπαταρία LiPo 3.7V. Οι μπαταρίες αυτές είναι επαναφορτιζόμενες μπαταρίες λιθίου, χωρητικότητας 1200mAh, ευρέως χρησιμοποιούμενες σε παρόμοιες εφαρμογές.

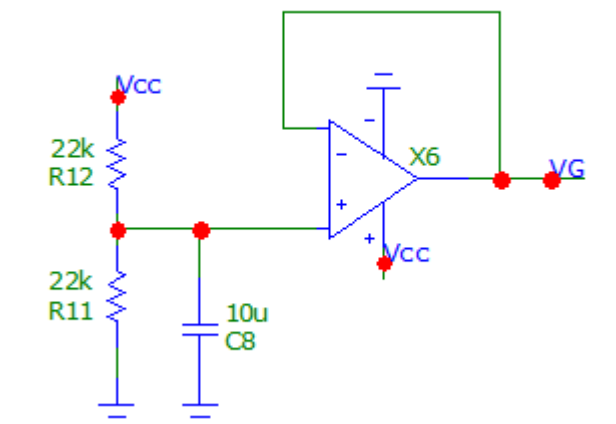
Ένα μείζον θέμα που τίθεται όταν γίνεται ανάπτυξη εφαρμογών με μονή τροφοδοσία, είναι η αδυναμία παροχής, από τους τελεστικούς ενισχυτές, αρνητικών σημάτων. Αυτό συμβαίνει διότι οι τελεστικοί ενισχυτές είναι ικανοί να εμφανίσουν στην έξοδό τους σήματα πλάτους, το πολύ έως τα άκρα της τροφοδοσίας τους. Συνεπώς, με μονή τροφοδοσία, το κατώτατο όριο είναι, στην καλύτερη περίπτωση, το μηδέν. Η τεχνική ώστε αυτό το εμπόδιο να ξεπεραστεί, είναι η δημιουργία τεχνητής γης (virtual ground). Η τεχνητή γη, ή αλλιώς εικονική, είναι μία τάση αναφοράς, η οποία δημιουργείται από το σχεδιαστή του κυκλώματος. Συνήθως, είναι στη μέση της τροφοδοσίας. Δύο σημαντικοί λόγοι για την τοποθέτηση της τεχνητής γης στη μέση της τροφοδοσίας είναι, κατά πρώτον, η δημιουργία συμμετρικότητας γύρω από ένα σημείο, αντίστοιχη της συμμετρικότητας γύρω από το μηδέν και κατά δεύτερον, η πλήρης εκμετάλλευση των άκρων τροφοδοσίας. Αν η τεχνητή γη ήταν σε διαφορετικό σημείο από τη μέση της τροφοδοσίας, θα βρισκόταν πιο κοντά σε ένα από τα δύο άκρα, με αποτέλεσμα να μειώνεται το εύρος στα πλάτη των σημάτων.

Υπάρχουν ποικίλοι τρόποι, με τους οποίους κυκλωματικά, δύναται να δημιουργηθεί το virtual ground. Ο τρόπος που υλοποιήθηκε, διαφαίνεται στην παρακάτω φωτογραφία.

Στον κόμβο V_{cc} εφαρμόζεται η τάση της μπαταρίας. Οι δύο αντιστάσεις λειτουργούν ως διαιρέτης τάσης της τροφοδοσίας, συνεπώς στον θετικό ακροδέκτη του τελεστικού ενισχυτή έχουμε το εξής:

$$V_+ = \frac{R_{11}}{R_{11}+R_{12}} * V_{CC} \Rightarrow V_+ = \frac{22}{22+22} * 3.7 \Rightarrow V_+=1.85 \text{ V}$$

Συνεπώς, η τάση στον ακροδέκτη τίθεται στη μέση της τροφοδοσίας. Ωστόσο, αυτό από μόνο του δεν αρκεί, καθώς θα αποτελούσε εξαιρετικά ασταθή τάση, εισάγοντας ποικίλα θέματα θορύβου. Για το λόγο αυτό, προστίθεται ένας πυκνωτής από τον θετικό ακροδέκτη, προς τη



Εικόνα 18: Δημιουργία τεχνητής γης (virtual ground). Ο κόμβος VG είναι η τάση αυτή.

γη. Ο πυκνωτής αυτός εξομαλύνει την τάση, τη σταθεροποιεί. Πιο συγκεκριμένα, σχηματίζει ως προς την τροφοδοσία ένα βαθυπερατό φίλτρο, αποκόπτοντας τις υψηλές συχνότητες. Η συχνότητα αποκοπής του φίλτρου αυτού έχει ως εξής:

$$f_c = \frac{1}{2\pi(R_{11} // R_{12})C_8} = \frac{1}{2\pi * 11 * 10^3 * 10 * 10^{-6}} = 1.45\text{Hz}$$

Αυτό έχει ως συνέπεια, κάθε ταλάντωση, ανώτερη της συχνότητας αυτής, να εξαλείφεται. Κλείνοντας τη σχεδίαση, προστέθηκε και ένας ακόλουθος πηγής ή απομονωτής (buffer), του οποίου η μεγάλη αντίσταση εισόδου, σταθεροποιεί αρκετά την τάση αυτή, καθώς επίσης απομονώνει το κύκλωμα αυτό από την υπόλοιπη κατασκευή. Ο απομονωτής εξαιτίας του εικονικού βραχυκυκλώματος μεταξύ των δύο ακροδεκτών του, εξάγει στον αρνητικό ακροδέκτη, την τάση του θετικού. Συνεπώς, η τάση 1.85 V στο θετικό ακροδέκτη, εμφανίζεται στον αρνητικό, όπου εξαιτίας της ανάδρασης, εμφανίζεται στην έξοδο του τελεστικού ενισχυτή.

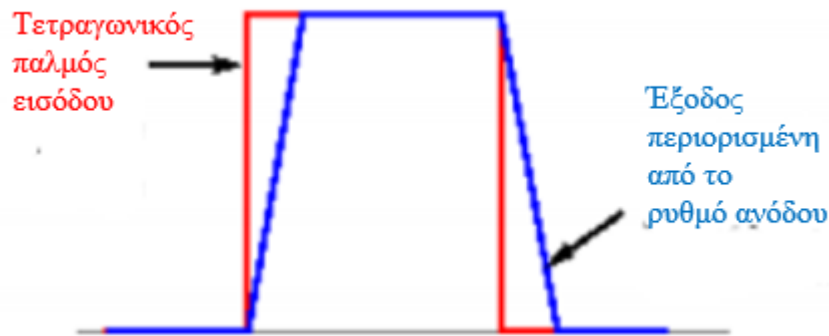
3.2 Τελεστικός ενισχυτής

Οι τελεστικοί ενισχυτές είναι αναπόσπαστο κομμάτι του μεγαλύτερου ποσοστού ηλεκτρονικών κυκλωμάτων. Χρησιμοποιούνται σχεδόν σε κάθε διάταξη. Στην υλοποίηση αυτή, αποτελούν κύριο συστατικό, για αυτό και η επιλογή τους καθίσταται ζωτικής σημασίας. Υπάρχει πληθώρα κατηγοριών τελεστικών ενισχυτών, ανάλογα με την επιθυμητή εφαρμογή τους. Στην παρούσα περίπτωση ήταν αναγκαία η εύρεση ενός τελεστικού ενισχυτή, ο οποίος θα διέθετε μονή τροφοδοσία, κοντά στην τιμή που επιλέχθηκε προηγουμένως. Επίσης, λόγω της επεξεργασίας ακουστικών σημάτων, όπως έχει ήδη αναφερθεί, επιβάλλεται ο τελεστικός ενισχυτής να μην εισάγει θόρυβο, ώστε να μην αλλοιώνεται το σήμα. Οι απαιτήσεις αυτές συναντήθηκαν με τα χαρακτηριστικά του τελεστικού ενισχυτή TS922. Όπως διαφαίνεται και από το datasheet του, ο χαμηλός θόρυβος και η παραμόρφωση, σε συνδυασμό με τη χαμηλή offset τάση στην είσοδο, τον καθιστούν μία εξαιρετική λύση για υψηλής ανάλυσης, φορητούς ενισχυτές ηχητικών σημάτων. Επιπροσθέτως, εξαιρετικά σημαντική είναι η ικανότητά του να παρέχει από άκρο σε άκρο τάσεις. Η τάση στην έξοδο συνεπώς δύναται να φτάσει αρκετά κοντά στα άκρα τροφοδοσίας. Μερικά από τα πιο σημαντικά χαρακτηριστικά του τελεστικού ενισχυτή αναγράφονται στον πίνακα 3.

Πίνακας 3: Χαρακτηριστικά του TS922 που λήφθηκαν υπόψη στην επιλογή του.[37]

Χαρακτηριστικά TS922	Τιμές
Τάση τροφοδοσίας	2.7-12V, Μονή
Ρεύμα τροφοδοσίας	2-3.2 mA
Θόρυβος	9 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$
Ρυθμός ανόδου	0.7-1.3 V/ μs
Ρεύμα βραχυκυκλώσεως	80 mA
CMRR	80 dB

Οι τιμές της τάσης και του ρεύματος τροφοδοσίας είναι ενδεικτικές της εξαιρετικά χαμηλής κατανάλωσης του TS922. Επιπροσθέτως, η τιμή του θορύβου είναι αρκετά μικρότερη από



Εικόνα 19: Επίδραση Slew Rate σε τετραγωνικό παλμό. [39]

ενισχυτές γενικής εφαρμογής. Για παράδειγμα, η αντίστοιχη τιμή στον τελεστικό TL072, ο οποίος είναι ενισχυτής γενικού σκοπού, ανέρχεται στα $18 \text{ nV}/\sqrt{\text{Hz}}$ [38]. Κατά συνέπεια, αποτελεί ικανοποιητική λύση σε ακουστικές εφαρμογές. Ένα ακόμα σημαντικό χαρακτηριστικό, είναι ο ρυθμός ανόδου του τελεστικού ενισχυτή. Ο ρυθμός ανόδου είναι ο μέγιστος ρυθμός μεταβολής μιας κυματομορφής στη έξοδο του τελεστικού. Αν ο ρυθμός μεταβολής του σήματος ξεπερνάει το ρυθμό ανόδου του τελεστικού, τότε στην έξοδο υπάρχει εμφανής παραμόρφωση του σήματος. Ο όρος ρυθμός ανόδου είναι γνωστός στη διεθνή βιβλιογραφία ως slew rate (SR).

Οπότε για να αποφευχθεί το εμπόδιο αυτό, χρειάστηκε να επιλεγθεί ο κατάλληλος τελεστικός ενισχυτής.

Έστω ημιτονοειδές σήμα στην έξοδο: $V(t) = V_o \sin(2\pi ft)$

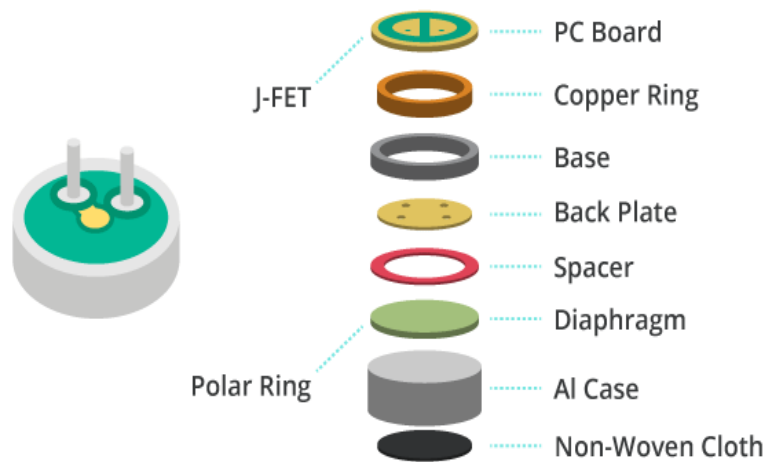
Η κλίση του ημιτόνου είναι: $\frac{dV(t)}{dt} = 2\pi V_o \cos(2\pi ft)$ και το μέγιστο παρουσιάζεται στα σημεία $2k\pi$, όπου $\cos(2\pi ft)=1$. Σε αυτά τα σημεία επιβάλλεται το slew rate να είναι:

$$SR \geq 2\pi V_o f$$

Στην περίπτωση του παρόντος ακουστικού αισθητήρα, το μέγιστο πιθανό πλάτος εισόδου είναι από τη μέση της τροφοδοσίας, έως τα άκρα της. Δηλαδή $V_o=1.85\text{V}$. Επιπλέον, το φάσμα συχνοτήτων, το οποίο είναι χρήσιμο στην παρούσα μελέτη είναι τα 500Hz . Οπότε, $SR \geq 0.0058 \text{ V}/\mu\text{s}$, τιμή που καλύπτεται πλήρως από τον επιλεγμένο τελεστικό ενισχυτή. Τέλος, το ρεύμα βραχυκυκλώσεως χαρακτηρίζει το μέγιστο ρεύμα που είναι ικανός να δώσει ο τελεστικός ενισχυτής. Η ικανότητα αυτή συνεπάγεται με δυνατότητα οδήγησης μικρών φορτίων, χωρίς την παραμόρφωση του σήματος.

3.3 Στάδιο λήψης ακουστικού σήματος-Μικρόφωνα

Το πρώτο στάδιο του συνολικού κυκλώματος αποτελεί το στάδιο λήψης του ακουστικού σήματος. Είναι το στάδιο στο οποίο έχουν προσαρτηθεί ηλεκτρικά μικρόφωνα, ώστε το ακουστικό σήμα να λαμβάνεται και να οδηγείται στο υπόλοιπο κύκλωμα, για την επεξεργασία του. Στην παρούσα υλοποίηση, για τη λήψη του ακουστικού σήματος, χρησιμοποιήθηκαν δύο μικρόφωνα. Ο λόγος που συνέβη αυτό, έναντι του ενός μικροφώνου, αφορά την εξάλειψη του θορύβου. Όπως θα παρουσιαστεί και στη συνέχεια, το δεύτερο στάδιο αποτελεί έναν ενισχυτή διαφορών, ο οποίος εξαλείφει το κοινό σήμα και ενισχύει το



Εικόνα 20: Επιμέρους τμήματα ενός electret condenser microphone[40]

διαφορικό. Κατά συνέπεια, το ένα από τα δύο μικρόφωνα μπορεί να χρησιμοποιηθεί ως σήμα αναφοράς, τοποθετημένο σε κάποιο ουδέτερο σημείο του ανθρώπου. Ως αποτέλεσμα, τα δύο μικρόφωνα θα λαμβάνουν τον κοινό περιβαλλοντικό θόρυβο, ως κοινό σήμα, αλλά μόνο το ένα θα λαμβάνει το ωφέλιμο σήμα από την κωροτίδα. Η υλοποίηση αυτή, στοχεύει στην εξάλειψη του θορύβου που βρίσκεται εντός του επιθυμητού φάσματος και είναι ακατόρθωτο να αποκοπεί με τη χρήση φίλτρων.

Ο τύπος των μικροφώνων που χρησιμοποιήθηκαν είναι electret condenser. Η διαφορά των electret μικροφώνων με τα υπόλοιπα, είναι το υλικό electret που χρησιμοποιούν[40]. Το υλικό αυτό είναι φερροηλεκτρικό, διατηρώντας μόνιμα το ηλεκτρικό του φορτίο και την πόλωση. Στην παρακάτω φωτογραφία διαφαίνονται τα στάδια ενός μικροφώνου τέτοιου είδους.

Οι δονήσεις από τα ηχητικά κύματα, προκαλούν αλλαγές στην απόσταση μεταξύ διαφράγματος και πίσω πλάκας, με αποτέλεσμα να μεταβάλλεται η τάση μεταξύ των δύο πλακών, σύμφωνα με τον τύπο $C=Q/V$ [40]. Η μεταβληθείσα τάση ενισχύεται από το J-FET και μεταφέρεται στην έξοδο του μικροφώνου μέσω ενός πυκνωτή για την αποκοπή των dc συνιστωσών.

Μερικά ενδιαφέροντα χαρακτηριστικά των μικροφώνων είναι η κατευθυντικότητα, η μείωση ευαισθησίας, η ευαισθησία και ο λόγος σήματος προς θόρυβο (SNR). Η κατευθυντικότητα του μικροφώνου αφορά το εύρος των γωνιών γύρω από το μικρόφωνο όπου το ηχητικό σήμα δύναται να ληφθεί. Η μείωση ευαισθησίας σχετίζεται με τη μείωση του κέρδους ως αποτέλεσμα της μείωσης της τροφοδοσίας. Η ευαισθησία αφορά το επίπεδο του σήματος στο οποίο το μικρόφωνο δύναται να ηχογραφήσει. Τέλος, ο σηματοθορυβικός λόγος (SNR) σηματοδοτεί το επίπεδο επιθυμητού σήματος που ηχογραφεί, συγκριτικά με τον περιβαλλοντικό θόρυβο.

Το μικρόφωνο που χρησιμοποιήθηκε στην διάταξη αυτή είναι το BCM9767P [41]. Αποτελεί ένα electret condenser microphone, του οποίου τα τεχνικά χαρακτηριστικά αναγράφονται στον πίνακα 4. Επιλέχθηκε, έπειτα από πειραματικό έλεγχο διάφορων μικροφώνων, καθώς είχε άρτια συμπεριφορά, μικρή ευαισθησία στο θόρυβο και σχεδόν μηδενική απόκριση σε καταστάσεις ησυχίας. Στην ενότητα των αποτελεσμάτων θα παρουσιαστεί σύγκριση με δύο

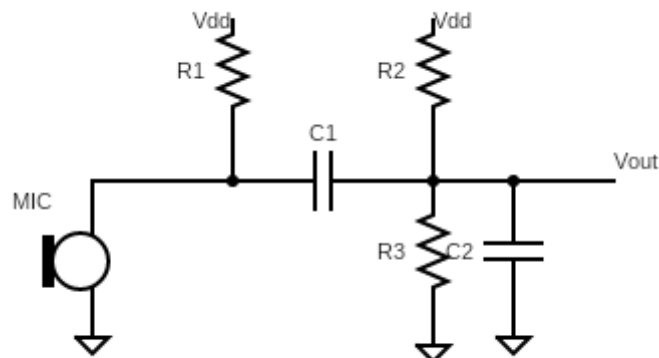
μικρόφωνα της αγοράς, όπου διαφαίνεται ο λόγος για τον οποίο το μικρόφωνο αυτό προτιμήθηκε.

Πίνακας 4: Τεχνικά χαρακτηριστικά electret microphone [41]

Directivity	Omnidirectional
Sensitivity reduction	within -3dB (Vs:1.5V)
Sensitivity	<ul style="list-style-type: none"> • $V_s=3.0V$ $R_L=2.2k\Omega$ (1KHz): 0dB=1v/Pa, -44 ± 2, -42 ± 2, -40 ± 2, -38 ± 2, -36 ± 2 • $V_s=1.5V$ $R_L=2k\Omega$ (1KHz): 0dB=1V/Pa, -36 ± 2, -38 ± 2, -40 ± 2
Frequency	20 - 16,000Hz
Current consumption	0.5 mA maximum
Operating Voltage	1.5-10V
SNR	>60 dB

Για την ολοκλήρωση του σταδίου πρόσληψης του σήματος, πρέπει να ληφθούν υπόψιν τα εξής. Αρχικά, για τη λειτουργία του μικροφώνου πρέπει να υπάρξει πόλωση στα άκρα του. Για να μη συνδεθεί όμως απευθείας με την τάση τροφοδοσίας, χρησιμοποιείται μια pull-up αντίσταση μεταξύ τροφοδοσίας και του θετικού ακροδέκτη του μικροφώνου. Έπειτα, απαιτείται ένας πυκνωτής, ώστε να εμποδίζεται η μεταφορά των DC συνιστωσών στο υπόλοιπο κύκλωμα. Τέλος, για να οδηγηθεί το σήμα στο διαφορικό ενισχυτή θα πρέπει να βρίσκεται γύρω από το μέσο της τροφοδοσίας. Στη συνέχεια, με βάση τις παραπάνω ανάγκες, σχεδιάστηκε το κύκλωμα και παρουσιάζεται στην επόμενη εικόνα.

Σε αυτό το σημείο αξίζει να γίνει μια αναφορά στη μέθοδο επιλογής των τιμών των στοιχείων του παραπάνω κυκλώματος. Αρχικά, καθορίστηκε η τιμή της αντίστασης R_1 . Αυτή θα πρέπει να έχει τιμή τέτοια ώστε, σε κατάσταση μέγιστου ρεύματος 0.5 mA, η τάση πόλωσης του μικροφώνου, να παραμένει σε επιθυμητό επίπεδο. Αν οριστεί το επιθυμητό επίπεδο τάσης στα 2V, τότε η τιμή της αντίστασης θα πρέπει να είναι $R_1 = \frac{V_{dd}-V_{mic}}{I_{max}} = \frac{3.7-2}{0.5mA} = 3.4 k\Omega$. Για



Εικόνα 21: Κυκλωματική διάταξη πρόσληψης ηχητικού σήματος.

πρακτικούς λόγους, επιλέχθηκαν δύο αντιστάσεις 1 kΩ και 2.2 kΩ σε σειρά. Συνεπώς, $R_1=3.2$ kΩ και $V_{mic}=2.1V$. Στη συνέχεια, για τον καθορισμό του πυκνωτή C_1 , πρέπει να ληφθεί υπόψη το γεγονός ότι οι R_1 και C_1 διαμορφώνουν ένα υπεραπλοποιημένο φίλτρο ως προς την έξοδο του μικροφώνου. Συνεπώς, θα πρέπει η συχνότητα αποκοπής να είναι μικρότερη των 20Hz ώστε να μην επηρεάζεται το φάσμα των ακουστικών σημάτων. Συνεπώς: $f_c < 20Hz \Rightarrow \frac{1}{2\pi R_1 C_1} < 20 Hz \Rightarrow C_1 > \frac{1}{2\pi \cdot 20 R_1} \Rightarrow C_1 > 2.48 \mu F$. Οπότε επιλέχθηκε $C_1=10 \mu F$.

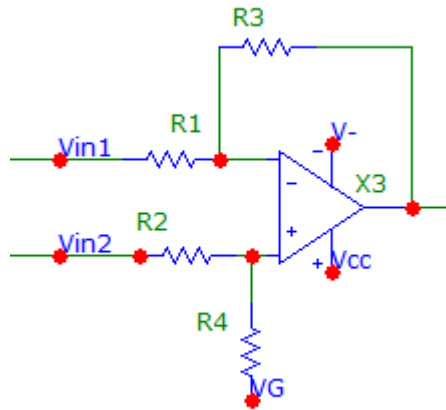
Περνώντας τώρα στην διαλογή των υπολοίπων παθητικών στοιχείων, σκοπός είναι η διαμόρφωση της DC τάσης στην έξοδο, στο μέσο της τροφοδοσίας, με όσο το δυνατόν λιγότερη ανοχή σε θόρυβο και ταλαντώσεις γίνεται. Ως αποτέλεσμα της παραπάνω υπόθεσης, οι δύο αντιστάσεις ορίζονται $R_2=R_3=100$ kΩ, δημιουργώντας έναν διαιρέτη τάσης $V_{out} = \frac{V_{dd}}{2} = 1.85 V$. Παρατηρείται ότι από τη συνδεσμολογία αυτή δημιουργείται ένα βαθυπερατό φίλτρο ως προς την τροφοδοσία. Για να μην επηρεάζουν οι παραμορφώσεις της τροφοδοσίας το ακουστικό σήμα, θα πρέπει η συχνότητα αποκοπής του να είναι αρκετά μικρή. Συνεπώς: $f_c = \frac{1}{2\pi(R_2 \parallel R_3)C_2}$ και επιλέγοντας $C_2=68$ nF, συνεπάγεται ότι $f_c = 47 Hz$. Παρόλο που η συχνότητα αυτή βρίσκεται εντός του εύρους ακουστικών συχνοτήτων, δε βρίσκεται εντός των συχνοτήτων του καρωτιδικού θορύβου ώστε να επηρεάζει το τελικό σήμα.

Εν κατακλείδι, η παραπάνω κυκλωματική διάταξη, χρησιμοποιείται δύο φορές, μία για κάθε μικρόφωνο. Παρέχει τις κατάλληλες συνθήκες, ώστε το ηχητικό σήμα να μετατραπεί σε ηλεκτρικό και να οδηγηθεί προς τα στάδια επεξεργασίας. Ο ρόλος του σταδίου αυτού είναι εξαιρετικά σημαντικός, αφού οποιαδήποτε αστοχία δημιουργηθεί, μεταφέρεται σε όλο το υπόλοιπο κύκλωμα.

3.4 Στάδιο ενισχυτή διαφορών

Ξεκινώντας, είναι αρκετά χρήσιμο να παρουσιαστεί η λειτουργία του ενισχυτή διαφορών. Περιγραφικά, ο ενισχυτής διαφορών είναι ένα στάδιο ενίσχυσης της διαφοράς δύο σημάτων και απόρριψης του κοινού σήματος. Αποτελεί μία αρκετά ενδιαφέρουσα διάταξη, με πληθώρα εφαρμογών. Για παράδειγμα, το στάδιο εισόδου πολλών οργάνων μέτρησης, όπως ο παλμογράφος, διαθέτουν ενισχυτή οργάνων, που αποτελείται από ενισχυτή διαφορών. Καθίσταται, λοιπόν, εύλογη η αξία ενός τέτοιου κυκλώματος.

Όσον αφορά την παρούσα εργασία, ο ενισχυτής διαφορών επιλέχθηκε αντί οποιουδήποτε συμβατικού ενισχυτή σήματος, μιας εισόδου. Όπως αναφέρθηκε και προηγουμένως, η διάταξη διαθέτει ως είσοδο δύο μικρόφωνα. Ο λόγος για τον οποίο συνέβη αυτό, είναι η επίλυση τους προβλήματος του περιβαλλοντικού θορύβου. Γίνεται αντιληπτό ότι ένα μικρόφωνο λαμβάνει οποιοδήποτε ηχητικό σήμα παρουσιαστεί σε μία απόσταση από αυτό. Συνεπώς, ο περιβαλλοντικός θόρυβος θα ήταν πλήρως αναμεμιγμένος με το επιθυμητό ακουστικό σήμα. Ακόμα και αν φίλτρα, τα οποία θα παρουσιαστούν στη συνέχεια,



Εικόνα 22: Ενισχυτής διαφορών, το δεύτερο στάδιο του αισθητήρα

αποκόψουν τις συχνότητες, εκτός του φάσματος επεξεργασίας και συγχρόνως αποκόψουν το θόρυβο που βρίσκεται σε αυτές, είναι άκρως πιθανό να υπάρξει θόρυβος, εντός του επιθυμητού φάσματος. Ωστόσο, στην περίπτωση που υπάρχουν σε μία συσκευή δύο μικρόφωνα, τα οποία τοποθετημένα κατάλληλα, ένα εκ των δύο λαμβάνει τον επιθυμητό ήχο, αλλά και τα δύο λαμβάνουν τον ίδιο περιβαλλοντικό θόρυβο, η διέξοδος στο παραπάνω πρόβλημα έρχεται ως εξής. Ο ενισχυτής διαφορών, ρυθμισμένος να αποκόπτει πλήρως το κοινό σήμα δύο πηγών εισόδου, εξαλείφει τον κοινό θόρυβο και ενισχύει το διαφορικό σήμα, που στην περίπτωση αυτή είναι το επιθυμητό, προς ανάλυση, ηχητικό κύμα. Στην εικόνα 21 διαφαίνεται το κυκλωματικό σχέδιο του ενισχυτή διαφορών που χρησιμοποιήθηκε.

Για την ανάλυση της τάσης εξόδου, συναρτήσε των τάσεων εισόδου, παρατηρείται ότι υπάρχουν τρεις διαφορετικές πηγές στο κύκλωμα, οι τάσεις V_{in1} και V_{in2} , καθώς και η τάση αναφοράς V_G που είναι η τεχνητή γη, η οποία αναλύθηκε σε προηγούμενη ενότητα. Συνεπώς, εργαζόμενοι με επαλληλία:

- Έστω ότι εφαρμόζεται στη διάταξη μόνο η V_{in1} και οι τάσεις V_{in2} και V_G είναι βραχυκυκλωμένες στη γη. Συνεπώς, στο θετικό ακροδέκτη του τελεστικού ενισχυτή, το ρεύμα που διαρρέει τις αντιστάσεις R_2 και R_4 θα είναι μηδενικό και η τάση θα είναι παντού μηδέν. Ο τελεστικός ενισχυτής, λόγω της συνδεσμολογίας ανάδρασης, παραμένει στη γραμμική περιοχή, με αποτέλεσμα να παρατηρείται το εικονικό βραχυκύκλωμα μεταξύ των δύο ακροδεκτών του ($V_+ = V_- = 0 \text{ V}$). Τότε έχουμε αναστρέφουσα συνδεσμολογία η οποία οδηγεί στην τάση εξόδου:

$$V_{out} = -\frac{R_3}{R_1} V_{in1}$$

- Στη συνέχεια, διατηρώντας μόνο την τάση εισόδου V_{in2} η τάση στον θετικό ακροδέκτη του ενισχυτή είναι ο διαιρέτης τάσης της V_{in2} στην αντίσταση R_4 :

$$V_+ = \frac{R_4}{R_4 + R_2} V_{in2}$$

Κατά συνέπεια η διάταξη είναι μη αναστρέφω ενισχυτής με τάση εξόδου:

$$V_{out} = \left(1 + \frac{R_3}{R_1}\right) \left(\frac{R_4}{R_4 + R_2}\right) V_{in2}$$

- Τέλος, με την τάση VG να εφαρμόζεται μόνο στο κύκλωμα, αυτή συνεπάγεται το διαιρέτη τάσης πάνω στην αντίσταση R_2 :

$$V_+ = \frac{R_2}{R_4 + R_2} VG$$

Συνεπώς, η τάση εξόδου έχει ως εξής:

$$V_{out} = \left(1 + \frac{R_3}{R_1}\right) \left(\frac{R_2}{R_4 + R_2}\right) VG$$

- Ενώνοντας τα παραπάνω αποτελέσματα, προκύπτει ότι:

$$V_{out} = -\frac{R_3}{R_1} V_{in1} + \left(1 + \frac{R_3}{R_1}\right) \left(\frac{R_4}{R_4 + R_2}\right) V_{in2} + \left(1 + \frac{R_3}{R_1}\right) \left(\frac{R_2}{R_4 + R_2}\right) VG$$

Στο σημείο αυτό, θέτοντας τις αντιστάσεις έτσι ώστε να ισχύει ο λόγος $\frac{R_3}{R_1} = \frac{R_4}{R_2}$, η συνθήκη αυτή οδηγεί στο εξής:

$$V_{out} = \frac{R_3}{R_1} (V_{in2} - V_{in1}) + VG$$

Κατ' ουσία δηλαδή η έξοδος προκύπτει από την ενίσχυση της διαφοράς των σημάτων εισόδου, αυξημένη κατά μία τάση αναφοράς, ίση με το virtual ground, προϋπόθεση απαραίτητη για την πλήρη εμφάνιση της εξόδου.

- Στην παρούσα περίπτωση, οι τιμές των αντιστάσεων, διαφαίνονται στον πίνακα 4. Όπως γίνεται αντιληπτό, το κέρδος του ενισχυτή διαφορών θεσπίζεται από το λόγο $A_v = \frac{R_3}{R_1}$. Από τις τιμές των αντιστάσεων που ορίστηκαν, το κέρδος είναι $A_v = \frac{R_3}{R_1} = \frac{20k\Omega}{10k\Omega} = 2 V/V$. Ο λόγος που το κέρδος αυτό ορίστηκε σχετικά χαμηλό, συνέβη με σκοπό την αποφυγή μεγάλης ενίσχυσης θορύβου πριν την πλήρη εξάλειψη του. Ωστόσο, το αμέσως επόμενο στάδιο που ακολουθεί αποτελεί έναν ενισχυτή σήματος, με αρκετά μεγαλύτερο κέρδος.

Πίνακας 4: Τιμές αντιστάσεων του σταδίου του ενισχυτή διαφορών.

Αντίσταση	Τιμή (kΩ)	Ανοχή
R ₃ -R ₄	20	±0.1%
R ₁ -R ₂	10	±0.1%

- Εξαιτίας πιθανών αστοχιών που ενδέχεται να προκύψουν, προστέθηκε σε σειρά με την αντίσταση R_4 ένα ποτενσιόμετρο. Το εξάρτημα αυτό, είναι μεταβλητή αντίσταση, ευκόλως μεταβαλλόμενη, ακόμα και μετά την τοποθέτηση του εξαρτήματος στην κατασκευή. Με αυτό τον τρόπο, κατά την πειραματική εξέταση ελέγχεται η απόδοση της απόρριψης κοινού σήματος του ενισχυτή, η οποία θα παρουσιαστεί ακολούθως και αναλόγως μεταβάλλεται η τιμή του ποτενσιόμετρου.

3.4.1 Απόρριψη κοινού σήματος

Η απόρριψη κοινού σήματος ή διεθνώς αναγνωρισμένη ως common mode rejection ratio (CMRR) είναι ένας δείκτης, μετρούμενος σε dB, ο οποίος αντιπροσωπεύει τη δυνατότητα ενός διαφορικού ενισχυτή να απορρίπτει το κοινό σήμα. Στον ενισχυτή διαφορών που μελετάται εδώ, η απόρριψη κοινού σήματος, είναι τόσο καλύτερη, όσο το ταίριασμα των αντιστάσεων. Πιο συγκεκριμένα, όσο πιο ακριβής είναι η ισότητα $\frac{R_3}{R_1} = \frac{R_4}{R_2}$, τόσο πιο αποδοτικός είναι ο ενισχυτής, όσον αφορά την απόρριψη του κοινού σήματος. Παρόλα αυτά, είναι πλήρως κατανοητό, ότι οι αντιστάσεις του εμπορίου δεν έχουν πάντοτε σταθερή τιμή, αλλά διαθέτουν απόκλιση από την ονομαστική τους τιμή. Η απόκλιση αυτή προσδιορίζεται από ένα άλλο ονομαστικό μέγεθος, το οποίο καλείται ανοχή και εκφράζεται σε ποσοστό επί τοις εκατό. Το ποσοστό αυτό είναι επί της ονομαστικής τιμής της αντίστασης και ορίζει τα άνω και κάτω όρια. Συμπερασματικά, δεν αρκεί ο ακριβής προσδιορισμός των αντιστάσεων, αλλά και η χρήση εξαρτημάτων με χαμηλή ανοχή.

Η θεωρητική τιμή του CMRR υπολογίζεται ως εξής [42]:

$$CMRR_{TOTAL} \approx \frac{\frac{1}{2}(G+1)}{\left(\frac{1}{CMRR_{Opamp}}\right)\left(\frac{1}{2}\right)(G+1) + \frac{\Delta R}{R}}$$

Όπου: G: Το διαφορικό κέρδος του ενισχυτή διαφορών

CMRR_{Opamp}: Η απόρριψη κοινού σήματος του τελεστικού ενισχυτή και

$\Delta R/R$: Ο λόγος ταιριάσματος των αντιστάσεων

Οπότε από τη σχεδίαση αυτή με $G=2$ V/V, $CMRR_{Opamp} = 80\text{dB} = 10^{\frac{80}{20}} = 10^4$ V/V. Οι αντιστάσεις που χρησιμοποιήθηκαν έχουν ανοχή $\pm 0.1\%$. Συνεπώς, $R_{max}=1.001R$ και $R_{min}=0.999R$.

$$\Delta R/R = \frac{R_{max} - R_{min}}{R} = \frac{1.001R - 0.999R}{R} = 0.2\% \text{ προκύπτουν τα ακόλουθα:}$$

$$CMRR_{TOTAL} = \frac{0.5(2+1)}{0.5(2+1)10^{-4} + 0.002} = 697.67 \frac{V}{V}$$

$$\text{Δηλαδή } CMRR_{TOTAL(dB)} = 20 \cdot \log 697.67 = 56.87 \text{ dB}$$

Η πειραματική τιμή του CMRR υπολογίζεται ως ακολούθως:

$$CMRR_{TOTAL} = 20 \cdot \log \frac{A_d}{A_{cm}}$$

Όπου A_d : το διαφορικό κέρδος του ενισχυτή και

A_{cm} : το κέρδος κοινού σήματος

Από τις πειραματικές διαδικασίες που υλοποιήθηκαν, το CMRR προέκυψε: $CMRR_{TOTAL} = 45.36 \text{ dB}$. Η διαφορά της θεωρητικής τιμής από την πρακτική είναι γεγονός αναμενόμενο, καθώς συμβάλλουν περισσότεροι παράγοντες, που επηρεάζουν την απόρριψη κοινού σήματος.

Αξίζει να σημειωθεί ότι σε σειρά με την αντίσταση R_4 έχει τοποθετηθεί ένα ποτενσιόμετρο. Σκοπός είναι η διόρθωση, πειραματικά, της απόρριψης κοινού σήματος. Κατά συνέπεια, με τη βοήθεια της γεννήτριας σήματος, οδηγήθηκε το ίδιο ημίτονο στις δύο εισόδους του διαφορικού ενισχυτή, παρατηρώντας την έξοδό του, η οποία αναπαριστά την ενίσχυση

κοινού σήματος. Μεταβάλλοντας την αντίσταση του ποτενσιόμετρου ώστε να φθάσει στο ελάχιστο δυνατό σήμα εξόδου, η καταληκτική τιμή της απόρριψης κοινού σήματος είναι αυτή που παρουσιάστηκε προηγουμένως.

3.5 Αναστρέφων ενισχυτής-Υψιπερατό φίλτρο

Το επόμενο στάδιο του εν λόγω αισθητήρα είναι ένα υψιπερατό φίλτρο πρώτου βαθμού. Το κέρδος του φίλτρου αυτού προσφέρει κατ' ουσία το απαραίτητο κέρδος που χρειάζεται ένα ακουστικό σήμα μερικών mV ώστε να ληφθεί από το μικροελεγκτή προς επεξεργασία. Ο λόγος για τον οποίο συνδυάζεται ένα ενισχυτικό στάδιο με ένα υψιπερατό φίλτρο είναι, αρχικά διότι απαιτείται όσο το δυνατό καλύτερη αποκοπή των χαμηλών συχνοτήτων και έπειτα η αναγκαιότητα της ενίσχυσης του σήματος. Για το λόγο αυτό, πριν την οδήγηση του σήματος στο ζωνοπερατό φίλτρο που ακολουθεί, επιλέχθηκε να υπάρχει ήδη αποκοπή των χαμηλών συχνοτήτων. Το κυκλωματικό σχέδιο του ενισχυτή βρίσκεται στην εικόνα 22.

- Η συχνότητα αποκοπής του φίλτρου δίνεται από τον εξής τύπο:

$$f_c = \frac{1}{2\pi \cdot R_{14} \cdot C_1} = 72\text{Hz}.$$

Εκτός από την αποκοπή των χαμηλών συχνοτήτων, παρατηρήθηκε πειραματικά ότι κάποια μικρόφωνα δημιουργούσαν θόρυβο στα 50 Hz. Το φίλτρο αυτό συμβάλλει στην αποκοπή του θορύβου αυτού, ώστε να μην επηρεάζει την τελική μορφή του σήματος

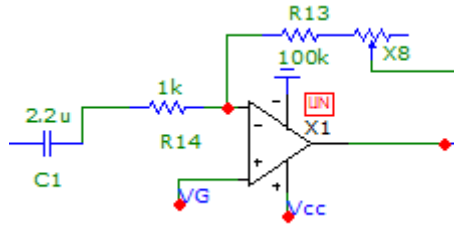
- Κάνοντας ανάλυση σε υψηλότερες συχνότητες, ο πυκνωτής αποτελεί βραχυκύκλωμα. Κατά συνέπεια το κύκλωμα αποτελεί έναν αναστρέφων ενισχυτή. Το κέρδος του ενισχυτή ορίζεται ως εξής:

$A_v = -\frac{R_f}{R_{14}}$ όπου η R_f είναι η αντίσταση που βρίσκεται στην ανάδραση. Όπως διαφαίνεται από το σχήμα, εκτός από μία αντίσταση R_{13} , έχει τοποθετηθεί και ένα ποτενσιόμετρο σε σειρά με αυτή. Ο λόγος για τον οποίο τοποθετήθηκε εκεί το ποτενσιόμετρο είναι η μεταβολή του κέρδους, σε ένα εύρος τιμών, ανάλογα με τις ανάγκες του πειράματος ή της εξέτασης. Τοποθετώντας στη θέση της R_{14} μία αντίσταση $1\text{k}\Omega$, στη θέση της R_{13} μία αντίσταση $100\text{k}\Omega$ και ένα ποτενσιόμετρο ονομαστικής αντίστασης $100\text{k}\Omega$ και σύμφωνα με τον προαναφερθέντα τύπο, το κέρδος θα κυμαίνεται:

$$A_v = 100 - 200 \text{ V/V}$$

Πίνακας 5: Χαρακτηριστικά του υψιπερατού φίλτρου.

R_{14}	R_f	C_1	Κέρδος τάσης	Συχνότητα αποκοπής
$1\text{k}\Omega$	$100\text{k}\Omega$ - $200\text{k}\Omega$	$2.2\mu\text{F}$	100 - 200 V/V	72 Hz

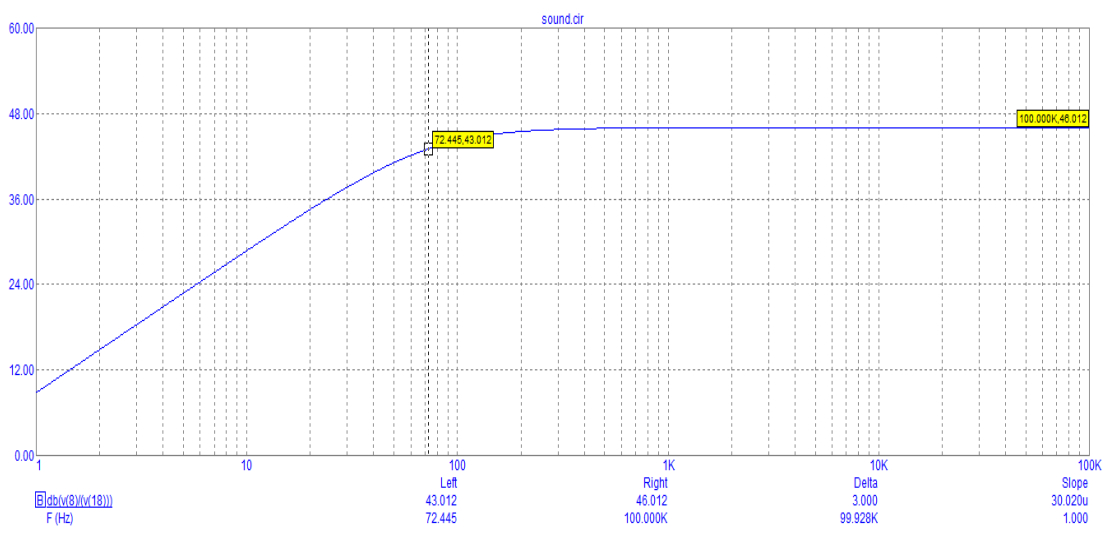


Εικόνα 23: Υψηπερατό φίλτρο πρώτου βαθμού, με ενίσχυση.

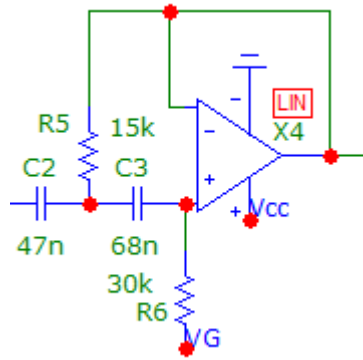
Αξίζει να παρουσιαστεί στο σημείο αυτό το διάγραμμα Bode του σταδίου αυτού, ώστε να γίνει αντιληπτή η συχνοτική συμπεριφορά του. Πραγματοποιώντας AC ανάλυση στο micro-cap 12, προκύπτει το αποτέλεσμα της εικόνας 18. Από το διάγραμμα εξάγεται το συμπέρασμα ότι, η συνάρτηση μεταφοράς πέφτει κατά 3dB στη συχνότητα 72 Hz, όπως αυτό υπολογίστηκε προηγουμένως. Να σημειωθεί ότι συχνότητα αποκοπής ενός φίλτρου θεωρείται η συχνότητα στην οποία η συνάρτηση μεταφοράς βρίσκεται στο 0.707 της μέγιστης τιμής της, ή αλλιώς -3dB, σε λογαριθμική κλίμακα.

3.6 Ζωνοπερατό φίλτρο δευτέρου βαθμού

Δύο στάδια πριν το μικροελεγκτή και τη μετατροπή του αναλογικού σήματος σε ψηφιακό, σχεδιάστηκε ένα ζωνοπερατό φίλτρο δευτέρου βαθμού. Ζωνοπερατό, ονομάζεται το φίλτρο που επιτρέπει να περάσουν οι συχνότητες ανάμεσα σε δύο όρια, ενώ οι υπόλοιπες αποκόπτονται. Είναι εξαιρετικά σημαντικό στοιχείο της συνολικής διάταξης, καθώς ο καρωτιδικός θόρυβος βρίσκεται ανάμεσα στις συχνότητες 125 Hz και 500 Hz, όπως έχει ήδη αναφερθεί σε προηγούμενο κεφάλαιο. Υπάρχουν ποικίλες διατάξεις στη διεθνή βιβλιογραφία από ζωνοπερατά φίλτρα. Στην παρούσα περίπτωση επιλέχθηκαν ένα high pass και ένα low pass φίλτρο, δευτέρου βαθμού, συνδεδεμένα σε σειρά. Η διαφορά των φίλτρων δευτέρου



Εικόνα 24: Διάγραμμα κέρδους του υψηπερατού φίλτρου όπως αντήθηκε από το Micro-Cap 12



Εικόνα 25: Sallen key High Pass filter σχεδιασμένο στο micro-cap 12

βαθμού, από τα πρώτου, είναι η κλίση του διαγράμματος κέρδους. Πιο συγκεκριμένα, σε ένα φίλτρο δευτέρου βαθμού η κλίση είναι $\pm 40\text{dB}/\text{δεκάδα}$, ενώ στου πρώτου είναι $\pm 20\text{dB}$. Το γεγονός αυτό, συνεπάγεται πιο απότομη κλίση και κατά συνέπεια καλύτερη εξάλειψη των συχνοτήτων στο επιθυμητό όριο.

3.6.1 Υψηλεπατό φίλτρο (high pass)

Πρώτο από τα δύο φίλτρα, τοποθετήθηκε ένα sallen key high pass φίλτρο, δευτέρου βαθμού. Το φίλτρο αυτό αναπαρίσταται στην ακόλουθη εικόνα. Η συνάρτηση μεταφοράς του φίλτρου είναι η εξής [43]:

$$H(s) = \frac{K}{\frac{1}{s^2(R_5R_6C_2C_3)} + s\left(\frac{1}{R_6C_2} + \frac{1}{R_6C_3} + \frac{1-K}{R_5C_2}\right) + 1}$$

Στην περίπτωση όμως αυτή, $K=1$. Οπότε η συνάρτηση μεταφοράς απλοποιείται.

Η συχνότητα αποκοπής δίνεται από τον τύπο:

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_5R_6C_2C_3}} \quad \text{όπου: } R_5=15\text{k}\Omega, R_6=30\text{k}\Omega, C_2=47\text{nF} \text{ και } C_3=68\text{nF}.$$

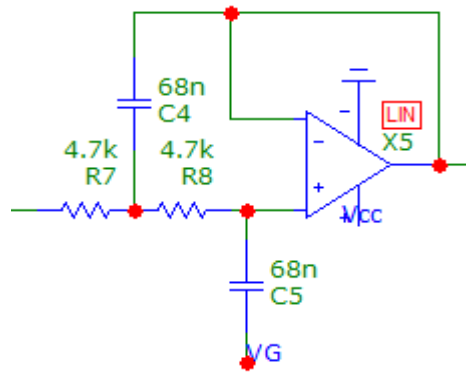
Οπότε προκύπτει ότι $f_c = 132\text{Hz}$

3.6.2 Βαθυπερατό φίλτρο (low pass)

Το δεύτερο φίλτρο, που συμπληρώνει το ζωνοπερατό, είναι ένα sallen key low pass filter, δευτέρου βαθμού. Η κυκλωματική του αναπαράσταση βρίσκεται στην εικόνα 20. Η συνάρτηση μεταφοράς του φίλτρου έχει ως εξής [43]:

$$H(s) = \frac{K}{s^2(R_7R_8C_4C_5) + s(R_7C_5 + R_8C_5 + R_7C_4(1-K)) + 1}$$

Όπως προηγουμένως το $K=1$ εξαιτίας της μοναδιαίας ανάδρασης. Με τις τιμές των εξαρτημάτων να είναι $R_7=4.7\text{k}\Omega$, $R_8=4.7\text{k}\Omega$, $C_4=68\text{nF}$ και $C_5=68\text{nF}$ η συχνότητα αποκοπής είναι:

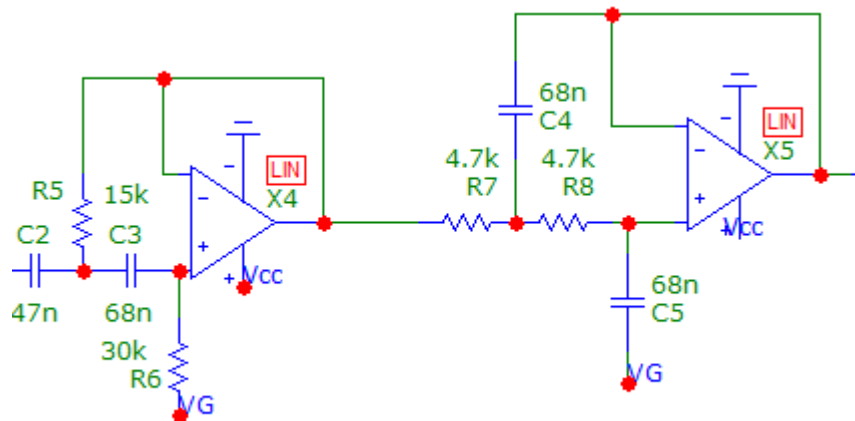


Εικόνα 26: Sallen key low pass filter σχεδιασμένο στο micro-cap 12

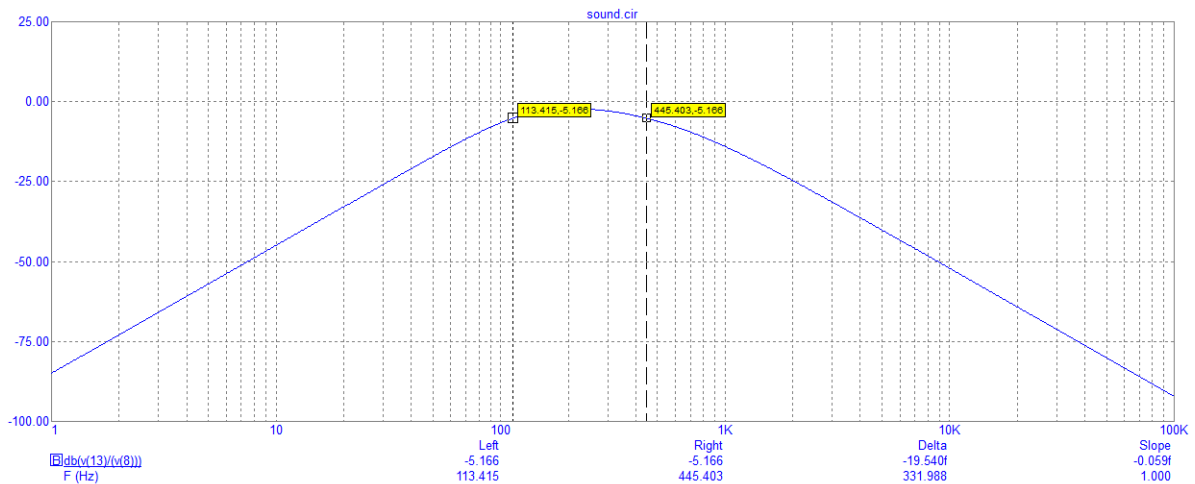
$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_7 R_8 C_4 C_5}} = 497\text{Hz}$$

Έχοντας περιγράψει ξεχωριστά τα δύο φίλτρα, τοποθετώντας τα σε σειρά, γίνεται αντιληπτό ότι θα σχηματιστεί ένα ζωνοπερατό φίλτρο. Τα όρια προκύπτουν από τις συχνότητες των δύο επιμέρους φίλτρων. Συνεπώς, το ζωνοπερατό που δημιουργήθηκε διαθέτει κάτω συχνότητα αποκοπής $f_1 = 132\text{Hz}$ και άνω συχνότητα αποκοπής $f_2 = 497\text{Hz}$. Αν συγκριθούν οι συχνότητες του φίλτρου αυτού με τις συχνότητες μετάδοσης του καρωτιδικού θορύβου διαπιστώνεται ότι είναι σχεδόν ίσες, με μία μικρή απόκλιση. Στην πράξη, οι συχνότητες αυτές δεν είναι ακριβώς οι υπολογισμένες, αλλά έχουν μία ελάχιστη απόκλιση, η οποία θεωρείται αμελητέα. Στη συνέχεια παρουσιάζεται το συνολικό κύκλωμα του band pass φίλτρου αλλά και το διάγραμμα bode, ώστε να γίνει επαλήθευση των υπολογισμένων συχνοτήτων.

Εφαρμόζοντας AC ανάλυση στο παραπάνω κύκλωμα, προκύπτει το ακόλουθο διάγραμμα bode, της εικόνας 22.



Εικόνα 27: Ζωνοπερατό φίλτρο δευτέρου βαθμού σχεδιασμένο στο micro-cap 12



Εικόνα 28: Διάγραμμα κέρδους για το ζωνοπερατό φίλτρο. Στο διάγραμμα είναι σημειωμένες οι προκύπτουσες συχνότητες αποκοπής.

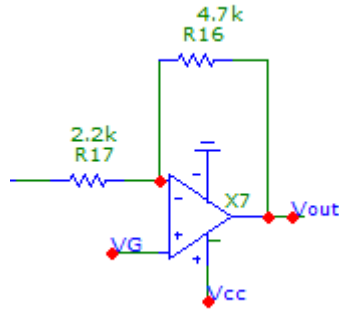
Στο σημείο αυτό αξίζει να γίνουν δύο παρατηρήσεις σχετικά με το προκύπτον διάγραμμα κέρδους. Αρχικά, παρατηρείται απόκλιση από τις υπολογισμένες συχνότητες, γεγονός αναμενόμενο. Ωστόσο, με την τοποθέτηση των εξαρτημάτων σε breadboard και την πειραματική δοκιμή, οι τιμές ήταν αρκετά κοντά στις υπολογισμένες. Επιπροσθέτως, η μέγιστη τιμή της καμπύλης είναι ίση με -2.17 dB ή 0.78 V/V . Αυτό συνεπάγεται την εξασθένηση του σήματος κατά τη διέλευση από το στάδιο αυτό.

Πίνακας 6: Ονομαστικές τιμές των στοιχείων του band pass filter

Εξαρτήματα	Τιμές
R ₅	15kΩ
R ₆	30kΩ
R ₇ -R ₈	4.7kΩ
C ₂	47nF
C ₃ -C ₄ -C ₅	68nF

3.7 Αναστρέφων ενισχυτής

Θεωρήθηκε απαραίτητη η ύπαρξη ενός επιπλέον ενισχυτικού σταδίου, ένα βήμα πριν τη μεταφορά του σήματος στο μικροελεγκτή. Ο λόγος ύπαρξης αυτού του σταδίου είναι η εξασθένηση που υπόκειται το σήμα, περνώντας από το ζωνοπερατό φίλτρο. Συνεπώς, το στάδιο αυτό επαναφέρει το σήμα σε ικανοποιητικό επίπεδο τάσης. Το κυκλωματικό σχέδιο του σταδίου αυτού παρουσιάζεται στην επόμενη εικόνα. Το κέρδος διαμορφώνεται από τις αντιστάσεις, $A_u = -R_{16}/R_{17} = -2.14 \text{ V/V}$. Η DC τάση εξόδου είναι ίση με το virtual ground. Ο λόγος που η τάση οφείλει να είναι ανυψωμένη, προκύπτει από το γεγονός ότι μετατροπέας αναλογικό σε ψηφιακό μπορεί να διαβάσει μόνο θετικές τάσεις.

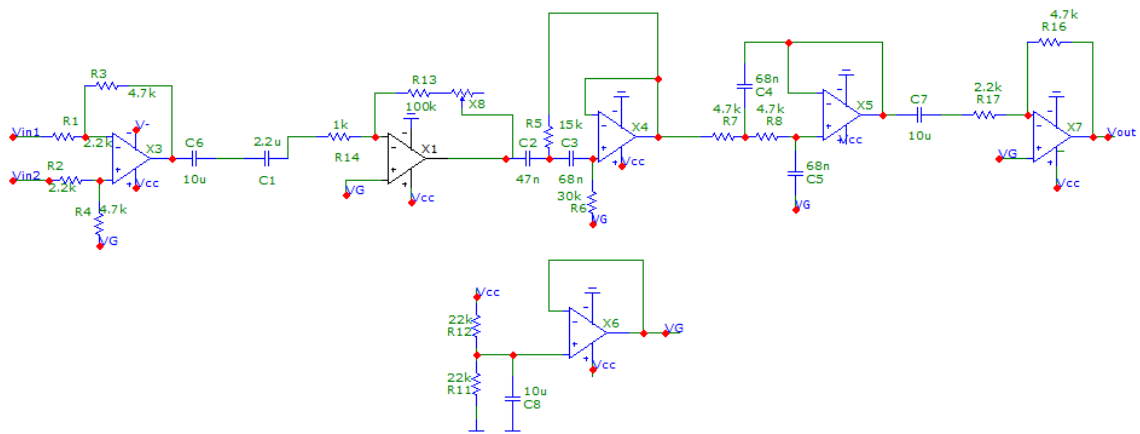


Εικόνα 29: Τελικό στάδιο κυκλώματος - Αναστρέφων ενισχυτής

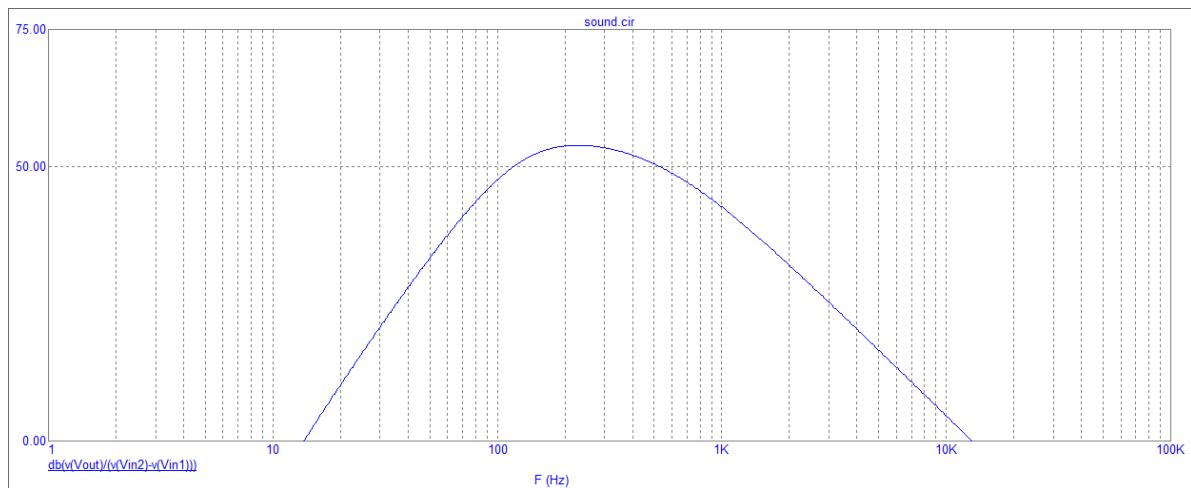
3.8 Πλήρες κύκλωμα

Εν κατακλείδι, το συνολικό κύκλωμα, από το διαφορικό ενισχυτή, ως και τον αναστρέφων ενισχυτή, αναπαρίσταται στην εικόνα 30. Παρατηρείται ότι μεταξύ των σταδίων τοποθετούνται οι πυκνωτές $C_6=10\mu\text{F}$ και $C_7=10\mu\text{F}$ με σκοπό την εμπόδιση της μεταφοράς DC συνιστωσών από το ένα στάδιο στο άλλο.

Παράλληλα το συνολικό διάγραμμα bode του κυκλώματος είναι το διάγραμμα της εικόνας 24. Ορισμένες παρατηρήσεις που προκύπτουν από το αυτό το διάγραμμα αφορούν το συνολικό κέρδος της διάταξης, καθώς και το εύρος ζώνης. Πιο συγκεκριμένα, η μέγιστη τιμή του διαγράμματος κέρδους βρίσκεται στα 56.374 dB. Αυτό σημαίνει 658 V/V. Αρκετά μεγάλο κέρδος και προκύπτει από την τιμή του ποτενσιόμετρου που είναι τοποθετημένη στα 100kΩ. Αντίθετα, η ελάχιστη τιμή του κέρδους, για τιμή 0 Ω του ποτενσιόμετρου, είναι 50.357 dB = 329.5 V/V. Αν η τιμή του κέρδους αυτή τοποθετεί την τάση εξόδου στον κόρο, με τη μεταβολή του ποτενσιόμετρου, δύναται να ελαττωθεί το κέρδος. Όσον αφορά το εύρος ζώνης, οι συχνότητες αποκοπής ορίζονται στα 127 Hz και στα 475 Hz.



Εικόνα 30: Συνολική διάταξη αποτελούμενη από α) διαφορικό ενισχυτή, β) υπερεπατό φίλτρο πρώτου βαθμού γ) ζωνοεπατό φίλτρο δευτέρου βαθμού δ) Αναστρέφων ενισχυτή



Εικόνα 31: Διάγραμμα bode συνολικού κυκλώματος, όπως υπολογίστηκε μέσω του *micro-cap 12*

3.9 Μετατροπή αναλογικού σήματος σε ψηφιακό

Ολοκληρώνοντας την επεξεργασία του ακουστικού σήματος, αυτό οδηγείται στο μετατροπέα αναλογικού σήματος σε ψηφιακό. Η ύπαρξη ενός τέτοιου οργάνου είναι απαραίτητη, για τη μετατροπή του σήματος σε ψηφιακή μορφή, ώστε να διαβαστεί και να επεξεργαστεί από έναν μικροελεγκτή. Ο μικροελεγκτής δύναται να προγραμματιστεί καταλλήλως από το χρήστη, ώστε να επιτευχθεί οποιαδήποτε επιθυμητή λειτουργία. Παράλληλα, η ψηφιακή μορφή του σήματος μπορεί να αποθηκευτεί σε ψηφιακά μέσα, οπότε καθίσταται ευκόλως προσβάσιμη στο μέλλον. Οι μετατροπείς αναλογικού σήματος σε ψηφιακό χρησιμοποιούνται ευρέως σε εφαρμογές αισθητήριων οργάνων, οι οποίοι παράγουν τάσεις στην έξοδο τους.

Στην αγορά υπάρχουν αρκετές προγραμματιστικές πλακέτες, με ενσωματωμένους μικροελεγκτές, προσιτές στο χρήστη, για άμεση μετατροπή του σήματος και επεξεργασία του. Στην παρούσα εφαρμογή επιλέχθηκε ο Esp32-wroom-32d. Ο Esp32 είναι μία μικρή πλακέτα με ενσωματωμένο μικροελεγκτή, από την Espressif [44]. Διαθέτει ειδικά pins ώστε ο μικροελεγκτής να συνδέεται με εύκολο τρόπο στο υπόλοιπο κύκλωμα. Η χαμηλή κατανάλωση ενέργειας που τον χαρακτηρίζει, τον καθιστά ικανοποιητική επιλογή, για ένα φορητό σύστημα. Επιπροσθέτως, όπως θα παρουσιαστεί στη συνέχεια, μπορεί να συνδυαστεί με αρκετές περιφερειακές συσκευές, όπως είναι η μονάδα για κάρτα μνήμης SD. Διαθέτει συνολικά 18 pins εισόδων αναλογικών σημάτων. Εξαιρουμένης της χαμηλής κατανάλωσης, το γεγονός ότι ο Esp32 είναι οπλισμένος με Bluetooth και WiFi, τα οποία ενδεχομένως να χρησιμοποιηθούν μελλοντικά, σε συνδυασμό με το χαμηλό κόστος, δίνουν προβάδισμα έναντι των υπολοίπων μικροελεγκτών. Επιπλέον, το προγραμματιστικό περιβάλλον του Esp32 είναι το Arduino IDE.

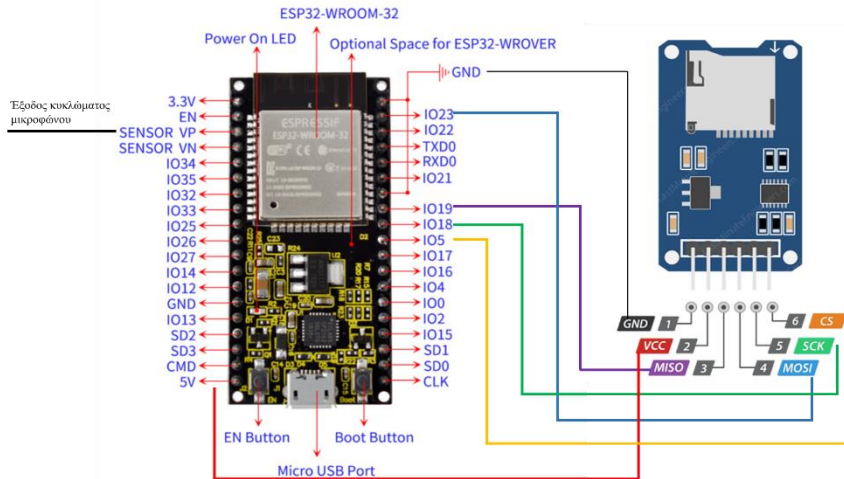
Στόχος της παρούσας υλοποίησης κρίθηκε η ηχογράφηση ηχητικού σήματος, μέσω του Esp32, σε κάρτα SD και η επεξεργασία του σε ηλεκτρονικό υπολογιστή μέσω λογισμικού. Σκοπός της διαδικασίας αυτής είναι η ηχογράφηση και η αποθήκευση του καρωτιδικού θορύβου του εκάστοτε ασθενή, ώστε να είναι διαθέσιμο οποιαδήποτε χρονική στιγμή. Επιπλέον, όπως θα αναλυθεί στη συνέχεια, μέσω λογισμικού θα επιτευχθεί η γραφική ανάλυση του ηχογραφημένου αρχείου. Σε αρχικό στάδιο, μέσω της διαδικασίας αυτής στόχος είναι ο έλεγχος της ποιότητας ηχογράφησης, κυρίως από τη σκοπιά του μικροφώνου, του θορύβου που εισάγεται από το υπόλοιπο κύκλωμα και της ικανότητας του μικροελεγκτή να μετατρέπει το σήμα σε ψηφιακό, χωρίς να εισάγει θόρυβο. Για τη διαδικασία αυτή

χρησιμοποιήθηκε μία έτοιμη βιβλιοθήκη σε κώδικα C++, από το GitHub, υλοποιήσιμη από περιβάλλον Arduino IDE [45]. Πραγματοποιώντας τις κατάλληλες αλλαγές, ώστε να προσαρμοστεί ο κώδικας στο κύκλωμα και συνδέοντας αντίστοιχα τη μονάδα της κάρτας SD, η ηχογράφηση κατέστη πραγματοποιήσιμη. Συνεπώς, πλέον δημιουργούνται αρχεία ήχου wav στην κάρτα SD, χρησιμοποιώντας κβαντοποίηση μεγέθους 16 bit. Ο ρυθμός δειγματοληψίας στη μετατροπή αναλογικού σήματος σε ψηφιακό είναι 44.1 kHz. Ο ρυθμός αυτός επιλέχθηκε εξαιτίας του ρυθμού Nyquist. Ο άνθρωπος δύναται να ακούσει συχνότητες από 20Hz έως 20 kHz. Για να αποφευχθεί η παραμόρφωση, ο ρυθμός δειγματοληψίας οφείλει να είναι τουλάχιστον το διπλάσιο της μέγιστης συχνότητας του ακουστικού σήματος. Ωστόσο, στα 40kHz, θα χρειαζόταν ένα αρκετά ακριβές φίλτρο, ώστε να αποφευχθεί και πάλι η παραμόρφωση. Για το λόγο αυτό, ο ρυθμός επιλέγεται λίγο μεγαλύτερος, στα 44.1 kHz.

Επομένως, κατά την εκτέλεση του προγράμματος στον Esp32, αποθηκεύονται αρχεία ήχου στην κάρτα SD και στη συνέχεια μεταφέρονται στον υπολογιστή για επεξεργασία και αποθήκευση. Ο χρόνος ηχογράφησης για κάθε αρχείο είναι τα 10 δευτερόλεπτα. Ο χρόνος αυτός είναι μεταβλητός και ορίζεται από το χρήστη. Ο χρόνος αυτός κρίθηκε αρκετός ώστε να ελεγχθεί η ποιότητα του αρχείου ήχου ως προς το χρόνο, καθώς και ως προς τη συχνοτική συμπεριφορά.

Ως προς τη συνδεσμολογία του συστήματος, η μονάδα προσάρτησης της κάρτας SD διαθέτει έξι συνδέσμους, με δυνατότητα σύνδεσης καλωδίων. Τα δύο πρώτα pins της μονάδας, αφορούν την τροφοδοσία της, V_{cc} και GND. Η μονάδα αυτή τροφοδοτείται με τάση 4.5V έως 5.5V. Για την τροφοδοσία της, συνεπώς, επιλέχθηκε ο σύνδεσμος του Esp32 που παρέχει 5V συνεχή τάση. Ο σύνδεσμος του ground συνδέεται με τη γη του Esp32 και παράλληλα με τη γη του υπόλοιπου κυκλώματος, ώστε να υπάρχει κοινή γη σε όλο το σύστημα. Τα υπόλοιπα τέσσερα pins της μονάδας αφορούν το SPI πρωτόκολλο επικοινωνίας. Το SPI (**S**erial **P**eripheral **I**nterface) είναι μία σύγχρονη διασύνδεση σειριακής επικοινωνίας, για μικρής απόστασης επικοινωνία, συνήθως σε ενσωματωμένα συστήματα [46]. Είναι ένα πρωτόκολλο υψηλής ταχύτητας, χαμηλού κόστους, διασύνδεσης ενός μικροελεγκτή με περιφερειακές μονάδες. Επειδή το πρωτόκολλο αυτό χρησιμοποιεί τεχνικές master-slave, τα δύο pins της μονάδας SD είναι MISO(Master In Slave Out) και MOSI(Master Out Slave In), για την έξοδο και την είσοδο των δεδομένων στη μονάδα αντίστοιχα. Επιπλέον, για το συγχρονισμό των ρολογιών μικροελεγκτή και περιφερειακής μονάδας, χρησιμοποιείται το pin SCK(Serial Clock). Τέλος, το pin CS(Chip select) χρησιμοποιείται για την ενεργοποίηση ή την απενεργοποίηση της περιφερειακής συσκευής από τον μικροελεγκτή. Στην επόμενη εικόνα διαφαίνεται η συνδεσμολογία Esp32-μονάδα κάρτας SD.

Η έξοδος του υπόλοιπου κυκλώματος συνδέεται στο pin SENSOR_VP του μικροελεγκτή. Το pin αυτό αποτελεί έναν σύνδεσμο, προσφερόμενο για μετατροπή αναλογικού σήματος σε ψηφιακό. Συνεπώς, το λογισμικό που εκτελεί ο μικροελεγκτής, λαμβάνει το σήμα από το pin αυτό, το μετατρέπει σε ψηφιακό και το αποθηκεύει στην κάρτα SD μέσω της συνδεσμολογίας που παρουσιάστηκε ανωτέρω.



Εικόνα 32: Συνδεσμολογία Esp32 με την περιφερειακή συσκευή υποδοχής κάρτας SD

3.10 Λογισμικό επεξεργασίας δεδομένων

Η επεξεργασία των δεδομένων στον ηλεκτρονικό υπολογιστή είναι αρκετά σημαντική καθώς μέσω αυτής το ηχητικό, ηχογραφημένο σήμα αναπαρίσταται και μπορεί να αναλυθεί το φασματικό περιεχόμενο του καρωτιδικού θορύβου. Επιπλέον, στα πλαίσια της παρούσας εργασίας, θα κριθεί η ποιότητα της λειτουργίας του κυκλώματος. Για κάθε αρχείο ήχου πραγματοποιήθηκε ανάλυση στο πεδίο του χρόνου, καθώς και συχνοτική ανάλυση. Το πεδίο της συχνότητας είναι αρκετά σημαντικό, καθώς μέσω αυτού διαπιστώνονται συνιστώσες του σήματος σε συχνότητες διαφορετικές από την επιθυμητή, που κατατάσσονται στο θόρυβο. Οι συνιστώσες αυτές προκύπτουν από ποικίλους παράγοντες. Ο ηλεκτρονικός θόρυβος που εισάγεται από τα στοιχεία του κυκλώματος, ο θόρυβος του περιβάλλοντος κατά την ηχογράφηση και η αστοχία των οργάνων, όπως ο μικροελεγκτής, στη μετατροπή του σήματος σε ψηφιακό, είναι ορισμένοι από τους παράγοντες που επηρεάζουν τη διαδικασία.

Η διαδικασία της απεικόνισης των σημάτων σε πεδίο χρόνου και συχνότητας πραγματοποιήθηκε με τη βοήθεια της γλώσσας προγραμματισμού python. Αρχικώς, χρησιμοποιούνται δύο μεταβλητές για την εξαγωγή των δεδομένων από το αρχείο ήχου και του ρυθμού δειγματοληψίας. Η εξαγωγή αυτή πραγματοποιείται με τη συμβολή της βιβλιοθήκης wavfile της scipy.io. Στη συνέχεια, τα δεδομένα που συλλέχθηκαν και αναπαραστάθηκαν σε πίνακα, αποτυπώνονται σε γραφική παράσταση, η οποία αποτελεί την αναπαράσταση του σήματος στο χρόνο. Για πρακτικούς λόγους, πραγματοποιήθηκε αναπαράσταση ενός τμήματος των δεδομένων, ώστε να υπάρχει ευκρίνεια στη γραφική παράσταση. Ακολούθως, μέσω της βιβλιοθήκης scipy.fftpack πραγματοποιήθηκε συχνοτική ανάλυση του σήματος. Το σήμα που επεξεργάζεται έχει προκύψει από δειγματοληψία του αναλογικού σήματος και κβαντοποίηση. Συνεπώς, η ανάλυση στο πεδίο της συχνότητας του σήματος προκύπτει από το διακριτό μετασχηματισμό Fourier. Η βιβλιοθήκη που χρησιμοποιήθηκε εκτελεί αυτόματα το μετασχηματισμό ενός διακριτού σήματος. Επιπλέον, εκτυπώνεται η κύρια συχνότητα του, το πλάτος των δύο κύριων κρουστικών συναρτήσεων που αντιστοιχούν στο κοινό και το διαφορικό σήμα και ο λόγος κοινού σήματος προς το διαφορικό σε ποσοστό επί τοις εκατό. Στο επόμενο κεφάλαιο θα παρουσιαστούν τα αποτελέσματα της επεξεργασίας αυτής για ποικίλα αρχεία ήχου.

Κεφάλαιο 4^ο: Αποτελέσματα

Με το πέρας της σχεδίασης του κυκλώματος και της αποτελεσματικής σύνθεσής του, είναι αναγκαία η προσομοίωση και η εξαγωγή αποτελεσμάτων, βάσει των οποίων θα κριθεί και η αποτελεσματικότητα της παρούσας σχεδίασης και υλοποίησης. Εξαιτίας της δυσκολίας της εξέτασης του πρωτότυπου με χρήση διάταξης προσομοίωσης ανθρώπινης καρωτίδας, η διαδικασία εξαγωγής των αποτελεσμάτων βασίστηκε σε γεννήτριες ήχου, οι οποίες χρησιμοποιούν ως μέσο έξυπνες συσκευές τηλεφώνου και υπολογιστές. Ειδικότερα, η ηχητική πηγή σήματος από κινητή συσκευή τηλεφωνίας δημιουργήθηκε μέσω της εφαρμογής Signal Generator που είναι διαθέσιμη μέσω του Google Play. Η εφαρμογή αυτή δίνει τη δυνατότητα δημιουργίας ηχητικών σημάτων σε μορφή ημιτόνου, σε εύρος συχνοτήτων από 20Hz έως 20kHz. Παρόμοιου τύπου διαδικτυακή εφαρμογή που χρησιμοποιήθηκε και από τον υπολογιστή ήταν η Online Tone Generator. Με χρήση αυτών των γεννητριών παραγωγής ηχητικού σήματος σχεδιάστηκε ένα πρωτόκολλο αξιολόγησης και σύγκρισης της προτεινόμενης διάταξης και των αισθητήρων που χρησιμοποιήθηκαν.

4.1 Συνοπτική περιγραφή του πρωτοκόλλου αξιολόγησης

- Δοκιμή 1:

Κατά την πρώτη πειραματική δοκιμή πραγματοποιήθηκε σύγκριση μεταξύ τριών διαφορετικών μικροφώνων. Σκοπός ήταν η διάκριση των διαφορών μεταξύ των μικροφώνων και η ανάδειξη του καταλληλότερου για τη λειτουργία του αισθητήρα. Συνεπώς, σε κάθε μέτρηση, στις ειδικές υποδοχές που διαμορφώθηκαν, τοποθετήθηκαν δύο όμοια μικρόφωνα, της ίδιας εταιρείας. Η επιλογή των μικροφώνων πραγματοποιήθηκε με βάση τα χαρακτηριστικά τους, τη διαθεσιμότητα στην αγορά και την επιλογή τους σε παρόμοιες εφαρμογές. Για τον έλεγχο της λειτουργίας του χρησιμοποιήθηκαν δύο ηχητικές πηγές, προσομοιώνοντας θόρυβο και επιθυμητό σήμα. Ο έλεγχος υλοποιήθηκε υπό τις ίδιες συχνότητες ηχητικών σημάτων και την ίδια ένταση. Το αναλογικό σήμα μετατρέπόμενο σε ψηφιακό, αναλύθηκε μέσω λογισμικού.

- Δοκιμή 2:

Στη δεύτερη δοκιμή, πραγματοποιήθηκε σύγκριση μεταξύ του επικρατούντος μικροφώνου της πρώτης δοκιμής και ενός προσχεδιασμένου μικροφώνου της αγοράς. Το μικρόφωνο αυτό διαθέτει ρύθμιση κέρδους τάσης και αυτόματο περιορισμό των θορύβων. Θεωρώντας το μικρόφωνο αυτό αξιόπιστο, στόχος ήταν η διερεύνηση της ικανότητας του πρωτότυπου αισθητήρα να μεταφέρει ένα αναλογικό ηχητικό σήμα σε ψηφιακή μορφή, χωρίς την επίδραση θορύβου. Ο αισθητήρας σε αυτή τη δοκιμή είχε ενεργοποιημένο το ένα από τα δύο μικρόφωνα. Στις δύο δοκιμές, πραγματοποιήθηκε καταγραφή ηχητικού σήματος για 10 δευτερόλεπτα.

4.2 Αποτελέσματα δοκιμών

Προτού ξεκινήσει η παρουσίαση των αποτελεσμάτων, αξίζει να σημειωθεί ότι στο πεδίο της συχνότητας τα ηχητικά σήματα έχουν τη μορφή κρουστικών συναρτήσεων σε διαφορετικές συχνότητες. Το γεγονός αυτό οφείλεται στο διακριτό μετασχηματισμό Fourier των ημιτονοειδών συναρτήσεων. Για μία διακριτή ημιτονοειδή συνάρτηση $x[n] = A\sin(2\pi f_c n)$ ο μετασχηματισμός της είναι:

$$X_{DFT}(k) = \frac{A}{2j} \sum_{n=0}^{N-1} e^{-j2\pi \frac{k-m}{N} n} - \frac{A}{2j} \sum_{n=0}^{N-1} e^{-j2\pi \frac{k+m}{N} n} \text{ οπότε}$$

$$|X_{DFT}(k)| = \frac{NA}{2} \delta[k - m] - \frac{NA}{2} \delta[N - k - m]$$

Επομένως, πολλαπλασιάζοντας με $2/N$ το μετασχηματισμό Fourier κάθε σήματος, παρουσιάζονται συναρτήσεις δέλτα με ύψος το πλάτος του ημιτόνου. Στα διαγράμματα που ακολουθούν στην παρουσίαση των αποτελεσμάτων, διαφαίνεται το μέτρο του μετασχηματισμού Fourier κάθε ημιτόνου, μόνο για θετικές συχνότητες. Συνεπώς, ένα ημίτονο με συχνότητα f_0 θα έχει μετασχηματισμό μία συνάρτηση δέλτα στη συχνότητα αυτή. Συνεπώς, διαφαίνονται οπτικά οι επικρατούσες συνιστώσες του ηχητικού σήματος και επιβεβαιώνονται μέσω του λογισμικού επεξεργασίας.

Δοκιμή 1:

Αρχικά, πραγματοποιήθηκε συγκριτική μελέτη ανάμεσα στην ποιότητα της καταγραφής της ηλεκτρονικής διάταξης που σχεδιάστηκε και υλοποιήθηκε στο πλαίσιο της παρούσας διπλωματικής εργασίας με χρήση τριών ζευγών διαφορετικών μικροφώνων χαμηλού κόστους. Η σύγκριση αυτή οδήγησε στην απόρριψη των δύο εξ αυτών. Τα τρία μικρόφωνα που συγκρίθηκαν είναι τα BCM9767P, WM61A και LD-MC-6035W_DTE. Για λόγους πληρότητας, στον πίνακα 7 αναγράφονται τα τεχνικά χαρακτηριστικά καθενός από τα μικρόφωνα. Η διαδικασία της προσομοίωσης πραγματοποιήθηκε για τέσσερα διαφορετικά ζεύγη ηχητικών σημάτων. Σε κάθε προσομοίωση, ένα εκ των ηχητικών σημάτων αντιπροσώπευε το κοινό σήμα ή αλλιώς θόρυβο της ηχογράφησης, ενώ το δεύτερο ηχητικό σήμα αντιπροσωπεύει το διαφορικό σήμα, δηλαδή το επιθυμητό σήμα του καρωτιδικού θορύβου. Η πηγή του κοινού σήματος τοποθετήθηκε στη μεσοκάθετο των δύο μικροφώνων, καθώς με αυτό τον τρόπο, το σήμα που καταφθάνει στα δύο μικρόφωνα, είναι όμοιο. Παράλληλα, η πηγή του διαφορικού σήματος τοποθετήθηκε από την πλευρά του ενός μικροφώνου ενώ ηχομονωτικό υλικό, τοποθετημένο μεταξύ των δύο μικροφώνων, συντέλεσε στην αποκοπή του διαφορικού σήματος από το δεύτερο μικρόφωνο. Οι διαφορετικές προσομοιώσεις για τα ίδια ζεύγη ηχητικών σημάτων, πραγματοποιήθηκαν, κατά το δυνατό, υπό τις ίδιες συνθήκες. Ειδικότερα, σε κάθε μέτρηση χρησιμοποιήθηκε ηχώμετρο σε έξυπνη συσκευή, μετρώντας τα ντεσιμπέλ των δύο ήχων.

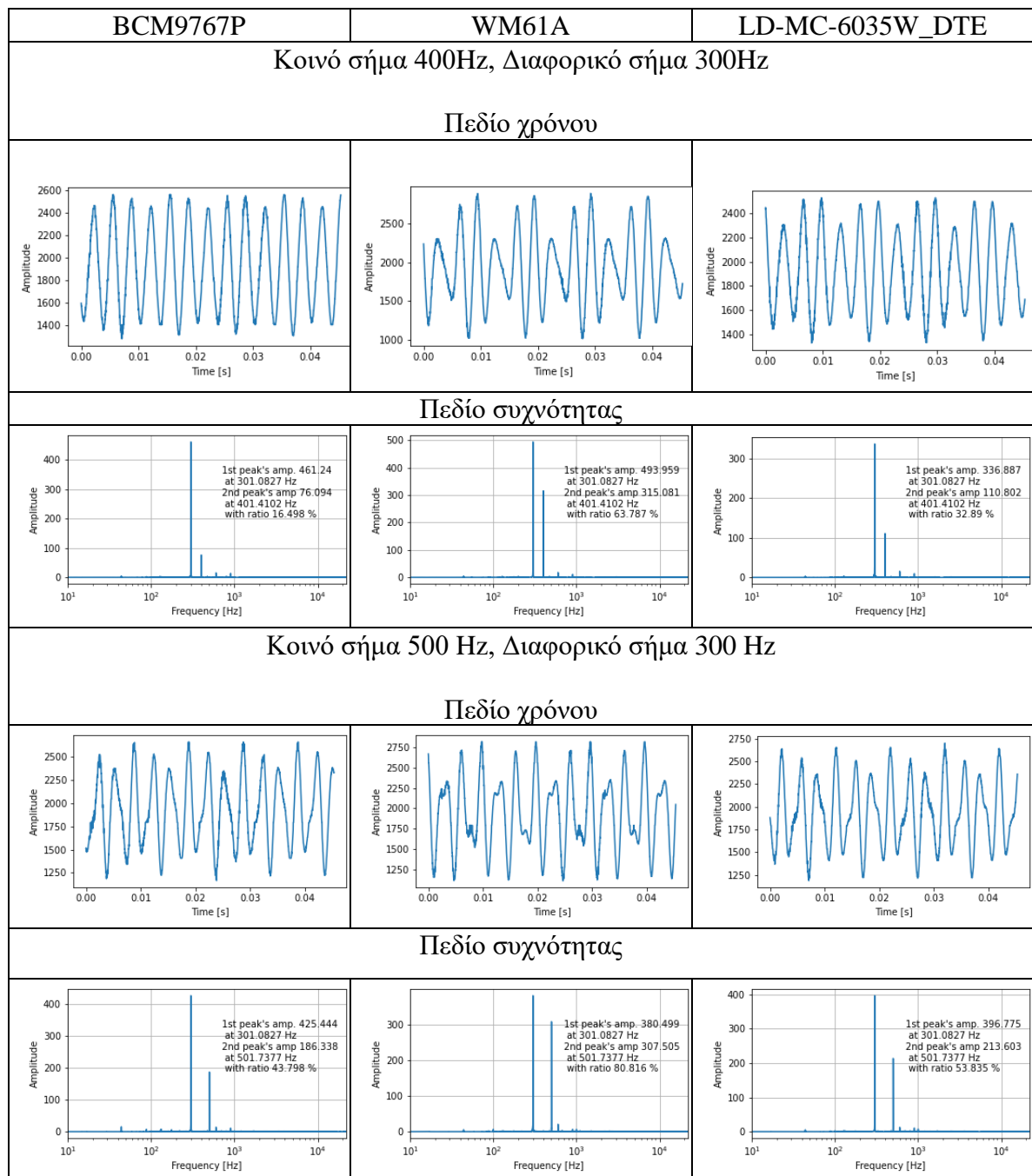
Πίνακας 7: Τεχνικά χαρακτηριστικά μικροφώνων BCM9767P, WM61A και LD-MC-6035W_DTE [41], [47], [48].

Specifications	BCM9767P	WM61A	LD-MC-6035W_DTE
Directivity	Omnidirectional	Omnidirectional	Omnidirectional
Sensitivity reduction	Within -3dB (Vs:1.5V)	Within -3 dB at 1.5V	Within -3 dB at 1.5V
Sensitivity	<ul style="list-style-type: none"> Vs=3.0V RL=2.2KΩ (1KHz): 0dB=1v/Pa, -44 ± 2, -42 ± 2, -40 ± 2, -38 ± 2, -36 ± 2 Vs=1.5V RL=2Kohm (1KHz): 	-35±4dB (0db = 1V/pa, 1kHz)	-40±4dB (0db = 1V/pa, 1kHz)

	0dB=1V/Pa,-36 ± 2,-38 ± 2,-40 ± 2		
Frequency	20 - 16,000Hz	20-20,000 Hz	50-13000Hz
Current consumption	0.5 mA maximum	0.5 mA maximum	0.5 mA maximum
Operating Voltage	1.5-10V	2V	2V
SNR	>60 dB	>62 dB	>60 dB

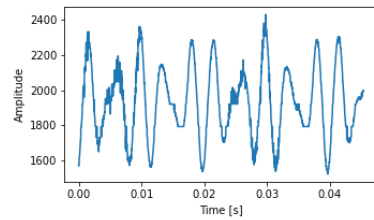
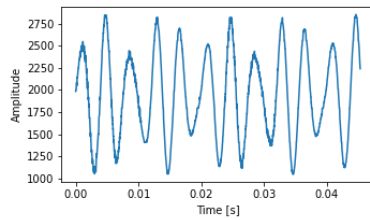
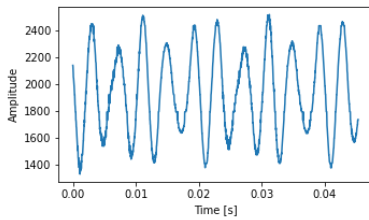
Τα αποτελέσματα καταγραφής που προέκυψαν από τα διαφορετικούς τύπους μικροφώνων συγκρίθηκαν ως προς την ποιότητα ηχογράφησης, την απόρριψη του κοινού σήματος και την εισαγωγή θορύβου. Στον πίνακα 8 παρουσιάζονται τα διαγράμματα στο πεδίο του χρόνου και της συχνότητας που συνοψίζουν τα αποτελέσματα της συγκριτικής μελέτης:

Πίνακας 8: Πειραματική αξιολόγηση-σύγκριση των τριών μικροφώνων, στο πεδίο του χρόνου και της συχνότητας

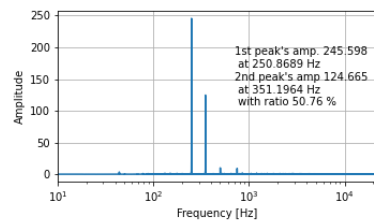
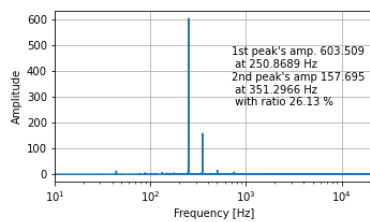
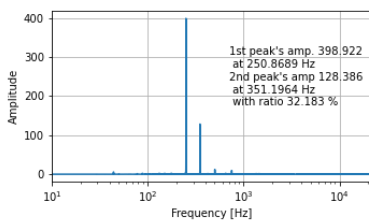


Κοινό σήμα 350 Hz, Διαφορικό σήμα 250 Hz

Πεδίο χρόνου

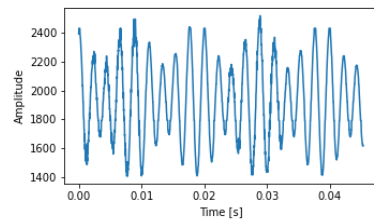
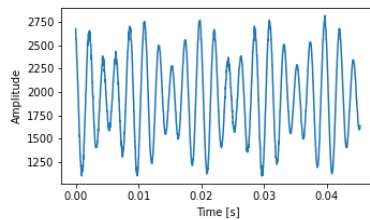
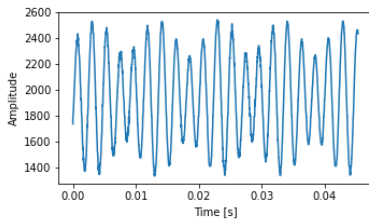


Πεδίο συχνότητας

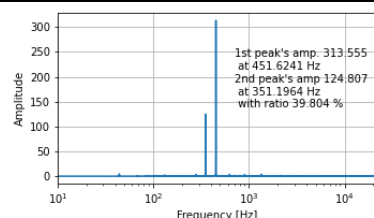
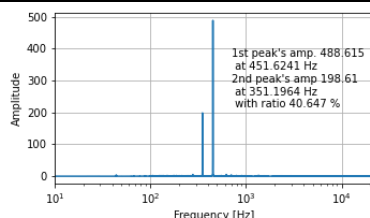
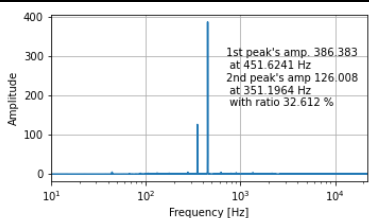


Κοινό σήμα 350 Hz, Διαφορικό σήμα 450 Hz

Πεδίο χρόνου



Πεδίο συχνότητας



Συγκρίνοντας τα παραπάνω αποτελέσματα, διαπιστώθηκε ότι πιο αξιόπιστο είναι το μικρόφωνο BCM9767P, καθώς αυτό εισάγει το λιγότερο θόρυβο από τα τρία, δεν αλλοιώνει το ηχητικό σήμα, ενώ απορρίπτει το κοινό σήμα, σε μεγαλύτερο βαθμό από τα υπόλοιπα. Αξίζει να σημειωθεί ότι υπήρξε εποπτεία των ηχητικών σημάτων, με τη βοήθεια παλμογράφου. Στον παλμογράφο το ηχητικό σήμα που κατέφθανε, ήταν χωρίς την επίδραση του μετατροπέα, ο οποίος ενδεχομένως να συμβάλλει στο θόρυβο που παρουσιάζεται.



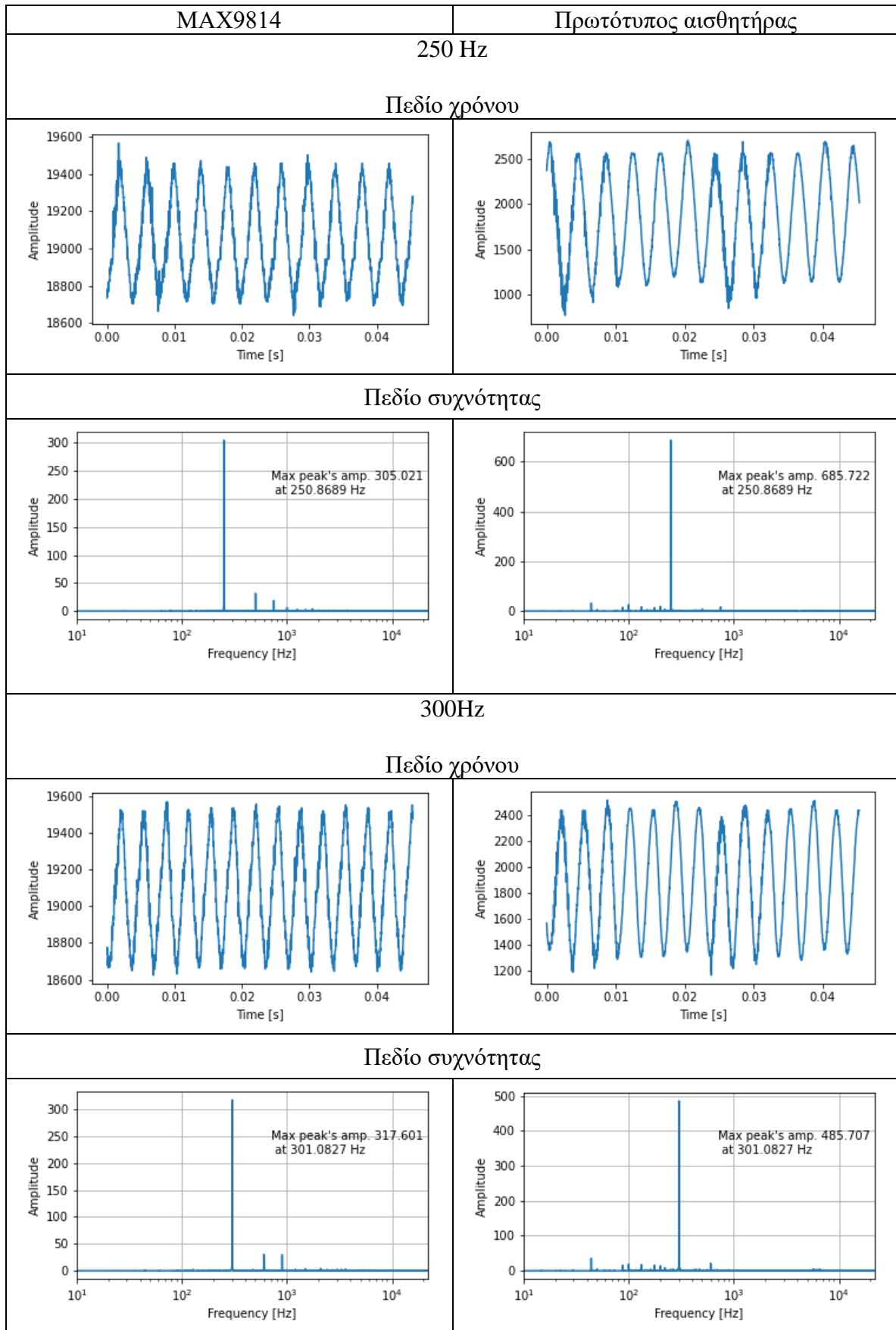
Εικόνα 33: Το μικρόφωνο MAX9814. Ευδιάκριτα είναι τα pins για την τροφοδοσία και τη ρύθμιση του κέρδους.[49]

Παρόλα αυτά, στη δεύτερη και την τρίτη περίπτωση, τα μικρόφωνα παρουσίαζαν εξαιρετικά μεγάλη ένταση θόρυβο, ακόμα και σε στιγμές ησυχίας. Το γεγονός αυτό έδωσε πλεονέκτημα στο μικρόφωνο που τελικώς επιλέχθηκε. Επιπροσθέτως, το δεύτερο και το τρίτο μικρόφωνο, εκτός από το θόρυβο που εισάγουν, παρατηρείται ότι πραγματοποιούν εξάλειψη του κοινού σήματος σε μικρότερο βαθμό από ότι το πρώτο μικρόφωνο. Όσον αφορά το μικρόφωνο WM61A, στη μεσαία στήλη, τα αποτελέσματα που εξάχθηκαν, είναι αρκετά κοντά στο πρώτο μικρόφωνο στις δύο τελευταίες μετρήσεις, ενώ στις δύο αρχικές η απόρριψη κοινού σήματος είναι χαμηλή. Το μικρόφωνο LD-MC-6035W_DTE υπολείπεται σε ενίσχυση του διαφορικού σήματος, εκτός της απόρριψης του κοινού σήματος. Παρατηρείται ότι και στις 4 περιπτώσεις το πλάτος του διαφορικού σήματος σε αυτό το μικρόφωνο είναι μικρότερο των δύο άλλων.

Δοκιμή 2:

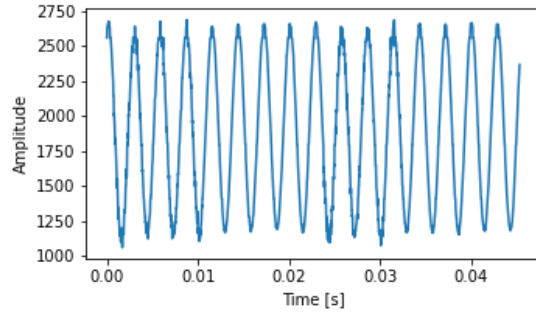
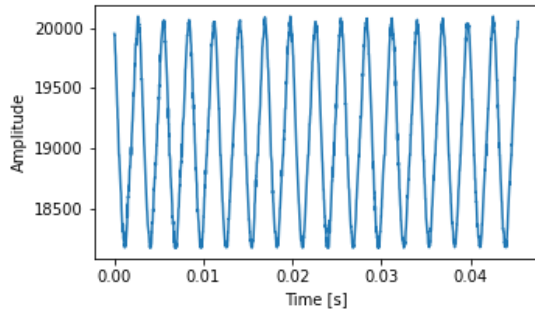
Στη συνέχεια, κρίθηκε απαραίτητη η σύγκριση του επιλεγθέντος μικροφώνου με ένα τέταρτο τύπο μικροφώνου, το MAX9814. Το MAX9814, διαθέτει ρύθμιση κέρδους, καθώς και αυτόματη ρύθμιση αυτού, αναλόγως την απόσταση και την ένταση του ήχου [49]. Συνεπώς, προσφέρει αύξηση της έντασης του ήχου, κάνοντας ταυτόχρονα αποθορυβοποίηση. Θεωρείται, λοιπόν, ένα αρκετά αξιόπιστο μικρόφωνο και αυτό συντέλεσε στο γεγονός της χρήσης του ως μέτρο σύγκρισης. Στον πίνακα 9, διαφαίνεται η χρονική και συχνοτική συμπεριφορά, αφενός του MAX9814 και αφετέρου του αισθητήρα με ένα μικρόφωνο BCM9767P, όπου έχει πραγματοποιηθεί γείωση στη δεύτερη είσοδο του διαφορικού ενισχυτή. Οι μετρήσεις για τις οποίες θα τεθούν σε σύγκριση τα δύο μικρόφωνα είναι από 250 Hz έως 500Hz, ανά 50 Hz. Ο λόγος που επιλέχθηκε αυτό το εύρος συχνοτήτων είναι διότι ο καρωτιδικός θόρυβος σε περίπτωση στένωσης, συναντάται σε αυτές τις συχνότητες. Το μικρόφωνο MAX9814 είναι τοποθετημένο στα 50 dB ενώ όπως έχει ήδη σημειωθεί στη σχεδίαση του αισθητήρα το συνολικό ονομαστικό κέρδος κυμαίνεται από 50 έως 56dB. Οι γραφικές παραστάσεις προέκυψαν από επεξεργασία δεδομένων με τη βοήθεια του λογισμικού που παρουσιάστηκε προηγουμένως.

Πίνακας 9: Πειραματική αξιολόγηση-σύγκριση του BCM9767P με το MAX9814, στο πεδίο του χρόνου και της συχνότητας

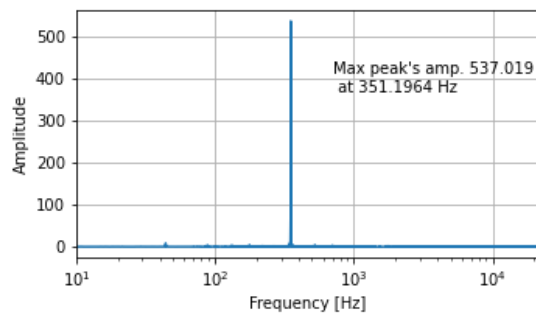
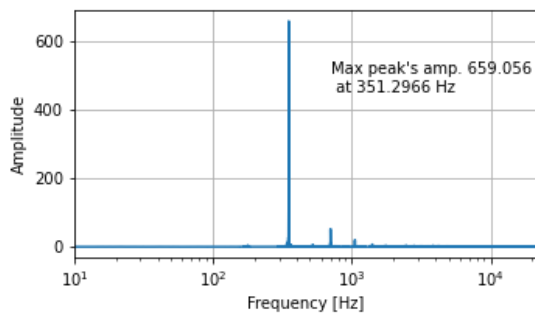


350Hz

Πεδίο χρόνου

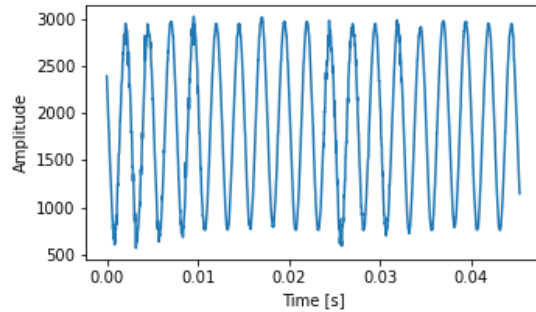
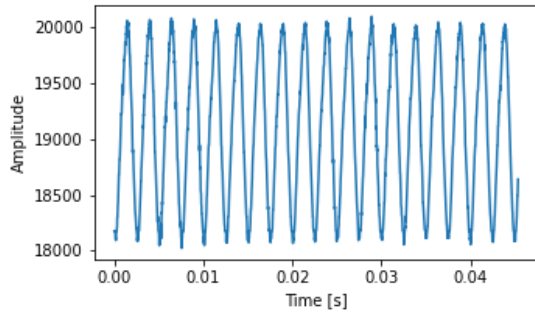


Πεδίο συχνότητας

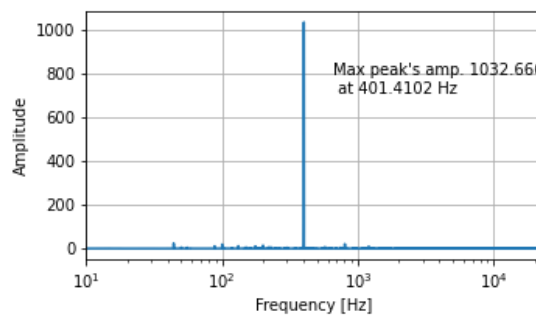
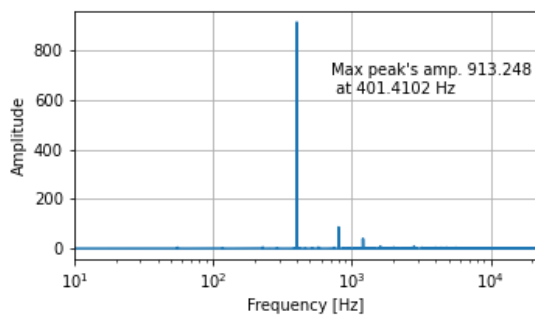


400Hz

Πεδίο χρόνου

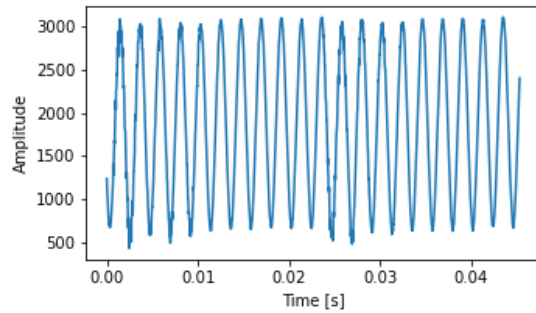
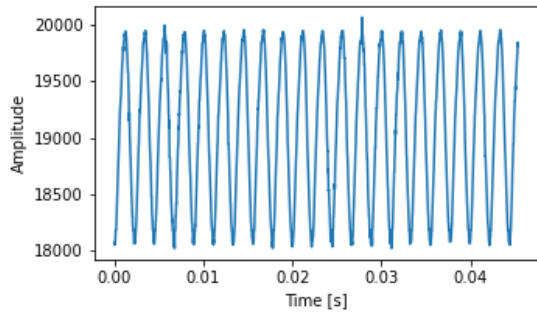


Πεδίο συχνότητας

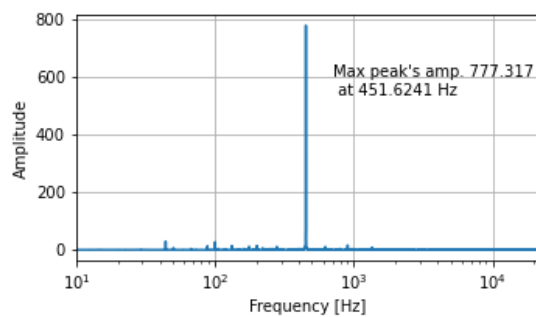
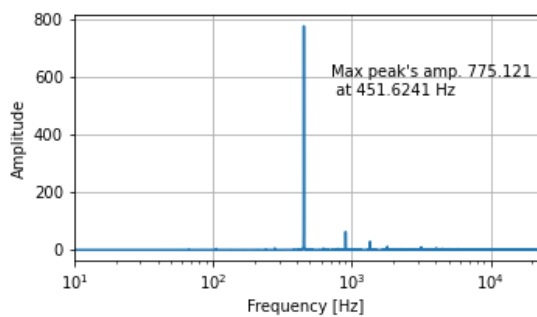


450Hz

Πεδίο χρόνου

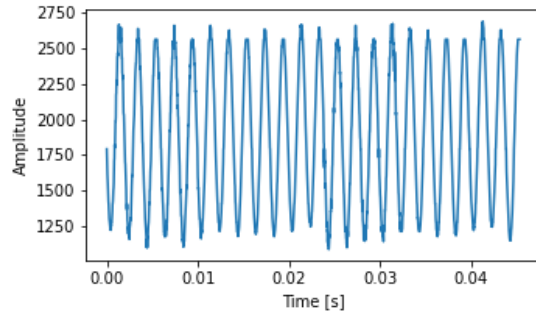
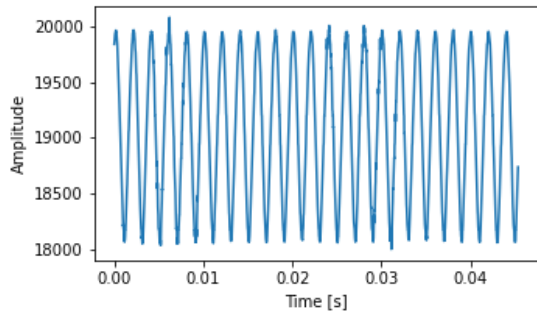


Πεδίο συχνότητας

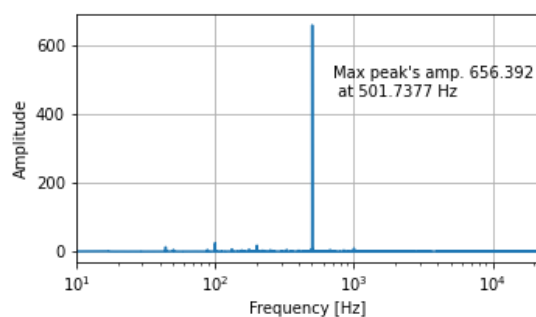
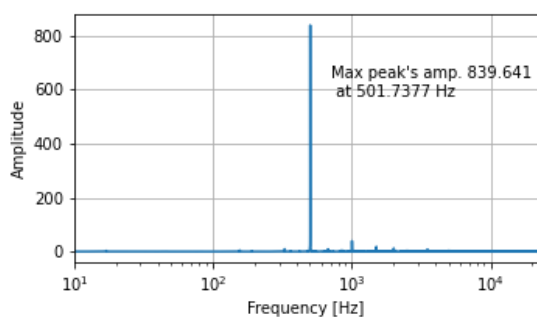


500Hz

Πεδίο χρόνου



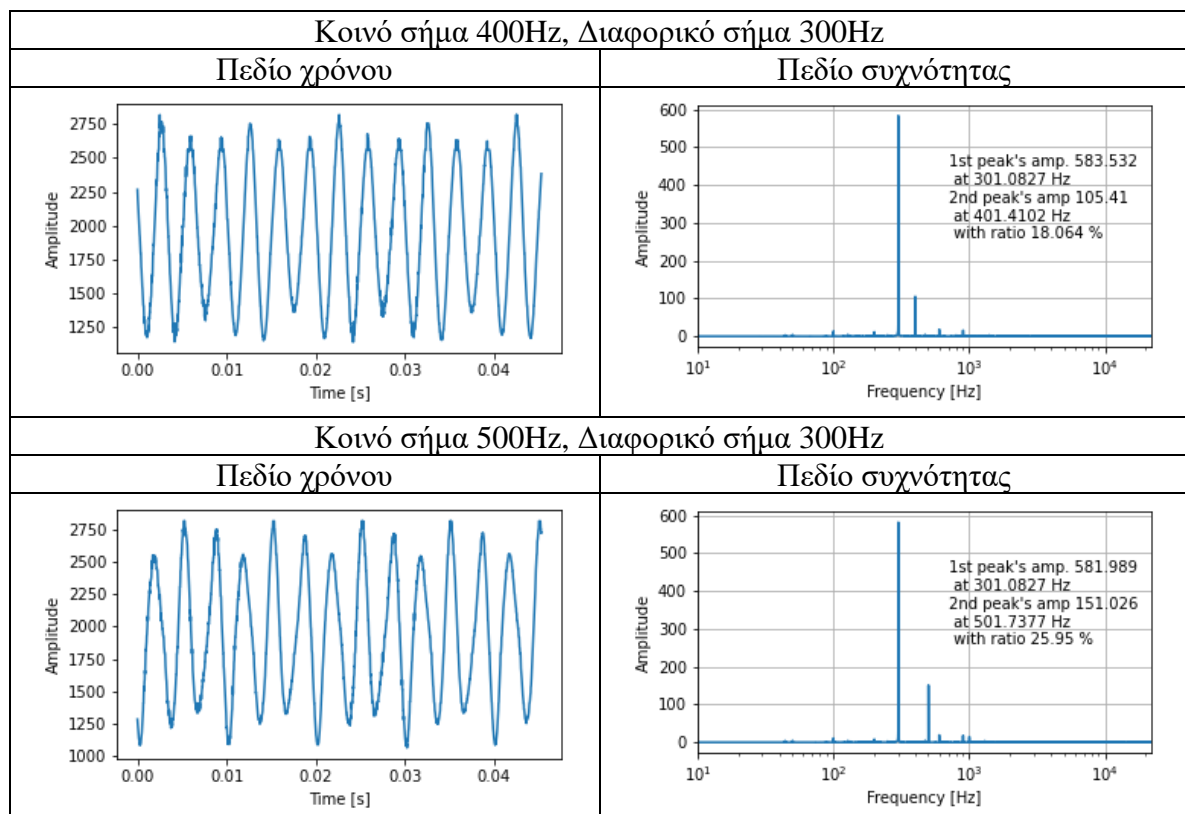
Πεδίο συχνότητας

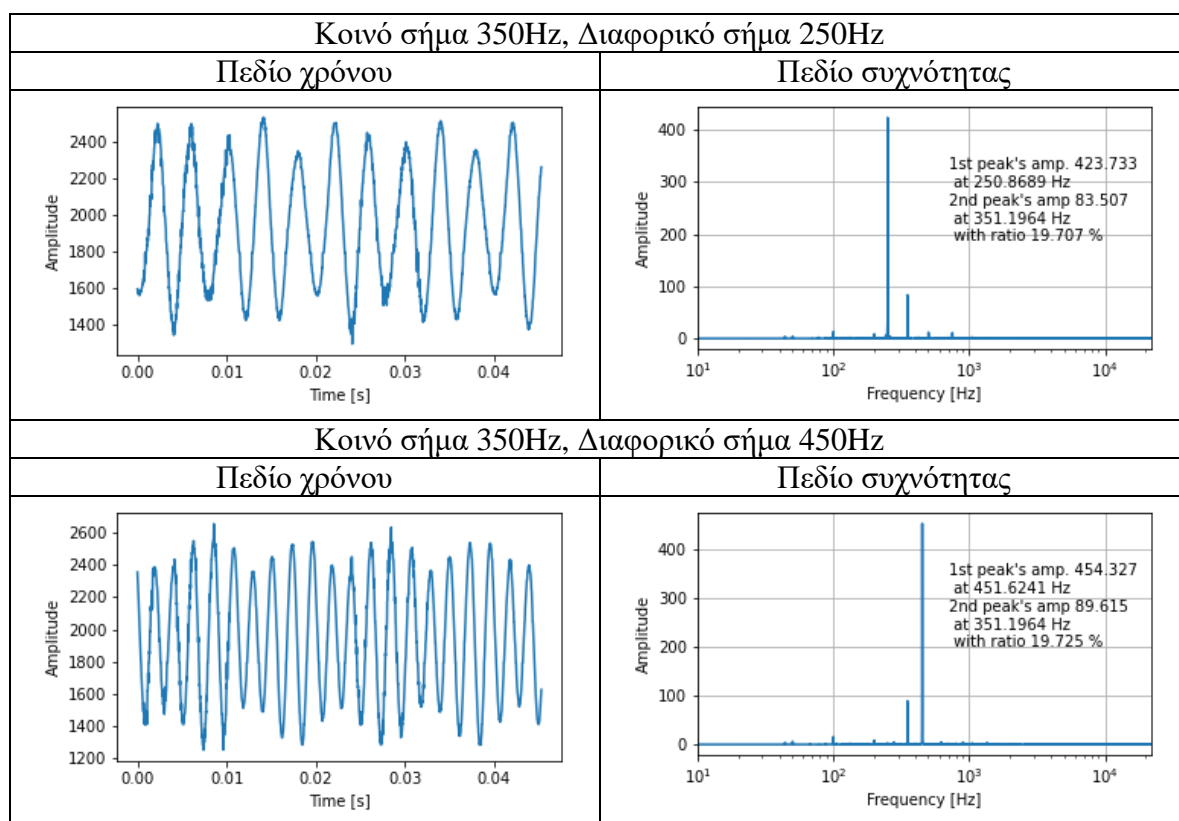


Από τα διαγράμματα του πίνακα 9 γίνεται αντιληπτή η ομοιότητα μεταξύ των δύο διατάξεων. Η ποιότητα ηχογράφησης της πρωτότυπης διάταξης δεν υστερεί σχετικά με το MAX9814. Το εκάστοτε ημίτονο παρουσιάζεται καθαρό, χωρίς αλλοιώσεις, πλην μεμονωμένων σημείων. Αναφορικά με το πεδίο της συχνότητας, όπου και διαφαίνεται η ένταση του σήματος, τα ηχογραφημένα σήματα είναι αρκετά όμοια. Στον αντίποδα, γίνεται εύκολα αντιληπτή η ύπαρξη αρμονικών, εμφανούς έντασης και σε συχνότητες περί τα 800 έως 1000 Hz, στην περίπτωση του MAX9814. Το γεγονός ότι στον πρωτότυπο αισθητήρα απουσιάζουν οι αρμονικές αυτές, οφείλεται στην παρουσία του ζωνοπερατού φίλτρο. Ωστόσο, το MAX9814 δε διαθέτει φίλτρο αποκοπής συχνοτήτων, καθώς είναι φτιαγμένο να ενισχύει ήχους σε όλο το εύρος ακουστικών συχνοτήτων.

Για το επιλεγθέν μικρόφωνο BCM9767P, πραγματοποιήθηκαν οι ίδιες μετρήσεις, με μεγαλύτερο μήκος καλωδίου για τα μικρόφωνα. Εξαιτίας του γεγονότος ότι τα μικρόφωνα προσαρτώνται στον τράχηλο, οφείλουν να έχουν μακρύ και ευέλικτο καλώδιο. Ωστόσο, θα πρέπει να ελεγχθεί κατά πόσο το μήκος του καλωδίου επηρεάζει τον ήχο και το θόρυβο που μεταδίδεται. Στον πίνακα 10 παρουσιάζονται τα αποτελέσματα της ηχογράφησης, κάνοντας χρήση μακρύ καλωδίου. Αξίζει να αναφερθεί ότι οι δύο περιπτώσεις, με το διαφορετικό μήκος καλωδίου, ελέγχθηκαν υπό ηχητικά κύματα, ίδιας συχνότητας.

Πίνακας 10: Πειραματική αξιολόγηση μικροφώνου BCM9767P με μεγαλύτερο μήκος καλωδίου

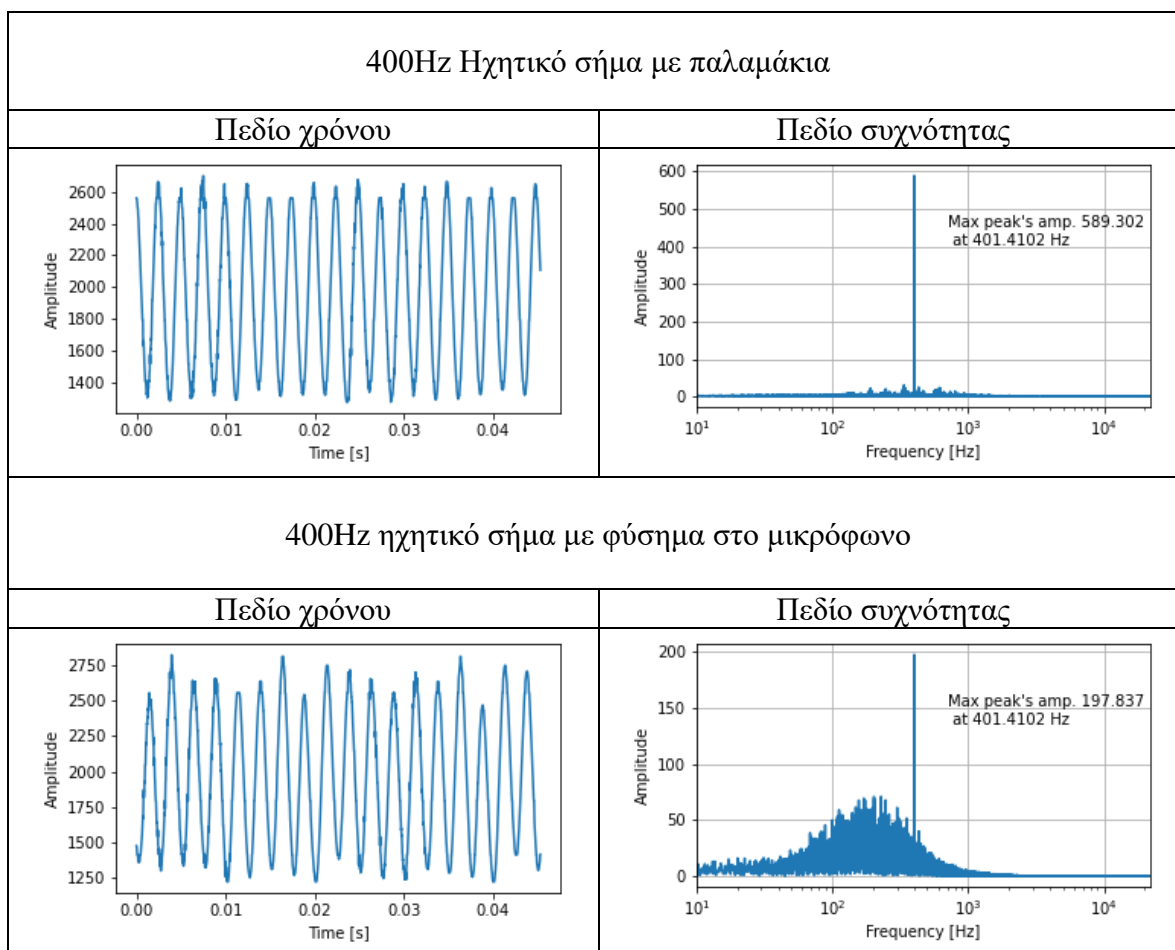




Από την παραπάνω πειραματική μελέτη, δύναται να προκύψει με ασφάλεια το πόρισμα πως το μήκος των καλωδίων δεν επιδρά αρνητικά σε μεγάλο βαθμό, όσον αφορά την εισαγωγή θορύβου. Αντιθέτως, τα αποτελέσματα είναι όμοια με τα αποτελέσματα του ίδιου μικρόφωνα για μικρό μήκος καλωδίου, ενώ ο λόγος κοινού σήματος προς το διαφορικό είναι μικρότερος. Σε αυτή την περίπτωση ωστόσο παρατηρείται ότι το διαφορικό σήμα είναι μεγαλύτερης έντασης από ότι στις προηγούμενες αντίστοιχες μετρήσεις, γεγονός που οφείλεται σε διαφορετική τοποθέτηση των πηγών λόγω του διαφορετικού μήκους του καλωδίου. Παρόλα αυτά, κατά την πειραματική διαδικασία, στο σύστημα υπήρχε παλμογράφος όπου αναπαρίστατο το προς ηχογράφιση σήμα. Κατά την αναπαράσταση του σήματος στον παλμογράφο αναδείχθηκε η ευαισθησία του μικροφώνου σε μετακινήσεις, γεγονός που ενισχύεται από το μήκος του καλωδίου, καθώς μεγαλύτερο μήκος συνεπάγεται περισσότερους βαθμούς ελευθερίας. Το αποτέλεσμα αυτό υποδεικνύει μελλοντική έρευνα για δημιουργία των κατάλληλων συνθηκών ώστε ο αισθητήρας να διαθέτει αρκετό μήκος καλωδίου για προσάρτηση στο λαιμό, χωρίς να εισάγεται θόρυβος.

Στη συνέχεια πραγματοποιήθηκαν δύο προσομοιώσεις θορύβου, για τον πρωτότυπο αισθητήρα. Ο αισθητήρας ελέγχθηκε με ένα μικρόφωνο, ως προς την ανοχή σε περιβαλλοντικές επιρροές. Για την προσομοίωση αυτή χρησιμοποιήθηκαν χτύποι των χεριών και φύσημα προς το μικρόφωνο, ενώ η ηχητική πηγή παρήγαγε ημίτονο περί των 400 Hz. Τα αποτελέσματα παρουσιάζονται στη συνέχεια. Σκοπός της προσομοίωσης αυτής είναι ο έλεγχος της απόρριψης του εξωτερικού θορύβου που προκύπτει από κοινούς θορύβους, όπως τα παλαμάκια, ή συχνούς θορύβους όπως ο ήχος που παράγεται από τη κίνηση του αέρα.

Πίνακας 11: Πειραματική αξιολόγηση αισθητήρα με περιβαλλοντικό θόρυβο προερχόμενο από χτύπημα χεριών και φύσημα αέρα.

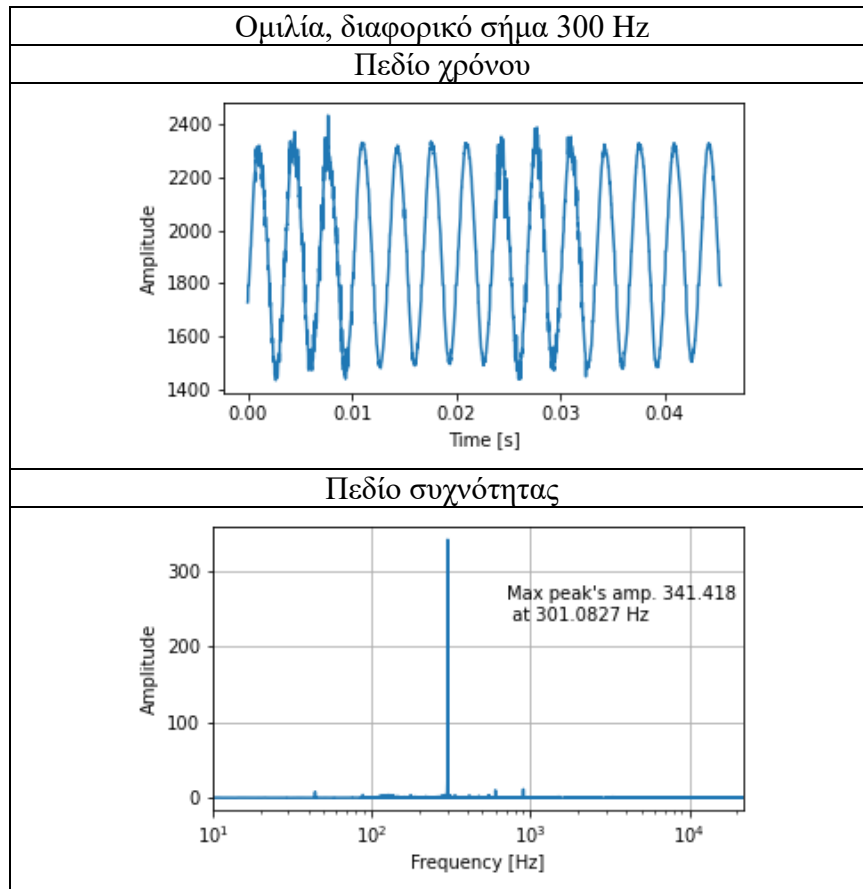


Παρατηρείται ότι στο πεδίο του χρόνου η μορφή του σήματος παραμένει αναλλοίωτη και στις δύο περιπτώσεις. Ωστόσο, στο πεδίο της συχνότητας, όπου διαφαίνονται όλες οι συνιστώσες του σήματος, παρουσιάζεται και ο επαγόμενος θόρυβος. Στο πρώτο σχήμα, παρατηρείται ότι ο θόρυβος είναι αρκετά καταπιεσμένος γύρω από την κεντρική συχνότητα. Αυτό συνεπάγεται ότι η επιρροή του χτυπήματος των χεριών είναι μηδαμινή. Αντιθέτως, στη δεύτερη περίπτωση, είναι εύκολα αντιληπτό, ότι το φύσημα του μικροφώνου προκαλεί έντονο θόρυβο, στις χαμηλές συχνότητες, με κύρια συχνότητα περί τα 200 Hz. Ωστόσο, η κύρια συχνότητα στα 400Hz του επιθυμητού σήματος υπερβαίνει κατά πολύ το θόρυβο. Συμπεραίνεται ότι η περίπτωση φυσήματος ή έντονου ανέμου σε εξωτερικό περιβάλλον, θα εμπόδιζε την απρόσκοπτη λειτουργία του αισθητήρα. Όπως αναφέρθηκε προηγουμένως, σκοπός της προσομοίωσης αυτής είναι ο έλεγχος της επιρροής θορύβων σε ένα μικρόφωνο, χωρίς τη χρήση της διαφορικής διάταξης.

Κλείνοντας, για τη διαφορική διάταξη με το επικρατέστερο μικρόφωνο, πραγματοποιήθηκε μέτρηση για διαφορικό σήμα 300 Hz και κοινό σήμα προερχόμενο από ομιλία. Στόχος είναι ο έλεγχος της επιρροής της ύπαρξης ήχων προερχόμενων από ομιλία σε ένα δωμάτιο ή ακόμα και από τον ίδιο τον εξεταζόμενο. Ο ομιλητής βρισκόταν αρκετά κοντά στο μικρόφωνο ενώ η ένταση της ομιλίας ήταν φυσιολογική, ώστε να ελεγχθεί η επιρροή σε μία συνήθη συνθήκη.

Πίνακας 12: Πειραματική

Ιαξιολόγηση αισθητήρα με παράλληλη προσομοίωση διαφορικού σήματος και ομιλίας



Το γεγονός ότι επιτεύχθηκε εξαθλίωση του σήματος που προερχόταν από την ομιλία, είναι εμφανές στο παραπάνω διάγραμμα. Παρατηρείται, γύρω από την κεντρική συχνότητα των 300Hz, θόρυβος, ο οποίος προκύπτει από τον ήχο του ομιλητή, όμως είναι αρκετά μικρής έντασης, ώστε να ληφθεί υπόψιν. Ο λόγος που η ομιλία αποκόπτεται από την τελική ηχογράφιση, προκύπτει από τη συνδυαστική χρήση του διαφορικού ενισχυτή και του ζωνοπερατού φίλτρου. Γενικότερα, ο ήχος που πηγάζει από την ομιλία κυμαίνεται μεταξύ 300 και 3400 Hz. Συνεπώς, για τις συχνότητες που βρίσκονται εκτός των συχνοτήτων αποκοπής του φίλτρου, επενεργεί το ίδιο, ενώ για τις συχνότητες εντός του φάσματος 120-500 Hz, επενεργεί ο διαφορικός ενισχυτής, ο οποίος αποτελεσματικά μειώνει την επίδραση. Το παραπάνω συμπέρασμα προκύπτει και από την αναπαραγωγή του αρχείου ήχου, στο οποίο η φωνή του ομιλητή ήταν σχεδόν ανεπαίσθητη.

Κεφάλαιο 5^ο: Συζήτηση αποτελεσμάτων και συμπεράσματα

Ολοκληρώνοντας την παρουσίαση των αποτελεσμάτων, έπεται η συζήτηση αναφορικά με αυτά, με βάση την προσομοίωση που πραγματοποιήθηκε. Συνοπτικά, η διαδικασία που ακολουθήθηκε αποτελούταν από προσομοίωση επιθυμητού σήματος και περιβαλλοντικού θορύβου, μέσω του αισθητήρα που αναπτύχθηκε, με τη χρήση πηγών ηχητικών σημάτων. Στη συνέχεια, πραγματοποιήθηκε μετατροπή του σήματος σε ψηφιακό και αποθήκευση σε φορητό μέσω αποθήκευσης αρχείων, μέσω μικροελεγκτή. Τα αρχεία που αποθηκεύτηκαν υπέστησαν επεξεργασία σε ηλεκτρονικό υπολογιστή και παρουσιάστηκαν στο πεδίο του χρόνου και της συχνότητας, ώστε να καταστούν διαθέσιμα για ανάλυση και σύγκριση.

Η ανωτέρω διαδικασία πραγματοποιήθηκε για τρία ζεύγη διαφορετικών μικροφώνων. Σκοπός της μελέτης αυτής ήταν η διερεύνηση της αποτελεσματικότητας μικροφώνων διαθέσιμων στην αγορά. Το κόστος των μικροφώνων ήταν ελάχιστο, γεγονός που ωφέλησε τη διαδικασία αυτή, καθώς επίσης καθιστά το κόστος του συνολικού αισθητήρα αρκετά προσιτό. Τα τεχνικά χαρακτηριστικά των τριών μικροφώνων παρουσιάστηκαν στην προηγούμενη ενότητα και αναδεικνύουν τους λόγους για τους οποίους επιλέχθηκαν. Η σύγκριση των μικροφώνων πραγματοποιήθηκε με, όσο το δυνατόν, πλησιέστερες συνθήκες. Η αξιολόγηση τους διεκπεραιώθηκε σε δύο στάδια. Το πρώτο στάδιο αφορούσε την οπτική ανάλυση με τη χρήση παλμογράφου. Σε αυτό το στάδιο διαπιστώθηκε ότι το τελικώς επιλεγμένο μικρόφωνο BCM9767P υπερτερούσε των υπολοίπων, σχετικά με το θόρυβο σε απόλυτη ησυχία. Ενδεχομένως, η εισαγωγή αυτή του θορύβου να ήταν αποτέλεσμα πολλών παραγόντων. Καταρχάς, η συνδεσμολογία καλωδίων και μικροφώνων διαφέρει από μικρόφωνο σε μικρόφωνο, οπότε οι κολλήσεις που υλοποιήθηκαν αποτελούν, πιθανότατα, επιρροή. Επιπλέον, επειδή το περιβάλλον προσάρτησης τους είναι το ίδιο, ενδέχεται να μην είναι ικανοποιητικό και για τα τρία ζευγάρια, παρόλο που η τάση λειτουργίας είναι κατάλληλη για όλα. Κατά συνέπεια, θεωρώντας τις συνθήκες αυτές ίδιες και στα τρία, συγκρίθηκαν επί ίσοις όροις. Όσον αφορά τη διαφορική λειτουργία του αισθητήρα, που είναι αρκετά σημαντική, εποπτικά υπήρχε ικανοποιητική πτώση της τάσης κοινού σήματος και επιτυγχάνεται απόρριψή του, όπως παρουσιάστηκε στη θεωρία. Ωστόσο, η πτώση τάσης αυτή δεν προσεγγίζει την απόρριψη κοινού σήματος που υπολογίστηκε μέσω γεννήτριας σήματος και παρουσιάστηκε στο κεφάλαιο της σχεδίασης. Επιρροή στο πρόβλημα αυτό έχουν οι λειτουργικές διαφορές μεταξύ ίδιων μικροφώνων, η ενδεχόμενη καθυστέρηση του σήματος σε ένα από αυτά με αποτέλεσμα να καταφθάνουν στο διαφορικό ενισχυτή σήματα με διαφορά φάσης. Οι παράγοντες αυτοί συντελούν στη μείωση της απόρριψης κοινού σήματος, της οποίας η εξάρτηση από το είδος του μικροφώνου είναι αναμενόμενη. Η ποσοτική διαφορά διαφαίνεται στο δεύτερο στάδιο. Σε αυτό το στάδιο, η σύγκριση πραγματοποιήθηκε μεταξύ στιγμιότυπων των ηχογραφημένων σημάτων στο πεδίο του χρόνου, καθώς και της συμπεριφοράς του καθενός στο πεδίο της συχνότητας. Όσον αφορά το πεδίο της συχνότητας, πάνω στο διάγραμμα τυπώνεται η ένταση της κύριας και της δευτερεύουσας συνιστώσας του σήματος, που αφορούν διαφορικό και κοινό σήμα αντίστοιχα. Επίσης, τυπώνεται ο λόγος των δύο εντάσεων, ώστε να διαπιστωθεί πόσο μειωμένο είναι το κοινό σήμα σε σχέση με το διαφορικό. Η μέτρηση αυτή υφίσταται εφόσον τα εκπεμπόμενα σήματα από τις πηγές έχουν το ίδιο πλάτος.

Ξεκινώντας με την πρώτη σύγκριση μεταξύ των διαφορετικών μικροφώνων με διαφορικό σήμα 300Hz και κοινό σήμα στα 400Hz, διαπιστώνεται ότι το πρώτο μικρόφωνο έχει την καλύτερη απόρριψη κοινού σήματος. Ωστόσο, το δεύτερο μικρόφωνο διαθέτει τη μεγαλύτερη

ενίσχυση σήματος, καθώς η ένταση του διαφορικού σήματος είναι η μεγαλύτερη. Αξίζει να σημειωθεί ότι ο εισαγόμενος ηλεκτρονικός θόρυβος είναι μηδαμινός σε σύγκριση με τα επιθυμητά σήματα. Στην επόμενη τριάδα μετρήσεων, με διαφορικό σήμα 300 Hz και κοινό σήμα στα 500 Hz, το BCM9767P παρουσιάζει το μεγαλύτερο βαθμό απόρριψης κοινού σήματος από τα υπόλοιπα τρία. Το WM61A παρουσιάζει πάλι το χειρότερο βαθμό, με το κοινό σήμα να είναι ελάχιστα μικρότερο από το διαφορικό. Ο θόρυβος που εισάγεται είναι ανεπαίσθητος. Η διαφορετική μορφή του σήματος στο μικρόφωνο WM61A, όσον αφορά το πεδίο του χρόνου, πιθανόν να εκπορεύεται από τη διαφορά φάσης μεταξύ των δύο σημάτων. Η τρίτη κατά σειρά μέτρηση αφορά διαφορικό σήμα 250 Hz και κοινό σήμα 350 Hz. Όπως παρατηρείται, το δεύτερο μικρόφωνο έχει την καλύτερη απόρριψη κοινού σήματος, με τη διαφορά του λόγου μεταξύ BCM9767P και WM61A ωστόσο να είναι αρκετά μικρή, περίπου ίση με 6%. Επίσης, σε αυτή τη μέτρηση παρατηρείται παραμόρφωση του σήματος στο LD-MC-6035W_DTE. Ωστόσο, σε καμία άλλη μέτρηση του μικροφώνου αυτού δε παρατηρείται κάτι τέτοιο. Συνεπώς, η παραμόρφωση αυτή ενδέχεται να προκύπτει από τη μετατροπή του σήματος σε ψηφιακό και να οφείλεται σε στιγμιαία αστοχία του μικροελεγκτή. Ο λόγος που δεν αντικαταστάθηκε από άλλη είναι διότι η αξιοπιστία του μικροελεγκτή πρέπει να αξιολογηθεί και να διαπιστωθεί το ποσοστό των αστοχιών σε ένα εύρος μετρήσεων. Κλείνοντας με αυτή την ομάδα μετρήσεων, το BCM9767P παρουσιάζει την πιο επιθυμητή συμπεριφορά, όσον αφορά την απόρριψη κοινού σήματος και τον εισαγόμενο θόρυβο. Λαμβάνοντας, συνεπώς, υπόψιν όσα αναλύθηκαν, θεωρήθηκε το BCM9767P ως το επικρατέστερο μικρόφωνο για τον αισθητήρα.

Στη συνέχεια ακολούθησε η σύγκριση του αισθητήρα με το μικρόφωνο BCM9767P, σε σχέση με το μικρόφωνο MAX9814. Όπως αναφέρθηκε προηγουμένως, το μικρόφωνο αυτό αποτελεί μία αρκετά αξιόπιστη λύση, καθώς διαθέτει ενσωματωμένη ρύθμιση κέρδους, η οποία εκτός από τη ρύθμιση του χρήστη, προσαρμόζεται αυτόματα στους ήχους που καταφθάνουν σε αυτό, ώστε να απωθεί το θόρυβο. Οι συγκρίσεις των δύο αυτών μικροφώνων πραγματοποιήθηκαν διότι ήταν επιθυμητή η διερεύνηση του θορύβου που εισάγεται από τον πρωτότυπο αισθητήρα, έναντι ενός διαπιστευμένου μικροφώνου. Οι μετρήσεις υπό τις οποίες τα δύο μικρόφωνα συγκρίθηκαν ήταν στο εύρος 250 έως 500 Hz, με βήμα 50Hz. Το MAX9814 ρυθμίστηκε στα 50 dB κέρδος τάσης, ενώ ο αισθητήρας διαθέτει κέρδος μεταξύ 50 και 56 dB, αναλόγως τη ρύθμιση του ποτενσιόμετρου, στο οποίο αναφορά πραγματοποιήθηκε στο κεφάλαιο της σχεδίασης του αισθητήρα. Αξίζει να σημειωθεί ότι ο διαφορικός ενισχυτής είχε τη μία είσοδό του συνδεδεμένη στη γείωση, ώστε να ελεγχθεί με μονή είσοδο. Στις μετρήσεις αυτές αναδείχθηκε η σημασία του ζωνοπερατού φίλτρου στη διάταξη. Παρατηρείται, ότι οι μετρήσεις του MAX9814 διαθέτουν αρμονικές σε συχνότητες μεγαλύτερες του επιθυμητού ημιτόνου, περίπου στα 800 με 1200Hz. Οι αρμονικές αυτές πιθανόν να εκπορεύονται είτε από την ηχητική πηγή, είτε από ηλεκτρονικό θόρυβο, καθώς επαναλαμβάνονται σε κάθε μέτρηση και ο περιβαλλοντικός θόρυβος μεταβάλλεται. Αντιθέτως, οι αρμονικές που διαφαίνονται στα διαγράμματα του BCM9767P, είναι σε χαμηλές συχνότητες, κάτω από την κύρια συχνότητα. Αυτές οι αρμονικές ενδεχομένως να εισάγονται εξαιτίας του εισαγόμενου θορύβου από το ίδιο το μικρόφωνο, το οποίο σε καταστάσεις ηρεμίας δεν παρουσίαζε επίπεδη κυματομορφή. Αξίζει να σημειωθεί ότι ο θόρυβος αυτός ίσως προέρχεται και από ήχους που είναι ανεπαίσθητοι στο ανθρώπινο αυτί, καθότι έχουν αρκετά χαμηλή συχνότητα. Ενδεικτικά, στη μέτρηση των 300Hz για το BCM9767P, οι συνιστώσες θορύβου ήταν ισχυρότερες από τις υπόλοιπες μετρήσεις. Αυτό αναδεικνύει την τυχαιότητα του θορύβου. Παρόλα αυτά, αναφορικά με το διαφορικό σήμα, οι αρμονικές είναι αρκετά συμπίεσμένες σε γενικές γραμμές. Συμπερασματικά, τα δύο

μικρόφωνα έχουν αρκετά όμοια συμπεριφορά, με την παρουσία του φίλτρου στον αισθητήρα να αναβαθμίζει εξαιρετικά την ποιότητα του σήματος.

Μέχρι στιγμής, οι μετρήσεις πραγματοποιούνταν με τα μικρόφωνα προσαρτημένα στον αισθητήρα, χρησιμοποιώντας μικρό μήκος καλωδίου. Ωστόσο, ο αισθητήρας αυτός προορίζεται για την περιοχή της καρωτίδας. Αξίζει, λοιπόν, να ελεγχθεί η διάταξη για μεγαλύτερο μήκος καλωδίου, ώστε σε περίπτωση ρεαλιστικής εξέτασης να είναι εύχρηστη. Χρησιμοποιώντας, λοιπόν, καλώδια με ειδικούς συνδέσμους στα άκρα τους για εύκολη διασύνδεση εξαρτημάτων, πραγματοποιήθηκαν οι ίδιες μετρήσεις με τη σύγκριση των ζευγών, για διαφορικό ενισχυτή. Παρατηρείται ότι οι μετρήσεις είναι βελτιωμένες συγκριτικά με το καλώδιο μικρού μήκους. Η βελτίωση αυτή προκύπτει από τη διαφορετική τοποθέτηση των πηγών ήχου, η οποία επέφερε ισχυρότερο σήμα στην είσοδο του συστήματος. Ωστόσο, να σημειωθεί ότι οι εντάσεις των πηγών ήχου ήταν ίδιες με αυτές που χρησιμοποιήθηκαν για τις αρχικές μετρήσεις. Επιπροσθέτως, ο θόρυβος που εισάγεται είναι αρκετά μηδαμινός. Παρόλα αυτά, διαπιστώθηκε με τη χρήση παλμογράφου, ότι το μακρύ καλώδιο είναι ευαίσθητο όταν κινείται, προκαλώντας παραμόρφωση του σήματος. Λύση στο πρόβλημα αυτό μπορεί να επιφέρει η χρήση κατάλληλων καλωδίων για ηχητικά σήματα, η καλύτερη προσάρτησή τους στο σύστημα, καθώς και η χρήση σταθερού μέσου προσάρτησης του μικροφώνου στο λαιμό του εξεταζόμενου. Σε μελλοντική μελέτη της συμπεριφοράς του αισθητήρα σε phantom της καρωτίδας, με σκοπό τον έλεγχο της συμπεριφοράς του σε περιπτώσεις στένωσης, είναι αναγκαία η χρήση μεγάλου μήκους καλωδίου. Συνεπώς, είναι ένα από τα αρχικά βήματα της περαιτέρω έρευνας.

Ακολούθως, πραγματοποιήθηκε μέτρηση του αισθητήρα, υπό καθεστώς περιβαλλοντικού θορύβου και για μονή είσοδο. Σκοπός είναι η ανάδειξη του προβλήματος του θορύβου σε ένα μικρόφωνο και η διαπίστωση της εξάλειψης του θορύβου από το ζωνοπερατό φίλτρο. Στις δύο μετρήσεις που υλοποιήθηκαν, επιλέχθηκε ο θόρυβος από παλαμάκια, όπως και ο θόρυβος από φύσημα του μικροφώνου. Το εύρος συχνοτήτων του χτυπήματος των χεριών κυμαίνεται 0.1-2 kHz για μία κοίλη παλάμη και 1-10 kHz για μία επίπεδη παλάμη [50]. Από το φάσμα του σήματος αυτού, όπως παρουσιάστηκε στα αποτελέσματα, υπάρχει θόρυβος στο εύρος συχνοτήτων 100-1000Hz, ο οποίος είναι αρκετά μικρότερος του επιθυμητού σήματος. Οι ήχοι που ήταν εκτός του επιθυμητού φάσματος, καταπιέστηκαν από το ζωνοπερατό φίλτρο, ενώ η απουσία του διαφορικού ενισχυτή δε συμπίεσε τους ήχους που βρίσκονται στο εύρος 125-500Hz. Σε αντίθεση με αυτή τη μέτρηση, ο θόρυβος που παρουσιάζεται στη μέτρηση με το φύσημα, είναι αρκετά έντονος, από 0 έως 1100Hz, με κεντρική συχνότητα τα 200Hz. Το γεγονός αυτό υποδεικνύει μεγάλη επίδραση από το θόρυβο αυτό, σε περίπτωση έντονου φυσήματος του μικροφώνου, ή έντονου ανέμου σε εξωτερικό περιβάλλον. Επιπλέον, αναδεικνύεται η σημασία του διαφορικού ενισχυτή, ο οποίος θα καταπίεζε τον κοινό θόρυβο σε όλο το εύρος συχνοτήτων.

Η τελευταία μέτρηση που πραγματοποιήθηκε αφορούσε διαφορικό σήμα 300 Hz, με κοινό σήμα που προερχόταν από ομιλία. Ο θόρυβος αυτός είναι από τους πιο πιθανούς περιβαλλοντικούς θορύβους σε ένα δωμάτιο, οπότε ήταν αναγκαία η διερεύνηση της επιρροής που ασκεί στη μέτρηση του καρωτιδικού θορύβου. Η προσομοίωση πραγματοποιήθηκε με τον ομιλητή σε μικρή απόσταση από το μικρόφωνο, με την ένταση της ομιλίας σε επίπεδο συζήτησης. Όπως παρατηρείται από τα διαγράμματα του σήματος στο χρόνο και τη συχνότητα, η επιρροή είναι ελάχιστη. Ειδικότερα, στο πεδίο της συχνότητας διαφαίνεται θόρυβος γύρω από την κεντρική συχνότητα 300 Hz, με συνιστώσες που

προσεγγίζουν το 1kHz. Ο θόρυβος αυτός ωστόσο είναι καταπιεσμένος, αφενός εξαιτίας της χρήσης του ζωνοπερατού φίλτρου και αφετέρου λόγω του διαφορικού ενισχυτή, ο οποίος αποδυναμώνει το κοινό σήμα. Συνεπώς, η αξία της χρήσης των δύο αυτών εργαλείων συνδυαστικά, αποφέρει δραστική μείωση του περιβαλλοντικού θορύβου.

Εν κατακλείδι, η διερεύνηση της συμπεριφοράς του αισθητήρα περιορίστηκε στη χρήση ηχητικών πηγών. Πραγματοποιώντας σύγκριση μεταξύ τριών μικροφώνων διαπιστώθηκε ότι υπάρχουν διαφορές στην ένταση και στην απόρριψη κοινού σήματος. Τελικώς επιλέχθηκε αυτό με τη μικρότερη συνιστώσα κοινού σήματος συναρτήσει της διαφορικής συνιστώσας. Παρατηρήθηκε, συνεπώς, σύμφωνα και με τη θεωρία, απόρριψη του κοινού σήματος. Η απόδοση ωστόσο αποκλίνει αρκετά από την τιμή του CMRR που υπολογίστηκε στο στάδιο της σχεδίασης. Όπως έχει ήδη αναφερθεί, η διαφορά φάσης και η καθυστέρηση που εισάγουν τα μικρόφωνα, είναι καταλυτικός παράγοντας. Ένας επιπλέον λόγος είναι ότι εξαιτίας της χρήσης ηχητικών πηγών, το διαφορικό σήμα κατέφθανε και στα δύο μικρόφωνα, παρά τη χρήση μονωτικού υλικού μεταξύ των δύο μικροφώνων, ελαττώνοντας το διαφορικό σήμα όπως το κοινό. Το γεγονός αυτό επηρεάζει το πλάτος του διαφορικού σήματος και κατά συνέπεια την απόρριψη κοινού σήματος. Ο περιβαλλοντικός θόρυβος που προσομοιώθηκε ως κοινό σήμα, ήταν ίδιας έντασης με τον επιθυμητό ήχο. Στην πράξη, το μικρόφωνο, όντας προσαρτημένο στην κωτιδίδα, θα λαμβάνει εντονότερα τον κωτιδικό ήχο από ότι τον περιβαλλοντικό θόρυβο, ενώ ο ήχος της κωτιτίδας θα καταφθάει μόνο στο ένα από τα δύο μικρόφωνα. Η συμπεριφορά όμως του αισθητήρα υπό καθεστώς εξέτασης, χρήζει έρευνας εκτός των πλαισίων της παρούσας εργασίας, καθώς ενδέχεται να διαπιστωθεί αδυναμία του αισθητήρα να συλλέγει απρόσκοπτα τον κωτιδικό θόρυβο.

Συμπερασματικά, ο αισθητήρας που αναπτύχθηκε δύναται να συλλέξει ηχητικά σήματα στο εύρος συχνοτήτων που κυμαίνεται ο κωτιδικός θόρυβος και να απορρίψει το θόρυβο εκτός του φάσματος αυτού. Διαθέτοντας ένα αρκετά μεγάλο κέρδος τάσης, ενισχύει το λαμβανόμενο ήχο, μετατρέποντας τον σε ικανοποιητικό επίπεδο, ώστε να ληφθεί από το μικροελεγκτή. Στον αντίποδα, ο διαφορικός ενισχυτής που διαθέτει, αποκόπτει το κοινό σήμα εξουδετερώνοντας το περιβαλλοντικό θόρυβο. Η απόρριψη κοινού σήματος χρήζει βελτίωσης, καθώς αποκλίνει από τη θεωρητική που υπολογίστηκε στη σχεδίαση. Ο μικροελεγκτής συμβάλλει στην ηχογράφιση του σήματος σε φορητό μέσο αποθήκευσης, ώστε το ηχογραφημένο αρχείο να επεξεργαστεί και να αναλυθεί οποιαδήποτε χρονική στιγμή. Με τη συμβολή του λογισμικού επεξεργασίας του σήματος με τη χρήση της γλώσσας python, το σήμα αναπαρίσταται ως συνάρτηση του χρόνου και της συχνότητας, ώστε να είναι παρατηρήσιμη η συμπεριφορά του σήματος. Από τη διαδικασία αυτή εξήχθησαν συμπεράσματα για τα διαφορετικά μικρόφωνα, επικρατώντας το BCM9767P. Όπως θετικά συμπεράσματα εξήχθησαν και από τη χρήση μακρύτερου καλωδίου στο μικρόφωνο, όπου ο εισαγόμενος θόρυβος ήταν ανεπαίσθητος. Η μελλοντική χρήση του αισθητήρα σε πραγματικά συστήματα και ασθενείς χρήζει αρκετής βελτίωσης.

Κεφάλαιο 6^ο: Επίλογος-Προτάσεις για μελλοντική έρευνα

6.1 Επίλογος

Κλείνοντας την παρούσα εργασία, η καρωτίδα συγκαταλέγεται στις αρτηρίες του ανθρώπινου σώματος. Το μεγαλύτερο τμήμα της αρτηρίας τοποθετείται στην περιοχή του λαιμού. Αποτελείται από τον κύριο κορμό, ο οποίος διακλαδίζεται σε έσω και έξω καρωτίδα. Λειτουργικά, η καρωτίδα είναι υπεύθυνη για την τροφοδοσία του εγκεφάλου με αίμα και οξυγόνο. Κατά συνέπεια, διαπιστώνεται η μεγάλης σημασίας άρτια συμπεριφορά της καρωτιδικής αρτηρίας. Οποιαδήποτε ανωμαλία προκληθεί στη σωστή λειτουργία της, προκαλεί ισχυρά επεισόδια υγείας, πολλές φορές μη αναστρέψιμα. Όπως διαπιστώθηκε, η στένωση της καρωτιδικής αρτηρίας προκαλεί σωρεία από ισχαιμικά επεισόδια, εγκεφαλικά και εμφράγματα, καθώς επίσης και το θάνατο σε αρκετά υψηλό ποσοστό. Επιπλέον, αποτελεί την κύρια αιτία εμφάνισης των παραπάνω προβλημάτων υγείας. Συνήθως, προκαλείται στένωση της έσω αρτηρίας, μέσω της δημιουργίας ενός τοιχώματος αποτελούμενο από λιπίδια, το οποίο ονομάζεται αθηρωματική πλάκα. Η αιτία εμφάνισης της καρωτιδικής νόσου είναι κατά κύριο λόγο ο ανθυγιεινός τρόπος ζωής, όπως η ανθυγιεινή διατροφή, η έλλειψη σωματικής άσκησης, το αλκοόλ. Στις αιτίες εμφάνισης επίσης συγκαταλέγονται η ηλικία και το οικογενειακό ιστορικό. Υψίστης σημασίας είναι η πρόληψη, μέσω ενός υγιεινού τρόπου ζωής, ώστε να αποφευχθεί ο σχηματισμός αθηρωματικής πλάκας και κατά συνέπεια η αποφυγή περαιτέρω προβλημάτων υγείας.

Επιπροσθέτως, αρκετά σημαντική είναι η διάγνωση της αθηρωματικής πλάκας. Σκοπός είναι η έγκαιρη και έγκυρη διάγνωση ενός ασθενούς χωρίς συμπτώματα, ώστε να προσαρμόσει τον τρόπο ζωής του, ή ενός ασθενούς με συμπτώματα που συγκαταλέγονται σε αυτά της αθηροσκλήρωσης, με σκοπό να προχωρήσει σε θεραπευτική αγωγή. Υπάρχουν δύο κατηγορίες μεθόδων διάγνωσης, οι επεμβατικοί και η μη επεμβατικοί. Οι μεν πρώτοι επεμβαίνουν στο ανθρώπινο σώμα, ενώ οι δεύτεροι συλλέγουν πληροφορίες εξωτερικά. Οι περισσότεροι μέθοδοι διάγνωσης πραγματοποιούνται από ειδικά εκπαιδευμένο προσωπικό, εξαιτίας της χρήσης ειδικού εξοπλισμού. Κατά συνέπεια, σκοπός είναι η διερεύνηση φθηνών και προσιτών μεθόδων για τη διάγνωση του ασθενή, ενδεχομένως μέσω φορητών αισθητήρων.

Στην εργασία αυτή γίνεται προσέγγιση στον καρωτιδικό θόρυβο, ως μέθοδο διάγνωσης της καρωτιδικής στένωσης. Ο θόρυβος αυτός προκαλείται εξαιτίας της περιστροφικής ροής του αίματος στην περιοχή της διακλάδωσης της καρωτίδας. Έρευνες έχουν αποδείξει τη σχέση μεταξύ καρωτιδικού θορύβου και στένωσης. Ειδικότερα, η στένωση προκαλεί την αύξηση της συχνότητας του καρωτιδικού θορύβου. Ο θόρυβος αυτός κυμαίνεται στο εύρος συχνοτήτων 125 έως 500 Hz. Έπειτα από έρευνες, διαπιστώνεται ότι ο καρωτιδικός θόρυβος σε συχνότητα άνω των 340 Hz ή χρονικής διάρκειας μεγαλύτερης των 200 ms, συνεπάγεται στένωση άνω του 60 %. Συνεπώς, η ανίχνευση ενός τέτοιου θορύβου πιθανό να σημαίνει την ύπαρξη αθηρωματικής πλάκας στην καρωτίδα. Ο παραδοσιακός τρόπος εξέτασης για την αναζήτηση καρωτιδικού θορύβου είναι με τη χρήση του κλασσικού στηθοσκοπίου ή πιο πρόσφατα με ψηφιακό στηθοσκόπιο. Ωστόσο, η πιο συνήθη μέθοδος εξέτασης είναι με τη χρήση υπερήχων, μία μέθοδος που αποδίδει σε μεγάλο βαθμό.

Η παρούσα έρευνα προσηλώνεται στη σχεδίαση ενός ακουστικού αισθητήρα, πρόσληψης και επεξεργασίας του καρωτιδικού θορύβου. Με την ανάπτυξη της τεχνολογίας, το κόστος των

ηλεκτρονικών συστημάτων έχει μειωθεί, όπως παράλληλα ελαττώθηκε η κατανάλωση ισχύος, καθιστώντας τα φορητά συστήματα αρκετά προσιτά. Στόχος της σχεδίασης του αισθητήρα είναι η πρόσληψη του σήματος, χωρίς την παραμόρφωσή του, η ενίσχυση σε ικανοποιητικό επίπεδο, ώστε να είναι επεξεργάσιμο στη συνέχεια, η εξάλειψη του περιβαλλοντικού θορύβου και η αποθήκευσή του σε ψηφιακή μονάδα αποθήκευσης δεδομένων. Για να επιτευχθούν τα παραπάνω βήματα, ο αισθητήρας διαθέτει διαφορικό ενισχυτή, για την εξάλειψη του κοινού θορύβου και ζωνοπερατό φίλτρο στο εύρος 125-500Hz, του καρωτιδικού θορύβου. Επίσης, η τροφοδοσία του συστήματος ανέρχεται στα 3.3 V, καθιστώντας το ενεργειακά οικονομικό. Το αναλογικό σήμα των μικροφώνων οδηγείται σε μικροελεγκτή όπου μετατρέπεται σε ψηφιακό, δίνοντας την ικανότητα αποθήκευσης και μεταφοράς σε ηλεκτρονικό υπολογιστή. Η ικανότητα αυτή είναι αρκετά σημαντική, καθώς η αποθήκευση των αποτελεσμάτων της εξέτασης ψηφιακά βοηθάει στην μελλοντική επισκόπηση είτε από ιατρό είτε από τον ίδιο τον εξεταζόμενο, γεγονός που οδηγεί στην αξιολόγηση της πορείας της καρωτιδικής στένωσης. Συνεπώς, ο αισθητήρας αυτός αποτελεί μία εύχρηστη, φορητή, συσκευή οικιακής χρήσης, χαμηλού κόστους, με δυνατότητα αποθήκευσης των αποτελεσμάτων. Ωστόσο η ολοκληρωμένη σχεδίαση του αισθητήρα χρήζει περαιτέρω μελέτης.

Στη μελέτη και ανάπτυξη βιοϊατρικών αισθητήρων συμβάλει σε μεγάλο βαθμό η χρήση phantom. Η προσέγγιση ασθενών και ο έλεγχος αισθητήρων σε πραγματικές συνθήκες είναι μια επίπονη διαδικασία για τους ίδιους. Για το λόγο αυτό η σχεδίαση και η ανάπτυξη τρισδιάστατα εκτυπωμένων οργάνων του ανθρώπινου σώματος αποτελεί μία αρκετά αξιόπιστη λύση. Η τρισδιάστατη εκτύπωση προσδίδει τις ακριβείς λεπτομέρειες ενός ανθρώπινου οργάνου, σχετικά με τις διαστάσεις, την ελαστικότητα και την ηχητική ικανότητα μετάδοσης σήματος, ενώ ένα σύστημα προσομοίωσης ολοκληρώνεται από υγρά συστατικά που φέρουν τις ιδιότητες υγρών του ανθρώπινου σώματος. Συνεπώς, ένα τεχνητό σύστημα που προσεγγίζει με μεγάλη ακρίβεια την καρωτίδα, είναι μια αρκετά αξιόπιστη λύση για τον έλεγχο, τη βελτίωση και την ενδελεχή έρευνα ενός παρόμοιου αισθητήρα.

Στα πλαίσια της διπλωματικής εργασίας εκπονήθηκε πειραματική μελέτη με χρήση ηχητικών σημάτων στο εύρος συχνοτήτων του καρωτιδικού θορύβου. Οι ήχοι αυτοί ήταν ημιτονικής μορφής, ελεγχόμενης συχνότητας. Παρατηρήθηκε ότι ο κοινός θόρυβος στην έξοδο του κυκλώματος ήταν μειωμένος σε σχέση με το επιθυμητό σήμα, γεγονός που ανταποκρίνεται στη θεωρητική ανάλυση. Ειδικότερα, μετά τη σύγκριση τριών μικροφώνων υπό τις ίδιες συνθήκες διαπιστώθηκαν λειτουργικές διαφορές όπως η ενίσχυση του σήματος και η απόρριψη του περιβαλλοντικού θορύβου, που συντέλεσαν στην επιλογή του τελικού μικροφώνου. Επιπροσθέτως, διαπιστώθηκε ότι ο εισαγόμενος ηλεκτρονικός θόρυβος είναι αρκετά ανεπαίσθητος. Ωστόσο, στόχος είναι η μέγιστη αποθορυβοποίηση του συστήματος, ώστε οι μετρήσεις να είναι αποτελεσματικές ακόμα και σε δυσχερείς συνθήκες. Η προσομοίωση του μικροφώνου σε συνθήκες θορύβου έδειξε μεγάλη επίδραση του αισθητήρα σε φύσημα του μικροφώνου χωρίς τη χρήση διαφορικού ενισχυτή και μηδαμινή επίδραση από ομιλίες, σε χρήση του διαφορικού συστήματος.

Οι περιορισμοί που συναντήθηκαν κατά την εκπόνηση της εργασίας αυτής σχετίζονται με την περίοδο των περιοριστικών μέτρων του Covid-19, που εμπόδισαν την παρουσία στα εργαστήρια της σχολής και τη χρήση αξιόπιστων οργάνων μέτρησης. Κατά συνέπεια, οι μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν από το σπίτι, με όργανα μικρής αξιοπιστίας. Πιο συγκεκριμένα, ο παλμογράφος που χρησιμοποιήθηκε δε διέθετε ικανότητα μετρήσεων κατώτερων των 5 mV, με αποτέλεσμα να μη μπορούν να μετρηθούν σήματα χαμηλής έντασης. Παράλληλα, η γεννήτρια σήματος αδυνατούσε να εξάγει χαμηλής έντασης σήματα,

με αποτέλεσμα την αρχική τροποποίηση τμημάτων της και κατά επέκταση χρήση ενισχυτών κέρδους μικρότερου της μονάδας για την πτώση της τάσης. Η τεχνική αυτή δεν ενδείκνυται αλλά δεν υπήρχε άλλη αποτελεσματική μέθοδος.

Κλείνοντας, η χρήση αισθητήριων οργάνων που λαμβάνουν πληροφορίες μετρώντας ποικίλα σήματα που εξάγονται από το ανθρώπινο σώμα έχει ραγδαία αύξηση τα τελευταία χρόνια. Παράγοντες όπως η αύξηση της τεχνολογίας και η ανάγκη για καθημερινό έλεγχο της υγείας έχουν οδηγήσει στη σχεδίαση και την ανάπτυξη φορητών αισθητήρων. Η συνεισφορά τους είναι έντονη καθώς η έγκαιρη διάγνωση αποτρέπει πιθανά απρόβλεπτα προβλήματα υγείας. Η καρωτιδική στένωση περιλαμβάνεται στις παθήσεις του ανθρώπινου οργανισμού που χρήζουν παρακολούθησης καθώς είναι υπαίτια για σοβαρά παθολογικά προβλήματα σε μεγάλο ποσοστό. Συνεπώς, η πρόληψη και η διάγνωση αποτελούν μείζονα θέματα.

6.2 Μελλοντικά Βήματα

Ένα πρώτο βήμα πραγματοποιήθηκε με την περάτωση της διπλωματικής εργασίας. Ωστόσο η ανάπτυξη του αισθητήρα δεν ολοκληρώθηκε. Υπάρχουν αρκετά θέματα που αφορούν τη σχεδίαση και χρειάζονται ενδελεχή έρευνα και μελλοντική μελέτη. Αρχικώς, θα ήταν χρήσιμο να μειωθούν τα στάδια που διαθέτει ο αισθητήρας, μειώνοντας με αυτόν τον τρόπο τον αριθμό των τελεστικών ενισχυτών και κατά συνέπεια την κατανάλωση ενέργειας του συστήματος. Ορισμένα στάδια δύνανται να ενωθούν σε ένα το οποίο θα πραγματοποιεί τις επιμέρους λειτουργίες. Επιπροσθέτως, στην αποθορυβοποίηση του συστήματος θα βοηθήσει η σχεδίαση και δημιουργία πλακέτας προσαρμοσμένης ακριβώς στα ηλεκτρονικά στοιχεία του αισθητήρα, ώστε τα στοιχεία να κολληθούν οριστικά. Η σχεδίαση της πλακέτας αυτής θα αποφέρει μείωση του μεγέθους του αισθητήρα, στο οποίο θα συνεισφέρει και η συγχώνευση των σταδίων. Επίσης, έρευνα οφείλει να πραγματοποιηθεί αναφορικά με την προσάρτηση των μικροφώνων στον αισθητήρα. Η ευαισθησία των καλωδίων σε συνάρτηση με την ένταση του σήματος στην έξοδο του μικροφώνου που είναι της τάξης μερικών mV μπορούν να αλλοιώσουν το τελικό σήμα σε μεγάλο βαθμό. Επιπλέον, η δημιουργία μέσου προσάρτησης του μικροφώνου στο λαιμό ώστε να λαμβάνει τον καρωτιδικό θόρυβο προϋποθέτει την ύπαρξη ασφαλών, ως προς το θόρυβο, μικροφώνων. Το μέσο αυτό οφείλει να είναι σταθερό σε μετακινήσεις και να είναι προσχεδιασμένο ώστε να τοποθετείται ακριβώς στη διακλάδωση της καρωτίδας σε κάθε ασθενή. Τροχοπέδη στη σχεδίαση του μέσου είναι η διαφορετική μορφή σε διαστάσεις του λαιμού σε κάθε άνθρωπο. Κλείνοντας, ο παρών αισθητήρας είναι σχεδιασμένος ώστε να λαμβάνει σήμα από τη μία καρωτίδα κάθε φορά. Μελλοντικά, είναι απαραίτητη η διερεύνηση μεθόδου ώστε είτε το μικρόφωνο να μεταβαίνει στην έτερη καρωτίδα για ηχογράφηση, είτε να υπάρχουν περισσότερα μικρόφωνα, για ταυτόχρονη πρόσληψη του καρωτιδικού θορύβου.

Όσον αφορά τον έλεγχο του συστήματος σε συνθήκες καρωτιδικής στένωσης, η υλοποίηση ενός phantom έγκειται στους μελλοντικούς στόχους. Παρά τα αποτελέσματα που εξήχθησαν από την παρούσα μελέτη, δεν υπάρχει εγγύηση της αποτελεσματικότητας του αισθητήρα, στην ηχογράφηση του καρωτιδικού θορύβου. Συνεπώς η μελέτη που πρέπει να πραγματοποιηθεί αφορά τη συμπεριφορά του αισθητήρα σε προσεγγιστικά πραγματικές συνθήκες, την επίλυση των ατελειών του συστήματος. Επιπροσθέτως, αφορά την έρευνα ως προς την αξιοπιστία του καρωτιδικού θορύβου ως μέσο διάγνωσης της αθηρωματικής πλάκας. Κατά συνέπεια, πραγματοποιώντας στατιστική ανάλυση μεταξύ των αποτελεσμάτων των ηχογραφήσεων, δύναται να διαπιστωθεί τελικώς η συσχέτιση μεταξύ της συχνότητας εκπομπής του καρωτιδικού θορύβου και της καρωτιδικής στένωσης.

Ολοκληρώνοντας το προηγούμενο στάδιο μελέτης, αναφορικά με την αξιοπιστία της μεθόδου, ένα μελλοντικό βήμα είναι η ανάπτυξη μοντέλων μηχανικής μάθησης. Χρησιμοποιώντας ένα μοντέλο μηχανικής μάθησης το οποίο έχει εκπαιδευτεί πάνω στην εξαγωγή συμπερασμάτων για το ποσοστό στένωσης, το αποτέλεσμα της ηχογράφησης για την κατάσταση της καρωτίδας εξάγεται με αρκετή ακρίβεια. Ένα μοντέλο μηχανικής μάθησης μπορεί να εξάγει συμπεράσματα για ένα ηχητικό αρχείο όπως ο άνθρωπος. Για την εκπαίδευση του μοντέλου, χρειάζονται τα ηχογραφημένα αρχεία και η κατηγοριοποίηση του θορύβου, που στην προκειμένη περίπτωση είναι ο βαθμός στένωσης. Μια κατηγορία νευρωνικών δικτύων στοχεύει στην εξαγωγή συμπερασμάτων από συγκεκριμένα χαρακτηριστικά του σήματος. Τα χαρακτηριστικά αυτά αφορούν το σήμα στο πεδίο του χρόνου, της συχνότητας, συνδυαστικά σε χρόνο και συχνότητα αλλά και βαθύτερα χαρακτηριστικά [51]. Με βάση τα χαρακτηριστικά αυτά μπορούν να βρεθούν οι ομοιότητες μεταξύ δύο σημάτων ώστε ένας ήχος να αξιολογηθεί με τη βοήθεια μιας προγενέστερης αξιολόγησης. Συνεπώς, ένα τέτοιο μοντέλο μηχανικής μάθησης δύναται να ενημερώσει το χρήστη απευθείας για τη φυσιολογία της καρωτίδας χωρίς να μεσολαβήσει η αξιολόγηση από ειδικό. Μοντέλα μηχανικής μάθησης έχουν αναπτυχθεί ήδη για την αξιολόγηση και την κατηγοριοποίηση ασθενών με καρωτιδική πλάκα [52].

Συνθέτοντας τα παραπάνω βήματα, υπάρχει η προοπτική της ανάπτυξης εφαρμογής σε έξυπνη συσκευή η οποία διαθέτει το μοντέλο μηχανικής μάθησης και ενημερώνει το χρήστη με προσωποποιημένα μηνύματα. Στην εφαρμογή αυτή θα μπορεί ο χρήστης να παρακολουθεί την καρωτιδική στένωση, να ανασύρει παλιές μετρήσεις μέσω του ιστορικού και να ενημερώνεται παράλληλα για τον τρόπο που πρέπει να φροντίζει το πρόβλημα υγείας του. Η μεταφορά του σήματος από τον αισθητήρα στην εφαρμογή μπορεί να πραγματοποιηθεί μέσω Bluetooth. Το Bluetooth, με την αύξηση της τεχνολογίας, αποτελεί αρκετά αξιόπιστη λύση, διαθέτοντας χαμηλή κατανάλωση ενέργειας. Η λύση αυτή μπορεί να συνυπάρξει με την αποθήκευση σε κάρτα μνήμης. Παρόμοιες μελέτες έχουν αναδείξει την ανάγκη για εξατομικευμένη ενημέρωση του χρήστη μέσω του διαδικτύου [53].

Η διάγνωση της αθηρωματικής πλάκας μπορεί να συνδυαστεί με άλλες μεθόδους, μία εκ των οποίων παρουσιάζεται στη συνέχεια.

Διάγνωση αθηρωματικής πλάκας με τη χρήση μικροκυματικής ακτινοβολίας.

Μία εναλλακτική μέθοδος διάγνωσης της αθηρωματικής πλάκας στην περιοχή της καρωτίδας είναι με τη χρήση αισθητήρων στο φάσμα της μικροκυματικής ακτινοβολίας. Το πρόβλημα της διάγνωσης της αθηρωματικής πλάκας ξεπερνά την απλή εξακρίβωση των λειτουργικών χαρακτηριστικών της πλάκας [54]. Σύμφωνα με έρευνες που πραγματοποιήθηκαν στο παρελθόν, η φλεγμονώδης ενεργοποίηση της αθηρωματικής πλάκας, καθώς και η διείδυση κυττάρων με φλεγμονή, η έλλειψη οξυγόνου στις ισχαιμικές περιοχές και ο νεοαγγειακός σχηματισμός που αυξάνει την παροχή αίματος είναι παράγοντες που συνεισφέρουν στην αύξηση της θερμότητας στην περιοχή της καρωτίδας [54], καθώς και στην αύξηση της θερμικής ανομοιογένειας [55]. Στο παρελθόν έχουν αναπτυχθεί επεμβατικοί μέθοδοι για την εξακρίβωση της παραγωγής θερμότητας [55]. Ωστόσο αναζητείται μέθοδος κατά την οποία θα πραγματοποιείται εσωτερική μέτρηση θερμοκρασίας με μη επεμβατικό τρόπο στο σώμα του ασθενή [55].

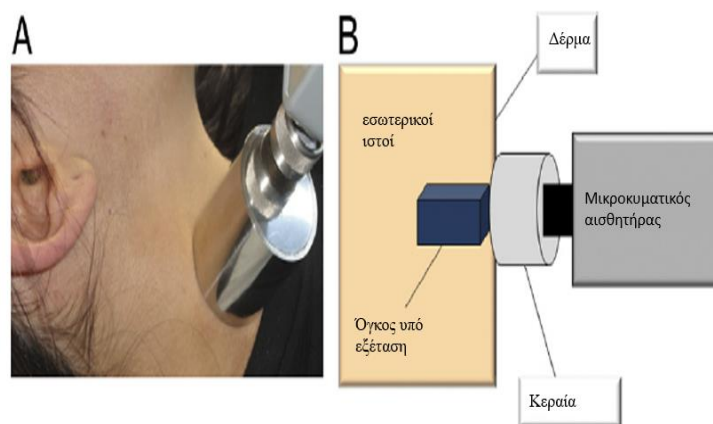
Η μικροκυματική ραδιομετρία (Microwave radiometry- MR), είναι μία σχετικά καινοτόμος μέθοδος μέτρησης της θερμοκρασίας των ανθρώπινων ιστών, με υψηλή ακρίβεια [55]. Το

πλεονέκτημα της μεθόδου ανέρχεται στο μη επεμβατικό τρόπο μέτρησης της θερμοκρασίας [55], [54]. Η μέθοδος αυτή βασίζεται στην ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία στο φάσμα των μικροκυμάτων που εξέρχεται από τον εσωτερικό ιστό. Επιπλέον, η ένταση της ακτινοβολίας αυτής είναι ανάλογη της θερμοκρασίας του οργάνου [55].

Έρευνα που δημοσιεύθηκε στο αμερικανικό κολλέγιο καρδιολογίας πραγματοποιήθηκε με τη βοήθεια του RTM 01-RES (Bolton, United Kingdom), ενός μικροκυματικού συστήματος βασισμένο σε υπολογιστή [55]. Το βάθος της απεικόνισης του συστήματος εξαρτάται από το μήκος κύματος, τις διηλεκτρικές ιδιότητες του μέσου και το περιεχόμενο σε νερό του ιστού [55]. Το σύστημα αυτό αποτελείται από δύο αισθητήρες, έναν μικροκυματικό και έναν υπέρυθρο. Ο αισθητήρας μικροκυμάτων ανιχνεύει την ακτινοβολία στις συχνότητες 2-5 GHz με ακρίβεια ± 0.2 °C και βάθος ≤ 7 cm ενώ αποτρέπει την ακτινοβολία από το περιβάλλον [55]. Στον αντίποδα, ο δεύτερος αισθητήρας χρησιμεύει για μετρήσεις του δέρματος, για τη βαθμονόμηση των μετρήσεων από τον πρώτο αισθητήρα. Κατά τη διάρκεια των μετρήσεων, ο αισθητήρας τοποθετείται σε επαφή με το δέρμα υπό γωνία 90°, για διάρκεια 10 δευτερολέπτων, όπως φαίνεται στην εικόνα. Η περιοχή της καρωτίδας χωρίστηκε σε 3 τμήματα, για καθένα από τα οποία λήφθηκαν 3 μετρήσεις, με το αποτέλεσμα να υπολογίζεται ως ο μέσος όρος των μετρήσεων αυτών. Τα αποτελέσματα των μετρήσεων δύνανται να παρουσιαστούν με τη βοήθεια χάρτη θερμότητας.

Παρόλα αυτά το πρόβλημα του παραπάνω συστήματος είναι το γεγονός ότι η μέτρηση μπορεί να πραγματοποιηθεί μόνο από ειδικό και σε ειδικά διαμορφωμένο χώρο που διαθέτει το προαναφερθέν σύστημα. Παράλληλα, αποτελεί αρκετά ακριβή λύση για την έρευνα ή και την εξέταση ασθενών, κυρίως λόγω του κόστους του συστήματος. Για το λόγο αυτό αναζητούνται καινοτόμες λύσεις που θα συνδυάσουν την απόδοση ενός τέτοιου συστήματος με φθηνές, φορητές συσκευές. Μία τέτοια συσκευή έχει ήδη υλοποιηθεί στα πλαίσια της αναγνώρισης της θερμικής ακτινοβολίας του κεφαλιού, με τη χρήση μικροκυματικών μετρήσεων [56]. Οι μετρήσεις πραγματοποιούνται με την τοποθέτηση πολλαπλών κεραιών γύρω από το, προς μέτρηση, σημείο. Με τη μέθοδο αυτή βελτιώνεται η εις βάθος μέτρηση της θερμοκρασίας, καθώς και η ευαισθησία του συστήματος [56]. Το σύστημα της έρευνας αυτής αποτελείται από τέσσερις ομοεπίπεδες, ελλειπτικού σχήματος, κεραιές [56].

Αναφορικά με την παρούσα έρευνα και την ανάπτυξη του ακουστικού αισθητήρα, το ερώτημα ανέρχεται στην εύρεση μεθόδου, ώστε ο αισθητήρας που σχεδιάστηκε να



Εικόνα 34: Α) Τοποθέτηση του αισθητήρα προς μέτρηση υπό γωνία 90° Β) Σχηματική αναπαράσταση του συστήματος MR

συνδυαστεί με έναν αισθητήρα αναγνώρισης μικροκυματικής ακτινοβολίας. Ο συνδυασμός δύο μεθόδων για την εξέταση ενός ασθενή, βελτιώνει σημαντικά την αποδοτικότητα της εξέτασης. Οι μετρήσεις των δύο διαφορετικών αισθητήρων δύνανται να οδηγηθούν, μέσω μετατροπών αναλογικού σήματος σε ψηφιακό, σε υπολογιστικό σύστημα, στο οποίο με τη χρήση στατιστικών αναλύσεων ή και μοντέλων μηχανικής μάθησης, να συνδυαστούν και να συγκριθούν, ώστε να ληφθεί απόφαση για την υγεία της, προς εξέταση, καρωτίδας. Ένα τέτοιο σύστημα είναι ικανό να κρίνει την υγεία του ασθενούς με μεγαλύτερη αποτελεσματικότητα, καθώς η αποτυχία της μία μεθόδου καλύπτεται από την άλλη. Η διαδικασία αυτή κατά την οποία ένα σύστημα λαμβάνει μετρήσεις από αισθητήρες διαφορετικής φύσεως, τους αποθηκεύει και με τη χρήση μοντέλων μηχανικής μάθησης του επεξεργάζεται, ονομάζεται multi-modal ανάλυση.

Ένα καίριο ζήτημα της συνύπαρξης των δύο αισθητήρων είναι η παρουσία τους στην περιοχή της καρωτίδας. Θα πρέπει οι δύο αισθητήρες να μην εμποδίζουν ο ένας τη λειτουργία του άλλου. Συνεπώς, μία μέθοδος επίλυσης του χωροταξικού προβλήματος, είναι η τοποθέτηση του ακουστικού αισθητήρα στη διακλάδωση της καρωτιδικής αρτηρίας και η τοποθέτηση δύο μικροκυματικών αισθητήρων αντιδιαμετρικά του μικροφώνου. Η απόσταση των κεραιών μικροκυμάτων από το μικρόφωνο εξαρτάται από την μέγιστη απόσταση που είναι ικανός να μετρήσει ο αισθητήρας. Σκοπός είναι να καλύψει πλήρως την περιοχή, χωρίς να υπάρξει αλληλοκάλυψη. Με τη μέθοδο αυτή, οι δύο αντιδιαμετρικοί αισθητήρες σαρώνουν όλη την περιοχή, ενώ ο ακουστικός δέκτης εξετάζει μόνο την περιοχή της διακλάδωσης. Σε περίπτωση που χρειαστεί και τρίτος αισθητήρας, όπως στο [55] όπου η καρωτίδα χωρίστηκε σε 3 τμήματα, αυτός μπορεί να τοποθετηθεί σε κατάλληλη απόσταση, πάνω στη διεύθυνση της καρωτίδας ώστε να μην εξετάζεται η ίδια περιοχή ταυτόχρονα. Ωστόσο, σε αυτό το σημείο υπεισέρχεται το ζήτημα της τοποθέτησης των αισθητήρων κάθε φορά στο ίδιο σημείο, ακόμα και από τον ίδιο τον ασθενή. Μία πιθανή λύση στο ζήτημα αυτό είναι η κατασκευή κολάρου, με ενσωματωμένους του αισθητήρες. Στο κολάρο αυτό θα είναι υπολογισμένες οι αποστάσεις από σημεία αναφοράς. Το μέσο αυτό προσδίδει σταθερότητα. Το παρόν ζήτημα αποτελεί μελλοντικό στόχο και προκύπτει η ανάγκη για εξειδικευμένη και εκτενή έρευνα.

Βιβλιογραφία

- [1] G. Buckley, *Circulatory System, Biology Dictionary*. Jan, 15, 2021. Accessed on: Mar. 27, 2021. [Online]. Available: <https://biologydictionary.net/circulatory-system/>.
- [2] N. Gorman. *Circulatory (cardiovascular) system, Kenhub*. Accessed on: Mar. 29, 2021. [Online]. Available: <https://www.kenhub.com/en/library/anatomy/circulatory-system>
- [3] Α. Ματαλλιωτάκης, “Υπολογιστική προσομοίωση της ρεολογικής μη νευτώνειας συμπεριφοράς του αίματος στην καρωτιδική διακλάδωση υπό την επίδραση του αδρανειακού φορτίου για υπερελαστικά αρτηριακά τοιχώματα,” Διπλωματική εργασία, Τμήμα Μηχανολόγων Μηχανικών, Αριστοτέλειο Πανεπιστήμιο Θεσσαλονίκης, Θεσσαλονίκη, Ελλάδα, 2018. [Online]. Available: http://ikee.lib.auth.gr/record/299806/files/agi_thesis_final.pdf .
- [4] American Heart Association, *Your Aorta: The Pulse of Life*, Jan. 2020. Accessed on: Nov. 20, 2020. [Online]. Available: <https://www.heart.org/en/health-topics/aortic-aneurysm/your-aorta-the-pulse-of-life>.
- [5] J. Nguyen and H. Duong. “Anatomy, Head and Neck, Anterior, Common Carotid Arteries,” in *StatPearls [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing*. Aug. 13, 2020. Accessed on: Mar. 27, 2021. [Online]. Available: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK546613/>
- [6] M. Cilla, E. Peña, and M. A. Martínez, “Mathematical modelling of atheroma plaque formation and development in coronary arteries,” *J. R. Soc. Interface*, vol. 11, no. 90, Jan. 2014. Accessed on: Dec. 2020. [Online]. Available doi: 10.1098/rsif.2013.0866
- [7] R. Pahwa and I. Jialal, “Atherosclerosis,” in *StatPearls [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing* , Aug. 10, 2020. Accessed on: Nov. 17, 2020. [Online]. Available: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK507799/> .
- [8] S. C. Bergheanu, M. C. Bodde, and J. W. Jukema, “Pathophysiology and treatment of atherosclerosis: Current view and future perspective on lipoprotein modification treatment,” *Netherlands Heart Journal*, vol. 25, no. 4. Bohn Stafleu van Loghum, pp. 231–242, Apr. 01, 2017, doi: 10.1007/s12471-017-0959-2.
- [9] G. Lanzino, A. A. Rabinstein, and R. D. Brown, “Treatment of Carotid Artery Stenosis: Medical Therapy, Surgery, or Stenting?,” *Mayo Clinic Proceedings*, vol. 84, no. 4, pp. 362–368, Apr. 2009. Accessed on: Nov. 20, 2020. [Online]. Available doi: 10.1016/S0025-6196(11)60546-6
- [10] P. Song *et al.*, “Global and regional prevalence, burden, and risk factors for carotid atherosclerosis: a systematic review, meta-analysis, and modelling study,” *Lancet Glob. Heal.*, vol. 8, no. 5, pp. 721–729, May 2020, Accessed on: Nov. 22, 2020 [Online]. Available doi: 10.1016/S2214-109X(20)30117-0.
- [11] C. Napoli *et al.*, “Primary prevention of atherosclerosis: A clinical challenge for the reversal of epigenetic mechanisms?,” *Circulation*, vol. 125, no. 19. pp. 2363–2373, May 15, 2012, Accessed on: Dec. 2020. [Online]. Available doi:

10.1161/CIRCULATIONAHA.111.085787.

- [12] C. M. Ardies and C. K. Roberts, "Atherosclerosis," in *Diet, Exercise, and Chronic Disease: The Biological Basis of Prevention*, CRC Press, 2014, pp. 133–210.
- [13] K.S. Nikita, "Atherosclerosis: the evolving role of vascular image analysis," *Comput Med Imag Grap*, vol. 37, pp. 1-3, 2013.
- [14] A. Saxena, E. Y. K. Ng, and S. T. Lim, "Imaging modalities to diagnose carotid artery stenosis: progress and prospect," *BioMedical Engineering OnLine*, 28-May-2019., Accessed on: Mar. 27, 2021, [Online]. Available: <https://biomedical-engineering-online.biomedcentral.com/articles/10.1186/s12938-019-0685-7>.
- [15] P. A. G. Sandercock and E. Kavvadia, "The carotid bruit," *Pract. Neurol.*, vol. 2, no. 4, pp. 221–224, Aug. 2002. Accessed on: May 10, 2020. [Online]. Available doi: 10.1046/j.1474-7766.2002.00078.x.
- [16] H. Mistry, A. Currie, C. Lioupis, M. Tyrrell, and D. Valenti, "An Unusual Case of Post-stent Carotid Artery Stenosis with Successful Operative Repair: A Case Report," *Eur. J. Vasc. Endovasc. Surg.*, vol. 38, no. 6, p. 780, Dec. 2009. Accessed on: Nov. 2020. [Online]. Available doi: 10.1016/j.ejvs.2009.07.018.
- [17] S. Golemati, J. Stoitsis, K.S. Nikita, "Motion Analysis of the Carotid Artery Wall and Plaque Using B-mode Ultrasound", *Vascular Disease Prevention*, vol. 4, no. 4, pp. 296-302, November 2007.
- [18] A. Huang, C. W. Lee, and H. M. Liu, "Rolling ball sifting algorithm for the augmented visual inspection of carotid bruit auscultation," *Sci. Rep.*, vol. 6, Jul. 2016. Accessed on: May 8, 2020. [Online]. Available doi: 10.1038/srep30179.
- [19] C. A. Pickett, T. C. Villines, and A. J. Taylor, "Auscultation and atherosclerosis," in *Atherosclerosis: Clinical Perspectives Through Imaging*, vol. 9781447142, Springer-Verlag London Ltd, 2013, pp. 59–74. Accessed on: May 10, 2020. [Online]. Available DOI:10.1007/978-1-4471-4288-1_5
- [20] M. E. Tavel and J. R. Bates, "The cervical bruit: Sound spectral analysis related to severity of carotid arterial disease," *Clin. Cardiol.*, vol. 29, no. 10, pp. 462–465, Oct. 2006. Accessed on: July 26, 2020. [Online]. Available doi: 10.1002/clc.4960291009.
- [21] S. Glen, "Sensitivity vs Specificity and Predictive Value," *Statistics How To*. Accessed on Oct. 2020. [Online]. Available <https://www.statisticshowto.com/sensitivity-vs-specificity-statistics/>
- [22] E. V. Ratchford *et al.*, "Carotid bruit for detection of hemodynamically significant carotid stenosis: The Northern Manhattan Study," *Neurol. Res.*, vol. 31, no. 7, pp. 748–752, Sep. 2009. Accessed on: Oct. 26, 2020. [Online]. Available doi: 10.1179/174313209X382458.

- [23] C. B. Wilson, "Sensors in medicine," *West. J. Med.*, vol. 171, no. 5–6, pp. 322–325, Nov. 1999. Accessed on: Nov. 24, 2020. [Online]. Available doi: 10.1136/bmj.319.7220.1288.
- [24] S. Majumder, T. Mondal, and M. J. Deen, "Wearable sensors for remote health monitoring," *Sensors (Switzerland)*, vol. 17, no. 1. MDPI AG, Jan. 12, 2017. Accessed on: Nov. 24, 2020. [Online]. Available doi: 10.3390/s17010130.
- [25] S. Park, K. Chung, and S. Jayaraman, "Wearables: Fundamentals, Advancements, and a Roadmap for the Future," in *Wearable Sensors: Fundamentals, Implementation and Applications*, Elsevier Inc., 2014, pp. 1–23. Accessed on: Nov. 24, 2020. [Online]. Available <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-418662-0.00001-5>
- [26] S. Mcgee, "Auscultation of the Heart: General Principles," in *Evidence-Based Physical Diagnosis*, Elsevier, 2017, pp. 411–416. Accessed on: Nov. 24, 2020. [Online]. Available <https://doi.org/10.1016/b978-141602898-7.50039-3>
- [27] E. Mecaël, "Anatomy and physiology of the stethoscope," *The orbital*, May 13, 2017. Accessed on: Nov. 24, 2020. [Online]. Available: <https://pucgorbital.wordpress.com/2017/05/13/anatomy-and-physiology-of-the-stethoscope/>
- [28] D. Ou, L. Ouyang, Z. Tan, H. Mo, X. Tian, and X. Xu, "An electronic stethoscope for heart diseases based on micro-electro-mechanical-system microphone," in *IEEE International Conference on Industrial Informatics (INDIN)*, Jul. 2016, vol. 0, pp. 882–885. Accessed on: Nov. 24, 2020. [Online]. Available doi: 10.1109/INDIN.2016.7819285.
- [29] Y. Pei *et al.*, "Design and Implementation of T-type MEMS heart sound sensor," *Sensors Actuators, A Phys.*, vol. 285, pp. 308–318. Jan. 2019. Accessed on: July 26, 2020. [Online]. Available doi: 10.1016/j.sna.2018.11.041.
- [30] Ι. Σ. Γούσια, Κ. Νικήτα "Ανάλυση της υφής αθηρωματικής πλάκας καρωτίδας από εικόνες υπερήχων β – σάρωσης," Διπλωματική εργασία, Τμήμα Ηλεκτρολόγων Μηχανικών και Μηχανικών Υπολογιστών, Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο, Αθήνα, 2003. Accessed on 2020. [Online]. Available: <http://artemis-new.cslab.ece.ntua.gr:8080/jspui/handle/123456789/13966>
- [31] A. Gastounioti, S. Golemati, J.S. Stoitis, K.S. Nikita, "Carotid artery wall motion analysis from B-mode ultrasound using adaptive block matching: in silico evaluation and in vivo application", *Physics in Medicine and Biology*, vol. 58, no. 24, p. 8647, 2013
- [32] S. Golemati, S. Lehareas, N.N. Tsiaparas, K.S. Nikita, A. Chatziioannou, D.N. Perrea, "Ultrasound-image-based Texture Variability along the Carotid Artery Wall in Asymptomatic Subjects with Low and High Stenosis Degrees: Unveiling Morphological Phenomena of the Vulnerable Tissue," *Physics Procedia*, vol. 70, pp. 1208-1211, 2015
- [33] M. V. Scanlon, "Acoustic Sensor for Health Status Monitoring", 1998, pp. 19, Accessed on 2020. [Online]. Available: <https://apps.dtic.mil/sti/citations/ADA398960>

-
- [34] L. P. W. Frank and M. Q. H. Meng, "A low cost bluetooth powered wearable digital stethoscope for cardiac murmur," in *2016 IEEE International Conference on Information and Automation, IEEE ICIA 2016*, Jan. 2017, pp. 1179–1182, Accessed on: Dec. 10, 2020. [Online]. Available doi: 10.1109/ICInfA.2016.7831998.
- [35] L. A. DeWerd and M. Kissick, Eds., "The Phantoms of Medical and Health Physics," New York, NY: Springer New York, 2014., Accessed on: Dec. 18, 2020. [Online]. Available: <https://link.springer.com/content/pdf/10.1007%2F978-1-4614-8304-5.pdf>
- [36] A. J. Y. Chee, C. K. Ho, B. Y. S. Yiu, and A. C. H. Yu, "Walled Carotid Bifurcation Phantoms for Imaging Investigations of Vessel Wall Motion and Blood Flow Dynamics," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, vol. 63, no. 11, pp. 1852–1864, Nov. 2016. Accessed on: Mar. 27, 2021. [Online]. Available: doi: 10.1109/TUFFC.2016.2591946.
- [37] STMicroelectronics, "Rail-to-rail, high output current, dual operational amplifier," DS1117 Datasheet, Feb. 1, 2001 [Revised July 2018]. [Online]. Available: <https://www.st.com/resource/en/datasheet/ts922a.pdf>
- [38] Texas Instruments, "TL07xx Low-Noise FET-Input Operational Amplifiers," SLOS080P Datasheet, Sept. 1978 [Revised Nov. 2020]. [Online]. Available: https://file2.dzsc.com/product/21/02/03/993499_171831733.pdf
- [39] Η. Κουκούτσης- Κ. Παπαοδυσσεύς, Σχεδίαση Αναλογικών Ηλεκτρονικών συστημάτων, "Συχνотική Συμπεριφορά Συστημάτων με ΤΕ," Σχολή Ηλεκτρολόγων Μηχανικών και Μηχανικών Υπολογιστών, Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο, Αθήνα, 2019. Accessed on: Dec. 2020. [Online]. Available: http://mycourses.ntua.gr/courses/ECE1042/document/%C4%E9%E1%F6%DC%ED%E5%E9%E5%F2_%C8%E5%F9%F1%DF%E1%F2_2019-2020/4-%D3%C1%C7%D3-%D3%F5%F7%ED%EF%F4%E9%EA%DE_%D3%F5%EC%F0%E5%F1%E9%F6%EF%F1%DC_%D3%F5%F3%F4%E7%EC%DC%F4%F9%ED_%EC%E5_%D4%C5-s2v1.13.pdf
- [40] CUI Devices, "Product spotlight: Electret condenser microphones," Accessed on: Mar. 3, 2021. [Online]. Available: <https://www.cuidevices.com/product-spotlight/electret-condenser-microphones>.
- [41] Bestar Acoustic, "Omni-Directional Electret Condenser Microphone BCM9767 BCM9767P," QS9000 Datasheet. [Online]. Available: <https://www.tme.eu/Document/d0625413c490f8cb3c4c1e0d705f51e9/bcm9765.pdf>
- [42] K. Lokere, T. Hutchison, and G. Zimmer, *Precision Matched Resistors Automatically Improve Differential Amplifier CMRR – Here's How*, Linear Technology Corporation. Accessed on: Jan. 9, 2021. [Online]. Available: <https://www.analog.com/media/en/reference-design-documentation/design-notes/dn1023f.pdf>.

- [43] Texas Instruments, *Analysis of the Sallen-key Architecture*, 2002. Accessed on: Jan. 9, 2021. [Online]. Available: https://www.ti.com/lit/an/sloa024b/sloa024b.pdf?ts=1610137783222&ref_url=https%253A%252F%252Fwww.google.com%252F.
- [44] Espressif systems, “ESP32WROOM32D & ESP32WROOM32U”, Nov. 2017. [Revised Feb. 2021]. [Online]. Available: https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32-wroom-32d_esp32-wroom-32u_datasheet_en.pdf
- [45] MhageGH, *MhageGH/esp32_SoundRecorder*, GitHub, May 1, 2020. Accessed on: Mar. 11, 2021. [Online]. Available: https://github.com/MhageGH/esp32_SoundRecorder.
- [46] Anusha, *Basics of Serial Peripheral Interface (SPI)*, Electronics Hub, June 20, 2017. Accessed on: Mar. 12, 2021. [Online]. Available: <https://www.electronicshub.org/basics-serial-peripheral-interface-spi/>
- [47] Panasonic Electronic Components, “Omnidirectional Back Electret Condenser Microphone Cartridge WM-61A”, Accessed on: Jan. 2021. [Online]. Available: <https://media.digikey.com/pdf/Data%20Sheets/Panasonic%20Electronic%20Components/WM-61A.pdf>
- [48] Loudity, “Electret Condenser Microphone,” AD087-1R Datasheet, Feb. 24, 2016. Accessed on: Jan. 2021. [Online]. Available: https://www.tme.eu/Document/228e18b7dab5b20e6dded0a784c352bc/LD-MC-6035W_DTE.pdf
- [49] Maxim Integrated, “Microphone Amplifier with AGC and Low-Noise Microphone Bias”, 19-076 Datasheet, Mar. 2007.[Revised Aug. 2016]. Accessed on: Jan. 2021 [Online]. Available: <https://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/MAX9814.pdf>
- [50] N. H. Fletcher, “Shock waves and the sound of a hand-clap — A simple model,” in *Acoustics Australia*, 2nd ed., vol. 41, Sydney, 2013, pp. 165–168. Aug. 2013. Accessed on: Apr. 2013. [Online]. Available: https://www.acoustics.asn.au/journal/2013/2013_41_2_Fletcher_paper.pdf
- [51] G. Sharma, K. Umapathy, and S. Krishnan, “Trends in audio signal feature extraction methods,” *Appl. Acoust.*, vol. 158, Jan. 15, 2020. Accessed on Apr. 2021. [Online]. Available doi: 10.1016/j.apacoust.2019.107020.
- [52] S. Mougiakakou, S. Golemati, I. Gousias, A.N. Nikolaides, K.S. Nikita, “Computer-Aided Diagnosis of Carotid Atherosclerosis Based on Ultrasound Image Statistics, Laws' Texture and Neural Networks,” *Ultrasound in Medicine and Biology*, vol. 33, no. 1, pp. 26- 36, January 2007.
- [53] A. Gastounioti, V. Koliass, S. Golemati, N.N. Tsiaparas, A. Matsakou, J.S. Stoitsis, N.P.E. Kadoglou, C. Gkekas, J.D. Kakasis, C.D. Liapis, P. Karakitsos, I. Sarafis, P. Angelidis, K.S. Nikita, “CAROTID- A web-based platform for optimal personalized management of atherosclerotic patients”, *Computer methods and programs in*

biomedicine, vol. 114, issue 2, pp. 183-193, 2014.

- [54] K. Toutouzas, A. Synetos, C. Nikolaou, K. Stathogiannis, E. Tsiamis, and C. Stefanadis, "Microwave radiometry: a new non-invasive method for the detection of vulnerable plaque.," *Cardiovasc. Diagn. Ther.*, vol. 2, no. 4, pp. 290–297, 2012. Accessed on: Apr. 2021. [Online]. Available: doi: 10.3978/j.issn.2223-3652.2012.10.09.
- [55] K. Toutouzas, C. Grassos, M. Drakopoulou, A. Synetos, E. Tsiamis, C. Aggeli, K. Stathogiannis, D. Klettas, N. Kavantzias, G. Agrogiannis, E. Patsouris, C. Klonaris, N. Liasis, D. Tousoulis, E. Siores, and C. Stefanadis, "First In Vivo Application of Microwave Radiometry in Human Carotids," *Journal of the American College of Cardiology*, vol. 59, no. 18, pp. 1645–1653, 2012. Accessed on: Apr. 2021. [Online]. Available: doi: 10.1016/j.jacc.2012.01.033
- [56] E. Groumpas, M. Koutsoupidou, I. S. Karanasiou, C. Papageorgiou, and N. Uzunoglu, "Real-Time Passive Brain Monitoring System Using Near-Field Microwave Radiometry," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 67, no. 1, pp. 158–165, Jan. 2020. Accessed on: Apr. 2021. [Online]. Available doi: 10.1109/TBME.2019.2909994.