



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ
ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ
ΤΟΜΕΑΣ ΕΠΙΚΟΙΝΩΝΙΩΝ, ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΗΣ ΚΑΙ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ
ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ

Καταγραφή αρτηριακής πίεσης με σύστημα μέτρησης σύνθετης αντίστασης

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Μάρκου Θ. Δήμητρα

Επιβλέπων: Παύλος-Πέτρος Σωτηριάδης

Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Αθήνα, Οκτώβριος 2021



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ
ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ
ΤΟΜΕΑΣ ΕΠΙΚΟΙΝΩΝΙΩΝ, ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΗΣ ΚΑΙ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ
ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ

Καταγραφή αρτηριακής πίεσης με σύστημα μέτρησης σύνθετης αντίστασης

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Μάρκου Θ. Δήμητρα

Επιβλέπων: Παύλος-Πέτρος Σωτηριάδης

Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Εγκρίθηκε από τριμελή εξεταστική επιτροπή την 29^η Οκτωβρίου 2021.

.....
Παύλος-Πέτρος Σωτηριάδης, Ευάγγελος Χριστοφόρου, Κωνσταντίνα Νικήτα
Καθηγητής Ε.Μ.Π., Καθηγητής Ε.Μ.Π., Καθηγήτρια Ε.Μ.Π

Αθήνα, Οκτώβριος 2021

.....

Μάρκου Δήμητρα

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

Copyright © Μάρκου Δήμητρα, 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

Τα καρδιαγγειακά νοσήματα απειλούν τη ζωή εκατομμυρίων ανθρώπων και είναι η πρώτη αιτία θανάτου παγκοσμίως, σύμφωνα με τον Παγκόσμιο Οργανισμό Υγείας (ΠΟΥ), σε όλες τις ηπείρους, εξαιρουμένης της Αφρικής. Ο όρος καρδιαγγειακά νοσήματα αντιπροσωπεύει ένα ευρύ φάσμα διαταραχών που σχετίζονται με την καρδιά και τα αιμοφόρα αγγεία. Η διάγνωση των νοσημάτων αυτών γίνεται σύμφωνα με κάποιες αιμοδυναμικές παραμέτρους. Εκτιμάται ότι έως και το 90% των καρδιαγγειακών νοσημάτων μπορούν να προληφθούν. Ένας παράγοντας πρόληψης είναι η τακτική παρακολούθηση των αιμοδυναμικών παραμέτρων, οι οποίες διαφέρουν σημαντικά κατά τη διάρκεια της ημέρας. Οι συσκευές μέτρησης των παραμέτρων αυτών του εμπορίου δεν δίνουν τη δυνατότητα 24ωρης συνεχούς παρακολούθησης. Το γεγονός αυτό περιορίζει την ακρίβεια της διάγνωσης. Φορητές συσκευές με αισθητήρες επιτρέπουν τη συνεχή παρακολούθηση και καταγραφή των αιμοδυναμικών παραμέτρων, βελτιώνοντας έτσι την ποιότητα της διάγνωσης καθώς και την ακρίβεια των μετρήσεων.

Στόχος της διπλωματικής εργασίας είναι η ανάπτυξη ενός φορητού συστήματος μέτρησης της πίεσης του αίματος, το οποίο βασίζεται στη μέτρηση της σύνθετης εμπέδησης του σώματος. Η μέτρηση γίνεται μη επεμβατικά, με την τοποθέτηση αισθητήρων-ηλεκτροδίων στην περιοχή της κερκιδικής αρτηρίας στο αριστερό χέρι του ενδιαφερόμενου ατόμου. Με τη βοήθεια ενός ζεύγους ηλεκτροδίων εισάγεται ρεύμα στην περιοχή ενδιαφέροντος και με τη χρήση ενός ακόμα ζεύγους μετράται η επαγόμενη τάση. Υπολογίζεται με αυτόν τον τρόπο η σύνθετη αντίσταση, σύμφωνα με τον νόμο του Ohm. Με το σύστημα αυτό, δίνεται η δυνατότητα συνεχούς καταγραφής και παρακολούθησης της συστολικής και διαστολικής πίεσης, ανιχνεύοντας τις μεταβολές της αντίστασης και αντιστοιχίζοντας τις στις μεταβολές του όγκου του αίματος. Στα πλαίσια κατασκευής του φορητού συστήματος, μελετήθηκε η σχέση μεταξύ των παραμέτρων του σώματος και των παραμέτρων της αντίστασης με σκοπό την αποτελεσματική μοντελοποίηση. Επίσης, ερευνήθηκε η επίδραση των ηλεκτροδίων στη ποιότητα της μέτρησης, η απαιτούμενη δομή του συστήματος καθώς και διάφορες παράμετροι για την μεγιστοποίηση της αποδοτικότητας και της ακρίβειας των μετρήσεων.

Λέξεις Κλειδιά: Σύνθετη Ηλεκτρική Αντίσταση, Διαστολική Πίεση, Συστολική Πίεση, Κερκιδική Αρτηρία, Ηλεκτρόδια, Φορητή Συσκευή, Μη Επεμβατική Μέτρηση, Διάγνωση, Καρδιαγγειακό Σύστημα

Abstract

Cardiovascular disease threatens the lives of millions of people and it's the leading cause of death worldwide according to the World Health Organization (WHO) on all continents, except Africa. The term cardiovascular disease represents a wide range of disorders related to the heart and the blood vessels. The diagnosis of these diseases depends on some hemodynamic parameters. It is estimated that up to 90% of cardiovascular diseases can be prevented. A preventative factor is the regular monitoring of hemodynamic parameters which may differ significantly during the day. The commercially available devices for measuring these parameters do not allow a 24-hour continuous measurement. This fact limits the accuracy of diagnosis. Wearable devices with sensors on them allow the continuous monitoring and the recording of the hemodynamic parameters and improves the quality of diagnosis as well as the accuracy of measurements.

The aim of this thesis is to develop a portable system for measuring the blood pressure which is based on measuring the impedance of the human body. The measurement is non-invasive, by placing electrodes in the area of the radial artery in the left hand of the human subject. With the help of a pair of electrodes, a current is injected in the area of interest and with the use of another pair the induced voltage is measured. The impedance is calculated according to Ohm's law. With this system, it is possible to continuously record and monitor the systolic and the diastolic blood pressure by detecting the changes in impedance and by matching those changes with the changes of the blood volume. Within the portable system's construction with the purpose of effective modelling, the relationship between the parameters of the body and the parameters of the impedance became the subject of our study. The effect of electrodes on the quality of the measurement, the required structure of the system as well as various parameters for maximizing the efficiency and the accuracy of the measurements were also investigated.

Keywords: Electrical Impedance, Diastolic Blood Pressure, Systolic Blood Pressure, Radial Artery, Electrodes, Wearable Devices, Non-invasive Measurements, Diagnosis, Cardiovascular System

Ευχαριστίες

Η παρούσα διπλωματική εργασία δημιουργήθηκε στο πλαίσιο των ερευνητικών δραστηριοτήτων του εργαστηρίου Σχεδίασης Μικροηλεκτρονικών Κυκλωμάτων κατά την ακαδημαϊκή περίοδο 2020-2021. Το εργαστήριο αυτό υπάγεται στον τομέα Επικοινωνιών, Ηλεκτρονικής και Συστημάτων Πληροφορικής της σχολής Ηλεκτρολόγων Μηχανικών και Μηχανικών Υπολογιστών του Εθνικού Μετσόβιου Πολυτεχνείου (ΕΜΠ). Επιβλέπων καθηγητής της εργασίας αυτής υπήρξε ο κ. Παύλος-Πέτρος Σωτηριάδης, καθηγητής ΕΜΠ, τον οποίο ευχαριστώ ιδιαίτερα για την ανάθεση της συγκεκριμένης εργασίας και την ευκαιρία που μου έδωσε να ασχοληθώ με ένα τόσο ενδιαφέρον θέμα.

Θα ήθελα να ευχαριστήσω θερμά τον υποψήφιο διδάκτορα Κωνσταντίνο Ασημακόπουλο, για την πολύτιμη βοήθεια που μου προσέφερε, μέσα από την επίβλεψη και την καθοδήγηση του, καθ'όλη τη διάρκεια της έρευνας, της κατασκευής του συστήματος μέτρησης και της συγγραφής της εργασίας. Επίσης, θα ήθελα να ευχαριστήσω τον υποψήφιο διδάκτορα Χρήστο Δήμα για τις χρήσιμες συμβουλές και τις εύστοχες παρατηρήσεις του.

Τέλος, ιδιαίτερες ευχαριστίες στην οικογένειά μου για την εμπιστοσύνη και τη συνεχή στήριξή της, καθώς και στους φίλους μου για την αμέριστη συμπαράσταση και τις μοναδικές αναμνήσεις που δημιουργήσαμε.

Περιεχόμενα

Περίληψη	5
Abstract	7
Ευχαριστίες	9
Περιεχόμενα	12
Κατάλογος Σχημάτων	17
Κατάλογος Πινάκων	18
1 Εισαγωγή	20
2 Θεωρητικό Υπόβαθρο	23
2.1 Εκτίμηση της Πίεσης του Αίματος	23
2.2 Προσομοίωση Αρτηρίας και Συστήματος	27
2.2.1 Μέθοδος	27
2.2.2 Τρισδιάστατο Μοντέλο Αρτηρίας	30
2.2.3 Ροή Προσομοίωσης	32
3 Ηλεκτρόδια	35
3.1 Μέγεθος Ηλεκτροδίων	36
3.2 Υλικό Ηλεκτροδίων	38
3.3 Τοποθέτηση Ηλεκτροδίων	40
3.3.1 Κυκλική και Περιφερική Θέση Ηλεκτροδίων σε Σχέση με την Αρτηρία	41
3.3.2 Σχετική Θέση Ηλεκτροδίων Εισαγωγής και Λήψης	44
3.3.3 Σχετική Θέση Ηλεκτροδίων Εισαγωγής με την Αρτηρία	46
3.4 Κύκλωμα Προσομοίωσης Ηλεκτροδίων	49
4 Σύστημα Μέτρησης	51
4.1 Σύστημα Εισαγωγής	52
4.1.1 Παραλλαγές Howland Current Source	53
4.1.2 Αποκρίσεις Πηγών Ρεύματος	59

4.1.3	Παράμετροι Πηγής Ρεύματος του Συστήματος	71
4.2	Σύστημα Λήψης	73
4.2.1	Instrumentation Amplifier	73
4.2.2	Lock-In Amplifier	75
4.2.3	Λόγος Σήματος προς Θόρυβο	78
4.2.4	Συνολικό σύστημα λήψης	81
5	Αποτελέσματα	84
6	Επίλογος	91
6.1	Σύνοψη και Συμπεράσματα	91
6.2	Μελλοντικές Προοπτικές	92
	Βιβλιογραφία	93
	Παράρτημα	94

Κατάλογος Σχημάτων

1.1	Ανίχνευση μέσω του συστήματος βιο-αντίστασης (a) κατακόρυφη όψη και (b) διατομή Πηγή: Προσαρμοσμένο από [6]	22
2.1	(a) Τυπική μέθοδος PPT με χρήση ECG και PPG και (b) Μέτρηση σύνθετης αντίστασης από τον καρπό και εξαγωγή της αιματικής πίεσης Πηγή: Προσαρμοσμένο από [5]	25
2.2	Επισκόπηση της πλατφόρμας προσομοίωσης με χρήση ενός 3D χρονικά μεταβαλλόμενου Bio-Z μοντέλου, στα προγράμματα SPICE και MATLAB Πηγή: Προσαρμοσμένο από [6]	28
2.3	(a) Κυκλωματικό μοντέλο Bio-Z και (b) Διάγραμμα Bio-Z Cole-Cole Πηγή: Προσαρμοσμένο από [6]	28
2.4	(a) Ανίχνευση Bio-Z από τον καρπό και (b) 3D Μοντέλο Bio-Z Πηγή: Προσαρμοσμένο από [6]	29
2.5	Το σήμα της βιο-αντίστασης με τα χαρακτηριστικά σημεία (DIA), (MS) και (SYS) στο διάστημα μεταξύ δύο παλμών IBI Πηγή: Προσαρμοσμένο από [6]	31
2.6	Το προτεινόμενο 3D μοντέλο της αρτηρίας, το οποίο παρουσιάζει την κυματομορφή αντίστασης $Z(t)$ σε κάθε voxel της αρτηρίας Πηγή: Προσαρμοσμένο από [6]	32
2.7	(a) Προσομοιωμένο σήμα τάσης $V_{sim}(t)$ και (b) Μετρούμενο σήμα τάσης Bio-Z, με τις dc και ac συνιστώσες Πηγή: Προσαρμοσμένο από [6]	34
3.1	Σύγκριση μεταξύ προσομοίωσης και μέτρησης των μεγεθών V_{dc} και ΔV_{pp} , συναρτήσει του οριζόντιου μεγέθους των ηλεκτροδίων X_E Πηγή: Προσαρμοσμένο από [6]	37
3.2	Αισθητήρες υλικών CNF/CF-PDMS με ίνες άνθρακα Πηγή: Προσαρμοσμένο από [7]	39
3.3	Τρία διαφορετικά σήματα σύνθετης αντίστασης από τον καρπό με χρήση ηλεκτροδίων Ag AgCl, CNF-PDMS και CNF/CF-PDMS Πηγή: Προσαρμοσμένο από [7]	40

3.4	(a) Διαστάσεις (b) σχεδιασμός και (c) τοποθέτηση προσαρμοσμένου εύκαμπτου συστήματος ηλεκτροδίων κατά μήκος της αρτηρίας και (d) κυκλικά γύρω από αυτήν, με την κόκκινη γραμμή να υποδηλώνει την κατά προσέγγιση θέση της αρτηρίας Πηγή: Προσαρμοσμένο από [7]	41
3.5	Απόκριση συχνότητας των μετρούμενων (a) ΔZ και (b) Z στον καρπό, στις περιπτώσεις περιφερικών και κυκλικών τοποθετήσεων των ηλεκτροδίων Πηγή: Προσαρμοσμένο από [7]	42
3.6	(a) Τροποποιημένες διαστάσεις των τυπικών ηλεκτροδίων, (b) τοποθέτηση κατά μήκος του καρπού και (c),(d) κυκλικά γύρω από τον καρπό, με την κόκκινη γραμμή να υποδηλώνει την κατά προσέγγιση θέση της αρτηρίας Πηγή: Προσαρμοσμένο από [7]	43
3.7	Σύγκριση μεταξύ των προσομοιωμένων και μετρούμενων V_{dc} και ΔV_{pp} για διαφορετικά διαστήματα (a) μεταξύ των ηλεκτροδίων τάσης S_v , (b) των κάθετων θέσεων των ηλεκτροδίων τάσης Y_v , και (c) των οριζόντιων θέσεων των ηλεκτροδίων τάσης X_v Πηγή: Προσαρμοσμένο από [6]	44
3.8	Σφάλμα IBI RMSE συναρτήσει της οριζόντιας θέσης Πηγή: Προσαρμοσμένο από [6]	45
3.9	Τρισδιάστατη σχιαγράφηση των V_{dc} και ΔV_{pp} κατά μήκος των κατευθύνσεων X και Y στην επιφάνεια του δέρματος ($Z = 0$), με τη θέση των ηλεκτροδίων ρεύματος (a) ευθυγραμμισμένη με την αρτηρία ($X_d=0$) και (b) μακριά από την αρτηρία ($X_d=1.25$ cm) Πηγή: Προσαρμοσμένο από [6]	46
3.10	Αποτελέσματα προσομοίωσης (a) του σήματος καθυστέρησης T_D , (b) της μεταβολής ΔV_{pp} συναρτήσει του άξονα- y , για μεταβολή του X_d από 0 έως 1.5 cm και (c) του PTT και ΔV_{pp} συναρτήσει του X_d με τα ηλεκτρόδια ρεύματος στις θέσεις $Y=0.8$ και 4.6 cm και με $S_V=0.8$ cm Πηγή: Προσαρμοσμένο από [6]	48
3.11	Ηλεκτρόδια εφαρμογής	49
3.12	Ισοδύναμο μοντέλο κυκλώματος αισθητήρων μέτρησης Πηγή: Προσαρμοσμένο από [8]	50
4.1	Απλοποιημένο διάγραμμα ενός συστήματος EIT που περιλαμβάνει τρία κύρια μπλοκ: 1) μπλοκ έγχυσης, 2) μπλοκ απόκτησης δεδομένων και 3) μπλοκ ανακατασκευής. Τα δύο πρώτα μπλοκ πρέπει να συγχρονιστούν μεταξύ τους, μέσω μιας μονάδας συγχρονισμού Πηγή: Προσαρμοσμένο από [9]	51
4.2	Πηγή ρεύματος: Enhanced Howland Current Source (EHCS) Πηγή: Προσαρμοσμένο από [15]	52
4.3	Enhanced Howland Current Source με ενισχυτές διαφορικής εξόδου (EHCS-DIF) Πηγή: Προσαρμοσμένο από [15]	54

4.4	Mirrored Enhanced Howland Current Source (MEHCS) Πηγή: Προσαρμοσμένο από [15]	55
4.5	Quad-Feedback Enhanced Howland Current Source με ενισχυτές διαφορικής εξόδου (QUAD) Πηγή: Προσαρμοσμένο από [15]	56
4.6	Crossed Differential Enhanced Howland Current Source με ενισχυτές διαφορικής εξόδου (DIF-C) Πηγή: Προσαρμοσμένο από [15]	57
4.7	Modified Differential Enhanced Howland Current Source με ενισχυτές διαφορικής εξόδου (DIF-M) Πηγή: Προσαρμοσμένο από [15]	58
4.8	Προσομοιωμένο ρεύμα εξόδου μεταβάλλοντας την τιμή της R_3 , με φορτίο 1 kΩ για τα κυκλώματα (a) QUAD (b) DIF-C και (c) DIF-M Πηγή: Προσαρμοσμένο από [15]	60
4.9	Προσομοιωμένη αντίσταση εξόδου μεταβάλλοντας την τιμή της R_3 , με φορτίο 1 kΩ για τα κυκλώματα (a) QUAD (b) DIF-C και (c) DIF-M Πηγή: Προσαρμοσμένο από [15]	60
4.10	Προσομοιωμένο και μετρούμενο ρεύμα εξόδου για φορτίο 1 Ω, για τα κυκλώματα (a) QUAD, (b) DIF-C με χρήση αναστρέφουσας εισόδου, (c) DIF-C με χρήση μη αναστρέφουσας εισόδου και (d) DIF-M Πηγή: Προσαρμοσμένο από [15]	61
4.11	Προσομοιωμένη και μετρούμενη αντίσταση εξόδου για τα κυκλώματα (a) QUAD, (b) DIF-C και (c) DIF-M Πηγή: Προσαρμοσμένο από [15]	62
4.12	Προσομοιωμένη τάση φορτίου κοινής λειτουργίας V_{Lcm} των πηγών Mirrored και προτεινόμενων, συναρτήσεως της συχνότητας Πηγή: Προσαρμοσμένο από [15]	63
4.13	Προσομοιωμένη τάση φορτίου κοινής λειτουργίας V_{Lcm} των πηγών Mirrored και προτεινόμενων, συναρτήσεως του χρόνου και σε συχνότητα 1 MHz Πηγή: Προσαρμοσμένο από [15]	63
4.14	Προσομοιωμένη τάση φορτίου κοινής λειτουργίας (V_{Lcm}) των πηγών Mirrored και προτεινόμενων, συναρτήσεως της συχνότητας, με μη ταιριαστές αντιστάσεις r και r_x Πηγή: Προσαρμοσμένο από [15]	64
4.15	Προσομοιωμένη τάση φορτίου κοινής λειτουργίας (V_{Lcm}) των πηγών Mirrored και προτεινόμενων, συναρτήσεως του χρόνου και σε συχνότητα 1 MHz, με μη ταιριαστές αντιστάσεις r και r_x Πηγή: Προσαρμοσμένο από [15]	65
4.16	Προσομοιωμένη τάση φορτίου κοινής λειτουργίας (V_{Lcm}) των προτεινόμενων πηγών (a) QUAD, (b) DIF-C και (c) DIF-M, με μη ταιριαστές αντιστάσεις r και r_x ($\pm 1\%$), για τέσσερα διαφορετικά φορτία Πηγή: Προσαρμοσμένο από [15]	66

4.17	Μετρούμενο ρεύμα εξόδου με διαφορετικά φορτία, για τα κυκλώματα (a) QUAD, (b) DIF-C και (c) DIF-M Πηγή: Προσαρμοσμένο από [15]	67
4.18	Μετρούμενη και προσομοιωμένη φάση εξόδου για φορτίο 1 kΩ, για τα κυκλώματα (a) QUAD, (b) DIF-C και (c) DIF-M Πηγή: Προσαρμοσμένο από [15]	68
4.19	Μετρούμενη αντίσταση εξόδου, για τα κυκλώματα (a) QUAD, (b) DIF-C και (c) DIF-M Πηγή: Προσαρμοσμένο από [15]	68
4.20	Μετρούμενη τάση κοινής λειτουργίας, για τα κυκλώματα (a) QUAD, (b) DIF-C και (c) DIF-M Πηγή: Προσαρμοσμένο από [15]	69
4.21	Λόγος απόρριψης κοινού σήματος (CMRR), για τα κυκλώματα (a) QUAD, (b) DIF-C και (c) DIF-M Πηγή: Προσαρμοσμένο από [15]	70
4.22	Πηγή ρεύματος του συστήματος	71
4.23	Ανάλυση συχνοτήτων βιο-αντίστασης: (a) προσομοίωση των V_{dc} και ΔV_{pp} για $\Sigma = 1, 2$, και 3 cm και (b) μετρήσεις των V_{dc} και ΔV_{pp} για 2 άτομα, με τη συχνότητα του ρεύματος έγχυσης να μεταβάλλεται από 2 έως 25 kHz Πηγή: Προσαρμοσμένο από [6]	72
4.24	Απεικόνιση της τεχνικής ενεργούς απομόνωσης που χρησιμοποιείται από ενισχυτές μετατροπής ρεύματος. Το σήμα κοινής λειτουργίας απομονώνεται στο στάδιο εισόδου, αριστερά της διακεκομμένης γραμμής που φαίνεται στο σχήμα Πηγή: Προσαρμοσμένο από [9]	75
4.25	Σχηματικό διάγραμμα lock-in ενισχυτή -Αποδιαμόρφωση Πηγή: Προσαρμοσμένο από [16]	76
4.26	Σχηματικό διάγραμμα πολλαπλασιαστή και τα σήματα ανακατασκευής, αναφοράς και εξόδου του πολλαπλασιαστή Πηγή: Προσαρμοσμένο από [16]	78
4.27	Διάγραμμα δομής του lock-in ενισχυτή με το ολοκληρωμένο κύκλωμα AD630 Πηγή: Προσαρμοσμένο από [18]	78
4.28	Κατανάλωση ισχύος κατηγοριών SAR ADC και delta-sigma συναρτήσεων του ENOB με στόχο SNR = 80 dB Πηγή: Προσαρμοσμένο από [9]	80
4.29	Διάγραμμα συστήματος λήψης	81
4.30	Φάσμα συχνοτήτων σήματος ηλεκτρικής βιοαντίστασης από την κεραιδική αρτηρία Πηγή: Προσαρμοσμένο από [5]	82
4.31	Καρδιακή περίοδος με βάση τη παράγωγο dZ/dt Πηγή: Προσαρμοσμένο από [5]	83
4.32	Κατασκευαστική πλακέτα	83
5.1	Κυματομορφή σύνθετης αντίστασης ατόμου	84

5.2	Κυματομορφή αντίστασης αναφοράς	85
5.3	Μεγεθυμένη κυματομορφή σύνθετης αντίστασης ατόμου	86
5.4	Μεγεθυμένη κυματομορφή αντίστασης αναφοράς	86
5.5	Διάταξη στο Simulink	87
5.6	Τελική κυματομορφή συστολικής πίεσης στο Simulink	88
5.7	Τελική κυματομορφή διαστολικής πίεσης στο Simulink	88
5.8	Γραφική παράσταση διαστολικής πίεσης συναρτήσει της σύνθετης αντίστασης	89
5.9	Γραφική παράσταση πίεσης παλμού συναρτήσει της μεταβολής της σύνθετης αντίστασης	89
1	Σχηματικό διασυνδέσεων μεταξύ ενοτήτων	95
2	Σχηματικό πηγής ρεύματος	96
3	Σχηματικό ηλεκτροδίων	97
4	Σχηματικό instrumentation amplifier και πολυπλέκτη	98
5	Σχηματικό αποδιαμόρφωσης, φίλτρων και ενίσχυσης	99
6	Σχηματικό μετατροπέα από αναλογικό σε ψηφιακό	100
7	Σχηματικό μικροεπεξεργαστή	101
8	Σχηματικό τροφοδοσίας	102
9	Τυπωμένη πλακέτα κυκλώματος / Printed Circuit Board-PCB	103

Κατάλογος Πινάκων

2.1	Παράμετροι του τρισδιάστατου μοντέλου της προσομοίωσης Πηγή: Προσαρμοσμένο από [6]	30
4.1	Μετρούμενες και προσομοιωμένες τιμές του $Z_{load,max}$, όταν μεταβάλλεται η R_3 Πηγή: Προσαρμοσμένο από [15]	61
4.2	Μέγιστες μετρούμενες τιμές του φορτίου $Z_{load,max}$ Πηγή: Προσαρμοσμένο από [15]	70
5.1	Μετρούμενες τιμές παραμέτρων	90

Κεφάλαιο 1

Εισαγωγή

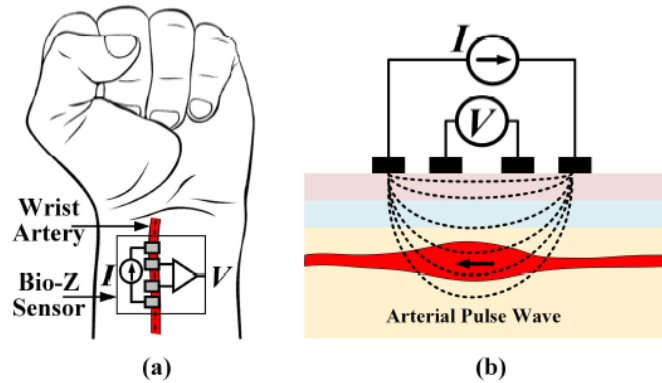
Η τεχνολογική και βιομηχανική επανάσταση, κατά τη διάρκεια των δύο τελευταίων αιώνων, έχουν οδηγήσει σε δραματική αλλαγή στο θέμα των πιο συχνών αιτιών θανάτου, παγκοσμίως. Πριν το 1900, οι πιο διαδεδομένες αιτίες θανάτου ήταν οι μολυσματικές ασθένειες και ο υποσιτισμός, ενώ στη σημερινή πραγματικότητα την πρώτη θέση κατέχουν τα καρδιαγγειακά νοσήματα, κυρίως λόγω της βελτιωμένης διατροφής και δημόσιας υγείας τα οποία καταπολέμησαν τις προηγούμενες αιτίες. Στην κατηγορία αυτή περιλαμβάνονται οι παθήσεις που σχετίζονται με το κυκλοφορικό σύστημα, δηλαδή την καρδιά και τα περιφερικά αγγεία. Η αύξηση της συχνότητας εμφάνισης των καρδιαγγειακών νοσημάτων αποδίδεται στον σύγχρονο τρόπο ζωής και αφορά, κυρίως, τις ανεπτυγμένες χώρες του κόσμου. Σχετίζεται άμεσα με την ανθυγιεινή διατροφή, την απουσία σωματικής άσκησης, το έντονο άγχος και το κάπνισμα. Όμως, η συχνότητα εμφάνισης επηρεάζεται και από παράγοντες που δεν μπορούν να τροποποιηθούν, όπως η κληρονομικότητα, η ηλικία, η εθνικότητα και το φύλο. Επίσης, σημαντικοί παράγοντες εμφάνισης καρδιαγγειακών παθήσεων είναι η υπέρταση και ο διαβήτης. Η σημαντική αύξηση αυτών των δύο παθήσεων συνδέεται με την αύξηση της παχυσαρκίας, η οποία τα τελευταία χρόνια είναι έντονη, ακόμα και σε παιδικές ηλικίες. Η παραμονή αυτών των τάσεων εκτιμάται ότι θα φέρει ως αποτέλεσμα την αύξηση της θνησιμότητας μέσα στα επόμενα χρόνια. Φυσικά, το γεγονός αυτό έχει κοινωνικές επιπτώσεις, μιας και σχετίζεται με την ποιότητα ζωής του ανθρώπου και την υγεία, αλλά έχει και οικονομικό αντίκτυπο. Οι οικονομικές επιπτώσεις συνδέονται με την παρουσία ασθενών σε θέσεις εργασίας, επηρεάζοντας την αποδοτικότητα, όπως επίσης με τον προϋπολογισμό της υγειονομικής περίθαλψης. Υπολογίζεται ότι μελλοντικά, η απαίτηση για αποτελεσματική αντιμετώπιση των καρδιαγγειακών νοσημάτων θα ασκήσει ακόμα μεγαλύτερη πίεση στο σύστημα υγείας [1].

Η διάγνωση των καρδιαγγειακών νοσημάτων γίνεται με τη μέτρηση και αξιολόγηση των τιμών διαφόρων αιμοδυναμικών παραμέτρων. Η πίεση του αίματος είναι μια από τις πιο διαδεδομένες παραμέτρους προς μέτρηση. Αντιπροσωπεύει τη δυναμική διαδικασία της συστολής και της διαστολής της καρδιάς, καθώς και τη διαδικασία διοχέτευσης του αίματος στο αρτηριακό σύστημα. Η πίεση του αίματος μεταβάλλεται σχεδόν περιοδικά στον χρόνο, αφού οι καρδιακοί μύες συμπιέζουν το αίμα στην καρδιά περιοδικά. Η διαγνωστική πληροφορία που αντλείται από τη συγκεκριμένη παράμετρο αφορά την κατάσταση της καρδιάς, καθώς και την κατάσταση του αρτηριακού συστήματος. Σε συνδυασμό, μάλιστα, με άλλες μετρούμενες παραμέτρους η

πληροφορία που αποκτάται αποτελεί ανεκτίμητη διαγνωστική βοήθεια για την εκτίμηση της αγγειακής κατάστασης και μερικών πλευρών της καρδιακής απόδοσης. Η πίεση του αίματος έχει δύο μετρούμενες συνιστώσες, οι οποίες αντιστοιχίζονται στη μέγιστη και την ελάχιστη τιμή της. Η πρώτη ονομάζεται συστολική πίεση και αφορά το κύμα πίεσης που δημιουργείται κατά τη συστολή της αριστερής κοιλίας της καρδιάς στη διάρκεια της οποίας απωθείται αίμα στο αρτηριακό σύστημα. Στη συνέχεια, ο όγκος αίματος διοχετεύεται στην περιφερική κυκλοφορία, η κοιλία βρίσκεται σε χαλάρωση, δηλαδή σε διαστολή και η πίεση μειώνεται. Η ελάχιστη τιμή της πίεσης ονομάζεται διαστολική πίεση. Τέλος, η διαφορά μεταξύ συστολικής και διαστολικής πίεσης ονομάζεται πίεση παλμού [2].

Αντικείμενο της συγκεκριμένης διπλωματικής εργασίας είναι η ανάπτυξη ενός συστήματος μέτρησης της συστολικής, της διαστολικής και της πίεσης παλμού. Το σύστημα αυτό βασίζεται στη μέτρηση της σύνθετης αντίστασης του σώματος (Electrical Impedance Tomography-EIT). Γενικά, η τομογραφία που βασίζεται στην ηλεκτρική εμπέδηση είναι ένας μη επεμβατικός τύπος ιατρικής απεικόνισης, όπου εξάγονται συμπεράσματα από την αγωγιμότητα, τη διαπερατότητα και την αντίσταση του προς μέτρηση σώματος ή δείγματος. Τα αποτελέσματα των μετρήσεων χρησιμοποιούνται για τη δημιουργία μιας τομογραφικής εικόνας, με την εφαρμογή κατάλληλων αλγορίθμων ανακατασκευής. Σε σύγκριση με άλλους τρόπους απεικόνισης, όπως για παράδειγμα τις ακτίνες-X ή το MRI, το EIT είναι διαδικασία χωρίς ακτινοβολία, φθηνή και δυναμικά μικροσκοπική [3]. Με χρήση ηλεκτροδίων στην προς μέτρηση επιφάνεια, εισάγεται εναλλασσόμενο ρεύμα μικρής τιμής και καταγράφεται η επαγόμενη τάση. Το ρεύμα που εισάγεται μπορεί να είναι μιας συγκεκριμένης συχνότητας, αλλά σε ορισμένα συστήματα γίνεται και χρήση πολλαπλών συχνοτήτων, για καλύτερη διάκριση φυσιολογικού και ύποπτου ιστού. Στη συγκεκριμένη εφαρμογή εισάγεται ρεύμα σταθερής συχνότητας και το πλήθος των ζευγών είναι ένα ζεύγος των δύο ηλεκτροδίων για την εισαγωγή και ένα ζεύγος των δύο για τη λήψη (4-probe Kelvin sensing). Σε άλλες εφαρμογές χρησιμοποιούνται περισσότερα ηλεκτρόδια, πάντα όμως σε ζεύγη των δύο. Ο όρος της αντίστασης, προκύπτει από τη θεωρία των κυκλωμάτων και είναι ο λόγος της μετρούμενης τάσης προς το ρεύμα που εισάγεται. Οι μεταβολές της αντίστασης αυτής οφείλονται και, κατά συνέπεια, αντιστοιχίζονται στις μεταβολές του όγκου του αίματος που δημιουργούνται κατά τη διάδοση του παλμικού κύματος της αρτηρίας, όπως παρουσιάζεται στην εικόνα 1.1. Το διαγνωστικό αυτό μέσο δίνει τη δυνατότητα συνεχόμενης παρακολούθησης, εάν αυτό είναι επιθυμητό. Ωστόσο, μελέτες έδειξαν ότι η λήψη μετρήσεων της πίεσης του αίματος κάθε 30 λεπτά αρκεί για την πρόβλεψη των καρδιαγγειακών παθήσεων [4].

Η παρούσα εργασία οργανώνεται ως εξής: στο 2ο κεφάλαιο παρουσιάζονται οι σχέσεις μεταξύ των μεγεθών στο εσωτερικό της αρτηρίας με τα μεγέθη της συστολικής και της διαστολικής πίεσης, έχοντας ως στόχο την εκτίμηση της αιματικής πίεσης, όπως επίσης σχηματίζεται ο τρόπος με τον οποίο προσομοιώνεται το συγκεκριμένο σύστημα. Στη συνέχεια, στο κεφάλαιο 3 γίνεται αναλυτική παρουσίαση όλων των παραμέτρων των αισθητήρων και ο τρόπος με τον οποίο κάθε μεταβλητή αυτών επηρεάζει το τελικό σήμα μέτρησης. Επίσης, με βάση τα συμπεράσματα της ανάλυσης των παραμέτρων γίνονται αντιληπτά τα κριτήρια επιλογής του μεγέθους και της κατανομής των ηλεκτροδίων στο σύστημα, με σκοπό την καλύτερη ποιότητα του ληφθέντος σήματος. Στο 4ο κεφάλαιο απεικονίζεται το ολοκληρωμένο σύστημα που κατασκευάστηκε για την εκτίμηση της πίεσης του αίματος. Χωρίζεται σε δύο υποσυστήματα,



Σχήμα 1.1: Ανίχνευση μέσω του συστήματος βιο-αντίστασης (a) κατακόρυφη όψη και (b) διατομή

Πηγή: Προσαρμοσμένο από [6]

αυτό της εισαγωγής του ρεύματος στο υπο μελέτη δείγμα και στο σύστημα λήψης του σήματος το οποίο οδηγείται προς επεξεργασία. Ακολούθως, στο κεφάλαιο 5 παρουσιάζονται τα αποτελέσματα των πειραματικών μετρήσεων του συστήματος καταγραφής της πίεσης. Καταληκτικά, στο κεφάλαιο 6 γίνεται ανακεφαλαίωση της εργασίας, εξάγονται τα τελικά συμπεράσματα, παρουσιάζονται περιορισμοί που υπάρχουν και προτείνονται τρόποι με τους οποίους μπορεί να βελτιωθεί το συνολικό σύστημα στο μέλλον.

Κεφάλαιο 2

Θεωρητικό Υπόβαθρο

2.1 Εκτίμηση της Πίεσης του Αίματος

Για την εκτίμηση της πίεσης του αίματος (blood pressure-BP) η πιο υποσχόμενη μέθοδος, μέχρι και σήμερα, είναι αυτή που βασίζεται στον χρόνο διέλευσης μεταξύ δύο παλμών (pulse transit time-PTT). Πρόκειται για μη επεμβατική, συνεχόμενη και μη χειροκίνητη διαδικασία υπολογισμού. Πολλές μελέτες έχουν παρουσιάσει το σύστημα συνεχούς καταγραφής της πίεσης με τη μέθοδο του PTT. Ουσιαστικά, πρόκειται για τον χρόνο που απαιτείται για τη διάδοση του παλμού του αίματος μεταξύ δύο σημείων της αρτηρίας. Η θεμελιώδης αρχή της μεθόδου PTT είναι ότι υψηλή τιμή πίεσης αίματος αντιστοιχεί σε μια μικρή τιμή PTT και αντίστροφα, μεγάλη τιμή του χρόνου PTT αντιστοιχεί σε μικρή τιμή πίεσης. Όταν η πίεση του αίματος αυξάνεται, η ταχύτητα του παλμικού κύματος (pulse wave velocity-PWV) τείνει να είναι πιο γρήγορη από το συνηθισμένο. Αντίστοιχα, η τιμή του χρόνου PTT που είναι αντιστρόφως ανάλογη με την τιμή της ταχύτητας PWV, μειώνεται με την αύξηση της πίεσης. Η σχέση μεταξύ της πίεσης P και του χρόνου PTT δίνεται από τον τύπο [5]:

$$PWV = \frac{D}{PTT} = \sqrt{\frac{E_0 e^{\alpha P} h}{\rho d}} \quad (2.1)$$

όπου τα E_0 και α είναι παράμετροι που αφορούν το εκάστοτε άτομο, ρ είναι η πυκνότητα του αίματος, h και d παράμετροι που εκφράζουν αρτηριακές ιδιότητες και D είναι η απόσταση μεταξύ των δύο αρτηριακών τοποθεσιών, στις οποίες μετριέται το PTT.

Παρόλο που η μέθοδος PTT είναι υποσχόμενη προσέγγιση για τη συνεχή μέτρηση της πίεσης του αίματος, υπάρχουν αρκετά προβλήματα που προς το παρόν δεν έχουν λυθεί. Αρχικά, η συγκεκριμένη διαδικασία απαιτεί δύο κυματομορφές παλμού για τον υπολογισμό του χρόνου διέλευσης μεταξύ των δύο μετρούμενων θέσεων. Επιπλέον, για τη μέτρηση μεταξύ των δύο σημείων, η απόσταση D ιδανικά δεν πρέπει να είναι μεγάλη, γιατί κάτι τέτοιο δεν είναι βολικό για τον ασθενή και επίσης, δεν διευκολύνει την μακροχρόνια καταγραφή της πίεσης. Για τη συλλογή της εγγύς κυματομορφής, συνήθως, ο πιο διαδεδομένος τρόπος χρησιμοποιεί το ηλεκτροκαρδιογράφημα (electrocardiography-ECG), το οποίο συλλέγεται από το στήθος του ατόμου. Για την ανίχνευση της κυματομορφής στην περιφερική αρτηρία, όπως για παράδειγμα σε δάχτυλο χεριού ή ποδιού, ή ακόμα και στο αυτί, χρησιμοποιείται η οπτική

πληθυσμογραφία (photoplethysmography-PPG) ή αλλιώς φωτοπληθυσμογραφία. Η μέθοδος αυτή καταγράφει το παλμικό κύμα με ειδικούς αισθητήρες τοποθετημένους στο σημείο ενδιαφέροντος, όπως για παράδειγμα στο δάχτυλο του προς εξέταση ατόμου. Το σήμα λήψης από το PPG είναι αξιόπιστο σήμα αναφοράς, μιας και το μετρούμενο φως που αποκτάται (όπως δηλώνει το όνομα της μεθόδου βασίζεται σε εκπομπή και λήψη φωτός) εστιάζει σε μία μόνο αρτηρία και καταγράφει τις μεταβολές του όγκου του αίματος στην αρτηρία που έχει τοποθετηθεί, ειδικότερα όταν το σημείο είναι ένα δάχτυλο του αριστερού χεριού, το οποίο είναι σε αρκετά κοντινή απόσταση από την κερκιδική αρτηρία. Συνεπώς, το μέγεθος του PTT μπορεί να υπολογιστεί από το R-κύμα του ηλεκτροκαρδιογραφήματος και του κύματος PPG, στον ίδιο καρδιακό κύκλο. Έχοντας ως στόχο την ελαχιστοποίηση της κατανάλωσης ισχύος, για τη δημιουργία ενός συστήματος εικοσιτετράωρης μέτρησης δεν εφαρμόστηκε ασύρματη επικοινωνία, η οποία θα επέτρεπε τη χρήση δύο συσκευών στα σημεία καταμέτρησης. Για την αντιμετώπιση του προβλήματος αυτού, μερικές μελέτες μείωσαν την απόσταση μεταξύ των δύο τοποθεσιών μέτρησης με σκοπό τη βελτίωση της άνεσης. Όμως, με βάση τις αναλογικές ιδιότητες της παλμικής κυματομορφής, ένα πιο βολικό σύστημα επιτυγχάνει λιγότερη ακρίβεια. Συμπερασματικά, υπάρχουν περιορισμοί με τη μέθοδο PTT.

Το δεύτερο μεγάλο πρόβλημα της μεθόδου είναι η έλλειψη ακρίβειας που παρουσιάζει. Πιο συγκεκριμένα, σύμφωνα με το γνωστό μοντέλο PTT, που παρουσιάζεται στις εξισώσεις (2.2) και (2.3), η εκτίμηση της συστολικής (SBP) και της διαστολικής (DBP) πίεσης γίνεται με τη βοήθεια δύο ανεξάρτητων προσδιορισμών.

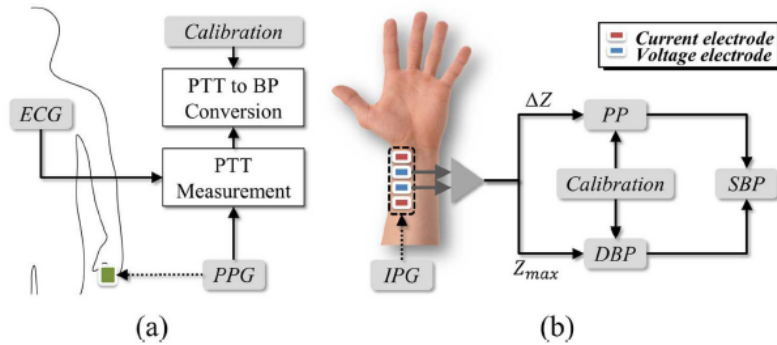
$$SBP = K_1 \ln PTT + K_2 \quad (2.2)$$

$$DBP = K_3 \ln PTT + K_4 \quad (2.3)$$

Τα K_i είναι άγνωστες παράμετροι, που διαφοροποιούνται για το κάθε άτομο. Έτσι λοιπόν, μία μεμονωμένη τιμή του χρόνου PTT δεν είναι ικανή να εκτιμήσει με ακρίβεια δύο τιμές της αιματικής πίεσης, όπως υποδεικνύεται από ορισμένες προηγούμενες μελέτες. Το συγκεκριμένο γεγονός επιβεβαιώθηκε από αναλυτική έρευνα επιστημόνων, στο παρελθόν.

Μια πιθανή λύση στα προαναφερθέντα προβλήματα της μεθόδου PTT είναι ο υπολογισμός της πίεσης με τη μέθοδο της σύνθετης εμπέδησης από την αρτηρία, η τιμή της οποίας συνδέεται άμεσα με την πίεση του αίματος [5]. Σύμφωνα με μελέτες, η αρτηριακή αντίσταση έχει αναδειχθεί ικανοποιητικός δείκτης της BP. Ο υπολογισμός της συστολικής και της διαστολικής πίεσης υλοποιείται με έναν νέο αλγόριθμο, ο οποίος παρουσιάζεται στην εικόνα 2.1 και βασίζεται μόνο στη σύνθετη αντίσταση της κερκιδικής αρτηρίας. Η επιλογή της συγκεκριμένης τοποθεσίας, για το προτεινόμενο σύστημα βασίζεται στο γεγονός ότι η κερκιδική αρτηρία βρίσκεται πολύ κοντά στην επιφάνεια του δέρματος, καθιστώντας την προσέγγιση αυτή αρκετά ευκολότερη για τη μη επεμβατική μέτρηση της πίεσης του αίματος.

Η μέθοδος της σύνθετης αντίστασης σε σύγκριση και με τις οπτικές μεθόδους ανίχνευσης του παλμικού κύματος στην αρτηρία, όπως για παράδειγμα της μεθόδου PPG, έχει αρκετά πλεονεκτήματα. Αρχικά, οι οπτικοί αισθητήρες μπορούν να συλλάβουν μόνο μεταβολές του όγκου του αίματος οι οποίες πραγματοποιούνται κοντά στην επιφάνεια του δέρματος, επειδή το φως που διαχέεται έχει περιορισμένη διείσδυση στον ιστό. Αντίθετα, η διέγερση που χρησιμοποιεί το σύστημα της βιοαντίστασης μπορεί να εισχωρήσει αρκετά πιο βαθιά στον



Σχήμα 2.1: (a) Τυπική μέθοδος PPT με χρήση ECG και PPG και (b) Μέτρηση σύνθετης αντίστασης από τον καρπό και εξαγωγή της αιματικής πίεσης

Πηγή: Προσαρμοσμένο από [5]

ιστό συγκριτικά με το βάθος διάδοσης του φωτός, διέγερση που χρησιμοποιούν οι αισθητήρες του PPG. Συνεπώς, το σήμα της εμπέδησης μπορεί να φτάσει σε πιο βαθιές τοποθεσίες της αρτηρίας και να παρέχει, έτσι, πιο ακριβή παρακολούθηση των μεταβολών του όγκου του αίματος. Επιπλέον, το σύστημα μέτρησης της αντίστασης δεν επηρεάζεται από το φως του περιβάλλοντος ή από την απόχρωση του δέρματος, όπως επηρεάζεται η μέτρηση του PPG. Τέλος, ένα ακόμα πλεονέκτημα αφορά το εύρος των εφαρμογών, μιας και οι μετρήσεις που βασίζονται στην εισαγωγή ρεύματος και στη μέτρηση της επαγόμενης τάσης μπορούν να εφαρμοστούν σε περιοχές εκτός αρτηρίας για τη καταγραφή άλλων μεγεθών, όπως για παράδειγμα της αναπνοής ή μετρήσεις ενυδάτωσης, αλλά και σε πιο σύνθετες τοποθεσίες, όπως στη περιοχή του κεφαλιού, αυξάνοντας την χρησιμότητα του EIT.

Για την εκτίμηση της πίεσης, αρχικά, θεωρείται πως το μετρούμενο κομμάτι του σώματος έχει μοντελοποιηθεί ως κυλινδρικό τμήμα, το οποίο περιέχει τον ιστό και την κεραιδική αρτηρία. Επομένως, όπως παρουσιάζεται στην εξίσωση (2.4), η συνολική μετρούμενη σύνθετη αντίσταση Z ισούται με τον παράλληλο συνδυασμό της αρτηριακής αντίστασης Z_a και της αντίστασης του ιστού Z_t . Γνωρίζοντας ότι η αντίσταση του ιστού αποτελεί σταθερά συγκεκριμένης τιμής για το κάθε άτομο, οι μεταβολές στη μετρούμενη σύνθετη αντίσταση ΔZ οφείλονται στις μεταβολές της αρτηριακής αντίστασης.

$$\frac{1}{Z} = \frac{1}{Z_a} + \frac{1}{Z_t} \quad (2.4)$$

Όταν πραγματοποιείται μια μικρή αλλαγή του όγκου του αίματος, η μεταβολή της σύνθετης αντίστασης ΔZ είναι άμεσα συνδεδεμένη και ανάλογη με τη μεταβολή στην αρτηριακή ακτίνα ΔR όπως φαίνεται από τη σχέση (2.5):

$$\Delta A = 2\pi R_m \Delta R = rL \frac{\Delta Z}{Z_0^2} \quad (2.5)$$

όπου ο συμβολισμός R_m αντιπροσωπεύει τη μέση αρτηριακή ακτίνα, ο συμβολισμός L το μήκος του μετρούμενου τμήματος και ο Z_0 την αρχική σύνθετη αντίσταση του τμήματος αυτού. Από

την άλλη, μεταβολές στην πίεση του αίματος BP ή στην πίεση παλμού (pulse pressure-PP) προκαλεί μεταβολή της αρτηριακής ακτίνας ΔR . Έτσι, η πίεση παλμού εκφράζεται συναρτήσει του ΔR με έναν ελαστικό συντελεστή E , της εσωτερικής ακτίνας R_i και του λόγου Poisson σ , όπως παρουσιάζεται στην σχέση (2.6). Συνεπώς, η πίεση παλμού PP είναι άμεσα ανάλογη με την μεταβολή της ακτίνας ΔR , καθώς και τη μεταβολή της αντίστασης ΔZ (2.7), με την προϋπόθεση ότι ο ελαστικός συντελεστής παραμένει σταθερός στο υπό εξέταση δείγμα.

$$E = \frac{PP}{\Delta R} \frac{2(1 - \sigma^2)R_0 R_i^2}{R_0^2 - R_i^2} \quad (2.6)$$

$$PP \propto \Delta R \propto \Delta Z \quad (2.7)$$

Έχοντας ως στόχο την εκτίμηση της διαστολικής πίεσης, το αρτηριακό σύστημα διαμορφώνεται ως ηλεκτρικό ισοδύναμο κύκλωμα, το οποίο αποτελείται από έναν πυκνωτή που αντιπροσωπεύει την αρτηριακή συμμόρφωση και μία αντίσταση η οποία εκφράζει τη συνολική περιφερική αντίσταση (total peripheral resistance-TPR). Ως εκ τούτου, η τιμή της διαστολικής πίεσης δίνεται από την ακόλουθη σχέση:

$$DBP = P_0 e^{-\frac{T}{TPR \times C}} \quad (2.8)$$

όπου P_0 είναι η τελοσυστολική πίεση της αρτηρίας και T η καρδιακή περίοδος. Η συνολική περιφερική αντίσταση είναι ανάλογη της δεύτερης δύναμης της αρτηριακής αντίστασης και κατά συνέπεια, της συνολικής μετρούμενης σύνθετης αντίστασης μέσω της αρτηριακής διατομής, όπως παρουσιάζεται στην επόμενη σχέση:

$$TPR = \frac{8\pi L\eta}{A^2} = \frac{8\pi L\eta}{(\rho L/Z_a)^2} \propto Z^2 \quad (2.9)$$

Επομένως, σύμφωνα με τις σχέσεις (2.8) και (2.9) και υπό ορισμένες παραδοχές που αφορούν το χρονικό διάστημα το οποίο θεωρείται σχετικά μικρό, η διαστολική πίεση δίνεται συναρτήσει της σύνθετης αντίστασης Z και της καρδιακής περιόδου T , με μία σταθερά K η οποία σχετίζεται με το άτομο που μετρείται η πίεση του.

$$DBP \propto e^{-K \frac{T}{Z^2}} \quad (2.10)$$

Με βάση τις εξισώσεις (2.7) και (2.10) και με κάποιες βαθμονομημένες τιμές παραμέτρων, οι οποίες είναι οι PP_0 , DBP_0 , K , Z_0 , ΔZ_0 , T_0 , μπορούν να προσδιοριστούν οι τιμές της διαστολικής, της συστολικής και της πίεσης παλμού, σύμφωνα με τις παρακάτω σχέσεις:

$$PP = PP_0 \frac{\Delta Z}{\Delta Z_0} \quad (2.11)$$

$$DBP = DBP_0 e^{K \left(\frac{T_0}{Z_0^2} - \frac{T}{Z^2} \right)} \quad (2.12)$$

$$SBP = DBP + PP \quad (2.13)$$

Σε επόμενη ενότητα παρουσιάζεται κάθε παράμετρος των εξισώσεων (2.11) και (2.12) που παρουσιάστηκαν προηγουμένως και ο τρόπος με τον οποίο προκύπτουν από το σύστημα λήψης.

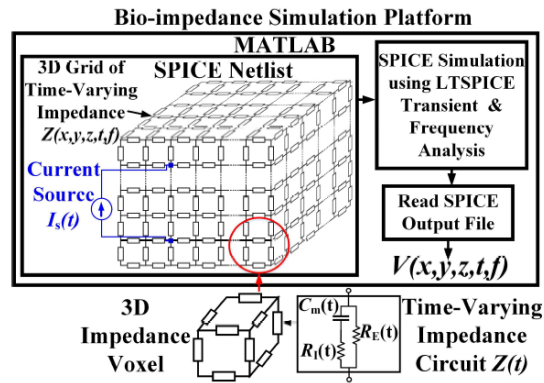
2.2 Προσομοίωση Αρτηρίας και Συστήματος

Σε αυτή την ενότητα παρουσιάζεται μια γρήγορη και αξιόπιστη μέθοδος μοντελοποίησης των ηλεκτρικών ιδιοτήτων του ιστού, των αιμοφόρων αγγείων και της διαμόρφωσης των ηλεκτροδίων, με ρεαλιστικές διαστάσεις και γεωμετρία για τη προσομοίωση της διαδικασίας ανίχνευσης της σύνθετης βιοαντίστασης (Bio-Z) σε διάφορα μέρη του σώματος, με τα αποτελέσματα των προσομοιώσεων να πλησιάζουν ικανοποιητικά αυτά των μετρήσεων. Μοντελοποιήσεις που βασίζονται σε δισδιάστατα μοντέλα ή σε στατικές τιμές αντιστάσεων δεν ανταποκρίνονται πλήρως στις απαιτήσεις, μιας και έχουν χρονικούς περιορισμούς στις διάφορες παραμέτρους.

Η προτεινόμενη μοντελοποίηση μιας ομάδας ερευνητών [6], αφορά μια πλατφόρμα τρισδιάστατης χρονικής προσομοίωσης της σύνθετης αντίστασης, με σκοπό τη μοντελοποίηση των δυναμικών ενεργειών μέσα στο σώμα, όπως αυτή του αρτηριακού παλμού και παρουσιάζεται στην εικόνα 2.2. Ο ιστός του σώματος μοντελοποιείται με τη χρήση ενός τρισδιάστατου, μικρού διασυνδεδεμένου πλέγματος, με χρονικά μεταβαλλόμενα στοιχεία σύνθετων αντιστάσεων, τα οποία ονομάζονται voxels. Κάθε voxel ισοδυναμεί με κύκλωμα το οποίο αντιστοιχίζεται σε κυψέλη εντός του ιστού. Οι μεταβολές του όγκου του αίματος μοντελοποιούνται με τη χρήση χρονικά μεταβαλλόμενων αντιστάσεων, οι οποίες αλλάζουν ανάλογα με την τοποθεσία του αιμοφόρου αγγείου. Η περιγραφή της γεωμετρίας και της αγωγιμότητας του μοντελοποιημένου ιστού, καθώς και του βάθους του, της διαμέτρου και της θέσης της αρτηρίας και τέλος της θέσης και της απόστασης των ηλεκτροδίων στο δέρμα, γίνεται με τη χρήση ενός μοντέλου SPICE με κάποιες παραμέτρους. Το προτεινόμενο μοντέλο μπορεί να ενσωματωθεί σε διάφορα κυκλώματα ανίχνευσης σε προσομοιώσεις του προγράμματος SPICE, με χρήση του πηγαίου κώδικα. Το πλαίσιο της προσομοίωσης επιτρέπει τον προσδιορισμό των βέλτιστων προδιαγραφών των κυκλωμάτων, χωρίς την ανάγκη εκτεταμένων πειραμάτων.

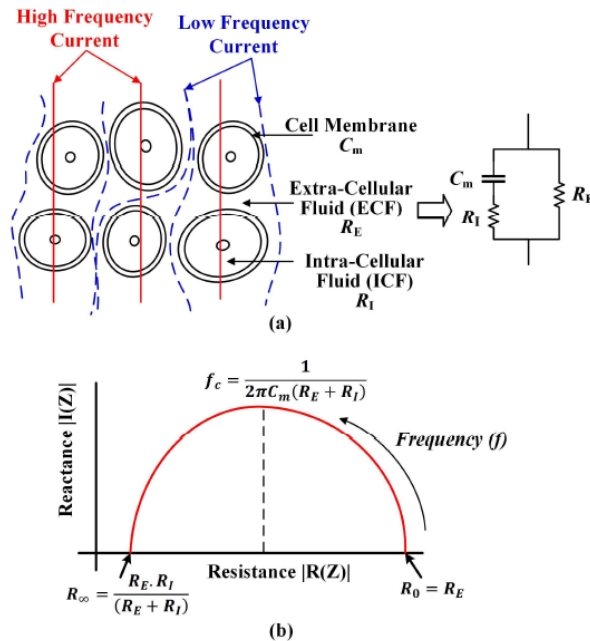
2.2.1 Μέθοδος

Ο ανθρώπινος ιστός και τα αιμοφόρα αγγεία αποτελούνται από κύτταρα τα οποία μπορούν να μοντελοποιηθούν από ένα ηλεκτρικό κύκλωμα βιο-αντίστασης, το οποίο αποτελείται από δύο αντιστάσεις R_I και R_E που αντιπροσωπεύουν την ενδοκυτταρική και εξωκυτταρική αντοχή των υγρών αντίστοιχα, και έναν πυκνωτή που αντιπροσωπεύει τη χωρητικότητα της εσωτερικής μεμβράνης. Το κύκλωμα αυτό παρουσιάζεται στην εικόνα 2.3 (a). Στην εικόνα 2.3 (b) παρουσιάζεται ένα διάγραμμα Cole-Cole που απεικονίζει το φανταστικό μέρος της σύνθετης αντίστασης συναρτήσει του πραγματικού σε ένα εύρος συχνοτήτων. Στις χαμηλές συχνότητες η συνολική αντίσταση του σώματος είναι ίση με την αντίσταση R_E και καθώς η συχνότητα αυξάνεται η αντίσταση μειώνεται σε τιμή ίση με τον παράλληλο συνδυασμό των αντιστάσεων R_E και R_I , με τη χωρητικότητα της κυτταρικής μεμβράνης να μειώνεται. Το φανταστικό μέρος, το οποίο προκύπτει από τον πυκνωτή, είναι μηδενικό στις ακραίες συχνότητες και



Σχήμα 2.2: Επισκόπηση της πλατφόρμας προσομοίωσης με χρήση ενός 3D χρονικά μεταβαλλόμενου Bio-Z μοντέλου, στα προγράμματα SPICE και MATLAB
 Πηγή: Προσαρμοσμένο από [6]

μέγιστο στην κεντρική συχνότητα.

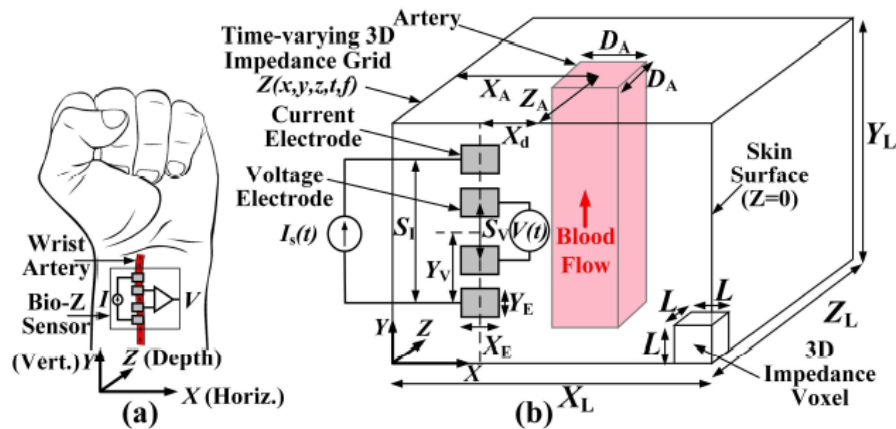


Σχήμα 2.3: (a) Κυκλωματικό μοντέλο Bio-Z και (b) Διάγραμμα Bio-Z Cole-Cole
 Πηγή: Προσαρμοσμένο από [6]

Η σύνθετη αντίσταση αποτελείται από δύο συνιστώσες, τη σταθερή αντίσταση Z_{dc} η οποία εξαρτάται από το λίπος, τους μύες και τα οστά και τη μεταβαλλόμενη αντίσταση ΔZ , η οποία εξαρτάται από τον χρόνο και αντιστοιχεί σε δυναμική δραστηριότητα, όπως ο όγκος του αίμα-

τος ο οποίος αλλάζει στα αιμοφόρα αγγεία από το αρτηριακό παλμικό κύμα. Η βιο-αντίσταση ποικίλλει ανάλογα με τη τοποθεσία μέτρησης και εξαρτάται από τη χωρική κατανομή διαφόρων συστατικών μέσα στον ιστό. Για την ακριβέστερη μοντελοποίηση της αντίστασης του ιστού, ο ίδιος χωρίζεται σε μικρά τρισδιάστατα στοιχεία, τα οποία όπως αναφέρθηκε και προηγουμένως ονομάζονται voxels. Τα στοιχεία αυτά προσδιορίζουν ένα χρονικά μεταβαλλόμενο ισοδύναμο κύκλωμα $Z(t)$ το οποίο μπορεί να χρησιμοποιηθεί για χωρική ανάλυση. Έτσι, το συγκεκριμένο μοντέλο που αναπτύχθηκε αποτελείται από ένα τρισδιάστατο πλέγμα συνδεδεμένων voxels που μιμείται τη φυσιολογία του σώματος και των αγγείων. Το μοντέλο της σύνθετης αντίστασης είναι συναρτήσε του χώρου, του χρόνου και της συχνότητας, όπως φαίνεται στην εικόνα 2.2 και συμβολίζεται ως $Z(x,y,z,t,f)$.

Το μοντέλο του καρπού που περιέχει την κερκιδική αρτηρία που φέρει το αίμα, τοποθετεί την ίδια στην κατακόρυφη κατεύθυνση του άξονα- y , θεωρώντας ότι η επιφάνεια του δέρματος βρίσκεται στο επίπεδο $Z=0$ στο οποίο τοποθετούνται τα ηλεκτρόδια. Η θέση των ηλεκτροδίων είναι κατά μήκος της αρτηρίας με σκοπό τη συνεχή παρακολούθηση του αρτηριακού παλμικού κύματος. Η συγκεκριμένη μοντελοποίηση παρουσιάζεται στην εικόνα 2.4.



Σχήμα 2.4: (a) Ανίχνευση Bio-Z από τον καρπό και (b) 3D Μοντέλο Bio-Z
 Πηγή: Προσαρμοσμένο από [6]

Οι παράμετροι του μοντέλου σχετίζονται με τη γεωμετρία του τρισδιάστατου σχήματος, την αρτηρία, τα ηλεκτρόδια ρεύματος και τάσης και τη χωρική ανάλυση του πλέγματος. Η πλήρης λίστα των παραμέτρων του μοντέλου παρουσιάζεται στον πίνακα 2.1. Το μοντέλο αυτό είναι γενικευμένο και μπορεί να προσομοιάσει και άλλα μέρη του σώματος, όπως για παράδειγμα την καρδιά για τη σύνθετη αντίσταση του καρδιογραφήματος ή τους πνεύμονες με σκοπό την ανίχνευση του ρυθμού αναπνοής.

Παράμετρος	Περιγραφή
L	Μοναδιαίο μέγεθος voxel
X_L	Διάσταση σώματος κατά τον άξονα x
Y_L	Διάσταση σώματος κατά τον άξονα y
Z_L	Διάσταση σώματος κατά τον άξονα z
Z_A	Βάθος αρτηρίας
D_A	Διάμετρος αρτηρίας
X_d	Απόσταση αισθητήρα και αρτηρίας
X_V	Απόσταση μεταξύ ηλεκτροδίων τάσης και ρεύματος κατά τον άξονα x
Y_V	Απόσταση μεταξύ ηλεκτροδίων τάσης και ρεύματος κατά τον άξονα y
S_V	Απόσταση μεταξύ ηλεκτροδίων τάσης
S_I	Απόσταση μεταξύ ηλεκτροδίων ρεύματος
X_E	Μέγεθος ηλεκτροδίου κατά τον άξονα x
Y_E	Μέγεθος ηλεκτροδίου κατά τον άξονα y
I_S	Σήμα ρεύματος εισαγωγής

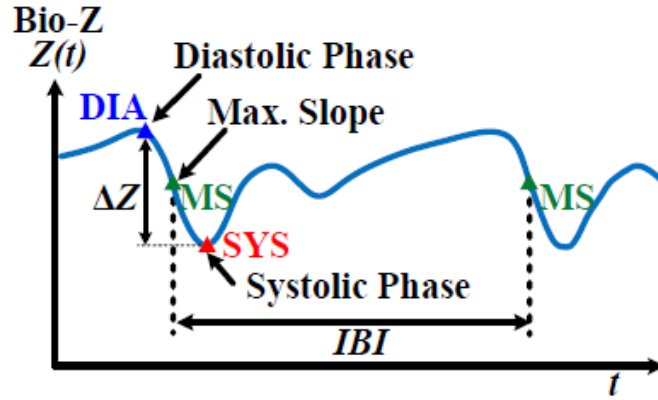
Πίνακας 2.1: Παράμετροι του τρισδιάστατου μοντέλου της προσομοίωσης
Πηγή: Προσαρμοσμένο από [6]

2.2.2 Τρισδιάστατο Μοντέλο Αρτηρίας

Σε κάθε καρδιακό κύκλο, η καρδιά διοχετεύει αίμα στο σώμα λειτουργώντας σαν αντλία και έτσι, προκαλεί κύμα παλμού-πίεσης το οποίο ταξιδεύει στις αρτηρίες. Η δυσχαμψία της αρτηρίας ελέγχει το PTT, τον χρόνο που απαιτείται ώστε το παλμικό κύμα να ταξιδέψει μεταξύ δύο σημείων του σώματος κατά μήκος της αρτηρίας, όπως αναφέρθηκε και προηγουμένως. Κατά τη διάρκεια της συστολής της καρδιάς, η πίεση της αρτηρίας αυξάνεται από τη διαστολική της τιμή στη συστολική. Αυτή η αύξηση προκαλεί επέκταση της διαμέτρου της αρτηρίας από D_A σε $D_A + \Delta D_A$ και ο όγκος του αίματος αυξάνεται από V σε $V + \Delta V$. Ο αυξημένος όγκος του αίματος οδηγεί σε υψηλότερη αγωγιμότητα, γεγονός το οποίο με τη σειρά του οδηγεί σε μείωση της σύνθετης αντίστασης κατά ΔZ , όπως φαίνεται στην εικόνα 2.5.

Στην κυματομορφή της σύνθετης αντίστασης, λοιπόν, υπάρχει πτώση από τη διαστολική κορυφή (DIA) στη συστολική βάση (SYS), με πέρασμα από το σημείο μέγιστης κλίσης (MS). Τα τρία αυτά σημεία είναι τα χαρακτηριστικά σημεία του καρδιακού κύκλου της εμπέδησης Z. Αφού η αντίσταση φτάσει στη βάση κατευθύνεται ξανά προς την επόμενη κορυφή και η διαδικασία αυτή επαναλαμβάνεται σε κάθε καρδιακό κύκλο με αντίστοιχο μεσοδιάστημα IBI (inter-beat-interval), όπως απεικονίζεται στο διάγραμμα της αντίστασης 2.5.

Σύμφωνα με την εικόνα, παρατηρείται η ύπαρξη μιας μικρότερης βάσης από τη συστολική βάση, η οποία ακολουθεί λίγο μετά από τη συστολική και ουσιαστικά οφείλεται στις ανακλάσεις του αίματος που συμβαίνουν λόγω διακλάδωσης των αρτηριών. Η μεταβολή ΔZ ισοδυναμεί με μείωση της εξωκυτταρικής και ενδοκυτταρικής αντίστασης του ρευστού, είναι δηλαδή ισοδύναμο των ΔR_E και ΔR_I και ταυτόχρονα, ισοδυναμεί σε μια αύξηση της κυτταρικής χωρητικότητας της μεμβράνης ΔC_m . Η αύξηση της διαμέτρου του αιμοφόρου αγγείου, κατά τη διάρκεια του παλμού οδηγεί σε αύξηση της διατομής του, το οποίο συνδέεται με με-



Σχήμα 2.5: Το σήμα της βιο-αντίστασης με τα χαρακτηριστικά σημεία (DIA), (MS) και (SYS) στο διάστημα μεταξύ δύο παλμών IBI

Πηγή: Προσαρμοσμένο από [6]

ίωση της ισοδύναμης αντίστασης του αιμοφόρου αγγείου, σύμφωνα με τη σχέση $R = \rho L/A$. Τα ρ , A και L είναι η αντίσταση, η διατομή και το μήκος του αιμοφόρου αγγείου, αντίστοιχα. Επιπλέον, η αύξηση του όγκου του αίματος μπορεί να ερμηνευθεί ως αύξηση της συνολικής επιφάνειας των κυττάρων, που οδηγεί με τη σειρά του σε αύξηση της χωρητικότητας της κυτταρικής μεμβράνης, σύμφωνα με τη σχέση $C = \epsilon A/d$, με τα ϵ , A και d να συμβολίζουν τη διαπερατότητα, την περιοχή της κυτταρικής μεμβράνης και το πάχος της [6].

Στο προτεινόμενο μοντέλο, ο όγκος του αίματος που αλλάζει και οφείλεται στο αρτηριακό παλμικό κύμα μοντελοποιείται από τις μεταβολές της σύνθετης αντίστασης με τοποθέτηση της μεταβλητής του χρόνου στην αντίσταση Z_{dc} . Πιο συγκεκριμένα, προσεγγίζεται από μία ημιτονοειδή παλμική κυματομορφή με πλάτος ΔZ και συχνότητα f ίση με τον καρδιακό ρυθμό και αντίστροφη του IBI. Οι εξισώσεις του μοντέλου παρουσιάζονται στις σχέσεις (2.14), (2.15) και (2.16) για κάθε χωρητικό στοιχείο και στοιχείο αντίστασης του κυκλώματος.

$$Z_i(t) = R_I(t) = R_I - \frac{\Delta R_I}{2} \sin(2\pi f(t - td_i)) \quad (2.14)$$

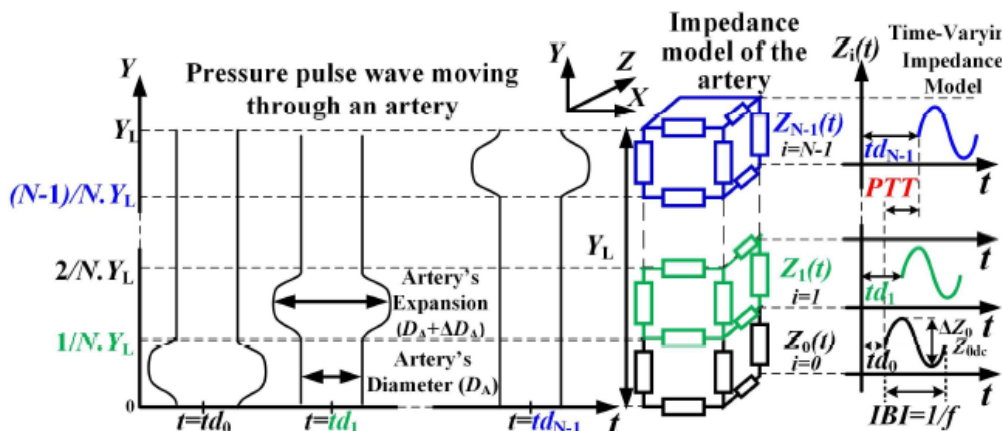
$$Z_i(t) = R_E(t) = R_E - \frac{\Delta R_E}{2} \sin(2\pi f(t - td_i)) \quad (2.15)$$

$$Z_i(t) = C_m(t) = C_m + \frac{\Delta C_m}{2} \sin(2\pi f(t - td_i)) \quad (2.16)$$

$$td_i = \frac{i}{N} PTT, i = 0, \dots, N - 1 \quad (2.17)$$

Το μοντέλο είναι μοναδικό όσον αφορά τις χρονικές και χωρικές ιδιότητες της ροής του αίματος και έτσι, επιτρέπει τη μοντελοποίηση του PTT σαν σημαντική αιμοδυναμική παράμετρο, η οποία σχετίζεται με την αρτηριακή δυσκαμψία και την αιματική πίεση. Για τη μοντελοποίηση του PTT, σε κάθε τρισδιάστατο voxel κατά μήκος της αρτηρίας αποδίδεται μια αργοπορημένη ημιτονοειδής κυματομορφή αντίστασης, με χρονική καθυστέρηση τιμής td_i που αυξάνεται γραμμικά κατά τη κατεύθυνση της ροής του αίματος. Αυτό φαίνεται στη σχέση (2.17), όπου η

μεταβλητή i είναι ο δείκτης του voxel και παίρνει τις τιμές 0 έως $N-1$, με N να συμβολίζει τον συνολικό αριθμό των voxel της αρτηρίας κατά τον άξονα- y . Το PTT, τελικά, είναι η συνολική καθυστέρηση του παλμού από το πρώτο έως το τελευταίο voxel κατά μήκος της αρτηρίας, όπως παρουσιάζεται στην εικόνα 2.6.



Σχήμα 2.6: Το προτεινόμενο 3D μοντέλο της αρτηρίας, το οποίο παρουσιάζει την κυματομορφή αντίστασης $Z(t)$ σε κάθε voxel της αρτηρίας

Πηγή: Προσαρμοσμένο από [6]

2.2.3 Ροή Προσομοίωσης

Το προτεινόμενο τρισδιάστατο μοντέλο σύνθετης αντίστασης αποτελεί δίκτυο στο SPICE, το οποίο διαμορφώνεται από έναν μεγάλο αριθμό αντιστάσεων και πυκνωτών. Με σκοπό τη δημιουργία του δικτύου, η πλατφόρμα προσομοίωσης Bio-Z χρησιμοποιεί το MATLAB. Το πλέγμα που δημιουργείται αποτελείται από χρονικά μεταβαλλόμενες αντιστάσεις $Z(x,y,z,t,f)$ και μια τρέχουσα πηγή ρεύματος $I_S(t)$, σύμφωνα με τις παραμέτρους του μοντέλου, όπως φαίνεται στην εικόνα 2.2. Στο δίκτυο του SPICE, η πηγή ρεύματος συνδέεται με τους κόμβους των ηλεκτροδίων. Το μέγεθος των ηλεκτροδίων μοντελοποιείται με τη σύνδεση όλων των κόμβων της καθορισμένης περιοχής των ηλεκτροδίων στην επιφάνεια του μοντέλου, δηλαδή στο επίπεδο $Z=0$. Για τη διαδικασία εκτέλεσης το MATLAB καλεί το LTspice με προκαθορισμένες επιλογές προσομοίωσης, που αφορούν για παράδειγμα τον χρόνο της προσομοίωσης, το χρονικό βήμα και τη συχνότητα έναρξης και διακοπής για την ανάλυση στο πεδίο συχνοτήτων. Στη συνέχεια, το MATLAB διαβάζει τα αποτελέσματα εξόδου του SPICE, δηλαδή τις τάσεις των κόμβων κάθε voxel και αποθηκεύει τα δεδομένα σε πολυδιάστατο πίνακα $V(x,y,z,t,f)$ για την μετά επεξεργασία. Σαν αποτέλεσμα προκύπτει η τάση των αισθητήρων $V_{sim}(t)$, η οποία υπολογίζεται ως η διαφορά των τάσεων μεταξύ των κόμβων των ηλεκτροδίων.

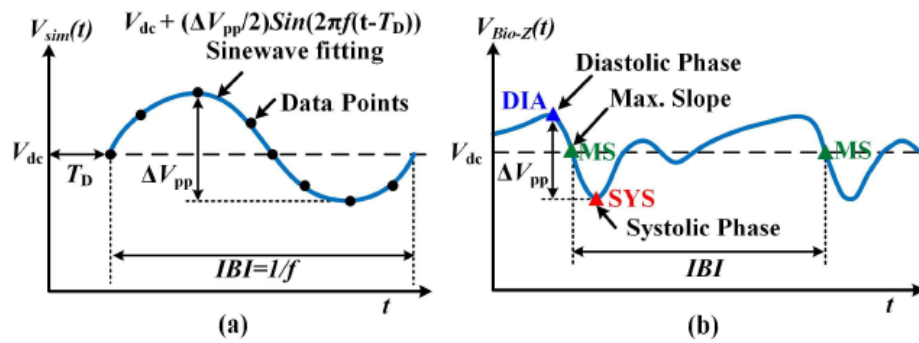
Για την εκτέλεση μιας παροδικής προσομοίωσης (transient simulation) ο χρόνος που επιλέγεται είναι ίσος με 1 sec, χρόνος τυπικής περιόδου ενός καρδιακού παλμού, και η συχνότητα εισαγωγής ρεύματος φτάνει έως και τα 100 kHz, μιας και ο προσομοιωτής θα τρέξει με μικρό

χρονικό βήμα. Επιπλέον, για την εξαγωγή του σήματος της σύνθετης αντίστασης από το εναλλασσόμενο σήμα της επαγόμενης τάσης πρέπει να πραγματοποιηθεί αποδιαμόρφωση, στη συχνότητα εισαγωγής του ρεύματος. Αντ' αυτού, η διαδικασία προσομοίωσης υλοποιείται με μια σειρά γρήγορων ac αναλύσεων στο SPICE με σκοπό την απομίμηση της ac απόκρισης του κυκλώματος, σε συγκεκριμένη συχνότητα και χρονικό βήμα για την απόκτηση των τιμών της σύνθετης αντίστασης. Η παραπάνω διαδικασία επαναλαμβάνεται για οκτώ χρονικά βήματα και σε κάθε ένα χρησιμοποιείται διαφορετικό δίκτυο, με διαφορετικές τιμές αντιστάσεων και πυκνωτών, το οποίο αντικατοπτρίζει την αλλαγή του όγκου του αίματος εξαιτίας του παλμού. Στη συνέχεια, τα σήματα συνενώνονται με σκοπό τη δημιουργία του σήματος $V_{sim}(t)$. Η συγκεκριμένη προσέγγιση παρέχει μια γρήγορη προσομοίωση της επίδρασης της συχνότητας, ταυτόχρονα με τις αλλαγές του χρόνου και επιπλέον, περισσότερο έλεγχο στα χρονικά βήματα σε σύγκριση με την transient ανάλυση, η οποία χρησιμοποιεί βήματα μεταβλητού χρόνου. Επίσης, η προσέγγιση αυτή, υποθέτει ανεξαρτησία μεταξύ των αποκρίσεων του εναλλασσόμενου ρεύματος στα διαφορετικά βήματα αφού οι αλλαγές στην αντίσταση που οφείλονται στο παλμικό σήμα είναι πολύ αργές σε σύγκριση με τη χρονική σταθερά των αντιστάσεων και των πυκνωτών του ιστού.

Το προσομοιωμένο σήμα τάσης $V_{sim}(t)$ αποτελείται από μια dc συνιστώσα, τη V_{dc} και από μια ac συνιστώσα ΔV , η οποία δημιουργήθηκε με τη μεταβολή της αντίστασης ΔZ . Η τάση $V_{sim}(t)$ είναι κύμα ημιτονικής μορφής, με διαφορετικά πλάτη και καθυστερήσεις τα οποία επηρεάζονται από τη συνάρτηση μεταφοράς του μοντέλου και τη διαμόρφωση της περιοχής των αισθητήρων. Για την εκτίμηση της dc συνιστώσας V_{dc} , του πλάτους ΔV_{pp} και της καθυστέρησης T_D του σήματος, χρησιμοποιήθηκε ένα μοντέλο παλινδρόμησης που ταιριάζει με τα δεδομένα που προκύπτουν από τις μετρήσεις και την αναμενόμενη μορφή του $V_{sim}(t)$, που παρουσιάζεται στη σχέση (2.18).

$$V_{sim}(t) = V_{dc} + \frac{\Delta V_{pp}}{2} \sin(2\pi f(t - T_D)) \quad (2.18)$$

Η τάση V_{sim} συναρτήσει του χρόνου απεικονίζεται στο σχήμα 2.7 (a) και προέκυψε από την ελαχιστοποίηση του μέσου τετραγωνικού σφάλματος μεταξύ των μετρήσεων και των αποτελεσμάτων της σχέσης (2.18). Για καλύτερη κατανόηση των μεγεθών V_{dc} και ΔV_{pp} παρουσιάζεται στην εικόνα 2.7 (b) η κυματομορφή της μετρούμενης τάσης της σύνθετης αντίστασης V_{bio-Z} συναρτήσει του χρόνου, επισημαίνοντας και το μεσοδιάστημα IBI.



Σχήμα 2.7: (a) Προσομοιωμένο σήμα τάσης $V_{sim}(t)$ και (b) Μετρούμενο σήμα τάσης Bio-Z, με τις dc και ac συνιστώσες
 Πηγή: Προσαρμοσμένο από [6]

Κεφάλαιο 3

Ηλεκτρόδια

Ηλεκτρόδια ονομάζονται οι αισθητήρες που τοποθετούνται στο ανθρώπινο σώμα με σκοπό τη καταγραφή της ηλεκτρικής δραστηριότητας. Η συγκεκριμένη εφαρμογή απαιτεί επιφανειακά ηλεκτρόδια που τοποθετούνται πάνω στο δέρμα, στην αντίστοιχη περιοχή ενδιαφέροντος, δηλαδή την κερκιδική αρτηρία. Τα ηλεκτρόδια κατέχουν καθοριστικό ρόλο στις μετρήσεις της σύνθετης αντίστασης από το σώμα ή το προς μελέτη δείγμα. Η ποιότητα των ηλεκτροδίων επηρεάζει την ευαισθησία στις μικροσκοπικές μεταβολές της αντίστασης, καθώς επίσης, τη σταθερότητα και την επαναληψιμότητα των μετρήσεων.

Το σύστημα των ηλεκτροδίων που εξάγει τη μετρούμενη αντίσταση καθώς και τις μεταβολές της, αποτελείται από δύο ζεύγη, ένα ζεύγος για την εισαγωγή του εναλλασσόμενου ρεύματος και ένα ζεύγος για τη λήψη της επαγόμενης τάσης. Η διαμόρφωση αυτή ακυρώνει την πόλωση μεταξύ των ηλεκτροδίων και μειώνει δραματικά την επίδραση της αντίστασης που δημιουργείται μεταξύ των ηλεκτροδίων και της επιφάνειας του δέρματος. Ωστόσο, αυτό το πλεονέκτημα συχνά μπορεί να μην γίνεται αισθητό, μιας και η αντίσταση δέρματος-ηλεκτροδίων παραμένει εμφανής, ξεπερνώντας σε τιμή την αντίσταση ενδιαφέροντος και επηρεάζει σημαντικά την ποιότητα του τελικού σήματος. Αυτό το φαινόμενο, δηλαδή η μεγάλη αντίσταση μεταξύ δέρματος και ηλεκτροδίων, είναι ιδιαίτερα σημαντικό σε μετρήσεις που σχετίζονται με τον παλμό της καρδιάς από την περιοχή του καρπού, αφού το μετρούμενο μέγεθος είναι τάξης $m\Omega$ [7].

Η επιλογή κατάλληλων ηλεκτροδίων ενισχύει σημαντικά την ποιότητα του τελικού σήματος, όμως η μεγάλη αντίσταση δέρματος-ηλεκτροδίων και η κακή αγωγιμότητα μεταξύ αυτών, καθιστά τον σχεδιασμό των ηλεκτροδίων αρκετά περίπλοκο. Οι παράμετροι των ηλεκτροδίων που επηρεάζουν τις μετρήσεις είναι το μέγεθος και το υλικό κατασκευής τους, αλλά και η τοπολογία τους στο δέρμα της περιοχής ενδιαφέροντος. Για τη συγκεκριμένη κατασκευή της εργασίας αυτής, μια σημαντική παράμετρος σχετικά με τα ηλεκτρόδια είναι και η ικανότητα τους να προσκολλάνε και να παραμένουν σταθερά στο δέρμα κατά τη διαδικασία της μέτρησης, μιας και η επιθυμητή συσκευή είναι φορητή. Παρακάτω παρουσιάζεται αναλυτικά ο τρόπος με τον οποίο επηρεάζει κάθε παράμετρος τη μέτρηση του τελικού σήματος.

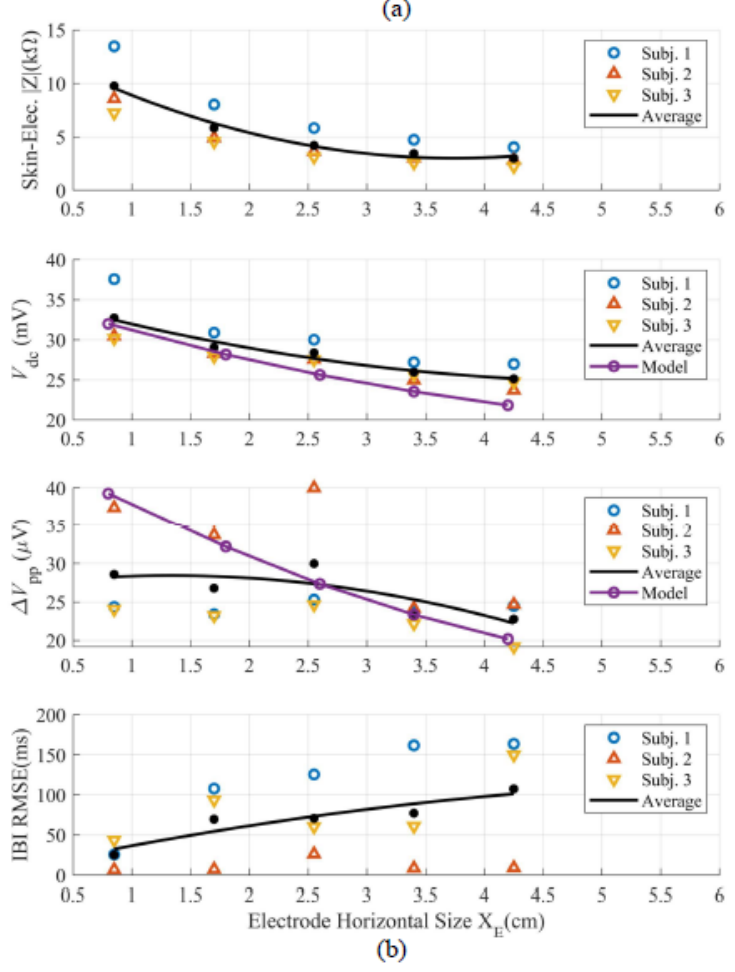
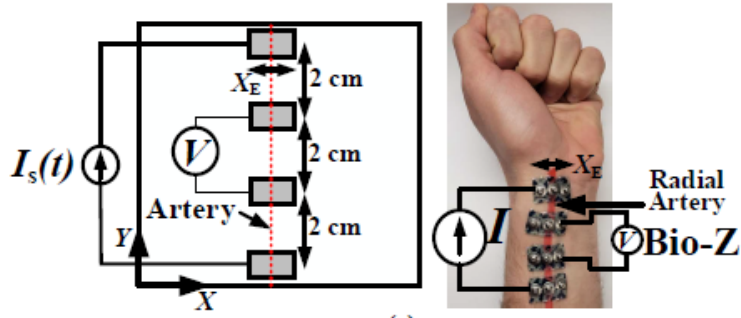
3.1 Μέγεθος Ηλεκτροδίων

Μια από τις πιο βασικές σχεδιαστικές παραμέτρους για την επιλογή και κατασκευή αποδοτικών ηλεκτροδίων είναι το μέγεθός τους. Σε φορητές συσκευές το μέγεθος των ηλεκτροδίων ρεύματος και τάσης, ιδανικά, πρέπει να ελαχιστοποιείται για χωρικούς σκοπούς. Ωστόσο, το μικρότερο μέγεθος ηλεκτροδίων έχει ως αποτέλεσμα τη μεγαλύτερη αντίσταση μεταξύ δέρματος και επιφάνειας. Επίσης, η μείωση του μεγέθους προκαλεί μείωση του εγγυόμενου ρεύματος και του λόγου σήματος προς θόρυβο, για δεδομένη παροχή τάσης της πηγής ρεύματος. Πρέπει, λοιπόν, να επιλεγεί το βέλτιστο μέγεθος για τη μέγιστη δυνατή απόδοση των ηλεκτροδίων, σύμφωνα με τις ανάγκες της κάθε εφαρμογής.

Σύμφωνα με τους Bassem Ibrahim, Drew A. Hall και Roozbeh Jafari et.al. [6], η αλλαγή του μεγέθους των ηλεκτροδίων επηρεάζει σημαντικά τη σύνθετη αντίσταση που μετρείται από τις μεταβολές του όγκου του αίματος στην κερκιδική αρτηρία. Πιο συγκεκριμένα, μελετήθηκε η επίδραση της μεταβολής του μεγέθους των αισθητήρων εισαγωγής και λήψης στη βασική συνιστώσα επαγόμενης τάσης V_{dc} , καθώς και η επίδραση στις μεταβολές της τάσης αυτής ΔV_{pp} . Η διαδικασία που ακολουθήθηκε κατά την έρευνα αυτή, περιλάμβανε την αύξηση του μήκους ορθογώνιων σχηματικά ηλεκτροδίων, δηλαδή αύξηση σε μία διάσταση, κατά τον άξονα x και με άξονα y την ιδεατή ευθεία κατά μήκος της αρτηρίας. Το μέγεθος κατά τη x -συνιστώσα, μεταβλήθηκε από 0.85 cm έως 4.25 cm. Για κάθε βήμα σταθερής μεταβολής καταγράφηκε η κύρια συνιστώσα της επαγόμενης τάσης και η μεταβολή γύρω από τη συνιστώσα αυτή και η διαδικασία αυτή επαναλήφθηκε σε τρία άτομα. Τα αποτελέσματα συγκρίθηκαν με προτεινόμενη πλατφόρμα προσομοίωσης.

Για τη σταδιακή σταθερή μεταβολή του μεγέθους X_E των ηλεκτροδίων κατά τον άξονα x , χρησιμοποιήθηκε ένας αριθμός μικρών ηλεκτροδίων με ηλεκτρολυτική κρέμα. Οι διαστάσεις τους ήταν κατά τον x -άξονα $X_E = 0.85$ cm και κατά τον y -άξονα $Y_E = 1.5$ cm. Σε κάθε βήμα, ένα ηλεκτρόδιο συνδεόταν με τα προηγούμενα στην επιφάνεια του δέρματος κατά τον άξονα x , μεταβάλλοντας έτσι τη χωρική συνιστώσα στον συγκεκριμένο άξονα αλλά διατηρώντας σταθερό το μέγεθος στον άξονα y , όπως φαίνεται στην εικόνα 3.1 (a) που παρέθεσαν οι Bassem Ibrahim, Drew A. Hall και Roozbeh Jafari. Η απόσταση μεταξύ δύο διαδοχικών ηλεκτροδίων κατά τον κατακόρυφο άξονα, ορίστηκε στα 2 cm. Συνολικά, χρησιμοποιήθηκαν πέντε ηλεκτρόδια για τη μεταβολή του μεγέθους στο διάστημα [0.85, 4.25] cm με κέντρο την αρτηρία. Μετά από κάθε επιπρόσθετο ηλεκτρόδιο, η καταγραφή και η λήψη πληροφορίας είχε διάρκεια τριών λεπτών για κάθε άτομο, το οποίο τοποθετούσε το αριστερό χέρι σε θέση ακινησίας πάνω σε πάγκο. Η διαδικασία λήψης δεδομένων επαναλήφθηκε με τον ίδιο τρόπο σε κάθε τοποθέτηση ηλεκτροδίου, δεξιά και αριστερά από το κεντρικό, εναλλάξ σε κάθε βήμα. Σε κάθε επανάληψη, ταυτόχρονα με την τάση μετρήθηκε και η αντίσταση δέρματος-ηλεκτροδίων. Όπως ήταν αναμενόμενο, η αύξηση του μεγέθους των ηλεκτροδίων προκάλεσε μείωση της αντίστασης επαφής, η οποία παρουσιάζεται στην εικόνα 3.1 (b). Το αποτέλεσμα αυτό επιβεβαίωσε την ιδέα για τη διαδοχική πρόσθεση ηλεκτροδίων με σκοπό την παρατήρηση της επίδρασης του μεγέθους.

Οι παραπάνω μετρήσεις, όπως και οι προσομοιώσεις της έρευνας αυτής, έδειξαν πως η αύξηση του μεγέθους των ηλεκτροδίων έχει σαν αποτέλεσμα την ταυτόχρονη μείωση των V_{dc} και ΔV_{pp} , κατά μέσο όρο. Τα αποτελέσματα αυτά προκύπτουν από το γεγονός ότι η ένταση



Σχήμα 3.1: Σύγκριση μεταξύ προσομοίωσης και μέτρησης των μεγεθών V_{dc} και ΔV_{pp} , συναρτήσει του οριζόντιου μεγέθους των ηλεκτροδίων X_E
 Πηγή: Προσαρμοσμένο από [6]

της σύνθετης αντίστασης καθορίζεται από την επιφάνεια που μετράται, η οποία με τη σειρά της καθορίζεται από το μέγεθος των ηλεκτροδίων. Συνεπώς, η μεγαλύτερη επιφάνεια του αισθητήρα θέτει ως ενεργή επιφάνεια μέτρησης και μια περιοχή του σώματος που δεν περιλαμβάνει

την αρτηρία. Επίσης, η μεταβολή στη σύνθετη αντίσταση, η οποία οφείλεται στη μεταβολή ΔV_{pp} , μπορεί να μοντελοποιηθεί ως ο παράλληλος συνδυασμός της μεταβαλλόμενης αντίστασης λόγω της ροής του αίματος και της αντίστασης εξαιτίας του δέρματος. Καθώς, λοιπόν, το μέγεθος της επιφάνειας των ηλεκτροδίων αυξάνεται, η αντίσταση δέρματος-ηλεκτροδίου μειώνεται και συνεπώς μειώνεται και η μεταβολή της σύνθετης αντίστασης ή η μεταβολή της επαγόμενης τάσης ΔV_{pp} .

Επιπλέον, μια πρόσθετη παράμετρος που υπολογίστηκε από τους μελετητές της έρευνας [6], για την καλύτερη αξιολόγηση των αποτελεσμάτων ήταν το μέσο τετραγωνικό σφάλμα του διαστήματος του καρδιακού κύκλου IBI και τα αποτελέσματα παρουσιάζονται στην εικόνα 3.1 (b). Το μέσο τετραγωνικό σφάλμα (Root Mean Square Error-RMSE) υπολογίστηκε μεταξύ των μετρήσεων της σύνθετης αντίστασης και ταυτόχρονων μετρήσεων αναφοράς με τη μέθοδο της φωτοπληθυσμογραφίας (PPG). Αύξηση του IBI-RMSE σφάλματος σημαίνει ότι το σήμα που αποκτάται από την εμπέδηση είναι λιγότερο ακριβές και με μεγαλύτερα επίπεδα θορύβου. Κατά τη διαδικασία αύξησης του μεγέθους των ηλεκτροδίων προέκυψε ότι το μετρούμενο IBI σφάλμα του σήματος της σύνθετης αντίστασης σε σχέση με το σήμα αναφοράς αυξήθηκε.

Συμπερασματικά, βασιζόμενοι στα αποτελέσματα, είναι αποδεκτό να θεωρηθεί καταλληλότερη επιλογή η μείωση του μεγέθους του αισθητήρα, με σκοπό την εστίαση στην περιοχή της αρτηρίας και έχοντας ακριβέστερο πλάτος μέτρησης και ταυτόχρονα χαμηλότερο IBI σφάλμα.

Στα πλαίσια της συγκεκριμένης διπλωματικής εργασίας αναπτύχθηκαν τέσσερα σετ ηλεκτροδίων, διαφορετικών διαστάσεων. Το πρώτο σετ αποτελούνταν από ηλεκτρόδια διαστάσεων 16×8 mm, με τη μικρότερη διάσταση να είναι παράλληλη με τη νοητή γραμμή της αρτηρίας. Το δεύτερο σετ περιείχε ηλεκτρόδια διαστάσεων 8×8 mm, ενώ το τρίτο 14×8 mm, με τη μικρότερη διάσταση να είναι πάλι κατά μήκος της έκτασης της αρτηρίας. Τέλος, το τέταρτο σετ αποτελούνταν από μικρότερα ηλεκτρόδια, διαστάσεων 6×1 mm.

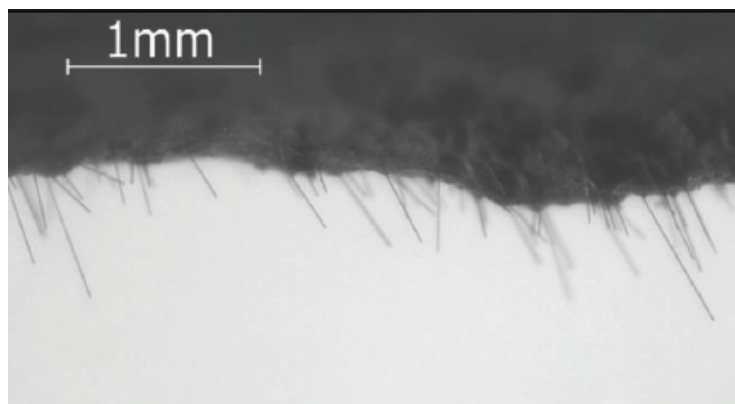
3.2 Υλικό Ηλεκτροδίων

Θεωρώντας την ακρίβεια που απαιτείται για μετρήσεις τόσο μικρών μεταβολών από την επιφάνεια του δέρματος, ο κατάλληλος τύπος ηλεκτροδίων θα ήταν ηλεκτρόδια μιας χρήσης, μη πολωμένα με ειδικό ηλεκτρολυτικό ζελέ στην επιφάνεια τους και κατασκευασμένα από άργυρο ή χλωριούχο άργυρο. Τα ηλεκτρόδια που έχουν ηλεκτρολυτική κρέμα στην επιφάνεια τους έχουν συνήθως χαμηλότερη αντίσταση επαφής δέρματος-ηλεκτροδίου, απορρίπτουν παράσιτα και έχουν χαμηλό επίπεδο θορύβου. Δυστυχώς όμως, αφού πρόκειται για ηλεκτρόδια μίας μόνο χρήσης δεν είναι κατάλληλα για φορητές συσκευές. Τα ξηρά ηλεκτρόδια, συνεπώς, είναι μια πιο ταιριαστή επιλογή, αλλά λόγω έλλειψης ζελέ μεταξύ της επιφάνειας του δέρματος και των ηλεκτροδίων, αναπτύσσεται μεγαλύτερη αντίσταση επαφής και υπάρχει μεγαλύτερη πιθανότητα για κίνηση των ηλεκτροδίων. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα τη χαμηλότερη ποιότητα στη λήψη του τελικού σήματος.

Το υλικό κατασκευής των αισθητήρων, παίζει καθοριστικό ρόλο στην ποιότητα του σήματος λήψης. Κατά την δημιουργία των ηλεκτροδίων, πρέπει να βρεθούν κατάλληλα υλικά και να δοκιμαστούν διεξοδικά για αξιόπιστη παρακολούθηση. Επίσης, η εύκολη εφαρμογή είναι

υψίστης σημασίας. Ο αισθητήρας που τοποθετείται δεν πρέπει να ερεθίζει το δέρμα. Επιπρόσθετα, οι παράμετροι των αισθητήρων πρέπει να παραμένουν αμετάβλητες κατά τη διάρκεια του κύκλου απόκτησης και επίσης, πρέπει να μην είναι ευαίσθητες σε μικρές πιθανές κινήσεις του σώματος.

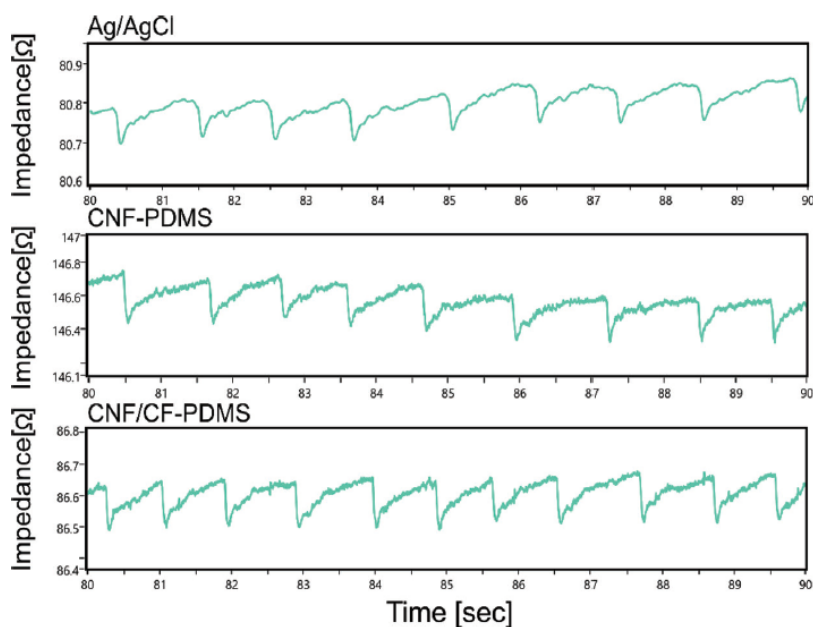
Ομάδα ερευνητών προσπάθησε να μελετήσει την επίδραση διαφόρων υλικών στην ενίσχυση των ηλεκτροδίων, με σκοπό τη βελτίωση του σήματος που αποκτάται [7]. Ο συνδυασμός υλικών υψηλής αγωγιμότητας με βάση τον άνθρακα, προστιθέμενα σε μαλακή και εύκαμπτη πολυδιμεθυλοσιλοξάνη (polydimethylsiloxane-PDMS) ή σε ελαστική μήτρα κατασκευασμένη από σιλικόνη αποτελούν υποψήφια κατασκευαστικά υλικά για ηλεκτρόδια. Τα υλικά με υψηλή αγωγιμότητα μπορεί να είναι νανοσωλήνες άνθρακα (carbon nanotubes-CNT), νανοίνες άνθρακα (carbon fibres-CNFs), ίνες άνθρακα (carbon fibres-CFs) ή αιθάλη (carbon black-CB), μιας και σύμφωνα με έρευνες οι συγκεκριμένες συνθέσεις είναι βιοσυμβατές και η ύπαρξη ιδρώτα ή και η μακροχρόνια τοποθέτηση στον καρπό έχει μικρή επίδραση στην απόδοση. Στην έρευνα αυτή, αναπτύχθηκε ένα υλικό, συνδυασμός των CNF/CF-PDMS που θα μπορούσε να χρησιμοποιηθεί σε φορητές συσκευές μέτρησης της εμπέδησης, λόγω της απαλότητας και της ελαστικότητάς του. Όπως αναφέρθηκε και προηγουμένως, η επιφάνεια του δέρματος έχει μεγάλη αντίσταση εξαιτίας των νεκρών κυττάρων που βρίσκονται εκεί. Η υπόθεση που αναπτύχθηκε κατά την έρευνα και τη δημιουργία των αισθητήρων αυτών, είναι ότι το υλικό αυτό θα ξεπεράσει τον συγκεκριμένο περιορισμό της αντίστασης, εξαιτίας των μακρών ιών άνθρακα στο εσωτερικό της σιλικόνης, που προεξέχουν και πιέζουν ελαφρά το ηλεκτρόδιο στο στρώμα του δέρματος, όπως παρουσιάζεται στην εικόνα 3.2.



Σχήμα 3.2: Αισθητήρες υλικών CNF/CF-PDMS με ίνες άνθρακα
Πηγή: Προσαρμοσμένο από [7]

Στα πλαίσια της μελέτης των Bassem Ibrahim, Drew A. Hall και Roozbeh Jafari, αναπτύχθηκαν τρία διαφορετικά σετ ηλεκτροδίων, το πρώτο κατασκευάστηκε με άργυρο/χλωριούχο άργυρο, δηλαδή ηλεκτρόδια του εμπορίου. Το δεύτερο σετ κατασκευάστηκε με νανοίνες άνθρακα (CNF-PDMS) και το τρίτο με νανοίνες άνθρακα και ίνες άνθρακα (CNF/CF-PDMS), συνδυαστικά. Πριν τη διαδικασία μέτρησης της μεταβολής της αντίστασης, τρίφτηκε το δέρμα ελαφρώς με τραχύ ύφασμα και τοποθετήθηκε το σετ ηλεκτροδίων. Τα αποτελέσματα παρουσιάζονται στην εικόνα 3.3 Οι αισθητήρες του εμπορίου, με βοήθεια ηλεκτρολυτικής κρέμας,

κατέγραψαν καλό, καθαρό σήμα με ορατή μεταβολή αντίστασης σε ποσοστό 0.1%. Καθώς η επαφή δέρματος-ηλεκτροδίου γίνεται χειρότερη, χωρίς την χρήση κάποιας κρέμας, τα ηλεκτρόδια CNF-PDMS και CNF/CF-PDMS, έδωσαν ένα ήπια θορυβώδες σήμα, αλλά με πιο ορατές μεταβολές της σύνθετης αντίστασης.



Σχήμα 3.3: Τρία διαφορετικά σήματα σύνθετης αντίστασης από τον καρπό με χρήση ηλεκτροδίων Ag AgCl, CNF-PDMS και CNF/CF-PDMS

Πηγή: Προσαρμοσμένο από [7]

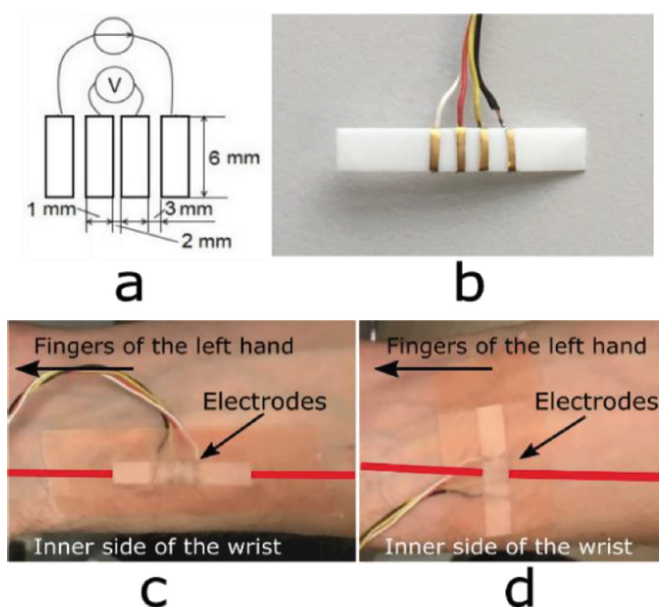
Κατά τη διάρκεια αυτών των πειραμάτων, τα ηλεκτρόδια CNF/CF-PDMS αναδείχθηκαν καταλληλότερα από τα CNF-PDMS, δίνοντας πιο σταθερά αποτελέσματα σε μεγαλύτερο χρονικό διάστημα καταγραφής. Ωστόσο, πρέπει να διεξαχθεί περαιτέρω έρευνα για να εξακριβωθεί αν το πολυμερές σιλικόνης με ίνες και νανοίνες άνθρακα έχει προοπτικές για να χρησιμοποιηθεί ως υλικό ηλεκτροδίων για φορητές συσκευές.

3.3 Τοποθέτηση Ηλεκτροδίων

Σημαντικό ρόλο στην ποιότητα του ληφθέντος σήματος κατέχει και η τοπολογία των ηλεκτροδίων στην επιφάνεια του δέρματος. Η σχετική θέση των ηλεκτροδίων ως προς την αρτηρία, αλλά και η μεταξύ τους τοποθέτηση επηρεάζει την ποιότητα της κυματομορφής που συλλέγεται. Παρακάτω παρουσιάζονται τα δημοσιευμένα αποτελέσματα ερευνητών, οι οποίοι εξέτασαν αυτές τις παραμέτρους και τις επιπτώσεις τους στο τελικό σήμα.

3.3.1 Κυκλική και Περιφερική Θέση Ηλεκτροδίων σε Σχέση με την Αρτηρία

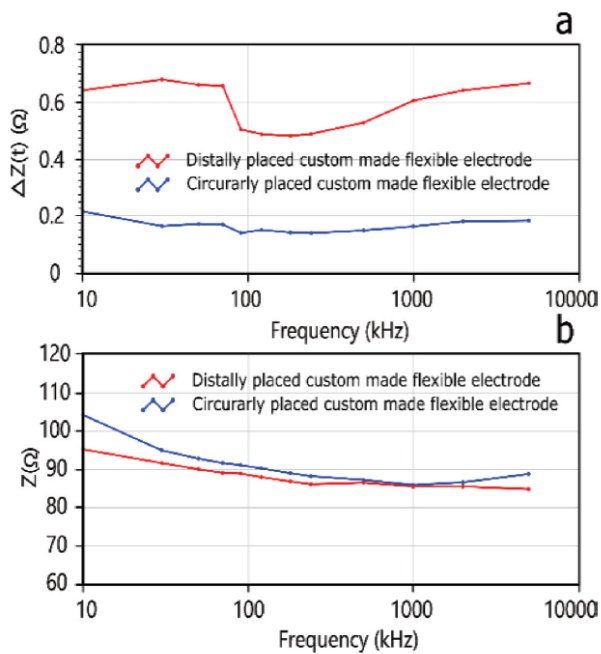
Η συνολική σύνθετη αντίσταση αναλύεται σε έναν σταθερό όρο και σε έναν μεταβαλλόμενο, ο οποίος προκαλείται από τον καρδιακό παλμό, όπως αναφέρθηκε και προηγουμένως, δηλαδή η σχέση που εκφράζει τη συνολική αντίσταση είναι: $Z(t) = Z_0 + \Delta Z(t)$. Συνεπώς, προκειμένου να ανιχνευθεί ο καρδιακός παλμός, το ενδιαφέρον μέρος είναι η μεταβολή της αντίστασης που καταγράφεται, θεωρώντας ότι εκεί αντικατοπτρίζεται η μεταβολή του όγκου του παλλόμενου αίματος στις αρτηρίες. Έχοντας ως στόχο την πιο καθαρή, σταθερή και ποιοτική λήψη του σήματος, μελετήθηκαν τα αποτελέσματα από την τοποθέτηση των ηλεκτροδίων κατά μήκος της αρτηρίας και κυκλικά γύρω από αυτή (εικόνα 3.4), με τη χρήση εύκαμπτων, κατασκευασμένων για την έρευνα, ηλεκτροδίων [7].



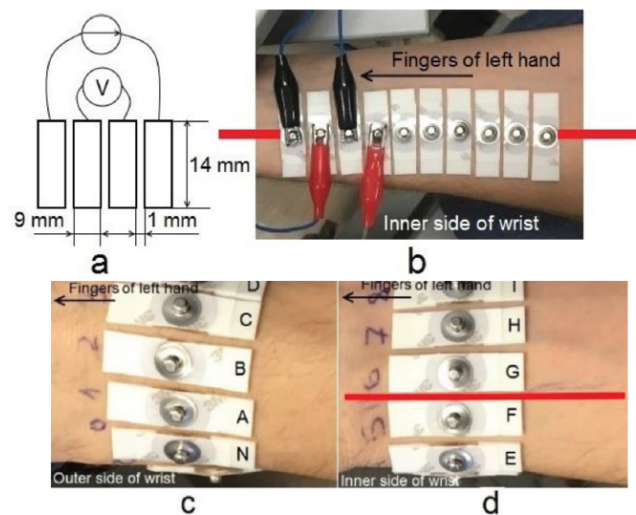
Σχήμα 3.4: (a) Διαστάσεις (b) σχεδιασμός και (c) τοποθέτηση προσαρμοσμένου εύκαμπτου συστήματος ηλεκτροδίων κατά μήκος της αρτηρίας και (d) κυκλικά γύρω από αυτήν, με την κόκκινη γραμμή να υποδηλώνει την κατά προσέγγιση θέση της αρτηρίας
Πηγή: Προσαρμοσμένο από [7]

Για την αξιολόγηση των δύο αυτών τοπολογιών, μετρήθηκαν οι τιμές των Z και ΔZ . Το πλάτος διέγερσης στην πειραματική διαδικασία ήταν 500 mV και το εύρος των συχνοτήτων ήταν στο διάστημα 10-5000 kHz. Τα αποτελέσματα παρουσιάζονται στην εικόνα 3.5. Η μεταβολή της αντίστασης ΔZ είναι υψηλότερη στην περίπτωση της διαμήκου τοποθέτησης στην αρτηρία σε σύγκριση με την εγκάρσια τοποθέτηση. Ωστόσο, η συνολική αντίσταση Z είναι κατά μέσο όρο μεγαλύτερη στην εγκάρσια τοποθέτηση απ' ότι στη διαμήκη, κατά περίπου 2.7 Ω. Σε πιο μεγάλες συχνότητες, η συνολική αντίσταση είναι στα ίδια επίπεδα τιμών και για τις δύο κατηγορίες τοποθετήσεων. Επιπλέον, η συνολική αντίσταση Z μειώνεται με

την αύξηση της συχνότητας, ενώ η μεταβολή ΔZ παραμένει σχεδόν ανεπηρέαστη διατηρώντας, κατά κανόνα τη τιμή της. Σαν συμπέρασμα, μπορεί να ειπωθεί ότι η διαμήκης τοποθέτηση έχει καλύτερα αποτελέσματα σχετικά με την παρακολούθηση της καρδιακής δραστηριότητας από τον καρπό.



Σχήμα 3.5: Απόκριση συχνότητας των μετρούμενων (a) ΔZ και (b) Z στον καρπό, στις περιπτώσεις περιφερικών και κυκλικών τοποθετήσεων των ηλεκτροδίων
 Πηγή: Προσαρμοσμένο από [7]



Σχήμα 3.6: (a) Τροποποιημένες διαστάσεις των τυπικών ηλεκτροδίων, (b) τοποθέτηση κατά μήκος του καρπού και (c),(d) κυκλικά γύρω από τον καρπό, με την κόκκινη γραμμή να υποδηλώνει την κατά προσέγγιση θέση της αρτηρίας

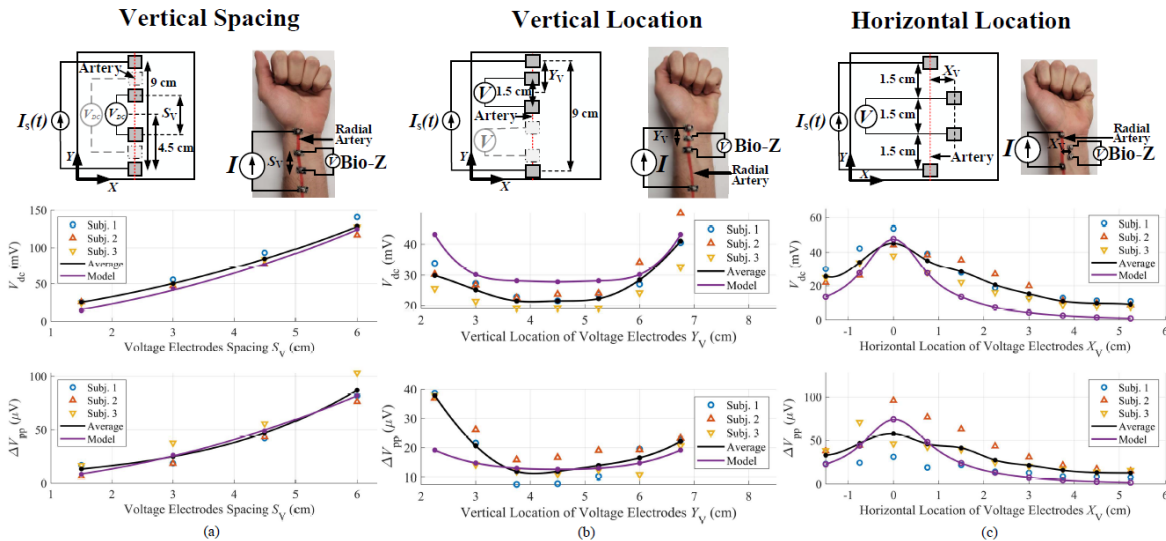
Πηγή: Προσαρμοσμένο από [7]

Προκειμένου να επαληθευθεί το αποτέλεσμα, η ίδια διαδικασία επαναλήφθηκε και στη θέση των κατασκευασμένων ηλεκτροδίων χρησιμοποιήθηκαν ηλεκτρόδια του εμπορίου με ταινία (τύπος 2228 3M Health Care), όπως παρουσιάζεται στην εικόνα 3.6 . Και στην περίπτωση των ηλεκτροδίων αργύρου/χλωριούχου αργύρου με ηλεκτρολυτική κρέμα, τα αποτελέσματα ήταν καλύτερα στην περίπτωση της διαμήκουσ τοποθέτησης σε σχέση με την εγκάρσια ως προς την αρτηρία.

3.3.2 Σχετική Θέση Ηλεκτροδίων Εισαγωγής και Λήψης

Έχοντας ως στόχο τη μελέτη της επίδρασης των ηλεκτροδίων λήψης στην τελική κυματομορφή της αντίστασης, σε σχέση με τη θέση των ηλεκτροδίων εισαγωγής ρεύματος, έρευνα πραγματοποιήσε πειραματικές μετρήσεις και προσομοιώσεις [6]. Η διαδικασία των μετρήσεων αυτών πραγματοποιήθηκε με την τοποθέτηση των αισθητήρων εισαγωγής σε σταθερές θέσεις, κατά μήκος της κερκιδικής αρτηρίας και μεταβάλλοντας τη θέση των αισθητήρων της επαγόμενης τάσης. Η μεταβολή των θέσεων υλοποιήθηκε κατά την οριζόντια και την κατακόρυφη διεύθυνση. Τα αποτελέσματα των μετρήσεων επικύρωσαν προσομοιώσεις σχετικά με τη σταθερή τάση V_{dc} που λήφθηκε, αλλά και με τη μεταβολή της τάσης αυτής ΔV_{pp} . Η πειραματική διαδικασία επαναλήφθηκε σε τρία άτομα και τα αποτελέσματα της σύνθετης αντίστασης αναπαριστούν τον μέσο όρο των μετρήσεων, χρονικής διάρκειας τριών λεπτών για κάθε θέση.

Για τον σκοπό της έρευνας, τα ηλεκτρόδια που χρησιμοποιήθηκαν ήταν δύο ζεύγη διαστάσεων $1.6 \times 0.85 \text{ cm}^2$, ενισχυμένα με ειδικό τζελ, τα οποία τοποθετήθηκαν κατά μήκος της αρτηρίας. Η απόσταση μεταξύ των ηλεκτροδίων λήψης (S_v) μεταβλήθηκε από 1.5 έως 6 cm, έχοντας ως κέντρο τη μέση της απόστασης των ηλεκτροδίων εισαγωγής ρεύματος, τα οποία τοποθετήθηκαν σε απόσταση 9 cm. Τόσο οι προσομοιώσεις όσο και οι μετρήσεις των ερευνητών έδειξαν ότι η αύξηση της απόστασης S_v προκαλεί αύξηση στη τιμή του V_{dc} , αλλά αύξηση και στο πλάτος της μεταβολής ΔV_{pp} , όπως φαίνεται στην εικόνα 3.7 (a).



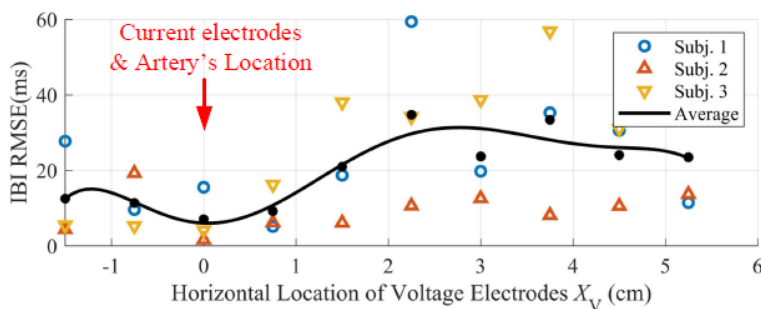
Σχήμα 3.7: Σύγκριση μεταξύ των προσομοιωμένων και μετρούμενων V_{dc} και ΔV_{pp} για διαφορετικά διαστήματα (a) μεταξύ των ηλεκτροδίων τάσης S_v , (b) των κάθετων θέσεων των ηλεκτροδίων τάσης Y_v , και (c) των οριζόντιων θέσεων των ηλεκτροδίων τάσης X_v
 Πηγή: Προσαρμοσμένο από [6]

Επίσης, μελετήθηκε η επίδραση της θέσης των ηλεκτροδίων λήψης σε σχέση με τα ηλεκτρόδια εισαγωγής κατά τη διαμήκη μετακίνηση του ζεύγους λήψης. Όπως και στην προηγούμενη διαδικασία, το ζεύγος των αισθητήρων εισαγωγής ρεύματος τοποθετήθηκε στην αρτηρία

έχοντας αμετάβλητη θέση, ενώ η θέση του άλλου ζεύγους μεταβλήθηκε κατά μήκος της κατεύθυνσης της αρτηρίας (Y_v) από 2.25 έως 6.75 cm, με την μεταξύ τους απόσταση στα 1.5 cm, όπως φαίνεται και στην εικόνα 3.7 (b). Σε αυτή την περίπτωση, οι προσομοιώσεις και οι μετρήσεις παρουσίασαν ελάχιστη τιμή των V_{dc} και ΔV_{pp} όταν το ζεύγος των ηλεκτροδίων λήψης ήταν στο κέντρο και τις μέγιστες τιμές τους όταν τα ηλεκτρόδια της τάσης ήταν πιο κοντά στα ηλεκτρόδια έντασης, δηλαδή στις θέσεις που η απόσταση Y_v ήταν μέγιστη και ελάχιστη, αντίστοιχα. Το γεγονός αυτό εξηγείται αφού σε αυτές τις θέσεις το πλάτος της έντασης του ρεύματος είναι μεγαλύτερο σε σύγκριση με το κέντρο. Σύμφωνα με τις μετρήσεις, στην ελάχιστη τιμή του Y_v , δηλαδή κοντά στο χέρι παρουσιάστηκε λίγο χαμηλότερη τιμή της κορυφής του V_{dc} , το οποίο εξηγείται από την αλλαγή του μεγέθους του καρπού και του ιστού. Ωστόσο, το ΔV_{pp} έδειξε υψηλότερη κορυφή στη θέση κοντά στο χέρι, επειδή σε αυτή τη θέση η κερκιδική αρτηρία είναι πιο κοντά στην επιφάνεια του δέρματος και άρα οι μεταβολές του όγκου του αίματος ανιχνεύονται ευκολότερα. Οι προσομοιώσεις που μοντελοποίησαν την ίδια διαδικασία, έδωσαν σαν αποτέλεσμα κορυφές ίδιας τιμής και στις δύο θέσεις κοντά στα ηλεκτρόδια έντασης, αφού στην προσομοίωση οι διαστάσεις του καρπού και του βάρους της αρτηρίας ήταν σταθερές.

Τέλος, για τη μελέτη της επίδρασης της οριζόντιας μετακίνησης των ηλεκτροδίων τάσης, δηλαδή τη μετακίνηση τους κάθετα στην αρτηρία, τοποθετήθηκαν ηλεκτρόδια με τζελ στην αρτηρία, διαστάσεων $0.85 \times 0.85 \text{ cm}^2$. Η απόσταση μεταξύ των ηλεκτροδίων εισαγωγής ήταν στα 4.5 cm και η οριζόντια απόσταση (X_v) μεταξύ του ζεύγους λήψης και του ζεύγους εισαγωγής μεταβλήθηκε από 1.5 cm αριστερά της αρτηρίας, έως 5.5 cm και με απόσταση μεταξύ των ηλεκτροδίων τάσης ίση με 1.5 cm. Τόσο οι μετρήσεις όσο και οι προσομοιώσεις παρουσίασαν μέγιστο στις τιμές των V_{dc} και ΔV_{pp} όταν τα ηλεκτρόδια τάσης ήταν ευθυγραμμισμένα με τα ηλεκτρόδια έντασης του ρεύματος, δηλαδή όταν $X_v=0$. Καθώς το X_v αυξάνεται, μειώνονται οι τιμές των V_{dc} και ΔV_{pp} . Τα παραπάνω αποτελέσματα παρουσιάζονται στην εικόνα 3.7 (c).

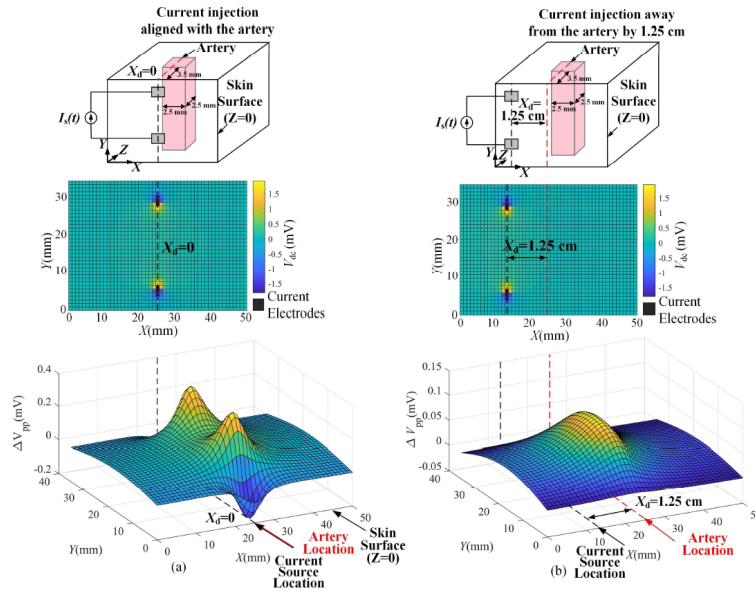
Το σφάλμα IBI RMSE ήταν ελάχιστο όταν τα ηλεκτρόδια τάσης τοποθετήθηκαν μεταξύ των ηλεκτροδίων έντασης, όπως φαίνεται στην εικόνα 3.8 και όταν το ΔV_{pp} κατείχε την μέγιστη τιμή του, το οποίο δείχνει τις βέλτιστες συνθήκες για τη μέτρηση ακριβούς παλμού.



Σχήμα 3.8: Σφάλμα IBI RMSE συναρτήσεως της οριζόντιας θέσης
 Πηγή: Προσαρμοσμένο από [6]

3.3.3 Σχετική Θέση Ηλεκτροδίων Εισαγωγής με την Αρτηρία

Το προτεινόμενο τρισδιάστατο μοντέλο που αναπτύχθηκε, χρησιμοποιήθηκε για τη μελέτη της επίδρασης της θέσης των ηλεκτροδίων έγχυσης σε σχέση με την αρτηρία [6]. Με σκοπό την εξαγωγή συμπερασμάτων, μελετήθηκε και καταγράφηκε η σταθερή συνιστώσα της επαγόμενης τάσης $V_{dc}(x,y)$ και η χρονική μεταβολή της τάσης αυτής, από κορυφή σε κορυφή $\Delta V_{pp}(x,y)$ συναρτήσει των δύο διαστάσεων x και y και κατά μήκος της επιφάνειας του δέρματος, όπου θεωρείται το επίπεδο $Z=0$. Η τοποθεσία της αρτηρίας κατά τη μοντελοποίηση ήταν σταθερή στη θέση $x=25$ mm και η απόσταση μεταξύ των ηλεκτροδίων εισαγωγής και της αρτηρίας στην πρώτη προσομοίωση ήταν $X_d=0$, ενώ στη δεύτερη ήταν $X_d=1.25$ cm όπως φαίνεται στην εικόνα 3.9. Η εικόνα αυτή παρουσιάζει τα προσομοιωμένα δεδομένα για το V_{dc} με θετικές και αρνητικές κορυφές, που επικεντρώνονται στις θέσεις των ηλεκτροδίων έγχυσης και μειώνονται με σταδιακή απομάκρυνση από τις θέσεις αυτές. Ωστόσο, το ΔV_{pp} εμφάνισε κορυφή στο κέντρο της αρτηρίας ($X=25$ mm) και στις δύο περιπτώσεις. Η διαφορά όμως ήταν στο μέγεθος της κορυφής, καθώς όταν τα ηλεκτρόδια ήταν στην αρτηρία το ΔV_{pp} είχε τη μέγιστη τιμή του στα 0.2 mV και καθώς αυτά απομακρύνθηκαν από την αρτηρία, δηλαδή όταν αυξήθηκε το X_d από 0 σε 1.25 cm, η κορυφή μειώθηκε στα 0.05 mV. Επίσης, η μέτρηση του $\Delta V_{pp}(x,y)$ διαμορφώθηκε από την τάση $V_{dc}(x,y)$, η οποία παράγεται από το εγχυόμενο ρεύμα, με κορυφές στη θέση των ηλεκτροδίων εισαγωγής και όταν τα ηλεκτρόδια ήταν τοποθετημένα στην ευθεία της αρτηρίας.



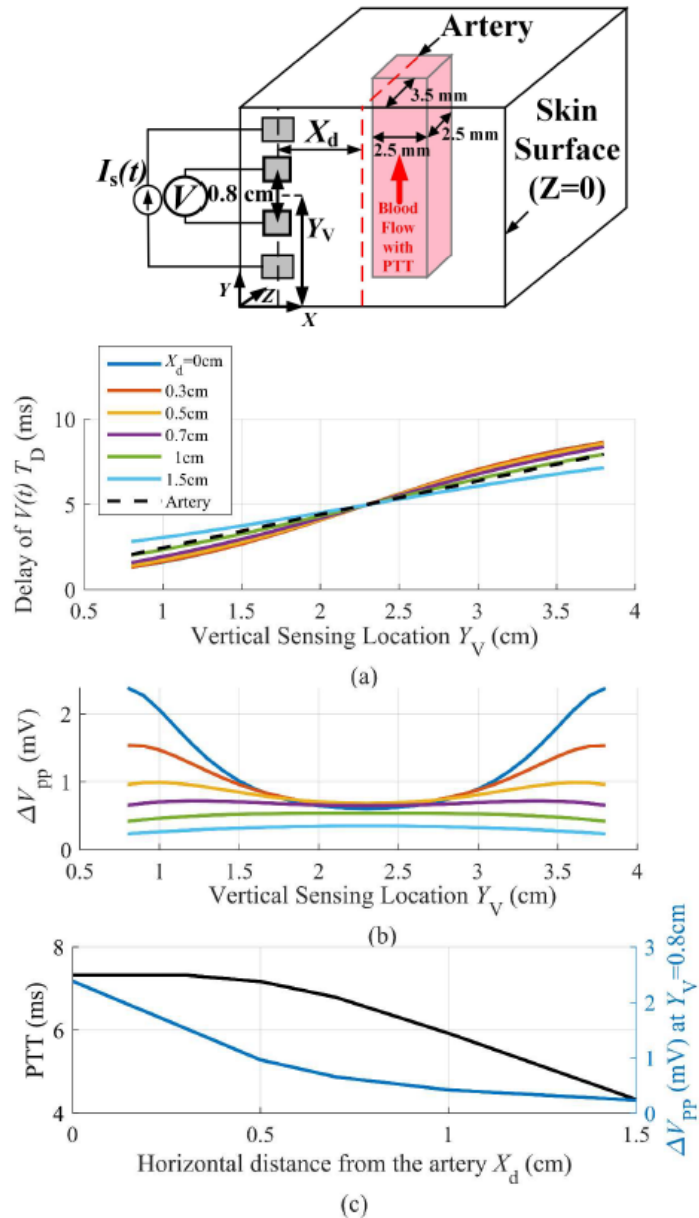
Σχήμα 3.9: Τρισδιάστατη σχιογράφιση των V_{dc} και ΔV_{pp} κατά μήκος των κατευθύνσεων X και Y στην επιφάνεια του δέρματος ($Z = 0$), με τη θέση των ηλεκτροδίων ρεύματος (a) ευθυγραμμισμένη με την αρτηρία ($X_d=0$) και (b) μακριά από την αρτηρία ($X_d=1.25$ cm)

Πηγή: Προσαρμοσμένο από [6]

Στη συνέχεια, πραγματοποιήθηκε σύγκριση μεταξύ του PTT που χρησιμοποιήθηκε στο μοντέλο της αρτηρίας και του PTT που μετρήθηκε από την χρονική διαφορά μεταξύ δύο διαδοχικών σημείων μέγιστης κλίσης από την κυματομορφή Bio-Z. Το μοντέλο χτίστηκε με τιμή του χρόνου PTT=10 ms και η διαμόρφωση των ηλεκτροδίων παρουσιάζεται στην εικόνα 3.10. Τα ηλεκτρόδια εισαγωγής ρεύματος τοποθετήθηκαν αμετάβλητα στις θέσεις $Y=0.8$ και 4.6 cm, ενώ τα ηλεκτρόδια τάσης με τη μεταξύ τους απόσταση $S_V=0.8$ cm, μεταβλήθηκαν κατά την κάθετη κατεύθυνση στην αρτηρία από 0 έως $X_d=1.5$ cm. Στην εικόνα 3.10 (a) παρουσιάζεται η καθυστέρηση T_D του σήματος τάσης $V(t)$, το οποίο αντιπροσωπεύει τη στιγμή της άφιξης του παλμικού κύματος, συναρτήσει της κατακόρυφης θέσης των αισθητήρων Y_V . Η καθυστέρηση ακολούθησε μια αύξηση, η οποία προσεγγίζεται γραμμικά, κατά μήκος του άξονα-y στην ίδια κατεύθυνση με το παλμικό αρτηριακό κύμα του προτεινόμενου μοντέλου. Με την αύξηση της απόστασης X_d , σημειώθηκε μείωση της κλίσης της γραφικής παράστασης της καθυστέρησης ως προς τον άξονα-y. Κατά συνέπεια, όσο μεγαλύτερη είναι η απόσταση από την αρτηρία, η καθυστέρηση τείνει να γίνει σταθερή συναρτήσει του κατακόρυφου άξονα, με την τιμή της να πλησιάζει τη μέση τιμή των καθυστερήσεων td_i όλων των voxel που βρίσκονται ανάμεσα στα ηλεκτρόδια έγχυσης. Στην εικόνα 3.10(b) παρουσιάζεται η μείωση στο μέγεθος της μεταβολής ΔV_{pp} που προκαλείται από την αύξηση της απόστασης από την αρτηρία. Όπως καταγράφηκε και προηγουμένως, η μεταβολή ΔV_{pp} παρουσιάζει τις μέγιστες τιμές της κοντά στη τοποθεσία των ηλεκτροδίων ρεύματος, με εντονότερη τη διαφορά της από τις υπόλοιπες τιμές όταν $X_d=0$. Όμως, με την αύξηση της απόστασης X_d , η γραφική παράσταση της μεταβολής παίρνει τη μορφή επίπεδης ευθείας, το οποίο είναι αποτέλεσμα της συνολικής μετρούμενης επιφάνειας του ιστού. Επίσης, υπολογίζοντας το PTT ως τη διαφορά μεταξύ της ελάχιστης και της μέγιστης καθυστέρησης, η αύξηση της απόστασης από την αρτηρία είχε σαν αποτέλεσμα τη μείωση του χρόνου PTT και της μεταβολής ΔV_{pp} , που παρουσιάζονται στην εικόνα 3.10(c).

Τα αποτελέσματα αυτά κατευθύνουν την τοποθέτηση των ηλεκτροδίων της έντασης του ρεύματος στην αρτηρία, αλλά και την τοποθέτηση των ηλεκτροδίων τάσης στην ίδια ευθεία (όπως επικυρώθηκε και με τις μελέτες στις προηγούμενες ενότητες) και κοντά στα ηλεκτρόδια έντασης για τη διασφάλιση της βέλτιστης ποιότητας του μετρούμενου σήματος, της μέγιστης ανίχνευσης των μεταβολών του όγκου του αίματος και τελικά, την καλύτερη εκτίμηση των αιμοδυναμικών παραμέτρων.

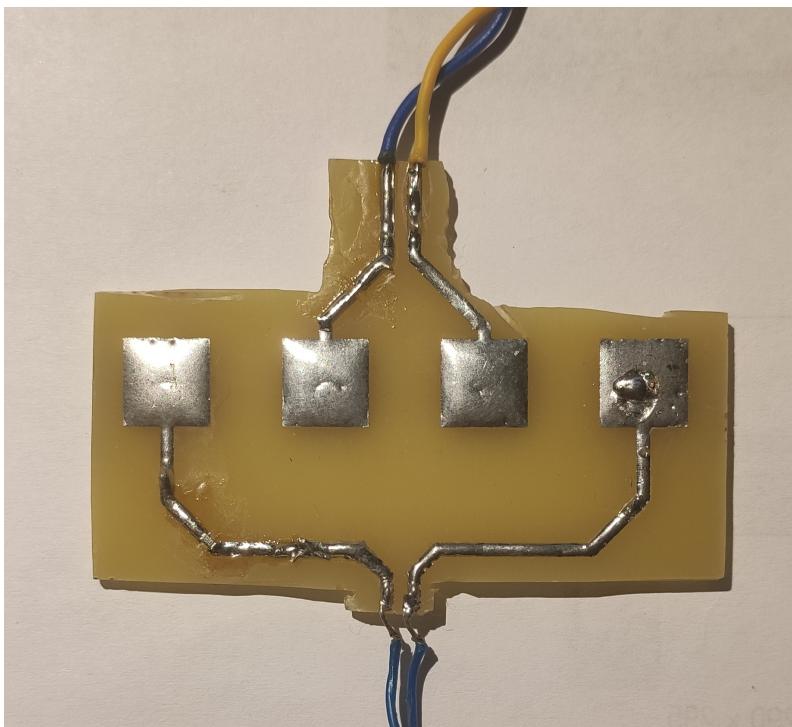
Για τη συγκεκριμένη κατασκευαστική εργασία, τα σετ των ηλεκτροδίων που σχεδιάστηκαν, περιείχαν ζεύγη τα οποία ήταν ευθυγραμμισμένα και με στόχο την τοποθέτηση τους πάνω από την κερκιδική αρτηρία. Όσον αφορά τις αποστάσεις μεταξύ των ηλεκτροδίων τάσης και έντασης, αρχικά το πρώτο σετ με διαστάσεις του κάθε ηλεκτροδίου στα 16×8 mm είχε σταθερές αποστάσεις ίσες με 11.5 mm, μεταξύ των διαδοχικών ηλεκτροδίων. Στο σετ διαστάσεων 8×8 mm όλες οι αποστάσεις μεταξύ διαδοχικών ηλεκτροδίων ήταν ίσες με 6.5 mm. Στο τρίτο σετ διαστάσεων 14×8 mm οι αποστάσεις μεταξύ των ηλεκτροδίων τάσης-έντασης αλλά και μεταξύ των ηλεκτροδίων τάσης ήταν ίσες με 1 mm. Τέλος, στα ηλεκτρόδια διαστάσεων 6×1 mm οι αποστάσεις μεταξύ ηλεκτροδίων τάσης και έντασης ήταν ίση με 4 mm και μεταξύ ηλεκτροδίων τάσης 3 mm. Μετά από δοκιμές και για χωρικούς σκοπούς, το τελικό σετ που επιλέχθηκε για τη διαδικασία των μετρήσεων ήταν αυτό με διαστάσεις 8×8 mm και αποστάσεις μεταξύ των επαφών 6.5 mm.



Σχήμα 3.10: Αποτελέσματα προσομοίωσης (a) του σήματος καθυστέρησης T_D , (b) της μεταβολής ΔV_{pp} συναρτήσει του άξονα- y , για μεταβολή του X_d από 0 έως 1.5 cm και (c) του PTT και ΔV_{pp} συναρτήσει του X_d με τα ηλεκτρόδια ρεύματος στις θέσεις $Y=0.8$ και 4.6 cm και με $S_V=0.8$ cm

Πηγή: Προσαρμοσμένο από [6]

Παρακάτω παρουσιάζεται το επιλεγμένο σεντ ηλεκτροδίων για τη συγκεκριμένη κατασκευαστική εφαρμογή.



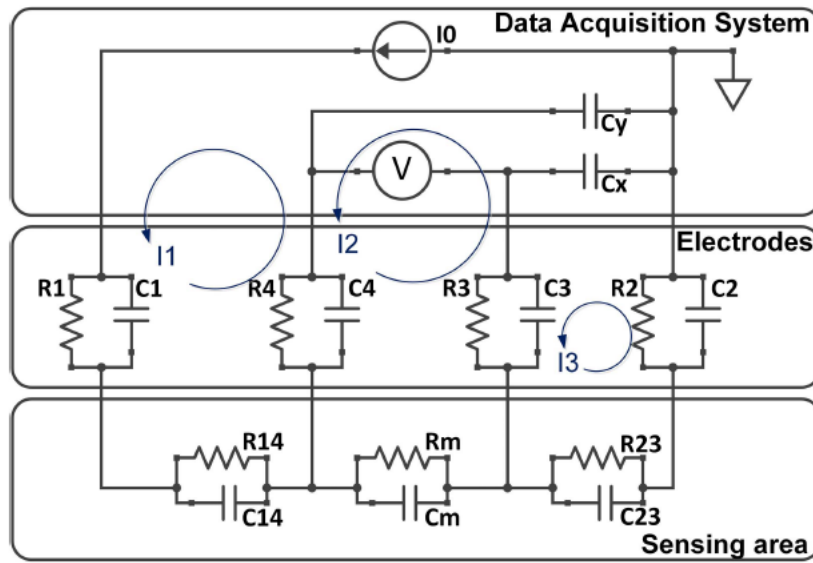
Σχήμα 3.11: Ηλεκτροδία εφαρμογής

3.4 Κύκλωμα Προσομοίωσης Ηλεκτροδίων

Όπως αναφέρθηκε και προηγουμένως, για την συγκεκριμένη κατασκευαστική εργασία χρησιμοποιήθηκαν στο σύνολο τέσσερις αισθητήρες ηλεκτροδίων ομαδοποιημένα σε ζεύγη των δύο. Το πρώτο ζεύγος εισάγει το ρεύμα στο ανθρώπινο σώμα και το δεύτερο μετράει την επαγόμενη τάση. Το απλό ισοδύναμο κυκλωματικό διάγραμμα του συστήματος EIT και των ηλεκτροδίων παρουσιάζεται στην εικόνα 3.12.

Το ρεύμα διέγερσης I_0 παράγεται από πηγή ρεύματος και εγχέεται στους αισθητήρες μεταξύ των καναλιών 1 και 2, ενώ η επαγόμενη τάση μετριέται μεταξύ των καναλιών 3 και 4, στην απλούστερη περίπτωση με βολτόμετρο. Οι σύνθετες αντιστάσεις Z_1 , Z_2 , Z_3 , Z_4 αντιπροσωπεύουν τις αντιστάσεις επαφής μεταξύ ηλεκτροδίων και επιφάνειας δέρματος και αναλύονται σαν παράλληλος συνδυασμός μιας ωμικής αντίστασης και μιας χωρητικής, δηλαδή $Z_1 = R_1 // C_1$, $Z_2 = R_2 // C_2$, $Z_3 = R_3 // C_3$ και $Z_4 = R_4 // C_4$. Οι αντιστάσεις Z_{14} και Z_{23} εκφράζουν τις αντιστάσεις που αναπτύσσονται μεταξύ των καναλιών 1-4 και 2-3, αντίστοιχα, όπως δηλώνει και η συμβολική ονομασία τους. Και αυτές ισοδυναμούν με τον παράλληλο συνδυασμό ωμικής και χωρητικής αντίστασης, συνεπώς $Z_{14} = R_{14} // C_{14}$ και $Z_{23} = R_{23} // C_{23}$. Τέλος, η αντίσταση $Z_m = R_m // C_m$ αντιπροσωπεύει την αντίσταση που θα μετρηθεί και δίνει τις απαιτούμενες πληροφορίες. Θεωρητικά, αυτή η στρατηγική μέτρησης εξαλείφει την επίδραση των αντιστάσεων επαφής και η μετρούμενη τάση συνδέεται άμεσα με την αντίσταση Z_m μέσω του νόμου του Ohm: $V = I_0 \times Z_m$ [8].

Η κυκλωματική απεικόνιση του συστήματος των ηλεκτροδίων χρησιμοποιήθηκε για την



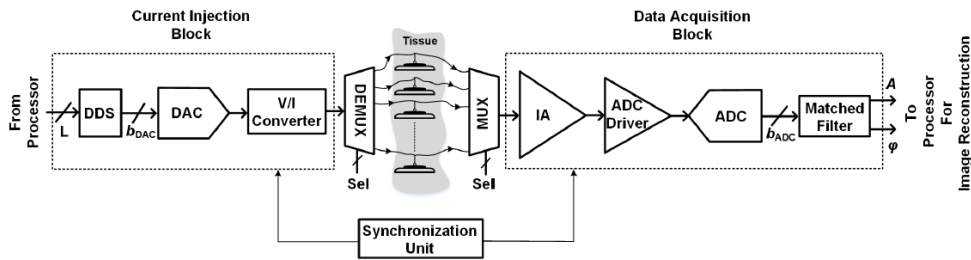
Σχήμα 3.12: Ισοδύναμο μοντέλο κυκλώματος αισθητήρων μέτρησης
 Πηγή: Προσαρμοσμένο από [8]

αναπαράστασή του, κατά τη διαδικασία προσομοίωσης του συνολικού συστήματος με σκοπό τη μελέτη αποκρίσεων και τον προσεγγιστικό υπολογισμό του συνολικού θορύβου.

Κεφάλαιο 4

Σύστημα Μέτρησης

Προκειμένου να ληφθεί μια εικόνα από έναν ιστό ή ένα όργανο με τη μέθοδο του EIT, το σύστημα μέτρησης πρέπει να περιέχει διάφορα αναλογικά και ψηφιακά εξαρτήματα, ομαδοποιημένα σε κατάλληλα τμήματα ή μπλοκ. Ένα απλοποιημένο διάγραμμα ενός τυπικού συστήματος EIT παρουσιάζεται στην εικόνα 4.1. Το σύστημα αυτό μπορεί να χωριστεί γενικά σε τρία κύρια υποσυστήματα, το πρώτο αφορά το μπλοκ έγχυσης το οποίο περιέχει τα εξαρτήματα που σχετίζονται με την παραγωγή του ρεύματος που θα εισχωρήσει στον ιστό, το δεύτερο μπλοκ είναι αυτό της απόκτησης των δεδομένων ή αλλιώς η αλυσίδα ανάγνωσης και το τρίτο κομμάτι αφορά το μπλοκ του αλγορίθμου ανασχηματισμού της εικόνας. Η μονάδα συγχρονισμού παράγει το ρολόι αναφοράς, το οποίο συγχρονίζει το μπλοκ της έγχυσης με τη μονάδα απόκτησης των δεδομένων [9].



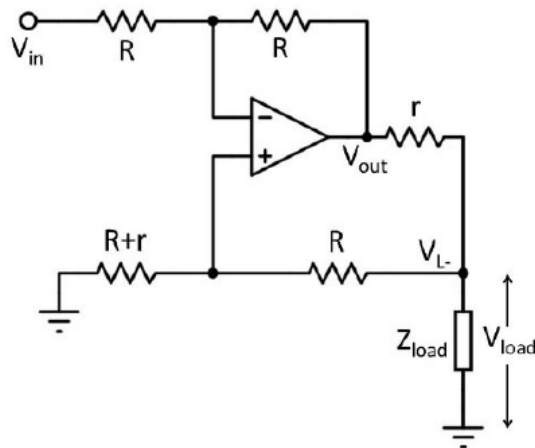
Σχήμα 4.1: Απλοποιημένο διάγραμμα ενός συστήματος EIT που περιλαμβάνει τρία κύρια μπλοκ: 1) μπλοκ έγχυσης, 2) μπλοκ απόκτησης δεδομένων και 3) μπλοκ ανακατασκευής. Τα δύο πρώτα μπλοκ πρέπει να συγχρονιστούν μεταξύ τους, μέσω μιας μονάδας συγχρονισμού
Πηγή: Προσαρμοσμένο από [9]

Στις παρακάτω ενότητες παρουσιάζονται αναλυτικά τα κυκλώματα εισαγωγής και λήψης των σημάτων, καθώς και τα στοιχεία και εξαρτήματα που δημιουργούν καθένα από αυτά τα κυκλώματα.

4.1 Σύστημα Εισαγωγής

Στα EIT συστήματα υπάρχουν δύο τρόποι εισαγωγής και λήψης. Ο πρώτος τρόπος εισάγει ρεύμα στο σώμα ή στο δείγμα και μετράει την επαγόμενη τάση, ενώ ο δεύτερος αντίστροφα, εισάγει τάση και μετράει ρεύμα. Όσον αφορά τα συστήματα που εγχύουν τάση με τη χρήση τελεστικών ενισχυτών, η διαδικασία είναι πιο εύκολη, λιγότερο δαπανηρή σε σχεδιασμό και έχει σταθερή απόκριση σε μεγάλο εύρος συχνοτήτων [10]. Ωστόσο, η μέθοδος έγχυσης ρεύματος είναι λιγότερο ευαίσθητη σε σφάλματα σχετικά με χωρικές παραλλαγές, σύμφωνα με υπολογισμούς μελετών [11]. Επίσης, η προσέγγιση εισαγωγής ρεύματος παρέχει καλύτερη “ανοσία” στην άγνωστη αντίσταση επαφής ηλεκτροδίων-δέρματος, η οποία είναι μεγάλη πηγή σφάλματος στις μετρήσεις [12]. Τέλος, είναι ευκολότερος ο έλεγχος του μέγιστου ρεύματος που διέρχεται στον ιστό, σημαντικό πλεονέκτημα μιας και υπάρχουν απαιτήσεις ασφαλείας για το άτομο που χρησιμοποιεί το EIT σύστημα [13]. Συνεπώς, η έγχυση ρεύματος και μέτρηση της επαγόμενης τάσης είναι πιο διαδεδομένη και επιλέγεται σαν τρόπος για την ανάπτυξη της συγκεκριμένης εφαρμογής.

Στα συστήματα μέτρησης και επεξεργασίας βιοσημάτων ευρέως διαδεδομένες πηγές ρεύματος είναι οι Howland Current Sources (HCS) για τη διέγερση των υπό μελέτη βιολογικών υλικών. Η πηγή HCS σε κυκλωματικό επίπεδο παρουσιάζεται στην εικόνα 4.2 και η συγκεκριμένη επιλογή των σχέσεων μεταξύ των αντιστάσεων που φαίνονται στην εικόνα, δημιουργούν την ενισχυμένη HCS (Enhanced Howland Current Source - EHCS). Πρόκειται για μια ισχυρή πηγή που λειτουργεί σε ένα ευρύ φάσμα συχνοτήτων. Κατά τον σχεδιασμό μιας πηγής, τα στοιχεία της επιλέγονται ώστε η πηγή να έχει τα επιθυμητά χαρακτηριστικά για την σωστή λειτουργία της. Ωστόσο, οι περιορισμοί της λειτουργίας των τελεστικών ενισχυτών που χρησιμοποιούνται για την υλοποίηση της πηγής, καθώς και οι ανοχές των αντιστάσεων προκαλούν ανεπιθύμητες συμπεριφορές.



Σχήμα 4.2: Πηγή ρεύματος: Enhanced Howland Current Source (EHCS)
Πηγή: Προσαρμοσμένο από [15]

Σύμφωνα με τους Pedro Bertemes-Filho, Alexandre Felipe και Volney C. Vincence et.al. [14], το ρεύμα και η αντίσταση εξόδου παρουσιάζουν μεγάλη ευαισθησία στις μικρές μεταβολές των αντιστάσεων. Συνεπώς, τα δύο αυτά χαρακτηριστικά μπορούν να προσθέσουν σφάλμα στο σήμα. Σε αυτά τα κυκλώματα, η τάση κοινού σήματος (common mode voltage) εμφανίζεται, επίσης, σαν σφάλμα στη μέτρηση. Για την ποσοτικοποίηση του μεγέθους του προβλήματος, η συγκεκριμένη έρευνα υπολόγισε τις τιμές ρεύματος εξόδου και αντίστασης, λαμβάνοντας υπόψη την επίδραση της τυχαίας κατανομής των αντιστάσεων στο τροποποιημένο κύκλωμα Howland, σε εύρος συχνοτήτων 10 Hz έως 10 MHz. Η συνάρτηση πυκνότητας πιθανότητας των μεταβολών αυτών υπολογίστηκε με χρήση αναλυτικής μοντελοποίησης. Για τη μέτρηση της επαγόμενης τάσης μπορούν να χρησιμοποιηθούν διαφορικοί ή instrumentation ενισχυτές. Τα αποτελέσματα επιβεβαίωσαν την αρχική υπόθεση της σημαντικής επιρροής των μεγεθών αυτών στο τελικό σήμα.

Για την αποδοτικότερη λειτουργία της πηγής, και κατά συνέπεια όλου του συστήματος πρέπει να ξεπεραστούν τα προαναφερθέντα προβλήματα. Ένα χαρακτηριστικό που μπορεί να βελτιωθεί είναι η αντίσταση εξόδου. Προκειμένου να επιτευχθεί μεγαλύτερη αντίσταση εξόδου απαιτείται υψηλότερο κέρδος στην ενισχυτική λειτουργία. Επιπλέον, με σκοπό τη βελτίωση της απόρριψης του common mode voltage έρευνα παρουσίασε διάφορες τοπολογίες των HCS [15]. Τρία διαφορετικά κυκλώματα προτάθηκαν από τους Vinicius G. Sitroli, Kaue F. Morcelles και Volney C. Vincence για τη μείωση της επίδρασης του common mode voltage και την ενίσχυση της ικανότητας του φορτίου που οδηγεί η πηγή, χρησιμοποιώντας έναν πλήρως διαφορικό ενισχυτή ως ενεργό στοιχείο. Σύμφωνα με τα αποτελέσματα των προαναφερθέντων ερευνητών, που θα παρουσιαστούν στη συνέχεια, μπορεί να επιτευχθεί αύξηση του λόγου απόρριψης κοινού σήματος (Common Mode Rejection Ratio-CMRR) κατά 60 dB, σε σύγκριση με την ενισχυμένη EHCS.

4.1.1 Παραλλαγές Howland Current Source

Η EHCS που παρουσιάζεται στην εικόνα 4.2 είναι μια πηγή ρεύματος ελεγχόμενη από τάση (Voltage Controlled Current Source-VCCS), όπου το ρεύμα εξόδου I_{out} υπολογίζεται ως συνάρτηση της τάσης εισόδου V_{in} από τον τύπο:

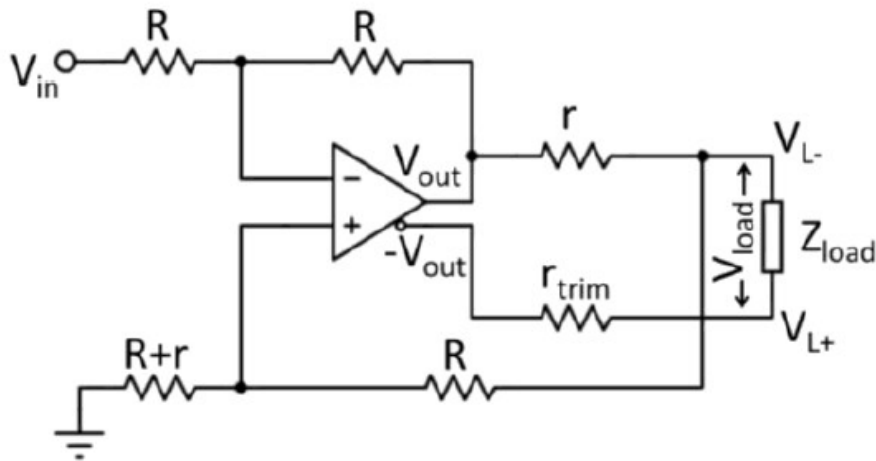
$$I_{out} = \frac{V_{in}}{r} \quad (4.1)$$

Πολλές τροποποιήσεις έχουν προταθεί για το συγκεκριμένο κύκλωμα, με σκοπό τη βελτίωση ορισμένων χαρακτηριστικών του, όπως του εύρους ζώνης του ρεύματος εξόδου, της συνολικής αντίστασης εξόδου, της διακύμανσης της εξόδου ή του ρεύματος κοινής λειτουργίας. Η τάση στο φορτίο έχει μία συνιστώσα που οφείλεται στη λειτουργία με κοινή τάση εισόδου και μία που οφείλεται στη λειτουργία με διαφορική τάση εισόδου. Το διαφορικό κομμάτι επηρεάζει την ικανότητα διακύμανσης της εξόδου ενώ το κομμάτι κοινού σήματος επηρεάζει την ποιότητα της μέτρησης. Το CMRR εκφράζει τη σχέση μεταξύ του διαφορικού και του κοινού σήματος με μονάδα μέτρησης, συνήθως, τα dB.

Έχοντας ως στόχο την επιλογή κατάλληλης πηγής ρεύματος για την εφαρμογή της στο σύστημα μέτρησης της αιματικής πίεσης και επιθυμώντας βελτιωμένα χαρακτηριστικά για την

καλύτερη απόδοση της συσκευής, μελετήθηκαν διάφορες τοπολογίες των HCS. Οι τοπολογίες χωρίστηκαν σε τρεις ομάδες: μη-διαφορικές πηγές, κατοπτρισμένες πηγές και προτεινόμενες πηγές ρεύματος, όπως παρουσιάστηκαν οι ονομασίες από τους ερευνητές [15].

Στην πρώτη κατηγορία ανήκουν οι Howland πηγές ρεύματος που έχουν μόνο μια έξοδο ρεύματος. Παραδείγματα της κατηγορίας αυτής είναι η απλή EHCS, η ενίσχυση της με γέφυρες ή και η EHCS με χρήση ενισχυτών διαφορικής εξόδου (EHCS-DIF), όπως φαίνεται στην εικόνα 4.3.



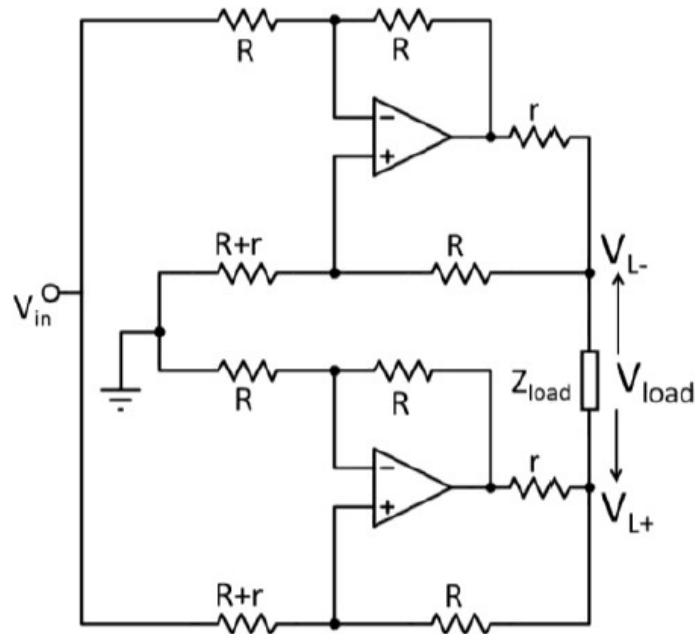
Σχήμα 4.3: Enhanced Howland Current Source με ενισχυτές διαφορικής εξόδου (EHCS-DIF)

Πηγή: Προσαρμοσμένο από [15]

Η πηγή EHCS έχει γειωμένο το φορτίο της στο ένα άκρο, συγκεντρώνοντας έτσι την τάση του φορτίου στον κόμβο V_{L-} . Έτσι, απαιτείται από την τρέχουσα πηγή η εξ ολοκλήρου παροχή τάσης στο φορτίο. Το γεγονός αυτό μπορεί να βελτιωθεί με τη χρήση ενός διαφορικού ενισχυτή εξόδου, που συνδεδεμένος στον δεύτερο κόμβο του φορτίου, μπορεί να προσφέρει σε αυτόν ένα αντίθετο αντίγραφο της τάσης V_{L-} αντί της γείωσης και συνεπώς, η πηγή EHCS είναι αναγκαίο να προσφέρει μόνο το μισό της πτώσης τάσης του φορτίου. Προκύπτει, έτσι, η πηγή EHCS-DIF. Επίσης, η χρήση τέτοιων ενισχυτών μπορεί να προσφέρει σε μεγαλύτερο βαθμό απόρριψη του κοινού σήματος, αφού μπορεί να δημιουργήσει αντίθετες τάσεις στα άκρα του φορτίου, δηλαδή $V_{L-} = -V_{L+}$.

Η δεύτερη κατηγορία πηγών ρεύματος αποτελείται από δύο κυκλώματα, το πρώτο ονομάζεται Mirrored Enhanced Howland Current Source (MEHCS) και παρουσιάζεται στην εικόνα 4.4, ενώ το δεύτερο είναι μια τροποποίηση του πρώτου με χρήση ενισχυτή διαφορικής εξόδου (MEHCS-DIF).

Η πηγή MEHCS υλοποιείται από δύο πηγές EHCS με αντίθετες πολικότητες, συνδεδεμένες σε σειρά. Η σύνδεση αυτή αποτελεί την αρχή της συμμετρικής παραγωγής ρεύματος και



Σχήμα 4.4: Mirrored Enhanced Howland Current Source (MEHCS)

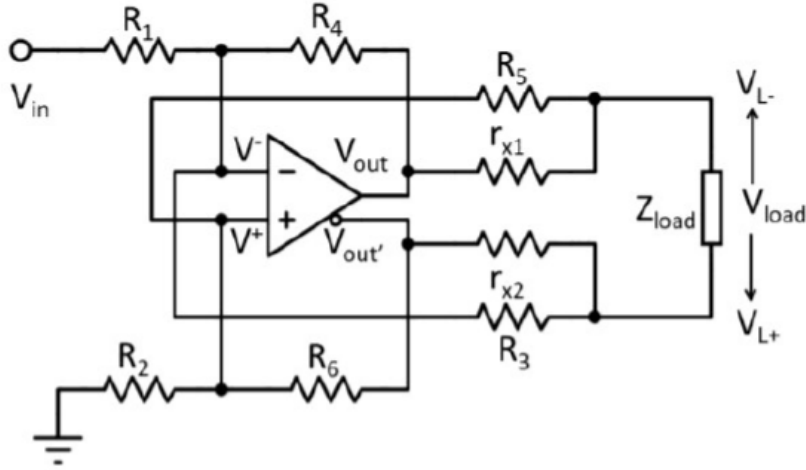
Πηγή: Προσαρμοσμένο από [15]

κατά συνέπεια, σε κάθε πλευρά του φορτίου δημιουργούνται τάσεις αντίθετης πολικότητας. Το πρόβλημα με αυτές τις πηγές ρεύματος έγκειται στο ότι οι αναντιστοιχίες των κυκλωμάτων και οι διαφορετικές αντιστάσεις εισόδου προκαλούν διαφορετικά ρεύματα σε κάθε έξοδο προς το φορτίο. Η διαφορά αυτή των ρευμάτων έχει ως αποτέλεσμα τη δημιουργία κοινού σήματος και τη μείωση της διακύμανσης της τάσης εξόδου. Η χρήση πλήρως διαφορικών ενισχυτών επιτρέπει να συνδέονται και οι δύο πλευρές των απλών πηγών στην ίδια είσοδο, το οποίο με τη σειρά του μειώνει τη διαφορά μεταξύ των αντιστάσεων εισόδου. Ωστόσο, παραμένουν οι πιθανές αναντιστοιχίες εξαιτίας της ανοχής των αντιστάσεων του κυκλώματος, όπως επίσης, και της αναπτυγμένης θερμοκρασίας στα στοιχεία. Για τη βελτίωση αυτών των προβλημάτων απαιτούνται περισσότερες ενεργές συσκευές και αντιστοιχισμένα δίκτυα αντιστάσεων, με αποτέλεσμα την αύξηση της πολυπλοκότητας και πρακτικά, τη δημιουργία προβλημάτων ανισορροπίας.

Στην τρίτη κατηγορία των προτεινόμενων κυκλωμάτων χρησιμοποιούνται πλήρως διαφορικοί ενισχυτές για τη δημιουργία συμμετρικών πηγών ρεύματος, με ένα μόνο ενεργό στοιχείο. Τα κυκλώματα που ανήκουν σε αυτή τη κατηγορία είναι τρία: το Quad feedback EHCS (QUAD), το Crossed EHCS-DIF (DIF-C) και τέλος, το Modified EHCS-DIF (DIF-M). Καθένα από αυτά τα κυκλώματα, είναι εμπνευσμένα από τα EHCS-DIF και MEHCS.

Η πηγή QUAD, η οποία παρουσιάζεται στην εικόνα 4.5, χρησιμοποιεί έναν πλήρως διαφορικό ενισχυτή για να δημιουργήσει τα ίδια αποτελέσματα με τη πηγή MEHCS.

Σε σύγκριση με το σχηματικό διάγραμμα της πηγής MEHCS, παρατηρούμε ότι οι αντιστάσεις r_{x1} και r_{x2} έχουν την ίδια λειτουργία, ενώ η αντίσταση R_6 δημιουργεί μια δεύτερη



Σχήμα 4.5: Quad-Feedback Enhanced Howland Current Source με ενισχυτές διαφορικής εξόδου (QUAD)

Πηγή: Προσαρμοσμένο από [15]

αρνητική ανάδραση και η αντίσταση R_3 δημιουργεί μια δεύτερη θετική. Για την εξισορρόπηση των αναδράσεων, γίνονται οι ακόλουθες παραδοχές:

$$r_{x1} = r_{x2} = r_x \quad (4.2)$$

$$R_1 = R_2 = R_c \quad (4.3)$$

$$R_4 = R_6 = R_b \quad (4.4)$$

$$R_3 = R_5 = R_a \quad (4.5)$$

Επιπλέον, θεωρώντας:

$$V'_{out} = -V_{out} \quad (4.6)$$

$$V_{out} = A_0(V_+ - V_-) \quad (4.7)$$

και με την παραδοχή

$$R_b = r_x + R_a \quad (4.8)$$

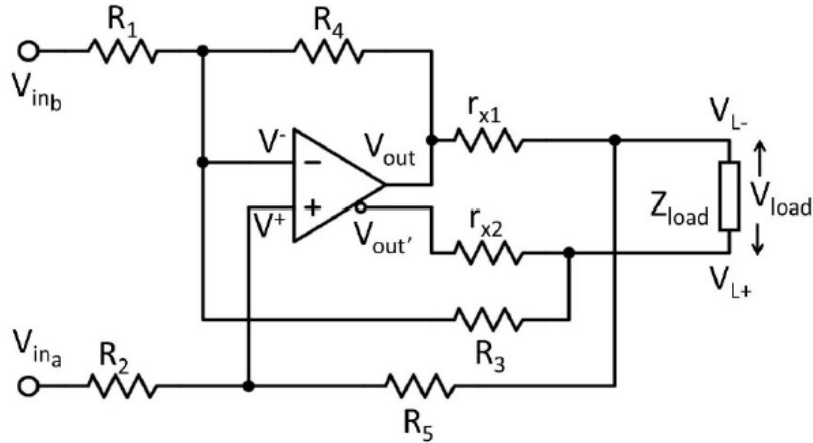
και τη χρήση ειδικού λογισμικού υπολογίστηκαν οι ποσότητες του ρεύματος και της αντίστασης εξόδου, συναρτήσει των αντιστάσεων, του κέρδους και της τάσης εισόδου. Το ρεύμα εξόδου δίνεται από την εξίσωση:

$$I_{out} = \frac{[r_x^2 + (A_0 + 1)R_a r_x + A_0 R_a^2] V_{in}}{(R_c + R_a) r_x^2 + [(2A_0 + 2)R_a R_c + R_a^2] r_x} \quad (4.9)$$

και η αντίσταση εξόδου:

$$Z_{out} = \frac{2r_x [R_a (R_b + R_c (2 + A_0)) + R_c r_x]}{(R_a + r_x) (R_b + 2R_c)} \quad (4.10)$$

Σε περαιτέρω ανάλυση, μπορεί να φανεί ότι ο σκοπός της δεύτερης αρνητικής ανατροφοδότησης είναι να δημιουργήσει ένα αντίθετο V_{out} , το οποίο δεν είναι απαραίτητο αφού έχει ήδη γίνει εσωτερικά από τον διαφορικό ενισχυτή. Συνεπώς, μπορεί να αφαιρεθεί η αντίσταση R_6 από το κύκλωμα. Αυτή η αλλαγή δημιουργεί το δεύτερο προτεινόμενο κύκλωμα, τη πηγή DIF-C, η οποία παρουσιάζεται στην εικόνα 4.6.



Σχήμα 4.6: Crossed Differential Enhanced Howland Current Source με ενισχυτές διαφορικής εξόδου (DIF-C)

Πηγή: Προσαρμοσμένο από [15]

Με τις ίδιες παραδοχές που έγιναν και προηγουμένως, με σκοπό την εξισορρόπηση και με ανάλυση του κυκλώματος, λογισμικό υπολόγισε ξανά το ρεύμα εξόδου και την αντίσταση [15], τα οποία παρουσιάζονται παρακάτω:

$$I_{out} = \frac{(A_0 R_3 r_x + A_0 R_3^2 + 2A_0 R_1 R_3)V_{ina} - (r_x^2 + (A_0 + 1)r_x R_3 + A_0 R_3^2)V_{inb}}{(R_3 + R_1)r_x^2 + (R_3^2 + (A_0 + 2)R_1 R_3)r_x} \quad (4.11)$$

$$Z_{out} = \frac{r_x^3 + (2A_0 + 7)R_3 r_x^2 + (2A_0 + 6)R_3^2 r_x}{3r_x^2 + 6R_3 r_x + 3R_3^2} \quad (4.12)$$

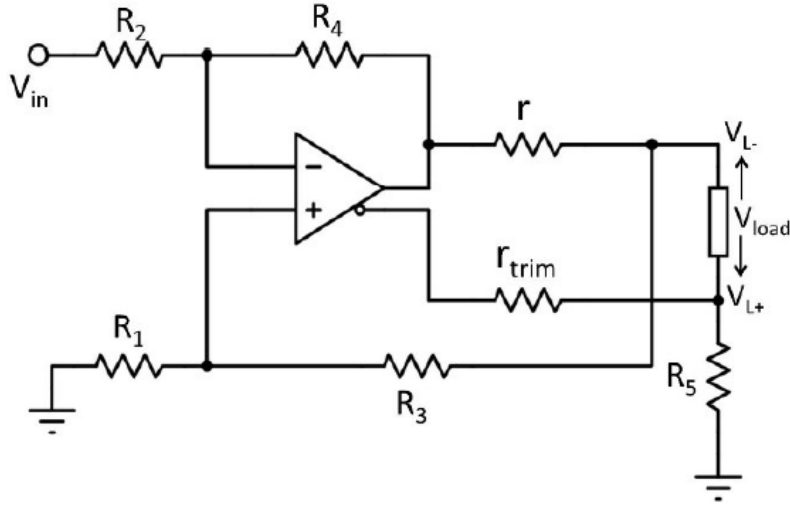
Το τρίτο προτεινόμενο κύκλωμα DIF-M παρουσιάζεται στην εικόνα 4.7 και πρόκειται για μια παραλλαγή του κυκλώματος EHCS-DIF, με τη μόνη διαφορά να είναι η εισαγωγή της αντίστασης R_5 .

Για την ανεξαρτησία του κυκλώματος από το φορτίο, όπως και προηγουμένως, στις συνθήκες της πηγής EHCS επιλέγονται οι παρακάτω ισότητες των αντιστάσεων:

$$R_2 = R_3 = R_4 \quad (4.13)$$

$$R_1 = R_4 + r \quad (4.14)$$

Τότε το ρεύμα εξόδου υπολογίζεται από την εξίσωση (4.1), δηλαδή την εξίσωση του ρεύματος εξόδου της απλής πηγής EHCS. Αν θεωρηθεί πεπερασμένο το κέρδος ανοιχτού



Σχήμα 4.7: Modified Differential Enhanced Howland Current Source με ενισχυτές διαφορικής εξόδου (DIF-M)

Πηγή: Προσαρμοσμένο από [15]

βρόχου του ενισχυτή, τότε το ρεύμα και η αντίσταση εξόδου υπολογίζονται ως εξής:

$$I_{out} = \frac{A_0 V_{in}}{(A_0 + 2)r} \quad (4.15)$$

$$Z_{out} = \frac{r_x^3 + (2A_0 + 7)R_3 r_x^2 + (2A_0 + 6)R_3^2 r_x}{3r_x^2 + 6R_3 r_x + 3R_3^2} \quad (4.16)$$

Υπολογίζοντας το common mode voltage και εξισώνοντας την με μηδέν, επιθυμητό χαρακτηριστικό της πηγής, προκύπτει η τιμή της αντίστασης r_{trim} :

$$r_{trim} = \frac{2r^2 + Z_{load}r + 4R_3r}{\frac{Z_{load}r}{R_5} + 2r + \frac{2R_3Z_{load}}{R_5} + 4R_3} \quad (4.17)$$

Το φορτίο Z_{load} γίνεται λιγότερο σημαντικό όσο μεγαλύτερη είναι η τιμή της αντίστασης στην ανάδραση. Έχοντας ως στόχο την μέγιστη δυνατή ανεξαρτησία του r_{trim} η τιμή της αντίστασης R_5 πρέπει να είναι ίση με:

$$R_5 = r + 2R_3 \quad (4.18)$$

Η αντίσταση R_5 μιμείται την αντίσταση που βλέπει η τάση V_{L-} μέχρι τη γείωση, μέσω των αντιστάσεων R_1 και R_3 , οδηγώντας κατά συνέπεια στην ισότητα $V_{L+} = V_{L-}$.

Ένα ακόμα σημαντικό χαρακτηριστικό μιας πηγής ρεύματος είναι το εύρος των τιμών του φορτίου που μπορεί να οδηγήσει. Σε εφαρμογές επεξεργασίας βιοσημάτων η αντίσταση του φορτίου συνήθως είναι άγνωστη, συνεπώς, η τρέχουσα πηγή πρέπει να έχει όσο το δυνατόν μεγαλύτερο εύρος σε πιθανές τιμές φορτίου. Η μέγιστη τιμή του φορτίου καθορίζεται από

τον κορεσμό εξόδου του ενισχυτή V_{sat} και για τις τοπολογίες QUAD και DIF-C δίνεται από τον τύπο (4.19), ενώ για τη πηγή DIF-M από τον τύπο (4.20):

$$V_{out} = I_{out}r_x \left[1 + \frac{Z_{load}}{2r_x} \left(1 + \frac{r_x}{R_3} \right) \right] \leq V_{sat} \quad (4.19)$$

$$V_{out} = I_{out}r \left[1 + \frac{Z_{load}}{r} \left(\frac{r + R_3}{r + 2R_3} \right) \right] \leq V_{sat} \quad (4.20)$$

Τα παραπάνω αποτελέσματα προκύπτουν με την θεώρηση ενός ιδανικού τελεστικού ενισχυτή και η τιμή του μέγιστου φορτίου $Z_{loadmax}$ είναι το θεωρητικό όριο της ικανότητας του κυκλώματος για έναν δεδομένο συνδυασμό αντιστάσεων. Συνεπώς, το εύρος των τιμών του φορτίου, πρακτικά, μπορεί να είναι μικρότερο.

4.1.2 Αποκρίσεις Πηγών Ρεύματος

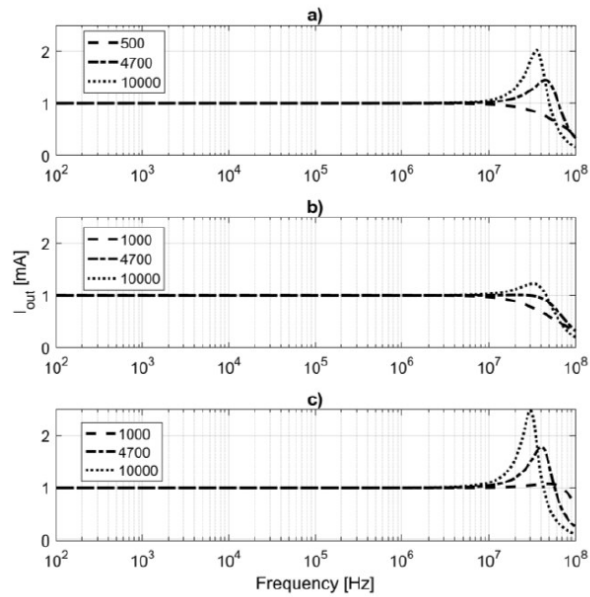
Αφού παρουσιάστηκαν διάφορες παραλλαγές της πηγής Howland Current Source και οι σχέσεις μεταξύ των αντιστάσεων των κυκλωμάτων, όπως επίσης οι τύποι των υπολογιζόμενων ρευμάτων και αντιστάσεων εξόδου και άλλων χαρακτηριστικών, στη συγκεκριμένη ενότητα μελετάται η συμπεριφορά κυρίως των προτεινόμενων πηγών, σύμφωνα με τις προσομοιωμένες και μετρούμενες αποκρίσεις τους.

Στην εικόνα 4.8 παρουσιάζεται η προσομοίωση του ρεύματος εξόδου I_{out} συναρτήσει της συχνότητας, για τρεις τιμές της αντίστασης R_3 των τριών προτεινόμενων κυκλωμάτων, ενώ στην εικόνα 4.9 η προσομοίωση της αντίστασης εξόδου Z_{out} . Η αντίσταση R_3 μπορεί να μεταβάλει την αντίσταση εξόδου, τη διακύμανση και το κοινό σήμα χωρίς να επηρεαστεί η διαγωγιμότητα βραχυκύκλωσης. Επίσης, η συγκεκριμένη αντίσταση αποτελεί στοιχείο της θετικής ανάδρασης και μπορεί να αλληλεπιδράσει με την χωρητικότητα εισόδου του ενισχυτή και να οδηγήσει σε αστάθεια. Είναι, συνεπώς, σημαντική η προσομοίωση της απόκρισης μεταβάλλοντας την αντίσταση αυτή, για την επίβλεψη της επιρροής που ασκεί. Οι αντιστάσεις που επιλέχθηκαν έχουν 1% ανοχή.

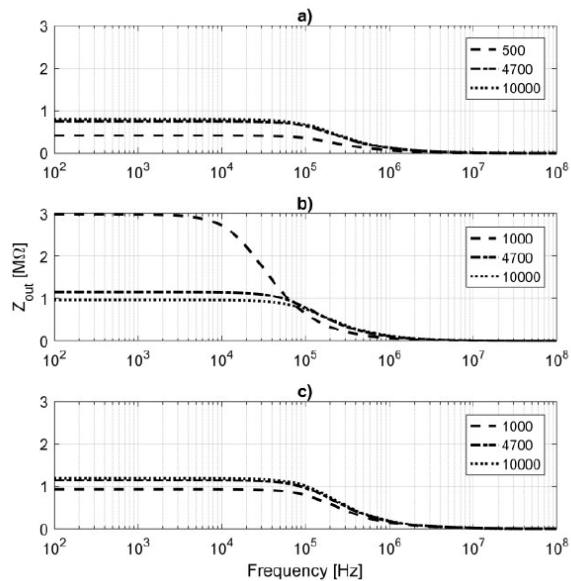
Και οι τρεις πηγές σχεδιάστηκαν με διαγωγιμότητα βραχυκύκλωσης ίση με 1 mA/V, η τάση εισόδου ορίστηκε στο 1 V για όλες τις τοπολογίες και το φορτίο ήταν 1 kΩ. Σύμφωνα με τις γραφικές παραστάσεις, όλα τα κυκλώματα παρουσίασαν κορυφή στις μεγαλύτερες συχνότητες με την αύξηση της R_3 . Το κύκλωμα της πηγής DIF-M έδωσε τις υψηλότερες κορυφές, όμως είχε το μεγαλύτερο επίπεδο εύρος ζώνης συγκριτικά με τα υπόλοιπα κυκλώματα. Επιπλέον, σχετικά με την αντίσταση εξόδου, στα κυκλώματα DIF-M και QUAD η αύξηση της αντίστασης R_3 είχε σαν αποτέλεσμα την αύξηση της αντίστασης Z_{out} , σε αντίθεση με το κύκλωμα DIF-C. Όλα τα κυκλώματα έδωσαν αντίσταση εξόδου τιμής 1 MΩ περίπου, για συχνότητες μικρότερες των 100 kHz και όταν η αντίσταση R_3 είχε τιμή 4.7 kΩ ή 10 kΩ.

Στον πίνακα 4.1 παρουσιάζονται οι μέγιστες μετρούμενες και προσομοιωμένες τιμές που μπορεί να δεχτεί το φορτίο της πηγής με την μεταβολή της αντίστασης R_3 , ώστε να εκτιμηθεί η επίδραση της στο φορτίο. Το φορτίο μεταβλήθηκε από 0.1 kΩ έως 10.1 kΩ με βήμα 500 Ω.

Ο πίνακας αυτός παρουσιάζει τη μικρότερη εξάρτηση της πηγής DIF-M από την αντίσταση R_3 , σε σύγκριση με τις άλλες δύο πηγές. Παρόλα αυτά, η πηγή που μπορεί να οδηγήσει το



Σχήμα 4.8: Προσομοιωμένο ρεύμα εξόδου μεταβάλλοντας την τιμή της R_3 , με φορτίο 1 kΩ για τα κυκλώματα (a) QUAD (b) DIF-C και (c) DIF-M
 Πηγή: Προσαρμοσμένο από [15]



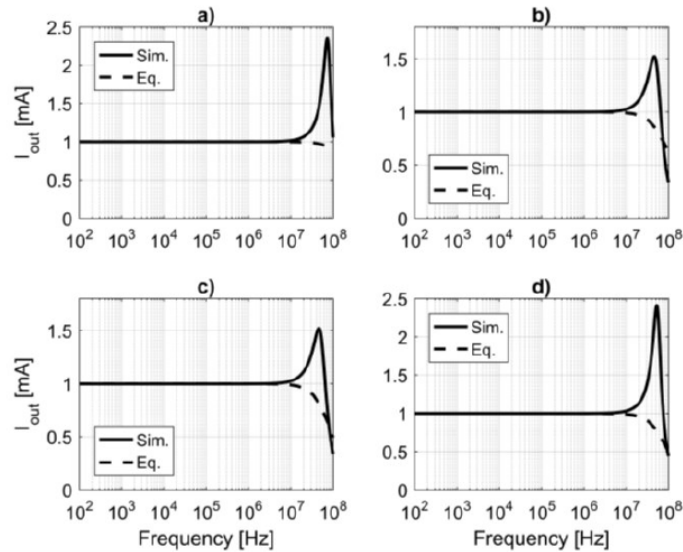
Σχήμα 4.9: Προσομοιωμένη αντίσταση εξόδου μεταβάλλοντας την τιμή της R_3 , με φορτίο 1 kΩ για τα κυκλώματα (a) QUAD (b) DIF-C και (c) DIF-M
 Πηγή: Προσαρμοσμένο από [15]

Κύκλωμα	$Z_{load,max}$ k Ω	$R_3=r_x$	$R_3=4.7$ k	$R_3=10$ k
QUAD $r_x = 500 \Omega$	Προσομοίωση	3.6	6.1	6.6
QUAD $r_x = 500 \Omega$	Μέτρηση	3.3	6.0	6.3
DIF-C $r_x = 1000 \Omega$	Προσομοίωση	3.1	5.1	5.6
DIF-C $r_x = 1000 \Omega$	Μέτρηση	2.8	4.6	5.1
DIF-M $r_x = 1000 \Omega$	Προσομοίωση	4.6	5.6	5.6
DIF-M $r_x = 1000 \Omega$	Μέτρηση	4.2	5.1	5.4

Πίνακας 4.1: Μετρούμενες και προσομοιωμένες τιμές του $Z_{load,max}$, όταν μεταβάλλεται η R_3
 Πηγή: Προσαρμοσμένο από [15]

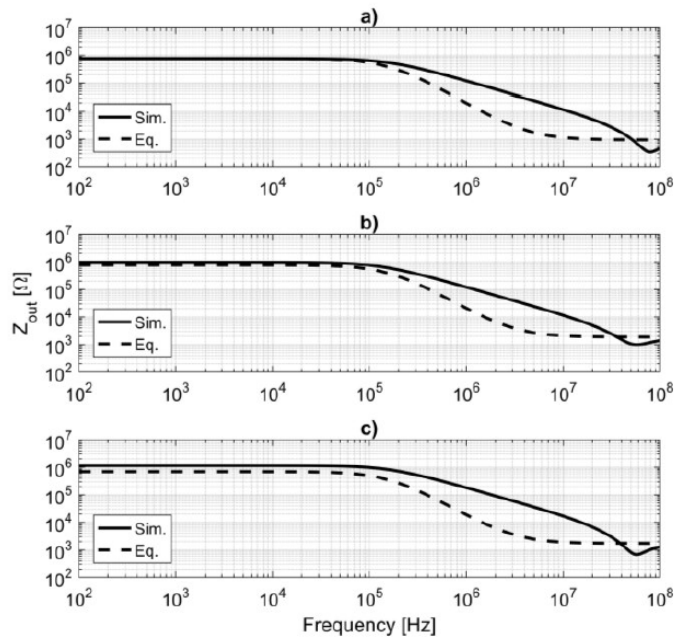
μεγαλύτερο φορτίο είναι η QUAD. Αναλύοντας τα αποτελέσματα, σημαντική παρατήρηση αποτελεί ότι οι αποκλίσεις μεταξύ των υπολογισμένων και των προσομοιωμένων αποτελεσμάτων είναι πολύ χαμηλές, πράγμα που σημαίνει ότι οι προτεινόμενες μαθηματικές εξισώσεις είναι ικανές να προβλέψουν το μέγιστο υποστηριζόμενο φορτίο.

Με σκοπό την επικύρωση των εξισώσεων του ρεύματος και της αντίστασης εξόδου παρουσιάζονται οι προσομοιώσεις τους, για κάθε προτεινόμενο κύκλωμα, στις εικόνες 4.10 και 4.11. Το φορτίο σε κάθε κύκλωμα είναι ίσο με 1Ω , ενώ η τάση σε όλα τα κυκλώματα στην αναστρέφουσα είσοδο τέθηκε στο 1 V και στη μη αναστρέφουσα του κυκλώματος DIF-C στα 0.333 V .



Σχήμα 4.10: Προσομοιωμένο και μετρούμενο ρεύμα εξόδου για φορτίο 1Ω , για τα κυκλώματα (a) QUAD, (b) DIF-C με χρήση αναστρέφουσας εισόδου, (c) DIF-C με χρήση μη αναστρέφουσας εισόδου και (d) DIF-M

Πηγή: Προσαρμοσμένο από [15]



Σχήμα 4.11: Προσομοιωμένη και μετρούμενη αντίσταση εξόδου για τα κυκλώματα (a) QUAD, (b) DIF-C και (c) DIF-M

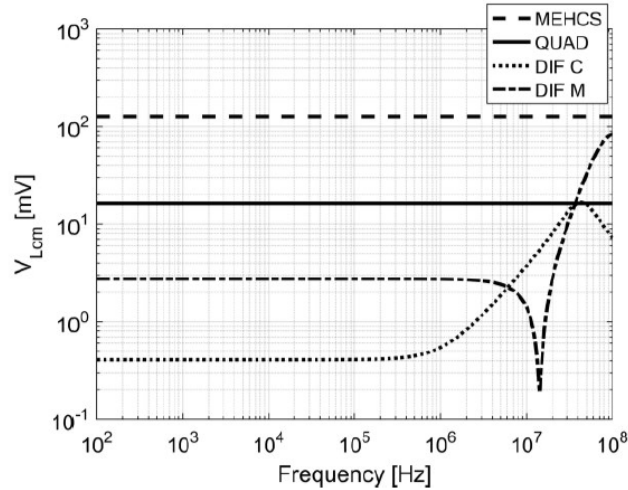
Πηγή: Προσαρμοσμένο από [15]

Στις γραφικές παραστάσεις για το ρεύμα εξόδου φαίνεται πως οι προσομοιωμένες τιμές και οι τιμές που προκύπτουν από τις εξισώσεις είναι παρόμοιες μέχρι τα 10 MHz, όπου και αρχίζουν να διαφοροποιούνται εξαιτίας σφαλμάτων. Παρόμοια συμπεριφορά έχει και η αντίσταση εξόδου, όπου τα σφάλματα επηρεάζουν τα αποτελέσματα στη συχνότητα των 100 kHz. Επίσης, οι τιμές των προσομοιώσεων κατά την επίπεδη ζώνη, αλλά και σε υψηλότερες συχνότητες, είναι λίγο μεγαλύτερες σε σύγκριση με αυτές που προκύπτουν από τις εξισώσεις. Οι διαφορές στη συμπεριφορά στις υψηλότερες συχνότητες οφείλονται στην αντίσταση εισόδου του τελεστικού ενισχυτή που χρησιμοποιείται και δεν μοντελοποιείται στις εξισώσεις.

Το επόμενο χαρακτηριστικό που παρουσιάζεται στην εικόνα 4.12 είναι η προσομοίωση της απόκρισης του common mode voltage συναρτήσει της συχνότητας, για τις δύο κατηγορίες των πηγών Mirrored και προτεινόμενων. Η απόκριση της πηγής MEHCS-DIF δεν παρουσιάζεται γιατί είναι πανομοιότυπη με της MEHCS. Παρατηρώντας την ac ανάλυση, φαίνεται ότι οι πηγές DIF-C και DIF-M έχουν τις μικρότερες τιμές common mode voltage, σε ικανοποιητικά επίπεδα, με το κοινό σήμα της πηγής DIF-M να είναι μεγαλύτερο, κατά 3 mV περίπου, από την DIF-C, αλλά με πιο σταθερή κυματομορφή σε μεγαλύτερο εύρος συχνοτήτων.

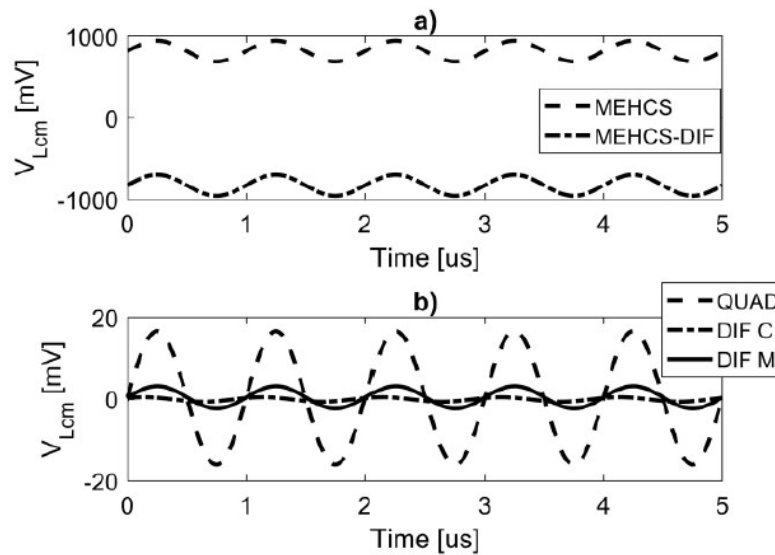
Για καλύτερη ανάλυση και κατανόηση παρουσιάζεται και η χρονική απόκριση του κοινού σήματος, των δύο αυτών κατηγοριών στην εικόνα 4.13. Στην εικόνα 4.13 (a) παρουσιάζεται το V_{Lcm} των MEHCS και MEHCS-DIF, ενώ στην εικόνα 4.13 (b) όλων των προτεινόμενων κυκλωμάτων. Η συχνότητα για όλα τα κυκλώματα είναι ίση με 1 MHz. Σύμφωνα με τα

αποτελέσματα αυτά, τα προτεινόμενα κυκλώματα δεν έχουν σημαντική dc συνιστώσα common mode voltage.



Σχήμα 4.12: Προσομοιωμένη τάση φορτίου κοινής λειτουργίας V_{Lcm} των πηγών Mirrored και προτεινόμενων, συναρτήσει της συχνότητας

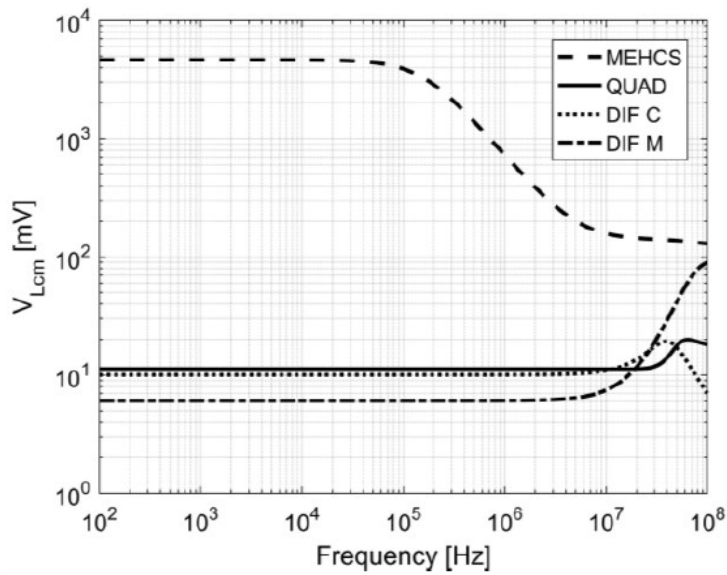
Πηγή: Προσαρμοσμένο από [15]



Σχήμα 4.13: Προσομοιωμένη τάση φορτίου κοινής λειτουργίας V_{Lcm} των πηγών Mirrored και προτεινόμενων, συναρτήσει του χρόνου και σε συχνότητα 1 MHz

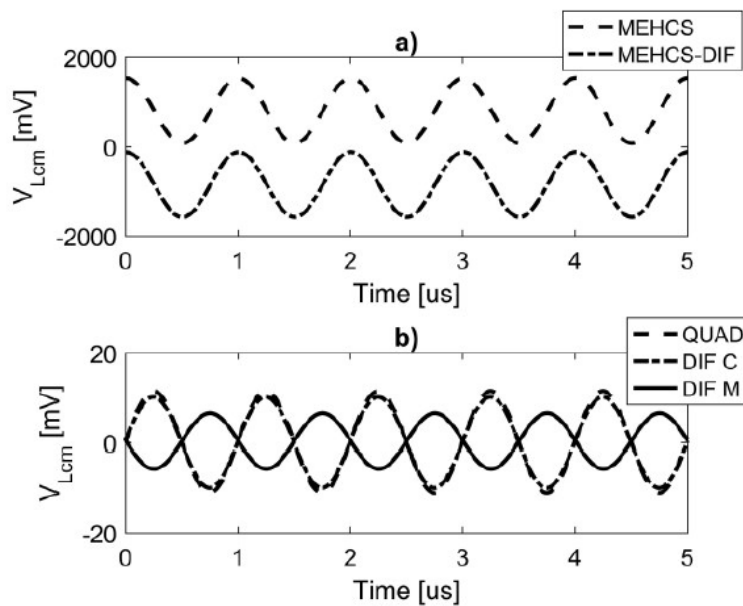
Πηγή: Προσαρμοσμένο από [15]

Έχοντας ως στόχο την ανάλυση της επίδρασης πιθανών αναντιστοιχιών των αντιστάσεων παρουσιάζεται η εικόνα 4.14, η οποία δείχνει την απόκριση του common mode voltage των προηγούμενων κατηγοριών, ως προς τη συχνότητα, όταν εφαρμόζεται σφαιμα $\pm 1\%$ στις αντιστάσεις r και r_x . Το κύκλωμα DIF-M παρουσιάζει το μικρότερο V_{Lcm} στις περισσότερες συχνότητες, σε τιμές 6 έως 90 mV. Συνεπώς, η συγκεκριμένη πηγή δεν επηρεάζεται έντονα από αναντιστοιχίες των αντιστάσεων και επιπλέον, είναι αρκετά ισχυρή στη μείωση του common mode voltage.



Σχήμα 4.14: Προσομοιωμένη τάση φορτίου κοινής λειτουργίας (V_{Lcm}) των πηγών Mirrored και προτεινόμενων, συναρτήσει της συχνότητας, με μη ταιριαστές αντιστάσεις r και r_x
 Πηγή: Προσαρμοσμένο από [15]

Στο ίδιο συμπέρασμα καταλήγει κανείς με την εικόνα 4.15, στην οποία παρουσιάζεται η χρονική απόκριση του V_{Lcm} σε συχνότητα 1 MHz, με μεταβολή των αντιστάσεων r και r_x κατά $\pm 1\%$. Σύμφωνα με αυτή, η dc συνιστώσα των προτεινόμενων κυκλωμάτων είναι σχεδόν μηδενική. Στις εφαρμογές επεξεργασίας βιοσημάτων τα dc σήματα είναι συνήθως ανεπιθύμητα, αφού μειώνουν τη διακύμανση εξόδου και απαιτούν τη χρήση ενός πλήθους πυκνωτών για την απομόνωση του φορτίου.

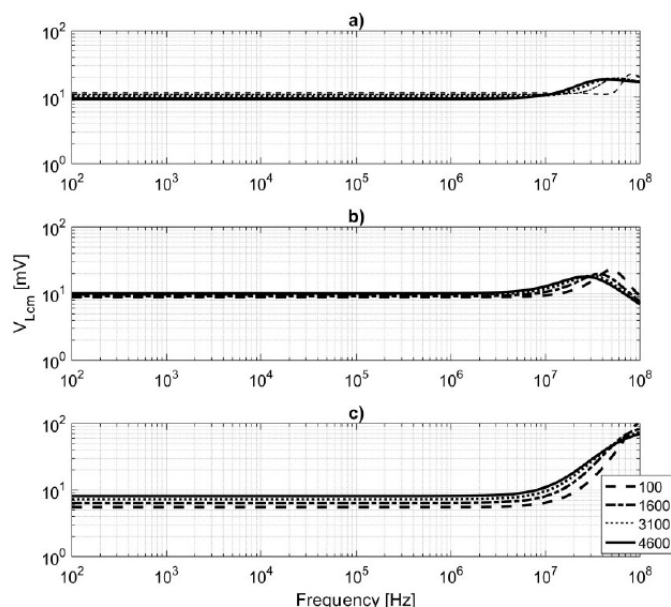


Σχήμα 4.15: Προσομοιωμένη τάση φορτίου κοινής λειτουργίας (V_{Lcm}) των πηγών Mirrored και προτεινόμενων, συναρτήσει του χρόνου και σε συχνότητα 1 MHz, με μη ταιριαστές αντιστάσεις r και r_x

Πηγή: Προσαρμοσμένο από [15]

Για λόγους πληρότητας, παρουσιάζεται στην εικόνα 4.16 η απόκριση κοινής λειτουργίας χρησιμοποιώντας τέσσερα διαφορετικά φορτία τιμών 0.1 k Ω , 1.6 k Ω , 3.2 k Ω και 4.6 k Ω , για τα προτεινόμενα κυκλώματα. Φαίνεται, λοιπόν, ότι το κύκλωμα DIF-M παρουσιάζει μεγαλύτερη εξάρτηση στις μεταβολές του φορτίου, σε σύγκριση με τα άλλα δύο κυκλώματα, αλλά οι τιμές του common mode voltage παραμένουν οι μικρότερες από αυτές των QUAD και DIF-C. Συμπερασματικά, τα προτεινόμενα κυκλώματα έχουν πολύ λιγότερη εξάρτηση από το φορτίο όσον αφορά το σήμα κοινής λειτουργίας, υποδηλώνοντας ότι αυτές οι πηγές είναι περισσότερο κατάλληλες για εφαρμογές που απαιτούν χαμηλό common mode voltage και μεγαλύτερο εύρος πιθανών φορτίων.

Εφόσον οι προσομοιώσεις των προτεινόμενων κυκλωμάτων έδειξαν ότι είναι ικανά να μειώσουν το common mode voltage και να βελτιώσουν τη διακύμανση εξόδου της πηγής, για την επικύρωση των αποτελεσμάτων διεξήχθησαν και πειραματικές διαδικασίες συλλογής δεδομένων με πρακτικά κυκλώματα. Οι αντιστάσεις που χρησιμοποιήθηκαν κατά τη διαδικασία

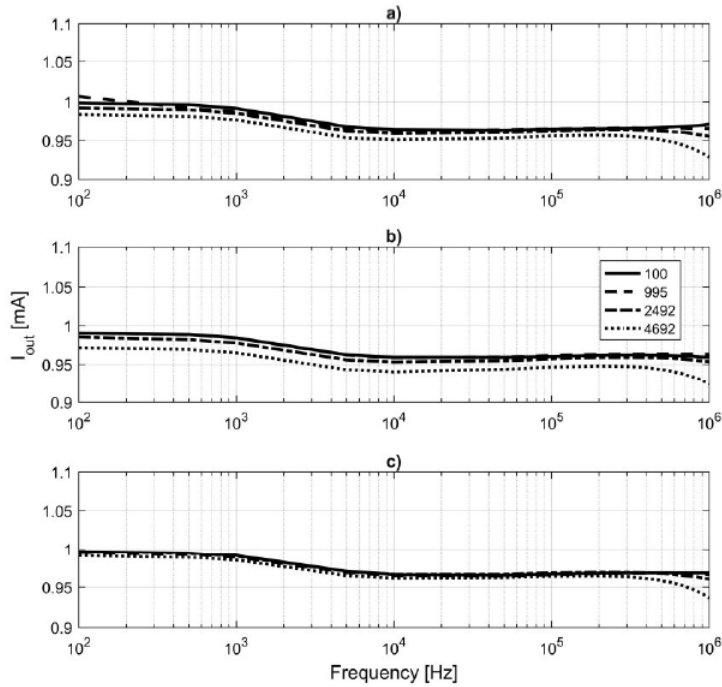


Σχήμα 4.16: Προσομοιωμένη τάση φορτίου κοινής λειτουργίας (V_{Lcm}) των προτεινόμενων πηγών (a) QUAD, (b) DIF-C και (c) DIF-M, με μη ταιριαστές αντιστάσεις r και r_x ($\pm 1\%$), για τέσσερα διαφορετικά φορτία

Πηγή: Προσαρμοσμένο από [15]

αυτή ταίριαζαν με αυτές των προσομοιώσεων, με ανοχή $\pm 1\%$. Τα φορτία που εφαρμόστηκαν μετρήθηκαν πριν τη χρήση τους και ως αποτελέσματα προέκυψαν οι τιμές 100, 995, 2492 και 4692 Ω . Τέλος, λόγω περιορισμών των οργάνων και εξαιτίας διαφόρων παρασιτικών στοιχείων, τα πειραματικά δεδομένα περιορίστηκαν στο 1 MHz.

Στην εικόνα 4.17 παρουσιάζεται το ρεύμα εξόδου για καθένα από τα προτεινόμενα κύκλωμα και για τέσσερα διαφορετικά φορτία. Το κύκλωμα DIF-M έδειξε την μικρότερη εξάρτηση από το φορτίο ως προς το ρεύμα εξόδου, γεγονός που επιβεβαιώνει τα αποτελέσματα των προσομοιώσεων. Όλες οι πηγές έδειξαν μείωση του ρεύματος εξόδου στο 1 MHz με το φορτίο τιμής 4.7 k Ω αποδεικνύοντας την επίδραση ενός πόλου υψηλής συχνότητας και την εξάρτηση που έχει από το φορτίο.



Σχήμα 4.17: Μετρούμενο ρεύμα εξόδου με διαφορετικά φορτία, για τα κυκλώματα (a) QUAD, (b) DIF-C και (c) DIF-M

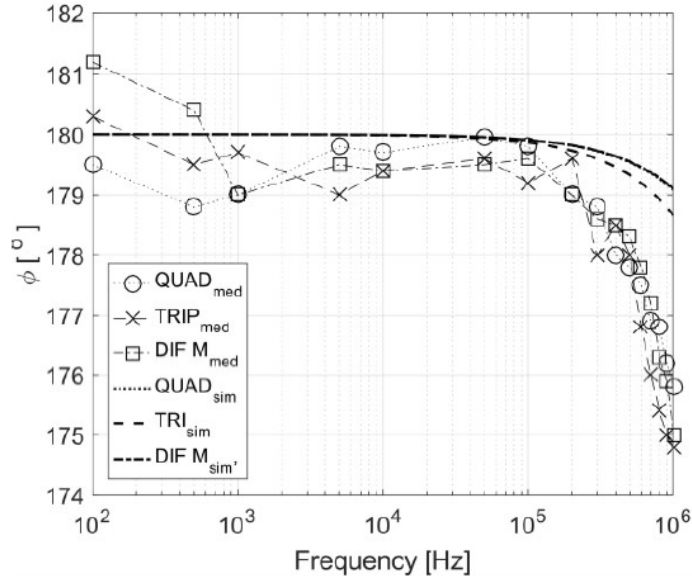
Πηγή: Προσαρμοσμένο από [15]

Στη συνέχεια, στην εικόνα 4.18 παρουσιάζεται η μετρούμενη και προσομοιωμένη φάση του ρεύματος εξόδου των προτεινόμενων κυκλωμάτων, με φορτίο ίσο με 1 kΩ. Η αυξανόμενη απόκλιση μεταξύ μετρούμενων τιμών και προσομοιωμένων, στις υψηλότερες συχνότητες υποδηλώνει ότι ο πόλος του πρακτικού κυκλώματος είναι λίγο χαμηλότερος από τον προσομοιωμένο, το οποίο αναμενόταν λόγω παρασιτικών συνιστωσών. Οι προσομοιώσεις των φάσεων του ρεύματος εξόδου των κυκλωμάτων QUAD και DIF-M ταυτίζονται, ενώ το κύκλωμα DIF-C παρουσίασε μια ελαφρώς μεγαλύτερη μείωση κοντά στο 1 MHz.

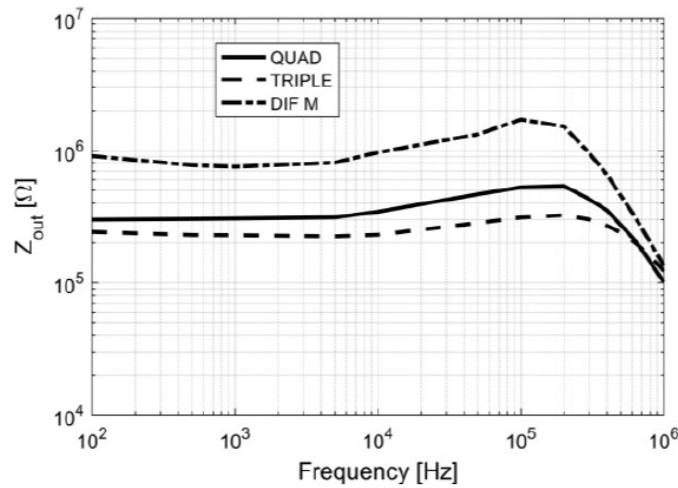
Για τον υπολογισμό της αντίστασης εξόδου, μεταβλήθηκε το φορτίο, καταγράφηκε η τάση του και χρησιμοποιήθηκε ο παρακάτω τύπος:

$$Z_{out} = \frac{V_{L2} - V_{L1}}{\frac{V_{L1}}{R_{L1}} - \frac{V_{L2}}{R_{L2}}} \quad (4.21)$$

όπου V_{L2} είναι η μετρούμενη τάση του φορτίου για το φορτίο μεγαλύτερης τιμής το οποίο ήταν ίσο με $R_{L2} = 4.7 \text{ k}\Omega$ και V_{L1} η μετρούμενη τάση για το φορτίο της μικρότερης τιμής $R_{L1} = 100 \text{ }\Omega$. Η μετρούμενη αντίσταση εξόδου παρουσιάζεται στην εικόνα 4.19. Σύμφωνα με τις γραφικές παραστάσεις της αντίστασης Z_{out} , η τοπολογία DIF-M έδειξε την υψηλότερη αντίσταση εξόδου, περίπου στο 1 MΩ σε εύρος συχνοτήτων από 100 Hz έως 100 kHz, ενώ τα DIF-C και QUAD εμφάνισαν τιμές σημαντικά μικρότερες, γύρω στα 300 kΩ και 400 kΩ στην ίδια περιοχή συχνοτήτων.



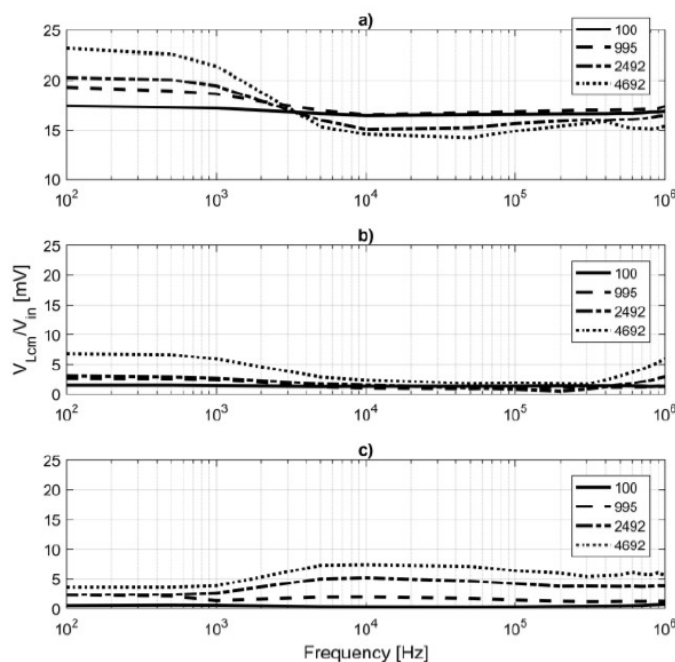
Σχήμα 4.18: Μετρούμενη και προσομοιωμένη φάση εξόδου για φορτίο 1 kΩ, για τα κυκλώματα (a) QUAD, (b) DIF-C και (c) DIF-M
 Πηγή: Προσαρμοσμένο από [15]



Σχήμα 4.19: Μετρούμενη αντίσταση εξόδου, για τα κυκλώματα (a) QUAD, (b) DIF-C και (c) DIF-M
 Πηγή: Προσαρμοσμένο από [15]

Η μετρούμενη απόκριση της τάσης κοινού σήματος ως προς την τάση εισόδου, των προ-

τεινόμενων κυκλωμάτων παρουσιάζεται στην εικόνα 4.20. Η διαίρεση αυτή γίνεται για την αντιστάθμιση μικρών μεταβολών της γεννήτριας της τάσης στο εύρος των συχνοτήτων. Στα κυκλώματα DIF-C και DIF-M παρατηρήθηκαν οι μικρότερες τιμές του common mode voltage, κάτω από 8 mV, ενώ το κύκλωμα QUAD έδειξε υψηλότερη μέγιστη τιμή, γύρω στα 23 mV στη συχνότητα των 100 Hz. Αν και η τάξη μεγέθους των τιμών των μετρήσεων είναι ίδια με την τάξη μεγέθους των προσομοιώσεων, η μορφή των καμπυλών διαφέρει. Μια πιθανή εξήγηση είναι η περιορισμένη ακρίβεια των οργάνων, με τις τιμές του κοινού σήματος να είναι αρκετά μικρότερες από το μετρούμενο σήμα. Ωστόσο, σε εφαρμογές που το κοινό σήμα θεωρείται ανεπιθύμητος θόρυβος, σημασία έχει το μέγεθός του και όχι η συμπεριφορά του ως προς τη συχνότητα.

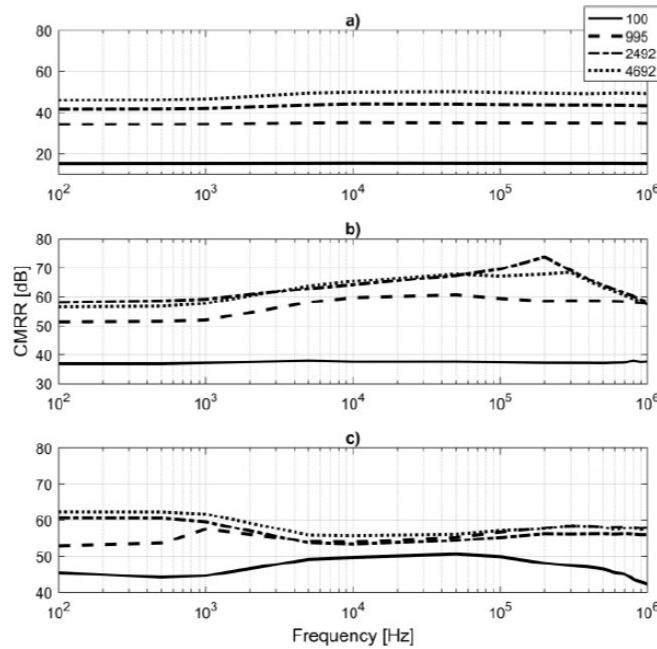


Σχήμα 4.20: Μετρούμενη τάση κοινής λειτουργίας, για τα κυκλώματα (a) QUAD, (b) DIF-C και (c) DIF-M

Πηγή: Προσαρμοσμένο από [15]

Τέλος, ένα συμπληρωματικό χαρακτηριστικό προς μελέτη είναι τα αποτελέσματα του λόγου απόρριψης κοινού σήματος (CMRR). Αυτό το μέγεθος υποδεικνύει τη σχέση μεταξύ της διαφορικής τάσης φορτίου του σήματος ενδιαφέροντος, στη συγκεκριμένη περίπτωση του σήματος βιοεπεξεργασίας και της τάσης κοινού σήματος εξόδου, δηλαδή του ανεπιθύμητου σήματος που μπορεί να δημιουργήσει θόρυβο σε μια μέτρηση. Τα αποτελέσματα της παραμέτρου αυτής παρουσιάζονται στην εικόνα 4.21. Σύμφωνα με τις κυματομορφές του CMRR, μπορεί κανείς να συμπεράνει ότι εξαρτάται σε μεγάλο βαθμό από το μέγεθος του φορτίου, σε όλα τα κυκλώματα στα οποία μετρήθηκε. Το αποτέλεσμα αυτό ήταν αναμενόμενο, καθώς η διαφορική τάση φορτίου αυξάνεται γραμμικά με το φορτίο, ενώ η εξάρτηση από το common mode voltage του

φορτίου είναι πιο περίπλοκη, σύμφωνα με την εικόνα 4.20. Μια σημαντική παρατήρηση είναι ότι η πηγή DIF-M έδειξε το υψηλότερο CMRR χρησιμοποιώντας το χαμηλότερο φορτίο, το οποίο είναι επιθυμητό, λαμβάνοντας υπόψη ότι τα προβλήματα κοινού σήματος είναι σημαντικά με την ύπαρξη μικρών διαφορικών σημάτων. Η αντίσταση του σώματος κυμαίνεται, συνήθως, από 10 έως 1000 Ω ανάλογα με την εφαρμογή, οπότε η εφαρμογή της τοπολογίας DIF-M, όπως και της DIF-C, θα μπορούσε να βελτιώσει το CMRR έως και 60 dB, σε σύγκριση με την πηγή EHCS, όπου το CMRR υπολογίζεται γύρω στα 6 dB.



Σχήμα 4.21: Λόγος απόρριψης κοινού σήματος (CMRR), για τα κυκλώματα (a) QUAD, (b) DIF-C και (c) DIF-M

Πηγή: Προσαρμοσμένο από [15]

Στον πίνακα 4.2 παρουσιάζονται οι μέγιστες μετρούμενες τιμές του φορτίου, για καθεμιά από τις προτεινόμενες πηγές.

QUAD [kΩ]	DIF-C [kΩ]	DIF-M [kΩ]
6.31	5.33	5.16

Πίνακας 4.2: Μέγιστες μετρούμενες τιμές του φορτίου $Z_{load,max}$

Πηγή: Προσαρμοσμένο από [15]

Τα αποτελέσματα είναι κοντά σε τιμές, με την τοπολογία του κυκλώματος QUAD να κατέχει τη μεγαλύτερη τιμή της μέγιστης αντίστασης φορτίου, με διαφορά περίπου 1 kΩ από την τοπολογία του κυκλώματος DIF-M.

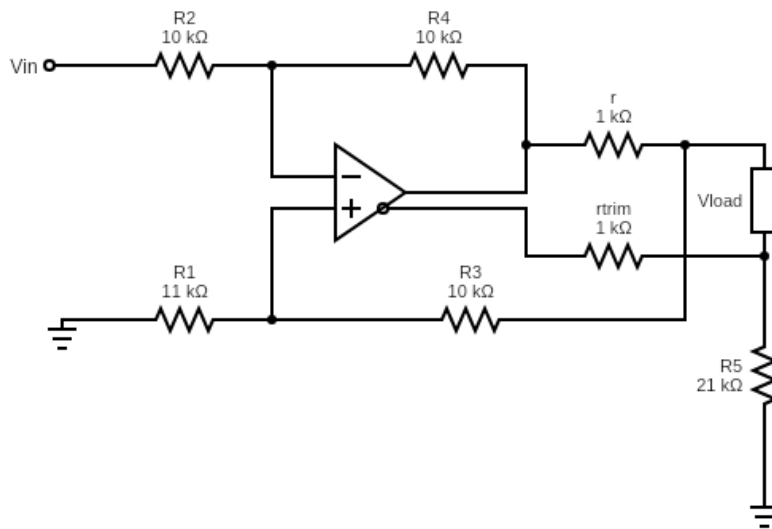
4.1.3 Παράμετροι Πηγής Ρεύματος του Συστήματος

Για τη συγκεκριμένη εφαρμογή της διπλωματικής εργασίας επιλέχθηκε η τοπολογία DIF-M, ως πηγή εισαγωγής ρεύματος στο ανθρώπινο σώμα, μετά από σύγκριση διαφόρων αποκρίσεων των πηγών που παρουσιάστηκαν στην προηγούμενη ενότητα.

Οι τιμές των αντιστάσεων που επιλέχθηκαν, σύμφωνα με τις εξισώσεις και τις αποκρίσεις της πηγής είναι:

$$\begin{aligned}r &= r_{trim} = 1 \text{ k}\Omega \\R_2 &= R_3 = R_4 = 10 \text{ k}\Omega \\R_1 &= R_4 + r = 11 \text{ k}\Omega \\R_5 &= r + 2R_3 = 21 \text{ k}\Omega\end{aligned}$$

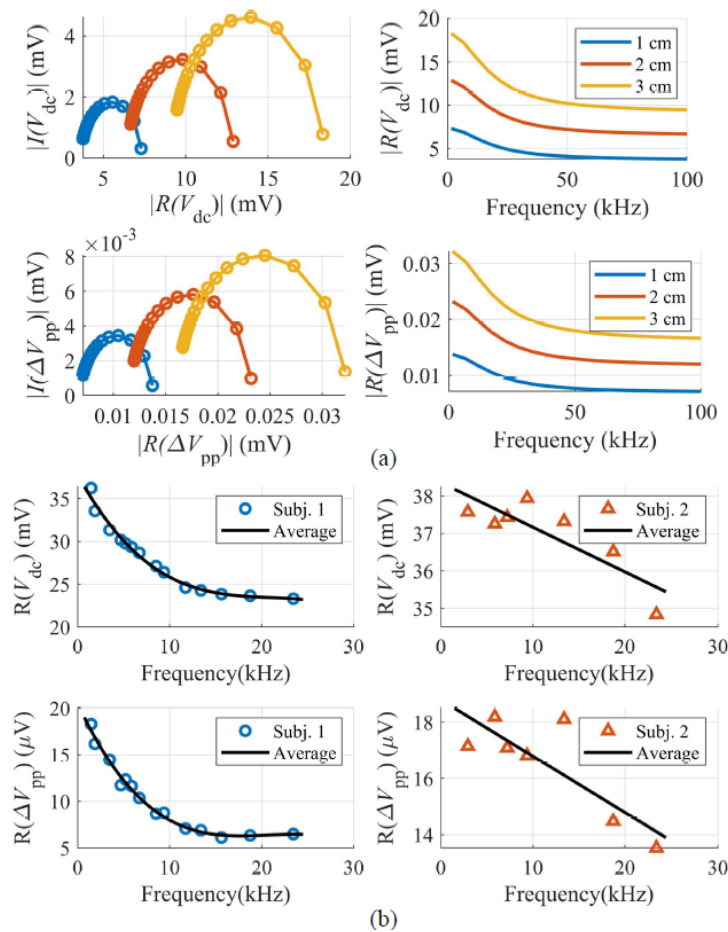
Οπότε, το ολοκληρωμένο κύκλωμα της πηγής παρουσιάζεται στην εικόνα 4.22:



Σχήμα 4.22: Πηγή ρεύματος του συστήματος

Για την επιλογή της κατάλληλης συχνότητας έγχυσης ρεύματος της πηγής, μελετήθηκε η επίδραση της συχνότητας στο μετρούμενο σήμα. Ερευνητές, μεταβάλλοντας τη συχνότητα της πηγής ρεύματος, παρακολούθησαν την επίδρασή της στην dc συνιστώσα της επαγόμενης τάσης V_{dc} , καθώς και στη μεταβολή της ΔV_{pp} [6]. Στην εικόνα 4.23(a) παρουσιάζεται η προσομοίωση του φανταστικού ($|I(V)|$) συναρτήσε του πραγματικού ($|R(V)|$) μέρους της κύριας συνιστώσας V_{dc} , αλλά και της μεταβολής της, καθώς επίσης παρουσιάζεται η απεικόνιση του πραγματικού μέρους των δύο αυτών μεγεθών συναρτήσε της συχνότητας, στο εύρος 1 έως 100 kHz. Οι κυματομορφές αυτές καταγράφηκαν για τρεις διαφορετικές θέσεις των ηλεκτροδίων τάσης, μεταβάλλοντας την απόσταση μεταξύ τους σε 1 cm, 2 cm και 3 cm.

Τα μεγέθη του πραγματικού και του φανταστικού μέρους της κύριας συνιστώσας της τάσης αυξήθηκαν με την αύξηση της απόστασης των ηλεκτροδίων, συμπεριφορά αναμενόμενη από την μελέτη της θέσης των ηλεκτροδίων. Επιπλέον, σύμφωνα με την εικόνα 4.23(a) τα V_{dc} και ΔV_{pp} ακολουθούν παρόμοια συμπεριφορά ως προς την αύξηση της συχνότητας, η οποία προκαλεί μείωση των δύο αυτών μεγεθών. Το γεγονός αυτό, επιβεβαιώνεται από μετρήσεις οι οποίες λήφθηκαν από την κερκιδική αρτηρία δύο ατόμων, σε εύρος συχνοτήτων 2 έως 25 kHz. Τα αποτελέσματα των μετρήσεων του πραγματικού μέρους των V_{dc} και ΔV_{pp} παρουσιάζονται στην εικόνα 4.23(b). Και τα δύο μεγέθη μειώθηκαν, καθώς η συχνότητα αυξήθηκε, με συντελεστή συσχέτισης 0.99 και 0.83 για το πρώτο και το δεύτερο άτομο, αντίστοιχα. Το πρώτο άτομο παρουσίασε εντονότερη μεταβολή σε σύγκριση με το δεύτερο άτομο, το οποίο πλησίασε περισσότερο τις προσομοιώσεις.



Σχήμα 4.23: Ανάλυση συχνοτήτων βιο-αντίστασης: (a) προσομοίωση των V_{dc} και ΔV_{pp} για $\Sigma = 1, 2,$ και 3 cm και (b) μετρήσεις των V_{dc} και ΔV_{pp} για 2 άτομα, με τη συχνότητα του ρεύματος έγχυσης να μεταβάλλεται από 2 έως 25 kHz

Πηγή: Προσαρμοσμένο από [6]

Προκειμένου να επιτευχθεί υψηλότερη αναλογία σήματος προς θόρυβο, αλλά και για καλύτερη διακριτότητα, είναι επιθυμητή η μεγιστοποίηση του ρεύματος που διαχέεται στον ιστό. Ωστόσο, η ανησυχία για την ασφάλεια του ασθενούς περιορίζει την τιμή της έντασης του ρεύματος που μπορεί να εφαρμοστεί στον ιστό, ώστε να αποφευχθεί για παράδειγμα η κολπική μαρμαρυγή ή η ανακοπή της καρδιάς. Σύμφωνα με το πρότυπο IEC 60601, το ρεύμα που εγχύεται στον ιστό ενός ανθρώπου δεν πρέπει να υπερβαίνει τα 100 μA στο εύρος των συχνοτήτων 0.1 έως 1 kHz, και για συχνότητες πάνω από 100 kHz δεν πρέπει να ξεπερνά τα 10 mA. Στο εύρος των συχνοτήτων 1-100 kHz η ποσότητα του ρεύματος αυξάνεται γραμμικά με τη συχνότητα και μπορεί να προσδιοριστεί από τη σχέση $0.1 \times f \text{ mA}$, όπου f η συχνότητα του ρεύματος σε kHz.

Στη συγκεκριμένη εφαρμογή, η πηγή ρεύματος ρυθμίστηκε έτσι ώστε να παρέχει ρεύμα κοντά στο 1 mA με συχνότητα 20 kHz, χαρακτηριστικά που επιτρέπουν να εξαπλωθεί το ρεύμα στο δέρμα, ενώ ταυτόχρονα πληρούν τις προδιαγραφές ασφάλειας των ιατρικών ηλεκτρικών συσκευών. Ο ενισχυτής που χρησιμοποιήθηκε για την υλοποίηση της πηγής ρεύματος είναι ο AD8138, ο οποίος είναι διαφορικός χαμηλής κατανάλωσης. Για τη μετατροπή του ψηφιακού σήματος σε αναλογικό, στην είσοδο της πηγής χρησιμοποιήθηκε η προγραμματιζόμενη γεννήτρια κυματομορφής AD9833 και βασίζεται στην επεξεργασία ψηφιακού σήματος (Digital signal processing-DSP), συνεπώς εκμεταλλεύεται τα πλεονεκτήματα της ψηφιακής εφαρμογής, αλλά απαιτεί περισσότερη μνήμη.

4.2 Σύστημα Λήψης

4.2.1 Instrumentation Amplifier

Ο instrumentation amplifier (IA) είναι το πρώτο στοιχείο στην αλυσίδα του συστήματος λήψης, το οποίο δέχεται στην είσοδο του την επαγόμενη τάση που αποκτάται από τα ηλεκτρόδια. Ο ενισχυτής IA παίζει καθοριστικό ρόλο στην απόρριψη του θορύβου και στην απόκτηση υψηλού λόγου σήματος προς θόρυβο (Signal-to-noise ratio-SNR). Επίσης, η επιλογή του ενισχυτή επηρεάζει τον λόγο απόρριψης κοινού σήματος CMRR, σημαντικό χαρακτηριστικό στην ακρίβεια της μέτρησης.

Το σήμα κοινής λειτουργίας που δέχεται στην είσοδο του ο IA μπορεί να χωριστεί σε τρία κύρια μεγέθη: το πρώτο αφορά το δυναμικό ημιστοιχείου, το δεύτερο σχετίζεται με τη μέση τάση του σώματος και, τέλος, το τρίτο μέγεθος είναι η επαγόμενη τάση από το εγχυόμενο ρεύμα [9]. Το δυναμικό ημιστοιχείου είναι η dc τάση που αναπτύσσεται στην επιφάνεια επαφής του σώματος με τα ηλεκτρόδια, και για τα ηλεκτρόδια του εμπορίου που είναι κατασκευασμένα από άργυρο ή χλωριούχο άργυρο τυπική τιμή είναι της τάξης των 223 mV. Η μέση τάση του σώματος είναι, όπως υποδηλώνει η ονομασία του, ο μέσος όρος των δυναμικών που αναπτύσσονται στο σώμα, κατά τη διαδικασία της μέτρησης, με αναφορά τη γείωση. Προκαλείται από το ρεύμα που κατευθύνεται προς το έδαφος, μέσω της αντίστασης εισόδου του IA ή μέσω των ηλεκτροδίων. Η επαγόμενη τάση προκαλούμενη από το ρεύμα που διαρρέει το σημείο του σώματος είναι η τάση ενδιαφέροντος και επηρεάζεται από το μέγεθος του ρεύματος, το σχήμα και την τοποθέτηση των ηλεκτροδίων. Η συγκεκριμένη τάση αναπτύσσεται μεταξύ

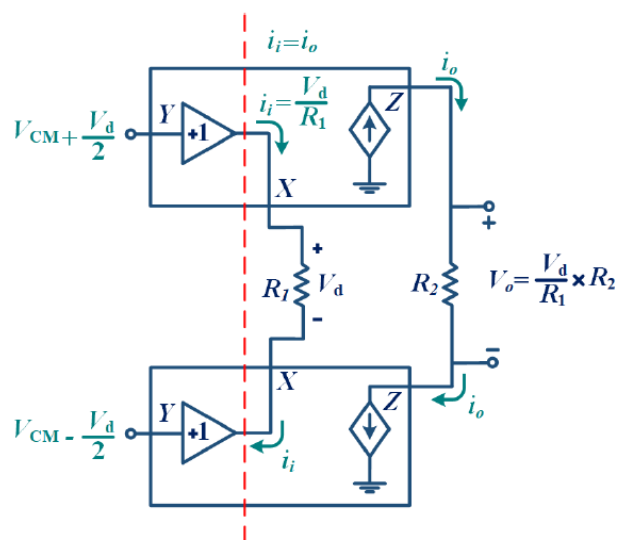
των ηλεκτροδίων τάσης και συνεπώς, το κοινό σήμα που εμφανίζεται είναι στην ίδια συχνότητα με διαφορική τάση των ηλεκτροδίων.

Η παρουσία του common mode voltage είναι ανεπιθύμητη, όπως αναφέρθηκε και στην ενότητα της πηγής ρεύματος, μιας και μπορεί να μειώσει την ακρίβεια και την ποιότητα του σήματος και ενδεχομένως, να οδηγήσει την αλυσίδα λήψης σε κορεσμό. Το διαφορικό σήμα, το οποίο είναι το επιθυμητό, βρίσκεται μεταξύ των ηλεκτροδίων που καταγράφουν την επαγόμενη τάση και το μέγεθός του μπορεί να είναι συγκρίσιμο ή και μικρότερο από το σήμα κοινής λειτουργίας. Ως εκ τούτου, το κέρδος του IA, το οποίο προορίζεται για ενίσχυση του διαφορικού σήματος, με την ύπαρξη του κοινού σήματος και τη ταυτόχρονη ενίσχυση και αυτού, μπορεί να οδηγήσει την αλυσίδα σε κορεσμό. Επιπλέον, οποιαδήποτε ανισορροπία στην αλυσίδα μπορεί να μεταφράσει μέρος του κοινού σήματος σε διαφορικό, γεγονός το οποίο εισάγει σφάλμα στη τελική μέτρηση.

Έχοντας ως στόχο την απόρριψη του κοινού σήματος, ο ενισχυτής IA χρησιμοποιεί δύο τεχνικές. Η πρώτη ονομάζεται εξισορρόπηση και ουσιαστικά, διατηρεί το ίδιο επίπεδο κοινού σήματος στα δύο μισά της διαδρομής του διαφορικού σήματος. Η δεύτερη, η απομόνωση αποτρέπει τη διάδοση του σήματος κοινής λειτουργίας σε επόμενα στάδια, μετά από την είσοδο του στον IA.

Η τεχνική της εξισορρόπησης εξαρτάται από το πόσο διατηρούνται ταιριαστές οι δύο διαδρομές του διαφορικού σήματος. Στην περίπτωση που τα δύο μισά της διαδρομής του διαφορικού σήματος είναι πανομοιότυπα, η διαφορά τους ακυρώνει οποιοδήποτε θόρυβο κοινής λειτουργίας. Το ανεπιθύμητο αυτό σήμα στις εφαρμογές του EIT, σε αντίθεση με εφαρμογές συστημάτων μέτρησης βιοδυναμικού, αναπτύσσεται στην ίδια συχνότητα με αυτή του σήματος εισόδου. Έτσι, το κοινό σήμα είναι πιθανό να αναπτυχθεί και σε αρκετά μεγάλες συχνότητες, ανάλογα με τις επιλογές εισόδου. Επομένως, η απαίτηση της αντιστοίχισης δεν αφορά μόνο τα τρανζίστορ ή τα παθητικά στοιχεία του κυκλώματος, αλλά και τις παρασιτικές χωρητικότητες. Μια προσεκτικά συμμετρική διάταξη έχει τη δυνατότητα να μειώσει την παρασιτική αναντιστοιχία, όμως μη ιδανικές κατά τη διαδικασία κατασκευής μαζί με άλλους περιορισμούς, έχουν σαν αποτέλεσμα την ύπαρξη ενός ποσοστού αναντιστοιχίας στις διαδρομές του σήματος, με πιο έντονη επίδραση στις υψηλές συχνότητες.

Η μέθοδος της απομόνωσης μπορεί να επιτευχθεί είτε ενεργητικά είτε παθητικά και σε κάθε περίπτωση περιορίζει το common mode voltage στο στάδιο της εισόδου του ενισχυτή, ενώ επιτρέπει τη διάδοση του διαφορικού σήματος στα επόμενα στάδια. Με αυτόν τον τρόπο, κάθε αναντιστοιχία που υπάρχει μετά το στάδιο εισόδου δεν θα έχει επίδραση στο CMRR. Τα σήματα κοινής λειτουργίας μικρών συχνοτήτων μπορούν να απομονωθούν με πυκνωτές ζεύξης και αυτή η μέθοδος αφορά την παθητική απομόνωση. Αντίθετα, σήματα υψηλών συχνοτήτων απαιτούν τη διαδικασία της ενεργής απομόνωσης, η οποία παρέχεται από ενισχυτή βασισμένο σε μετατροπέα. Η ενεργητική απομόνωση λειτουργεί ρυθμίζοντας τις τάσεις εισόδου του ενισχυτή και μετατρέποντας τη διαφορά τους σε ρεύμα, το οποίο στη συνέχεια υποβάλλεται σε επεξεργασία από τα επόμενα στάδια του IA, όπως φαίνεται στην εικόνα 4.24. Λαμβάνοντας τη διαφορά των τάσεων εισόδου και οδηγώντας την στα επόμενα στάδια, οποιοδήποτε σήμα κοινής λειτουργίας περιορίζεται στο στάδιο εισόδου. Η επιτυχής διαδικασία της απομόνωσης εξαρτάται από τη σωστή αντιστοίχιση των απομονωτών στο στάδιο εισόδου (buffers). Αυτό μπορεί να επιτευχθεί διασφαλίζοντας την ακρίβεια του κέρδους κλειστού βρόχου των buffers,



Σχήμα 4.24: Απεικόνιση της τεχνικής ενεργούς απομόνωσης που χρησιμοποιείται από ενισχυτές μετατροπής ρεύματος. Το σήμα κοινής λειτουργίας απομονώνεται στο στάδιο εισόδου, αριστερά της διακεκομμένης γραμμής που φαίνεται στο σχήμα
 Πηγή: Προσαρμοσμένο από [9]

το οποίο μπορεί να βελτιωθεί με την αύξηση του κέρδους ανοιχτού βρόχου. Υπάρχουν τρόποι με τους οποίους μπορεί να βελτιωθεί το κέρδος ανοιχτού βρόχου απλά είναι δαπανηροί. Γενικά, το κόστος της μεγαλύτερης απόρριψης κοινού σήματος, εντός του εύρους των συχνοτήτων της λειτουργίας του συστήματος EIT και συνεπώς, το κόστος για ποιοτικότερα και ακριβέστερα σήματα λήψης είναι η επιπλέον κατανάλωση ενέργειας.

Στη συγκεκριμένη υλοποίηση του συστήματος EIT ο ενισχυτής IA που επιλέχθηκε είναι ο AD8421, ο οποίος έχει χαμηλά επίπεδα θορύβου και κατανάλωσης ενέργειας και τα χαρακτηριστικά του τον καθιστούν ιδανικό για εφαρμογές σχετιζόμενες με βιοϊατρική.

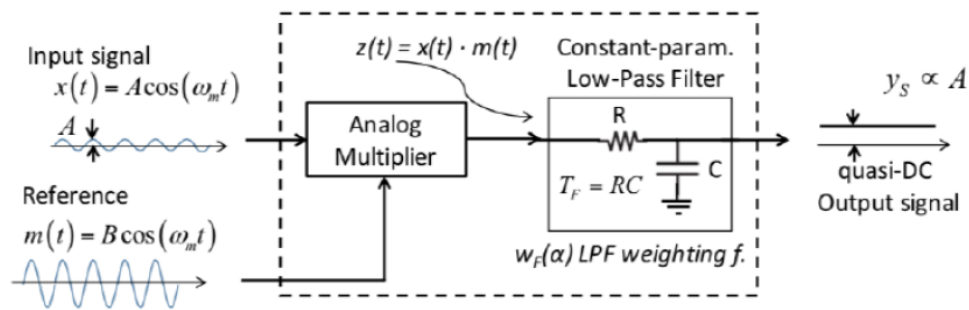
4.2.2 Lock-In Amplifier

Ο ενισχυτής lock-in, επίσης γνωστός ως ανιχνευτής ευαίσθητος σε φάση, είναι ένα σημαντικό στοιχείο του συστήματος και χρησιμοποιείται για αποδιαμόρφωση. Η δυνατότητα που προσφέρει ο συγκεκριμένος ενισχυτής είναι η επιτυχής εκτίμηση του πλάτους και της φάσης ενός περιοδικού σήματος, το οποίο προέρχεται από ένα εξαιρετικά θορυβώδες περιβάλλον. Η εκτίμηση γίνεται σε μια συχνότητα που καθορίζεται από ένα σήμα αναφοράς. Το σήμα το οποίο πρέπει να εκτιμηθεί είναι η επαγόμενη τάση, μετά το στάδιο του IA και χρησιμοποιείται η συγκεκριμένη μέθοδος ώστε το σήμα να απαλλαγεί από πιθανά υπολειπόμενα επίπεδα θορύβου, μιας και τα σήματα που λαμβάνονται από την επιφάνεια του δέρματος είναι μικροσκοπικά και με ισχυρά επίπεδα θορύβου. Όπως έχει αναφερθεί ξανά, η εξάλειψη του θορύβου παίζει καθοριστικό ρόλο στην ποιότητα και ακρίβεια του τελικού αποτελέσματος.

Η δομή του lock-in αποτελείται πρακτικά από έναν αναλογικό πολλαπλασιαστή ακολου-

θούμενο από ένα φίλτρο το οποίο επιτρέπει τη διέλευση χαμηλών συχνοτήτων. Ουσιαστικά, η διαδικασία που ακολουθείται είναι η μετατροπή του σήματος υψηλής συχνότητας σε μία dc συνιστώσα ή σε σήμα πολύ μικρής συχνότητας. Για την επιτυχή απόρριψη του ανεπιθύμητου θορύβου είναι απαραίτητη η χρήση ενός βαθυπερατού φίλτρου πολύ στενής ζώνης, το οποίο απορρίπτει τον θόρυβο και επιτρέπει στο σήμα πληροφορίας να περάσει στα επόμενα στάδια. Η συχνότητα αποκοπής καθορίζεται από τη συχνότητα του σήματος αναφοράς. Η συχνότητα αναφοράς πρέπει να έχει την ίδια τιμή με τη συχνότητα αποδιαμόρφωσης του σήματος πληροφορίας [16].

Στην εικόνα 4.25 παρουσιάζεται το βασικό σχηματικό διάγραμμα ενός lock-in ενισχυτή. Το σήμα A διαμορφώνεται με συχνότητα $f = \omega t$ και στη συνέχεια αναμιγνύεται μέσω αναλογικής πολλαπλασιαστή με ένα σήμα αναφοράς, ίδιας συχνότητας. Στη συνέχεια, η έξοδος του πολλαπλασιαστή οδηγείται στην είσοδο ενός βαθυπερατού φίλτρου, με σκοπό την εξάλειψη της συνιστώσας υψηλής συχνότητας του σήματος που δημιουργήθηκε. Συνεπώς, η έξοδος του συστήματος περιέχει ένα σήμα ανάλογο του πλάτους A του αρχικού σήματος, φιλτραρισμένο από τον θόρυβο.



Σχήμα 4.25: Σχηματικό διάγραμμα lock-in ενισχυτή -Αποδιαμόρφωση
 Πηγή: Προσαρμοσμένο από [16]

Έστω το σήμα πληροφορίας και το σήμα αναφοράς $x(t)$ και $m(t)$, αντίστοιχα, με γενικές μορφές:

$$x(t) = A \cos \omega t \quad (4.22)$$

$$m(t) = B \cos \omega t \quad (4.23)$$

Τότε, το σήμα μετά την έξοδο του πολλαπλασιαστή, σύμφωνα με πράξεις είναι τελικά ίσο με:

$$z(t) = x(t) * m(t) = (A \cos(\omega t)) * (B \cos(\omega t)) = \frac{AB}{2} \cos((\omega - \omega)t) + \frac{AB}{2} \cos((\omega + \omega)t) \Rightarrow$$

$$z(t) = AB/2 \cos(0) + AB/2 \cos(2\omega t) \quad (4.24)$$

Η συνιστώσα με συχνότητα 2ω απορρίπτεται, στη συνέχεια, από το βαθυπερατό φίλτρο και κατά συνέπεια η έξοδος $y(t)$ του ενισχυτή, αν τα σήματα $x(t)$ και $m(t)$ έχουν την ίδια

φάση, είναι:

$$y(t) = \frac{AB}{2} \quad (4.25)$$

ενώ αν έχουν διαφορά φάσης:

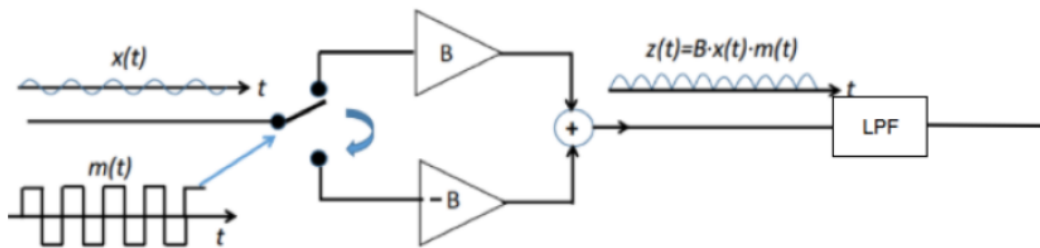
$$y(t) = \frac{AB}{2} \cos(\Phi_x - \Phi_m) \quad (4.26)$$

Επομένως, γίνεται αντιληπτό ότι η έξοδος του lock-in ενισχυτή είναι ένα συνεχές σήμα, ανάλογο του πλάτους του σήματος εισόδου και απαλλαγμένο από τον θόρυβο. Μια σημαντική παράμετρος είναι η διαφορά φάσης μεταξύ του σήματος ενδιαφέροντος και του σήματος αναφοράς, η οποία πρέπει να είναι μηδενική ή τουλάχιστον σταθερή προς τον χρόνο.

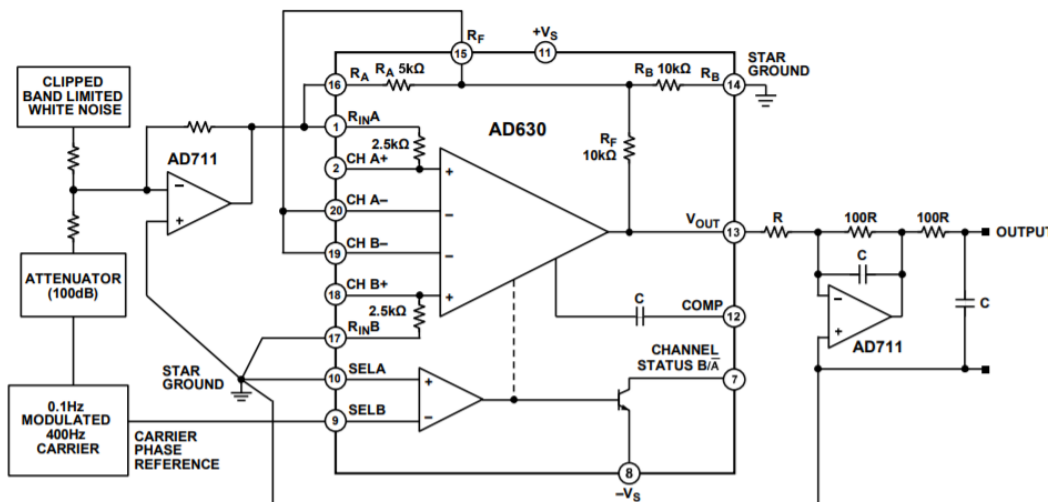
Η βασική ιδέα πίσω από τη διαδικασία ανακατασκευής του σήματος, είναι ότι ο θόρυβος είναι κατανομημένος σε ένα ευρύ φάσμα, πολύ πιο ευρύ από αυτό του σήματος ενδιαφέροντος που λαμβάνεται. Στην απλή περίπτωση του λευκού θορύβου, ακόμη και αν η τιμή του είναι 10^6 φορές μεγαλύτερη από το σήμα που πρόκειται να ανακατασκευαστεί, η διαδικασία ανακατασκευής μπορεί να πραγματοποιηθεί, αρκεί το εύρος του οργάνου μέτρησης να μπορεί να μειωθεί κατά 10^6 φορές, γύρω από τη συχνότητα του σήματος, με τη βοήθεια του φίλτρου. Για παράδειγμα, για όργανο μέτρησης με εύρος 100 MHz, αρκεί ένα φίλτρο με εύρος ζώνης ίσο με 100 Hz. Στην πράξη, ακόμα κι αν το σήμα και ο θόρυβος δεν είναι εύκολα διακρίσιμα στο πεδίο του χρόνου, εάν το σήμα έχει καλά καθορισμένη συχνότητα και δεν υπάρχουν έντονοι αιχμές θορύβου γύρω από αυτή, ο διαχωρισμός του σήματος και του θορύβου μπορεί να επιτευχθεί αποτελεσματικά στο πεδίο της συχνότητας.

Η υλοποίηση του πολλαπλασιαστή μπορεί να απλοποιηθεί και να γίνει η ύπαρξη του καλύτερα κατανοητή παρατηρώντας την εικόνα 4.26. Σύμφωνα με το σχήμα αυτό, το σήμα αναφοράς είναι μια τετραγωνική κυματομορφή, με μηδενική μέση τιμή και με συχνότητα και φάση ίδιες με του σήματος ανακατασκευής. Το τετραγωνικό κύμα οδηγεί έναν διακόπτη, ο οποίος με τη σειρά του καταλήγει είτε σε έναν buffer με θετική ενίσχυση που εφαρμόζεται στο θετικό μισό κύμα, είτε σε ένα με αρνητική ενίσχυση που αναστρέφει το αρνητικό μισό κύμα. Οι δύο έξοδοι προστίθενται στη συνέχεια, δημιουργώντας το σήμα z στο πεδίο του χρόνου, που φαίνεται στην εικόνα 4.26. Βέβαια, στην εφαρμογή του EIT το σήμα που λαμβάνεται μέσω των ηλεκτροδίων τάσης δεν είναι ημιτονοειδές.

Για την κατασκευή του lock-in χρησιμοποιήθηκε το ολοκληρωμένο κύκλωμα AD630, το οποίο αποτελεί τον πυρήνα του ενισχυτή. Τα άλλα εξαρτήματα είναι κάποιοι προενισχυτές, καθώς βέβαια, και το βαθυπερατό φίλτρο. Το σχήμα της εικόνας 4.27 παρουσιάζει τη βασική δομή του ενισχυτή, με ένα στάδιο προενισχυτή στην είσοδο και το φίλτρο χαμηλής διέλευσης στην έξοδο. Στην κατασκευαστική υλοποίηση προστέθηκε ένα ακόμα χαμηλοπερατό φίλτρο για καλύτερα αποτελέσματα εξόδου.



Σχήμα 4.26: Σχηματικό διάγραμμα πολλαπλασιαστή και τα σήματα ανακατασκευής, αναφοράς και εξόδου του πολλαπλασιαστή
 Πηγή: Προσαρμοσμένο από [16]



Σχήμα 4.27: Διάγραμμα δομής του lock-in ενισχυτή με το ολοκληρωμένο κύκλωμα AD630
 Πηγή: Προσαρμοσμένο από [18]

4.2.3 Λόγος Σήματος προς Θόρυβο

Πρόκληση στην διαδικασία του EIT αποτελεί η ανασυγκρότηση της εικόνας, ή σε αυτή την περίπτωση της κυματομορφής, από το μετρούμενο σήμα. Η επαγόμενη τάση που συλλέγεται, θα πρέπει να έχει υψηλό λόγο σήματος προς θόρυβο (SNR), ώστε να μπορεί να ανακατασκευαστεί και να είναι κλινικά χρήσιμη η ανακατασκευή αυτή του σήματος [9, 17]. Ικανοποιητικά επίπεδα SNR θεωρούνται τιμές από 80 έως 100 dB. Για να πληρούνται οι απαιτητικές προδιαγραφές του συστήματος, αυτό αποτελείται από εξαρτήματα και ενότητες απόκτησης δεδομένων υψηλής απόδοσης. Δυστυχώς, τα εξαρτήματα διακριτού χρόνου του συστήματος, εισάγουν διακυμάνσεις μεταξύ των καναλιών, σφάλματα φάσης του ρολογιού και διακλάδωση των παρασιτικών συχνοτήτων. Αυτά έχουν ως αποτέλεσμα, τον περιορισμό της ποιότητας του σήματος, σε υψηλότερες συχνότητες. Λύση σε αυτά τα προβλήματα αποτελεί η εφαρμογή του EIT ως ολοκληρωμένο σύστημα σε chip (system-on-chip, SoC), όπως είναι η συσκευή που

κατασκευάστηκε.

Στον σχεδιασμό του συστήματος EIT, εκτός από την ανάπτυξη του υλικού του συστήματος, τη μελέτη των σφαλμάτων και των διαφορετικών προσεγγίσεων, σημαντικό ρόλο παίζει και η μελέτη κάθε μεμονωμένου κυκλώματος με στόχο την εκπλήρωση των απαιτήσεων που ορίζονται. Στην ενότητα αυτή, παρουσιάζονται εξισώσεις που υποδηλώνουν τις σχέσεις μεταξύ συγκεκριμένων παραμέτρων κάποιων ατομικών μπλοκ του συστήματος, με σκοπό την βοήθεια του σχεδιασμού και τη γεφύρωση του χάσματος μεταξύ των προδιαγραφών του συστήματος και των απαιτήσεων του κυκλώματος. Στη συγκεκριμένη ανάλυση δίνεται έμφαση στην επίτευξη υψηλού επιπέδου SNR, αποφεύγοντας ταυτόχρονα, τη μεγάλη κατανάλωση ισχύος.

Το πρώτο μπλοκ που θα αναλύσουμε είναι αυτό του IA. Παρακάτω, παρέχονται οι εξισώσεις που παρουσιάζουν τη σχέση της επιθυμητής τιμής του SNR και του μέγιστου θορύβου που μπορεί να γίνει ανεκτός από την αλυσίδα, όταν ο θόρυβος αναφέρεται στην είσοδο του IA. Μπορεί να θεωρηθεί ότι στην αλυσίδα του συστήματος, τα όργανα που παράγουν τον μεγαλύτερο θόρυβο είναι το μπλοκ έγχυσης ρεύματος, ο IA και ο ενισχυτής που οδηγεί τον μετατροπέα αναλογικού σε ψηφιακό σήμα (Analog to Digital Converter-ADC). Συνεπώς, ο προϋπολογισμός του θορύβου μπορεί να διαιρεθεί στις ανάγκες των τριών αυτών μπλοκ. Ο μέγιστος ανεκτός θόρυβος όσον αφορά το εξαγόμενο πλάτος και φάση, αντίστοιχα, είναι [9]:

$$\sigma_{n,A} = V_{FS} \left[\frac{1}{8} \frac{N}{10^{(SNR_A/10)}} - \frac{2^{-2b_A}}{12} \right]^{1/2} \quad (4.27)$$

$$\sigma_{n,\phi} = V_{FS} \left[\frac{1}{8} \frac{N_\phi}{10^{(SNR_\phi/10)}} - \frac{2^{-2b_\phi}}{12} \right]^{1/2} \quad (4.28)$$

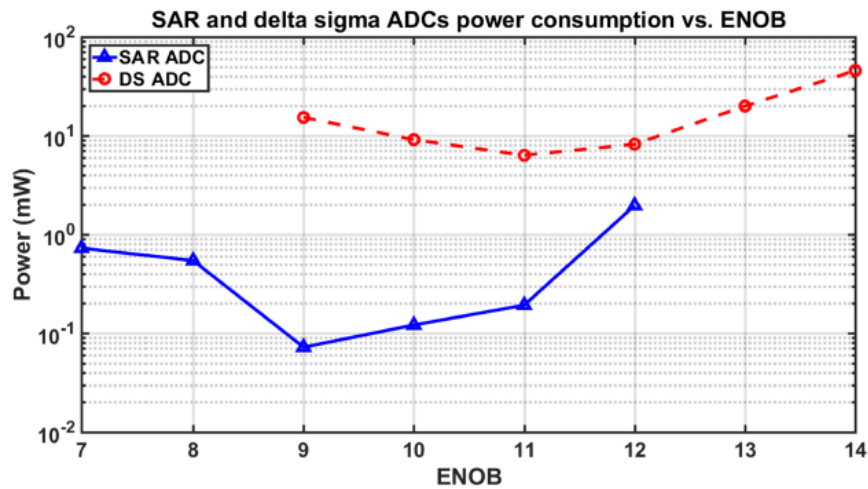
όπου σ_n ο θερμικός θόρυβος, V_{FS} η τάση πλήρους κλίμακας (full-scale voltage), N ο αριθμός των δειγμάτων που λαμβάνει ο ADC από το σήμα και b ο αριθμός των bit του ADC.

Μια πρακτική καλού σχεδιασμού είναι η κατανομή της πλειοψηφίας του θορύβου στον ενισχυτή IA και στο μπλοκ έγχυσης, δηλαδή στην αρχή της αλυσίδας, μιας και ο θόρυβος του ADC και του οδηγού του διαιρείται από το κέρδος του IA.

Όσον αφορά τον ADC τα κύρια χαρακτηριστικά που σχετίζονται με την τιμή του SNR είναι η συχνότητα δειγματοληψίας, η ανάλυση και η κατανάλωση ισχύος. Συνήθως, είναι απαραίτητη κάποια “ανταλλαγή” μεταξύ των απαιτήσεων στα χαρακτηριστικά για την επιτυχή εξασφάλιση των συνολικών απαιτήσεων του συστήματος EIT. Στη βιοϊατρική και στις εφαρμογές της χρησιμοποιούνται, τις περισσότερες φορές, δύο τύποι μετατροπέων: οι μετατροπείς delta-sigma και οι SAR ADC. Η κατηγορία των SAR ADC αποτελείται από ενισχυτές μεσαίας ταχύτητας και μεσαίας ανάλυσης, ενώ η κατηγορία των delta-sigma αφορά μετατροπείς χαμηλής ταχύτητας και υψηλής ανάλυσης.

Στην εικόνα 4.28 απεικονίζεται η κατανάλωση ισχύος των μετατροπέων SAR και delta-sigma συναρτήσει του αποτελεσματικού αριθμού των bits (effective number of bits- ENOB), όπου η μπλε συμπαγής γραμμή αφορά την κατηγορία SAR ADC και η κόκκινη διακεκομμένη αφορά την κατηγορία delta-sigma. Τα αποτελέσματα προκύπτουν από ειδική μελέτη [9]. Η κατανάλωση ισχύος υπολογίζεται από τον τύπο $P = FoM \times f_s \times 2^{ENOB}$, όπου FoM (figure of

merit) είναι μια ποσότητα που χρησιμοποιείται για να χαρακτηρίσει την απόδοση μιας συσκευής ή ενός συστήματος και f_s η συχνότητα δειγματοληψίας. Οι τιμές που επιλέχθηκαν για τις μεταβλητές f_s και ENOB είχαν ως στόχο η τιμή του SNR να είναι ίση με 80 dB. Όπως φαίνεται από τη σύγκριση της εικόνας 4.28 στα συστήματα EIT είναι πιο αποτελεσματική, σχετικά με την κατανάλωση, η χρήση μετατροπέων SAR ADC μεσαίας ανάλυσης αντί των delta-sigma. Απλώς, σύμφωνα με τη μελέτη [9], για την επίτευξη του στόχου απαιτείται ένας μεγάλος αριθμός δειγματοληψίας.



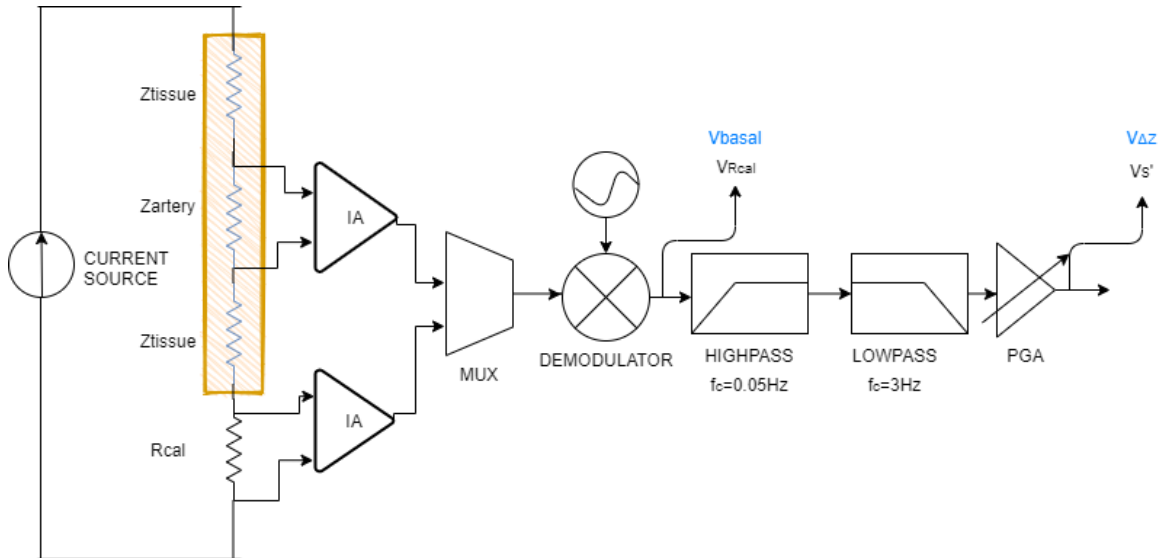
Σχήμα 4.28: Κατανάλωση ισχύος κατηγοριών SAR ADC και delta-sigma συναρτήσει του ENOB με στόχο SNR = 80 dB

Πηγή: Προσαρμοσμένο από [9]

Οι εξισώσεις (4.27) και (4.28) προσδιορίζουν τη συνολική ποσότητα θορύβου που μπορεί να γίνει ανεκτή στην αλυσίδα του συστήματος. Αν θεωρηθεί ότι ο ΙΑ και ο οδηγός του ADC λαμβάνουν ένα μέρος του συνολικού προϋπολογισμού του θορύβου, τότε το υπόλοιπο πρέπει να διατεθεί στο μπλοκ της έγχυσης.

4.2.4 Συνολικό σύστημα λήψης

Στη συγκεκριμένη ενότητα παρουσιάζεται το ολοκληρωμένο κυκλωματικό σχεδιάγραμμα του συστήματος λήψης. Όπως έχει ήδη αναφερθεί, το πρώτο στάδιο λήψης αποτελείται από έναν ενισχυτή IA, ο οποίος αφαιρεί ένα σημαντικό μέρος του θορύβου του σήματος. Πρακτικά, υπάρχουν δύο σήματα ενδιαφέροντος για την εκτίμηση της συστολικής (SBP) και της διαστολικής (DBP) πίεσης. Το ένα είναι από τα ηλεκτρόδια τάσης, το σήμα που ουσιαστικά μετρά τις μεταβολές του όγκου του αίματος. Το άλλο σήμα αποτελεί αναφορά, η οποία βοηθάει στον υπολογισμό της ολικής αντίστασης που χρησιμοποιείται στην εκτίμηση της διαστολικής πίεσης, αλλά και στον υπολογισμό της μεταβολής της αντίστασης που χρησιμοποιείται για την εκτίμηση της πίεσης παλμού που προστίθεται στην τιμή της διαστολικής πίεσης και έχει ως αποτέλεσμα τη συστολική πίεση. Το σήμα αναφοράς αποκτάται από μια αντίσταση, η οποία ονομάζεται R_{cal} και συνδέεται στο σύστημα όπως παρουσιάζεται στην εικόνα 4.29.

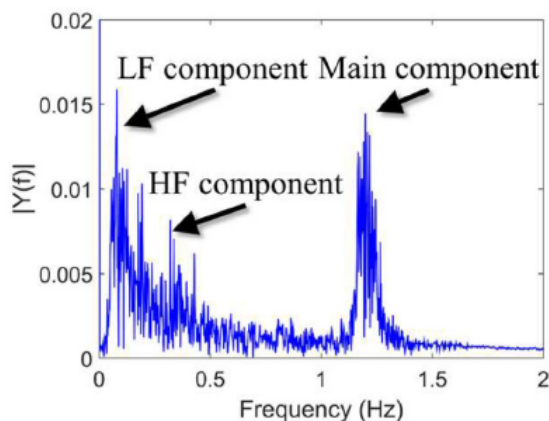


Σχήμα 4.29: Διάγραμμα συστήματος λήψης

Συνεπώς, κατασκευαστικά υπάρχουν δύο ενισχυτές IA, στην αρχή του σταδίου λήψης και για το κάθε σήμα. Στη συνέχεια, υπάρχει ένας πολυπλέκτης (multiplexer-MUX) για την επιλογή, κάθε φορά, του σήματος προς επεξεργασία. Ο λόγος για τον οποίο ο πολυπλέκτης δεν προηγείται του IA, γεγονός που θα εξοικονομούσε χώρο και υλικό, είναι ότι θα μπορούσε να παραμορφώσει τα σήματα που αποκτώνται. Ακολούθως, βρίσκεται ο ενισχυτής lock-in για την αποδιαμόρφωση των σημάτων. Στην έξοδο του ενισχυτή αποκτάται η τιμή τάσης V_{basal} , η οποία προκύπτει από το σήμα που λαμβάνεται από τα ηλεκτρόδια τάσης και η τάση V_{Rcal} , η οποία σχετίζεται με την πτώση της τάσης στα άκρα της αντίστασης R_{cal} , αντίστοιχα.

Το σήμα, μετέπειτα, εισέρχεται αρχικά σε υπεραυτό φίλτρο με συχνότητα αποκοπής ίση με 0.05 Hz και στη συνέχεια, σε βαθυπερατό φίλτρο, με συχνότητα αποκοπής τα 3 Hz. Τα φίλτρα αυτά απομονώνουν το σήμα σε αυτό το διάστημα συχνοτήτων, μιας και η συνιστώσα χαμηλών και η συνιστώσα υψηλών συχνοτήτων του καρδιακού ρυθμού βρίσκονται σε αυτό το

εύρος τιμών (εικόνα 4.30). Τέλος, προτού το σήμα οδηγηθεί για επεξεργασία, περνάει από έναν ψηφιακά ελεγχόμενο ενισχυτή (Programmable-gain amplifier) για την ενίσχυσή του, όταν αυτό είναι επιθυμητό ή αναγκαίο. Μετά το στάδιο της τελικής ενίσχυσης, το σήμα που αποκτάται και προέρχεται από τα ηλεκτρόδια τάσης, ονομάζεται $V_{\Delta Z}$ και περιέχει πληροφορία για τη μεταβολή της αντίστασης ή αλλιώς τη μεταβολής του όγκου του αίματος. Το σήμα που προέρχεται από την αντίσταση αναφοράς, το οποίο ανταποκρίνεται στη διαφορά δυναμικού V_s που αναπτύσσεται στα άκρα του φορτίου της πηγής ρεύματος, ονομάζεται V_s' [5].



Σχήμα 4.30: Φάσμα συχνοτήτων σήματος ηλεκτρικής βιοαντίστασης από την κερκιδική αρτηρία

Πηγή: Προσαρμοσμένο από [5]

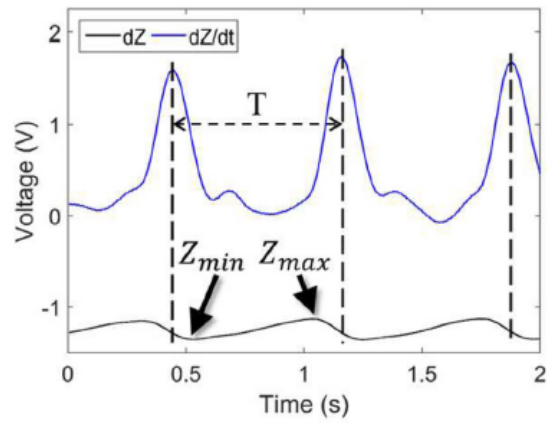
Με βάση τα αποκτούμενα σήματα μπορούν να υπολογιστούν η συνολική αντίσταση Z , η οποία χρησιμοποιείται στον τύπο (2.12) για την εκτίμηση της διαστολικής πίεσης και η μεταβολή ΔZ της πίεσης του παλμού του τύπου (2.11). Οι τιμές των δύο αυτών μεγεθών αποκτώνται σύμφωνα με τον παρακάτω τύπο:

$$Z = Z_{basal} + \Delta Z = \frac{R_{cal}}{V_{Rcal}} \left(V_{basal} + \frac{V_s}{V_s'} V_{\Delta Z} \right) \quad (4.29)$$

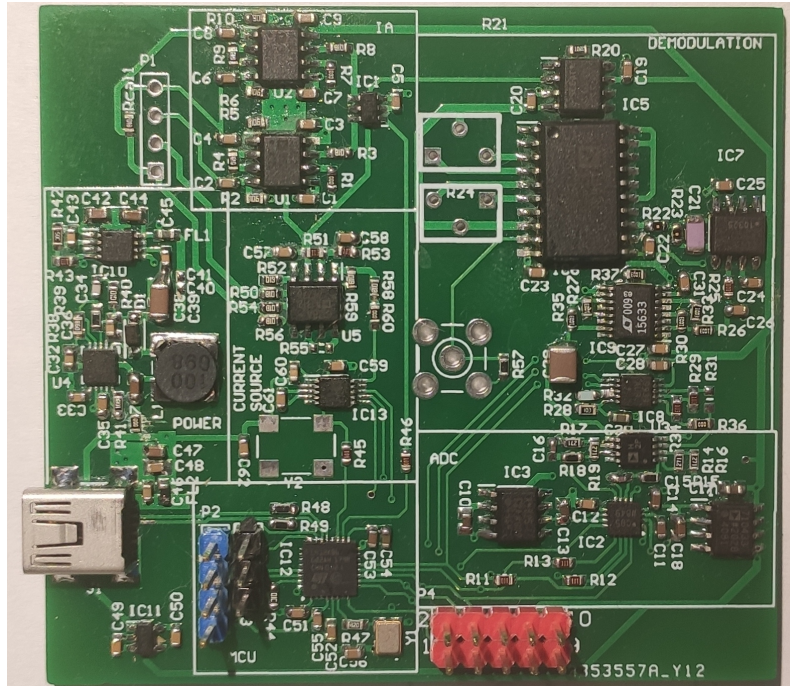
Η καρδιακή περίοδος T υπολογίζεται μεταξύ δύο διαδοχικών κορυφών της παραγωγού της κυματομορφής του Z από το σήμα $V_{\Delta Z}$ όπως φαίνεται στην εικόνα 4.31.

Στη συνέχεια του συστήματος λήψης, ακολουθεί ο μετατροπέας αναλογικού σήματος σε ψηφιακό (ADC) με έναν οδηγό-ενισχυτή να προηγείται. Ο ADC που επιλέχθηκε για τη συγκεκριμένη εφαρμογή είναι ο AD7380, ένας μετατροπέας SAR των 16-bit, ο οποίος είναι υψηλής ταχύτητας, χαμηλής κατανάλωσης και επιτρέπει υψηλά επίπεδα του SNR. Τέλος, το σήμα οδηγείται σε μικροεπεξεργαστή για τη διαδικασία της επεξεργασίας και εξαγωγής αποτελεσμάτων.

Στην εικόνα 4.32 παρουσιάζεται η πλακέτα, η οποία αναπτύχθηκε στα πλαίσια της κατασκευαστικής αυτής εργασίας.



Σχήμα 4.31: Καρδιακή περίοδος με βάση τη παράγωγο dZ/dt
 Πηγή: Προσαρμοσμένο από [5]

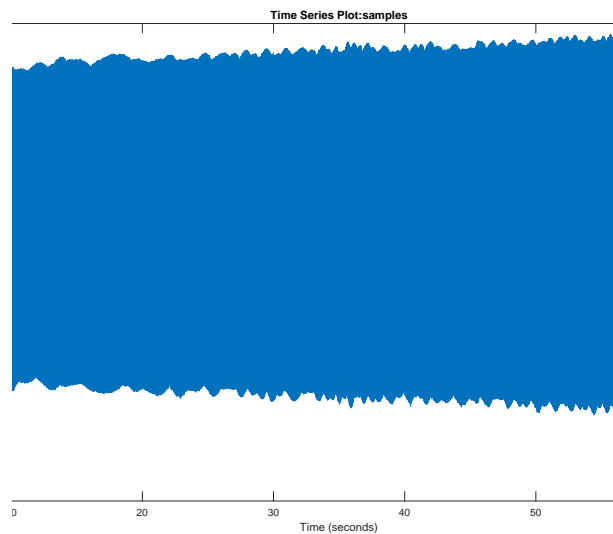


Σχήμα 4.32: Κατασκευαστική πλακέτα

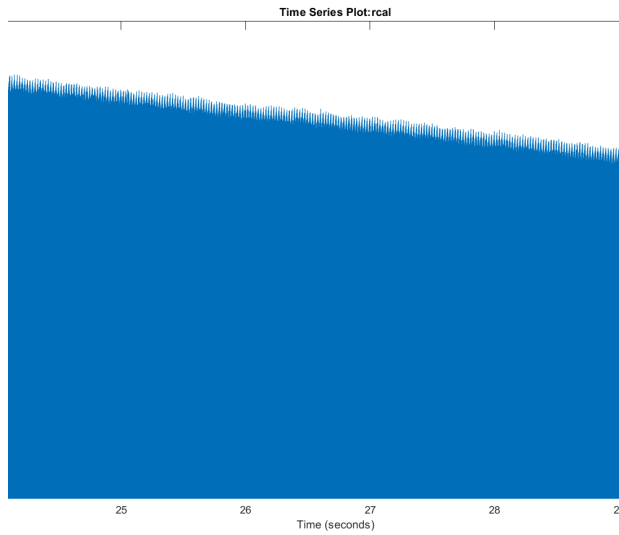
Κεφάλαιο 5

Αποτελέσματα

Χρησιμοποιήθηκε η διάταξη που σχεδιάστηκε και κατασκευάστηκε για τη λήψη μετρήσεων από εθελοντές. Στα παρακάτω διαγράμματα εμφανίζονται οι τιμές που καταγράφηκαν για ένα λεπτό μετρήσεων. Το πρώτο διάγραμμα 5.1 αφορά τις τιμές σύνθετης αντίστασης του ατόμου ενώ το δεύτερο διάγραμμα 5.2 είναι οι τιμές της αντίστασης αναφοράς.

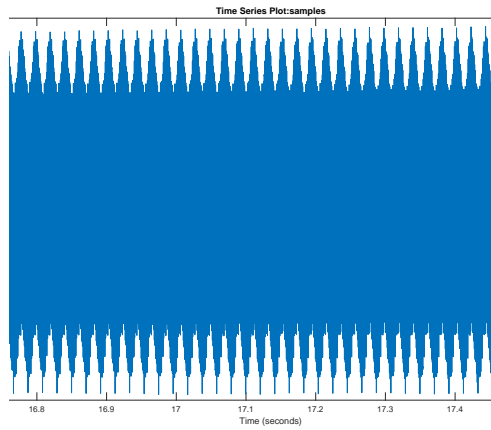


Σχήμα 5.1: Κυματομορφή σύνθετης αντίστασης ατόμου

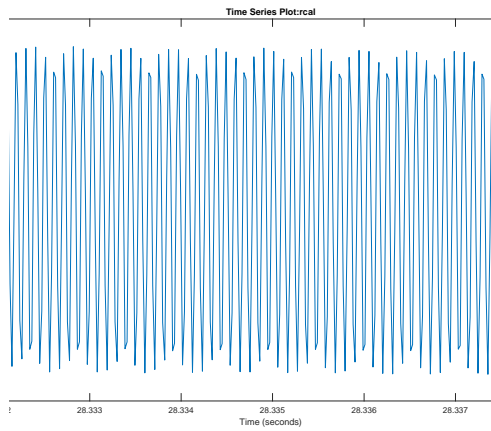


Σχήμα 5.2: Κυματομορφή αντίστασης αναφοράς

Με σκοπό την καλύτερη παρουσίαση και κατανόηση των σημάτων, στις εικόνες 5.3 και 5.4 παρουσιάζονται ακολούθως οι προηγούμενες κυματομορφές (5.1, 5.2) μεγενθυμένες.

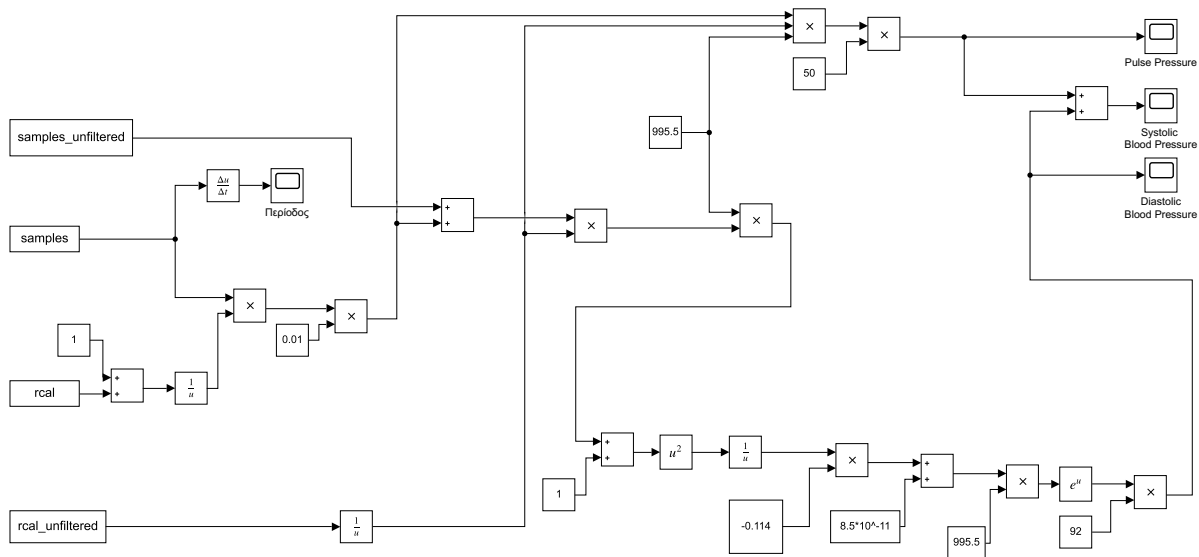


Σχήμα 5.3: Μεγεθυμένη κυματομορφή σύνθετης αντίστασης ατόμου



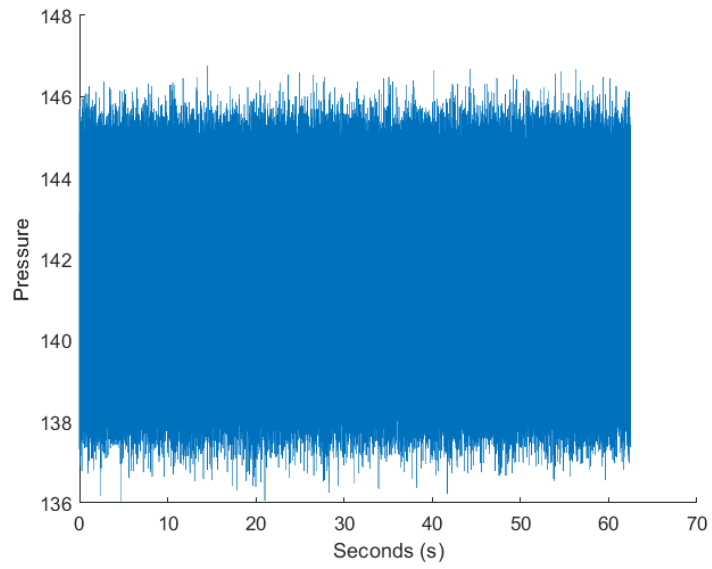
Σχήμα 5.4: Μεγεθυμένη κυματομορφή αντίστασης αναφοράς

Οι μετρήσεις και το σύστημα που αναπτύχθηκε είναι πειραματικά και δεν έχουν την απαιτούμενη ακρίβεια. Οι τιμές αυτές εισήχθησαν στο Simulink στην διάταξη που εμφανίζεται στην εικόνα 5.5 για περαιτέρω επεξεργασία και για να γίνει η τελική εξαγωγή τιμών αρτηριακής πίεσης.

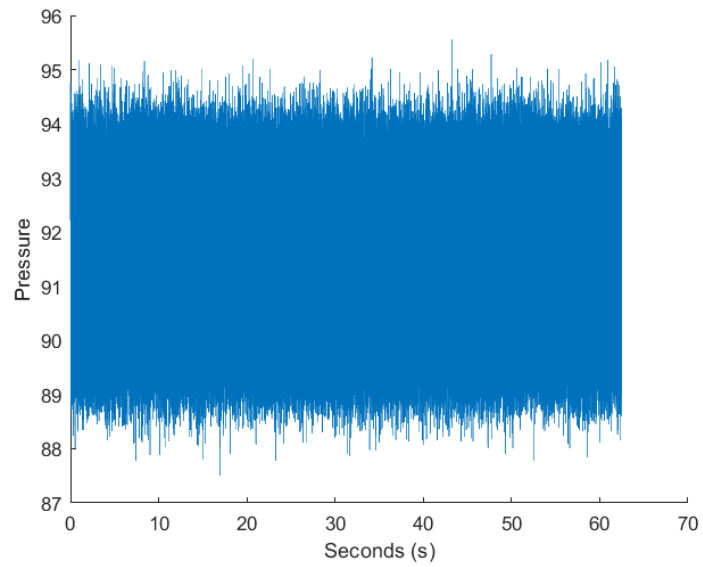


Σχήμα 5.5: Διάταξη στο Simulink

Οι τελικές τιμές που έδωσε το Simulink εμφανίζονται στην συνέχεια, στις εικόνες 5.6 και 5.7 για τη συστολική και διαστολική πίεση, αντίστοιχα.

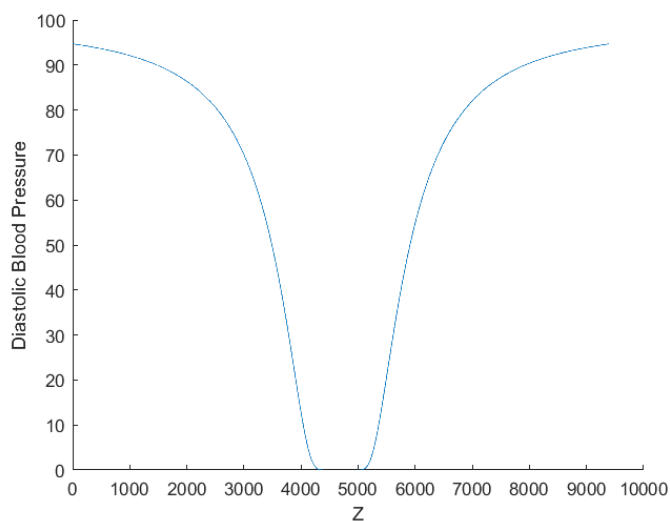


Σχήμα 5.6: Τελική κυματομορφή συστολικής πίεσης στο Simulink

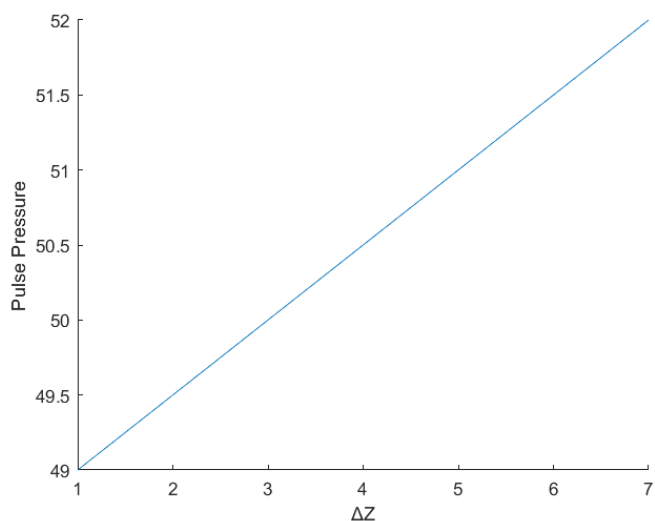


Σχήμα 5.7: Τελική κυματομορφή διαστολικής πίεσης στο Simulink

Η σχέση της διαστολικής πίεσης με τη σύνθετη αντίσταση που υπολογίζεται, παρουσιάζεται στην εικόνα 5.8 και βασίζεται στον τύπο (2.12). Επιπρόσθετα, η σχέση της πίεσης παλμού με τη μεταβολή της αντίστασης παρουσιάζεται στην εικόνα 5.9. Η σχέση αυτή είναι γραμμική, όπως φαίνεται από τον τύπο (2.11). Οι γραφικές παραστάσεις έχουν ακρίβεια, ωστόσο το μη ακριβές σήμα της σύνθετης αντίστασης επηρεάζει αρνητικά το τελικό αποτέλεσμα των μετρήσεων, στα συγκεκριμένα αποτελέσματα που παρουσιάζονται.



Σχήμα 5.8: Γραφική παράσταση διαστολικής πίεσης συναρτήσει της σύνθετης αντίστασης



Σχήμα 5.9: Γραφική παράσταση πίεσης παλμού συναρτήσει της μεταβολής της σύνθετης αντίστασης

Παράμετρος	Τιμή
PP_0	50
ΔZ_0	0.001
DBP_0	92
K	10^6
T_0	125ms
Z_0	38.2KΩ

Πίνακας 5.1: Μετρούμενες τιμές παραμέτρων

Οι τιμές των παραμέτρων που επιλέχθηκαν μετά από μετρήσεις παρουσιάζονται στον πίνακα 5.1.

Για την εξαγωγή των τιμών της αρτηριακής πίεσης, σε κάθε μέτρηση επαναλαμβάνεται η διαδικασία καταγραφής των τιμών αναφοράς της συστολικής και διαστολικής πίεσης, με αποτέλεσμα η πλακέτα να μην έχει τη δυνατότητα ανεξάρτητης μέτρησης. Επιπλέον, από τα αποτελέσματα συμπεραίνει κανείς ότι το σύστημα δεν είναι τόσο ακριβές όσο απαιτείται για ιατρικές εφαρμογές και έχει αναπτυχθεί σε πειραματικό επίπεδο.

Κεφάλαιο 6

Επίλογος

6.1 Σύνοψη και Συμπεράσματα

Μια σημαντική πηγή πληροφορίας για τη διάγνωση της κατάστασης του καρδιαγγειακού συστήματος ενός ασθενή είναι οι διακυμάνσεις της αρτηριακής πίεσης, κατά τη διάρκεια των καρδιακών κύκλων. Για την εκτίμηση της πίεσης, υπάρχουν αρκετές επεμβατικές και μη επεμβατικές μέθοδοι, με τις επεμβατικές να είναι τεχνικά απαιτητικές και οικονομικά ασύμφωρες. Συνεπώς, επεκτείνεται το ενδιαφέρον για την ανάπτυξη των μη επεμβατικών μεθόδων. Στην παρούσα εργασία, γίνεται χρήση της μεθόδου του EIT για την εκτίμηση της πίεσης του αίματος.

Ουσιαστικά, η διαδικασία υπολογισμού βασίζεται στη μέτρηση της σύνθετης βιο-αντίστασης Bio-Z, έναν μη επεμβατικό αισθητήρα που ανιχνεύει τις μεταβολές του αίματος μέσα στη κερκιδική αρτηρία με την εισαγωγή μικρού εναλλασσόμενου ρεύματος και με τη μέτρηση, στη συνέχεια, της προκύπτουσας τάσης. Η διαδικασία εισαγωγής και λήψης των σημάτων γίνεται με τη βοήθεια ζευγών ηλεκτροδίων, ένα για κάθε ενέργεια. Τα μεγέθη της βιο-αντίστασης και της πίεσης του αίματος είναι άμεσα συνδεδεμένα, μιας και οι μεταβολές στη σύνθετη αντίσταση αντιστοιχίζονται στις μεταβολές του όγκου του αίματος της αρτηρίας. Το σύστημα που αναπτύχθηκε αποτελεί φορητή συσκευή, η οποία καταγράφει τις κυματομορφές της συστολικής και της διαστολικής πίεσης.

Απλές καρδιακοί παράμετροι, όπως ο καρδιακός ρυθμός, μπορούν να μετρηθούν από τον παλμό επιφανειακού αίματος αγγείων, όπως τα τριχοειδή αγγεία ή οι φλέβες. Ωστόσο, πολύπλοκες παράμετροι της καρδιάς, όπως η πίεση του αίματος, απαιτούν ακριβής μέτρηση του παλμικού κύματος που παράγεται στις αρτηρίες, οι οποίες αποτελούν τα κύρια αιμοφόρα αγγεία που βρίσκονται πιο βαθιά και μεταφέρουν το οξυγονωμένο αίμα από την καρδιά στο υπόλοιπο σώμα. Μια από τις κυριότερες προκλήσεις στην ανίχνευση μιας ακριβούς κυματομορφής του παλμικού αρτηριακού κύματος από το δέρμα είναι η σωστή τοποθέτηση των ηλεκτροδίων, και ως προς τη μεταξύ τους θέση και ως προς τη θέση τους σχετικά με την αρτηρία. Ιδανικά, τα ηλεκτρόδια πρέπει να βρίσκονται όσο το δυνατόν πιο κοντά στην ευθεία της αρτηρίας. Η αύξηση της απόστασης έχει ως αποτέλεσμα τη μείωση του πλάτους του σήματος, τη μεταβολή της μορφολογίας της κυματομορφής, συγχέοντας την εκτίμηση των αιμοδυναμικών παραμέτρων. Η επιλογή των παραμέτρων που επηρεάζουν το τελικό σήμα, όπως για παράδειγμα η απόσταση

μεταξύ των ηλεκτροδίων, το μέγεθος τους και η συχνότητα έγχυσης του ρεύματος, γίνεται συνήθως εμπειρικά και με τη βοήθεια πειραμάτων.

Το ολικό σύστημα εκτίμησης της διαστολικής και της συστολικής πίεσης χωρίζεται σε τρία μπλοκ. Το πρώτο σχετίζεται με την εισαγωγή του ρεύματος στο σώμα, το δεύτερο με τα εξαρτήματα που συμβάλλουν στη λήψη και το τελευταίο αφορά την επεξεργασία για την εξαγωγή αποτελεσμάτων. Πολλά από τα εξαρτήματα, όπως η πηγή ρεύματος, ο ενισχυτής λήψης, ο ενισχυτής της αποδιαμόρφωσης ή ο μετασχηματιστής αναλογικού σήματος σε ψηφιακό, συμβάλλουν στην καλύτερη ποιότητα του τελικού σήματος. Η εκτίμηση της πίεσης βασίζεται σε κυματομορφές που αποκτώνται από τα ηλεκτρόδια τάσης και επίσης, από μετρούμενες παραμέτρους. Το τελικό σύστημα που αναπτύχθηκε αποτελεί πειραματική εφαρμογή.

6.2 Μελλοντικές Προοπτικές

Προκειμένου να αναπτυχθεί ένα ακριβέστερο όργανο μέτρησης και να γίνει μελλοντικά ευρέως διαδεδομένο το σύστημα μέτρησης της εμπέδησης για τον υπολογισμό της αιματικής πίεσης και άλλων αιμοδυναμικών παραμέτρων, απαιτείται περαιτέρω έρευνα. Πιο συγκεκριμένα, σε πειραματικό επίπεδο πρέπει να αυξηθεί το πλήθος των δοκιμών σε ασθενείς, με σκοπό την ικανοποίηση του τυπικού πρωτοκόλλου, αλλά και για τη καλύτερη κατανόηση και δημιουργία ενός συστήματος με όσο το δυνατόν καλύτερη την εκτίμηση και μείωση του σφάλματος. Το εύρος των πειραμάτων πρέπει να αυξηθεί και σε ηλικιακό επίπεδο, αλλά και σε επίπεδο επιλογής υγιών και μη ατόμων. Για παράδειγμα, πρέπει στα πειράματα που διενεργούνται για την ανάπτυξη του συστήματος και για την επιβεβαίωση των αποτελεσμάτων, να επιλεχθούν και υπερτασικά άτομα και άτομα μεγαλύτερης ηλικίας.

Επιπλέον, περαιτέρω μελέτη πρέπει να διεξαχθεί ώστε να αναπτυχθούν γενικευμένοι αλγόριθμοι συναρτήσεων μεταφοράς, που θα υπολογίζουν ευκολότερα και με μεγαλύτερη ακρίβεια το επιθυμητό αποτέλεσμα. Αναγκαία είναι και η ανάπτυξη φίλτρων εξάλειψης των παρασίτων που βασίζονται σε κίνηση, καθώς και συστημάτων ηλεκτροδίων με πιο αυστηρούς κανόνες κατασκευής, τοποθέτησης και επιλογή κατάλληλου μεγέθους. Σχετικά με τα ηλεκτρόδια, σημαντική είναι και η μελέτη της ποιότητάς τους, με σκοπό την εξέλιξη της ποιότητας του ληφθέντος σήματος, τη μείωση της αντίστασης επαφής ηλεκτροδίων-δέρματος και την εξάλειψη των πιθανών ερεθισμών του δέρματος.

Όπως έχει ήδη επισημανθεί, σημαντική είναι η θέση των αισθητήρων σε σχέση με την αρτηρία, που κατά την καθημερινή χρήση από τον ενδιαφερόμενο είναι πιθανό η ευθυγράμμιση των ηλεκτροδίων και της αρτηρίας να μην επιτυγχάνεται. Πρέπει, συνεπώς, να αναπτυχθεί μια μέθοδος, η οποία θα ανιχνεύει αυτόματα την τοποθεσία της αρτηρίας, κάθε φορά που ο χρήστης τοποθετεί τη συσκευή. Επίσης, πρέπει να μελετηθούν εκτενώς τα πλεονεκτήματα της θέσης του καρπού, σε σύγκριση με τη συνηθισμένη τοποθεσία μέτρησης του βραχίονα.

Τέλος, η αλλαγή της στάσης του σώματος και του καρπού σε σχέση με τη θέση της καρδιάς προκαλεί αλλαγές στην τιμή της πίεσης του αίματος. Αυτές οι μεταβολές της πίεσης, μπορούν να διορθωθούν με την ανάπτυξη ενός αισθητήρα κίνησης, ο οποίος θα τοποθετηθεί στον καρπό και θα ανιχνεύει τη θέση του καρπού σε σχέση με την καρδιά, αλλά και τη στάση του σώματος χρησιμοποιώντας μεθόδους αναγνώρισης δραστηριότητας.

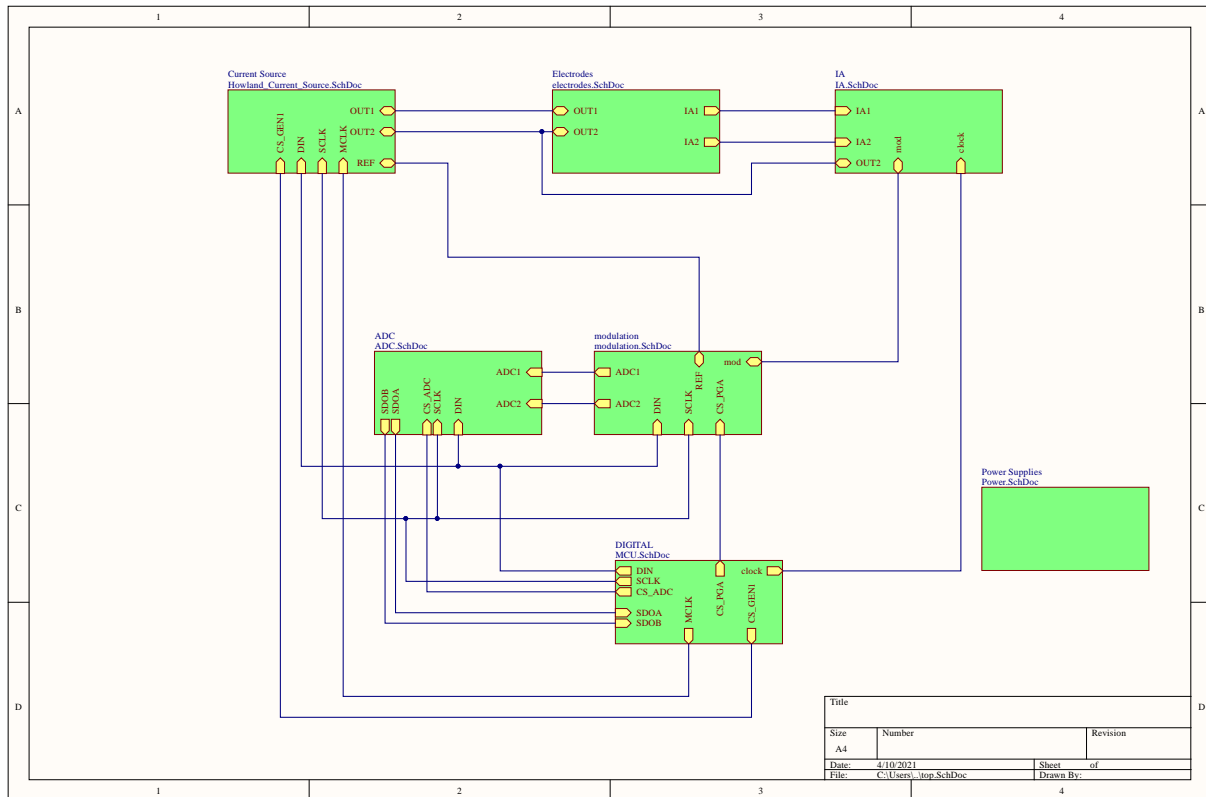
Βιβλιογραφία

- [1] Thomas Gaziano, K. Srinath Reddy, Fred Paccaud, Sue Horton and Vivek Chaturvedi, “*Cardiovascular Disease*”, Disease Control Priorities in Developing Countries, Washington (DC): The International Bank for Reconstruction and Development / The World Bank; 2nd edition, 2006.
- [2] Κουτσούρης Δ., Παυλόπουλος Σ. και Πρέντζα Α. (2017), “Εισαγωγή στη βιοϊατρική τεχνολογία και ανάλυση ιατρικών σημάτων”, ΕΚΔΟΣΕΙΣ ΤΖΙΟΛΑ, 2^η Έκδοση, 2017.
- [3] Margaret Cheney, David Isaacson and Jonathan C. Newell, “Electrical Impedance Tomography”, *Siam Review*, Vol. 41, No. 1, pp. 85–101, 1999.
- [4] Bassem Ibrahim and Roozbeh Jafari, “Cuffless Blood Pressure Monitoring from an Array of Wrist Bio-impedance Sensors using Subject-Specific Regression Models: Proof of Concept”, *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, 2019.
- [5] Toan Huu Huynh and Wan-Young Chung, “Radial Electrical Impedance: A Potential Indicator for Noninvasive Cuffless Blood Pressure Measurement”, *Journal of Sensor Science and Technology*, Vol. 26, No. 4, pp. 239-244, 2017.
- [6] Bassem Ibrahim, Drew A. Hall and Roozbeh Jafari, “Pulse Wave Modeling using Bio-impedance Simulation Platform based on a 3D Time-Varying Impedance Grid”, *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, 2020.
- [7] Mart Min, Hip Kõiv, Eiko Priidel, Ksenija Pesti and Paul Annus, “Noninvasive Acquisition of the Aortic Blood Pressure Waveform”, *Wearable Devices - the Big Wave of Innovation*, *IntechOpen*, 2019.
- [8] Hancong Wu, Yunjie Yang, Pierre-Olivier Bagnaninchi and Jiabin Jia, “Calibrated Frequency-Difference Electrical Impedance Tomography for 3D Tissue Culture Monitoring”, *IEEE Sensors Journal*, Vol. 19, no. 18, 2019.

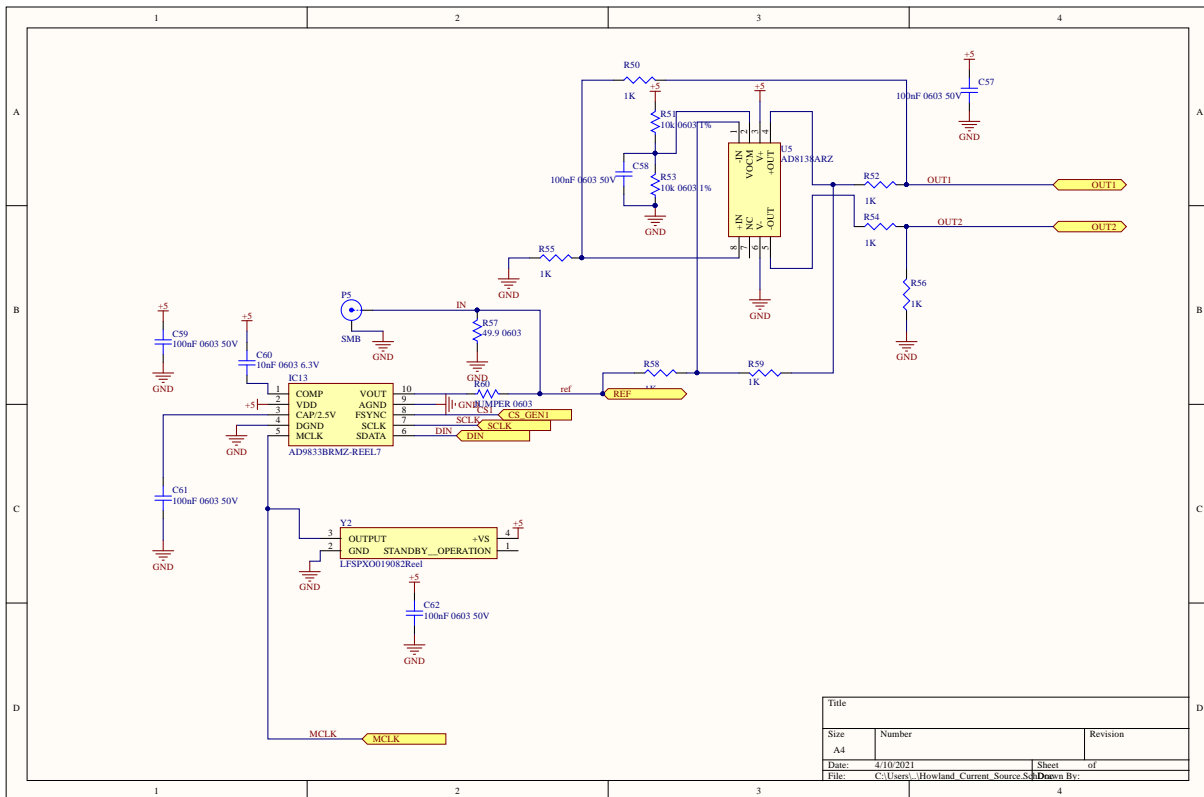
- [9] Mohammad Takhti and Kofi Odame, “Structured Design Methodology to Achieve a High SNR Electrical Impedance Tomography”, *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, 2018.
- [10] S.-J. Kweon, S.-H. Jo, J.-H. Suh, M. Je, and H.-J. Yoo, “A sinusoidal signal generator using a constant gain finite impulse response (FIR) filter for electrical bioimpedance spectroscopy”, *IEEE International Symposium on Circuits and Systems (ISCAS)*, pp. 1–5, 2018.
- [11] D. Isaacson, “Distinguishability of conductivities by electric current computed tomography”, *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 5, no. 2, pp. 91–95, 1986.
- [12] D. S. Holder, “Electrical impedance tomography: methods, history and applications”, *CRC Press*, 2004.
- [13] Q. Zhu, W. Lionheart, F. Lidgley, C. McLeod, K. Paulson, and M. Pidcock, “An adaptive current tomograph using voltage sources”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering (TBME)*, vol. 40, no. 2, pp. 163–168, 1993.
- [14] Pedro Bertemes-Filho, Alexandre Felipe, Volney C. Vincence, “High Accurate Howland Current Source: Output Constraints Analysis”, *Circuits and Systems*, 4, 451-458, 2013.
- [15] Vinicius G. Sirtoli, Kaue F. Morcelles and Volney C. Vincence, “Design of current sources for load common mode optimization”, *Journal of Electrical Bioimpedance*, vol. 9, pp. 59-71, 2018.
- [16] PhysicsOpenLab, Lock-in Amplifier, <http://physicsopenlab.org/2019/08/20/lock-in-amplifier/>, 2019.
- [17] Ethan K. Murphy, Mohammad Takhti, Joseph Skinner, Ryan J. Halter and Kofi Odame, “Signal-to-Noise Ratio Analysis of a Phase-Sensitive Voltmeter for Electrical Impedance Tomography”, *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, 2016.
- [18] AD630 Data sheet, Balanced Modulator/Demodulator, Analog Devices, <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD630.pdf>.

Παράρτημα

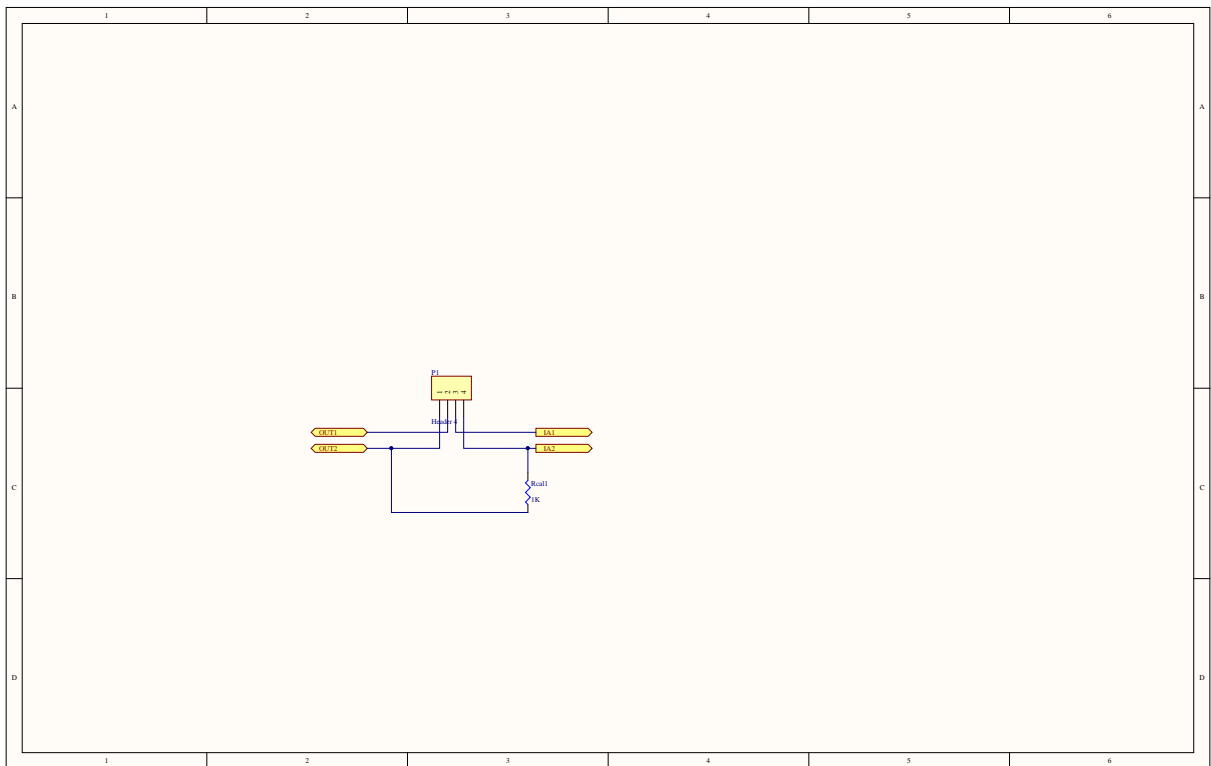
Κατάλογος Σχηματικών στο Altium Designer



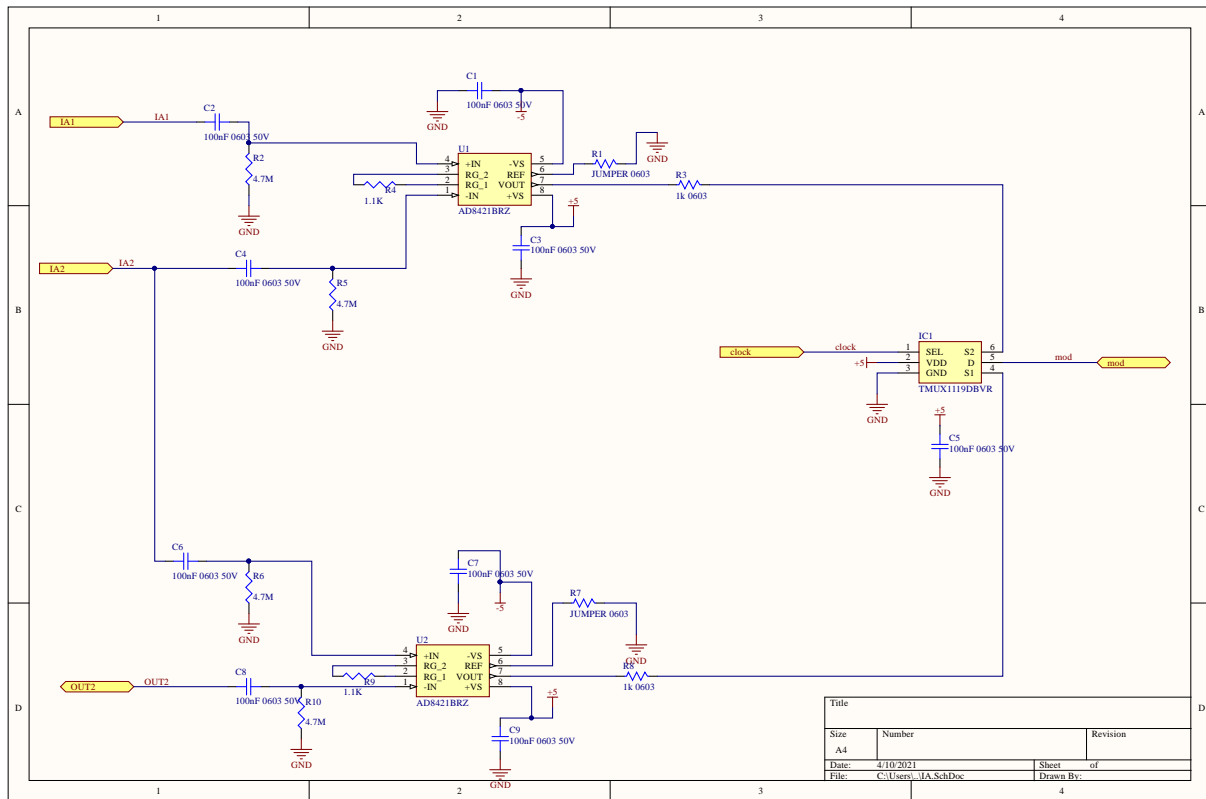
Σχήμα 1: Σχηματικό διασυνδέσεων μεταξύ ενότητων



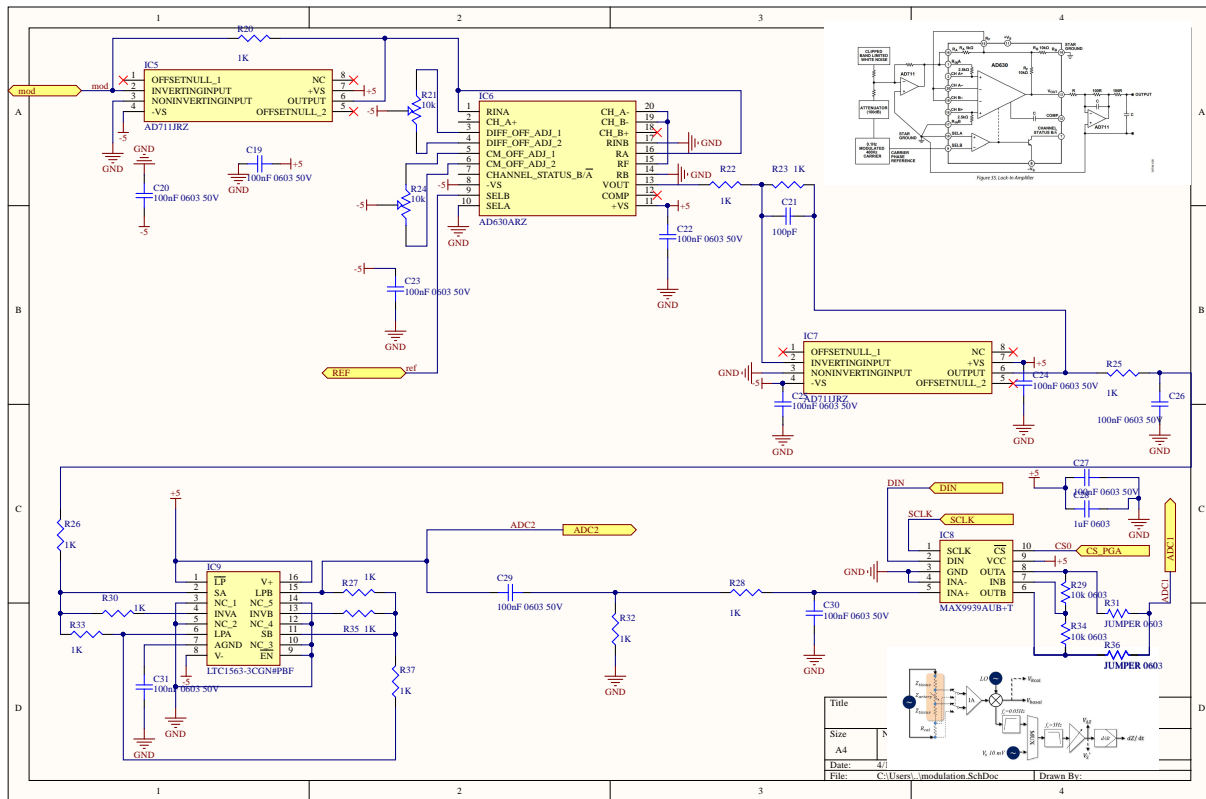
Σχήμα 2: Σχηματικό πηγής ρεύματος



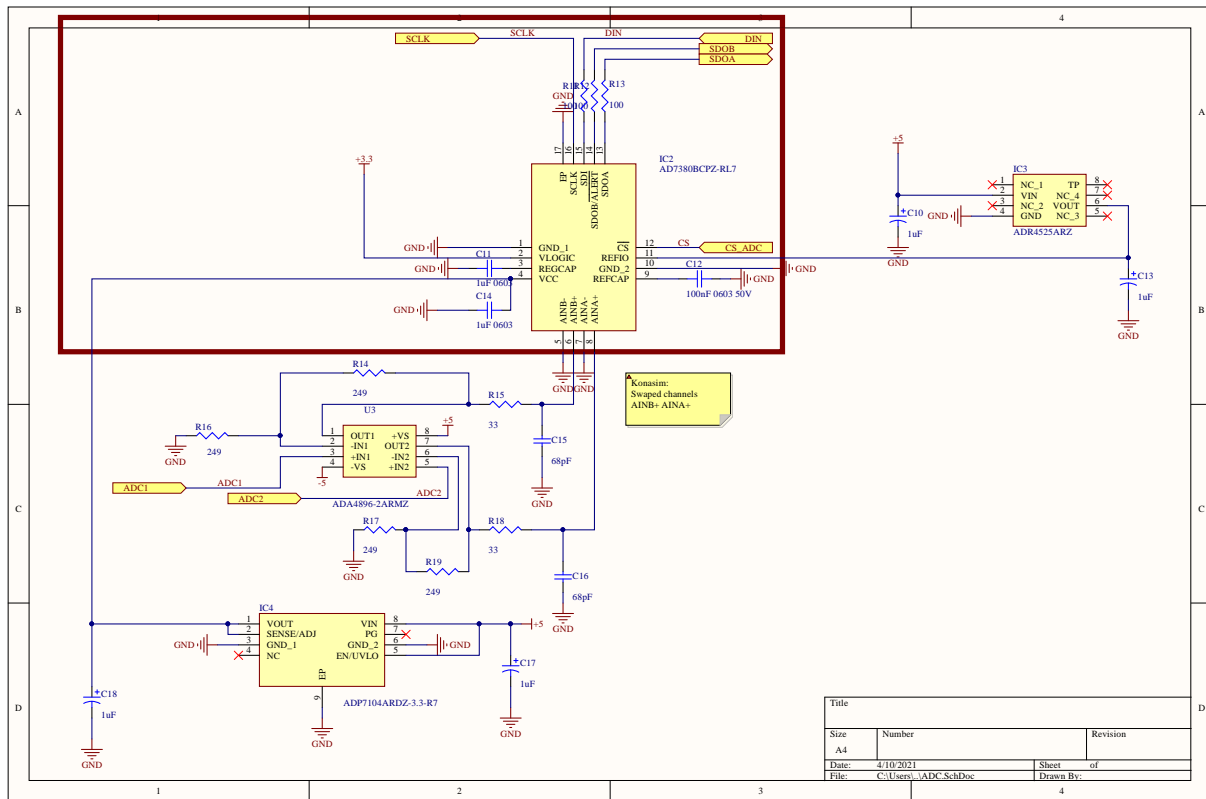
Σχήμα 3: Σχηματικό ηλεκτροδίων



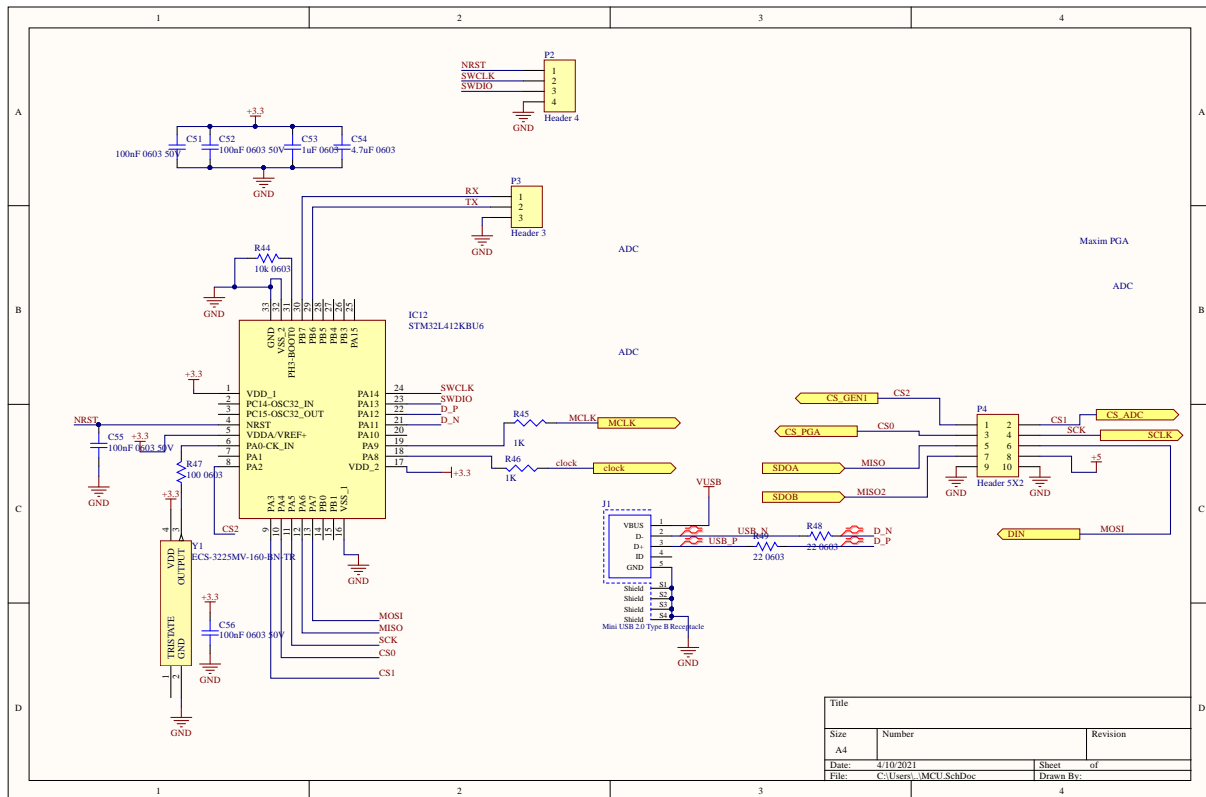
Σχήμα 4: Σχηματικό instrumentation amplifier και πολυπλέκτη



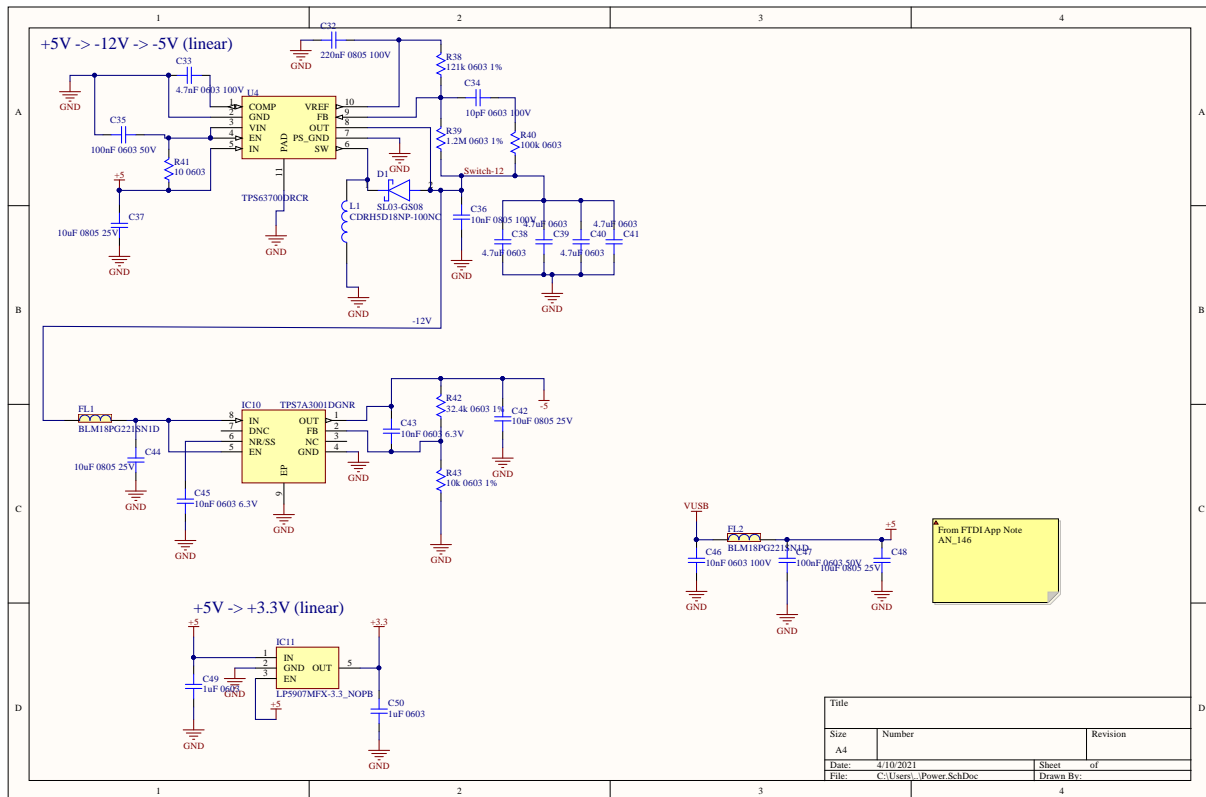
Σχήμα 5: Σχηματικό αποδιαμόρφωσης, φίλτρων και ενίσχυσης



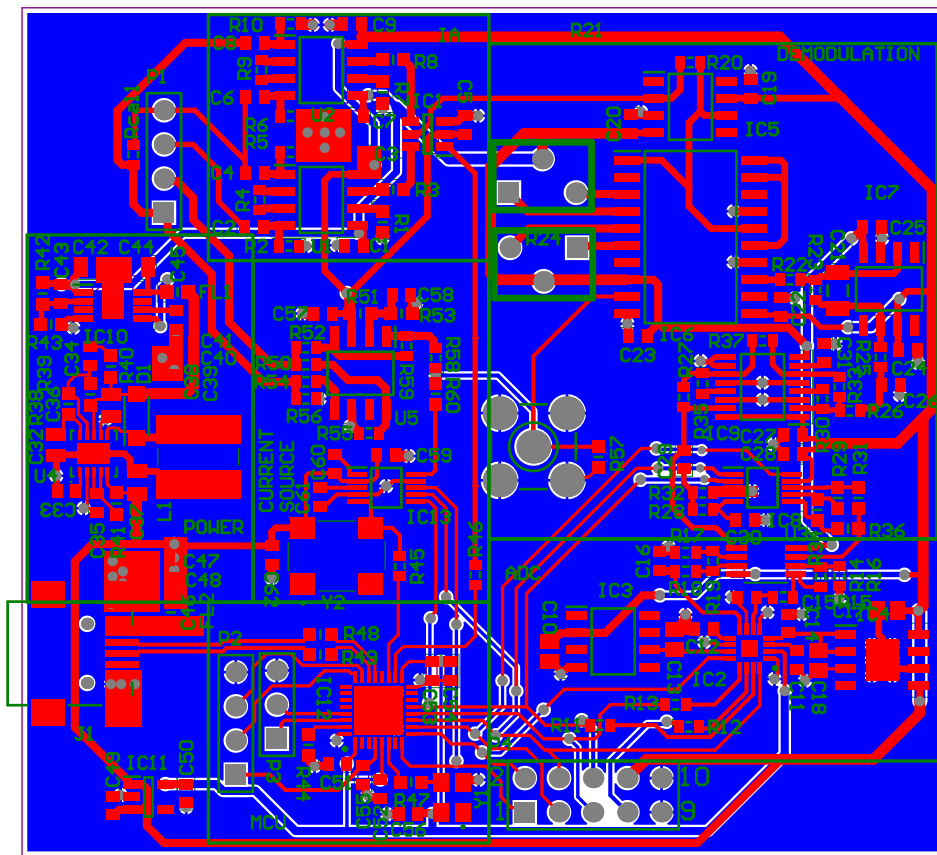
Σχήμα 6: Σχηματικό μετατροπέα από αναλογικό σε ψηφιακό



Σχήμα 7: Σχηματικό μικροεπεξεργαστή



Σχήμα 8: Σχηματικό τροφοδοσίας



Σχήμα 9: Τυπωμένη πλακέτα κυκλώματος / Printed Circuit Board-PCB