



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ

ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ

ΤΟΜΕΑΣ ΕΠΙΚΟΙΝΩΝΙΩΝ, ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΗΣ
ΚΑΙ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ

Ανίχνευση Τροπονίνης

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Μάρρας Δημήτριος

Επιβλέπων Καθηγητής:

Ευάγγελος Β. Χριστοφόρου

Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Αθήνα, Σεπτέμβριος 2021



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ

ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ

ΤΟΜΕΑΣ ΕΠΙΚΟΙΝΩΝΙΩΝ, ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΗΣ
ΚΑΙ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Ανίχνευση Τροπονίνης

Μάρρας Δημήτριος

Εγκρίθηκε από την τριμελή εξεταστική επιτροπή την 30^α Σεπτεμβρίου 2021

.....
Ευάγγελος
Χριστοφόρου
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

.....
Παναγιώτης
Τσαραμπάρης
Επ. Καθηγητής Ε.Μ.Π.

.....
Κωνσταντίνος
Πολιτόπουλος
Αν. Καθηγητής Ε.Μ.Π.

.....
Μάρρας Δημήτρης

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

Copyright © Μάρρας Δημήτρης , 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 Μετσόβιο Πολυτεχνείου.

Ευχαριστίες

Θα ήθελα να ευχαριστήσω τον επιβλέπον Καθηγητή κ. Ευάγγελο Χριστοφόρου για την πολύτιμη συμβολή του ώστε να ασχοληθώ με ένα τέτοιο σοβαρό θέμα καθώς και την καθοδήγηση και τις συμβουλές του καθ' όλη τη διάρκεια της εργασίας αυτής.

Επίσης θα ήθελα να ευχαριστήσω τους Καθηγητές Κωνσταντίνο Πολιτόπουλο και Παναγιώτη Τσαραμπάρη που αποτέλεσαν την τριμελή επιτροπή εξέτασης καθώς και για τις πολύτιμες συμβουλές τους.

Τέλος θα ήθελα να ευχαριστήσω τον Υποψήφιο Διδάκτορα Αντώνη Γεωργά για την βοήθεια που προσέφερε, τις συμβουλές και τις διορθώσεις που μου υπέδειξε για τη πραγματοποίηση αυτής της εργασίας.

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Η παρούσα εργασία φιλοδοξεί να παρουσιάσει τις βασικές αρχές ασύρματης τροφοδότησης μιας μικροσυσκευής ανίχνευσης και μέτρησης του βιοδείκτη της Τροπονίνης, στο πλαίσιο υλοποίησης μιας μελλοντικής εφαρμογής για τη διάγνωση των εμφραγμάτων του μυοκαρδίου. Σε μια τέτοια προοπτική η μικροσυσκευή ανίχνευσης θα μπορεί να εμφυτεύεται στον ανθρώπινο οργανισμό και θα αναμεταδίδει το σήμα διάγνωσης σε εξωτερικό δέκτη.

Προς τούτο έγινε προσπάθεια σχεδιασμού, κατασκευής και λειτουργίας μιας πειραματικής διάταξης, αποτελούμενης ακριβώς από δύο διακριτά κυκλώματα, α) το κύκλωμα παραγωγής σήματος και μετάδοσης και β) το κύκλωμα της λήψης-ανίχνευσης που βασίζεται στην χρήση αισθητήρα ενδοδιαπλεκόμενων ηλεκτροδίων. Η μετάδοση του σήματος επιχειρήθηκε με την αξιοποίηση των δυνατοτήτων της μεθόδου μεταφοράς ενέργειας του μαγνητικού επαγωγικού συντονισμού, λαμβάνοντας υπόψη και τους περιορισμούς που υπάρχουν λόγω της προοπτικής υποδόριας εμφύτευσης του ανιχνευτή στον ανθρώπινο οργανισμό.

Το πρώτο κεφάλαιο του Θεωρητικού Μέρους αφιερώνεται στην συνοπτική περιγραφή της μικροσκοπικής δομής του καρδιακού μυός, την παθολογία της στεφανιαίας νόσου και τον ρόλο του βιοχημικού δείκτη (βιοδείκτη) της Τροπονίνης σε συνθήκες ισχαιμικού επεισοδίου.

Το δεύτερο μέρος του Θεωρητικού Μέρους περιλαμβάνει τις βασικότερες θεωρίες που αφορούν την ασύρματη μεταφορά ενέργειας, την αυτεπαγωγική ζεύξη των πηνίων και της μοντελοποίηση της χρήσης του αισθητήρα ενδοδιαπλεκόμενων ηλεκτροδίων.

Το πρώτο κεφάλαιο του Πειραματικού Μέρους παρουσιάζει την τεχνική και την διαδικασία κατασκευής στο εργαστήριο τόσο του αισθητήρα ενδοδιαπλεκόμενων ηλεκτροδίων όσο και των σωληνοειδών πηνίων που θα χρησιμοποιηθούν για τη μετάδοση του σήματος, ενώ τα επόμενα δύο κεφάλαια αφιερώνονται στην χρησιμοποιηθείσα κυκλωματική διάταξη και την διαδικασία λήψης των μετρήσεων. Τέλος, στο τελευταίο κεφάλαιο παρατίθενται οι μετρήσεις που λήφθηκαν και μια πρώτη αξιολόγηση των αποτελεσμάτων του πειράματος.

ΛΕΞΕΙΣ-ΚΛΕΙΔΙΑ: Τροπονίνη, Μέθοδοι Ασύρματης μεταφοράς ισχύος, Επαγωγή μαγνητικού συντονισμού, συχνότητα συντονισμού, Αισθητήρας ενδοδιαπλεκόμενων ηλεκτροδίων.

ABSTRACT

This paper aspires to present the basic principles of wireless powering of a micro-device for the detection and measurement of the Troponin biomarker, in the context of the implementation of a future application for the diagnosis of myocardial infarctions. In such a perspective, the detection micro-equipment could be implanted in the human body and will relay the diagnostic signal to an external receiver.

To this end, an attempt was made to design, construct and operate an experimental device, consisting precisely of two distinct circuits, a) the signal production and transmission circuit and b) the receiving-detection circuit based on the use of an intra-interlocking electrode sensor. The transmission of the signal was attempted by exploiting the capabilities of the energy transfer method of magnetic inductive resonance, considering the limitations that exist due to the prospect of subcutaneous implantation of the detector in the human body.

The first chapter of the Theoretical Part is devoted to a brief description of the microscopic structure of the heart muscle, the pathology of coronary artery disease and the role of the biochemical marker (biomarker) of troponin in ischemic events.

The second part of the Theoretical Part includes the most basic theories concerning the wireless energy transfer, the inductive coupling of the coils and the modelling of the use of the interconnected electrode sensor

The first chapter of the Experimental Part presents the technique and the laboratory construction process of both the interdigitated electrode sensor and the solenoid coils that will be used for the signal transmission, while the next two chapters are devoted to the circuitry used and the measurement acquisition process. Finally, the last chapter presents the measurements taken and a first evaluation of the results of the experiment.

KEYWORDS: Troponin, Wireless Power Transfer Methods, Magnetic Resonance Induction, Resonant Frequency, Interdigital Electrode Sensor

Πίνακας περιεχομένων

ΠΡΟΛΟΓΟΣ	7
A ΘΕΩΡΗΤΙΚΟ ΜΕΡΟΣ	14
ΚΕΦΑΛΑΙΟ I ΤΡΟΠΟΝΙΝΗ	
1. Μικροσκοπική Δομή του καρδιακού μυός	14
1.1 Γενικά.....	14
1.2 Οι συσταλτές πρωτεΐνες.....	15
1.3 Ισόμορφες Τροπονίνης στο καρδιακό μυ	15
2. Στεφανιαία Νόσος.....	16
2.1 Γενικά.....	16
2.2 Έμφραγμα του Μυοκαρδίου	17
2.3 Βιοχημικοί δείκτες (βιοδείκτες)	18
2.4 Η Τροπονίνη ως βιοδείκτης για το έμφραγμα του Μυοκαρδίου	18
ΚΕΦΑΛΑΙΟ II ΑΣΥΡΜΑΤΗ ΜΕΤΑΦΟΡΑ	
1. Ασύρματη μεταφορά ισχύος	19
2. Μέθοδοι Ασύρματης μεταφοράς ισχύος	19
2.1 Επαγωγική μεταφορά ισχύος	21
2.2 Επαγωγή μαγνητικού συντονισμού	22
2.3 Συντονισμός και συχνότητα συντονισμού	22
3. Ηλεκτρικά στοιχεία της ζεύξης.	23
3.1 Πηνία ζεύξης.	23
3.1.1 Αυτεπαγωγή πηνίων ζεύξης.	24
3.1.2 Ισοδύναμη αντίσταση απωλειών πηνίου.....	25
3.1.2.1 Ισοδύναμη αντίσταση συνεχούς λειτουργίας.....	25
3.1.2.2 Ισοδύναμη αντίσταση εναλλασσόμενης λειτουργίας	26
4. Μοντελοποίηση ζεύξης	29
4.1 Αμοιβαία αυτεπαγωγή $M(H)$	30
4.2 Συντελεστής ζεύξης k και ποιητικός παράγοντας	32
4.3 Συντελεστής αποτελεσματικότητας μεταφοράς ισχύος	33

ΚΕΦΑΛΑΙΟ ΙΙΙ ΑΙΣΘΗΤΗΡΑΣ

1. Αισθητήρας ενδοδιαπλεκόμενων ηλεκτροδίων.....	34
1.1 Αισθητήρας σύνθετης αντίστασης	34
1.2 Χωρητικός αισθητήρας.....	35
2.Χωρητικότητα αισθητήρα ενδοδιαπλεκόμενων ηλεκτροδίων	35

Β ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΟ ΜΕΡΟΣ.....37

ΚΕΦΑΛΑΙΟ Ι ΚΑΤΑΣΚΕΥΗ ΠΥΚΝΩΤΗ-ΑΙΣΘΗΤΗΡΑ ΕΝΔΟΔΙΑΠΛΕΚΟΜΕΝΩΝ ΗΛΕΚΤΡΟΔΙΩΝ

1.Εισαγωγή	37
2.Σχεδιασμός και Εκτύπωση σε διαφάνεια	37
3.Έκθεση σε υπεριώδη ακτινοβολία	37
4.Εμφάνιση	38
5.Αποχάλκωση.....	39
6.Καθαρισμός-ολοκλήρωση πλακέτας.....	40

ΚΕΦΑΛΑΙΟ ΙΙ ΠΗΝΙΑ ΖΕΥΞΗΣ

1.Κατασκευή πηνίων ζεύξης	41
---------------------------------	----

ΚΕΦΑΛΑΙΟ ΙΙΙ ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑ ΠΕΙΡΑΜΑΤΟΣ

1.Εισαγωγή	42
2. Διάταξη	42
3. Διαδικασία	44
3.1 Πειραματική μέθοδος εύρεσης συχνότητα συντονισμού	44
3.2 Εύρεση συχνότητας συντονισμού του πυκνωτή ενδοδιαπλεκόμενων ηλεκτροδίων	45
3.3 Εύρεση της τιμής του πυκνωτή στο κύκλωμα μετάδοσης.....	46

ΚΕΦΑΛΑΙΟ ΙV ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΜΕΤΡΗΣΕΩΝ

1.Εισαγωγή.....	47
2.Εύρεση της συχνότητας συντονισμού του πυκνωτή ενδοδιαπλεκόμενων ηλεκτροδίων	47
3. Μέτρηση της τάσης σήματος λήψης γύρω από τη συχνότητας συντονισμού .	54

4. Μέτρηση της τάσης σήματος μετάδοσης και λήψης γύρω από τη συχνότητας συντονισμού	57
ΚΕΦΑΛΑΙΟ V	
ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΟΣ-ΕΠΪΛΟΓΟΣ	58
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ.....	59

ΑΘΕΩΡΗΤΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

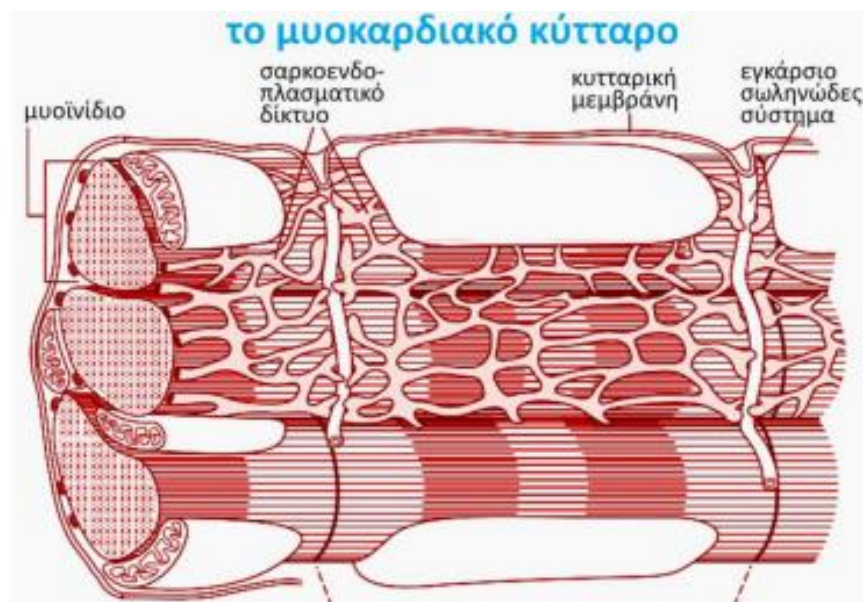
ΚΕΦΑΛΑΙΟ Ι

ΤΡΟΠΟΝΙΝΗ

1.Μικροσκοπική Δομή του καρδιακού μυός

1.1 Γενικά

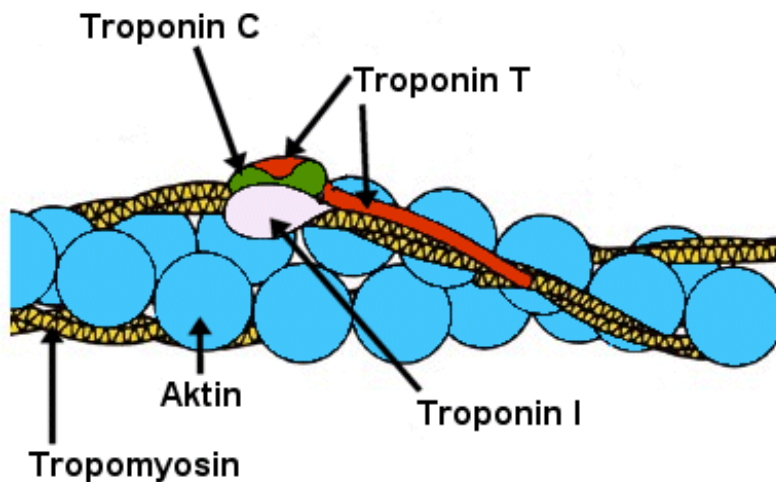
Τα μυϊκά κύτταρα της καρδίας (εικόνα1) περιβάλλονται από μια κυτταρική μεμβράνη που ονομάζεται σαρκείλημμα και τα μυϊκά ινίδια συνιστούν το 50% του όγκου τους. Τα μυϊκά ινίδια περιλαμβάνουν τις συσταλτές πρωτεΐνες του κυττάρου, που επιτελούν τους κύκλους σύσπασης του μυοκαρδίου. Η παράταξη τους είναι μια σειρά από παχιά νημάτια μυσίνης και λεπτά νημάτια ακτίνης, προσδίδοντας έτσι τη χαρακτηριστική γραμμωτή εμφάνιση που φέρει το μυοκάρδιο στο μικροσκόπιο. Τα καρδιακά μυϊκά κύτταρα συνδέονται μεταξύ τους με ειδικές συνδέσεις που ονομάζονται εμβόλιμοι δίσκοι. Η χαμηλή ηλεκτρική αντίσταση κατά μήκος αυτών επιτρέπει στα δυναμικά ενέργειας να διαδίδονται εύκολα από κύτταρο σε κύτταρο με αποτέλεσμα το μυοκάρδιο να λειτουργεί ως συγκυτιακός μυς [1].



Εικόνα 1 Μυϊκό κύτταρο της καρδίας [2]

1.2 Οι συσταλτές πρωτεΐνες

Τα λεπτά και τα παχιά νημάτια των σαρκομεριδίων συνίστανται από ένα σύνολο πρωτεϊνών που καλούνται πρωτεΐνες σύσπασης και επιτελούν την αντίστοιχη λειτουργία. Τα λεπτά νημάτια αποτελούνται από την ακτίνη, το σύμπλεγμα της τροπονίνης και την τροπομυosίνη. Η τροπομυosίνη είναι μία νηματοειδής ρυθμιστική πρωτεΐνη που συνδεόμενη με την ακτίνη (σε κατάσταση ηρεμίας) εμποδίζει το δεσμό της ακτίνης με τη μυosίνη. Η Τροπονίνη αποτελείται από τρεις υπομονάδες: α) την τροπονίνη C, που δεσμεύει τα ιόντα ασβεστίου κατά τη διάρκεια της εκπόλωσης του μυοκυττάρου και εξυπηρετεί τις χωροταξικές μεταβολές των ρυθμιστικών πρωτεϊνών που είναι απαραίτητες για την αλληλεπίδραση της ακτίνης με τις κεφαλές της μυosίνης, β) την τροπονίνη T που συγκρατεί την τροπομυosίνη και γ) την τροπονίνη I που εμποδίζει την επαφή της ακτίνης με τη μυosίνη σε συνθήκες ηρεμίας.



Εικόνα 2 Σύμπλεγμα Τροπονίνης, Τροπομυosίνης και Ακτίνης [3]

Τα παχιά νημάτια αποτελούνται από ένα είδος πρωτεΐνης που ονομάζεται μυosίνη. Κάθε μόριο μυosίνης συντίθεται από δύο βαριές αλυσίδες και από δύο ζεύγη ελαφρών αλυσίδων. Η μυosίνη προσδένεται στη γραμμή Z με τη συνεισφορά της τιτίνης, ενός ιδιαίτερα μεγάλου πρωτεϊνικού μορίου που συμβάλλει περαιτέρω στην ελαστικότητα του καρδιακού μυός κατά το έργο βράχυνσης - χάλασης.

Συμπερασματικά η μυϊκή συστολή είναι μια σύνθετη διαδικασία, η οποία για να συντελεστεί απαιτεί τη συνέργεια πολλών πρωτεϊνικών μορίων και η λειτουργία της διαταράσσεται στις μυοκαρδιοπάθειες.

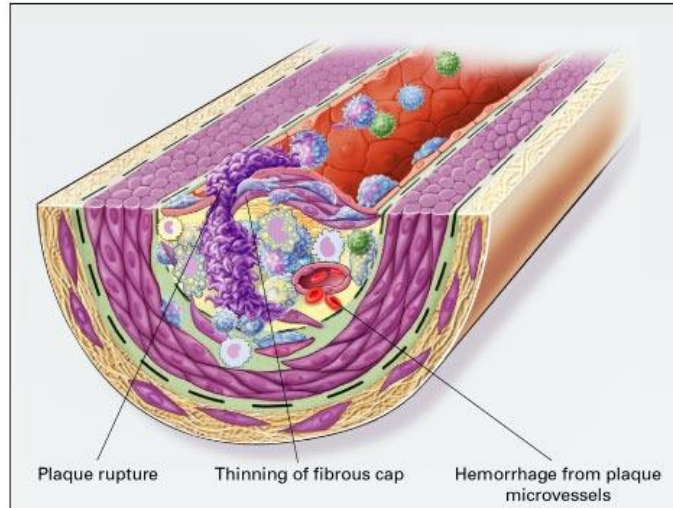
1.3 Ισόμορφες Τροπονίνης στο καρδιακό μυ

Το σύμπλοκο της τροπονίνης με την τροπομυοσίνη απαντάται στα λεπτά νημάτια της ακτίνης και είναι απαραίτητο για τη μυϊκή σύσπαση(εικόνα2) η οποία επιτυγχάνεται από τα ιόντα Ca^{2+} . Αποδείχτηκε η ύπαρξη ιστοειδικών ισομορφών για κάθε μία από τις πρωτεΐνες του προαναφερόμενου συμπλόκου . Εξαιρέση αποτελεί η τροπονίνη C, η οποία δεν διαθέτει ιστοειδική ισομορφή στα κύτταρα του μυοκαρδίου και γι' αυτό το λόγο η χρήση της δεν είναι αναγκαία στις διαγνωστικές μεθόδους για την ανίχνευση καρδιακής βλάβης. Αντιθέτως στα μυοκαρδιακά κύτταρα εντοπίζεται η καρδιακή ισομορφή της Τροπονίνης I. Αυτή στο Αμινο-τελικό της άκρο διαθέτει μία μετά-μεταφραστική αλληλουχία λίγων αμινοξέων, η οποία παρουσιάζει μικρή ταύτιση με τις υπόλοιπες ισομορφές, καθιστώντας δυνατή την παραγωγή μονόκλωνων αντισωμάτων με υψηλή εξειδίκευση γι' αυτή. Συνεπώς οι καρδιακές Τροπονίνες I & T μπορούν να χρησιμοποιηθούν ως βιοχημικοί βιοδείκτες για περιπτώσεις εμφραγμάτων του μυοκαρδίου [1].

2. Στεφανιαία Νόσος

2.1 Γενικά

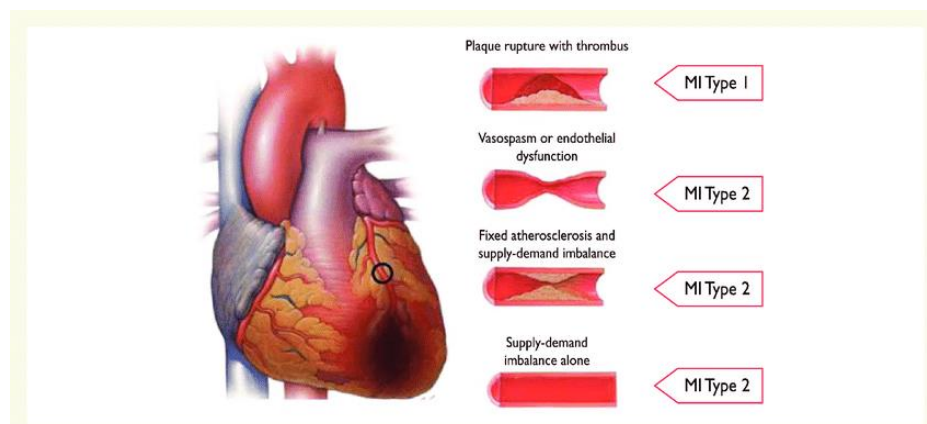
Είναι μια παθολογία των αγγείων της στεφανιαίας κυκλοφορίας, με βασικότερο και πιο συχνό αίτιο της την αθηροσκλήρυνση (εικόνα 3). Κατά την αθηροσκλήρυνση, αθηρωματικές πλάκες καταλαμβάνουν το τοίχωμα των στεφανιαίων αρτηριών, οι οποίες μπορεί να προκαλέσουν απόφραξη ή και στένωση του αυλού της αρτηρίας με δυνητικό αποτέλεσμα την ισχαιμία ή την νέκρωση του μυοκαρδίου. Η στεφανιαία νόσος χωρίζεται στα οξέα στεφανιαία ή ισχαιμικά σύνδρομα και στη χρόνια στεφανιαία νόσο. Στο φάσμα των οξέων στεφανιαίων συνδρόμων περιλαμβάνεται και το οξύ έμφραγμα του μυοκαρδίου, το οποίο διακρίνεται σε έμφραγμα χωρίς ανάσπαση του τμήματος ST - NSTEMI (Non-ST Elevation Myocardial Infraction) και σε έμφραγμα με ανάσπαση του ST – STEMI (ST Elevation Myocardial Infraction) [1].



Εικόνα 3 Αθηρωμάτωση στεφανιαίων αρτηριών [4]

2.2 Έμφραγμα του Μυοκαρδίου

Ως έμφραγμα του μυοκαρδίου (εικόνα 4) ορίζεται η μη αναστρέψιμη κυτταρική βλάβη λόγω παρατεταμένης ισχαιμίας που οδηγεί σε νέκρωση του καρδιακού μυός [5]. Αποτελεί μία κλινική ασθένεια με υψηλά ποσοστά θνησιμότητα και νοσηρότητα. Για τη διάγνωση του εμφράγματος του μυοκαρδίου υπάρχουν αρκετοί καρδιακοί βιοδείκτες με κυριότερη αυτή της Τροπονίνης. Πιο συγκεκριμένα τα αυξημένα επίπεδα Τροπονινών στον ορό ασθενών επιβεβαιώνουν τη μυοκαρδιακή νέκρωση και συνεπώς το έμφραγμα του μυοκαρδίου [6]. Αυτή η παραδοχή επικαιροποιήθηκε το 2007 και έτσι αναπτύχθηκε περαιτέρω η χρήση δοκιμασιών Τροπονίνης με υψηλή ευαισθησία [7].



Εικόνα 4 Αποφραγμένης αρτηρίας οδηγεί σε νέκρωση του μυοκαρδίου [8]

2.3 Βιοχημικοί δείκτες (βιοδείκτες)

Βιοδείκτης ορίζεται εκείνο το χαρακτηριστικό μέγεθος που μετριέται και η τιμή του μπορεί να καθορίσει την σοβαρότητα μιας βιολογικής κατάστασης ως φυσιολογικής ή παθολογικής. Επιπλέον χρησιμοποιείται και για την αξιολόγηση μια βιολογικής κατάστασης μετά από μια φαρμακευτική παρέμβαση. Η ανίχνευση της αύξησης της τιμής ενός βιοδείκτη συντελεί ευεργετικά στην έγκαιρη διάγνωση, θεραπεία και καλύτερη εν γένει έκβαση της κατάστασης ενός ασθενούς.

Βασικά χαρακτηριστικά που πρέπει να διαθέτει ένας βιοχημικός δείκτης είναι η μεγαλύτερη δυνατή εξειδίκευσή του, δηλαδή η αναφορά του σε συγκεκριμένη βιολογική κατάσταση, η ευαισθησία του στις μεταβολές της βιολογικής κατάστασης και η μέγιστη δυνατή κινητική της απελευθέρωσής του, ώστε να μπορεί να ανιχνευθεί εύκολα και άμεσα.

2.4 Η Τροπονίνη ως βιοδείκτης για το έμφραγμα του Μυοκαρδίου

Ο βιοχημικός δείκτης της Τροπονίνης T & I απελευθερώνεται από τον καρδιακό μυϊκό ιστό και ανιχνεύεται στο δείγμα του ορού, όταν ο καρδιακός μυς βρεθεί σε συνθήκες ισχαιμικού επεισοδίου [9]. Σε ασθενείς με έμφραγμα του μυοκαρδίου έχει παρατηρηθεί αύξηση των τιμών της Τροπονίνης μόλις σε περίπου τέσσερις ώρες μετά την εμφάνιση των πρώτων συμπτωμάτων, που μπορεί σε ορισμένες περιπτώσεις να διατηρηθεί ως και δύο εβδομάδες μετά την αρχική εμφάνιση. Ειδικά, σε περιπτώσεις με οξύ στεφανιαίο σύνδρομο χωρίς ανάσπαση του ST (NSTEMI) έχει μετρηθεί μία μικρή αύξηση των τιμών της Τροπονίνης 2-3 εικοσιτετράωρα μετά το συμβάν. Νεότερες κλινικές οδηγίες συνιστούν την διενέργεια ηλεκτροκαρδιογραφήματος παράλληλα με την χρήση του τεστ ανίχνευσης της Τροπονίνης [10]. Τέλος, η Τροπονίνη μπορεί να χρησιμοποιηθεί ως δευτερεύων δείκτης για περιπτώσεις σχηματισμού ενεργού θρόμβου [11].

ΚΕΦΑΛΑΙΟ II

ΑΣΥΡΜΑΤΗ ΜΕΤΑΦΟΡΑ

1. Ασύρματη μεταφορά ισχύος

Η ασύρματη μεταφορά ισχύος είναι η τεχνολογία που επιτρέπει τη μεταφορά ηλεκτρικής ενέργειας χωρίς την ύπαρξη φυσικής επαφής ανάμεσα στην πηγή και στον αποδέκτη. Η τεχνολογία αυτή στηρίζεται στα ηλεκτρικά, μαγνητικά και στα ηλεκτρομαγνητικά πεδία και αξιοποιείται για την παροχή ενέργειας σε διαφορά μικροπροϊόντα της καθημερινότητας όπως κινητά τηλέφωνα, tablet, φορητοί υπολογιστές, αλλά και σε μεγαλύτερες εφαρμογές όπως ηλεκτρικά οχήματα, μη επανδρωμένα αεροπλάνα κλπ.

Η αναζήτηση νέων τεχνικών ενέργειας είναι σχεδόν επιβεβλημένη καθώς η ανάγκη για συνεχώς περισσότερη ισχύ οδηγεί στη σταδιακή εξάντληση των φυσικών πόρων. Η ελαχιστοποίηση των απωλειών στον τρόπο μεταφοράς μπορεί να περιορίσει την κατανάλωση των ορυκτών καυσίμων. Η χρήση νέων προηγμένων τεχνικών μεταφοράς όπως η ασύρματη μεταφορά ισχύος μπορεί να μειώσει τις ενεργειακές απώλειες, να βελτιώσει την ευελιξία των εφαρμογών όσο αφορά την μεταφερισιμότητα τους και να αποφύγει τους περιβαλλοντικούς και άλλους κινδύνους από την χρήση των καλωδίων. Ακόμα με την ασύρματη μεταφορά μπορεί να περιοριστεί η ανάγκη χρήσης μεγάλων και επιβλαβών μπαταριών με αποτέλεσμα να αυξηθεί η διαρκεία ζωής των προϊόντων. Τέλος, αυτή η μέθοδος μπορεί να χρησιμοποιηθεί για τη φόρτιση μικρών αισθητήρων και μηχανισμών με δυνατότητα εμφύτευσης στον ανθρώπινο οργανισμό για διαγνωστικούς και θεραπευτικούς σκοπούς.

2. Μέθοδοι Ασύρματης μεταφοράς ισχύος

Η κυριότερη κατηγοριοποίηση των μεθόδων που υιοθετούνται στον τομέα της ασύρματης μεταφοράς ενέργειας σχετίζεται με την απόσταση της επιχειρούμενης μεταφοράς ενέργειας. Με αυτή την έννοια διακρίνονται σε κοντινού και μακρινού πεδίου αντίστοιχα.

Οι μέθοδοι μακρινού πεδίου, που καλούνται και μέθοδοι ραδιενεργούς περιοχής, βασίζονται στη λειτουργία τους στο φαινόμενο της ηλεκτρομαγνητικής

ακτινοβολίας και είναι ικανές να μεταφέρουν ενέργεια σε στόχους-φορτία που βρίσκονται σε αποστάσεις πολλών χιλιομέτρων. Γενικά, το ορατό φως και τα μικροκύματα είναι οι δυο μορφές ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας που χρησιμοποιούνται ευρέως στην μεταφορά ενέργειας μακρινών αποστάσεων.

Η μεταφορά ενέργειας μέσω του ορατού φωτός πραγματοποιείται με χρήση δέσμης φωτός (laser). Πρόκειται για μονοχρωματική δέσμη φωτονίων που ακτινοβολείται σε ένα συγκεκριμένο δέκτη, ο οποίος στην συνέχεια την μετατρέπει στην κατάλληλη μορφή ενέργειας. Χρησιμοποιούνται σε εφαρμογές αεροδιαστημικής και διαφόρων ειδών αισθητήρων σε βιομηχανικά περιβάλλοντα.

Η μεταφορά ισχύος με χρήση μικροκυμάτων στηρίζεται στη μετατροπή την ηλεκτρικής ενέργειας σε ηλεκτρομαγνητικά κύματα συγκεκριμένου μήκους κύματος και της διάδοσης τους μέσω του ελεύθερου χώρου της ατμόσφαιρας. Αποτελούν την κυρίαρχη μέθοδο σε σύγκριση με τις υπόλοιπες εξαιτίας της εξαιρετικής τους απόδοσης στη μεταφορά υψηλών ποσοτήτων ενέργειας. Μερικές χαρακτηριστικές εφαρμογές είναι η παροχή ενέργειας σε ένα μη επανδρωμένο αεροπλάνο 150 μέτρα πάνω από το έδαφος [12] και η παροχή ενέργειας για την ηλεκτροδότηση ενός απομονωμένου χωριού στη Γαλλία [13]. Επίσης εξετάζονται ευρέως για τη μεταφορά ενέργειάς ανάμεσα σε δορυφόρους και της Γης.

Οι μέθοδοι κοντινού πεδίου, οι οποίες καλούνται και μη ραδιενεργές, αφορούν τη μεταφορά ενέργειας σε κοντινές αποστάσεις και ειδικότερα σε αποστάσεις μικρότερες από ένα μήκος κύματος. Βασίζουν την λειτουργία τους στο φαινόμενο της ηλεκτρομαγνητικής επαγωγής και ανάλογα με χρήση ηλεκτρικού ή μαγνητικού πεδίου μπορεί να διαχωριστούν σε ηλεκτροστατική ή ηλεκτροδυναμική επαγωγή αντίστοιχα.

Η ηλεκτροστατική επαγωγή περιλαμβάνει τη μέθοδο της χωρητικής ζεύξης, που καλείται επίσης ηλεκτρική, χρησιμοποιεί ηλεκτρικά πεδία για τη μετάδοση ισχύος μεταξύ δύο ηλεκτροδίων (άνοδος και κάθοδος) που αποτελούν ένα πυκνωτή. Συναντάται πρακτικά σε εφαρμογές χαμηλής ισχύος, αλλά αντιμετωπίζει ένα σημαντικό πρόβλημα λόγω της μικρής χωρητικότητας ζεύξης, με αποτέλεσμα να το

καθιστά ακατάλληλο για τις περισσότερες εφαρμογές φόρτισης όπου το διάκενο αέρα χρειάζεται να είναι μεγαλύτερο των 150 - 200 mm [14].

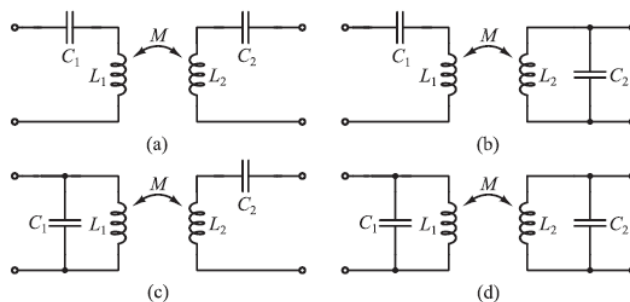
Η ηλεκτροδυναμική επαγωγή διακρίνεται στη κλασσική μέθοδο της επαγωγικής μεταφοράς ισχύος και στην επαγωγή μαγνητικού συντονισμού. Η επαγωγική μεταφορά ισχύος είναι από τις πλέον γνωστές τεχνολογίες ασύρματης μεταφοράς και χρησιμοποιείται ευρέως σε διάφορες εφαρμογές φόρτισης ηλεκτρονικών συσκευών, όπως για παράδειγμα ηλεκτρικές οδοντόβουρτσες, κινητά τηλέφωνα [15], σε εφαρμογές ηλεκτρικών κινητήρων καθώς και σε εφαρμογές βιοϊατρικής [16]. Ωστόσο το βασικό αρνητικό αυτής της μεθόδου είναι ότι η μεταφερόμενη ενέργεια μειώνεται δραστικά καθώς αυξάνεται η απόσταση μεταφοράς. Η επαγωγή μαγνητικού συντονισμού είναι μια εξέλιξη της κλασσικής μεθόδου της επαγωγικής μεταφοράς καθώς χρησιμοποιήθηκε για να ενισχύσει την αποτελεσματικότητας της για μεγαλύτερο εύρος αποστάσεων. Ολόκληρο το σύστημα συντονίζεται σε μια επιλεγμένη συχνότητα ώστε να επιτευχθεί η αποδοτική μεταφορά ενέργειας.

2.1 Επαγωγική μεταφορά ισχύος

Όπως αναφέρθηκε και παραπάνω μια από τις πιο γνωστές και πιο παλαιές τεχνολογίες φόρτισης ηλεκτρονικών συσκευών είναι η επαγωγή μεταφοράς ενέργειας (IPT), η οποία όμως μπορεί επιπλέον να χρησιμοποιηθεί και για βιοϊατρικές εφαρμογές. Η αποτελεσματική μεταφορά ενέργειας σε κοντινές αποστάσεις, ισχύος της τάξης από mW μέχρι κάποια W, την καθιστούν κατάλληλη για φόρτιση κυκλωμάτων βιοαισθητήρων που εμφυτεύονται μέσα στον ανθρώπινο οργανισμό. Η αρχή λειτουργίας της επαγωγικής μεταφοράς ενέργειας στηρίζεται σε δύο ευθυγραμμισμένα επαγωγικά πηνία που τοποθετούνται σε κοντινή απόσταση έτσι ώστε να είναι μαγνητικά συνδεδεμένα. Πιο συγκεκριμένα η ενέργεια μεταφέρεται από το πηνίο μετάδοσης (Tx) στο πηνίο λήψης (Rx) χάρις στο μαγνητικό πεδίο που παράγεται από το ένα πηνίο προς το άλλο. Θεωρώντας ότι η παρασιτική χωρητικότητα των πηνίων λήψης και μετάδοσης είναι αμελητέα, η παραπάνω τοπολογία σχηματίζει ένα μη συντονισμένο σύστημα.

2.2 Επαγωγή μαγνητικού συντονισμού

Για να ενισχυθεί η αποτελεσματικότητα της μεταφοράς ενέργειας, μπορούν να προστεθούν, σειριακά ή παράλληλα, κατάλληλοι πυκνωτές, έτσι ώστε κάθε πηνίο να συντονίζεται με έναν πυκνωτή σε μια επιλεγμένη συχνότητα. Με αυτό τον τρόπο σχηματίζεται μια διάταξη πηνίου και πυκνωτή, γνωστή ως "LC δεξαμενή", σε κάθε πλευρά της ζεύξης και η επαγωγική μεταφορά γίνεται πλέον μεταφορά μαγνητικού συντονισμού. Η διασύνδεση των πηνίων και των πυκνωτών μπορεί να πραγματοποιηθεί υιοθετώντας τη παράλληλη ή τη σειριακή συνδεσμολογία με αποτέλεσμα της ύπαρξης τεσσάρων δυνατών τοπολογιών: α) σειρά-σειρά, β) σειρά-παράλληλα, γ) παράλληλα-σειρά, δ) παράλληλα-παράλληλα, όπως απεικονίζονται στην εικόνα 5.



Εικόνα 5. Τοπολογίες μαγνητικού συντονισμού [17]

2.3 Συντονισμός και συχνότητα συντονισμού

Η σύνθετη αντίσταση ενός πηνίου, εξαρτάται από τη συχνότητα λειτουργίας σύμφωνα με τον τύπο 2.1

$$X_L = j\omega L \quad 2.1$$

Η σύνθετη αντίσταση ενός πυκνωτή εξαρτάται, επίσης, από τη συχνότητα και δίνεται από τον τύπο 2.2

$$X_C = \frac{1}{j\omega C} = -j\omega C \quad 2.2$$

Κατά συνέπεια, για μια επιλεγμένη τιμή της συχνότητας λειτουργίας, οι παραπάνω εξισώσεις μπορούν να έχουν ίδια απόλυτη τιμή 2.3, δηλαδή

$$|X_L| = |X_C| \Rightarrow \omega_0 L = \frac{1}{\omega_0 C} \Rightarrow \omega_0 = \frac{1}{\sqrt{LC}} \quad 2.3$$

Η κατάσταση αυτή ονομάζεται συντονισμός και η συχνότητα ω_0 στην οποία επιτυγχάνεται λέγεται συχνότητα συντονισμού. Η επιλεγμένη συχνότητα συντονισμού υπολογίζεται από τη σχέση 2.4

$$F_{SRF} = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC}} \quad 2.4$$

Όπου L η αυτεπαγωγή του πηνίου και C η χωρητικότητα του πυκνωτή.

3. Ηλεκτρικά στοιχεία της ζεύξης.

Για να μπορέσει να επιτευχθεί ο συντονισμός είναι απαραίτητος ο υπολογισμός των πρωταρχικών ηλεκτρικών στοιχείων του κυκλώματος που αφορούν την τιμή της αυτεπαγωγής του πηνίου, της ισοδύναμης αντίστασης απωλειών του πηνίου και της χωρητικότητας που θα τοποθετηθεί σε σειρά ή παράλληλα με αυτό.

3.1 Πηνία ζεύξης.

Τα πηνία που χρησιμοποιούνται σε εφαρμογές επαγωγικής μεταφοράς ενέργειας διακρίνονται σε σωληνοειδή και σε σπειρωτά, τα οποία τελευταία είναι τυπωμένα πάνω σε επίπεδη πλακέτα (PCB). Κάθε ένα από αυτά αποτελείται από διαφορετικές γεωμετρικές παραμέτρους (βλ. πίνακας 1) και κατά συνέπεια αντιστοιχούν σε διαφορετικές τιμές της αυτεπαγωγής L, κάνοντας έτσι ιδιαίτερα σημαντική την επιλογή της κατάλληλης γεωμετρικής διάταξης. Τα σπειρωτά πηνία που είναι κατασκευασμένα από περιελίξεις μικρού μήκους καλωδίου μπορούν να έχουν και διαφορετικό σχήμα, καθώς πέρα από τα κυκλικά υπάρχουν τετραγωνικά, εξαγωνικά και οκταγωνικά.

Πίνακας 1 Παράμετροι κατηγοριών πηνίων

Παράμετροι για Σωληνοειδή	Παράμετροι για PCB
D διάμετρος	Dout εξωτερική διάμετρο
L μήκος καλωδίου	Din εσωτερική διάμετρο
N αριθμό των στροφών	L μήκος καλωδίου
d ₀ μήκος καλωδίου	W διάμετρο του καλωδίου
P κενό μεταξύ των καλωδίων	S χώρος μεταξύ των καλωδίων
	N αριθμός στροφών

3.1.1 Αυτεπαγωγή πηνίων ζεύξης.

Γενικά η αυτεπαγωγή συμβολίζεται με το γράμμα L και η μονάδα μέτρησης του είναι το H (Ανρί). Η αυτεπαγωγή στα σωληνοειδή πηνία είναι ίση με την παρακάτω σχέση 3.1 και εξαρτάται από τον αριθμό των σπειρών N , το εμβαδόν A της εσωτερικής διατομής S , το μήκος του πηνίου l και τέλος από τη μαγνητική διαπερατότητα του εσωτερικού μ_r . Στα σωληνοειδή χωρίς πυρήνα η μαγνητική διαπερατότητα να είναι ίση με αυτή του κενού ($\mu_0 = 4\pi * 10^{-7}$), ενώ η χρήση άλλων υλικών ως πυρήνα αυξάνουν τη μαγνητική διαπερατότητα μ_0 κατά ένα παράγοντα μ , όπως για παράδειγμα ο σίδηρος ενώ η χρήση άλλων υλικών ως πυρήνα αυξάνουν τη μαγνητική διαπερατότητα μ_0 κατά ένα παράγοντα μ , όπως για παράδειγμα ο σίδηρος (100 φορές) ή ο φερρίτης.

$$L = \mu * \frac{N^2 A}{l} * \mu_0 \quad 3.1$$

Στα σπειρωτά επίπεδα πηνία που είναι τυπωμένα πάνω σε επίπεδη πλακέτα η τιμή της αυτεπαγωγής είναι ίση με την ακόλουθη σχέση 3.2 [18]

$$L_{\text{σχήμα}} = \frac{c1 * \mu n^{2,5} (d + d_{in})}{2} \left(\ln \left(\frac{c2}{\beta} \right) + c3\beta + c4\beta^2 \right) \quad 3.2$$

Όπου n είναι ο αριθμός στροφών,

d η εξωτερική διάμετρος του πηνίου,

d_{in} η εσωτερική διάμετρος του πηνίου,

β ο συντελεστής πλήρωσης (fill factor) ,

$$\beta = \frac{d - d_{in}}{d + d_{in}} \quad 3.3$$

$C1, C2, C3, C4$ σταθερές, που μεταβάλλονται ανάλογα με το σχήμα του πηνίου, σύμφωνα με τον πίνακα 2

Πίνακας 2 Αντιστοίχιση σταθερών ανάλογα με το σχήμα του επιπέδου πηνίου

	C1	C2	C3	C4
Τετραγωνικά	1.27	2.07	0.18	0.13
Εξαγωνικά	1.09	2.23	0	0.17
Οκταγωνικά	1.07	2.29	0	0.19
Κυκλικά	1	2.46	0	0.20

3.1.2 Ισοδύναμη αντίσταση απωλειών πηνίου

Οι απώλειες των αγωγών, τόσο για το συνεχές όσο και για το εναλλασσόμενο ρεύμα, προκύπτουν από το γινόμενο του τετραγώνου του ρεύματος που τα διαρρέει επί την ισοδύναμη αντίσταση απωλειών.

$$P_{απωλ} = I^2 R \quad 3.4$$

Στην εξεταζόμενη περίπτωση η αντίσταση απωλειών R αναπαριστά τις απώλειες του πηνίου και ανάλογα με το ρεύμα που διαρρέει τους αγωγούς, χωρίζεται σε αντίσταση απωλειών συνεχούς λειτουργίας R_{DC} και αντίσταση απωλειών εναλλασσόμενης λειτουργίας R_{AC} . Η αντίσταση απωλειών εναλλασσόμενης λειτουργίας είναι συνήθως μεγαλύτερη από εκείνη της συνεχούς λειτουργίας, αυξάνεται με την αύξηση της συχνότητας και αποτελείται από δύο επιμέρους αντιστάσεις, την αντίσταση του επιδερμικού φαινομένου (Skin effect) και την αντίσταση του φαινομένου της εγγύτητας (Proximity effect) [19].

3.1.2.1 Ισοδύναμη αντίστασης συνεχούς λειτουργίας

Αρχικά η R_{dc} αντίσταση μπορεί να υπολογιστεί σαν συνάρτηση της γεωμετρίας και της αντίστασης του αγωγού στα σωληνοειδή πηνία ως εξής

$$R_{dc} = \rho \frac{l}{A} \quad 3.5$$

Όπου ρ είναι η αντίσταση του υλικού,

l είναι το μήκος του αγωγός,

A είναι η διατομή του αγωγού

Ενώ στα σπειρωτά επίπεδα πηνία, που είναι τυπωμένα πάνω σε επίπεδη πλακέτα, η αντίσταση R_{DC} προκύπτει από τον τύπο 3.6

$$R_{dc} = \rho \frac{l}{wt} \quad 3.6$$

Όπου ρ είναι η αντίσταση του αγώγιμου υλικού,

t είναι πάχος,

το w το πλάτος της γραμμής,

το s η απόσταση μεταξύ των μεταλλικών ιχνών του αγωγού,

l το μήκος του αγωγού

3.1.2.2 Ισοδύναμη αντίσταση εναλλασσόμενης λειτουργίας

Όταν σε ένα αγωγό ρέει συνεχές ρεύμα, το ρεύμα είναι ομοιόμορφα κατανεμημένο σε όλη τη διατομή του αγωγού. Αντίθετα, όταν σε ένα αγωγό ρέει εναλλασσόμενο ρεύμα τότε δημιουργείται μαγνητικό πεδίο μέσα και γύρω από αυτόν. Η ένταση του μαγνητικού πεδίου μεγαλώνει με την αύξηση της τιμής του ρεύματος και μικραίνει καθώς το ρεύμα φτάνει στο μηδέν. Το μεταβλητό μαγνητικό πεδίο δημιουργεί εντός του αγωγού μικρούς βρόχους ρεύματος που ονομάζονται δινορρέυματα. Αυτά σπρώχνουν του φορείς του ηλεκτρικού ρεύματος του αγωγού προς την εξωτερική επιφάνεια, προκαλώντας το λεγόμενο επιδερμικό φαινόμενο (skin effect). Ως αποτέλεσμα του φαινομένου αυτού, το ρεύμα δεν περνάει από το κέντρο του αγωγού αλλά συγκεντρώνεται σε μια περιοχή μεταξύ του εξωτερικού περιβλήματος της διατομής του αγωγού και ενός λεπτού επιπέδου σε μικρό βάθος, που ονομάζεται βάθος διείσδυσης δ (Skin depth). Όσο μικρότερο είναι αυτό το βάθος διείσδυσης τόσο μικρότερη επιφάνεια χρησιμοποιείται για την κατανομή του ρεύματος με αποτέλεσμα αύξηση της αντίστασης και συνεπώς αύξηση των απωλειών. Το βάθος διείσδυσης ορίζεται από τον τύπο 3.7

$$\delta = \sqrt{\frac{2\rho}{\omega\mu}} \quad 3.7$$

Όπου ρ είναι η ειδική αντίσταση του υλικού ,
το ω είναι η κυκλική συχνότητα με $\omega=2\pi f$,
 μ η μαγνητική διαπερατότητα.

Πίνακας 3 Μεταβολή του βάθους διείσδυσης με αύξηση της συχνότητας λειτουργίας για αγωγό χαλκού

Συχνότητα Λειτουργίας	Βάθος διείσδυσης
50HZ	9.3mm
60Hz	8.4mm
10HZ	6.6mm
1KHz	2.1mm
1 MHz	0.066mm

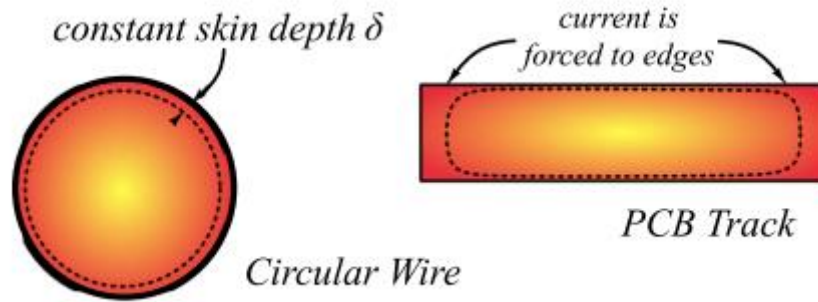
Η ισοδύναμη αντίσταση εναλλασσόμενης λειτουργίας εξαιτίας του επιδερμικού φαινομένου για τους κυκλικούς αγωγούς και κατ' επέκταση για τα σωληνοειδή πηνία, είναι συνάρτηση του βάθους διείσδυσης δ και με δίνεται από το τύπο 3.8 [17]

$$R_{skin} = \frac{\rho l}{\pi(D - \delta)\delta} \quad 3.8$$

Ενώ στην περίπτωση των ορθογώνιων πηνίων όπως τα PCB η σχέση δίνεται από το τύπο 3.9 [20]

$$R_{skin} = R_{dc} \frac{t}{\delta(1 - e^{-\frac{t}{\delta}})} \quad 3.9$$

Όπου t είναι το πάχος των PCB (συνήθως $\approx 35 \mu\text{m}$ για τυποποιημένα PCB),
 ρ είναι η αντίσταση του αγώγιμου υλικού,
 D η διάμετρος του αγωγού,
 δ το βάθος διείσδυσης,
 R_{dc} η ισοδύναμη αντίσταση απωλειών συνεχούς λειτουργίας



Εικόνα 6 Επίδραση του επιδερμικού φαινομένου [17]

Συμπερασματικά, η αύξηση της συχνότητας προκαλεί μείωση του βάθους διείσδυσης με αποτέλεσμα την αύξηση της ισοδύναμης αντίστασης εναλλασσόμενης λειτουργίας λόγω του επιδερμικού φαινομένου και συνακόλουθη αύξηση των απωλειών ισχύος.

Το φαινόμενο της εγγύτητας λαμβάνει υπόψη την αλληλεπίδραση γειτονικών αγωγών, με ανακατανομή του ρεύματος υπό την επήρεια εξωτερικού μαγνητικού πεδίου. Όταν δύο ή περισσότεροι αγωγοί, που διαρρέονται από εναλλασσόμενο ρεύμα, πλησιάσουν πολύ κοντά ο ένας στον άλλο, τότε η κατανομή του ρεύματος σε κάθε αγωγό επηρεάζεται εξαιτίας των μεταβαλλόμενων μαγνητικών πεδίων καθενός από τους αγωγούς. Όταν δύο κοντινοί αγωγοί διαρρέονται από ρεύμα με αντίθετες κατευθύνσεις, τότε η κατανομή του ρεύματος συγκεντρώνεται σε μικρές περιοχές προς το σημείο επαφής των αγωγών. Αντίθετα όταν τα ρεύματα των αγωγών ρέουν προς την ίδια κατεύθυνση, τότε η κατανομή των ρευμάτων στους δυο αγωγούς έχει την τάση να λαμβάνει χώρα όσο πιο μακριά γίνεται από το σημείο επαφής. Η ισοδύναμη αντίσταση εναλλασσόμενης λειτουργίας εξαιτίας του φαινομένου της εγγύτητας για τους κυκλικούς αγωγούς και κατ' επέκταση για τα σωληνοειδή πηνία δίνεται από τον τύπο 3.10. Ενώ στην περίπτωση των ορθογώνιων πηνίων όπως τα PCB η σχέση δίνεται από το τύπο 3.11

$$R_{prox} = 2Rdc\pi^2r^2\left(\frac{2r}{\delta} - 1\right)\frac{H^2}{I^2} \quad 3.10$$

$$R_{prox} = \frac{Rdc}{10}\frac{\omega}{\omega_{crit}}^2 \quad 3.11$$

Όπου ω_{crit} είναι η κρίσιμη συχνότητα κατά την οποία η συγκέντρωση των ρευμάτων αρχίζει να συμβαίνει και δίνεται από το τύπο 3.12[17]

$$\omega_{crit} = \frac{3.1(w + s)\rho}{\mu w^2 t} \quad 3.12$$

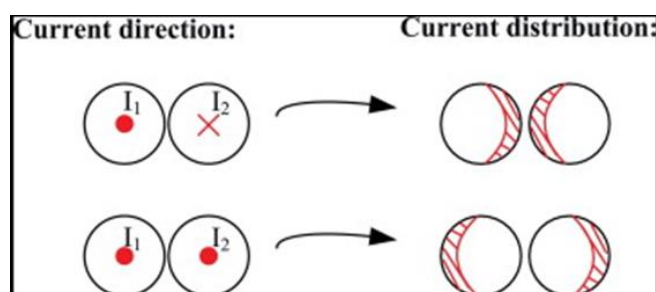
Όπου ρ είναι η αντίσταση του αγωγίμου υλικού,

t είναι πάχος,

το w το πλάτος της γραμμής,

το s η απόσταση μεταξύ των μεταλλικών ιχνών του αγωγού,

μ η μαγνητική διαπερατότητα.



Εικόνα 7 Φαινόμενο της εγγύτητας ανάλογα με την φορά των ρευμάτων [21]

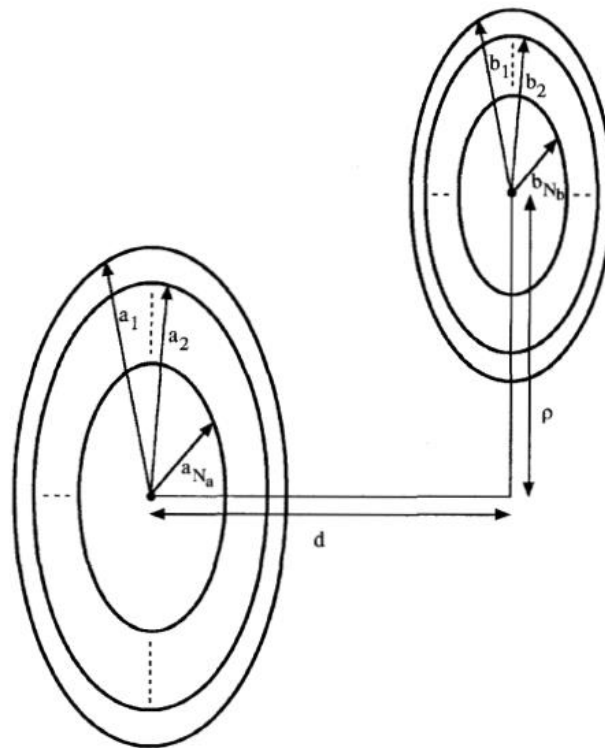
Συμπερασματικά, όσο πιο κοντά βρίσκονται δύο αγωγοί, που διαρρέονται από εναλλασσόμενο ρεύμα, τόσο μεγαλύτερη είναι η ισοδύναμη αντίσταση εναλλασσόμενης λειτουργίας και συνακόλουθα οι απώλειες ισχύος λόγω του φαινομένου εγγύτητας.

4. Μοντελοποίηση ζεύξης

Με βάση τα πρωταρχικά ηλεκτρικά στοιχεία (L, R) του πηνίου μπορούν να προσδιοριστούν τα δευτερεύοντα ηλεκτρικά στοιχεία που είναι απαραίτητα για τη μοντελοποίηση της ζεύξης. Τα δευτερεύοντα στοιχεία δεν καθορίζονται μόνο από τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά των πηνίων, αλλά και από την μεταξύ τους απόσταση, καθώς και από τη συνδεσμολογία της διάταξης. Στη συνέχεια θα αναλυθούν η αμοιβαία αυτεπαγωγή M , ο συντελεστής ζεύξης k και ο ποιοτικός παράγοντας Q .

4.1 Αμοιβαία αυτεπαγωγή M(H)

Για τον υπολογισμό της αμοιβαίας αυτεπαγωγής M, τόσο για τα κυκλικά σωληνοειδή πηνία, όσο και για τα σπειρωτά, τα οποία είναι τυπωμένα πάνω σε επίπεδη πλακέτα (PCB), υπάρχει μια κοινή προσέγγιση, σύμφωνα με την οποία καθένα από τα πηνία θεωρείται ότι αποτελείται από πολλά κυκλικά νήματα (filaments), που το καθένα συνδέεται με όλα τα υπόλοιπα. Επομένως, στην ιδανική περίπτωση που τα πηνία σύζευξης είναι ομοαξονικά, με αριθμό περιελίξεων n_1 και n_2 αντίστοιχα, η συνολική αμοιβαία αυτεπαγωγή είναι το συνολικό άθροισμα όλων των επιμέρους αυτεπαγωγών των στροφών κάθε πηνίου, όπου κάθε μια στροφή θεωρείται σαν ένα ξεχωριστό κυκλικό νηματίο (filament) (4.1)[22].



Εικόνα 8 Μοντελοποίηση αμοιβαίας αυτεπαγωγής μεταξύ πρωτεύων και δευτερεύων πηνίου[22]

$$M = \sum_{i=1}^{n_1} \sum_{j=1}^{n_2} M_{ij}(a, b, d) \quad 4.1$$

Όπου M_{ij} μια επιμέρους αμοιβαία αυτεπαγωγή μεταξύ δυο νηματίων

a η ακτίνα του νηματίου του πρωτεύοντος πηνίου,

b ακτίνα του νηματίου του δευτερεύοντος πηνίου,

d είναι η απόσταση των δύο νηματίων.

Μια επιμέρους αμοιβαία αυτεπαγωγή μεταξύ δυο ομοαξονικών νηματίων υπολογίζεται από τον τύπο 4.2 [22]

$$M_{ij}(a, b, d) = \mu r \mu_0 \sqrt{a * b} \left(\frac{2}{\kappa} - \kappa \right) K(\kappa) - \frac{2}{\kappa} E(\kappa) \quad 4.2$$

Όπου $K(\kappa)$ είναι το πλήρες ελλειπτικό ολοκλήρωμα του πρώτου,

$E(\kappa)$ είναι το πλήρες ελλειπτικό ολοκλήρωμα του δεύτερου,

a, b είναι οι ακτίνες των δύο νηματίων

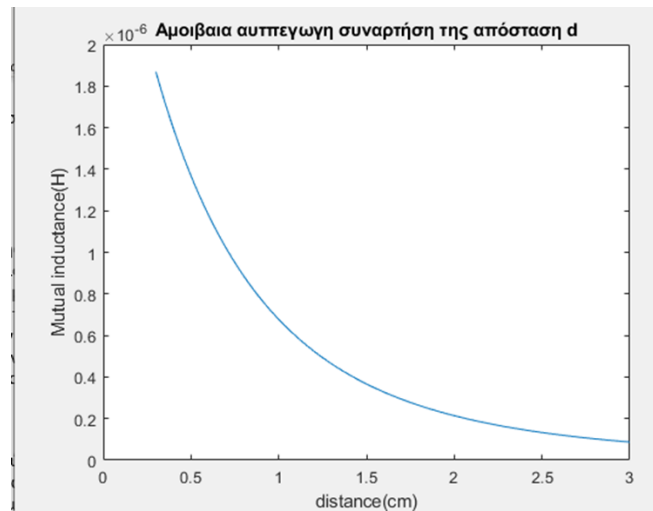
κ δίνεται από τη σχέση [22]

$$\kappa = \sqrt{\frac{4ab}{(a+b)^2 + d^2}} \quad 4.3$$

Με βάση τις παραπάνω εξισώσεις υπολογίστηκε η αμοιβαία αυτεπαγωγή δύο τετραγωνικών πηνίων σε αυξανόμενη μεταξύ τους απόσταση. Ο πίνακας 4 δίνει τις συγκεκριμένες παραμέτρους των τετραγωνικών πηνίων, ενώ το διάγραμμα δείχνει τα αποτελέσματα του αναλυτικού μοντέλου.

Πίνακας 4 Παράμετροι τετραγωνικών πηνίων για προσομοίωση της αμοιβαίας αυτεπαγωγής M

Σύμβολο	Ποσότητα	Τιμή
Din	mm	11.2
Dout	mm	30
Np	Στροφές	16
Ns	Στροφές	16
W	mm	0,4
S	mm	0,2



Διάγραμμα 1 Αμοιβαία αυτεπαγωγή συναρτήσεως της απόστασης μεταξύ των πρωτεύοντος και δευτερεύοντος πηνίου

4.2 Συντελεστής ζεύξης k και ποιητικός παράγοντας Q

Η αποτελεσματικότητα της μεταφοράς ισχύος της ζεύξης εξαρτάται άμεσα από δύο παραμέτρους, τον συντελεστή ζεύξης k και τον ποιοτικό παράγοντα Q.

Η σύζευξη μεταξύ δύο πηνίων (Tx και Rx) που χρησιμοποιείται για επαγωγική ασύρματη μεταφορά ισχύος μπορεί να ποσοτικοποιηθεί από το λεγόμενο συντελεστή ζεύξης k. Αυτός ο συντελεστής εξαρτάται από τις γεωμετρικές παραμέτρους των πηνίων και από τη μεταξύ τους απόσταση. Από πλευράς Φυσικής ο συντελεστής ζεύξης μοντελοποιεί την ποσότητα του μαγνητικού πεδίου που ανταλλάσσεται μεταξύ του Tx και του Rx πηνίου. Μεταβάλλεται από το 0 μέχρι το 1 και δίνεται από την ακόλουθη εξίσωση 4.4 [23]

$$k = \frac{M}{\sqrt{L1 * L2}} \quad 4.4$$

Όπου M αναπαριστά την αμοιβαία αυτεπαγωγή μεταξύ του πρωταρχικού(Tx) και του δευτερεύοντος πηνίου(Rx),

L1 η αυτεπαγωγή του πρωτεύοντος πηνίου (Tx) ή πηνίου μετάδοσης

L2 η αυτεπαγωγή του δευτερεύοντος πηνίου (Rx) ή πηνίου λήψης

Ο ποιοτικός παράγοντας Q θεωρείται πρακτικά ως ο λόγος μεταξύ της φαινόμενης ισχύος προς τη ισχύ απωλειών κάθε πηνίου και δίνεται από την εξίσωση 4.5 [24].

$$Q_{coil} = \frac{L * \omega}{R} \quad 4.5$$

Όπου L είναι η αυτεπαγωγή του πηνίου,

ω είναι η κυκλική συχνότητα του AC ρεύματος που παράγεται από το πηνίο,

R είναι η σειριακή αντίσταση απωλειών

4.3 Συντελεστής αποτελεσματικότητας μεταφοράς ισχύος

Ο μέγιστος θεωρητικός συντελεστής αποτελεσματικότητας μεταφοράς ισχύος (PTE) σε μια επαγωγική ζεύξης, με βάση την υπάρχουσα βιβλιογραφία [24] ισούται με

$$n_{linkmax} = \frac{k^2 Q_1 Q_2}{(1 + \sqrt{1 + k^2 Q_1 Q_2})^2} \quad 4.6$$

Όπου Q_1, Q_2 είναι οι ποιοτικοί παράγοντες των πηνίων T_x και R_x ,

k ο συντελεστής ζεύξης με εύρος από 0 μέχρι και 1.

Από την εξίσωση αφήνεται να εννοηθεί ότι η αύξηση της αποτελεσματικότητας προϋποθέτει αύξηση του παράγοντα $k^2 Q_1 Q_2$, επομένως η πρακτική τεχνική που ακολουθείται είναι ο κατάλληλος σχεδιασμός των παραμέτρων ώστε να επιτευχθούν τα μέγιστο δυνατά Q_1, Q_2 και k. Εάν αντικαταστήσουν τα Q_1, Q_2 στη παραπάνω εξίσωση 4.6 από τον τύπο 4.5 προκύπτει η εξίσωση 4.7

$$n_{linkmax} = \frac{k^2 \omega^2 \frac{L_1 L_2}{R_1 R_2}}{(1 + \sqrt{1 + k^2 \omega^2 \frac{L_1 L_2}{R_1 R_2}})^2} \quad 4.7$$

Ο τύπος 4.7 αποδεικνύει την αναγκαιότητα χρήσης πηνίων με όσο δυνατόν μεγαλύτερες τιμές αυτεπαγωγών (L_1, L_2) και όσο δυνατόν μικρότερες σειριακές απώλειες (R_1, R_2).

ΚΕΦΑΛΑΙΟ III

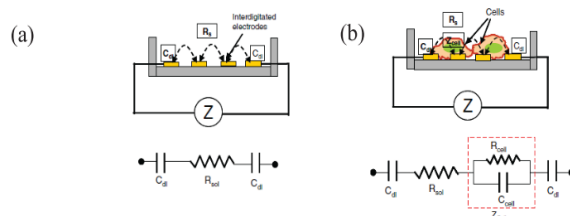
ΑΙΣΘΗΤΗΡΑΣ

1. Αισθητήρας ενδοδιαπλεκόμενων ηλεκτροδίων

Ο αισθητήρας ενδοδιαπλεκόμενων ηλεκτροδίων αποτελείται από δυο παράλληλες πλάκες και ένα συγκεκριμένο αριθμό αλληλεπικαλυπτόμενων χτενιών. Χρησιμοποιείται για τη σύλληψη και την ποσοτικοποίηση ανοσολογικών δεσμευτικών γεγονότων, όπως για παράδειγμα η αλληλεπίδραση αντισώματος-αντιγόνου, καθώς και σε εφαρμογές σε ολοκληρωμένα κυκλώματα μικροκυμάτων, διατάξεις ακουστικών κυμάτων και χημικών αισθητήρων. Οι κύριοι τρόποι λειτουργίας του αισθητήρα είναι δύο. Μπορεί να χρησιμοποιηθεί είτε ως αισθητήρας σύνθετης αντίστασης είτε ως χωρητικός αισθητήρας.

1.1 Αισθητήρας σύνθετης αντίστασης

Η αρχή λειτουργίας του αισθητήρα σύνθετης αντίστασης στηρίζεται στην αλλαγή της ολικής σύνθετης αντίστασής του, όταν τα μόρια στόχοι εναποτίθεται πάνω στην επιφάνεια των ηλεκτροδίων. Όπως απεικονίζεται στην εικόνα (9), η ολική σύνθετη αντίσταση του αισθητήρα ενδοδιαπλεκόμενων ηλεκτροδίων, όταν δεν υπάρχει η εναπόθεση των μορίων στόχων, αποτελείται από τους πυκνωτές των ηλεκτροδίων (Cdl) και από τη ωμική αντίσταση του διαλύματος Rsol. Καθώς τα μόρια εναποτίθενται στην επιφάνεια του ηλεκτροδίου συνεισφέρουν και αυτά στη τιμή της ολικής συνθέτης αντίστασης. Η σύνθετη αντίσταση των εν λόγω μορίων μπορεί να αναπαρίσταται με μια αντίσταση (Rcell) και μια χωρητικότητα (Ccell) παράλληλα συνδεδεμένη με αυτή, ενώ η παρουσία τους επηρεάζει και το ιοντικό περιβάλλον γύρω από τα ηλεκτρόδια με αποτέλεσμα την αύξηση της σύνθετης αντίστασης των ηλεκτροδίων και της αντίστασης του διαλύματος (Rsol) [25].



Εικόνα 9 α) Ισοδύναμο κύκλωμα συνθέτης αντίστασης αισθητήρα ενδοδιαπλεκόμενων ηλεκτροδίων χωρίς την σύνδεση μορίων στόχων β) Ισοδύναμο κύκλωμα συνθέτης αντίστασης αισθητήρα ενδοδιαπλεκόμενων ηλεκτροδίων με την σύνδεση μορίων στόχων [25]

1.2 Χωρητικός αισθητήρας

Η αρχή λειτουργίας του χωρητικού αισθητήρα στηρίζεται στην αλλαγή της διηλεκτρικής σταθεράς του υλικού μεταξύ των ηλεκτροδίων, όταν τα μόρια στόχοι εναποτίθεται πάνω στην επιφάνεια των ηλεκτροδίων. Η γενική εξίσωση χωρητικότητας σε ένα πυκνωτή που εκφράζει την ικανότητα αποθήκευσης φορτίου ανά μονάδα τάσης, εάν μεταξύ των πλακών εμπεριέχεται κάποιο υλικό μέσο, δίνεται από τον τύπο 1.1 [25]

$$C = \epsilon_r * \epsilon_0 * \frac{S}{d} \quad 1.1$$

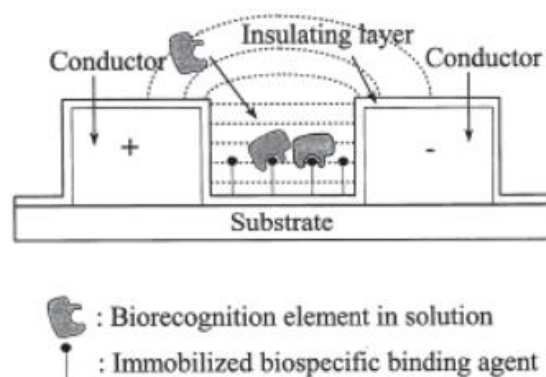
Όπου S είναι το εμβαδόν της επιφάνειάς της πλακών του πυκνωτή,

d η απόσταση των πλακών μεταξύ τους,

ϵ_0 η διαπερατότητα του κενού,

ϵ_r η διηλεκτρική σταθερά του υλικού.

Ένας από τους παράγοντες που μπορούν να προκαλέσουν αλλαγή στην τιμή του πυκνωτή είναι η διηλεκτρική σταθερά του υλικού ϵ_r . Όπως αποδείχθηκε, μεταβολή της χωρητικότητας μπορεί να πραγματοποιηθεί όταν μεταβληθούν οι ιδιότητες του διηλεκτρικού του υλικού μεταξύ των πλακών (εικόνα10).



Εικόνα 10 Χωρητικός αισθητήρας ενδοδιαπλεκόμενων ηλεκτροδίων [25]

2.Χωρητικότητα αισθητήρα ενδοδιαπλεκόμενων ηλεκτροδίων

Η χωρητικότητα του αισθητήρα ενδοδιαπλεκόμενων ηλεκτροδίων (εικόνα 10) δεν μπορεί να προσεγγιστεί απλώς από τον παραπάνω γενικό τύπο 5.1, αλλά υπολογίζεται από το άθροισμα δυο επιμέρους χωρητικοτήτων, της χωρητικότητας

CdI που σχηματίζεται μεταξύ των ηλεκτροδίων και της χωρητικότητας Cf που προκύπτει από την άκρη του κάθε ηλεκτροδίου μέχρι το απέναντι τοίχωμα (Fringe Capacitance). Στην προκειμένη περίπτωση η συνολική χωρητικότητα δίνεται από τον παρακάτω τύπο 1.2 [26]

$$C_{ολικό} = n * \epsilon_r * \epsilon_0 * \frac{l * t}{d} + C_f \quad 1.2$$

Όπου n το πλήθος των ηλεκτροδίων,

ϵ_0 η διηλεκτρική σταθερά του κενού,

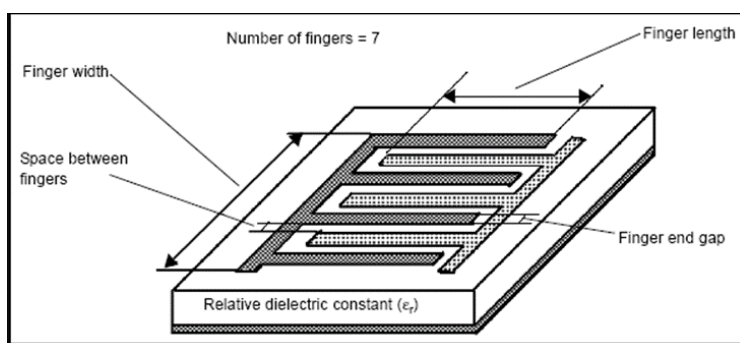
ϵ_r η σχετική διηλεκτρική σταθερά του υλικού,

l το μήκος των ηλεκτροδίων που επικαλύπτονται μεταξύ τους,

t το πάχος των ηλεκτροδίων,

d το διάκενο των ηλεκτροδίων.

Η χωρητικότητα Cf είναι εξαιρετικά πολύπλοκη και εξαρτάται κυρίως από δύο παραμέτρους, το μήκος κάθε ηλεκτροδίου και το μήκος της επικαλυπτόμενης περιοχής των ηλεκτροδίων. Όσο μεγαλώνει η απόσταση μεταξύ του ηλεκτροδίου από την άκρη, τόσο μειώνεται η χωρητικότητα Cf.



Εικόνα 11 Πυκνωτής ενδοδιαπλεκόμενων ηλεκτροδίων [27]

B ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

ΚΕΦΑΛΑΙΟ Ι

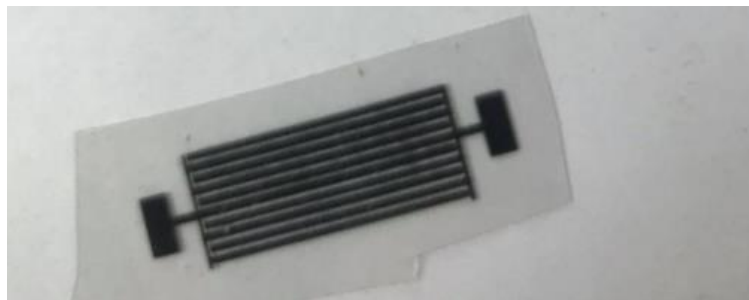
ΚΑΤΑΣΚΕΥΗ ΠΥΚΝΩΤΗ-ΑΙΣΘΗΤΗΡΑ ΕΝΔΟΔΙΑΠΛΕΚΟΜΕΝΩΝ ΗΛΕΚΤΡΟΔΙΩΝ

1.Εισαγωγή

Για την κατασκευή του πυκνωτή ενδοδιαπλεκόμενων ηλεκτροδίων, που θα χρησιμοποιηθεί ως αισθητήρας, χρησιμοποιήθηκε η φωτοχημική μέθοδος, όπως περιγράφεται αναλυτικά στην συνέχεια του κεφαλαίου.

2.Σχεδιασμός και Εκτύπωση σε διαφάνεια

Σαν πρώτο βήμα το σχέδιο του πυκνωτή, που θα χρησιμοποιηθεί στην εργασία, παράχθηκε από το σχεδιαστικό πρόγραμμα Autodesk Eagle και τυπώθηκε πάνω σε μια διαφάνεια με χρήση εκτυπωτή λέιζερ (εικόνα 12).



Εικόνα 12 Περίγραμμα πυκνωτή ενδοδιαπλεκόμενων ηλεκτροδίων τυπωμένο σε διαφάνεια

3.Έκθεση σε υπεριώδη ακτινοβολία

Στο δεύτερο βήμα μία φωτοευαίσθητη πλακέτα κόπηκε στις σωστές διαστάσεις (εικόνα 13) και τοποθετήθηκε μαζί με την διαφάνεια που περιέχει το εκτυπωμένο κύκλωμα στο όργανο έκθεσης σε υπεριώδη ακτινοβολία (εικόνα 14), στο οποίο παρέμεινε ακριβώς 5 λεπτά. Επισημαίνεται ότι η διαφάνεια λειτουργεί σαν μάσκα, μπλοκάροντας ή αφήνοντας την υπεριώδη ακτινοβολία να περάσει ανάλογα με το αποτυπωμένο μοτίβο του σχεδιασμένου πυκνωτή.

4.Εμφάνιση

Στο τρίτο βήμα, αμέσως μετά την ολοκλήρωση της έκθεσής της σε υπεριώδη ακτινοβολία η φωτοευαίσθητη πλακέτα τοποθετήθηκε, αποφεύγοντας την έκθεσή της στο φως, σε διάλυμα καυστικής σόδας (NaOH), όπου ο χρόνος παραμονής εξαρτάται από τη δοσολογία του διαλύματος που χρησιμοποιείται. Στην εν λόγω εργασία ο μέσος χρόνος παραμονής ήταν 1 με 2 λεπτά. Η αντίδραση της καυστικής σόδας με το νερό είναι μια εξώθερμη αντίδραση, δηλαδή προκαλείται έκλυση ενέργειας στο χώρο, γεγονός που καθιστά απαραίτητη την χρήση γαντιών προστασίας. Όταν το αποτύπωμα του πυκνωτή εμφανιστεί πάνω στη φωτοευαίσθητη πλάκα, αφαιρείται από το διάλυμα και πλένεται με άφθονο νερό.



Εικόνα 13 Μηχάνημα κοπής φωτοευαίσθητής πλακέτας



Εικόνα 14 Μηχάνημα έκθεσης σε UV ακτινοβολία

5.Αποχάλκωση

Στο τέταρτο βήμα η καθαρισμένη και αποστραγγισμένη πλακέτα εμβαπτίστηκε για περίπου 30 λεπτά σε υγρό της αποχάλκωσης και συγκεκριμένα σε διάλυμα τριχλωριούχου σιδήρου (FeCl_3). Με αυτό το τρόπο ο χαλκός κάτω από το ευαίσθητο στρώμα παρέμεινε άθικτος, ενώ ο ακάλυπτος χαλκός οξειδώθηκε και διαλύθηκε. Το συγκεκριμένο βήμα απαιτούσε συνεχή ανάδευση που επιτυγχάνεται με τον αναδευτήρα Orbital Shaker PSU – 10i Grand - bio .

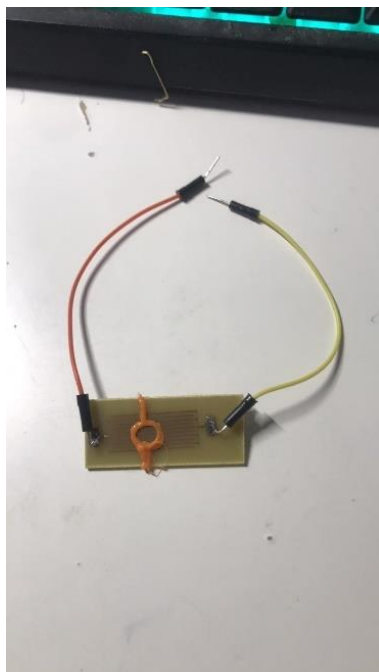


Εικόνα 15 Μηχάνημα για συνεχή ανάδευση του διαλύματος

6.Καθαρισμός-ολοκλήρωση πλακέτας

Στο τελευταίο βήμα αφαιρέθηκε το φωτοευαίσθητο υλικό, καθώς και τα υπολείμματα χαλκού με πλύση της πλακέτας με ακετόνη (ασετόν) και, τέλος, η πλακέτα ξεπλύθηκε με άφθονο νερό. Ο τελικός έλεγχος του πυκνωτή γίνεται με χρήση πολυμέτρου για την αποφυγή βραχυκυκλωμάτων.

Στις απολήξεις του πυκνωτή προστέθηκαν καλώδια-ακροδέκτες έτσι ώστε να μπορέσει να συνδεθεί στο υπόλοιπο ηλεκτρικό κύκλωμα. Επίσης, πάνω στο πυκνωτή δημιουργήθηκε μια ειδική οπή από πλαστικό έτσι ώστε να λειτουργήσει ως υποδοχή όπου θα τοποθετηθεί το βιολογικό υλικό.



Εικόνα 16 Πυκνωτής ενδοδιαπλεκόμενων ηλεκτροδίων που παράχθηκε

ΚΕΦΑΛΑΙΟ II

ΠΗΝΙΑ ΖΕΥΞΗΣ

1. Κατασκευή πηνίων ζεύξης

Για την κατασκευή των πηνίων χρησιμοποιήθηκε χάλκινο μονόκλωνο καλώδιο διατομής $1,0 \text{ mm}^2$. Η ονομαστική του τάση είναι 12 V. Το καλώδιο περιτυλίχθηκε αρκετές φορές γύρω από κυκλικούς σωλήνες διαμέτρου 2 cm και 3 cm, με αποτέλεσμα τη δημιουργία τεσσάρων διαφορετικών σωληνοειδών πηνίων με χαρακτηριστικά που συνοψίζονται στο παρακάτω πίνακα 5. Προκειμένου να χρησιμοποιηθούν στη διάταξη της εργασίας οι άκρες αυτών των πηνίων τρίφθηκαν με χαρτί τύπου γυαλόχαρτου, μετά από μικρής διάρκειας θέρμανσή τους με χρήση αναπτήρα, με σκοπό να γίνουν αγώγιμες. Επιπλέον για κάθε είδος πηνίου κατασκευάστηκε και ένα αντίγραφο του.

Πίνακας 5 Τεχνικά χαρακτηριστικά σωληνοειδών πηνίων

ΠΗΝΙΟ	ΔΙΑΜΕΤΡΟΣ	ΠΕΡΙΛΙΞΕΙΣ	ΑΥΤΕΠΑΓΩΓΗ
A1	3 cm	20	16,3μH
A2	3cm	20	14,5μH
B1	3cm	30	30,5μH
B2	3cm	30	27,8μH
Γ1	2cm	30	19,6μH
Γ2	2cm	30	16,3μH
Δ1	2cm	40	32μH
Δ2	2cm	40	29μH



Εικόνα 17 Σωληνοειδή πηνία πειράματος

ΚΕΦΑΛΑΙΟ III

ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑ ΠΕΙΡΑΜΑΤΟΣ

1. Εισαγωγή

Σε αυτό το κεφάλαιο θα περιγραφεί η μέθοδος και το κύκλωμα που χρησιμοποιήθηκε για την ανίχνευση της τροπονίνης πάνω σε αισθητήρα ενδοδιαπλεκόμενων ηλεκτροδίων.

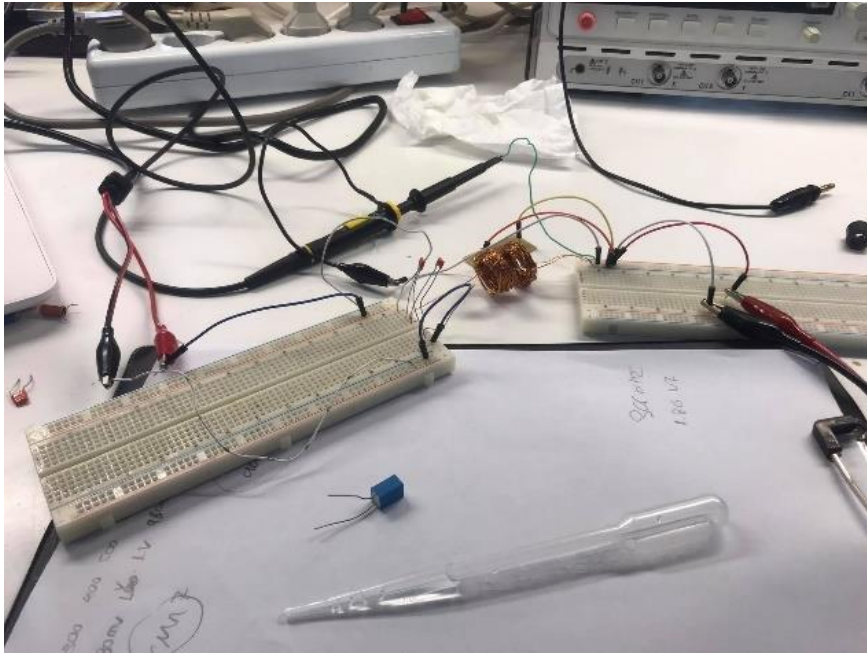
Για το συγκεκριμένο πείραμα χρειάστηκαν δύο σωληνοειδή πηνία, ένας πυκνωτής-αισθητήρας ενδοδιαπλεκόμενων ηλεκτροδίων, δύο πλακέτες διασύνδεσης χωρίς κολλήσεις (breadboard), σταγονόμετρο, το βιολογικό υλικό, πυκνωτές του εμπορίου, μια γεννήτρια τάσης με δυνατότητα εναλλαγής της συχνότητας από μερικά Hz έως 10 MHz και ένας παλμογράφος με δυο κανάλια απεικόνισης σήματος.

2. Διάταξη

Στη μια πλακέτα διασύνδεσης τοποθετήθηκε παράλληλα ένας πυκνωτής ενδοδιαπλεκόμενων ηλεκτροδίων και το σωληνοειδές πηνίο λήψης (κύκλωμα λήψης). Στη δεύτερη πλακέτα τοποθετήθηκε η πηγή τάσης παράλληλα με μια σειρά από πυκνωτές του εμπορίου συνολικής χωρητικότητας και το πηνίο μετάδοσης (κύκλωμα μετάδοσης). Ανάμεσα στο πηνίο μετάδοσης και τους πυκνωτές τοποθετήθηκαν οι ακροδέκτες που αντιστοιχούσαν στο κανάλι ένα (CH1) του παλμογράφου, ενώ στα άκρα του πηνίου λήψης και του πυκνωτή ενδοδιαπλεκόμενων ηλεκτροδίων τοποθετήθηκαν οι ακροδέκτες που αντιστοιχούσαν στο κανάλι δύο (CH2).



Εικόνα 18 Κυκλωματική αναπαράσταση πειραματικής διάταξης



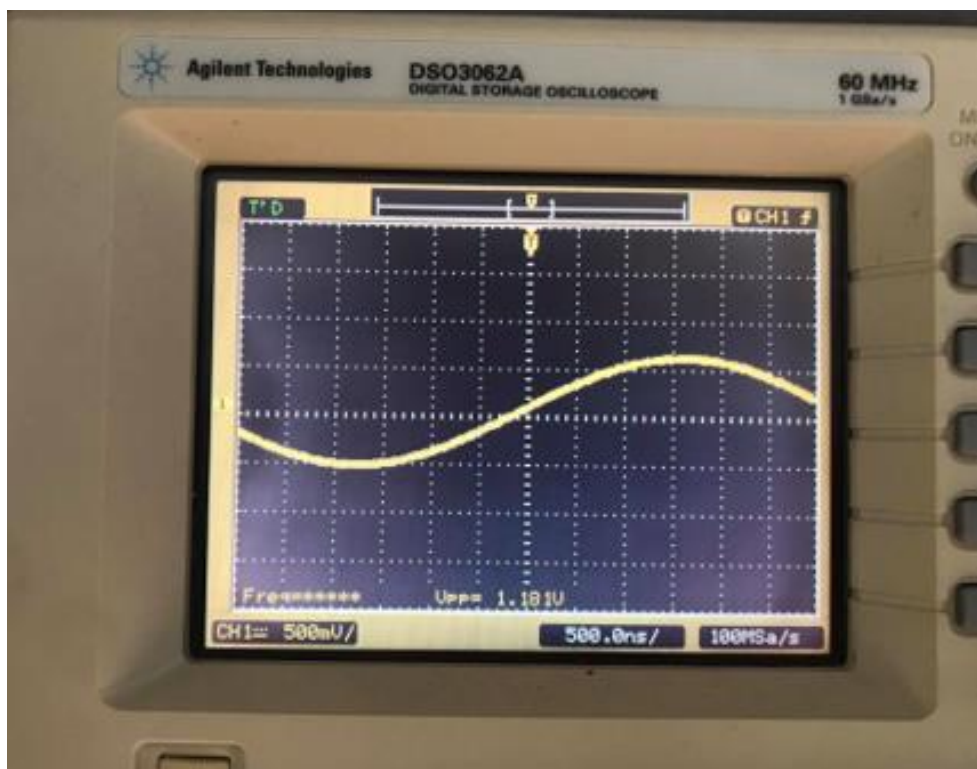
Εικόνα 5 Απεικόνιση πειραματικής διάταξης εργαστηρίου

Το κύκλωμα αναπαρίσταται στην εικόνα (18) και η πειραματική διάταξη απεικονίζεται στην εικόνα 19.

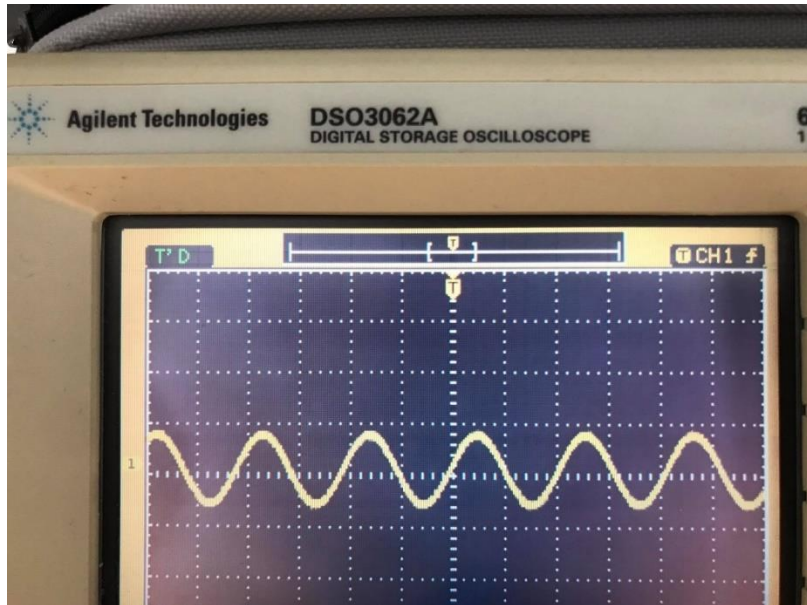
3. Διαδικασία

3.1 Πειραματική μέθοδος εύρεσης συχνότητα συντονισμού

Αρχικά χρησιμοποιήθηκε πηγή τάσης ημιτονοειδούς σήματος με σταθερό πλάτος 2 V, παράλληλα με ένα πυκνωτή 10 nF και ένα από τα πηνία του ζεύγους A (βλ. Πίνακα 5). Στην συνέχεια ανάμεσα στο πηνίο μετάδοσης και τον πυκνωτή τοποθετήθηκαν τα άκρα του καλωδίου που αντιστοιχούσαν στο κανάλι 1 του παλμογράφου (CH1). Ακολούθησε η εναλλαγή της τιμής των συχνοτήτων από κάποια Hz μέχρι 10 MHz με σκοπό την εύρεση της συχνότητας συντονισμού. Η τιμή της συχνότητας συντονισμού αντιστοιχεί σε εκείνη την τιμή στην οποία το πλάτος της μετρούμενης τάσης είναι το μέγιστο. Συγκεκριμένα, η κυματομορφή για τιμές κάτω από την συχνότητα συντονισμού απεικονίζονται στην εικόνα [20], ενώ η κυματομορφή πάνω από την συχνότητα συντονισμού απεικονίζονται στην εικόνα [21].



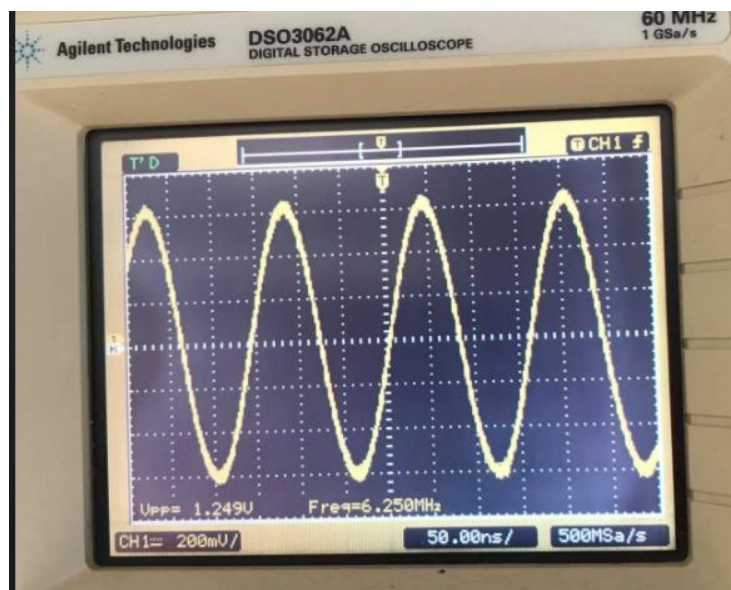
Εικόνα 20 Κυματομορφή κάτω από την συχνότητα συντονισμού



Εικόνα 21 Κυματομορφή πάνω από τη συχνότητα συντονισμού

3.2 Εύρεση συχνότητας συντονισμού του πυκνωτή ενδοδιαπλεκόμενων ηλεκτροδίων

Στο κύκλωμα της προηγούμενης πειραματικής διάταξης (ενότητα 3.1) ο πυκνωτής 10 nF αντικαταστάθηκε από τον πυκνωτή ενδοδιαπλεκόμενων ηλεκτροδίων. Πάνω στην ειδική οπή-υποδοχή από πλαστικό του πυκνωτή τοποθετήθηκε το βιολογικό υλικό που περιείχε την τροπονίνη με χρήση του σταγονόμετρου και ακολουθήθηκε η προγραφείσα μέθοδος. Με αυτό το τρόπο βρέθηκε πως η συχνότητα συντονισμού είναι 6.25 MHz (εικόνα22).



Εικόνα 22 Κυματομορφή του κυκλώματος μετάδοσης στη συχνότητα συντονισμού $F_{srf}=6.25$ MHz

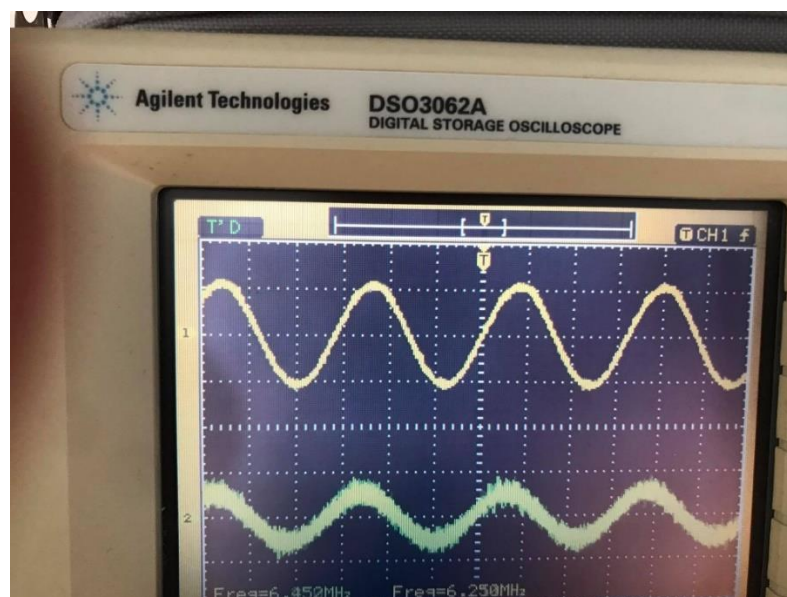
3.3 Εύρεση της τιμής του πυκνωτή στο κύκλωμα μετάδοσης

Με γνωστή τη συχνότητα του συντονισμού που θα χρησιμοποιηθεί στο κύκλωμα μετάδοσης και είναι ίδια με αυτή του κυκλώματος λήψης και την τιμή της αυτεπαγωγής του πηνίου μετάδοσης (βλ. Πίνακας 5), υπολογίστηκε θεωρητικά η τιμή των πυκνωτών που πρέπει να τοποθετηθούν παράλληλα με το πηνίο μετάδοσης με βάση το τύπο 2.3 του κεφαλαίου II του θεωρητικού μέρους. Με αυτό το τρόπο και λαμβάνοντας υπόψη ότι η συνολική χωρητικότητα σε τοπολογία σειράς μειώνεται σύμφωνα με τη σχέση 3.1 και ότι η συνολική χωρητικότητά σε παράλληλη τοπολογία αυξάνεται σύμφωνα με τη σχέση 3.2, τοποθετήθηκαν παράλληλα πυκνωτές χωρητικότητας 2 nF.

$$\frac{1}{C} = \frac{1}{c_1} + \frac{1}{c_2} + \frac{1}{c_3} + \dots + \frac{1}{c_n} \quad 3.1$$

$$C = c_1 + c_2 + c_3 + \dots + c_n \quad 3.2$$

Με αυτή τη διαδικασία σχηματίστηκε η τελική διάταξη που περιγράφεται στο παρόν κεφάλαιο(εικόνα 18) και λήφθηκαν ενδεικτικές μετρήσεις της τάσης του κυκλώματος μετάδοσης και του κυκλώματος λήψης που θα αξιοποιηθούν στο επόμενο κεφάλαιο της εργασίας (εικόνα23).



Εικόνα 23 Στο κανάλι με το κίτρινο χρώμα αντιστοιχεί ο συντονισμός στο κύκλωμα μετάδοσης ενώ στο κανάλι με το πράσινο χρώμα αντιστοιχεί η τάση έξοδος από το κύκλωμα λήψης.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ IV

ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΜΕΤΡΗΣΕΩΝ

1.Εισαγωγή

Σε αυτό το κεφάλαιο παρουσιάζονται οι μετρήσεις που λήφθηκαν με την διαδικασία που περιεγράφηκε στο προηγούμενο κεφάλαιο για τα τέσσερα ζευγάρια σωληνοειδών πηνίων που κατασκευάστηκαν (βλ. Πίνακας 5), με σκοπό να καταδειχθεί η λειτουργία της εξεταζόμενης πειραματικής διάταξης σε διαφορετικές τιμές αυτεπαγωγών. Σε όλες τις περιπτώσεις η εναλλασσόμενη τάση λειτουργίας παρέμεινε σταθερή στα 2 Volt.

2.Εύρεση της συχνότητας συντονισμού του πυκνωτή ενδοδιαπλεκόμενων ηλεκτροδίων

Στους παρακάτω πίνακες φαίνονται οι μετρήσεις που λήφθηκαν στο κανάλι 1 (CH1) του παλμογράφου του κυκλώματος που περιγράφεται στην ενότητα 3.2 του κεφαλαίου III . Σκοπός των μετρήσεων αυτής της ενότητας είναι να βρεθεί η συχνότητα συντονισμού του κυκλώματος για κάθε επιμέρους σωληνοειδές πηνίο, όταν πάνω στον πυκνωτή τοποθετείται το βιολογικό υλικό. Πιο συγκεκριμένα στο πίνακα 6 παρουσιάζονται οι τιμές της τάσης για μεταβολή της συχνότητας από 500 KHz μέχρι 10 MHz για το πηνίο A1 με τις είκοσι περιελίξεις. Στο πίνακα 7 παρουσιάζονται οι τιμές της τάσης για μεταβολή της συχνότητας από 500 KHz μέχρι 10 MHz για το πηνίο B1 με τις τριάντα περιελίξεις. Στο πίνακα 8 παρουσιάζονται οι τιμές της τάσης για μεταβολή της συχνότητας από 500 KHz μέχρι 10 MHz για το πηνίο Γ1 με τις τριάντα περιελίξεις και στο πίνακα 9 παρουσιάζονται οι τιμές της τάσης για μεταβολή της συχνότητας από 500 KHz μέχρι 10 MHz για το πηνίο Δ1 με τις σαράντα περιελίξεις.

Πίνακας 6 παρουσιάζονται οι τιμές της τάσης για μεταβολή της συχνότητας από 500 KHz μέχρι 10 MHz για το πηνίο A1 με τις είκοσι περιελίξεις.

ΣΥΧΝΟΤΗΤΑ ΚΗΖ	ΠΛΑΤΟΣ V
500	1,12
1000	1,13
1500	1,16
2000	1,17
2500	1,18
3000	1,20
3500	1,21
4000	1,21
4500	1,23
5000	1,21
5500	1,19
6000	1,17
6500	1,168
7000	1,15
7500	1,13
8000	1,12
8500	1,11
9000	1,1
9500	1,07
10000	1,00

Πίνακας 7 παρουσιάζονται οι τιμές της τάσης για μεταβολή της συχνότητας από 500 KHz μέχρι 10 MHz για το πηνίο B1 με τις τριάντα περιελίξεις

ΣΥΧΝΟΤΗΤΑ ΚΗΖ	ΠΛΑΤΟΣ V
500	1,154
1000	1,161
1500	1,176
2000	1,18
2500	1,20
3000	1,219
3500	1,22
4000	1,201
4500	1,194
5000	1,18
5500	1,14
6000	1,14
6500	1,16
7000	1,141
7500	1,11
8000	1,08
8500	1,061
9000	1,02
9500	1,001
10000	0,980

Πίνακας 8 παρουσιάζονται οι τιμές της τάσης για μεταβολή της συχνότητας από 500 KHz μέχρι 10 MHz για το πηνίο Γ1 με τις τριάντα περιελίξεις

ΣΥΧΝΟΤΗΤΑ ΚΗΖ	ΠΛΑΤΟΣ V
500	0,832
1000	0,996
1500	1,036
2000	1,051
2500	1,064
3000	1,098
3500	1,115
4000	1,128
4500	1,116
5000	1,123
5500	1,147
6000	1,19
6500	1,21
7000	1,223
7500	1,25
8000	1,120
8500	1,19
9000	1,183
9500	1,156
10000	1,08

Πίνακας 9 παρουσιάζονται οι τιμές της τάσης για μεταβολή της συχνότητας από 500 KHz μέχρι 10 MHz για το πηνίο Δ1 με τις σαράντα περιελίξεις

ΣΥΧΝΟΤΗΤΑ KHZ	ΠΛΑΤΟΣ V
500	0,8
1000	0,98
1500	1,02
2000	1,04
2500	1,041
3000	1,08
3500	1,10
4000	1,12
4500	1,13
5000	1,15
5500	1,20
6000	1,22
6500	1,249
7000	1,22
7500	1,18
8000	1,17
8500	1,161
9000	1,16
9500	1,15
10000	1,14

Οι παραπάνω μετρήσεις αποδόθηκαν σχηματικά και στα διαγράμματα που ακολουθούν, όπου απεικονίζεται και η συχνότητα συντονισμού σε κάθε μια περίπτωση.



Διάγραμμα 2 Τιμή πλάτους συναρτήσει τη συχνότητας για το πηνίο A1



Διάγραμμα 3 Τιμή πλάτους συναρτήσει τη συχνότητας για το πηνίο B1



Διάγραμμα 4 Τιμή πλάτους συναρτήσει τη συχνότητας για το πηνίο Γ1



Διάγραμμα 5 Τιμή πλάτους συναρτήσει τη συχνότητας για το πηνίο Δ1

Όλες οι παραπάνω μορφές μας δείχνουν ότι σε κάθε περίπτωση υπάρχει μια τιμή της συχνότητας στην οποία η τιμή της τάσης στα άκρα του πυκνωτή μεγιστοποιείται. Αυτή η συχνότητα αντιστοιχεί στην συχνότητα συντονισμού όταν πάνω στο πυκνωτή υπάρχει τοποθετημένο το βιολογικό υλικό.

3. Μέτρηση της τάσης σήματος μετάδοσης και λήψης γύρω από τη συχνότητα συντονισμού.

Σε αυτή τη ενότητα δίνονται οι πίνακες και τα διαγράμματα των μετρήσεων και των δύο καναλιών του παλμογράφου , για την περίπτωση που το κύκλωμα λήψης απέχει σταθερή απόσταση 0.5 cm από το κύκλωμα μετάδοσης, για επιλεγμένες συχνότητες γύρω από τη συχνότητα συντονισμού και για τα τέσσερα διαφορετικά ζευγάρια που κατασκευάστηκαν. Σκοπός αυτής της μέτρησης, είναι να μπορέσει να αποδειχθεί πειραματικά η μεταφορά του σήματος μετάδοσης στο κύκλωμα λήψης και να γίνει η καταγραφή του.

Πίνακας 10 Τιμές του σήματος μετάδοσης και λήψης για επιλεγμένες συχνότητες γύρω από τη συχνότητα συντονισμού 4,5 MHz για το ζευγάρι πηνίων Α

ΣΥΧΝΟΤΗΤΑ	ΠΛΑΤΟΣ ΜΕΤΑΔΟΣΗΣ	ΠΛΑΤΟΣ ΛΗΨΗΣ
2500	1,174	0,317
3500	1,202	0,343
4500	1,21	0,363
5500	1,195	0,251
6500	1,17	0,211

Πίνακας 11 Τιμές του σήματος μετάδοσης και λήψης για επιλεγμένες συχνότητες γύρω από τη συχνότητα συντονισμού 3,5 MHz για το ζευγάρι πηνίων Β

ΣΥΧΝΟΤΗΤΑ	ΠΛΑΤΟΣ ΜΕΤΑΔΟΣΗΣ	ΠΛΑΤΟΣ ΛΗΨΗΣ
1500	1,173	0,363
2500	1,199	0,384
3500	1,209	0,411
4500	1,196	0,310
5500	1,136	0,261

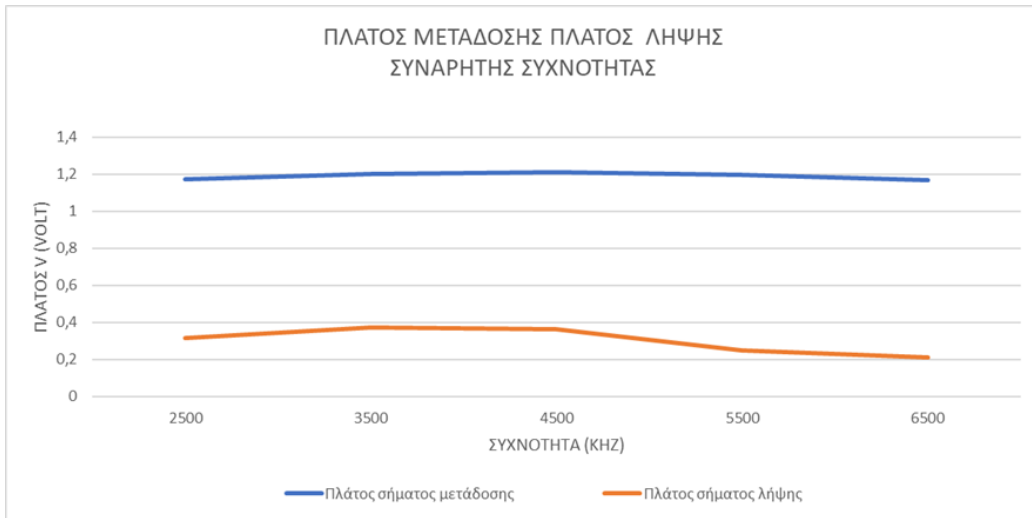
Πίνακας 12 Τιμές του σήματος μετάδοσης και λήψης για επιλεγμένες συχνότητες γύρω από τη συχνότητα συντονισμού 7,5 MHz για το ζευγάρι πηνίων Γ

ΣΥΧΝΟΤΗΤΑ	ΠΛΑΤΟΣ ΜΕΤΑΔΟΣΗΣ	ΠΛΑΤΟΣ ΛΗΨΗΣ
5500	1,144	0,331
6500	1,22	0,317
7500	1,247	0,374
8500	1,12	0,246
9500	1,152	0,219

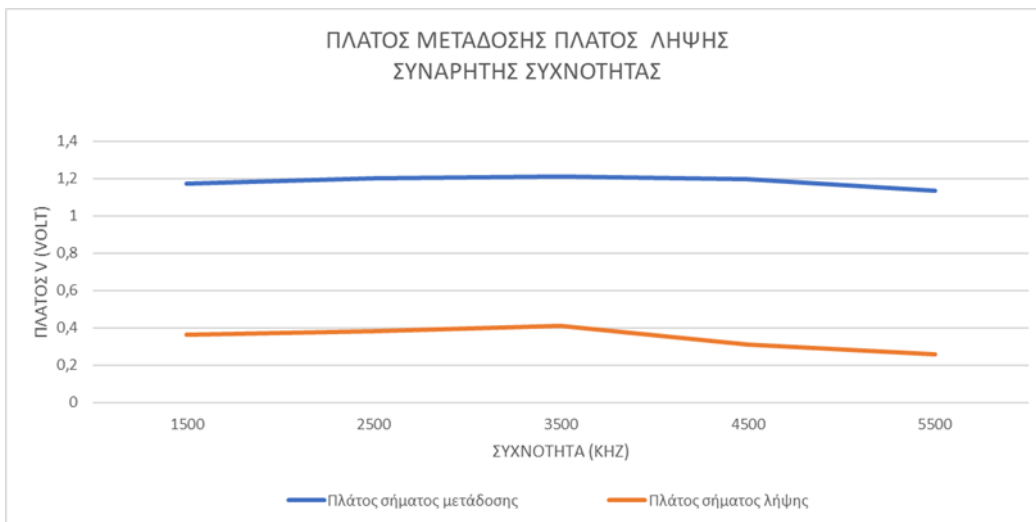
Πίνακας 13 Τιμές του σήματος μετάδοσης και λήψης για επιλεγμένες συχνότητες γύρω από τη συχνότητα συντονισμού 6,5 MHz για το ζευγάρι πηνίων Δ

ΣΥΧΝΟΤΗΤΑ	ΠΛΑΤΟΣ ΜΕΤΑΔΟΣΗΣ	ΠΛΑΤΟΣ ΛΗΨΗΣ
4500	1,134	0,363
5500	1,196	0,347
6500	1,245	0,410
7500	1,176	0,294
8500	1,193	0,262

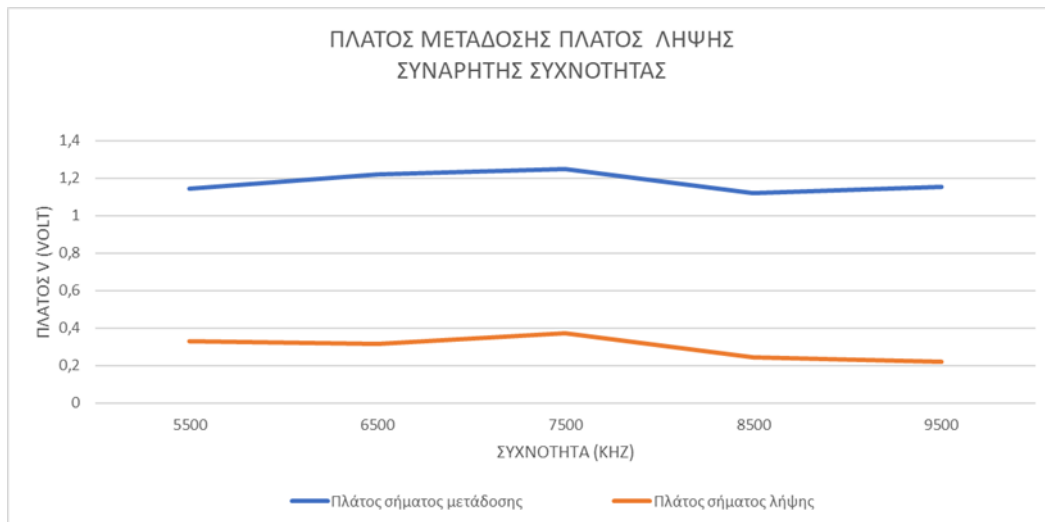
Ενώ τα αντίστοιχα διαγράμματα είναι τα εξής :



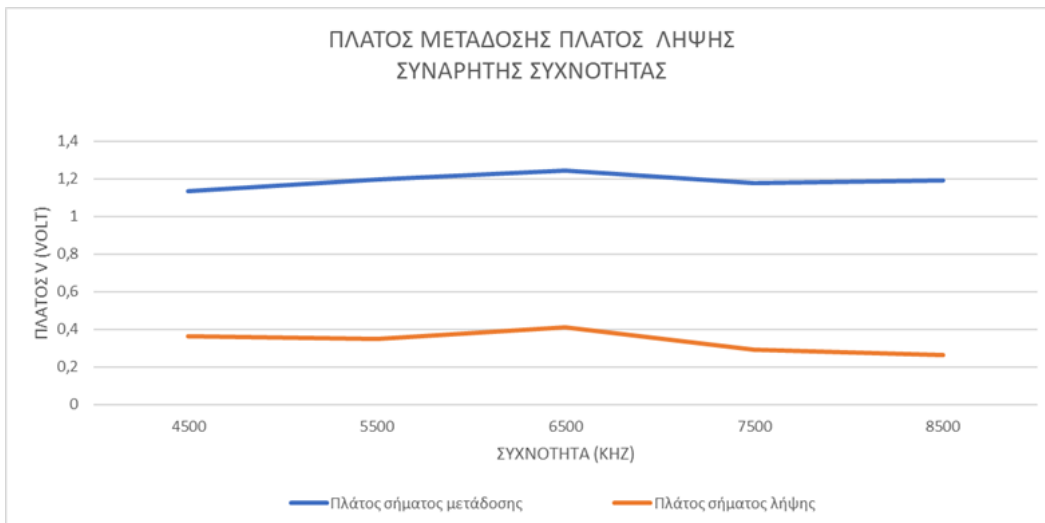
Διάγραμμα 6 Πλάτος σήματος λήψης και μετάδοσης συναρτήσει της συχνότητας για το ζεύγος πηνίων Α



Διάγραμμα 7 Πλάτος σήματος λήψης και μετάδοσης συναρτήσει της συχνότητας για το ζεύγος πηνίων Β



Διάγραμμα 8 Πλάτος σήματος λήψης και μετάδοσης συναρτήσει της συχνότητας για το ζεύγος πηνίων Γ



Διάγραμμα 9 Πλάτος σήματος λήψης και μετάδοσης συναρτήσει της συχνότητας για το ζεύγος πηνίων Δ

Από όλα τα παραπάνω διαγράμματα φαίνεται ότι το πλάτος της τάσης του κυκλώματος λήψης συμπεριφέρεται ακριβώς με τον ίδιο τρόπο με αυτού του κυκλώματος μετάδοσης. Επιπλέον η μέγιστη τιμή του βρίσκεται στη τιμή της συχνότητας όπου υπολογίστηκε ότι επέρχεται συντονισμός .

Η βασική διαφορά είναι ότι το πλάτος της τάσης λήψης είναι αισθητά μειωμένο σε σχέση με το αντίστοιχο πλάτος της τάσης μετάδοσης. Για να μετριαστεί αυτή η απώλεια της πτώσης τάσης πρέπει σύμφωνα με τους τύπους 4.4 ,4.5, 4.7 του κεφαλαίου IV του θεωρητικού μέρους να σχεδιαστούν όσο το δυνατόν καλύτερα και ποιοτικότερα πηνία με μικρή τιμή αντίστασης απωλειών και μεγάλη τιμή αυτεπαγωγής.

4. Μέτρηση του πλάτους λήψης για μεταβαλλόμενη απόσταση

Για τις μετρήσεις αυτής της ενότητας χρησιμοποιήθηκε το ζεύγος πηνίων Δ (βλ. Πίνακας 5), με πηγή τάσης ίση 2 V και συχνότητα 6,5 MHz που αντιστοιχεί στη ευρεθείσα συχνότητα συντονισμού. Το κύκλωμα μετάδοσης παρέμεινε ακίνητο ενώ το κύκλωμα λήψης μετακινήθηκε με σταθερό βήμα 0,5 cm κάθε φορά. Μετά από κάθε διαδοχική μετακίνηση μετρήθηκε η τάση στο κύκλωμα λήψης. Σκοπός αυτής της ενότητας είναι να βρεθεί η συμπεριφορά της ζεύξης σε συνεχώς αυξανόμενη απόσταση. Οι τιμές της πλάτους του σήματος που μετρήθηκαν στο κύκλωμα λήψης απεικονίζονται στο παρακάτω πίνακα :

Πίνακας 14 τιμή μετρούμενης τάσης σε σχέση με τη μεταξύ απόσταση των πηνίων λήψης και μετάδοσης.

Απόσταση (cm)	Τάση (mV)
0,5	410
1	305
1,5	245
2	160
2,5	118

και το αντίστοιχο διάγραμμα:



Διάγραμμα 10 Τάση σήματος λήψης συναρτήσει της απόστασης μεταξύ των πηνίων λήψης και μετάδοσης.

Όπως προκύπτει από το διάγραμμα, καθώς αυξάνεται η απόσταση μεταξύ των πηνίων η τάση στο κύκλωμα λήψης μειώνεται εκθετικά, έχοντας παρόμοια συμπεριφορά με το διάγραμμα του συντελεστή της αμοιβαίας αυτεπαγωγής. Πρακτικά και κάτω από τις παρούσες τεχνικές συνθήκες, αυτό καταδεικνύει το ανώτερο όριο της απόστασης των δύο πηνίων ώστε το κύκλωμα λήψης να μπορέσει να αντιληφθεί τη συχνότητα συντονισμού.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ V

ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΩΝ - ΕΠΙΛΟΓΟΣ

Τα αποτελέσματα των μετρήσεων που παρουσιάστηκαν στο κεφάλαιο IV οδηγούν στο πρώτο συμπέρασμα ότι η τιμή της τάσης μπορεί να μεταδοθεί επιτυχώς στο κύκλωμα λήψης εάν η απόσταση μεταξύ των δυο κυκλωμάτων δεν ξεπερνά τα δυο εκατοστά. Ωστόσο, ο εν λόγω περιορισμός είναι συμβατός με τα βιολογικά όρια πάχους των μεμβρανών του δέρματος στον ανθρώπινο οργανισμό. Σημειώνεται, τέλος, ότι η παρατηρηθείσα σημαντική μείωση στην τιμή της τάσης λήψης (απώλεια ισχύος) οφείλεται κυρίως σε εργαστηριακά σφάλματα και κατασκευαστικές ατέλειες των χρησιμοποιηθέντων ηλεκτρικών στοιχείων.

Επιπλέον, όπως αναφέρθηκε και παραπάνω, η επίτευξη της μέγιστης τάσης στο κύκλωμα λήψης προσδιόρισε την συχνότητα συντονισμού κάτω από την επίδραση του ανιχνευόμενου βιολογικού παράγοντα. Οι συνθήκες αυτές δημιούργησαν το πλαίσιο για τον σχεδιασμό του αντίστοιχου κυκλώματος μετάδοσης, προκειμένου το τελευταίο να λειτουργεί ιδανικά στην ίδια συχνότητα συντονισμού.

Εν κατακλείδι, η παρούσα εργασία επιχείρησε να συνδυάσει την αλλαγή της τιμής της χωρητικότητας στον αισθητήρα ενδοδιαπλεκόμενων ηλεκτροδίων, η οποία συμβαίνει όταν ανιχνευτεί βιολογικός παράγοντας, στη προκειμένη περίπτωση του βιοδείκτη της Τροπονίνης, με την επίτευξη της πολυπόθητης ιδιότητας του συντονισμού ώστε η τιμή της επαγόμενης τάσης στο κύκλωμα λήψης (εμφυτεύσιμο μέρος) να μεγιστοποιηθεί προκειμένου στην συνέχεια και μελλοντικά να αναμεταδοθεί αξιόπιστα σε ένα κατάλληλο εξωτερικό δέκτη διάγνωσης της παθολογικής βιολογικής κατάστασης. Αυτή η ιδέα είναι καθαρά θεωρητική και απαιτεί περαιτέρω μελέτη και τεκμηρίωση.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- [1]. Μαρία Κωσταρά Μοριακή Βιολόγος & Γενετίστρια Ανάπτυξη μιας καινοτόμου δοκιμασίας ELISA για την ανίχνευση της καρδιακής Τροπονίνης ΙcTnI σε ασθενείς με καρδιαγγειακά νοσήματα , ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΙΩΑΝΝΙΝΩΝ ΣΧΟΛΗ ΘΕΤΙΚΩΝ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ ΤΜΗΜΑ ΧΗΜΕΙΑΣ, Ιωάννινα 2014.
- [2]. Anderson RH, Spicer DE, Hlavacek AM, Cook AC, Backer CL: Wilcox's surgical anatomy of the heart. 4th ed., Cambridge University Press, 2013. Διεθνής μοναδικός αριθμός βιβλίου:9781107014480
- [3]. By Denise D. Wilson - McGraw-Hill Manual of Laboratory and Diagnostic Tests: 1st (first) Edition Paperback – January 1, 1994
- [4]. Russell Ross, Ph.D. Atherosclerosis — An Inflammatory Disease January 14, 1999 N Engl J Med 1999; 340:115-126 DOI: 10.1056/NEJM199901143400207
- [5]. Law MR, Watt HC, Wald NJ, et al. The underlying risk of death after myocardial infarction in the absence of treatment. Arch Intern Med (2002), department of Environmental and Preventive Medicine, Wolfson Institute of Preventive Medicine, Queen Mary's School of Medicine and Dentistry, University of London, Charterhouse Square, London EC1M 6BQ, England. m.r.law@qmul.ac.uk, PMID: 12437397, DOI: 10.1001/archinte.162.21.2405.
- [6]. Thygesen K, Alpert JS, White HD, et al. Universal definition of myocardial infarction. Eur Heart J (2007), Department of Medicine and Cardiology, Aarhus University Hospital, Tage Hansens, Aarhus C, Denmark. Kristian.Thygesen@as.aaa.dk, PMID: 17951287, DOI: 10.1093/eurheartj/ehm355.
- [7]. Thygesen K, Alpert JS, Jaffe AS, Simoons ML, Chaitman BR, White HD; the Writing Group on behalf of the Joint ESC/ACCF/AHA/ WHF Task Force for the Universal Definition of Myocardial Infarction. Third universal definition of myocardial infarction. Eur Heart J (2012), Originally published 24 Aug 2012 <https://doi.org/10.1161/CIR.0b013e31826e1058>, Circulation. 2012; 126:2020–2035

- [8]. https://www.researchgate.net/publication/232713536_Third_Universal_Definition_of_Myocardial_Infarction, October 2012 European Heart Journal 33(20):2551-2567 DOI:10.1093/eurheartj/ehs184 Source PubMed.
- [9]. Yadom MY, Acute coronary syndrome clinical presentations a diagnostic approach in the emergency department. *Emerg Med Clin North Am* (2011), Department of Emergency Medicine, The Cooper Heart Institute, Robert Wood Johnson Medical School, Cooper University Hospital, 1 Cooper Plaza, Camden, NJ 08103, USA. myiadom@gmail.com, PMID: 22040700, DOI: 10.1016/j.emc.2011.08.006
- [10]. Karras DJ, Kane DL. Serum markers in the emergency department diagnosis of acute myocardial infarction. *Emerg Med Clin North Am* (2001), Division of Emergency Medicine, Department of Medicine, Temple University School of Medicine, Philadelphia, Pennsylvania, USA, PMID: 11373981, DOI: 10.1016/s0733-8627(05)70186-3
- [11]. Okamatsu K, Takano M, Sakai S, Ishibashi F, Uemura R, Takano T, Mizuno K. Elevated troponin T levels and lesion characteristics in non-ST-elevation acute coronary syndromes, Originally published 19 Jan 2004 <https://doi.org/10.1161/01.CIR.0000109696.92474.92>, *Circulation* 2004; 109:465–470
- [12]. S. Aldhafer, P. D. Mitcheson, J. M. Arteaga, G. Kkelis and D. C. Yates, "Light-weight wireless power transfer for mid-air charging of drones," *2017 11th European Conference on Antennas and Propagation (EuCAP)*, 2017, pp. 336-340, doi: 10.23919/EuCAP.2017.7928799.
- [13]. Pignolet, G., 1996. Antenna designs for wireless power transportation. In: *Proc ISA'96, Chiba*, pp. 397–400.
- [14]. Ching, T. W., & Wong, Y. S. (2013). Review of wireless charging technologies for electric vehicles. *2013 5th International Conference on Power Electronics Systems and Applications, PESA 2013*, 2. <https://doi.org/10.1109/PESA.2013.6828235>
- [15]. Q. Li, Y. C. Liang, and S. Member, "An inductive power transfer system with a high-q resonant tank for mobile device charging," *IEEE Trans. Power Electron.*, vol. 30, no. 11, pp. 6203–6212, Nov. 2015

- [16]. N. Kyungmin, J. Heedon, S. K. Oruganti, and F. Bien, "An improved wireless power transfer system with adaptive technique for implantable biomedical devices," in Proc. IEEE MTT-S Int. Microw. Workshop Series RFWireless Technol. Biomed. Healthcare Appl., 2013, pp. 1–3.
- [17]. Schormans, M., Valente, V., & Demosthenous, A. (2018). Practical Inductive Link Design for Biomedical Wireless Power Transfer: A Tutorial. IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems, 12(5):1-19 DOI:10.1109/TBCAS.2018.2846020.
- [18]. S. Mohan, Maria del Mar Hershenson, Stephen P. Boyd, and Thomas H. Lee, Simple Accurate Expressions for Planar Spiral Inductances Sunderaraj an, IEEE JOURNAL OF SOLID-STATE CIRCUITS, VOL. 34, NO. 10, OCTOBER 1999, 1419
- [19]. Nguyen, M. H., & Blanchette, H. F. (2020). Optimizing ac resistance of solid PCB winding. Electronics (Switzerland), 9(5), 1–18. <https://doi.org/10.3390/electronics9050875>
- [20]. Ehsan Ashoori, Farzad Asgarian, Amir M. Sodagar, and Euisik Yoon Design of Double Layer Printed Spiral Coils for Wirelessly Powered Biomedical Implants, Research Laboratory for Integrated Circuits and Systems, Electrical & Computer Eng Dept, KNToosi University of Technology, Tehran, Iran. e.ashoori@ieee.org, PMID: 22254943 DOI: 10.1109/IEMBS.2011.6090795
- [21]. U. Gudmundsdottir Proximity effect in fast transient simulations of an underground transmission cable, DOI: 10.1016/J.EPSR.2014.03.016 Corpus ID: 110591865
- [22]. C.M. Zierhofer and E.S. Hochmair, "Geometric approach for coupling enhancement of magnetically coupled coils," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 43, no. 7, pp.708-714, Jul. 1996
- [23]. Wenxu Yan and Jingjing Chen 2017, A general design of magnetic coupling resonant wireless power transmission circuit, IOP Conf. Ser.: Earth Environ. Sci. 69 012197.
- [24]. Guillaume Vigneaux, Mohammed Cheikh, R. Benbouhout, Alexandru Takacs. Design and modeling of PCB coils for inductive power charging. Wireless Power Transfer, Cambridge University Press, 2015, 2 (2), pp.143 - 152. [ff10.1017/wpt.2015.17](https://doi.org/10.1017/wpt.2015.17)ff. [ffhal-01409233f](https://doi.org/10.1017/wpt.2015.17)

- [25]. Mazlan, N. S., Ramli, M. M., Abdullah, M. M. A. B., Halin, D. S. C., Isa, S. S. M., Talip, L. F. A., Danial, N. S., & Murad, S. A. Z. (2017). Interdigitated electrodes as impedance and capacitance biosensors: A review. *AIP Conference Proceedings*, 1885.
- [26]. Σκουφίας Αλέξανδρος Αισθητήρας Μέτρησης Κορονοϊού ,Εθνικό Μετσόβιο πολυτεχνείο Μεταπτυχιακό Σχολής Χημικών Μηχανικών <<Τεχνολογίας και Επιστήμης των υλικών>>,Αθήνα 2021.
- [27]. Support-NI-National Instruments Interdigital Capacitor-Multisim Help-National Instruments, January 2007 374485A-01