



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ

ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ

ΤΟΜΕΑΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΜΕΤΑΔΟΣΗΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΑΣ ΚΑΙ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΥΛΙΚΩΝ

Συγκομιδή Ενέργειας από το Καρδιαγγειακό Σύστημα με Εφαρμογή σε Εμφυτεύσιμες Ιατρικές Διατάξεις

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Γρηγόριος-Μάριος Καραγεώργος

Επιβλέπουσα: Κωνσταντίνα Νικήτα
Καθηγήτρια Ε.Μ.Π.

Αθήνα, Μάρτιος 2016



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ

ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ

ΤΟΜΕΑΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΜΕΤΑΔΟΣΗΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΑΣ ΚΑΙ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΥΛΙΚΩΝ

Συγκομιδή Ενέργειας από το Καρδιαγγειακό Σύστημα με Εφαρμογή σε Εμφυτεύσιμες Ιατρικές Διατάξεις

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Γρηγόριος-Μάριος Καραγεώργος

Επιβλέπουσα: Κωνσταντίνα Νικήτα
Καθηγήτρια Ε.Μ.Π.

Εγκρίθηκε από την τριμελή εξεταστική επιτροπή την ^η Μαρτίου 2016

Νικήτα Κ.
Καθηγήτρια Ε.Μ.Π.

Κουτσούρης Δ.Δ.
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Ματσόπουλος Γ.
Επ. Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Αθήνα, Μάρτιος 2016



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ

ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ

ΤΟΜΕΑΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΜΕΤΑΔΟΣΗΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΑΣ ΚΑΙ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΥΛΙΚΩΝ

Γρηγόριος-Μάριος Καραγεώργος

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

Copyright © ΓΡΗΓΟΡΙΟΣ-ΜΑΡΙΟΣ ΚΑΡΑΓΕΩΡΓΟΣ, 2016 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 της 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.

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Με την ολοκλήρωση της διπλωματικής μου εργασίας, θα ήθελα να ευχαριστήσω όλους όσους συνέβαλαν με οποιονδήποτε τρόπο στην επιτυχή εκπόνηση της.

Αισθάνομαι ιδιαίτερα την υποχρέωση να εκφράσω τις θερμότερες ευχαριστίες μου στην επιβλέπουσα Καθηγήτρια κ. Κωνσταντίνα Νικήτα, για την επίβλεψη αυτής της διπλωματικής εργασίας και για την εξαιρετική συνεργασία που είχαμε. Στη συνέχεια, ευχαριστώ τον Καθηγητή κ. Σωκράτη Τσαγγάρη για την παραχώρηση των εγκαταστάσεων και του εξοπλισμού του Εργαστηρίου Βιορευστομηχανικής & Βιοϊατρικής Τεχνολογίας της Σχολής Μηχανολόγων Μηχανικών του ΕΜΠ στις οποίες πραγματοποιήθηκε η εκτέλεση των πειραμάτων καθώς και τον Δρ.-Ε.Δι.Π. κ. Χρήστο Μανόπουλο, που διέθεσε τον απαραίτητο χρόνο και συναρμολογήσαμε άρτια την πειραματική διάταξη, ώστε να λάβουμε ορθές και αξιόπιστες μετρήσεις. Τέλος, ευχαριστώ τον κ. Αλέξανδρο Καραγιάννη για την συμβολή του στην ολοκλήρωση της εργασίας.

Ευχαριστώ τους φίλους(ες) μου για την ηθική υποστήριξή τους και την κατανόηση τους, ιδιαίτερα κατά τη διάρκεια των τελευταίων μηνών της προσπάθειάς μου. Τέλος, ευχαριστώ την οικογένειά μου για τη συνεχή τους υποστήριξη και ιδιαίτερω τον πατέρα μου που με βοήθησε στο κατασκευαστικό στάδιο της διπλωματικής εργασίας.

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Οι εμφυτεύσιμες Ιατρικές διατάξεις γνωρίζουν πολύ μεγάλη ανάπτυξη τα τελευταία χρόνια, καθώς αποτελούν μία ιδιαίτερα αποτελεσματική λύση για την πρόγνωση και θεραπεία ορισμένων ασθενειών, χωρίς να απαιτούνται επισκέψεις σε νοσοκομεία, καθώς και πολύπλοκες και δαπανηρές ιατρικές εξετάσεις. Ένα ζήτημα όμως που αφορά τέτοιες ιατρικές συσκευές αποτελεί η διάρκεια ζωής της μπαταρίας τους. Η τελευταία, πέρα του ότι καταλαμβάνει σημαντικό χώρο, έχει περιορισμένη διάρκεια ζωής, και συνεπώς ο ασθενής υποβάλλεται σε χειρουργικές επεμβάσεις για την αντικατάστασή της. Είναι ιδιαίτερα σημαντική λοιπόν η ανάπτυξη μεθόδων που θα παρατείνουν τη διάρκεια ζωής της μπαταρίας. Για το σκοπό αυτό αναπτύσσονται τεχνικές συγκομιδής ενέργειας, οι οποίες αξιοποιούν πηγές ενέργειας που υπάρχουν είτε στο περιβάλλον, είτε στο ανθρώπινο σώμα και φορτίζουν ή τροφοδοτούν εμφυτεύσιμες ιατρικές διατάξεις.

Στα πλαίσια της παρούσης διπλωματικής εργασίας πραγματοποιήθηκε βιβλιογραφική έρευνα των μεθόδων συγκομιδής ενέργειας που έχουν προταθεί, αναπτύχθηκαν προσομοιώσεις για δύο από αυτές και κατασκευάστηκε μία συσκευή που συλλέγει ενέργεια από την παραμόρφωση των αρτηριών. Αρχικά, παρουσιάζονται αναλυτικά οι μέθοδοι που έχουν αναπτυχθεί και αξιολογούνται σε σχέση με τις ενεργειακές απαιτήσεις των εμφυτεύσιμων ιατρικών διατάξεων. Ακολουθούν τα αποτελέσματα των προσομοιώσεων και τέλος, περιγράφεται η διαδικασία κατασκευής της προαναφερθείσας συσκευής, καθώς και η πειραματική διάταξη που χρησιμοποιήθηκε για την δοκιμή της.

Τα πειράματα εκτελέστηκαν στο εργαστήριο Βιορευστομηχανικής και Βιοϊατρικής Τεχνολογίας της σχολής Μηχανολόγων Μηχανικών του Ε.Μ.Π, όπου κατασκευάστηκε μία διάταξη προσομοίωσης της κυκλοφορίας του αίματος και της αντίστοιχης παραμόρφωσης του αρτηριακού τοιχώματος.

ΛΕΞΕΙΣ ΚΛΕΙΔΙΑ

Συγκομιδή ενέργειας, Ενεργειακή κατανάλωση, Καρδιαγγειακό σύστημα, Παραμόρφωση αρτηριών, Καρδιακοί παλμοί, PZT ΜΕΗ, Ηλεκτρομηχανική μετατροπή ενέργειας, Κατανάλωση ισχύος, Εμφυτεύσιμες ιατρικές διατάξεις, Ασύρματα δίκτυα αισθητήρων.

ABSTRACT

Implantable medical devices are developing rapidly in recent years, as they are a highly effective solution for the prognosis and treatment of certain diseases, without the need for hospital visits, as well as complex and expensive medical tests. However, a significant issue on such medical devices is the battery. It does not only occupy considerable space, but has also limited life and therefore the patient must undergo surgery to replace it. So, it is particularly important to develop methods that will extend the battery life. For this purpose energy harvesting techniques are developed, which exploit energy present in either the environment or the human body, in order to charge or power implantable medical devices.

A bibliographic research of energy harvesting methods has been conducted, simulations for two of the methods presented were developed and a device that collects energy from artery deformation was built. Firstly, various methods that have been developed are described and evaluated with respect to the energy requirements of implantable medical devices. Simulation results follow and finally the manufacturing process of the device and the experimental setup device used for the testing are depicted.

The experiments were performed in Laboratory of Bio-Fluid Mechanics, where a device which simulates the blood flow and the arterial wall deformation was constructed.

KEY WORDS

Energy harvesting, Energy consumption, Cardiovascular system, Artery deformation, Cardiac pulses, Electromechanical energy conversion, Power consumption, Medical implantable devices, Body sensor networks.

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

1	Εισαγωγή	19
1.1	Ιατρική Τηλεμετρία και Εμφυτευσιμες Ιατρικές Διατάξεις.....	19
1.2	Αντικείμενο της Διπλωματικής.....	24
2	Το ζήτημα της ενεργειακής κατανάλωσης	25
2.1	Ασύρματα Δίκτυα Αισθητήρων στην Περιοχή του Ανθρώπινου Σώματος	25
2.2	Μοντέλο Εκτίμησης Ενεργειακής Κατανάλωσης Κόμβου Ασύρματου Δικτύου Αισθητήρων.....	27
2.3	Εφαρμογή Μοντέλου Εκτίμησης Ενεργειακής Κατανάλωσης	29
3	Μεθοδοί Συγκομιδής Ενέργειας.....	33
3.1	Συγκομιδή Ενέργειας από το Περιβάλλον	34
3.1.1	Υπέρυθρη ακτινοβολία.....	34
3.1.2	Χωρητική σύζευξη	34
3.1.3	Επαγωγική σύζευξη	35
3.1.4	Ηλιακή ενέργεια	38
3.1.5	Υπέρηχοι.....	41
3.1.6	Σύνοψη Μεθόδων Συγκομιδής Ενέργειας απο το Περιβάλλον	49
3.2	Συγκομιδή Ενέργειας από το Ανθρώπινο Σώμα.....	50
3.2.1	Θερμική ενέργεια	50
3.2.2	Περπάτημα	52
3.2.3	Χημική ενέργεια	53
3.2.4	Κίνηση της καρδιάς (Mass Imbalance Oscillation Generator)	55
3.2.5	Κίνηση της καρδιάς, πνευμόνων, διαφράγματος (PZT ΜΕΗ)	57
3.2.6	Συγκομιδή ενέργειας από την παραμόρφωση των αρτηριών – κίνηση αγωγίμου υγρού 63	
3.2.7	Παραμόρφωση αρτηριών – Διαστολή αγωγίμου τυλίγματος	65
3.2.8	Σύνοψη Μεθόδων Συγκομιδής Ενέργειας απο το Ανθρώπινο Σώμα	72
4	Προσομοιώσεις.....	75
4.1	Κίνηση της Καρδιάς (PZT ΜΕΗ)	75
4.1.1	Συχνότητα 0.24 Hz ($T_1=0.8s$, $T_2=1.3s$)	76
4.1.2	Συχνότητα 0.8 Hz ($T_1=0.24s$, $T_2=0.39s$)	78
4.1.3	Συχνότητα 1.4 Hz ($T_1=0.14s$, $T_2=0.23s$)	81
4.1.4	Συχνότητα 2 Hz ($T_1=0.09s$, $T_2=0.16s$)	83

4.1.5	Σταθερό ΔL_{\max} (10mm) και μεταβλητή συχνότητα.....	85
4.2	Παραμορφωση Αρτηριων (Διαστολη Αγωγιμου Τυλιγματος)	86
4.2.1	Περίπτωση Α.....	87
4.2.2	Περίπτωση Β.....	91
5	Πειραματικη Διαταξη και Μετρησεις	99
5.1	Πειραματικη Διαταξη	99
5.1.1	Συσκευή συγκομιδής ενέργειας	99
5.1.2	Αρτηρία.....	101
5.1.3	Παλινδρομικός μηχανισμός συμπίεσης εύκαμπτου αγωγού	102
5.1.4	Διάταξη μέτρησης πίεσης.....	107
5.1.5	Διάταξη μέτρησης τάσης και ισχύος εξόδου	109
5.1.6	Εκτέλεση του Πειραματος	110
5.2	Αποτελεσματα	115
5.2.1	Ισχύς εξόδου και τάση ανοιχτού κυκλώματος	115
5.2.2	Σύγκριση ηλεκτρικών και μηχανικών μεγεθών	122
5.3	Συμπερασματα	125
6	Βιβλιογραφια.....	127

ΕΙΚΟΝΕΣ

Εικόνα 1-1: Καρδιακός βηματοδότης.....	20
Εικόνα 1-2: Εμφυτεύσιμη αντλία ινσουλίνης	21
Εικόνα 1-3: Εμφύτευμα αμφιβληστροειδούς	22
Εικόνα 2-1: Δομή ασύρματου δικτύου αισθητήρων. [16]	25
Εικόνα 3-1: Ταξινόμηση μεθόδων συγκομιδής ενέργειας [22]	33
Εικόνα 3-2: Χωρητική σύζευξη [22].....	34
Εικόνα 3-3: Μπλοκ Διάγραμμα Επαγωγική Ζεύξης. [22]	36
Εικόνα 3-4: Απλοποιημένο Σχήμα Επαγωγικής Σύζευξης.....	36
Εικόνα 3-5: Μοντέλο Επαγωγικής Σύζευξης	37
Εικόνα 3-6: Ηλιακή μονάδα μετατροπής ενέργειας [30].....	40
Εικόνα 3-7: Εμφύτευση ηλιακής μονάδας [30].....	41
Εικόνα 3-8: Φόρτιση εμφυτεύσιμης συσκευής με χρήση υπερήχων [37].....	42
Εικόνα 3-9: KLM Ηλεκτρομηχανικό ισοδύναμο μοντέλο για πιεζοηλεκτρικό πομπό/δέκτη.....	43
Εικόνα 3-10: Ισοδύναμο κύκλωμα Thevenin για τον δέκτη [37]	45
Εικόνα 3-11: Πειραματική διάταξη για την δοκιμή της μεθόδου [37]	46
Εικόνα 3-12: Ισχύς εξόδου για τους τρεις δέκτες διαφορετικων διαστάσεων όταν δεν υφίστανται ανακλάσεις [37]	47
Εικόνα 3-13: Ισχύς εξόδου για τους τρεις δέκτες διαφορετικων διαστάσεων όταν υφίστανται ανακλάσεις. [37].....	48
Εικόνα 3-14: Διάταξη θερμοηλεκτρικής μετατροπής ενέργειας [38]	51
Εικόνα 3-15: Μέθοδοι συγκομιδής ενέργειας από το περπάτημα [39]	52
Εικόνα 3-16: Αντιδράσεις που λαμβάνουν τόπο σε μία κυψελίδα καυσίμων γλυκόζης	53
Εικόνα 3-17: Σχέδιο κυψέλης καυσίμου γλυκόζης	54
Εικόνα 3-18: Α) Σχέδιο σε τομή της κυψέλης καυσίμου	54
Εικόνα 3-19: Συσκευή συγκομιδής ενέργειας - MIOG [42]	55
Εικόνα 3-20: In-vitro πείραμα για τη συσκευή MIOG.....	57
Εικόνα 3-21: Α) Συστατικά στοιχεία μεθόδου ΜΕΗ και γεωμετρική τους διάταξη Β) Ταινίες ΡΖΤ τυπωμένες σε στρώμα ΡΙ C) Διάταξη ΜΕΗ	58
Εικόνα 3-22: Μετατόπιση κατά μήκος ενός στοιχείου της διάταξης ΜΕΗ.....	59
Εικόνα 3-23: Κάτοψη και πρόσοψη της δομής στοιχείου ενός ΜΕΗ	60
Εικόνα 3-24 Α) Πειραματική διάταξη για in-vitro δοκιμή της διάταξης ΜΕΗ. σε ένα επίπεδο στάδιο (αριστερά) Β)Τρισδιάστατη προσομοίωση της συσκευής με την μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων και τονίζονται τα αποτελέσματα της υπολογισμένης κατανομής (C) Πειραματικά και θεωρητικά αποτελέσματα για την μετατόπιση, την τάση και το ρεύμα ως προς το χρόνο.....	62
Εικόνα 3-25: Στοίβα από ταινίες ΜΕΗ	62
Εικόνα 3-26: Προσανατολισμός της συσκευής.....	63
Εικόνα 3-27: Προτεινόμενη συσκευή συγκομιδής ενέργειας.....	64
Εικόνα 3-28: Μαγνητικό πεδίο μόνιμων μαγνητών τοποθετημένων παράλληλα	66
Εικόνα 3-29: (α) Μαγνήτες εικόνατος δακτυλίου που εφαρμόζονται στην αρτηρία [44] (β) Τύλιγμα με παράπλευρους βρόχους	66

Εικόνα 3-30: Σύστημα συντεταγμένων για τον υπολογισμό του μαγνητικού πεδίου	68
Εικόνα 3-31: Πειραματική διάταξη	70
Εικόνα 4-1: Συμπύεση των δύο άκρων μίας ταινίας ΜΕΗ ΔL, για $f=0.24$ Hz και $\Delta L_{max}=10$ mm	76
Εικόνα 4-2: Ρεύμα βραχυκύκλωσης και τάση ανοιχτοκύκλωσης εξόδου ΜΕΗ για $f=0.24$ Hz και $\Delta L_{max}=10$ mm	77
Εικόνα 4-3: Ισχύς ανά μονάδα επιφάνειας για ΔL_{max} από 1 έως 15mm.....	77
Εικόνα 4-4: Συμπύεση των δύο άκρων μίας ταινίας ΜΕΗ ΔL, για $f=0.8$ Hz και $\Delta L_{max}=10$ mm	79
Εικόνα 4-5: Ρεύμα βραχυκύκλωσης και τάση ανοιχτοκύκλωσης εξόδου ΜΕΗ για $f=0.8$ Hz και $\Delta L_{max}=10$ mm	79
Εικόνα 4-6: Ισχύς ανά μονάδα επιφάνειας για ΔL_{max} από 1 έως 15mm και $f=0.8$ Hz.....	80
Εικόνα 4-7: Συμπύεση των δύο άκρων μίας ταινίας ΜΕΗ ΔL, για $f=1.4$ Hz και $\Delta L_{max}=10$ mm	81
Εικόνα 4-8: Ρεύμα βραχυκύκλωσης και τάση ανοιχτοκύκλωσης εξόδου ΜΕΗ για $f=1.4$ Hz και $\Delta L_{max}=10$ mm	81
Εικόνα 4-9: Ισχύς ανά μονάδα επιφάνειας για ΔL_{max} από 1 έως 15mm και $f=1.4$ Hz.....	82
Εικόνα 4-10: Συμπύεση των δύο άκρων μίας ταινίας ΜΕΗ ΔL, για $f=2$ Hz και $\Delta L_{max}=10$ mm	83
Εικόνα 4-11: Ρεύμα βραχυκύκλωσης και τάση ανοιχτοκύκλωσης εξόδου ΜΕΗ για $f=2$ Hz και $\Delta L_{max}=10$ mm	83
Εικόνα 4-12: Ισχύς ανά μονάδα επιφάνειας για ΔL_{max} από 1 έως 15mm και $f=2$ Hz.....	84
Εικόνα 4-13: Ισχύς εξόδου ανά μονάδα επιφάνειας για $\Delta L_{max}=10$ mm και μεταβλητή συχνότητα	85
Εικόνα 4-14: Μέγιστη ισχύς εξόδου για $d_{in}=10.2$ mm, $d_{out}=28$ mm, $d_0=10$ mm και $l=12$ mm	87
Εικόνα 4-15: Μέση ισχύς εξόδου για $d_{in}=10.2$ mm, $d_{out}=28$ mm, $d_0=10$ mm και $l=12$ mm.....	88
Εικόνα 4-16: Μέγιστη ισχύς εξόδου για $d_{in}=10.2$ mm, $d_0=10$ mm, $s=12$ mm και μεταβλητά d_{out}, l	89
Εικόνα 4-17: Μέση ισχύς εξόδου για $d_{in}=10.2$ mm, $d_0=10$ mm, $s=12$ mm και μεταβλητά d_{out}, l	90
Εικόνα 4-18: Μέγιστη ισχύς εξόδου για $d_{in}=15$ mm, $d_{out}=41$ mm, $d_0=14$ mm και $l=10$ mm	91
Εικόνα 4-19: Μέση ισχύς εξόδου για $d_{in}=15$ mm, $d_{out}=41$ mm, $d_0=14$ mm και $l=10$ mm.....	92
Εικόνα 4-20: Μέγιστη ισχύς εξόδου για $d_{in}=15$ mm, $d_0=14$ mm, $s=20$ mm και μεταβλητά d_{out}, l	93
Εικόνα 4-21: Μέση ισχύς εξόδου για για $d_{in}=15$ mm, $d_0=14$ mm, $s=20$ mm και μεταβλητά d_{out}, l	94
Εικόνα 4-22: διάμετρος της αρτηρίας και ρυθμός μεταβολής της ως προς το χρόνο.....	95
Εικόνα 4-23: Κυματομορφή τάσης εξόδου ως προς το χρόνο.....	96
Εικόνα 4-24: Κυματομορφή στιγμιαίας ισχύος εξόδου ως προς το χρόνο.....	96
Εικόνα 5-1: (α)Τύποι τυλιγμάτων. (β)Διπλό στρώμα τυλίγματος για σύνδεση των εξόδων τους σε σειρά. (γ)Μαγνήτες σχήματος δακτυλίου τοποθετημένοι παράλληλα. (δ)Σωλήνας penrose. (ε)Τελική διάταξη συγκομιδής ενέργειας.	100
Εικόνα 5-2: Απεικόνιση κατασκευαστικών σχεδίων παλινδρομικού μηχανισμού συμπύεσης εύκαμπτου αγωγού	103
Εικόνα 5-3: Απεικόνιση παλινδρομικού μηχανισμού συμπύεσης εύκαμπτου αγωγού.....	105
Εικόνα 5-4: Αναλώσιμος μορφοτροπέας πίεσης TruWave της Edwards (Disposable Pressure Transducer).....	108
Εικόνα 5-5: Αποστειρωμένο σετ παρακολούθησης πίεσης της Edwards (pressure monitoring set)	108
Εικόνα 5-6: Διάγραμμα block της πειραματικής διάταξης	110
Εικόνα 5-7: Εύκαμπτος και άκαμπτος αγωγός συνδεδεμένοι αεροστεγώς, μαζί με την συσκευή συγκομιδής ενέργειας και τον μηχανισμό συμπύεσης.....	111

Εικόνα 5-8: Εσωτερική πίεση, διατομή και ακτίνα εύκαμπτου αγωγού ως προς το χρόνο	113
Εικόνα 5-9: Πειραματική διάταξη	114
Εικόνα 5-10: Τύλιγμα με 4 παράπλευρους βρόχους διαμέτρου 7mm.....	115
Εικόνα 5-11: Τάσεις ανοιχτού κυκλώματος για συχνότητες 55.3, 85.7, 120, 136.9 bpm.....	116
Εικόνα 5-12: Τύλιγμα με 3 παράπλευρους βρόχους διαμέτρου 10mm.....	117
Εικόνα 5-13: Τάση εξόδου ανοιχτού κυκλώματος για συχνότητες 52.7, 82.2, 118.5, 139.1 bpm	118
Εικόνα 5-14: τύλιγμα διπλής στρώσης με 4 παράπλευρους βρόχους 10mm	119
Εικόνα 5-15: Τάσεις ανοιχτού κυκλώματος για συχνότητες 52.9, 87.7, 119.7, 138.5 bpm.....	120
Εικόνα 5-16: Τάσεις ανοιχτού κυκλώματος για συχνότητες 52.9, 87.7, 119.7, 138.5 bpm.....	121
Εικόνα 5-17: Πίεση, διατομή και ακτίνα ελαστικού αγωγού ως προς το χρόνο	123
Εικόνα 5-18: Ρυθμός μεταβολής διατομής και ακτίνας του ελαστικού αγωγού και τάση εξόδου ως προς το χρόνο	124
Εικόνα 5-19: Πίεση, ρυθμός μεταβολής ακτίνας του ελαστικού αγωγού και τάση εξόδου	124

ΠΙΝΑΚΕΣ

Πίνακας 1: Σύνοψη μεθόδων συγκομιδής ενέργειας από το περιβάλλον	49
Πίνακας 2: Σύνοψη μεθόδων συγκομιδής ενέργειας από το ανθρώπινο σώμα.....	73
Πίνακας 3: Παράμετροι υλικών ταινίας ΜΕΗ	75
Πίνακας 4: Ισχύς ανά μονάδα επιφάνειας για ΔL_{max} από 1 έως 15mm και συχνότητα 0.24 Hz. .	78
Πίνακας 5: Ισχύς ανά μονάδα επιφάνειας για ΔL_{max} από 1 έως 15mm και συχνότητα 0.8 Hz. ...	80
Πίνακας 6: Ισχύς ανά μονάδα επιφάνειας για ΔL_{max} από 1 έως 15mm και συχνότητα 1.4 Hz. ...	82
Πίνακας 7: Ισχύς ανά μονάδα επιφάνειας για ΔL_{max} από 1 έως 15mm και $f=2\text{Hz}$	84
Πίνακας 8: Παράμετροι για την προσομοίωση της μεθόδου συγκομιδής ενέργειας από την παραμόρφωση των αρτηριών. [23]	86
Πίνακας 9: Μέγιστη ισχύς εξόδου για $d_{in}=10.2\text{mm}$, $d_0=10\text{mm}$, $s=12\text{mm}$ και μεταβλητά $d_{out,l}$	89
Πίνακας 10: Μέση ισχύς εξόδου για $d_{in}=10.2\text{mm}$, $d_0=10\text{mm}$, $s=12\text{mm}$ και μεταβλητά $d_{out,l}$	90
Πίνακας 11: Μέγιστη ισχύς εξόδου για για $d_{in}=15\text{mm}$, $d_0=14\text{mm}$, $s=20\text{mm}$ και μεταβλητά $d_{out,l}$	93
Πίνακας 12: Μέση ισχύς εξόδου για $d_{in}=15\text{mm}$, $d_0=14\text{mm}$, $s=20\text{mm}$ και μεταβλητά $d_{out,l}$	94
Πίνακας 13: Μέση ισχύς εξόδου	115
Πίνακας 14: Μέγιστες τιμές τάσης ανοιχτοκύκλωσης.....	116
Πίνακας 15: Μέση ισχύς εξόδου	117
Πίνακας 16: Μέγιστες τιμές τάσης ανοιχτού κυκλώματος.....	118
Πίνακας 17: Μέση ισχύς εξόδου	119
Πίνακας 18: Μέγιστες τιμές τάσης ανοιχτού κυκλώματος	120
Πίνακας 19: Μέση ισχύς εξόδου	121
Πίνακας 20: Μέγιστες τιμές τάσης ανοιχτού κυκλώματος	121

1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ

1.1 ΙΑΤΡΙΚΗ ΤΗΛΕΜΕΤΡΙΑ ΚΑΙ ΕΜΦΥΤΕΥΣΙΜΕΣ ΙΑΤΡΙΚΕΣ ΔΙΑΤΑΞΕΙΣ

Τηλεμετρία είναι η επιστήμη που αφορά την λήψη μετρήσεων και την αποστολή τους με σκοπό την εξ αποστάσεως επεξεργασία τους. Η εφαρμογή της τηλεμετρίας για την παρακολούθηση και επεξεργασία βιοσημάτων ορίζεται ως ιατρική τηλεμετρία [1]. Στόχος της είναι η υλοποίηση ενός συστήματος περιθαλψής βασισμένο στη συνεχή ιατρική παρακολούθηση, με το οποίο θα αποφεύγουν οι ασθενείς την παρατεταμένη νοσηλεία στα νοσοκομεία, καθώς και χειρουργικές επεμβάσεις που επιβαρύνουν σημαντικά τον οργανισμό. [2] Τα τελευταία χρόνια η ιατρική τηλεμετρία γνωρίζει ραγδαία ανάπτυξη, κυρίως λόγω της προόδου της τεχνολογίας στο χώρο των τηλεπικοινωνιών, της μικροηλεκτρονικής, καθώς και των μικροηλεκτρομηχανικών συστημάτων (microelectro-mechanical systems, MEMS), που επιτρέπει τη σμίκρυνση των διαστάσεων των συσκευών χωρίς να υποβαθμίζεται η ποιότητα της υπηρεσίας.

Οι εφαρμογές της ιατρικής τηλεμετρίας διαφέρουν ανάλογα με το πρόβλημα υγείας και την κατάσταση των ασθενών. Οι τρεις βασικές κατηγορίες που βρίσκει εφαρμογή είναι οι καταπόσιμες, οι εμφυτεύσιμες και οι φορητές διατάξεις [3] [2]. Κάθε μια κατηγορία διατάξεων διαθέτει ορισμένα χαρακτηριστικά που την διαφοροποιούν από τις υπόλοιπες και την καθιστούν κατάλληλη για συγκεκριμένες εφαρμογές.

Οι καταπόσιμες ιατρικές διατάξεις είναι συσκευές σε μορφή κάψουλας, που λαμβάνονται από τον χρήστη και καταλήγουν στο στομάχι, μεταδίδοντας τις απαραίτητες πληροφορίες από το εσωτερικό του ανθρώπινου σώματος. Για να υπάρχει η δυνατότητα κατάποσης, αυτές οι διατάξεις πρέπει να είναι πολύ μικρές και ενδείκνυνται για βραχυπρόθεσμη χρήση.

Οι φορητές ιατρικές διατάξεις είναι συσκευές που φοριούνται στο σώμα χωρίς να απαιτείται χειρουργική επέμβαση και συλλέγουν πληροφορίες για τον οργανισμό όσο τις φοράει ο χρήστης. Δύο γνωστά παραδείγματα τέτοιων συσκευών είναι οι συσκευές συνεχούς παρακολούθησης της γλυκόζης και ο φορητός καταγραφέας της καρδιακής δραστηριότητας. [4]

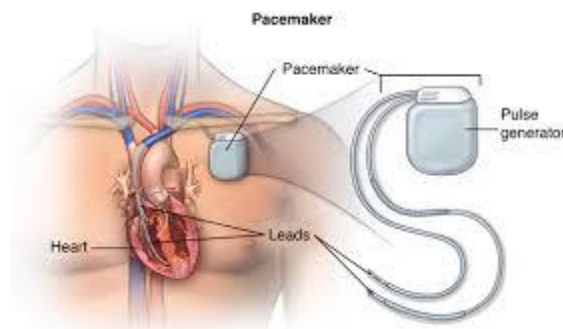
Οι εμφυτεύσιμες ιατρικές διατάξεις (implantable medical devices, IMDs) χρησιμοποιούνται σε περιπτώσεις που ο ασθενής έχει ανάγκη από διαρκή παρακολούθηση και μακροχρόνια θεραπεία. Οι εμφυτεύσιμες συσκευές διακρίνονται, ανάλογα με τη λειτουργία που επιτελούν, σε διεγέρτες και αισθητήρες [5]. Οι διεγέρτες είναι υπεύθυνοι για την αποκατάσταση ορισμένων δυσλειτουργιών. Μόλις εντοπίσουν μία ανωμαλία στη λειτουργία του συστήματος που παρακολουθούν, τότε επεμβαίνουν με σκοπό να την διορθώσουν και να επαναφέρουν τον οργανισμό σε φυσιολογική κατάσταση. Οι αισθητήρες είναι υπεύθυνοι για την μέτρηση βιοσημάτων όπως είναι η πίεση του αίματος, το ηλεκτροκαρδιογράφημα και η θερμοκρασία του σώματος και την αποστολή τους σε μία εξωτερική συσκευή. Η διαρκής γνώση και παρακολούθηση αυτών των τιμών προσφέρει πολύτιμη διαγνωστική ισχύ που βελτιώνει σημαντικά την πρόληψη και θεραπεία ασθενειών.

Για την επικοινωνία των εμφυτεύσιμων διατάξεων, έχει παραχωρηθεί από την Αμερικανική Ομοσπονδιακή Επιτροπή Επικοινωνιών (FCC) και το Ευρωπαϊκό Ινστιτούτο Τηλεπικοινωνιακών Προτύπων (ETSI) η ζώνη συχνοτήτων 402-405 MHz, γνωστή σαν Ζώνη Υπηρεσιών Επικοινωνίας Ιατρικών Εμφυτευμάτων (MICS, Medical Implant Communication Service). Επίσης, έχουν προταθεί από κάποιες χώρες (ITU-R) και οι ζώνες ISM (Industrial, Scientific, and Medical bands) για ιατρική τηλεμετρία: 433.1-434.8, 868.0-868.6 και 902.8-928.0 MHz. [6] [7] [8]

Ακολουθούν ορισμένα χαρακτηριστικά παραδείγματα εμφυτεύσιμων ιατρικών διατάξεων.

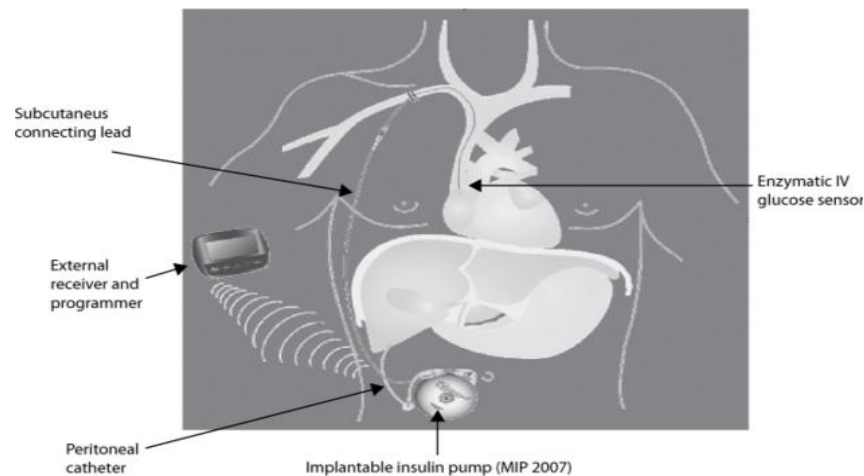
Εμφυτεύσιμος καρδιομετατροπέας-απινιδωτής (implantable cardioverter-defibrillator – ICD): Ο εμφυτεύσιμος καρδιομετατροπέας-απινιδωτής είναι μία εμφυτεύσιμη συσκευή, η οποία μπορεί να προκαλέσει απινίδωση της καρδιάς και να δώσει ρυθμό στους κτύπους της. Η συσκευή αυτή χρησιμοποιείται για να διορθώσει αρρυθμίες που αποτελούν απειλή για τη ζωή του ασθενούς. Αποτελεί μία αποτελεσματική θεραπεία, και μέτρο πρόληψης για ασθενείς που κινδυνεύουν να πεθάνουν από κοιλιακή μαρμαρυγή και κοιλιακή ταχυκαρδία. Οι σύγχρονοι απινιδωτές μπορούν να προγραμματιστούν ώστε να εντοπίζουν ανωμαλίες στον καρδιακό ρυθμό και να προσφέρουν θεραπεία μέσω προγραμματιζόμενου αντιταχυκαρδιακού ρυθμού, καθώς και με ηλεκτροσόκ υψηλής και χαμηλής ενέργειας. [9]

Καρδιακός βηματοδότης (Cardiac Pacemaker): Ο βηματοδότης είναι μία ιατρική συσκευή, η οποία δίδει ηλεκτρικούς παλμούς μέσω ηλεκτροδίων στους καρδιακούς μύες, ρυθμίζοντας έτσι τους καρδιακούς παλμούς. Σκοπός της συσκευής αυτής είναι η διατήρηση επαρκούς καρδιακού ρυθμού σε περιπτώσεις που η καρδιά δεν μπορεί να λειτουργήσει με επαρκή ρυθμό. Οι σύγχρονοι βηματοδότες είναι προγραμματιζόμενοι, παρέχοντας έτσι τη δυνατότητα στους καρδιολόγους να επιλέξουν τον βέλτιστο ρυθμό λειτουργίας για τον εκάστοτε ασθενή. Πολλές φορές, ο βηματοδότης ενσωματώνεται μαζί με έναν απινιδωτή στην ίδια εμφυτεύσιμη συσκευή. [10]



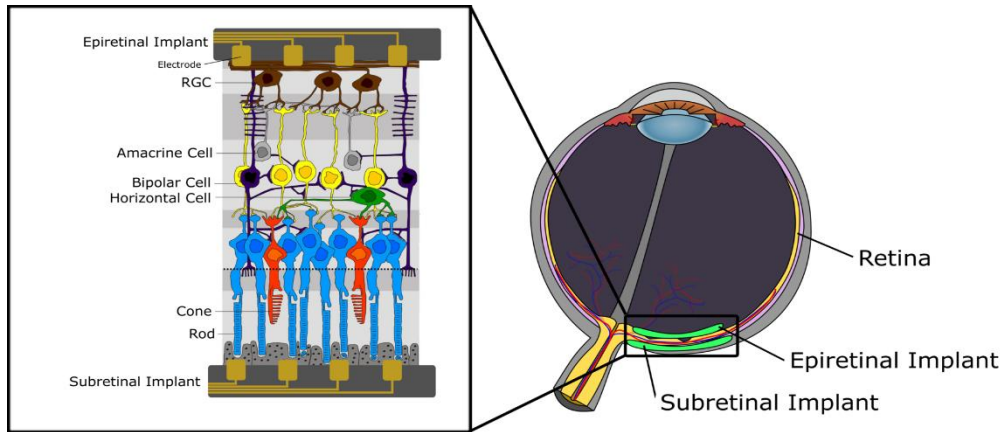
Εικόνα 1-1: Καρδιακός βηματοδότης

Εμφυτεύσιμη αντλία ινσουλίνης: Η αντλία ινσουλίνης είναι μια ηλεκτρονική συσκευή για τους ανθρώπους με διαβήτη, η οποία έχει τη δυνατότητα να χορηγεί συνεχώς ινσουλίνη στο σώμα του ατόμου που την φοράει, με διαφορετικό ρυθμό ανάλογα με τις ανάγκες του κάθε ώρα. Με αυτό τον τρόπο η αντλία ινσουλίνης «μοιάζει» με το πάγκρεας του σώματος μας, που επίσης παράγει και απελευθερώνει στον οργανισμό μας ινσουλίνη σε όλη τη διάρκεια του εικοσιτετραώρου. Οι σύγχρονες αντλίες ενσωματώνουν υπολογιστές που μπορούν, με βάση την πρόσληψη τροφής και την ευαισθησία στην ινσουλίνη, να υπολογίσουν την αναγκαία δόση ινσουλίνης την δεδομένη στιγμή, ώστε να φέρουν το ζάχαρο αίματος μέσα στον προκαθορισμένο στόχο (συνήθως 100-120mg/dl). Επίσης μπορούν να υπολογίζουν την εναπομείνασα διαθέσιμη, μέσα στο σώμα, ινσουλίνη. Τα καινούργια αυτά εργαλεία προσφέρουν μεγάλη ευελιξία και ακόμη καλύτερο έλεγχο του ατόμου πάνω στον διαβήτη του. [11] [12]



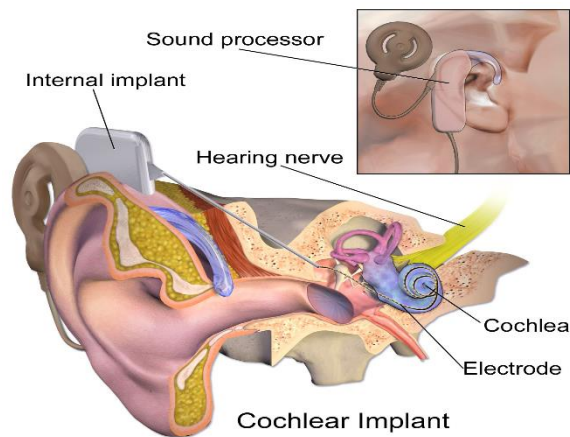
Εικόνα 1-2: Εμφυτεύσιμη αντλία ινσουλίνης

Εμφύτευμα αμφιβληστροειδούς (Retinal implant): Το εμφύτευμα αμφιβληστροειδούς χρησιμοποιείται για την εν μέρει αποκατάσταση της όρασης ανθρώπων που έχουν χάσει την όρασή τους λόγω εκφυλιστικών παθήσεων του αμφιβληστροειδούς όπως είναι η μελαγχρωστική αμφιβληστροειδοπάθεια και η εκφύλιση της ωχράς κηλίδας. Υπάρχουν τρεις τύποι εμφυτευμάτων αμφιβληστροειδούς: τα επιχωρικών εμφυτεύματα, τα υπαμφιβληστροειδική εμφυτεύματα και τα υπερχωριοειδή εμφυτεύματα. Τα εμφυτεύματα αυτά παρέχουν στον ασθενή εικόνες χαμηλής ανάλυσης, διεγείροντας με ηλεκτρικά σήματα τα οπτικά κύτταρα του αμφιβληστροειδούς. Οι εικόνες αυτές επαρκούν για την αποκατάσταση ορισμένων οπτικών δυνατοτήτων, όπως είναι η αναγνώριση αντικειμένων και η αντίληψη του φωτός. [13]



Εικόνα 1-3: Εμφύτευμα αμφιβληστροειδούς

Κοχλιακό εμφύτευμα (Cochlear Implants - CI): Το κοχλιακό εμφύτευμα είναι μία ηλεκτρονική συσκευή που δίδει την αίσθηση του ήχου σε ανθρώπους που έχουν προβλήματα στην ακοή λόγω βλάβης στα αισθητήρια τριχωτά κύτταρα των κοχλιών τους. Τα κύτταρα αυτά δεν αναπαράγονται, όμως τα κοχλιακά εμφυτεύματα αντικαθιστούν τις εισόδους των κυττάρων ώστε να αναπαραστήσουν τις διαφορετικές συχνότητες και πλάτη των ηχητικών σημάτων. Το εμφύτευμα τοποθετείται κάτω από το δέρμα και πίσω από το αυτί. Αποτελείται από ένα ή περισσότερα μικρόφωνα, έναν επεξεργαστή ομιλίας και έναν πομπό. Εσωτερικά, υπάρχει ένας δέκτης και ένας διεγέρτης καθώς και μια συστοιχία από ηλεκτρόδια προκειμένου να σταλεί το ηλεκτρικό σήμα στον εγκέφαλο μέσω του ακουστικού νεύρου. [14]



Εικόνα 1.4: Εμφύτευμα κοχλία

Οι εμφυτεύσιμες ιατρικές συσκευές (implantable medical devices -IMDs) αποτελούν πλέον κοινή πρακτική στην αντιμετώπιση ασθενειών όπως ο διαβήτης, οι καρδιοπάθειες και ο καρκίνος, για την παρακολούθηση ή/και τη διόρθωση βιολογικών λειτουργιών, αλλά και τη χορήγηση φαρμάκων, με το πεδίο εφαρμογής τους συνεχώς να αυξάνει. Ωστόσο, υπάρχουν σαφείς συμβιβασμοί στη λειτουργικότητα των εμφυτεύσιμων συσκευών και βιοαισθητήρων που απορρέουν από τη διάρκεια ζωής της μπαταρίας και το μέγεθός της.

Η ενέργεια που καταναλώνει μία εμφυτεύσιμη ιατρική συσκευή είναι πολύ κρίσιμο ζήτημα, μιας και η αντικατάσταση της μπαταρίας συνήθως συνεπάγεται χειρουργική επέμβαση, η οποία θέτει σε κίνδυνο τον ασθενή. Τα τελευταία χρόνια έχει κεντρίσει το ερευνητικό ενδιαφέρον η εύρεση μεθόδων υλοποίησης τέτοιων συσκευών που ελαχιστοποιούν την ενεργειακή τους κατανάλωση, ώστε να αυξηθεί όσο το δυνατό περισσότερο η διάρκεια ζωής της μπαταρίας, διατηρώντας μικρές τις διαστάσεις της συσκευής. [15]

Πέρα από τη βελτίωση της ενεργειακής απόδοσης εμφυτεύσιμων συσκευών, είναι πολύ σημαντική η εύρεση μεθόδων συγκομιδής ενέργειας. Η συγκομιδή ενέργειας προσελκύει τελευταία μεγάλη ερευνητική και εμπορική προσοχή και αναφέρεται στην αξιοποίηση ορισμένων φαινομένων στο ανθρώπινο σώμα ή και το περιβάλλον για την παραγωγή ηλεκτρικής ενέργειας. Η ενέργεια παράγεται με σκοπό την επαναφόρτιση, ή/και την συνεχή τροφοδοσία εμφυτεύσιμων ιατρικών διατάξεων.

1.2 ΑΝΤΙΚΕΙΜΕΝΟ ΤΗΣ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ

Στόχος της παρούσης διπλωματικής εργασίας είναι η μελέτη και η ανάπτυξη μεθόδων συγκομιδής ενέργειας με εφαρμογή σε εμφυτεύσιμες ιατρικές διατάξεις, καθώς και η αξιολόγηση της απόδοσής τους σε σχέση με τις ενεργειακές απαιτήσεις των διαφόρων εμφυτεύσιμων ιατρικών διατάξεων.

Στο κεφάλαιο 2 γίνεται ανάλυση της ενεργειακής κατανάλωσης σε συστήματα αισθητήρων που συνθέτουν ιατρικές διατάξεις. Στο κεφάλαιο 3 παρουσιάζονται οι διάφορες μέθοδοι συγκομιδής ενέργειας με εφαρμογή εμφυτεύσιμες ιατρικές διατάξεις που έχουν προταθεί, και πραγματοποιείται σύγκρισή τους με βάση την ενεργειακή τους απόδοση. Στην μελέτη αυτή δίδεται μεγαλύτερη έμφαση στις μεθόδους που συλλέγουν ενέργεια από το καρδιαγγειακό σύστημα.

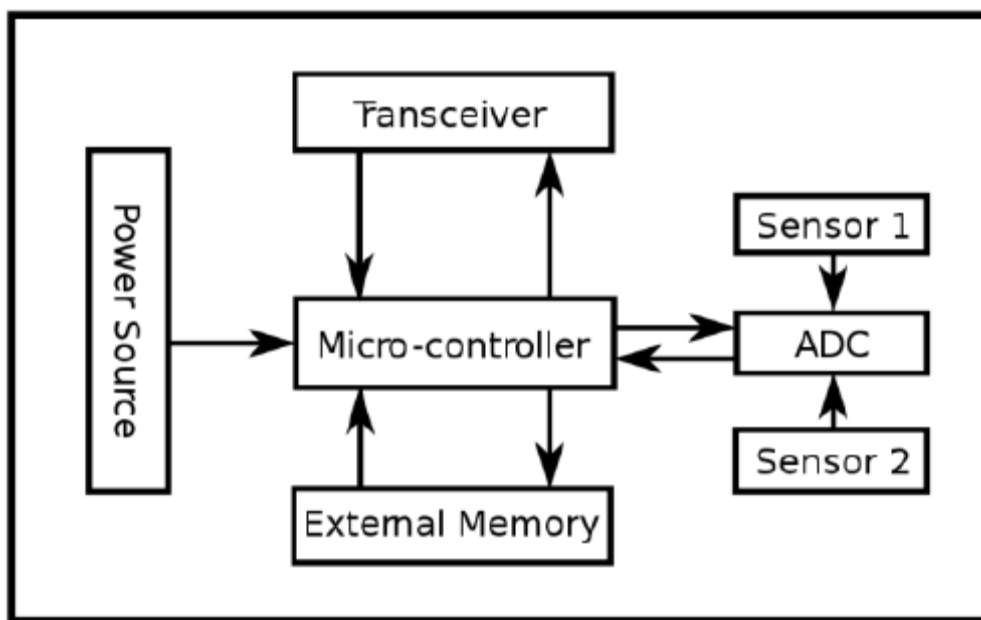
Στο κεφάλαιο 4 παρουσιάζονται τα αποτελέσματα των προσομοιώσεων που αναπτύχθηκαν για δύο τεχνικές συγκομιδής ενέργειας από το καρδιαγγειακό σύστημα: Η πρώτη χρησιμοποιεί λεπτά φύλλα από PZT και αξιοποιεί την κίνηση της καρδιάς για την μετατροπή της κινητικής της ενέργειας σε ηλεκτρική. Η δεύτερη βασίζεται στην ηλεκτρομαγνητική επαγωγή και συλλέγει ηλεκτρική ενέργεια από την κίνηση των αρτηριακών τοιχωμάτων.

Τέλος, ακολούθησε η κατασκευή μίας συσκευής που υλοποιεί την τελευταία μέθοδο και η δοκιμή της σε μία πειραματική διάταξη που προσομοιώνει την ροή του αίματος και την κίνηση των αρτηριακών τοιχωμάτων. Στο κεφάλαιο 5 περιγράφονται αναλυτικά η διαδικασία κατασκευής της συσκευής και η πειραματική διάταξη, και παρουσιάζονται τα αποτελέσματα των μετρήσεων που ελήφθησαν.

2 ΤΟ ΖΗΤΗΜΑ ΤΗΣ ΕΝΕΡΓΕΙΑΚΗΣ ΚΑΤΑΝΑΛΩΣΗΣ

2.1 ΑΣΥΡΜΑΤΑ ΔΙΚΤΥΑ ΑΙΣΘΗΤΗΡΩΝ ΣΤΗΝ ΠΕΡΙΟΧΗ ΤΟΥ ΑΝΘΡΩΠΙΝΟΥ ΣΩΜΑΤΟΣ

Ένα ασύρματο δίκτυο αισθητήρων (wireless sensor network – WSN) είναι ένα δίκτυο, το οποίο αποτελείται από αισθητήριους κόμβους οι οποίοι λαμβάνουν μετρήσεις για ορισμένα φυσικά μεγέθη (θερμοκρασία, υγρασία, πίεση, κίνηση, εικόνα, ήχο κτλ) και μεταδίδουν την επεξεργασμένη (ή και όχι) μέτρησή τους, με τελική κατεύθυνση ένα σταθμό βάσης (base station). Αποτελείται από κάποια χαρακτηριστικά κομμάτια: ένα ραδιοπομποδέκτη με μια εσωτερική κεραία ή μια σύνδεση με μια εξωτερική κεραία, ένα μικροελεγκτή, μνήμη, ένα ηλεκτρονικό σύστημα για τη διασύνδεση με τους αισθητήρες και μια πηγή ενέργειας, συνήθως μια μπαταρία ή μια ενσωματωμένη μορφή συγκομιδής ενέργειας. Τα κομμάτια αυτά, καθώς και τα χαρακτηριστικά τους ποικίλουν από εφαρμογή σε εφαρμογή. [16]



Εικόνα 2-1: Δομή ασύρματου δικτύου αισθητήρων. [17]

Από την περιγραφή των διατάξεων στις οποίες βρίσκει εφαρμογή η ιατρική τηλεμετρία, παρατηρούμε ότι οι καταπόσιμες και οι εμφυτεύσιμες ιατρικές διατάξεις αποτελούν ασύρματα δίκτυα αισθητήρων στην περιοχή του ανθρώπινου σώματος (Body Sensor Networks - BSN) και μπορούν να αναλυθούν ως τέτοια δίκτυα.

Όπως ισχύει και για οποιοδήποτε ασύρματο δίκτυο αισθητήρων, οι BSN κόμβοι αποτελούνται από ένα υποσύστημα επεξεργασίας, ένα υποσύστημα ραδιοεπικοινωνιών και ένα υποσύστημα διαχείρισης ενέργειας. Το τελευταίο περιλαμβάνει τις μπαταρίες, και προαιρετικά, ένα σύστημα συγκομιδής ενέργειας.

Ο σχεδιασμός ενός BSN πρέπει να γίνεται με τέτοιο τρόπο έτσι ώστε οι κόμβοι του, καθώς και τα υποσυστήματά τους να είναι όσο το δυνατόν πιο ενεργειακά

αυτόνομα [18]. Για το λόγο αυτό έχει δοθεί μεγάλη έμφαση στο ζήτημα της ενεργειακής κατανάλωσης των Body Sensor Networks, προκειμένου να είναι λειτουργικά και αποδοτικά. Για την βελτιστοποίηση της ενεργειακής απόδοσης τέτοιων συστημάτων, τα δομικά τους στοιχεία περιλαμβάνουν διαφορετικές καταστάσεις λειτουργίας, στις οποίες αντιστοιχούν διαφορετικές στάθμες ενεργειακής κατανάλωσης. Έτσι, όταν κάποιο υποσύστημα δεν χρησιμοποιείται, ή δεν απαιτείται να είναι ενεργές όλες του οι λειτουργίες, μεταβαίνει στην αντίστοιχη λειτουργία επιτυγχάνοντας έτσι σημαντική εξοικονόμηση ενέργειας.

2.2 ΜΟΝΤΕΛΟ ΕΚΤΙΜΗΣΗΣ ΕΝΕΡΓΕΙΑΚΗΣ ΚΑΤΑΝΑΛΩΣΗΣ ΚΟΜΒΟΥ ΑΣΥΡΜΑΤΟΥ ΔΙΚΤΥΟΥ ΑΙΣΘΗΤΗΡΩΝ

Έχουν προταθεί πολλά θεωρητικά μοντέλα για την εκτίμηση της ενέργειας που καταναλώνει ένας κόμβος WSN. Η συνήθης προσέγγιση είναι η εκτίμηση της ενεργειακής κατανάλωσης των υποσυστημάτων από τα οποία αποτελείται και ύστερα ο προσδιορισμός του αντίστοιχου μεγέθους για το συνολικό σύστημα. Στην παράγραφο αυτή θα παρουσιαστεί ένα θεωρητικό μοντέλο για την εκτίμηση της ενεργειακής κατανάλωσης ενός τέτοιου δικτύου.

Μία μετρική που χρησιμοποιείται για την περιγραφή της κατανάλωσης ενός ηλεκτρονικού συστήματος για ένα δεδομένο χρονικό διάστημα είναι το μέγεθος E/V , όπου E είναι η ενέργεια και V η τάση τροφοδοσίας [18]. Γενικά, ο λόγος ενέργεια προς τάση εκφράζει το γινόμενο της κατανάλωσης ρεύματος του συστήματος επί το χρόνο που καταναλώνει το συγκεκριμένο ρεύμα. Συνεπώς, για ένα ηλεκτρονικό υποσύστημα x , το οποίο βρίσκεται σε λειτουργική κατάσταση i ισχύει η σχέση 2.1 [18].

$$\frac{E_{x,i}}{V_{x,i}} = I_{x,i} * T_{x,i} \Leftrightarrow E_{x,i} = I_{x,i} * T_{x,i} * V_{x,i} \quad (2.1)$$

Όπου:

- Το $I_{x,i}$ εκφράζει το ρεύμα που καταναλώνει το στοιχείο x στην κατάσταση λειτουργίας που βρίσκεται.
- Το $V_{x,i}$ είναι η τάση τροφοδοσίας του συγκεκριμένου στοιχείου.
- Το $T_{x,i}$ εκφράζει το χρονικό διάστημα που το στοιχείο x βρίσκεται στη συγκεκριμένη κατάσταση, δηλαδή το χρονικό διάστημα στο οποίο καταναλώνει ρεύμα $I_{x,i}$.
- Το γινόμενο $I_{x,i} * V_{x,i}$ ισούται με την ισχύ που καταναλώνει το στοιχείο, η οποία εκφράζει την κατανάλωση ενέργειας στη μονάδα του χρόνου. Συνεπώς, πολλαπλασιάζοντας την ισχύ με το χρόνο $T_{x,i}$, βρίσκουμε την συνολική ενέργεια που καταναλώνει το υποσύστημα x στο συγκεκριμένο χρονικό διάστημα.

Επίσης, όταν ένα υποσύστημα πραγματοποιεί μεταβάσεις μεταξύ διαφορετικών λειτουργικών καταστάσεων καταναλώνει ένα ποσό ενέργειας. Αν μία μετάβαση k του υποσυστήματος x έχει διάρκεια $T_{x,k}$ και καταναλώνει ρεύμα $I_{x,k}$, τότε η συνολική ενέργεια που καταναλώνει το συγκεκριμένο υποσύστημα βρίσκεται με πρόσθεση της ενεργειακής κατανάλωσης κάθε λειτουργικής κατάστασης στην οποία έχει βρεθεί και των μεταβάσεων που έχει πραγματοποιήσει (σχέση 2.2).

$$E_x = \sum_i I_{x,i} T_{x,i} V_{x,i} + \sum_k I_{x,k} T_{x,k} V_{x,k} \quad (2.2)$$

Τέλος, η ενεργειακή κατανάλωση του συνολικού συστήματος δίνεται με άθροιση της ενεργειακής κατανάλωσης κάθε υποσυστήματος (σχέση 2.3).

$$E = \sum_x \left(\sum_i I_{x,i} T_{x,i} V_{x,i} + \sum_k I_{x,k} T_{x,k} V_{x,k} \right) \quad (2.3)$$

2.3 ΕΦΑΡΜΟΓΗ ΜΟΝΤΕΛΟΥ ΕΚΤΙΜΗΣΗΣ ΕΝΕΡΓΕΙΑΚΗΣ ΚΑΤΑΝΑΛΩΣΗΣ

Για την κατανόηση της προηγούμενης ανάλυσης, θα πραγματοποιηθεί μία εφαρμογή του μοντέλου σε ένα υποθετικό σενάριο λειτουργίας ενός κόμβου WSN.

Έστω ότι ο κόμβος περιλαμβάνει **i)** έναν αισθητήρα, **ii)** έναν μικροελεγκτή, **iii)** ένα σύστημα ραδιοεπικοινωνιών. Επίσης, η ενέργεια που καταναλώνουν τα υποσυστήματα λόγω των μεταβάσεων τους στις διαφορετικές λειτουργικές τους καταστάσεις θα αμεληθεί λόγω της μικρής τους συμβολής στη συνολική κατανάλωση και της πολυπλοκότητας που εισάγουν στους υπολογισμούς.

Το σενάριο λειτουργίας είναι το εξής: Ο μικροελεγκτής δειγματοληπτεί τις μετρήσεις που λαμβάνουν οι αισθητήρες με συχνότητα f . Αφού τις μετατρέψει σε ψηφιακά δεδομένα, το σύστημα ραδιοεπικοινωνιών στέλνει αυτά τα δεδομένα στο σταθμό που συλλέγει τις πληροφορίες. Το ζητούμενο είναι η κατανάλωση ενέργειας για έναν κύκλο λειτουργίας ($T_{function}=1/f$), δηλαδή από τη χρονική στιγμή που ο μικροελεγκτής θα ξεκινήσει την μετατροπή μίας μέτρησης σε δυαδικό αριθμό, μέχρι τη χρονική στιγμή που θα ξεκινήσει τη διαδικασία αυτή για την επόμενη μέτρηση.

Σημειώνεται ότι τα δεδομένα που θα χρησιμοποιηθούν για τους υπολογισμούς βρίσκονται στα φύλλα δεδομένων των αντίστοιχων προϊόντων και δεν πραγματοποιήθηκε κάποια σχετική μέτρηση.

i) Ο αισθητήρας:

Έστω ότι το αισθητήριο υποσύστημα είναι ενεργό για χρόνο T_{sensor} , στο οποίο συλλέγει τις απαραίτητες μετρήσεις. Τότε η ενεργειακή του κατανάλωση είναι:

$$E_{sensor} = I_{sensor} * V_{sensor} * T_{sensor}$$

Θεωρούμε ότι χρησιμοποιούμε έναν αισθητήρα MPXV5050GC6T1, ο οποίος λαμβάνει μετρήσεις για την πίεση του αίματος και είναι μονίμως σε λειτουργία.

Για τον συγκεκριμένο αισθητήρα έχουμε ότι στη μέση περίπτωση $I_{sensor}= 7 \text{ mA}$ και $V_{sensor}=5.0V$ [19]. Συνεπώς, η ενεργειακή του κατανάλωση για το ζητούμενο χρονικό διάστημα $T_{function}$ είναι:

$$E_{sensor} = 35 * T_{function} \text{mJ} \quad (2.4)$$

ii) Η μονάδα επεξεργασίας (microcontroller unit – MCU):

Όπως αναφέρθηκε και προηγουμένως, οι κόμβοι ενός BSN περιλαμβάνουν ένα υποσύστημα το οποίο θα μετατρέπει τις μετρήσεις που λαμβάνει το αισθητήριο υποσύστημα σε ψηφιακά δεδομένα και θα τα επεξεργάζεται. Συνήθως, το υποσύστημα

αυτό υλοποιείται με έναν μικροελεγκτή πολύ χαμηλής κατανάλωσης ισχύος. Θα θεωρηθεί ότι γίνεται χρήση του μικροελεγκτή msp430g2553.

Ο συγκεκριμένος μικροελεγκτής, πέρα από την ενεργή λειτουργία του (active mode), διαθέτει πέντε διαφορετικές λειτουργικές καταστάσεις χαμηλής κατανάλωσης ισχύος (LPM0-LPM4). Μία διακοπή (interrupt event) μπορεί να «ξυπνήσει» τον ελεγκτή από οποιαδήποτε από τις καταστάσεις χαμηλής κατανάλωσης ισχύος, να εκτελέσει τις απαιτούμενες λειτουργίες και να επανέλθει σε κατάσταση χαμηλής κατανάλωσης ισχύος [20].

Επίσης, ο msp430g2553 διαθέτει έναν 10-bit analog to digital converter (10-bit ADC), ο οποίος θεωρούμε ότι μετατρέπει τις αναλογικές μετρήσεις των αισθητήρων σε δυαδικούς αριθμούς μεγέθους 10 bit [20]. Όσο πραγματοποιείται αυτή η μετατροπή, ο μικροελεγκτής τίθεται στην στάθμη LPM0, για εξοικονόμηση ενέργειας [21].

Ο χρόνος που χρειάζεται για να ενεργοποιηθεί ο ADC είναι $t_{adc10on} = 100ns$, ενώ για να πραγματοποιηθεί μία μετατροπή δεδομένων, στη μέση περίπτωση είναι $t_{convert} = (2.06+3.51)/2 = 2.79 \mu s$ [20]. Άρα, ο χρόνος λειτουργίας του ADC είναι $T_{ADC10} = t_{convert} + t_{adc10on} = 2.89 \mu s$. Επίσης, το ρεύμα τροφοδοσίας του ADC είναι $I_{adc10} = 0.6 mA$, και η αντίστοιχη τάση $V_{adc} = 3V$. Όσο πραγματοποιείται η μετατροπή, ο ελεγκτής βρίσκεται στην ενεργειακή στάθμη LPM0, όπου η τάση και το ρεύμα είναι $V_{LPM0} = 2.2 V$ και $I_{LPM0} = 56 \mu A$ αντίστοιχα ($T_{LPM0} = T_{ADC10} = 2.89 \mu s$). Το υπόλοιπο χρονικό διάστημα ο msp430 βρίσκεται σε standby ($T_{standby} = T_{function} - t_{convert} - t_{adc10on}$), όπου έχουμε $I_{standby} = 0.5 \mu A$ και $V_{standby} = 2.2V$. Επομένως, η ενέργεια που καταναλώνεται για μία μετατροπή (και στη συγκεκριμένη περίπτωση για τη λειτουργία του μικροελεγκτή) είναι:

$$E_{MCU} = I_{ADC10} * V_{ADC10} * T_{ADC10} + I_{LPM0} * V_{LPM0} * T_{LPM0} + I_{standby} * V_{standby} * T_{standby}$$

$$E_{MCU} = (1.1T_{function} + 5.563 * 10^{-3}) \mu J \quad (2.5)$$

iii) Το σύστημα ραδιο-επικοινωνιών (Radiocommunications system):

Για το σύστημα ραδιοεπικοινωνιών, θα υποτεθεί χρήση του μικροεπεξεργαστή CC2480 της TI. Το σύστημα επικοινωνιών του επεξεργαστή αυτού εκπέμπει με ρυθμό 250 Kbps, και χρειάζεται κάποιο χρονικό διάστημα $T_{listening}$ για να εξετάσει το κανάλι, μέχρι να επιβεβαιώσει ότι επιτρέπεται να στείλει. Έστω ότι είναι $T_{listening} = 1.6ms$ και το ρεύμα που καταναλώνει για το συγκεκριμένο χρονικό διάστημα είναι $I_{listening} = 32.5 mA$. [22] Επίσης, δεδομένου ότι ο ρυθμός μετάδοσης είναι 250 Kbps, ο χρόνος που χρειάζεται για να στείλει έναν αριθμό μεγέθους 10bit είναι:

$$T_{Tx} = \frac{1}{250000} * 10 = 0.272ms \quad (3.8)$$

Για το συγκεκριμένο χρονικό διάστημα, θεωρήθηκε ότι η κατανάλωση ρεύματος είναι 30.5 mA. Αφού σταλούν τα δεδομένα, χρειάζεται να περάσει πάλι

χρόνος $T_{listening}$ με την ίδια κατανάλωση. Τον υπόλοιπο χρόνο θεωρούμε ότι βρίσκεται σε sleep mode, όπου $I_{sleep}=0.00075mA$. [22] Επομένως, η ενέργεια που καταναλώνει το σύστημα ραδιο-επικοινωνιών είναι:

$$E_{Radio} = 2 * T_{listening} * I_{listening} + T_{Tx} * I_{Tx} + I_{sleep} * (T_{function} - 2 * T_{listening} - T_{Tx})$$

$$E_{Radio} = (0.112293 + 0.00075T_{function})mJ \quad (2.6)$$

Άρα, η συνολική ενεργειακή κατανάλωση του συστήματος είναι:

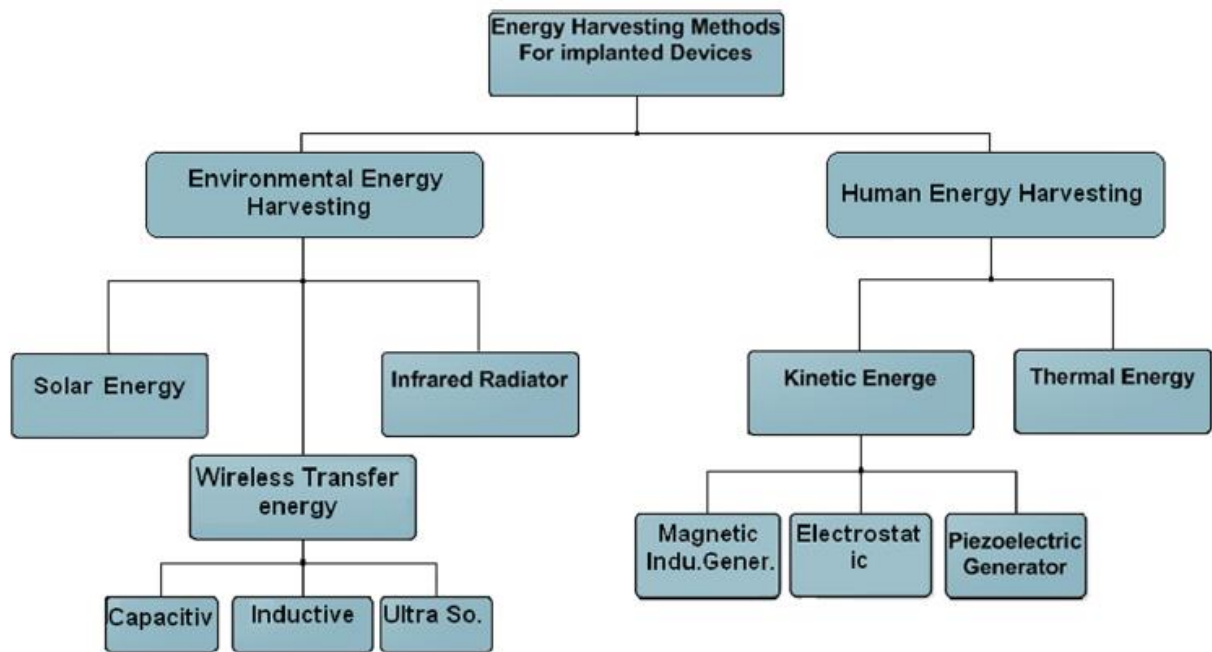
$$E = E_{sensor} + E_{MCU} + E_{Radio}$$

$$E = (0.112293 + 35T_{function})mJ \quad (3.8)$$

Στη συγκεκριμένη εφαρμογή, ο αισθητήρας κυριαρχεί στην κατανάλωση ισχύος, ενώ ακολουθεί το σύστημα ραδιοεπικοινωνιών. Την μικρότερη κατανάλωση ισχύος παρουσιάζει η μονάδα επεξεργασίας.

3 ΜΕΘΟΔΟΙ ΣΥΓΚΟΜΙΔΗΣ ΕΝΕΡΓΕΙΑΣ

Οι συσκευές συγκομιδής ενέργειας μετατρέπουν κάποιο είδος ενέργειας που παράγεται στο περιβάλλον τους σε ηλεκτρική ενέργεια. Πολλοί ερευνητές έχουν αναπτύξει μεθόδους για την εκμετάλλευση τέτοιων πηγών ενέργειας. Οι μέθοδοι που χρησιμοποιούν τέτοιες συσκευές μπορούν να κατηγοριοποιηθούν σε δύο είδη. Το πρώτο είδος περιλαμβάνει μεθόδους που συλλέγουν ηλεκτρική ενέργεια από το περιβάλλον, ενώ στο δεύτερο ανήκουν οι μέθοδοι που συλλέγουν ενέργεια από φυσιολογικές λειτουργίες του ανθρώπινου σώματος [23].



Εικόνα 3-1: Ταξινόμηση μεθόδων συγκομιδής ενέργειας [23]

Η ενεργειακή κατανάλωση του καρδιακού βηματοδότη αποτελεί μέτρο σύγκρισης για την ενέργεια που παράγουν οι διάφορες μέθοδοι, μιας και είναι η πιο γνωστή εμφυτεύσιμη ιατρική συσκευή. Ένας σύγχρονος βηματοδότης μπορεί να καταναλώνει ισχύ από 0.3 έως 10 μW [24] [25].

3.1 ΣΥΓΚΟΜΙΔΗ ΕΝΕΡΓΕΙΑΣ ΑΠΟ ΤΟ ΠΕΡΙΒΑΛΛΟΝ

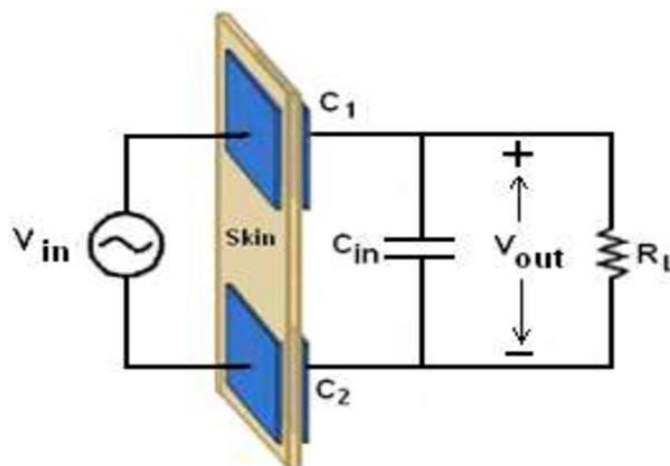
Η συγκομιδή ενέργειας από εξωτερικούς παράγοντες (Environmental Energy Harvesting – EEH), φαινόμενα όπως είναι η υπέρυθρη, η ηλιακή, η ασύρματη μεταφορά ενέργειας. Οι μέθοδοι συγκομιδής ενέργειας που εντάσσονται σε αυτήν την κατηγορία παρουσιάζουν δυνατότητες για την τροφοδοσία ενός εύρους εμφυτεύσιμων και φορετών συσκευών.

3.1.1 Υπέρυθρη ακτινοβολία

Η υπέρυθρη ακτινοβολία αποτελεί μία μέθοδο που εκμεταλλεύεται την ενέργεια μίας εξωτερικής πηγής υπέρυθρης ακτινοβολίας και τροφοδοτεί εμφυτεύσιμες ιατρικές διατάξεις. Βασικό χαρακτηριστικό των συσκευών συλλογής ενέργειας από υπέρυθρη ακτινοβολία είναι η εμφυτευμένη συστοιχία φωτοδιόδων. Εφαρμογή αυτής της μεθόδου σε ένα βηματοδότη έδειξε ότι η συσκευή μπορεί να μετατρέψει 4 mW ισχύος για τάση τροφοδοσίας 2,8V DC. Μειονεκτήματα αυτής της μεθόδου αποτελούν το μεγάλο μέγεθος, ο σχετικά χαμηλός βαθμός απόδοσης, η υψηλή κατανάλωση ενέργειας, και κυρίως, η θέρμανση του δέρματος. Έπειτα από εφαρμογή αυτής της μεθόδου παρατηρήθηκε ότι η μεταδιδόμενη ισχύς αύξανε τοπικά τη θερμοκρασία του δέρματος κατά 1,4 °C γεγονός που μπορεί να προκαλέσει βλάβη στους ιστούς. [26] [23]

3.1.2 Χωρητική σύζευξη

Η χωρητική σύζευξη χρησιμοποιείται γενικά για τη μεταφορά δεδομένων και ισχύος σε εμφυτευμένες συσκευές στην περίπτωση κοντινών ασύρματων επικοινωνιών. Η αρχή λειτουργίας αυτής της μεθόδου βασίζεται σε δύο πλάκες, οι οποίες είναι παράλληλα διατεταγμένες και λειτουργούν σαν πυκνωτές. [27] [23]



Εικόνα 3-2: Χωρητική σύζευξη [23]

Η μία πλάκα συνδέεται στην εμφυτευμένη συσκευή που τροφοδοτεί, ενώ η άλλη τοποθετείται έξω από το σώμα, πάνω στο δέρμα. Η μέθοδος χρησιμοποιεί το ηλεκτρικό πεδίο για τη μεταφορά ισχύος μέσω του δέρματος, το οποίο δρα ως διηλεκτρικό διαχωριστικό μεταξύ των δύο πλακών.

Σύμφωνα με την εικόνα 3.2, V_{in} είναι η τάση τροφοδοσίας, C_1 , και C_2 είναι οι χωρητικότητες μεταξύ των εμφυτευμένων και των εξωτερικών πλακών, C_{in} είναι η ισοδύναμη χωρητικότητα εισόδου των εμφυτευμένων κυκλωμάτων και R_L είναι η ισοδύναμη αντίσταση του δικτύωματος φορτίου. Η ισοδύναμη χωρητικότητα είναι:

$$C_{eq} = C_1 + C_2 \quad (3.1)$$

Αν θεωρήσουμε ότι $C_{in} \ll C_{eq}$, τότε η τάση που τροφοδοτεί την εμφυτευμένη συσκευή είναι:

$$V_{out} = V_{in} \left(\frac{R_L^2}{R_L^2 + X_{Ceq}^2} + j \frac{R_{Ceq} R_L}{R_L^2 + X_{eq}^2} \right) \quad (3.2)$$

Και η συνάρτηση μεταφοράς δίνεται από τη σχέση

$$\left| \frac{V_{out}}{V_{in}} \right| = \left(\frac{R_L^2}{R_L^2 + X_{Ceq}^2} \right)^{1/2} \quad (3.3)$$

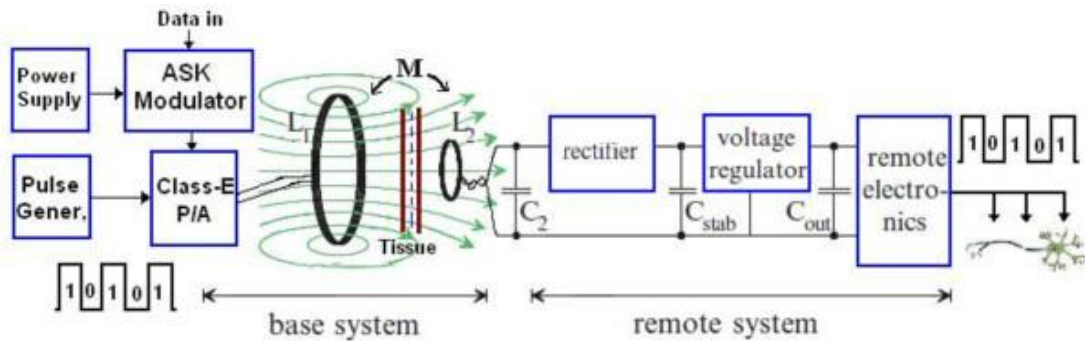
Το κύριο μειονέκτημα αυτής της μεθόδου είναι ότι οι πλάκες μπορεί να αυξήσουν τη θερμοκρασία του ιστού, προκαλώντας δυσφορία στον ασθενή και επιπλέον, λόγω του ότι το ανθρώπινο σώμα είναι μη-μαγνητικό υλικό, οι απώλειες που εμφανίζονται στο μαγνητικό πεδίο υποδεικνύουν ότι ο ανθρώπινος ιστός απορροφά μέρος του ηλεκτρικού πεδίου. [28]

3.1.3 Επαγωγική σύζευξη

Η μέθοδος αυτή βασίζεται στη μαγνητική σύζευξη με το περιβάλλον επικοινωνίας για την παραγωγή ηλεκτρικής ενέργειας. Στις περισσότερες μελέτες σχετικά με την επαγωγική ζεύξη χρησιμοποιούνται συχνότητες κάτω από 20 MHz για την αποφυγή της θέρμανσης των ιστών που προκαλείται από την απορρόφηση της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας [23].

Η επαγωγική σύζευξη υλοποιείται με μία διάταξη που αποτελείται από δύο τυλίγματα, εκ' των οποίων το ένα τοποθετείται στο εσωτερικό του σώματος (implant)

και το άλλο έξω από αυτό (reader). Για την βέλτιστη μεταφορά ισχύος, τα δύο τυλίγματα είναι φτιαγμένα έτσι ώστε να έχουν την ίδια συχνότητα συντονισμού f_0 .

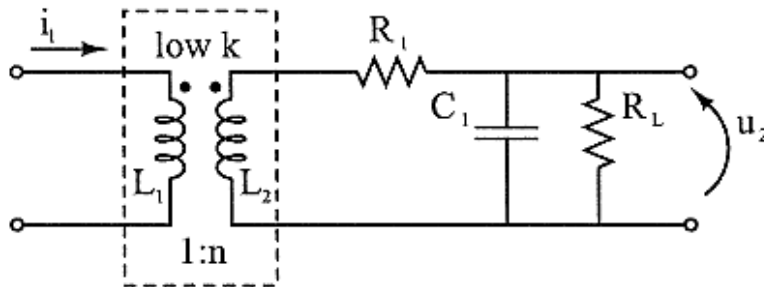


Εικόνα 3-3: Μπλοκ Διάγραμμα Επαγωγική Ζεύξης. [23]

Η αρχή λειτουργίας για τη μεταφορά ισχύος μέσω επαγωγικής σύζευξης παρουσιάζει πολλές ομοιότητες με την περίπτωση ενός μετασχηματιστή κυκλωμάτων. Στη συγκεκριμένη περίπτωση, τα δύο πηνία είναι ασθενώς συνεζευγμένα μέσω του αέρα. Στην περίπτωση που τα δύο πηνία είναι παράλληλα και κεντραρισμένα, με τον αέρα μόνο να παρεμβάλλεται μεταξύ τους, τότε ο συντελεστής σύζευξης μπορεί να προσδιοριστεί από την εξίσωση (3.4). [29]

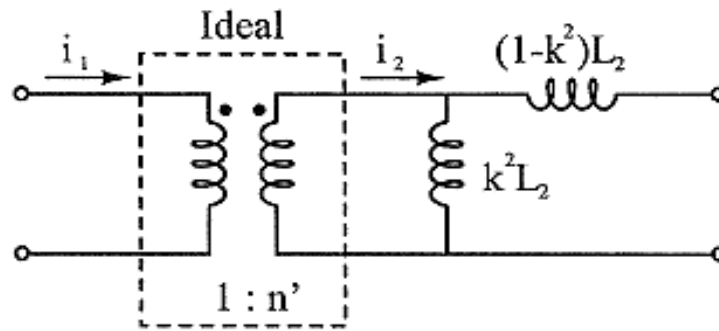
$$k = \frac{r_{\text{implant}}^2 r_{\text{reader}}^2}{\sqrt{r_{\text{implant}} r_{\text{reader}}} (\sqrt{x^2 + r_{\text{reader}}^2})^3} \quad (3.4)$$

Όπου r_{implant} και r_{reader} οι ακτίνες του εσωτερικού και εξωτερικού πηνίου αντίστοιχα και x η μεταξύ τους απόσταση. Η τιμή αυτή μπορεί στη συνέχεια να χρησιμοποιηθεί για την ανάπτυξη ενός απλοποιημένου μοντέλου του επαγωγικού συστήματος σύζευξης όπως φαίνεται στην εικόνα 3.4. [29]



Εικόνα 3-4: Απλοποιημένο Σχήμα Επαγωγικής Σύζευξης

Η αριστερή πλευρά του μοντέλου που φαίνεται στην εικόνα 3.4, αντιπροσωπεύει τις εξωτερικές συνιστώσες του συστήματος, ενώ η δεξιά πλευρά περιλαμβάνει αυτές του εμφυτευμένου. Η R_1 αντιπροσωπεύει την παρασιτική αντίσταση στο πηνίο, C_1 είναι η ρυθμιζόμενη χωρητικότητα που χρησιμοποιείται για να αυξήσει την τάση του πηνίου, και R_L είναι το φορτίο πάνω το σύστημα. Ο ασθενώς συνεζευγμένος μετασχηματιστής χρησιμοποιείται εδώ για να εκπροσωπήσει τα δύο διακριτά πηνία, L_1 και L_2 . Το πρωτεύον πηνίο L_1 οδηγείται από έναν ενισχυτή RF με παροχή ρεύματος i_1 σε συχνότητα ω . Αυτός ο ασθενώς συζευγμένος μετασχηματιστής μπορεί να αντικατασταθεί από την προσέγγιση που φαίνεται στην εικόνα 3.5 [29].



Εικόνα 3-5: Μοντέλο Επαγωγικής Σύζευξης

Σε αυτό το μοντέλο, η αναλογία δίνεται από την εξίσωση (3.5):

$$n' = k \sqrt{\frac{L_2}{L_1}} \quad (3.5)$$

το ρεύμα i_2 του μετασχηματιστή που φαίνεται στο εικόνα 3.5 δίνεται από τη σχέση (3.6):

$$i_2 = \frac{i_1}{n'} \quad (3.6)$$

Με ένα χαμηλό συντελεστή ζεύξης k , η εμπέδηση του ρεύματος i_2 είναι περίπου ίση με εκείνη ενός επαγωγέα με τιμή k^2L_2 (η εμπέδηση του επαγωγέα αυτού είναι πολύ χαμηλότερη από εκείνη του άλλου στο κύκλωμα και σχεδόν όλο το ρεύμα θα ρέει μέσα από αυτό το πηνίο). Χρησιμοποιώντας την εξίσωση της εμπέδησης για μία γνωστή συχνότητα, η τάση που επάγεται από αυτό θα δίνεται από την (3.7):

$$u_T = j\omega k \sqrt{L_1 L_2} i_1 \quad (3.7)$$

όπου U_T είναι η τάση στα άκρα του στοιχείου L_2 του μετασχηματιστή που προκαλείται από το ρεύμα i_1 . Μπορούμε έτσι να αντικαταστήσουμε το ασθενώς συζευγμένο μετασχηματιστή του εικόννας 3.1 με μία πηγή τάσης U_T , σε σειρά με έναν επαγωγέα.

Για μικρή τιμή του k μπορούμε να προσεγγίσουμε την τιμή αυτού του επαγωγέα με το L_2 . Σε αυτή την απλοποιημένη περίπτωση, μια βασική εξίσωση για την τάση στα άκρα του φορτίου, δίνεται από την 3.8. [29]

$$u_2 = \frac{U_T}{1 + (j\omega L_2 + R_1)\left(\frac{1}{R_L} + j\omega C_1\right)} \quad (3.8)$$

Αντικαθιστώντας στην εξίσωση την τάση του μετασχηματιστή u_T και λύνοντας για το πραγματικό μέρος, οδηγούμαστε στην τελική σχέση (3.9) υπολογισμού με βάση τις γνωστές παραμέτρους του συστήματος [29]:

$$u_2 = \frac{\omega k \sqrt{L_1 L_2} i_1}{\sqrt{\left(\frac{\omega L_2}{R_L} + \omega R_1 C_1\right)^2 + \left(1 - \omega^2 L_2 C_1 + \frac{R_1}{R_L}\right)^2}} \quad (3.9)$$

Έχουν προταθεί πολλές υλοποιήσεις που βασίζονται σε αυτή τη μέθοδο συγκομιδής ενέργειας. Μία από αυτές τις υλοποιήσεις έχει τη δυνατότητα μεταφοράς ισχύος τουλάχιστον 50mW με απόδοση 36%, για απόσταση 30mm μεταξύ των συνεζευγμένων πηνίων. Βέβαια, η απόδοση της ισχύος εξαρτάται σε μεγάλο βαθμό από την ευθυγράμμιση των δύο τυλιγμάτων. [30]

3.1.4 Ηλιακή ενέργεια

Το φως του ηλίου είναι μία αξιόπιστη και ευρέως διαδεδομένη πηγή ενέργειας, και μπορεί να μετατραπεί σε ηλεκτρική ενέργεια μέσω φωτοβολταϊκών, π.χ ηλιακά κύτταρα. Τα ηλιακά κύτταρα χρησιμοποιούνται ευρέως σε σταθμούς παραγωγής ισχύος, ή τοποθετούνται σε κτήρια για να μετατρέψουν την ηλιακή ακτινοβολία σε ηλεκτρική ενέργεια. Η αξιοποίηση της ηλιακής ενέργειας για την τροφοδοσία εμφυτεύσιμων ιατρικών διατάξεων παρουσίαζε διάφορες δυσκολίες στο παρελθόν, όμως μία πρόσφατη έρευνα έδειξε ότι είναι εφικτή η τροφοδοσία ενός βηματοδότη μέσω ηλιακών κυττάρων.

Η έρευνα αυτή αποτελείται από τρία μέρη. Αρχικά, πραγματοποιείται θεωρητική εκτίμηση της ενέργειας που μπορεί να συλλέξει ένα ηλιακό κύτταρο επιφάνειας 1cm^2 , το οποίο είναι εμφυτευμένο στο ανθρώπινο σώμα. Στη συνέχεια, λαμβάνονται μετρήσεις «εκτός σώματος», ενός ηλιακού κυττάρου, το οποίο είναι τοποθετημένο κάτω από δέρμα χοίρου. Τέλος, πραγματοποιούνται μετρήσεις για την

ενέργεια που μετατρέπει το κύτταρο όταν είναι εμφυτευμένο μέσα σε έναν χοίρο, το οποίο τροφοδοτεί έναν βηματοδότη. [31]

3.1.4.1 Θεωρητικός υπολογισμός διαθέσιμης ηλιακής ενέργειας

Ένα σύγχρονο ηλιακό κύτταρο κρυσταλλικού πυριτίου μπορεί να μετατρέψει ακτινοβολία στο εύρος μηκών κύματος από 300nm έως 1100nm. [31] Όμως, τα μήκη κύματος κάτω των 650nm δεν διαπερνούν επαρκώς το δέρμα και δεν συμβάλλουν σημαντικά στην παραγωγή ενέργειας. Συνεπώς, μας ενδιαφέρουν τα μήκη κύματος από 650nm έως 1100nm. [32] [33] Αν I ($W/m^2/nm$) είναι η φασματική πυκνότητα ισχύος της ακτινοβολίας που φιλτράρεται στην ατμόσφαιρα (AM (air mass coefficient) 1.5 [34]), τότε η διαθέσιμη ισχύς ανά μονάδα επιφάνειας στην επιφάνεια του δέρματος δίνεται από την παρακάτω σχέση [35] [36].

$$\frac{P_{surface}}{A} = \int_{\lambda_{650nm}}^{\lambda_{1100nm}} I_{AM1.5}(\lambda) d\lambda \quad (3.10)$$

Λόγω απορρόφησης και σκέδασης, μόνο ένα μέρος αυτής της ισχύος διαπερνά το δέρμα και φτάνει στο εμφυτευμένο ηλιακό κύτταρο. Αν μ_a είναι ο συντελεστής απορρόφησης και μ_s ο συντελεστής σκέδασης, τότε ο συντελεστής εξασθένισης είναι:

$$\mu_{eff} = \sqrt{3 * \mu_a(\mu_a + \mu_s)} \quad (3.11)$$

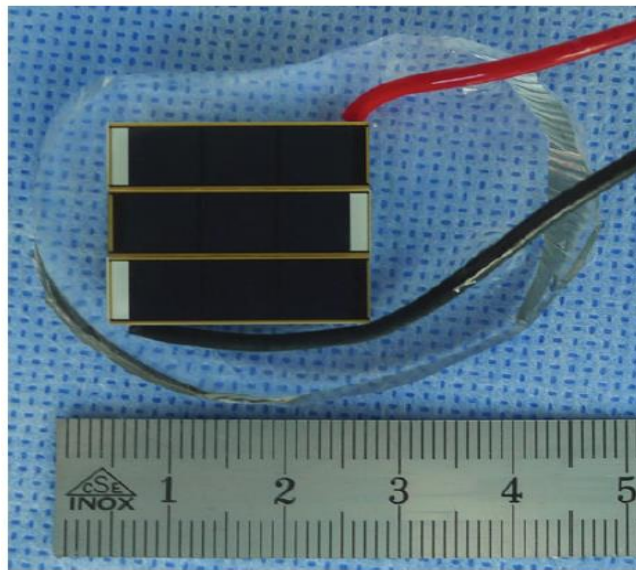
Μπορούμε κατά προσέγγιση να θεωρήσουμε ότι οι συντελεστές εξασθένισης και σκέδασης είναι ανεξάρτητοι από τη μήκος κύματος λ . Αφού η ακτινοβολία διαπεράσει το δέρμα και φτάσει σε βάθος d_{skin} , η ενέργεια της ακτινοβολίας μετατρέπεται σε ηλεκτρική, με μία συγκεκριμένη απόδοση $\eta_{solar cell}$ [34]. Το $\eta_{solar cell}$ μεταβάλλεται πολύ λίγο σε σχέση με το λ , οπότε θεωρούμε ότι κατά προσέγγιση είναι σταθερό. Συνεπώς, η διαθέσιμη ισχύς (P) ανά μονάδα επιφάνειας ηλιακού κυττάρου (A) μπορεί να υπολογισθεί ως εξής:

$$\frac{P}{A} = \eta_{solar cell} * e^{-d_{skin} * \sqrt{3 * \mu_a(\mu_a + \mu_s)}} * \int_{\lambda_{650nm}}^{\lambda_{1100nm}} I_{AM1.5}(\lambda) d\lambda \quad (3.12)$$

3.1.4.2 Πείραμα in-vitro

Η μονάδα μετατροπής ηλιακής ενέργειας που χρησιμοποιήθηκε για αυτό το πείραμα αποτελείται από τρία μονοκρυσταλλικά ηλιακά κύτταρα, τα οποία

συγκολλήθηκαν σε σειρά και συνδέθηκαν με δύο εύκαμπτα καλώδια (εικόνα 3.6). Η τάση ανοιχτοκύκλωσης για το κάθε κύτταρο ήταν 1.89 V και άρα 5.67 V και για τα τρία μαζί. Η συνολική ενεργός επιφάνεια της μονάδας αυτής είναι 3.24 cm^2 . Για το μετέπειτα in-vivo πείραμα, ενσωματώθηκε σε ένα στρώμα σιλικόνης πάχους 1.3mm. Η επιλογή του συγκεκριμένου υλικού πραγματοποιήθηκε λόγω της διαπερατότητάς του από τα μήκη κύματος που ενδιαφέρουν. Η διάταξη αυτή τοποθετήθηκε κάτω από στρώμα δέρματος λευκού χοίρου, το οποίο παρουσιάζει πολλές ομοιότητες με το ανθρώπινο δέρμα [37]. Επίσης, για την προσομοίωση της ηλιακής ενέργειας χρησιμοποιήθηκε μία λάμπα βολφραμίου αλογόνου, η οποία τοποθετήθηκε σε έναν προβολέα και ακτινοβολούσε το δέρμα κάτω από το οποίο βρισκόταν η ηλιακή μονάδα. Η ισχύς εξόδου ανά μονάδα επιφάνειας μετρήθηκε ίση με $4941 \mu\text{W}/\text{cm}^2$ [31].



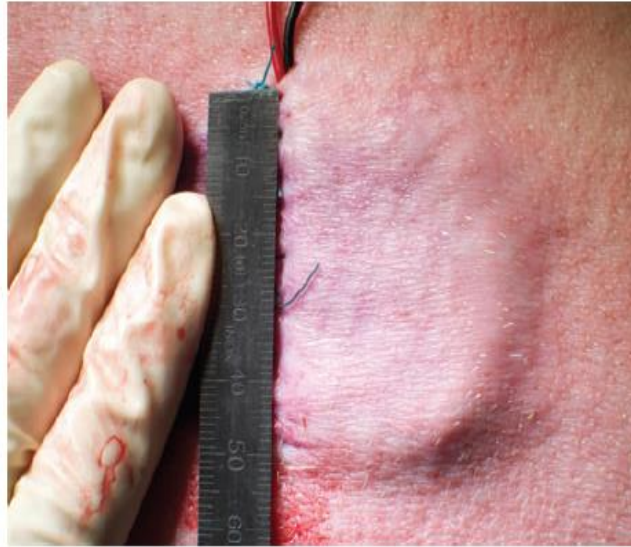
Εικόνα 3-6: Ηλιακή μονάδα μετατροπής ενέργειας [31]

3.1.4.3 Πείραμα in-vivo

Το πείραμα αυτό πραγματοποιήθηκε σε έναν χοίρο 60 kg. Η διάταξη εμφυτεύθηκε στο εσωτερικό του σώματός του, συγκεκριμένα στον εξωτερικό πλάγιο μυ, μαζί με έναν βηματοδότη, καθώς και με ένα κύκλωμα κατάλληλο για τη μεταξύ τους σύνδεση. Ο βηματοδότης σχεδιάστηκε σαν μία απλή παλμική γεννήτρια, η οποία λειτουργεί στα 2.4 μW . Για την τροφοδότηση του βηματοδότη, η ενέργεια της ηλιακής μονάδας φορτώνεται απ' ευθείας σε έναν πυκνωτή φόρτωσης 47 μF . [31]

ένα διπολικό επικαρδιακό ηλεκτρόδιο βηματοδότησης τοποθετήθηκε στον αριστερό κόλπο της καρδιάς, το οποίο συνδέθηκε στον βηματοδότη, αφού ο τελευταίος ρυθμίστηκε σε λειτουργία VVI (λειτουργία βηματοδότησης κόλπου). Στη συνέχεια, ο προσομοιωτής ηλιακής ακτινοβολίας τοποθετήθηκε έτσι ώστε να ακτινοβολεί την περιοχή του δέρματος, κάτω από την οποία βρισκόταν η διάταξη. Για εμφύτευση του

ηλιακού κυττάρου σε βάθη 2.8 και 3.4 nm, η ισχύς που μετρήθηκε ήταν 3981 και 3428 $\mu\text{W}/\text{cm}^2$ αντίστοιχα. [31]



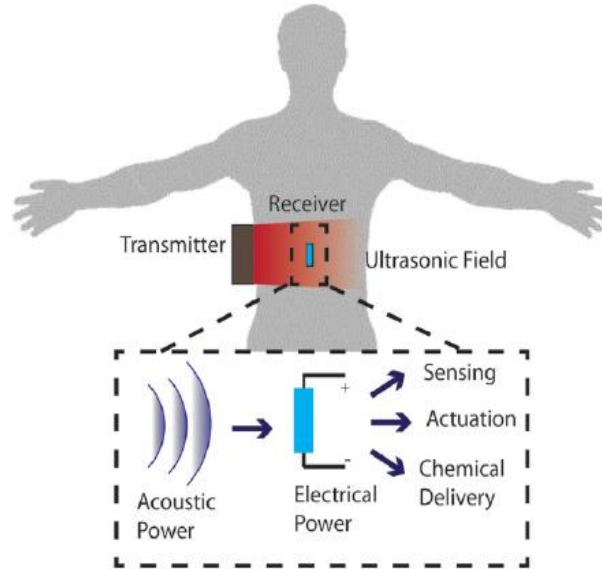
Εικόνα 3-7: Εμφύτευση ηλιακής μονάδας [31]

Βέβαια η συγκεκριμένη μέθοδος, αν και αρκετα αποδοτική, παρουσιάζει ορισμένα μειονεκτήματα. Αρχικά, δεν είναι βέβαιο ότι κάποιος που χρησιμοποιεί μία τέτοια συσκευή θα εκτίθεται στο φως του ηλίου αρκετή ώρα έτσι ώστε να συλλέγεται επαρκής ισχύς. Επίσης, τα ρούχα που καλύπτουν το σώμα μπορούν να περιορίσουν σημαντικά την απόδοση της ισχύος. Τέλος, το χρώμα του δέρματος του ασθενούς, καθώς και ο τύπος διαμονής του μπορούν να επιδράσουν αρνητικά στην μετατροπή ενέργειας.

3.1.5 Υπέρηχοι

Έχουν προταθεί διάφορες μέθοδοι φόρτισης ή/και τροφοδοσίας εμφυτεύσιμων ιατρικών διατάξεων με χρήση υπερηχητικών κυμάτων, αλλά λόγω κάποιων περιορισμών δεν ήταν ιδιαίτερα αποτελεσματικές. Πρόσφατα όμως πραγματοποιήθηκε μία έρευνα πάνω σε μία τέτοια μέθοδο, η οποία έδωσε ικανοποιητικά αποτελέσματα. Η αρχή λειτουργίας της μεθόδου είναι η εξής: Ένας πομπός εκπέμπει υπερηχητικά κύματα και παρέχει ακουστική ισχύ, την οποία ένας δέκτης μετατρέπει σε ηλεκτρική ενέργεια μέσω του πιεζοηλεκτρικού φαινομένου (εικόνα 3.8). Ένας σημαντικός περιορισμός στην ισχύ που μπορεί να αποδώσει μία τέτοια διάταξη έγκειται στην δυσκολία της ευθυγράμμισης του πομπού και του δέκτη ώστε να μεγιστοποιείται η απόδοση. Η έρευνα που θα παρουσιασθεί όμως παρουσιάζει πώς μπορεί να λυθεί

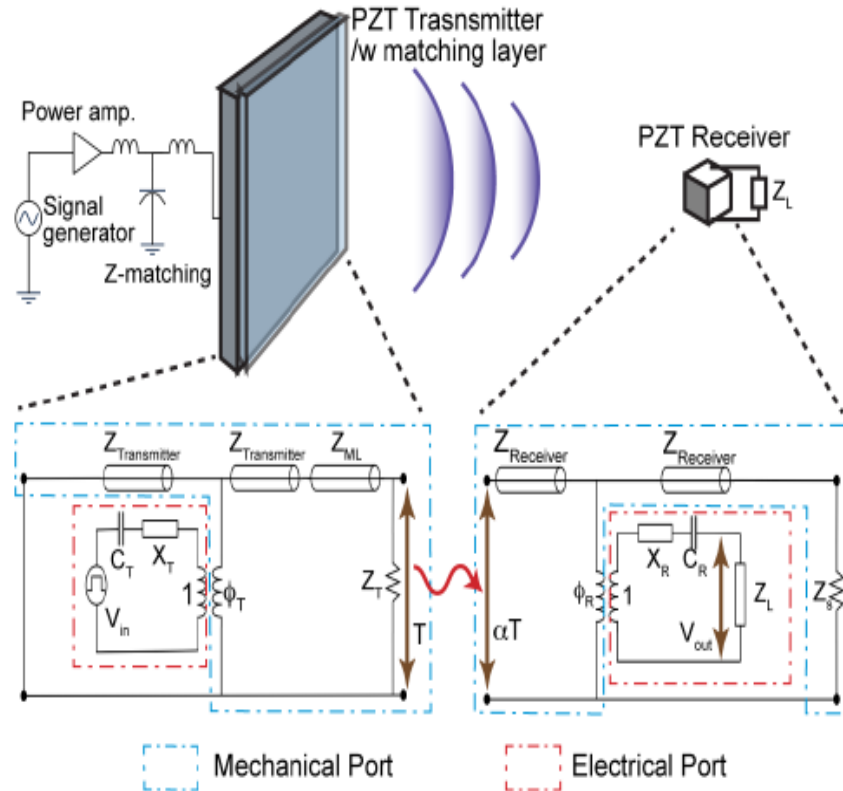
αυτό το ζήτημα, ώστε να αποδίδεται ικανοποιητική ισχύς ανεξάρτητα από τον προσανατολισμό του δέκτη. Ακολουθεί θεωρητική ανάλυση της προαναφερθείσας μεθόδου, καθώς και η περιγραφή του πειράματος που εκτελέστηκε για τη δοκιμή της. [38]



Εικόνα 3-8: Φόρτιση εμφυτεύσιμης συσκευής με χρήση υπερήχων [38]

3.1.5.1 Θεωρητική ανάλυση

Για την θεωρητική ανάλυση της μεθόδου μπορεί να χρησιμοποιηθεί το κυκλωματικό ισοδύναμο Krimholtz Leedom και Matthaei . Η εικόνα 3.9 απεικονίζει ένα τέτοιο μοντέλο, που δείχνει έναν πομπό και ένα αντίστοιχο δέκτη κλίμακας mm. Η μηχανική έξοδος του πομπού, δηλαδή η υπερηχητική πίεση (T), «ακτινοβολείται» μέσα στον ιστό και ένα μέρος του λαμβάνεται από το δέκτη. Το υπερηχητικό κύμα εξασθενεί καθώς διέρχεται μέσα από τον ιστό. Αν α είναι ο συντελεστής εξασθένησης των απωλειών λόγω διάδοσης στον ιστό, τότε ο δέκτης προσκρούεται από κύμα πίεσης αT . [38]



Εικόνα 3-9: KLM Ηλεκτρομηχανικό ισοδύναμο μοντέλο για πιεζοηλεκτρικό πομπό/δέκτη

Τόσο στον πομπό όσο και στον δέκτη, το KLM μοντέλο έχει μηχανικές και ηλεκτρικές θύρες, που αντιπροσωπεύουν ηλεκτρικές και μηχανικές ενέργειες εισόδου και εξόδου, οι οποίες εισέρχονται και εξέρχονται από το μετατροπέα. Στις μηχανικές θύρες, οι ακουστικές αντιστάσεις λόγω των δύο όψεων του πιεζοηλεκτρικού υλικού ($Z_{\text{transmitter}}$ και Z_{receiver}) και του ενδιάμεσου στρώματος (Z_{ML}) μοντελοποιούνται ως γραμμές μεταφοράς ενός τετάρτου μήκους κύματος. Παρομοίως, οι ακουστικές αντιστάσεις λόγω του φόρτου του ιστού στον πομπό και στον δέκτη μοντελοποιούνται ως αντίσταση απωλειών (Z_T , Z_S). Στις ηλεκτρικές θύρες, αντιδράσεις λόγω των ηλεκτροδίων και άλλων στοιχείων μοντελοποιούνται ως πυκνωτές (C_T , C_R) και ως αντιδράσεις που εξαρτώνται από τη συχνότητα (X_T , X_R). Ωστόσο, οι αντιδράσεις αυτές μηδενίζονται όταν το σύστημα λειτουργεί σε συχνότητα συντονισμού, f_r . Αν v_D είναι η ακουστική ταχύτητα στο πιεζοηλεκτρικό υλικό και d το πάχος του, τότε η συχνότητα συντονισμού δίνεται από τη σχέση 3.13. [38]

$$f_r = \frac{u_D}{2d} \quad (3.13)$$

Επίσης, αν ρ είναι η πυκνότητα του υλικού και c_{33}^D η σύνθετη ελαστική ακαμψία ανοιχτού κυκλώματος του υλικού, τότε η συχνότητα συντονισμού και η ακουστική σύνθετη αντίσταση για επιφάνεια A είναι:

$$Z_0 = \rho * A * v_d = A * \sqrt{\rho * c_{33}^D} \quad (3.14)$$

Η ηλεκτρική μετατροπή σε μηχανική έξοδο περιγράφεται από έναν λόγο μετασχηματισμού:

$$\Phi = \frac{1}{2\left(\frac{h_{33}}{\omega * Z_0}\right)} \csc\left(\frac{\beta t}{2}\right) \quad (3.15)$$

Όπου $\beta=2\pi/\lambda$ ο κυματαριθμός, λ το μήκος κύματος και h_{33} η πιεζοηλεκτρική σταθερά πίεσης. Αν k_t ο συντελεστής ηλεκτρομηχανικής σύζευξης και ϵ_{33}^S η σχετική σύνθετη διαπερατότητα, τότε ισχύει:

$$h_{33} = k_t * \left(\frac{\beta t}{2}\right) \quad (3.16)$$

Στις ηλεκτρικές θύρες, οι χωρητικότητες του μετατροπέα μπορούν να μοντελοποιηθούν ως εξής:

$$C_0 = \frac{\epsilon_{33}^S * \epsilon_0 * A}{d} \quad (3.17)$$

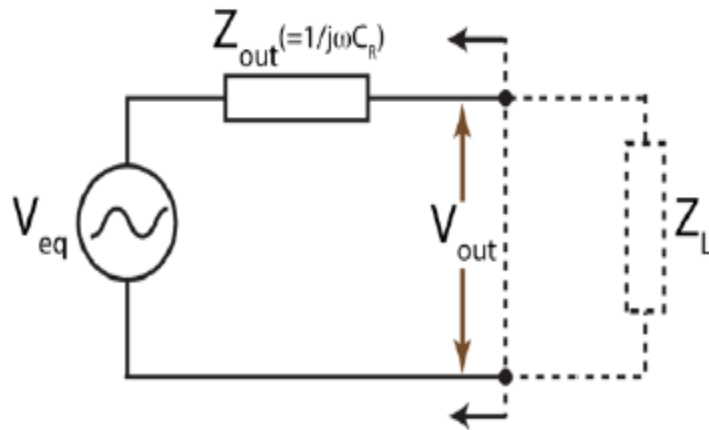
Για λειτουργία του συστήματος σε συχνότητα συντονισμού, το ισοδύναμο thevenin του δέκτη μπορεί να ληφθεί ως μία AC πηγή τάσης (V_{eq}) με σύνθετη αντίσταση εξόδου ($Z_{out}=1/j\omega C_R$).

Με βάση τα προηγούμενα, η ισχύς που μεταφέρεται στο φορτίο είναι:

$$P_{out} = \frac{1}{2C_R} \left(\alpha T * \varphi_R * \frac{Z_L}{Z_L + Z_{out}}\right)^2 * f_r \quad (3.18)$$

Και η απόδοση ισχύος:

$$\eta = \left|\frac{P_{out}}{P_{in}}\right| = \frac{(\alpha T * \varphi_R * \frac{Z_L}{Z_L + Z_{out}})^2}{C_R C_T V_{in}^2} \quad (3.19)$$



Εικόνα 3-10: Ισοδύναμο κύκλωμα Thevenin για τον δέκτη [38]

Όπου $T \approx 2 * |Z_{Receiver}| * v_D$, και $\alpha = e^{-2\mu x}$ (μ είναι ο συντελεστής εξασθένησης του ιστού και x το βάθος εμφύτευσης) η εξασθένηση του ιστού.

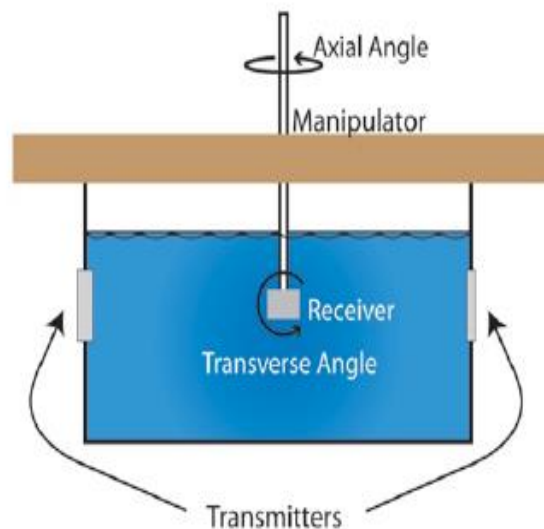
Ένα σημαντικό ζήτημα σχετικά με τη μέθοδο αυτή είναι κατά πόσο μπορεί να είναι αποδοτική σε περίπτωση που ο προσανατολισμός του πομπού και του δέκτη δεν είναι βέλτιστος. Η βέλτιστη μεταφορά ισχύος πραγματοποιείται όταν ο πομπός και ο δέκτης είναι παράλληλα και ευθυγραμμισμένοι, και οι υπέρηχοι προσπίπτουν κάθετα στον δέκτη. Η ευθυγράμμισή τους όμως είναι δύσκολη σε τέτοιου είδους εφαρμογές που οι διαστάσεις είναι της τάξης του mm και ο πομπός βρίσκεται εκτός σώματος και ο δέκτης είναι εμφυτευμένος.

Για το ζήτημα του αυτό πρέπει να ληφθούν υπ' όψιν τα εξής: α) Ο δέκτης μπορεί να παρουσιάζει κυβική συμμετρία, έτσι ώστε τα κύματα πίεσης που δεν είναι ευθυγραμμισμένα με τις παράλληλες επιφάνειες, να προσπίπτουν στις κάθετες επιφάνειες δίνοντας έτσι ισχύ. β) ανακλάσεις που πραγματοποιούνται στις διαχωριστικές επιφάνειες ιστών-αέρος, κάνουν τα κύματα πίεσης να προσπίπτουν με διάφορες γωνίες στις επιφάνειες του δέκτη. [38]

3.1.5.2 Πείραμα

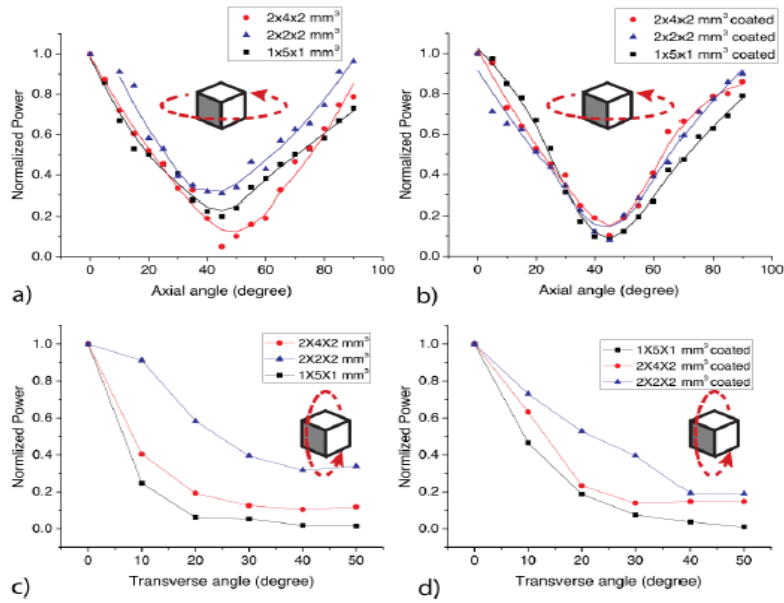
Για την ανάλυση της επίδρασης της γεωμετρίας της διάταξης στην κατευθυντικότητα και στην ισχύ εξόδου εκτελέστηκε ένα πείραμα για τρία δείγματα PZT με διαφορετικές διαστάσεις ($2 \times 2 \times 2 \text{ mm}^3$, $2 \times 4 \times 2 \text{ mm}^3$ και $1 \times 5 \times 1 \text{ mm}^3$). Επίσης, κατασκευάστηκαν επιπλέον τρία ίδια δείγματα που επικαλύφθηκαν με λεπτό στρώμα μεθακρυλικού μεθυλίου, για την αποφυγή πιθανής έκπλυσης από το PZT. Επίσης, δημιουργήθηκαν και δύο πομποί με πάχη 1mm και 2mm που αντιστοιχούν σε

υπερηχητικές συχνότητες 2.3 και 1.15 MHz αντίστοιχα. Οι πομποί επικαλύφθηκαν με στρώμα προσαρμογής σύνθετης αντίστασης ενός τετάρτου μήκους κύματος. Για την αποφυγή των διακυμάνσεων του έντασης που λαμβάνουν τόπο στην κοντινή περιοχή (near-field), οι διαστάσεις των πομπών επιλέχθηκαν έτσι ώστε η μακρινή περιοχή (far-field) να ξεκινάει σε απόσταση περίπου 20cm. Για την διεξαγωγή του πειράματος χρησιμοποιήθηκε ένα δοχείο πολυαιθυναλίου με νερό, διαστάσεων $50 \times 30 \times 30 \text{ cm}^3$. Σε κάθε επιφάνεια κατά μήκος του δοχείου τοποθετήθηκε ένας πομπός, ενώ ο δέκτης τοποθετήθηκε σε απόσταση 20cm από την επιφάνεια των πομπών. Η οριζόντια και κάθετη γωνία του δέκτη προσαρμόζονται με έναν εξωτερικό ρυθμιστή, όπως φαίνεται στο εικόνα 3.10.



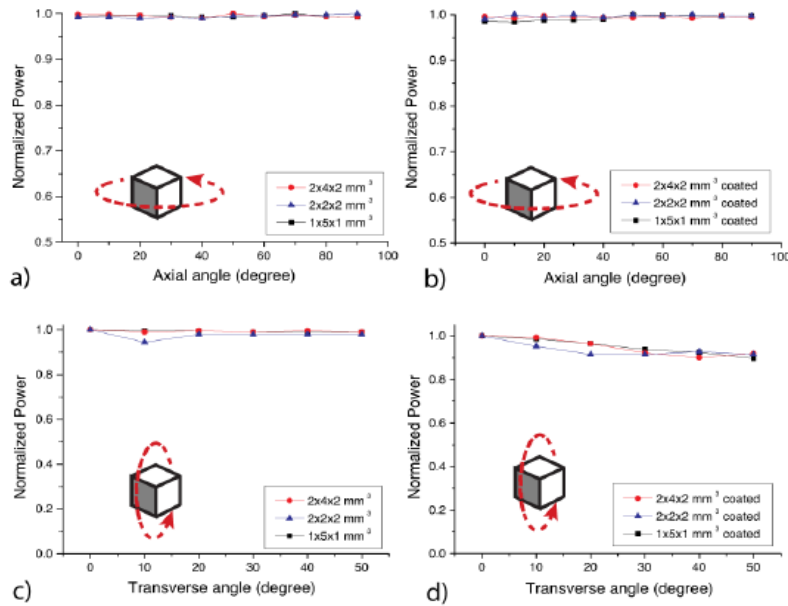
Εικόνα 3-11: Πειραματική διάταξη για την δοκιμή της μεθόδου [38]

Ελήφθησαν μετρήσεις της ισχύος εξόδου για διαφορετικές τιμές των γωνιών προσανατολισμού του δέκτη σε δύο περιπτώσεις: α) στην περίπτωση που οι ανακλάσεις από τα τοιχώματα είχαν κατασταλεί (Εικόνα 3.11) και β) στην περίπτωση που τα ακουστικά κύματα είχαν τη δυνατότητα να ανακλαστούν (Εικόνα 3.12). Από τις εικόνες 3.11 και 3.12, παρατηρείται ότι στην περίπτωση που δεν υφίστανται ανακλάσεις η ισχύς γίνεται ελάχιστη για οριζόντια και κατακόρυφη γωνία 45° , ενώ όταν υφίστανται ανακλάσεις, η ισχύς εξόδου επηρεάζεται ελάχιστα από τον προσανατολισμό του δεκτη. Επίσης, η ισχύς εξόδου είναι ελάχιστα μικρότερη στην περίπτωση που ο δέκτης είναι επικαλυμμένος. Στην περίπτωση λοιπόν που το κύμα ανακλάται στα τοιχώματα, η οποία προσεγγίζει και την περίπτωση των διαχωριστικών επιφανειών ιστών-αέρος, η ισχύς δεν περιορίζεται αν δεν υπάρχει ευθυγράμμιση πομπού-δέκτη. [38]



Εικόνα 3-12: Ισχύς εξόδου για τους τρεις δέκτες διαφορετικων διαστάσεων όταν δεν υφίστανται ανακλάσεις [38]

(α) Για περιστροφή των δεκτών χωρίς στρώμα επικάλυψης ως προς τον οριζόντιο άξονα (β) Για περιστροφή των δεκτών με στρώμα επικάλυψης ως προς τον οριζόντιο άξονα (γ) Για περιστροφή των δεκτών χωρίς στρώμα επικάλυψης ως προς τον κατακόρυφο άξονα (δ) Για περιστροφή των δεκτών με στρώμα επικάλυψης ως προς τον κατακόρυφο άξονα.



Εικόνα 3-13: Ισχύς εξόδου για τους τρεις δέκτες διαφορετικων διαστάσεων όταν υφίστανται ανακλάσεις. [38]

(α) Για περιστροφή των δεκτών χωρίς στρώμα επικάλυψης ως προς τον οριζόντιο άξονα (β) Για περιστροφή των δεκτών με στρώμα επικάλυψης ως προς τον οριζόντιο άξονα (γ) Για περιστροφή των δεκτών χωρίς στρώμα επικάλυψης ως προς τον κατακόρυφο άξονα (δ) Για περιστροφή των δεκτών με στρώμα επικάλυψης ως προς τον κατακόρυφο άξονα

Για ισχύ εισόδου 720mW (το οποίο είναι το όριο της ισχύος για εφαρμογές απεικόνισης που έχει ορισθεί από την FDA, η ισχύς εξόδου για τους δέκτες διαστάσεων $1 \times 5 \times 1 \text{ mm}^3$, $2 \times 2 \times 2 \text{ mm}^3$ και $2 \times 4 \times 2 \text{ mm}^3$ ήταν 2.48, 8.7 και 12mW αντίστοιχα. Οι Αντίστοιχες αποδόσεις ήταν 0.4%, 1.7% και 2.7%. [38]

3.1.6 Σύνοψη Μεθόδων Συγκομιδής Ενέργειας απο το Περιβάλλον

Μέθοδος	Ισχύς	Σχόλια
Υπέρυθρη ακτινοβολία	4 mW	Μειονεκτήματα αυτής της μεθόδου αποτελούν το μεγάλο μέγεθος, ο σχετικά χαμηλός βαθμός απόδοσης, η υψηλή κατανάλωση ενέργειας και η θέρμανση του δέρματος.
Χωρητική σύζευξη	-	Μειονεκτήματα της μεθόδου αποτελούν η αύξηση θερμοκρασίας του ιστού και η απορρόφηση του ηλεκτρικού πεδίου από τον ιστό.
Επαγωγική Σύζευξη	>18 mW	Δυνατότητα μεταφοράς ισχύος τουλάχιστον 50mW με απόδοση 36% για απόσταση 30mm. Πιο αποδοτική από την χωρητική σύζευξη και την υπέρυθρη ακτινοβολία. Είναι αποδοτική διότι παρουσιάζει υψηλό ρυθμό μετάδοσης ισχύος και δεν χρειάζεται μπαταρία για να λειτουργήσει. Αν δεν είναι ευθυγραμμισμένα τα πηνία, μπορεί να μειωθεί σημαντικά η απόδοση ισχύος.
Ηλιακή Ενέργεια	3980 μ W	Παραγωγή ισχύος 3428 και 3981 μ W/cm ² για εμφύτευση σε βάθος 3.4 και 2.8 mm αντίστοιχα. Πολύ αποτελεσματική, όμως η απόδοσή της μειώνεται όταν δεν έχει ηλιοφάνεια και όταν κάποιο ρούχο καλύπτει το σημείο του δέρματος κάτω από το οποίο είναι εμφυτευμένη η διάταξη.
Υπέρηχοι	2.48-12mW	Ισχύς εξόδου 2.48, 8.7, 12 mW και απόδοση 0.4%, 1.7%, 2.7% για δέκτες PZT 1x5x1 mm ³ 2x2x2 mm ³ και 2x4x2 mm ³ αντίστοιχα. Ιδιαίτερα αποτελεσματική για εμφυτεύσιμες ιατρικές διατάξεις και δεν εξαρτάται από τον προσανατολισμό του δέκτη ως προς τον πομπό. Όμως, δεν έχει πραγματοποιηθεί πείραμα in-vivo.

Πίνακας 1: Σύνοψη μεθόδων συγκομιδής ενέργειας από το περιβάλλον

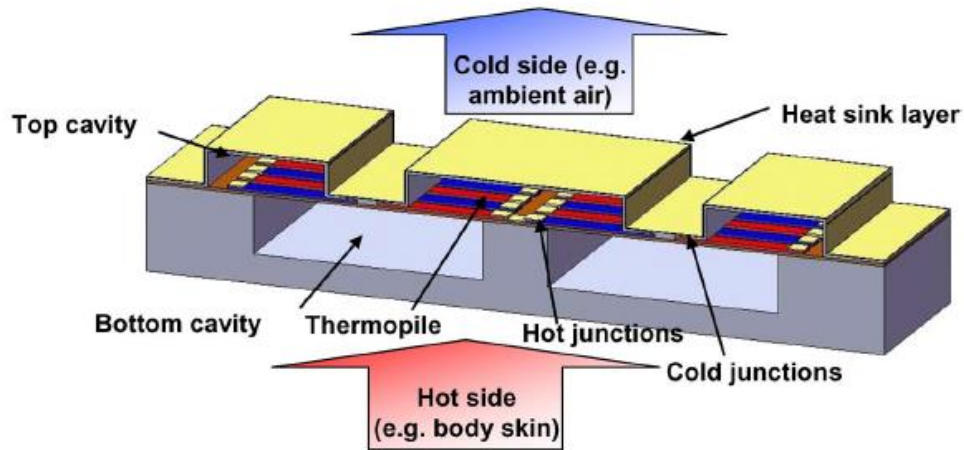
3.2 ΣΥΓΚΟΜΙΔΗ ΕΝΕΡΓΕΙΑΣ ΑΠΟ ΤΟ ΑΝΘΡΩΠΙΝΟ ΣΩΜΑ

Οι δραστηριότητες που λαμβάνουν τόπο στο ανθρώπινο σώμα είναι πηγές κινητικής, θερμικής και χημικής ενέργειας [23]. Διαφορετικές δραστηριότητες του σώματος παράγουν διαφορετικά είδη και επίπεδα ισχύος. Το περπάτημα, οι καρδιακοί παλμοί, η ροή του αίματος, η θερμοκρασία του σώματος, χημικές αντιδράσεις που πραγματοποιεί ο οργανισμός, η αναπνοή, μαζί με πολλές άλλες καθημερινές λειτουργίες και δραστηριότητες μπορούν να παράξουν πολύ ικανοποιητικά ποσά ενέργειας. Επίσης, πολλές μέθοδοι που εντάσσονται σε αυτήν την κατηγορία συγκομιδής ενέργειας, προσφέρουν το πλεονέκτημα ότι εκμεταλλεύονται σίγουρα, συνεχή και περιοδικά φαινόμενα που αποτελούν πηγές ενέργειας. Ακολουθεί ανάλυση μεθόδων συλλογής ενέργειας από το ανθρώπινο σώμα που έχουν προταθεί ως σήμερα.

3.2.1 Θερμική ενέργεια

Έχουν αναπτυχθεί διάφορες συσκευές που εκτελούν θερμοηλεκτρική μετατροπή ενέργειας για την τροφοδοσία εμφυτευμένων ιατρικών διατάξεων. Μία τέτοια συσκευή παραγωγής ενέργειας (Thermoelectric Power Generator – TPG) μετατρέπει τη διαφορά της θερμοκρασίας του σώματος με το περιβάλλον σε ηλεκτρική ενέργεια με χρήση θερμοστοιχείων. Τα θερμοστοιχεία συνιστούν μία ψυχρή και μία θερμή επαφή, οι οποίες δέχονται σαν είσοδο τη διαφορά της θερμοκρασίας και εκτελούν τη θερμοηλεκτρική μετατροπή. Στην παράγραφο αυτή θα αναλυθεί μία τέτοια μέθοδος που παρουσίασε ικανοποιητικά αποτελέσματα. [39]

Η συσκευή με την οποία υλοποιείται η ενεργειακή μετατροπή χρησιμοποιεί λεπτά στρώματα πολυπυριτίου με προσμίξεις φωσφόρου και βορίου, τα οποία συνδέονται ηλεκτρικά και συνιστούν τις θερμοπύλες της διάταξης. Οι θερμοπύλες είναι συσκευές θερμοηλεκτρικής μετατροπής ενέργειας που αποτελούνται από θερμοστοιχεία συνδεδεμένα σε σειρά. Τα θερμοστοιχεία είναι ενσωματωμένα μεταξύ δύο κενών κοιλοτήτων, οι οποίες συμβάλλουν στην αποφυγή απώλειας θερμότητας μέσω του αέρα που περιβάλλει τα θερμοστοιχεία και στη μεγιστοποίηση της διαφοράς θερμοκρασίας μεταξύ θερμής και ψυχρής επαφής. Το πάνω μέρος της διάταξης επικαλύπτεται με ένα στρώμα μετάλλου, το οποίο λειτουργεί ως ψύκτρα που μεταφέρει τη θερμότητα από την ψυχρή ένωση στον αέρα. Επίσης, γύρω από τη συσκευή υπάρχουν επιπλέον κοιλοότητες για την αποφυγή των απωλειών θερμότητας από το υπόστρωμα πυριτίου. Η διάταξη φαίνεται στην εικόνα 3.13.



Εικόνα 3-14: Διάταξη θερμοηλεκτρικής μετατροπής ενέργειας [39]

Σύμφωνα με το φαινόμενο Seebeck, η τάση εξόδου ανοιχτοκύκλωσης της διάταξης είναι:

$$V_o = m\alpha\Delta T_G \quad (3.20)$$

Όπου m ο αριθμός των θερμοστοιχείων, α ο σχετικός συντελεστής Seebeck και ΔT_G η διαφορά θερμοκρασίας μεταξύ θερμής και ψυχρής επαφής. Έστω K_C και K_H η θερμική αντίσταση της ψυχρής και θερμής επαφής αντίστοιχα και ΔT η διαφορά θερμοκρασίας μεταξύ των δύο πλευρών της συσκευής. Τότε, αν αγνοηθεί η θερμότητα Joule και το φαινόμενο Peltier, η διαφορά θερμοκρασίας ΔT_G μπορεί να βρεθεί από τη σχέση 3.21. [39]

$$\Delta T_G = \frac{K_G}{K_G + K_C + K_H} \Delta T \quad (3.21)$$

Αν τώρα η διάταξη λειτουργεί με αντίσταση R_G στην έξοδό της, τότε η ισχύς εξόδου της δίνεται από την 3.22.

$$P_o = V_{out} * I = \frac{V_o^2}{4R_G} \quad (3.22)$$

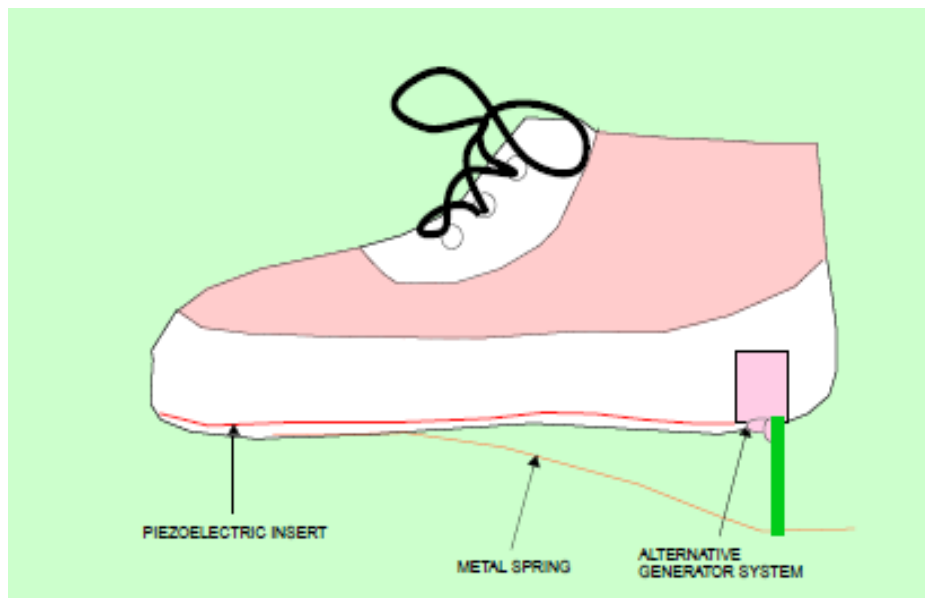
Για διαφορετικές τιμές διαφοράς θερμοκρασίας στα άκρα της συσκευής, ελήφθησαν μετρήσεις της τάσης και της ισχύος εξόδου. Για διάταξη μεγέθους 1 cm^2 και διαφορά θερμοκρασίας 5K ανάμεσα στις δύο πλευρές, μετρήθηκε τάση ανοιχτοκύκλωσης και ισχύς εξόδου 16.7V και $1.3\mu\text{W}$ αντίστοιχα. [39]

3.2.2 Περπάτημα

Το περπάτημα είναι μία από τις πιο ενεργοβόρες δραστηριότητες που εκτελεί το ανθρώπινο σώμα. Όταν περπατάει ένας άνθρωπος, η πτώση της φτέρνας στο έδαφος από τα 5cm (η μέση κάθετη απόσταση που διανύει η φτέρνα σε ένα βήμα), μπορεί να διαθέσει ισχύ 67W. Από την ισχύ αυτή ένα μέρος της μπορεί να αξιοποιηθεί. Προς την κατεύθυνση αυτή έχουν προταθεί δύο μέθοδοι.

Η μία μέθοδος χρησιμοποιεί το πιεζοηλεκτρικό φαινόμενο. Σύμφωνα με αυτή τη μέθοδο, στο κάτω μέρος του παπουτσιού ενσωματώνεται μία στοίβα από πιεζοηλεκτρικά φιλμ (PVDF), η οποία καθώς συγκρούεται με το έδαφος παράγει ηλεκτρική ενέργεια (Εικόνα 3.15). Ένας άνθρωπος 52kg στο οποίο το παπούτσι έχει ενσωματωθεί μία στοίβα πάχους 1.1mm που αποτελείται από 40 PVDF, και το πάτημά του καλύπτει επιφάνεια 112 cm², μπορεί να αποδώσει 5W, βαδίζοντας με φυσιολογικό ρυθμό. [40]

Η δεύτερη μέθοδος χρησιμοποιεί μία περιστροφική γεννήτρια για την παραγωγή ηλεκτρικής ενέργειας. Η γεννήτρια τοποθετείται μέσα στο παπούτσι στο σημείο που είναι η φτέρνα, ενώ ένα έλασμα στο κάτω μέρος του παπουτσιού θέτει την γεννήτρια σε περιστροφική κίνηση, αποδίδοντας έτσι ισχύ (Εικόνα 3.15). Σύμφωνα με μία έρευνα, με τη μέθοδο αυτή μπορεί να συλλεχθεί ισχύς 8.4 W. [40]



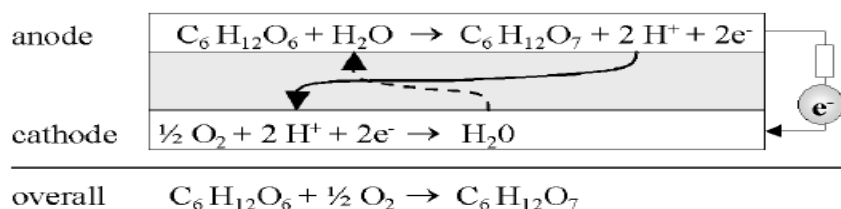
Εικόνα 3-15: Μέθοδοι συγκομιδής ενέργειας από το περπάτημα [40]

Η συγκεκριμένη μέθοδος όμως δεν συνίσταται για τροφοδοσία εμφυτεύσιμων ιατρικών διατάξεων, διότι δεν είναι δυνατή η σύνδεση της συσκευής που βρίσκεται στο παπούτσι με μία εμφυτευμένη διάταξη για τη μεταφορά ισχύος. Στην περίπτωση όμως φορετών συσκευών θα μπορούσε να φανεί ιδιαίτερα χρήσιμη.

3.2.3 Χημική ενέργεια

Μία από τις πολυάριθμες μορφές ενέργειας που παράγει το ανθρώπινο σώμα αποτελεί και η χημική ενέργεια. Η μέθοδος που θα αναλυθεί στο παρόν κεφάλαιο, συλλέγει ενέργεια από τη γλυκόζη που βρίσκεται στα υγρά του σώματος μέσω εμφυτευμένων κυψελών καυσίμων.

Η κυψέλη καυσίμων γλυκόζης που αναπτύχθηκε διαθέτει μία άνοδο για την οξείδωση της γλυκόζης και μία κάθοδο για τη μείωση του τερματικού δέκτη ηλεκτρονίων (οξυγόνο). Στην εικόνα 3.16 φαίνονται οι βασικές ηλεκτροχημικές αντιδράσεις στις οποίες βασίζεται η μέθοδος. [41]

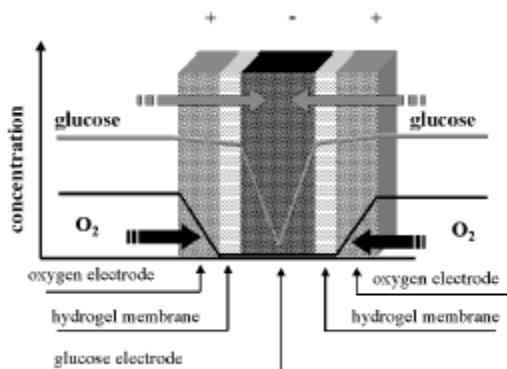


Εικόνα 3-16: Αντιδράσεις που λαμβάνουν τόπο σε μία κυψελίδα καυσίμων γλυκόζης

Θεωρητικά, η οξείδωση ενός μορίου γλυκόζης αποδίδει όσο 24 ηλεκτρόνια. Εντούτοις, στην επιφάνεια μίας πλατινένιας ανόδου, η γλυκόζη οξειδώνεται κατά κύριο λόγο σε γλουκονικό οξύ, το οποίο αποδίδει όσο 2 ηλεκτρόνια. Η επακόλουθη οξείδωση είναι πολύ πιο αργή και δεν συμβάλλει σημαντικά στη συνολική απόδοση ηλεκτρονίων.

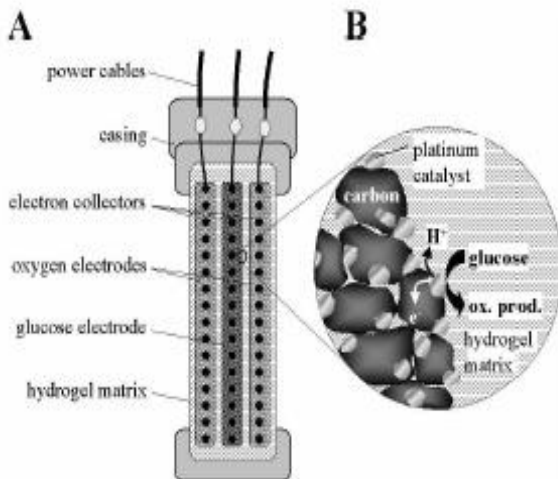
Στις συμβατικές κυψέλες καυσίμου, το καύσιμο και το οξυγόνο τροφοδοτούνται χωριστά στην άνοδο και στην κάθοδο αντίστοιχα. Η πρόκληση στην υλοποίηση μίας εμφυτεύσιμης κυψέλης καυσίμου έγκειται στο ότι πρέπει λειτουργεί σε φυσιολογικό υγρό που περιέχει και τα δύο αντιδρώντα (οξυγόνο και γλυκόζη) ταυτόχρονα. Ενώ οι καταλύτες για την επιλεκτική μείωση του οξυγόνου υπό την παρουσία γλυκόζης είναι διαθέσιμοι, κανένας μη-ενζυματικός καταλύτης δεν είναι γνωστός ως σήμερα για την επιλεκτική οξείδωση της γλυκόζης με την παρουσία οξυγόνου. Με ένα μη επιλεκτικό καταλύτη, η γλυκόζη θα μετέφερε άμεσα τα ηλεκτρόνια της στο διαθέσιμο οξυγόνο δεν θα μπορούσε να υφίσταται τροφοδοσία ενός εξωτερικού κύκλωμα. [41]

Για την παράκαμψη αυτού του εμποδίου, επιλέχθηκε μία ειδική διάταξη ηλεκτροδίων (εικόνα 3.17). Αντί ενός ενεργού διαχωρισμού του οξυγόνου και της γλυκόζης, η ενεργειακά αυτόνομη αυτό-οργάνωση καθιερώνει μία αναερόβιο περιοχή κοντά στην κεντρική άνοδο. Αυτή η αυτό-οργάνωση οφείλεται στην επιλεκτική μείωση του οξυγόνου στα εξωτερικά ηλεκτρόδια, και στην προκύπτουσα εξάντληση οξυγόνου στο κεντρικό ηλεκτρόδιο γλυκόζης. Ολόκληρη η κυψέλη αποτελείται από ένα διαμέρισμα το οποίο είναι διαπερατό τόσο από το οξυγόνο, όσο και από τη γλυκόζη. [41]



Εικόνα 3-17: Σχέδιο κυψέλης καυσίμου γλυκόζης

Η κατασκευή της κυψέλης καυσίμου γλυκόζης απεικονίζεται στο Εικόνα 3.18. Τα ηλεκτρόδια αποτελούνται από ενεργοποιημένο άνθρακα, ο οποίος επικαλύπτει μία οθόνη από ευγενές μέταλλο που συλλέγει τα ηλεκτρόνια. Ο άνθρακας στο ηλεκτρόδιο γλυκόζης περιέχει ένα επιπλέον 10% πλατίνα. Επιπλέον, χρησιμοποιείται ένα πλαίσιο εποξικής ρητίνης για την ηλεκτρική μόνωση των ενσύρματων συνδέσεων, καθώς και για την προστασία του αναερόβιου ηλεκτροδίου γλυκόζης από το οξυγόνο. Η επιφάνεια του ηλεκτροδίου είναι 2.2cm^2 . [41]



Εικόνα 3-18: Α) Σχέδιο σε τομή της κυψέλης καυσίμου
 Β) Διεπαφή μεταξύ ηλεκτροδίου οξυγόνου και πίνακα υδρογέλης

Για λειτουργία της διάταξης αυτής σε φωσφορικό ρυθμιστικό διάλυμα με περιεκτικότητα 0.1wt% σε γλυκόζη και με κάθοδο επιφάνειας 10cm^2 , η μεγιστη ισχύς που παρατηρήθηκε σε περίοδο 7 ημερών ήταν 20μW. [41]

3.2.4 Κίνηση της καρδιάς (Mass Imbalance Oscillation Generator)

Η καρδιά αποτελεί μία αστείρευτη πηγή κινητικής ενέργειας, καθώς πάλλεται καθ' όλη τη διάρκεια ζωής ενός ανθρώπου, με ρυθμό που δεν παρουσιάζει μεγάλες αποκλίσεις. Ο καρδιακός μυς υπόκειται τουλάχιστον 1.8 δισεκατομμύρια καρδιακούς παλμούς για διάρκεια ζωής 70 χρόνων, με μέσο καρδιακό ρυθμό 70 κτύπων ανά λεπτό. Το γεγονός αυτό καθιστά τη συγκεκριμένη λειτουργία ιδιαίτερα ελκυστική για την αξιοποίησή της ως πηγή ηλεκτρικής ενέργειας. Μία συσκευή που εκτελεί ηλεκτρομηχανική μετατροπή της ενέργειας που παρέχουν οι καρδιακοί παλμοί με ικανοποιητική απόδοση, θα αποτελούσε εγγύηση για την συνεχή τροφοδοσία εμφυτεύσιμων ιατρικών διατάξεων. Έχουν προταθεί ορισμένες μέθοδοι των οποίων τα αποτελέσματα ήταν πολύ ικανοποιητικά. Στην παρούσα παράγραφο θα παρουσιαστεί μία έρευνα πάνω σε μία συσκευή που υλοποιεί μία τέτοια μέθοδο. [42]

Η συσκευή αυτή βασίζεται στο μηχανισμό που διαθέτουν τα ρολόγια χειρός για να επεκτείνουν την διάρκεια ζωής τους. Ο μηχανισμός αυτός μετατρέπει την κίνηση του χεριού σε περιστροφή μέσω μίας έκκεντρης ταλαντωμένης μάζας. Η μάζα διεγείρει ένα ελατήριο, στο οποίο συσσωρεύεται η μηχανική της ενέργεια. Όταν η τελευταία υπερβεί ένα ορισμένο κατώφλι, τότε η ενέργεια του ελατηρίου «απελευθερώνεται» σε μία ηλεκτρομαγνητική γεννήτρια, η οποία με τη σειρά της παράγει ηλεκτρικούς παλμούς. Η ενέργεια αυτή αποθηκεύεται σε έναν συσσωρευτή, ή πυκνωτή για την τροφοδοσία του ρολογιού. Η συσκευή λοιπόν που χρησιμοποιήθηκε για την εκτέλεση των πειραμάτων ήταν ένα αυτόματο ρολόι εμπορίου, από το οποίο αφαιρέθηκαν όλα τα περιττά κομμάτια που δεν σχετίζονται με τον μηχανισμό συγκομιδής ενέργειας. [42]

Αντικείμενο της συγκεκριμένης έρευνας αποτελεί ο προσδιορισμός των δυνατοτήτων που παρουσιάζει η περιγραφείσα συσκευή για συγκομιδή ενέργειας από τους καρδιακούς κτύπους και αποτελείται από τρία μέρη: Μαθηματική μοντελοποίηση της συσκευής, πείραμα με χρήση ενός μηχανικού χεριού, και εμφύτευση της συσκευής σε ένα πρόβατο



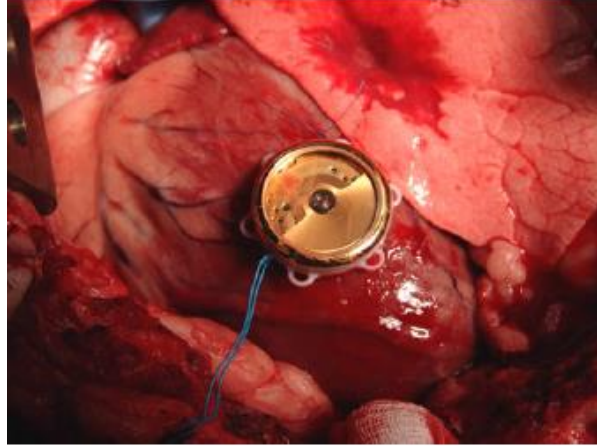
Εικόνα 3-19: Συσκευή συγκομιδής ενέργειας - MIOG [43]

Αρχικά, είναι ιδιαίτερα σημαντικός ο εντοπισμός των σημείων της καρδιάς που παρουσιάζουν την καταλληλότερη κίνηση για τη συγκεκριμένη εφαρμογή. Για το σκοπό αυτό, ένας υγιής άνθρωπος 30 ετών υπεβλήθη σε μαγνητική τομογραφία, και καταγράφηκαν περιγράμματα του τοιχώματος του αριστερού καρδιακού κόλπου για διαφορετικές χρονικές στιγμές. Με αυτόν τον τρόπο, καθώς με την εκτέλεση κάποιων άλλων διαδικασιών, αποκτήθηκαν τα απαραίτητα δεδομένα για την ανάπτυξη ενός μοντέλου που θα λαμβάνει υπ' όψιν τη μεταφορική και την περιστροφική κίνηση του καρδιακού τοιχώματος. [42]

Η ανάλυση της μεταφορικής κίνησης έδειξε ότι οι ισχυρότερες κινήσεις λαμβάνουν τόπο στο πλάγιο τοίχωμα της καρδιάς, και συγκεκριμένα στο βασικό επίπεδο. Από την ανάλυση της περιστροφικής κίνησης, παρατηρήθηκε μεγαλύτερη ένταση στο κατώτερο πλάγιο-οπίσθιο τοίχωμα. Συνεπώς, η καταλληλότερη περιοχή για συγκομιδή ενέργειας με τη συγκεκριμένη συσκευή είναι η βασική πλάγια-οπίσθια περιοχή.

Για την αναπαράσταση των καρδιακών κτύπων χρησιμοποιήθηκε ένα μηχανικό χέρι, του οποίου η κίνηση προγραμματίστηκε με βάση δεδομένα που προέκυψαν από καταγραφή της καρδιακής συστολής και διαστολής μέσω MRI. Πιο συγκεκριμένα, προγραμματίστηκε έτσι ώστε να κινεί το MIOG ακολουθώντας την τροχιά δύο διαφορετικών σημείων. Το πρώτο σημείο επιλέχθηκε με βάση την θεωρητική ανάλυση και βρίσκεται στην βασική πλάγια-οπίσθια περιοχή. Η επιλογή του δεύτερου σημείου έγινε από το επίπεδο της κορυφής, όπου παρατηρήθηκαν ασθενείς μεταφορικές κινήσεις. Το μηχανικό χέρι προγραμματίστηκε ώστε να αναπαράγει 600 καρδιακούς κύκλους, και η μετρηθείσα ισχύς ήταν 30μW για το πρώτο σημείο, και 23.2μW για το δεύτερο. [42]

Για την δοκιμή της συσκευής σε πραγματική κίνηση καρδιάς, πραγματοποιήθηκε εμφύτευση του MIOG στο κεντρικό –πλάγιο τοίχωμα του αριστερού κόλπου ενός πρόβατου (Εικόνα 3.20). Η λειτουργία στην καρδιά του πρόβατου διήρκεσε μία ώρα, ενώ ο μέσος καρδιακός ρυθμός του ήταν 90 bpm. Κατά τη διάρκεια του πειράματος ελήφθησαν τρεις μετρήσεις για διάρκεια 18 λεπτών και 45 δευτερολέπτων. Κατά τη διάρκεια αυτού του χρονικού διαστήματος, η γεννήτρια παρήγαγε 330 παλμούς με μέση ισχύ 16.7μW, που αντιστοιχεί σε 11.1 μJ ανά καρδιακό παλμό.



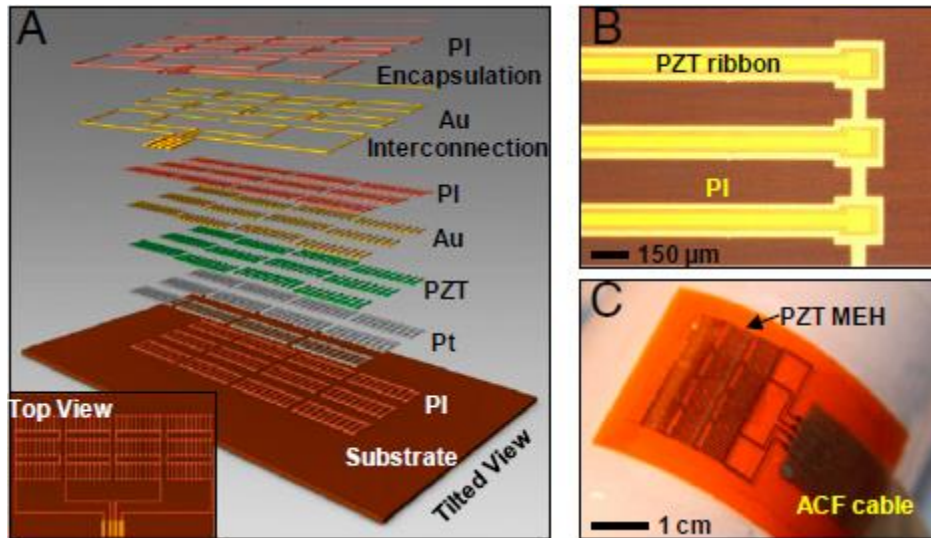
Εικόνα 3-20: In-vivo πείραμα για τη συσκευή MIOG

Η μέθοδος αυτή δείχνει να υπόσχεται πολλά για την τροφοδοσία εμφυτεύσιμων ιατρικών διατάξεων, αλλά πρέπει να πραγματοποιηθεί διεξοδική μελέτη για την κατασκευή ενός πρωτότυπου με βέλτιστες διαστάσεις και γεωμετρία, καθώς και των δυνατών σημείων εμφύτευσης, ώστε να βρει εφαρμογή και στο ανθρώπινο σώμα. [42]

3.2.5 Κίνηση της καρδιάς, πνευμόνων, διαφράγματος (PZT ΜΕΗ)

Στην προηγούμενη παράγραφο παρουσιάστηκε η σημασία της αξιοποίησης των καρδιακών κτύπων ως πηγή ενέργειας και παρουσιάστηκε μία μέθοδος που μπορεί να συλλέξει ενέργεια αρκετά ικανοποιητικά. Σε αυτήν την παράγραφο θα παρουσιαστεί μία άλλη μέθοδος, η οποία παράγει ηλεκτρική ενέργεια από την κίνηση της καρδιάς, των πνευμόνων και του διαφράγματος και αποτελεί μία από τις σημαντικότερες καινοτομίες στον τομέα της συγκομιδής ενέργειας. [25]

Η μέθοδος αυτή αποτελεί έναν μηχανικό συλλέκτη ενέργειας (Mechanical Energy Harvester – ΜΕΗ) και χρησιμοποιεί υλικά PZT για την παραγωγή ηλεκτρικής ενέργειας. Το βασικό λειτουργικό στοιχείο της συσκευής που υλοποιεί αυτή τη μέθοδο αποτελείται από ένα στρώμα PZT πάχους 500 nm, το οποίο βρίσκεται ανάμεσα σε δύο ηλεκτρόδια. Το κάτω ηλεκτρόδιο είναι ένα στρώμα τιτανίου/Λευκόχρυσου (Ti/Pt) πάχους 20nm και 300nm αντίστοιχα, ενώ το άνω ηλεκτρόδιο αποτελείται από ένα στρώμα χρώμιου/χρυσού (Cr/Au) πάχους 10nm και 200nm αντίστοιχα. Η συσκευή ΜΕΗ αποτελείται από 12 ομάδες 10 τέτοιων στοιχείων, τα οποία είναι συνδεδεμένα παράλληλα. Οι έξοδοι των 12 ομάδων συνδέονται σε σειρά με σκοπό την αύξηση της συνολικής τάσης εξόδου. Τέλος, η διάταξη αυτή ενσωματώνεται σε εύκαμπτα βιοσυμβατά υλικά (polyimide - PI) που την απομονώνει από τα σωματικά υγρά και τους ιστούς, ελαχιστοποιώντας έτσι τους κινδύνους βλάβης ή αντίδρασης του ανοσοποιητικού συστήματος. [25]



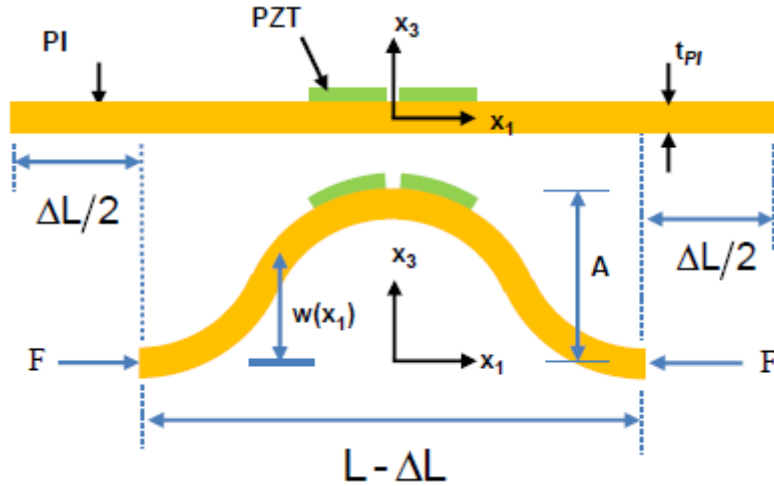
Εικόνα 3-21: Α) Συστατικά στοιχεία μεθόδου ΜΕΗ και γεωμετρική τους διάταξη Β) Ταινίες PZT τυπωμένες σε στρώμα PI C) Διάταξη ΜΕΗ

Στην παρούσα εργασία πραγματοποιείται εκτενής ανάλυση της συγκεκριμένης μεθόδου. Επίσης, στα πλαίσια της διπλωματικής εργασίας αναπτύχθηκε μία προσομοίωση σε MATLAB, τα αποτελέσματα της οποίας παρουσιάζονται στο κεφάλαιο 4. Στο παρόν κεφάλαιο θα πραγματοποιηθεί θεωρητική ανάλυση της λειτουργίας της διάταξης ΜΕΗ και θα ακολουθήσει περιγραφή των in-vitro και in-vivo πειραμάτων που εκτελέστηκαν για τη δοκιμή της.

3.2.5.1 Θεωρητική Ανάλυση

Έστω ότι η μετατόπιση ενός στοιχείου ΜΕΗ έχει συνημιτονοειδή μορφή (Εικόνα 3.22) και εκφράζεται από την εξίσωση 3.21

$$P_{out} = \frac{A}{2} \left[1 + \cos\left(\frac{2\pi x_1}{L}\right) \right] \quad (3.21)$$



Εικόνα 3-22: Μετατόπιση κατά μήκος ενός στοιχείου της διάταξης ΜΕΗ

Αν η συμπίεση του PI ΔL (εικόνα 3.22) είναι πολύ μεγαλύτερη από την κρίσιμη τιμή της $(\pi * t_{PI})^2 / (3L)$, τότε το πλάτος A δίνεται κατά προσέγγιση από την εξίσωση 3.22.

$$A = \frac{2}{\pi} \sqrt{L * \Delta L} \quad (3.22)$$

Η μηχανική παραμόρφωση του PZT δίνεται από τη σχέση 3.23.

$$\varepsilon_m = \left(\frac{\overline{EI}_{PI}}{\overline{EI}_{comp}} w'' h \right) \quad (3.23)$$

Όπου w'' είναι η καμπυλότητα, \overline{EI}_{PI} ο συντελεστής επίπεδης παραμόρφωσης του PI, \overline{EI}_{comp} η ενεργός δυσκαμψία όλης της δομής και h η απόσταση του κέντρου κάθε στρώματος PZT από το μηχανικά ουδέτερο επίπεδο (Εικόνα 3.23). Για την καμπυλότητα ισχύει η σχέση 3.24, ενώ το μέγεθος \overline{EI}_{PI} δίνεται από τη σχέση 3.25.

$$w'' = -4\pi * \sqrt{\frac{\Delta L}{L}} * \frac{1}{L} \quad (3.22)$$

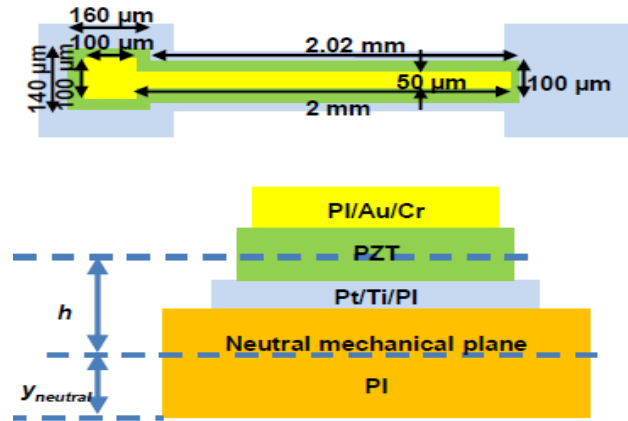
$$\bar{E}I_{comp} = \sum_{i=1}^n \bar{E}_i t_i \left[\frac{t_i^2}{3} + \left(\sum_{j=1}^i t_j - y_{neutral} \right) * \left(\sum_{j=1}^i t_j - y_{neutral} - t_i \right) \right] \quad (3.23)$$

Όπου \bar{E}_i, t_i ο συντελεστής επίπεδης παραμόρφωσης και το πάχος του i -στού στρώματος αντίστοιχα. Το $y_{neutral}$ εκφράζει την απόσταση του ουδέτερου μηχανικού επιπέδου από τη βάση του πρώτου στρώματος (Εικόνα 3.23) και δίνεται από τη σχέση 3.24. [25]

$$y_{neutral} = \frac{\sum_{i=1}^n 2\bar{E}_i t_i \sum_{j=1}^i (t_j - t_i)}{2 \sum_{i=1}^n \bar{E}_i t_i} \quad (3.24)$$

Η απόσταση h δίνεται από την 3.25.

$$h = t_1 + t_2 + t_3 + t_4 + \frac{t_5}{2} - y_{neutral} \quad (3.25)$$



Εικόνα 3-23: Κάτοψη και πρόσοψη της δομής στοιχείου ενός ΜΕΗ

Για μία ομάδα m τέτοιων στοιχείων, η συνολική επιφάνεια PZT είναι:

$$A_{PZT} = m(w_{PZT,1}l_{PZT,1} + w_{PZT,2}l_{PZT,2}) \quad (3.26)$$

Με γνωστά όλα τα παραπάνω, μπορούν να υπολογισθούν το ρεύμα βραχυκύκλωσης και η τάση εξόδου ως προς το χρόνο ενός αριθμού N τέτοιων ομάδων από m στοιχεία ως εξής:

$$I = (-\bar{e})A_{PZT} * \frac{d\varepsilon_m}{dt} \quad (3.27)$$

$$V = \frac{(-\bar{e}) * N * t_{PZT}}{\bar{k}} * e^{-\frac{N * t_{PZT}}{A_{PZT} * R * \bar{k}} * t} * \int_0^t \frac{d\varepsilon_m}{dt} e^{\frac{N * t_{PZT}}{A_{PZT} * R * \bar{k}} * t} dt \quad (3.28)$$

Όπου \bar{e} η ενεργός πιεζοηλεκτρική σταθερά, \bar{k} η ενεργός διηλεκτρική σταθερά και R η αντίσταση που συνδέεται στην έξοδο.

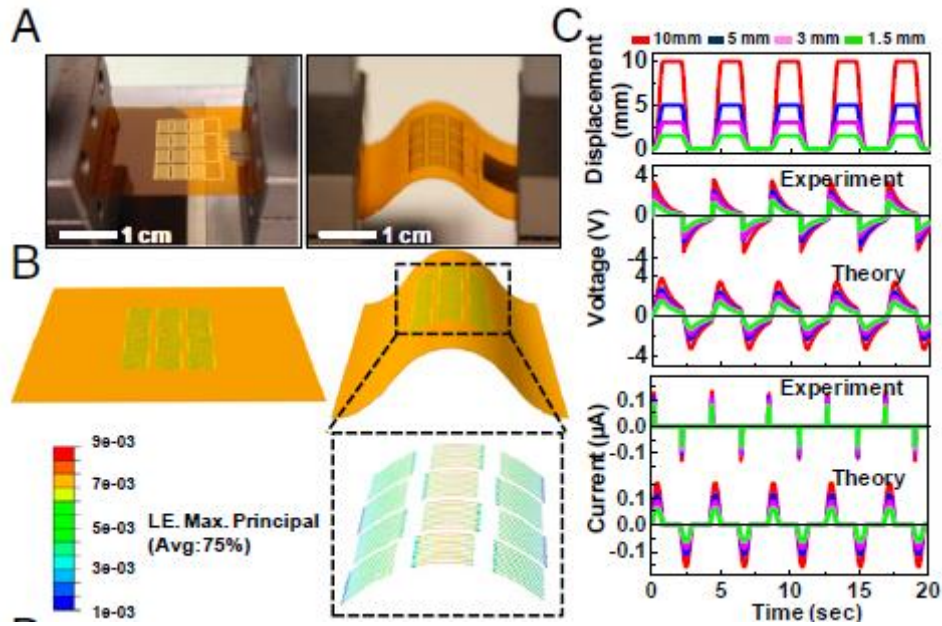
Τέλος, η ενέργεια και η ισχύς εξόδου ανά μονάδα επιφάνειας υπολογίζονται από τις σχέση 3.29 και 3.30 αντίστοιχα.

$$W = \int_0^{t_{total}} \frac{V^2}{R} dt \quad (3.29)$$

$$P = \frac{W}{t_{total} N A_{pzt}} \quad (3.30)$$

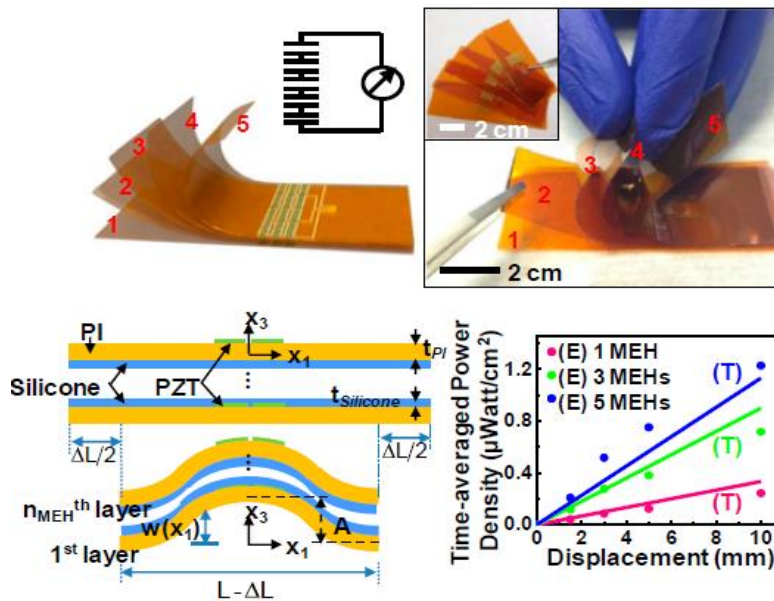
3.2.5.2 Πείραμα in-vitro

Για την δοκιμή της μεθόδου in-vitro, μία ταινία ΜΕΗ υπεβλήθη σε περιοδική παραμόρφωση ως προς το χρόνο με χρήση εξωτερικών μηχανημάτων όπως φαίνεται στην εικόνα 3.24 Α. Στην εικόνα 3.24 Β απεικονίζονται η συνάρτηση της μετατόπισης της ταινίας ΜΕΗ ως προς το χρόνο, καθώς και η μετρηθείσες τιμές της τάσης και του ρεύματος εξόδου σε σύγκριση με τις θεωρητικές τιμές.



Εικόνα 3-24 Α) Πειραματική διάταξη για *in-vitro* δοκιμή της διάταξης ΜΕΗ, σε ένα επίπεδο στάδιο (αριστερά) Β) Τρισδιάστατη προσομοίωση της συσκευής με την μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων και τονίζονται τα αποτελέσματα της υπολογισμένης κατανομής (C) Πειραματικά και θεωρητικά αποτελέσματα για την μετατόπιση, την τάση και το ρεύμα ως προς το χρόνο.

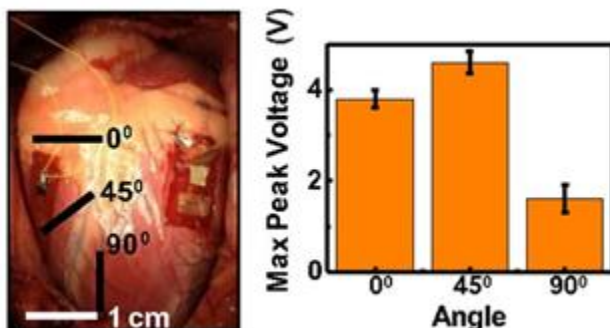
Για την αύξηση της τάσης, και συνεπώς και της ισχύος εξόδου, δημιουργήθηκαν δύο στοίβες από 3 και 5 ταινίες ΜΕΗ αντίστοιχα. Για μέγιστη συμπίεση $\Delta L_{\max} = 10\text{mm}$, η τάση που μετρήθηκε κατά το πείραμα *in vitro* ήταν $V = 5.8\text{V}$ για τις 3 ταινίες και $V = 8.1\text{V}$ για τις 5. [25]



Εικόνα 3-25: Στοίβα από ταινίες ΜΕΗ

3.2.5.3 Πείραμα in-vivo

Για την επαλήθευση του in vitro πειράματος και της θεωρίας, η διάταξη τοποθετήθηκε στην καρδιά ενός βοοειδούς. Ο Προσανατολισμός της συσκευής απεδείχθη πολύ σημαντική παράμετρος (Εικόνα 3.26). Η τοποθέτηση σε γωνία 45° σε σχέση με τη διαμήκη διεύθυνση παρέχει την υψηλότερη απόδοση, όπως φαίνεται και στην εικόνα 3.26.



Εικόνα 3-26: Προσανατολισμός της συσκευής

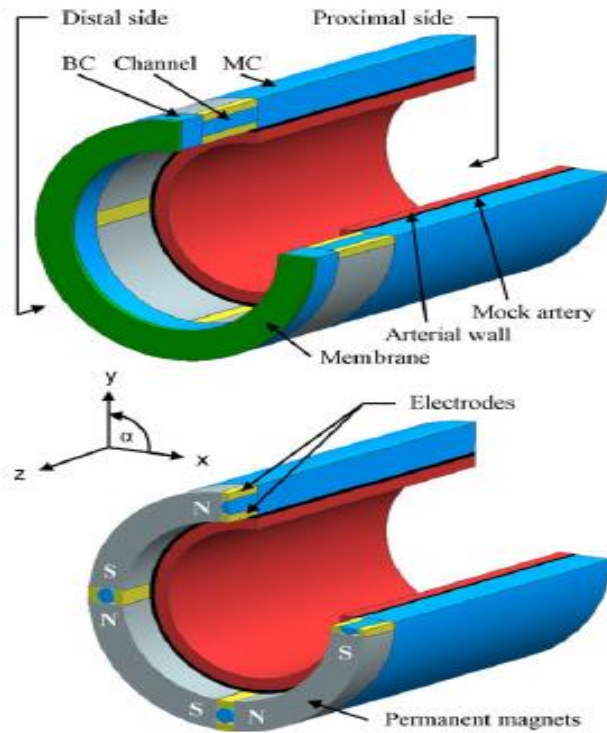
Για μία ταινία ΜΕΗ, μετρήθηκε ισχύς εξόδου ανά μονάδα επιφάνειας ίση με $0.18 \mu W/cm^2$ στην κατεύθυνση των 45 μοιρών. Η εφαρμογή της στοίβας των 5 ταινιών ΜΕΗ στην καρδιά του βοοειδούς έδωσε σημαντικά μεγαλύτερη ισχύ ανά μονάδα επιφάνειας ίση με $1.2 \mu W/cm^2$. Επίσης, in-vivo δοκιμή της διάταξης στους πνεύμονες και στο διάφραγμα έδειξε ότι και η κίνηση αυτών των οργάνων μπορεί να αποδώσει ισχύ, αλλά όχι τόσο αποδοτικά όσο η καρδιά. [25]

3.2.6 Συγκομιδή ενέργειας από την παραμόρφωση των αρτηριών – κίνηση αγωγίμου υγρού

Πέρα από την κίνηση της καρδιάς ή άλλων ζωτικών οργάνων, η κίνηση που προκαλεί η ροή του αίματος αποτελεί ανεξάντλητη πηγή ενέργειας. Όταν το αίμα περνάει από τις αρτηρίες προκαλεί μετατόπιση των αρτηριακών τοιχωμάτων, γεγονός που παρουσιάζει ιδιαίτερο ενδιαφέρον για την συγκομιδή ηλεκτρικής ενέργειας. Μία σχετική μέθοδος που προτάθηκε παρουσιάζεται σε αυτήν την παράγραφο.

Η μέθοδος αυτή χρησιμοποιεί την κυκλική διαστολή και συστολή που εκτελούν οι αρτηρίες για τη μετακίνηση ενός υψηλά αγωγίμου υγρού, σε ένα διαμέρισμα εκτός της αρτηρίας. Το διαμέρισμα αυτό αποτελείται από έναν κύριο θάλαμο, ο οποίος συνδέεται μέσω τεσσάρων καναλιών με έναν θάλαμο φόρτωσης. Τέσσερις μόνιμοι μαγνήτες νεοδυμίου είναι διατεταγμένοι στην περιφέρεια της αρτηρίας, ανάμεσα στα τέσσερα κανάλια, με σκοπό τη δημιουργία μαγνητικού πεδίου κάθετου στους άξονες του καναλιού. Μία μεμβράνη κλείνει τον θάλαμο φόρτωσης στο απώτατο άκρο του, ενώ μια λεπτή τεχνητή αρτηρία που περιβάλλει το αρτηριακό τοίχωμα κλείνει τον

κεντρικό θάλαμο στο εσωτερικό του τοίχωμα (Εικόνα 3.27). Κάθε κανάλι περιλαμβάνει ένα ζεύγος ηλεκτροδίων, στο οποίο δύναται να συνδεθεί ένα φορτίο. [44]



Εικόνα 3-27: Προτεινόμενη συσκευή συγκομιδής ενέργειας

Η περιγραφείσα συσκευή λειτουργεί με τον εξής τρόπο: το αρτηριακό τοίχωμα διαστέλλεται κατά τη συστολή, τόσο ώστε η πίεση στον κύριο θάλαμο γίνεται μεγαλύτερη από το θάλαμο φόρτωσης, και συνεπώς, προκαλείται μία προς τα εμπρός ροή του ρευστού μέσα από τα κανάλια. Λόγω της αύξησης του όγκου στον θάλαμο φόρτωσης, η μεμβράνη παραμορφώνεται, και στο τέλος της συστολής, μια ποσότητα του υγρού εκτοπίζεται από τον κύριο προς τον θάλαμο φόρτωσης. Κατά τη διαδικασία αυτή, το αρτηριακό τοίχωμα και η μεμβράνη έχουν παραμορφωθεί και μία ποσότητα ενέργειας έχει εξαχθεί μέσω της μαγνητοϋδροδυναμικής στα κανάλια. Κατά την διάρκεια της διαστολής, η πίεση στον κύριο θάλαμο γίνεται μικρότερη από τον θάλαμο φόρτωσης, οδηγώντας σε μία προς τα πίσω ροή του ρευστού. Στο τέλος της διαστολής, το αρτηριακό τοίχωμα και η μεμβράνη έχουν ανακτηθεί στο αρχικό τους εικόνα και ως αποτέλεσμα, παράγεται ξανά ενέργεια μέσω της MHD. Με την πάροδο του χρόνου, το υγρό ρέει εμπρός και πίσω, μέσω των καναλιών. Προκύπτει έτσι μια εναλλασσόμενη τάση, όπως και ένα ρεύμα διαμέσου του φορτίου. Δεδομένου ότι ένα ρευστό είναι απαραίτητο ούτως ή άλλως για την ανάπτυξη του μηχανισμού αυτού, είναι εύλογο να χρησιμοποιείται ένα υγρό που χρησιμεύει επίσης ως ηλεκτρικός αγωγός. [44]

Δεν έχει πραγματοποιηθεί κάποιο πείραμα για την μέτρηση της ενέργειας που συλλέγει η μέθοδος αυτή στην πράξη, αλλά αναπτύχθηκαν τρία διαφορετικά μοντέλα για την περιγραφή της ηλεκτρομηχανικής συμπεριφοράς της συσκευής και την εκτίμηση της ισχύος εξόδου. Για μία τέτοια συσκευή με κύριο θάλαμο μήκους 2cm, η

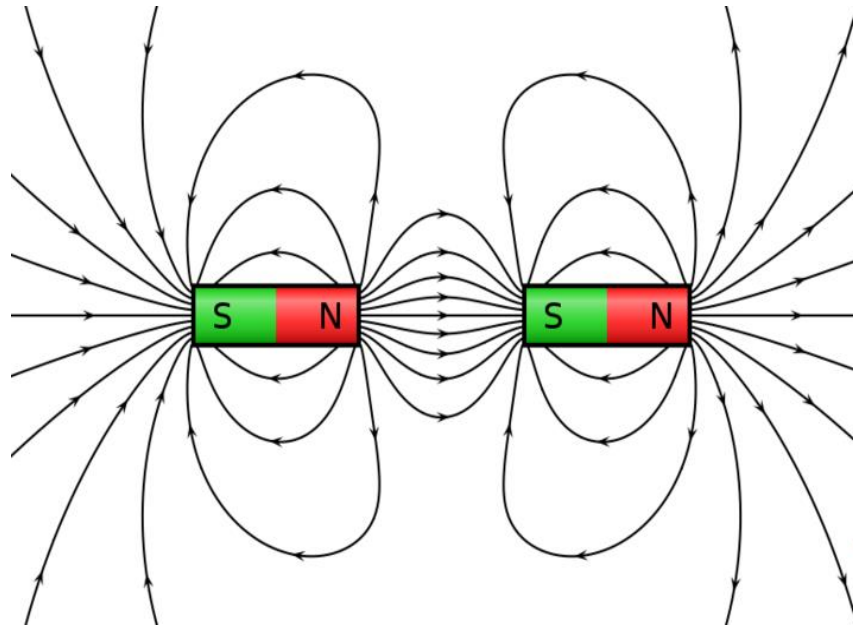
εκτιμώμενη ισχύς εξόδου είναι περίπου 65μW με βάση τα δύο μοντέλα, ενώ το τρίτο μοντέλο αποκλίνει από τα άλλα δύο. Σύμφωνα με το τελευταίο, η εκτιμώμενη ισχύς είναι 135μW. Το τρίτο μοντέλο όμως λαμβάνει υπ' όψιν περισσότερες παραμέτρους, οπότε είναι πιο κοντά σε ένα πραγματικό σενάριο. [44]

Για την αξιολόγηση της μεθόδου αυτής υπάρχουν πολλά ζητήματα που πρέπει να ληφθούν υπ' όψιν, ιδιαίτερα όσον αφορά την λειτουργία στο ανθρώπινο σώμα. Αρχικά, οι ηλεκτροχημικές αντιδράσεις που πραγματοποιούνται στη διεπαφή μεταξύ του αγώγιμου ρευστού και των ηλεκτροδίων μπορούν να επηρεάσουν την ισχύ εξόδου. Επίσης, η χρήση του MHD συλλέκτη μέσα στο ανθρώπινο σώμα μπορεί να έχει αρνητικές επιπτώσεις. Η παρουσία ενός ισχυρού μαγνητικού πεδίου θα μπορούσε να διαταράξει τη ροή του αίματος, να οδηγήσει σε ζώνες διαχωρισμού εντός του αρτηριακού αυλού, προωθώντας έτσι τον σχηματισμό θρόμβων αίματος. Τέλος, μία υψηλή πυκνότητα ρεύματος διαμέσου του καναλιού μεταξύ δύο γειτονικών ηλεκτροδίων θα προκαλέσει θέρμανση του αγώγιμου ρευστού, με αποτέλεσμα να θερμάνει και τους περιβάλλοντες ιστούς. Είναι γνωστό ότι η υπερβολική θέρμανση των ιστών που περιβάλλουν ένα εμφύτευμα μπορεί να οδηγήσει σε βλάβες. [44]

3.2.7 Παραμόρφωση αρτηριών – Διαστολή αγώγιμου τυλίγματος

Για την παραγωγή ηλεκτρικής ενέργειας από την κίνηση του αρτηριακού τοιχώματος έχει προταθεί μία ακόμα μέθοδος, η οποία δεν παράγει μεγάλα επίπεδα ισχύος, αλλά μπορούν να εφαρμοσθούν ορισμένες βελτιστοποιήσεις που θα την καταστήσουν αποδοτική. Ορισμένες από αυτές τις βελτιστοποιήσεις αποτελούν αντικείμενο της παρούσης διπλωματικής εργασίας, οι οποίες θα παρουσιασθούν σε επόμενο κεφάλαιο. Η μέθοδος αυτή εκμεταλλεύεται την κίνηση αγωγών εντός μαγνητικού πεδίου για την παραγωγή μεταβαλλόμενης τάσης και κατ' επέκταση ηλεκτρικής ενέργειας.

Γενικά, δύο μαγνήτες τοποθετημένοι παράλληλα, με τον νότιο πόλο του ενός να βρίσκεται απέναντι από τον βόρειο πόλο του δεύτερου, δημιουργούν ένα μαγνητικό πεδίο όπως φαίνεται στην εικόνα 3.28. όταν ένας αγωγός κινείται μέσα σε μαγνητικό πεδίο, τότε, σύμφωνα με το νόμο του Lorentz, επάγεται μία τάση στα άκρα του ανάλογη της ταχύτητάς του [24]. Η τάση αυτή λαμβάνει τη μέγιστη τιμή της όταν ο αγωγός κινείται κάθετα στις μαγνητικές γραμμές. στο ενδιάμεσο των μαγνητών, οι γραμμές του μαγνητικού πεδίου είναι κατά προσέγγιση ευθύγραμμες και παράλληλες. Συνεπώς, εκείνη η περιοχή ενδείκνυται περισσότερο για κάθετη κίνηση του αγωγού στο μαγνητικό πεδίο και κατ' επέκταση, ανάπτυξη της μέγιστης τάσης στα άκρα του.



Εικόνα 3-28: Μαγνητικό πεδίο μόνιμων μαγνητών τοποθετημένων παράλληλα

Στην περίπτωση της συγκεκριμένης μεθόδου το μαγνητικό πεδίο δημιουργείται από δύο μαγνήτες σχήματος δακτυλίου που είναι τοποθετημένοι παράλληλα και συγκρατούνται σε σταθερή απόσταση μέσω μεταλλικών στηριγμάτων. Από την τρύπα στο κέντρο των μαγνητών περνάει η αρτηρία. Τον ρόλο των κινούμενων αγωγών εντός του μαγνητικού πεδίου λαμβάνει ένα εύκαμπτο τύλιγμα από πηνιόσυρμα, το οποίο τυλίγεται γύρω από την αρτηρία και κινείται μαζί με το εξωτερικό της τοίχωμα. Το τύλιγμα που χρησιμοποιείται έχει τρεις παράπλευρους βρόχους όπως φαίνεται στην εικόνα 3.29 (β), ώστε να έχει τη δυνατότητα να διαστέλλεται ακτινικά ως προς τον κεντρικό βρόχο του. Ακολουθεί θεωρητική ανάλυση της συσκευής, καθώς και περιγραφή των πειραμάτων που εκτελέστηκαν για τη δοκιμή της.



Εικόνα 3-29: (α) Μαγνήτες εικόνατος δακτυλίου που εφαρμόζονται στην αρτηρία [45] (β) Τύλιγμα με παράπλευρους βρόχους

3.2.7.1 Θεωρητική ανάλυση

Ένας κυκλικός βρόχος που διαρρέεται από ρεύμα δημιουργεί στον x και τον z άξονα μαγνητικό πεδίο που δίνεται από τις σχέσεις 3.31 και 3.32 αντίστοιχα. [46]

$$B_x(x, z) = \frac{\mu_0 i z}{2\pi x} \frac{1}{\sqrt{(r+x)^2 + z^2}} \left[E \frac{r^2 + x^2 + z^2}{(r-x)^2 + z^2} - K \right] \quad (3.31)$$

$$B_z(x, z) = \frac{\mu_0 i}{2\pi} \frac{1}{\sqrt{(r+x)^2 + z^2}} \left[E \frac{r^2 - x^2 - z^2}{(r-x)^2 + z^2} + K \right] \quad (3.32)$$

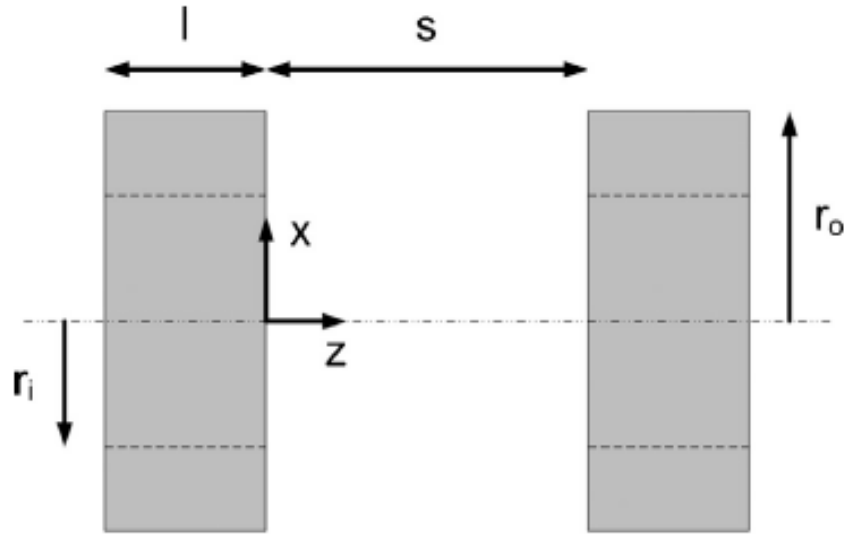
Όπου r είναι η ακτίνα του βρόχου, K και E πλήρη ελλειπτικά ολοκληρώματα πρώτου και δεύτερου είδους αντίστοιχα. Τα τελευταία υπολογίζονται από τις σχέσεις 3.33 και 3.34.

$$K(k) = \int_0^{\pi/2} \frac{d\theta}{\sqrt{1 - (\sin\theta k)^2}} \quad (3.33)$$

$$E(k) = \int_0^{\pi/2} \sqrt{1 - (\sin\theta k)^2} d\theta \quad (3.34)$$

Για το k ισχύει η σχέση 3.35.

$$k(x, z) = \sqrt{\frac{4rx}{\sqrt{(r+x)^2 + z^2}}} \quad (3.35)$$



Εικόνα 3-30: Σύστημα συντεταγμένων για τον υπολογισμό του μαγνητικού πεδίου

Αν τώρα θεωρήσουμε ότι το μαγνητικό πεδίο δημιουργείται από ένα στρώμα μαγνήτη απειροελάχιστου πάχους dz με επιφανειακή πυκνότητα φορτίου $\sigma_s = \mp B_r$ στις δύο μεριές του, τότε στην εξίσωση 3.32 ο όρος $\mu_0 i$ μπορεί να αντικατασταθεί από το B_r . [47] Επειδή βέβαια ο μαγνήτης είναι δακτύλιος, ο υπολογισμός του μαγνητικού πεδίου που δημιουργεί ένα στρώμα απειροελάχιστου πάχους dz υπολογίζεται από επαλληλία αφαιρώντας από το πεδίο που δημιουργείται από ένα τέτοιο στρώμα ακτίνας r_o (εξωτερική ακτίνα μαγνήτη δακτυλίου), το αντίστοιχο μέγεθος ενός στρώματος ακτίνας r_i (εσωτερική ακτίνα μαγνήτη δακτυλίου). Συνεπώς, το μαγνητικό πεδίο που δημιουργείται από ένα τμήμα του συγκεκριμένου μαγνήτη απειροελάχιστου πάχους υπολογίζεται ως εξής: [24]

$$B_z(x, z) = \frac{B_r}{2\pi} \frac{1}{\sqrt{(r_o + x)^2 + z^2}} \left[E_o \frac{r_o^2 - x^2 - z^2}{(r_o - x)^2 + z^2} + K_o \right] - \frac{B_r}{2\pi} \frac{1}{\sqrt{(r_i + x)^2 + z^2}} \left[E_i \frac{r_i^2 - x^2 - z^2}{(r_i - x)^2 + z^2} + K_i \right] \quad (3.36)$$

Το μαγνητικό πεδίο που προκαλείται από μαγνήτη μήκους l υπολογίζεται δίνοντας με ολοκλήρωση της (3.36) κατά μήκος του μαγνήτη. Στη συγκεκριμένη ανάλυση θεωρούμε ότι το μήκος είναι κατά τον άξονα z . Επομένως, θεωρώντας ως αρχή των αξόνων την εσωτερική δεξιά εξωτερική επιφάνεια του αριστερού μαγνήτη, το μαγνητικό πεδίο στην περιοχή ενδιάμεσα των μαγνητών δίνεται από την (3.37).

$$B_{z,2} = \int_z^{z+l} B_z(x,z)dz + \int_{s-z}^{s-z+l} B_z(x,z)dz \quad (3.37)$$

Έστω ότι η αρτηρία διαστέλλεται συνημιτονοειδώς με το χρόνο όπως περιγράφεται από τη σχέση 3.38.

Η ταχύτητα του αρτηριακού τοιχώματος δίνεται με παραγωγή της 3.38 (σχέση 3.39).

$$d(t) = d_0 + \frac{d_{max}}{2}(1 - \cos(\omega t)) \quad (3.38)$$

$$v(t) = \omega \frac{d_{max}}{2} \sin(\omega t) \quad (3.39)$$

Όπου ω είναι η κυκλική συχνότητα της κίνησης της αρτηρίας, d_0 η αρχική της διάμετρος και d_{max} διάμετρος στη θέση μέγιστης διαστολής. Τότε, αν ρ είναι η ειδική αντίσταση του σύρματος, d_w η διάμετρός του, A η επιφάνεια διατομής του σύρματος και L το συνολικό του μήκος, τότε η συνολική αντίσταση υπολογίζεται ως εξής:

$$R(t) = \rho \frac{\pi N d(t)}{\pi d_w^2 / 4} \quad (3.40)$$

Αν τώρα όπου x τεθεί διαμετρική μετατόπιση $d(t)$ (σχέση 3.38), τότε από το νόμο του Lorentz, η τάση στα άκρα του τυλίγματος προκύπτει από το επικαμπύλιο ολοκλήρωμα 3.41 ως προς την καμπύλη που ορίζει το τύλιγμα c .

$$V(t) = - \oint v(t) x B_{z_2} \left(\frac{d(t)}{2}, z \right) dl \quad (3.41)$$

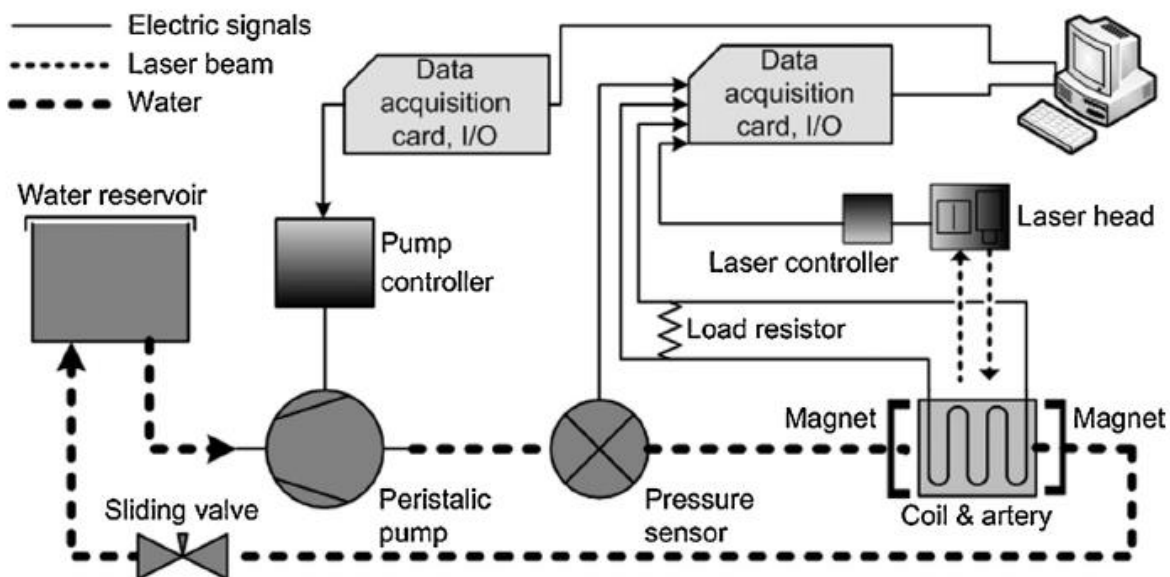
Τέλος, θεωρώντας ότι η διάταξη λειτουργεί με φορτίο αντίστασης $R(t)$ (η μέγιστη τιμή της ισχύος εξόδου παρατηρείται για αντίσταση ίση με αυτή του τυλίγματος), η ισχύς εξόδου δίνεται από την 3.42.

$$P(t) = \frac{\left(\frac{V(t)}{2}\right)^2}{R(t)} \quad (3.42)$$

3.2.7.2 Πείραμα

Η πειραματική διάταξη που χρησιμοποιήθηκε φαίνεται στην εικόνα 3.31. Το ρευστό που χρησιμοποιήθηκε ήταν νερό, λόγω της ομοιότητας που παρουσιάζει με το αίμα ως προς την πυκνότητα. Μία αντλία παράγει παλμούς ροής του νερού και το οδηγεί από ένα δοχείο στη συσκευή συγκομιδής ενέργειας. Οι παλμοί που παράγονται από την αντλία προκαλούν διαστολή του υλικού που προσομοιώνει την αρτηρία, και διαπερνά τη συσκευή. Ένας αισθητήρας πίεσης μετράει την πίεση του νερού, ενώ ένας αισθητήρας laser μετράει τη μετατόπιση του υλικού αυτού. Για το σκοπό αυτό χρησιμοποιήθηκαν μία αρτηρία γουρουνιού και ένας ελαστικός σωλήνας renrose. Το νερό οδηγείται σε μία βαλβίδα, η οποία συγκεντρώνει το νερό που εξάγονται από τη συσκευή ξανά μέσα στο δοχείο. Οι μετρήσεις λαμβάνονται για δύο διαφορετικά υλικά: έναν ελαστικό σωλήνα renrose και ένα τμήμα από αρτηρία χοίρου. [24]

Για «αρτηρία» της οποίας η διάμετρος μεταβαλλόταν από τα 10 στα 11mm, μαγνήτες εσωτερικής και εξωτερικής διαμέτρου 10.2 και 28 mm, μήκους 12mm και συχνότητα λειτουργίας 1Hz η μέση ισχύς που μετρήθηκε ήταν 42nW και η μέγιστη 2.38μW. Οι ισχύεις για τα δύο υλικά που χρησιμοποιήθηκαν ήταν περίπου ίσες.



Εικόνα 3-31: Πειραματική διάταξη

Η ισχύς δεν είναι ιδιαίτερα υψηλή σε σύγκριση με άλλες μεθόδους, αλλά καλύπτει ένα ικανοποιητικό ποσοστό της κατανάλωσης ισχύος ορισμένων

εμφυτεύσιμων ιατρικών διατάξεων. Για την εμφύτευση της συσκευής αυτής και την λειτουργία της in-vivo πρέπει να λυθούν πολλά ζητήματα. Αρχικά, η τοποθέτηση μίας τέτοια συσκευής σε μία αρτηρία φαίνεται να είναι πολύ δύσκολη. Επιπλέον, στην πραγματικότητα οι διαστάσεις θα έπρεπε να είναι πολύ μικρότερες για λειτουργία μέσα στο ανθρώπινο σώμα, γεγονός που σημαίνει μικρότερη ισχύ. Τέλος, δεν γνωρίζουμε τις επιπτώσεις που θα μπορούσε να έχει στην λειτουργία του ανθρώπινου οργανισμού η λειτουργία αυτής της συσκευής. [44]

3.2.8 Σύνοψη Μεθόδων Συγκομιδής Ενέργειας απο το Ανθρώπινο Σώμα

Μέθοδος	Ισχύς	Σχόλια
Θερμική Ενέργεια	1.3 μW	Τάση ανοιχτού κύκλωσης και ισχύς εξόδου 16.7V και 1.3 μW αντίστοιχα, για διάταξη μεγέθους 1 cm^2 και διαφορά θερμοκρασίας 5K.
Περπάτημα	5W	Θεωρητικά, μπορεί να αποδώσει ισχύ 5W, αλλά αδυνατεί η εφαρμογή της σε εμφυτεύσιμες ιατρικές διατάξεις.
Χημική Ενέργεια	20 μW	Σε πείραμα in-vitro, η μέγιστη ισχύς που απέδωσε εντός μίας εβδομάδας ήταν 20 μW
Κίνηση της καρδιάς (Mass Imbalance Oscillation Generator)	16.7 μW	Σε in-vitro πείραμα η ισχύς εξόδου ήταν 16.7 μW , που αντιστοιχεί σε ενέργεια 11.1 μJ ανά καρδιακό παλμό. Πολύ αποδοτική μέθοδος, διότι εκμεταλλεύεται την κίνηση της καρδιάς που αποτελεί εγγυημένη πηγή ενέργειας. Απαιτούνται όμως έρευνες για την βελτιστοποίηση της διάταξης και την εφαρμογή της στο ανθρώπινο σώμα.
Κίνηση της καρδιάς (PZT-MEH)	1.2 $\mu\text{W}/\text{cm}^2$.	Σε in-vitro πείραμα η ισχύς εξόδου ανά μονάδα επιφάνειας PZT μετρήθηκε ίση με 1.2 $\mu\text{W}/\text{cm}^2$. Επίσης πολύ αποδοτική μέθοδος, διότι εκμεταλλεύεται την κίνηση της καρδιάς και άλλων φυσιολογικών λειτουργιών.
Παραμόρφωση αρτηριών - κίνηση αγωγίμου υγρού	65 μW -135 μW	Δεν έχει εκτελεσθεί κάποιο πείραμα για την δοκιμή της, αλλά η ισχύς εξόδου έχει προκύψει από θεωρητικά μοντέλα. Η ισχύς εξόδου μπορεί να μειωθεί λόγω ορισμένων ηλεκτροχημικών αντιδράσεων. Επίσης, είναι πιθανός ο σχηματισμός θρόμβων αίματος και ενδέχεται να προκληθεί θέρμανση των ιστών.
Παραμόρφωση αρτηριών - διαστολή αγωγίμου τυλίγματος	42nW	Σε πείραμα in-vitro, η μέση ισχύς που μετρήθηκε ήταν 42nW και η μέγιστη 2.38 μW . Παρουσιάζει δυνατότητες

		βελτίωσης της απόδοσής της. Η εφαρμογή της μεθόδου φαίνεται ιδιαίτερα δύσκολη, και θα έπρεπε να κατασκευασθεί μία συσκευή με μικρότερες διαστάσεις.
--	--	---

Πίνακας 2: Σύνοψη μεθόδων συγκομιδής ενέργειας από το ανθρώπινο σώμα

4 ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΣΕΙΣ

Στο παρόν κεφάλαιο θα παρουσιαστούν τα αποτελέσματα των προσομοιώσεων για τις μεθόδους συγκομιδής ενέργειας από την κίνηση της καρδιάς (PZT ΜΕΗ) και από την παραμόρφωση των αρτηριών (Κίνηση αγωγίμου τυλίγματος), που αναλύθηκαν στις παραγράφους 3.2.5 και 3.2.7 αντίστοιχα. Σημειώνεται ότι οι προσομοιώσεις αναπτύχθηκαν σε MATLAB.

4.1 ΚΙΝΗΣΗ ΤΗΣ ΚΑΡΔΙΑΣ (PZT ΜΕΗ)

Υπενθυμίζεται ότι η συγκεκριμένη μέθοδος παράγει ενέργεια μέσω της κίνησης λεπτών στρωμάτων PZT. Στην παράγραφο αυτή αναπτύχθηκε προσομοίωση για το in-vitro πείραμα (Εικόνα 3.24 Α, C), όπου η διάταξη ΜΕΗ υφίσταται μηχανική παραμόρφωση από εξωτερικά μηχανήματα. Θεωρείται ότι η ΜΕΗ παραμορφώνεται σύμφωνα με την εξίσωση 4.1.

$$\Delta L = \begin{cases} \frac{\Delta L_{max}}{4} \left[1 - \cos\left(\frac{\pi t}{T_1}\right) \right]^2, & 0 \leq t < T_1 \\ \Delta L_{max}, & T_1 \leq t \leq T_1 + T_2 \\ \frac{\Delta L_{max}}{4} \left\{ 1 - \cos\left[\frac{\pi(t - 2T_1 - T_2)}{T_1}\right] \right\}^2, & T_1 + T_2 \leq t < 2T_1 + T_2 \\ 0, & 2T_1 + T_2 \leq t < 2(T_1 + T_2) \end{cases} \quad (4.1)$$

Όπου ΔL η συμπίεση μεταξύ των δύο άκρων της ΜΕΗ (εικόνα 3.22). Για τους υπολογισμούς θα χρειαστούν ορισμένες παράμετροι για τις διαφορετικές στρώσεις υλικών που αποτελούν τη διάταξη (εικόνα 3.21). Οι παράμετροι αυτές και οι τιμές τους φαίνονται στον πίνακα 3.

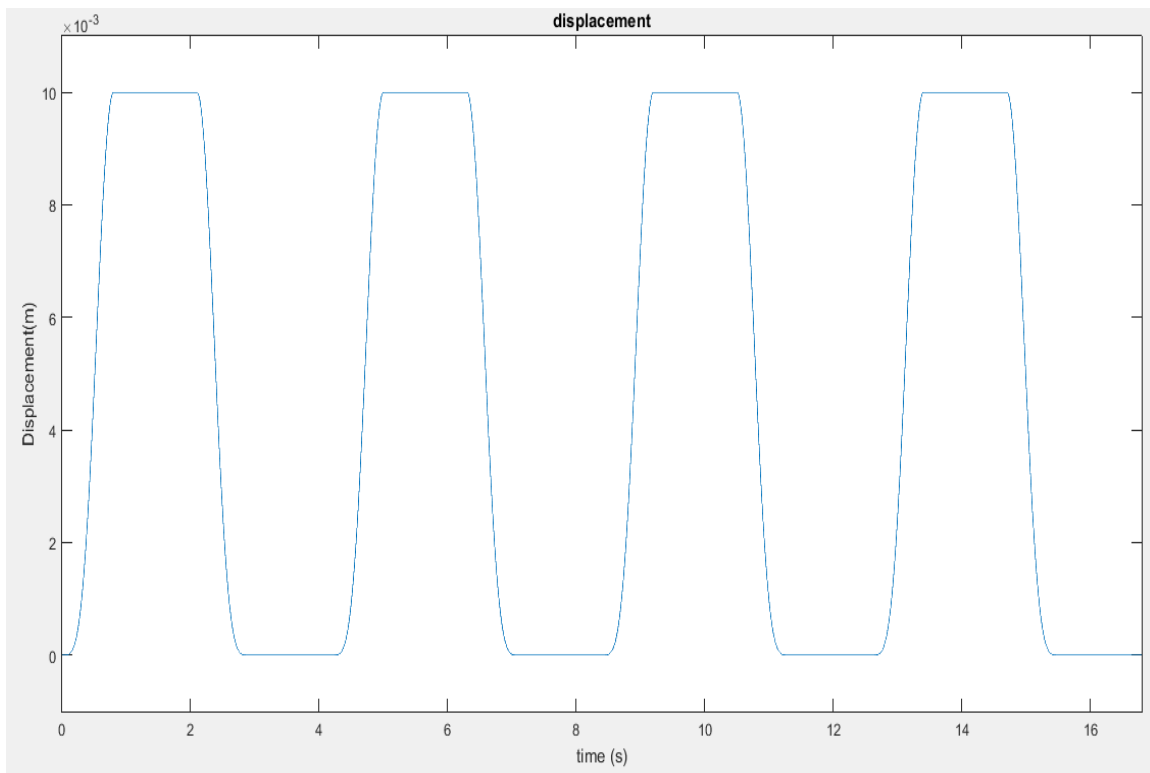
Αριθμός στρώματος	Υλικό	Συντελεστής επίπεδης παραμόρφωσης	Πάχος
1	PI	2.83 Gra	75 μm
2	PI	2.83 Gra	1.2 μm
3	Ti	129 Gra	20 nm
4	Pt	196 Gra	0.3 μm
5	PZT	69.2 Gra	0.5 μm
6	Cr	292 Gra	10 nm
7	Au	96.7 Mpa	0.2 μm
8	PI	2.83 Gra	1.2 μm

Πίνακας 3: Παράμετροι υλικών ταινίας ΜΕΗ

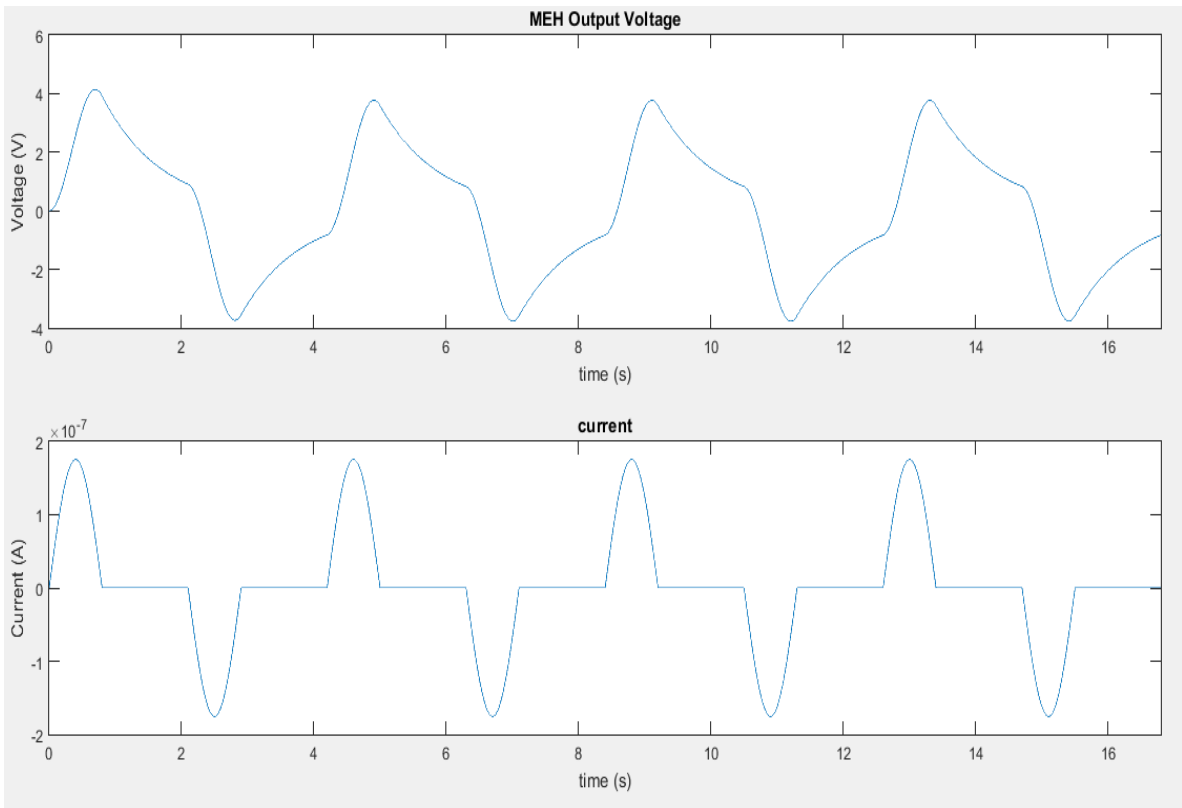
Επίσης, θεωρούνται ως δεδομένες οι τιμές $A_{pzT}=2.24 \text{ mm}^2$ (Συνολική επιφάνεια PZT σε μία ταινία ΜΕΗ), $L=2.5\text{cm}$ (Μήκος ταινίας ΜΕΗ) και $R= 60\text{M}\Omega$ (Αντίσταση στην έξοδο της διάταξης). Η προσομοίωση αναπτύχθηκε με βάση τις εξισώσεις 3.21-3.30 και εκτελείται για διαφορετικές τιμές των ΔL_{\max} (μέγιστη συμπίεση άκρων ταινίας ΜΕΗ) και συχνότητα παραμόρφωσης. Συγκεκριμένα, πραγματοποιείται εκτέλεση για συχνότητες 0.24, 0.8, 1.2, 1.6, 2 και για ΔL_{\max} από 1 έως 15 mm με βήμα 1 mm.

4.1.1 Συχνότητα 0.24 Hz ($T_1=0.8\text{s}$, $T_2=1.3\text{s}$)

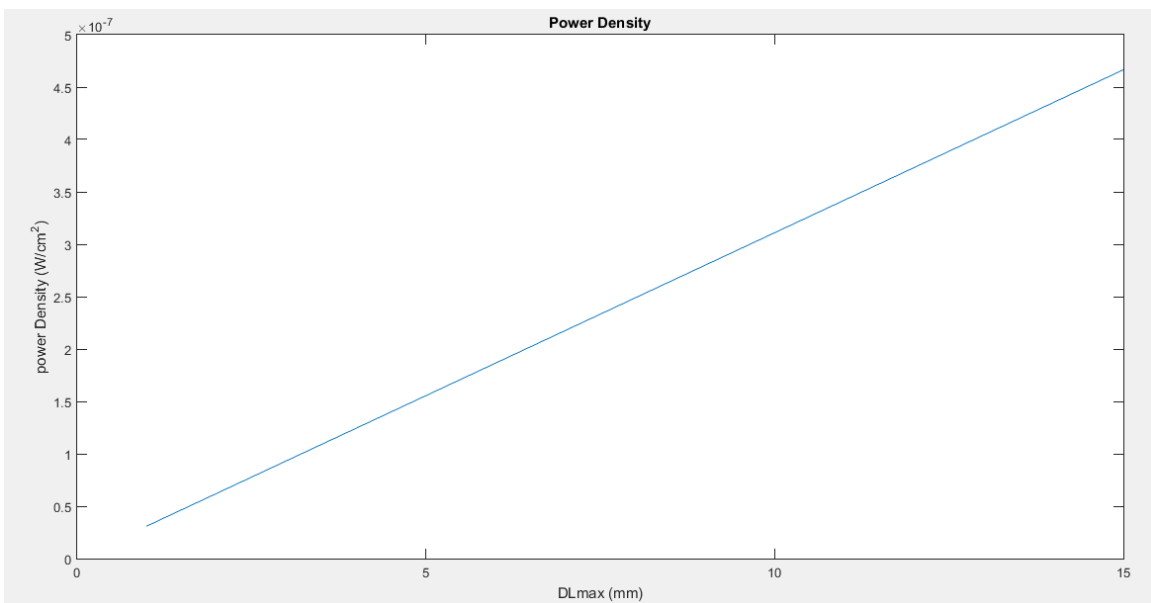
Στην εικόνα 4.1 παρουσιάζεται η συμπίεση των δύο άκρων μίας ταινίας ΜΕΗ (ΔL), ενώ στην εικόνα 4.2 το ρεύμα βραχυκύκλωσης και η τάση ανοιχτοκύκλωσης εξόδου ως προς το χρόνο για $f=0.24 \text{ Hz}$ και $\Delta L_{\max}=10\text{mm}$. Στην εικόνα 4.3 και στον πίνακα 4 φαίνονται οι τιμές της ισχύος εξόδου ανά μονάδα επιφάνειας για ΔL_{\max} από 1 έως 15 mm με βήμα 1 mm.



Εικόνα 4-1: Συμπίεση των δύο άκρων μίας ταινίας ΜΕΗ ΔL , για $f=0.24 \text{ Hz}$ και $\Delta L_{\max}=10\text{mm}$



Εικόνα 4-2: Ρεύμα βραχυκύκλωσης και τάση ανοιχτού κύκλωσης εξόδου MEH για $f=0.24$ Hz και $\Delta L_{\max}=10$ mm



Εικόνα 4-3: Ισχύς ανά μονάδα επιφάνειας για ΔL_{\max} από 1 έως 15mm.

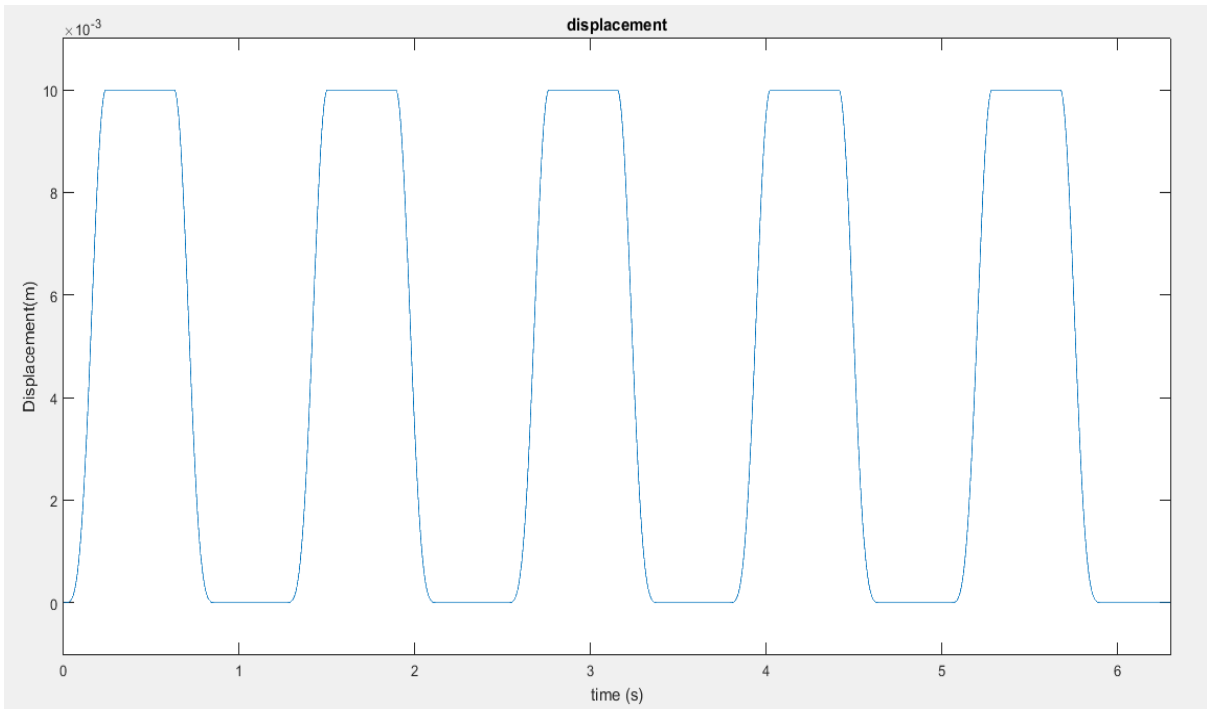
$\Delta L_{\max}(\text{mm})$	$P(\text{W}/\text{cm}^2)$
1	$3.1100 \cdot 10^{-8}$
2	$6.2200 \cdot 10^{-8}$
3	$9.3300 \cdot 10^{-7}$
4	$1.2440 \cdot 10^{-7}$
5	$1.5550 \cdot 10^{-7}$
6	$1.8660 \cdot 10^{-7}$
7	$2.1770 \cdot 10^{-7}$
8	$2.4880 \cdot 10^{-7}$
9	$2.7990 \cdot 10^{-7}$
10	$3.1100 \cdot 10^{-7}$
11	$3.4210 \cdot 10^{-7}$
12	$3.7320 \cdot 10^{-7}$
13	$4.0430 \cdot 10^{-7}$
14	$4.3540 \cdot 10^{-7}$
15	$4.6650 \cdot 10^{-7}$

Πίνακας 4: Ισχύς ανά μονάδα επιφάνειας για ΔL_{\max} από 1 έως 15mm και συχνότητα 0.24 Hz.

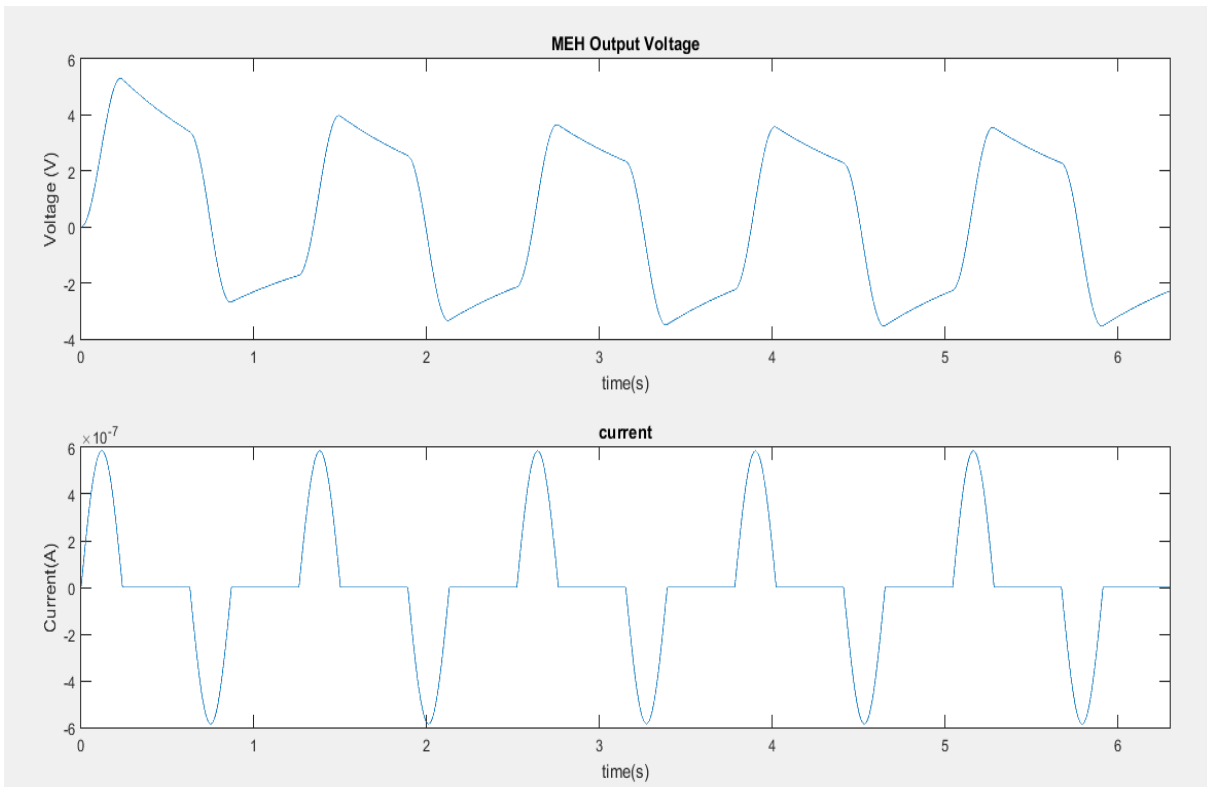
Παρατηρείται γραμμική και αύξουσα σχέση μεταξύ της ισχύος εξόδου και της μέγιστης συμπίεσης ΔL_{\max} . Αυτό είναι λογικό, δεδομένου ότι όσο μεγαλύτερη είναι η συμπίεση του PZT, τόσο περισσότερο διεγείρεται και συνεπώς παράγει μεγαλύτερη τάση.

4.1.2 Συχνότητα 0.8 Hz ($T_1=0.24\text{s}$, $T_2=0.39\text{s}$)

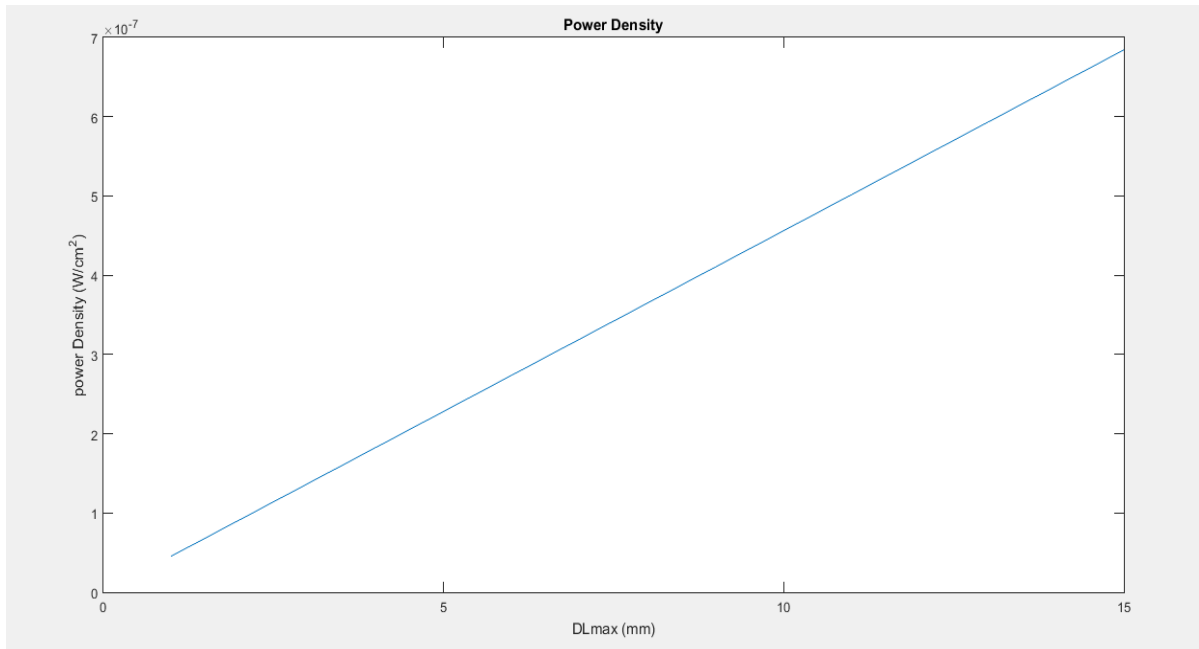
Στην εικόνα 4.4 παρουσιάζεται η συμπίεση των δύο άκρων μίας ταινίας ΜΕΗ (ΔL), ενώ στην εικόνα 4.5 το ρεύμα βραχυκύκλωσης και η τάση ανοιχτοκύκλωσης εξόδου ως προς το χρόνο για $f=0.8$ Hz και $\Delta L_{\max}=10\text{mm}$. Στην εικόνα 4.6 και στον πίνακα 4 φαίνονται οι τιμές της ισχύος εξόδου ανά μονάδα επιφάνειας για ΔL_{\max} από 1 έως 15 mm με βήμα 1 mm.



Εικόνα 4-4: Συμπύση των δύο άκρων μίας ταινίας ΜΕΗ ΔL, για $f=0.8$ Hz και $\Delta L_{max}=10\text{mm}$



Εικόνα 4-5: Ρεύμα βραχυκύκλωσης και τάση ανοιχτούκύκλωσης εξόδου ΜΕΗ για $f=0.8$ Hz και $\Delta L_{max}=10\text{mm}$

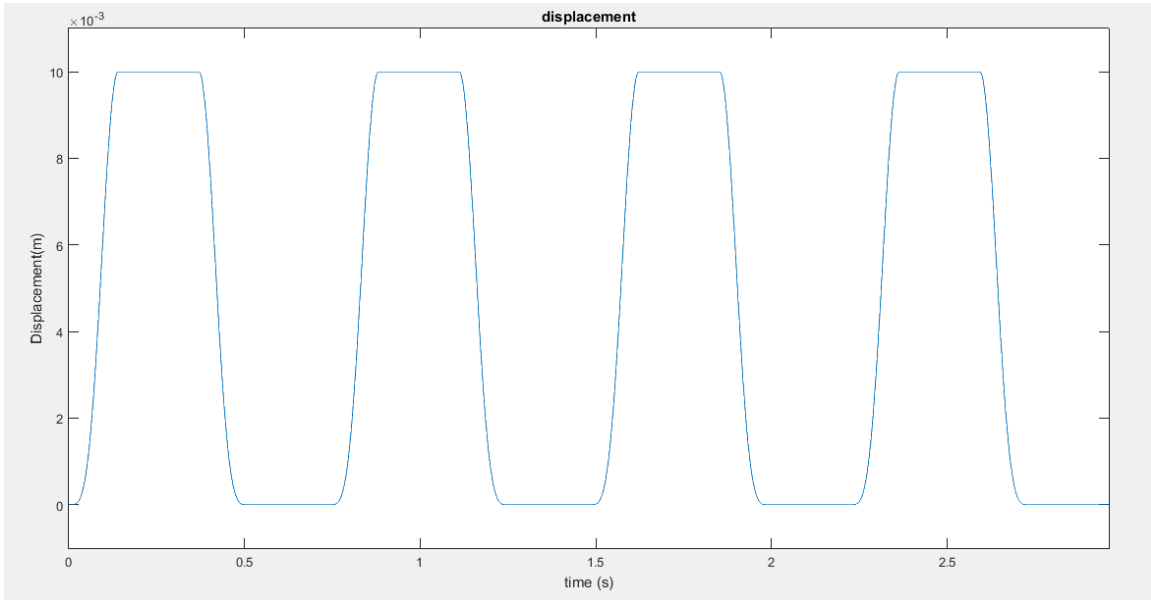


Εικόνα 4-6: Ισχύς ανά μονάδα επιφάνειας για ΔL_{max} από 1 έως 15mm και $f=0.8\text{Hz}$

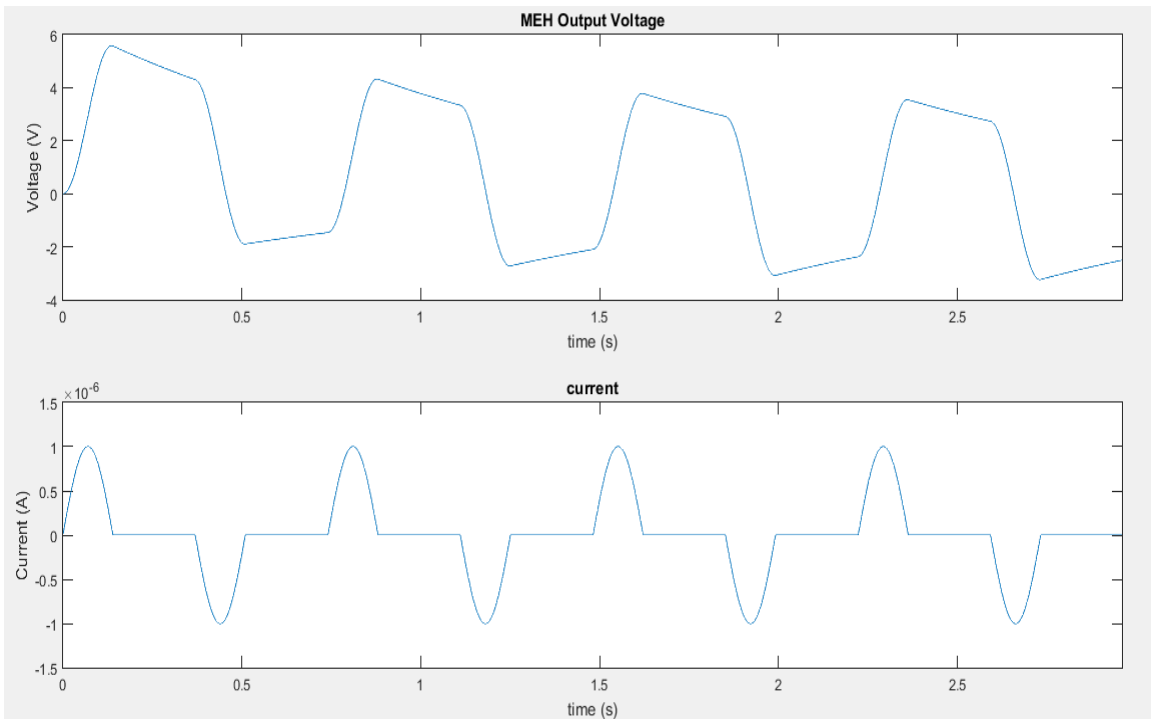
$\Delta L_{max}(\text{mm})$	$P(\text{W}/\text{cm}^2)$
1	$4.5619 \cdot 10^{-8}$
2	$9.1238 \cdot 10^{-8}$
3	$1.3686 \cdot 10^{-7}$
4	$1.8248 \cdot 10^{-7}$
5	$2.2809 \cdot 10^{-7}$
6	$2.7371 \cdot 10^{-7}$
7	$3.1933 \cdot 10^{-7}$
8	$3.6495 \cdot 10^{-7}$
9	$4.1057 \cdot 10^{-7}$
10	$4.5619 \cdot 10^{-7}$
11	$5.0181 \cdot 10^{-7}$
12	$5.4743 \cdot 10^{-7}$
13	$5.9304 \cdot 10^{-7}$
14	$6.3866 \cdot 10^{-7}$
15	$6.8428 \cdot 10^{-7}$

Πίνακας 5: Ισχύς ανά μονάδα επιφάνειας για ΔL_{max} από 1 έως 15mm και συχνότητα 0.8 Hz.

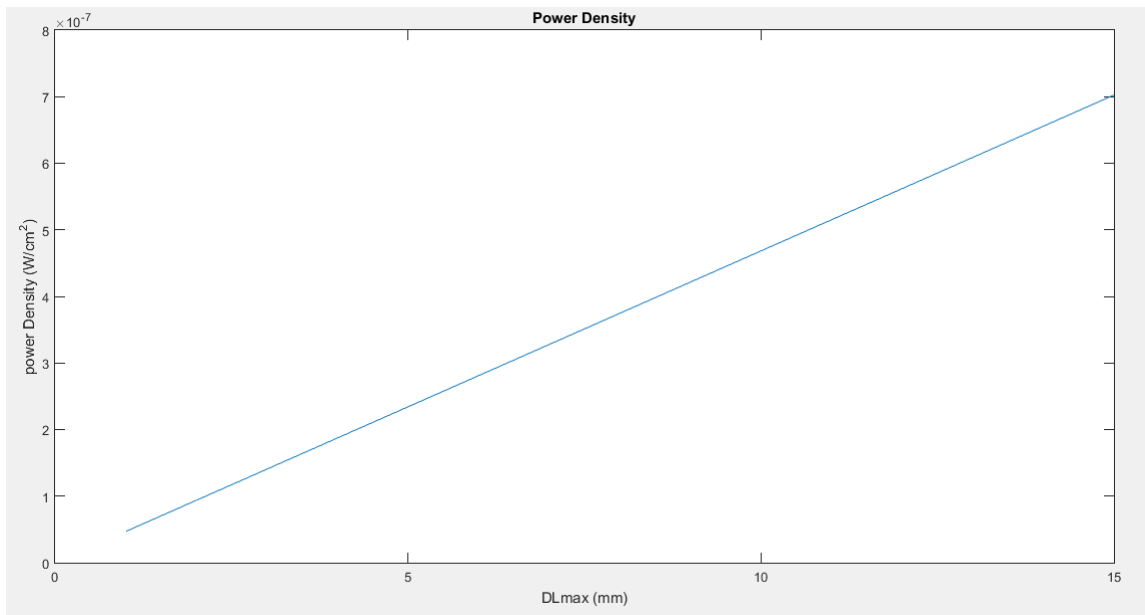
4.1.3 Συχνότητα 1.4 Hz ($T_1=0.14s$, $T_2=0.23s$)



Εικόνα 4-7: Συμπύση των δύο άκρων μίας ταινίας ΜΕΗ ΔL, για $f=1.4$ Hz και $\Delta L_{max}=10mm$



Εικόνα 4-8: Ρεύμα βραχυκύκλωσης και τάση ανοιχτούκύκλωσης εξόδου ΜΕΗ για $f=1.4$ Hz και $\Delta L_{max}=10mm$

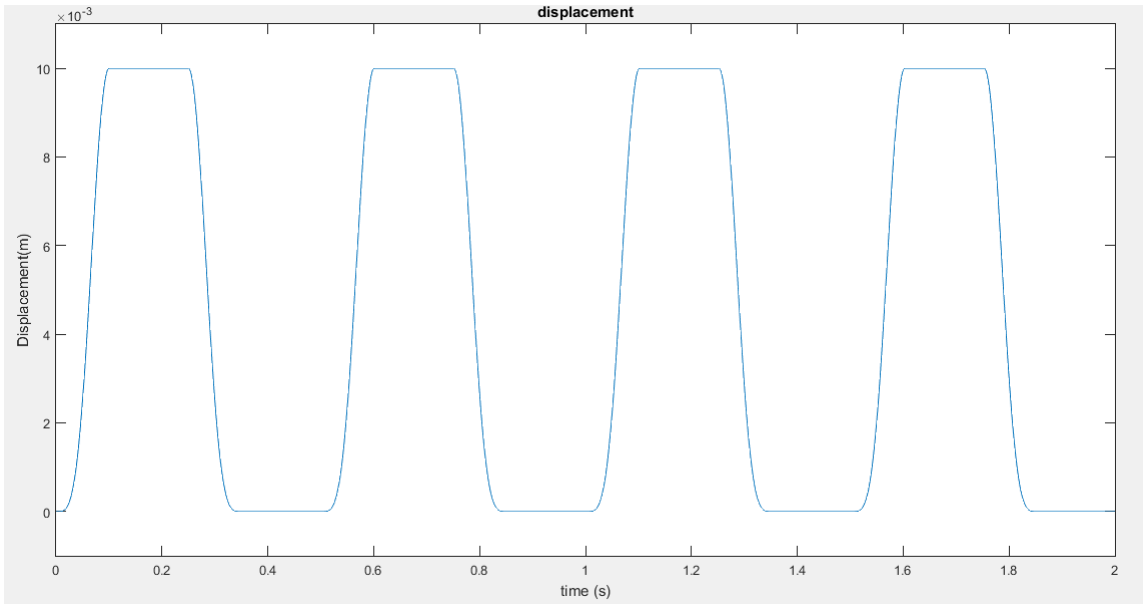


Εικόνα 4-9: Ισχύς ανά μονάδα επιφάνειας για ΔL_{\max} από 1 έως 15mm και $f=1.4\text{Hz}$

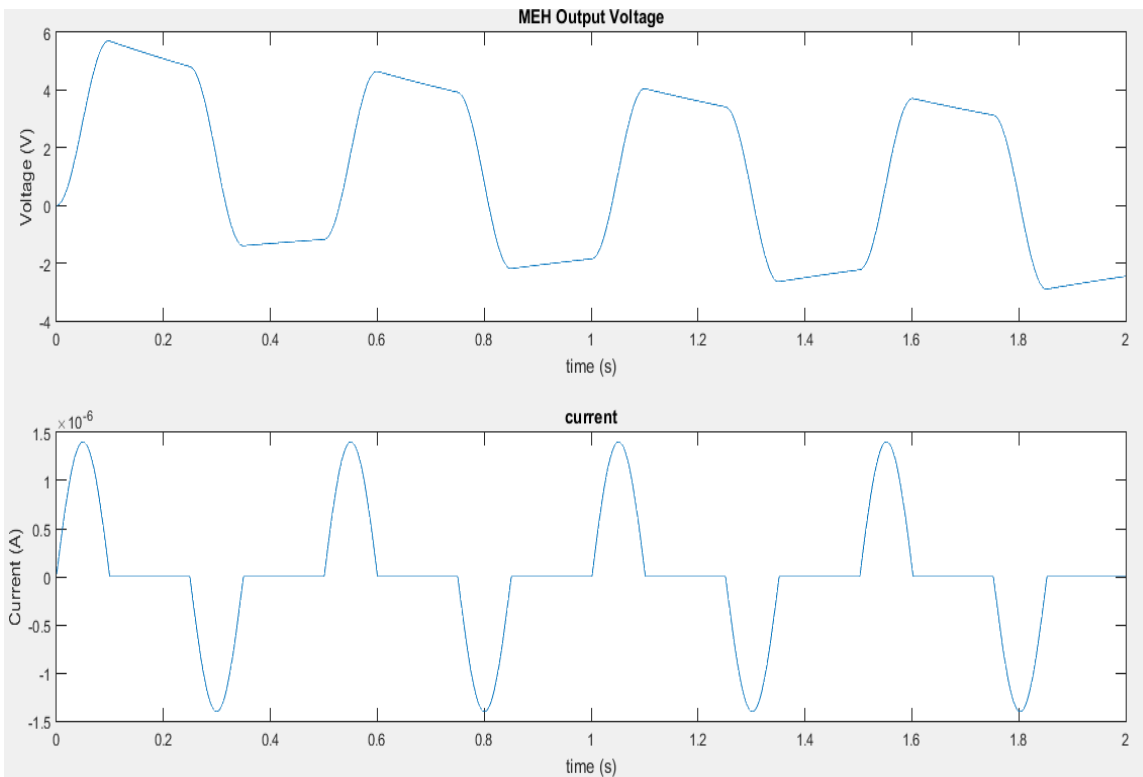
ΔL_{\max} (mm)	P (W/cm ²)
1	4.68E-08
2	9.37E-08
3	1.40E-07
4	1.87E-07
5	2.34E-07
6	2.81E-07
7	3.28E-07
8	3.75E-07
9	4.21E-07
10	4.68E-07
11	5.15E-07
12	5.62E-07
13	6.09E-07
14	6.56E-07
15	7.02E-07

Πίνακας 6: Ισχύς ανά μονάδα επιφάνειας για ΔL_{\max} από 1 έως 15mm και συχνότητα 1.4 Hz.

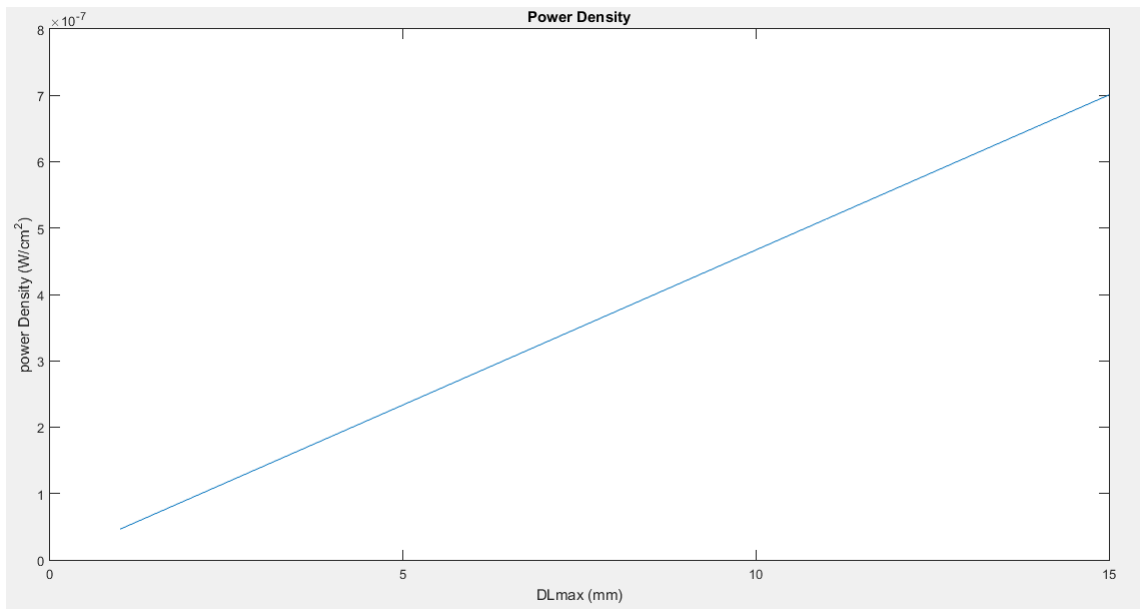
4.1.4 Συχνότητα 2 Hz ($T_1=0.09s$, $T_2=0.16s$)



Εικόνα 4-10: Συμπύση των δύο άκρων μίας ταινίας ΜΕΗ ΔL, για $f=2$ Hz και $\Delta L_{max}=10\text{mm}$



Εικόνα 4-11: Ρεύμα βραχυκύκλωσης και τάση ανοιχτού κύκλωσης εξόδου ΜΕΗ για $f=2$ Hz και $\Delta L_{max}=10\text{mm}$



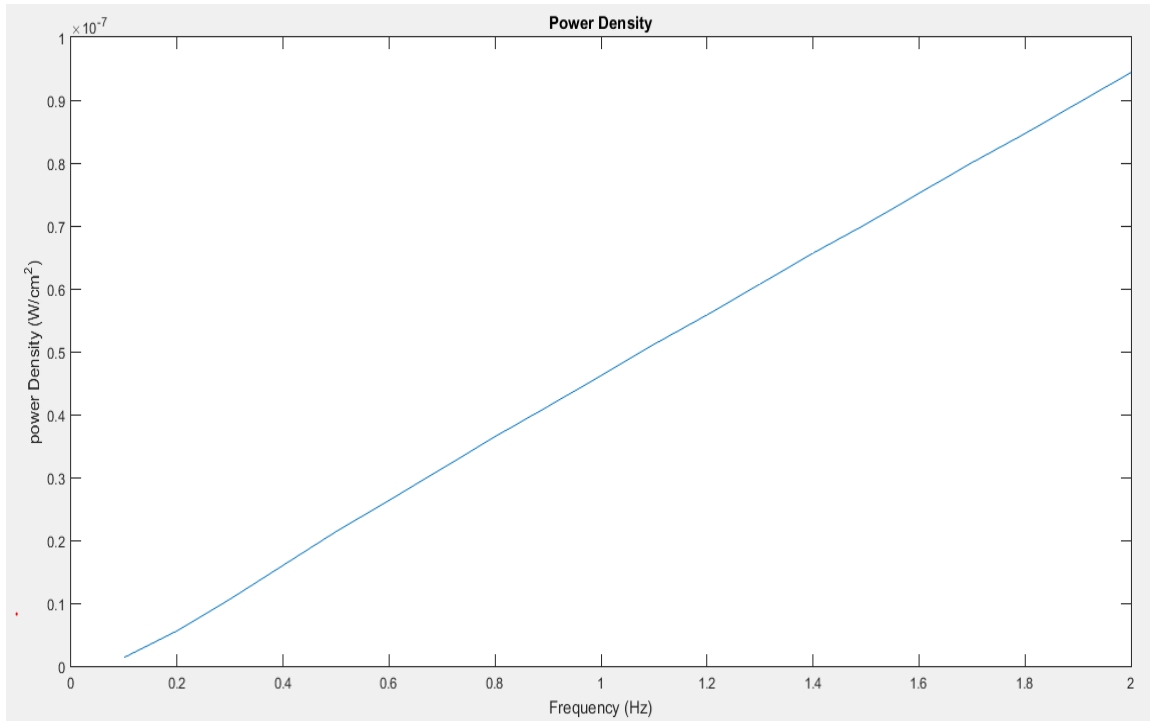
Εικόνα 4-12: Ισχύς ανά μονάδα επιφάνειας για ΔL_{max} από 1 έως 15mm και $f=2Hz$

ΔL_{max} (mm)	P (W/cm^2)
1	4.67E-08
2	9.34E-08
3	1.40E-07
4	1.87E-07
5	2.34E-07
6	2.80E-07
7	3.27E-07
8	3.74E-07
9	4.20E-07
10	4.67E-07
11	5.14E-07
12	5.61E-07
13	6.07E-07
14	6.54E-07
15	7.01E-07

Πίνακας 7: Ισχύς ανά μονάδα επιφάνειας για ΔL_{max} από 1 έως 15mm και $f=2Hz$

4.1.5 Σταθερό ΔL_{\max} (10mm) και μεταβλητή συχνότητα.

Στην εικόνα 4.13 φαίνεται η ισχύς ανά μονάδα επιφάνειας για $\Delta L_{\max}=10\text{mm}$ και συχνότητα από 0.1 έως 2 Hz με βήμα 0.1 Hz.



Εικόνα 4-13: Ισχύς εξόδου ανά μονάδα επιφάνειας για $\Delta L_{\max}=10\text{mm}$ και μεταβλητή συχνότητα

Παρατηρείται ότι η ισχύς αυξάνεται γραμμικά με τη συχνότητα. Γενικά από τις προσομοιώσεις φαίνεται ότι για τη συγκεκριμένη διάταξη που κατασκευάστηκε, η ισχύς αυξάνεται σημαντικά με την αύξηση της συμπίεσης και της συχνότητας. Συνεπώς, μία ταινία PZT ΜΕΗ αποδίδει μεγαλύτερη ισχύ στα σημεία της καρδιάς που παρουσιάζεται η μέγιστη μετατόπιση, και για υψηλό καρδιακό ρυθμό.

4.2 ΠΑΡΑΜΟΡΦΩΣΗ ΑΡΤΗΡΙΩΝ (ΔΙΑΣΤΟΛΗ ΑΓΩΓΙΜΟΥ ΤΥΛΙΓΜΑΤΟΣ)

Υπενθυμίζεται ότι στη συγκεκριμένη μέθοδο, ένα λεπτό σύρμα τυλίγεται γύρω από την αρτηρία. Το τύλιγμα κατασκευάζεται με παράπλευρους βρόχους (Εικόνα 3.30 β), ώστε να μπορεί να παραμορφώνεται μαζί με το εξωτερικό αρτηριακό τοίχωμα και δύο μαγνήτες σχήματος δακτυλίου, δημιουργούν μαγνητικό πεδίο κάθετο στο διάνυσμα της ταχύτητας του τυλίγματος. Η κίνηση εντός του μαγνητικού πεδίου έχει ως αποτέλεσμα την δημιουργία εναλλασσόμενης τάσης στα άκρα του σύρματος.

Στην παράγραφο 3.2.7 αναπτύχθηκαν οι εξισώσεις για τον υπολογισμό της τάσης και της ισχύος εξόδου της διάταξης (εξισώσεις 3.31-3.42), οι οποίες αποτέλεσαν τη βάση για την υλοποίηση της προσομοίωσης σε MATLAB.

Για τον υπολογισμό των ζητούμενων μεγεθών, θα χρησιμοποιηθούν οι τιμές της παραμένουσας μαγνήτισης, της ειδικής αντίστασης του χαλκού, η μέγιστη μετατόπιση αρτηριακού τοιχώματος και η διάμετρος του σύρματος. Οι τιμές αυτές φαίνονται στον πίνακα 8.

Παράμετρος	Σύμβολο	Τιμή
Παραμένουσα Μαγνήτιση	B_r	1.2 T
Ειδική αντίσταση χαλκού	r_o	$1.68 \cdot 10^{-8}$
Μέγιστη μετατόπιση αρτηριακού τοιχώματος	d_{max}	10% αρχικής διαμέτρου της αρτηρίας
Διάμετρος σύρματος	d_w	0.2 mm

Πίνακας 8: Παράμετροι για την προσομοίωση της μεθόδου συγκομιδής ενέργειας από την παραμόρφωση των αρτηριών. [24]

Η απόσταση μεταξύ των μαγνητών (s) η εσωτερική και εξωτερική διάμετρος (d_{in} και d_{out} αντίστοιχα), το μήκος των μαγνητών (l) και η διάμετρος της αρτηρίας (d_0) αποτελούν τις μεταβλητές ως προς τις οποίες θα μελετηθεί η συμπεριφορά της διάταξης.

Οι προσομοιώσεις εκτελούνται για δύο περιπτώσεις:

- **Περίπτωση A:** $d_{in}=10.2\text{mm}$, $d_{out}=28\text{mm}$, $s=12\text{mm}$, $d_0=10\text{mm}$ και $l=12\text{mm}$
- **Περίπτωση B:** $d_{in}=15\text{mm}$, $d_{out}=41\text{mm}$, $s=12\text{mm}$, $d_0=14\text{mm}$ και $l=20\text{mm}$

Η περίπτωση A αντιστοιχεί στο πείραμα που περιγράφεται στην παράγραφο 3.2.7.2, ενώ η περίπτωση B αντιστοιχεί στο πείραμα που εκτελέστηκε στα πλαίσια της διπλωματικής εργασίας.

Το μήκος του τυλίγματος κατά τον οριζόντιο άξονα θεωρείται ότι είναι περίπου ίσο με το s και ο αριθμός των περιελίξεων N προσαρμόζεται κατάλληλα (εξίσωση 4.2).

$$N = \frac{s}{d_w} \quad (4.2)$$

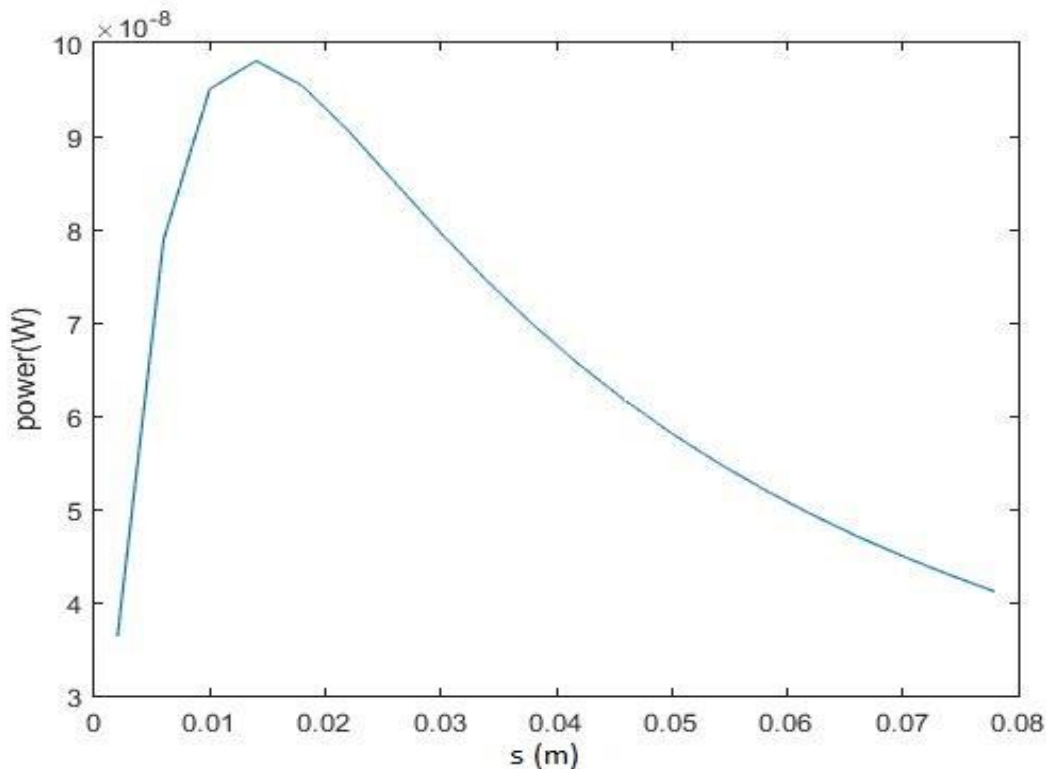
Σημειώνεται ότι η μελέτη αυτή πραγματοποιείται για κυλινδρικό τύλιγμα χωρίς παράπλευρους βρόχους, επειδή δεν γνωρίζουμε τις εξισώσεις κίνησής τους. Επειδή όμως κινούνται και οι τελευταίοι μέσα στο μαγνητικό πεδίο και συμβάλλουν προσθετικά στην ισχύ, ενδέχεται η προσομοίωση να υποτιμά την ισχύ εξόδου της διάταξης.

4.2.1 Περίπτωση Α

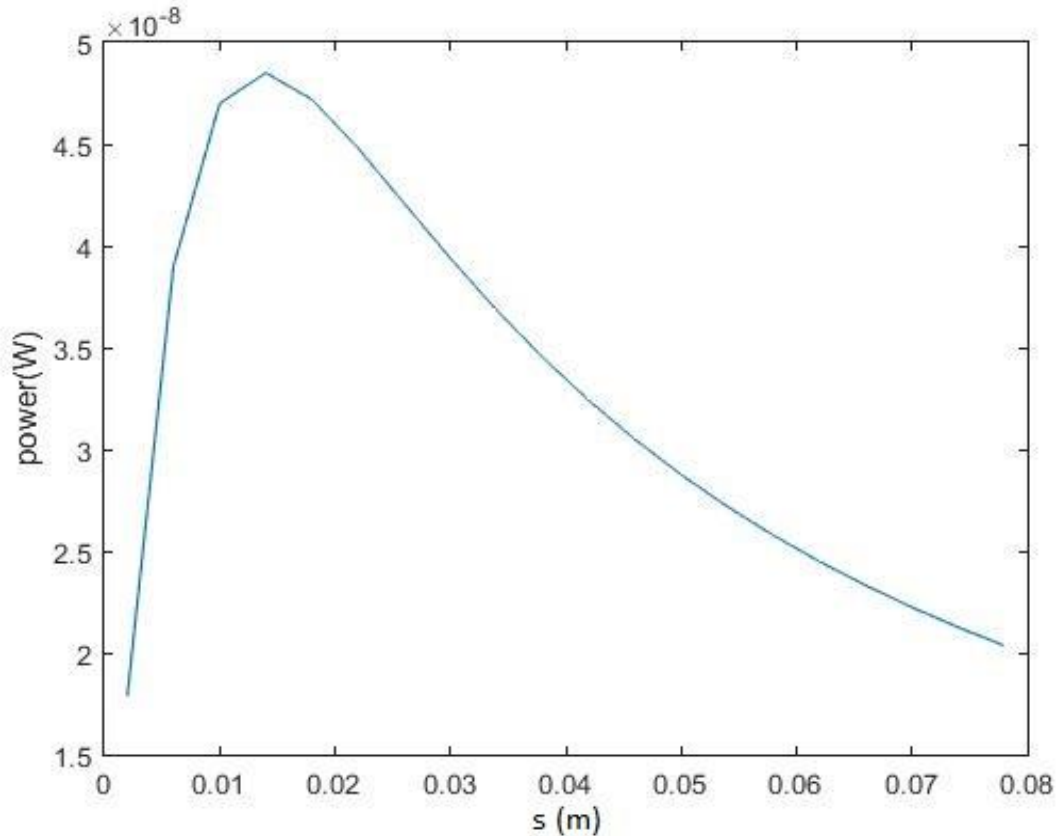
Όπως αναφέρθηκε, στη συγκεκριμένη περίπτωση έχουμε: $d_{in}=10.2\text{mm}$, $d_{out}=28\text{mm}$, $s=12\text{mm}$, $d_0=10\text{mm}$ και $l=12\text{mm}$. Ακολουθεί ανάλυση κρατώντας κάθε φορά ορισμένες από αυτές τις παραμέτρους σταθερές και μεταβαλλόντας κάποιες άλλες.

- $d_{in}=10.2\text{mm}$, $d_{out}=28\text{mm}$, $d_0=10\text{mm}$, $l=12\text{mm}$ και μεταβλητό s .

Στις εικόνες 4.14 και 4.15 φαίνονται η μέγιστη και η μέση ισχύς εξόδου αντίστοιχα, για s (απόσταση μαγνητών) από 2 έως 78mm με βήμα 4 mm.



Εικόνα 4-14: Μέγιστη ισχύς εξόδου για $d_{in}=10.2\text{mm}$, $d_{out}=28\text{mm}$, $d_0=10\text{mm}$ και $l=12\text{mm}$

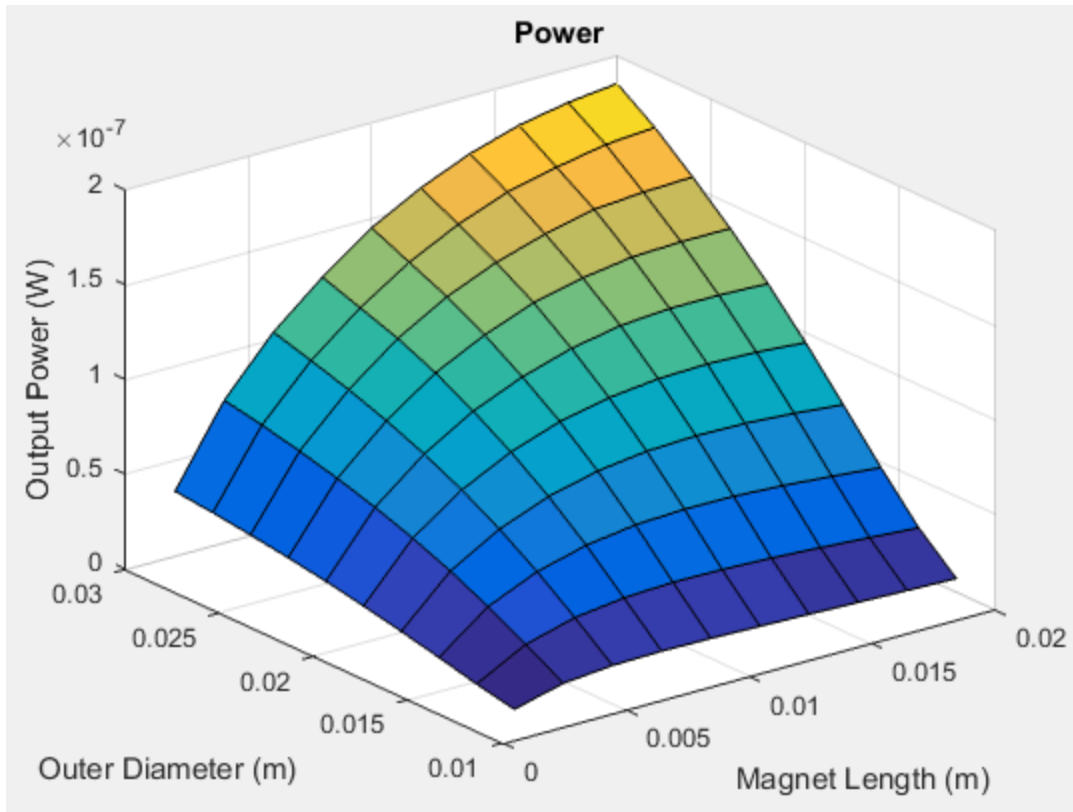


Εικόνα 4-15: Μέση ισχύς εξόδου για $d_{in}=10.2\text{mm}$, $d_{out}=28\text{mm}$, $d_0=10\text{mm}$ και $l=12\text{mm}$

Η ισχύς γίνεται μέγιστη για $s=14\text{mm}$ και στη συνέχεια μειώνεται όσο απομακρύνονται οι μαγνήτες. Αυτό εξηγείται φυσικά, διότι όσο αυξάνεται η απόσταση, αυξάνεται και ο αριθμός των περιελίξεων N του τυλίγματος και συνεπώς αυξάνεται η τάση. Για πολύ μεγάλο s όμως, που οι μαγνήτες είναι πολύ μακριά, οι γραμμές του μαγνητικού πεδίου παύουν να είναι ευθύγραμμες στο ενδιάμεσο των μαγνητών, και επομένως η ισχύς μειώνεται.

- $d_{in}=10.2\text{mm}$, $d_0=10\text{mm}$, $s=12\text{mm}$ και μεταβλητά d_{out}, l .

Στις εικόνες 4.16 και 4.17 φαίνονται η μέγιστη και η μέση ισχύς εξόδου αντίστοιχα, για l από 2 έως 20 mm και d_{out} από 12 έως 30mm, με βήμα 2mm. Στους πίνακες 9 και 10 περιλαμβάνονται οι αντίστοιχες τιμές.

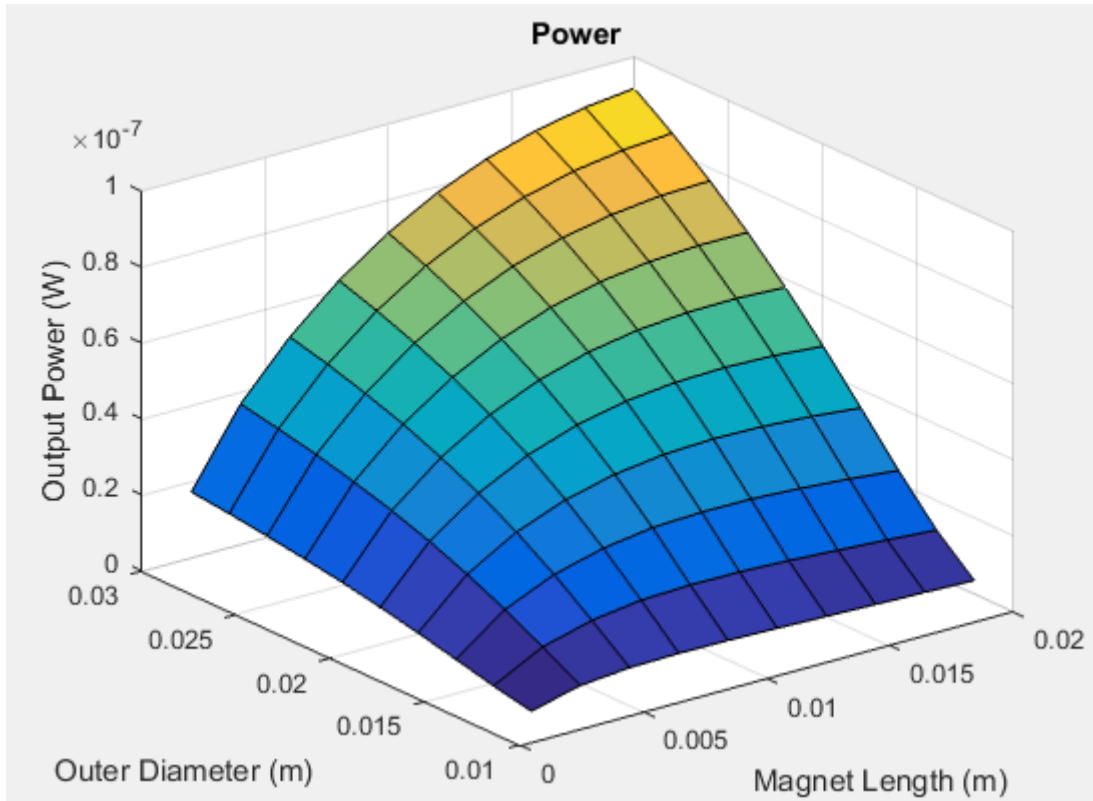


Εικόνα 4-16: Μέγιστη ισχύς εξόδου για $d_{in}=10.2\text{mm}$, $d_o=10\text{mm}$, $s=12\text{mm}$ και μεταβλητά d_{out}, I .

d_{max} I	12mm	14mm	16mm	18mm	20mm	22mm	24mm	26mm	28mm	30mm
2mm	1.63E-09	8.32E-09	1.07E-08	1.12E-08	1.09E-08	1.03E-08	9.59E-09	8.82E-09	8.07E-09	7.35E-09
4mm	5.74E-09	1.96E-08	2.67E-08	3.01E-08	3.13E-08	3.10E-08	3.00E-08	2.85E-08	2.67E-08	2.49E-08
6mm	1.06E-08	3.04E-08	4.18E-08	4.87E-08	5.24E-08	5.37E-08	5.34E-08	5.20E-08	4.99E-08	4.75E-08
8mm	1.52E-08	4.00E-08	5.51E-08	6.53E-08	7.17E-08	7.51E-08	7.62E-08	7.57E-08	7.40E-08	7.15E-08
10mm	1.95E-08	4.82E-08	6.66E-08	7.96E-08	8.86E-08	9.42E-08	9.71E-08	9.79E-08	9.71E-08	9.51E-08
12mm	2.33E-08	5.53E-08	7.64E-08	9.20E-08	1.03E-07	1.11E-07	1.16E-07	1.18E-07	1.18E-07	1.17E-07
14mm	2.66E-08	6.14E-08	8.48E-08	1.03E-07	1.16E-07	1.26E-07	1.32E-07	1.36E-07	1.37E-07	1.37E-07
16mm	2.95E-08	6.66E-08	9.20E-08	1.12E-07	1.27E-07	1.38E-07	1.46E-07	1.52E-07	1.54E-07	1.55E-07
18mm	3.20E-08	7.12E-08	9.82E-08	1.19E-07	1.36E-07	1.49E-07	1.59E-07	1.65E-07	1.70E-07	1.72E-07
20mm	3.42E-08	7.51E-08	1.04E-07	1.26E-07	1.45E-07	1.59E-07	1.70E-07	1.78E-07	1.83E-07	1.86E-07

Πίνακας 9: Μέγιστη ισχύς εξόδου για $d_{in}=10.2\text{mm}$, $d_o=10\text{mm}$, $s=12\text{mm}$ και μεταβλητά d_{out}, I .

Παρατηρείται αύξηση της ισχύος με την αύξηση του I και του d_{out} , γεγονός που φαίνεται λογικό, αφού όσο μεγαλώνουν αυτοί οι παράμετροι, τόσο ενισχύεται το μαγνητικό πεδίο που δημιουργείται από τους μαγνήτες.



Εικόνα 4-17: Μέση ισχύς εξόδου για $d_{in}=10.2\text{mm}$, $d_o=10\text{mm}$, $s=12\text{mm}$ και μεταβλητά $d_{out}l$.

d_{max} l	12mm	14mm	16mm	18mm	20mm	22mm	24mm	26mm	28mm	30mm
2mm	8.04E-10	4.07E-09	5.24E-09	5.50E-09	5.38E-09	5.08E-09	4.72E-09	4.34E-09	3.97E-09	3.62E-09
4mm	2.88E-09	9.62E-09	1.31E-08	1.49E-08	1.54E-08	1.53E-08	1.48E-08	1.40E-08	1.32E-08	1.23E-08
6mm	5.31E-09	1.49E-08	2.06E-08	2.40E-08	2.59E-08	2.65E-08	2.64E-08	2.57E-08	2.47E-08	2.34E-08
8mm	7.68E-09	1.96E-08	2.72E-08	3.22E-08	3.54E-08	3.71E-08	3.77E-08	3.74E-08	3.66E-08	3.53E-08
10mm	9.84E-09	2.37E-08	3.29E-08	3.94E-08	4.38E-08	4.66E-08	4.80E-08	4.84E-08	4.80E-08	4.70E-08
12mm	1.18E-08	2.72E-08	3.77E-08	4.55E-08	5.11E-08	5.49E-08	5.72E-08	5.83E-08	5.85E-08	5.79E-08
14mm	1.34E-08	3.02E-08	4.19E-08	5.07E-08	5.73E-08	6.21E-08	6.53E-08	6.71E-08	6.79E-08	6.78E-08
16mm	1.49E-08	3.28E-08	4.54E-08	5.52E-08	6.27E-08	6.84E-08	7.23E-08	7.49E-08	7.64E-08	7.68E-08
18mm	1.62E-08	3.50E-08	4.85E-08	5.91E-08	6.74E-08	7.38E-08	7.85E-08	8.18E-08	8.38E-08	8.48E-08
20mm	1.73E-08	3.70E-08	5.11E-08	6.25E-08	7.15E-08	7.86E-08	8.40E-08	8.79E-08	9.05E-08	9.20E-08

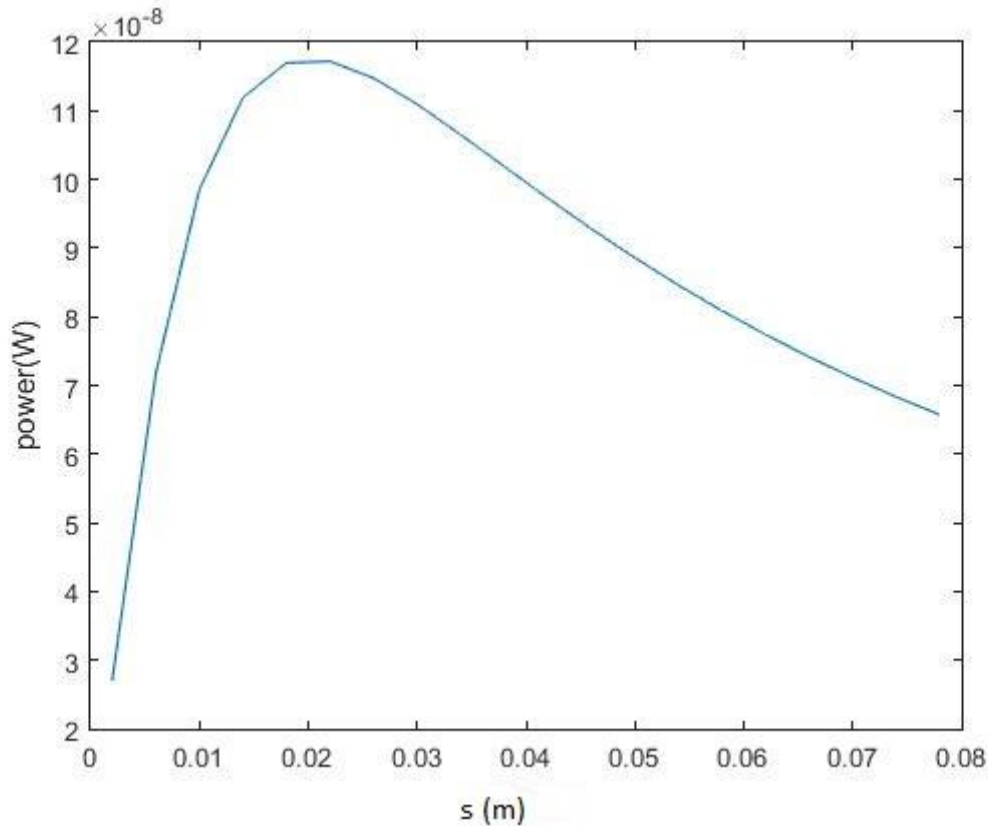
Πίνακας 10: Μέση ισχύς εξόδου για $d_{in}=10.2\text{mm}$, $d_o=10\text{mm}$, $s=12\text{mm}$ και μεταβλητά $d_{out}l$.

4.2.2 Περίπτωση Β

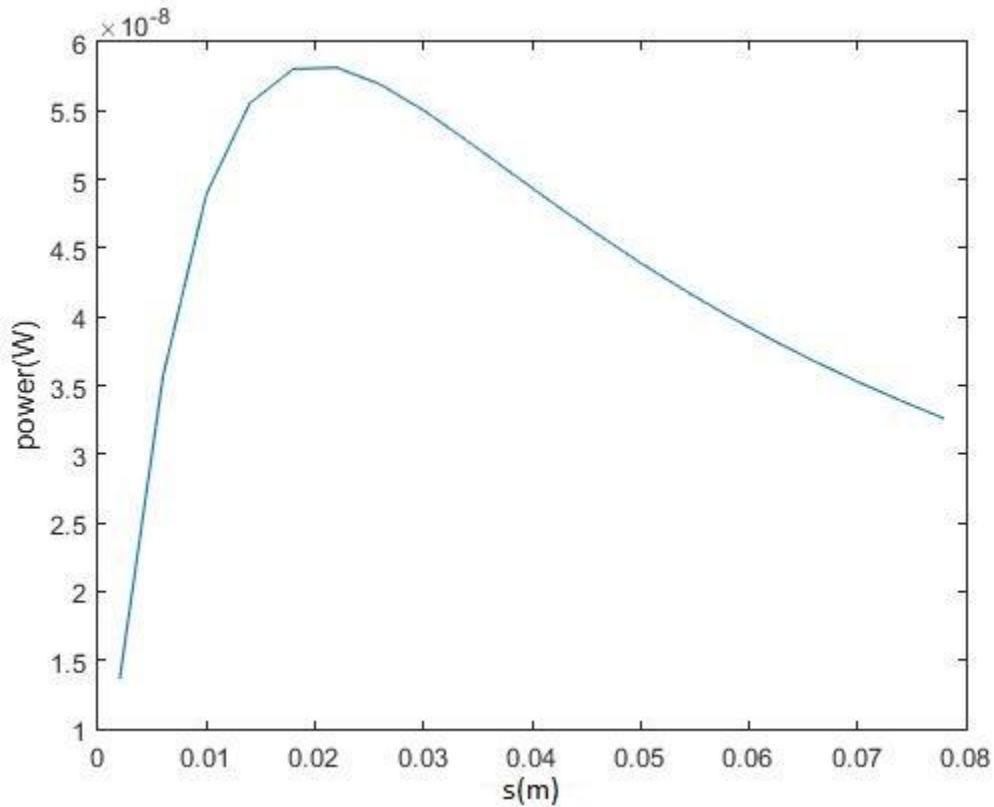
Ακολουθεί η ίδια ανάλυση που πραγματοποιήθηκε στην προηγούμενη παράγραφο και παρουσιάζονται επιπλέον η τάση και η στιγμιαία ισχύς.

- $d_{in}=15\text{mm}$, $d_{out}=41\text{mm}$, $d_0=14\text{mm}$, $l=10\text{mm}$ και μεταβλητό s

Στις εικόνες 4.18 και 4.19 φαίνονται η μέγιστη και η μέση ισχύς εξόδου αντίστοιχα, για s (απόσταση μαγνητών) από 2 έως 78mm με βήμα 4 mm.



Εικόνα 4-18: Μέγιστη ισχύς εξόδου για $d_{in}=15\text{mm}$, $d_{out}=41\text{mm}$, $d_0=14\text{mm}$ και $l=10\text{mm}$

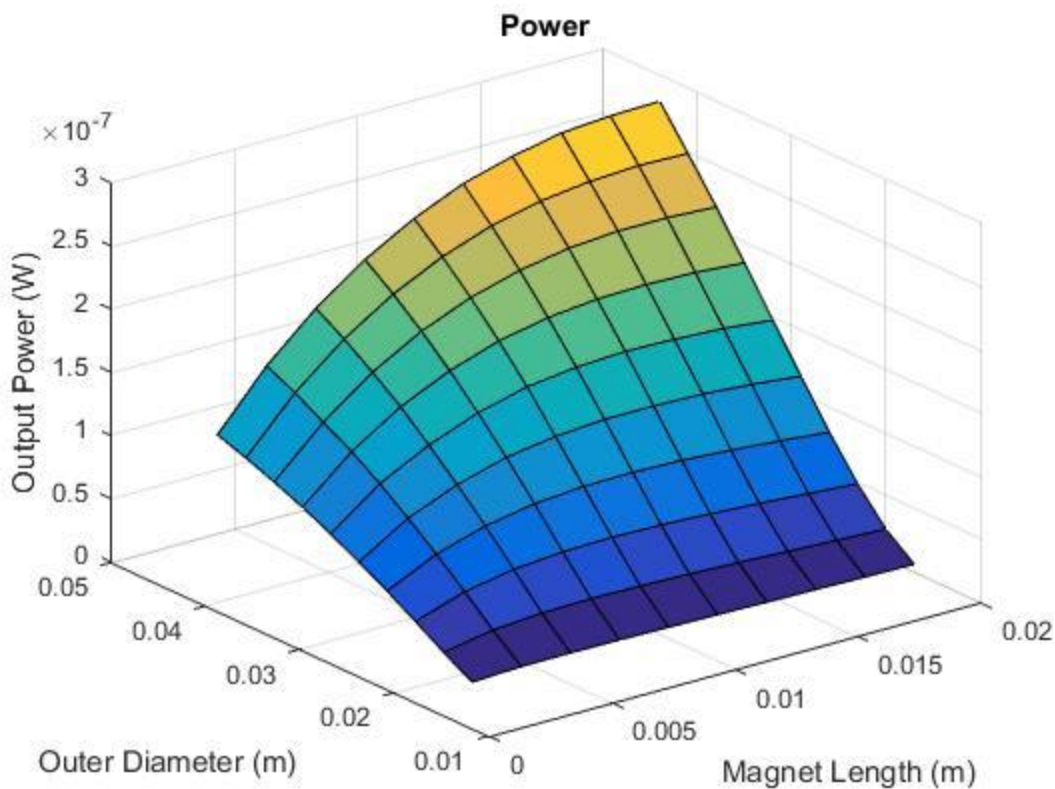


Εικόνα 4-19: Μέση ισχύς εξόδου για $d_{in}=15\text{mm}$, $d_{out}=41\text{mm}$, $d_0=14\text{mm}$ και $l=10\text{mm}$

Η ισχύς γίνεται μέγιστη για $s=20-24\text{mm}$ και στη συνέχεια μειώνεται όσο απομακρύνονται οι μαγνήτες. Η γραφική παράσταση παρουσιάζει αυτή τη μορφή για τους ίδιους λόγους που εξηγήθηκαν στην προηγούμενη παράγραφο.

- $d_{in}=10.2\text{mm}$, $d_0=10\text{mm}$, $s=12\text{mm}$ και μεταβλητά d_{out}, l .

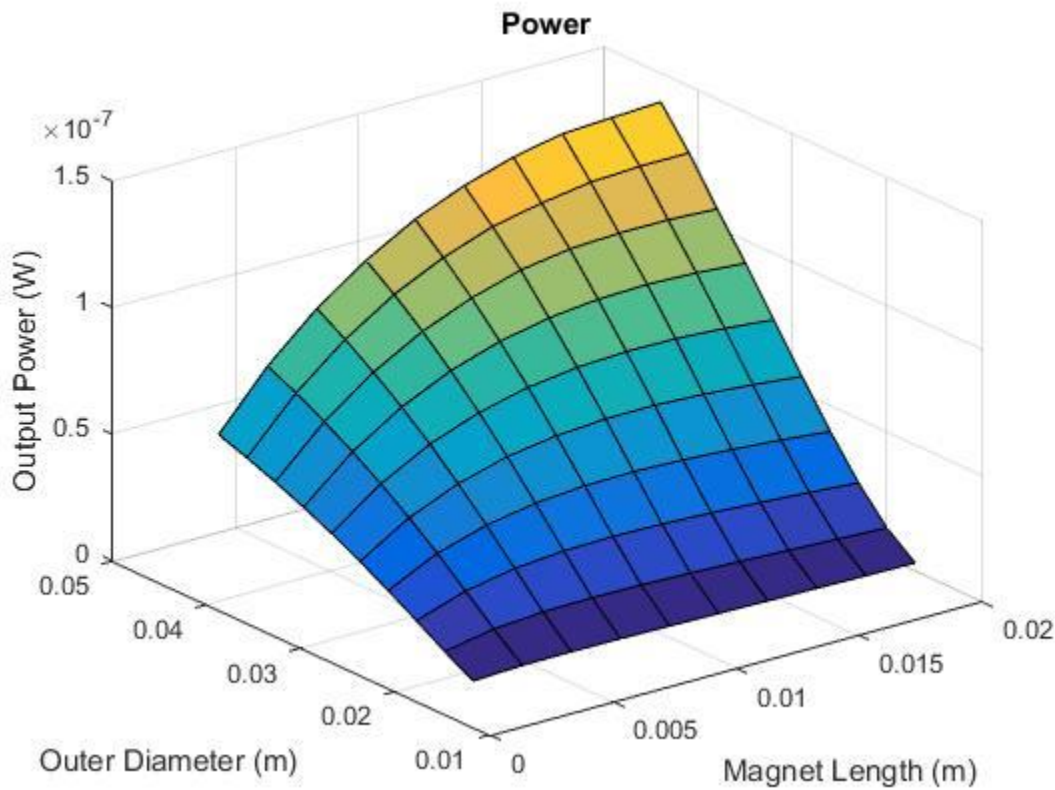
Στις εικόνες 4.20 και 4.21 φαίνονται η μέγιστη και η μέση ισχύς εξόδου αντίστοιχα, l από 2 έως 20 mm και d_{out} από 17 έως 44mm, με βήμα 3mm. Στους πίνακες 11 και 12 περιλαμβάνονται οι αντίστοιχες τιμές.



Εικόνα 4-20: Μέγιστη ισχύς εξόδου για $d_{in}=15\text{mm}$, $d_o=14\text{mm}$, $s=20\text{mm}$ και μεταβλητά d_{out},l .

d_{max} l	17mm	20mm	23mm	26mm	29mm	32mm	35mm	38mm	41mm	44mm
2mm	8.06E-09	9.85E-09	1.01E-08	9.82E-09	9.33E-09	8.75E-09	8.14E-09	7.54E-09	6.95E-09	6.41E-09
4mm	2.13E-08	2.84E-08	3.13E-08	3.21E-08	3.16E-08	3.05E-08	2.90E-08	2.73E-08	2.56E-08	2.39E-08
6mm	3.54E-08	4.84E-08	5.56E-08	5.89E-08	5.98E-08	5.91E-08	5.73E-08	5.50E-08	5.23E-08	4.94E-08
8mm	4.91E-08	6.78E-08	7.97E-08	8.66E-08	8.98E-08	9.04E-08	8.93E-08	8.69E-08	8.37E-08	8.00E-08
10mm	6.19E-08	8.60E-08	1.02E-07	1.13E-07	1.19E-07	1.22E-07	1.22E-07	1.21E-07	1.18E-07	1.14E-07
12mm	7.38E-08	1.03E-07	1.23E-07	1.38E-07	1.48E-07	1.53E-07	1.55E-07	1.54E-07	1.52E-07	1.48E-07
14mm	8.46E-08	1.18E-07	1.43E-07	1.61E-07	1.74E-07	1.82E-07	1.86E-07	1.87E-07	1.86E-07	1.83E-07
16mm	9.43E-08	1.31E-07	1.60E-07	1.82E-07	1.98E-07	2.09E-07	2.16E-07	2.19E-07	2.19E-07	2.17E-07
18mm	1.03E-07	1.44E-07	1.76E-07	2.01E-07	2.20E-07	2.34E-07	2.43E-07	2.48E-07	2.50E-07	2.49E-07
20mm	1.11E-07	1.55E-07	1.90E-07	2.18E-07	2.40E-07	2.57E-07	2.68E-07	2.76E-07	2.79E-07	2.80E-07

Πίνακας 11: Μέγιστη ισχύς εξόδου για για $d_{in}=15\text{mm}$, $d_o=14\text{mm}$, $s=20\text{mm}$ και μεταβλητά d_{out},l .



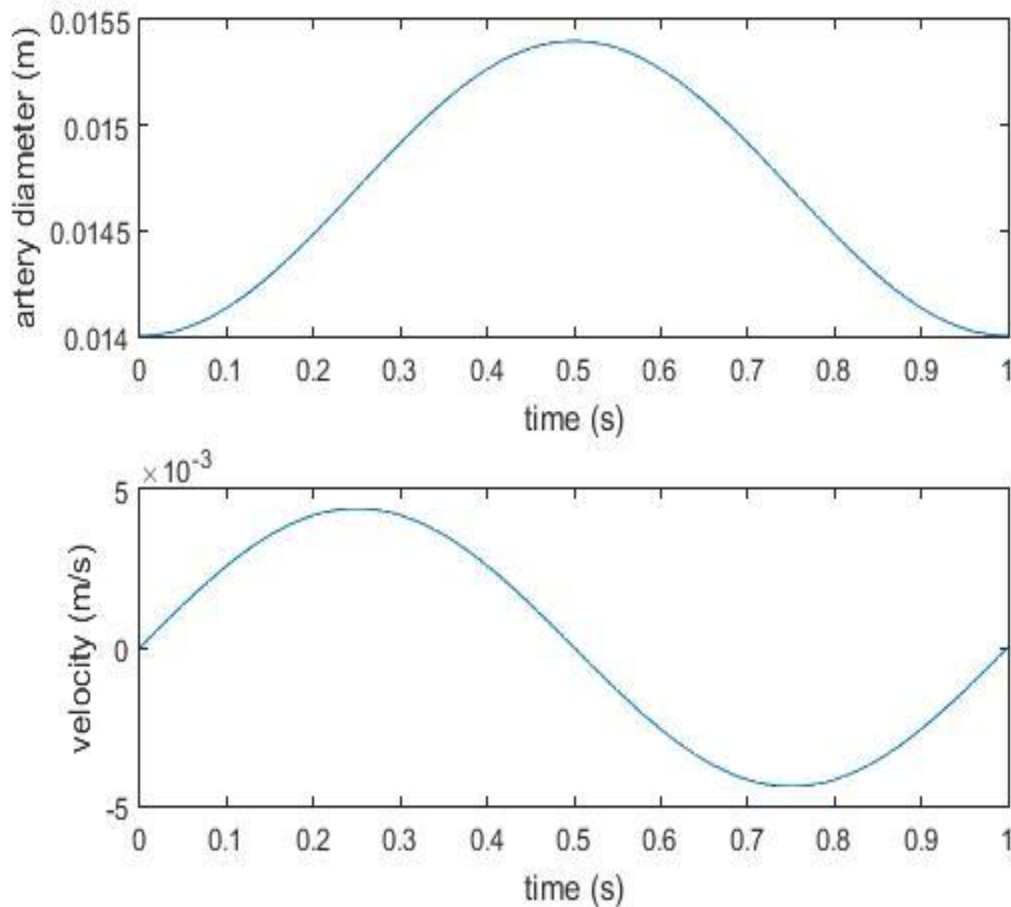
Εικόνα 4-21: Μέση ισχύς εξόδου για για $d_{in}=15\text{mm}$, $d_o=14\text{mm}$, $s=20\text{mm}$ και μεταβλητά d_{out}, I .

d_{max} I	17mm	20mm	23mm	26mm	29mm	32mm	35mm	38mm	41mm	44mm
2mm	4.00E-09	4.91E-09	5.04E-09	4.90E-09	4.65E-09	4.36E-09	4.06E-09	3.76E-09	3.47E-09	3.20E-09
4mm	1.05E-08	1.41E-08	1.56E-08	1.59E-08	1.57E-08	1.51E-08	1.44E-08	1.36E-08	1.27E-08	1.19E-08
6mm	1.75E-08	2.40E-08	2.76E-08	2.93E-08	2.97E-08	2.93E-08	2.85E-08	2.73E-08	2.60E-08	2.45E-08
8mm	2.43E-08	3.37E-08	3.96E-08	4.30E-08	4.46E-08	4.49E-08	4.43E-08	4.31E-08	4.16E-08	3.97E-08
10mm	3.06E-08	4.26E-08	5.08E-08	5.62E-08	5.92E-08	6.06E-08	6.07E-08	5.98E-08	5.83E-08	5.63E-08
12mm	3.65E-08	5.09E-08	6.13E-08	6.85E-08	7.32E-08	7.58E-08	7.68E-08	7.66E-08	7.54E-08	7.35E-08
14mm	4.18E-08	5.84E-08	7.08E-08	7.99E-08	8.62E-08	9.02E-08	9.23E-08	9.29E-08	9.22E-08	9.07E-08
16mm	4.66E-08	6.51E-08	7.94E-08	9.03E-08	9.82E-08	1.04E-07	1.07E-07	1.08E-07	1.08E-07	1.07E-07
18mm	5.10E-08	7.13E-08	8.72E-08	9.97E-08	1.09E-07	1.16E-07	1.20E-07	1.23E-07	1.24E-07	1.24E-07
20mm	5.50E-08	7.68E-08	9.43E-08	1.08E-07	1.19E-07	1.27E-07	1.33E-07	1.37E-07	1.38E-07	1.39E-07

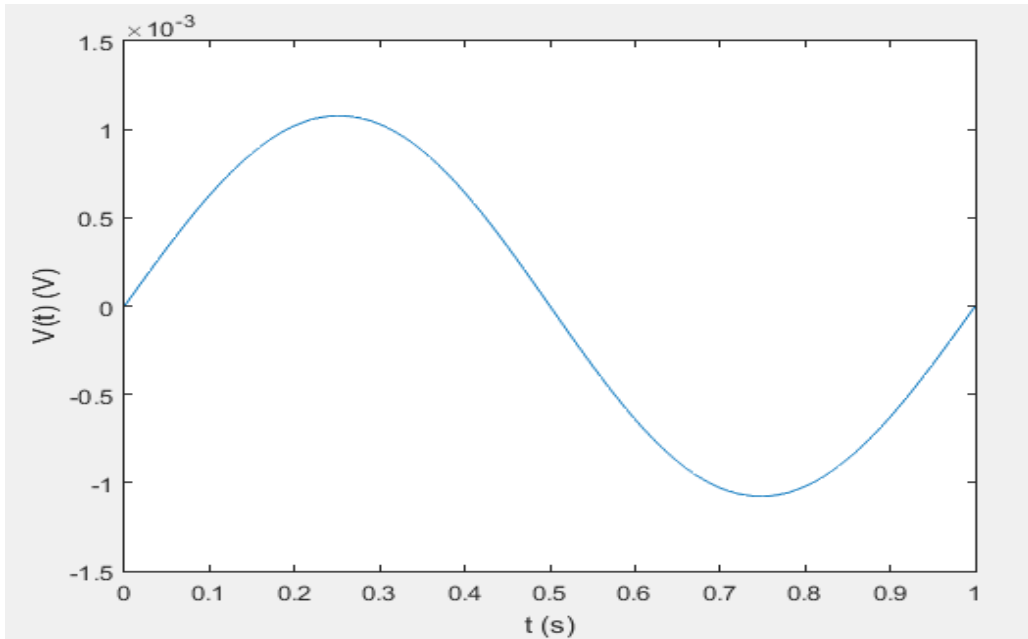
Πίνακας 12: Μέση ισχύς εξόδου για $d_{in}=15\text{mm}$, $d_o=14\text{mm}$, $s=20\text{mm}$ και μεταβλητά d_{out}, I .

- Κυματομορφές τάσης $V(t)$ και στιγμιαίας ισχύος εξόδου $P(t)$ για $d_{in}=15\text{mm}$, $d_{out}=41\text{mm}$, $d_0=14\text{mm}$, $l=10\text{mm}$ και $s=20\text{mm}$.

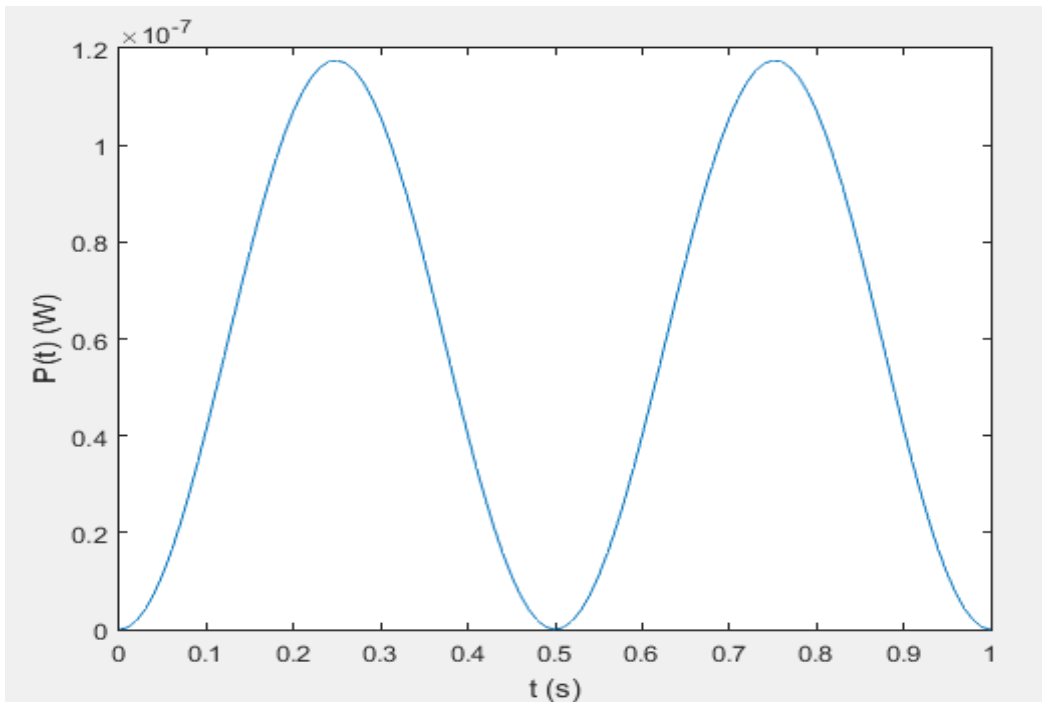
Στην εικόνα 4.22 φαίνεται η διάμετρος της αρτηρίας ως προς το χρόνο, όπως δίνεται από την εξίσωση 3.38. Στις εικόνες 4.23 και 4.24 φαίνονται οι κυματομορφές της τάσης εξόδου και της στιγμιαίας ισχύος αντίστοιχα. Η συχνότητα παραμόρφωσης της αρτηρίας θεωρείται ότι είναι 1Hz.



Εικόνα 4-22: διάμετρος της αρτηρίας και ρυθμός μεταβολής της ως προς το χρόνο



Εικόνα 4-23: Κυματομορφή τάσης εξόδου ως προς το χρόνο



Εικόνα 4-24: Κυματομορφή στιγμιαίας ισχύος εξόδου ως προς το χρόνο

Παρατηρείται ότι η τάση εξόδου είναι περιοδική συνάρτηση ίδιας μορφής και περιόδου με την ταχύτητα παραμόρφωσης του αρτηριακού τοιχώματος. Κατά την καρδιακή συστολή (διαστολή αρτηρίας) είναι θετική, ενώ κατά την καρδιακή διαστολή (συστολή αρτηρίας) είναι αρνητική. Η ισχύς είναι ανάλογη του τετραγώνου της τάσης,

οπότε δεν έχει αρνητικό μέρος και η περίοδος της είναι η μισή από αυτή της τάσης εξόδου.

5 ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΔΙΑΤΑΞΗ ΚΑΙ ΜΕΤΡΗΣΕΙΣ

Στο παρόν κεφάλαιο περιγράφεται η διαδικασία κατασκευής της συσκευής που παράγει ηλεκτρική ενέργεια από την παραμόρφωση των αρτηριών και παρουσιάστηκε στην παράγραφο 3.2.7, καθώς και η πειραματική διάταξη που χρησιμοποιήθηκε για την δοκιμή της. Ακολουθεί παρουσίαση και σχολιασμός των μετρήσεων που ελήφθησαν.

5.1 ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΔΙΑΤΑΞΗ

5.1.1 Συσκευή συγκομιδής ενέργειας

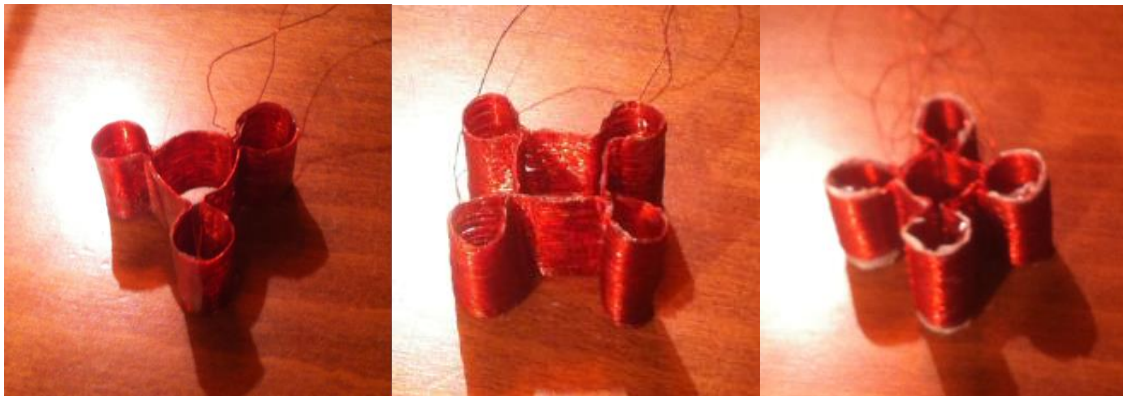
Υπενθυμίζεται ότι η συγκεκριμένη μέθοδος εκμεταλλεύεται την κίνηση αγωγίμου τυλίγματος εντός μαγνητικού πεδίου για την παραγωγή μεταβαλλόμενης τάσης.

Το μαγνητικό πεδίο δημιουργείται από δύο μαγνήτες νεοδυμίου, σχήματος δακτυλίου, ελκτικής δύναμης μεγέθους 30kg και με παραμένουσα μαγνήτιση $B_r = (1.23 \pm 0.02)T$. Η εσωτερική (d) και εξωτερική (D) διάμετρος των μαγνητών είναι 15mm και 41mm αντίστοιχα, ενώ το μήκος τους (l) είναι 10mm. Οι δύο μαγνήτες είναι τοποθετημένοι παράλληλα, σε σταθερή απόσταση, μέσω δύο μεταλλικών στηριγμάτων (εικόνα 5.1γ). Η επιλογή της απόστασης (s) μεταξύ των μαγνητών έγινε με βάση την προσομοίωση (εικόνα 4-19), όπου η μέγιστη ισχύς παρατηρείται για $s = 20$ mm.

Για την παραγωγή ενέργειας λόγω κίνησης αγωγών στο μαγνητικό πεδίο χρησιμοποιούνται τυλίγματα με παράπλευρους βρόχους (εικόνα 5-1 α-γ). Η επιλογή τυλιγμάτων τέτοιου σχήματος πραγματοποιείται για να έχουν τη δυνατότητα να κινηθούν μαζί με το εξωτερικό τοίχωμα της αρτηρίας.

Για την κατασκευή των τυλιγμάτων, κατασκευάστηκε ένα καλούπι βιδώνοντας τέσσερις πλαστικές κυλινδρικές επιφάνειες με κατάλληλες διαμέτρους σε ξύλο κόντρα-πλακέ. Αφού τυλίχθηκαν τα σύρματα, επαλείφθηκαν με βερνίκι, ώστε να μπορέσουν να διατηρήσουν το σχήμα τους. Αφού στέγνωσε το βερνίκι, αφαιρέθηκαν το τύλιγμα από το καλούπι. Η διάμετρος του κεντρικού βρόχου των τυλιγμάτων είναι 14mm.

Ως στηρίγματα χρησιμοποιήθηκαν τρεις βίδες με κομμένη κεφαλή, στα άκρα των οποίων τοποθετήθηκαν παξιμάδια και προσαρμόστηκαν στο επιθυμητό μήκος. Στα άκρα των παξιμαδιών κολλήθηκαν με ισχυρή κόλλα λεπτά στρώματα renrose, ώστε να μην καταπονούνται οι μαγνήτες από την επαφή τους με τα μεταλλικά παξιμάδια.



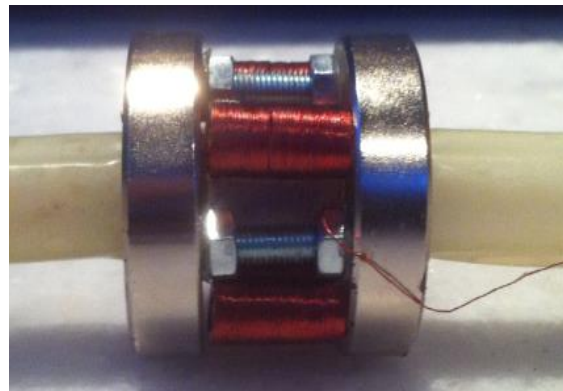
(α)

(β)

(γ)



(δ)



(ε)

Εικόνα 5-1: (α) Τύποι τυλιγμάτων. (β) Διπλό στρώμα τυλίγματος για σύνδεση των εξόδων τους σε σειρά. (γ) Μαγνήτες σχήματος δακτυλίου τοποθετημένοι παράλληλα. (δ) Σωλήνας ρεγροσε. (ε) Τελική διάταξη συγκομιδής ενέργειας.

5.1.2 Αρτηρία

Ο αγωγός που χρησιμοποιήθηκε για την προσομοίωση της αρτηρίας είναι κατασκευασμένος από ελαστικό σιλικόνης σκληρυμένο με πλατίνα (platinum cured silicone rubber) και έχει μέτρο ελαστικότητας με βάση τον κατασκευαστή 1.97 MPa, [SILASTIC[®], 2009]. Η εσωτερική ακτίνα του αγωγού είναι $R_0 = 12\text{mm}$, ενώ τα τοιχώματα έχουν πάχος $s = 1\text{mm}$. [48]

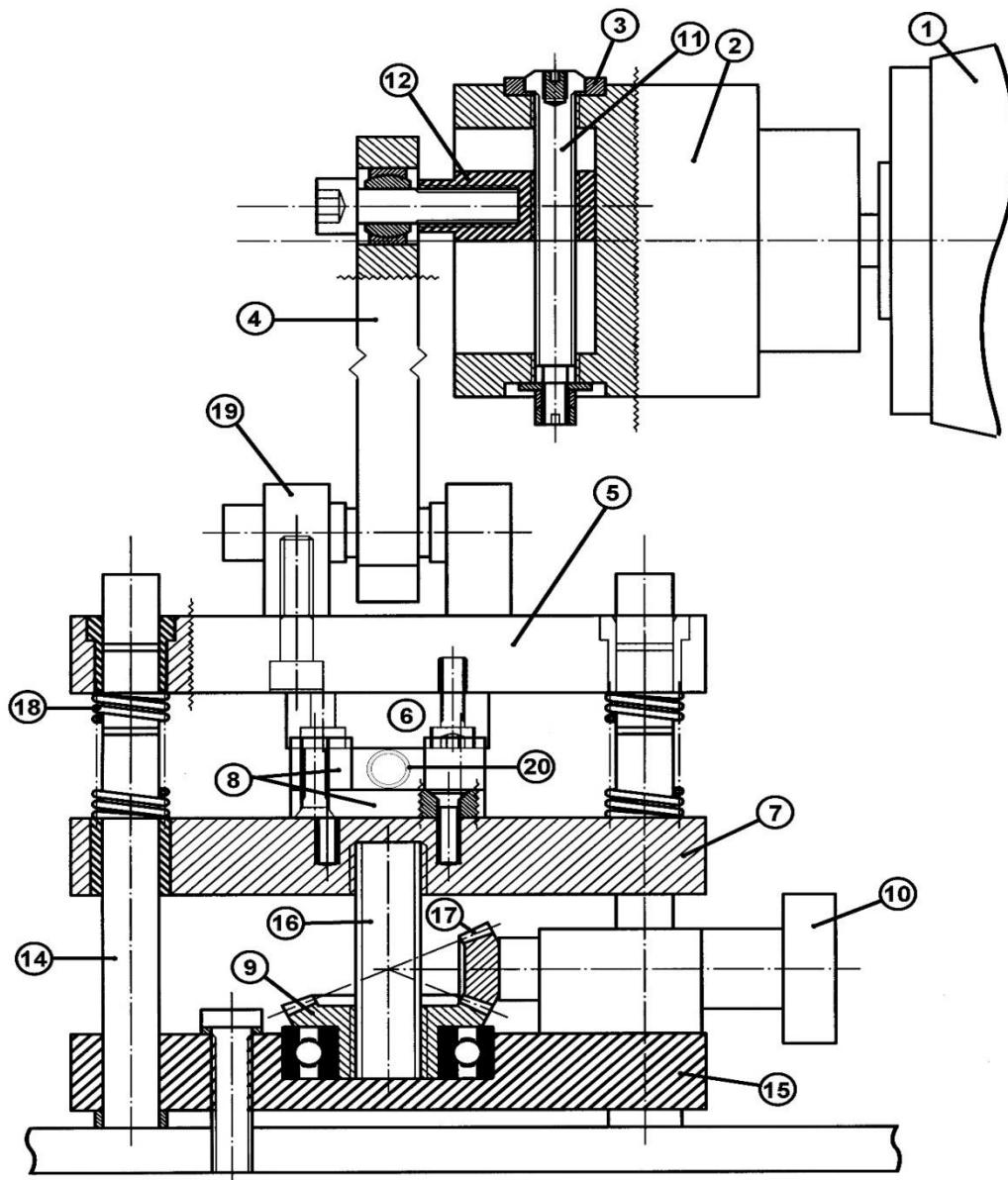
Οι σωλήνες σιλικόνης μπορούν να χρησιμοποιούνται σε διάφορα συστήματα σχεδιασμού ενός ή περισσοτέρων καναλιών και σε εφαρμογές δομών με ανάπτυξη υψηλών πιέσεων. Η ευστάθεια της σιλικόνης σε υψηλές θερμοκρασίες την καθιστά κατάλληλη για εφαρμογές που απαιτούν επαναλαμβανόμενη επίτευξη αποστείρωσης, όπου άλλα ελαστομερή έχουν περιορισμούς. Επιπρόσθετα, οι ιδιότητες καλής απόκρισης σε χαμηλή συμπίεση και υψηλής αναταξιμότητας έχουν συντελέσει, ώστε η σιλικόνη να κυριαρχεί σε εφαρμογές με περισταλτικές αντλίες υψηλής δυναμικότητας. [48]

Υπάρχουν πολυάριθμοι τύποι σιλικόνης, όπως υγρής μορφής, καθώς και σκληρυμένες με πλατίνα και υπεροξειδίο υψηλής συνοχής. Οι τύποι αυτοί έχουν δοκιμασθεί σύμφωνα με τις απαιτήσεις της USP Class VI μεθόδου. Σύμφωνα με τη μέθοδο αυτή εφαρμόζονται, τόσο οι οδηγίες της τριμερούς βιοσυμβατότητας (ενδομυϊκή εμφύτευση, υποδόρια και ενδοφλέβια ένεση), όσο και αυτές που ισχύουν κατά ISO 10993, όπου για διάρκεια επαφής 29 ημερών κατά μέγιστο, τα προϊόντα δοκιμάζονται εκτός από την τριμερή βιοσυμβατότητα και σε αιμόλυση με αίμα κουνελιού, σε δοκιμή μεγιστοποίησης κατά Kligman (μέθοδος για ταξινόμηση και αποτίμηση ευαισθησίας σε αλλεργιογόνα επαφής σε ανθρώπους), σε δοκιμή κατά Ames (μέθοδος για τον προσδιορισμό του βαθμού μετάλλαξης ενός παράγοντα), σε L929 MEM (mammalian cell culture media) Elution (κυτταροτοξική δοκιμή χρησιμοποιώντας καλλιέργεια θηλαστικών κυττάρων-MEM) και σε διάχυση Agar (καθορίζει την ευπάθεια ή αντοχή ενός γένους βακτηρίων σε αντιβακτηριακό μέσο).

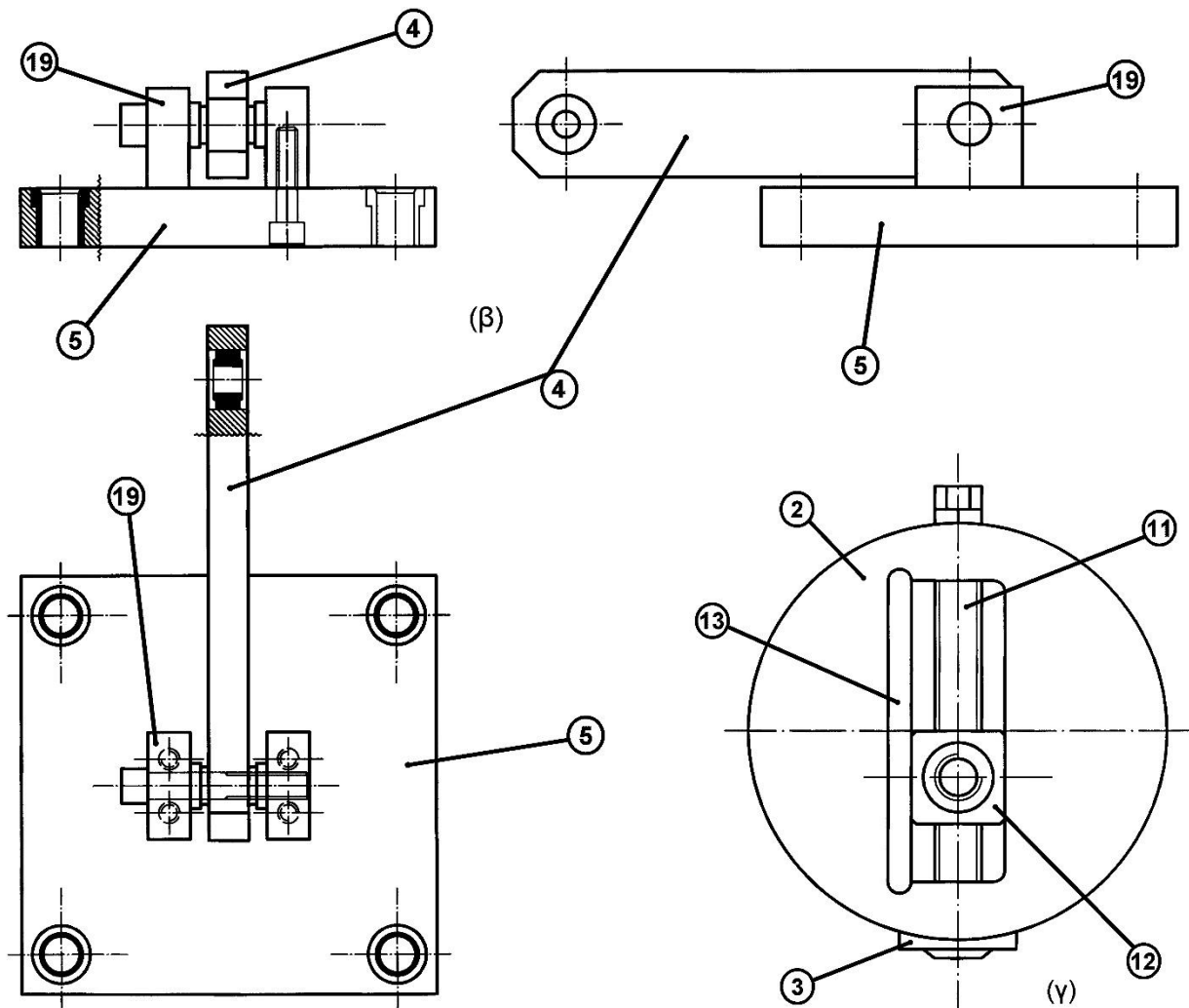
το ελαστικό σιλικόνης σκληρυμένης με πλατίνα βρίσκει εφαρμογή σε πολλές φαρμακευτικές και σχετιζόμενες με την υγεία διαδικασίες. Τα ελαστομερή σιλικόνης σκληρυμένης με πλατίνα μπορούν να σχεδιασθούν για να εξασφαλίζουν την απόδοση των περισταλτικών αντλιών στον ίδιο βαθμό με τα έως τώρα υλικά σκληρυμένα με υπεροξειδίο. Αυτά τα νέα ελαστομερή από σιλικόνη πλεονεκτούν λόγω της απουσίας των παραπροϊόντων υπεροξειδίου και της λείας επιφάνειας που διαθέτουν. Επιπρόσθετα, παρουσιάζουν καλή ελαστική μνήμη, χαμηλή υστέρηση και καλή απόκριση σε χαμηλή συμπίεση, πετυχαίνοντας μεγάλη διάρκεια ζωής του σωλήνα της αντλίας και ακρίβεια στην παροχή. [48]

5.1.3 Παλινδρομικός μηχανισμός συμπίεσης εύκαμπτου αγωγού

Για τις ανάγκες του πειράματος χρειάζεται παλινδρομικός μηχανισμός που να εξασφαλίζει περιοδική συμπίεση-αποσυμπίεση και κατάλληλη στήριξη του εύκαμπτου αγωγού του κλειστού βρόχου. Επιπλέον, πρέπει να υπάρχει η δυνατότητα ρύθμισης του πλάτους (ποσοστό) συμπίεσης, χωρίς να υπάρχουν νεκροί χρόνοι όπου ο αγωγός να μένει απαραμόρφωτος και οι χρόνοι συμπίεσης-αποσυμπίεσης πρέπει να διαρκούν το ίδιο, ίσοι με μία ημιπερίοδο ο καθένας. Για το λόγο αυτό χρησιμοποιείται η διάταξη όπως φαίνεται, τόσο στα κατασκευαστικά σχέδια της εικόνας 5-2, όσο και στις φωτογραφίες της εικόνας 5-3. [48]

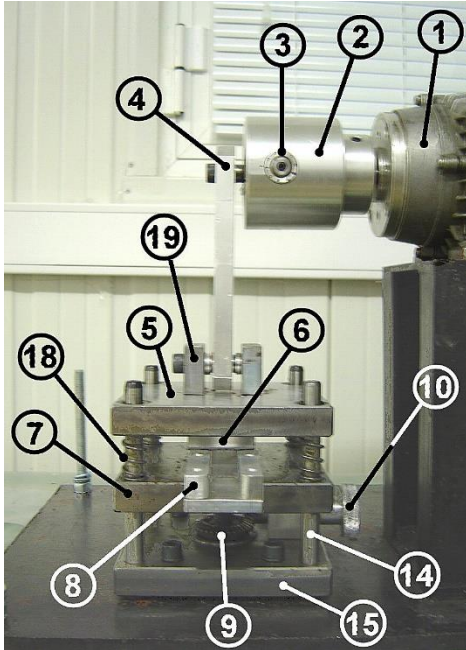


(α)

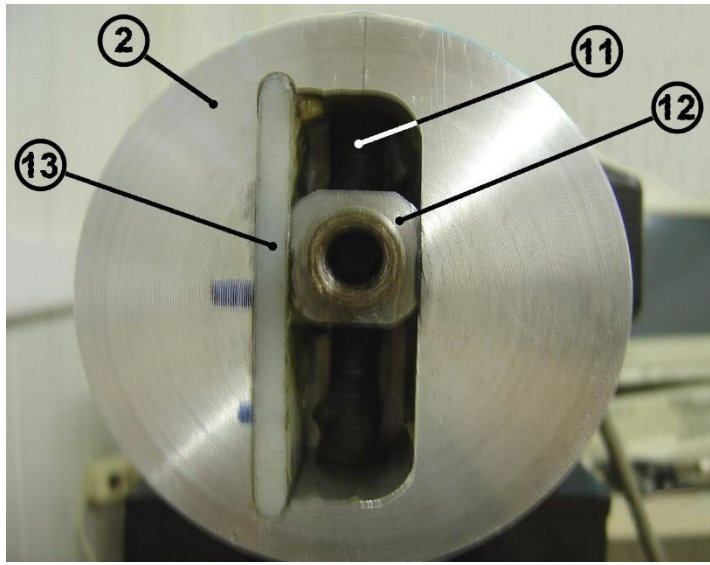


Εικόνα 5-2: Απεικόνιση κατασκευαστικών σχεδίων παλινδρομικού μηχανισμού συμπίεσης εύκαμπτου αγωγού

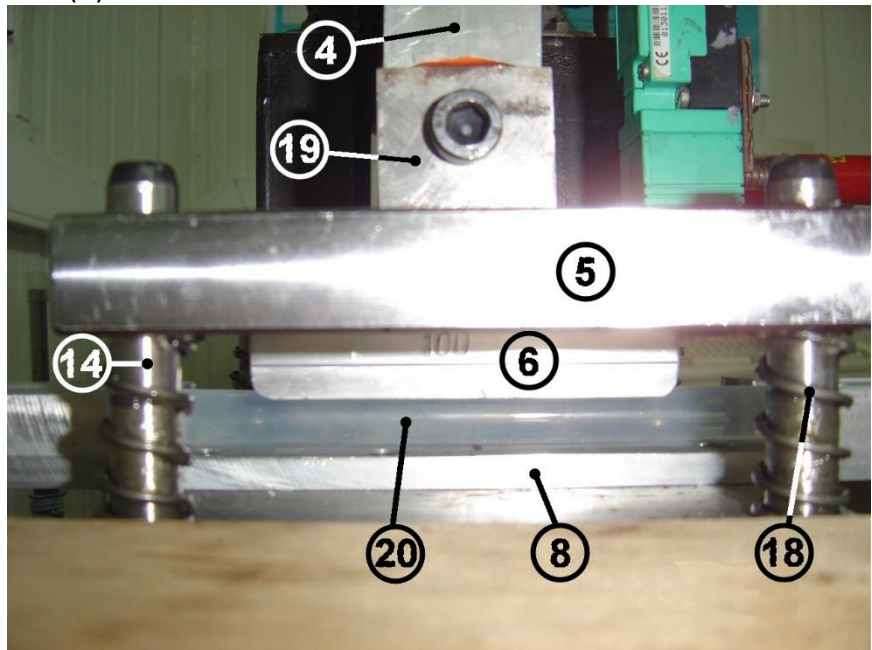
(α) Πρόσωση μηχανισμού (κλίμακα 1:1.7). **(β)** Πρόσωση, πλάγια όψη και κάτοψη της άνω πλάκας συμπίεσης με το διωστήρα (κλίμακα 1:2.8). **(γ)** Πλάγια όψη σφονδύλου (κλίμακα 1:1.6). (Τα αριθμημένα μέρη αναγράφονται στην εικόνα 5-3).



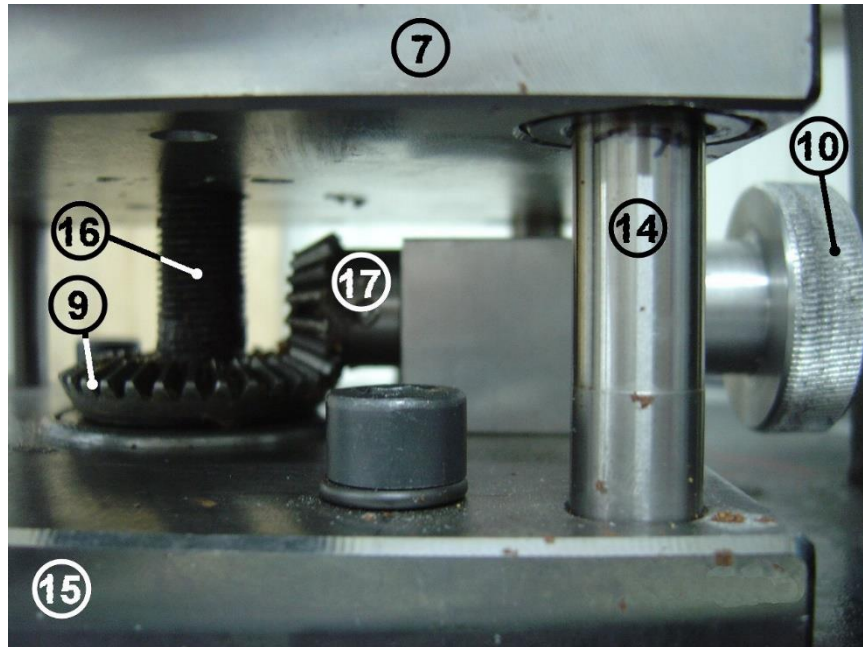
(a)



(b)



(v)



Εικόνα 5-3: Απεικόνιση παλινδρομικού μηχανισμού συμπίεσης εύκαμπτου αγωγού

(α) Μηχανισμός συμπίεσης **(β)** Λεπτομέρεια σφονδύλου. **(γ)** Σημείο συμπίεσης εύκαμπτου αγωγού. **(δ)** Λεπτομέρεια κωνικών γραναζιών για τη ρύθμιση της κατακόρυφης θέσης της κάτω πλάκας. Διακρίνονται: (1) ηλεκτροκινητήρας, (2) σφόνδυλος, (3) παράκυκλος με ενδεικτική κλίμακα (ανά 36°) της κατακόρυφης θέσης της άνω πλάκας συμπίεσης, (4) διωστήρας, (5) άνω πλάκα συμπίεσης, (6) πέλμα συμπίεσης μεταβλητού μήκους, (7) κάτω πλάκα συμπίεσης, (8) υποδοχέας εύκαμπτου αγωγού στο τμήμα συμπίεσης, (9) κωνικός οδοντωτός τροχός για τη ρύθμιση της κατακόρυφης θέσης της κάτω πλάκας, (10) χειρολαβή με ενδεικτική κλίμακα (ανά 72°) για τη ρύθμιση περιστροφής του πινιόν, (11) κοχλιωτός άξονας για τη ρύθμιση της κατακόρυφης θέσης της άνω πλάκας συμπίεσης, (12) ρυθμιζόμενη υποδοχή κοχλία διωστήρα για τον καθορισμό της εκκεντρότητας, (13) σφήνα σταθεροποίησης της εκάστοτε καθορισμένης εκκεντρότητας, (14) κατακόρυφοι άξονες-οδηγοί (τέσσερις) για την παράλληλη μετακίνηση όλων των σημείων της άνω πλάκας συμπίεσης, (15) βάση στήριξης της διάταξης συμπίεσης, (16) κοχλιωτός άξονας για τη ρύθμιση της κατακόρυφης θέσης της κάτω πλάκας συμπίεσης, (17) κωνικός οδοντωτός τροχός κινήσεως (πινιόν) για τη ρύθμιση της κατακόρυφης θέσης της κάτω πλάκας, (18) ελατήρια επαναφοράς (τέσσερα) της άνω πλάκας κατά την αποσυμπίεση, (19) έδραση διωστήρα επί της άνω πλάκας, (20) εύκαμπτος αγωγός. [48]

Η ορθή συμπίεση του ελαστικού αγωγού πραγματοποιείται όταν το πέλμα της άνω πλάκας συμπιέζει τον αγωγό κατά το ίδιο ποσοστό καθ' όλο το μήκος του τμήματος συμπίεσης. Δηλαδή, κάθε σημείο της άνω πλάκας πρέπει να μετατοπίζεται το ίδιο για κάθε χρονική στιγμή. Πιθανή κλίση της άνω πλάκας σε σχέση με το επίπεδο που ορίζει ο καμπύλος άξονας συμμετρίας του αγωγού αποτελεί παράγοντα δημιουργίας ροής προς μία κατεύθυνση, όπως συνέβη με παλαιότερο παλινδρομικό μηχανισμό συμπίεσης του εύκαμπτου αγωγού. Σκοπός του πειράματος είναι να

αναδειχθεί η αυτοτελής αντλητική ικανότητα του κλειστού βρόχου, που οφείλεται στα φαινόμενα ασυμμετρίας της ενδοτικότητας του εύκαμπτου αγωγού, της υδραυλικής αντίστασης του κυκλώματος και της αδράνειας του ρευστού. Συνεπώς, απαιτείται να εξαλείφονται οι εξωτερικοί παράγοντες ασύμμετρης επίδρασης, όπως είναι η κλίση του πέλματος συμπίεσης, αλλιώς τα αποτελέσματα καθίστανται αμφισβητήσιμα.

Η απαίτηση αυτή ικανοποιείται με τη χρήση τεσσάρων κατακόρυφων αξόνων-οδηγών, οι οποίοι είναι πακτωμένοι στη βάση στήριξης της διάταξης συμπίεσης και έχουν χαλαρή συναρμογή διερχόμενοι από παράκυκλους, τόσο της κάτω, όσο και της άνω πλάκας συμπίεσης, με τρόπο ώστε οι πλάκες να μπορούν να ολισθαίνουν κατακόρυφα και παράλληλα συμπιέζοντας τον εύκαμπτο αγωγό, εικόνα 5-2 και 5-3. Η στήριξη του ελαστικού αγωγού στο τμήμα της συμπίεσης επιτυγχάνεται με υποδοχέα που είναι πακτωμένος στην πάνω πλευρά της κάτω πλάκας. Ο ελαστικός αγωγός τοποθετείται ευθύγραμμα μέσα σε αυτόν τον υποδοχέα, ο οποίος υποχρεώνει τον αγωγό να παραμένει εντός του πλάτους του πέλματος συμπίεσης και να μη μετακινείται εκτός της περιοχής συμπίεσης αποδίδοντας σταθερά τον ίδιο προκαθορισμένο όγκο εμβολισμού. Η θέση και το σχήμα του υποδοχέα αυτού σε καμία περίπτωση δεν περιορίζουν την παραμόρφωση του αγωγού και δεν εμποδίζουν την κίνηση του εμβόλου. [48]

Όπως ήδη έχει αναφερθεί, η διάταξη πρέπει να παρέχει τη δυνατότητα ρύθμισης του πλάτους (ποσοστό) συμπίεσης, αποφεύγοντας όμως την χρονική ασυμμετρία σε ότι αφορά τη διάρκεια της συμπίεσης σε σχέση με αυτή της αποσυμπίεσης. Αυτό γίνεται εφικτό μεταβάλλοντας κατάλληλα τη σχετική απόσταση μεταξύ της άνω και κάτω πλάκας πριν την επιβολή της διέγερσης. Η κατακόρυφη μετατόπιση της άνω πλάκας ρυθμίζεται μέσω ενός κοχλιωτού άξονα εντός του σφονδύλου, ενώ της κάτω μέσω ενός κοχλιωτού άξονα και ενός συστήματος κωνικών γραναζιών, (εικόνα 5-2 και 5-3). Όσον αφορά την άνω πλάκα ο κοχλιωτός άξονας διαμέτρου M10 εντός του σφονδύλου μεταβάλλει ουσιαστικά την εκκεντρότητα, μέσω μετατόπισης της υποδοχής του κοχλία που συνδέει σφόνδυλο και διωστήρα. Η μετατόπιση αυτή γίνεται σύμφωνα με το βήμα του κοχλιωτού άξονα που είναι 1.5 mm. Συγκεκριμένα, για περιστροφή του κοχλία 36° το σημείο σύνδεσης διωστήρα σφονδύλου μετακινείται κατακόρυφα κατά 150 μm . Αριστερή περιστροφή του κοχλιωτού άξονα μετακινεί το σημείο σύνδεσης προς τα κάτω, ενώ δεξιά προς τα πάνω.

Όσον αφορά την κάτω πλάκα, το πάνω άκρο του κοχλιωτού άξονα διαμέτρου M16 και βήματος 0.75 mm πακτώνεται στην κάτω πλευρά της κάτω πλάκας συμπίεσης, ενώ το κάτω άκρο του είναι κοχλιωμένο με το κωνικό γρανάζι. Στον κάθετο άξονα αυτού του κωνικού γραναζιού με ευθείς οδόντες συνεργάζεται μικρότερο κωνικό γρανάζι κινήσεως (πινιόν) με ευθείς οδόντες επίσης, δημιουργώντας σχέση μετάδοσης 1:2. Η κίνηση του πινιόν γίνεται μέσω χειρολαβής, η οποία αν στραφεί κατά 72° τότε η κάτω πλάκα μετακινείται κατακόρυφα κατά 150 μm . Αριστερή περιστροφή της χειρολαβής μετακινεί την κάτω πλάκα προς τα κάτω, ενώ δεξιά προς τα πάνω. [48]

Ο καθορισμός της εκκεντρότητας και η θέση της κάτω πλάκας γίνονται με βάση το επιθυμητό πλάτος συμπίεσης A_b . Αν για το επιθυμητό πλάτος συμπίεσης A_b απαιτείται κατακόρυφη μετατόπιση y_0 , τότε η μετατόπιση του σημείου σύνδεσης του διωστήρα από το κέντρο του σφονδύλου πρέπει να είναι $y_0/2$ (εκκεντρότητα) και η

προς τα πάνω μετατόπιση της κάτω πλάκας επίσης $\gamma_0/2$. Με τον τρόπο αυτόν, στην ανώτερη θέση του εμβόλου η απόσταση πέλματος συμπίεσης-κάτω πλάκας παραμένει ίση με την απαραμόρφωτη εξωτερική διάμετρο D_0 του εύκαμπτου αγωγού, ενώ στην κατώτερη η απόσταση είναι ίση με γ_{min} , ώστε η απαιτούμενη κατακόρυφη μετατόπιση να είναι $\gamma_0 = D_0 - \gamma_{min}$, που αντιστοιχεί στο πλάτος συμπίεσης A_b . Δηλαδή, η κατακόρυφη μετατόπιση που απαιτείται για το επιθυμητό πλάτος συμπίεσης δίνεται η μισή από τον μηχανισμό που βρίσκεται μέσα στο σφόνδυλο (εκκεντρότητα) και η άλλη μισή από το μηχανισμό μετατόπισης της κάτω πλάκας, ώστε μεταξύ συμπίεσης και αποσυμπίεσης εύκαμπτου αγωγού να μη μεσολαβεί κάποιο χρονικό διάστημα και συνεπώς να μην υπάρχει χρονική ασυμμετρία στη διέγερση.

Το μήκος συμπίεσης μπορεί να μεταβάλλεται μέσω χρήσης πελμάτων διαφορετικών μηκών, τα οποία μπορούν και στερεώνονται με κοχλίες στην κάτω πλευρά της άνω πλάκας. Χρησιμοποιούνται τρία πέλματα ίδιου πάχους (16 mm) και πλάτους (50 mm) με διαφορετικά όμως μήκη 60, 80 και 100 mm αντίστοιχα. [48]

Τα κύρια μέρη της διάταξης, δηλαδή οι άνω και κάτω πλάκα, η βάση στήριξης της διάταξης, οι άξονες οδηγοί και οι μηχανισμοί μετατόπισης, είναι κατασκευασμένα από χάλυβα St 37 (Imprax®), σκληρότητας 60 ± 62 κατά Rockwell, ο οποίος έχει υποστεί βαφή και επαναφορά. Από χάλυβα είναι κατασκευασμένα επίσης οι κοχλίες, οι οδοντωτοί τροχοί, τα ελατήρια και οι ένσφαιροι τριβείς. Ο υποδοχέας στήριξης του ελαστικού αγωγού, τα πέλματα συμπίεσης, ο διωστήρας και ο σφόνδυλος είναι από σκληρό αλουμίνιο (Al50-28).

5.1.4 Διάταξη μέτρησης πίεσης

Για τη μέτρηση των πιέσεων χρησιμοποιείται ο αισθητήρας πίεσης που φαίνεται στην εικόνα 5-4. Το εύρος λειτουργίας των αισθητήρων είναι -50 έως +300mmHg, ενώ η ιδιοσυχνότητα λειτουργίας τους είναι 22.0 Hz. Δηλαδή, η συχνότητα δειγματοληψίας πρέπει να είναι ορισμένη πάνω από αυτήν την τιμή, ώστε να αξιοποιείται στο μέγιστο η ικανότητα του αισθητήρα να λαμβάνει μετρήσεις. [48]

Ο αισθητήρας είναι ενσωματωμένος σε ένα αποστειρωμένο σετ παρακολούθησης πίεσης (pressure monitoring set), όπως φαίνεται για έναν στην εικόνα 5-5. Αρχικά το σετ παρακολούθησης πίεσης συνδέεται μέσω του ακροφυσίου ρυθμιστή σταγόνων και ροής με ένα ηπαρινισμένο αλατούχο διάλυμα, ο ασκός του οποίου περιβάλλεται από έναν ασκό παροχής πίεσης, ώστε το διάλυμα να βρίσκεται σε τέτοια πίεση εντός του σετ που να αντισταθμίζει την πίεση του αίματος εκεί που τοποθετείται ο καθετήρας για να μην έχουμε οπισθοροή του αίματος από τον ασθενή προς το σετ. Για το σκοπό αυτό ο ασκός παροχής της πίεσης είναι εφοδιασμένος με ένα μανόμετρο για τη μέτρηση της επιβαλλόμενης πίεσης στον ασκό του διαλύματος και ένα πουάρ με βαλβίδα για την αυξομείωση της πίεσης του ασκού παροχής πίεσης. Η συνήθης τιμή αυτής της πίεσης είναι περί τα 250 mmHg.



Εικόνα 5-4: Αναλώσιμος μορφοτροπέας πίεσης TruWave της Edwards (Disposable Pressure Transducer)



Εικόνα 5-5: Αποστειρωμένο σετ παρακολούθησης πίεσης της Edwards (pressure monitoring set)

Στη συνέχεια γίνεται πλήρωση του σετ με το ηπαρινισμένο αλατούχο διάλυμα κρατώντας ανοιχτή τη βαλβίδα ξεπλύματος του σετ και όταν διαπιστωθεί ότι δεν υπάρχει αέρας στη γραμμή του σετ μέχρι το άλλο άκρο του, συνδέουμε σε αυτό τον καθετήρα που ήδη έχει τοποθετηθεί εντός του σωλήνα στο σημείο που θέλουμε να κάνουμε τη μέτρηση της πίεσης. Το καλώδιο του αισθητήρα συνδέεται με τον αναλογικό-ψηφιακό μετατροπέα, όπου γίνεται η μετατροπή του σήματος από

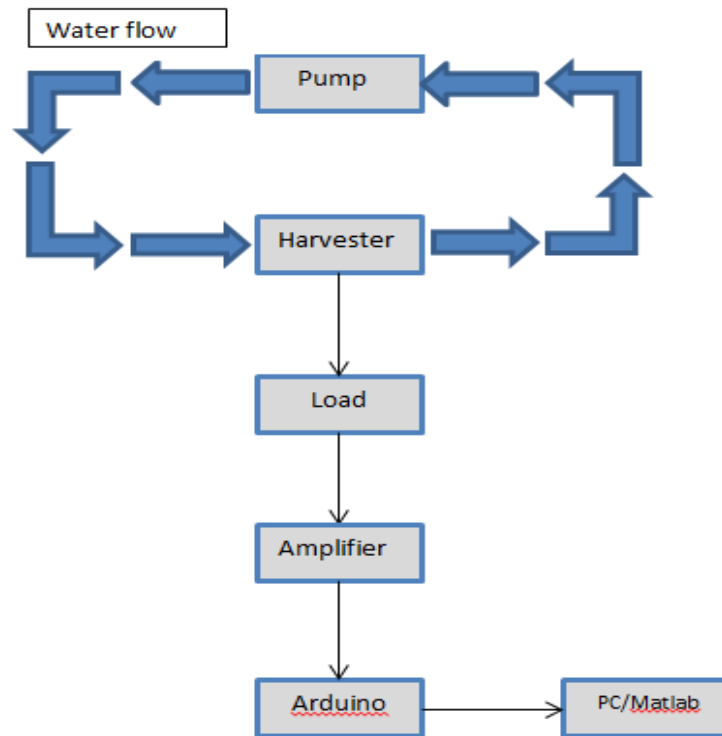
αναλογικό σε ψηφιακό και στη συνέχεια το σήμα οδηγείται σε έναν φορητό ηλεκτρονικό υπολογιστή για την καταγραφή των χρονοσειρών της πίεσης. [48]

5.1.5 Διάταξη μέτρησης τάσης και ισχύος εξόδου

Το όργανο που χρησιμοποιήθηκε για τις μετρήσεις είναι ένας μικροελεγκτής Arduino Uno, ο οποίος προγραμματίστηκε ώστε να απεικονίζει την τάση εξόδου απ' ευθείας στο Matlab μέσω των αναλογικών θυρών του. Επειδή η τάση εξόδου είναι της τάξης των mV και δεν μπορούσε να απεικονιστεί, υλοποιήθηκε μία ενισχυτική βαθμίδα ανάμεσα στην συσκευή συγκομιδής ενέργειας και τον μικροελεγκτή, με κέρδος 190 V/V. Για την ενισχυτική βαθμίδα χρησιμοποιήθηκε το ολοκληρωμένο AD622AN, το οποίο αποτελεί ένα instrumentation amplifier με ρυθμιζόμενο κέρδος. Οι instrumentation amplifiers είναι κατάλληλοι για λήψη μετρήσεων, διότι το ρεύμα που πηγαίνει στην είσοδό τους είναι αμελητέο και δεν υπάρχει ανάγκη για ταίριασμα της αντίστασης εισόδου τους με το υπόλοιπο κύκλωμα.

Η μέτρηση της ισχύος εξόδου λαμβάνεται με χρήση μίας αντίστασης (R), η οποία συνδέεται στα άκρα της συσκευής συγκομιδής ενέργειας και έχει την ίδια αντίσταση με το εκάστοτε τύλιγμα. Γνωρίζοντας έτσι την τάση σε δεδομένη αντίσταση, μπορεί να υπολογισθεί και η ισχύς εξόδου από την (1).

$$P_{out} = \frac{V_{out}^2}{R} \quad (1)$$

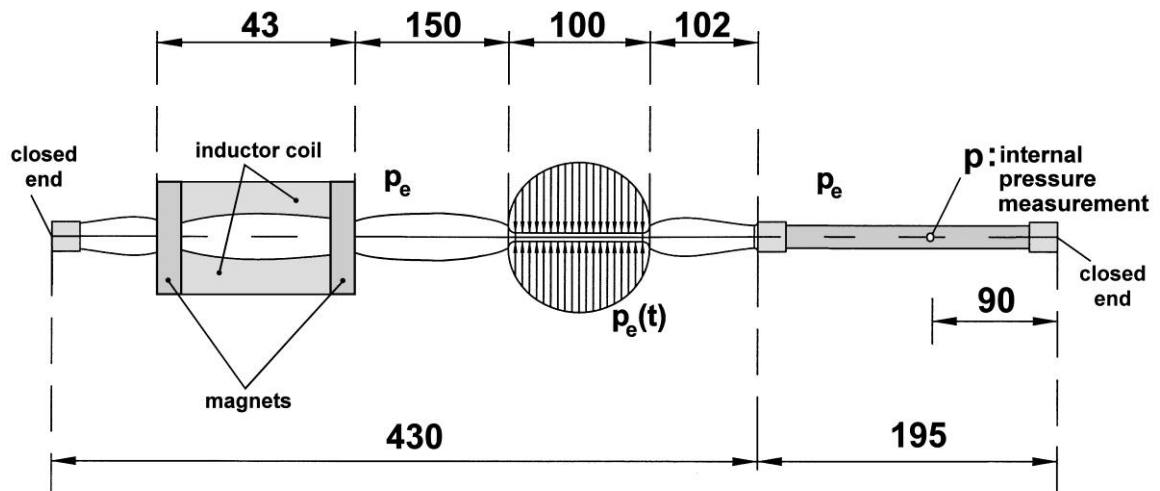


Εικόνα 5-6: Διάγραμμα block της πειραματικής διάταξης

5.1.6 Εκτέλεση του Πειραματος

Για την μέτρηση της πίεσης, συνδέθηκε αεροστεγώς στο ένα άκρο του ελαστικού αγωγού ένας σωλήνας με μη ελαστικά τοιχώματα, στον οποίο ανοίχτηκε μία οπή και τοποθετήθηκε ο καθετήρας για την σύνδεση με τον αισθητήρα πίεσης, όπως

περιγράφεται στην παράγραφο 5.1.4. Στη συνέχεια, ο συνολικός αγωγός γεμίστηκε με νερό, και αφού αφαιρέθηκε ο αέρας από το εσωτερικό του σφραγίστηκε αεροστεγώς. Έπειτα περάσαμε τον σωλήνα μέσα από τις εσωτερικές οπές των μαγνητών δακτυλίων και του κεντρικού βρόχου του εκάστοτε τυλίγματος (εικόνα 5-7). Ακολούθησε μέτρηση της εσωτερικής πίεσης του αγωγού, η οποία ήταν από 54 έως 59 mmHg σε κάθε περίπτωση. Επαναλάβαμε την διαδικασία αυτή για κάθε διαφορετική γεωμετρία τυλίγματος. Στην εικόνα 5-7 φαίνεται ο αγωγός που χρησιμοποιήθηκε με τη συσκευή συγκομιδής ενέργειας, μαζί με ορισμένες χαρακτηριστικές διαστάσεις. Τα μήκη του ελαστικού και σκληρού αγωγού είναι 430 και 195mm αντίστοιχα. Ο ελαστικός σωλήνας συμπιέζεται από το πέλμα του μηχανισμού συμπίεσης για ένα τμήμα του μήκους 10mm, ενώ το μήκος που καταλαμβάνει ο μετατροπέας ενέργειας είναι 43 mm. Ο καθητήρας για τη μέτρηση της πίεσης τοποθετείται 90 mm από το δεξί άκρο του σκληρού αγωγού. Η απόσταση μεταξύ του δεξιού μαγνήτη και του πέλματος συμπίεσης είναι 150mm, ενώ το πέλμα συμπίεσης απέχει από το σημείο σύνδεσης των δύο σωλήνων 102mm. Σημειώνεται ότι το αριστερό άκρο του ελαστικού σωλήνα σφραγίζεται με μέγγενη και στο δεξί άκρο προσαρμόζεται μία βάνα, με την οποία μπορούμε να ανοιγοκλείνουμε τον σωλήνα και να ελέγχουμε την πληρότητά του με νερό.



Εικόνα 5-7: Εύκαμπτος και άκαμπτος αγωγός συνδεδεμένοι αεροστεγώς, μαζί με την συσκευή συγκομιδής ενέργειας και τον μηχανισμό συμπίεσης

Η φυσιολογική μέγιστη παραμόρφωση μίας αρτηρίας είναι περίπου 10% της αρχικής της διαμέτρου. Στη συγκεκριμένη περίπτωση, ο αγωγός που χρησιμοποιήθηκε έχει εξωτερική διάμετρο 14mm, οπότε στη μέγιστη παραμόρφωση η διάμετρος θέλουμε να είναι 15.4 mm. Δεδομένου ότι τα τοιχώματα έχουν πάχος $s=1$ mm, η εσωτερική ακτίνα πρέπει να κυμαίνεται στο διάστημα 5-6.7mm. Ρυθμίζοντας κατάλληλα την πίεση εσωτερικά του αγωγού επετεύχθη η ζητούμενη παραμόρφωση. Η σχέση μεταξύ της εσωτερικής πίεσης και της διατομής του αγωγού δίνεται από την εξίσωση 5.2. [48]

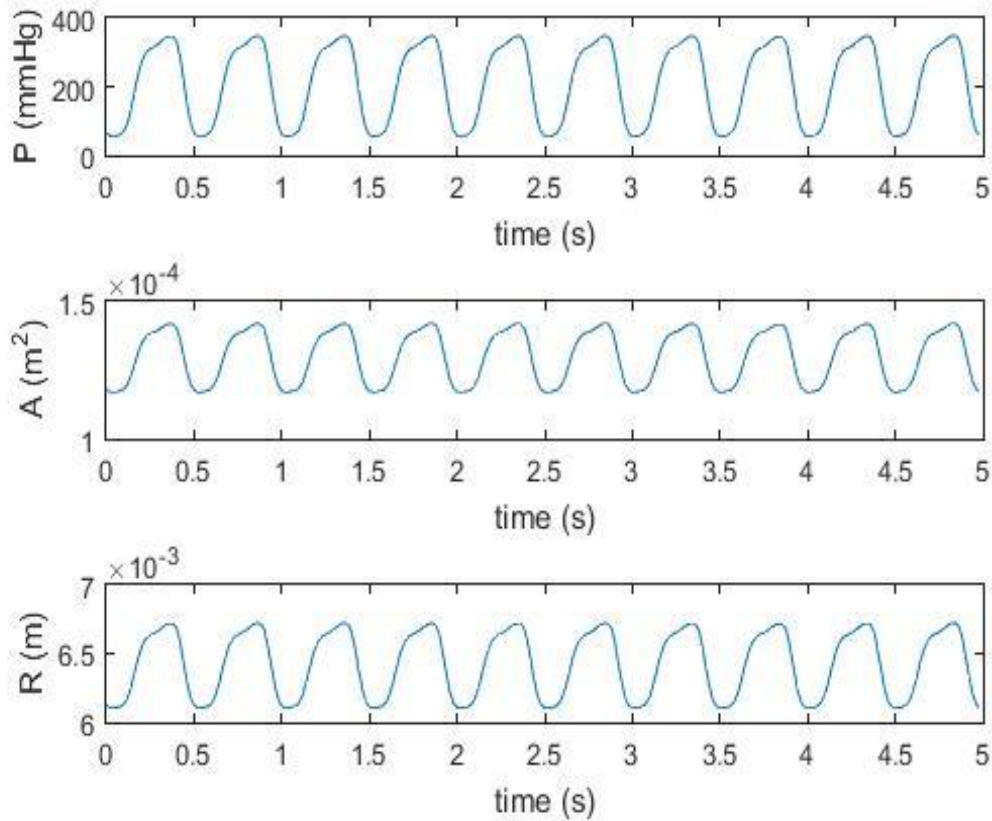
$$P = P_e + \frac{Es}{R_i(1 - m^2)} \left(1 - \sqrt{\frac{A_i}{A}} \right) \quad (5.2)$$

όπου στην συγκεκριμένη περίπτωση $P_e = 0$ mmHg η πίεση του περιβάλλοντος που λαμβάνεται ως αναφορά, $s=1$ mm το πάχος του τοιχώματος του ελαστικού σωλήνα, $E=1.97$ MPa το μέτρο ελαστικότητας του σωλήνα $R_i=6$ mm η ακτίνα του ελαστικού σωλήνα σε κατάσταση ηρεμίας, $m=0.49$ ο λόγος Poisson, $P=P(t)$ η εσωτερική πίεση και $A=A(t)$ η διατομή του αγωγού. Επιλύοντας ως προς A προκύπτει η εξίσωση 5.3.

$$A = \frac{A_i}{\left[1 - \frac{(P - P_e)}{Es} R_i(1 - m^2) \right]^2} \quad (5.3)$$

Δεδομένου ότι $A = \pi R^2$ και με γνωστή την πίεση, προσδιορίζονται η διατομή και η ακτίνα του αγωγού κάθε χρονική στιγμή, όπως φαίνεται στην εικόνα 5.8. Σημειώνεται ότι στη συγκεκριμένη εικόνα παρουσιάζεται ενδεικτικά μία από τις μετρήσεις της πίεσης που λάβαμε για συχνότητα λειτουργίας 123.3 bpm=2.05 Hz.

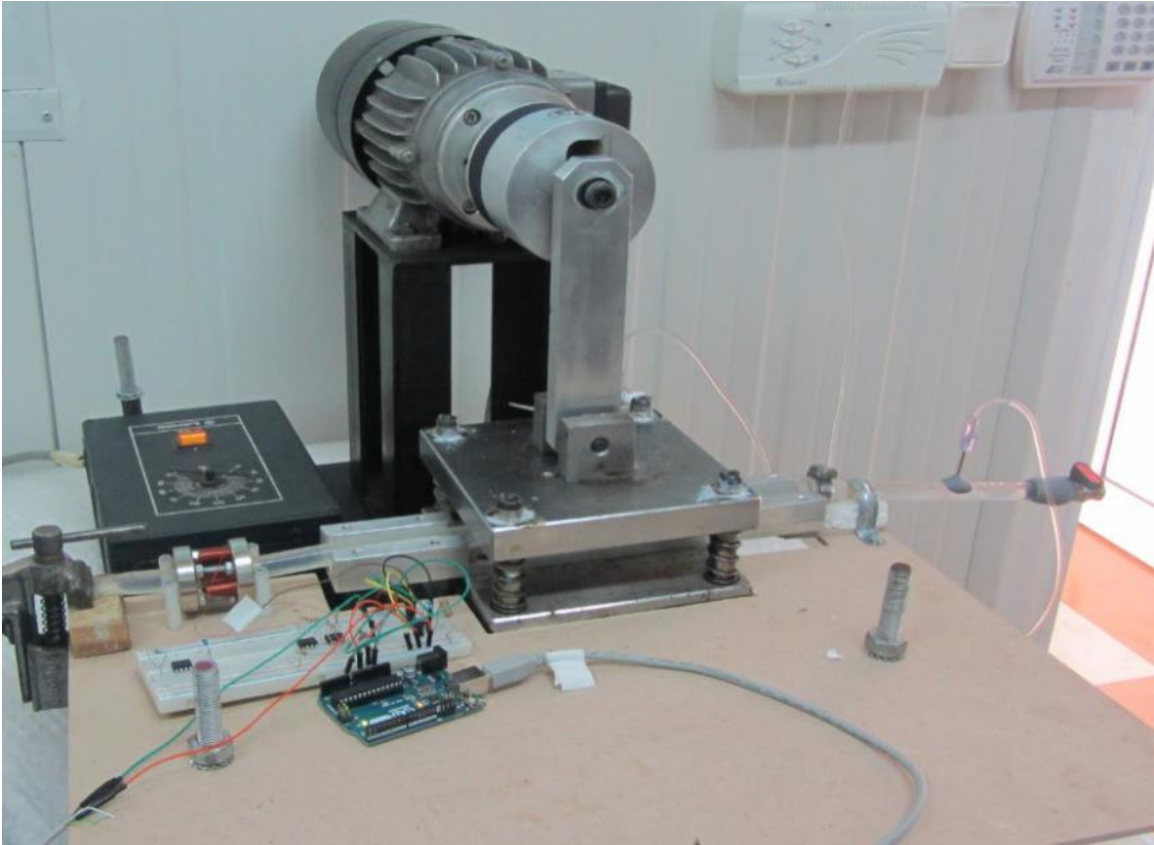
Για την επίτευξη των συγκεκριμένων τιμών πίεσης, πραγματοποιήθηκε κατάλληλη ρύθμιση της διάταξης που περιγράφηκε στην παράγραφο 5.1.3, ώστε η εγκάρσια απόσταση μεταξύ των δύο πλακών που συμπιέζουν το σωλήνα να είναι $\gamma=3.9$ mm κατά τη μέγιστη συμπίεση και $\gamma=14$ mm σε ηρεμία. Κάθε φορά που γεμίζαμε το σωλήνα με νερό, ρυθμίζαμε τη διάταξη ώστε να έχουμε περίπου τις ίδιες τιμές πιέσεων, και συνεπώς ίδια παραμόρφωση. Για την περίπτωση της εικόνας 5.8, η συστολική και διαστολική πίεση μετρήθηκαν 47.18 mmHg και 346.03 mmHg αντίστοιχα, ενώ η ακτίνα κατά τη μέγιστη παραμόρφωση είναι 6.7mm, που αντιστοιχεί σε εξωτερική διάμετρο 15.4mm.



Εικόνα 5-8: Εσωτερική πίεση, διατομή και ακτίνα εύκαμπτου αγωγού ως προς το χρόνο

Για κάθε τύλιγμα (εικόνα 5-1) ελήφθησαν μετρήσεις της πίεσης, της τάσης ανοιχτού κυκλώματος και της ισχύος (λειτουργία με αντίσταση στην έξοδο του μετατροπέα ενέργειας), για 4 διαφορετικές συχνότητες-καρδιακούς ρυθμούς (για καρδιακό ρυθμό κατά τον ύπνο, για φυσιολογικό ρυθμό, για ταχυκαρδία και για ρυθμό κατά την άσκηση).

Η συνολική πειραματική διάταξη φαίνεται στην εικόνα 5-9.



Εικόνα 5-9: Πειραματική διάταξη

5.2 ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

Ακολουθεί παρουσίαση της ισχύος και της τάσης ανοιχτού κυκλώματος που μετρήθηκαν για κάθε περίπτωση. Τέλος πραγματοποιείται ανάλυση της κυματομορφής της τάσης σε σχέση με την πίεση, την ακτίνα, τη διατομή καθώς και τους ρυθμούς μεταβολής των δύο τελευταίων.

5.2.1 Ισχύς εξόδου και τάση ανοιχτού κυκλώματος

5.2.1.1 Μονή στρώση σύρματος με 4 παράπλευρους βρόχους διαμέτρου 7mm

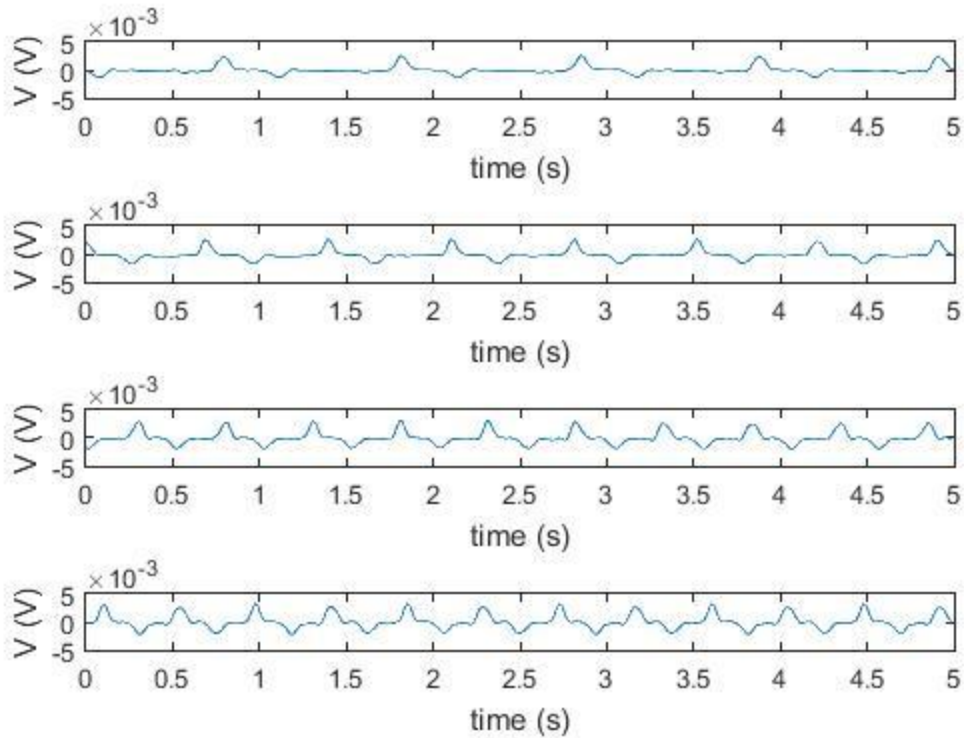
Στην εικόνα 5-11 φαίνονται οι κυματομορφές της τάσης ανοιχτού κυκλώματος για το τύλιγμα της εικόνας 5-10 και στον πίνακα 13 παρουσιάζονται οι μέσες τιμές της ισχύος για συχνότητες 55.3, 85.7, 120, 136.9 bpm. Η αντίσταση που χρησιμοποιήθηκε για την μέτρηση της ισχύος ήταν 8.2 Ω.



Εικόνα 5-10: Τύλιγμα με 4 παράπλευρους βρόχους διαμέτρου 7mm

1 layer 4 small loops	P_{mean}(nW)
55.3 bpm	20.9
85.7 bpm	36.1
120 bpm	55.9
136.9 bpm	75

Πίνακας 13: Μέση ισχύς εξόδου



Εικόνα 5-11: Τάσεις ανοιχτού κυκλώματος για συχνότητες 55.3, 85.7, 120, 136.9 bpm

1 layer 4 small loops	$V_{\text{peak(oc)}}(\text{mV})$
55.3 bpm	2.2
85.7 bpm	2.8
120 bpm	3
136.9 bpm	3.1

Πίνακας 14: Μέγιστες τιμές τάσης ανοιχτοκύκλωσης

5.2.1.2 Μονή στρώση σύρματος με 3 παράπλευρους βρόχους διαμέτρου 10mm

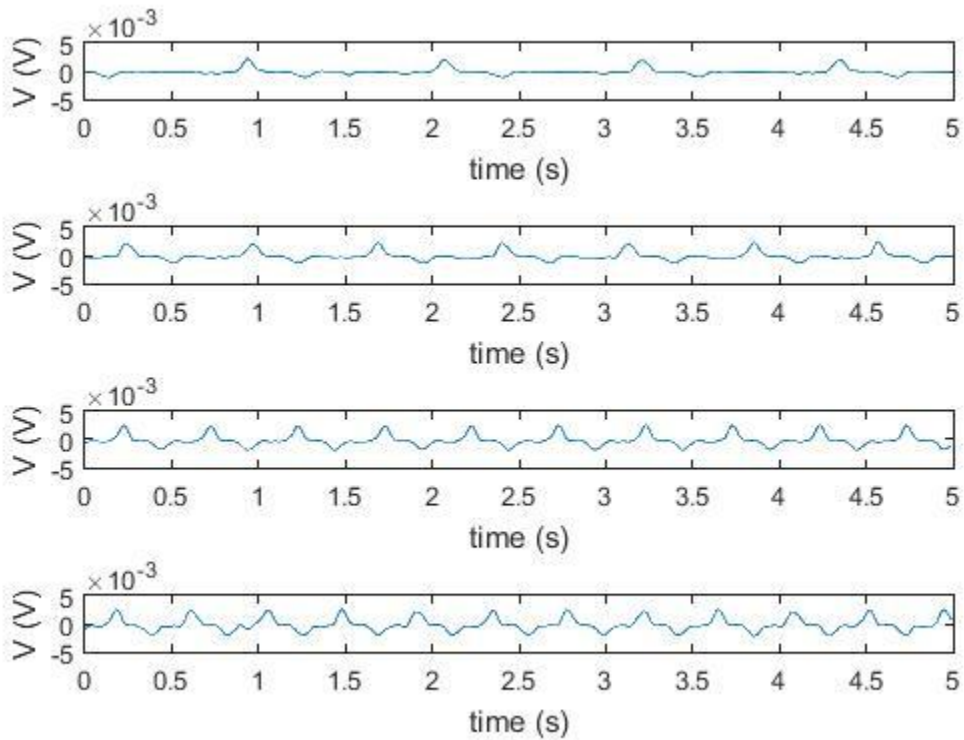
Στην εικόνα 5-13 φαίνονται οι κυματομορφές της τάσης ανοιχτού κυκλώματος για το τύλιγμα της εικόνας 5-12 και στον πίνακα 15 παρουσιάζονται οι μέσες τιμές της ισχύος για συχνότητες 52.7, 82.2, 118.5, 139.1 bpm. Η αντίσταση που χρησιμοποιήθηκε για την μέτρηση της ισχύος ήταν 8.2 Ω.



Εικόνα 5-12: Τύλιγμα με 3 παράπλευρους βρόχους διαμέτρου 10mm

1 layer 3 big loops	P_{mean}(nW)
52.7 bpm	19.1
82.2 bpm	28.1
118.5 bpm	52.2
139.1 bpm	68.5

Πίνακας 15: Μέση ισχύς εξόδου



Εικόνα 5-13: Τάση εξόδου ανοιχτού κυκλώματος για συχνότητες 52.7, 82.2, 118.5, 139.1 bpm

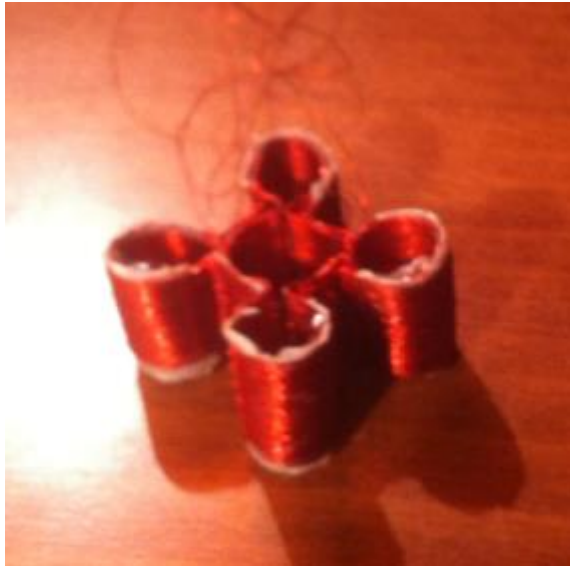
1 layer 3 big loops	$V_{\text{peak(oc)}}(\text{mV})$
52.7 bpm	2.3
82.2 bpm	2.4
118.5 bpm	2.5
139.1 bpm	2.7

Πίνακας 16: Μέγιστες τιμές τάσης ανοιχτού κυκλώματος

5.2.1.3 Μονή στρώση σύρματος με 4 παράπλευρους βρόχους διαμέτρου 10mm

Στην εικόνα 5-15 φαίνονται οι κυματομορφές της τάσης ανοιχτού κυκλώματος για το τύλιγμα της εικόνας 5-14 και στον πίνακα 17 παρουσιάζονται οι μέσες τιμές της ισχύος για συχνότητες 52.9, 87.7, 119.7, 138.5 bpm. Χρησιμοποιείται το τύλιγμα με τις δύο στρώσεις, αλλά μετράται η έξοδος μόνο της εσωτερικής στρώσης. Η επιλογή της εσωτερικής στρώσης πραγματοποιήθηκε διότι έχει περισσότερες περιελίξεις από την

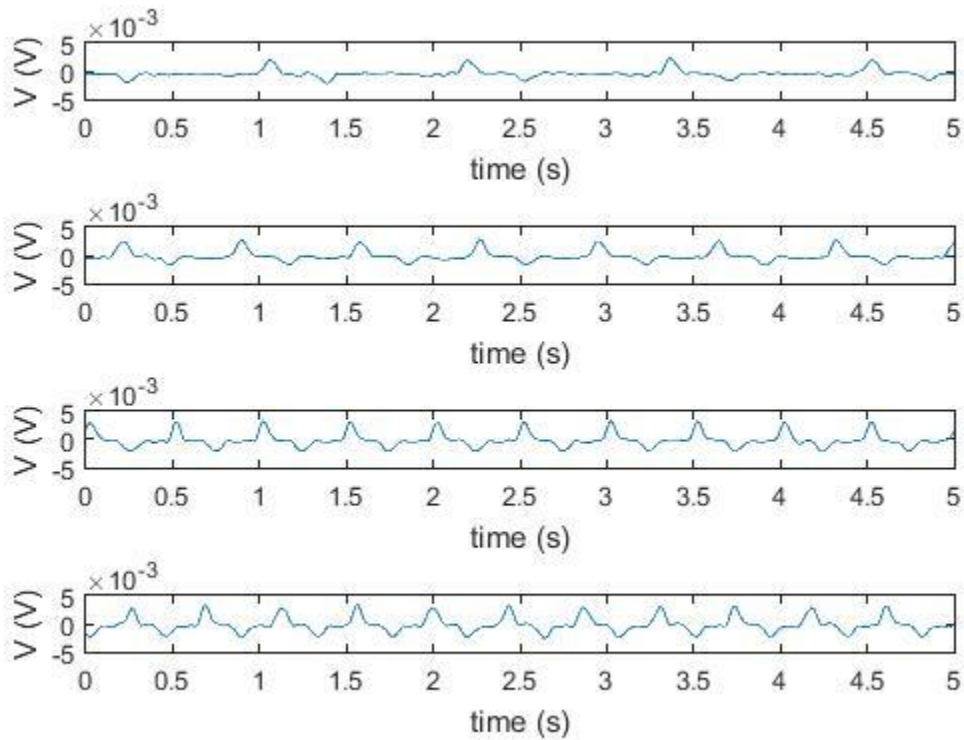
εξωτερική, λόγω της δυσκολίας που παρουσίασε η δημιουργία τυλίγματος πάνω από το πρώτο. Η αντίσταση που χρησιμοποιήθηκε για την μέτρηση της ισχύος ήταν 8.2 Ω.



Εικόνα 5-14: τύλιγμα διπλής στρώσης με 4 παράπλευρους βρόχους 10mm

1 layer 4 big loops	P_{mean}(nW)
52.9 bpm	20.7
87.7 bpm	36.2
119.7 bpm	40
138.5 bpm	59.8

Πίνακας 17: Μέση ισχύς εξόδου



Εικόνα 5-15: Τάσεις ανοιχτού κυκλώματος για συχνότητες 52.9, 87.7, 119.7, 138.5 bpm

1 layer 4 big loops	$V_{\text{peak(oc)}}(\text{mV})$
52.9 bpm	2.3
87.7 bpm	2.9
119.7 bpm	3.2
138.5 bpm	3.3

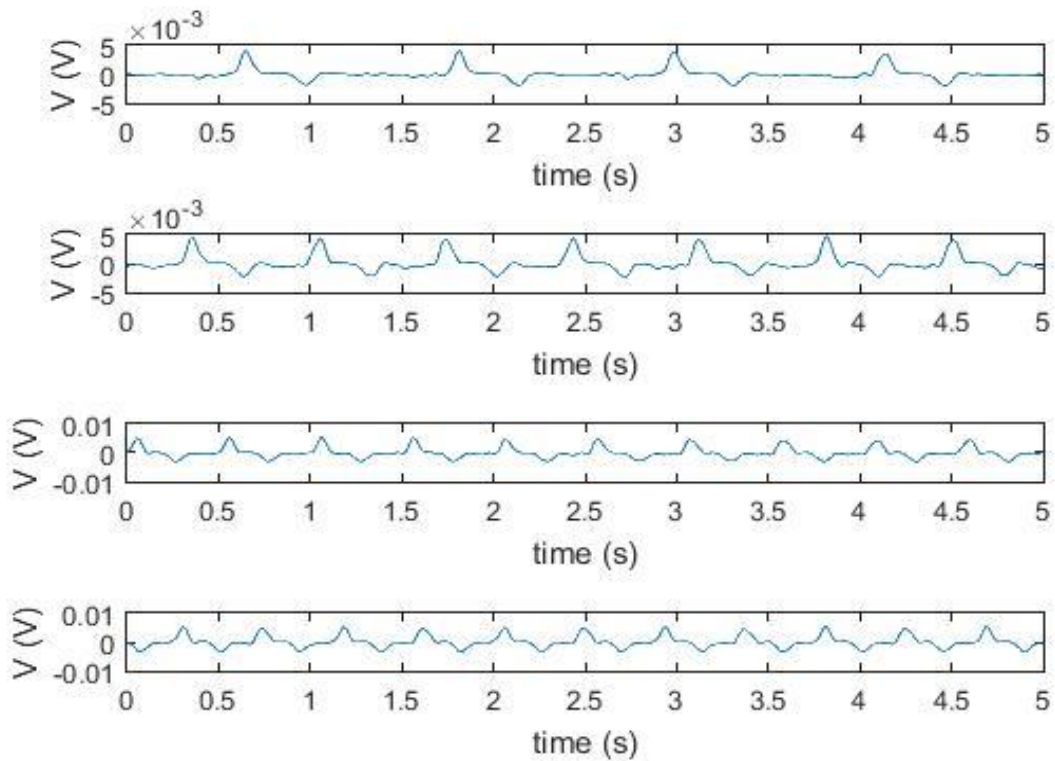
Πίνακας 18: Μέγιστες τιμές τάσης ανοιχτού κυκλώματος

5.2.1.4 Διπλή στρώση σύρματος με 4 παράπλευρους βρόχους διαμέτρου 10mm

Στην εικόνα 5-16 φαίνονται οι κυματομορφές της τάσης ανοιχτού κυκλώματος για το τύλιγμα της εικόνας 5-14 και στον πίνακα 19 παρουσιάζονται οι μέσες τιμές της ισχύος για συχνότητες 52.9, 87.7, 119.7, 138.5 bpm. Στη συγκεκριμένη περίπτωση συνδέονται σε σειρά το εσωτερικό και το εξωτερικό τύλιγμα. Η αντίσταση που χρησιμοποιήθηκε για την μέτρηση της ισχύος ήταν 8.2 Ω.

2 layer 4 big loops	$P_{\text{mean}}(\text{nW})$
51.7 bpm	39.7
83.3 bpm	69.4
121.2 bpm	76.7
136.4 bpm	114

Πίνακας 19: Μέση ισχύς εξόδου



Εικόνα 5-16: Τάσεις ανοιχτού κυκλώματος για συχνότητες 52.9, 87.7, 119.7, 138.5 bpm

2 layer 4 big loops	$V_{\text{peak(oc)}}(\text{mV})$
51.7 bpm	4.1
83.3 bpm	4.7
121.2 bpm	5.3
136.4 bpm	5.6

Πίνακας 20: Μέγιστες τιμές τάσης ανοιχτού κυκλώματος

5.2.1.5 Παρατηρήσεις

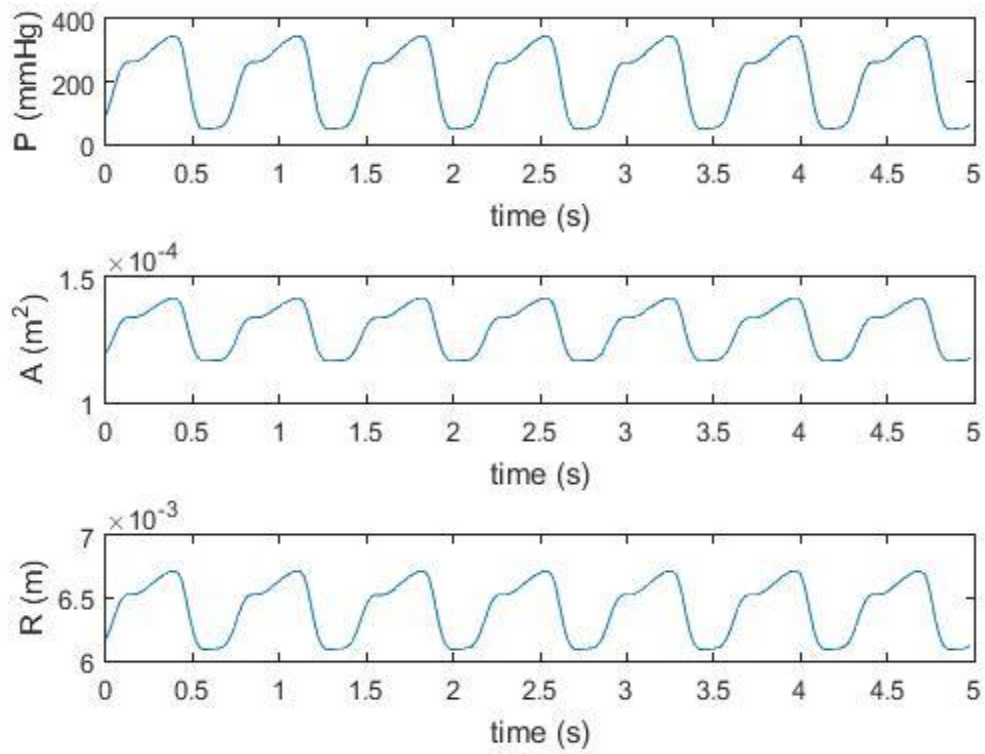
Την υψηλότερη τάση ανοιχτού κυκλώματος δίνει το τύλιγμα με τη διπλή στρώση σύρματος και τους 4 παράπλευρους βρόχους διαμέτρου 10mm (παράγραφος 5.2.1.4), ακολουθεί εκείνο με τη μονή στρώση και τους 4 παράπλευρους βρόχους διαμέτρου 10mm (παράγραφος 5.2.1.3). Αμέσως επόμενο είναι το τύλιγμα με τους 4 παράπλευρους βρόχους διαμέτρου 7mm (παράγραφος 5.2.1.1), ενώ την μικρότερη ισχύ δίνει το τύλιγμα με τους 3 παράπλευρους βρόχους διαμέτρου 10mm (παράγραφος 5.2.1.2). Το ίδιο τύλιγμα δίνει και την μέγιστη ισχύ, αλλά για τα υπόλοιπα δεν είναι σαφής η κατάταξη. Γενικά η αντίσταση του τυλίγματος μεταβάλλεται χρονικά και δεν γνωρίζαμε τι τιμές παίρνει, οπότε δεν μπορούσαμε να κάνουμε το απαιτούμενο ταίριασμα των αντιστάσεων που απαιτείται για τη μεγιστοποίηση της ισχύος. Συνεπώς, η τάση ανοιχτού κυκλώματος είναι πιο αξιόπιστο κριτήριο για την αποδοτικότητα των διαφορετικών γεωμετριών.

Επιπλέον, παρατηρείται αύξηση της ισχύος με την αύξηση της συχνότητας. Αυτό εξηγείται λόγω του ότι σε μεγαλύτερες συχνότητες διαστέλλονται και με πιο γρήγορο ρυθμό τα τοιχώματα του αγωγού, γεγονός που αυξάνει την επαγόμενη τάση.

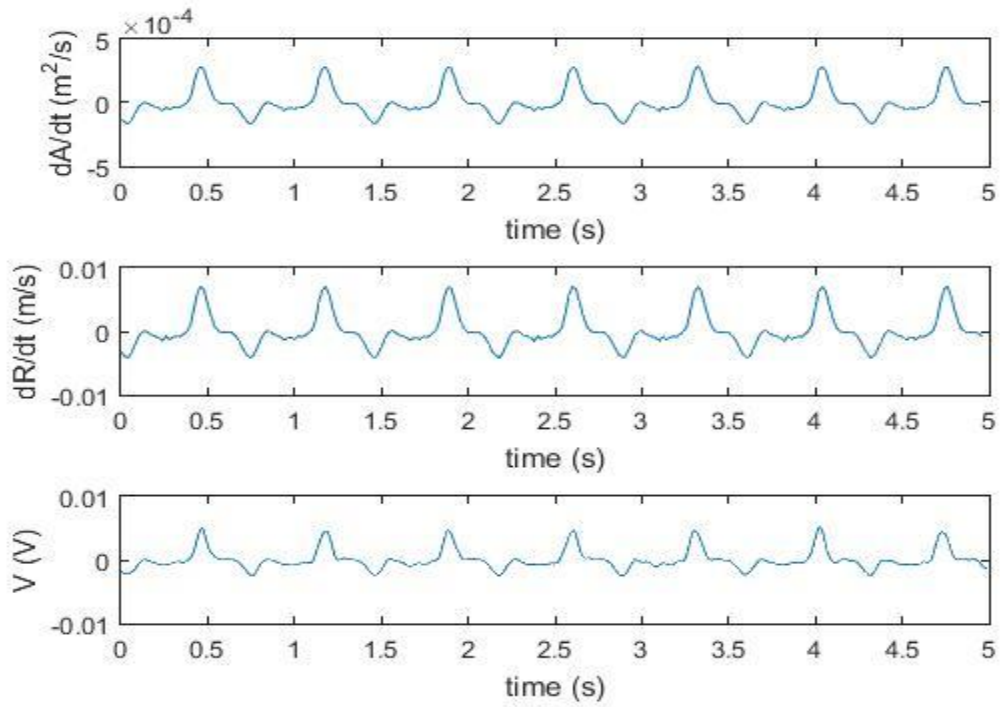
5.2.2 Σύγκριση ηλεκτρικών και μηχανικών μεγεθών

Στην εικόνα 5.17 φαίνονται σε κοινό διάγραμμα η εσωτερική πίεση, η διατομή και ακτίνα του αγωγού για συχνότητα 87.7 brm. Στην εικόνα 5.18 φαίνονται για την ίδια συχνότητα ο ρυθμός μεταβολής της διατομής και της ακτίνας του αγωγού σε κοινό διάγραμμα με την τάση εξόδου του τυλίγματος διπλής στρώσης, 4 παράπλευρων βρόχων διαμέτρου 10mm. Παρατηρείται ότι η κυματομορφή της τάσης εξόδου μοιάζει πολύ με την κυματομορφή της ταχύτητας των τοιχωμάτων του αγωγού. Αυτό επιβεβαιώνει τη θεωρία και τις προσομοιώσεις, σύμφωνα με τις οποίες, η τάση είναι ανάλογη της ταχύτητας.

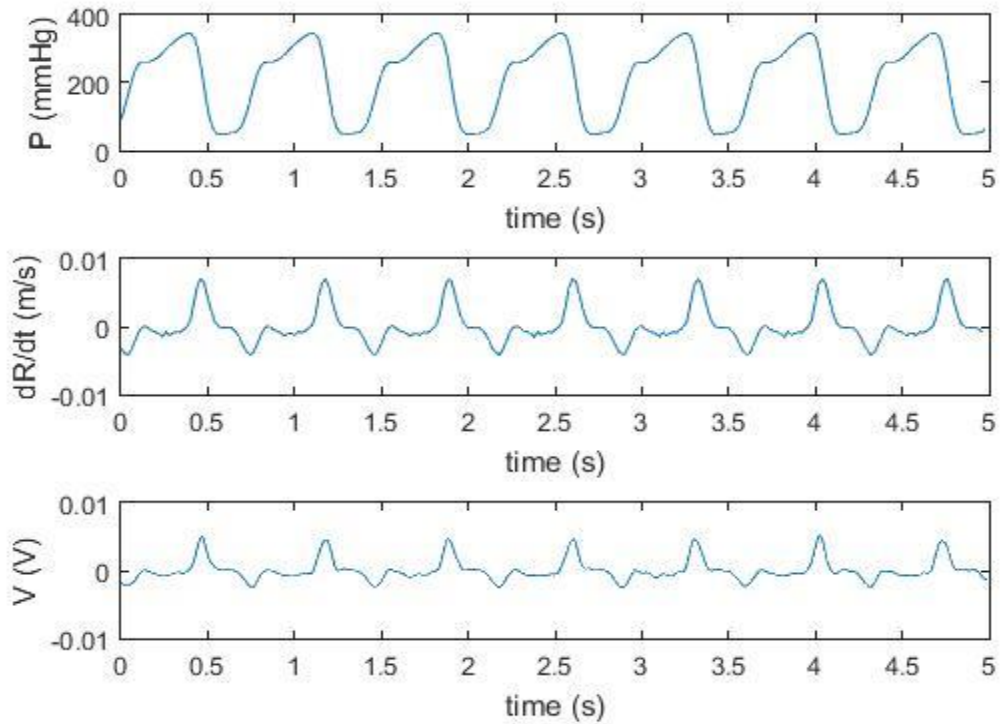
Στην εικόνα 5.19 φαίνονται σε κοινό διάγραμμα η πίεση και η ταχύτητα των τοιχωμάτων του αγωγού σε κοινό διάγραμμα με την τάση εξόδου της συσκευής. Η μέγιστη ταχύτητα, και συνεπώς η μέγιστη τάση παρατηρείται στο μέσο της συστολής του αγωγού, όπου από την διαστολική πίεση μεταβαίνουμε στη συστολική.



Εικόνα 5-17: Πίεση, διατομή και ακτίνα ελαστικού αγωγού ως προς το χρόνο



Εικόνα 5-18: Ρυθμός μεταβολής διατομής και ακτίνας του ελαστικού αγωγού και τάση εξόδου ως προς το χρόνο



Εικόνα 5-19: Πίεση, ρυθμός μεταβολής ακτίνας του ελαστικού αγωγού και τάση εξόδου

5.3 ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Από τα αποτελέσματα του πειράματος μπορούμε να συμπεράνουμε τα εξής:

- Η μέθοδος που παρουσιάστηκε στη βιβλιογραφία (παράγραφος 3.2.7), μπορεί να βελτιωθεί αλλάζοντας τη γεωμετρία. Συγκεκριμένα, δημιουργώντας 4 παράπλευρους βρόχους στο τύλιγμα αυξάνεται το μήκος του σύρματος που κινείται ανάμεσα στους μαγνήτες, και συνεπώς αυξάνεται η επαγόμενη τάση. Κατασκευάζοντας επιπλέον στρώσεις τυλίγματος επίσης αυξάνεται η τάση, αλλά υπάρχει ο περιορισμός από την ελαστικότητα του τυλίγματος. Στη συγκεκριμένη περίπτωση, ο αγωγός μπορούσε να παραμορφωθεί με δύο στρώσεις, όμως δεν γνωρίζουμε πως θα αντιδρούσε μία πραγματική αρτηρία. Με ένα πιο εύκαμπτο αγωγικό υλικό, ενδεχομένως να μπορούσαν να τυλιχτούν πάνω από δύο στρώσεις χωρίς να περιορίζουν την κίνηση της αρτηρίας, επιτυγχάνοντας έτσι πολλαπλάσια ισχύ.
- Παρατηρείται ότι η κυματομορφή της τάσης εξόδου είναι παρόμοια με την κυματομορφή της ταχύτητας των τοιχωμάτων του αγωγού. Επίσης, η κυματομορφή της ταχύτητας προκύπτει με παραγωγή της ακτίνας ως προς το χρόνο, η οποία με τη σειρά της έχει την ίδια κυματομορφή με την πίεση. Συνεπώς, η διάταξη αυτή μπορεί να λειτουργήσει και ως βιοαισθητήρας που δίνει πληροφορία για την πίεση του αίματος και την κίνηση της αρτηρίας στο συγκεκριμένο σημείο. Επίσης, η τάση είναι θετική κατά τη συστολή και αρνητική κατά τη διαστολή, ενώ η περίοδός της είναι ίδια με την συχνότητα λειτουργίας του κινητήρα. Συνεπώς, η τάση εξόδου της συσκευής θα μπορούσε να παρέχει πληροφορίες και για τον καρδιακό ρυθμό.

6 ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

1. wikipedia, telemetry. Telemetry. (2016, January 18). In Wikipedia, The Free Encyclopedia. Retrieved 11:38, March 3, 2016, from <https://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Telemetry&oldid=700390904>.
2. Nikita, K. S. (Ed.). (2014). Introduction to Biomedical Telemetry (pp. 1-18). Handbook of biomedical telemetry. John Wiley & Sons.
3. Changrong Liu, Yong-Xin Guo, Shaoqiu Xiao. Liu, Changrong, Yong-Xin Guo, and Shaoqiu Xiao. "A Review of Implantable Antennas for Wireless Biomedical Devices."
4. Hung, K., Y. T. Zhang, and B. Tai. "Wearable medical devices for tele-home healthcare." Engineering in Medicine and Biology Society, 2004. IEMBS'04. 26th Annual International Conference of the IEEE. Vol. 2. IEEE, 2004.
5. Kiourti, Asimina. "Biomedical telemetry: communication between implanted devices and the external world." *Opticon* 1826 8 (2010): 1-7.
6. Kiourti, Asimina, and Konstantina S. Nikita. "Design of implantable antennas for medical telemetry: Dependence upon operation frequency, tissue anatomy, and implantation site." *International Journal of Monitoring and Surveillance Technologies Research (IJ*
7. Kiourti, Asimina, and Konstantina S. Nikita. "Meandered versus spiral novel miniature PIFAs implanted in the human head: Tuning and performance." *Wireless Mobile Communication and Healthcare*. Springer Berlin Heidelberg, 2011. 80-87.
8. Kiourti, Asimina, and Konstantina S. Nikita. "Detuning issues and performance of a novel implantable antenna for telemetry applications." *Antennas and Propagation (EUCAP), 2012 6th European Conference on. IEEE, 2012*.
9. Implantable cardioverter-defibrillator. (2015, October 27). In Wikipedia, The Free Encyclopedia. Retrieved 11:44, March 3, 2016, from https://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Implantable_cardioverter-defibrillator&oldid=687734601.
10. Artificial cardiac pacemaker. (2016, February 8). In Wikipedia, The Free Encyclopedia. Retrieved 11:45, March 3, 2016, from https://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Artificial_cardiac_pacemaker&oldid=703871553.
11. sweetedition.grou.ps "αντλίες ινσουλίνης", <http://sweetedition.grou.ps/wiki/14047>.
12. D. Iliopoulou, K. Giokas, S. Mougiakakou, J. Stoitsis, A. Prentza, K. Nikita, "A Telematic System for Diabetes Management, Advisory, and Reporting," *Journal for Quality of Life Research*, vol. 3, Issue 2 (Supplement 1), pp. 53-57, May-June 2005.
13. Retinal implant. (2016, January 20). In Wikipedia, The Free Encyclopedia. Retrieved 11:54, March 3, 2016, from https://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Retinal_implant&oldid=700747290.

14. Cochlear implant. (2016, February 29). In Wikipedia, The Free Encyclopedia. Retrieved 11:55, March 3, 2016, from https://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Cochlear_implant&oldid=707510952.
15. Nikita, K. S. (Ed.). (2014). Power Issues in Biomedical Telemetry (pp. 108-129). Handbook of biomedical telemetry. John Wiley & Sons.
16. *Wireless sensor network*. (2016, February 28). In Wikipedia, The Free Encyclopedia. Retrieved 12:03, March 3, 2016, from https://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Wireless_sensor_network&oldid=707378675.
17. Χαράλαμπος, Ανδρέου. Έρευνα Δικτυακών Αισθητήρων. 2011.
18. Karagiannis, Alexandros, and Demosthenes Vouyioukas. "A Framework for the Estimation and Validation of Energy Consumption in Wireless Sensor Networks." *Journal of Sensors* 2015 (2015).
19. MPXV5050VC6T1 product datasheet, <http://www.nxp.com/>.
20. Texas Instruments, MSP430G2x53, MSP430G2x13 Mixed Signal Microcontroller, <http://www.ti.com>.
21. http://coecsl.ece.illinois.edu/ge423/datasheets/MSP430Ref_Guides/msp430F2272/22x2_22x4/msp430x22x4_adc10_temp.c.
22. Casilari, Eduardo, Jose M. Cano-García, and Gonzalo Campos-Garrido. "Modeling of current consumption in 802.15. 4/ZigBee sensor motes." *Sensors* 10.6 (2010): 5443-5468.
23. Hannan, Mahammad A., et al. "Energy harvesting for the implantable biomedical devices: issues and challenges." *Biomed. Eng. Online* 13.1 (2014): 79.
24. Pfenniger, Alois, et al. "Design and realization of an energy harvester using pulsating arterial pressure." *Medical engineering & physics* 35.9 (2013): 1256-1265.
25. Dagdeviren, Canan, et al. "Conformal piezoelectric energy harvesting and storage from motions of the heart, lung, and diaphragm." *Proceedings of the National Academy of Sciences* 111.5 (2014): 1927-1932.
26. Goto K, Nakagawa T, Nakamura O, Kawata S: *An implantable power supply with an optical rechargeable lithium battery. IEEE Trans Biomed Eng* 2001, 48(7):830-833. [OpenURL](#).
27. Sodagar AM, Amiri P: Capacitive Coupling for Power and Data Telemetry to Implantable Biomedical Microsystems. In Proceedings of the 4th International FrD5.2 IEEE EMBS Conference on Neural Engineering. Antalya, Turkey: 2009:411-414.
28. 45(12):1163-1174. Riistama J, Vaisanen J, Heinisuo S, Harjunpa H, Arra S, Kokko K, Antyla M, Kaihilahti J, Heino P, Kellomaki M, Vainio O, Vanhala J, Lekkala J, Hyttinen J: Wireless and inductively powered implant for measuring electrocardiogram. *Med Bio Eng Comput* 2007,.

29. Sauer C, Stanacevic M, Cauwenberghs G, Thakor N: *Power harvesting and telemetry in CMOS for implanted devices. IEEE Trans Circuits Syst I, Reg Papers* 2005, 52(12):2605-2613.
30. Catrysse, Michael, Bart Hermans, and Robert Puers. "An inductive power system with integrated bi-directional data-transmission." *Sensors and Actuators A: Physical* 115.2 (2004): 221-229.
31. Haeberlin, Andreas, et al. "Successful pacing using a batteryless sunlight-powered pacemaker." *Europace* (2014): euu127.
32. 2006, ICNIRP statement on far infrared radiation exposure. *Health Phys* και 91:630–45.
33. Bashkatov AN, Genina EA, Kochubey VI, Tuchin VV. Optical properties of humanskin, subcutaneous and mucous tissues in the wavelength range from 400 to 2000 nm. *J Phys D, Appl Phys* 2005 και 38:2543.
34. Haeberlin H. *Photovoltaics System Design and Practice*. Chichester, UK: John Wiley & Sons και 2012.
35. Fligge M, Solanki SK, Pap JM, Frolich C, Wehrli C. Variations of solar spectral irradiance from near UV to the infrared—measurements and results. *J Atmos Sol -Terr Phys* 2001 και 63:1479–87.
36. ASTM Standard G173-03 standard tables for reference solar spectral irradiances direct normal and hemispherical on 378 tilted surface. In: International A, ed. West Conshohocken, PA, 2012.
37. Vardaxis NJ, Brans TA, Boon ME, Kreis RW, Marres LM. Confocal laser scanning microscopy of porcine skin: implications for human wound healing studies. *J Anat* 1997 και 4):601–11., 190(Pt.
38. Song, S. H., A. Kim, and B. Ziaie. "Omnidirectional Ultrasonic Powering for Millimeter-Scale Implantable Devices." *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on* 62.11 (2015): 2717-2723.
39. Xie, Jin, Chengkuo Lee, and Hanhua Feng. "Design, fabrication, and characterization of CMOS MEMS-based thermoelectric power generators." *Microelectromechanical Systems, Journal of* 19.2 (2010): 317-324.
40. Starner, Thad. "Human-powered wearable computing." *IBM systems Journal* 35.3.4 (1996): 618-629.
41. Stetten, F. V., et al. "A one-compartment, direct glucose fuel cell for powering long-term medical implants." *Micro Electro Mechanical Systems, 2006. MEMS 2006 Istanbul. 19th IEEE International Conference on. IEEE, 2006*.
42. Zurbuchen, A., et al. "Energy harvesting from the beating heart by a mass imbalance oscillation generator." *Annals of biomedical engineering* 41.1 (2013): 131-141.
43. http://www.artorg.unibe.ch/research/cve/research/energy_harvesting/index_eng.html. ARTORG CENTER FOR BIOMEDICAL ENGINEERING RESEARCH, Energy Harvesting.

44. Pfenniger, Alois, et al. "Energy harvesting through arterial wall deformation: design considerations for a magneto-hydrodynamic generator." *Medical & biological engineering & computing* 51.7 (2013): 741-755.
45. *oaklandsps wikispaces Magnetism*, <https://oaklandsps.wikispaces.com/Magnetism>.
46. Kruusing, Arvi. "Optimizing magnetization orientation of permanent magnets for maximal gradient force." *Journal of Magnetism and Magnetic Materials* 234.3 (2001): 545-555.
47. Peng, Q. L., S. M. McMurry, and J. M. D. Coey. "Axial magnetic field produced by axially and radially magnetized permanent rings." *Journal of magnetism and magnetic materials* 268.1 (2004): 165-169.
48. Χρήστος Γ. Μανόπουλος, Διδακτορική Διατριβή. *Μελέτη αντλητικών φαινομένων σε ιατροβιολογικές εφαρμογές, μέσω αλληλεπίδρασης ροής ρευστού και κίνησης σώματος*. Αθήνα : s.n., 2009.