



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

**Ενεργειακή Κατανάλωση Εμφυτεύσιμων Ιατρικών
Διατάξεων και Συγκομιδή Ενέργειας από το
Καρδιαγγειακό Σύστημα**

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Γιώργος Βαρνάβα

Επιβλέπουσα : Κωνσταντίνα Νικήτα
Καθηγήτρια Ε.Μ.Π.

Αθήνα, Ιούλιος 2016



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

**Ενεργειακή Κατανάλωση Εμφυτεύσιμων Ιατρικών
Διατάξεων και Συγκομιδή Ενέργειας από το
Καρδιαγγειακό Σύστημα**

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Γιώργος Βαρνάβα

Επιβλέπουσα : Κωνσταντίνα Νικήτα
Καθηγήτρια Ε.Μ.Π.

Εγκρίθηκε από την τριμελή εξεταστική επιτροπή την 14^η Ιουλίου 2016.

.....
Κωνσταντίνα Νικήτα
Καθηγήτρια Ε.Μ.Π.

.....
Ματσόπουλος Γιώργος
Αν. Καθηγητής Ε.Μ.Π.

.....
Σωτηριάδης Παύλος-Πέτρος
Επ. Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Αθήνα, Ιούλιος 2016

.....
Γιώργος Βαρνάβα

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

Copyright © Γιώργος Βαρνάβα, 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 την προϋπόθεση να αναφέρεται η πηγή προέλευσης και να διατηρείται το παρόν μήνυμα. Ερωτήματα που αφορούν τη χρήση της εργασίας για κερδοσκοπικό σκοπό πρέπει να απευθύνονται προς τον συγγραφέα.

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

Περίληψη

Η παρούσα εργασία εκπονήθηκε με σκοπό τη μελέτη της ενεργειακής κατανάλωσης εμφυτεύσιμων ιατρικών διατάξεων και της συγκομιδής ενέργειας από το καρδιαγγειακό σύστημα. Η ανάπτυξη εμφυτεύσιμων ιατρικών διατάξεων εξελίσσεται πλέον ταχέως και είναι βέβαιο ότι οι διατάξεις αυτές μπορούν να αποτελέσουν εξαιρετικά χρήσιμα εργαλεία για τη διάγνωση αλλά και την παρακολούθηση διαφόρων παθήσεων και τον έλεγχο των φυσιολογικών λειτουργιών. Ένα σημαντικό πρόβλημα των εν λόγω διατάξεων αποτελεί η έλλειψη ενεργειακής αυτονομίας, λόγω της περιορισμένης διάρκειας ζωής των μπαταριών, που αποτελεί επί του παρόντος την κύρια πηγή ενέργειας. Ως εκ τούτου το ενδιαφέρον στρέφεται πλέον στην εύρεση εναλλακτικών πηγών τροφοδότησης, όπως συγκομιδή ενέργειας από το σώμα μας, για παράδειγμα από τη λειτουργία της καρδιάς και συγκεκριμένα από την ροή του αίματος.

Στην παρούσα μελέτη έγινε αρχικά μια ανασκόπηση της βιβλιογραφίας που αφορά την ενεργειακή κατανάλωση των εμφυτεύσιμων ιατρικών διατάξεων. Αναπτύχθηκε ένα μοντέλο εκτίμησης της ενεργειακής κατανάλωσης μιας τέτοιας διάταξης που λαμβάνει μετρήσεις της πίεσης του αίματος και πραγματοποιήθηκε ανάλυση για δύο σενάρια λειτουργίας της διάταξης. Η εργασία ολοκληρώνεται με την παρουσίαση διαθέσιμων μεθόδων συγκομιδής ενέργειας και με το σχεδιασμό διάταξης συγκομιδής ενέργειας από την ροή του αίματος, όπου γίνεται θεωρητική ανάλυση της μεθόδου και παραμετρική μελέτη της διάταξης.

Λέξεις Κλειδιά

Ενεργειακή κατανάλωση, Εμφυτεύσιμες ιατρικές διατάξεις, Ασύρματα δίκτυα αισθητήρων, Συγκομιδή ενέργειας, Καρδιαγγειακό σύστημα, Ροή αίματος, Ηλεκτρομαγνητική μετατροπή ενέργειας, Ισχύς, Ηλεκτρεγερτική Δύναμη.

Abstract

The current Diploma Thesis aims at investigating the energy consumption of implantable medical devices and the energy harvesting from the cardiovascular system. The area of implantable medical devices is a highly growing field of study, with important applications in diagnosis and monitoring of various diseases. The lack of energy autonomy, due to the limited lifetime of batteries, constitutes a significant problem of these devices. Therefore, the study of alternative power resources is of utmost importance. An example of such alternative methods is energy harvesting from our body, such as from the blood flow. Within the framework of this Thesis, a literature review was conducted to summarize the current advances in the field of the energy consumption of implantable medical devices. Moreover, a model for energy consumption of a device that takes measurements of blood pressure was developed and two scenarios of function were analyzed. In addition, available methods of energy harvesting were studied. The design of an energy harvesting device from blood flow was carried out. A theoretical analysis of the method and parametric study of the device were conducted.

Keywords

Energy consumption, Implantable medical devices, Wireless sensor networks, Energy harvesting, Cardiovascular system, Blood flow, Electromagnetic generator, Power, Electromotive force.

Ευχαριστίες

Η παρούσα διπλωματική έχει πραγματοποιηθεί στο Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο, ως μέρος των μελετών του Εργαστηρίου Βιοϊατρικών Προσομοιώσεων και Απεικονιστικής Τεχνολογίας (BIOSIM), στα πλαίσια των προπτυχιακών σπουδών στη σχολή ΗΜΜΥ.

Θα ήθελα καταρχάς να ευχαριστήσω την επιβλέπουσα καθηγήτρια της παρούσας διπλωματικής, Καθηγήτρια κ. Κωνσταντίνα Νικήτα για την υποστήριξη και καθοδήγηση της κατά της διάρκεια εκπόνησης της παρούσας εργασίας. Θα ήθελα επίσης να ευχαριστήσω τον Δρ. κ. Αλέξανδρο Καραγιάννη για την βοήθεια που προσέφερε για την ολοκλήρωση της εργασίας.

Ευχαριστώ επίσης, τον Δρ.-ΕΔΙΠ κ. Χρήστο Μανόπουλο, από το Εργαστήριο Βιορευστομηχανικής και Βιοϊατρικής Τεχνολογίας της Σχολής Μηχανολόγων Μηχανικών του ΕΜΠ για την βοήθεια που συνεισέφερε.

Τέλος, ιδιαίτερα θα ήθελα να ευχαριστήσω θερμά όλη την οικογένεια μου για την ενθάρρυνση και τις πολύτιμες συμβουλές, καθώς και τους φίλους και συμφοιτητές μου που με το δικό του τρόπο ο καθένας με βοήθησε όχι μόνο στην περάτωση της διπλωματικής εργασίας, αλλά και σε όλη τη διάρκεια των σπουδών μου.

Περιεχόμενα

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1 Εισαγωγή.....	7
1.1 Σκοπός Διπλωματικής Εργασίας.....	7
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2 Ενεργειακή Κατανάλωση.....	11
2.1 Ασύρματα Δίκτυα Αισθητήρων Σώματος (BSN).....	11
2.2 Μοντέλο Ενεργειακής Κατανάλωσης.....	15
2.3 Μελέτη Ενεργειακής Κατανάλωσης Κόμβου Ασύρματου Δικτύου Αισθητήρων.....	17
2.3.1 Σενάριο 1.....	18
2.3.2 Σενάριο 2.....	24
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3 Μέθοδοι Συγκομιδής Ενέργειας.....	29
3.1 Συγκομιδή Ενέργειας από το Περιβάλλον.....	30
3.1.1 Ηλιακή ενέργεια.....	31
3.1.2 Υπέρηχοι.....	34
3.2 Συγκομιδή Ενέργειας από το Ανθρώπινο Σώμα.....	42
3.2.1 Θερμική ενέργεια.....	42
3.2.2 Κινήσεις του ανθρώπινου σώματος.....	44
3.2.3 Κίνηση της καρδιάς.....	48
3.2.4 Αρτηριακή παραμόρφωση.....	51
3.2.5 Ροή αίματος.....	57
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4 Σχεδιασμός Διάταξης Συγκομιδής Ενέργειας από τη Ροή Αίματος.....	59
4.1 Θεωρητική Ανάλυση για Υπολογισμό Ισχύος Εξόδου.....	60
4.2 Επαλήθευση Θεωρητικής Ανάλυσης.....	64
4.3 Παραμετρική μελέτη διάταξης συγκομιδής ενέργειας από τη ροή αίματος.....	67
4.3.1 Εξάρτηση ισχύος εξόδου από μέση ταχύτητα ροής (U_{avg}).....	68
4.3.2 Εξάρτηση ισχύος εξόδου από αντίσταση φορτίου (R_L).....	69
4.3.3 Εξάρτηση ισχύος εξόδου από τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά του μαγνήτη.....	70

4.3.4 Κυματομορφές στιγμιαίας τάσης και ισχύος εξόδου	72
4.4 Τεχνικές σμίκρυνσης.....	75
4.5 Πειραματική μελέτη	76
4.5.1 Πρώτο δοχείο συγκέντρωσης ρευστού	77
4.5.2 Αντλητικός μηχανισμός	78
4.5.3 Δοχείο εμβολισμού.....	79
4.5.4 Δοχείο ενδοτικότητας.....	80
4.5.5 Δεύτερο δοχείο συγκέντρωσης ρευστού	81
4.5.6 Βάνες πύλης	82
4.5.7 Σωληνώσεις.....	82
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5 Συμπεράσματα	83
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6 Βιβλιογραφία.....	85

Κατάλογος Εικόνων

Εικόνα 1.1: Τοποθετημένος βηματοδότης με δύο ηλεκτρόδια στη δεξιά καρδιά	8
Εικόνα 1.2: Τοποθετημένος καρδιακός απινιδωτής με ηλεκτρική διέγερση δεξιάς καρδιακής κοιλίας	8
Εικόνα 1.3: Νευροδιεγέρτης για αντιμετώπιση της αϋπνίας	9
Εικόνα 2.1: Αρχιτεκτονική δικτύου αισθητήρων	11
Εικόνα 2.2: Αρχιτεκτονική τυπικού ασύρματου κόμβου αισθητήρα	12
Εικόνα 2.3: Η αλληλεπίδραση ενός BSN με το περιβάλλον στο οποίο λειτουργεί, με δυνατότητα παροχής δεδομένων από το BSN προς τα σημεία συλλογής δεδομένων για αντιμετώπιση γεγονότων που σχετίζονται με τα φυσιολογικά συστήματα του ανθρώπου...	12
Εικόνα 2.4: Ταξινόμηση τεχνικών διατήρησης ενέργειας στα δίκτυα αισθητήρων	14
Εικόνα 2.5: Σενάρια λειτουργίας κόμβου	17
Εικόνα 2.6: Περιοδική συμπεριφορά του αισθητήριου υποσυστήματος	18
Εικόνα 2.7: Παράδειγμα λειτουργίας εμφυτεύσιμης διάταξης και εξωτερικής συσκευής ...	20
Εικόνα 2.8: Καταστάσεις λειτουργίας του ZL70102	20
Εικόνα 2.9: Δομή πακέτου	21
Εικόνα 2.10: Μέση κατανάλωση ισχύος σε σχέση με το χρόνο παραθύρου και το χρόνο περιόδου	23
Εικόνα 2.11: Μέση κατανάλωση ισχύος ανά υποσύστημα.....	23
Εικόνα 2.12: Μέση κατανάλωση ισχύος σε σχέση με το χρόνο παραθύρου και το χρόνο περιόδου	26
Εικόνα 2.13: Μέση κατανάλωση ισχύος ανά υποσύστημα.....	27
Εικόνα 3.1: Ταξινόμηση μεθόδων συγκομιδής ενέργειας.....	30
Εικόνα 3.2: Πρωτότυπο βηματοδότη που τροφοδοτείται από ηλιακή ακτινοβολία	32
Εικόνα 3.3: Εμφύτευση βηματοδότη σε χοίρο	33
Εικόνα 3.4: Υπερηχητική τροφοδότηση μιας εμφυτεύσιμης ιατρικής διάταξης	34
Εικόνα 3.5: Ηλεκτρομηχανικό ισοδύναμο μοντέλο KLM για πιεζοηλεκτρικό πομπό και δέκτη	35
Εικόνα 3.6: Ισοδύναμο κύκλωμα Thevenin του δέκτη	37
Εικόνα 3.7: Παράγοντες που επηρεάζουν την πολύ-κατευθυντικότητα	38
Εικόνα 3.8: Πειραματική διάταξη για την υπερηχητική φόρτιση	39
Εικόνα 3.9: Ισχύς εξόδου για διάφορες εγκάρσιες και αξονικές γωνίες προσανατολισμού του δέκτη (αριστερά: χωρίς στρώμα επικάλυψης, δεξιά: με στρώμα επικάλυψης)	40

Εικόνα 3.10: Ισχύς εξόδου για διάφορες εγκάρσιες και αξονικές γωνίες προσανατολισμού του δέκτη με αντανάκλαση στα τοιχώματα (αριστερά: χωρίς στρώμα επικάλυψης, δεξιά: με στρώμα επικάλυψης)	41
Εικόνα 3.11: Θερμοηλεκτρική γεννήτρια τοποθετημένη πάνω στο ανθρώπινο σώμα	42
Εικόνα 3.12: Θερμοηλεκτρικός μετατροπέας σε μορφή επιδέσμου για συγκομιδή θερμικής ενέργειας από το ανθρώπινο δέρμα (γραμμή κλίμακας 1cm)	44
Εικόνα 3.13: Διάγραμμα γραμμικής γεννήτριας μόνιμου μαγνήτη	45
Εικόνα 3.14: Πιεζοηλεκτρική μετατροπή ενέργειας με εφαρμογή σε παπούτσι	45
Εικόνα 3.15: Μαγνητική περιστροφική γεννήτρια προσαρμοσμένη σε παπούτσι με μηχανισμό μετάδοσης της κίνησης από το βηματισμό	46
Εικόνα 3.16: Περιστροφική μαγνητική γεννήτρια σε ορθοπεδική επιγονατίδα	47
Εικόνα 3.17: Ανάλυση της μεταφορικής κίνησης και της περιστροφικής κίνησης των περιφερειακών τοιχωμάτων της καρδιάς (η βασική περιοχή αναπαριστάται στην εξωτερική πλευρά της σφαίρας και η περιοχή της κορυφής στην εσωτερική πλευρά της σφαίρας)	49
Εικόνα 3.18: Η γεννήτρια τοποθετημένη στην επιφάνεια της καρδιάς προβάτου	50
Εικόνα 3.19: Ανάλυση της πυκνότητας μαγνητικής ροής δύο μόνιμων μαγνητών	51
Εικόνα 3.20: Τύποι πηνίων (διασταυρωμένοι και μη διασταυρωμένοι παράπλευροι βρόχοι)	52
Εικόνα 3.21: Διάγραμμα για εκτίμηση του μαγνητικού πεδίου	54
Εικόνα 3.22: Διάγραμμα της πειραματικής διάταξης για την αρτηριακή παραμόρφωση ...	55
Εικόνα 4.1: Διάγραμμα περιστροφικής συσκευής συγκομιδής ενέργειας από ακτινική ροή με δίπολο δακτύλιο μαγνήτη	59
Εικόνα 4.2: Διάταξη περιστροφικής συσκευής συγκομιδής ενέργειας από ακτινική ροή ρευστού	60
Εικόνα 4.3: Σχέση μεταξύ συνολικής εγκάρσιας διατομής και ταχύτητας ροής στο κυκλοφορικό σύστημα	61
Εικόνα 4.4: Σχέση μεταξύ συνολικής εγκάρσιας διατομής και ταχύτητας ροής στο κυκλοφορικό σύστημα	61
Εικόνα 4.5: Ανάλυση της πυκνότητας της μαγνητικής ροής στη διάταξη με τη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων	63
Εικόνα 4.6: Υπολογισθείσα ισχύς εξόδου σε σχέση με το ρυθμό ροής του νερού.....	66
Εικόνα 4.7: Ισχύς εξόδου σε σχέση με το ρυθμό ροής του νερού	66
Εικόνα 4.8: Μέγιστη ισχύς εξόδου σε σχέση με την ταχύτητα ροής.....	68
Εικόνα 4.9: Μέση ισχύς εξόδου σε σχέση με την ταχύτητα ροής	69

Εικόνα 4.10: Μέγιστη ισχύς εξόδου σε σχέση με τη αντίσταση φορτίου.....	69
Εικόνα 4.11: Μέση ισχύς εξόδου σε σχέση με τη αντίσταση φορτίου	70
Εικόνα 4.12: Μέγιστη ισχύς εξόδου σε σχέση με τη εξωτερική διάμετρο και το ύψος του μαγνήτη	71
Εικόνα 4.13: Μέση ισχύς εξόδου σε σχέση με τη εξωτερική διάμετρο και το ύψος του μαγνήτη	71
Εικόνα 4.14: Κυματομορφή ταχύτητας ροής	72
Εικόνα 4.15: Κυματομορφή στιγμιαίας γωνίας του μαγνητικού άξονα του μαγνήτη	72
Εικόνα 4.16: Κυματομορφή στιγμιαίας μαγνητικής ροής.....	73
Εικόνα 4.17: Κυματομορφή στιγμιαίας ηλεκτρεγερτικής δύναμης (επαγόμενης τάσης)	73
Εικόνα 4.18: Κυματομορφή στιγμιαίας ισχύος εξόδου.....	74
Εικόνα 4.19: Μικρή ηλεκτρομαγνητική γεννήτρια MG8.0 της Kinetron	75
Εικόνα 4.20: Προσομοίωση ηλεκτρομαγνητικής ροής γεννήτριας με πολυπολικό μαγνήτη	75
Εικόνα 4.21: Τοποθέτηση γεννήτριας για συγκομιδή ενέργειας	76
Εικόνα 4.22: Πρώτο δοχείο συγκέντρωσης ρευστού σε πρόσοψη και σε ισομετρική όψη..	77
Εικόνα 4.23: Αντλητικός μηχανισμός σε πρόσοψη και σε ισομετρική όψη	78
Εικόνα 4.24: Δοχείο εμβολισμού σε πρόσοψη και σε ισομετρική όψη	79
Εικόνα 4.25: Δοχείο ενδοτικότητας σε πρόσοψη και σε ισομετρική όψη	80
Εικόνα 4.26: Δεύτερο δοχείο συγκέντρωσης ρευστού σε πρόσοψη και σε ισομετρική όψη	81

Κατάλογος Πινάκων

Πίνακας 1: Σχήματα διαμόρφωσης, ρυθμοί αποστολής και ευαισθησία του δέκτη	21
Πίνακας 2: Παράμετροι συσκευής συγκομιδής ενέργειας από ακτινική ροή νερού	65
Πίνακας 3: Παράμετροι για τη μελέτη διάταξης.....	67
Πίνακας 4: Παράμετροι διάταξης μετατροπέα	67

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1

Εισαγωγή

1.1 Σκοπός Διπλωματικής Εργασίας

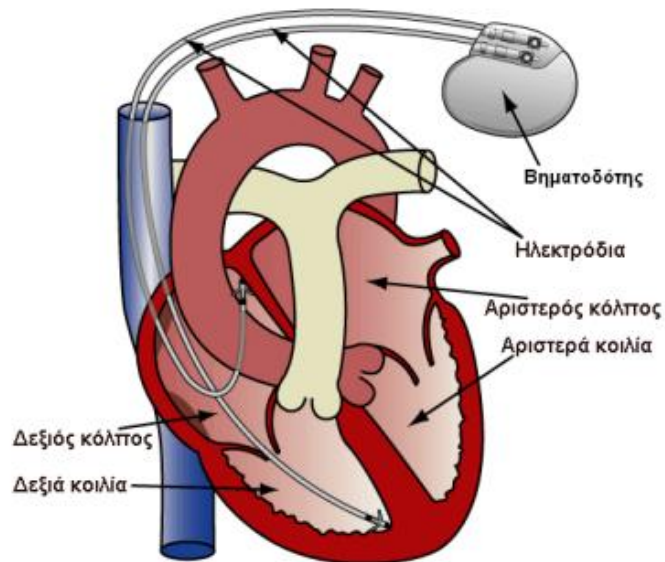
Τα τελευταία χρόνια έχει επιτευχθεί σημαντική πρόοδος στο πεδίο των εμφυτεύσιμων ιατρικών διατάξεων. Οι διατάξεις αυτές, σε αντίθεση με τις παραδοσιακές εξωτερικές ιατρικές συσκευές, μπορούν να εκλάβουν δεδομένα από το εσωτερικό του ανθρώπινου σώματος σε πραγματικό χρόνο και έτσι συνεισφέρουν σε μεγάλο βαθμό στην σύγχρονη ιατρική, τόσο για τη έγκαιρη διάγνωση, όσο και για τη θεραπεία διαφόρων ασθενειών. Πρόκληση για τους επιστήμονες αποτελεί πλέον, πέραν της ανάπτυξης και κατασκευής νέων συσκευών, η βελτιστοποίηση των λειτουργιών τους, του μεγέθους τους και της σχεδίασης τους, έτσι ώστε να αποτελούν πρακτικά, αξιόπιστα και χαμηλής ενεργειακής κατανάλωσης μέσα, τα οποία μπορούν αφενός να συλλέγουν δεδομένα από το ανθρώπινο σώμα, αλλά και να επικοινωνούν με το εξωτερικό περιβάλλον λαμβάνοντας και αποστέλλοντας δεδομένα. [Kiourti et al., 2014, Kiourti, 2010]

Η βιοϊατρική τηλεμετρία επιτρέπει την μέτρηση φυσιολογικών σημάτων εξ αποστάσεως, μέσω ενσύρματων ή ασύρματων τεχνολογιών επικοινωνίας. Τα φυσιολογικά σήματα λαμβάνονται από μετατροπείς και αφού υποστούν την κατάλληλη επεξεργασία μεταδίδονται σε εξωτερικές συσκευές επίβλεψης και ελέγχου. Κάποια ζητήματα που πρέπει να ξεπεραστούν, σε σχέση με τις εμφυτεύσιμες και καταπόσιμες ιατρικές διατάξεις (implantable and ingestible medical devices - IIMDs) είναι η επιλογή συχνότητας λειτουργίας, οι περιορισμοί των ενεργειακών πηγών, η σχεδίαση και απόδοση της αντένας και η μοντελοποίηση των ασύρματων καναλιών. [Kiourti et al., 2014]

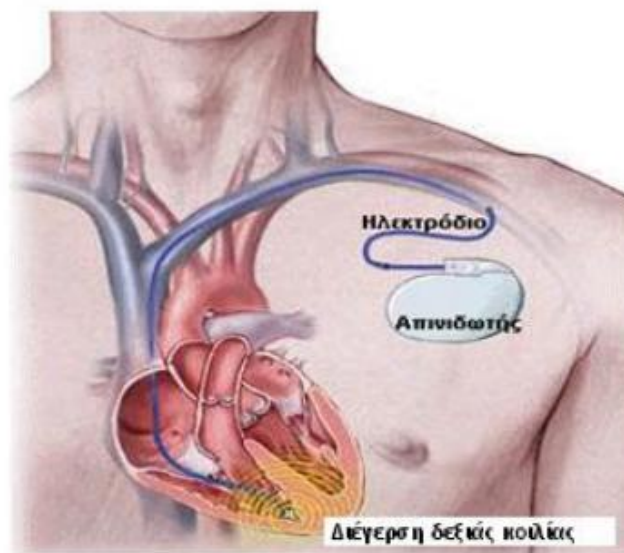
Οι εμφυτεύσιμες ιατρικές διατάξεις χωρίζονται σε δυο κατηγορίες. Στην πρώτη κατηγορία ανήκουν οι αισθητήρες καταγραφής και παρακολούθησης φυσιολογικών σημάτων του οργανισμού, όπως η αρτηριακή πίεση, ο καρδιακός ρυθμός, τα επίπεδα γλυκόζης στο αίμα, η ενδοκρανιακή πίεση και τα καρκινικά μόρια κατά τη διάρκεια βιοψίας. Στη δεύτερη κατηγορία υπάγονται συστήματα λειτουργικής ηλεκτρικής διέγερσης (stimulators), όπως ο καρδιακός βηματοδότης, οι καρδιακοί απινιδωτές, τα εμφυτεύματα κοχλία. [Kiourti, 2010]

Κάποια παραδείγματα εμφυτεύσιμων ιατρικών διατάξεων αποτελούν: ο εμφυτεύσιμος καρδιομετατροπέας-απινιδωτής (Εικόνα 1.2), ο καρδιακός βηματοδότης (Εικόνα 1.1), η

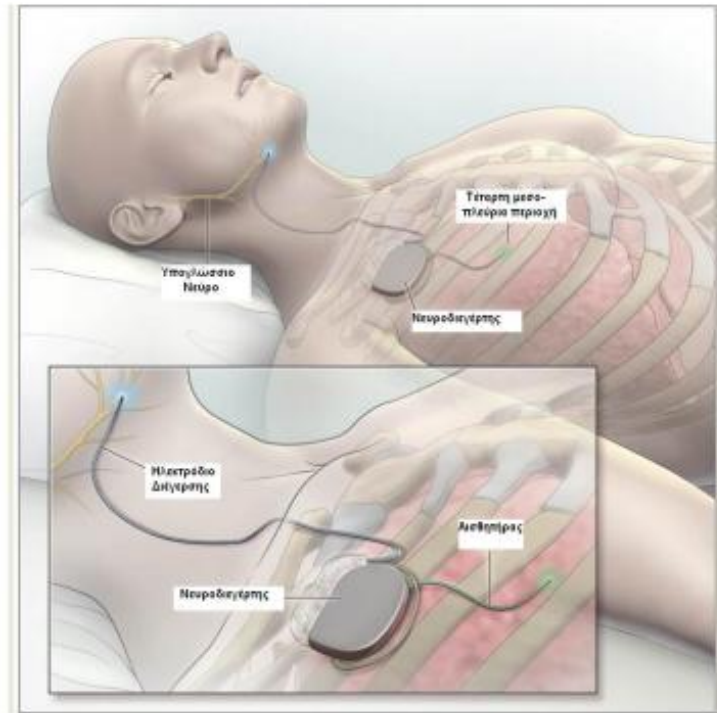
εμφυτεύσιμη αντλία ινσουλίνης, το εμφύτευμα αμφιβληστροειδούς χιτώνα και το κοχλιακό εμφύτευμα. [Γαλάνης, 2014]



Εικόνα 1.1: Τοποθετημένος βηματοδότης με δύο ηλεκτρόδια στη δεξιά καρδιά [Γαλάνης, 2014]



Εικόνα 1.2: Τοποθετημένος καρδιακός απινιδωτής με ηλεκτρική διέγερση δεξιάς καρδιακής κοιλίας [Γαλάνης, 2014]



Εικόνα 1.3: Νευροδιεγέρτης για αντιμετώπιση της αϋπνίας [Γαλάνης, 2014]

Το ζήτημα της ενεργειακής κατανάλωσης είναι πολύ σημαντικό για την ανάπτυξη των εμφυτεύσιμων ιατρικών διατάξεων, αφού επηρεάζει την διάρκεια ζωής τους και την αποτελεσματικότητα της λειτουργίας τους. Για το λόγο αυτό γίνονται προσπάθειες ώστε να ελαχιστοποιηθεί η ενεργειακή κατανάλωση χρησιμοποιώντας μεθόδους διατήρησης ενέργειας. Επίσης αναπτύσσονται μοντέλα εκτίμησης της ενεργειακής κατανάλωσης, με σκοπό την εκτίμηση των ενεργειακών απαιτήσεων μιας εφαρμογής που μας δίνει τη γνώση της διάρκειας ζωής, καθώς επίσης και της μοντελοποίησης των παραγόντων που την επηρεάζουν για αποδοτικότερο σχεδιασμό και υλοποίηση. Στην παρούσα διπλωματική εργασία γίνεται μια εκτίμηση της ενεργειακής κατανάλωσης μιας εμφυτεύσιμης διάταξης για μέτρηση, παρακολούθηση και αποστολή των μετρήσεων της πίεσης του αίματος για δύο σενάρια λειτουργίας. Στο πρώτο σενάριο η δειγματοληψία στον αισθητήρα γίνεται από το υποσύστημα επικοινωνίας, ενώ στο δεύτερο σενάριο γίνεται από το μικροελεγκτή, ο οποίος πραγματοποιεί επεξεργασία στα δεδομένα για τη μείωση των μετρήσεων που αποστέλλονται.

Μια σημαντική λύση στο ενεργειακό πρόβλημα, που έχει λάβει μεγάλο επιστημονικό ενδιαφέρον, είναι η συγκομιδή ενέργειας. Για την τροφοδότηση των εμφυτεύσιμων διατάξεων μπορούν να αξιοποιηθούν φυσικά φαινόμενα από το περιβάλλον, καθώς και από

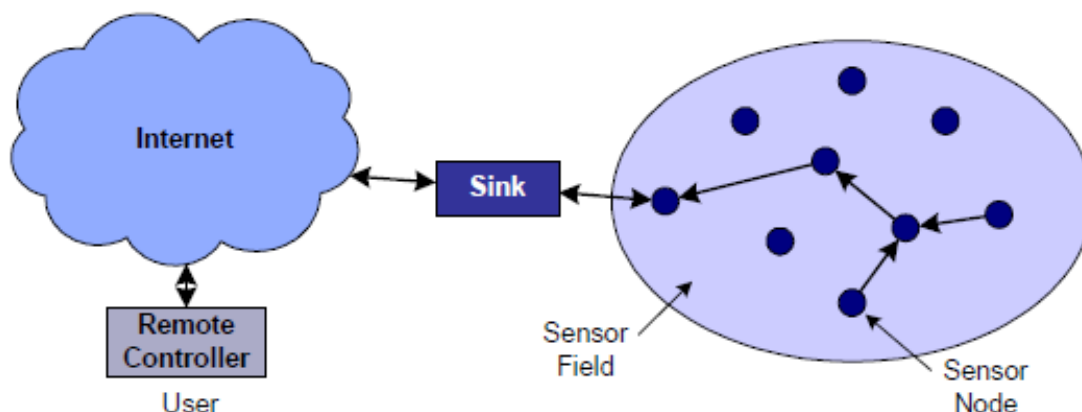
το ίδιο το ανθρώπινο σώμα. Με αυτό τον τρόπο μπορεί να εξασφαλιστεί η ενεργειακή αυτονομία τέτοιων διατάξεων, με αποτέλεσμα την μείωση της ανάγκης για αντικατάσταση μπαταριών και την επέκταση του χρόνου λειτουργίας τους. Γίνεται μια αναλυτική βιβλιογραφική παρουσίαση των μεθόδων συγκομιδής ενέργειας, τόσο από το περιβάλλον, καθώς και από το ανθρώπινο σώμα, που έχουν αναπτυχθεί. Μια υποσχόμενη μέθοδος είναι η αξιοποίηση της ροής του αίματος για την ενεργειακή τροφοδότηση. Μια ηλεκτρομαγνητική γεννήτρια τοποθετημένη σε μια περιφερειακή αρτηρία αξιοποιώντας ένα ποσοστό της ενέργειας από την ροή του αίματος θα μπορούσε να παράξει ενέργεια για την συνεχή τροφοδότηση εμφυτεύσιμης ιατρικής διάταξης. Για αυτό γίνεται σχεδιασμός της μεθόδου, όπου πραγματοποιείται θεωρητική ανάλυση για τον υπολογισμό της ισχύος εξόδου, επαληθεύεται το θεωρητικό μοντέλο με τα αποτελέσματα μια έρευνας για συγκομιδή ενέργειας από αγωγό νερού και ακολούθως γίνεται μια παραμετρική μελέτη της διάταξης που αξιοποιεί την ροή του αίματος για παραγωγή ενέργειας.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2

Ενεργειακή Κατανάλωση

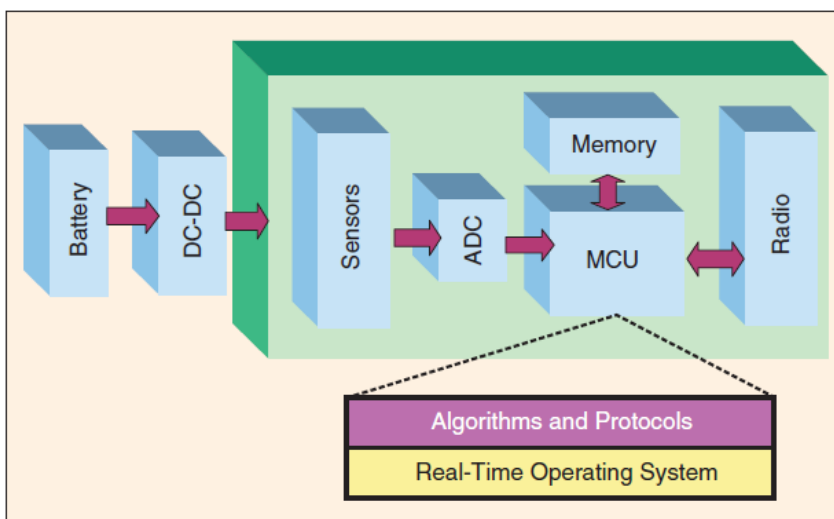
2.1 Ασύρματα Δίκτυα Αισθητήρων Σώματος (BSN)

Ένα ασύρματο δίκτυο αισθητήρων (Wireless Sensor Network – WSN) αποτελείται από κόμβους αισθητήρων, οι οποίοι κατανέμονται σε ένα χώρο ή γεωγραφική περιοχή για την παρακολούθηση φυσικών φαινομένων, όπως θερμοκρασία, υγρασία, δονήσεις, σεισμοί, πίεση, κίνηση, εικόνα, ήχος κ.ά. Οι μετρήσεις αυτές επεξεργάζονται και μεταδίδονται ασύρματα με βάση κάποιο πρωτόκολλο επικοινωνίας προς ένα κεντρικό σταθμό ελέγχου (base station) για αξιοποίηση της πληροφορίας, όπως φαίνεται στην Εικόνα 2.1. [Anastasi et al., 2009]



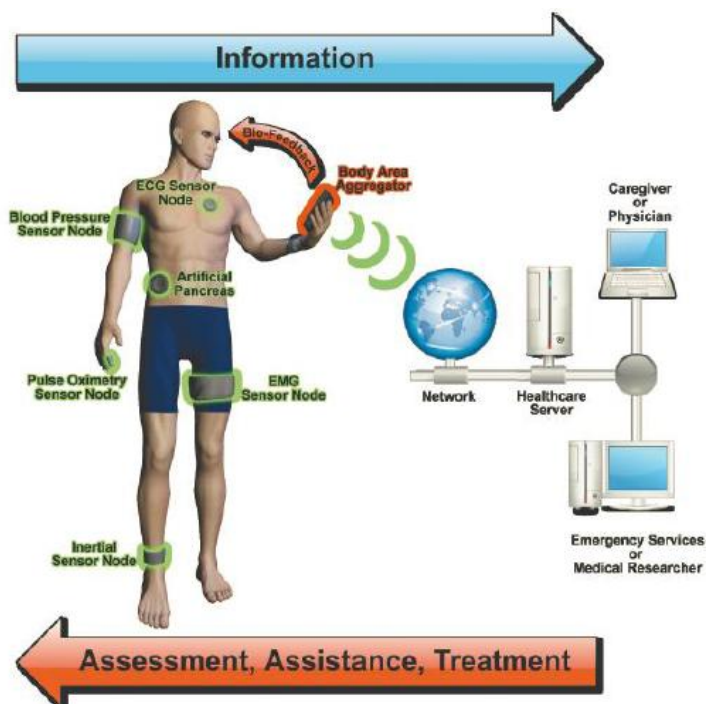
Εικόνα 2.1: Αρχιτεκτονική δικτύου αισθητήρων [Anastasi et al., 2009]

Ένας κόμβος αισθητήρα αποτελείται από τρία βασικά μέρη: ένα αισθητήριο υποσύστημα για λήψη δεδομένων, ένα υποσύστημα επεξεργαστή για τοπική επεξεργασία και αποθήκευση και ένα υποσύστημα ασύρματης επικοινωνίας για αποστολή της πληροφορίας. Επίσης ένα υποσύστημα διαχείρισης ενέργειας (πηγή ενέργειας) προμηθεύει τη συσκευή με την απαραίτητη ενέργεια. Στην Εικόνα 2.2 δίνεται η αρχιτεκτονική ενός τυπικού ασύρματου κόμβου αισθητήρα. [Anastasi et al., 2009]



Εικόνα 2.2: Αρχιτεκτονική τυπικού ασύρματου κόμβου αισθητήρα [Ragunathan et al., 2002]

Η εφαρμογή των WSN στο ανθρώπινο σώμα για την παρακολούθηση φυσιολογικών παραμέτρων ανέδειξε μία ειδική κατηγορία, τα δίκτυα αισθητήρων σώματος (Body Sensor Networks - BSN). Τέτοια δίκτυα είναι οι εμφυτεύσιμες και καταπόσιμες ιατρικές διατάξεις, οι οποίες δημιουργούν ένα εσωτερικό (in-body) και επιφανειακό (on-body) δίκτυο στο ανθρώπινο σώμα, όπως φαίνεται στην Εικόνα 2.3. Οι BSN κόμβοι ακολουθούν το σχεδιασμό ενός ασύρματου κόμβου αισθητήρα, όπως αναφέρθηκε προηγουμένως. [Karagiannis and Vouyioukas, 2015]

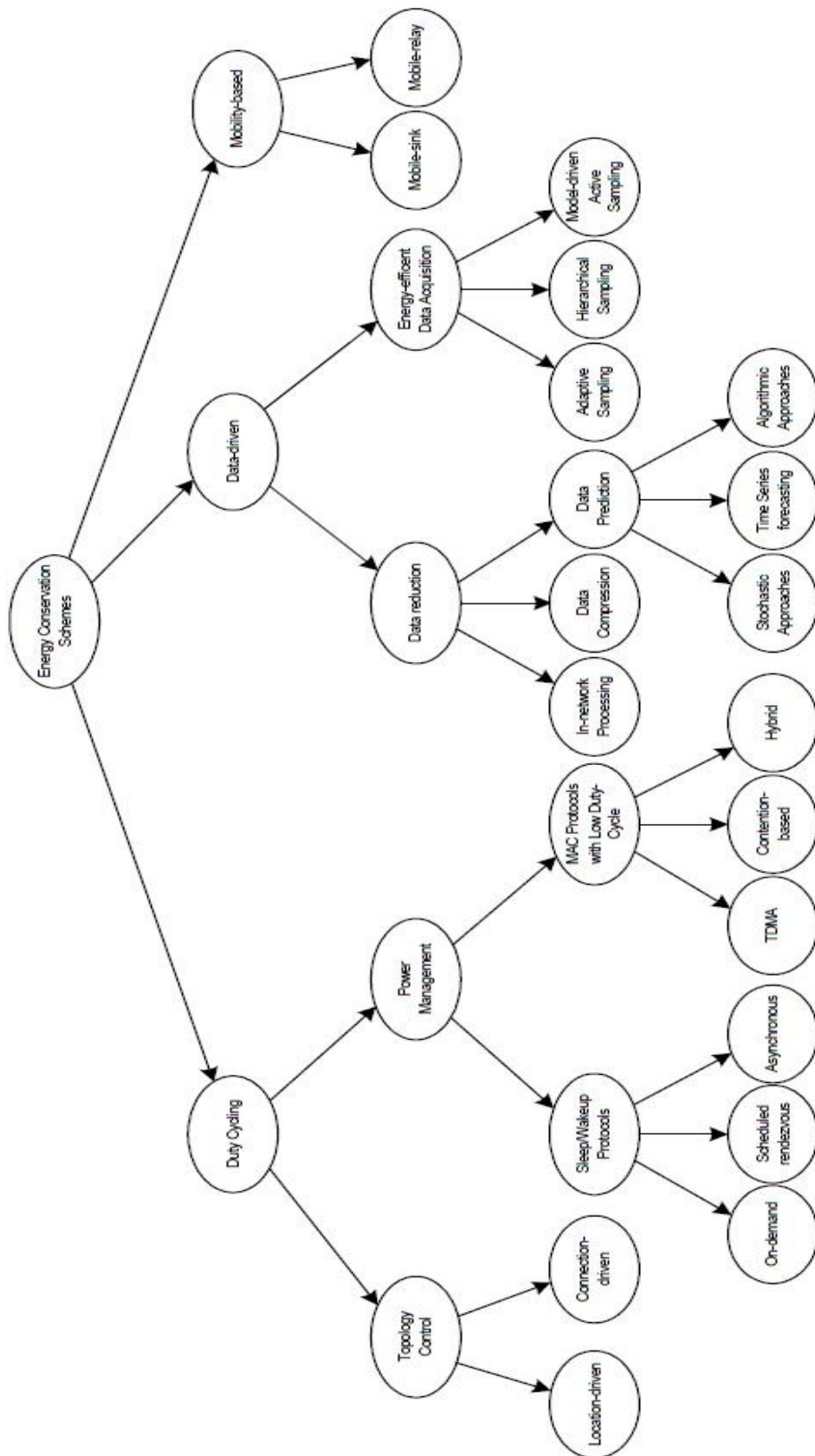


Εικόνα 2.3: Η αλληλεπίδραση ενός BSN με το περιβάλλον στο οποίο λειτουργεί, με δυνατότητα παροχής δεδομένων από το BSN προς τα σημεία συλλογής δεδομένων για αντιμετώπιση γεγονότων που σχετίζονται με τα φυσιολογικά συστήματα του ανθρώπου

Μεγάλη έμφαση έχει δοθεί στο ζήτημα της ενεργειακής κατανάλωσης ενός δικτύου αισθητήρων σώματος, μιας και η διαθέσιμη ενέργεια των κόμβων είναι περιορισμένη. Επιπρόσθετα η φόρτιση της πηγής ενέργειας (μπαταρία) μπορεί να είναι αδύνατη ή να φέρνει σε δύσκολη θέση τον ασθενή, ο οποίος θα υποβάλλεται σε επεμβατικές εγχειρήσεις κάθε λίγα χρόνια. Για αυτό το λόγο αναπτύσσονται τεχνικές διατήρησης ενέργειας κατά τον σχεδιασμό τέτοιων συστημάτων.

Οι κύριες τεχνικές που χρησιμοποιούνται είναι: Τεχνική Duty Cycling, Τεχνικές οδηγούμενες από δεδομένα, Τεχνική κινητικότητας. Κατά την τεχνική duty cycling, ο κόμβος είναι ενεργός για ένα κλάσμα του συνολικού χρόνου λειτουργίας του. Η τεχνική αυτή επικεντρώνεται κυρίως στο υποσύστημα ραδιοεπικοινωνίας, όπου ο πομποδέκτης μεταβαίνει σε λειτουργία «ύπνου», δηλαδή σε χαμηλή ενεργειακή κατάσταση, όταν δεν χρειάζεται να πραγματοποιηθεί κάποια επικοινωνία. Ιδανικά το υποσύστημα ραδιοεπικοινωνίας απενεργοποιείται εντελώς, όταν δεν αποστέλλονται ή λαμβάνονται πακέτα δεδομένων, και ενεργοποιείται ξανά, όταν ένα νέο πακέτο δεδομένων είναι διαθέσιμο. Οι τεχνικές οδηγούμενες από δεδομένα σχεδιάζονται για τη μείωση της ποσότητας των δεδομένων δειγματοληψίας, χωρίς να αλλοιώνεται η λειτουργικότητα του κόμβου. Με αυτό τον τρόπο λύνεται το ζήτημα της περιττής δειγματοληψίας, ειδικά αν η κατανάλωση ενέργειας από το αισθητήριο υποσύστημα είναι αυξημένη. Επίσης αν η κατανάλωση ενέργειας κατά τη δειγματοληψία είναι αμελητέα, προκαλούνται αχρείαστες ραδιοεπικοινωνίες με αποτέλεσμα την αυξανόμενη ενεργειακή κατανάλωση. Κατά την τεχνική κινητικότητας οι κόμβοι τοποθετούνται σε οντότητες, οι οποίες δεν είναι στάσιμες, έτσι ώστε να μειώνεται το μονοπάτι μετάδοσης της πληροφορίας προς τον κεντρικό κόμβο, καθώς επίσης και να είναι ομοιόμορφη η ενεργειακή κατανάλωση των κόμβων. Μια πλήρης ταξινόμηση των τεχνικών δίνεται στην Εικόνα 2.4. [Anastasi et al., 2009]

Με βάση τα παραπάνω, ο σχεδιασμός ενός BSN πρέπει να γίνεται με σκοπό οι κόμβοι του, καθώς και τα υποσυστήματά τους, να είναι ενεργειακά αυτόνομα. Για τον λόγο αυτό τα υποσυστήματα λειτουργούν σε διάφορες καταστάσεις λειτουργίας, στις οποίες αντιστοιχούν διαφορετικές ενεργειακές καταναλώσεις. Άρα ένα υποσύστημα μεταβαίνει σε αντίστοιχη λειτουργία, όταν δεν χρησιμοποιείται ή χρησιμοποιούνται μερικές λειτουργίες του και αυτό έχει ως αποτέλεσμα την εξοικονόμηση ενέργειας. [Karagiannis and Vouyioukas, 2015]



Εικόνα 2.4: Ταξινόμηση τεχνικών διατήρησης ενέργειας στα δίκτυα αισθητήρων [Anastasi et al., 2009]

2.2 Μοντέλο Ενεργειακής Κατανάλωσης

Η ενεργειακή κατανάλωση είναι το πιο σημαντικό ζήτημα στα ασύρματα δίκτυα αισθητήρων. Είναι πολύ σημαντική η γνώση της διάρκειας ζωής τέτοιων δικτύων, ειδικότερα στην περιοχή των εμφυτεύσιμων και καταπόσιμων ιατρικών διατάξεων. Για αυτό πρέπει να γίνεται εκτίμηση της ενεργειακής κατανάλωσης και ακριβής μέτρηση της. Η δημιουργία ενός αξιόπιστου ενεργειακού μοντέλου του κόμβου, εκτός από την εκτίμηση της διάρκειας λειτουργίας, έχει σημαντικό ρόλο στο σχεδιασμό και την ανάπτυξη του συστήματος, καθώς επίσης και την αξιολόγηση της επίδοσης των δικτύων αισθητήρων. [Karagiannis and Vougioukas, 2015, Zhou et al., 2011]

Έχουν προταθεί διάφορα μοντέλα ενεργειακής κατανάλωσης για την εκτίμηση της ενέργειας που καταναλώνει ένας κόμβος. Στη παρακάτω παράγραφο αναλύεται ένα θεωρητικό μοντέλο για την εκτίμηση της ενεργειακής κατανάλωσης, όπου γίνεται ξεχωριστή εκτίμηση της ενεργειακής κατανάλωσης για κάθε υποσύστημα σε διάφορες λειτουργικές καταστάσεις. Έπειτα, αθροίζεται η κατανάλωση των υποσυστημάτων, για να δώσει τη συνολική εκτίμηση της ενεργειακής κατανάλωσης. Με τον τρόπο αυτό μπορούν να εντοπιστούν τα υποσυστήματα που έχουν υψηλή ενεργειακή κατανάλωση. [Karagiannis and Vougioukas, 2015]

Μια μετρική για την περιγραφή της ενεργειακής κατανάλωσης ενός ηλεκτρονικού συστήματος είναι το μέγεθος $\frac{E}{V}$, όπου E είναι η ενέργεια κατανάλωσης και V είναι η σταθερή τάση τροφοδοσίας σε σχέση με το χρόνο. Αυτό το μέγεθος ουσιαστικά εκφράζει το γινόμενο της κατανάλωσης ρεύματος επί το χρόνο κατανάλωσης στη συγκεκριμένη λειτουργική κατάσταση [Karagiannis and Vougioukas, 2015, Zhou et al., 2011]. Άρα η κατανάλωση ενέργειας ενός υποσυστήματος σε συγκεκριμένη κατάσταση λειτουργίας εκφράζεται από τον εξής τύπο:

$$\begin{aligned} \frac{E}{V} = I * T &\Leftrightarrow E = I * V * T & (2.1) \\ &\Leftrightarrow E = P * T \end{aligned}$$

όπου

- I είναι το ρεύμα κατανάλωσης του συγκεκριμένου υποσυστήματος σε συγκεκριμένη κατάσταση λειτουργίας.

- V είναι η τάση τροφοδοσίας του συγκεκριμένου υποσυστήματος.
- T είναι το διάστημα του χρόνου που το συγκεκριμένο υποσύστημα βρίσκεται στη συγκεκριμένη κατάσταση λειτουργίας.
- P είναι η ισχύς που καταναλώνει το συγκεκριμένο υποσύστημα σε μια κατάσταση λειτουργίας και εκφράζει την κατανάλωση ενέργειας σε μονάδα του χρόνου.

Ένα υποσύστημα δεν παραμένει σε μία κατάσταση λειτουργίας καθ' όλη τη διάρκεια λειτουργίας του κόμβου, αλλά πραγματοποιεί μεταβάσεις σε διαφορετικές καταστάσεις λειτουργίας. Κατά τις μεταβάσεις αυτές καταναλώνεται ένα μικρό, αλλά όχι αμελητέο, ποσοστό ενέργειας. Επομένως η συνολική ενέργεια ενός υποσυστήματος βρίσκεται με την πρόσθεση του αθροίσματος της ενεργειακής κατανάλωσης σε κάθε λειτουργική κατάσταση και του αθροίσματος της ενεργειακής κατανάλωσης σε κάθε μετάβαση.

$$E_x = \sum_i I_i * V_i * T_i + \sum_j N_j * I_j * V_j * T_j \quad (2.2)$$

$$E_x = \sum_i P_i * T_i + \sum_j N_j * e_j$$

όπου

- x εκφράζει το συγκεκριμένο υποσύστημα.
- i εκφράζει την κατάσταση λειτουργίας του συγκεκριμένου υποσυστήματος.
- j εκφράζει την μετάβαση κατάστασης λειτουργίας του συγκεκριμένου υποσυστήματος.
- N_j είναι η συχνότητα μετάβασης κατάστασης λειτουργίας
- e_j είναι η ενέργεια που καταναλώνεται για μια μετάβαση j

Τελικώς η ενεργειακή κατανάλωση του συνολικού συστήματος δίνεται από το άθροισμα της ενεργειακής κατανάλωσης κάθε υποσυστήματος.

$$E_{ολ} = \sum_x \left(\sum_i I_{x,i} * V_{x,i} * T_{x,i} + \sum_j N_{x,j} * I_{x,j} * V_{x,j} * T_{x,j} \right) \quad (2.3)$$

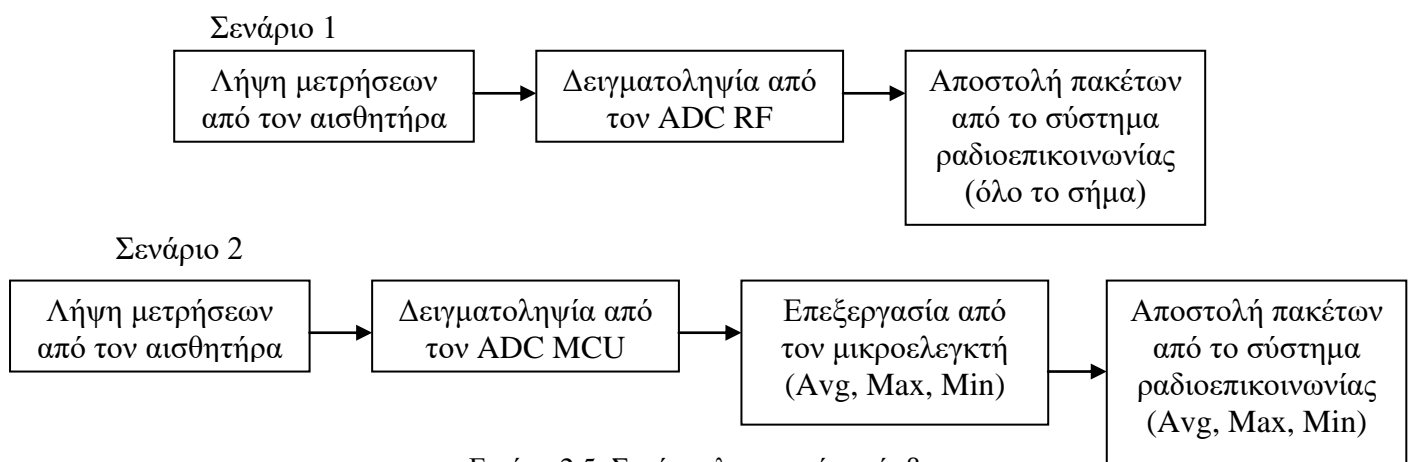
$$E_{ολ} = \sum_x \left(\sum_i P_{x,i} * T_{x,i} + \sum_j N_{x,j} * e_{x,j} \right)$$

2.3 Μελέτη Ενεργειακής Κατανάλωσης Κόμβου Ασύρματου Δικτύου Αισθητήρων

Παρακάτω παρουσιάζεται μια εφαρμογή της προηγούμενης ανάλυσης σε δύο σενάρια λειτουργίας ενός κόμβου του ασύρματου δικτύου αισθητήρων (WSN).

Ο κόμβος περιλαμβάνει τρία υποσυστήματα: ένα αισθητήρα, ένα μικροελεγκτή και ένα υποσύστημα ραδιοεπικοινωνιών. Οι τιμές κατανάλωσης ενέργειας για κάθε υποσύστημα και τα απαραίτητα δεδομένα λήφθηκαν από τα εγχειρίδια χρήσης των κατασκευαστών. Επίσης η ενέργεια κατανάλωσης κατά τις μεταβάσεις σε διαφορετικές λειτουργικές καταστάσεις αμελείται, διότι ο χρόνος πραγματοποίησής τους είναι πολύ μικρός, με αποτέλεσμα πολύ μικρή συνεισφορά τους στη συνολική κατανάλωση ενέργειας.

Όπως αναφέρθηκε μελετούνται δύο σενάρια. Κατά το πρώτο σενάριο ο αισθητήρας λαμβάνει μετρήσεις για την πίεση του αίματος. Το υποσύστημα ραδιοεπικοινωνίας εκτελεί δειγματοληψία στον αισθητήρα μέσω ενός καναλιού του analog to digital converter (ADC) με συχνότητα δειγματοληψίας F . Αφού μετατραπούν σε ψηφιακά δεδομένα το υποσύστημα ραδιοεπικοινωνίας δημιουργεί πακέτα, τα οποία όταν είναι έτοιμα αποστέλλονται προς ένα εξωτερικό σταθμό βάσης (base station). Η διαφορά στο δεύτερο σενάριο είναι ότι η δειγματοληψία του αισθητήρα γίνεται από τον μικροελεγκτή. Ακόμη ο μικροελεγκτής πραγματοποιεί επεξεργασία στα δεδομένα, με σκοπό τη μείωση των δειγμάτων δειγματοληψίας και τα μεταδίδει στο υποσύστημα ραδιοεπικοινωνίας για αποστολή. Ο υπολογισμός της κατανάλωσης ενέργειας γίνεται σε ένα συνολικό χρόνο, δηλαδή σε όλη τη διάρκεια λειτουργίας του κόμβου WSN, όπου τα υποσυστήματα μεταβαίνουν σε διάφορες ενεργειακές καταστάσεις με βάση ένα κύκλο λειτουργίας.

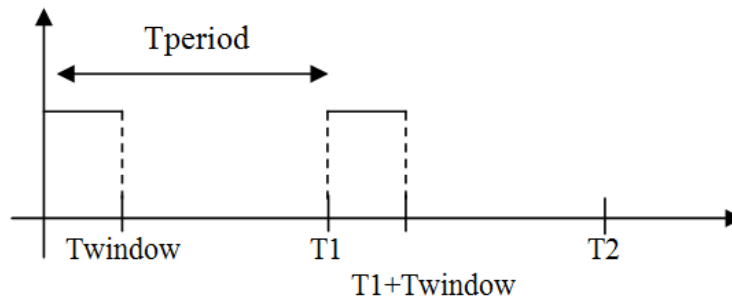


Εικόνα 2.5: Σενάρια λειτουργίας κόμβου

2.3.1 Σενάριο 1

2.3.1.1 Αισθητήρας

Το αισθητήριο υποσύστημα λαμβάνει τις απαραίτητες μετρήσεις ακολουθώντας περιοδική λειτουργία. Ο κύκλος λειτουργίας του αισθητήρα καθορίζεται από το χρόνο περιόδου (T_{period}) και ο αισθητήρας είναι ενεργός για ένα μέρος του χρόνου περιόδου, που ονομάζεται χρόνος παραθύρου (T_{window}). Ο λόγος του χρόνου παραθύρου προς το χρόνο περιόδου δίνει το duty cycle (DC). Στην Εικόνα 2.6 φαίνεται η περιοδική συμπεριφορά του αισθητήριου υποσυστήματος.



Εικόνα 2.6: Περιοδική συμπεριφορά του αισθητήριου υποσυστήματος

Η ενεργειακή κατανάλωση του αισθητήρα δίνεται από τον πιο κάτω τύπο:

$$E_{sensor} = I_{sensor} * V_{sensor} * T_{sensor} \quad (2.4)$$

Για ένα κύκλο λειτουργίας ο τύπος 2.4 εκφράζεται ως:

$$E_{sensor} = P_{sensor} * T_{window} \quad (2.5)$$

Η συνολική ενεργειακή κατανάλωση του αισθητήρα για N κύκλους λειτουργίας είναι:

$$\begin{aligned} E_{sensor} &= P_{sensor} * T_{window} * N \quad (2.6) \\ E_{sensor} &= P_{sensor} * T_{window} * \frac{T_{total}}{T_{period}} \\ E_{sensor} &= P_{sensor} * DC * T_{total} \end{aligned}$$

Θεωρούμε ότι χρησιμοποιούμε τον αισθητήρα MPXV5050GP, ο οποίος λαμβάνει μετρήσεις πίεσης του αίματος. Ο συγκεκριμένος αισθητήρας έχει τυπικά χαρακτηριστικά ρεύματος $I_{\text{sensor}}=7\text{mA}$ και τάσης $V_{\text{sensor}}=5\text{V}$ [MPX5050].

2.3.1.2 Μικροελεγκτής

Θεωρούμε ότι χρησιμοποιούμε τον μικροελεγκτή msp430f1611, ο οποίος έχει πολύ χαμηλή κατανάλωση ισχύος. Ο μικροελεγκτής έχει μία ενεργή λειτουργία (Active mode) και πέντε καταστάσεις λειτουργίας χαμηλής κατανάλωσης ισχύος (LPM 0-4), οι οποίες επιλέγονται προγραμματιστικά. Μία διακοπή μπορεί να ξυπνήσει τον μικροελεγκτή από οποιαδήποτε κατάσταση χαμηλής κατανάλωσης ισχύος, να εξυπηρετήσει τις εντολές της διακοπής και να επανέλθει στην προηγούμενη κατάσταση λειτουργίας χαμηλής κατανάλωσης ισχύος. [MSP430, MSP430 User's Guide]

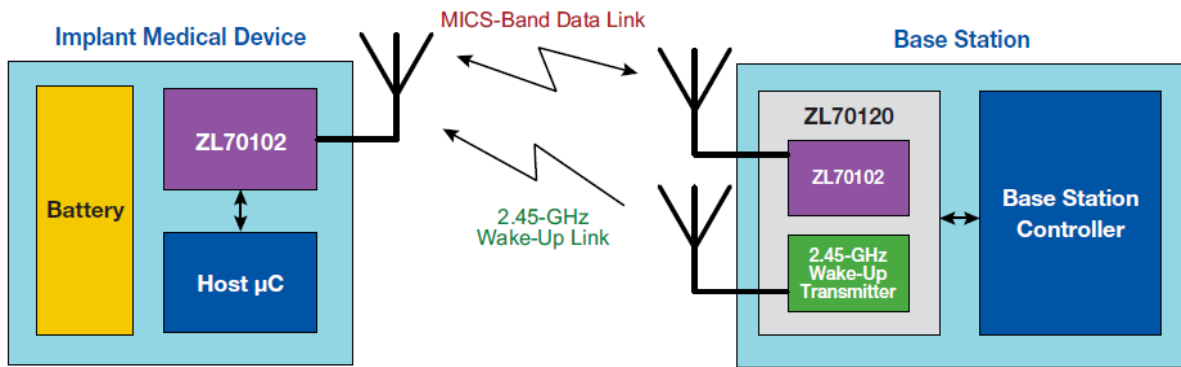
Σε αυτό το σενάριο ο μικροελεγκτής παραμένει στην κατάσταση λειτουργίας χαμηλής κατανάλωσης ισχύος τύπου 3 (LPM 3). Έχει τυπικά χαρακτηριστικά ρεύματος $I_{\text{lpm3}}=2,6\mu\text{A}$ dc (25°C) ή $4,4\mu\text{A}$ dc (85°C) και τάσης $V_{\text{lpm3}}=3\text{V}$ dc. Για θερμοκρασία σώματος θεωρούμε $I_{\text{lpm3}}=3\mu\text{A}$.

Επομένως η συνολική κατανάλωση ενέργειας δίνεται από τον τύπο:

$$E_{\text{mcu}} = P_{\text{lpm3}} * T_{\text{total}} \quad (2.7)$$

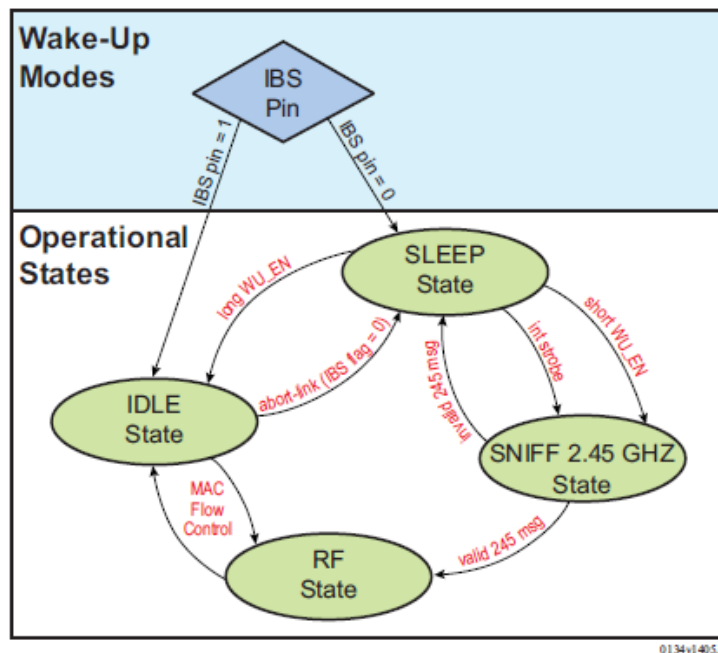
2.3.1.3 Σύστημα ραδιοεπικοινωνιών

Για το σύστημα ραδιοεπικοινωνιών θεωρούμε ότι χρησιμοποιείται το ZL70102 της Microsemi. Το ZL70102 είναι ραδιοπομποδέκτης εξαιρετικά χαμηλής ισχύος για χρήση σε εμφυτεύσιμες ιατρικές διατάξεις. Λειτουργεί στο φάσμα των 402-405 MHz, που αποτελεί ειδικό φάσμα επικοινωνίας (MICS-band) για τέτοιου είδους εφαρμογές. Μπορεί να χρησιμοποιηθεί και στις δύο πλευρές του καναλιού επικοινωνίας, στην εμφυτεύσιμη ιατρική διάταξη και στην εξωτερική συσκευή (Εικόνα 2.7). [ZL70102]



Εικόνα 2.7: Παράδειγμα λειτουργίας εμφυτεύσιμης διάταξης και εξωτερικής συσκευής [ZL70102]

Για τον ορισμό της αρχικής λειτουργίας του ZL70102 χρησιμοποιείται το κουμπί IBS. Θέτοντας το κάτω (0) χρησιμοποιείται στην εμφυτεύσιμη διάταξη, ενώ θέτοντας το πάνω (1) χρησιμοποιείται σε εξωτερική συσκευή ως σταθμός βάσης. Κατά τη λειτουργία του μεταβαίνει σε διάφορες λειτουργικές καταστάσεις όπως φαίνεται στην Εικόνα 2.8. [ZL70102]



Εικόνα 2.8: Καταστάσεις λειτουργίας του ZL70102 [ZL70102]

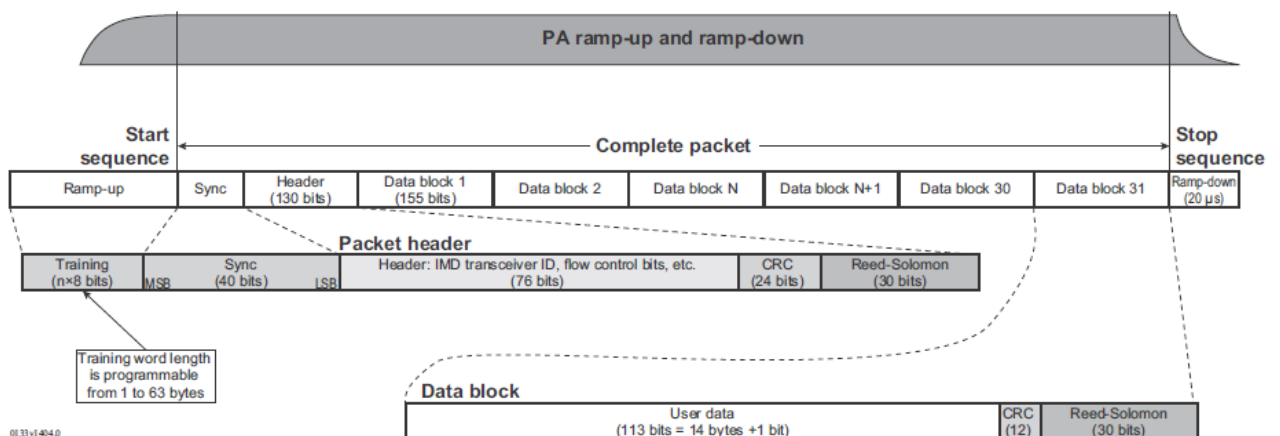
Το υποσύστημα ραδιοεπικοινωνίας εκτελεί δειγματοληψία στον αισθητήρα με συχνότητα F . Για τη δειγματοληψία χρησιμοποιείται ένας γενικής χρήσης 5bit analog to digital converter (ADC), που μετατρέπει τις αναλογικές μετρήσεις σε ψηφιακούς αριθμούς των 5bit. Όσο πραγματοποιείται η δειγματοληψία θεωρούμε ότι το υποσύστημα ραδιοεπικοινωνίας βρίσκεται σε κατάσταση Idle. Τον υπόλοιπο χρόνο βρίσκεται σε κατάσταση Sleep, όπου ξυπνάει περιοδικά (sniff 2.45Ghz) για έλεγχο του καναλιού με τη βάση.

Για την αποστολή των δεδομένων πληροφορίας μπορεί να επιλεγθεί ένα ευρύ φάσμα του ρυθμού αποστολής. Όμως λόγω της σχετικά υψηλής απώλειας διαδρομής στις εμφυτεύσιμες εφαρμογές συνιστάται η χρήση του χαμηλότερου ρυθμού αποστολής για διασφάλιση της καλύτερης ποιότητας του καναλιού. Στον πιο κάτω Πίνακα 1 δίνονται τα επιτρεπόμενα σχήματα διαμόρφωσης και ο ρυθμός αποστολής με την αντίστοιχη ευαισθησία του δέκτη. Επίσης η ισχύς εξόδου του εκπομπού καθορίζεται προγραμματιστικά σε -3dBm έως -30dBm. [ZL70102]

Πίνακας 1: Σχήματα διαμόρφωσης, ρυθμοί αποστολής και ευαισθησία του δέκτη [ZL70102]

Modulation Mode	Maximum Raw Radio Data Rate (kbit/s)	Maximum Effective Data Rate (kbit/s)	Typical Receiver Sensitivity
2FSK-fallback	200	134	-98dBm
2FSK	400	265	-91dBm
4FSK	800	515	-79dBm

Η αποστολή των δεδομένων γίνεται με αποστολή πακέτων. Η δομή ενός πακέτου δίνεται στην Εικόνα 2.9. Ένα πακέτο περιέχει 1-31 block δεδομένων, όπου κάθε block εμπεριέχει μέγιστο 14 bytes πληροφορίας, κάνοντας zero padding αν είναι λιγότερα. Τα πακέτα στέλνονται μόλις είναι έτοιμα, ακόμη και με μικρότερο αριθμό block από τον προγραμματισμένο. [ZL70102]



Εικόνα 2.9: Δομή πακέτου [ZL70102]

Η ενέργεια κατανάλωσης δίνεται από τον εξής τύπο:

$$E_{zl} = P_{sleep} * T_{sleep} + P_{idle} * T_{idle} + P_{tx} * N_{packets} * L/R \quad (2.8)$$

Ο αριθμός των πακέτων, τα οποία αποτελούνται από 1 block με n=14 bytes χρήσιμης πληροφορίας (14 μετρήσεις των 5bits), ορίζεται ως:

$$N_{packets} = \frac{F_{sampling} * T_{window} * N}{n} = \frac{F_{sampling} * DC * T_{total}}{n} \quad (2.9)$$

Επομένως ο τελικός τύπος είναι:

$$E_{zl} = P_{sleep} * (1 - DC) * T_{total} + P_{idle} * DC * T_{total} + P_{tx} * \frac{F_{sampling} * DC * T_{total}}{14} * \frac{L}{R} \quad (2.10)$$

Το ZL70102 έχει τυπικά χαρακτηριστικά τάσης $V_{zl}=3V$ και ρευμάτων $I_{sleep}=600nA$, $I_{idle}=0.95mA$, $I_{tx}=5.3mA$. Η συνολική κατανάλωση ενέργειας του υποσυστήματος ραδιοεπικοινωνίας υπολογίζεται για μήκος πακέτου $L=389bits$ και ρυθμό μεταφοράς $R=200kbit/s$.

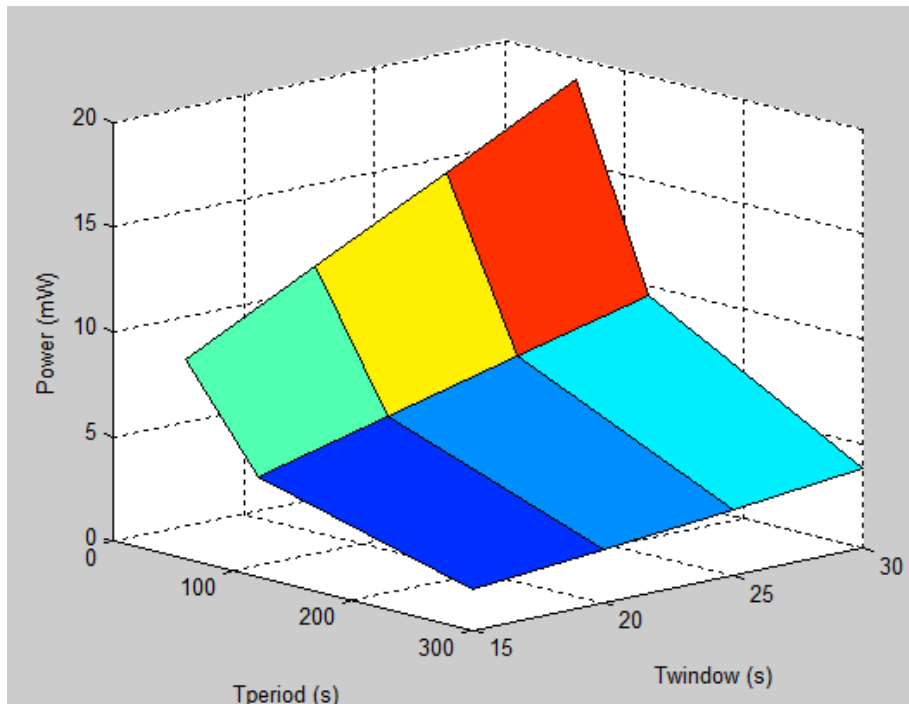
Η συνολική κατανάλωση ενέργειας του συστήματος είναι:

$$E = E_{sensor} + E_{mcu} + E_{zl} \quad (2.11)$$

Η μέση κατανάλωση ισχύος δίνεται από τον τύπο:

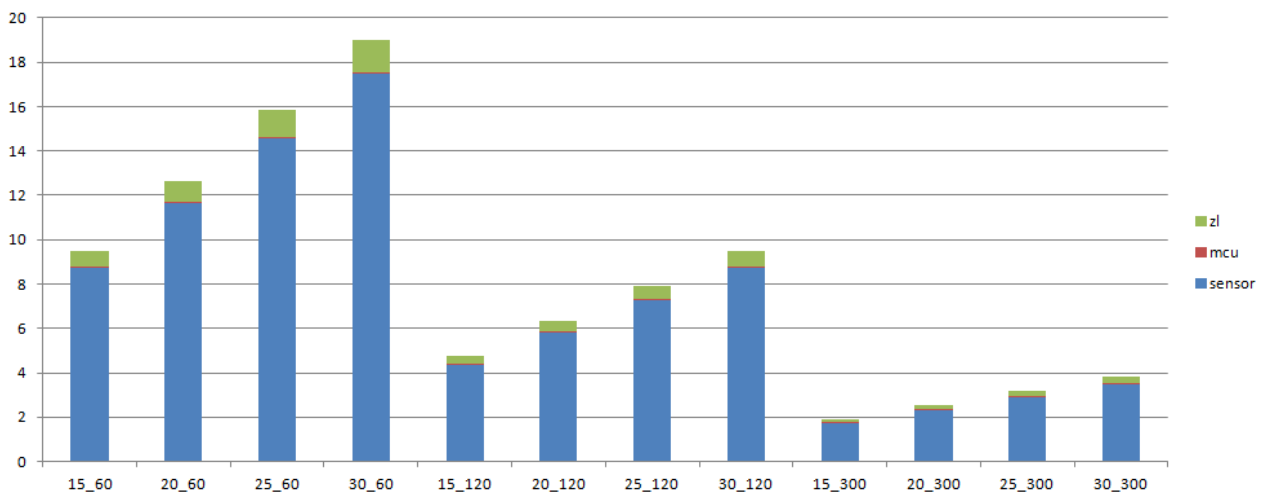
$$Power = \frac{E}{T_{total}} \quad (2.12)$$

Στην πιο κάτω εικόνα παρουσιάζεται η μέση κατανάλωση ισχύος σε σχέση με το χρόνο παραθύρου (T_{window}) και το χρόνο περιόδου (T_{period}), για συχνότητα δειγματοληψίας 50Hz.



Εικόνα 2.10: Μέση κατανάλωση ισχύος σε σχέση με το χρόνο παραθύρου και το χρόνο περιόδου

Στο συγκεκριμένο σενάριο ο αισθητήρας κυριαρχεί στην κατανάλωση ισχύος. Την μικρότερη κατανάλωση ισχύος έχει ο μικροελεγκτής. Η μεταβολή της συχνότητας δειγματοληψίας φαίνεται να επηρεάζει ελάχιστα το συγκεκριμένο μοντέλο.



Εικόνα 2.11: Μέση κατανάλωση ισχύος ανά υποσύστημα

2.3.2 Σενάριο 2

2.3.2.1 Αισθητήρας

Το αισθητήριο υποσύστημα λαμβάνει τις απαραίτητες μετρήσεις ακολουθώντας την ίδια λειτουργία με το σενάριο 1.

Επομένως η συνολική ενέργεια κατανάλωσης του αισθητήρα είναι:

$$E_{sensor} = P_{sensor} * DC * T_{total} \quad (2.13)$$

2.3.2.2 Μικροελεγκτής

Σε αυτό το σενάριο ο μικροελεγκτής δειγματοληπτεί τον αισθητήρα με συχνότητα F . Για τη δειγματοληψία χρησιμοποιεί ένα 12 bits ADC. Ο DMA controller μπορεί να μεταφέρει τα δεδομένα δειγματοληψίας στη RAM, χωρίς την επέμβαση του μικροελεγκτή, ο οποίος παραμένει σε κατάσταση λειτουργίας χαμηλής κατανάλωσης ισχύος (LPM3). Ο μικροελεγκτής βρίσκεται σε ενεργή λειτουργία (active mode) μόνο για την επεξεργασία των δεδομένων δειγματοληψίας. Σε κάθε κύκλο λειτουργίας του αισθητήρα, υπολογίζει τη μέγιστη, την ελάχιστη και τη μέση τιμή και τις μεταδίδει στο υποσύστημα ραδιοεπικοινωνίας.

Ο ADC έχει τυπικά χαρακτηριστικά ρεύματος $I_{adc}=0,8mA$ και τάσης $V_{adc}=3V$. Ο χρόνος που χρειάζεται για να ενεργοποιηθεί ο ADC και να πραγματοποιήσει μία μετατροπή δεδομένων στη μέση περίπτωση είναι:

(2.14)

$$T_{adc}=t_{adcon} + t_{sample} + t_{convert} = 100ns + 1220ns + \frac{2,06+3,51}{2}\mu s = 4,105\mu s.$$

Ο μικροελεγκτής έχει τυπική τιμή τάσης $V_{mcu}=3V$. Στην ενεργή λειτουργία έχει τυπικά χαρακτηριστικά ρεύματος $I_{am}=500\mu A$ για συχνότητα λειτουργίας 1MHz και θεωρούμε ότι σε κάθε κύκλο λειτουργίας χρειάζονται $N_{cycles}=10000$ για την εκτέλεση της επεξεργασίας. Στην κατάσταση LPM3 έχει τυπικά χαρακτηριστικά ρεύματος $I_{lpm3}=2,6\mu A$ dc (25°C) ή $4,4\mu A$ dc (85°C). Για θερμοκρασία σώματος θεωρούμε $I_{lpm3}=3\mu A$.

Επομένως η ενέργεια κατανάλωσης είναι:

$$E_{mcpu} = P_{adc} * T_{adc} * N_{samples} + P_{am} * T_{am} + P_{lpm3} * T_{lpm3} \quad (2.15)$$

Ο αριθμός των δειγμάτων ορίζεται ως:

$$N_{samples} = F_{sampling} * DC * T_{total} \quad (2.16)$$

Ο χρόνος της ενεργής λειτουργίας ορίζεται από τον τύπο 2.17, όπου f είναι η συχνότητα λειτουργίας του μικροελεγκτή:

$$T_{am} = \frac{T_{total}}{T_{period}} * \frac{N_{cycles}}{f} \quad (2.17)$$

Επομένως η ενέργεια κατανάλωσης του μικροελεγκτή είναι:

$$E_{mcpu} = P_{adc} * T_{adc} * F_{sampling} * DC * T_{total} + P_{am} * \frac{T_{total}}{T_{period}} * \frac{N_{cycles}}{f} + P_{lpm3} * (T_{total} - \frac{T_{total}}{T_{period}} * \frac{N_{cycles}}{f}) \quad (2.18)$$

2.3.2.3 Υποσύστημα ραδιοεπικοινωνιών

Το υποσύστημα ραδιοεπικοινωνιών θεωρούμε ότι βρίσκεται σε κατάσταση Sleep και ενεργοποιείται μόνο κατά την αποστολή δεδομένων.

Επομένως η ενέργεια κατανάλωσης δίνεται από τον τύπο:

$$E_{zl} = P_{sleep} * T_{total} + P_{tx} * N_{packets} * L/R \quad (2.19)$$

Ο αριθμός των πακέτων, τα οποία αποτελούνται από 1 block με 14 bytes χρήσιμης πληροφορίας (3 επεξεργασμένες μετρήσεις των 12bits zero padded), ορίζεται ως:

$$N_{packets} = \frac{T_{total}}{T_{period}} \quad (2.20)$$

Επομένως η ενέργεια κατανάλωσής του υποσυστήματος ραδιοεπικοινωνιών είναι:

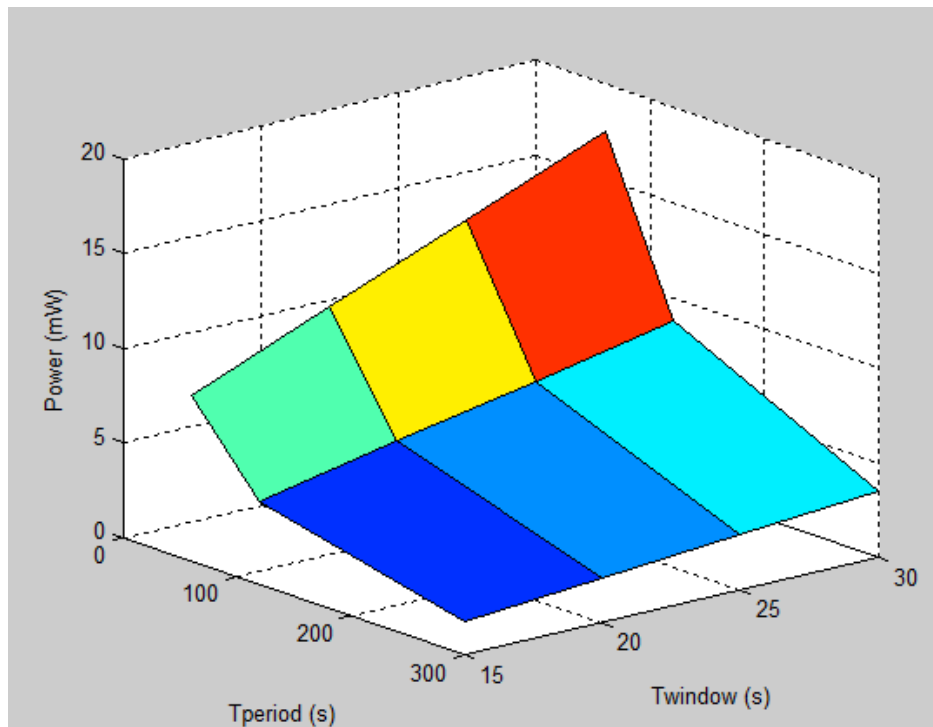
$$E_{zl} = P_{sleep} * T_{total} + P_{tx} * \frac{T_{total}}{T_{period}} * L/R \quad (2.21)$$

Τελικώς η συνολική κατανάλωση ενέργειας και η μέση κατανάλωση ισχύος του συστήματος είναι:

$$E = E_{sensor} + E_{mcu} + E_{zl} \quad (2.22)$$

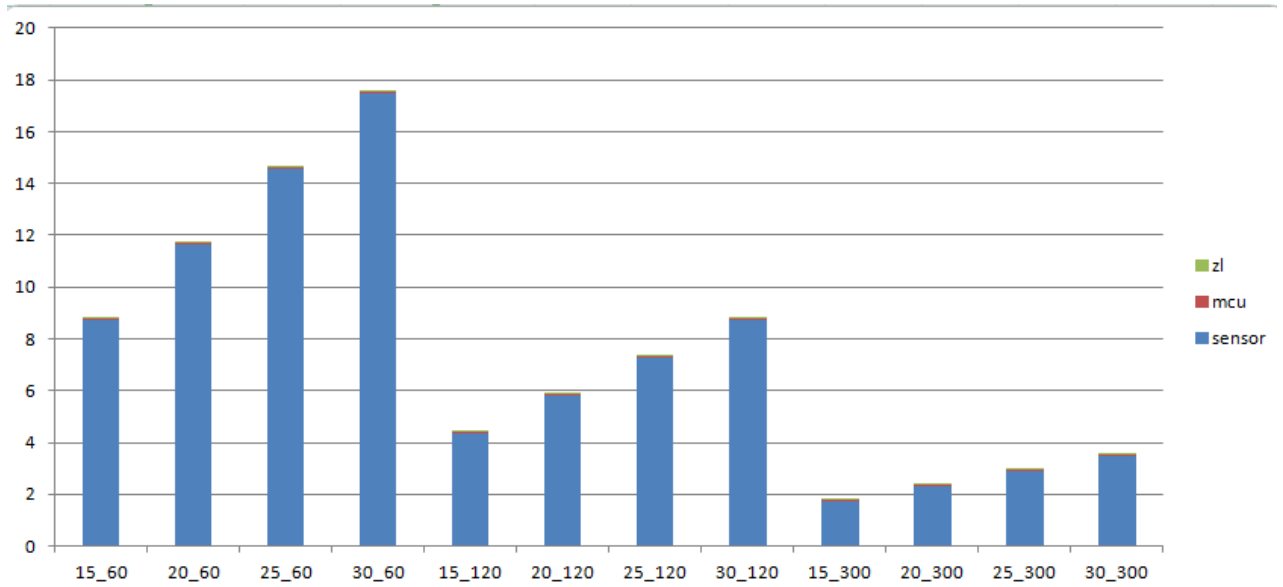
$$Power = \frac{E}{T_{total}}$$

Στην πιο κάτω εικόνα παρουσιάζεται η μέση κατανάλωση ισχύος σε σχέση με το χρόνο παραθύρου (T_{window}) και το χρόνο περιόδου (T_{period}), για συχνότητα δειγματοληψίας 50Hz.



Εικόνα 2.12: Μέση κατανάλωση ισχύος σε σχέση με το χρόνο παραθύρου και το χρόνο περιόδου

Στο συγκεκριμένο σενάριο ο αισθητήρας κυριαρχεί στην κατανάλωση ισχύος. Την μικρότερη κατανάλωση ισχύος έχει το υποσύστημα ραδιοεπικοινωνιών. Η μεταβολή της συχνότητας δειγματοληψίας φαίνεται να επηρεάζει ελάχιστα το συγκεκριμένο μοντέλο.



Εικόνα 2.13: Μέση κατανάλωση ισχύος ανά υποσύστημα

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3

Μέθοδοι Συγκομιδής Ενέργειας

Η χρήση μπαταριών στα ασύρματα δίκτυα αισθητήρων σώματος (BSN), οι οποίες έχουν περιορισμένη διάρκεια ζωής, περιορίζει την ανάπτυξη εφαρμογών που απαιτούν μεγάλη διάρκεια ζωής. Για αυτό το λόγο κρίνεται αναγκαία η ύπαρξη μιας εναλλακτικής πηγής ενέργειας [Ramya et al., 2016], δηλαδή συσκευές συγκομιδής ενέργειας που μετατρέπουν μια μορφή ενέργειας που υπάρχει στο περιβάλλον τους σε ηλεκτρική ενέργεια [Koul et al., 2015]. Η συγκομιδή ενέργειας είναι πολύ σημαντική για την αυτοτροφοδότηση των κόμβων και την ενεργειακή αυτονομία του δικτύου, με την προοπτική για τροφοδότηση των κόμβων μόνο από τη συσκευή συγκομιδής ενέργειας, με αποτέλεσμα την απεριόριστη διάρκεια ζωής τους [Ramya et al., 2016].

Έχουν προταθεί διάφοροι τρόποι για την κατηγοριοποίηση των μεθόδων συγκομιδής ενέργειας. Η μια κατηγοριοποίηση βασίζεται στον τρόπο μετατροπής της ενέργειας σε ηλεκτρική ενέργεια. Μερικοί από αυτούς είναι: το φωτοβολταϊκό φαινόμενο (PV), η πιεζοηλεκτρική μετατροπή (PE), η ηλεκτροστατική μετατροπή (ES), ηλεκτρομαγνητική μετατροπή (EM), η θερμοηλεκτρική μετατροπή (TE) και η βιοηλεκτροχημική μετατροπή. Μια άλλη κατηγοριοποίηση είναι μεταξύ μεθόδων που συλλέγουν ενέργεια από το περιβάλλον και μεθόδων που συλλέγουν ενέργεια από τις φυσιολογικές λειτουργίες του ανθρώπινου σώματος.[Gilbert and Balouchi, 2008]

Ως μέτρο σύγκρισης για την ενέργεια που παράγουν οι διάφορες μέθοδοι συγκομιδής ενέργειας αποτελεί η κατανάλωση ενέργειας ενός σύγχρονου καρδιακού βηματοδότη. Η κατανάλωση ισχύος του βηματοδότη έχει υπολογιστεί περίπου σε 10μW.[Pfenniger et al., 2013a, Wong et al., 2004, Zurbuchen et al., 2012]



Εικόνα 3.1: Ταξινόμηση μεθόδων συγκομιδής ενέργειας

3.1 Συγκομιδή Ενέργειας από το Περιβάλλον

Η ενέργεια από το περιβάλλον αποτελεί ελκυστική πηγή ενέργειας για την τροφοδοσία εμφυτεύσιμων και φορητών συσκευών με σκοπό την ενεργειακή τους αυτονομία και την αύξηση του χρόνου λειτουργίας τους. Μπορούν να αξιοποιηθούν διάφορα είδη φυσικών φαινομένων με ευρεία διανομή και σε αρκετές περιπτώσεις με ατελείωτη προσφορά ενέργειας [Zhou et al., 2014]. Η συγκομιδή ενέργειας από το περιβάλλον (Environmental energy harvesting - EEH) αξιοποιεί φαινόμενα, όπως η ηλιακή ενέργεια, η υπερηχητική ενέργεια και η ασύρματη μεταφορά ενέργειας. Παρακάτω γίνεται ανάλυση των μεθόδων συγκομιδής ενέργειας από το περιβάλλον που έχουν προταθεί.

3.1.1 Ηλιακή ενέργεια

Η ηλιακή ενέργεια είναι μια πηγή συνεχούς ροής ενέργειας και αποτελεί μια ασφαλή, αξιόπιστη και καθαρή πηγή ενέργειας. Η ηλιακή ενέργεια μπορεί να αξιοποιηθεί μέσω θερμικής μετατροπής, αλλά αυτή η μέθοδος δεν είναι διαθέσιμη σε μικρής κλίμακας εφαρμογές και επίσης θα αύξανε και την θερμοκρασία τοπικά στο σώμα με ανεπιθύμητα αποτελέσματα. Άλλη μέθοδος μετατροπής είναι με τη χρήση του φωτοβολταϊκού φαινομένου. Ηλιακά κύτταρα μετατρέπουν την διεισδύουσα στο δέρμα ηλιακή ενέργεια σε ηλεκτρική ενέργεια για τροφοδότηση εμφυτεύσιμων ιατρικών διατάξεων. Μπορούν να χρησιμοποιηθούν και άλλες πηγές φωτός, όπως πηγές φθορισμού και υπέρυθη ακτινοβολία. [Zhou et al., 2014]

Το ηλιακό κύτταρο δεν συμπεριφέρεται ως σταθερή πηγή τάσης, ούτε ως σταθερή πηγή ρεύματος, αλλά ως μη γραμμική DC πηγή ενέργειας. Λαμβάνει τη μέγιστη τιμή ισχύος, όταν η αντίσταση του φορτίου επιλέγεται έτσι ώστε το γινόμενο της τάσης εξόδου και του ρεύματος να είναι μέγιστο. Η ισχύς εξόδου επηρεάζεται από την ηλιακή ένταση και τη θερμοκρασία. Για την βελτίωση της συγκομιδής ενέργειας από την ηλιακή ενέργεια χρησιμοποιείται ένας ελεγκτής για τον εντοπισμό του σημείου μέγιστης ισχύος (MPPT) σε διάφορες συνθήκες ηλιοφάνειας, θερμοκρασίας και αντίστασης φορτίου. [Zhou et al., 2014, Khan et al., 2015]

Η αξιοποίηση της ηλιακής ενέργειας για τροφοδότηση εμφυτεύσιμων ιατρικών διατάξεων γίνεται εφικτή σε μια έρευνα που τροφοδοτεί επιτυχώς ένα βηματοδότη μέσω ηλιακών κυττάρων. Αναπτύχθηκε ένας βηματοδότης χωρίς μπαταρία, ο οποίος τροφοδοτείται από μια ηλιακή μονάδα που μετατρέπει το διαδερμικό φως σε ηλεκτρική ενέργεια. Πραγματοποιήθηκαν τρία πειράματα. [Haeberlin et al., 2015]

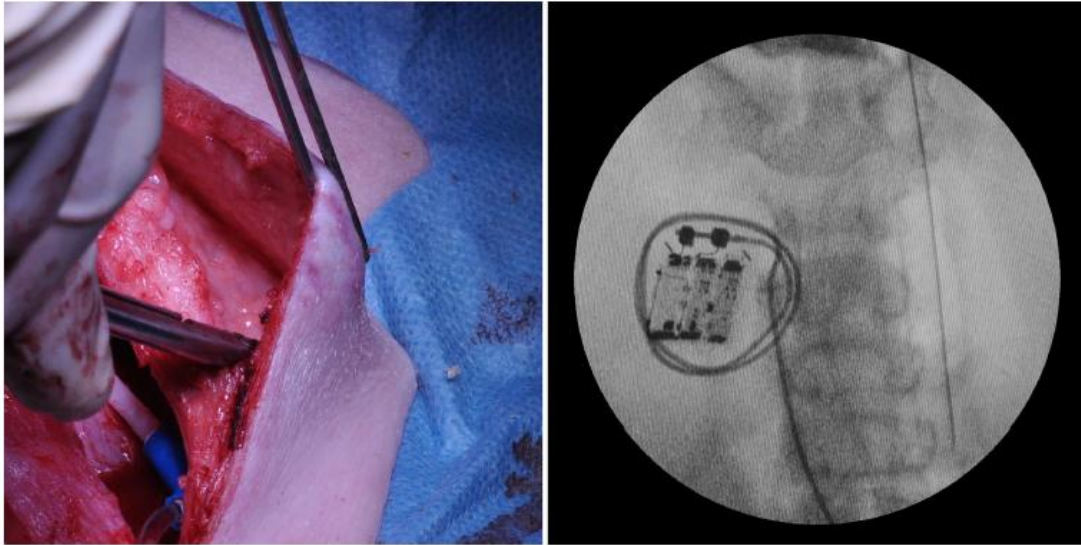
Για το ex vivo πείραμα λήφθηκαν μετρήσεις από ηλιακές μονάδες, που τοποθετήθηκαν κάτω από δέρματα χοίρου, μέσου πάχους 4,8mm, σε διαφορετικά σενάρια ακτινοβολίας. Χρησιμοποιήθηκαν ηλιακές μονάδες που αποτελούνταν από 3 μονοκρυσταλλικά ηλιακά κύτταρα σε σειρά. Την ηλιακή μονάδα περιέβαλλε διαφανής βιοσυμβατική σιλικόνη. Ο ρυθμός απορρόφησης της σιλικόνης στα 650 έως 1100 nm είναι αμελητέος. Τα δέρματα χοίρου με τις ηλιακές μονάδες εκτέθηκαν σε τρεις διαφορετικές συνθήκες ακτινοβολίας, εξωτερικά κάτω από απευθείας ηλιακή ακτινοβολία με απόλυτη ένταση φωτός 842 W/m², εξωτερικά κάτω από σκιά (μόνο διάχυτο φως) με απόλυτη ένταση φωτός 120 W/m² και εσωτερικά, 2 μέτρα από κλειστά παράθυρα και χωρίς αναμμένα τεχνητά φώτα, με απόλυτη

ένταση φωτός 4 W/m^2 . Η μέση ισχύς που μετρήθηκε ήταν $1963 \text{ } \mu\text{W/cm}^2$, $206 \text{ } \mu\text{W/cm}^2$ και $4 \text{ } \mu\text{W/cm}^2$ αντίστοιχα. [Haeberlin et al., 2015]



Εικόνα 3.2: Πρωτότυπο βηματοδότη που τροφοδοτείται από ηλιακή ακτινοβολία [Haeberlin et al., 2015]

Για το *in vivo* πείραμα εμφυτεύτηκαν 2 βηματοδότες σε ένα χοίρο, που χρησιμοποιούσαν για την φόρτιση τους μια ηλιακή μονάδα $4,6 \text{ cm}^2$, όπως φαίνεται στην Εικόνα 3.3. Το βάθος εμφύτευσης ήταν $2,4 \text{ mm}$. Η παραγόμενη από την ηλιακή μονάδα ενέργεια αποθηκευόταν σε ένα κεραμικό πυκνωτή $100 \mu\text{F}$ και σε ένα συσσωρευτή lithium-ion polymer αντίστοιχα. Το πείραμα διήρκεσε 30 λεπτά για κάθε ένα πρωτότυπο. Για την ακτινοβολήση χρησιμοποιήθηκε βαθμονομημένος ηλιακός προσομοιωτής, που μιμούσαν την εξωτερική ηλιακή ακτινοβολία. Κατά τη διάρκεια της ακτινοβολήσης παρατηρήθηκε ισχύς εξόδου $6747 \mu\text{W/cm}^2$ και παρατεταμένη βηματοδότηση SOO ακόμα και με σύντομες περιόδους ακτινοβολίας. [Haeberlin et al., 2015]



Εικόνα 3.3: Εμφύτευση βηματοδότη σε χοίρο [Haeberlin et al., 2015]

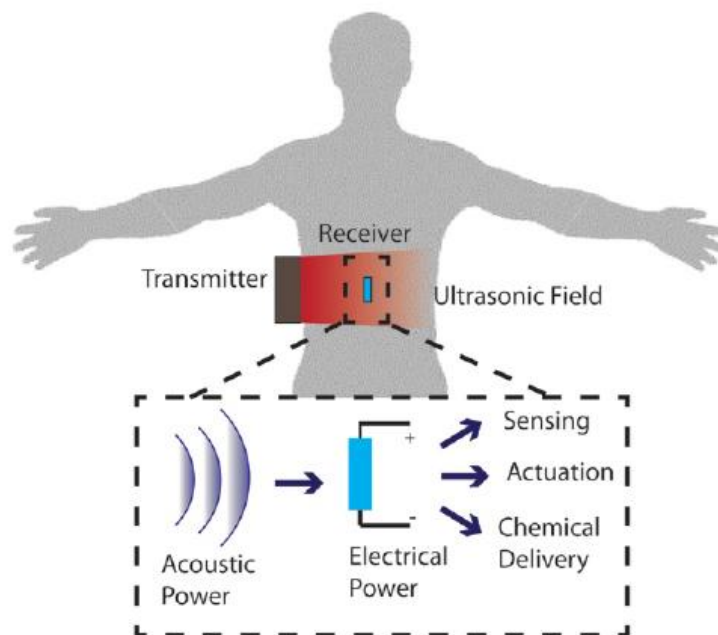
Το τρίτο πείραμα στόχευε στην προσομοίωση του χείριστου ενεργειακού σεναρίου, ως εκ τούτου ένας πρωτότυπος βηματοδότης αφέθηκε να λειτουργεί συνεχώς σε απόλυτο σκοτάδι. Η βηματοδότηση έγινε με ρυθμό 125 bpm με 3,7V για 0,6ms σε φορτίο αντίστασης 500Ω. Η συσκευή σταμάτησε να λειτουργεί μετά από 40 μέρες.

Η συγκεκριμένη μέθοδος φαίνεται να είναι αρκετά αποδοτική και μπορεί να ανταποκριθεί ακόμη και σε συνθήκες χαμηλού φωτισμού, όμως παρουσιάζει και μειονεκτήματα. Τα ρούχα που καλύπτουν το σώμα, το πάχος, καθώς και το χρώμα του δέρματος κάθε ανθρώπου επηρεάζουν σημαντικά την απόδοση ισχύος. Επίσης οι συνθήκες φόρτισης ενδεχομένως να μην είναι πάντοτε οι ιδανικές είτε λόγω μη ικανοποιητικών καιρικών συνθηκών, είτε λόγω διαφορετικής κλιματικής τοποθεσίας ή ακόμα και λόγω τρόπου ζωής. Για αυτό το λόγο προτείνεται η συσκευή να διαθέτει χαρακτηριστικά ασφαλείας. [Haeberlin et al., 2015]

3.1.2 Υπέρηχοι

Η ασύρματη υπερηχητική φόρτιση έχει υψηλή απόδοση ενεργειακής μετατροπής σε διαστάσεις κλίμακας χιλιοστού και προσφέρει μεγάλο βάθος διείσδυσης στον ανθρώπινο ιστό. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα να θεωρείται η μέθοδος αυτή πολύ ελκυστική για τη φόρτιση εμφυτεύσιμων ιατρικών διατάξεων, που έχουν τοποθετηθεί αρκετά βαθιά στο ανθρώπινο σώμα. [Song et al., 2015]

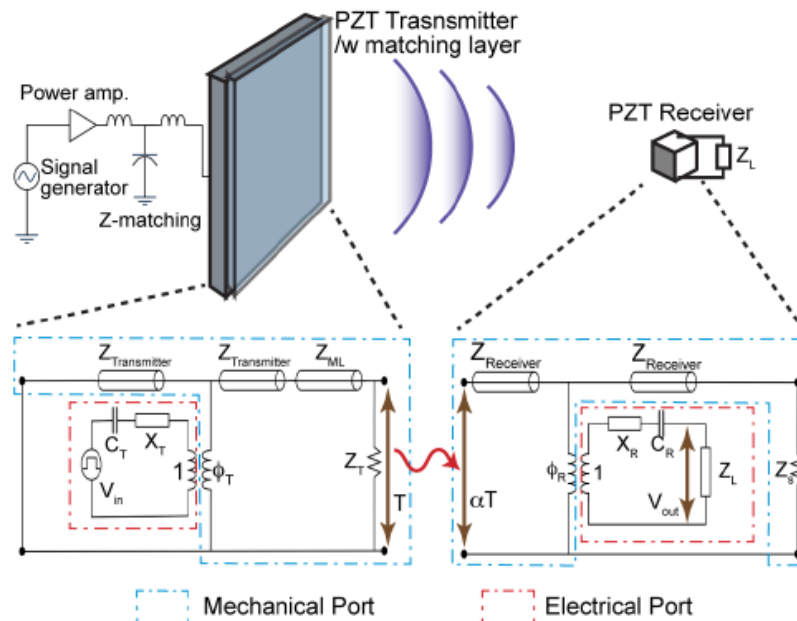
Η αρχή λειτουργίας της μεθόδου βασίζεται σε ένα πομπό, οποίος εκπέμπει υπερηχητικά κύματα και δημιουργεί ένα υπερηχητικό πεδίο. Η ακουστική ισχύς μεταδίδεται μέσω του ιστού και ένας δείκτης μετατρέπει την ισχύ αυτή σε ηλεκτρική ενέργεια μέσω του πιεζοηλεκτρικού φαινομένου. Η ηλεκτρική ενέργεια χρησιμοποιείται από την εμφυτεύσιμη διάταξη για διάφορες λειτουργίες της (Εικόνα 3.4). [Song et al., 2015]



Εικόνα 3.4: Υπερηχητική τροφοδότηση μιας εμφυτεύσιμης ιατρικής διάταξης [Song et al., 2015]

Ένας σημαντικός παράγοντας που επηρεάζει την ισχύ εξόδου μιας τέτοιας διάταξης είναι η γωνιακή απόκλιση της διεύθυνσης του πομπού με το δέκτη που μειώνει αρκετά την ισχύ εξόδου. Για την αντιμετώπιση του ζητήματος αυτού υλοποιήθηκε μια μέθοδος που αποδίδει ικανοποιητική ισχύ ανεξάρτητα από τη γωνιακή απόκλιση.

Για τη θεωρητική ανάλυση της μεθόδου μπορεί να χρησιμοποιηθεί το κυκλωματικό ισοδύναμο Krimholtz, Leedom και Matthae (KLM). Ένα τέτοιο μοντέλο φαίνεται στην Εικόνα 3.5, όπου ο πομπός και ο δέκτης είναι κλίμακας mm. Το εισαγόμενο σήμα είναι συνεχούς μορφής και η μηχανική έξοδος του πομπού, δηλαδή η υπερηχητική πίεση (T), μεταδίδεται μέσω του ιστού και ένα μέρος αυτής λαμβάνεται από το δέκτη. Το υπερηχητικό κύμα εξασθενεί, καθώς διέρχεται μέσα από τον ιστό, και το κύμα πίεσης που φθάνει στον δέκτη είναι αT , όπου α είναι ο συντελεστής εξασθένισης λόγω απωλειών διάδοσης στον ιστό. [Song et al., 2015]



Εικόνα 3.5: Ηλεκτρομηχανικό ισοδύναμο μοντέλο KLM για πιεζοηλεκτρικό πομπό και δέκτη [Song et al., 2015]

Στον πομπό και το δέκτη, το KLM μοντέλο έχει μηχανικές και ηλεκτρικές θύρες, που αντιπροσωπεύουν ηλεκτρικές και μηχανικές ενέργειες εισόδου και εξόδου, που εισέρχονται και εξέρχονται από το μετατροπέα. Στις μηχανικές θύρες, οι ακουστικές εμπεδήσεις ($Z_{\text{transmitter}}$, Z_{receiver} , $Z_{\text{matching layer}}$) μοντελοποιούνται ως γραμμές μεταφοράς ενός τετάρτου μήκους κύματος. Επίσης οι ακουστικές εμπεδήσεις λόγω του ιστού στον εκπομπό και το δέκτη μοντελοποιούνται ως αντιστάσεις απωλειών (Z_T , Z_S). Στις ηλεκτρικές θύρες, οι αντιστάσεις λόγω των καλωδίων και άλλων παθητικών στοιχείων μοντελοποιούνται ως πυκνωτές (C_T , C_R) και ως αντιστάσεις εξαρτώμενες από τη συχνότητα (X_T , X_R). Οι αντιστάσεις αυτές λαμβάνουν τιμή μηδέν, όταν το σύστημα λειτουργά στην συχνότητα συντονισμού, η οποία δίδεται από τον τύπο 3.1, όπου V_D είναι η ακουστική ταχύτητα στο πιεζοηλεκτρικό υλικό και d είναι το πάχος του. [Song et al., 2015]

$$f_r = \frac{V_D}{2d} \quad (3.1)$$

Η ακουστική εμπέδηση για μία συγκεκριμένη περιοχή του πιεζοηλεκτρικού υλικού (A) δίδεται από το τύπο 3.2, όπου ρ είναι η πυκνότητα του υλικού (πιεζοηλεκτρικός μετατροπέας, matching layer ή ιστός) και c_{33}^D είναι η σύνθετη ελαστική ακαμψία ανοικτού κυκλώματος του υλικού.

$$Z_0 = \rho A V_D = A \sqrt{\rho c_{33}^D} \quad (3.2)$$

Η ηλεκτρική μετατροπή σε μηχανική έξοδο, όπως και αντίθετα, περιγράφεται από ένα μετασχηματισμό 3.3 με αναλογία $\Phi:1$, όπου β είναι ο κυματαριθμός ($\beta=2\pi/\lambda$), λ είναι το μήκος κύματος και h_{33} είναι η σταθερά της πιεζοηλεκτρικής πίεσης.

$$\Phi = \frac{1}{2 \left(\frac{h_{33}}{\omega Z_0} \right)} \csc \left(\frac{\beta t}{2} \right) \quad (3.3)$$

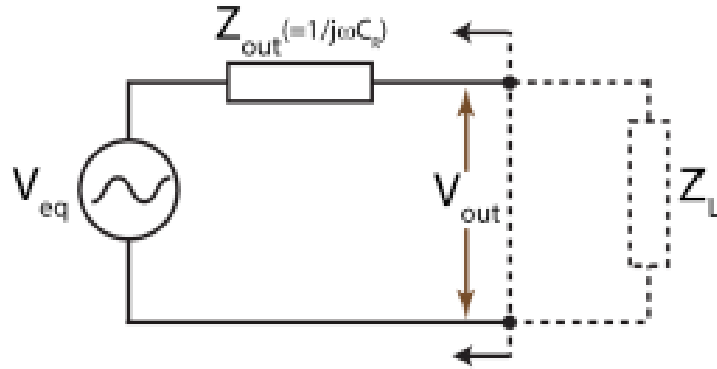
Η σταθερά της πιεζοηλεκτρικής πίεσης δίδεται από τον τύπο 3.4, όπου k_t είναι ο συντελεστής ηλεκτρομηχανικής σύζευξης και ϵ_{33}^S είναι η σχετική σύνθετη διαπερατότητα.

$$h_{33} = k_t \sqrt{\frac{c_{33}^D}{\epsilon_{33}^S \epsilon_0}} \quad (3.4)$$

Στις ηλεκτρικές θύρες οι χωρητικότητες του μετατροπέα (C_T , C_R) μπορούν να μοντελοποιηθούν ως:

$$C = \frac{\epsilon_{33}^S \epsilon_0 A}{d} \quad (3.5)$$

Λειτουργώντας στην συχνότητα συντονισμού του συστήματος, το ισοδύναμο μοντέλο Thevenin του δέκτη είναι μία πηγή AC (V_{eq}) και μία σύνθετη αντίσταση εξόδου (Z_{out}), λόγω της χωρητικότητας του μετατροπέα C_R , που φαίνεται στην Εικόνα 3.6. Η αντίσταση Z_L είναι η σύνθετη αντίσταση φορτίου στον δέκτη, δηλαδή η εμφαντεύσιμη διάταξη.



Εικόνα 3.6: Ισοδύναμο κύκλωμα Thevenin του δέκτη [Song et al., 2015]

Χρησιμοποιώντας τις πιο πάνω εξισώσεις και το ισοδύναμο μοντέλο Thevenin η ισχύς που μεταφέρεται στο φορτίο είναι:

$$P_{out} = \frac{1}{2 C_R} \left(aT \varphi_R \frac{Z_L}{Z_L + Z_{out}} \right)^2 f_r \quad (3.6)$$

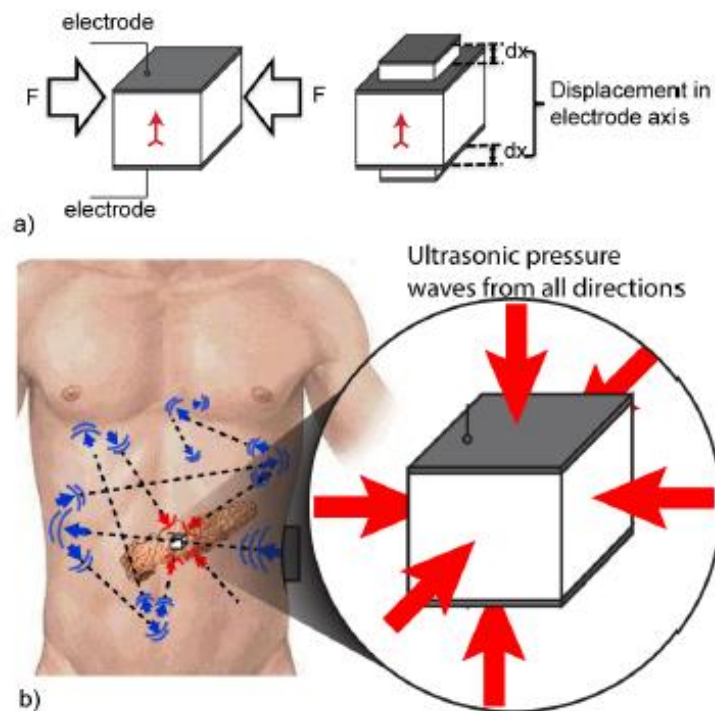
όπου $T \approx 2 |Z_{Receiver}| V_D$ και a είναι η εξασθένιση του ιστού ($a=e^{-2\mu x}$, μ είναι η σταθερά εξασθένισης και x είναι το βάθος εμφύτευσης).

Η απόδοση ισχύος είναι:

$$\eta = \left| \frac{P_{out}}{P_{in}} \right| = \frac{\left(aT \varphi_R \frac{Z_L}{Z_L + Z_{out}} \right)^2}{C_T C_R V_{in}^2} \quad (3.7)$$

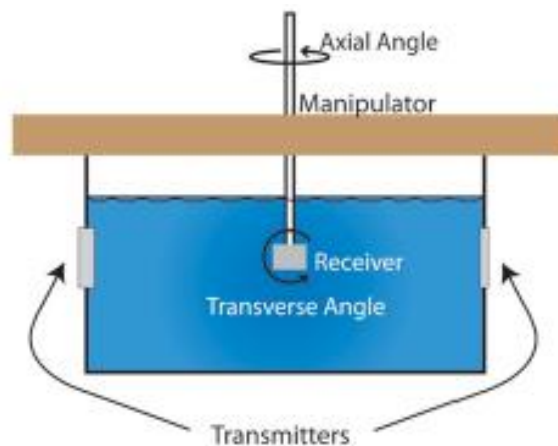
όπου P_{in} είναι η ισχύς εισόδου στον πομπό και P_{out} είναι η ισχύς εξόδου που μεταφέρεται στο φορτίο.

Ένα μεγάλο πρόβλημα των μεθόδων επαγωγικής φόρτισης είναι η γωνιακή ευθυγράμμιση μεταξύ του πομπού, που είναι έξω από το σώμα, και του εμφυτεύσιμου δέκτη, που είναι της κλίμακας mm. Ένα μεγάλο πλεονέκτημα της υπερηχητικής φόρτισης είναι επίδραση στο δέκτη προς όλες τις κατευθύνσεις (omni-directional), δηλαδή της μη ευαισθησίας στη γωνιακή μετατόπιση. Δύο παράγοντες που επηρεάζουν είναι: α) η μορφή του δέκτη και β) η αντανάκλαση στις διάφορες διαχωριστικές επιφάνειες μεταξύ των ιστών και του αέρα. Η βέλτιστη γωνιακή ευθυγράμμιση είναι όταν το προσπίπτον κύμα είναι παράλληλο προς την επιφάνεια του δέκτη. Όμως η επίδραση της γωνιακής μετατόπισης στην εξαγόμενη ισχύ μπορεί να αντιμετωπιστεί αν ο δέκτης έχει κυβική συμμετρία (π.χ. $2 \times 2 \times 2 \text{ mm}^3$). Ο δεύτερος παράγοντας οφείλεται στην μεγάλη διαφορά της ακουστικής εμπέδησης μεταξύ του αέρα και των ιστών και έχει ως αποτέλεσμα τα υπερηχητικά κύματα να συμβάλλουν από όλες τις κατευθύνσεις, όπως φαίνεται στην Εικόνα 3.7. [Song et al., 2015]



Εικόνα 3.7: Παράγοντες που επηρεάζουν την πολύ-κατευθυντικότητα [Song et al., 2015]

Για τη μελέτη της γεωμετρικής επίδρασης της διάταξης στην κατευθυντικότητα και την ισχύ εξόδου εκτελέστηκε ένα πείραμα για τρία δείγματα PZT με διαφορετικές διαστάσεις ($2 \times 2 \times 2 \text{ mm}^3$, $2 \times 4 \times 2 \text{ mm}^3$, $1 \times 5 \times 1 \text{ mm}^3$). Προετοιμάστηκαν και άλλα δείγματα με ένα λεπτό στρώμα μεθακρυλικού πολυμεθυλίου, για μόνωση λόγω πιθανής έκχυσης μολύβδου από το PZT. Χρησιμοποιήθηκαν δύο εκπομποί με διαφορετικό πάχος (1mm, 2mm) που αντιστοιχούν στις υπερηχητικές συχνότητες των 2,3 MHz και 1,15 MHz. Οι εκπομποί επικαλύφθηκαν με ένα προσαρμοστικό στρώμα σύνθετης αντίστασης ενός τετάρτου μήκους κύματος. Για την αποφυγή των διακυμάνσεων της έντασης στο εγγύς πεδίο, οι διαστάσεις των εκπομπών επιλέχθηκαν, έτσι ώστε το μακρινό πεδίο, όπου η ένταση είναι σχετικά ομοιόμορφη, να ξεκινά περίπου σε απόσταση 20 cm. Επίσης χρησιμοποιήθηκε ένα δοχείο νερού με πολυαιθυλένιο χαμηλής πυκνότητας με διαστάσεις $50 \times 30 \times 30 \text{ cm}^3$. Στις δυο επιφάνειες κατά μήκος του δοχείου τοποθετήθηκε ένας πομπός και στη μέση του δοχείου σε απόσταση 20 cm από την επιφάνεια των πομπών τοποθετήθηκε ένας δέκτης. Η αξονική και εγκάρσια γωνία του δέκτη προσαρμόζονταν από ένα εξωτερικό ρυθμιστή, όπως φαίνεται στη Εικόνα 3.8. [Song et al., 2015]



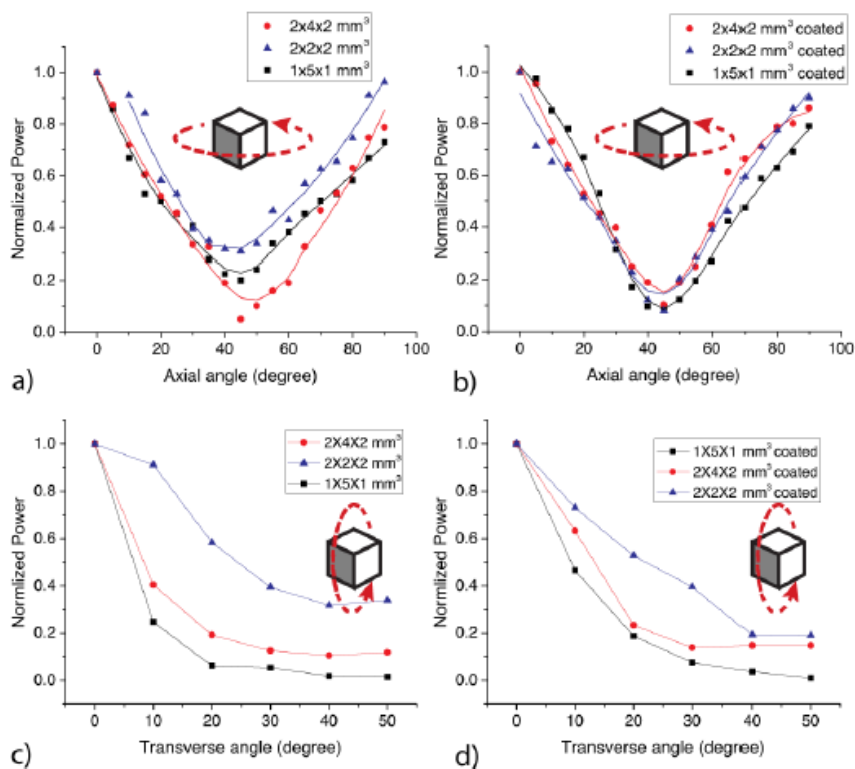
Εικόνα 3.8: Πειραματική διάταξη για την υπερηχητική φόρτιση [Song et al., 2015]

Ελήφθησαν μετρήσεις τις ισχύος εξόδου για διάφορες εγκάρσιες και αξονικές γωνίες προσανατολισμού του δέκτη για δυο περιπτώσεις. Στην Εικόνα 3.9 φαίνεται η περίπτωση όπου δεν υπήρχαν ανακλάσεις, αφού τα υπερηχητικά κύματα απορροφούνταν από τα τοιχώματα, και στην Εικόνα 3.10 φαίνεται η περίπτωση όπου τα υπερηχητικά κύματα ανακλούνται από τα τοιχώματα. Παρατηρείται ότι οι δέκτες έχουν παρόμοια συμπεριφορά. Στην περίπτωση που δεν υπάρχουν ανακλάσεις η ισχύς εξόδου γίνεται ελάχιστη για εγκάρσια και αξονική γωνία ευθυγράμμισης 45° , ενώ στην περίπτωση που υπάρχουν

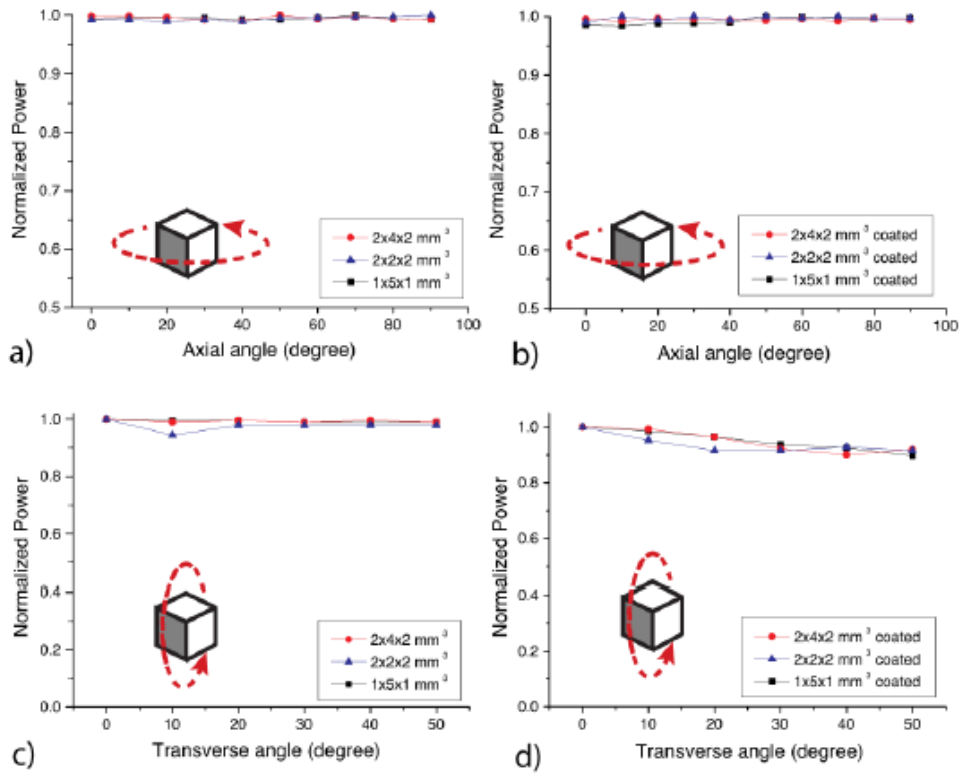
ανακλάσεις η ισχύς εξόδου παραμένει σχετικά σταθερή. Επίσης παρατηρείται ότι η ισχύς εξόδου είναι ελάχιστα μικρότερη όταν χρησιμοποιήθηκε επικάλυψη στην επιφάνεια του δέκτη. [Song et al., 2015]

Έτσι τα ανακλώμενα υπερηχητικά κύματα δημιουργούν ένα πολύ-κατευθυντικό πεδίο, που οφείλεται στην μεγάλη διαφορά της ακουστικής εμπέδησης των ιστών με τον αέρα, με αποτέλεσμα τον μη επηρεασμό της ισχύς εξόδου στην μη ευθυγράμμιση πομπού-δέκτη.

Για ισχύ εισόδου 720 mW, που είναι το ανώτατο όριο για εφαρμογές απεικόνισης από τον FDA, η ισχύς εξόδου των δεκτών με διαστάσεις 2x2x2 mm³, 2x4x2 mm³, 1x5x1 mm³ ήταν 2.48mW, 8.7mW και 12.0mW αντίστοιχα. Επίσης οι αντίστοιχες αποδόσεις ήταν 0.4%, 1.7% και 2.7%. [Song et al., 2015]



Εικόνα 3.9: Ισχύς εξόδου για διάφορες εγκάρσιες και αξονικές γωνίες προσανατολισμού του δέκτη (αριστερά: χωρίς στρώμα επικάλυψης, δεξιά: με στρώμα επικάλυψης) [Song et al., 2015]



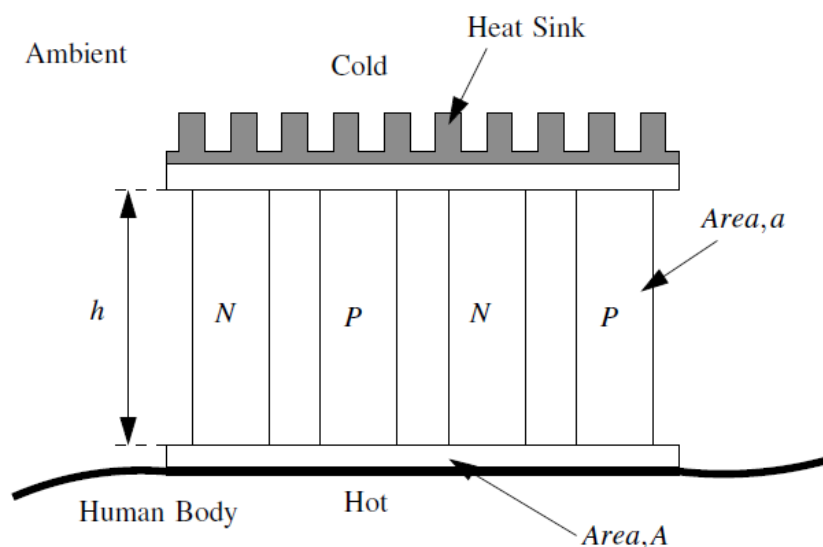
Εικόνα 3.10: Ισχύς εξόδου για διάφορες εγκάρσιες και αξονικές γωνίες προσανατολισμού του δέκτη με αντανάκλαση στα τοιχώματα (αριστερά: χωρίς στρώμα επικάλυψης, δεξιά: με στρώμα επικάλυψης) [Song et al., 2015]

3.2 Συγκομιδή Ενέργειας από το Ανθρώπινο Σώμα

Το ανθρώπινο σώμα αποτελεί πηγή κινητικής, θερμικής και χημικής ενέργειας. Κατά τις φυσιολογικές δραστηριότητες του ανθρώπινου σώματος παράγονται διάφορες ενεργειακές πυκνότητες. Σκοπός των μεθόδων συγκομιδής ενέργειας είναι η εκμετάλλευση ενός ποσοστού της διαθέσιμης ενέργειας και μετατροπή της σε χρήσιμη ενέργεια για τους κόμβους, χωρίς όμως να επηρεάζονται σε σημαντικό βαθμό οι φυσιολογικές δραστηριότητές του ανθρώπινου σώματος. Μερικές από τις φυσιολογικές δραστηριότητες του ανθρώπινου σώματος, από τις οποίες μπορεί να ανακτηθεί ενέργεια, είναι: οι κινήσεις του ανθρώπινου σώματος, η θερμοκρασία του σώματος, η δραστηριότητα της καρδιάς, η παραμόρφωση των αρτηριών, η ροή του αίματος. Παρακάτω γίνεται ανάλυση των μεθόδων συγκομιδής ενέργειας από το ανθρώπινο σώμα που έχουν προταθεί.

3.2.1 Θερμική ενέργεια

Μια συσκευή θερμοηλεκτρικής μετατροπής ενέργειας (Thermoelectric Generator - TEG) μετατρέπει τη διαφορά θερμοκρασίας μεταξύ του σώματος και του περιβάλλοντος σε ηλεκτρική ενέργεια μέσω του φαινομένου Seebeck. Η συσκευή αποτελείται από θερμοστοιχεία (thermocouples) που εκτελούν τη θερμοηλεκτρική μετατροπή, όπως φαίνεται στην Εικόνα 3.11. [Mitcheson, 2010]



Εικόνα 3.11: Θερμοηλεκτρική γεννήτρια τοποθετημένη πάνω στο ανθρώπινο σώμα [Mitcheson, 2010]

Η διαφορά θερμοκρασίας μεταξύ της ζέστης και κρύας επιφάνειας του θερμοηλεκτρικού υλικού (ΔT_{TEG}) δίνεται από τον τύπο 3.8, όπου R_{TEG-th} είναι η θερμική αντίσταση του θερμοηλεκτρικού υλικού, R_{body} είναι η θερμική αντίσταση της επιφάνειας του σώματος, R_{sink} είναι η θερμική αντίσταση του συλλέκτη, T_{body} είναι η θερμοκρασία του σώματος και $T_{ambient}$ είναι η θερμοκρασία περιβάλλοντος.

$$\Delta T_{TEG} = \frac{R_{TEG-th}}{R_{TEG-th} + R_{body} + R_{sink}} (T_{body} - T_{ambient}) \quad (3.8)$$

Η μέγιστη ηλεκτρική ισχύς εξόδου λαμβάνεται όταν η ηλεκτρική αντίσταση του φορτίου ταιριάζει με την εσωτερική αντίσταση του θερμοηλεκτρικού μετατροπέα. Δίνεται από τον τύπο 3.9, όπου n είναι ο αριθμός των θερμοστοιχείων, α είναι ο συντελεστής Seebeck και R_{TEG-el} είναι η εσωτερική ηλεκτρική αντίσταση του μετατροπέα.

$$P_{max} = \frac{(n \alpha \Delta T_{TEG})^2}{4 R_{TEG-el}} \quad (3.9)$$

Μια ενδιαφέρουσα μέθοδος θερμοηλεκτρικής μετατροπής ενέργειας χρησιμοποιήθηκε για τη φόρτιση φορητών ηλεκτρονικών συστημάτων, όπως ιατρικοί αισθητήρες. Κατασκευάστηκε ένας ευλύγιστος θερμοηλεκτρικός μετατροπέας σε γυάλινο ύφασμα χρησιμοποιώντας τεχνική εκτόπωσης, χωρίς να έχει πάνω και κάτω υπόστρωμα. Στο γυάλινο ύφασμα τυπώθηκαν ανόργανα υλικά με αποτέλεσμα η συσκευή να είναι ελαφριά ($\sim 0,13 \text{g/cm}^2$) και λεπτή ($\sim 500 \mu\text{m}$). Χρησιμοποιήθηκαν 8 θερμοστοιχεία (μεμβράνη n-type Bi_2Te_3 , μεμβράνη p-type Sb_2Te_3). Παρήγαγε τάση ανοικτού κυκλώματος 90mV με $\Delta T=50\text{K}$ και ισχύς εξόδου $3,8 \text{mW/cm}^2$ με $\Delta T=50\text{K}$. Επίσης η ισχύς εξόδου σε σχέση με τη μάζα της συσκευής είναι 28mW/g , που επιτρέπει τη χρήση της συσκευής σε εφαρμογές όπου το βάρος του μετατροπέα είναι κρίσιμη παράμετρος. Στην Εικόνα 3.12 φαίνεται ένας θερμοηλεκτρικός μετατροπέας σε σχήμα επιδέσμου που αποτελείται από 11 θερμοστοιχεία. Παρήγαγε 2,9mV τάση ανοικτού κυκλώματος και ισχύ εξόδου 3μW σε θερμοκρασία αέρα 15°C. [Kim et al., 2014]

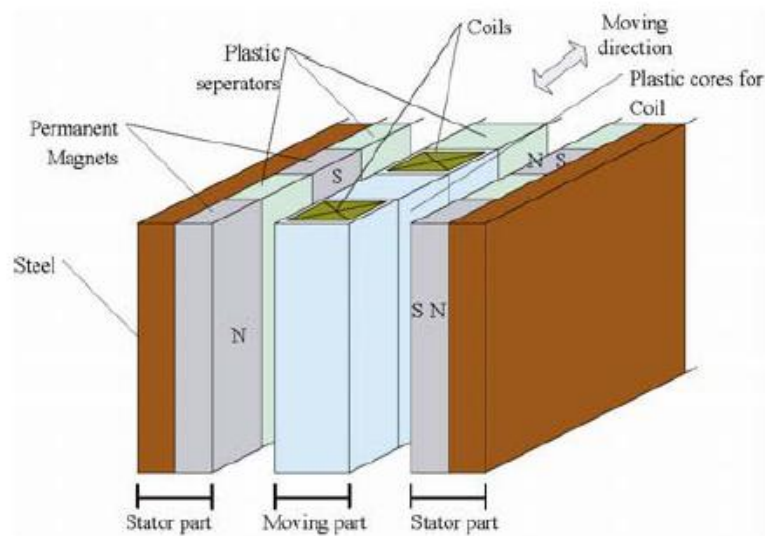


Εικόνα 3.12: Θερμοηλεκτρικός μετατροπέας σε μορφή επιδέσμου για συγκομιδή θερμικής ενέργειας από το ανθρώπινο δέρμα (γραμμική κλίμακας 1cm) [Kim et al., 2014]

3.2.2 Κινήσεις του ανθρώπινου σώματος

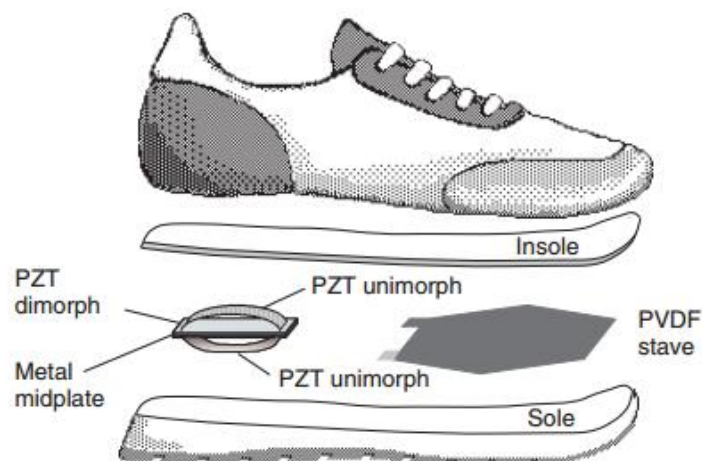
Κατά το περπάτημα τα διάφορα μέρη του ανθρώπινου σώματος πραγματοποιούν κάποια κίνηση δαπανώντας ενέργεια. Από αυτές τις κινήσεις μπορεί να αναχθεί ηλεκτρική ενέργεια. Χρησιμοποιώντας όμως θετική ενέργεια από το σώμα αυξάνεται το μεταβολικό κόστος. Έτσι μια συσκευή συγκομιδής ενέργειας αντικαθιστά μέρος της μυϊκής δραστηριότητας, όταν οι μύες δράνε αντίθετα στην κίνηση, προκαλώντας αντίσταση. [Riemer and Shapiro, 2011]

Μια κίνηση που μπορεί να αξιοποιηθεί είναι η κίνηση του κέντρου μάζας του σώματος. Η κάθετη κίνηση είναι περίπου 5cm. Χρησιμοποιήθηκε μια γραμμική γεννήτρια μόνιμου μαγνήτη με μετακινούμενο πηνίο. Όπως φαίνεται στην Εικόνα 3.13 τα δύο εξωτερικά μέρη αποτελούν το στάτη και το μεσαίο μέρος ολισθαίνει. Ο ολισθητής ταλαντώνεται κατά τη διεύθυνση της κίνησης του σώματος και έτσι το μεταβαλλόμενο μαγνητικό πεδίο που δημιουργείται στο μετακινούμενο πηνίο έχει ως αποτέλεσμα την επαγόμενη τάση στα άκρα του πηνίου. Χρησιμοποιώντας 1Kg ως μάζα ταλαντώσεως μετρήθηκε μέση ισχύς 90mW έως 780mW για διάφορες συνθήκες περπατήματος. [Niu et al., 2008]



Εικόνα 3.13: Διάγραμμα γραμμικής γεννήτριας μόνιμου μαγνήτη [Niu et al., 2008]

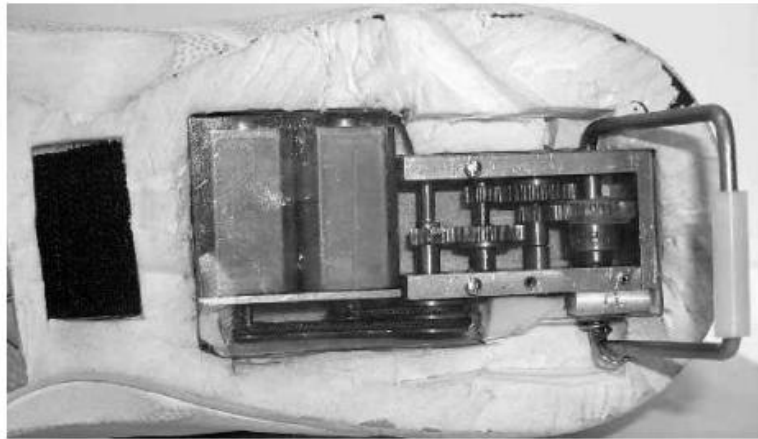
Άλλη πηγή ενέργειας είναι η πρόσκρουση της φτέρνας στο έδαφος, κατά την οποία χάνεται ενέργεια στο περιβάλλον. Έχει υπολογιστεί διαθέσιμη ενέργεια 2 Joule ανά βηματισμό. Μια μέθοδος που έχει υλοποιηθεί χρησιμοποιεί το πιεζοηλεκτρικό φαινόμενο. Στο κάτω μέρος του παπουτσιού ενσωματώνεται πιεζοηλεκτρικό υλικό, που κατά την πρόσκρουση με το έδαφος παράγεται ηλεκτρική ενέργεια. Η μέση ισχύς που παράχθηκε ήταν 8,3mW με συχνότητα περπατήματος 0,9Hz (Εικόνα 3.14) [Shenck and Paradiso, 2001]



Εικόνα 3.14: Πιεζοηλεκτρική μετατροπή ενέργειας με εφαρμογή σε παπούτσι [Shenck and Paradiso, 2001]

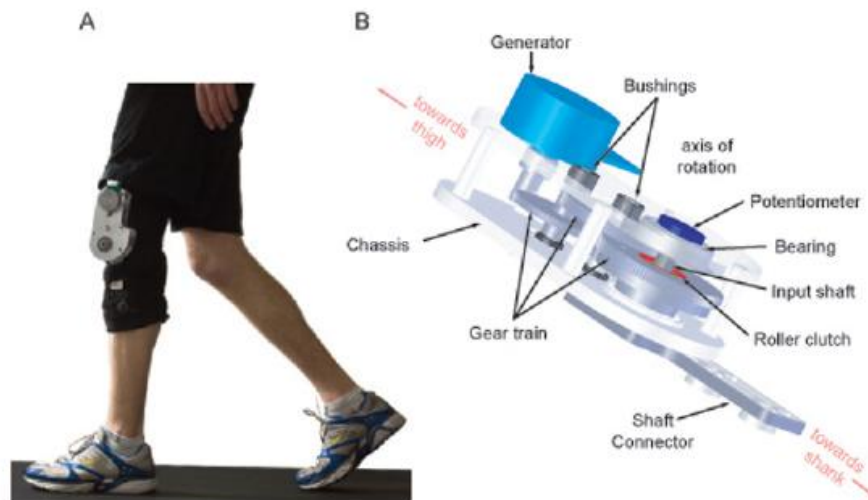
Μια άλλη μέθοδος χρησιμοποιεί μια μαγνητική περιστροφική γεννήτρια που τοποθετείται στο κάτω μέρος παπουτσιού και ένα έλασμα θέτει την γεννήτρια σε κίνηση. Μετρήθηκε μέση ισχύς 58,1mW. (Εικόνα 3.15) [Hayashida, 2000]

Επίσης υλοποιήθηκε ηλεκτροστατική γεννήτρια με χρήση πολυμερών (EAPs), που ενσωματώθηκε σε μπότα και παρήγαγε ισχύ 800mW.



Εικόνα 3.15: Μαγνητική περιστροφική γεννήτρια προσαρμοσμένη σε παπούτσι με μηχανισμό μετάδοσης της κίνησης από το βηματισμό [Hayashida, 2000]

Για τη βοήθεια των μυών στην παραγωγή αρνητικού μηχανικού έργου υλοποιήθηκε μια μέθοδος χρησιμοποιώντας μια ορθοπεδική επιγονατίδα. Κατά την κίνηση εκτάσεως του γονάτου ένα σύστημα μετάδοσης ταχύτητας ενισχύει τη γωνιακή ταχύτητα και μια περιστροφική μαγνητική γεννήτρια μετατρέπει τη μηχανική ενέργεια σε ηλεκτρική. Ένα σύστημα ελέγχου καθορίζει την ενεργοποίηση ή το σταμάτημα του κυκλώματος παραγωγής ενέργειας. Έτσι η συσκευή παρήγαγε ενέργεια μου στο τέλος της έκτασης του γονάτου βοηθώντας την κάμψη των μυών του γόνατος με την παραγωγή σημαντικής ροπής κάμψης. Με περπάτημα ταχύτητας 1,5m/s παρήγαγε μέση ισχύ 4,8W με μόνο 5W αύξηση του μεταβολικού κόστους.(Εικόνα 3.16) [Qingguo et al., 2009]



Εικόνα 3.16: Περιστροφική μαγνητική γεννήτρια σε ορθοπεδική επιγονατίδα [Qingguo et al., 2009]

Οι συγκεκριμένοι μέθοδοι δεν συνιστώνται για τροφοδοσία εμφυτεύσιμων συσκευών, αλλά μπορούν να τροφοδοτήσουν φορητές ή επιφανειακές συσκευές, όπως ιατρικούς αισθητήρες.

3.2.3 Κίνηση της καρδιάς

Η καρδιά, ως όργανο μπορεί να φανεί εξαιρετικά χρήσιμη στην συγκομιδή ενέργειας για ανάπτυξη βιοϊατρικών κατασκευών λόγω λειτουργικών και ανατομικών χαρακτηριστικών. Η συνεχόμενη λειτουργία της καρδιάς αποτελεί σημαντικό παράγοντα, γιατί βοηθά στην συνεχή και επαρκή συλλογή ενέργειας. Ο καρδιακός μυς πραγματοποιεί 1,8 δισεκατομμύρια παλμούς σε διάρκεια 70 χρόνων με μέσο καρδιακό ρυθμό 70 bpm. Επίσης, οι σχετικά μεγάλης τάξεως μετατοπίσεις του εξωτερικού τοιχώματος της καρδιάς ευνοούν την δημιουργία αυξημένης κινητικής ενέργειας. Μια συσκευή συγκομιδής ενέργειας μπορεί να μετατρέψει την κινητική ενέργεια των καρδιακών παλμών σε ηλεκτρική ενέργεια. Τα παραπάνω χαρακτηριστικά καθιστούν την καρδιά μια αξιόπιστη πηγή ενέργειας που μπορεί να αξιοποιηθεί για εμφυτεύσιμες ιατρικές διατάξεις. Παρακάτω παρουσιάζεται μια συσκευή που υλοποιεί αυτή τη μέθοδο.

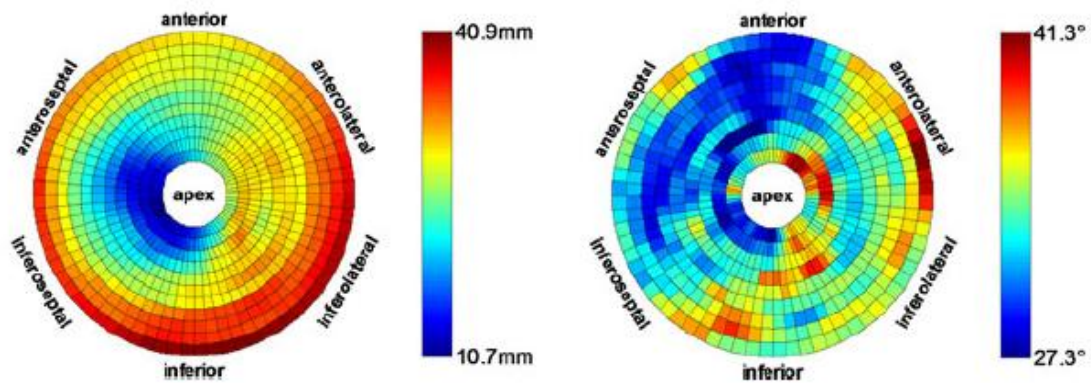
Η συσκευή συγκομιδής ενέργειας βασίζεται στο μηχανισμό των αυτόματων ρολογιών χειρός που μετατρέπει την μηχανική ενέργεια σε ηλεκτρική ενέργεια με σκοπό την αύξηση της διάρκειας ζωής τους ή τη μη χρήση μπαταρίας. Με το μηχανισμό αυτό μετατρέπει την κίνηση του χεριού σε περιστροφική κίνηση μέσω μια έκκεντρης ταλαντωμένης μάζας. Η μάζα ελίσσει ένα ελατήριο, το οποίο αποθηκεύει τη μηχανική ενέργεια. Όταν η αποθηκευμένη ενέργεια υπερβεί ένα κατώφλι, το ελατήριο απελευθερώνεται και με την ενέργεια του ελατηρίου λειτουργά μια ηλεκτρομαγνητική γεννήτρια για μερικά χιλιοστά του δευτερολέπτου, παράγοντας ηλεκτρικούς παλμούς. Η παραχθείσα ηλεκτρική ενέργεια αποθηκεύεται σε ένα συσσωρευτή ή πυκνωτή για να τροφοδοτηθεί το ρολόι. Έτσι η συσκευή που χρησιμοποιήθηκε ήταν ένα εμπορικά διαθέσιμο αυτόματο ρολόι χειρός. Από το ρολόι αφαιρέθηκαν όλα εκείνα τα κομμάτια που δεν αποτελούσαν το μηχανισμό συγκομιδής ενέργειας. [Zurbuchen et al., 2012]

Αντικείμενο της συγκεκριμένης έρευνας αποτελεί η μελέτη των δυνατοτήτων για συγκομιδή ενέργειας από την κίνηση της καρδιάς μέσω αυτής της συσκευής. Αναπτύχθηκε αναλυτικό μοντέλο για την περιγραφή της φυσικής συμπεριφοράς της συσκευής, υλοποιήθηκε πείραμα *in vitro* με ρομποτικό χέρι και πείραμα *in vivo* με εμφύτευση της συσκευής σε πρόβατο.

Αρχικά μεγάλη σημασία έχει η εύρεση των σημείων της καρδιάς με το καταλληλότερο φάσμα κίνησης που θα συνεισφέρει καλύτερα στην εφαρμογή της μεθόδου. Για αυτό το λόγο ένας υγιής άντρας 30 χρονών υπεβλήθη σε μαγνητική τομογραφία (MRI). Εξήχθησαν

πληροφορίες για την κίνηση ολόκληρης της αριστερής κοιλίας σε διαφορετικές χρονικές στιγμές, ειδικότερα της μετατόπισης των περιφερειακών τοιχωμάτων. Υπολογίστηκε έτσι η μεταφορική και περιστροφική κίνηση του καρδιακού τοιχώματος, που χρησιμοποιήθηκαν στο αναλυτικό μοντέλο. [Zurbuchen et al., 2012]

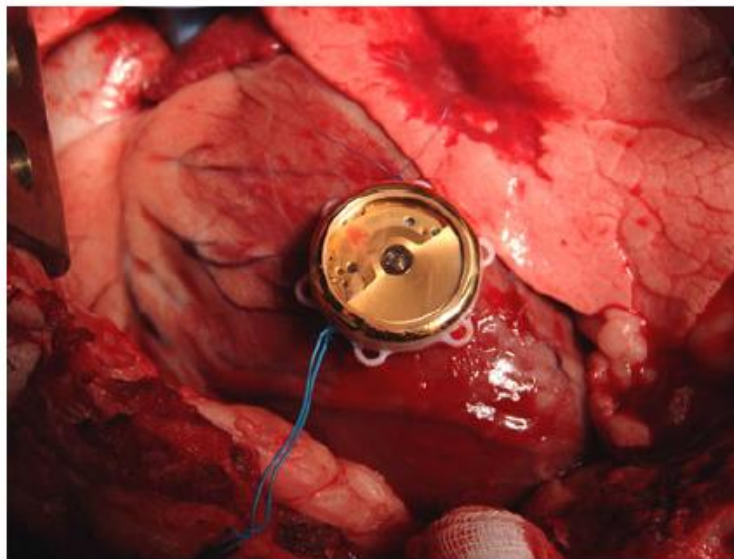
Η ανάλυση της μεταφορικής κίνησης έδειξε ότι οι ισχυρότερες κινήσεις δημιουργούνται στην πλευρική περιοχή (lateral) της καρδιάς, και συγκεκριμένα στη βάση. Από την ανάλυση της περιστροφικής κίνησης παρατηρήθηκαν οι μεγαλύτερες περιστροφές στην κατώτερη (inferior) και πίσω πλάγια περιοχή (inferolateral). Αυτό φαίνεται στην Εικόνα 3.17 και ως εκ τούτου, ως καλύτερη περιοχή για συγκομιδή ενέργειας για τη συσκευή θεωρήθηκε η βασική πίσω πλάγια περιοχή (basal-inferolateral). [Zurbuchen et al., 2012]



Εικόνα 3.17: Ανάλυση της μεταφορικής κίνησης και της περιστροφικής κίνησης των περιφερειακών τοιχωμάτων της καρδιάς (η βασική περιοχή αναπαριστάται στην εξωτερική πλευρά της σφαίρας και η περιοχή της κορυφής στην εσωτερική πλευρά της σφαίρας) [Zurbuchen et al., 2012]

Για το *in vitro* πείραμα χρησιμοποιήθηκε ένα ρομποτικό χέρι, το οποίο αναπαρήγαγε την κίνηση ενός συγκεκριμένου σημείου της ανθρώπινης καρδιάς. Προσομοιώθηκαν τροχιές με βάση τις πληροφορίες από την καταγραφή του καρδιακού κύκλου μέσω της μαγνητικής τομογραφίας. Συγκεκριμένα το ρομποτικό χέρι προγραμματίστηκε, ώστε η κίνηση της συσκευής να ακολουθά την τροχιά δύο διαφορετικών σημείων. Το ένα σημείο επιλέχθηκε με βάση την προηγούμενη ανάλυση και βρίσκεται στην βασική πίσω πλάγια περιοχή. Αντίθετα, το άλλο σημείο βρίσκεται στο επίπεδο της κορυφής, όπου παρατηρήθηκαν μικρές μεταφορικές κινήσεις. Το ρομποτικό χέρι αναπαρήγαγε 600 καρδιακούς κύκλους και η μέση ισχύς ήταν 30μW στο πρώτο σημείο και 23,2μW στο δεύτερο σημείο. [Zurbuchen et al., 2012]

Για το in vivo πείραμα η συσκευή τοποθετήθηκε με ράμματα πάνω στην αριστερή κοιλία, στο μεσοπλευρίο τοίχωμα της καρδιά ενός προβάτου (Εικόνα 3.18). Το πείραμα είχε διάρκεια 1 ώρα και ο μέσος καρδιακός ρυθμός ήταν 90 bpm. Πραγματοποιήθηκαν τρεις μετρήσεις ισχύος για συνολική διάρκεια 18 λεπτών και 45 δευτερολέπτων. Κατά τη διάρκεια του χρόνου αυτού η συσκευή συγκομιδής ενέργειας παρήγαγε 330 ενεργειακούς παλμούς με μέση ισχύ $16,7\mu\text{W}$, δηλαδή $11,1\mu\text{J}$ σε κάθε καρδιακό κύκλο. [Zurbuchen et al., 2012]



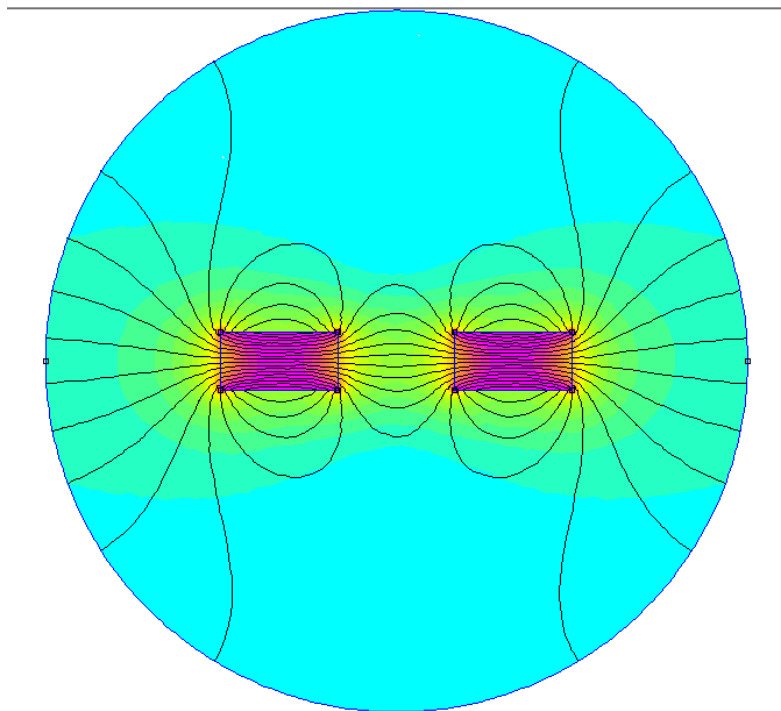
Εικόνα 3.18: Η γεννήτρια τοποθετημένη στην επιφάνεια της καρδιάς προβάτου [Zurbuchen et al., 2012]

Η μέθοδος αυτή είναι πολύ υποσχόμενη και καταδεικνύει ότι η καρδιά είναι μια πιθανή ενεργειακή πηγή για την τροφοδότηση εμφυτεύσιμων διατάξεων. Για να βρει εφαρμογή στο ανθρώπινο σώμα πρέπει να πραγματοποιηθούν διεξοδικές μελέτες για την κατασκευή ενός πρωτοτύπου με βέλτιστες διαστάσεις και μάζα για να εκμεταλλεύεται βέλτιστα την καρδιακή κίνηση, χωρίς να την επηρεάζει σε σημαντικό βαθμό. Ιδανικά το βάρος της συσκευής πρέπει να είναι ελάχιστο και το βάρος και το σχήμα της ταλαντωμένης μάζας να συνάδει με φάσμα κίνησης της παλλόμενης καρδιάς. Επειδή αυτοί οι παράμετροι αλλάζουν με τον καρδιακό ρυθμό είναι απαραίτητη η εύρεση ενός σχεδιασμού που να λειτουργά σε ένα συγκεκριμένο εύρος ζώνης. Μια πρακτική που θα μπορούσε να χρησιμοποιηθεί για συγκομιδή ενέργειας από ένα ευρύ φάσμα διεγέρσεων είναι η δυναμική προσαρμογή.

3.2.4 Αρτηριακή παραμόρφωση

Η μεταβολή της πίεσης μεταξύ διαστολής και συστολής συνοδεύεται από μεταβολή του όγκου του αυλού της αρτηρίας, με αποτέλεσμα την κίνηση του αρτηριακού τοιχώματος. Κατά τη διαστολή η διάμετρος του αρτηριακού τοιχώματος αυξάνεται κατά περίπου 10% από την αρχική διάμετρο. Η κίνηση αυτή μπορεί να παράξει ηλεκτρική ενέργεια χρησιμοποιώντας μία μέθοδο συγκομιδής. [Pfenniger et al., 2013a]

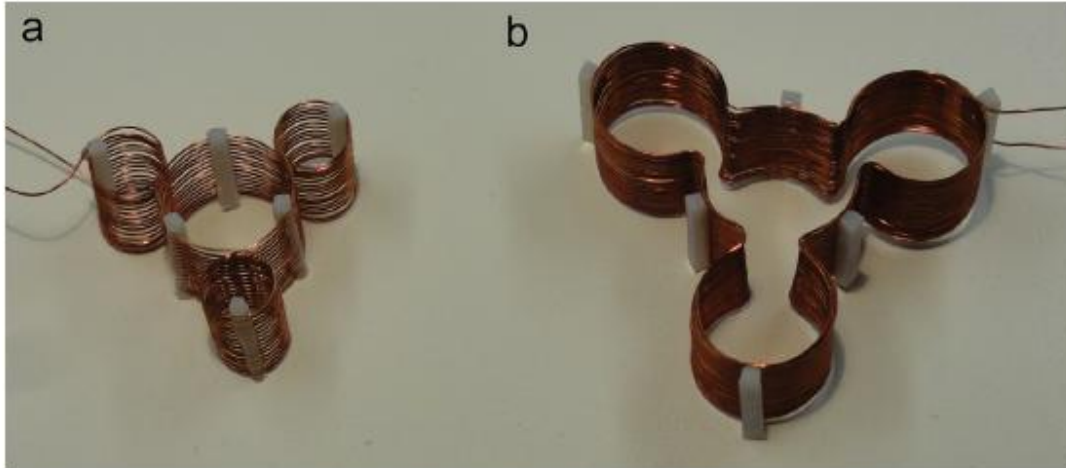
Μια μέθοδος που έχει προταθεί εκμεταλλεύεται την κίνηση αγωγών σε μαγνητικό πεδίο για την παραγωγή επαγομένης τάσης. Κατά τον νόμο Lorentz, όταν ένας ηλεκτροφόρος αγωγός κινείται εντός μαγνητικού πεδίου δημιουργείται επαγομένη τάση στα άκρα του που είναι ανάλογη της ταχύτητας του. Παίρνει τη μέγιστη τιμή τάσης, όταν η διεύθυνση της κίνησης του αγωγού είναι κάθετη στις μαγνητικές γραμμές. Δύο μαγνήτες με παράλληλη μαγνήτιση, δηλαδή οι αντίθετοι πόλοι να είναι απέναντι, δημιουργούν μαγνητικό πεδίο όπως φαίνεται στην Εικόνα 3.19 (FEMM 4.2 tool), όπου η καταλληλότερη περιοχή για κάθετη κίνηση του αγωγού είναι στον ενδιάμεσο χώρο τους.



Εικόνα 3.19: Ανάλυση της πυκνότητας μαγνητικής ροής δύο μόνιμων μαγνητών [FEMM 4.2 tool]

Στη μέθοδο αυτή για την παραγωγή του μαγνητικού πεδίου χρησιμοποιήθηκαν δυο δακτύλιοι μόνιμοι μαγνήτες με επιφανειακή μαγνήτιση, που τοποθετήθηκαν με τέτοιο τρόπο ώστε να απέχουν συγκεκριμένη απόσταση και η αρτηρία να περνάει διαμέσου της

οπής των μαγνητών. Γύρω από την αρτηρία τυλίχθηκε εύκαμπτο τύλιγμα από σύρμα για να κινείται ακτινικά μέσω της κίνησης του τοιχώματος της αρτηρίας. Το τύλιγμα είχε τρεις παράπλευρους βρόχους για ευκολότερη ακτινική διαστολή, όπως φαίνεται στην Εικόνα 3.20. [Pfenniger et al., 2013b]



Εικόνα 3.20: Τύποι πηνίων (διασταυρωμένοι και μη διασταυρωμένοι παράπλευροι βρόχοι) [Pfenniger et al., 2013b]

Ένας κυλινδρικός βρόχος που διαρρέεται από ρεύμα δημιουργεί μαγνητικό πεδίο στο x και z άξονα που δίνεται από τις εξής σχέσεις: [Pfenniger et al., 2013b]

$$B_x(x, z) = \frac{\mu_0 i}{2\pi} \frac{z}{x} \frac{1}{\sqrt{(r+x)^2 + z^2}} \left[E \frac{r^2 + x^2 + z^2}{(r-x)^2 + z^2} - K \right] \quad (3.10)$$

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

όπου r είναι η ακτίνα του βρόχου και K και E είναι τα ελλειπτικά ολοκληρώματα, τα οποία ορίζονται από τις εξής σχέσεις:

$$K(\varphi, k) = \int_0^\varphi \frac{d\theta}{\sqrt{1 - k^2 \sin^2 \theta}} \quad (3.11)$$

$$E(\varphi, k) = \int_0^\varphi \sqrt{1 - k^2 \sin^2 \theta} d\theta$$

Για το k ισχύει η σχέση:

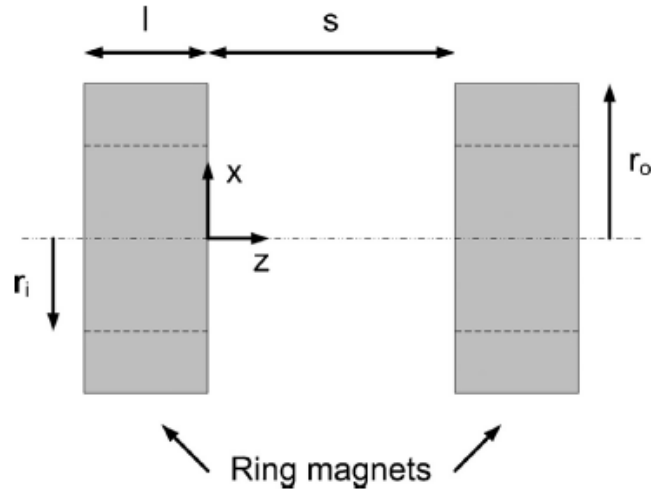
$$k(x, z) = \sqrt{\frac{4rx}{(r+x)^2 + z^2}} \quad (3.12)$$

Θεωρώντας ότι το μαγνητικό πεδίο παράγεται από μια επιφάνεια μαγνήτη πάχους dz με επιφανειακή κατανομή του μαγνητικού φορτίου του με πυκνότητα $\sigma_s = \pm B_r$ στις δύο ακραίες επιφάνειες, στη σχέση 3.10 το $\mu_0 i$ αντικαθίσταται με το B_r . Επίσης θεωρώντας ένα μαγνήτη με εσωτερική r_i και εξωτερική ακτίνα r_o , το μαγνητικό πεδίο υπολογίζεται αφαιρώντας από το πεδίο που δημιουργείται από επιφάνεια ακτίνας r_o , το πεδίο που δημιουργείται από επιφάνεια ακτίνας r_i . Έτσι από την επιφάνεια δακτυλίου πάχους dz δημιουργείται μαγνητικό πεδίο που υπολογίζεται από τον εξής τύπο:

$$B_z(x, z) = \frac{B_r}{2\pi} \frac{1}{\sqrt{(r_o + x)^2 + z^2}} \left[E_0 \frac{r_o^2 - x^2 - z^2}{(r_o - x)^2 + z^2} + K_0 \right] - \frac{B_r}{2\pi} \frac{1}{\sqrt{(r_i + x)^2 + z^2}} \left[E_i \frac{r_i^2 - x^2 - z^2}{(r_i - x)^2 + z^2} + K_i \right] \quad (3.13)$$

Εάν το μήκος του μαγνήτη είναι l , το μαγνητικό πεδίο υπολογίζεται με ολοκλήρωση του τύπου 3.13 κατά μήκος του μαγνήτη, δηλαδή κατά τον άξονα z . Ο πιο κάτω τύπος 3.14 υπολογίζει το μαγνητικό πεδίο ανάμεσα σε δυο τέτοιους μαγνήτες που βρίσκονται σε απόσταση s :

$$B_{z_2}(x, z) = \int_z^{z+l} B_z(x, z) dz + \int_{s-z}^{s-z+l} B_z(x, z) dz \quad (3.14)$$



Εικόνα 3.21: Διάγραμμα για εκτίμηση του μαγνητικού πεδίου [Pfenniger et al., 2013b]

Έστω ότι η παραμόρφωση της αρτηρίας ακολουθιά συνημιτονοειδή κυματομορφή σε σχέση με το χρόνο και δίδεται από το τύπο 3.15. Επίσης η ταχύτητα μπορεί να βρεθεί παραγωγίζοντας τον τύπο 3.15, όπου d_0 είναι η αρχική διάμετρος της αρτηρίας, d_{max} είναι η μέγιστη παραμόρφωση της αρτηρίας και ω είναι η κυκλική συχνότητα.

$$d(t) = d_0 + \frac{d_{max}}{2} [1 - \cos(\omega t)] \quad (3.15)$$

$$u(t) = \omega \frac{d_{max}}{2} \sin(\omega t) \quad (3.16)$$

Η αντίσταση της σπείρας μεταβάλλεται με το χρόνο και δίνεται από τον τύπο 3.17, όπου ρ είναι η ειδική αντίσταση του υλικού, L είναι το μήκος της σπείρας, A είναι η επιφάνεια εγκάρσιας διατομής, N είναι ο αριθμός των περιελίξεων της σπείρας και d_w είναι η διάμετρος του σύρματος.

$$R(t) = \rho \frac{L}{A} = \frac{\rho \pi N d(t)}{\pi d_w^2/4} \quad (3.17)$$

Η επαγόμενη τάση στα άκρα της σπείρας μπορεί να υπολογιστεί από το νόμο του Lorentz. Όταν ένας ηλεκτροφόρος αγωγός κινείται εντός μαγνητικού πεδίου, η επαγόμενη τάση είναι ανάλογη της ταχύτητας. Αντικαθιστώντας την παράμετρο x με την μετατόπιση του τοιχώματος $d(t)$, υπολογίζεται το επικαμπύλιο ολοκλήρωμα:

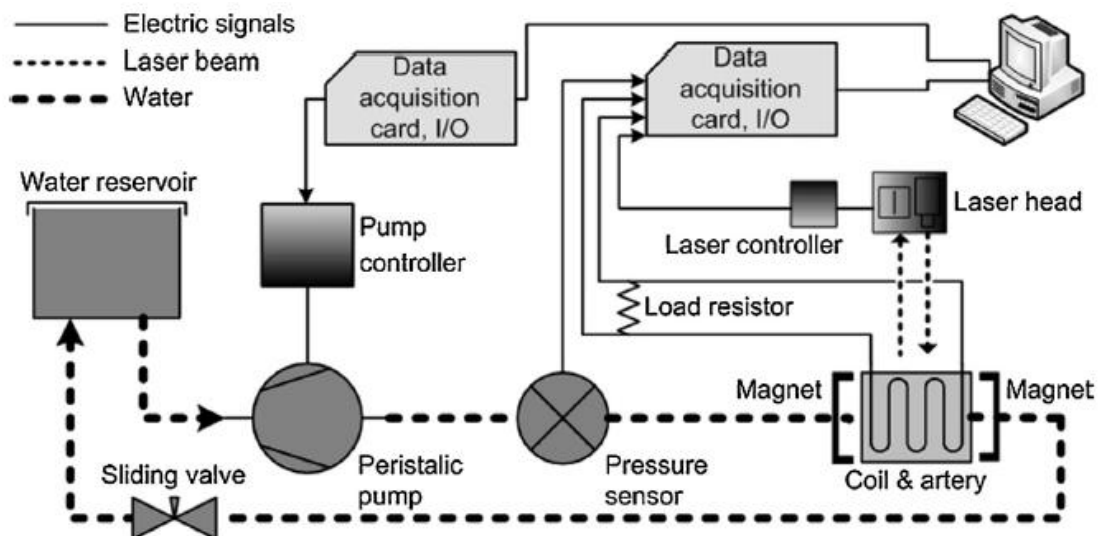
$$V(t) = - \oint_c u(t) \times B_{z,2} \left(\frac{d(t)}{2}, z \right) dl \quad (3.18)$$

Θεωρώντας ότι η διάταξη λειτουργεί με φορτίο αντίστασης ίσης με την αντίσταση της σπείρας, υπολογίζεται η ισχύς από τον τύπο:

$$P(t) = \frac{\left(\frac{V(t)}{2} \right)^2}{R(t)} \quad (3.19)$$

Χρησιμοποιήθηκε η πιο κάτω πειραματική διάταξη (Εικόνα 3.22) που αποτελείται από:

- Αντλία παροχής υγρού.
- Πρωτότυπο (μαγνήτες, πηνίο, αρτηρία).
- Αισθητήρας λέιζερ για τη μετατόπιση.
- Ρύθμιση και παρακολούθηση πίεσης (βαλβίδα ολίσθησης, αισθητήρας πίεσης).
- Ηλεκτρονικά εξαρτήματα (κάρτα απόκτησης δεδομένων, παροχή ηλεκτρικού ρεύματος, ενισχυτής, αντίσταση φορτίου, ηλεκτρονικός υπολογιστής).



Εικόνα 3.22: Διάγραμμα της πειραματικής διάταξης για την αρτηριακή παραμόρφωση [Pfenniger et al., 2013b]

Το υγρό που χρησιμοποιήθηκε ήταν νερό, λόγω παρόμοιας πυκνότητας με το ανθρώπινο αίμα. Μια αντλία δημιουργούσε παλμούς πίεσης στη ροή του νερού από ένα δοχείο προς τη συσκευή συγκομιδής. Οι παλμοί πίεσης του νερού μεταβάλλουν τη διάμετρο του υλικού που χρησιμοποιήθηκε ως αρτηρία. Ένας αισθητήρας laser μετράει τη μετατόπιση της εξωτερικής επιφάνειας του υλικού και ένας αισθητήρας πίεσης μετράει την πίεση του νερού. Εξερχόμενο το νερό περνάει από μια βαλβίδα ολίσθησης και καταλήγει στο αρχικό δοχείο. Για το υλικό της αρτηρίας χρησιμοποιήθηκε ένας σωλήνας Penrose και μιας αρτηρία χοίρου.

Κατά την πραγματοποίηση του πειράματος η διάμετρος της αρτηρίας μεταβαλλόταν από 10mm σε 11mm. Χρησιμοποιήθηκαν μαγνήτες εσωτερικής διαμέτρου 10,2mm, εξωτερικής διαμέτρου 28mm και πάχους 12mm. Με ενδιάμεση απόσταση 12mm και συχνότητα λειτουργίας 1Hz μετρήθηκε μέση ισχύς 42nW και μέγιστη ισχύς 2,38μW. Για τα δύο υλικά που χρησιμοποιήθηκαν ως αρτηρία δεν παρατηρήθηκε κάποια διαφορά στην ισχύ εξόδου.

3.2.5 Ροή αίματος

Η κινητική ενέργεια της ροής του αίματος εξαρτάται από την ταχύτητα και το μέγεθος του αγγείου. Στην αορτή η μέγιστη ταχύτητα της ροής μπορεί να φθάσει τα 1,6m/s. Όμως η αορτή δεν θεωρείται ιδανική θέση για τοποθέτηση της συσκευής συγκομιδής ενέργειας, διότι οποιαδήποτε δυσλειτουργία της συσκευής μπορεί να προκαλέσει ανεπιθύμητα προβλήματα. Ενδιαφέρον παρουσιάζουν τα μικρά και μη ζωτικής σημασίας αγγεία, όπως η αριστερή και δεξιά έσω θωρακική αρτηρία. Έχοντας μήκος περίπου 20 cm, διάμετρο 2-3mm και μέσο ρυθμό ροής 40mL/min, προκύπτει ταχύτητα ροής 10-20cm/s. Δυο σημαντικά χαρακτηριστικά τέτοιων αγγείων είναι η ικανότητα τους να διαμορφώνουν την διάμετρο τους σε σχέση με την απαίτηση ροής και η πολύ χαμηλή συχνότητα σχηματισμού αθηρωματικής πλάκας. Επίσης μπορεί να χρησιμοποιηθεί μια αρτηριοφλεβική διακλάδωση που να προσφέρει ένα περιβάλλον χαμηλής ροής και υψηλής πίεσης. Με βάση τα πιο πάνω θα μπορούσε να δημιουργηθεί μια ενδοαγγειακή γεννήτρια για τη συγκομιδή ενέργειας ή μια γεννήτρια που παρεμβάλλεται σεριακά στο αγγείο, παρά τη γνωστή πολυπλοκότητα της βιολογικής αλληλεπίδρασης. [Pfenniger et al., 2013a]

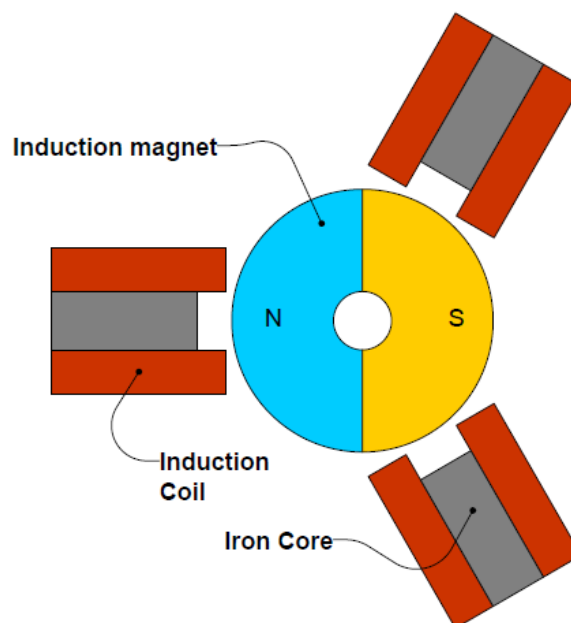
Στο κεφάλαιο 4 παρουσιάζεται αναλυτικά ο σχεδιασμός της διάταξης συγκομιδής ενέργειας από τη ροή του αίματος.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4

Σχεδιασμός Διάταξης Συγκομιδής

Ενέργειας από τη Ροή Αίματος

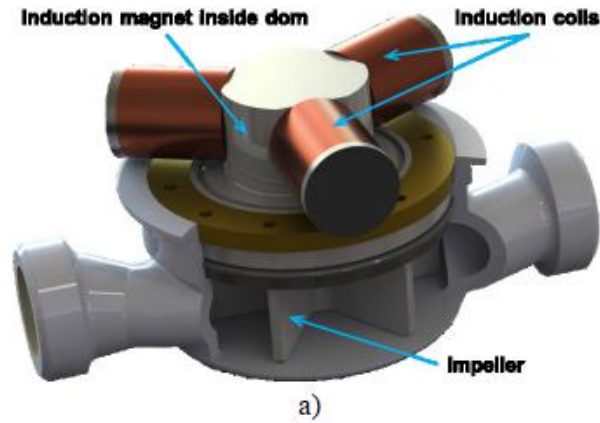
Η συσκευή συγκομιδής ενέργειας χρησιμοποιεί ακτινική ροή του ρευστού για την τριφασική παραγωγή ενέργειας. Ένας δακτύλιος δίπολος μαγνήτης με διαμετρική μαγνήτιση τοποθετείται στον άξονα ενός στροφείου και τρία τυλίγματα από πηνιόσυρμα τοποθετούνται σε κύκλωμα αστέρα, όπως φαίνεται στην Εικόνα 4.1. Πυρήνες σιδήρου χρησιμοποιούνται για τη συγκέντρωση της μαγνητικής ροής μέσα στο πηνίο. [Hoffmann et al., 2013]



Εικόνα 4.1: Διάγραμμα περιστροφικής συσκευής συγκομιδής ενέργειας από ακτινική ροή με δίπολο δακτύλιο μαγνήτη [Hoffmann et al., 2013]

Καθώς το ρευστό ρέει ακτινικά διαμέσου της συσκευής συγκομιδής ενέργειας, οδηγεί το στροφείο με τον ενσωματωμένο μαγνήτη σε περιστροφική κίνηση. Έτσι δημιουργείται αντιστροφή της μαγνητικής ροής στους πυρήνες σιδήρου και επάγεται τριφασική τάση και ρεύμα στα πηνία. Η επαγόμενη τάση είναι ανάλογη του ρυθμού μεταβολής της πυκνότητας της μαγνητικής ροής. Συνδέοντας σε σειρά αντίσταση φορτίου στο πηνίο, που ταιριάζει με την εσωτερική αντίσταση του, τότε η ισχύς εξόδου αυξάνεται με την αύξηση της γωνιακής

ταχύτητας του μαγνήτη. Στην Εικόνα 4.2 φαίνεται η διάταξη της συσκευής συγκομιδής ενέργειας. Πάνω από τη συσκευή μπορεί να τοποθετηθεί ένα κύκλωμα διαχείρισης και αποθήκευσης ενέργειας. [Hoffmann et al., 2013]



Εικόνα 4.2: Διάταξη περιστροφικής συσκευής συγκομιδής ενέργειας από ακτινική ροή ρευστού [Hoffmann et al., 2013]

4.1 Θεωρητική Ανάλυση για Υπολογισμό Ισχύος Εξόδου

Ο ρυθμός ροής του αίματος εξαρτάται από τη διαφορά της πίεσης και την αντίσταση του αγγείου στη ροή και δίνεται από τον τύπο:

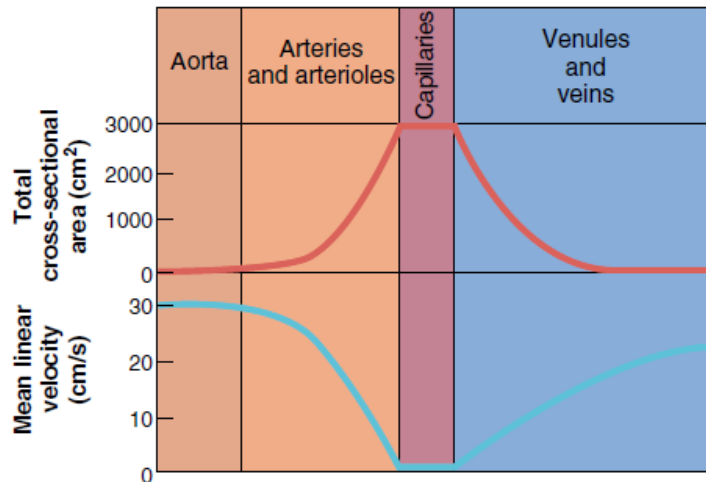
$$Q = \frac{\Delta P}{R} \quad (4.1)$$

Η αντίσταση R δίνεται από τον τύπο 4.2, όπου η είναι το ιξώδες του υγρού, L είναι το μήκος του αγγείου και r είναι η εσωτερική ακτίνα του αγγείου.

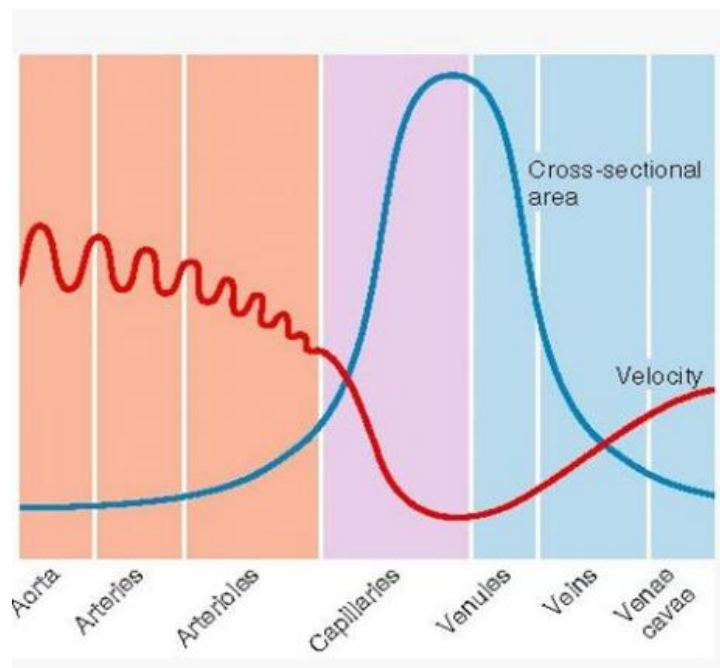
$$R = \frac{8}{\pi} * \frac{\eta * L}{r^4} \quad (4.2)$$

Επίσης η ταχύτητα της ροής στο αγγείο, εκτός από το ρυθμό ροής, εξαρτάται και από τη συνολική επιφάνεια εγκάρσιας διατομής και η ταχύτητα στις αρτηρίες είναι μεγαλύτερη

κατά τη συστολή παρά στη διαστολή, όπως φαίνεται στις Εικόνες 4.3, 4.4. [Vander et al., 2001]



Εικόνα 4.3: Σχέση μεταξύ συνολικής εγκάρσιας διατομής και ταχύτητας ροής στο κυκλοφορικό σύστημα [Vander et al., 2001]



Εικόνα 4.4: Σχέση μεταξύ συνολικής εγκάρσιας διατομής και ταχύτητας ροής στο κυκλοφορικό σύστημα [Vander et al., 2001]

Η ταχύτητα ροής του υγρού, δηλαδή η απόσταση που καλύπτει το υγρό σε σχέση με το χρόνο, με σταθερό ρυθμό ροής, δηλαδή τον όγκο του υγρού που μετακινείται σε μια μονάδα του χρόνου, δίνεται από τη σχέση 4.3, όπου Q είναι ο ρυθμός ροής και A είναι η επιφάνεια εγκάρσιας διατομής.

$$U \left(\frac{cm}{s} \right) = \frac{Q (mL/min)}{A (cm^2)} = \frac{Q (cm^3/min)}{A (cm^2)} \quad (4.3)$$

Με βάση την παλμική συμπεριφορά της ταχύτητας ροής, όπως φαίνεται στις Εικόνες 4.3, 4.4, θεωρούμε ότι η ταχύτητα ροής δίνεται από τον τύπο 4.4, όπου U_{min} και U_{max} λαμβάνονται από την U_{avg} και ω είναι η κυκλική συχνότητα παλμού της καρδιάς.

$$U(t) = U_{min} + \left(\frac{U_{max} - U_{min}}{2} \right) * (1 - \cos(\omega t)) \quad (4.4)$$

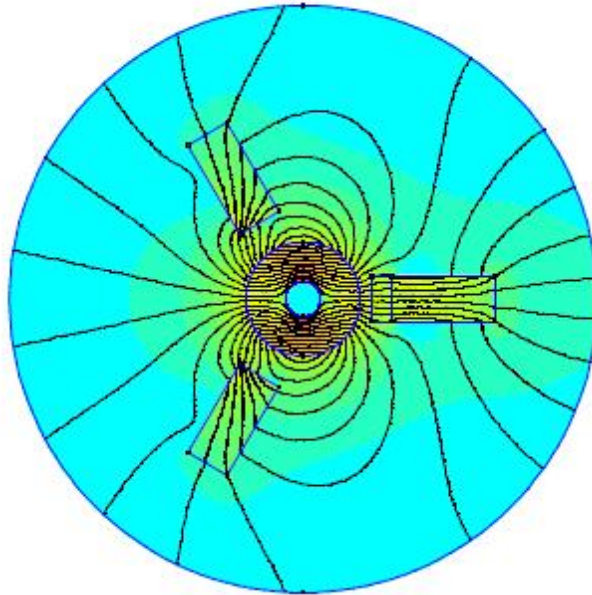
Θεωρώντας ότι η ταχύτητα ροής του υγρού μεταδίδεται στο στροφέιο ακτινικά, το στροφέιο αποκτά γωνιακή ταχύτητα που δίνεται από τον τύπο 4.5, όπου R είναι η ακτίνα του στροφέιου και α είναι συντελεστής απώλειας λόγω μηχανικών και ηλεκτρικών απωλειών.

$$\Omega(t) = \alpha \frac{U(t)}{R} \quad (4.5)$$

Έχοντας γωνιακή ταχύτητα Ω , η στιγμιαία γωνία που διαγράφει ο άξονας μαγνήτισης του μαγνήτη, με αρχική διεύθυνση μαγνήτισης στις 0° , δίνεται από το ολοκλήρωμα της γωνιακής ταχύτητας ως προς το χρόνο.

$$\theta(t) = \int \Omega dt \quad , 0 \leq \theta < 2\pi \quad (4.6)$$

Η πυκνότητα της μαγνητικής ροής (B) μέσα στο πηνίο υπολογίζεται αριθμητικά χρησιμοποιώντας το εργαλείο FEMM, το οποίο εφαρμόζει τη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων (Finite Element Analysis) για την επίλυση 2D επίπεδων και αξονοσυμμετρικών μαγνητικών προβλημάτων [FEMM 4.2]. Όπως φαίνεται στην Εικόνα 4.5, η πυκνότητα της μαγνητικής ροής γίνεται μέγιστη, όταν η διεύθυνση της μαγνήτισης ευθυγραμμιστεί με τον άξονα ενός πηνίου, και ελάχιστη, όταν η διεύθυνση της μαγνήτισης είναι κάθετη με τον άξονα ενός πηνίου.



Εικόνα 4.5: Ανάλυση της πυκνότητας της μαγνητικής ροής στη διάταξη με τη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων

Η μεταβολή της πυκνότητας της μαγνητικής ροής σε ένα πηνίο σε σχέση με τη γωνία που διαγράφει ο άξονας μαγνήτισης του μαγνήτη δίνεται από τον τύπο:

$$B(t) = B_{\max} * \sin(\theta(t)) \quad (4.7)$$

Η μαγνητική ροή σε ένα πηνίο, από το νόμο Faraday, δίνεται από το επιφανειακό ολοκλήρωμα 4.8, όπου A είναι η επιφάνεια διατομής του πηνίου και N είναι ο αριθμός των περιελίξεων του πηνίου.

$$\Phi(t) = \iint_A B \cdot dA = B(t) * N * A \quad (4.8)$$

Ο αριθμός περιελίξεων του πηνίου δίνεται από τον τύπο 4.9, όπου L_{coil} είναι το μήκος του πηνίου, d_{wire} είναι η διάμετρος του σύρματος, d_{outcoil} και d_{incoil} είναι η εξωτερική και εσωτερική διάμετρος του πηνίου:

$$N = \frac{L_{\text{coil}}}{d_{\text{wire}}} * \frac{d_{\text{outcoil}} - d_{\text{incoil}}}{2 * d_{\text{wire}}} \quad (4.9)$$

Η ηλεκτρεγερτική δύναμη (επαγόμενη τάση) που επάγεται στο πηνίο δίνεται από το ρυθμό μεταβολής της μαγνητικής ροής:

$$EMF(t) = -\frac{d\Phi(t)}{dt} \quad (4.10)$$

Η ηλεκτρεγερτική δύναμη είναι ίση με την τάση ανοικτού κυκλώματος του πηνίου. Για αντίσταση φορτίου συνδεδεμένη σε σειρά με ένα πηνίο, η ισχύς υπολογίζεται από τον τύπο 4.11, όπου R_s είναι η εσωτερική αντίσταση του πηνίου και R_L είναι η αντίσταση φορτίου.

$$P(t) = \frac{(EMF(t))^2 * R_L}{(R_s + R_L)^2} \quad (4.11)$$

Για $R_L=R_s$ τότε:

$$P(t) = \frac{(EMF(t))^2}{4 R_L} \quad (4.12)$$

4.2 Επαλήθευση Θεωρητικής Ανάλυσης

Έχει πραγματοποιηθεί μια έρευνα για παραγωγή ηλεκτρικής ενέργειας από την ροή του νερού σε εγχώριους αγωγούς. Η συσκευή συγκομιδής ενέργειας με κύκλωμα διαχείρισης και αποθήκευσης ενέργειας τροφοδοτεί ένα έξυπνο σύστημα μέτρησης, το οποίο είναι τοποθετημένο υπογείως, και το καθιστά ενεργειακά αυτόνομο από εξωτερική πηγή ενέργειας ή από μπαταρίες. Ο σχεδιασμός της συσκευής προσαρμόζεται στο περίβλημα ενός συμβατικού μηχανικού μετρητή ροής νερού, χρησιμοποιώντας τυποποιημένα εξαρτήματα, όπως το περίβλημα και το στροφείο. [Hoffmann et al., 2013]

Η συσκευή συνδέθηκε σε μια συμβατική γραμμή σωλήνα νερού με σταθερή πίεση 4 bar. Ο ρυθμός ροής του νερού κυμαινόταν μεταξύ 0 L/min και 20 L/min. Μετρήθηκε η πτώση πίεση στη συσκευή και λήφθηκαν μετρήσεις τάσης και ρεύματος σε μια αντίσταση φορτίου, που ήταν συνδεδεμένη με ένα τριφασικό ανορθωτή. Η βέλτιστη αντίσταση φορτίου ήταν 70Ω. Για ελάχιστο ρυθμό ροής 3 L/min η ισχύς εξόδου ήταν 2mW και δεν υπήρχε πτώση

πίεσης. Καθώς αυξανόταν ο ρυθμός ροής, αυξάνονταν η τάση και το ρεύμα εξόδου. Παρατηρήθηκε μέγιστη ισχύς σε ρυθμό ροής 20 L/min και ήταν 720mW με πτώση πίεσης 2,2 bar. Η ισχύς αυξανόταν σε σχέση με το ρυθμό ροής με μη γραμμικό τρόπο. [Hoffmann et al., 2013]

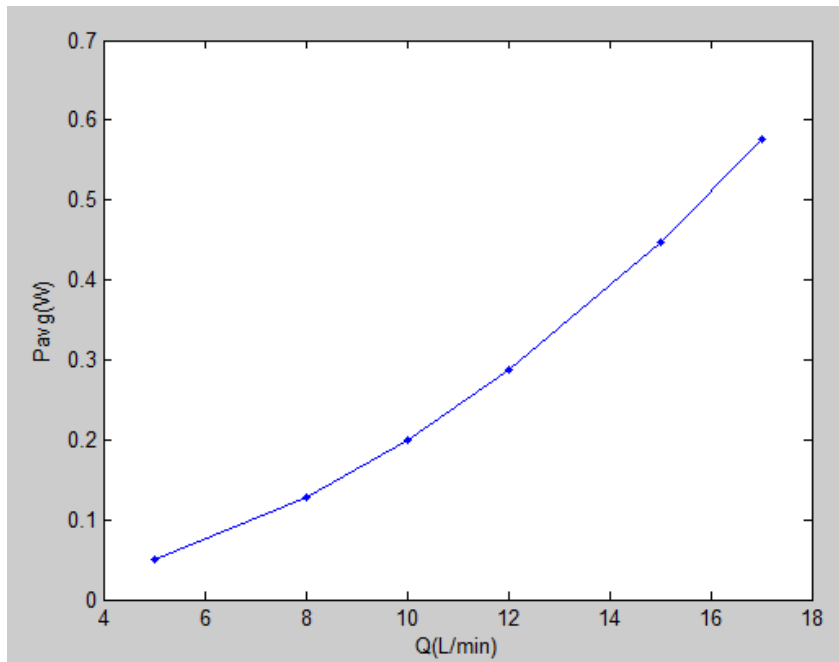
Με βάση τις παραμέτρους που χρησιμοποιήθηκαν στη έρευνα [Hoffmann et al., 2013] γίνεται επαλήθευση της θεωρητικής ανάλυσης, που αναπτύχθηκε στην παράγραφο 4.1, για τον υπολογισμό της επαγόμενης τάσης και της ισχύος εξόδου της διάταξης.

Επειδή ο ρυθμός ροής νερού είναι σταθερός, θεωρούμε ότι η ταχύτητα ροής του νερού είναι σταθερή και υπολογίζεται από τον τύπο 4.3 με ακτίνα σωλήνα ίση με 0,635cm. Η ακτίνα του στροφείου θεωρείται $R=1,7\text{cm}$ και ο συντελεστής $\alpha=0,9$.

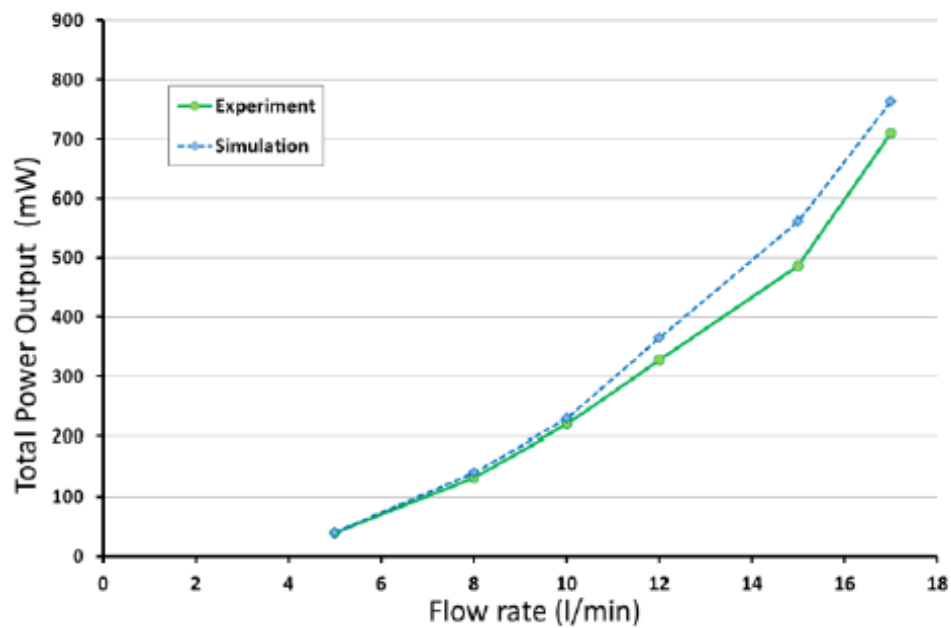
Πίνακας 2: Παράμετροι συσκευής συγκομιδής ενέργειας από ακτινική ροή νερού

Παράμετρος	Τιμή
Εσωτερική διάμετρος μαγνήτη	6mm
Εξωτερική διάμετρος μαγνήτη	20mm
Ύψος μαγνήτη	8mm
Μήκος πηνίου	20mm
Εσωτερική διάμετρος πηνίου	9mm
Εξωτερική διάμετρος πηνίου	17mm
Μήκος πυρήνα σιδήρου	17mm
Διάμετρος σύρματος	0,2mm
Εσωτερική αντίσταση ενός πηνίου	37Ω
Μέγιστο μαγνητικό πεδίο	0,38T

Στην Εικόνα 4.6 φαίνεται η υπολογισθείσα ισχύς εξόδου σε σχέση με τη ροή του νερού για τις πιο πάνω παραμέτρους και είναι σε σχετική συμφωνία με τις τιμές της Εικόνας 4.7. Οι διαφορές που παρατηρούνται οφείλονται στις υποθέσεις που έγιναν και επίσης η διάμετρος της οπής εισόδου είναι μικρότερη από τη διάμετρο του σωλήνα με αποτέλεσμα την αύξηση της ταχύτητας του νερού που εισρέει.



Εικόνα 4.6: Υπολογισθείσα ισχύς εξόδου σε σχέση με το ρυθμό ροής του νερού



Εικόνα 4.7: Ισχύς εξόδου σε σχέση με το ρυθμό ροής του νερού [Hoffmann et al., 2013]

4.3 Παραμετρική μελέτη διάταξης συγκομιδής ενέργειας από τη ροή αίματος

Στην παράγραφο αυτή πραγματοποιείται μια παραμετρική μελέτη για τη διάταξη συγκομιδής ενέργειας από τη ροή του αίματος του ανθρώπινου σώματος, που αναλύθηκε στις προηγούμενες παραγράφους, για τον υπολογισμό της ισχύος εξόδου.

Για τον υπολογισμό των ζητούμενων μεγεθών θα χρησιμοποιηθούν οι πιο κάτω παράμετροι:

Πίνακας 3: Παράμετροι για τη μελέτη διάταξης

Παράμετρος	Σύμβολο	Τιμή
Μέση ταχύτητα ροής	U_{avg}	20cm/s
Κυκλική συχνότητα παλμού	ω	$8\pi/3 \Rightarrow 80bpm$
Συντελεστής απωλειών	α	0,8
Ακτίνα στροφείου	R	17mm
Εσωτερική αντίσταση ενός πηνίου	R_s	37 Ω

Για την διάταξη του μετατροπέα θα χρησιμοποιηθούν οι πιο κάτω παράμετροι, με βάση των οποίων υπολογίζεται η πυκνότητα μαγνητικής ροής μέσω του εργαλείου FEMM και ο αριθμός περιελίξεων του πηνίου, που θα χρησιμοποιηθούν στην προσομοίωση.

Πίνακας 4: Παράμετροι διάταξης μετατροπέα

Παράμετρος	Σύμβολο	Τιμή
Παραμένουσα μαγνήτιση	B_r	1,34 T
Εσωτερική διάμετρος μαγνήτη	d_{in}	5mm
Εξωτερική διάμετρος μαγνήτη	d_{out}	10mm
Ύψος μαγνήτη	height	5mm
Μήκος πηνίου	L_{coil}	20mm
Εσωτερική διάμετρος πηνίου	d_{incoil}	6mm
Εξωτερική διάμετρος πηνίου	$d_{outcoil}$	10mm

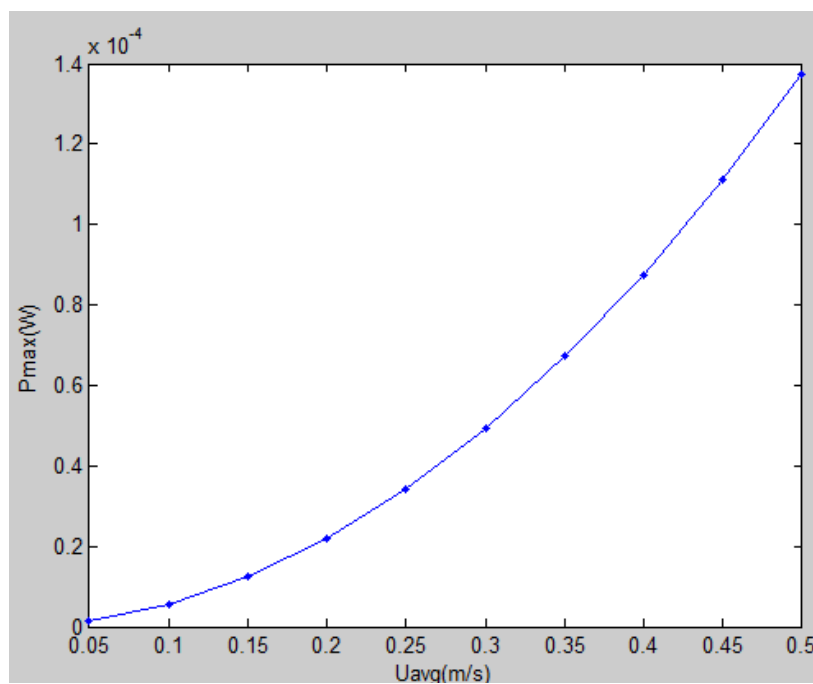
Μήκος πυρήνα σιδήρου	L_{iron}	10mm
Διάμετρος σύρματος	d_{wire}	0,2mm

Η μέση ταχύτητα ροής (U_{avg}), η αντίσταση φορτίου (R_L) συνδεδεμένη σε σειρά με ένα πηνίο, η εξωτερική διάμετρος του μαγνήτη (d_{out}) και το ύψος του μαγνήτη (height) αποτελούν τις μεταβλητές ως προς τις οποίες θα μελετηθεί η συμπεριφορά της διάταξης.

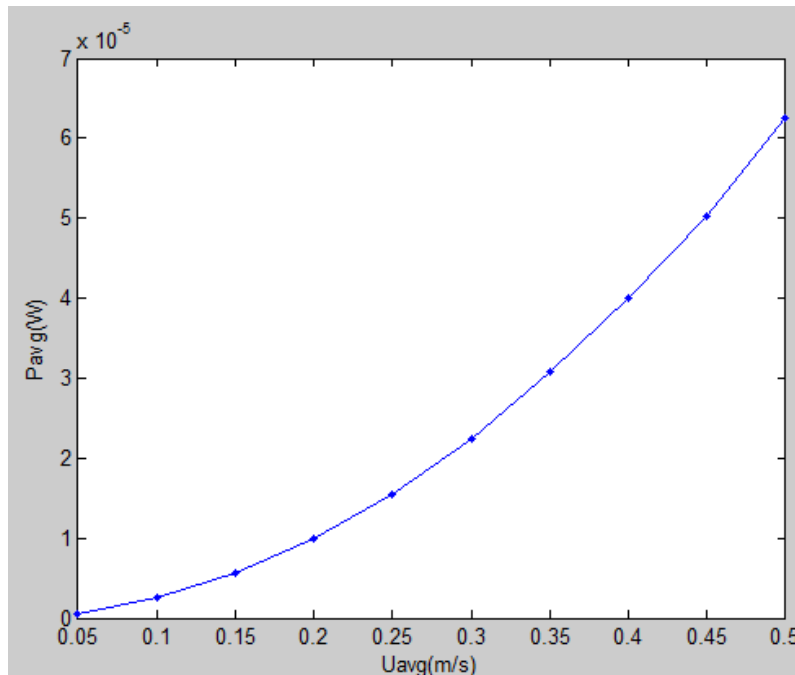
Ακολουθεί η προσομοίωση μεταβάλλοντας κάθε φορά κάποιες παραμέτρους, κρατώντας τις άλλες σταθερές και η παρουσίαση των κυματομορφών της στιγμιαίας επαγωγικής τάσης $EMF(t)$ και της στιγμιαίας ισχύος εξόδου $P(t)$ χρησιμοποιώντας μέση ταχύτητα ροής $U_{\text{avg}}=20\text{cm/s}$.

4.3.1 Εξάρτηση ισχύος εξόδου από μέση ταχύτητα ροής (U_{avg})

Στις Εικόνες 4.8 και 4.9 φαίνονται η μέγιστη και μέση ισχύς εξόδου αντίστοιχα για μέση ταχύτητα ροής 0,05-0,50 m/s με βήμα 0,05m/s.



Εικόνα 4.8: Μέγιστη ισχύς εξόδου σε σχέση με την ταχύτητα ροής

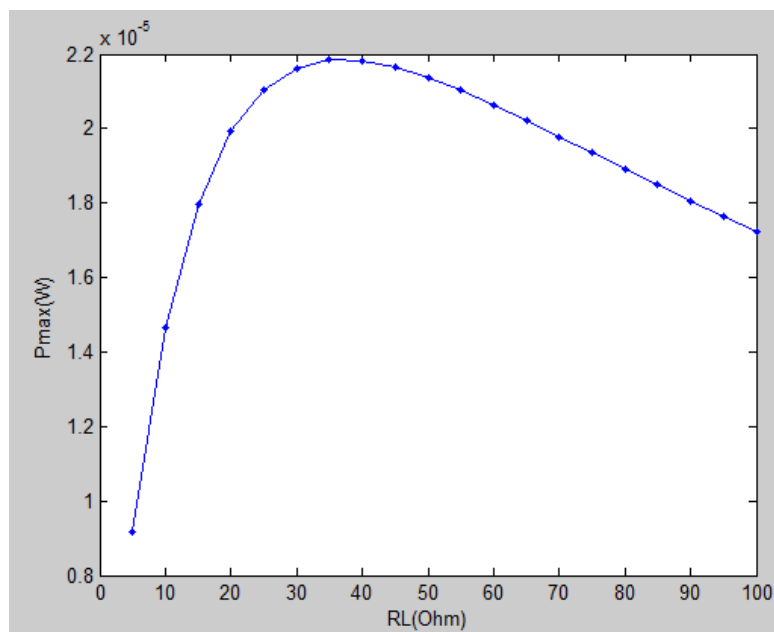


Εικόνα 4.9: Μέση ισχύς εξόδου σε σχέση με την ταχύτητα ροής

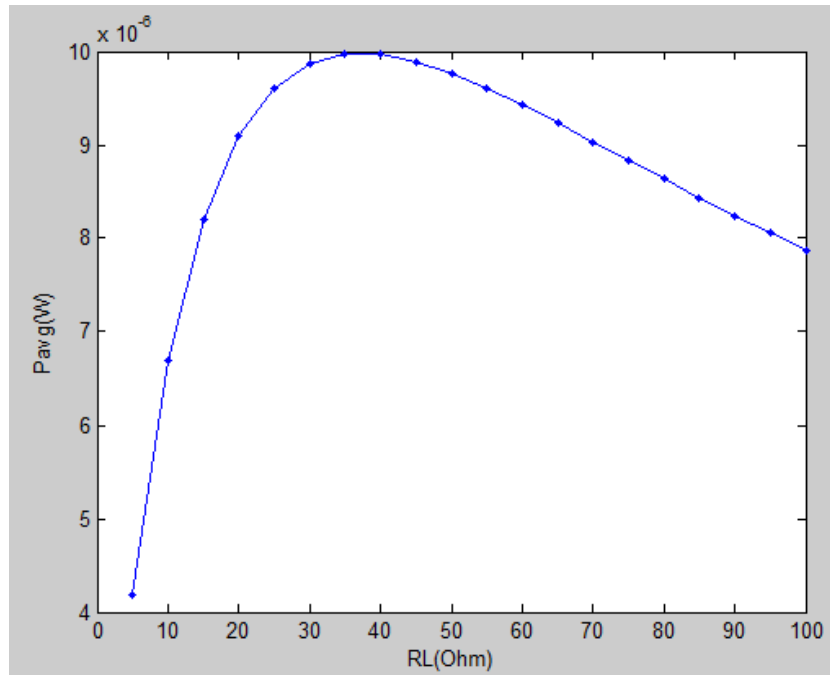
Παρατηρείται ότι η ισχύς εξόδου αυξάνεται σε σχέση με το ρυθμό ροής με μη γραμμικό τρόπο.

4.3.2 Εξάρτηση ισχύος εξόδου από αντίσταση φορτίου (R_L)

Η εύρεση της βέλτιστης αντίστασης φορτίου γίνεται για αντίσταση συνδεδεμένη σε σειρά με ένα πηνίο. Στις Εικόνες 4.10 και 4.11 φαίνονται η μέγιστη και μέση ισχύς εξόδου αντίστοιχα για αντίσταση φορτίου 5-100 Ω με βήμα 5Ω.



Εικόνα 4.10: Μέγιστη ισχύς εξόδου σε σχέση με τη αντίσταση φορτίου

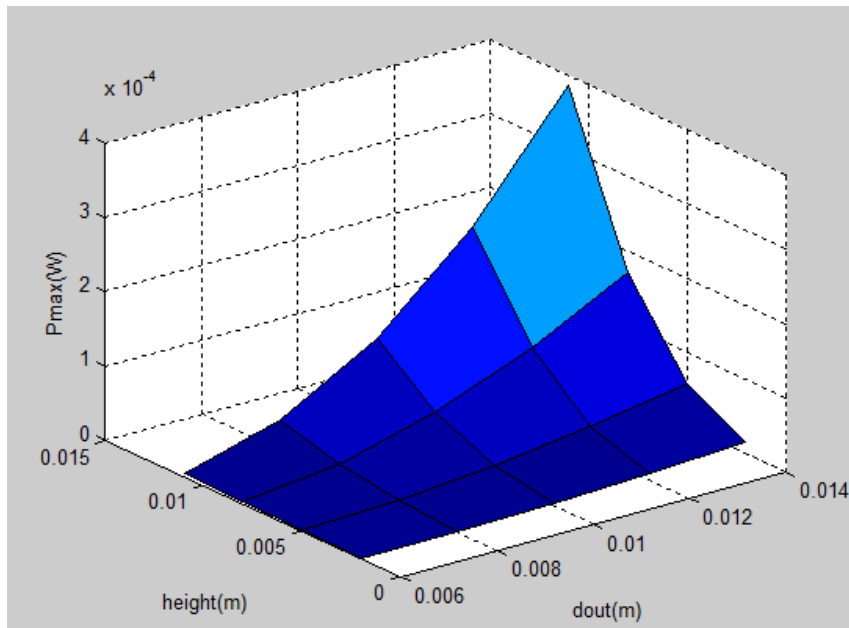


Εικόνα 4.11: Μέση ισχύς εξόδου σε σχέση με τη αντίσταση φορτίου

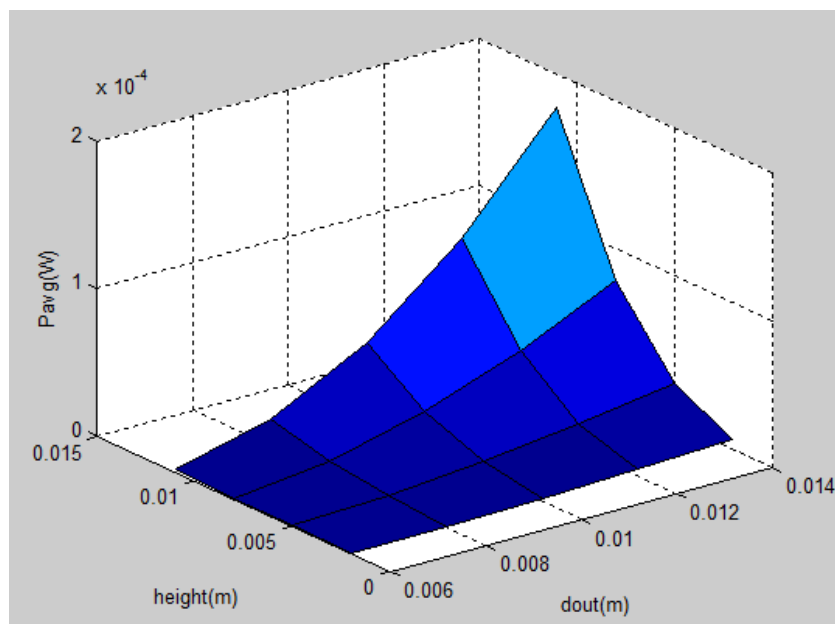
Η βέλτιστη αντίσταση φορτίου ταιριάζει με την εσωτερική αντίσταση του πηνίου. Μέγιστη ισχύς εξόδου παρατηρείται για $R_L=R_s$.

4.3.3 Εξάρτηση ισχύος εξόδου από τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά του μαγνήτη

Στις Εικόνες 4.12 και 4.13 φαίνονται η μέγιστη και μέση ισχύς εξόδου αντίστοιχα για εξωτερική διάμετρο 6-14 mm με βήμα 2mm και ύψος μαγνήτη 2-11mm με βήμα 3mm. Λόγω χρήσης του εργαλείου FEMM, μεταβάλλοντας το ύψος μεταβάλλεται και η μία διάσταση του πυρήνα σιδήρου. Άρα οι διαστάσεις του πυρήνα και του πηνίου προσαρμόζονται κατάλληλα για να υπάρχει συμμετρία.



Εικόνα 4.12: Μέγιστη ισχύς εξόδου σε σχέση με τη εξωτερική διάμετρο και το ύψος του μαγνήτη

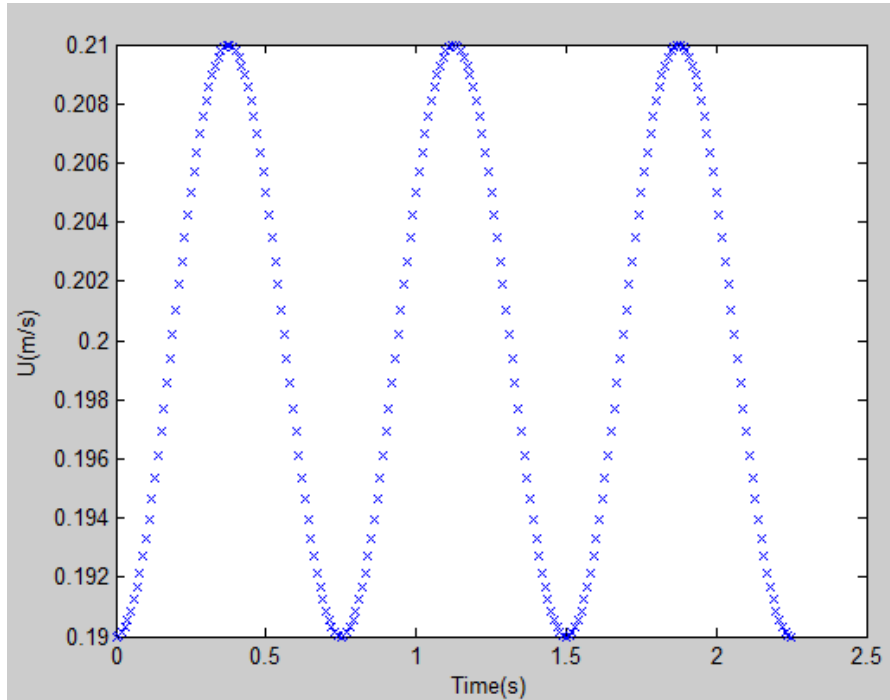


Εικόνα 4.13: Μέση ισχύς εξόδου σε σχέση με τη εξωτερική διάμετρο και το ύψος του μαγνήτη

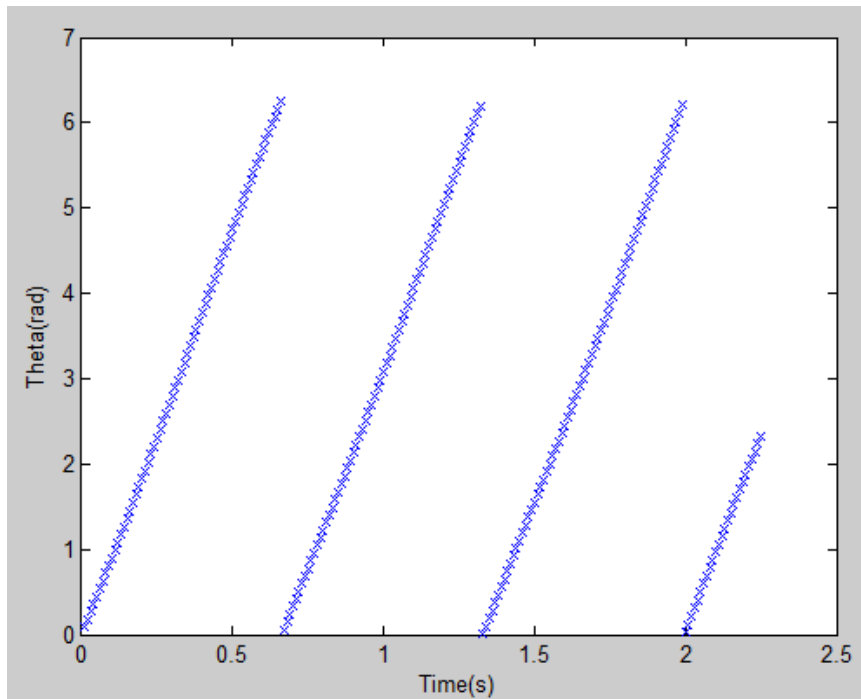
Παρατηρείται ότι η ισχύς εξόδου αυξάνεται με την αύξηση της εξωτερικής διαμέτρου του μαγνήτη, όπως επίσης και με την αύξηση του ύψους του μαγνήτη. Για τη δεύτερη περίπτωση η αύξηση οφείλεται κυρίως στις διαστάσεις του πηνίου που προσαρμόζονταν κατάλληλα.

4.3.4 Κυματομορφές στιγμιαίας τάσης και ισχύος εξόδου

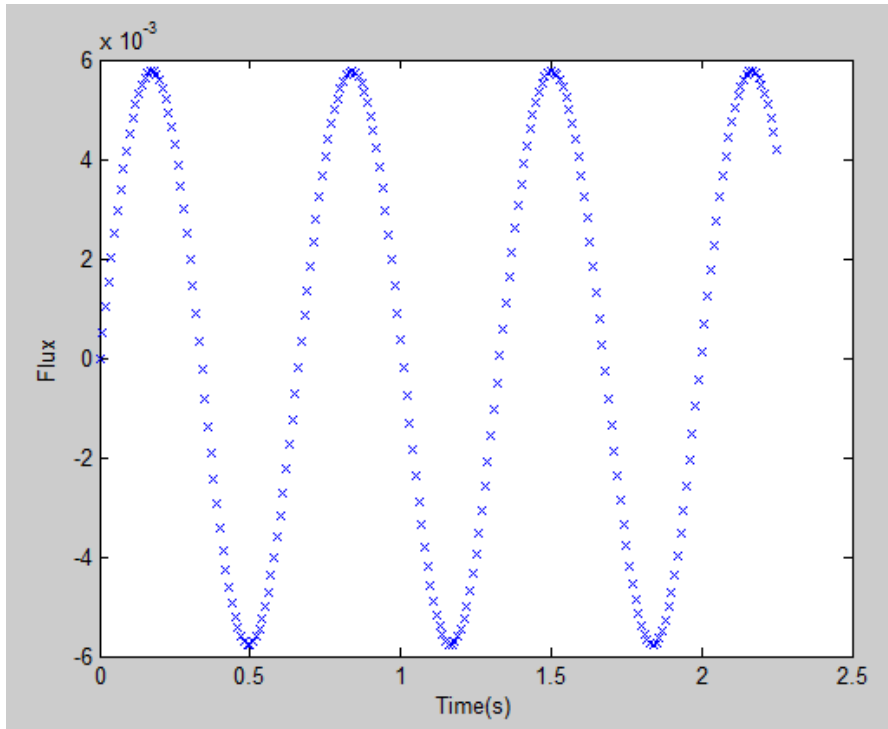
Χρησιμοποιώντας μέση ταχύτητα ροής $U_{avg}=20\text{cm/s}$, όπως φαίνεται στη κυματομορφή 4.14 προκύπτουν οι ακόλουθες κυματομορφές της γωνίας του μαγνητικού άξονα του μαγνήτη, της μαγνητικής ροής, της επαγόμενης τάσης και της στιγμιαίας ισχύος εξόδου για αντίσταση συνδεδεμένη σε σειρά με ένα πηνίο.



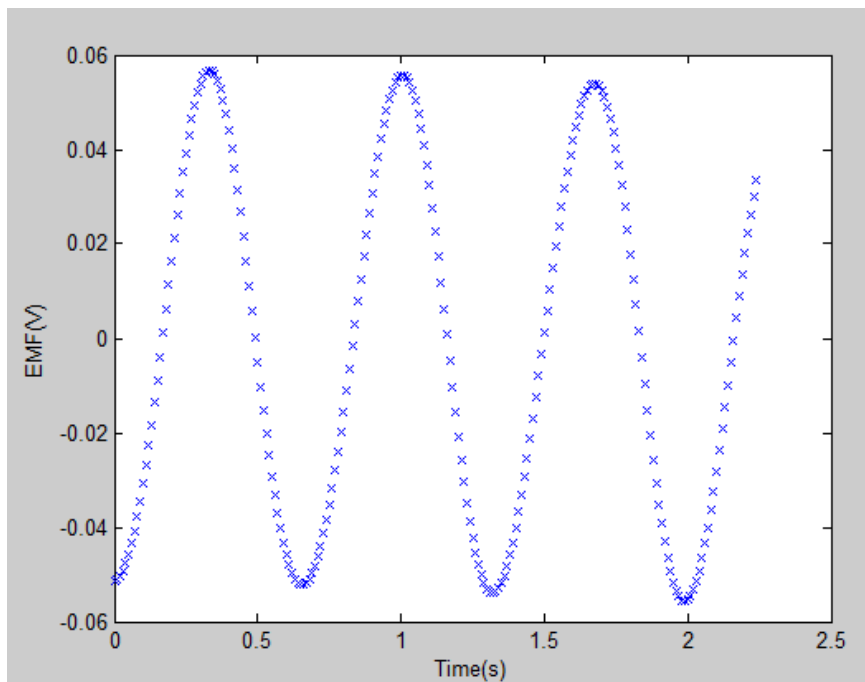
Εικόνα 4.14: Κυματομορφή ταχύτητας ροής



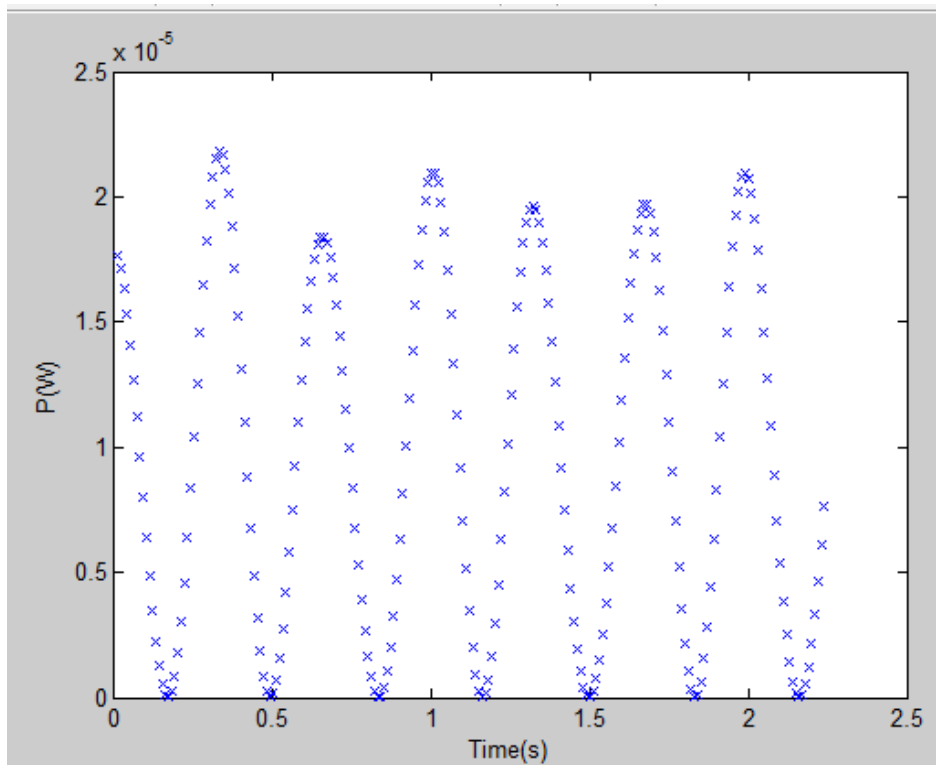
Εικόνα 4.15: Κυματομορφή στιγμιαίας γωνίας του μαγνητικού άξονα του μαγνήτη



Εικόνα 4.16: Κυματομορφή στιγμιαίας μαγνητικής ροής



Εικόνα 4.17: Κυματομορφή στιγμιαίας ηλεκτρεγερτικής δύναμης (επαγόμενης τάσης)

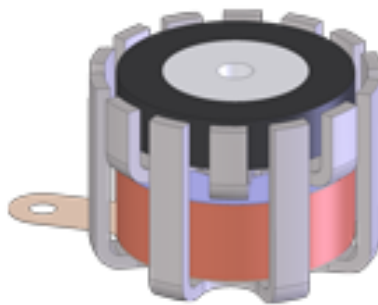


Εικόνα 4.18: Κυματομορφή στιγμιαίας ισχύος εξόδου

Η συχνότητα του ηλεκτρομαγνητικού συστήματος οφείλεται στο μέτρο της μέσης ταχύτητας ροής. Η ταλάντωση της ταχύτητας ροής δεν επηρεάζει σε σημαντικό βαθμό το σύστημα, ειδικά αν το μέτρο της ταλάντωσης είναι μικρό. Η κυματομορφή της μαγνητικής ροής προπορεύεται της επαγόμενης τάσης με διαφορά φάσης 90° .

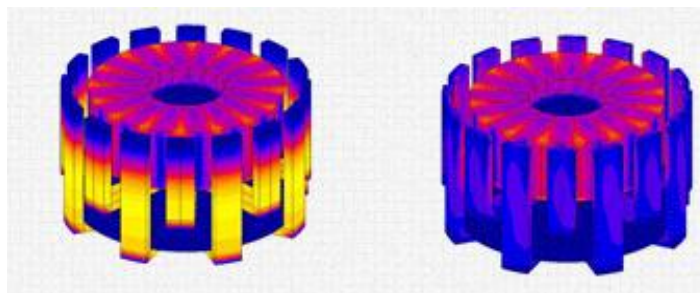
4.4 Τεχνικές σμίκρυνσης

Για τη σμίκρυνση των διαστάσεων της συσκευής συγκομιδής ενέργειας θα μπορούσε να αλλάξει η δομή της ηλεκτρομαγνητικής γεννήτριας, χωρίς όμως να αλλάξει ο τρόπος λειτουργίας της. Στην Εικόνα 4.19 φαίνεται μια γεννήτρια μικρών διαστάσεων, όπου το πηνίο τοποθετείται κάτω από το μαγνήτη. Ο στάτορας, που αποτελείται από σίδηρο, περικλείει το πηνίο με ειδικό σχεδιασμό για να μεταφέρει τη μαγνητική ροή διάμεσου του πηνίου. Η διάμετρος της γεννήτριας αυτής είναι 8mm και το ύψος της είναι 5,5mm. [Kinetron]



Εικόνα 4.19: Μικρή ηλεκτρομαγνητική γεννήτρια MG8.0 της Kinetron [Kinetron]

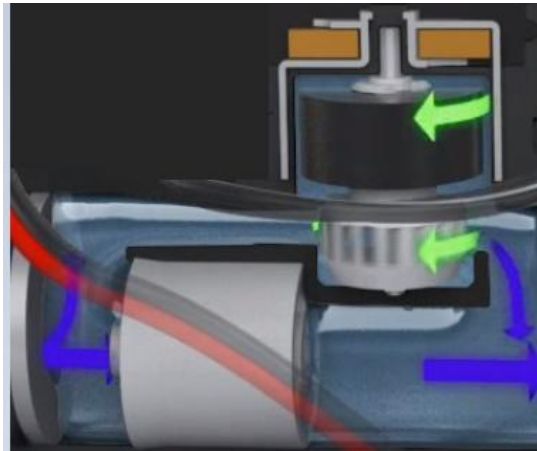
Επίσης για την αύξηση της ισχύος σε μικρούς ρυθμούς ροής θα πρέπει να αυξηθεί η συχνότητα του συστήματος. Αυτό μπορεί να γίνει με τη χρήση ενός πολυπολικού μαγνήτη. Ο πιο κάτω μαγνήτης έχει 14 πόλους, δηλαδή 7 ζευγάρια πόλων. Στην εικόνα 4.20 φαίνεται η αλλαγή της μαγνητικής ροής που δημιουργείται από τον πολυπολικό μαγνήτη.



Εικόνα 4.20: Προσομοίωση ηλεκτρομαγνητικής ροής γεννήτριας με πολυπολικό μαγνήτη [Kinetron]

Μια πιθανή τοποθέτηση της συσκευής είναι αυτή που φαίνεται στην Εικόνα 4.21, ώστε να μην επηρεάζεται σε μεγάλο βαθμό η ροή του αίματος. Για την εξασφάλιση σταθερής ισχύος, που δεν θα επηρεαζόταν από το ρυθμό ροής, μπορεί να χρησιμοποιηθεί μια

παράκαμψη. Επίσης το σχήμα του στροφείου μπορεί να κατασκευαστεί με τέτοιο τρόπο ώστε οι μηχανικές ιδιότητες του να μην επηρεάζουν την ροή σε σημαντικό βαθμό.



Εικόνα 4.21: Τοποθέτηση γεννήτριας για συγκομιδή ενέργειας [Kinetron]

4.5 Πειραματική μελέτη

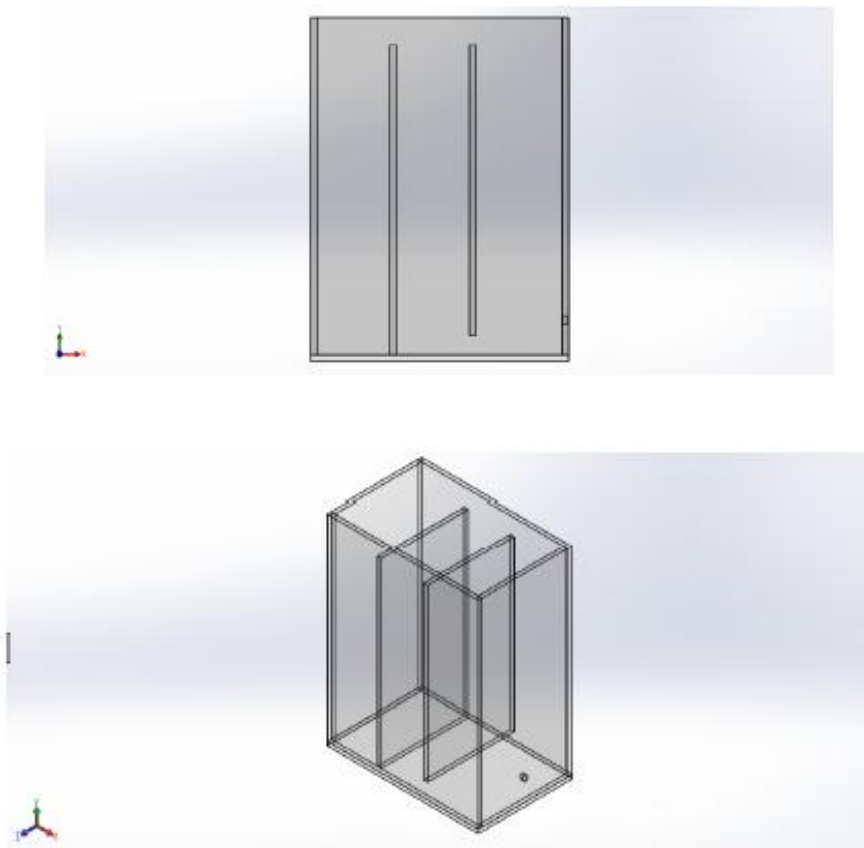
Για την πειραματική μελέτη της συσκευής συγκομιδής ενέργειας από τη ροή του αίματος προτείνεται η διάταξη προσομοίωσης τμήματος του κυκλοφορικού συστήματος. [Τσικινιάς, 2015]

Η διάταξη προσομοίωσης τμήματος κυκλοφορικού συστήματος αποτελείται από: Δύο δοχεία συγκέντρωσης ρευστού, ένα για την άντληση και ένα για την κατάθλιψη του ρευστού, π.χ. το νερό ως συνεργαζόμενο μέσο.

- 1) Ένα παλμικό μηχανισμό, αντλία πιστονίου, που αποτελείται από ένα κινητήρα σε σύνδεση με ένα στρόφαλο σχεδιασμένο να παρέχει ικανότητα μεταβολής του μήκους διαδρομής της ταλάντωσης που δημιουργείται μέσω της περιστροφής του.
- 2) Διωστήρες μεταφοράς της ισχύος του κινητήρα του παλμικού μηχανισμού και ένα πιστόνι.
- 3) Ένα κυλινδρικό δοχείο εμβολισμού (δοχείο πιστονίου-χιτώνιο).
- 4) Ένα κυλινδρικό δοχείο διαστολής (ενδοτικότητας τύπου Windkessel).
- 5) Άκαμπτες σωληνώσεις επικοινωνίας και μεταφοράς του ρευστού.
- 6) Τέσσερις βάνες πύλης (gate valves).
- 7) Δύο βάνες αντεπιστροφής (check valves).
- 8) Τρεις διακλαδώσεις Ταφ T-σύνδεσης σωληνώσεων.
- 9) Διάταξη μέτρησης πίεσης.
- 10) Διάταξη μέτρησης τάσης και ισχύος εξόδου.

4.5.1 Πρώτο δοχείο συγκέντρωσης ρευστού

Ένα δοχείο συγκέντρωσης ρευστού, από το οποίο αντλείται νερό ως συνεργαζόμενο μέσο, αποτελεί μόνιμη δεξαμενή παροχής στο σύστημα για τη συνεχή λειτουργία του. Χωρίζεται σε τρεις χώρους ίσης χωρητικότητας (A,B,C). Μια αντλία βυθίσεως τοποθετημένη στο πρώτο χώρο A παρέχει κατά βούληση νερό στο B και C χώρο με σκοπό τη διατήρηση της στάθμης του νερού παροχής σε συγκεκριμένο ύψος. Το πρώτο δοχείο απεικονίζεται στην Εικόνα 4.22. [Τσικνιάς, 2015]



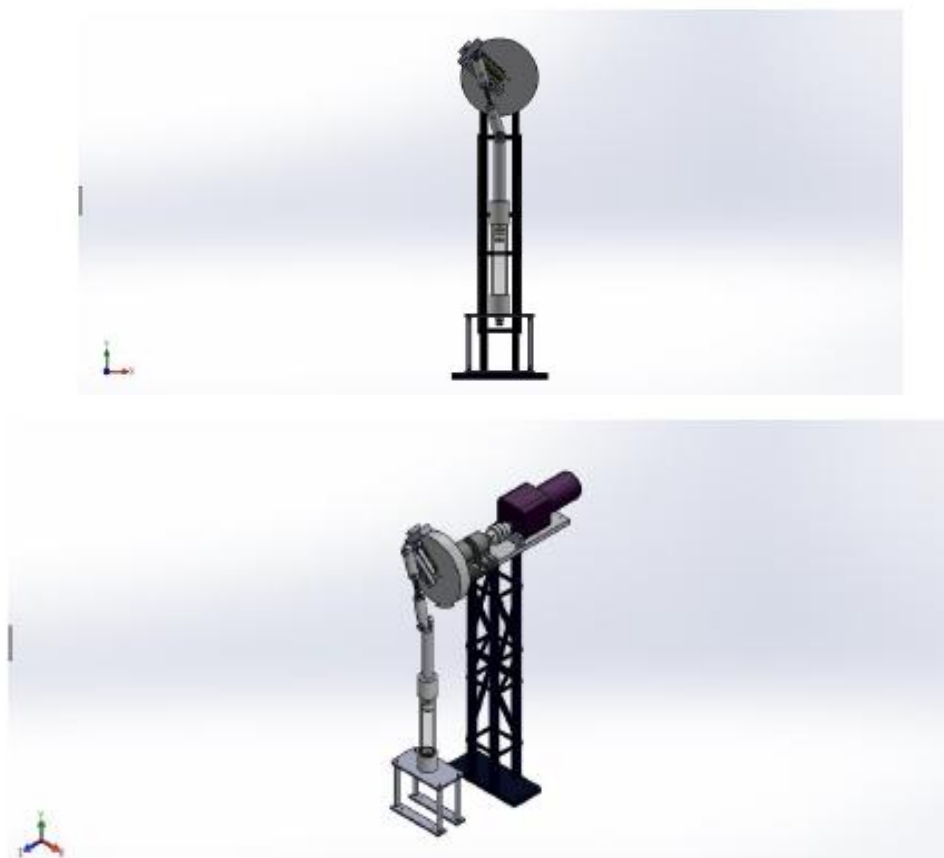
Εικόνα 4.22: Πρώτο δοχείο συγκέντρωσης ρευστού σε πρόσοψη και σε ισομετρική όψη [Τσικνιάς, 2015]

4.5.2 Αντλητικός μηχανισμός

Ο παλμικός μηχανισμός, αντλία πιστονιού, αποτελείται από ένα κινητήρα σε σύνδεση με έναν στρόφαλο σχεδιασμένο να παρέχει ικανότητα μεταβολής του μήκους διαδρομής της ταλάντωσης που δημιουργείται μέσω της περιστροφής του. Ο κινητήρας τοποθετείται σε τέτοιο ύψος, ώστε το ύψος του άξονα περιστροφής του να είναι κατάλληλο για τις προδιαγραφές του απαιτούμενου όγκου εμβολισμού, ο οποίος καθορίζεται από το μήκος διαδρομής της ταλάντωσης. Ο μέγιστος όγκος εμβολισμού ανά περιστροφή είναι περίπου 113098 mm^3 .

Στην συνέχεια η ισχύς του κινητήρα μεταφέρεται σε διωστήρες και ένα πιστόνι. Αυτός ο μηχανισμός – αντλία αποτελεί την πηγή ισχύος στο σύστημα μας, άρα και την μεταβολή της κατάστασης του ρευστού. Απεικονίζεται στην Εικόνα 4.23.

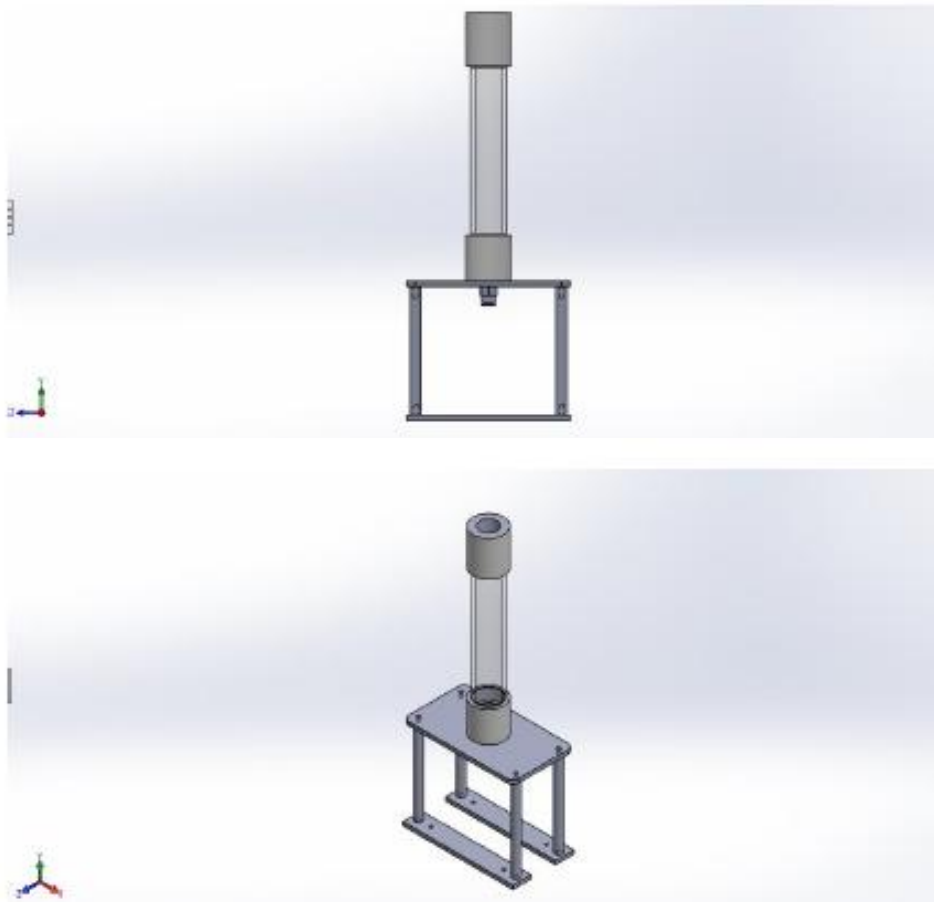
Έτσι προσομοιώνεται η παλμική καρδιακή λειτουργία σε ηρεμία, σε συνθήκες μέγιστης συχνότητας, καθώς και σε περιπτώσεις βραδυκαρδίας. [Τσικνιάς, 2015]



Εικόνα 4.23: Αντλητικός μηχανισμός σε πρόσοψη και σε ισομετρική όψη [Τσικνιάς, 2015]

4.5.3 Δοχείο εμβολισμού

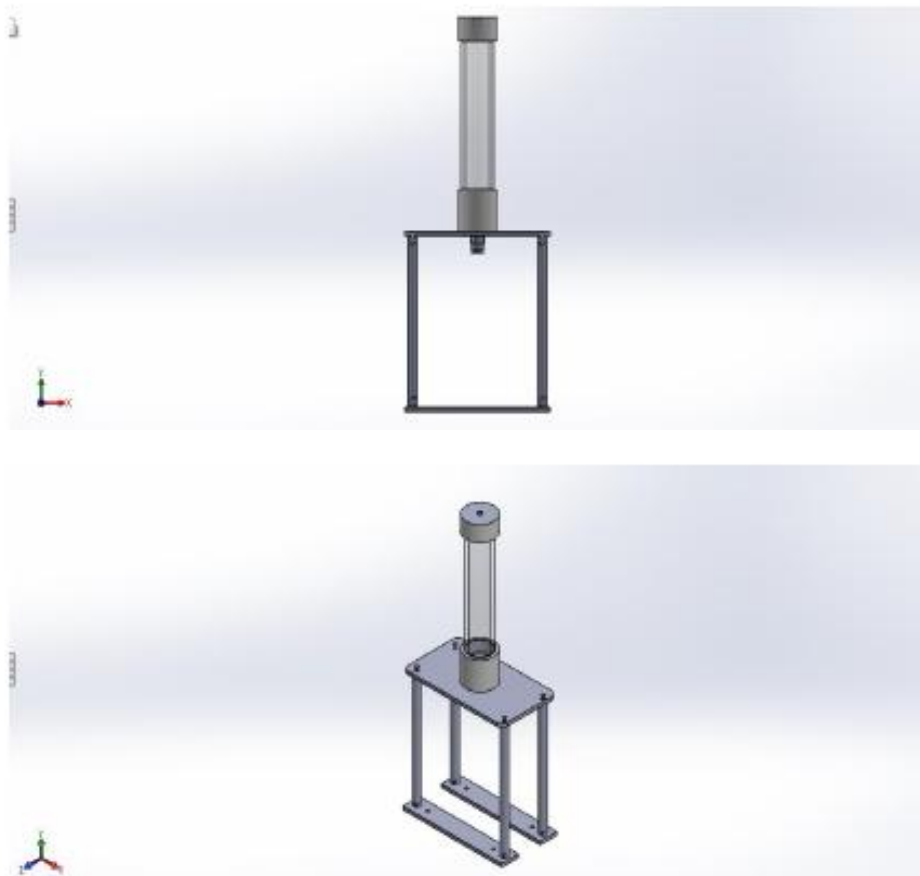
Μέσα στο κυλινδρικό δοχείο πιστονιού ή αλλιώς χιτώνιο εκτελείται η ταλάντωση του εμβόλου και η μεταφορά του ρευστού. Το πιστόνι έχει τη δυνατότητα να διακινεί το ρευστό σε ένα μεγάλο εύρος τιμών έως 0,45 L/περιστροφή. Απεικονίζεται στην Εικόνα 4.24. [Τσιγκιάς, 2015]



Εικόνα 4.24: Δοχείο εμβολισμού σε πρόσοψη και σε ισομετρική όψη [Τσιγκιάς, 2015]

4.5.4 Δοχείο ενδοτικότητας

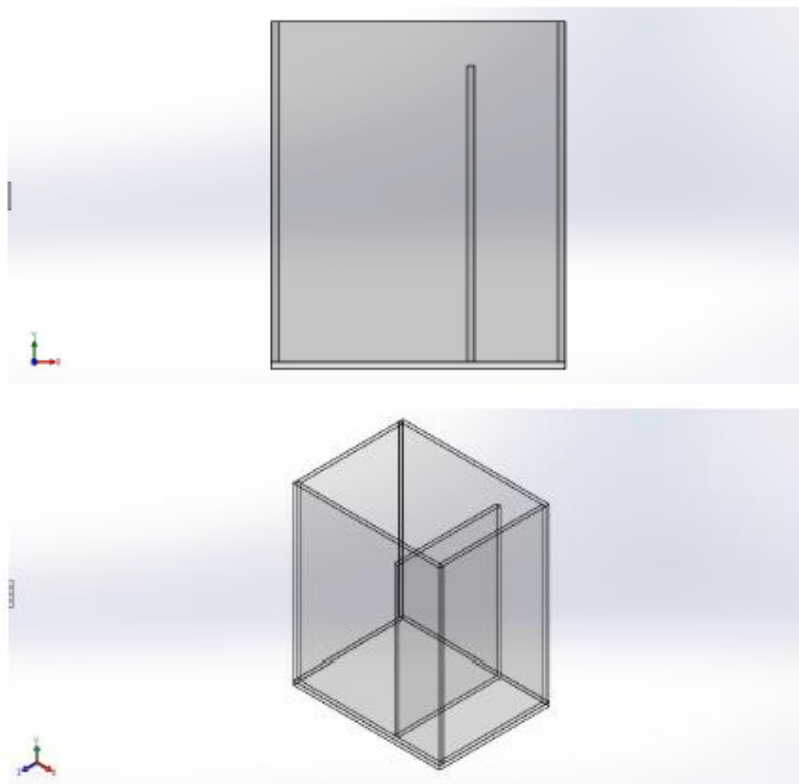
Χρησιμοποιήθηκε ένα κυλινδρικό δοχείο ενδοτικότητας κατά τα πρότυπα Windkessel. Το δοχείο αυτό ανάλογα με την ποσότητα αέρα που περιέχει αντιπροσωπεύει διαφορετικές τιμές ενδοτικότητας του αρτηριακού συστήματος. Απεικονίζεται στην Εικόνα 4.25. [Τσικνιάς, 2015]



Εικόνα 4.25: Δοχείο ενδοτικότητας σε πρόσοψη και σε ισομετρική όψη [Τσικνιάς, 2015]

4.5.5 Δεύτερο δοχείο συγκέντρωσης ρευστού

Σε ένα δοχείο συγκέντρωσης ρευστού καταθλίβεται, δηλαδή καταλήγει το νερό ως συνεργαζόμενο μέσο. Το δοχείο αυτό είναι τοποθετημένο σε μια ζυγαριά ακριβείας, με σκοπό την μέτρηση της ποσότητας νερού σε σχέση με το χρόνο και έτσι τη μέτρηση του ρυθμού με τον οποίο εξέρχεται το ρευστό από το σύστημα. Το δεύτερο δοχείο τοποθετείται στο ίδιο ύψος με το πρώτο δοχείο για να μην υπάρχει διαφορά υδροστατικής πίεσης σε κατάσταση ηρεμίας του συστήματος. Απεικονίζεται στην Εικόνα 4.26. [Τσικνιάς, 2015]



Εικόνα 4.26: Δεύτερο δοχείο συγκέντρωσης ρευστού σε πρόσοψη και σε ισομετρική όψη [Τσικνιάς, 2015]

4.5.6 Βάνες πύλης

Οι βάνες πύλης προσομοιώνουν τις αντιστάσεις των περιφερειακών αγγείων του αρτηριακού συστήματος.

4.5.7 Σωληνώσεις

Μέσα από τις σωληνώσεις περνάει το ρευστό κατά τη λειτουργία του πειράματος. Το υλικό τους είναι άκαμπτο για να έχουν μηδενική ενδοτικότητα και αυτή να εκφράζεται από το δοχείο ενδοτικότητας. Οι σωληνώσεις είναι διαφανείς για να τον εύκολο εντοπισμό πιθανού αέρα σε αυτές. Η διατομή των σωληνώσεων είναι 8mm. [Τσικνιάς, 2015]

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5

Συμπεράσματα

Την τελευταία δεκαετία το πεδίο των εμφυτεύσιμων ιατρικών διατάξεων έχει παρουσιάσει μεγάλο ενδιαφέρον και σημαντική πρόοδο. Οι εφαρμογή των εν λόγω διατάξεων σε ασθενείς με χρόνιες και περίπλοκες ασθένειες είναι πλέον εξαιρετικά χρήσιμη, μιας και έχει βελτιώσει σε σημαντικό βαθμό την ποιότητα ζωής των ασθενών, αλλά και τις μεθόδους διάγνωσης και παρακολούθησης. Παρά τα σημαντικά πλεονεκτήματα που έχουν αυτές οι συσκευές, έναντι άλλων ιατρικών διατάξεων, η ανάγκη για βελτίωση της ενεργειακής κατανάλωσης τους αλλά και η εύρεση εναλλακτικών τρόπων τροφοδότησης ενέργειας αυτών των διατάξεων είναι ορατή και έχει κεντρίσει το επιστημονικό ενδιαφέρον. Στόχος, η ανάπτυξη μοντέλων εκτίμησης της ενεργειακής κατανάλωσης και εφαρμογή μεθόδων συγκομιδής ενέργειας, έτσι ώστε οι εμφυτεύσιμες ιατρικές διατάξεις να είναι ενεργειακά αυτόνομες. Αυτό θα επιτρέψει τη μεγιστοποίηση του χρόνου λειτουργίας τους και θα είναι πιο πρακτικές για τους ασθενείς, αφού δεν θα υποβάλλονται σε εγχειρήσεις κάθε λίγα χρόνια.

Η εργασία έχει ως κύριο άξονα τη μελέτη της ενεργειακής κατανάλωσης μιας εμφυτεύσιμης ιατρικής διάταξης, που λαμβάνει μετρήσεις για την πίεση του αίματος, και πραγματοποιούνται δύο σενάρια λειτουργίας της διάταξης. Από τη μελέτη διαπιστώνονται ποια υποσυστήματα έχουν μεγάλη ενεργειακή κατανάλωση και αυτό βοηθά στον σχεδιασμό και την υλοποίηση. Επιπρόσθετα η μεταβλητή, η οποία επηρεάζει στο μεγαλύτερο βαθμό την ενεργειακή κατανάλωση του μοντέλου ήταν το duty cycle. Ακόμη στο σενάριο 2 το υποσύστημα ραδιοεπικοινωνιών έχει αρκετά μικρότερη ενεργειακή κατανάλωση από το σενάριο 1, αφού χρησιμοποιείται τεχνική επεξεργασίας των μετρήσεων με σκοπό την μείωση των σταθθέντων μετρήσεων από το υποσύστημα ραδιοεπικοινωνιών. Μελλοντική κατεύθυνση είναι η επιβεβαίωση του ενεργειακού μοντέλου με πειραματικές μετρήσεις.

Ο άλλος άξονας της εργασίας είναι η συγκομιδή ενέργειας από το καρδιαγγειακό σύστημα. Γίνεται παρουσίαση της συγκομιδής ενέργειας από την ροή του αίματος μέσω αξιοποίησης της κινητικής ενέργειας. Η παραμετρική μελέτη δείχνει ότι η σχέση της ισχύος εξόδου με την ταχύτητα ροής του αίματος δεν είναι γραμμική. Επίσης η ισχύς εξόδου αυξάνεται με την αύξηση των γεωμετρικών χαρακτηριστικών του μαγνήτη.

Προτείνονται τέλος τεχνικές βελτιστοποίησης για τη χρήση της συσκευής σε πραγματική ιατρική εφαρμογή: αλλαγή της δομής της γεννήτριας, χρήση μικρής γεννήτριας με πολυπολικό μαγνήτη. Μελλοντική κατεύθυνση είναι η κατασκευή μιας πρότυπης συσκευής και πειραματική μελέτη της στη διάταξη προσομοίωσης τμήματος του κυκλοφορικού συστήματος.

Συμπερασματικά, η εργασία αυτή υποδεικνύει μια μέθοδο συγκομιδής ενέργειας με εφαρμογή στο καρδιαγγειακό σύστημα για παραγωγή ενέργειας από την ροή του αίματος και τροφοδότηση εμφυτεύσιμης ιατρικής διάταξης.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6

Βιβλιογραφία

- Anastasi G, Conti M, Francesco MD, Passarella A. Energy Conservation In Wireless Sensor Networks: A Survey. *Ad Hoc Networks* 7.3 (2009): 537-568.
- Finite Element Method Magnetics, FEMM 4.2 Magnetics, Electrostatics, Heat Flow, and Current Flow, <http://www.femm.info/wiki/HomePage>
- Gilbert JM, Balouchi F. Comparison Of Energy Harvesting Systems For Wireless Sensor Networks. *International Journal of Automation and Computing* 5.4 (2008): 334-347.
- Haeberlin A, Zurbuchen A, Walpen S, Schaerer J, Niederhauser T, Huber C, Tanner H, Servatius H, Seiler J, Haeberlin H, Fuhrer J, Vogel R. The First Batteryless, Solar-Powered Cardiac Pacemaker. *Heart Rhythm* 12.6 (2015): 1317-1323.
- Hayashida JY, Unobtrusive Integration of Magnetic Generator Systems into Common Footwear. Diploma thesis, MIT, 2000
- Hoffmann D, Willmann A, Göpfert R, Becker P, Folkmer B, Manoli Y. Energy Harvesting From Fluid Flow In Water Pipelines For Smart Metering Applications. *Journal of Physics: Conference Series* 476.1 (2013): 2104.
- Karagiannis A, Vouyioukas D. A Framework For The Estimation And Validation Of Energy Consumption In Wireless Sensor Networks. *Journal of Sensors* 2015 (2015): 1-13.
- Khan M, Singh AK, Iqbal SS. SPICE Simulation Of Implantable Solar Power Supply For Sustainable Operation Of Cardiac Biosensors. *IJBET* 18.2 (2015): 168.
- Kim SJ, We JH, Cho BJ. A Wearable Thermoelectric Generator Fabricated On A Glass Fabric. *Energy & Environmental Science* 7.6 (2014): 1959.
- Kinetron, Tilburg, The Netherlands, <http://www.kinetron.eu/>
- Kiourti A, Psathas KA, Nikita KS. Implantable and ingestible medical devices with wireless telemetry functionalities: a review of current status and challenges. *Bioelectromagnetics*. 2014;35(1):1-15.
- Kiourti A. Biomedical telemetry: Communication between implanted devices and the external world. *Opticon* 1826, Issue 8, Spring 2010.

- Koul S, Ahmed S, Kakkar V. A Comparative Analysis Of Different Vibration Based Energy Harvesting Techniques For Implantables. International Conference on Computing, Communication & Automation (2015): pag. 979-983.
- Microsemi, ZL70102 Medical Implantable RF Transceiver, Datasheet, Revision 3, <http://www.microsemi.com/>.
- Mitcheson PD. Energy Harvesting For Human Wearable And Implantable Bio-Sensors. 2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology (2010): pag. 3432-6.
- MPX5050 product datasheet, Freescale Semiconductor, Rev 11, 03/2010, <http://www.nxp.com/>.
- Niu P, Chapman P, DiBerardino L, Hsiao-Wecksler E. Design And Optimization Of A Biomechanical Energy Harvesting Device. 2008 IEEE Power Electronics Specialists Conference (2008): pag. 4062-4069.
- Pfenniger A, Jonsson M, Zurbuchen A, Koch VM, Vogel R. Energy Harvesting From The Cardiovascular System, Or How To Get A Little Help From Yourself. Annals of Biomedical Engineering 41.11 (2013): 2248-2263.
- Pfenniger A, Wickramarathna LN, Vogel R, Koch VM. Design And Realization Of An Energy Harvester Using Pulsating Arterial Pressure. Medical Engineering & Physics 35.9 (2013): 1256-1265.
- Qingguo L, Naing V, Donelan JM. Development Of A Biomechanical Energy Harvester. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation 6.1 (2009): 22.
- Ragunathan V, Schurgers C, Park S, Srivastava MB. Energy-Aware Wireless Microsensor Networks. IEEE Signal Processing Magazine. 19.2 (2002): 40-50.
- Ramya R, Saravanakumar G, Ravi S. Energy Harvesting In Wireless Sensor Networks. Advances in Intelligent Systems and Computing (2016): 841-853.
- Riemer R, Shapiro A. Biomechanical Energy Harvesting From Human Motion: Theory, State Of The Art, Design Guidelines, And Future Directions. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation 8.1 (2011): 22.
- Shenck NS, Paradiso JA. Energy Scavenging With Shoe-Mounted Piezoelectrics. IEEE Micro 21.3 (2001): 30-42.
- Song SH, Kim A, Ziaie B. Omni-directional Ultrasonic Powering For Millimeter-Scale Implantable Devices. IEEE Transactions on Biomedical Engineering 62.11 (2015): 2717-2723.

- Texas Instruments, MSP430F15x, MSP430F16x, MSP430F161x, Mixed Signal Microcontroller, <http://www.ti.com/>.
- Texas Instruments, MSP430x1xx Family, User's Guide, <http://www.ti.com/>.
- Vander AJ, Sherman JH, Luciano DS. Human Physiology, The Mechanisms of Body Function. Boston: McGraw-Hill, 2001.
- Wong LSY, Hossain S, Ta A, Edvinsson J, Rivas DH, Nääs H. A Very Low-Power CMOS Mixed-Signal IC For Implantable Pacemaker Applications. IEEE J. Solid-State Circuits 39.12 (2004): 2446-2456.
- Zhou G, Huang L, Li W, Zhu Z. Harvesting Ambient Environmental Energy For Wireless Sensor Networks: A Survey. Journal of Sensors 2014 (2014): 1-20.
- Zhou HY, Luo DY, Gao Y, Zuo DC. Modeling Of Node Energy Consumption For Wireless Sensor Networks. Wireless Sensor Network 03.01 (2011): 18-23.
- Zurbuchen A, Pfenniger A, Stahel A, Stoeck CT, Vandenberghe S, Koch VM, Vogel R. Energy Harvesting From The Beating Heart By A Mass Imbalance Oscillation Generator. Annals of Biomedical Engineering 41.1 (2012): 131-141.
- Γαλάνης Δ. Μελέτη και σχεδίαση κεραιών για καταπόσιμες διατάξεις βιοϊατρικής τηλεμετρίας. Διπλωματική εργασία, ΕΜΠ, Αθήνα, 2014.
- Τσικνιάς Γ. Μελέτη, Σχεδιασμός και Κατασκευή Προσομοιωτή Αιμοδυναμικών Καταστάσεων του Κυκλοφορικού Συστήματος. Διπλωματική εργασία, ΕΜΠ, Αθήνα, 2015.