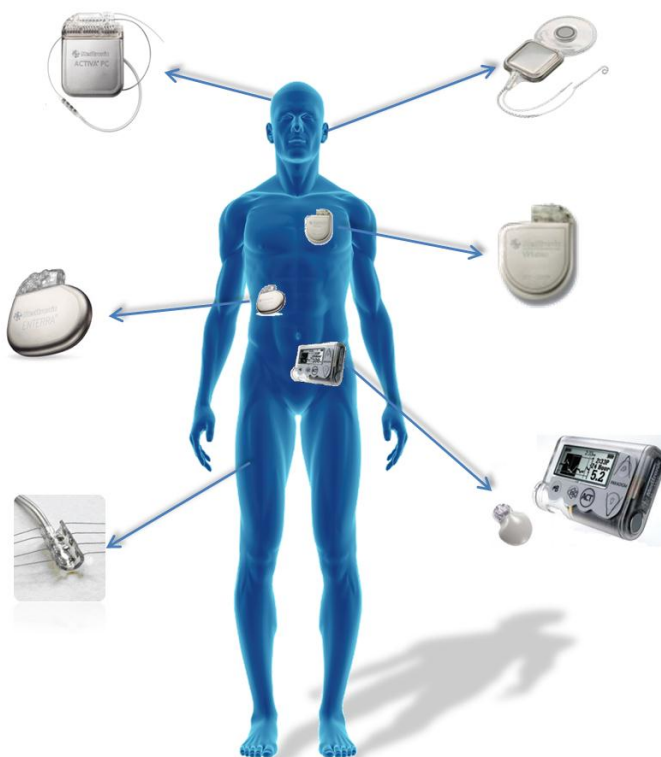




ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ  
του *Περικλή Τζανετή*

Επιβλέπουσα Καθηγήτρια  
*Δρ. Σωτηρία Ψωμά*

Μέθοδοι συγκομιδής και αξιοποίησης ενέργειας από το  
ανθρώπινο σώμα για ιατρικές εφαρμογές





## Ευχαριστίες

Θα ήθελα αρχικά να ευχαριστήσω όλους όσους ήταν δίπλα μου και συνέβαλαν με οποιονδήποτε τρόπο στην εκπόνηση της παρούσας Διπλωματικής Εργασίας.

Θα πρέπει να ευχαριστήσω θερμά την επιβλέπουσα καθηγήτριά μου, την κ. Σωτηρία Ψωμά, για την άριστη συνεργασία μας κατά τη διάρκεια εκπόνησης της εργασίας. Ήταν πάντα διαθέσιμη να μου προσφέρει τις γνώσεις και την εμπειρία της για την καλύτερη κατανόηση της θεματικής περιοχής της διπλωματικής μου εργασίας, ενώ με τις πολύτιμες συμβουλές της, συνέβαλε καθοριστικά στην επιτυχή ολοκλήρωση της εργασίας.

Θα ήθελα επίσης να ευχαριστήσω πολύ τον καθηγητή κ. Αντώνιο Τουρλιδάκη, του τμήματος των Μηχανολόγων Μηχανικών του Πανεπιστημίου, για την πολύτιμη βοήθεια και τις καίριες επισημάνσεις του κατά τη διάρκεια εκπόνησης της διπλωματικής μου.

## Περίληψη

Η ανάπτυξη μεθόδων για τη συγκομιδή και αξιοποίηση της ενέργειας του ανθρώπινου σώματος αποτελεί ένα επιστημονικό πεδίο το οποίο μπορεί να προσφέρει αξιοσημείωτες εξελίξεις στις ιατρικές και φορητές ηλεκτρονικές συσκευές. Η σωστή λειτουργία αυτών των συσκευών βασίζεται σε μεγάλο βαθμό στη συνεχή παροχή επαρκούς ποσότητας ηλεκτρικής ενέργειας. Οι καρδιακοί βηματοδότες και ένα σύστημα συνεχούς παρακολούθησης της γλυκόζης είναι δύο παραδείγματα τέτοιων ιατρικών συσκευών. Τα συστήματα συνεχούς παρακολούθησης της γλυκόζης συνήθως αποτελούνται από ένα βιοαισθητήρα γλυκόζης, έναν πομπό και μια εξωτερική οθόνη, ώστε να παρουσιάζονται τα επίπεδα της γλυκόζης. Οι βιοαισθητήρες γλυκόζης είναι ηλεκτρόδια τύπου βελόνας που εμφυτεύονται κάτω από το δέρμα της κοιλιάς και είναι ζωτικής σημασίας για τη συνεχή παρακολούθηση της γλυκόζης, καθώς μπορούν να καταγράφουν ακατάπαυστα τις συγκεντρώσεις γλυκόζης του αίματος και σηματοδοτούν μια προειδοποίηση σε περίπτωση υπογλυκαιμίας ή υπεργλυκαιμίας. Όσον αφορά τον καρδιακό βηματοδότη, χρησιμοποιούνται γραμμικές και μη γραμμικές πιεζοηλεκτρικές συσκευές για τη συνεχή επαναφόρτιση των μπαταριών των καρδιακών βηματοδοτών, μετατρέποντας τις ταλαντώσεις από τους καρδιακούς παλμούς σε ηλεκτρική ενέργεια. Στην αναζήτηση των μεθόδων που μπορούν να βελτιώσουν τις προαναφερθείσες φορητές ιατρικές συσκευές, πρέπει να συμπεριληφθούν ο πιεζοηλεκτρισμός, ο θερμοηλεκτρισμός και ο ηλεκτρομαγνητισμός.

Επιπρόσθετα, η κίνηση του σώματος είναι μια χρήσιμη πηγή ενέργειας που μπορεί να μετατραπεί, για την παραγωγή ηλεκτρικής ενέργειας, προκειμένου να τροφοδοτήσει αυτές τις μικροσκοπικές ηλεκτρονικές ιατρικές συσκευές. Ως εκ τούτου, γίνεται εύκολα κατανοητό ότι η συγκομιδή ενέργειας από το ανθρώπινο σώμα μπορεί να οδηγήσει στην πρόοδο της εξατομικευμένης ιατρικής, ενώ προσφέρει και μεγάλα πλεονεκτήματα στον τομέα της υγείας και της θεραπείας. Επιπλέον, παρέχει στους χρήστες τη δυνατότητα να μειώσουν τη συχνότητα ή ακόμα και να εξαλείψουν τις χειρουργικές επεμβάσεις.

Σκοπός της παρούσας Διπλωματικής Εργασίας είναι να προσφέρει μια αναλυτική επισκόπηση των μεθόδων συγκομιδής ενέργειας από το ανθρώπινο σώμα και συγκεκριμένων ιατρικών εφαρμογών που τροφοδοτούνται ενεργειακά από αυτό, αλλά και η παρουσίαση ενός πρακτικού τμήματος, το οποίο περιλαμβάνει τη δημιουργία ενός πιεζοηλεκτρικού γαντιού που παράγει και αποθηκεύει ηλεκτρική ενέργεια από τη δύναμη που ασκείται από τα δάχτυλα, χρησιμοποιώντας ως βασικό υλικό πιεζοηλεκτρικούς κρυστάλλους. Με την υλοποίηση της εφαρμογής και τις μετρήσεις που πραγματοποιήθηκαν επί του βασικού κυκλώματος, παρατηρήθηκε ότι μπορούν να παραχθούν έως και 0.3236Watt ενέργειας ασκώντας δύναμη με τα δάχτυλα πάνω σε μια επίπεδη επιφάνεια. Αναπτύχθηκαν επιπλέον, ένα σενάριο πληκτρολόγησης κειμένου και ένα σενάριο αφής σε tablet, χρησιμοποιώντας το πιεζοηλεκτρικό γάντι, από τις μετρήσεις των οποίων προκύπτει ότι παράγονται 0.01869W σε 25 λεπτά και 0.02667W με χρόνο φόρτισης 9 λεπτά, αντίστοιχα. Η τιμή της ισχύος που σημειώνεται από το σενάριο της πληκτρολόγησης του κειμένου επιβεβαιώνεται και από την ερευνητική μελέτη με τίτλο “Human-powered wearable computing” του T.Starner, σύμφωνα με την οποία από μια γρήγορη δαχτυλογράφηση μπορούν να παραχθούν έως 19mW.

## **Abstract**

Developing methods for energy harvesting from the human body is a research field that can offer remarkable advances in medical and portable electronic devices. Proper functionality of these devices relies heavily on the continuous supply of a sufficient amount of electricity. Cardiac pacemakers and a continuous glucose monitoring (CGM) system are two examples of such medical devices. Continuous glucose monitoring systems usually consist of a glucose biosensor, a transmitter and an external monitor to view glucose levels. Glucose biosensors are needle-type electrodes that are implanted under the skin of the abdomen and they are vital for continuous glucose monitoring, as they can constantly record blood glucose concentrations and signal a warning in case of hypoglycemia or hyperglycemia. As far as the cardiac pacemaker, linear and nonlinear piezoelectric devices are used to continuously recharge the batteries of the pacemakers by converting the vibrations from the heartbeats to electrical energy. In the search of methods that can improve the aforementioned portable medical devices, piezoelectricity, thermoelectricity and electromagnetism must be included.

Furthermore, body motion is a useful energy source that can be transformed to generate electrical energy in order to power these miniaturised electronic medical devices. Therefore, it is easily understood that energy harvesting from human body can lead to the advance of personalised medicine and offers great advantages in health care and treatment. In addition, it provides the users with the possibility of reduce the frequency of or eliminate surgeries.

The aim of this Diploma Thesis is to provide an analytical overview of methods for energy harvesting from human body and the development of a practical section, that includes the construction of a piezoelectric glove that produces energy from the force exerted by the fingers, using as base material piezoelectric transducers. With the completion of the application and the measurements made on the basic circuit, it was observed that can be produced 0.3236Watt of energy, exerting force by the fingers on a flat surface. Futhermore, it was developed a scenario of typing a text and a scenario of a tablet touch, using the piezoelectric glove, from the measurements of which, produced 0.01869W in 25 minutes and 0.02667W in 9 minutes, respectively. The value of the power indicated by the scenario of typing a text is confirmed by the research study entitled "Human-powered wearable computing" of T.Starner, whereby a fast typing can produce 19mW.

## Κατάλογος περιεχομένων

Ευχαριστίες	3
Περίληψη	4
Abstract	5
Κατάλογος περιεχομένων	6
Κατάλογος Εικόνων	8
Κατάλογος Πινάκων	13
<b>1. Εισαγωγή</b>	<b>14</b>
1.1. Στόχοι της διπλωματικής εργασίας	16
<b>2. Χαρακτηριστικά τεχνολογιών συγκομιδής ενέργειας</b>	<b>17</b>
2.1. Τι είναι η συγκομιδή ενέργειας	18
2.1.1 Ηλεκτρομαγνητική παραγωγή	19
2.1.2 Πιεζοηλεκτρική μεταγωγή	19
2.1.3 Ηλεκτροστατική μεταγωγή	19
2.2. Μέθοδοι συγκομιδής και αξιοποίησης ενέργειας	20
2.3. Πλεονεκτήματα της συγκομιδής ενέργειας	22
2.4. Το σώμα ως μια πηγή ενέργειας - Θεωρητικές εκτιμήσεις	23
2.4.1. Συγκομιδή ενέργειας από το ανθρώπινο σώμα	26
2.4.1.1. Ενέργεια από τη θερμότητα του σώματος	27
2.4.1.2. Ενέργεια από την αναπνοή	29
2.4.1.3. Ενέργεια από την αρτηριακή πίεση	30
2.4.1.4. Ενέργεια από αδρανειακά μικροσυστήματα	30
2.4.1.5. Ενέργεια από την κίνηση του βραχίονα	32
2.4.1.6. Ενέργεια από το περπάτημα	33
<b>3. Τεχνολογικές εφαρμογές συγκομιδής ενέργειας από το ανθρώπινο σώμα</b>	<b>36</b>
3.1. Συγκομιδή ενέργειας με τη χρήση θερμοηλεκτρικών αισθητήρων	37
3.2. Συγκομιδή θερμικής ενέργειας από το ανθρώπινο σώμα με ευέλικτη θερμοηλεκτρική γεννήτρια για αυτόνομα μικροσυστήματα	40
3.3. Θεωρητική ανασκόπηση θερμοηλεκτρικής γεννήτριας για φορητές ιατρικές συσκευές	43
3.4. Σύστημα συγκομιδής ενέργειας από την κοιλιακή παθητική κίνηση	45
3.5. Εφαρμογή συγκομιδής ενέργειας από την ανθρώπινη μετακίνηση	51
3.6. Φόρτιση βηματοδοτών χρησιμοποιώντας την ενέργεια του σώματος	53
3.6.1. Παραγωγή ηλεκτρικής ενέργειας με τη χρήση πιεζοηλεκτρικού στοιχείου	54
3.6.2. Παραγωγή ηλεκτρικής ενέργειας με τη χρήση θερμοστοιχείου	55
3.6.3. Βασικό κύκλωμα φόρτισης του βηματοδότη	58
3.7. Τροφοδότηση βηματοδοτών από τις ταλαντώσεις των χτύπων της καρδιάς, χρησιμοποιώντας γραμμικούς και μη γραμμικούς συγκομιστές ενέργειας	59
3.8. Συγκομιδή ενέργειας από το ανθρώπινο σώμα που χρησιμοποιείται για την ενεργειακή τροφοδότηση ενδοσκοπικού εμφυτεύματος	68
3.9. Πολυστρωματική επικαλυπτόμενη ηλεκτροστατική δομή συγκομιδής ενέργειας που ενεργοποιείται από την πίεση του αίματος, για την τροφοδότηση ενδοκαρδιακών εμφυτευμάτων	71
3.9.1. Σχεδιασμός της ηλεκτροστατικής δομής	72

3.10. Συγκομιδή ενέργειας από την παλλόμενη καρδιά με μια μαζική μη ισορροπημένη γεννήτρια ταλάντωσης .....	76
3.10.1. Ανάλυση της κίνησης της καρδιάς.....	78
3.11. Διαθεσιμότητα ενέργειας από ταλαντώσεις τμημάτων του σώματος για την τροφοδότηση βοηθημάτων ακοής.....	83
3.12. Χρησιμοποίηση Νευρωνικών Δικτύων για τη Μοντελοποίηση Πιεζοηλεκτρικών συστημάτων συγκομιδής ενέργειας σε ένα προσθετικό πόδι.....	92
3.12.1. Πιεζοηλεκτρικά συστήματα συγκομιδής ενέργειας σε ένα προσθετικό πόδι..	92
3.12.2. Νευρωνικά μοντέλα των Πιεζοηλεκτρικών συστημάτων συγκομιδής ενέργειας.....	94
3.13. Πιεζοηλεκτρική συγκομιδή ενέργειας για την αυτο-παραγωγή ηλεκτρικής ενέργειας των άνω και κάτω προσθετικών ποδιών.....	97
3.13.1. Πιεζοκεραμική συγκομιδή ενέργειας.....	98
3.13.1.1. Σύστημα συγκομιδής ενέργειας.....	99
3.14. Επικοινωνία των ιατρικών εφαρμογών και δικτύωση της περιοχής του σώματος.....	103
3.14.1. Δικτύωση της περιοχής του σώματος.....	105
<b>4. Ανάπτυξη εφαρμογής πιεζοηλεκτρικού γαντιού για συγκομιδή ενέργειας.....</b>	<b>109</b>
4.1. Στόχος της εφαρμογής.....	110
4.2. Πειραματική διαδικασία.....	110
4.2.1 Κατασκευή κυκλώματος.....	112
4.2.2. Προσαρμογή του κυκλώματος σε γάντι.....	115
4.2.3. Παρατηρήσεις/Επισημάνσεις κατά τη διάρκεια της κατασκευής.....	118
4.3. Καταγραφή αποτελεσμάτων και μετρήσεων.....	118
4.4. Ανάπτυξη σεναρίων λειτουργίας της εφαρμογής.....	122
4.4.1. Σενάριο πληκτρολόγησης χρησιμοποιώντας το πιεζοηλεκτρικό γάντι.....	122
4.4.2. Σενάριο αφής σε tablet χρησιμοποιώντας το πιεζοηλεκτρικό γάντι.....	128
4.4.3. Παρατηρήσεις και σύγκριση των σεναρίων.....	132
4.4.4. Σύγκριση των αποτελεσμάτων με άλλες συσκευές.....	137
4.5. Σύγκριση αποτελεσμάτων με παρόμοιες ερευνητικές μελέτες.....	135
4.5.1. Συμπεράσματα εφαρμογής.....	136
<b>5. Συμπεράσματα και προτάσεις για μελλοντική εργασία</b>	<b>137</b>
<b>6. Βιβλιογραφία</b>	<b>140</b>

## Κατάλογος Εικόνων

1. Ηλεκτρονική εξέλιξη από το 1990 έως το 2010.....	15
2. Τύποι μηχανικών γεννητριών.....	21
2.1. Αποτελεσματικότητα θερμοηλεκτρικής συσκευής ως συνάρτηση της θερμοκρασίας περιβάλλοντος και του συντελεστή κέρδους.....	24
2.2. Πιθανή ανάκτηση ενέργειας από πηγές του ανθρώπινου σώματος.....	27
2.3. Εμπειρικά δεδομένα που παρουσιάζουν τη χρονική εξάρτηση της κατακόρυφης δύναμης αντίδρασης.....	33
3. Θερμοηλεκτρική γεννήτρια βασισμένη σε ημιαγωγό.....	39
3.1. Μια εμπορική μονάδα θερμοηλεκτρικής γεννήτριας που αποτελείται από σειρές p-n κόμβων.....	39
3.2. Χαρακτηριστικά V-I εμπορικής θερμοηλεκτρικής γεννήτριας από τη Thermo-Life....	39
3.3. (Α)Μια εμφυτευμένη συσκευή και μια ευέλικτη θερμοηλεκτρική γεννήτρια(TEG), (Β)Σχηματική απεικόνιση της αναφερθείσας θερμοηλεκτρικής γεννήτριας.....	40
3.3.1. (Α)Διαδικασία κατασκευής, (Β)Η κατασκευασμένη θερμοηλεκτρική γεννήτρια.....	41
3.3.2. Πειραματική διάταξη.....	42
3.3.3. Θερμοκρασιακές διαφορές μεταξύ του άνω και κάτω στρώματος της θερμοηλεκτρικής γεννήτριας ως συνάρτηση της θερμοκρασίας της πηγής θερμότητας.....	42
3.3.4. (Α)Τάση εξόδου και ρεύμα, (Β) Ισχύς εξόδου ως συνάρτηση της άνω-κάτω διαφοράς θερμοκρασίας.....	42
3.4. Ασύρματο παλμικό οξύμετρο(a,b) και η εφαρμογή που τρέχει σε ένα φορητό υπολογιστή(c).....	44
3.4.1. Ασύρματο σύστημα ηλεκτροκαρδιογραφίας που τροφοδοτείται από την θερμότητα του σώματος: Τα (a) και (b) δείχνουν τα εξαρτήματα της θερμοηλεκτρικής γεννήτριας στο στάδιο της συναρμολόγησης και στο (c) είναι μια ολοκληρωμένη συσκευή. Το (1) είναι μία μονάδα θερμοσωρού (μετρατρέπει την θερμική ενέργεια σε ηλεκτρική), το (2) είναι μια θερμή πλάκα, το (3) είναι ένα θερμαντικό σώμα και το (4) είναι η μονάδα ηλεκτρονικών.....	44
3.5. Κυματομορφές πίεσης στην κοιλιακή χώρα σε σχέση με την ατμοσφαιρική πίεση μετά από ήπια άσκηση και σε ανάπαυση.....	46
3.5.1. Κατανομή της έντασης στο έμπροσθεν μισό μιας κανονικής ζώνης.....	47
3.5.2. Σύστημα συγκομιδής ενέργειας από την κοιλιακή παθητική κίνηση.....	48
3.5.3. Πιεζοηλεκτρικά στοιχεία και τρόποι λειτουργίας.....	48
3.5.4. Κυματομορφές της τάσης ανοιχτού κυκλώματος για δύο περιπτώσεις. Σε κατάσταση ηρεμίας (επάνω) και μετά από πίεση ήπιας άσκηση(κάτω).....	49
3.5.5. Απεικόνιση της πιεζοηλεκτρικής ταινίας με κλίση στη μορφή του σχήματος του στομάχου και το ισοδύναμο κύκλωμα RC.....	50
3.6. Πλάκα συνθετικής πιεζοηλεκτρικής μακρο-ίνας.....	51
3.6.1. Τοποθέτηση της MFC συσκευής στην περιοχή των γλουτών.....	52
3.6.2 Μεταδόσεις αισθητήρα κατά τη διάρκεια μιας περιόδου 8 ωρών.....	52
3.7 Σχηματική αναπαράσταση της παραγωγής (α)θετικών/αρνητικών φορτίων λόγω της διαφοράς στη θερμοκρασία και (b)θετικού/αρνητικού δυναμικού που δημιουργείται λόγω της διαφοράς θερμοκρασίας.....	57



3.7.1. Βιοθερμική μπαταρία: P-N συστοιχία σύνδεσης.....	57
3.7.2. Κύκλωμα φόρτισης μπαταρίας του βηματοδότη.....	58
3.7.3. Αλγόριθμος φόρτισης τριών σταδίων.....	59
3.8. Ακτινογραφία θώρακα από ασθενή με μονοεστιακό απινιδωτή.....	60
3.8.1. Μοντέλο καρδιακού βηματοδότη της εταιρείας Medtronic.....	61
3.8.2. Κυματομορφή των παλμών της καρδιάς.....	62
3.8.3. Η ζιγκ-ζάγκ δομή.....	62
3.8.4. Συνάρτηση μεταφοράς βέλτιστης ισχύος και αριθμός των μελών των ζιγκ-ζάγκ δομών ως συνάρτηση του πάχους του υποστρώματος: (a) μεσο-κλίμακα και (b) μικρο-κλίμακα.....	63
3.8.5. Η μη γραμμική διαμόρφωση συγκομιδής ενέργειας.....	64
3.8.6. Παράξενος ελκυστής του χάους σε απόκριση προς την κυματομορφή των καρδιακών παλμών.....	65
3.8.7. Χάρτες Poincaré του δισταθούς συγκομιστή ενέργειας σε απόκριση στα διαφορετικά επίπεδα ταλαντώσεων των καρδιακών παλμών: (a) φυσιολογική ένταση των καρδιακών παλμών και (b) 10 φορές μεγαλύτερη ένταση των χτύπων της καρδιάς.....	66
3.8.8. Ισχύς εξόδου του μη γραμμικού δισταθούς συγκομιστή ενέργειας.....	66
3.8.9. Μεταβολές της ισχύος εξόδου, της δισταθούς συσκευής συγκομιδής με τον καρδιακό ρυθμό.....	67
3.9. Η τοποθέτηση του εμφυτεύματος μέσω του οισοφάγου συνεπάγεται περιορισμούς όσον αφορά το μέγεθος και το βάρος.....	68
3.9.1. Το γρανάζι μετάδοσης από το ταλαντευόμενο βάρος στη μικρογεννήτρια....	69
3.9.2. Διάγραμμα του μοντέλου μετατροπής.....	69
3.9.3. Η ισχύς εξόδου που μετρήθηκε κατά τη διάρκεια διαφόρων δραστηριοτήτων υψηλής έντασης.....	70
3.10. Σχηματική απεικόνιση της συσκευής που τοποθετείται σε μια καρδιακή κοιλότητα.....	71
3.10.1. Αρχή της προτεινόμενης εκτός επιπέδου επικαλυπτόμενης ηλεκτροστατικής δομής: δομή ενός στρώματος (i) και δομή πολλαπλών στρωμάτων (ii).....	73
3.10.2. Πολυστρωματική δομή προσαρμοσμένη για κυλινδρικές γεωμετρίες (i) και σχηματική άποψη διατομής, που δείχνει τις παραμέτρους διαστάσεων του συστήματος (ii).....	74
3.10.3. Γραμμική χωρητικότητα μιας δομής 6 στρωμάτων σε σχέση με τη μετατόπιση που υπολογίστηκε, χρησιμοποιώντας το αναλυτικό μοντέλο (σε μπλε χρώμα) και το αριθμητικό μοντέλο(σε κίτρινο χρώμα).....	74
3.11. Παράδειγμα του πολυμερούς υλικού VeroWhite.....	78
3.11.1. Η πρωτότυπη γεννήτρια ραμμένη (μπλε νήματα) επάνω στην καρδιά χρησιμοποιώντας τρεις οπές του περιβλήματος.....	78
3.11.2. Σήμα εξόδου της πρωτότυπης γεννήτριας. Τα δεδομένα αποκτήθηκαν κατά τη διάρκεια της in vitro πειραματικής διαδικασίας στο βασικό χώρο. Μια ενιαία ώθηση παρέχει μια μέση ενέργεια των 43.8μJ.....	79
3.11.3. Πρωτότυπη γεννήτρια στην απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού πλέγματος της αριστερής κοιλίας και μία τροχιά μιας μοναδικής κορυφής με την πάροδο του χρόνου. Οι κύκλοι τονίζουν το ξεκίνημα (μπλε) και το τελικό σημείο (κόκκινο) της κίνησης.....	81
3.11.4. Τα γειτονικά σημεία μιας κορυφής (κόκκινη κηλίδα) χρησιμοποιούνται για τον υπολογισμό της κινητικής και γωνιακής μετατόπισης.....	82

<b>3.12.</b> Χρήση των κινήσεων της γνάθου για την τροφοδοσία ενός ακουστικού βαρηκοΐας.....	84
<b>3.12.1.</b> Θέση ανιχνευτή κίνησης σε διαφορετικές δοκιμές: (a)ανάγνωση, (b) φαγητό, και (c) περπάτημα.....	85
<b>3.12.1.1.</b> Καμπύλη απόκρισης της δοκιμής του προφορικού λόγου(κινήσεις σαγονιού).....	85
<b>3.12.1.2.</b> Καμπύλη απόκρισης της δοκιμής του φαγητού(κινήσεις χεριών).....	85
<b>3.12.1.3.</b> Καμπύλη απόκρισης της δοκιμής κατά το περπάτημα(κινήσεις ποδιών).....	86
<b>3.12.2.</b> Σχηματική απεικόνιση ενός γενικού μετατροπέα ταλάντωσης σε ηλεκτρική ενέργεια.....	86
<b>3.12.3.</b> Φάσμα των σημάτων της δοκιμής κατά την ανάγνωση.....	89
<b>3.12.4.</b> Πιθανές προτάσεις για τη χρήση της μετατραπέιας ενέργειας.....	91
<b>3.13.</b> (a) Σχηματική απεικόνιση μιας πιεζοκεραμικής δομής MFC. (b) Συστοιχίες πιεζοκεραμικών MFC.....	93
<b>3.13.1.</b> (a) Προσθετικό πόδι που δώρισε το Ερευνητικό Ινστιτούτο Αποκατάστασης (RRI). Αυτό τροποποιείται με την εγκατάσταση των αισθητήρων και των πιεζοηλεκτρικών υλικών για να χρησιμοποιηθεί ως μια πειραματική πλατφόρμα. (b) Εγκατάσταση των πιεζοκεραμικών MFCs και οι αντιστάσεις ανίχνευσης ισχύος (FSRs) στο πέλμα (1) και τη φτέρνα (2) του ποδιού. (c) Πειραματική διάταξη για την προσομοίωση της συμπεριφοράς κατά το περπάτημα και την καταγραφή των αισθητήριων σημάτων ισχύος, αλλά και της ηλεκτρικής ενέργειας που παράγεται από τα πιεζοκεραμικά MFCs.....	94
<b>3.13.2.</b> Νευρωνικό δίκτυο πρόσθιας τροφοδότησης με γραμμικές συναρτήσεις ενεργοποίησης για τους νευρώνες εισόδου και εξόδου και συμμετρικές σιγμοειδείς συναρτήσεις ενεργοποίησης (δηλαδή, tanh) για κρυμμένους νευρώνες. Τα βάρη ( $w$ από τον νευρώνα $j$ στον νευρώνα $i$ ) βασίζονται σε έναν αλγόριθμο ανάστροφης διάδοσης.....	95
<b>3.13.3.</b> Αρθρωτό νευρωνικό δίκτυο με μια γραμμική συνάρτηση ενεργοποίησης για όλους τους νευρώνες. Αποτελείται από τρεις ενότητες: (A), (B) και (C). Όλα τα συνοπτικά βάρη που υποδεικνύονται από τους μικρούς αριθμούς, έχουν ρυθμιστεί χειροκίνητα.....	95
<b>3.13.4.</b> (a) Είσοδος αισθητήριας δύναμης από το FSR στο πέλμα, κατά την προσομοίωση της βάδισης, που οδηγείται από την ρύθμιση που φαίνεται στην Εικόνα 3.13.1(c). Χρησιμοποιείται ως είσοδος του νευρωνικού μοντέλου του πιεζοηλεκτρικού συστήματος συγκομιδής ενέργειας. b) Η έξοδος του νευρωνικού μοντέλου που εκπαιδεύτηκε ώστε να διατρεί μία επιθυμητή απόκριση του πιεζοκεραμικού MFC. c) Μη-γραμμική σχέση μεταξύ της εισόδου και της απόκρισης του πιεζοκεραμικού MFC. d) Η απόκριση του πιεζοκεραμικού MFC κατά την προσομοίωση της βάδισης. Όλα τα φιλτραρισμένα σήματα καταγράφονται με ρυθμό δειγματοληψίας 10 kHz.....	96
<b>3.13.5.</b> (a) Είσοδος αισθητήριας δύναμης από το FSR στην πτέρνα, κατά την προσομοίωση της βάδισης. Χρησιμοποιείται ως είσοδος του νευρωνικού μοντέλου του πιεζοηλεκτρικού συστήματος συγκομιδής ενέργειας. b) Η έξοδος του νευρωνικού μοντέλου που δείχνει ένα παρόμοιο πρότυπο με την απόκριση του πιεζοκεραμικού MFC. c) Μη γραμμική σχέση μεταξύ της εισόδου και της απόκρισης του πιεζοκεραμικού MFC. d) Η απόκριση	

του πιεζοκεραμικού MFC κατά την προσομοίωση της βάρδισης. Όλα τα φιλτραρισμένα σήματα καταγράφονται με ρυθμό δειγματοληψίας 10 kHz.....	97
<b>3.14. Πιεζοηλεκτρικός ζιρκοτιτανικός μόλυβδος(PZT).....</b>	<b>98</b>
<b>3.14.1. Διάγραμμα του πιεζοηλεκτρικού ζιρκοτιτανικού μολύβδου(PZT).....</b>	<b>98</b>
<b>3.14.2. Το αποτελεσματικό σημείο περιστροφής.....</b>	<b>98</b>
<b>3.14.3. Κυκλωματικό διάγραμμα PZT συγκομιδής ενέργειας.....</b>	<b>99</b>
<b>3.14.3.1. Κυκλωματικό διάγραμμα MFC συγκομιδής ενέργειας.....</b>	<b>99</b>
<b>3.14.4. Ρύθμιση PZT πιεζοηλεκτρικού.....</b>	<b>100</b>
<b>3.14.4.1. Πειραματικός εξοπλισμός.....</b>	<b>100</b>
<b>3.14.4.2. Εγκατάσταση του MFC στο προσθετικό πόδι.....</b>	<b>101</b>
<b>3.14.5. Η τάση και το ρεύμα του PZT.....</b>	<b>101</b>
<b>3.14.5.1. Τυπική κυματομορφή του MFC.....</b>	<b>102</b>
<b>3.14.5.2. Μέγιστη τάση και μέγιστη ισχύς σε 6 MFC θέσεις.....</b>	<b>102</b>
<b>3.14.5.3. Μέγιστη τάση και μέγιστη ισχύς στις θέσεις του προσθετικού     ποδιού.....</b>	<b>103</b>
<b>3.15. Βασικό σύστημα επικοινωνίας.....</b>	<b>104</b>
<b>3.15.1. Παράδειγμα ενός κατανεμημένου δικτύου αισθητήρων και Ασύρματα   Δίκτυα στην Περιοχή του Σώματος(WBAN).....</b>	<b>104</b>
<b>3.15.2. Ένα δίκτυο αισθητήρων στην περιοχή του σώματος και το περιβάλλον   του. Αυτό το δίκτυο μπορεί να αλληλεπιδράσει με τα υπάρχοντα   συστήματα, όπως είναι τα δίκτυα σε νοσοκομεία.....</b>	<b>105</b>
<b>3.15.2.1. Παράδειγμα μια αντλίας ινσουλίνης.....</b>	<b>105</b>
<b>3.15.2.2. Ιεραρχία των δικτύων και των πόρων. Η επεξεργασία των     δεδομένων αρχίζει με προσωπικό δίκτυο αισθητήρων στην     περιοχή του σώματος και εξελίσσεται μέσω της     επικοινωνίας με τις υπάρχουσες ασύρματες τεχνολογίες     διαμέσου του Διαδικτύου. Επειδή η κατανάλωση ενέργειας     και το ποσοστό των δεδομένων αυξάνει με κάθε επίπεδο     επεξεργασίας, το υλικό και το λογισμικό θα πρέπει να είναι     διαλειτουργικά με πολλαπλά επίπεδα της υποδομής για την     ανταλλαγή πληροφοριών.....</b>	<b>107</b>
<b>3.15.2.3. (α)Τοπολογία αστέρα και (β) τοπολογία πλέγματος.....</b>	<b>108</b>
<b>4. Πιεζοηλεκτρικοί κρύσταλλοι.....</b>	<b>110</b>
4.1. Παράδειγμα γέφυρας ανόρθωσης.....	111
4.2. Παράδειγμα πυκνωτή.....	111
4.3. Παράδειγμα μπαταριών Νικελίου-Καδμίου(Ni-Cad).....	112
4.4. Πέντε καλωδιωμένοι πιεζοηλεκτρικοί κρύσταλλοι.....	112
4.5. Σύνδεση γέφυρας ανόρθωσης και πυκνωτή στο κύκλωμα.....	113
4.6. Σύνδεση μπαταρίας στα άκρα του πυκνωτή.....	113
4.7. Παράλληλη σύνδεση των πιεζοηλεκτρικών κρυστάλλων με το ολοκληρωμένο κύκλωμα.....	114
4.8. Ολοκληρωμένο κύκλωμα πιεζοηλεκτρικού γαντιού.....	114
4.9. Σχηματική απεικόνιση της εσωτερικής καλωδίωσης του γαντιού και τοποθέτηση της κυκλωματικής πλακέτας.....	115
4.10. Εφαρμογή των πέντε πιεζοηλεκτρικών κρυστάλλων στο γάντι.....	116
4.11. Οι πιεζοηλεκτρικοί κρύσταλλοι εφαρμοσμένοι στο γάντι και η κυκλωματική πλακέτα.....	116

4.12. Εφαρμοσμένη στο χέρι η ολοκληρωμένη εφαρμογή του πιεζοηλεκτρικού γαντιού.....	117
4.13. Ψηφιακό πολύμετρο που χρησιμοποιήθηκε για τις μετρήσεις.....	119
4.14. Εισαγωγή των τάσεων κάθε δαχτύλου στο Microsoft Excel.....	120
4.15. Γραφική απεικόνιση της μέσης τάσης που παράγεται από κάθε δάχτυλο.....	121
4.16. Γραφική απεικόνιση της τυπικής απόκλισης των τάσεων για κάθε δάχτυλο.....	121
4.17. Πληκτρολόγιο χεριού Twiddler.....	123
4.17.1. Πληκτρολόγιο QWERTY.....	123
4.17.2. Πληκτρολόγηση σε laptop χρησιμοποιώντας το πιεζοηλεκτρικό γάντι.....	123
4.17.3. Φορητό ηλεκτρονικό δυναμόμετρο.....	125
4.17.4. Δημιουργία εικονικού πληκτρολογίου με μια επίπεδη χάρτινη επιφάνεια που στηρίζεται στο φορητό ηλεκτρονικό δυναμόμετρο.....	125
4.17.5. Εισαγωγή των δυνάμεων κάθε δαχτύλου σε Newton στο Microsoft Excel.....	126
4.17.6. Γραφική απεικόνιση της μέσης δύναμης σε Newton που παράγεται από κάθε δάχτυλο.....	127
4.17.7. Γραφική απεικόνιση της τυπικής απόκλισης των δυνάμεων για κάθε δάχτυλο.....	127
4.18. Αφή σε tablet χρησιμοποιώντας το πιεζοηλεκτρικό γάντι.....	128
4.18.1. Εισαγωγή των δυνάμεων του δείκτη και του μέσου στο Microsoft Excel..	130
4.18.2. Γραφική απεικόνιση της μέσης δύναμης σε Newton που παράγεται από τον δείκτη και τον μέσο.....	131
4.18.3. Γραφική απεικόνιση της τυπικής απόκλισης των δυνάμεων για τα δύο δάχτυλα.....	131
4.19. Γραφική απεικόνιση της παραγόμενης τάσης για τα δύο σενάρια λειτουργίας....	132
4.19.1. Γραφική απεικόνιση του παραγόμενου ρεύματος για τα δύο σενάρια λειτουργίας.....	133
4.19.2. Γραφική απεικόνιση της παραγόμενης ισχύος για τα δύο σενάρια λειτουργίας.....	133
4.19.3. Γραφική απεικόνιση της παραγόμενης ισχύος πριν και μετά τα σενάρια λειτουργίας.....	134

## Κατάλογος Πινάκων

1. Ανθρώπινη εκπομπή θερμότητας σε διαφορετικές δραστηριότητες.....	25
2. Δαπάνες ανθρώπινης ενέργειας για επιλεγμένες δραστηριότητες.....	26
3. Προδιαγραφές πιεζοηλεκτρικού αισθητηρίου.....	47
4. Μέσες τιμές για τη χρήση 1ΜΩ ωμικού φορτίου.....	50
5. Κατανάλωση των ποικίλων γαστρικών διεγερτών.....	69
6. Μέση ισχύς εξόδου που λαμβάνεται κατά τη διάρκεια δραστηριοτήτων για ένα αρσενικό άτομο (90kg).....	70
7. Παράμετροι διαστάσεων και του αντίστοιχου αθροίσματος των διακυμάνσεων χωρητικότητας για μέγιστη μετατόπιση (δομή 10 στρωμάτων).....	75
8. Ονομαστική κατανάλωση ισχύος για ένα ακουστικό βαρηκοΐας.....	84
9. Παλμός των τιμών των ταλαντώσεων.....	89
10. Τιμές του συντελεστή απόσβεσης.....	90
11. Διαθέσιμη ηλεκτρική ενέργεια.....	90
12. Εκτίμηση του ποσού της ενέργειας ανά ημέρα.....	90
13. Τιμές της τάσης που παράγεται από κάθε δάχτυλο από τον αντίστοιχο πιεζοηλεκτρικό κρύσταλλο.....	119
14. Τιμές της δύναμης σε Newton που ασκείται από κάθε δάχτυλο.....	125
15. Τιμές της δύναμης σε Newton για τον δείκτη και τον μέσο.....	129
16. Συγκεντρωτικά αποτελέσματα των δύο σεναρίων λειτουργίας.....	132

# Κεφάλαιο 1

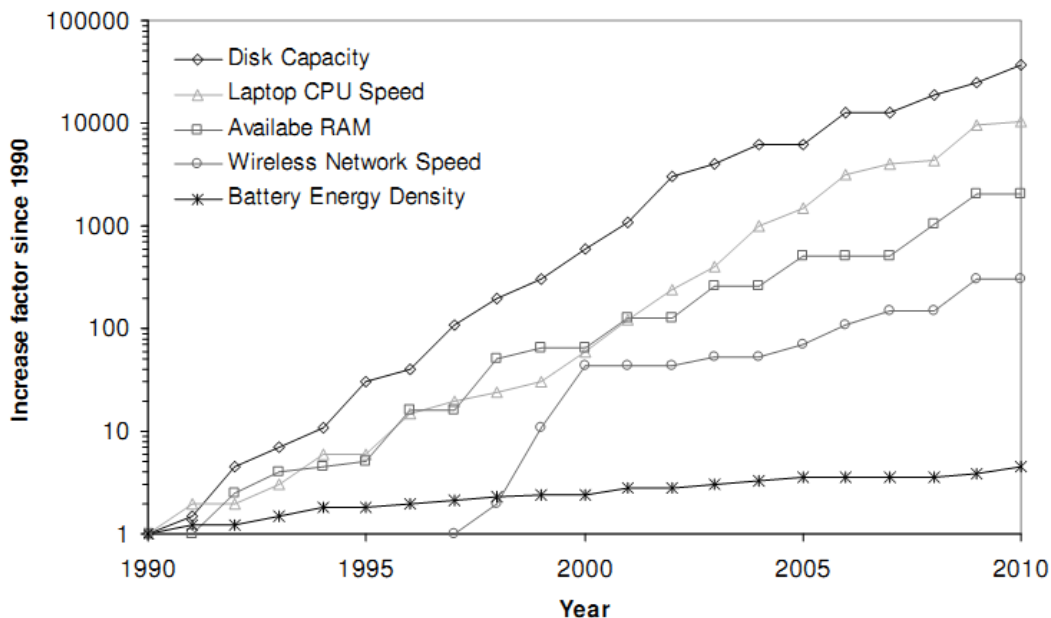
## Εισαγωγή

## Κεφάλαιο 1. Εισαγωγή

Από τους αρχαίους χρόνους, η ζήτηση αλλά και η ανάγκη για νέες πηγές ενέργειας και μορφές ενεργειακής χρήσης παραμένουν ακατάπαυστες. Ακόμη περισσότερο στις μέρες μας, όπου θεωρείται αναγκαία η μείωση της παγκόσμιας εξάρτησης από ενεργειακές πηγές που βασίζονται σε ορυκτά καύσιμα και η ευαισθητοποίηση των επιβλαβών συνεπειών τους στο περιβάλλον. Σε αυτό το πλαίσιο, εμφανίζεται η έννοια της ενεργειακής συγκομιδής ή αξιοποίησης. Από μια ευρύτερη προοπτική, τα συστήματα συγκομιδής ενέργειας μπορεί να βασίζονται σε διάφορες πηγές, συμπεριλαμβανομένων της κινητικής ενέργειας όπως είναι η αιολική, τα κύματα, η βαρύτητα και οι ταλαντώσεις, της ηλεκτρομαγνητικής ενέργειας, όπως τα φωτοβολταϊκά και οι ραδιοσυχνότητες και της θερμικής ενέργειας, όπως η ηλιακή ενέργεια, οι γεωθερμικές βαθμίδες της θερμοκρασίας και η καύση. Επιπλέον, θα πρέπει να συμπεριλάβουμε και την ατομική ενέργεια, όπως η πυρηνική και η ραδιενεργός διάσπαση και τη βιολογική ενέργεια, όπως τα βιοκαύσιμα και η βιομάζα.

Επί του παρόντος, όλες οι φορητές ηλεκτρονικές συσκευές κινούνται μόνο με μπαταρίες. Ωστόσο, έχει αποδειχθεί ότι η αξιοποίηση και η συγκομιδή ενέργειας από το ανθρώπινο σώμα αποτελεί μια αποτελεσματική εναλλακτική λύση ή διαφορετικά, συμπλήρωμα. Καθώς λοιπόν μειώνεται η κλίμακα των ηλεκτρονικών, το ίδιο συμβαίνει και με την κατανάλωση ενέργειας. Με αυτή την έννοια, θα πρέπει να θεωρείται αναμενόμενη και η μείωση του μεγέθους των μπαταριών, παρέχοντας παράλληλα μεγαλύτερη διαθεσιμότητα αποθήκευσης ενέργειας.

Από την άλλη πλευρά, λόγω των τεχνικών και τεχνολογικών προβλημάτων, οι μπαταρίες δεν ακολουθούνται από την ίδια εξελικτική τάση, περιορίζοντας το χρόνο λειτουργίας και την απόδοση των φορητών συσκευών, καθώς όπως γίνεται εύκολα κατανοητό, πρέπει κατά διαστήματα να αντικαθίστανται ή να επαναφορτίζονται, προσθέτοντας επίσης ανεπιθύμητο βάρος και όγκο. Η αύξηση στην απόδοση του υπολογιστή για το φορητό εξοπλισμό από το 1990 έως το 2002 φαίνεται στην Εικόνα 1. Όπως παρατηρούμε, η τεχνολογία της μπαταρίας είχε την πιο αργή εξέλιξη στο πλαίσιο των φορητών συσκευών, κάτι που τα τελευταία χρόνια όμως φαίνεται να αλλάζει.



Εικόνα 1. Ηλεκτρονική εξέλιξη από το 1990 έως το 2010.  
(J. Paulo and P.D. Gaspar, World Congress on Engineering, Vol II, 2010)

Για την επίλυση των προαναφερθέντων προβλημάτων, παρουσιάζονται στην αγορά αρκετές εναλλακτικές λύσεις μπαταριών που αντικαθιστούν ή συμπληρώνουν τις υφιστάμενες και μέσω της περιστροφής μπορούν να φορτωθούν χειροκίνητα. Αυτοί οι μηχανισμοί δεν είναι πλήρως βιώσιμοι για όλες τις εφαρμογές, επειδή απαιτούν χαμηλές εισροές ενέργειας αλλά και την ενεργό συμμετοχή του χρήστη.

Στο σημείο αυτό πρέπει να τονίσουμε πως η έννοια της ενέργειας έχει θεμελιώδη σημασία στη φυσική του ανθρώπινου σώματος. Όλες οι δραστηριότητες, συμπεριλαμβανομένης της σκέψης, περιλαμβάνουν εναλλαγή ενέργειας. Ακόμη και σε κατάσταση ηρεμίας, το σώμα συνεχίζει να δαπανά περίπου 100Watt για να διατηρήσει τα εσωτερικά όργανα, τους ιστούς και τα κύτταρα που λειτουργούν. Πρέπει δε να αναφερθεί ότι περίπου 25% της ενέργειας χρησιμοποιείται από τον σκελετό και την καρδιά, 19% από τον εγκέφαλο, 10% από τα νεφρά και 27% από το ήπαρ και τη σπλήνα.

Το ανθρώπινο σώμα κατά τη διάρκεια διαφόρων δραστηριοτήτων παράγει ενέργεια που κυμαίνεται μεταξύ 81Watt κατά τη διάρκεια του ύπνου και 1630Watt κατά τη διάρκεια του τρέξιματος με τα πόδια. Το ανθρώπινο δε σώμα είναι ένα σύστημα ικανό να διατηρήσει τη θερμοκρασία του ακόμα και όταν η θερμοκρασία του περιβάλλοντος μεταβάλλεται. Αυτό επιτρέπει τη διατήρηση των μεταβολικών διεργασιών παραγωγής ενέργειας, ακόμη και σε ψυχρά κλίματα. Το ποσοστό της θερμότητας που διαχέεται από διαφορετικές διαδικασίες από τον ύπνο μέχρι και το τρέξιμο εξαρτάται από διάφορους παράγοντες όπως είναι η θερμοκρασία, η υγρασία, η ταχύτητα του αέρα, το περιβάλλον, η σωματική δραστηριότητα, το σώμα, η περιοχή του σώματος που εκτίθεται και η θερμική της μόνωση, όπως τα είδη ένδυσης και τα λίπη. Η έρευνα για το θέμα αυτό έχει εξετάσει διάφορες τεχνικές παθητικής συγκομιδής ενέργειας για φορητές συσκευές, όπως θερμοστοιχεία για τη συλλογή ενέργειας μέσω θερμικής κλίσης του σώματος, μηχανικών ταλαντώσεων και εφαρμογής των πιεζοηλεκτρικών υλικών στο σώμα που υπόκειται σε μηχανική παραμόρφωση και ταλαντώσεις.

### **1.1. Στόχοι της διπλωματικής εργασίας**

Στόχος της παρούσας διπλωματικής εργασίας είναι να παραθέσει μια αναλυτική περιγραφή των μεθόδων συγκομιδής ενέργειας από το ανθρώπινο σώμα, παράλληλα όμως να παρουσιάσει και συγκεκριμένες ιατρικές εφαρμογές που τροφοδοτούνται ενεργειακά από το σώμα του ανθρώπου, αξιοποιώντας παράγοντες όπως η κίνηση και θερμότητα του σώματος ή οι ταλαντώσεις των καρδιακών παλμών.

Στα παρακάτω κεφάλαια, εξηγείται ο ορισμός της συγκομιδής ενέργειας, ενώ ταυτόχρονα παρουσιάζονται και οι μέθοδοι συγκομιδής και αξιοποίησης της ενέργειας. Στη συνέχεια αναπτύσσονται κάποιες θεωρητικές εκτιμήσεις για το σώμα ως πηγή ενέργειας και παράλληλα παρατίθενται οι μέθοδοι αξιοποίησης του σώματος για την συγκομιδή ενέργειας και η θερμότητας του σώματος, η αναπνοή, η αρτηριακή πίεση, η κίνηση του βραχίονα και η βάδιση. Ακολουθώντας, με βάση τη θεωρητική ανάλυση που αναφέρθηκε παραπάνω, παρουσιάζονται οι μέθοδοι αξιοποίησης του ανθρώπινου σώματος για την τροφοδότηση συγκεκριμένων ιατρικών εφαρμογών, όπως είναι ο βηματοδότης, ενδοσκοπικά ή ενδοκαρδιακά εμφυτεύματα, τα προσθετικά πόδια, ένα βοήθημα ακοής, αλλά και άλλες φορητές ιατρικές συσκευές. Αναλύεται δε, ο τρόπος επικοινωνίας των ιατρικών εφαρμογών και συσκευών, ενώ παρουσιάζεται και η δικτύωση της περιοχής του σώματος για την επίτευξη της επικοινωνίας. Καταλήγοντας, αναπτύσσεται μια εφαρμογή γαντιού η οποία βασίζεται στο φαινόμενο του πιεζοηλεκτρισμού, για την παραγωγή ηλεκτρικής ενέργειας από τη δύναμη που ασκείται από τα δάχτυλα του χεριού, αναλύεται η πειραματική διαδικασία, πραγματοποιούνται μετρήσεις, εξάγονται τα αποτελέσματα, ενώ γίνεται και μια σύγκριση της παρούσας εφαρμογής με ήδη υπάρχουσες παρόμοιες επιστημονικές μελέτες.



## **Κεφάλαιο 2**

### **Χαρακτηριστικά τεχνολογιών συγκομιδής ενέργειας**

## Κεφάλαιο 2. Χαρακτηριστικά τεχνολογιών συγκομιδής ενέργειας

Στο κεφάλαιο αυτό, θα αναλυθεί επακριβώς η έννοια της συγκομιδής ενέργειας, θα περιγραφούν οι μέθοδοι για την παραγωγή και αξιοποίηση της ενέργειας, δηλαδή ο πιεζοηλεκτρισμός, ο ηλεκτρομαγνητισμός και η θερμική ενέργεια, ενώ ταυτόχρονα θα αριθμηθούν και τα βασικά πλεονεκτήματα της συγκομιδής ενέργειας. Παράλληλα, θα αναπτυχθούν κάποιες θεωρητικές εκτιμήσεις για το σώμα ως πηγή ενέργειας και θα παρουσιαστούν αναλυτικά οι περιπτώσεις συγκομιδής ενέργειας από τη θερμότητα του σώματος, την αναπνοή, την αρτηριακή πίεση, από αδρανειακά μικροσυστήματα, από την κίνηση του βραχίονα και το περπάτημα.

Σε κάθε μια από τις προαναφερθείσες περιπτώσεις θα παρουσιαστεί δε και το ποσό της ενέργειας που μπορεί να παραχθεί και να συγκομισθεί από το ανθρώπινο σώμα κατά τη διάρκεια της κάθε δραστηριότητας.

### 2.1. Τι είναι η συγκομιδή ενέργειας;

Όταν αναφέρουμε τον όρο συγκομιδή ή αξιοποίηση ενέργειας ή διαφορετικά energy harvesting, εννοούμε τη διαδικασία κατά την οποία παράγεται ενέργεια από εξωτερικές πηγές, όπως είναι η ροή νερού ή αέρα, ταλαντώσεις ή κίνηση, ηλιακή ενέργεια ή θερμικές βαθμίδες. Ο συγκεκριμένος όρος εφαρμόζεται κατά κόρον στην παραγωγή ενέργειας για μικρές, φορητές, αυτόνομες συσκευές και συσκευές που μπορούν να φορεθούν. Τα τελευταία χρόνια, η συγκομιδή ενέργειας (Energy Harvesting) αποτελεί μια ερευνητική περιοχή που κερδίζει συνεχώς το ενδιαφέρον για την τροφοδοσία ηλεκτρονικών συσκευών, εξαιτίας της σχεδόν απεριόριστης διάρκειας ζωής. Η παραγωγή ενέργειας από την κίνηση, το ηλιακό φως και τις μεταβολές της θερμοκρασίας, έχει αποδειχθεί ως μια βιώσιμη εναλλακτική λύση μπαταριών για εμπορικά προϊόντα, όπως είναι οι αριθμομηχανές ηλιακής ενέργειας και τα ρολόγια χειρός θερμικής ισχύος. Η συγκομιδή ενέργειας εξετάζει επίσης τη δυνατότητα χρησιμοποίησης της κίνησης του σώματος για την απόδοση ενέργειας σε φορητές συσκευές, όπως αναφέρθηκε και παραπάνω, ή συστήματα τα οποία είναι εμφυτευμένα στο σώμα, όπως βιοϊατρικές εφαρμογές.

Η κινητική ή αδρανειακή συγκομιδή ενέργειας χρησιμοποιεί εξωτερικές ταλαντώσεις ή την κίνηση για την παραγωγή της ενέργειας. Αυτή η εξωτερική ταλάντωση μπορεί να είναι στη μορφή ενός κινητήρα ή στη μορφή ταλαντώσεων που βασίζονται σε μηχανές (ταλαντώσεις συνεχούς συχνότητας), ενώ η κίνηση μπορεί να συνδεθεί με ανθρώπινες δραστηριότητες ή ταλαντώσεις χαμηλής συχνότητας, μεγάλου πλάτους και ευρέως φάσματος συχνοτήτων. Η σάρωση ενέργειας από γεννήτριες κίνησης χρησιμοποιεί την εξωτερική ταλάντωση ή κίνηση για την παραγωγή της ενέργειας. Η κινητική ενέργεια μεταφέρεται σε μια αδιαπέραστη μάζα, όπου διάφορες τεχνικές μεταγωγής μπορούν να χρησιμοποιηθούν για τη μετατροπή της σε ηλεκτρική ενέργεια. Αυτές οι συσκευές συνήθως σχεδιάζονται για να αντιστοιχίσουν τη φυσική συχνότητα συντονισμού τους με αυτή της ενεργειακής πηγής, ώστε να μεγιστοποιηθεί η παραγωγή ενέργειας. Οι γραμμικοί συγκομιστές ή αλλιώς αξιοποιητές ενέργειας θεωρούνται ότι είναι κατάλληλοι για τις μηχανικές ταλαντώσεις, διότι οι μηχανικές ταλαντώσεις είναι σχετικά ομοιόμορφες (σταθερή συχνότητα) με έναν κυρίως άξονα ταλάντωσης.

Η μηχανική ταλάντωση έχει ένα περιεχόμενο ενέργειας στη μορφή της κινητικής ενέργειας. Μια καλύτερη εκτίμηση της διαθέσιμης ενέργειας οδηγεί σε μια καλύτερη αντιστοιχία των ενεργειακών συγκομιστών για μια δοθείσα εξωτερική πηγή. Μία από τις ερωτήσεις που χρειάζεται να επιλυθούν είναι το πόση ενέργεια είναι διαθέσιμη, ώστε να αποφασίσουμε με ποιον τρόπο μπορεί να αξιοποιηθεί. Για να προσφέρουμε μια απάντηση σε αυτήν την ερώτηση, χρειάζεται να αναλυθεί η παραγωγή μεταγωγής (πως να μετατρέψουμε τη μια μορφή ενέργειας σε άλλη), ώστε να καθορίσουμε εάν υπάρχουν περιορισμοί παραγωγής.

Από την άλλη πλευρά, η αυξανόμενη χρήση εξαιρετικά μικρών ηλεκτρονικών χαμηλής ενέργειας και ασύρματων τεχνολογιών για νέες ιατρικές εφαρμογές παρακολούθησης, όπως είναι τα δίκτυα αισθητήρων στο σώμα για την παρακολούθηση της υγείας, θα προκαλέσει τις παρούσες τεχνολογίες, εξαιτίας της περιορισμένης διάρκειας ζωής και του μεγέθους των μπαταριών.

Η συγκομιδή ενέργειας καθιστά εφικτό να παραχθεί ενέργεια από την χρήση διαφόρων τεχνικών μεταγωγής. Η παραγωγή εξαιτίας της φυσικής κίνησης κυρίως συμπεριλαμβάνει τη χρήση ηλεκτρομαγνητικής επαγωγής, πιεζοηλεκτρικής παραγωγής ή ηλεκτροστατικής μεταγωγής. Άλλες πρακτικές μέθοδοι περιλαμβάνουν τη χρήση θερμικών βαθμίδων, φωτοβολταϊκών κυττάρων ή έναν συνδυασμό των παραπάνω τεχνικών. Στις παρακάτω ενότητες παρουσιάζεται μια σύντομη περιγραφή για τις προαναφερθείσες μεθόδους.

### 2.1.1. Ηλεκτρομαγνητική παραγωγή

Η ηλεκτρομαγνητική παραγωγή βασίζεται στην επαγόμενη τάση ενός πηνίου όταν ένας μαγνήτης κινείται σε σχέση με αυτό. Αυτή παράγεται από τη μεταβαλλόμενη μαγνητική ροή όπως περιγράφεται από τον νόμο του Faraday για την επαγωγή:

$$|E| = |d\phi_B / dt| \quad (1)$$

Από τον παραπάνω τύπο, το  $|E|$  είναι το μέγεθος της ηλεκτρεγερτικής δύναμης(EMF) σε volts και το  $\phi_B$  είναι η μαγνητική ροή σε weber. Αυτή η αλλαγή συμβαίνει, διότι έχουμε έναν σταθερό μαγνήτη και ένα πηνίο που κινείται, ή το αντίστροφο, ένα σταθερό πηνίο και έναν κινούμενο μαγνήτη. Για ένα πηνίο, το EMF βασίζεται στον αριθμό των στροφών του πηνίου, τη δύναμη της μαγνητικής ροής και το ρυθμό μεταβολής της μαγνητικής ροής. Μία τυπική αρχιτεκτονική μπορεί να είναι ένας μαγνήτης ολίσθησης μέσα σε ένα ελλικοειδές πηνίο, το οποίο περιβάλλει τον μαγνήτη.

### 2.1.2. Πιεζοηλεκτρική μεταγωγή

Η πιεζοηλεκτρική μεταγωγή για τη συγκομιδή ενέργειας βασίζεται στην τάση που παράγεται όταν ένα πιεζοηλεκτρικό υλικό υπόκειται σε μηχανική παραμόρφωση. Το ποσό της τάσης που παράγεται είναι εξαρτόμενο από τις ιδιότητες του υλικού, το ποσό της παραμόρφωσης και την κατεύθυνση των εφαρμοζόμενων δυνάμεων. Ένας κοινός κανονισμός για τις πιεζοηλεκτρικές γεννήτριες είναι η αρχιτεκτονική δέσμης προβόλου. Η δέσμη προβόλου υπόκειται είτε σε μηχανική παραμόρφωση είτε σε εξωτερική ταλάντωση.

### 2.1.3. Ηλεκτροστατική μεταγωγή

Η παραγωγή ενέργειας από ηλεκτροστατική μεταγωγή βασίζεται στη φόρτιση των πλακών του πυκνωτή. Ο διαχωρισμός των φορτισμένων πλακών του πυκνωτή μεταβάλλεται από τις ταλαντώσεις και αλλάζει τη χωρητικότητα της δομής του πυκνωτή. Η αλλαγή στη χωρητικότητα αλλάζει την τάση στα άκρα του πυκνωτή σύμφωνα με τη θεμελιώση σχέση του πυκνωτή:

$$Q = C \cdot V \quad (1.1)$$

Από την παραπάνω σχέση το φορτίο του πυκνωτή  $Q$  είναι ίσο με τη χωρητικότητα  $C$  φορές την τάση  $V$ . Όταν η χωρητικότητα μειώνεται(από έναν αυξανόμενο διαχωρισμό των πλακών του πυκνωτή), η τάση στον πυκνωτή αυξάνει(επειδή υπάρχει ένα φορτίο στον πυκνωτή). Ως εκ τούτου, η μηχανική ενέργεια εξαιτίας των ταλαντώσεων ή της κίνησης που αυξάνει το διαχωρισμό των πλακών μετατρέπεται σε ηλεκτρική ενέργεια.

## 2.2. Μέθοδοι συγκομιδής και αξιοποίησης ενέργειας

### A. Πιεζοηλεκτρισμός

Οι Brothers Pierre και Jacques Curie ανακάλυψαν το πιεζοηλεκτρικό φαινόμενο σε κρυστάλλους χαλαζία το 1880. Σε γενικές γραμμές, μπορεί να οριστεί ως η μετατροπή της μηχανικής ενέργειας σε ηλεκτρική ενέργεια (άμεσο αποτέλεσμα) ή η μετατροπή της ηλεκτρικής ενέργειας σε μηχανική ενέργεια (αντίστροφο αποτέλεσμα). Το άμεσο πιεζοηλεκτρικό φαινόμενο προβλέπει ότι δημιουργείται ένα ηλεκτρικό φορτίο όταν υποβάλλεται σε μηχανική ενέργεια, είτε παραδίδεται από συμπίεση, έλξη ή απλά ταλάντωση. Με τη σειρά του, το αντίστροφο πιεζοηλεκτρικό φαινόμενο ορίζεται ως η ικανότητα του πιεζοηλεκτρικού υλικού να παράγει μηχανική ενέργεια, όταν υποβάλλεται σε ένα ηλεκτρικό φορτίο σε αντίθετες πλευρές.

### B. Θερμική Ενέργεια

Η θερμοκρασία του σώματος αλλάζει όταν λαμβάνει ή παρέχει ενέργεια. Σε αυτή την κατάσταση, τα μόρια βρίσκονται σε συνεχή κίνηση και αυτή η ανακίνηση μετράται από τη θερμοκρασία.

Μόνο από τη διαφορά της θερμοκρασίας μπορεί να είναι εγγυημένη η εξαγωγή ενέργειας από μια θερμική δεξαμενή, όπως είναι το σώμα. Η δυνατότητα μετατροπής μεταξύ θερμότητας και έργου έχει περιοριστεί σε θερμικές μηχανές. Η δεύτερη αρχή της θερμοδυναμικής, που αναπτύχθηκε από τον Sadi Carnot το 1824, αναφέρεται ως εξής: "Για να είναι συνεχής η μετατροπή της θερμότητας σε έργο, ένα σύστημα πρέπει να εκτελέσει ακατάπαυστα κύκλους μεταξύ θερμών και ψυχρών πηγών. Σε κάθε κύκλο, εκχυλίζεται ένα ορισμένο ποσό της θερμότητας από τη θερμή πηγή, το οποίο τμηματικά μετατρέπεται σε έργο, ενώ το υπόλοιπο απορρίπτεται στην ψυχρή πηγή".

Η εξίσωση του Carnot που βασίζεται στον 1<sup>ο</sup> και 2<sup>ο</sup> νόμο της θερμοδυναμικής είναι μια μαθηματική έκφραση αναφοράς για τη μετατροπή της θερμικής ενέργειας σε έργο. Η θεωρητική μέγιστη απόδοσή του σε μια μηχανή ατμού σχετίζεται με τις θερμικές δεξαμενές που διατηρούνται σε ζεστές,  $T_h$  και κρύες,  $T_c$  θερμοκρασίες.

Η θερμοηλεκτρική μετατροπή λειτουργεί απορροφώντας και απελευθερώνοντας θερμότητα στη διεπαφή σύνδεσης μεταξύ των διαφόρων ηλεκτρικών αγωγών (θερμοστοιχεία ή θερμοσυνδέσεις). Ένα θερμοζεύγος ορίζεται ως ένα αισθητήριο που αποτελείται από δύο μέταλλα ή κράματα, που ενώνονται ηλεκτρικά στα άκρα τους, με αποτέλεσμα να προκύπτουν δύο κόμβοι. Όταν αυτά τα άκρα υπόκεινται σε διαφορετικές θερμοκρασίες, το θερμοηλεκτρικό κύκλωμα έχει ένα ηλεκτρικό ρεύμα. Ένας από αυτούς τους κόμβους ονομάζεται κόμβος μέτρησης και υποβάλλεται σε θερμοκρασία για να μετρηθεί, ενώ ο άλλος κόμβος, κόμβος αναφοράς και εφαρμόζεται σε μία γνωστή θερμοκρασία, συνήθως στη θερμοκρασία του παγωμένου λουτρού, δηλαδή περίπου 12 έως 15 βαθμούς Κελσίου.

Η ηλεκτρεγερτική δύναμη, η οποία παράγει ηλεκτρικό ρεύμα, παράγεται από τη διαφορά μεταξύ των θερμοκρασιών των κόμβων. Για τη μέτρηση αυτής της θερμικής ηλεκτρεγερτικής δύναμης, το θερμοηλεκτρικό κύκλωμα είναι ανοικτό σε κάποιο σημείο, όπου εισάγεται ένα βολτόμετρο. Μετά την ανακάλυψη του θερμοηλεκτρισμού από τον Alexandre Volta (1800), έχουν αναπτυχθεί άλλες μελέτες σχετικά με τις επιδράσεις της θερμικής παραγωγής ηλεκτρικής ενέργειας, από τους Thomas Seebeck (1821), Jean Peltier (1834) και William Thomson ή αλλιώς

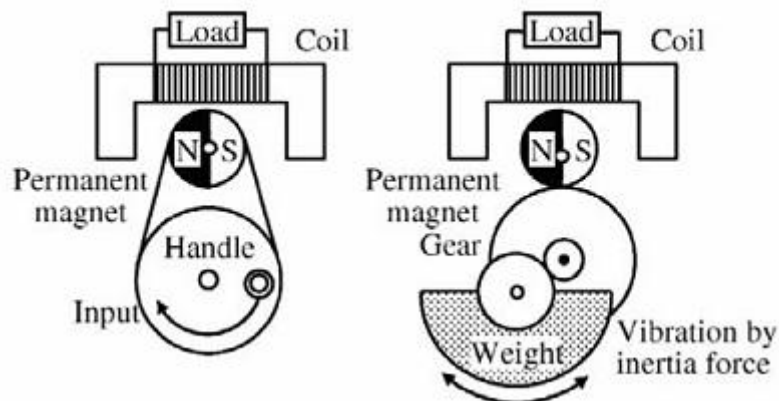
Λόρδος Κέλβιν(1848-1854). Αυτοί οι επιστήμονες έχουν οδηγήσει την ονοματοποίηση των τριών βασικών επιδράσεων του θερμοηλεκτρισμού, οι οποίες συνδέονται μεταξύ τους ,αν και είναι διαφορετικές. Οι επιπτώσεις αυτές είναι γνωστές ως θερμοηλεκτρικά αποτελέσματα και η ονομασία τους αυτή, διότι συμπεριλαμβάνεται είτε η θερμοκρασία είτε η ηλεκτρική ενέργεια. Η επίδραση του Seebeck μετατρέπει θερμική ενέργεια σε ηλεκτρική ενέργεια, ενώ το φαινόμενο του Peltier σχετίζεται με την απορρόφηση ή εκπομπή θερμότητας σε παρουσία ενός ηλεκτρικού ρεύματος στους κόμβους. Ωστόσο και οι δύο παραπάνω επιδράσεις δρουν σε διαφορετικά υλικά. Τέλος, η επίδραση Thomson παρουσιάζει ομοιότητες με το φαινόμενο Peltier, καθώς το ηλεκτρικό ρεύμα παράγει ένα διαφορετικό αποτέλεσμα θέρμανσης, σύμφωνα με την κατεύθυνση της θερμής/ψυχρής πηγής, αλλά στο ίδιο υλικό.

### C. Ηλεκτρομαγνητισμός

Ένα ηλεκτρικό πεδίο παράγει πάντα ένα μαγνητικό πεδίο και αντιστρόφως, ένα χρονικά μεταβλητό μαγνητικό πεδίο παράγει πάντα ένα ηλεκτρικό πεδίο. Ο νόμος της επαγωγής του Faraday περιγράφει την τροποποίηση που επάγει ένα μαγνητικό πεδίο σε ένα ηλεκτρικό ρεύμα. Με τη σειρά της, η εξίσωση του Ampere-Maxwell αναφέρει την τροποποίηση που παράγεται από ένα ηλεκτρικό πεδίο σε ένα μαγνητικό πεδίο.

Υπάρχουν πολλά είδη ηλεκτρικών γεννητριών που χρησιμοποιούν μηχανικές ταλαντώσεις, συμπεριλαμβανομένων και εκείνων που βρίσκονται επί του παρόντος σε συχνοτικά κυκλώματα ρολογιού και ραδιοφώνου.

Υπάρχουν δύο τύποι μηχανικών γεννητριών: αυτές που χρησιμοποιούν τη σχετική κίνηση των αντικειμένων, στην οποία το σύστημα παραγωγής είναι συνδεδεμένο και εκείνες που χρησιμοποιούν την άκαμπτη κίνηση του σώματος. Οι βασικές ρυθμίσεις τους φαίνονται στην Εικόνα 2.



Εικόνα 2. Τύποι μηχανικών γεννητριών: α) σχετική κίνηση, β) άκαμπτο σώμα.  
(J. Paulo and P.D. Gaspar, World Congress on Engineering, Vol II, 2010)

Και τα δύο συστήματα χρησιμοποιούν την αρχή της ηλεκτρομαγνητικής επαγωγής για να μετατρέψουν την κίνηση σε ηλεκτρική ενέργεια. Η σχετική κίνηση του επαγωγίσιμου που αντιστοιχεί στο μόνιμο μαγνήτη δίδεται από τη σχετική κίνηση του αντικειμένου στην οποία στηρίζεται το σύστημα παραγωγής. Στην περίπτωση της άκαμπτης κίνησης του σώματος, η δύναμη αδράνειας του βάρους είναι εγκατεστημένη στην γεννήτρια. Αυτά τα σχετικά συστήματα κίνησης χρησιμοποιούνται στις γεννήτριες και τα κινητά τηλέφωνα. Όταν η λαβή μετακινείται κατά 10cm (διάμετρος) με δύναμη 10N με ρυθμό 3 rev/sec παράγονται

9,3W (αδιαφορώντας για τις απώλειες), 10 φορές υψηλότερη από την ενέργεια που παράγεται από το άκαμπτο σώμα.

Ο τύπος της άκαμπτης κίνησης του σώματος είναι πιο επιρρεπής σε κινήσεις ταλάντωσης παρά στις σταθερές κινήσεις, δεδομένου ότι χρησιμοποιεί την αδράνεια, δηλαδή την αντίσταση στην κίνηση. Η διαθέσιμη ενέργεια για κάθε κύκλο ταλάντωσης είναι μόνο η κινητική ενέργεια που παραμένει στο σύστημα. Υποθέτοντας ότι ο εξοπλισμός συνδέεται με το σώμα ενός ατόμου και λαμβάνοντας υπόψη ότι η κίνηση του βάρους είναι ισοδύναμη με την κίνηση του σώματος του ανθρώπου, η κινητική ενέργεια είναι περίπου 10μJ και η ηλεκτρική ισχύς που παράγεται είναι περίπου 10μW, οι οποίες είναι χαμηλότερες τιμές από εκείνες που παράγονται από την σχετική κίνηση. Έτσι, αυτή η γεννήτρια μπορεί να λειτουργεί ασυνείδητα και μπορεί να εγκατασταθεί οπουδήποτε, διατηρώντας παράλληλα μια σημαντική ποσότητα ενέργειας. Υπάρχουν μερικές αποτελεσματικές μεθόδους για το μηχανισμό αυτό, όπως γεννήτριες συντονισμού, γεννήτριες αυτοδιέγερσης και γεννήτριες περιστροφής, όπως είναι τα γυροσκόπια.

### 2.3. Πλεονεκτήματα της συγκομιδής ενέργειας

Η συγκομιδή ενέργειας προσφέρει πολλά οφέλη για τον τελικό χρήστη ανά εφαρμογή. Οι λύσεις που προσφέρει η συγκομιδή ενέργειας μπορούν να μειώσουν την εξάρτηση της ισχύος της μπαταρίας και είναι επαρκείς για την πλήρη εξάλειψη της μπαταρίας.

Η συσκευή συγκομιδής ενέργειας μπορεί να τροφοδοτείται μόνο από το συλλέκτη και βασίζεται στον εσωτερικό χώρο αποθήκευσης ενέργειας για να εξομαλύνει τις διακυμάνσεις. Για παράδειγμα, ο θερμοηλεκτρισμός μπορεί να παράγει watts ανά κυβικό εκατοστό, ενώ ο πιεζοηλεκτρισμός στους ενεργοποιητές και τις μηχανές ταλαντώσεις μπορεί να εμφανίσει 60% απόδοση, ενώ μειώνει και το κόστος εγκατάστασης. Παρακάτω παρουσιάζονται τα βασικά οφέλη που προσφέρει η ενεργειακή συγκομιδή και η αξιοποίησή της.

- I. Μειώνει το κόστος συντήρησης και επιτρέπει στις συσκευές να μη χρειάζονται την αντικατάσταση της μπαταρίας.
- II. Η διάρκεια ζωής των συσκευών συγκομιδής ενέργειας χωρίς μπαταρίες είναι τουλάχιστον 10 χρόνια περισσότερη σε σχέση με τη διάρκεια ζωής των ασύρματων συσκευών που λειτουργούν με κανονική μπαταρία, κάτι το οποίο προσφέρει πολύτιμες αποσβέσεις.
- III. Παρέχει μακροπρόθεσμες λύσεις στους κόμβους του δικτύου. Μια αξιόπιστη αυτοτροφοδοτούμενη συσκευή θα παραμείνει λειτουργική ουσιαστικά στην ενέργεια του περιβάλλοντος χώρου. Αυτή η συσκευή ταιριάζει απόλυτα για τις μακροπρόθεσμες εφαρμογές.
- IV. Η συγκομιδή μπορεί να εξαλείψει την ανάγκη για νέες μπαταρίες και το ενεργειακό κόστος των αντικαταστάσεων μπαταρίας.
- V. Η επόμενη γενιά συσκευών συλλογής ενέργειας θα είναι μικρότερη, χαμηλότερου κόστους και μεγάλης διάρκειας ζωής. Με τα στατιστικά στοιχεία ζήτησης για τις συσκευές συγκομιδής ενέργειας, στην περιοχή της Ευρώπης, Μέσης Ανατολής και Αφρικής προβλέπονται περίπου 670 εκατομμύρια δολάρια το 2017, με μια μέση ετήσια αύξηση 42,8% και μια βελτίωση της πυκνότητας ενέργειας που θα διευρύνει το πεδίο εφαρμογής της έρευνας, ενώ θα επεκτείνει και την αγορά κατά 48%. Θα ανακοινωθούν πολλές συσκευές ενεργειακής συγκομιδής για την αξιοποίηση του ανθρώπινου σώματος, χωρίς την ανάγκη περαιτέρω παρεμβατικής χειρουργικής επέμβασης. Σύμφωνα με την IDTechEx προβλέπεται ότι ένας αρκετά μεγάλος αριθμός συσκευών συλλογής ενέργειας θα πωληθούν σε ηλεκτρονικά ιατρικά αναλώσιμα. Η συγκομιδή ενέργειας λοιπόν, θα τροφοδοτήσει πολλά από τα ιατρικά

αναλώσιμα που απαιτούνται για την αυτοδιάγνωση και τη διανομή φαρμάκου σε μελλοντικές ημέρες .

## 2.4. Το σώμα ως μια πηγή ενέργειας - Θεωρητικές εκτιμήσεις

Η ιδέα της συγκομιδής ενέργειας από την ανθρώπινη κίνηση βασίζεται στο γεγονός ότι η μέση ενεργειακή δαπάνη ενός ατόμου, που ουσιαστικά είναι το ποσό της ενέργειας το οποίο χρησιμοποιείται από το σώμα, είναι  $1.07 \cdot 10^7 J$  ανά ημέρα, ποσό που ισοδυναμεί περίπου με 800 AA(2500 mAh) μπαταρίες , των οποίων το συνολικό βάρος είναι περίπου 20 κιλά. Αυτή η ενέργεια παράγεται από ενεργειακά πυκνές πηγές. Σε σύγκριση με τις μπαταρίες, αυτή η ποσότητα ενέργειας μπορεί να παραχθεί από 0.2 kg σωματικού λίπους. Σημειώνουμε εδώ ότι η ανθρώπινη ενέργεια προέρχεται από τα τρόφιμα (υδατάνθρακες, λίπη και πρωτεΐνες) και η ειδική ενέργεια των τροφίμων είναι τυπικά 35 έως 100 φορές περισσότερη από την ειδική ενέργεια των μπαταριών που είναι διαθέσιμες επί του παρόντος, ανάλογα με τον τύπο των μπαταριών που χρησιμοποιούνται.

Οι σημαντικές ποσότητες της ανθρώπινης ενέργειας που απελευθερώνεται από το σώμα με τις μορφές της θερμότητας και της κίνησης ανοίγει το δρόμο για την ανάπτυξη τεχνολογιών που μπορούν να αξιοποιήσουν αυτή την ενέργεια για την τροφοδότηση ηλεκτρονικών συσκευών. Η κύρια πρόκληση για την ανάπτυξη μιας τέτοιας τεχνολογίας είναι η κατασκευή μιας συσκευής που θα αξιοποιεί όσο το δυνατόν περισσότερη ενέργεια, ενώ παρεμβαίνει ελάχιστα με τις φυσικές λειτουργίες του σώματος. Επιπλέον, μία τέτοια συσκευή θα πρέπει ιδανικά να μην αυξήσει το μεταβολικό κόστος, δηλαδή, την ποσότητα της ενέργειας που απαιτείται από ένα πρόσωπο για να εκτελέσει τις δραστηριότητές του.

Η μηχανική αποτελεσματικότητα του ανθρώπινου σώματος υπολογίζεται ότι είναι περίπου 15-30%, που σημαίνει ότι το μεγαλύτερο μέρος της ενέργειας που καταναλώνεται ως τροφή απελευθερώνεται στην ατμόσφαιρα ως θερμότητα. Ως εκ τούτου, φαίνεται λογική η προσπάθεια συγκομιδής αυτής της θερμικής ενέργειας και η μετατροπή της σε ηλεκτρική ενέργεια. Με βάση την εξίσωση του Carnot, είναι δυνατόν να υπολογιστεί η μέγιστη απόδοση μιας θερμικής μηχανής, η οποία είναι μια συσκευή που μετατρέπει τη θερμική ενέργεια σε μηχανική ενέργεια. Σε μία θερμοκρασία περιβάλλοντος  $0^\circ C$ , η βέλτιστη απόδοση ενός τέτοιου συστήματος θερμικής συγκομιδής θα ήταν:

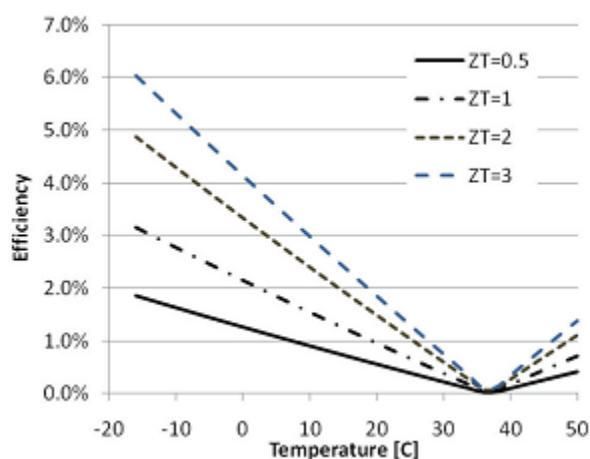
$$Efficiency = \frac{T_{Body} - T_{Ambient}}{T_{Body}} = \frac{310 - 273}{310} = 12\% \quad (2)$$

Όπου οι  $T_{Body}$  και  $T_{Ambient}$  είναι οι θερμοκρασίες του σώματος και οι περιβάλλουσες θερμοκρασίες σε βαθμούς Kelvin, αντίστοιχα. Η κύρια τεχνολογία για τη μετατροπή της θερμότητας σε ηλεκτρική ενέργεια σε αυτό το εύρος των διαφορών θερμοκρασίας βασίζεται σε θερμοηλεκτρικά υλικά. Η αποδοτικότητα των θερμοηλεκτρικών συσκευών είναι κατώτερη από εκείνη των κινητήρων θερμότητας (όπως δίνεται από την εξίσωση του Carnot) και δίνεται από την ακόλουθη εξίσωση:

$$\mu = \frac{\Delta T}{T_h} \cdot \frac{\sqrt{1 + ZT} - 1}{\sqrt{1 + ZT} + \frac{T_c}{T_h}} \quad (2.1)$$

Στην παραπάνω σχέση το  $\mu$  είναι η απόδοση της συσκευής, το  $T_h$  είναι η θερμοκρασία ζέστης, ενώ το  $T_c$  είναι η θερμοκρασία ψύξης. Επιπλέον, ως  $\Delta T = T_h - T_c$  ορίζεται η διαφορά θερμοκρασίας και  $ZT$  είναι ο συντελεστής κέρδους για τη συσκευή. Μεταξύ των θερμοηλεκτρικών υλικών, κράματα τα οποία βασίζονται στο βισμούθιο σε συνδυασμό με αντιμόνιο, τελλούριο ή σελήνιο είναι τα πλέον κατάλληλα για χρήση σε συσκευές, για τη μετατροπή της θερμότητας του ανθρώπινου σώματος σε ηλεκτρισμό. Τυπικά, ο συντελεστής κέρδους για τις θερμοηλεκτρικές γεννήτριες είναι στην καλύτερη περίπτωση  $ZT \approx 1$ . Παρά το γεγονός ότι έχουν γίνει μόνο πολύ μικρές βελτιώσεις σε αυτό το μέγεθος κέρδους κατά τις τελευταίες δεκαετίες, η αναμενόμενη πρόοδος στην ανάπτυξη νέων υλικών με υψηλότερα ποσοστά κέρδους θα μπορούσε να αυξήσει την αποτελεσματικότητα των θερμοηλεκτρικών γεννητριών.

Επιπλέον, πρέπει να υπενθυμιστεί ότι η αποτελεσματικότητα αυτών των συσκευών εξαρτάται από τη διαφορά θερμοκρασίας μεταξύ του σώματος και του περιβάλλοντος και συνεπώς, όσο μεγαλύτερη είναι η διαφορά, τόσο μεγαλύτερη είναι η αύξηση της αποτελεσματικότητας και αντίστροφα (Εικόνα 2.1).



Εικόνα 2.1. Αποτελεσματικότητα θερμοηλεκτρικής συσκευής ως συνάρτηση της θερμοκρασίας περιβάλλοντος και του συντελεστή κέρδους (η θερμοκρασία σώματος θεωρείται ότι είναι 37°C). (Raziel Riemer and Amir Shapiro, Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, 8:22, 2011)

Για μια θερμοκρασία περιβάλλοντος 0 °C και  $ZT \approx 1$ , η σχέση (2) αποκαλύπτει ότι η πραγματική αποτελεσματικότητα μιας τέτοιας συσκευής θα είναι περίπου 2,15% (4% για ένα υλικό με  $ZT \approx 3$ ). Μια άλλη σημαντική παράμετρος στη συγκομιδή ενέργειας από το ανθρώπινο σώμα είναι οι μηχανισμοί μέσω των οποίων η θερμότητα χάνεται στο περιβάλλον. Οι δύο τρόποι εκπομπής θερμότητας είναι η μεταφορά θερμότητας (αισθητή θερμότητα) και η απώλεια θερμότητας μέσω της εξάτμισης (ιδρώτας = λανθάνουσα θερμότητα) (Πίνακας 1), αλλά οι θερμοηλεκτρικές συσκευές δε μπορούν να εκμεταλλευτούν μόνο τη διαφορά θερμοκρασίας, δηλαδή η αισθητή θερμότητα και ως εκ τούτου η λανθάνουσα θερμότητα "χάνονται".

Η συνολική αισθητή θερμότητα που απελευθερώνεται στην ατμόσφαιρα από ένα άτομο που περπατάει, σε φυσική ταχύτητα είναι περίπου 100Watt. Αν μπορούσαμε να συλλάβουμε όλη αυτή την ενέργεια και την μετατρέψουμε σε ηλεκτρική ενέργεια με απόδοση 2,15%, η μέγιστη διαθέσιμη ισχύς κατά τη βόλτα θα ήταν περίπου 2 Watt. Ωστόσο, για τη συγκομιδή αυτής της ενέργειας, θα ήταν αναγκαίο να καλύψουμε το σώμα με ένα θερμοηλεκτρικό υλικό (ίσως και ένα σακάκι ή ένα ένδυμα σαν ένα σκάφανδρο).



Ο σχεδιασμός ενός ρούχου με ένα ενσωματωμένο θερμοηλεκτρικό υλικό που θα καλύπτει μέρος του σώματος, ή ολόκληρο το σώμα, αποτελεί προφανώς μια πρόκληση. Δεδομένο θα θεωρηθεί ότι σε κρύο καιρό, η συσκευή θα πρέπει να λειτουργεί ως θερμικός μονωτής. Ωστόσο, επί του παρόντος τα διαθέσιμα θερμοηλεκτρικά υλικά έχουν μια πολύ υψηλότερη θερμική αγωγιμότητα από τυπικά υλικά.

	Σύνολο(W)	Αισθητή(W)	Λανθάνουσα(W)
<b>Κατάσταση ηρεμίας</b>	100	60	40
<b>Ελαφριά εργασία(γράφισμο)</b>	120	65	55
<b>Φαγητό</b>	170	75	95
<b>Περπάτημα, 3 μίλια/ώρα</b>	305	100	205
<b>Σκληρή εργασία</b>	465	165	300
<b>Αθλητισμός</b>	525	185	340

Πίνακας 1. Ανθρώπινη εκπομπή θερμότητας σε διαφορετικές δραστηριότητες.  
(Πηγή: 1977 fundamentals, ASHRE Handbook & Product Directory ambient temp= 25.5°C)

Επιπλέον, μία τέτοια συσκευή θα πρέπει να επιτρέπει την εξάτμιση του ιδρώτα. Ωστόσο, αυτό θα σήμαινε ότι ορισμένη ποσότητα από την αισθητή θερμότητα θα ρέει έξω διαμέσου των ανοιγμάτων, προκαλώντας απώλεια της διαθέσιμης ενέργειας. Τα παραπάνω δεδομένα υποδηλώνουν ότι αυτή η τεχνολογία θα είναι πιο πρακτική για εφαρμογές χαμηλής ισχύος, για τις οποίες θα ήταν απαραίτητο να καλύπτουν μόνο ένα μικρό μέρος του σώματος. Ένα τέτοιο παράδειγμα είναι το ρολόι Seiko Thermic, μια συσκευή η οποία χρησιμοποιεί ένα θερμοηλεκτρικό υλικό για να δημιουργήσει τη δική του ισχύ.

Η σχετικά χαμηλή ισχύς εξόδου της θερμοηλεκτρικής τεχνολογίας οδήγησε στη μελέτη της εκμετάλλευσης της μηχανικής ενέργειας που μπορεί να προέρχεται από το σώμα κατά τη διάρκεια της κίνησης για την παραγωγή ηλεκτρικής ενέργειας. Κατά τη μελέτη μιας συγκεκριμένης κίνησης ως υποψήφια για τη συγκομιδή της ενέργειας, θα πρέπει να λαμβάνονται υπόψη οι ακόλουθοι βασικοί παράγοντες. Πρώτον, οι μύες εκτελούν θετικό και αρνητικό μηχανικό έργο σε κάθε κίνηση: Κατά τη διάρκεια της φάσης θετικού έργου, οι μύες παράγουν την κίνηση, ενώ στις αρνητικές φάσεις έργου, οι μύες απορροφούν ενέργεια και δρουν ως φρένα για να επιβραδύνουν ή να σταματήσουν την κίνηση.

Το καθορισμένο θετικό και αρνητικό έργο των μυών ορίζεται ως εξής: Θετικό έργο είναι η εργασία που εκτελείται από τους μύες κατά τη διάρκεια μιας ομόκεντρης σύσπασης, δηλαδή, σύμπτυξης του μυός, όταν η ροπή που εφαρμόζεται από τον μυ στις αρθρώσεις ενεργεί στην ίδια κατεύθυνση με τη γωνιακή ταχύτητα. Όταν ο μυς εκτελεί θετικό έργο, δημιουργεί κίνηση. Ως εκ τούτου, η χρήση της θετικής ενέργειας (π.χ. μετατρέποντας ένα στρόφαλο για την παραγωγή ηλεκτρικής ενέργειας) θα αυξάνει πάντα το μεταβολικό κόστος. Από την άλλη πλευρά, το αρνητικό έργο είναι η εργασία που γίνεται κατά τη διάρκεια μιας έκκεντρης συστολής, δηλαδή επιμήκυνσης του μυός, όταν η ροπή του μυός δρά στην αντίθετη κατεύθυνση προς την γωνιακή ταχύτητα της άρθρωσης. Μια συσκευή συγκομιδής ενέργειας πρέπει να αντικαταστήσει μέρος της δράσης των μυών κατά τη διάρκεια του αρνητικού έργου και να δημιουργήσει αντίσταση για την επιβράδυνση της κίνησης, παρόμοια με την "παραγωγική πέδηση" στα υβριδικά αυτοκίνητα. Θεωρητικά, μία τέτοια συσκευή θα επιτρέψει την παραγωγή ενέργειας με ελάχιστη ή καμία παρεμβολή με φυσικές κινήσεις.

### 2.4.1. Συγκομιδή ενέργειας από το ανθρώπινο σώμα

Το ανθρώπινο σώμα αποτελεί μια τεράστια αποθήκη ενέργειας. Μόνο ένα γραμμάριο λίπους αποθηκεύει εννέα διαιτητικές θερμίδες, το οποίο είναι ισοδύναμο με 9000 θερμίδες

$$\text{ή } \left( \frac{9,000 \text{ θερμίδες}}{1 \text{ g λίπους}} \right) \left( \frac{4.19 \text{ J}}{\text{θερμίδα}} \right) = 37,700 \text{ J ανά γραμμάριο λίπους.}$$

Ένας μέσος άνθρωπος 68 κιλών (150 λίβρες) με 15% σωματικό λίπος, αποθηκεύει ενέργεια περίπου ισοδύναμη με

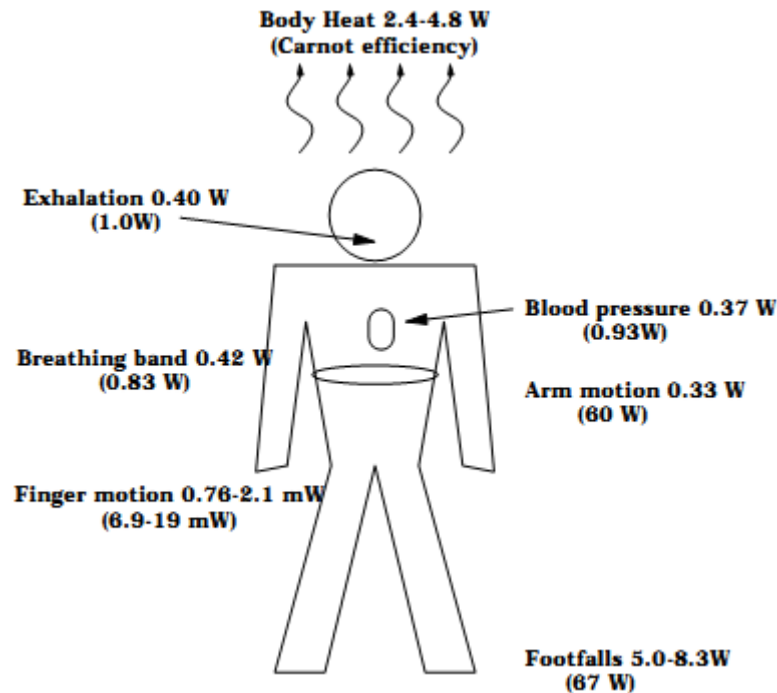
$$0.15(68 \text{ kg}) \left( \frac{1,000 \text{ g}}{1 \text{ kg}} \right) \left( \frac{37,700}{1 \text{ g λίπους}} \right) = 384 \text{ MJ}$$

Έτσι, ακόμη και αν ένα μικρό μέρος αυτής της αποθηκευμένης ενέργειας μπορεί να συγκομισθεί, μια φορητή συσκευή θα έχει να αξιοποιήσει ένα μεγάλο και ανανεώσιμο πόρο. Αν και οι ερευνητές εργάζονται για την ανάπτυξη in vivo κυψελών καυσίμου που οξειδώνουν τη γλυκόζη στο αίμα για την παροχή μιας πολύ μικρής ποσότητας ενέργειας (περίπου ένα milliwatt) για να τροφοδοτήσουν εμφυτεύματα χαμηλού κύκλου λειτουργίας, όπως αποτελεσματικούς βιοϊατρικούς αισθητήρες, η απευθείας αξιοποίηση των βιολογικών διαδικασιών που μετατρέπουν το λίπος σε ενέργεια είναι μια διαθέσιμη τεχνολογία επί του παρόντος. Από την άλλη πλευρά, η ενέργεια μπορεί να συγκομισθεί έμμεσα από τις καθημερινές ενέργειες του χρήστη ή θα μπορούσε να δημιουργηθεί σκόπιμα από το χρήστη. Ο Πίνακας 2 παρουσιάζει το ποσό της ενέργειας που χρησιμοποιείται από το ανθρώπινο σώμα κατά τη διάρκεια διαφόρων δραστηριοτήτων. Στο σημείο αυτό πρέπει να σημειωθεί ότι η καθημερινή ανθρώπινη δραστηριότητα καταναλώνει ενέργεια σε κλίμακα 81-1630W. Λαμβάνοντας υπόψη ότι κάθε τεχνική που συλλέγει παρασιτικά ενέργεια από τις ανθρώπινες δραστηριότητες πρέπει να είναι εντελώς διακριτική ώστε να υιοθετηθεί, ίσως δύο watt θα μπορούσαν να συγκομιστούν κάπου για ένα κινητό τηλέφωνο ή έναν υπολογιστή στο σώμα, χωρίς την εναπόθεση ενός δυσβάστακτου φορτίου για τον χρήστη.

Δραστηριότητα	Kilocal/hr	Watts
Ύπνος	70	81
Ήσυχ ο ξάπλωμα	80	93
Κάθισμα	100	116
Ηρεμία	110	128
Συνομιλία	110	128
Γεύμα	110	128
Περίπατος	140	163
Οδήγηση αυτοκινήτου	140	163
Βιολί ή πιάνο	140	163
Δουλειές σπιτιού	150	175
Ξυλουργική	230	268
Πεζοπορία, 4 μίλια/ώρα	350	407
Κολύμπι	500	582
Ορειβασία	600	698
Τρέξιμο μεγάλης απόστασης	900	1.048
Σπρίντ	1.400	1.630

Πίνακας 2. Δαπάνες ανθρώπινης ενέργειας για επιλεγμένες δραστηριότητες.  
(T. Starner, IBM SYSTEMS JOURNAL, VOL 35, NOS 3&4, 1996)

Οι ακόλουθες υποενότητες εξετάζουν τη δυνατότητα αυτή σε σχέση με την ανάκτηση ενέργειας από τη θερμότητα του σώματος, την αναπνοή, την αρτηριακή πίεση, την κίνηση του βραχίονα και το περπάτημα. Μια περίληψη της συνολικής ενέργειας που ανακτάται από πηγές του ανθρώπινου σώμα παρουσιάζεται στην Εικόνα 2.2. Σημειώστε, ωστόσο, ότι η ενέργεια που συλλέγεται από τον χρήστη μπορεί να απαιτήσει αξιοσημείωτες συνθήκες (αποθήκευση, τάση/ρεύμα ή σύνθετη αντίσταση μετατροπής, κλπ.) πριν μπορέσει να χρησιμοποιηθεί για μια εφαρμογή.



Εικόνα 2.2. Πιθανή ανάκτηση ενέργειας από πηγές του ανθρώπινου σώματος. Η συνολική ενέργεια για κάθε μία δράση περιλαμβάνεται σε παρένθεση. (T.Starner, IBM SYSTEMS JOURNAL, VOL 35, NOS 3&4, 1996)

#### 2.4.1.1. Ενέργεια από τη θερμότητα του σώματος

Δεδομένου ότι το ανθρώπινο σώμα εκπέμπει ενέργεια ως θερμότητα, είναι φυσικό επακόλουθο να προσπαθήσει να αξιοποιήσει αυτή την ενέργεια. Ωστόσο, η απόδοση Carnot θέτει ένα ανώτατο όριο για το πόσο καλά μπορεί να ανακτηθεί αυτή η θερμότητα. Υποθέτοντας κανονική θερμοκρασία σώματος και μια σχετικά χαμηλή θερμοκρασία δωματίου (20°C), η απόδοση Carnot είναι

$$\frac{T_{body} - T_{ambient}}{T_{body}} = \frac{(310K - 293K)}{310K} = 5.5\%$$

Σε ένα θερμότερο περιβάλλον (27 °C) η απόδοση Carnot πέφτει στο

$$\frac{T_{body} - T_{ambient}}{T_{body}} = \frac{(310K - 300K)}{310K} = 3.2\%$$

Ο υπολογισμός αυτός παρέχει μια ιδανική τιμή. Σήμερα, οι θερμοηλεκτρικές γεννήτριες που ίσως μπορούσαν να αξιοποιήσουν αυτή την ενέργεια δεν προσεγγίζουν την απόδοση

Carnot στην μετατροπή της ενέργειας. Παρά το γεγονός ότι οι εργασίες πάνω σε νέα υλικά και νέες προσεγγίσεις για θερμοηλεκτρικά υπόσχονται να βελτιώσουν κάπως την απόδοση μετατροπής, τα σημερινά πρότυπα είναι 0.2% έως 0.8% αποτελεσματικά για τις διαφορές της θερμοκρασίας από 5 έως 20°C, όπως αναμενόταν για ένα φορητό σύστημα σε εύκρατα περιβάλλοντα. Για χάρην της συζήτησης, το θεωρητικό όριο Carnot θα χρησιμοποιηθεί στην ανάλυση που ακολουθεί, ως εκ τούτου, οι αριθμοί είναι αισιόδοξοι.

Σύμφωνα με τον Πίνακα 2 παρατηρείται ότι ενώ καθόμαστε, ένα συνολικό ποσό 116W ενέργειας είναι διαθέσιμο. Χρησιμοποιώντας μια μηχανή Carnot για τη μοντελοποίηση της ανακτήσιμης ενέργειας παράγονται 3.7 έως 6.4W ενέργειας. Σε πιο ακραίες διαφορές θερμοκρασίας, μπορούν να επιτευχθούν υψηλότερες αποδόσεις, όμως δεν είναι πρακτικό η στέρηση θερμότητας από τον χρήστη σε δυσμενείς περιβαλλοντικές θερμοκρασίες.

Η εξατμιστική απώλεια θερμότητας από τους ανθρώπους αντιπροσωπεύει το 25% της συνολικής απαγωγής θερμότητάς τους, ακόμη και κάτω από τις καλύτερες συνθήκες. Αυτή η “ανεπαίσθητη αφίδρωση” αποτελείται από νερό που διαχέεται μέσω του δέρματος, ιδρωτοποιούς αδένες διατηρώντας το δέρμα των παλαμών και των πελμάτων εύκαμπτο και από κορεσμένο αέρα από το νερό που αποβάλλεται από τους πνεύμονες. Εντούτοις, η μέγιστη διαθέσιμη ενέργεια πέφτει στο 2.8-4.8W, χωρίς την εκ νέου προσπάθεια ανάκτησης της θερμότητας που αναλώθηκε από τη λανθάνουσα θερμότητα εξάτμισης.

Οι παραπάνω αποδόσεις υποθέτουν ότι όλη η θερμότητα που ακτινοβολείται από το σώμα συλλαμβάνεται και ιδανικά μετατρέπεται σε ενέργεια. Ωστόσο, ένα τέτοιο σύστημα θα ενθυλάκωνε το χρήστη σε κάτι παρόμοιο με μια στολή. Η μειωμένη θερμοκρασία στη θέση του εναλλάκτη θερμότητας θα είχε ως αποτέλεσμα το σώμα να περιορίσει τη ροή αίματος σε αυτή την περιοχή. Όταν η επιφάνεια του δέρματος συναντά κρύο αέρα, μια ταχεία συστολή των αιμοφόρων αγγείων στο δέρμα επιτρέπει η θερμοκρασία του δέρματος να προσεγγίσει τη θερμοκρασία του περιβάλλοντος και έτσι, η ανταλλαγή θερμότητας μειώνεται. Αυτή η αυτορύθμιση έχει ως αποτέλεσμα η θέση της αντλίας θερμότητας να γίνει το ψυχρότερο μέρος του σώματος, μειώνοντας περαιτέρω τις αποδόσεις της μηχανής Carnot, εκτός εάν η στολή χρησιμοποιείται ως μέρος του σχεδιασμού.

Ενώ μια πλήρης στολή είναι ακατάλληλη για πολλές εφαρμογές, ο λαιμός προσφέρει μια καλή τοποθεσία για ένα σφικτό περιλαίμιο, δίνοντας πρόσβαση σε μεγάλα κέντρα της ροής του αίματος. Ο λαιμός είναι περίπου το 1/15 της επιφάνειας της περιοχής του “πυρήνα” (εκείνα τα τμήματα που το σώμα προσπαθεί να κρατήσει συνεχώς ζεστά). Ως μια πρόχειρη εκτίμηση, υποθέτοντας ομοιόμορφη διάχυση της θερμότητας σε όλο το σώμα, ένα ανώτατο όριο των 0.20-0.32W θα μπορούσε να ανακτηθεί εύκολα από ένα τέτοιο στήριγμα αυχένα. Η κεφαλή μπορεί επίσης να είναι μια βολική πηγή θερμότητας για ορισμένες εφαρμογές, ενώ αποτελεί και ένα πολύ βολικό σημείο για τη σύζευξη αισθητηριακών πληροφοριών στο χρήστη. Η επιφάνεια της κεφαλής είναι περίπου τρεις φορές μεγαλύτερη από το λαιμό και θα μπορούσε να προσφέρει 0.60-0.96W ενέργειας προσφέροντας βέλτιστη μετατροπή. Ακόμα κι έτσι, η πρακτικότητα, η άνεση και η αποτελεσματικότητα ενός τέτοιου συστήματος είναι σχετικά περιορισμένα.

Παρά τους δεδομένους περιορισμούς που αναφέρονται παραπάνω, έχουν δημιουργηθεί θερμικά ηλεκτρικά συστήματα. Η εταιρεία Seiko Thermic έχει δημιουργήσει ένα ρολόι χεριού το οποίο χρησιμοποιεί 10 θερμοηλεκτρικές μονάδες για να παράγει επαρκή μW για να τρέξει η μηχανική κίνηση του ρολογιού από τη μικρή θερμική κλίση που παρέχεται από τη θερμότητα του σώματος, πάνω από θερμοκρασία περιβάλλοντος. Παρά το γεγονός ότι αυτό το εμπορικό παράδειγμα είναι πρόσφατο, η ιδέα αρθρώθηκε το 1978 στις Ηνωμένες Πολιτείες. Δεδομένης της εμπορικής παραγωγής τέτοιων θερμοπαραγωγικών συστημάτων,

μπορεί κανείς να φανταστεί μικρά δίκτυα αισθητήρων επί του σώματος που εργάζονται στην ίδια αρχή. Τα συστήματα αυτά μπορούν να αποθηκεύουν ενέργεια σε περιόδους υψηλότερου ΔΤ προκειμένου να συνεχίσουν να λειτουργούν κατά τις περιόδους των υψηλών θερμοκρασιών περιβάλλοντος. Επιπλέον, μια τέτοια αποθήκευση μπορεί να είναι χρήσιμη για την επικοινωνία αισθητήρων, ίσως για μια ιατρική συσκευή. Πράγματι, ένα τέτοιο προϊόν έχει ανακοινωθεί πρόσφατα από την εταιρεία Applied Digital Solutions ως "θερμογεννήτρια ζωής", μια θερμοηλεκτρική συσκευή μισού τετραγωνικού εκατοστού που είναι σε θέση να παράγει 10 μW ή περισσότερο, με 3Volt όταν είναι σε επαφή με το σώμα.

#### 2.4.1.2. Ενέργεια από την αναπνοή

Ένας μέσος άνθρωπος 68 kg έχει κατά προσέγγιση ένα ποσοστό εισαγωγής αέρα 30 λίτρα ανά λεπτό. Ωστόσο, η διαθέσιμη πίεση αναπνοής είναι μόνο 2% πάνω από την ατμοσφαιρική πίεση. Οι μελέτες δείχνουν ότι η ισχύς που καταναλώνεται από τον πνευμονικό αερισμό (αναπνοή) είναι μεταξύ 0.1 και 40Watts. Η αύξηση της προσπάθειας που απαιτείται για την πρόσληψη της αναπνοής μπορεί να έχει αρνητικές φυσιολογικές επιδράσεις και έτσι, μόνο η εκπνοή θα πρέπει να θεωρείται ως πηγή για την παραγωγή ενέργειας. Επομένως, η μέγιστη διαθέσιμη ενέργεια είναι:

$$W = p\Delta V = 0.02 \left( \frac{1.013 \cdot 10^5 \text{ kg}}{m \cdot \text{sec}^2} \right) \left( \frac{30l}{1 \text{ min}} \right) \left( \frac{1 \text{ min}}{60 \text{ sec}} \right) \left( \frac{1m^3}{1,000l} \right) = 1.0W$$

Κατά τη διάρκεια του ύπνου, ο ρυθμός της αναπνοής, και ως εκ τούτου, η διαθέσιμη ενέργεια, μπορεί να μειωθεί στο μισό, ενώ η αυξημένη δραστηριότητα αυξάνει τον ρυθμό της αναπνοής. Αναγκάζοντας αυξημένη πίεση αναπνοής με μια μάσκα πίεσης αεροπορικού τύπου μπορεί να αυξηθεί η διαθέσιμη ενέργεια κατά ένα συντελεστή 2.5, αλλά προκαλεί σημαντική ένταση στον χρήστη.

Για ορισμένους επαγγελματίες, όπως οι πιλότοι στρατιωτικών αεροσκαφών, αστροναύτες, ή χειριστές επικίνδυνων υλικών, τέτοιες μάσκες βρίσκονται ήδη σε ισχύ. Ωστόσο, η αποτελεσματικότητα του συνδυασμού του στροβίλου και της γεννήτριας είναι μόνο περίπου 40% και κάθε προσπάθεια για την αξιοποίηση αυτής της πηγής ενέργειας θα παρέχει πρόσθετο φορτίο για το χρήστη. Έτσι, το όφελος των εκτιμώμενων 0.40W της ανακτήσιμης ηλεκτρικής ενέργειας πρέπει να σταθμίζεται σε σχέση με τις άλλες, πιο βολικές μεθόδους που περιγράφονται στις ακόλουθες ενότητες.

Ένας άλλος τρόπος για την παραγωγή ενέργειας από την αναπνοή είναι να στερεώσουμε μια σφιχτή ζώνη γύρω από το στήθος του χρήστη. Από εμπειρικές μετρήσεις, υπάρχει μια αλλαγή 2.5 εκατοστών στην περίμετρο του θώρακα κατά την φυσιολογική αναπνοή και μια αλλαγή 5 εκατοστών κατά τη βαθιά αναπνοή. Ένα μεγάλο ποσό δύναμης μπορεί να διατηρηθεί πάνω από αυτό το διάστημα. Υποθέτοντας έναν αναπνευστικό ρυθμό 10 αναπνοών ανά λεπτό και μια φιλόδοξη δύναμη 100N που εφαρμόζεται πάνω από τη μέγιστη απόσταση 0.05m, η συνολική ενέργεια που μπορεί να παραχθεί είναι:

$$(100N)(0.05m) \left( \frac{10 \text{ breaths}}{1 \text{ min}} \right) \left( \frac{1 \text{ min}}{60 \text{ sec}} \right) = 0.83W$$

Ένας οδοντωτός τροχός ή μία διηλεκτρική γεννήτρια ελαστομερούς (ένα φυσικό ή συνθετικό πολυμερές που έχει ελαστικές ιδιότητες) που συνδέεται με μία ελαστική ταινία γύρω από το στήθος θα μπορούσε να χρησιμοποιηθεί για να ανακτήσει αυτή την ενέργεια.

Ωστόσο, η τριβή λόγω του μικρού μεγέθους των εξαρτημάτων μπορεί να προκαλέσει κάποια απώλεια ενέργειας. Με προσεκτικό σχεδιασμό, ένα σημαντικό μέρος αυτής της ενέργειας, μπορεί να ανακτηθεί, αλλά το προκύπτον ποσό των 0.42 W είναι ένα σχετικά μικρό ποσό ενέργειας. Ενώ μια τέτοια ταινία στο στήθος μπορεί στην αρχή να φαίνεται ακατάλληλη, κάποιες δημοφιλείς οθόνες για την αναπνοή και τον καρδιακό ρυθμό που πωλούνται ως εξοπλισμός άσκησης, χρησιμοποιούν παρόμοιες ζώνες στο στήθος για τους αισθητήρες τους. Εδώ, πρέπει να τονιστεί ότι η ιδέα της χρησιμοποίησης μια ζώνης στο στήθος για την ανάκτηση της ενέργειας από το χρήστη είναι αρκετά παλιά. Ο Charuis αναφέρει έναν παρόμοιο μηχανισμό για το κούρδισμα των ρολογιών το 1600. Ερευνητές έχουν διερευνήσει τη συγκομιδή ενέργειας από την αναπνοή για την τροφοδότηση εμφυτεύσιμων ηλεκτρονικών συσκευών. Οι *in vivo*<sup>1</sup> δοκιμές σε ζώα ενός πιεζοηλεκτρικού λεπτού ελαστικού φύλλου που είναι συνδεδεμένο με ένα ζεύγος νευρώσεων, όπου το φύλλο εκτείνεται κατά τη διάρκεια της αναπνοής, έχουν παράγει 17  $\mu\text{W}$  σε ένα σκύλο και με βελτιώσεις ισχυρίζονται ότι είναι σε θέση να επιτύχουν 1mW.

#### 2.4.1.3. Ενέργεια από την αρτηριακή πίεση

Ενώ η τροφοδοσία των ηλεκτρονικών με την αρτηριακή πίεση μπορεί να φαίνεται ανέφικτη, οι αριθμοί είναι πραγματικά εκπληκτικοί. Υποθέτοντας μια μέση αρτηριακή πίεση 100 mm Hg (η κανονική επιθυμητή πίεση του αίματος είναι 120/80 πάνω από την ατμοσφαιρική πίεση), μια καρδιακή συχνότητα 60 παλμών ανά λεπτό και καρδιακό όγκο παλμού 70 ml που διέρχεται μέσω της αορτής ανά παλμό, τότε η ενέργεια που παράγεται είναι:

$$(100\text{mm Hg}) \left( \frac{1.013 \cdot 10^5 \text{ kg/m} \cdot \text{sec}^2}{760\text{mmHg}} \right) \left( \frac{60\text{beats}}{1\text{min}} \right) \left( \frac{1\text{min}}{60\text{sec}} \right) \left( \frac{0.07\text{l}}{\text{beat}} \right) \left( \frac{1\text{m}^3}{1,000\text{l}} \right) = 0.93\text{W}$$

Αν και αυτό το ποσοστό ενέργειας μπορεί εύκολα να διπλασιαστεί κατά τη διάρκεια του τρεξίματος, είναι δύσκολη η αξιοποίηση αυτής της ενέργειας. Προσθέτοντας έναν στρόβιλο στο σύστημα θα μπορούσε να αυξήσει το φορτίο στην καρδιά, ίσως και σε επικίνδυνο βαθμό. Ωστόσο, ακόμη και αν το 2% της ενέργειας αυτής αξιοποιείται, θα μπορούσαν να λειτουργήσουν μικροεπεξεργαστές και αισθητήρες χαμηλής ισχύος. Έτσι, θα μπορούσαν να δημιουργηθούν αυτοτροφοδοτούμενοι ιατρικοί αισθητήρες. Οι Ramsay και Clark παρουσίασαν μια μελέτη σχεδιασμού σε μια παραλλαγή αυτής της ιδέας, χρησιμοποιώντας την αρτηριακή πίεση ώστε να οδηγεί μια πιεζοηλεκτρική γεννήτρια. Τα αποτελέσματα τους δείχνουν ότι μια γεννήτρια, χρησιμοποιώντας ένα πιεζοηλεκτρικό υλικό ενός τετραγωνικού εκατοστού θα ήταν ικανό να παρέχει ενέργεια στο επίπεδο των  $\mu\text{W}$  ακατάπαυστα και mW διακεκομμένα.

#### 2.4.1.4. Ενέργεια από αδρανειακά μικροσυστήματα

Στον κόσμο της κινητικότητας, τα ρολόγια τσέπης και ρολόγια χειρός αλλά και φορητές συσκευές με ενσωματωμένους υπολογιστές έχουν αναπτυχθεί κατά κόρον για τη συγκομιδή της μηχανικής ενέργειας. Τα προαναφερθέντα ρολόγια χρησιμοποιούν την κίνηση του σώματος του χρήστη κατά το βήδισμα, ή την κίνηση του χεριού του χρήστη κατά τη διάρκεια της καθημερινής δραστηριότητάς του για την ενεργοποίηση των μηχανισμών τους.

<sup>1</sup> Οι *in vivo* μελέτες είναι εκείνες στις οποίες τα αποτελέσματα των διαφόρων βιολογικών οντοτήτων δοκιμάζονται σε ζωντανούς οργανισμούς, συνήθως ζώα, συμπεριλαμβανομένων των ανθρώπων και των φυτών.

Οι αδρανειακές γεννήτριες ηλεκτρικής ενέργειας δεν πρέπει να περιορίζονται σε συστήματα που είναι χειρός ή τοποθετούνται στον καρπό του χεριού. Στο Διεθνές Συνέδριο για φορετούς υπολογιστές (ISWC) το 2003, οι Von Buren, Lukowicz και Troster σχημάτισαν μια παρόμοια θεωρητική προσέγγιση για τη παθητική διέγερση χρησιμοποιώντας ένα γραμμάριο μάζας τοποθετημένο σε ελατήριο. Τα πειράματά τους έδειξαν ότι μπορούν παρασιτικά να παράγονται έως και 200μW ενέργειας λόγω των ταλαντώσεων της μάζας, κατά τη διάρκεια που ο χρήστης περπατά.

Αρκετές δε συμπαγείς μικρογεννήτριες που βασίζονται στις ταλαντώσεις εμφανίζονται στη βιβλιογραφία αισθητήρων και ενεργοποιητών. Ο Mitcheson και οι συνεργάτες του έχουν παρουσιάσει μια εξαιρετική επισκόπηση τέτοιας βιβλιογραφίας. Αρκετές από αυτές είναι συμπαγείς μαγνητικές γεννήτριες που βασίζονται σε μικρές δομές υποεκατοστών με κινούμενους μαγνήτες ή πηνία, παρόμοιες σε σύλληψη με μία κεφαλή φωνογράφου.

Κατά συνέπεια, ο Ching έχει κατασκευάσει μικροελαττηριακές Faraday γεννήτριες 1 κυβικού εκατοστού που παράγουν 830μW σε συνεχείς ταλαντώσεις των 60 έως 100Hz με πλάτος 200μm κατά προσέγγιση, ενώ ο James έχει δημιουργήσει μια παρόμοια, αλλά κάπως μεγαλύτερη συσκευή που παράγει πάνω από ένα milliwatt σε αυτές τις συχνότητες διέγερσης και ο El-Hami έχει δημιουργήσει μία μαγνητική γεννήτρια 240 κυβικών χιλιοστών που ξεπερνά ένα milliwatt στα 320Hz. Τέτοιες συσκευές έχουν αρχίσει να εισέρχονται στην εμπορική σφαίρα με προϊόντα, όπως είναι ο συγκομιστής ενέργειας από τη Ferro Solutions στο Cambridge, η οποία ισχυρίζεται ότι θα αποκτήσει μια ενεργειακή πυκνότητα 120μW ανά κυβικό εκατοστό.

Επιπρόσθετα, ο Roundy και οι συνεργάτες του έχουν αναπτύξει μια συμπαγή πιεζοηλεκτρική γεννήτρια από μια δέσμη η οποία είναι κατασκευασμένη από ένα ζεύγος πλαστικοποιημένων λωρίδων τιτανικού ζirkονίου(PZT) για να σχηματίσουν ένα δίμορφο που παράγει σχεδόν 100μW όταν ανακινείται σε συντονισμό. Σε μια εφαρμογή πιο κοντά σε φορητές συσκευές, ένα μικρό πιεζοηλεκτρικό υποστήριγμα προτάθηκε για την τροφοδοσία βιοηλεκτρικών εμφυτευμάτων το 1967. Επρόκειτο για μια πρωτότυπη συσκευή που υποστήριζε ότι παράγονται 150μW όταν είναι μηχανικά συνδεδεμένη με χτύπους καρδιάς 80Hz. Γεννήτριες που βασίζονται στον πιεζοηλεκτρισμό και οδηγούνται από τις ταλαντώσεις φθάνουν πλέον στην εμπορική αγορά με προϊόντα, όπως το Harvester package από την Continuum Control.

Σε αντίθεση με τις μαγνητικές και πιεζοηλεκτρικές γεννήτριες, οι ηλεκτροστατικές γεννήτριες πρέπει να "στηρίζονται" με μία εξωτερική πηγή ενέργειας, όπως για παράδειγμα μια μπαταρία, που εφαρμόζει μια αρχική τάση σε όλη την χωρητικότητα της συσκευής πριν αρχίσει να παράγει ενέργεια. Καθώς αυτές οι συσκευές τείνουν να γίνουν αρκετά μικρές, έχουν σχεδιαστεί για να λειτουργούν σε συχνότητες που κυμαίνονται από εκατοντάδες Hz έως αρκετά kHz και ανάλογα με την διέγερσή τους, τυπικά αποδίδουν ενέργεια της τάξης των 10μW, ως εκ τούτου, προορίζονται για την υποστήριξη εφαρμογών εξαιρετικά χαμηλής ισχύος, που ίσως βρίσκονται στο ίδιο τσιπ, όπως η γεννήτρια. Ενώ αυτές τις συχνότητες διέγερσης δύσκολα τις αναμένουμε, συνήθως όταν η συσκευή τοποθετείται επί του ανθρωπίνου σώματος κάποια ποσότητα ενέργειας παράγεται σε αυτές τις περιοχές από ταλαντώσεις ή γρήγορη κίνηση.

Μερικοί ερευνητές έχουν αξιοποιήσει μεγαλύτερες ηλεκτροστατικές γεννήτριες με εξαιρετικά ηχηρή μηχανική ζεύξη για να εργαστούν σε χαμηλότερες συχνότητες. Ο Miyazaki και οι συνεργάτες του έχουν χρησιμοποιήσει μία ηλεκτροστατική γεννήτρια 45Hz για να εξάγουν εκατοντάδες nanowatts από τις ταλαντώσεις τοιχωμάτων στο μικρο-επίπεδο, ενώ ο Tashiro και οι συνεργάτες του παρήγαγαν 58μW από μια τέτοια συσκευή που συντονιζόταν

στα 4.76 Hz, με στόχο την παρασιτική εκμετάλλευση της κίνησης του σώματος για την τροφοδότηση βιοϊατρικών εμφυτευμάτων. Ο στόχος αυτός έχει επίσης ακολουθηθεί και από τους George Kirstein και Erbel, οι οποίοι περιγράφουν τα αρχικά πειράματα από τη χρήση αδρανειακών ηλεκτρικών γεννητριών για την τροφοδοσία ενός βηματοδότη. Τα συστήματά τους παρήγαν μόνο 1-10 % της απαιτούμενης ενέργειας κατά τη διάρκεια μιας κανονικής εργασίας γραφείου, αλλά δείχνουν ότι τα συστήματά τους δεν έχουν βελτιστοποιηθεί σε βάρος, προσανατολισμό και αποτελεσματικότητα. Στο σημείο αυτό, πρέπει να σημειώσουμε πως ο Mitcheson και οι συνεργάτες του έχουν αναπτύξει μία ηλεκτροστατική γεννήτρια, χρησιμοποιώντας μια μη συντονιστική δύναμη επαναφοράς ακαριαίας δράσης επί της μάζας αντί για ένα συνεχές ελατήριο. Εργαστηριακά πρωτότυπα λουπόν, έχουν αποδώσει 0.3 J ενέργειας ανά μηχανικό κύκλο .

Μικρογεννήτριες δε που βασίζονται στις ταλαντώσεις, θα επέτρεπαν μικρούς ασύρματους αυτοτροφοδοτούμενους αισθητήρες που θα μπορούσαν να διανεμηθούν στο σώμα. Με απλή αναφορά του ποσού της ταλάντωσης της μάζας, αυτές οι συσκευές μπορεί να λειτουργήσουν ως ένα ακατέργαστο επιταχυνσιόμετρο. Στις εφαρμογές θα μπορούσαν να συμπεριληφθούν συστήματα τα οποία παρακολουθούν τις ταλαντώσεις των ασθενών με Πάρκινσον για την καλύτερη διάγνωση και προσαρμογή της ιατρικής δόσης, συστήματα αναγνώρισης χειρονομιών, αθλητικές συσκευές, όπως βηματομέτρα και συσκευές που παρακολουθούν τις δραστηριότητες της καθημερινής ζωής των ηλικιωμένων με νόσο Αλτσχάιμερ ή με υψηλό κίνδυνο εγκεφαλικού ή καρδιακής νόσου. Σήματα από πιεζοηλεκτρικούς αισθητήρες μικρού προβόλου μπορούν να είναι αρκετά μεγάλα ώστε να ενεργοποιούν επιλεκτικά ηλεκτρόνια κατά τη διάρκεια του ύπνου, όταν διεγείρονται από τυπικές ανθρώπινες κινήσεις, επιτρέποντας υβριδικά συστήματα υψηλής απόδοσης που τροφοδοτούνται από μπαταρίες, τα οποία δε λαμβάνουν ουσιαστικά κανένα ρεύμα, αλλά παθητικά "ξυπνούν" , όταν υπόκεινται σε μια ώθηση πάνω από ένα ορισμένο επίπεδο.

#### 2.4.1.5. Ενέργεια από την κίνηση του βραχίονα

Η εσκεμμένη κίνηση του βραχίονα μπορεί να παράγει αρκετή ενέργεια για φορητούς υπολογιστές. Η σύγκριση των δραστηριοτήτων που απαριθμούνται στον παραπάνω Πίνακα 2 δείχνει ότι το παίξιμο του βιολιού και η καθαριότητα χρησιμοποιούν έως 30 kcal/h, ή

$$\frac{30kcal}{1hr} \left( \frac{4.19J}{1calorie} \right) \left( \frac{1hr}{3,600sec} \right) = 35W$$

περισσότερη ενέργεια σε σχέση με την κατάσταση κατά την οποία στέκεται κάποιος όρθιος.

Μεγαλύτερο μέρος αυτής της ενέργειας παράγεται από τη κίνηση των άνω άκρων. Εμπειρικές μελέτες που έγιναν στα τέλη του αιώνα, δείχνουν ότι για έναν συγκεκριμένο άνθρωπο 58.7 kg, ο κάτω βραχίονας συν το χέρι έχει μάζα 1.4 kg, ο άνω βραχίονας 1.8 kg και ολόκληρος ο βραχίονας 3.2 kg.

Μια καλή προσέγγιση για την ανάκτηση ενός χρήσιμου ποσού ενέργειας είναι η κίνηση γεννητριών μέσω ενός εξωσκελετού που είναι τοποθετημένος στον βραχίονα, μία μέθοδος που μπορεί να αποτελεί μια καλή προσέγγιση, αν και εξακολουθεί να είναι πολύ ογκώδης και άβολη για κοινή χρήση. Μια ακόμα παραλλαγή μπορεί να περιλαμβάνει τοποθετημένα συστήματα τροχαλία στους αγκώνες του μπουφάν. Το καρούλι τύλιξης του συστήματος τροχαλίας θα μπορούσε να είναι με ελατήριο, έτσι ώστε να αντισταθμίζεται το βάρος του χεριού του χρήστη.

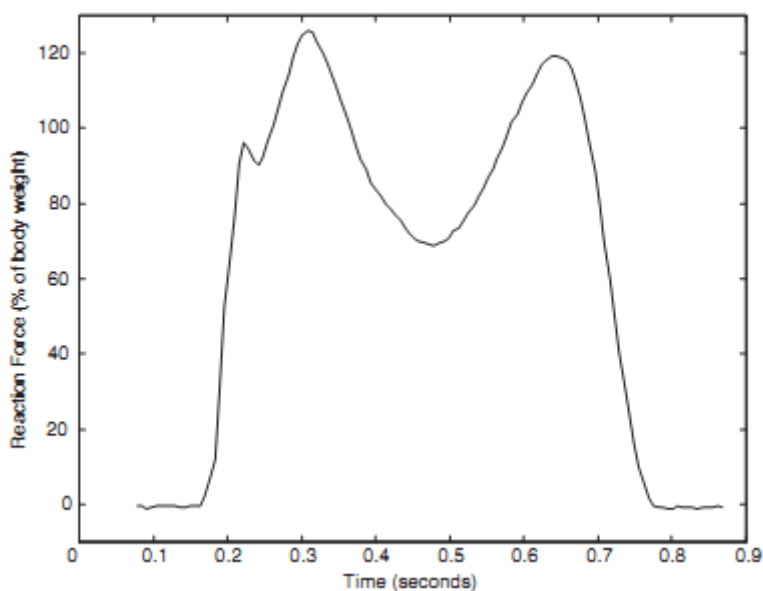
Μια περισσότερο καινοτόμα λύση θα ήταν η χρησιμοποίηση ηλεκτροαγωγίμων υλικών στις αρθρώσεις που θα παράγουν ρεύμα όταν ωθούνται ή σύρονται μέσω της κίνησης του χρήστη. Μπορεί κανείς αφελώς να θεωρήσει ότι τα πιεζοηλεκτρικά πολυμερή, θα μπορούσαν να είναι υποψήφια υλικά. Όπως είναι γνωστό, οι πιεζοηλεκτρικές ταινίες θα



πρέπει να σύρονται στον πιο ευαίσθητο άξονά τους για να παράγουν φορτίο, όπως και η μέγιστη αποτελεσματική ένταση που υποστηρίζεται από μια τέτοια ταινία είναι της τάξης 1-2%, κάτι το οποίο θα οδηγούσε σε έναν μάλλον σκληρότερο βραχίονα.

Μια άλλη επιλογή θα ήταν να αποσπαστούν διηλεκτρικά ελαστομερή. Πρόκειται για μαλακά, ελαστικά, συμμορφούμενα υλικά, ικανά να υποστηρίξουν το 50-100% της έντασης μιας περιοχής, που παρεμβάλλονται μεταξύ των πλακών ενός πυκνωτή. Καθώς συμπιέζεται και απελευθερώνεται ένα φορτισμένο διηλεκτρικό ελαστομερές, η τάση στα άκρα του πυκνωτή αλλάζει σε αναλογία με την μετατόπιση χωρητικότητας, παράγοντας ενέργεια. Καθώς η ενέργεια αλλάζει σε κλίμακα σε σχέση με το τετράγωνο της τάσης κατά μήκος των πλακών του πυκνωτή, αρκετές χιλιάδες βόλτ, τυπικά 1 έως 6 kV, εφαρμόζονται σε αυτές τις συσκευές. Ως αποτέλεσμα, ένας πλήρης κύκλος συμπίεσης /διαστολής μπορεί να παράγει πάνω από ένα Joule ενέργειας. Τα διηλεκτρικά ελαστομερή, τα οποία ονομάζονται επίσης και ηλεκτροαγωγίμα πολυμερή, συζητούνται περαιτέρω για την εξαγωγή ενέργειας από την πτέρνα, για την οποία είναι κατάλληλα.

#### 2.4.1.6. Ενέργεια από το περπάτημα



Εικόνα 2.3. Εμπειρικά δεδομένα που παρουσιάζουν τη χρονική εξάρτηση της κατακόρυφης δύναμης αντίδρασης. (Thad Starner and Joseph A. Paradiso, CRC Press, 2004)

Στην παραπάνω Εικόνα 2.3 παρουσιάζονται τα εμπειρικά δεδομένα τα οποία ελήφθησαν για μια υγιή γυναίκα 52 kg, που δείχνουν τη χρονική εξάρτηση της κατακόρυφης δύναμης αντίδρασης πάνω από ένα βήμα σε μια τυπική απόσταση με τα πόδια. Η στενή ακίδα στα αριστερά είναι το "χτύπημα της πτέρνας παροδικά", που προκαλείται από την ταχεία μείωση της κλίσης της πτέρνας. Ακολουθείται από τις μεγάλες κορυφές ενέργειας που συμβαίνουν στη πτέρνα προς τα κάτω, οι οποίες όπως φαίνεται και από την παραπάνω γραφική απεικόνιση μπορεί να υπερβαίνουν το 120% του σωματικού βάρους. Αυτή η καμπύλη είναι τυπική για την ανθρώπινη βόδιση. Τα παραπάνω δεδομένα παρήχθησαν από το Εργαστήριο Βιοκίνησης στο Γενικό Νοσοκομείο της Μασαχουσέτης.

Μια προφανής επέκταση από τα ποδόπληκτρα συστήματα είναι ο σχεδιασμός ενός συστήματος ανάκτησης ενέργειας για το περπάτημα. Η χρησιμοποίηση των ποδιών είναι

μία από τις κυριότερες δραστηριότητες υψηλής κατανάλωσης ενέργειας που εκτελεί το ανθρώπινο σώμα. Στην πραγματικότητα, ένας άνθρωπος 68 kg περπατάει με 3.5 m/h, ή 2 βήματα ανά δευτερόλεπτο, χρησιμοποιεί 280 kcal/h ή 324W ενέργειας. Συγκρίνοντας αυτό σε ποσοστό βάρους ή όρθιας στάσης, σημαίνει ότι έως και το μισό αυτής της ενέργειας χρησιμοποιείται για την κίνηση των ποδιών. Κατά τη διάρκεια της βάρδιας, ο ταξιδιώτης βάζει έως και 30% περισσότερη δύναμη στις μύτες των ποδιών του από αυτή που προβλέπεται από το βάρος του σώματός του (Εικόνα 2.3). Ωστόσο, ο υπολογισμός της ενέργειας που μπορεί να παραχθεί με την απλή χρήση της πτώσης της πτέρνας έως 5 cm (η κατά προσέγγιση κατακόρυφη απόσταση που μια πτέρνα ταξιδεύει στο ανθρώπινο βήμα) αποκαλύπτει ότι

$$(68kg) \left( \frac{9.8m}{sec^2} \right) (0.05m) \left( \frac{2steps}{sec} \right) = 67W \text{ της ενέργειας είναι διαθέσιμα. Ακόμα κι αν η}$$

βάρδια δεν είναι συνεχόμενη όπως η αναπνοή, θα μπορούσε να αποθηκευτεί κάποιο ποσό ενέργειας, παρέχοντας μια σταθερή παροχή ηλεκτρικού ρεύματος, ακόμα και όταν ο χρήστης δεν είναι περπατά.

Το παραπάνω αποτέλεσμα των 67W είναι ένας πραγματικά μέγιστος αριθμός, δεδομένου ότι χρησιμοποιώντας το πλήρες 5cm εγκεφαλικό επεισόδιο, θα μπορούσε να οδηγήσει σε σημαντικό πρόσθετο φορτίο στο χρήστη. Είναι σαν να αυξάνουμε συνεχώς περίπου 5 βαθμούς, το οποίο θα είχε ως αποτέλεσμα την αίσθηση της “βάρδιας σε άμμο”. Πράγματι, το σώμα βελτιστοποιεί συνεχώς το βηματισμό για την ελαχιστοποίηση των ενεργειακών δαπανών σε διάφορους τύπους βάρδιας. Κάθε σημαντικό φορτίο ενέργειας πρέπει να είναι περιορισμένο και να εξάγεται προσεκτικά για την αποφυγή περιπατητικής κόπωσης ή ακόμα και τραυματισμό ευαίσθητης επιδερμίδας μετά από σημαντική χρήση. Ένα εγκεφαλικό επεισόδιο ενός εκατοστού, μπορεί να θεωρηθεί ως ένα ανώτερο πρακτικό όριο που μπορεί να είναι ανεκτό από τους γενικούς χρήστες, έχοντας ως αποτέλεσμα τη μέγιστη ενέργεια των 13W που διατίθεται με μικτό βάρος σώματος που εφαρμόζεται.

#### Μέθοδοι συγκομιδής της ενέργειας

Οι κυριότερες κινήσεις του σώματος κατά τη βάρδια τις οποίες θεωρούμε ως πιθανές πηγές ενέργειας είναι το χτύπημα της φτέρνας, η κίνηση του κέντρου μάζας και η κίνηση του βραχίονα. Για την ανάλυση της ενέργειας που παράγεται κατά τις ανωτέρω αναφερθείσες κινήσεις, χρησιμοποιούνται δύο ορισμοί του έργου: (1) η δύναμη που ασκείται μέσω μιας μετατόπισης και (2) το προϊόν της ροπής και γωνιακής μετατόπισης.

$$W = \int_0^s F \cdot ds \quad (3) \quad \text{και} \quad W = \int_0^\theta \tau \cdot d\theta \quad (3.1)$$

Όπου η δύναμη και η ροπή συμβολίζονται ως F και τ αντίστοιχα και η γραμμική και γωνιακή μετατόπιση συμβολίζονται ως S και θ, αντίστοιχα.

#### Χτύπημα της πτέρνας

Ός χτύπημα της πτέρνας αναφέρεται το τμήμα του κύκλου βάρδιας κατά το οποίο η πτέρνα του εμπρός άκρου έρχεται σε επαφή με το έδαφος. Αρκετοί ερευνητές έχουν διαμορφώσει αυτήν την κίνηση ως μια τέλεια πλαστική σύγκρουση, ενώ άλλοι πιστεύουν ότι σε αυτή την κίνηση υπάρχει ένα ελαστικό στοιχείο. Είναι όμως γενικά αποδεκτό ότι η ενέργεια χάνεται κατά τη διάρκεια της σύγκρουσης. Ένας αριθμός ερευνητών έχει προσπαθήσει να εκτιμήσει την ποσότητα της ενέργειας που απελευθερώνεται κατά τη σύγκρουση. Για παράδειγμα, ο Shorten έχει υπολογίσει την απώλεια ενέργειας σε ένα

παπούτσι τρεξίματος και τη συσχέτισε με μια δύναμη που ενεργεί μέσω μιας γραμμικής μετατόπισης. Χρησιμοποιώντας ένα ιξωδοελαστικό μοντέλο για την ενδιάμεση σόλα, προσδιόρισε το μέρος της ενέργειας που αποθηκεύεται ως ελαστική ενέργεια στη σόλα του παπουτσιού και το μέρος που διασκορπίζεται. Προέβλεψε ότι για έναν τυπικό δρομέα ο οποίος κινείται με 4.5m/s, η αξία της διαχεόμενης ενέργειας μπορεί να κυμαίνεται από 1.72 έως 10.32 J, ενώ το μεγαλύτερο μέρος της απώλειας ενέργειας μπορεί να συμβεί κατά τη διάρκεια του χτυπήματος της πτέρνας.

#### Κίνηση του κέντρου μάζας

Μία άλλη κίνηση που θα μπορούσε να χρησιμοποιηθεί για την παραγωγή ενέργειας είναι η κίνηση του κέντρου μάζας. Το κέντρο μάζας εκτελεί μία κίνηση παρόμοια με ένα κύμα τριών διαστάσεων, δηλαδή, πάνω-κάτω και αριστερά-δεξιά. Η συνολική κίνηση του κατακόρυφου κύματος από το χαμηλότερο προς το υψηλότερο σημείο είναι περίπου 5 cm. Για μια εξωτερική μάζα, για να κινηθεί με το κέντρο μάζας του σώματος, θα πρέπει να υπάρχει έργο που εφαρμόζεται σε αυτή τη μάζα, προκαλώντας τη να ακολουθήσει την τροχιά του ανθρώπινου κέντρου μάζας. Για να διευκολυνθεί η συγκομιδή της ενέργειας, θα πρέπει να υπάρχει μια σχετική κίνηση μεταξύ της μάζας και του ατόμου που τη μεταφέρει. Στην παρούσα εργασία, με βάση τα στοιχεία από τη χρησιμοποιηθείσα βιβλιογραφία, παρουσιάζεται το ακόλουθο μοντέλο για την εκτίμηση ενός άνω ορίου για το συνολικό ποσό της ενέργειας που απαιτείται για να δημιουργηθεί αυτή η κίνηση, βασιζόμενοι στις μεταβολές του ύψους της μάζας σε κάθε κύκλο βάρδισης, δηλαδή, η μάζα κινείται επάνω και κάτω κατά περίπου 5cm κατά τη διάρκεια κάθε κύκλου. Υποθέτοντας ότι δεν υπάρχει καμία ανταλλαγή κινητικής και δυναμικής ενέργειας, χρησιμοποιείται η ακόλουθη εξίσωση για την ενέργεια που απαιτείται για την μετακίνηση του βάρους κατά τη διάρκεια ενός κύκλου βάρδισης:  $E = 2m \cdot g \cdot h$ , όπου  $E$  είναι η ενέργεια,  $m$  είναι η μάζα,  $g$  είναι η επιτάχυνση της βαρύτητας και  $h$  είναι το ύψος. Με την εφαρμογή αυτής της εξίσωσης για κίνηση κέντρου μάζας 5cm κατά τη διάρκεια της βάρδισης, διαπιστώνεται ότι για μια συσκευή των 20kg υπάρχει πιθανότητα να συγκομισθούν 20 W ενέργειας.

## **Κεφάλαιο 3**

### **Τεχνολογικές εφαρμογές συγκομιδής ενέργειας από το ανθρώπινο σώμα**

### **Κεφάλαιο 3. Τεχνολογικές εφαρμογές συγκομιδής ενέργειας από το ανθρώπινο σώμα**

Στο συγκεκριμένο κεφάλαιο θα βασιστούμε στο θεωρητικό υπόβαθρο που τέθηκε στο κεφάλαιο 2 για την αξιοποίηση του σώματος ως πηγή ενέργειας και θα αναλυθούν οι μέθοδοι με τις οποίες καθίσταται δυνατή η συγκομιδή αυτής της ενέργειας από το ανθρώπινο σώμα για την τροφοδότηση συγκεκριμένων ιατρικών εφαρμογών. Θα περιγραφούν οι τρόποι με τους οποίους αξιοποιείται η θερμότητα του σώματος, η αναπνοή, η αρτηριακή πίεση, η κίνηση του σώματος, οι ταλαντώσεις από τους καρδιακούς παλμούς και άλλων τμημάτων του σώματος για την τροφοδότηση των ιατρικών εφαρμογών. Μεγαλύτερη έμφαση θα δοθεί στη μέθοδο του πιεζοηλεκτρισμού για τη συγκομιδή της ενέργειας, που περιγράφεται και στο 2<sup>ο</sup> κεφάλαιο.

- Όπως παρουσιάστηκε στο 2<sup>ο</sup> κεφάλαιο, καθίσταται δυνατή η συγκομιδή ενέργειας από τη θερμότητα του σώματος. Στην παρακάτω λοιπόν ενότητα θα παρουσιαστεί μια μέθοδος με τη χρήση θερμοηλεκτρικών αισθητήρων για την αξιοποίηση της ενέργειας που μπορεί να συγκομισθεί από τη θερμότητα του ανθρώπινου σώματος, ενώ θα παρουσιαστούν επίσης μια θερμοηλεκτρική γεννήτρια βασισμένη σε ημιαγωγό και μια εμπορική μονάδα θερμοηλεκτρικής γεννήτριας που αποτελείται από σειρές p-n κόμβων.

Επιπρόσθετα, για τη συγκομιδή της θερμικής ενέργειας από το ανθρώπινο σώμα θα αναπτυχθεί παρακάτω η μέθοδος κατασκευής μια ευέλικτης θερμοηλεκτρικής γεννήτριας σε μια εμφυτευμένη συσκευή στο σώμα για αυτόνομα μικροσυστήματα.

Θα γίνει δε, μια θεωρητική ανασκόπηση μιας θερμοηλεκτρικής γεννήτριας για φορητές ιατρικές συσκευές, όπως είναι το ασύρματο παλμικό οξύμετρο και ένα ασύρματο σύστημα ηλεκτροκαρδιογραφίας που τροφοδοτείται ενεργειακά από τη θερμότητα του σώματος.

#### **3.1. Συγκομιδή ενέργειας με τη χρήση θερμοηλεκτρικών αισθητήρων**

Θερμοηλεκτρικοί αισθητήρες συνδέονται με το σώμα και είναι σε θέση να παράγουν ηλεκτρικό δυναμικό ανιχνεύοντας τη διαφορά μεταξύ της θερμοκρασίας του σώματος και της θερμοκρασίας δωματίου. Σε γενικές γραμμές, συνολικά πάνω από 100W ενέργειας είναι διαθέσιμα με τη μορφή απορριπτόμενης θερμότητας και μπορούν να αξιοποιηθούν από το ανθρώπινο σώμα. Ωστόσο, όπως αναφέρθηκε και παραπάνω, η απόδοση Carnot θέτει ένα ανώτατο όριο για το πόσο καλά μπορεί να ανακτηθεί αυτή η απορριπτόμενη θερμότητα. Υποθέτοντας λοιπόν κανονική θερμοκρασία του σώματος και μια σχετικά χαμηλή θερμοκρασία δωματίου ( $^{\circ}\text{C}$ ), η απόδοση Carnot όπως αναφέρθηκε και προηγουμένως είναι 3.2%. Χρησιμοποιώντας μια μηχανή Carnot καθίσταται δυνατή μια απόδοση ενέργειας 2.4W-4.8W, ανάλογα με τη διαφορά θερμοκρασίας.

##### Μικρο-παραγωγή ενέργειας χρησιμοποιώντας θερμοηλεκτρική

Δεδομένου ότι η διαθέσιμη ενέργεια από το σώμα είναι σε μορφή θερμότητας, χρειάζεται να μετατραπεί σε χρησιμοποιήσιμη ηλεκτρική μορφή, χρησιμοποιώντας θερμοηλεκτρικούς αισθητήρες. Τα βασικά της θερμοηλεκτρικής παραγωγής προέρχονται από τους επιστήμονες του 19ου αιώνα, Thomas Seebeck και Jean Peltier. Ο Thomas Seebeck διαπίστωσε ότι με τη δημιουργία μιας θερμοκρασιακής διαφοράς κατά μήκος των κόμβων δύο ανόμοιων αγωγών, θα μπορούσε να παραχθεί ένα ηλεκτρικό ρεύμα. Από την άλλη πλευρά, ο Jean Peltier παρατήρησε ότι η θερμότητα μπορεί είτε να εκπέμπεται είτε να απορροφάται στη συνένωση των υλικών, με τη διέλευση ενός ηλεκτρικού ρεύματος διαμέσου δύο ανόμοιων αγωγών. Αυτό το φαινόμενο που παρατηρήθηκε από τον Thomas

Seebeck, αργότερα ορίστηκε ως επίδραση Seebeck και αποτελεί τη βάση της παραγωγής ηλεκτρικής ενέργειας για βιοϊατρικές συσκευές, κάποιες από τις οποίες θα αναλυθούν λεπτομερώς στις επόμενες ενότητες. Η επίδραση Seebeck ορίζεται ως η παραγωγή τάσης, η οποία εξαρτάται από τη θερμοκρασία, κατά τη συνένωση δύο ανόμοιων μετάλλων, τα οποία συνδέονται ηλεκτρικά σε σειρά και θερμικά παράλληλα.

#### Θερμοηλεκτρικά υλικά

Τα θερμοηλεκτρικά υλικά μπορούν να ταξινομηθούν με βάση τρεις παραμέτρους απόδοσης:

- Συντελεστής Seebeck
- Ηλεκτρική αγωγιμότητα
- Θερμική αγωγιμότητα

Ο συντελεστής Seebeck ορίζεται ως η τάση ανοικτού κυκλώματος που παράγεται μεταξύ δύο σημείων ενός αγωγού, όπου υπάρχει μια ομοιόμορφη διαφορά θερμοκρασίας 1K μεταξύ αυτών των σημείων. Υλικά με υψηλότερη ηλεκτρική αγωγιμότητα θα είχαν μικρότερη θέρμανση Joule, ενώ μικρότερη θερμική αγωγιμότητα θα εξασφάλιζε ότι η θερμότητα στους κόμβους διατηρείται, παρέχοντας μια μεγάλη κλίση θερμοκρασίας. Ως εκ τούτου, ένα καλό θερμοηλεκτρικό υλικό θα πρέπει να έχει υψηλό συντελεστή Seebeck, υψηλή ηλεκτρική αγωγιμότητα και χαμηλή θερμική αγωγιμότητα. Αυτές οι τρεις παράμετροι απόδοσης καθορίζουν τον συντελεστή κέρδους  $ZT$  που αναφέρθηκε και στο 2<sup>ο</sup> κεφάλαιο για ένα θερμοηλεκτρικό υλικό όπως δίνεται παρακάτω:

$$ZT = \frac{a^2 \sigma}{\lambda} T$$

$a$  = Συντελεστής Seebeck

$\sigma$  = Ηλεκτρική αγωγιμότητα

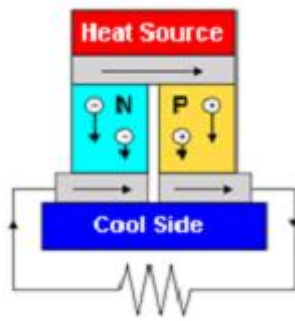
$\lambda$  = Θερμική αγωγιμότητα

$T$  = Απόλυτη θερμοκρασία

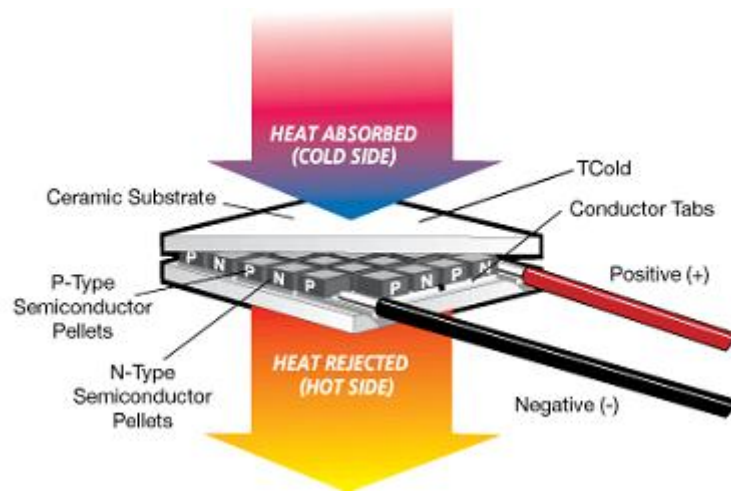
Τα μέταλλα έχουν μεγάλη ηλεκτρική αγωγιμότητα και ο συντελεστής Seebeck είναι της τάξης των 10  $\mu\text{V}/\text{K}$ . Ωστόσο, αυτά τα υλικά έχουν μια σταθερή αναλογία ηλεκτρικής σε θερμική αγωγιμότητα και έτσι δεν είναι δυνατόν να αυξηθεί το ένα χωρίς να αυξάνει το άλλο. Από την άλλη πλευρά, με τις προόδους στην τεχνολογία των ημιαγωγών, πραγματοποιήθηκαν συνθετικοί ημιαγωγοί, όπως είναι το τελλουριούχο βισμούθιο, με συντελεστές Seebeck 100 $\mu\text{V}/\text{K}$ . Έτσι, οι ημιαγωγοί βρέθηκαν αργότερα να είναι ανώτερα θερμοηλεκτρικά υλικά λόγω της υψηλότερης αναλογίας της ηλεκτρικής σε θερμική αγωγιμότητα.

#### Μονάδα Θερμοηλεκτρικής παραγωγής

Μια βασική θερμοηλεκτρική γεννήτρια που βασίζεται σε ημιαγωγό, αποτελείται από ένα θερμοηλεκτρικό, το οποίο περιλαμβάνει ένα θερμοστοιχείο τύπου-p και τύπου-n που συνδέεται ηλεκτρικά σε σειρά και θερμικά παράλληλα, όπως φαίνεται στην Εικόνα 3. Η θερμότητα αντλείται σε μία πλευρά του ζεύγους και απορρίπτεται από την αντίθετη πλευρά, παράγοντας ένα ηλεκτρικό ρεύμα ανάλογο προς την κλίση της θερμοκρασίας. Μια πιο εμπορική θερμοηλεκτρική μονάδα αποτελείται από μια σειρά ημιαγωγικών σφαιριδίων, τελλουριούχου βισμούθιου, όπως εμφανίζεται στην Εικόνα 3.1. Τα ζεύγη των P/N σφαιριδίων ρυθμίζονται έτσι ώστε να συνδέονται ηλεκτρικά σε σειρά, αλλά θερμικά παράλληλα. Επιμεταλλωμένα κεραμικά υποστρώματα παρέχουν την πλατφόρμα για τα σφαιρίδια και τις μικρές αγωγίμες καρτέλες που τα συνδέουν. Έτσι, τα σφαιρίδια, οι καρτέλες και τα υποστρώματα σχηματίζουν μια πολυεπίπεδη διαμόρφωση.

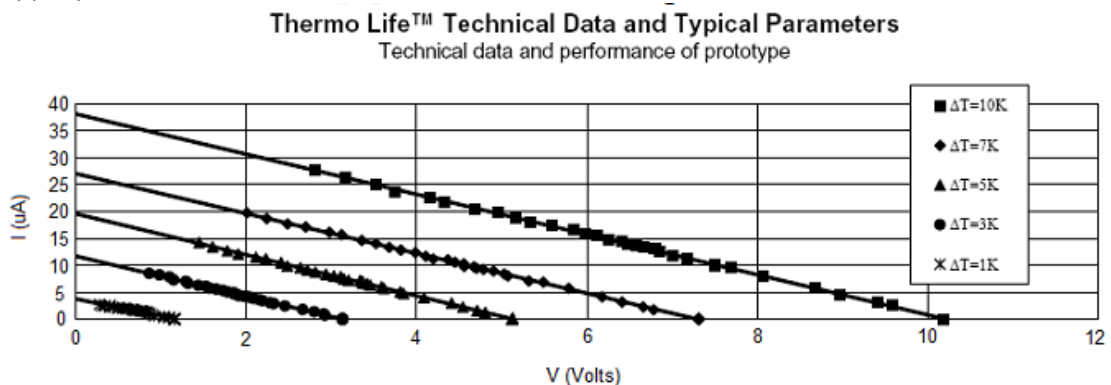


Εικόνα 3. Θερμοηλεκτρική γεννήτρια βασισμένη σε ημιαγωγό. (Qadeer A Khan and Sarvesh J Bang, Oregon State University)



Εικόνα 3.1 Μια εμπορική μονάδα θερμοηλεκτρικής γεννήτριας που αποτελείται από σειρές p-n κόμβων. (Qadeer A Khan and Sarvesh J Bang, Oregon State University)

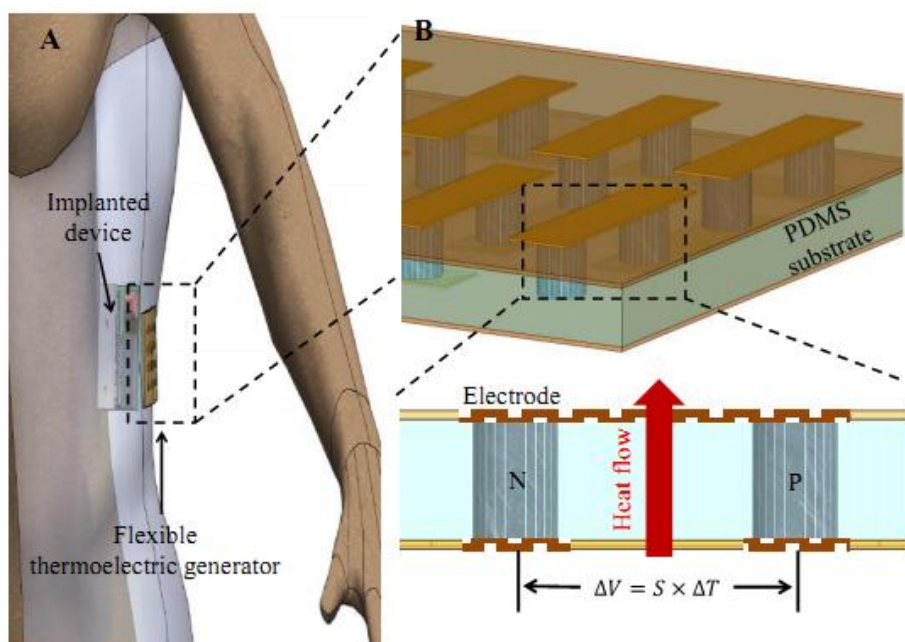
Μερικές από τις διαθέσιμες στο εμπόριο θερμοηλεκτρικές συσκευές είναι σε θέση να παράγουν 10 έως 20uW/cm<sup>2</sup> ενέργειας σε διαφορά θερμοκρασίας 5° K όταν έρχονται σε επαφή με το σώμα. Δύο ή τρία τέτοια θερμοστοιχεία με κάποια ευφυή συστήματα διαχείρισης ενέργειας μπορούν να καλύψουν τις απαιτήσεις ενέργειας για ένα σύστημα παρακολούθησης της υγείας, όπως θα παρουσιαστεί παρακάτω. Στην Εικόνα 3.2 που ακολουθεί εμφανίζονται τα χαρακτηριστικά τάση-ρεύμα(V-I) μίας εμπορικής θερμοηλεκτρικής γεννήτριας από την Thermo Life σε διαφορετικές διαφορές θερμοκρασίας.



Εικόνα 3.2 Χαρακτηριστικά V-I εμπορικής θερμοηλεκτρικής γεννήτριας από τη Thermo Life. (Qadeer A Khan and Sarvesh J Bang, Oregon State University)

### 3.2. Συγκομιδή θερμικής ενέργειας από το ανθρώπινο σώμα με ευέλικτη θερμοηλεκτρική γεννήτρια για αυτόνομα μικροσυστήματα

Η συγκομιδή ενέργειας προσφέρει τη δυνατότητα κατασκευής αυτόνομων μικροσυστημάτων. Ειδικότερα, η συγκομιδή ενέργειας θα ήταν ιδανική για εμφυτεύσιμα μικροσυστήματα, καθώς μπορεί να παρέχει ηλεκτρική ενέργεια χωρίς την αντικατάσταση της μπαταρίας. Ανάμεσα στις διάφορες μεθόδους συγκομιδής ενέργειας, η συγκομιδή θερμοηλεκτρικής ενέργειας από το ανθρώπινο σώμα έχει τα πλεονεκτήματα ότι η θερμότητα του ανθρώπινου σώματος είναι σταθερή και μεγάλη. Ωστόσο, από την άποψη της καμπυλότητας του ανθρώπινου σώματος, τυπικές θερμοηλεκτρικές γεννήτριες μπορεί να μην είναι κατάλληλες για εφαρμογή στο ανθρώπινο σώμα, επειδή οι περισσότερες από τις τυπικές θερμοηλεκτρικές γεννήτριες αποτελούνται από θερμοστοιχεία σε ένα άκαμπτο υπόστρωμα. Από την άλλη πλευρά, εύκαμπτες θερμοηλεκτρικές γεννήτριες μετάνουν αποτελεσματικά τη θερμότητα του ανθρώπινου σώματος, αφού μπορούν να συνδέονται σφικτά στο δέρμα. Αν και αρκετές μελέτες έχουν εφαρμόσει ευέλικτες θερμοηλεκτρικές γεννήτριες, οι τεχνικές απαιτούν μια περίπλοκη και ακριβή διαδικασία κατασκευής φωτολιθογραφίας. Στην ενότητα αυτή, παρουσιάζεται μια θερμοηλεκτρική γεννήτρια που περιλαμβάνει πολυδιμεθυλοσιλοξάνιο(PDMS) και θερμοηλεκτρικά υλικά.



Εικόνα 3.3. (Α)Μια εμφυτευμένη συσκευή και μια ευέλικτη θερμοηλεκτρική γεννήτρια(TEG), (Β) Σχηματική απεικόνιση της αναφερθείσας θερμοηλεκτρικής γεννήτριας. (Sung-Eun Jo et al., 16th International Conference on Miniaturized Systems for Chemistry and Life Sciences, 2012)

#### Σχεδιασμός και κατασκευή

Μια σχηματική απεικόνιση της προαναφερθείσας θερμοηλεκτρικής γεννήτριας φαίνεται στην Εικόνα 3.3. Αυτή η θερμοηλεκτρική γεννήτρια αποτελείται από μία παχιά ταινία πολυδιμεθυλοσιλοξάνιου που περιλαμβάνει θερμοστοιχεία. Το πολυδιμεθυλοσιλοξάνιο είναι ένα εύκαμπτο πολυμερές με χαμηλή θερμική αγωγιμότητα. Έτσι, η χρήση του μειώνει τις θερμικές απώλειες της ενεργούς ροής θερμότητας που ρέει διαμέσου του θερμοηλεκτρικού υλικού. Τα θερμοστοιχεία αποτελούνται από σειρές συνδέσεων μεταξύ θερμοηλεκτρικών υλικών τύπου-N και τύπου-P. Αυτές οι σειρές συνδέσεων ορίζουν τη θερμή και κρύα ένωση. Η καθορισμένη θερμή ένωση εκτίθεται σε υψηλότερη θερμοκρασία και η καθορισμένη κρύα ένωση εκτίθεται σε χαμηλότερη θερμοκρασία. Όταν η θερμότητα

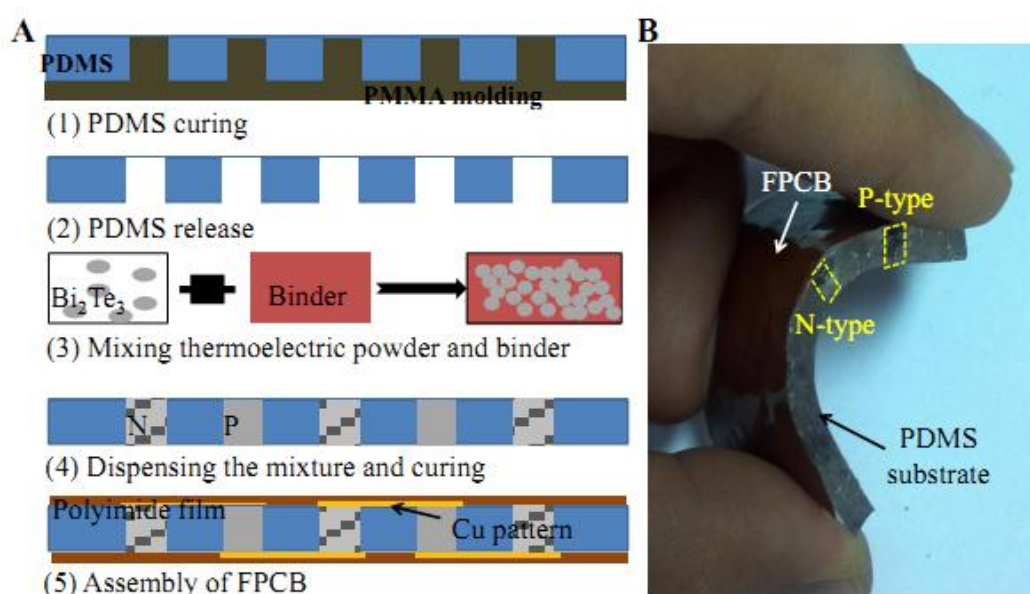


εφαρμόζεται σε θερμούς κόμβους, παράγεται ηλεκτρικό δυναμικό από την επίδραση Seebeck. Η τάση που παράγεται είναι ανάλογη με τη διαφορά θερμοκρασίας μεταξύ των θερμών και κρύων ενώσεων των θερμοστοιχείων, όπως φαίνεται παρακάτω:

$$\Delta V = n \times S \times \Delta T \quad (4)$$

Όπου το  $\Delta V$  δηλώνει την παραγόμενη τάση (V), το  $n$  είναι ο αριθμός των θερμοστοιχείων, το  $S$  είναι ο συντελεστής Seebeck των θερμοηλεκτρικών υλικών ( $V K^{-1}$ ) και το  $\Delta T$  είναι η διαφορά θερμοκρασίας μεταξύ των θερμών και κρύων ενώσεων(°C).

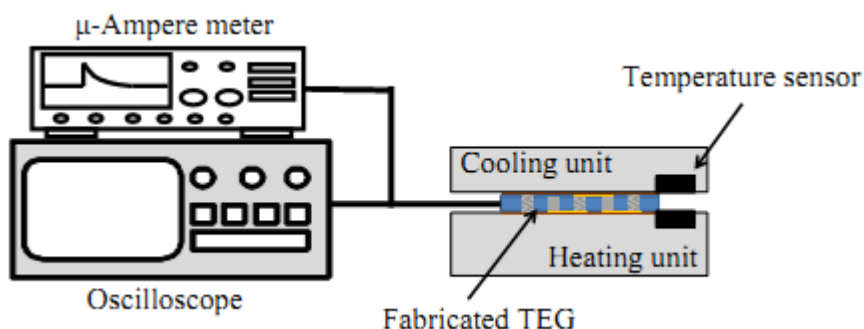
Η παρακάτω Εικόνα 3.3.1(A) δείχνει τη διαδικασία κατασκευής της παρουσιασθείσας θερμοηλεκτρικής γεννήτριας. Μία ταινία πολυδιμεθυλοσιλοξανίου με οπές σχηματίστηκε στο πολυ(μεθακρυλικό μεθύλιο)καλούπι. Όπως φαίνεται και στην εικόνα, οι οπές γέμισαν με τα μίγματα  $Bi_2Te_3$  νανοσκόνης και πολυμερούς συνδετικού με εκτύπωση διανομέα. Μετά τη σκλήρυνση των θερμοηλεκτρικών υλικών, συνδέθηκαν ευέλικτα τυπωμένα κυκλωμάτα (FPCB) στην κορυφή και στο κάτω μέρος της θερμοηλεκτρικής γεννήτριας για τις διασυνδέσεις. Η κατασκευασμένη θερμοηλεκτρική γεννήτρια είχε 4 θερμές και κρύες ενώσεις σε μία 25mm × 50mm περιοχή, αντίστοιχα. Η κατασκευασμένη θερμοηλεκτρική γεννήτρια παρουσιάζεται στην Εικόνα 3.3.1(B).



Εικόνα 3.3.1 (A) Διαδικασία κατασκευής, (B) Η κατασκευασμένη θερμοηλεκτρική γεννήτρια. (Sung-Eun Jo et al., 16th International Conference on Miniaturized Systems for Chemistry and Life Sciences, 2012)

#### Πειραματική διαδικασία

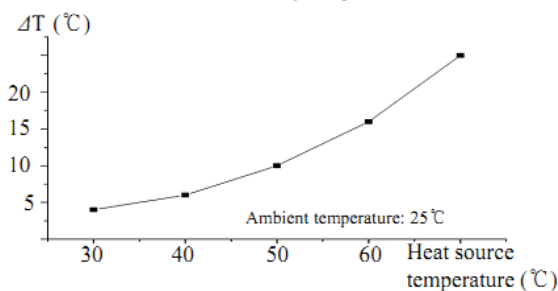
Η παραπάνω θερμοηλεκτρική γεννήτρια αξιολογήθηκε με την πειραματική διάταξη που φαίνεται στην Εικόνα 3.3.2. Η πειραματική εγκατάσταση αποτελείται από μία μονάδα θέρμανσης και μία ψυκτική μονάδα. Ένα DC τροφοδοτικό παρείχε σταθερή και ρυθμιζόμενη ηλεκτρική ενέργεια στη μονάδα θέρμανσης. Προκειμένου να μετρηθεί η διαφορά θερμοκρασίας μεταξύ της μονάδας θέρμανσης και της ψυκτικής μονάδας, τοποθετήθηκαν επί της επιφάνειας κάθε μονάδας αισθητήρες θερμοκρασίας θερμοστοιχείων. Το σήμα εξόδου της θερμοηλεκτρικής γεννήτριας μετρήθηκε με έναν παλμογράφο και ένα μικροαμπερόμετρο. Το ηλεκτρικό χαρακτηριστικό της θερμοηλεκτρικής γεννήτριας μετρήθηκε επίσης με έναν μετρητή RLC.



Εικόνα 3.3.2 Πειραματική διάταξη. (Sung-Eun Jo et al., 16th International Conference on Miniaturized Systems for Chemistry and Life Sciences, 2012)

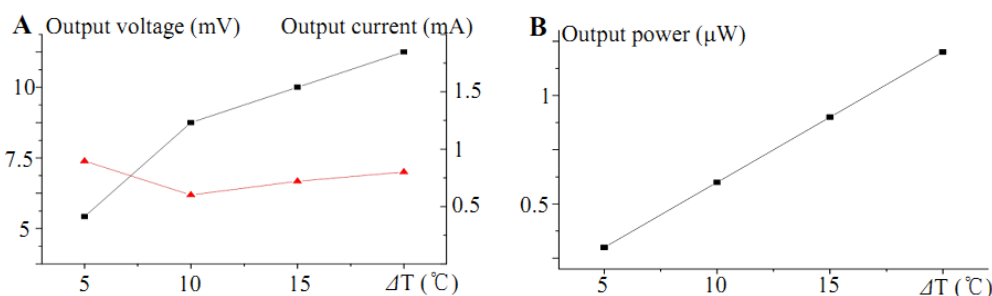
### Αποτελέσματα

Η Εικόνα 3.3.3 δείχνει τη διαφορά θερμοκρασίας ως συνάρτηση της θερμοκρασίας της πηγής θερμότητας, όταν η θερμοκρασία περιβάλλοντος ήταν 25°C. Θα ήταν δυνατό να διατηρηθεί η διαφορά θερμοκρασίας μεταξύ του άνω και του κάτω στρώματος ( $\Delta T$ ), όταν η θερμοκρασία της πηγής θερμότητας ήταν κοντά στην θερμοκρασία του ανθρώπινου σώματος.



Εικόνα 3.3.3. Θερμοκρασιακές διαφορές μεταξύ του άνω και κάτω στρώματος της θερμοηλεκτρικής γεννήτριας ως συνάρτηση της θερμοκρασίας της πηγής θερμότητας ( $\Delta T$ ). (Sung-Eun Jo et al., 16th International Conference on Miniaturized Systems for Chemistry and Life Sciences, 2012)

Τα παρακάτω σχηματικά διαγράμματα 3.3.4(A) και 3.3.4(B) δείχνουν την μετρούμενη τάση εξόδου, το ρεύμα και την ισχύ εξόδου της θερμοηλεκτρικής γεννήτριας ως συνάρτηση του  $\Delta T$ , αντίστοιχα. Η θερμοηλεκτρική γεννήτρια παρήγαγε τάση σε διάφορες περιοχές θερμοκρασίας με τη μέση τάση εξόδου,  $10.25 \mu\text{V}^{-1}$  ανά θερμοστοιχείο. Όταν η διαφορά θερμοκρασίας  $\Delta T$  αυξήθηκε γραμμικά, αυξήθηκε και η ισχύς εξόδου της θερμοηλεκτρικής γεννήτριας.



Εικόνα 3.3.4. (A) Τάση εξόδου και ρεύμα, (B) Ισχύς εξόδου ως συνάρτηση της άνω-κάτω διαφοράς θερμοκρασίας. (Sung-Eun Jo et al., 16th International Conference on Miniaturized Systems for Chemistry and Life Sciences, 2012)

Ο κατασκευασμένη θερμοηλεκτρική γεννήτρια τελικά συνδέθηκε με το ανθρώπινο σώμα. Η θερμοκρασία περιβάλλοντος και η θερμοκρασία του σώματος μετρήθηκε με έναν ακριβή αισθητήρα θερμοκρασίας. Επιβεβαιώθηκε ότι η θερμοκρασία του δέρματος ήταν σταθερή στους 32.5°C παρ' όλο που η θερμοηλεκτρική γεννήτρια συνδέθηκε στο δέρμα. Όταν η διαφορά θερμοκρασίας μεταξύ του περιβάλλοντος και του σώματος ήταν 7°C, η τάση εξόδου και το ρεύμα της θερμοηλεκτρικής γεννήτριας ήταν 5 mV και 10 μΑ αντίστοιχα. Η ισχύς εξόδου ήταν 50 nW και ήταν πολύ μικρή τιμή, αλλά η θερμοηλεκτρική γεννήτρια δημιούργησε τάση εξόδου συνεχώς με την κίνηση του σώματος.

Όπως αναφέρθηκε προηγουμένως, η ισχύς εξόδου της θερμοηλεκτρικής γεννήτριας είναι ανάλογη με τον αριθμό των θερμοστοιχείων, τον συντελεστή Seebeck και τη διαφορά θερμοκρασίας μεταξύ θερμών και ψυχρών κόμβων. Υπάρχουν διάφοροι τρόποι για να αυξηθεί η ισχύς εξόδου, όπως είναι η ενίσχυση του συντελεστή Seebeck των θερμοηλεκτρικών υλικών ή η βελτίωση του σχεδιασμού της γεννήτριας.

Πρώτον, η ενίσχυση του συντελεστή είναι θέμα υλικού και είναι δύσκολο να αλλάξει το χαρακτηριστικό υλικού. Ωστόσο, η διαφορά θερμοκρασίας και ο αριθμός των θερμοστοιχείων είναι σχετικά εύκολο να αλλάξουν μέσω της βελτίωσης του σχεδιασμού της συσκευής. Από την άποψη λοιπόν της βελτίωσης του σχεδιασμού, η ευελιξία της θερμοηλεκτρικής γεννήτριας έχει μεγάλο πλεονέκτημα, διότι η ευέλικτη γεννήτρια μπορεί να έχει μεγάλη περιοχή με πολλά θερμοστοιχεία. Στο σημείο αυτό, πρέπει να τονιστεί ότι η χρήση του πολυδιμεθυλοσιλοξανίου έδωσε ευελιξία στην θερμοηλεκτρική γεννήτρια και η διαφορά θερμοκρασίας μεταξύ κάθε κόμβου ήταν μεγάλη λόγω της χαμηλής θερμικής αγωγιμότητάς της. Παρά το γεγονός ότι η παραγόμενη ηλεκτρική ενέργεια της κατασκευασμένης θερμοηλεκτρικής γεννήτριας στο ανθρώπινο σώμα δεν ήταν μεγάλη, η γεννήτρια παρουσίασε μια δυνατότητα μετατροπής της θερμότητας του ανθρώπινου σώματος σε ηλεκτρική ενέργεια.

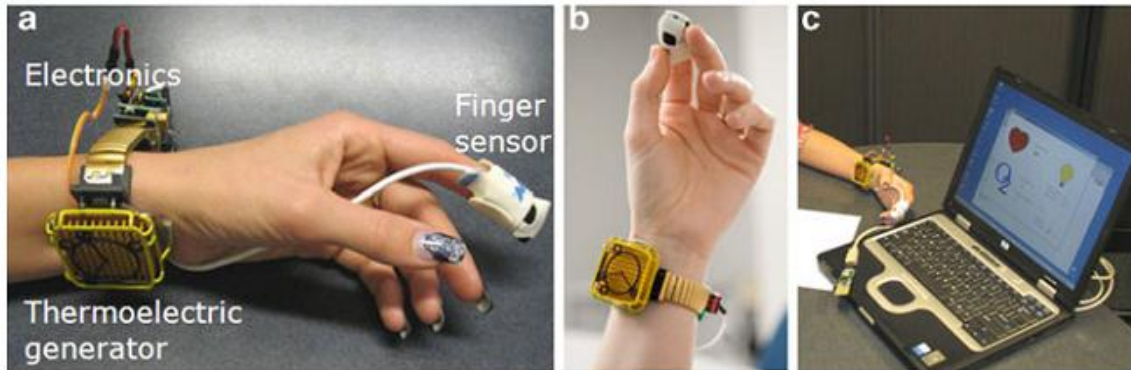
### **3.3. Θεωρητική ανασκόπηση θερμοηλεκτρικής γεννήτριας για φορητές ιατρικές συσκευές**

Έχει χρησιμοποιηθεί μια θερμοηλεκτρική γεννήτρια για την ενεργειακή τροφοδότηση του πρώτου ιατρικού αισθητήρα που τροφοδοτείται από το σώμα, δηλαδή, ενός παλμικού οξυμέτρου ή αλλιώς ενός αισθητήρα  $\text{SpO}_2$  (ποσοστό κορεσμού του οξυγόνου στο αίμα).

Η συσκευή αυτή μετρά, μη επεμβατικά, την περιεκτικότητα του οξυγόνου στο αρτηριακό αίμα, χρησιμοποιώντας έναν εμπορικά διαθέσιμο αισθητήρα στο δάχτυλο (Εικόνα 3.4). Η συγκεκριμένη συσκευή χωρίς μπαταρία είναι πλήρως αυτοτροφοδοτούμενη με έξοδο ρυθμού ενημέρωσης κάθε 15 sec. Η κατανάλωση ρεύματος σε αυτή την περίπτωση είναι 62μW, ενώ η θερμοηλεκτρική γεννήτρια παράγει συνήθως περισσότερα από 100μW. Περίπου 47% της ενέργειας χρησιμοποιείται για την επεξεργασία του σήματος, 36% καταναλώνεται από δύο LEDs, 12% χρησιμοποιείται για μια ήρεμη δύναμη και 5% για την κεραία. Η συσκευή ενεργοποιείται αυτόματα εάν υπάρχει αρκετή τάση για στον πυκνωτή. Σε περίπτωση που ο πυκνωτής είναι πλήρως αποφορτισμένος, ξεκινά σε περίπου 15 λεπτά μετά την ενεργοποίηση της συσκευής.

Η επεξεργασία του σήματος στο παλμικό οξύμετρο γίνεται επί της πλακέτας, ως εκ τούτου, απαιτείται μια ελάχιστη ισχύς για τη μετάδοση των ραδιοσυχνοτήτων. Στην περίπτωση ελέγχου σημάτων βιοδυναμικού, πρέπει να μεταδοθεί η κυματομορφή. Στην περίπτωση αυτή, τα ραδιοκύματα καταναλώνουν περισσότερη ισχύ. Για να καταδειχθεί η δυνατότητα δημιουργίας πιο σύνθετων ασύρματων συσκευών χωρίς μπαταρίες, έχει κατασκευαστεί ένα σύστημα ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος (EEG) δύο καναλιών (Van Bavel και άλλοι, 2008). Το σύστημα αυτό καταναλώνει 0.8 mW, επομένως, η θερμοηλεκτρική γεννήτρια πρέπει να

παρέχει περισσότερη ενέργεια στους 22°C για να βεβαιωθούμε ότι δεν θα υπάρξουν ελλείψεις ηλεκτρικού ρεύματος σε υψηλότερες θερμοκρασίες περιβάλλοντος. Λαμβάνοντας υπόψη ότι το όριο της ισχύος που υπολογίζεται και μετριέται στις θερμοηλεκτρικές γεννήτριες πάχους 1-1.3 εκατοστών είναι περίπου  $25\mu\text{W}/\text{cm}^2$ , η συσκευή πρέπει να καταλαμβάνει μια σχετικά μεγάλη περιοχή. Επομένως, η θερμοηλεκτρική γεννήτρια έχει διαχωρισθεί σε 10 μονάδες. Οι μονάδες συνδέονται μεταξύ τους σε ένα κομμάτι και μοιάζουν με αυτές ενός τύπου ερπυστριοφόρου ή μεγάλες μπουλντόζες (Εικόνα 3.4.1).



Εικόνα 3.4. Ασύρματο παλμικό οξύμετρο(a,b) και η εφαρμογή που εκτελείται σε ένα φορητό υπολογιστή(c). (Vladimir Leonov, Smart Systems and Energy Technology Imec, Chapter 2, 2011)



Εικόνα 3.4.1. Ασύρματο σύστημα ηλεκτροκαρδιογραφίας που τροφοδοτείται από την θερμότητα του σώματος: Τα (a) και (b) δείχνουν τα εξαρτήματα της θερμοηλεκτρικής γεννήτριας στο στάδιο της συναρμολόγησης και στο (c) είναι μια ολοκληρωμένη συσκευή. Το (1) είναι μία μονάδα θερμοσωρού (μετατρέπει την θερμική ενέργεια σε ηλεκτρική), το (2) είναι μια θερμή πλάκα, το (3) είναι ένα θερμαντικό σώμα και το (4) είναι η μονάδα ηλεκτρονικών. (Vladimir Leonov, Smart Systems and Energy Technology Imec, Chapter 2, 2011)

Το πάχος των θερμαντικών σωμάτων είναι αυξημένο, ώστε να αυξήσει την ενέργεια ανά μονάδα επιφάνειας του δέρματος. Η θερμοηλεκτρική γεννήτρια έχει πάχος 29 mm. Το μέγεθος ενός κομματιού θερμής πλάκας είναι 4cm x 20cm με μια επιφάνεια επαφής στο

δέρμα  $64\text{cm}^2$ . Η μετρούμενη ισχύς στους  $22^\circ\text{C}$  είναι περίπου  $2.5\text{ mW}$ , ή  $30\text{ }\mu\text{W}/\text{cm}^2$ . Το σύστημα έχει σχεδιαστεί για χρήση σε εσωτερικούς χώρους σε θερμοκρασία  $21\text{-}26^\circ\text{C}$ .

Σε θερμοκρασία κάτω από  $18\text{-}19^\circ\text{C}$ , η θερμότητα που ρέει διαμέσου της θερμοηλεκτρικής γεννήτριας αυξάνει και η συσκευή θεωρείται από τους χρήστες ως πολύ κρύα (σε μία θερμοκρασία  $19^\circ\text{C}$ , η ενέργεια αυξάνει στα  $3.7\text{ mW}$ ). Έτσι, για να γίνει αποδεκτή για εξωτερική χρήση σε χαμηλές θερμοκρασίες περιβάλλοντος, πρέπει να μειωθεί η ροή θερμότητας, δηλαδή, τα θερμαντικά σώματα πρέπει να είναι μικρότερα. Ως αποτέλεσμα, σε υψηλές θερμοκρασίες περιβάλλοντος η θερμοηλεκτρική γεννήτρια δεν θα παράγει αρκετή ενέργεια και το μέγεθός της θα αυξηθεί περαιτέρω. Επομένως, στη θερμοηλεκτρική γεννήτρια που είναι αποδεκτή σε χαμηλές θερμοκρασίες περιβάλλοντος, θα μπορούσαν να προστεθούν φωτοβολταϊκά κύτταρα. Σε μια συσκευή με σταθερές διαστάσεις, θα αντισταθμίσουν την έλλειψη ενέργειας από τη θερμοηλεκτρική γεννήτρια σε υψηλές θερμοκρασίες. Επιπλέον, τα φωτοβολταϊκά κύτταρα είναι πιο αποτελεσματικά σε εξωτερικούς χώρους και μπορούν να αποκομίσουν μια σημαντική ενέργεια η οποία μπορεί να αποθηκευτεί σε μια μπαταρία.

Το σύστημα ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος (EEG), το παλμικό οξύμετρο και οι άλλοι αισθητήρες, που περιγράφονται σε αυτή την ενότητα, έχουν κατανάλωση ισχύος μικρότερη από την ενέργεια που παράγεται από μια θερμοηλεκτρική γεννήτρια στο χειρότερο σενάριο εφαρμογής. Ωστόσο, σε θερμοκρασίες περιβάλλοντος από  $35\text{-}38^\circ\text{C}$ , η θερμοηλεκτρική ισχύς ελαχιστοποιείται. Για να παράγεται αρκετή ενέργεια σε μια τέτοια κατάσταση, πρέπει να παρέχεται και μια δευτερεύουσα μπαταρία. Όπως έχει αποδειχθεί, η έξυπνη διαχείριση της ενέργειας, μαζί με τον μειωμένο κύκλο και την κατανάλωση ενέργειας σε περίπτωση ελλείμματος της ενέργειας, επιτρέπουν συσκευές που τροφοδοτούνται από το σώμα σε ένα ευρύ φάσμα θερμοκρασιών. Εάν δε αναμένονται υψηλές θερμοκρασίες περιβάλλοντος για μεγάλο χρονικό διάστημα για μια συγκεκριμένη εφαρμογή, είναι επίσης ευεργετικό για τη υβριδοποίηση μιας θερμοηλεκτρικής γεννήτριας με φωτοβολταϊκά κύτταρα.

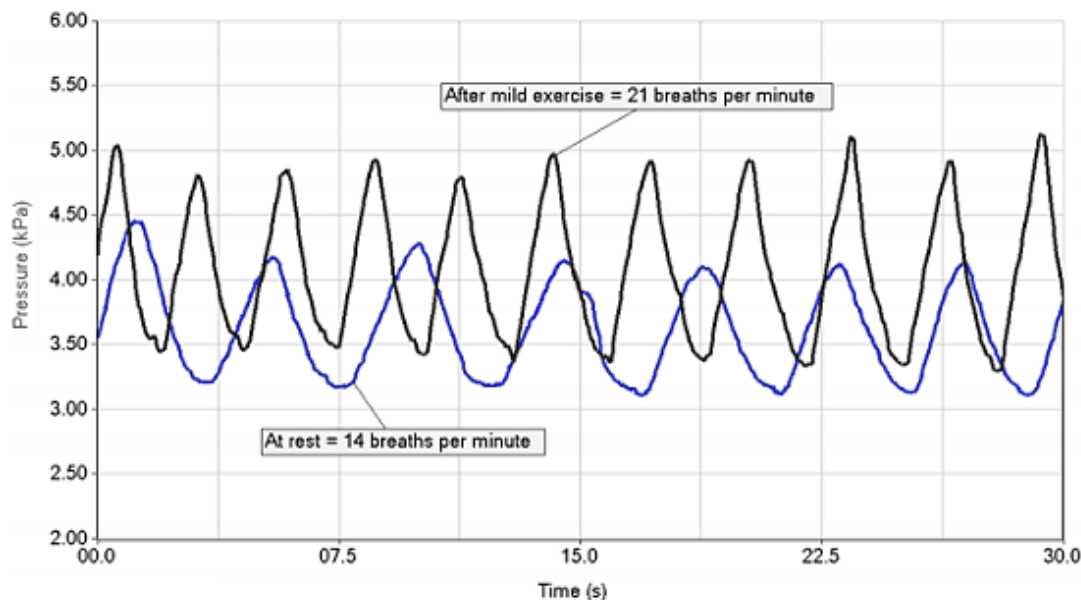
- Βασιζόμενοι και πάλι στη θεωρητική αναφορά του 2<sup>ου</sup> κεφαλαίου για τη συγκομιδή ηλεκτρικής ενέργειας από την αναπνοή και επεκτείνοντας τη συγκεκριμένη μέθοδο συγκομιδής ενέργειας, στην παρακάτω ενότητα θα παρουσιαστεί ένα σύστημα συγκομιδής ενέργειας από την κοιλιακή παθητική κίνηση και συγκεκριμένα μια εφαρμογή ζώνης παντελονιού τύπου Dacron, η οποία βασίζεται στον πιεζοηλεκτρισμό, χρησιμοποιώντας ένα πιεζοηλεκτρικό αισθητήριο πολυβινυλιδενικού διφθοριδίου (PVDF). Η συγκεκριμένη εφαρμογή, όπως θα αναλυθεί και παρακάτω, αξιοποιεί την αναπνοή του ανθρώπου κατά την οποία ο αέρας κινείται εσωτερικά και εξωτερικά των πνευμόνων προκαλώντας αλλαγή στο μέγεθος της κοιλιακής χώρας και έχει τη δυνατότητα να μεταγεί τη διακύμανση της πίεσης στην κοιλιακή χώρα σε ηλεκτρική ενέργεια.

### 3.4. Σύστημα συγκομιδής ενέργειας από την κοιλιακή παθητική κίνηση

#### A. Αναπνοή και πίεση στο στομάχι του ανθρώπου

Κατά τη διάρκεια της αναπνοής, όταν ο αέρας κινείται μέσα και έξω από τους πνεύμονες, η εσωτερική πίεση των αλλαγών του σώματός μας και κατά συνέπεια το μέγεθος του στομάχου αυξάνει ή μειώνεται. Όταν εφαρμόζεται στο σώμα μια ζώνη παντελονιού, έχει επίσης ως αποτέλεσμα μια αύξηση και μείωση της πίεσης επί της ζώνης. Μία πίεση στομάχου που μετράται από μια ζώνη μέτρησης ιατρικής αναπνευστικής κλίμακας παρουσιάζεται στην Εικόνα 3.5, που είναι για δύο περιπτώσεις, μετά από ήπια άσκηση και κατά τη διάρκεια της ανάπαυσης. Στην πρώτη περίπτωση, δηλαδή μετά από μια ήπια

άσκηση, η πίεση κυμαίνεται μεταξύ 3.4kPa έως 4.9kPa με ποσοστό 0.35Hz. Στη δεύτερη περίπτωση, κυμαίνεται μεταξύ 3.2kPa έως 4.2kPa με το ποσοστό του 0.25Hz. Έχει αναπτυχθεί λοιπόν ένας κώδικας επεξεργασίας εικόνας για να διαχωρίσει τις καμπύλες αλλά και για την ψηφιοποίηση τους.



Εικόνα 3.5. Κυματομορφές πίεσης στην κοιλιακή χώρα σε σχέση με την ατμοσφαιρική πίεση μετά από ήπια άσκηση και σε ανάπαυση. (Hamid Abdi and Navid Mohajer, Center for Intelligent Systems Research Deakin University and Center for Mechatronics and Automation School of Mechanical Engineering, University of Tehran)

Αυτή η πίεση στο στομάχι εφαρμόζεται απευθείας στη ζώνη και κατασκευάζοντας μια πιεζοηλεκτρική ταινία εντός της ζώνης. Είναι δυνατόν λοιπόν να μετάγει τη διακύμανση της πίεσης σε ηλεκτρική ενέργεια. Η ηλεκτρική ενέργεια που παράγεται, εξαρτάται από τις προδιαγραφές του μετατροπέα, το μέγεθος της πίεσης, τη συχνότητα και την αλλαγή του σχήματος του στομάχου κατά τη διαδικασία της αναπνοής.

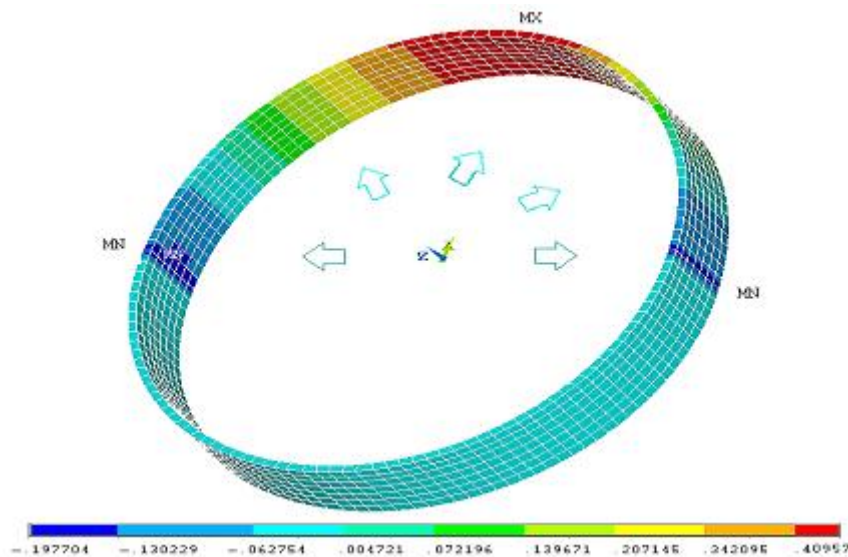
#### B. Σχεδιασμός του συγκομιστή ενέργειας

Για το σχεδιασμό του συγκομιστή, χρειάζεται να αποφασιστεί το μέγεθος της πιεζοηλεκτρικής ταινίας και η θέση που πρέπει να τοποθετηθεί, ώστε να επιτευχθεί υψηλή απόδοση, άνεση και χαμηλό κόστος. Είναι σημαντικό να μην κατασκευαστεί πιεζοηλεκτρική ταινία σε αβίαστες επιφάνειες λόγω των παρασιτικών επιδράσεων που μειώνουν την αποτελεσματικότητα του συγκομιστή. Για την επιλογή του μεγέθους, λαμβάνεται ως υπόθεση μια φυσιολογική πίεση που εφαρμόζεται στο εμπρόσθιο ήμισυ της ζώνης. Ένα μοντέλο ANSYS που φαίνεται και στην παρακάτω Εικόνα 3.5.1 έχει αναπτυχθεί για να δείξει την κατανομή της έντασης. Αυτό το μοντέλο δείχνει ότι μόνο το πιο μπροστά μέρος της ζώνης ανιχνεύει υψηλή ποσότητα έντασης, το οποίο επιλέγεται για να καθορίσει το μέγεθος του πιεζοηλεκτρικού μετατροπέα. Ο παρακάτω Πίνακας 3 δείχνει τις τεχνικές προδιαγραφές του επιλεγμένου μετατροπέα.

Density		1.78 (g/cm <sup>3</sup> )
Relative Permittivity ( $\epsilon_r$ )		12
Piezo Strain Constant	$d_{33}$	$-33 \times 10^{-12}$ (C/N) or (m/V)
	$d_{31}$	$23 \times 10^{-12}$ (C/N) or (m/V)
Piezo Stress Constant	$e_{33}$	$-330 \times 10^{-3}$ (Vm/N)
	$e_{31}$	$216 \times 10^{-3}$ (Vm/N)
Electromechanical Coupling Factor ( $k_t$ )		14 %
Capacitance in surface unit ( $C_0$ )		380 (pF/cm <sup>2</sup> )
Young Modulus (c or E)		$3.1 \times 10^9$ (N/m <sup>2</sup> )
Length (L)		171 (mm)
Width (W)		22 (mm)
Piezo Film Thickness (t)		52 ( $\mu$ m)

Πίνακας 3. Προδιαγραφές πιεζοηλεκτρικού αισθητηρίου.

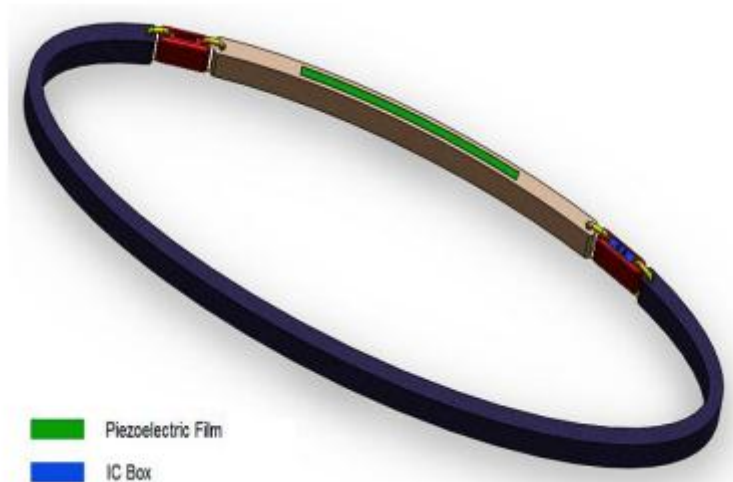
(Hamid Abdi and Navid Mohajer, Center for Intelligent Systems Research Deakin University and Center for Mechatronics and Automation School of Mechanical Engineering, University of Tehran)



Εικόνα 3.5.1. Κατανομή της έντασης στο έμπροσθεν μισό μιας κανονικής ζώνης.

(Hamid Abdi and Navid Mohajer, Center for Intelligent Systems Research Deakin University and Center for Mechatronics and Automation School of Mechanical Engineering, University of Tehran)

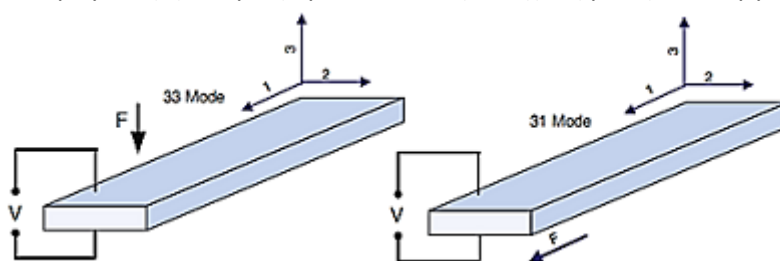
Το πιεζοηλεκτρικό αισθητήριο είναι κάτω από διάφορες συμπίεσεις, επέκταση ή κάμψη των δυνάμεων. Για κάθε περίπτωση, από τις προδιαγραφές και το μέγεθος του μετατροπέα, είναι δυνατόν να υπολογιστεί το φορτίο και η τάση που θα παραχθούν. Για την περίπτωση που εξετάζεται, ένα πιεζοηλεκτρικό αισθητήριο πολυβινυλιδενικού διφθοριδίου (PVDF) τοποθετείται εντός μιας ζώνης παντελονιού τύπου Dacron, όπως φαίνεται στην Εικόνα 3.5.2. Το πιεζοηλεκτρικό αισθητήριο συνδέεται στο εσωτερικό της ζώνης και στη θέση της πόρπης, λόγω της περιοχής υψηλότερης έντασης, ενώ η πόρπη μετατοπίζεται ανάλογα. Το πιεζοηλεκτρικό πολυβινυλιδενικό διφθορίδιο επιλέγεται εδώ λόγω της ευελιξίας του, σε αντίθεση και σε σύγκριση με το εύθραυστο τιτανικό ζirkόνιο (PZT).



Εικόνα 3.5.2. Σύστημα συγκομιδής ενέργειας από την κοιλιακή παθητική κίνηση. (Hamid Abdi and Navid Mohajer, Center for Intelligent Systems Research Deakin University and Center for Mechatronics and Automation School of Mechanical Engineering, University of Tehran)

Η ταινία πολυβινυλιδενικού διφθοριδίου (PVDF) είναι επίσης κατάλληλη λόγω της ευρύτητας του φάσματος συχνοτήτων (0.001 έως 109 Hz) και του δυναμικού εύρους, της χαμηλής ακουστικής αντίστασης, της χαμηλής πυκνότητας και του μικρού βάρους. Μεταξύ αυτών, η ακουστική σύνθετη αντίσταση είναι κοντά στην ανθρώπινη σύνθετη αντίσταση του ιστού, κάτι το οποίο οδηγεί σε πιο αποτελεσματική μεταγωγή. Αξίζει επίσης να σημειωθεί ότι οι ιδιότητες των πιεζοηλεκτρικών ταινιών αλλάζουν όταν η συχνότητα διέγερσης και η θερμοκρασία αλλάζουν. Όμως αυτές οι αλλαγές είναι μικρές για την περίπτωση που εξετάζεται και ως εκ τούτου, έχουν παραμεληθεί.

Δεδομένου ότι η ζώνη είναι υπό κανονική αύξηση και μείωση της πίεσης, εφαρμόζεται στο αισθητήριο μια παράλληλη δύναμη συμπίεσης και η μεμβράνη κάμπτεται λόγω καμπυλότητας στην επιφάνεια του στομάχου. Αυτό συνεπάγεται τους τρόπους λειτουργίας των 31 και 33, όπως φαίνεται στην παρακάτω Εικόνα 3.5.3. Ωστόσο, λόγω του γεγονότος ότι η μικρή περιοχή οδηγεί σε ένα αντίστοιχα υψηλότερο στρες για την ίδια τιμή της πίεσης, η λειτουργία 31 παράγει υψηλότερο φορτίο και τάση σε σχέση με τη λειτουργία 33.



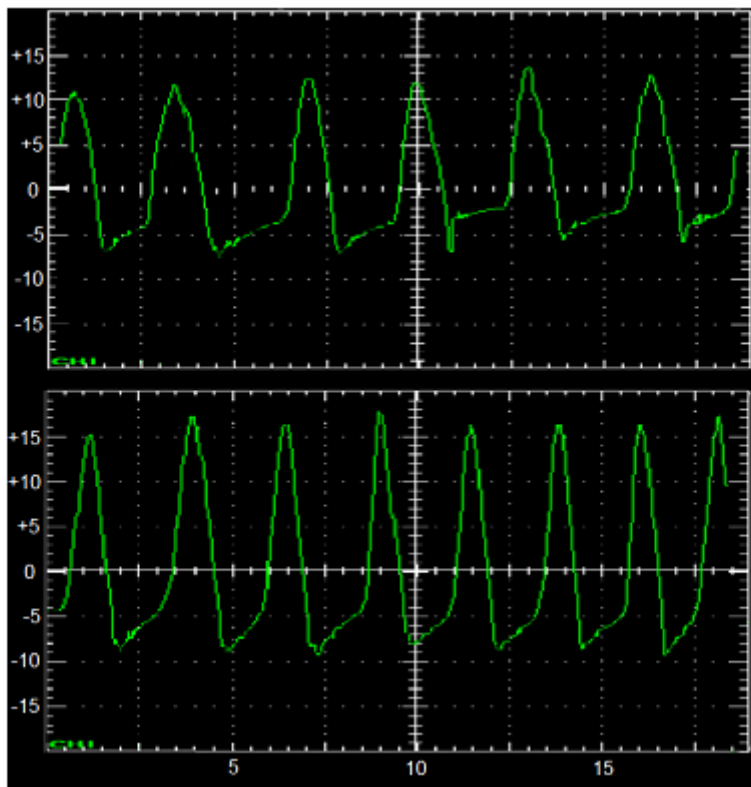
Εικόνα 3.5.3. Πιεζοηλεκτρικά στοιχεία και τρόποι λειτουργίας. (Hamid Abdi and Navid Mohajer, Center for Intelligent Systems Research Deakin University and Center for Mechatronics and Automation School of Mechanical Engineering, University of Tehran)

Εάν μια παράλληλη ή κάθετη δύναμη σε λειτουργία 3n εφαρμόζεται στο αισθητήριο, τότε το φορτίο και η τάση του ανοικτού κυκλώματος λαμβάνονται ως εξής:

$$D = \frac{Q}{A} = d_{3n} X_n \quad (5) \quad V_o = e_{3n} X_n t \quad (5.1)$$



Σε αυτές τις εξισώσεις,  $X_n$  είναι το στρες λόγω της εφαρμοζόμενης πίεσης στην  $n$ -κατεύθυνση ( $n= 1, 3$ ),  $D$  είναι η πυκνότητα φορτίου,  $Q$  είναι το φορτίο,  $V_o$  είναι η τάση ανοικτού κυκλώματος και οι άλλες παράμετροι είχαν προηγουμένως εισαχθεί στον Πίνακα 3. Οι τάσεις ανοικτού κυκλώματος για ένα μοντέλο αναπνευστικής κοιλιακής πίεσης απεικονίζονται στην Εικόνα 3.5.4, που είναι για την ανάπαυση και μετά από ήπια άσκηση, αντίστοιχα.



Εικόνα 3.5.4. Κυματομορφές της τάσης ανοικτού κυκλώματος για δύο περιπτώσεις. Σε κατάσταση ηρεμίας (επάνω) και μετά από πίεση ήπιας άσκηση (κάτω). (Hamid Abdi and Navid Mohajer, Center for Intelligent Systems Research Deakin University and Center for Mechatronics and Automation School of Mechanical Engineering, University of Tehran)

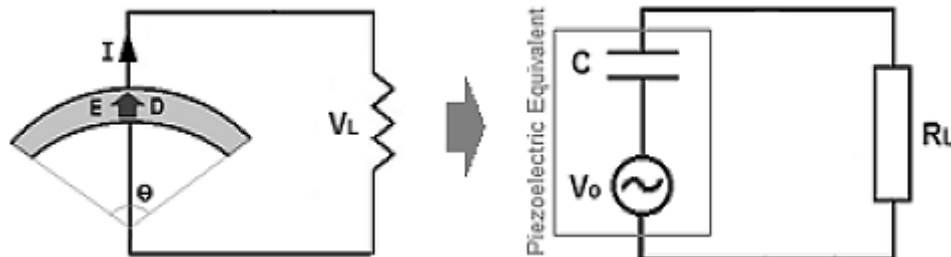
Κατά το σχεδιασμό ενός συστήματος συγκομιδής, υπάρχουν και άλλα ζητήματα που πρέπει να αντιμετωπιστούν, όπως είναι η παραγόμενη ενέργεια, η βέλτιστη μετάδοση ενέργειας στο φορτίο, η εφαρμογή όπως η άμεση κατανάλωση ή η φόρτιση της μπαταρίας και η απώλεια ενέργειας. Εάν μια κανονική ή αξονική δύναμη εφαρμόζεται επί πιεζοηλεκτρικής ταινίας, η ταινία ενεργεί σαν ένας πυκνωτής. Η ενέργεια ανοικτού κυκλώματος που παράγεται είναι:

$$W_o = \frac{1}{2} CV_o^2 \quad (5.2)$$

Όπου  $W_o$  είναι η δύναμη και  $C$  η ισοδύναμη χωρητικότητα που μπορεί να ληφθεί απευθείας από τη χωρητικότητα σε μονάδα επιφάνειας και φαίνεται στον Πίνακα 3 ή από τη σχέση:

$$C = \frac{\epsilon_r \epsilon_o LW}{t} \quad (5.3)$$

Όπου  $\varepsilon_r$  είναι η σχετική διηλεκτρική σταθερά,  $\varepsilon_0$  είναι η απόλυτη διηλεκτρική σταθερά και οι άλλες παράμετροι περιγράφουν το μέγεθος της πιεζοηλεκτρικής ταινίας που εισήχθη στον Πίνακα 3. Οι σχετικές χωρητικότητες που λαμβάνονται από τις δύο μεθόδους είναι σχεδόν οι ίδιες και ισούνται με 14.3nF. Λόγω των χαμηλών συχνοτήτων των κοιλιακών κινήσεων, η παραγόμενη τάση είναι ισοδύναμη DC γεννήτρια τάσης. Ένα απλό μοντέλο του συστήματος συγκομιδής παρουσιάζεται στην Εικόνα 3.5.5.



Εικόνα 3.5.5. Απεικόνιση της πιεζοηλεκτρικής ταινίας με κλίση στη μορφή του σχήματος του στομάχου και το ισοδύναμο κύκλωμα RC. (Hamid Abdi and Navid Mohajer, Center for Intelligent Systems Research Deakin University and Center for Mechatronics and Automation School of Mechanical Engineering, University of Tehran)

Από αυτό το μοντέλο, ο συγκομιστής δρά ως ένα φίλτρο διέλευσης υψηλών συχνοτήτων και ως αποτέλεσμα θα υπάρξει μια συχνότητα αποκοπής που δίνεται από την παρακάτω σχέση:

$$f_c = \frac{1}{2} \pi R_L C \quad (5.4)$$

Με την παραδοχή ότι το  $R_L$  είναι αρκετά μεγάλο, η τάση ανοικτού κυκλώματος θα είναι κοντά στην τάση του φορτίου. Ωστόσο, λαμβάνοντας υπόψη τη χαμηλή συχνότητα της κοιλιακής κίνησης, η τάση ανοικτού κυκλώματος είναι:

$$V_o = |V_L| \sqrt{1 + \frac{1}{\sqrt{2\pi R_L C}}} \quad (5.5)$$

Σε γενικές γραμμές, με τη μέτρηση της τάσης στο φορτίο, υπολογίζοντας το  $V_o$  και αντικαθιστώντας το στη σχέση 4.2, μπορεί να υπολογιστεί η ενέργεια που εξάγεται από την πιεζοηλεκτρική ταινία. Ωστόσο, λόγω της απώλειας ενέργειας για παθητικά στοιχεία, ένα τμήμα αυτής της ενέργειας μεταφέρεται στο φορτίο. Ο Πίνακας 4 δείχνει τη μέση τάση και ισχύ του ανοικτού κυκλώματος ( $V_o$  και  $P_o$ ) και το φορτίο ( $V_L$  και  $P_L$ ) στην περίπτωση της χρησιμοποίησης 1MΩ ωμικού φορτίου ( $f_c = 10\text{Hz}$ ).

Εφαρμοζόμενη πίεση	$V_L$ (V)	$V_o$ (V)	$P_L$ (uW)	$P_o$ (uW)	Απόδοση ενέργειας
Σε κατάσταση ηρεμίας ( $f = 0.25$ )	2.2	6.3	5.1	28.3	18%
Μετά από ήπια άσκηση ( $f = 0.35$ )	4.3	10.8	18.5	83.4	23%

Πίνακας 4. Μέσες τιμές για τη χρήση 1MΩ ωμικού φορτίου.

(Hamid Abdi and Navid Mohajer, Center for Intelligent Systems Research Deakin University and Center for Mechatronics and Automation School of Mechanical Engineering, University of Tehran)

Από τον παραπάνω πίνακα μπορεί να φανεί ότι με την αύξηση της συχνότητας λειτουργίας προς τη συχνότητα συντονισμού που είναι συνήθως μεγάλη, θα αυξηθούν η ενέργεια που συγκομίζεται και η ενεργειακή απόδοση.

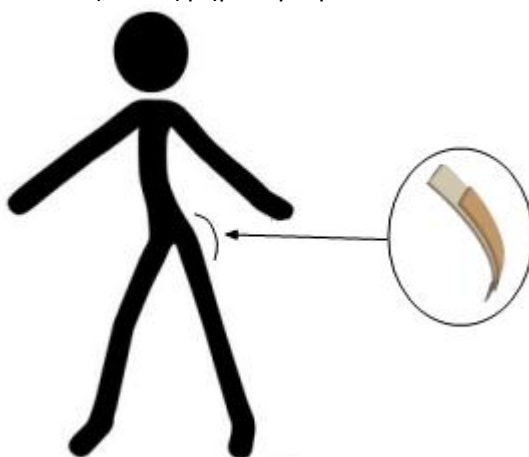
- Ένας αρκερά συνήθης τρόπος συγκομιδής ενέργειας αποτελεί το περπάτημα, όπως μελετούμε και στην ενότητα 2.4.1.6 του κεφαλαίου 2. Στην παρακάτω ενότητα παρουσιάζεται μια πιεζοηλεκτρική εφαρμογή συγκομιδής ενέργειας από το περπάτημα, η οποία αποτελείται από μια πλάκα συνθετικής πιεζοηλεκτρικής μακρο-ίνας, τοποθετημένη σε ένα ζευγάρι αθλητικά καλσόν στην περιοχή των γλουτών.

### 3.5. Εφαρμογή συγκομιδής ενέργειας από την ανθρώπινη μετακίνηση

Όταν ένα άτομο κινείται, δημιουργείται αρκετά μεγάλη ποσότητα κινητικής ενέργειας. Αυτή η ενέργεια μπορεί να συγκομιστεί με την τοποθέτηση ενός πιεζοηλεκτρικού υλικού στην ένδυση, σε περιοχές όπου υπάρχει κίνηση.

Μια εξερεύνηση του ανθρώπινου σώματος έχει δείξει ότι αρκετά άνετη και εξαιρετικά ενεργή τοποθέτηση για το ανθρώπινο σώμα είναι στο όπισθεν μέρος του σώματος.

Κάθε φορά που ένα άτομο περπατά ή τρέχει υπάρχει κίνηση και η ενέργεια μπορεί εύκολα να συγκομισθεί. Μαζί με την υψηλή δραστηριότητα σε αυτή τη θέση, είναι επίσης σε μια στενή περίμετρο, για παράδειγμα, σε μια τσέπη ή ζώνη ατόμων, όπου τοποθετούνται συνήθως ηλεκτρονικές συσκευές, όπως βηματόμετρα.



Εικόνα 3.6. Πλάκα συνθετικής πιεζοηλεκτρικής μακρο-ίνας. (DELTA, 2011)

Μια γρήγορη δοκιμή πραγματοποιήθηκε στο DELTA IdemoLAB, όπου μια πλάκα του έξυπνου υλικού MFC, δηλαδή μιας συνθετικής πιεζοηλεκτρικής μακρο-ίνας, τοποθετήθηκε σε ένα ζευγάρι αθλητικά καλσόν στην περιοχή των γλουτών και συνδέθηκε με μια συσκευή συλλογής δεδομένων. Το πρωτότυπο χρησιμοποιήθηκε για μια γρήγορη βόλτα και ο πυκνωτής φορτίστηκε με μέση ισχύ 55nW.

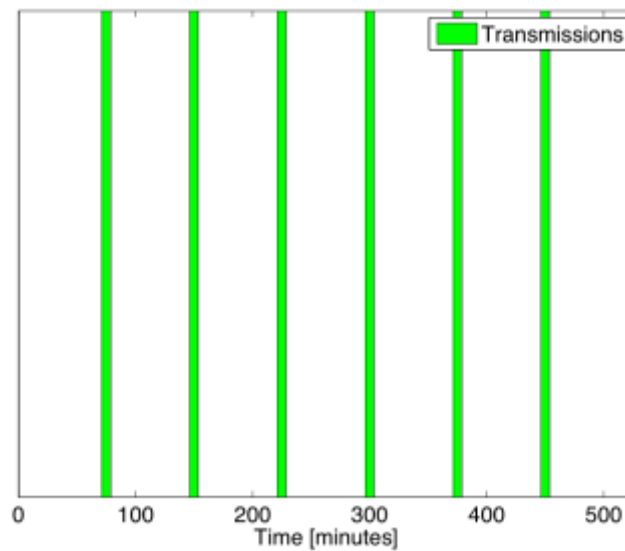
Ένας αισθητήρας χαμηλής ισχύος της DELTA καταναλώνει 250μJ για να κάνει μια γρήγορη ανάγνωση / AD μετατροπή από κάθε παθητικό αισθητήρα (λυχνία θερμοκρασίας, πίεση, επιτάχυνση) και διαβίβαση των δεδομένων. Έτσι, ο χρόνος για τη συγκομιδή της απαιτούμενης ενέργειας σε ένα γρήγορο ρυθμό με τα πόδια θα είναι:

$$t_{harvest} = \frac{250\mu J}{55nJ / s} = 75 \text{ min}$$



Εικόνα 3.6.1. Τοποθέτηση της MFC συσκευής στην περιοχή των γλουτών. (DELTA, 2011)

Ο κόμβος του αισθητήρα λοιπόν, θα είναι σε θέση να μεταδώσει μια ανάγνωση κάθε 75 λεπτά. Υπάρχει ωστόσο περιθώριο για βελτίωση. Η MFC συσκευή που χρησιμοποιήθηκε στη δοκιμή αυτή αναφέρεται ότι είναι σε θέση να παράγει 4mW στα 10Hz και 1G επιτάχυνση. Αυτό, θα μπορούσε να καταστήσει διαθέσιμη μια μετάδοση αισθητήρα κάθε 62ms.



Εικόνα 3.6.2. Μεταδόσεις αισθητήρα κατά τη διάρκεια μιας περιόδου 8 ωρών. (DELTA, 2011)

Αυτή η γρήγορη δοκιμή έδειξε ότι είναι δυνατόν να συγκομισθεί ανθρώπινη κινητική ενέργεια με τη χρήση πιεζοηλεκτρικής MFC εφαρμογής χωρίς καμία ενόχληση. Παρόλο που η παραγωγή ενέργειας ήταν μικρή, υπάρχει ένα μεγάλο δυναμικό που μπορεί να βελτιωθεί ουσιαστικά ως μηχανική στερέωση και μετατροπή ισχύος.

- Στο σημείο αυτό, ας περάσουμε σε περισσότερο εξειδικευμένες ιατρικές εφαρμογές, όπως είναι οι καρδιακοί βηματοδότες. Στις επόμενες ενότητες θα παρουσιαστούν δύο εφαρμογές συγκομιδής ενέργειας από το ανθρώπινο σώμα για τη φόρτιση ενός βηματοδότη. Η πρώτη επιστημονική μελέτη παρουσιάζει τη μέθοδο συγκομιδής ενέργειας από το ανθρώπινο σώμα με τη χρήση θερμοστοιχείου και πιεζοηλεκτρικού στοιχείου καθώς και το ολοκληρωμένο κύκλωμα φόρτισης της μπαταρίας του βηματοδότη. Η δεύτερη επιστημονική έρευνα που θα αναπτυχθεί, χρησιμοποιεί γραμμικούς και μη γραμμικούς συγκομιστές ενέργειας για την τροφοδότηση ενός βηματοδότη αξιοποιώντας τις ταλαντώσεις από τους χτύπους της καρδιάς. Θα αναλυθεί επίσης και η ζιγκ-ζαγκ δομή συγκομιδής ενέργειας για την τροφοδότηση του βηματοδότη.

### **3.6. Φόρτιση βηματοδοτών χρησιμοποιώντας την ενέργεια του σώματος.**

Ιατρικά εμφυτεύματα που σώζουν ζωές, όπως είναι οι βηματοδότες και οι απινιδωτές, αντιμετωπίζουν το μεγάλο μειονέκτημα ότι οι μπαταρίες τους τελικά εξαντλούνται και απαιτείται συχνή χειρουργική επέμβαση για τους ασθενείς για την αντικατάσταση αυτών των μπαταριών. Με την εξέλιξη της τεχνολογίας, μπορούν να παρέχονται εναλλακτικές λύσεις για τέτοιες χειρουργικές επεμβάσεις, όπως αυτή που θα εξεταστεί παρακάτω. Για να ενεργοποιηθούν αυτές οι συσκευές, μπορούν να χρησιμοποιηθούν τεχνικές συγκομιδής ενέργειας από το ανθρώπινο σώμα. Μερικές από τις πηγές ενέργειας είναι οι χτύποι της καρδιάς του ασθενούς, η ροή του αίματος μέσα στα αγγεία, η κίνηση των τμημάτων του σώματος και η θερμοκρασία του σώματος (θερμότητα). Χρησιμοποιούνται λοιπόν διαφορετικοί τύποι αισθητήρων, όπως για την ανίχνευση της ενέργειας από τον χτύπο της καρδιάς και τα πιεζοηλεκτρικά και ημιαγώγιμα συζευγμένα νανοκαλώδια που χρησιμοποιούνται για να μετατρέπουν τη μηχανική ενέργεια σε ηλεκτρική ενέργεια. Ομοίως, για την ανίχνευση της ενέργειας της ροής του αίματος, χρησιμοποιούνται νανογενήτριες που οδηγούνται από τα υπερηχητικά κύματα, οι οποίες έχουν την ικανότητα να μετατρέπουν άμεσα την υδραυλική ενέργεια στο ανθρώπινο σώμα σε ηλεκτρική ενέργεια.

Η παρακάτω έρευνα που θα αναλυθεί αποτελεί μια επιστημονική μελέτη των Dinesh Bhatia, Sweeti Bairagi, Sanat Goel και Manoj Jangra η οποία δημοσιεύθηκε στο περιοδικό «Journal of Pharmacy & Bioallied Sciences» και εστιάζει στη χρήση της θερμότητας του σώματος ως εναλλακτική πηγή ενέργειας για την επαναφόρτιση των μπαταριών του βηματοδότη και άλλων ιατρικών συσκευών, αλλά και την πρόληψη της πιθανότητας εμφάνισης κινδύνου για την ανθρώπινη ζωή, κατά τη διάρκεια επανειλημμένων χειρουργικών επεμβάσεων.

Πρώτα απ' όλα, οι δύο έννοιες του κινδύνου της ανθρώπινης ζωής και των χρημάτων θα πρέπει πάντα να παραμένουν υπό εξέταση, καθώς ασχολούμαστε με χειρουργικές ιατρικές συσκευές. Έτσι, μπορεί να υιοθετηθεί μια νέα ιδέα για τη βοήθεια των ανθρώπων σχετικά με αυτές τις συσκευές. Αυτό περιλαμβάνει και την έννοια της συγκομιδής ενέργειας. Στο σημείο αυτό, καλό θα ήταν να θυμηθούμε ότι ως συγκομιδή ενέργειας μπορεί να οριστεί η εξαγωγή ενέργειας από μια μορφή σε μια άλλη χρήσιμη μορφή και αυτές οι συσκευές μετατρέπουν την ενέργεια του περιβάλλοντος σε ηλεκτρική ενέργεια. Μπορούμε λοιπόν να

χρησιμοποιήσουμε την έννοια της συγκομιδής ενέργειας και στην περίπτωση του ανθρώπινου σώματος. Υπάρχουν διάφορα μέσα για να εφαρμόσουμε την παραπάνω ιδέα για τη βοήθεια των ανθρώπων με βηματοδότες. Καθώς το σώμα συγκροτεί διάφορα είδη πηγών ενέργειας, μπορεί να χρησιμοποιηθεί και το ίδιο ως πηγή ενέργειας για τη λειτουργία τέτοιων συσκευών. Το σώμα έχει βασικές ενέργειες, όπως ο καρδιακός παλμός, η ροή του αίματος μέσα σε αρτηρίες και φλέβες, η κίνηση και η θερμότητα που μπορεί να συγκομισθεί για να παράγει ηλεκτρική ενέργεια για τη λειτουργία ενός βηματοδότη που έχει απαίτηση τάσης 6V, στην περίπτωση μιας καρδιακής ανεπάρκειας.

Στους ανθρώπους, αυτό συμβαίνει πολλές φορές και τα μέρη του σώματος αδυνατούν να εργαστούν λόγω κάποιων εσωτερικών βλαβών, όπως στην περίπτωση της καρδιάς, ο φυσικός βηματοδότης, μπορεί να δυσλειτουργεί, με αποτέλεσμα μη φυσιολογικούς καρδιακούς παλμούς. Αυτές οι αρρυθμίες μπορεί να είναι πολύ σοβαρές, προκαλώντας εμφράγματα, ακόμη και θάνατο. Για την προστασία της ζωής του ασθενούς, χρησιμοποιείται ο βηματοδότης ο οποίος διατηρεί έναν επαρκή καρδιακό ρυθμό, είτε επειδή ο φυσικός βηματοδότης της καρδιάς δεν είναι αρκετά γρήγορος, είτε υπάρχει ένας φραγμός στο ηλεκτρικό σύστημα αγωγιμότητας της καρδιάς. Ο πυρήνας του κυκλώματος του βηματοδότη είναι η μπαταρία. Παρέχει την ενέργεια ή τη δύναμη σε όλο το κύκλωμα του βηματοδότη ώστε να λειτουργήσει. Υπάρχουν πολλοί τύποι μπαταριών που μπορούν να χρησιμοποιηθούν για να λειτουργήσει το σύστημα. Μερικά παραδείγματα τέτοιων είναι οι μπαταρίες μολύβδου, η εκτιμώμενη διάρκεια ζωής των οποίων θεωρείται ότι είναι 8 έως 10 χρόνια. Μετά από αυτό το χρονικό διάστημα, αυτές οι μπαταρίες καταστρέφονται κάτι το οποίο μπορεί να οφείλεται σε διάφορους λόγους, όπως η γήρανση, οι μηχανικές αδυναμίες, τα συστήματα ποιότητας και διαχείρισης της ποιότητας, η αλλαγή των φυσικών χαρακτηριστικών(μορφολογία) των χημικών ουσιών ή χημικές απώλειες λόγω εξατμίσεως.

Έτσι, μετά από ένα χρονικό διάστημα αυτές οι μπαταρίες πρέπει να αντικατασταθούν. Αυτή η επαναληπτική εγχείρηση προκαλεί δυσφορία αλλά θέτει επίσης και σε κίνδυνο τη ζωή του ασθενούς. Δεδομένου ότι αυτοί οι τεχνητοί βηματοδότες εμφυτεύονται στο σώμα με χειρουργική επέμβαση και χρειάζονται αντικατάσταση μετά από μία συγκεκριμένη χρονική περίοδο, μπορούμε να σκεφτούμε κάποιες εναλλακτικές λύσεις που μπορούν να αποτρέψουν τέτοιου είδους περιστατικά. Το σώμα λοιπόν μπορεί το ίδιο να χρησιμοποιηθεί ως πηγή ενέργειας.

#### Το σώμα ως πηγή ενέργειας

Όπως αναφέρθηκε και προηγουμένως, προκειμένου να υπάρχει μια εναλλακτική πηγή για την φόρτιση συσκευών, όπως είναι ο βηματοδότης ή ο απινιδωτής, με χαμηλές ενεργειακές απαιτήσεις, μπορεί να θεωρηθεί ότι χρησιμοποιούνται ως πηγή ενέργειας διαφορετικές δραστηριότητες του σώματος. Μπορούν έτσι οι μέθοδοι παραγωγής ηλεκτρικής ενέργειας που βασίζονται στις προαναφερθείσες δραστηριότητες να χωρισθούν σε δύο βασικές κατηγορίες:

1. Παραγωγή ηλεκτρικής ενέργειας με τη χρήση πιεζοηλεκτρικού στοιχείου.
2. Παραγωγή ηλεκτρικής ενέργειας με τη χρήση θερμοστοιχείου.

#### **3.6.1. Παραγωγή ηλεκτρικής ενέργειας με τη χρήση πιεζοηλεκτρικού στοιχείου**

Η κατηγορία αυτή περιλαμβάνει τη χρήση πιεζοηλεκτρικού κρυστάλλου για την ανίχνευση της ενέργειας του σώματος από πηγές, όπως ο καρδιακός ρυθμός, η ροή του αίματος και η κίνηση του σώματος. Μετατρέπει λοιπόν τις διάφορες αυτές μορφές ενέργειας σε ηλεκτρική ενέργεια.

### Βασική αρχή

Η βασική αρχή είναι η χρησιμοποίηση πιεζοηλεκτρικού και ημιαγωγικού ζεύγους νανοκαλωδίων, όπως το οξειδίο του ψευδαργύρου, ώστε να μετατραπεί η μηχανική ενέργεια σε ηλεκτρική ενέργεια. Οι πιεζοηλεκτρικοί κρύσταλλοι λειτουργούν στη βάση της αρχής της παραμόρφωσης, που οφείλεται σε μεταβολές στην κατάσταση των παραμέτρων του σώματος και μετατρέπουν την ενέργεια της πίεσης σε ηλεκτρική. Ομοίως, ένας ημιαγωγός νανογεννήτρια έχει τη δυνατότητα να μετατρέψει άμεσα την ενέργεια πίεσης στο ανθρώπινο σώμα, που παράγεται λόγω της ροής του αίματος, του καρδιακού παλμού ή της συστολής των αιμοφόρων αγγείων, σε ηλεκτρική ενέργεια. Κατά την παρούσα στιγμή, αυτές οι νανογεννήτριες είναι σε θέση να παράγουν ηλεκτρική ενέργεια σε βιοσυμβατό ρευστό, καθώς οδηγείται από υπερηχητικά κύματα. Αποτελείται δε από νανοκαλώδια οξειδίου του ψευδαργύρου (ZnO). Όταν το σύστημα υποβάλλεται σε ταλαντώσεις, μετατρέπει αυτές τις μηχανικές ταλαντώσεις σε ηλεκτρικά σήματα.

Η νανογεννήτρια με τα νανοκαλώδια είναι ενσωματωμένη στη γεννήτρια με μέγεθος της τάξεως περίπου  $2 \text{ nm}^2$ . Υπάρχουν περισσότερα από 1 εκατομμύριο νανοκαλώδια σε κάθε μία από αυτές τις γεννήτριες. Μια διάταξη από ευθυγραμμισμένα νανοςύρματα ZnO καλύφθηκε από ένα ζιγκ-ζάγκ(δομή που θα αναλυθεί εκτενώς σε παρακάτω ενότητα) ηλεκτρόδιο πυριτίου επικαλυμμένο με λευκόχρυσο. Ο λευκόχρυσος χρησιμοποιείται για να ενισχύσει την αγωγιμότητα του ηλεκτροδίου. Όταν τα χημικά καλλιεργημένα καλώδια τοποθετούνται στο τέλος της κάμψης των ηλεκτροδίων, τα ιόντα εκτοπίζονται σε απόκριση στις ταλαντώσεις. Αυτό δημιουργεί ένα ηλεκτρικό πεδίο που παράγει ένα ρεύμα όταν το νανοκαλώδιο συνδέεται σε ένα κύκλωμα και μπορεί να χρησιμοποιηθεί ως πιθανή πηγή ενέργειας. Αυτά τα αποτελέσματα επιβεβαιώνουν τη θεωρία ότι τα νανοκαλώδια οξειδίου του ψευδαργύρου παρουσιάζουν ένα ισχυρό πιεζοηλεκτρικό φαινόμενο, το οποίο είναι η παραγωγή ηλεκτρικής ενέργειας σε απόκριση προς τη μηχανική πίεση. Αν καταστεί δυνατή η μετατροπή ενός κλάσματος αυτού, τότε θα μπορεί να τροφοδοτηθεί και μια ηλεκτρονική συσκευή. Έχει υπολογιστεί δε, ότι μπορούμε να μετατρέψουμε 17-30% αυτής της ενέργειας σε χρήσιμη ενέργεια. Με τη βοήθεια διαφορετικών μελετών, έχει βρεθεί ότι όταν κάποιος περπατά, παράγονται 67W ισχύος. Μια κίνηση του δακτύλου παράγει 0.1 W ισχύος και όταν κάποιος αναπνέει μπορεί να παράγει 1 W ενέργειας. Όλες αυτές οι εν δυνάμει πηγές ενέργειας μπορούν λοιπόν να χρησιμοποιηθούν για την παραγωγή ενέργειας .

### **3.6.2. Παραγωγή ηλεκτρικής ενέργειας με τη χρήση θερμοστοιχείου**

Αυτή η κατηγορία περιλαμβάνει τη χρήση θερμοστοιχείων για την ανίχνευση της θερμότητας του σώματος. Το θερμοστοιχείο μετατρέπει τη θερμότητα σε διαφορά δυναμικού που μπορεί να χρησιμοποιηθεί για τη φόρτιση της μπαταρίας. Πιστεύεται ότι θα αναπτυχθεί ένα θερμοηλεκτρικό σύστημα ισχύος που βασίζεται στις διαφορές θερμοκρασίας στο ανθρώπινο σώμα. Έχει αναπτυχθεί δε, μια καινοτομία στα θερμοηλεκτρικά υλικά χρησιμοποιώντας υλικά λεπτής ταινίας που βασίζονται στη νανοκλίμακα, για να μετατρέψουν τη θερμότητα του σώματος σε ηλεκτρική ενέργεια.

Η προκύπτουσα ενέργεια μπορεί να χρησιμοποιηθεί για να φορτίσουν οι μπαταρίες σε συσκευές μέσης ισχύος, όπως οι απινιδωτές, ή για να τροφοδοτήσουν άμεσα συσκευές χαμηλής ενέργειας, όπως βηματοδότες. Αυτά τα συστήματα ενέργειας έχουν τη δυνατότητα να τρέξουν για χρονικό διάστημα 30 χρόνια. Αυτό, όπως γίνεται αντιληπτό σημαίνει μια πενταπλάσια αύξηση στη διάρκεια ζωής πάνω από την υπάρχουσα τεχνολογία. Έτσι, καθίσταται δυνατή η μείωση του αριθμού των ιατρικών διαδικασιών που απαιτούνται για την αντικατάσταση του εμφυτεύματος σε όλη τη ζωή του ασθενούς, ενώ παράλληλα μειώνεται το κόστος και οι πιθανές επιπλοκές. Χρησιμοποιούνται ακόμη υλικά ημιαγωγών

που παράγουν ηλεκτρική ενέργεια, ως αποτέλεσμα της διαφοράς θερμοκρασίας μεταξύ θερμών και κρύων επιφανειών του υλικού.

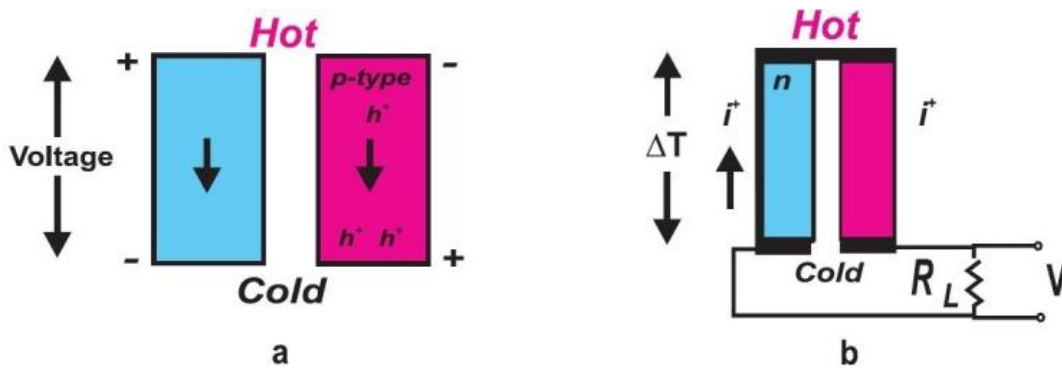
#### Βασική αρχή

Υποθέτουμε ότι μια μπαταρία στρέφει τη θερμότητα του σώματος σε ηλεκτρική ενέργεια. Θα παράγει ηλεκτρική ενέργεια χρησιμοποιώντας συστοιχίες χιλιάδων θερμοηλεκτρικών γεννητριών που είναι ενσωματωμένες σε ένα εμφυτεύσιμο τσιπ. Αυτές οι γεννήτριες εκμεταλλεύονται το γνωστό θερμοηλεκτρικό αποτέλεσμα, στο οποίο δημιουργείται μια μικρή τάση όταν οι διασταυρώσεις μεταξύ δύο ανόμοιων υλικών διατηρούνται σε διαφορετικές θερμοκρασίες.

#### Βασική ιδέα

Η βιοθερμική μπαταρία χρησιμοποιεί θερμοηλεκτρικά υλικά τα οποία αποτελούνται από τον ημιαγωγό, τελλουριούχο βισμούθιο. Το υλικό ενισχύεται με προσμίξεις που δίνουν στη μία πλευρά του θερμοστοιχείου μια αφθονία ηλεκτρονίων (αρνητικά ή τύπου-n), ενώ η άλλη πλευρά περιέχει προσμίξεις με έλειψη ηλεκτρονίων (θετικές ή τύπου-p). Η μεταφορά της θερμότητας είναι συνήθως από ένα αντικείμενο υψηλής θερμοκρασίας σε ένα αντικείμενο χαμηλότερης θερμοκρασίας. Η μεταφορά θερμότητας αλλάζει την εσωτερική ενέργεια των δύο συστημάτων (αντικειμένων). Σε ένα θερμοηλεκτρικό υλικό, υπάρχουν ελεύθεροι φορείς που μεταφέρουν τόσο ηλεκτρικό φορτίο όσο και θερμική ενέργεια. Εάν τα δύο αντικείμενα που διατηρούνται σε διαφορετικές θερμοκρασίες συνδέονται μέσω ενός θερμοηλεκτρικού υλικού, τα μόρια (ελεύθεροι φορείς) στο άκρο της υψηλής θερμοκρασίας θα διαχυθούν μακρύτερα απ' ό,τι τα μόρια στο ψυχρότερο άκρο, προκαλώντας μια καθαρή συσσώρευση των μορίων (υψηλότερη πυκνότητα) στο ψυχρό άκρο. Αυτή η κλίση πυκνότητας προκαλεί τα μόρια να διαχέονται πίσω προς το θερμό άκρο. Σε σταθερή κατάσταση, η κλίση πυκνότητας εξουδετερώνει την επίδραση της κλίσης της θερμοκρασίας για να ελαχιστοποιηθεί η καθαρή ροή των μορίων. Από την άλλη πλευρά, όταν τα μόρια είναι φορτισμένα, η συσσώρευση του φορτίου στο ψυχρό άκρο παράγει μια απωθητική ηλεκτροστατική δύναμη και ως εκ τούτου, ένα ηλεκτρικό δυναμικό, για να ωθήσει τα ηλεκτρικά φορτία πίσω στο θερμό άκρο. Για τα θετικά ελεύθερα φορτία, το υλικό ονομάζεται τύπου-p και συσσωρεύει θετικό φορτίο στο ψυχρό άκρο, με αποτέλεσμα να δημιουργηθεί θετικό δυναμικό. Ομοίως, για τα αρνητικά ελεύθερα φορτία, το υλικό ονομάζεται τύπου-n και δημιουργεί αρνητικό φορτίο στο κρύο άκρο, με αποτέλεσμα να δημιουργείται αρνητικό δυναμικό (Εικόνα 3.7(a)). Εάν τα θερμά άκρα του υλικού τύπου-n και τύπου-p είναι ηλεκτρικά συνδεδεμένα και ένα φορτίο είναι συνδεδεμένο σε όλο το μήκος των ψυχρών άκρων, η τάση που παράγεται προκαλεί την ροή ρεύματος διαμέσου του φορτίου, δημιουργώντας θερμοηλεκτρική ισχύ(Εικόνα 3.7(b)). Καλά θερμοηλεκτρικά υλικά είναι συνήθως πολύ ενισχυμένοι ημιαγωγοί. Επίσης, ένας ενιαίος τύπος φορέα εξασφαλίζει τη βελτιστοποίηση της θερμοηλεκτρικής παραγωγής ενέργειας. Μικτή αγωγιμότητα τύπου-n και τύπου-p οδηγεί επίσης σε ένα δυσμενές αποτέλεσμα και χαμηλή θερμική ενέργεια.

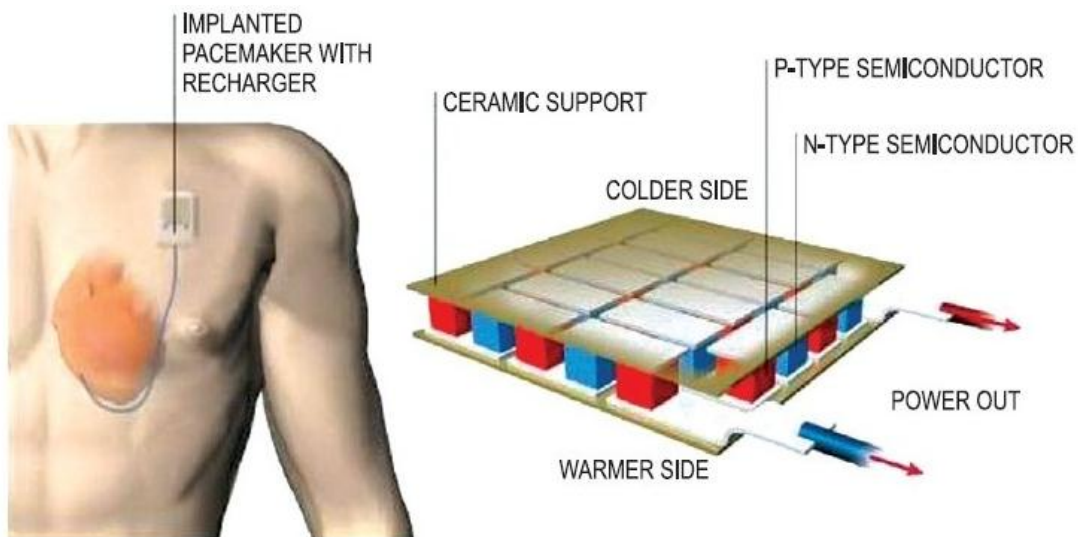




Εικόνα 3.7. Σχηματική αναπαράσταση της παραγωγής (α)θετικών/αρνητικών φορτίων λόγω της διαφοράς στη θερμοκρασία και (β)θετικού/αρνητικού δυναμικού που δημιουργείται λόγω της διαφοράς θερμοκρασίας. (Dinesh Bhatia et al., Journal of Pharmacy & Bioallied Sciences, 2(1): 51–54, 2010)

### Παρατηρήσεις

Για να εξασφαλιστεί μια χρήσιμη τάση, είναι απαραίτητο να κανονιστούν χιλιάδες μονάδες ημιαγωγών σε σειρά. Η συσκευή έχει σε σειρά περίπου 4000 θερμοζεύγη, καθένα από τα οποία παράγει μερικά microvolts για κάθε  $1^\circ\text{C}$  θερμοκρασιακής διαφοράς. Μια τυπική μπαταρία έχει μια σειρά από  $2.5\text{cm}^2$ , συνολικά περίπου  $6.0\text{cm}^2$  επιφάνειες από όλες τις πλευρές, παράγει 4V και αποδίδει ισχύ  $100\mu\text{W}$ . Η συσκευή έχει ως στόχο να επεκτείνει το προσδόκιμο ζωής της μπαταρίας του εμφυτεύσιμου καρδιακού απινιδωτή (ICD) και του βηματοδότη, για περισσότερο από τρεις δεκαετίες με τη συνεχή και αργή φόρτισή τους. Θα μπορούσε ακόμη να είναι και σε θέση να τροφοδοτήσει άμεσα κάποιους βηματοδότες χαμηλότερης ισχύος. Για να λειτουργήσει η βιοθερμική συσκευή, που φαίνεται παρακάτω στην Εικόνα 3.7.1, χρειάζεται μια διαφορά θερμοκρασίας  $2^\circ\text{C}$  σε αυτή. Αυτή η διαφορά θερμοκρασίας μπορεί να ληφθεί εύκολα με την τοποθέτηση της συσκευής μερικά χιλιοστά κάτω από την επιφάνεια του δέρματος, καθώς υπάρχουν πολλά μέρη του σώματος, όπου υπάρχει μια διαφορά θερμοκρασίας έως και  $5^\circ\text{C}$ .



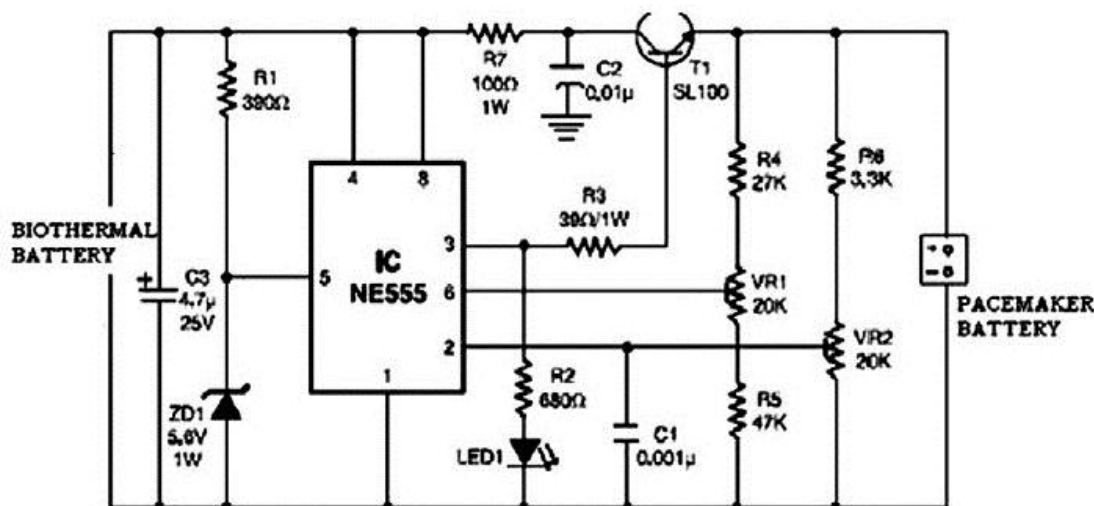
Εικόνα 3.7.1. Βιοθερμική μπαταρία: P-N συστοιχία σύνδεσης. (Dinesh Bhatia et al., Journal of Pharmacy & Bioallied Sciences, 2(1): 51–54, 2010)

### 3.6.3. Βασικό κύκλωμα φόρτισης του βηματοδότη

Η Εικόνα 3.7.2 δείχνει το κύκλωμα που χρησιμοποιεί την αρχή της βιοθερμικής μπαταρίας για τη φόρτιση της συσκευής του βηματοδότη. Στο κύκλωμα αυτό, παρακολουθείται το επίπεδο τάσης της μπαταρίας. Διακόπτει δε αυτόματα τη διαδικασία φόρτισης όταν αυξάνει η τάση του ακροδέκτη εξόδου πάνω από το προκαθορισμένο επίπεδο τάσης. Ένας χρονοδιακόπτης(Timer) IC NE555 χρησιμοποιείται για τη φόρτιση και την παρακολούθηση του επιπέδου της τάσης της μπαταρίας. Ο ακροδέκτης 5 του ελέγχου της τάσης του IC1 είναι εφοδιασμένος με μία τάση αναφοράς 5.6 V με δίοδο zener ZD1. Ο ακροδέκτης κατωφλιού 6 τροφοδοτείται με τάση που καθορίζεται από το VR1 και ο ακροδέκτης ενεργοποίησης 2 τροφοδοτείται με τάση που καθορίζεται από το VR2.

Όταν η αποφορτισμένη μπαταρία συνδέεται με το κύκλωμα, η τάση που δίνεται στον ακροδέκτη 2 του IC1 είναι κάτω από το  $1/3 V_{cc}$  και ως εκ τούτου, το flip-flop στο IC ενεργοποιείται για να λάβει υψηλό ακροδέκτη εξόδου 3.

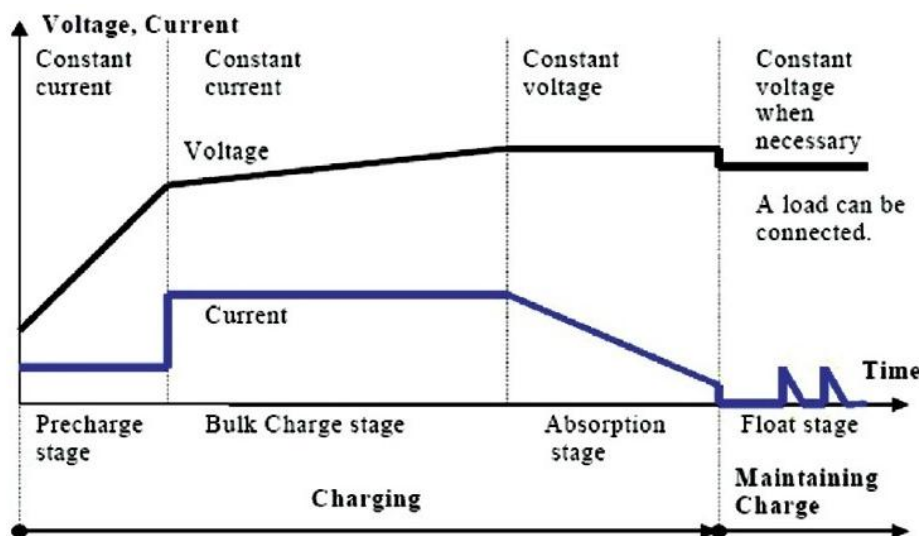
Όταν η μπαταρία είναι πλήρως φορτισμένη, η τερματική τάση εξόδου αυξάνει την τάση στον ακροδέκτη 2 του IC1 πάνω από το όριο ενεργοποίησης. Αυτό απενεργοποιεί το flip-flop και η έξοδος πηγαίνει χαμηλά, ώστε να τερματίσει τη διαδικασία φόρτισης. Ο ακροδέκτης κατωφλιού 6 του IC1 αναφέρεται στα  $2/3 V_{cc}$  και καθορίζεται από το VR1. Το τρανζίστορ T1 χρησιμοποιείται για την ενίσχυση του ρεύματος φόρτισης στο κύκλωμα. Η αντίσταση R3 είναι κρίσιμη για την παροχή του απαιτούμενου ρεύματος φόρτισης. Για μια αντίσταση 39 Ω, το ρεύμα φόρτισης είναι περίπου 180mA. Το κύκλωμα αυτό λαμβάνει την ενέργεια από τη σειρά των θερμοηλεκτρικών ημιαγωγών που είναι τοποθετημένοι σε ένα chip. Αυτά τα θερμοστοιχεία που βασίζονται στο chip, συνδέονται με το σώμα σε δύο σημεία, θεωρώντας το ένα ως κρύο και το άλλο ως ζεστό. Αυτά τα σημεία μπορούν να βρεθούν παίρνοντας το ένα στην επιφάνεια του σώματος και το άλλο κάτω από το δέρμα, έτσι ώστε να επιτευχθεί η κατάλληλη διαφορά θερμοκρασίας και να δημιουργήσει την απαιτούμενη διαφορά δυναμικού για τη φόρτιση της μπαταρίας του βηματοδότη.



Εικόνα 3.7.2. Κύκλωμα φόρτισης μπαταρίας του βηματοδότη.  
(Dinesh Bhatia et al., Journal of Pharmacy & Bioallied Sciences, 2(1): 51–54, 2010)

Ο φορτιστής μπαταρίας εφαρμόζει έναν αλγόριθμο φόρτισης τριών σταδίων(Εικόνα 3.7.3). Η διαδικασία λοιπόν φόρτισης ξεκινά από το στάδιο πριν τη φόρτιση(Precharge Stage). Στη συνέχεια, όταν η τάση της μπαταρίας φτάσει σε ένα ορισμένο σημείο, μεταβαίνει στο στάδιο φόρτισης(Charge Stage). Κατόπιν, η διαδικασία φόρτισης ολοκληρώνεται στο στάδιο της απορρόφησης(Absorption Stage). Ο φορτιστής μπορεί στη συνέχεια να διατηρήσει το φορτίο της μπαταρίας(Float Stage). Όταν ο φορτιστής είναι αποσυνδεδεμένος από τη

γραμμή ρεύματος, απενεργοποιείται αυτόματα, από προεπιλογή, μέσα σε 1 λεπτό. Αυτό προστατεύει την μπαταρία από το να αποφορτιστεί από τα ηλεκτρονικά του φορτιστή.



Εικόνα 3.7.3. Αλγόριθμος φόρτισης τριών σταδίων.  
(Dinesh Bhatia et al., Journal of Pharmacy & Bioallied Sciences, 2(1): 51–54, 2010)

Καταλήγοντας, η ανθρώπινη ενέργεια είναι μια μορφή χαμηλής πυκνότητας των ανανεώσιμων πηγών ενέργειας που έχει τη δυνατότητα παραγωγής σε μεγάλη κλίμακα, λόγω της αφθονίας της διαθεσιμότητά της. Λόγω του υψηλού κόστους που συνδέεται με την αγορά της τεχνολογίας που απαιτείται για την ανάκτηση ανθρώπινης ενέργειας που δαπανάται, μικρών ποσοτήτων, οι εφαρμογές περιορίζονται από την οικονομική σκοπιμότητα. Βελτίωση και ανάπτυξη της τεχνολογίας ανάκτησης θα μπορούσε να οδηγήσει σε βελτίωση της αποτελεσματικότητας και στη μείωση του κόστους του κεφαλαίου, μειώνοντας έτσι τους περιορισμούς που προκαλούνται από την οικονομική σκοπιμότητα.

Με την έλευση λοιπόν της επανάστασης στη νανοτεχνολογία, έχει γίνει εφικτή η δυνατότητα να τίθενται χιλιάδες μικροί κόμβοι ημιαγωγών που μετατρέπουν τη θερμότητα σε ηλεκτρική ενέργεια σε μικρό χώρο, σε παρόμοιο μέγεθος με αυτό ενός ή δύο γραμματοσήμων. Οι επιστήμονες πιστεύουν ότι η μπαταρία μπορεί να εμφυτεύεται στο δέρμα, όπου υπάρχουν διαφορές θερμοκρασίας μέχρι 5°C. Αυτή η συσκευή μπορεί στη συνέχεια να χρησιμοποιηθεί για βηματοδότες ισχύος, καθώς και άλλες συσκευές, όπως οι μικροσκοπικοί νευροδιαβιβαστές που εμφυτεύονται στον εγκέφαλο για τη θεραπεία της ασθένειας του Πάρκινσον. Ως εκ τούτου, θα ήταν δυνατό να αντικαταστήσει τις υπάρχουσες τοξικές μπαταρίες με φυσικές και συσκευές ασφαλούς φόρτισης οι οποίες μπορεί να μην χρειάζονται αντικατάσταση, επομένως και κάποια χειρουργική διαδικασία, ενισχύοντας έτσι την ασφάλεια του ασθενούς με την ελαχιστοποίηση των κινδύνων που παρουσιάζονται.

### 3.7. Τροφοδότηση βηματοδοτών από τις ταλαντώσεις των χτύπων της καρδιάς, χρησιμοποιώντας γραμμικούς και μη γραμμικούς συγκομιστές ενέργειας.

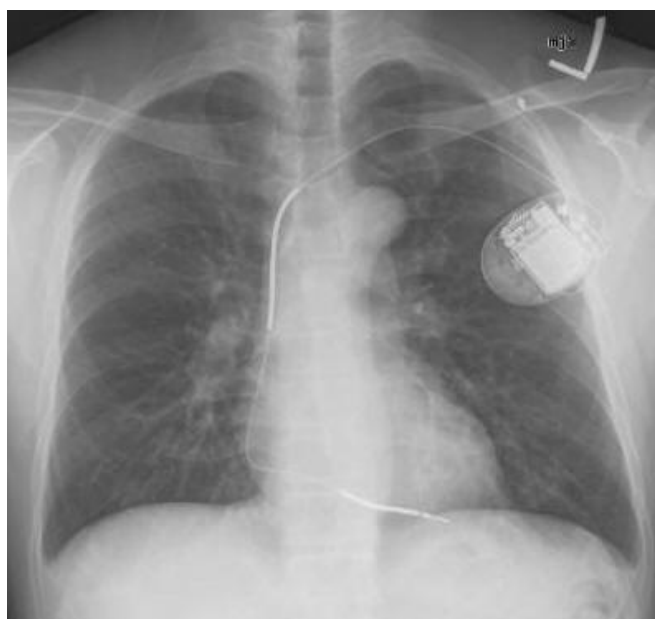
Η πλειοψηφία των συγκομιστών παλμικής ενέργειας, που εξάγουν ενέργεια από την ανθρώπινη κίνηση συνδέονται με τα άκρα. Εάν η βιοϊατρική συσκευή προορίζεται να εμφυτευθεί στον κορμό, προτιμάται να περιλαμβάνει τη συσκευή συγκομιδής ενέργειας στην ίδια συσκευασία. Υπάρχουν τρεις διαμορφώσεις στη βιβλιογραφία για τις in vivo

συσκευές συγκομιδής ενέργειας, που μπορούν να χρησιμοποιηθούν στο εσωτερικό του κορμού του σώματος.

Η πρώτη γενική διαμόρφωση είναι τα μικροβιακά κύτταρα των καυσίμων, τα οποία χρησιμοποιούν την οξείδωση της γλυκόζης για την παραγωγή ενέργειας. Η δεύτερη μέθοδος είναι η συλλογή ενέργειας από επεκτάσεις της αρτηρίας, με το τύλιγμα γύρω τους μιας πιεζοηλεκτρικής ταινίας. Η τρίτη λύση είναι με την εκτύπωση πιεζοηλεκτρικών ταινιών πάνω σε ελαστικό κόμματα και αξιοποιώντας την επέκταση των πνευμόνων στην αναπνοή.

Προτείνεται λοιπόν, η αξιοποίηση των ταλαντώσεων μέσα στην περιοχή του στήθους για την τροφοδότηση των βηματοδοτών αλλά και των εμφυτεύσιμων απινιδωτών(ICD). Στο σημείο αυτό θα πρέπει να θυμηθούμε ότι ο καρδιακός βηματοδότης είναι μια συσκευή που παράγει ηλεκτρικά ερεθίσματα, τα οποία διεγείρουν την καρδιά μέσω ενός ή δυο ειδικών καλωδίων. Τοποθετείται στις καταστάσεις που η αυτόχθων διέγερση της καρδιάς έχει διαταραχθεί με αποτέλεσμα την εμφάνιση βραδυαρρυθμιών, οι οποίες μπορεί να προκαλούν ζάλη, κόπωση, δύσπνοια ή λιποθυμικά επεισόδια.

Επίσης, πρέπει να σημειωθεί ότι οι εμφυτεύσιμοι απινιδωτές αποτελούν συσκευές που μπορούν αυτόματα να αναγνωρίσουν και να θεραπεύσουν προβλήματα αρρυθμιών, όπως της κοιλιακής ταχυκαρδίας και της κοιλιακής μαρμαρυγής. Πρέπει επίσης να αναφερθεί πως ένας απινιδωτής ελέγχει συνεχώς την ηλεκτρική δραστηριότητα της καρδιάς, αναγνωρίζει τότε ο καρδιακός ρυθμός είναι φυσιολογικός, πολύ βραδύς ή πολύ ταχύς. Αν ο ρυθμός είναι μη φυσιολογικός, παρέχεται αυτόματα θεραπεία με ηλεκτρισμό. Το είδος της θεραπείας εξαρτάται από τις ρυθμίσεις που έχουν προγραμματισθεί. Η πιο σημαντική λειτουργία του απινιδωτή είναι η παροχή ηλεκτροσόκ για επαναφορά σε φυσιολογικό καρδιακό ρυθμό σε περίπτωση κοιλιακής μαρμαρυγής (απινίδωση). Επιπλέον ο απινιδωτής μπορεί να παρέχει και άλλου είδους θεραπείες, όπως αντιταχυκαρδιακή βηματοδότηση και αντιβραδυκαρδιακή βηματοδότηση.



Εικόνα 3.8. Ακτινογραφία θώρακα από ασθενή με μονοεστιακό απινιδωτή.

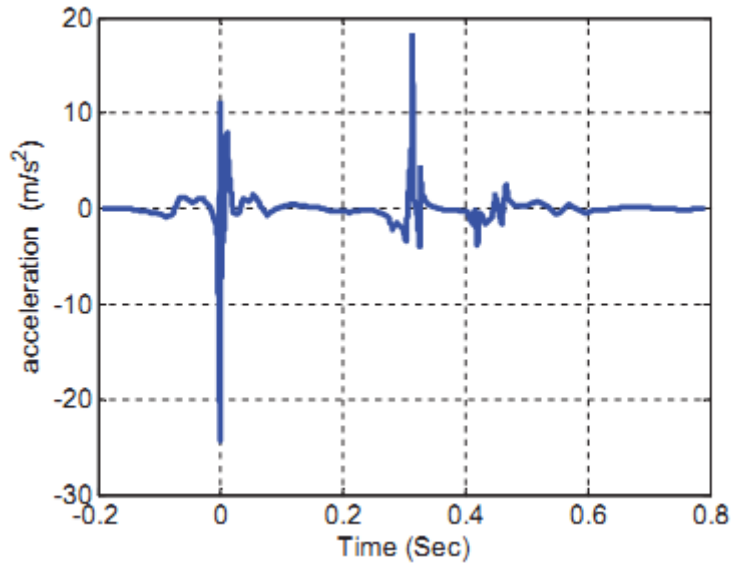


Εικόνα 3.8.1 Μοντέλο καρδιακού βηματοδότη της εταιρείας Medtronic.

Οι πιο σημαντικές ταλαντώσεις μέσα στην περιοχή του θώρακα είναι αυτές που προκαλούνται από τους καρδιακούς παλμούς. Παρακάτω, διερευνάται λοιπόν η επαναφόρτιση βηματοδοτών με τις ταλαντώσεις που προκαλούνται από τους καρδιακούς παλμούς.

Η απαίτηση για ενέργεια των βηματοδοτών έχει μειωθεί σημαντικά τα τελευταία χρόνια, και ένα microwatt θεωρείται μια λογική άνω εκτίμηση της απαιτούμενης ενέργειας των σύγχρονων βηματοδοτών. Το μέγεθος ενός τυπικού βηματοδότη είναι περίπου 42mm × 51mm × 6mm. Τυπικά, η μπαταρία καλύπτει περίπου τα 2/3 του μεγέθους του βηματοδότη. Στόχος λοιπόν, είναι η μείωση της περιοχής της πηγής ενέργειας κατά 50% και ως εκ τούτου, ο ορισμός του μεγίστου μεγέθους του συγκομιστή της ενέργειας ταλάντωσης ως 27mm × 27mm × 6mm. Η επιλογή των βιοσυμβατών υλικών μπορεί να αποτελέσει ένα σημαντικό θέμα στο σχεδιασμό βιοϊατρικών συσκευών. Τα συνηθέστερα χρησιμοποιούμενα πιεζοηλεκτρικά υλικά αποτελούνται από μόλυβδο, ο οποίος είναι τοξικός. Οι μπαταρίες και τα κυκλώματα των βηματοδοτών συμπυκνώνονται σε μια κατάσταση τιτανίου. Το τιτάνιο είναι ένα βιοσυμβατό υλικό. Το σφραγισμένο περίβλημα εξασφαλίζει ότι δεν υπάρχει καμία επαφή μεταξύ του εσωτερικού του σώματος και των μπαταριών ή κυκλωμάτων του βηματοδότη.

Ο συγκομιστής ενέργειας δεν πρέπει να εμποδίζει τη δράση της παλλόμενης καρδιάς. Για την εκτίμηση των ταλαντώσεων στην περιοχή της καρδιάς λόγω του χτύπου της καρδιάς χρησιμοποιούνται οι υπερηχητικές μετρήσεις ταχύτητας που εκτελέστηκαν από τον Kanai και άλλους (Εικόνα 3.8.2). Αυτοί μέτρησαν την ταχύτητα δύο σημείων στις κάτω πλευρές του μεσοκοιλιακού διαφράγματος, δηλαδή του τοιχώματος που χωρίζει την αριστερή και δεξιά κοιλία της καρδιάς. Δεδομένου ότι τα σημεία μέτρησης βρίσκονται κοντά στο θωρακικό διάφραγμα, τα δεδομένα ταχύτητας αποτελούν μια ασφαλή εκτίμηση για την ταλάντωση του μέρους του σώματος κοντά στην περιοχή της καρδιάς.



Εικόνα 3.8.2. Κυματομορφή των παλμών της καρδιάς.  
(M. Amin Karami and Daniel J. Inman, Applied Physics Letters 100, 2012)

Αρχικά διερευνάται εάν οι συγκομιστές γραμμικής ενέργειας ταλάντωσης μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την τροφοδότηση βηματοδοτών. Δεδομένου ότι το μέγεθος του συλλέκτη ενέργειας είναι σχετικά μικρό, ο σχεδιασμός του προβόλου έχει ως αποτέλεσμα πολύ υψηλές φυσικές συχνότητες για τη συγκομιδή των καρδιακά ρυθμιζόμενων συχνοτήτων. Στην παρούσα βιβλιογραφία λοιπόν χρησιμοποιείται η ζιγκ-ζάγκ γεωμετρία (Εικόνα 3.8.3). Η ζιγκ-ζαγκ γεωμετρία μπορεί να σχεδιαστεί, ώστε να επιτευχθεί χαμηλή φυσική συχνότητα και υψηλή αντοχή. Το φάσμα συχνοτήτων των ταλαντώσεων των καρδιακών παλμών εξαπλώνεται από κλάσματα του hertz έως περίπου 50Hz. Σχεδιάζεται ο γραμμικός συλλέκτης ενέργειας για την παραγωγή ενέργειας, κυρίως από τη συνιστώσα συχνότητας 39Hz της καρδιακής ταλάντωσης. Αυτό συμβαίνει επειδή το πλάτος της συνιστώσας της συχνότητας των 39Hz είναι σχετικά υψηλό ( $0.3\text{ms}^{-2}$ ). Επιπλέον, τα 39Hz είναι μια σχετικά υψηλή συχνότητα και οδηγεί σε καλύτερη παραγωγή ενέργειας.

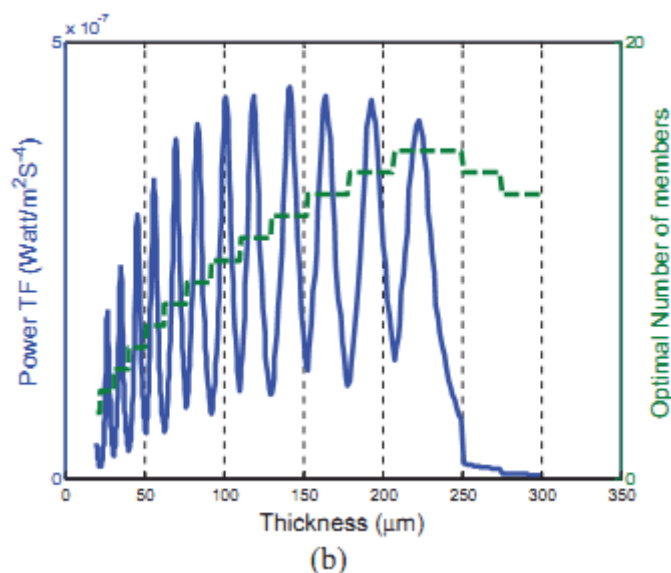
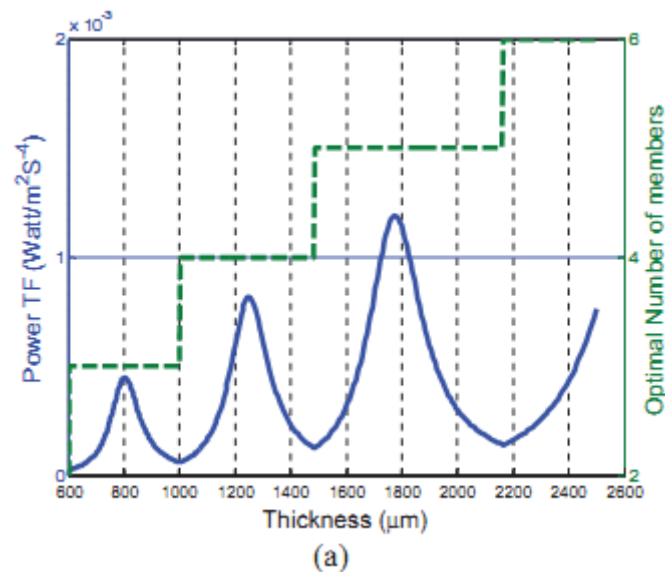


Εικόνα 3.8.3. Η ζιγκ-ζάγκ δομή.  
(M. Amin Karami and Daniel J. Inman, Applied Physics Letters 100, 2012)

Για το πρώτο γραμμικό σχέδιο συγκομιδής ενέργειας, χρησιμοποιείται ο μέγιστος χώρος και εξετάζονται οι ζιγκ-ζάγκ συγκομιστές ενέργειας με 27mm δοκούς. Ο ορείχαλκος επιλέγεται ως υλικό υποστρώματος λόγω της μεγάλης πυκνότητάς του και του σχετικά μεγάλου μέτρου ελαστικότητας του Young. Το πιεζοηλεκτρικό στρώμα θεωρείται ότι συνδέεται με το υπόστρωμα, χρησιμοποιώντας εποξική (πολυεποξειδίο). Το πάχος των εμπορικών PZT-5A κεραμικών που επιλέγεται για τη συσκευή είναι 0.01 ίντσες (254  $\mu\text{m}$ ). Η διαδικασία βελτιστοποίησης, που εν συντομία περιγράφεται ανωτέρω, έχει ως αποτέλεσμα τη σχέση

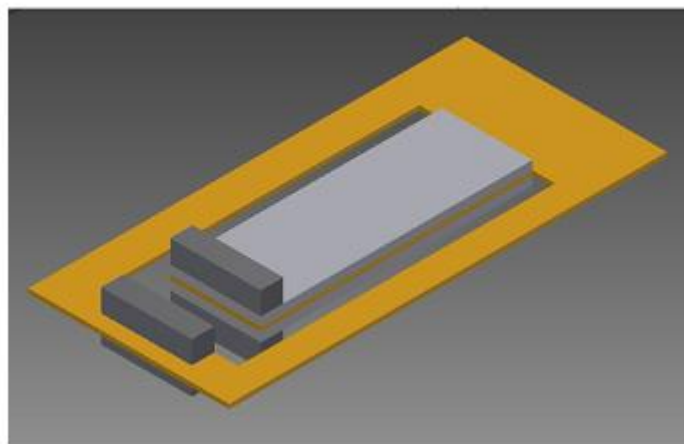
μεταξύ της ενέργειας και του πάχους του υποστρώματος (Εικόνα 3.8.4(a)). Η μέγιστη ενέργεια αντιστοιχεί σε 1800 $\mu\text{m}$  πάχους υποστρώματος. Η ισχύς εξόδου από μια τέτοια δομή είναι 10 $\mu\text{W}$ . Η γραμμική διάταξη μεσο-κλίμακας μπορεί να παράγει 10 φορές την ενεργειακή απαίτηση ενός βηματοδότη.

Ένα παρόμοιος σχεδιασμός και βελτιστοποιημένη διαδικασία διεξάγεται για έναν συγκομιστή ενέργειας μικροκλίμακας μήκους 5mm. Το γεγονός ότι το πάχος του πιεζοηλεκτρικού στρώματος περιορίζεται σε συσκευές μικρο-κλίμακας επηρεάζει σημαντικά την ισχύ εξόδου. Οι μελέτη δείχνει (Εικ. 3.8.4(b)) ότι καθώς το πάχος του πιεζοηλεκτρικού στρώματος περιορίζεται σε 3  $\mu\text{m}$ , η βέλτιστη ισχύς του συγκομιστή είναι μόνο 39 nW.



Εικόνα 3.8.4. Συνάρτηση μεταφοράς βέλτιστης ισχύος και αριθμός των μελών των ζιγκ-ζάγκ δομών ως συνάρτηση του πάχους του υποστρώματος: (a) μεσο-κλίμακα και (b) μικρο-κλίμακα. (M. Amin Karami and Daniel J. Inman, Applied Physics Letters 100, 2012)

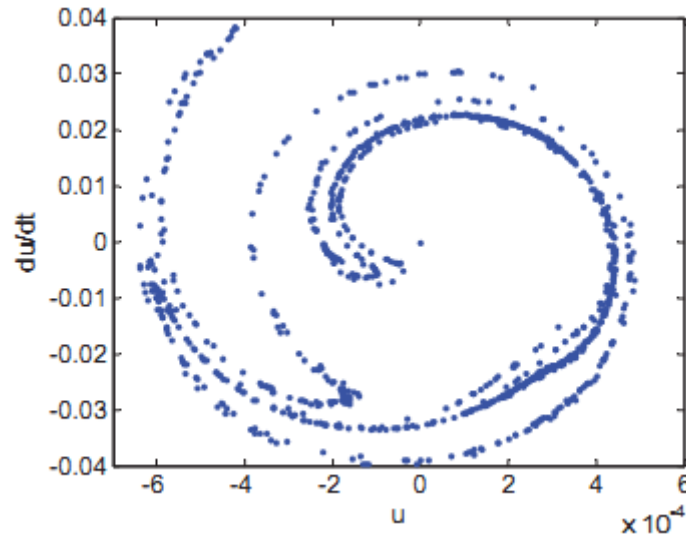
Η προτεινόμενη διαμόρφωση για τη μη γραμμική συγκομιδή ενέργειας απεικονίζεται στην Εικόνα 3.8.5. Η δοκός είναι ένα δίμορφο και έχει ένα υπόστρωμα από ορείχαλκο. Η δύναμη απώθησης ανάμεσα στον μαγνήτη άκρου και των μαγνητών που συνδέονται με το πλαίσιο αντιτίθεται στην ελαστική δύναμη επαναφοράς της σύνθετης δοκού. Δεδομένου ότι η μαγνητική δύναμη είναι μια μη γραμμική συνάρτηση της μετατόπισης του άκρου, οι μαγνήτες κάνουν το σύστημα συγκομιδής ενέργειας μη γραμμικό. Η απωθητική δύναμη μπορεί επίσης να αλλάξει ριζικά τη δυναμική του συστήματος. Όταν η απωστική μαγνητική δύναμη μεταξύ της κορυφής και των μαγνητών βάσης ξεπερνά την ελαστική δύναμη αποκατάστασης, η μηδενική θέση εκτροπής γίνεται ασταθής. Θα υπάρχουν δύο ισορροπίες για την εκτροπή της δέσμης για τις δύο πλευρές του κέντρου. Έχει αποδειχθεί ότι οι μη γραμμικοί συγκομιστές ενέργειας είναι ανώτεροι από τις γραμμικές συσκευές, από την άποψη του εύρους ζώνης συχνοτήτων. Αυτό υποδηλώνει ότι τα μη γραμμικά σχέδια συγκομιδής ενέργειας θα πρέπει να είναι σχετικά μη ευαίσθητα στον καρδιακό ρυθμό. Οι δίμορφες δοκοί είναι 27mm × 27mm. Οι διαστάσεις της βάσης και των μαγνητών άκρου είναι 25.4mm × 3.18 mm × 3.18mm. Οι υπολειμματικές πυκνότητες ροής των μαγνητών εξάγονται κατά την διάρκεια της βελτιστοποίησης.



Εικόνα 3.8.5. Η μη γραμμική διαμόρφωση συγκομιδής ενέργειας.  
(M. Amin Karami and Daniel J. Inman, Applied Physics Letters 100, 2012)

Στην παρούσα βιβλιογραφική μελέτη που αναλύεται, διερευνάται η απόκριση ενός μη γραμμικού συστήματος Duffing στην κυματομορφή των καρδιακών παλμών. Παρ' όλο που οι ταλαντώσεις των χτύπων της καρδιάς είναι περιοδικές, η απάντηση μπορεί να είναι εντελώς διαφορετική από την απόκριση του ίδιου συστήματος σε αρμονική διέγερση. Για παράδειγμα, η βελτιστοποιημένη μονο-σταθερή συσκευή (το υπόστρωμα ορείχαλκου είναι 25 μm παχύ και το πάχος του καθενός από τα πιεζοηλεκτρικά στρώματα είναι 200 μm) υφίσταται χαοτική ταλάντωση σε απόκριση προς την περιοδική (αλλά όχι αρμονική) κυματομορφή των καρδιακών παλμών. Η χαοτική ταλάντωση μονο-σταθερών συστημάτων σε απόκριση προς την αρμονική είσοδο καθίσταται δυνατή αλλά πολύ ασυνήθιστη. Ο παράξενος ελκυστής της χαοτικής κίνησης του συλλέκτη απεικονίζεται στην Εικόνα 3.8.6.





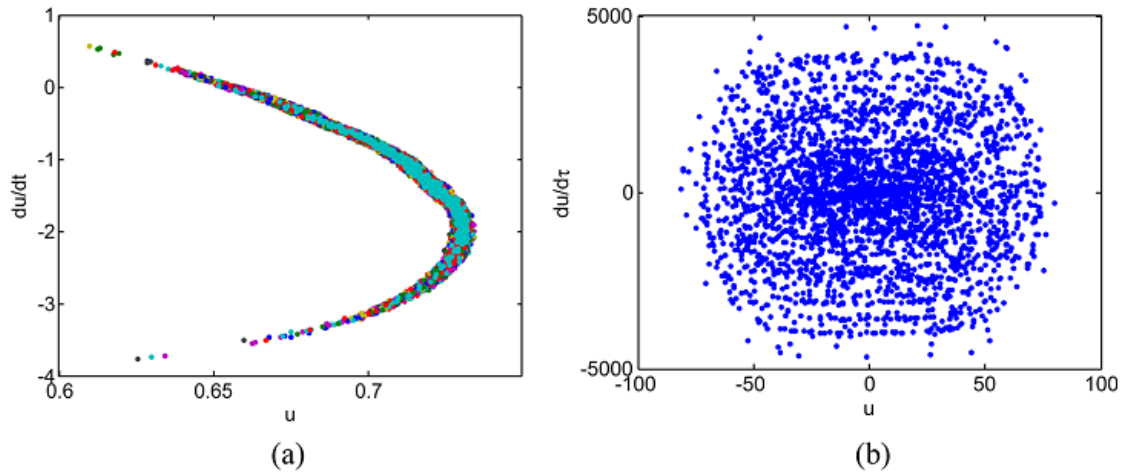
Εικόνα 3.8.6. Παράξενος ελκυστής του χάους σε απόκριση προς την κυματομορφή των καρδιακών παλμών. (M. Amin Karami and Daniel J. Inman, Applied Physics Letters 100, 2012)

Η παρούσα μελέτη που αναπτύσσεται, δείχνει ότι σε σύγκριση με τον μονο-σταθερό συλλέκτη, ο δισταθής συλλέκτης είναι ανώτερος τόσο από την άποψη του επιπέδου ισχύος όσο και της αναισθησίας του καρδιακού ρυθμού. Επομένως, η προσοχή εστιάζεται στον δισταθερή συγκομιστή ενέργειας. Οι αδιάστατες εξισώσεις κίνησης ενιαίας λειτουργίας της δισταθούς συσκευής είναι:

$$\begin{cases} \frac{d^2 y}{d\tau^2} + 2\zeta \frac{dy}{d\tau} - \frac{1}{2} y + y^3 + \phi V = f(\tau) \\ \frac{dV}{d\tau} + \alpha V = \beta \frac{dy}{d\tau} \end{cases} \quad (6)$$

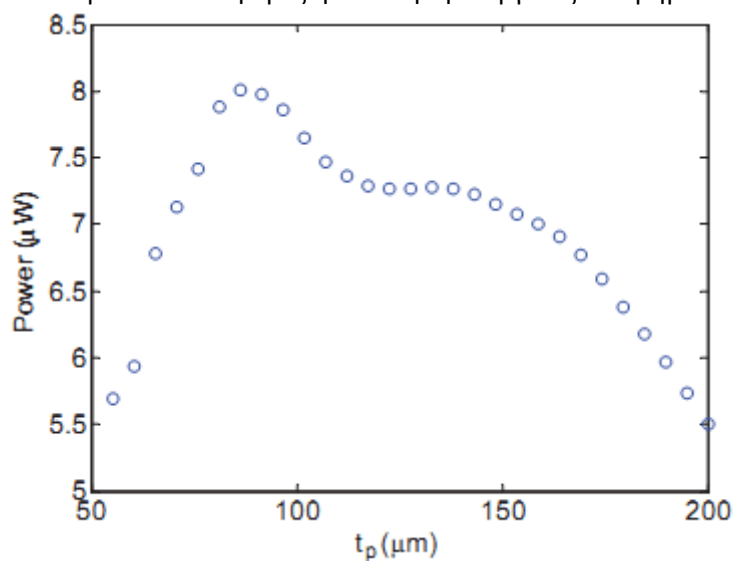
Όπου  $y$  είναι η τυπική συντεταγμένων,  $\tau$  είναι η αδιάστατη στιγμή,  $\zeta$  είναι ο λόγος της τυπικής απόσβεσης,  $\phi$  και  $\beta$  είναι οι πιεζοηλεκτρικοί συντελεστές σύζευξης,  $V$  είναι η τάση στα άκρα του φορτίου, το  $\alpha$  σχετίζεται με τη σταθερά χρόνου του ηλεκτρικού συστήματος και το  $f$  σχετίζεται με τις διεγέρσεις των καρδιακών παλμών.

Αν το πλάτος της διέγερσης είναι μόνο το 1/10 των τυπικών ταλαντώσεων των καρδιακών παλμών, το δισταθές σύστημα εκτελεί μικρού πλάτους περιοδική κίνηση. Αυτό είναι ποιοτικά παρόμοιο με την απόκριση του συστήματος σε αρμονική ταλάντωση. Εάν ο δισταθής συγκομιστής ενέργειας ερεθίζεται από την κυματομορφή των καρδιακών παλμών, παρουσιάζει μια εσωτερικά καλή κατάσταση χάους (Εικόνα 3.8.7(a)). Η κύρια διάκριση μεταξύ του εσωτερικά καλού χάους και του συνηθισμένου χάους στα συστήματα Duffing είναι ότι, στην πρώτη περίπτωση, η κορυφή παραμένει στην εγγύτητα μίας εκ των ισορροπιών. Παρά το γεγονός ότι αυτή η επίδοση έχει παρατηρηθεί στην απόκριση δισταθών συγκομιστών για αρμονική είσοδο, η εμφάνισή της είναι ένα σπάνιο φαινόμενο. Αντίθετα, όταν οι διεγέρσεις βάσης έχουν τη μορφή των επιταχύνσεων των παλμών της καρδιάς, εμφανίζεται συνήθως το εσωτερικά καλό χάος. Ακραίοι καρδιακοί παλμοί, δηλαδή, παλμοί 10 φορές πιο έντονοι σε σχέση με τους φυσιολογικούς παλμούς, προκαλούν χαοτική κίνηση στον συγκομιστή ενέργειας (Εικόνα 3.8.7(b)).



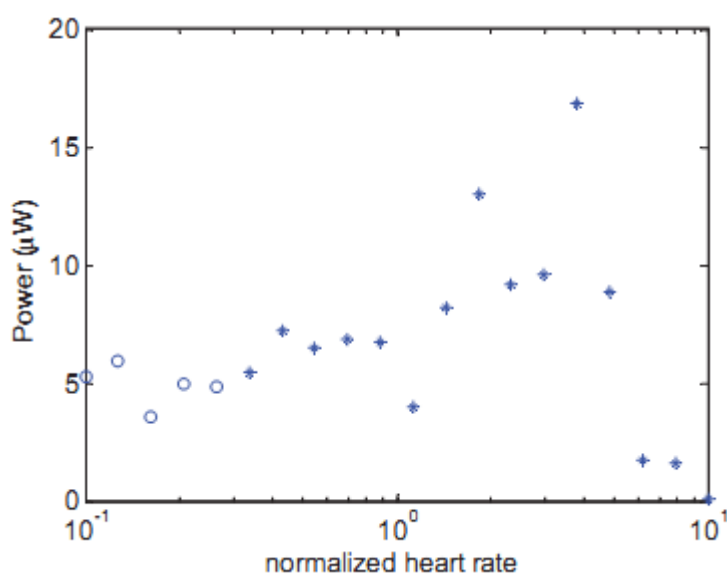
Εικόνα 3.8.7. Χάρτες Poincaré του δισταθούς συγκομιστή ενέργειας σε απόκριση στα διαφορετικά επίπεδα ταλαντώσεων των καρδιακών παλμών: (a) φυσιολογική ένταση των καρδιακών παλμών και (b) 10 φορές μεγαλύτερη ένταση των χτύπων της καρδιάς. (M. Amin Karami and Daniel J. Inman, Applied Physics Letters 100, 2012)

Προσδιορίζεται ο βέλτιστος δισταθής συγκομιστής, που βασίζεται στην απόκρισή του στην κυματομορφή του καρδιακού παλμού. Το πάχος του υποστρώματος θεωρείται ότι είναι 100  $\mu\text{m}$ . Για κάθε τιμή του πάχους του πιεζοηλεκτρικού στρώματος, βελτιστοποιούνται η υπολειμματική πυκνότητα μαγνητικής ροής και το μαγνητικό κενό. Η ισχύς εξόδου του συλλέκτη αξιολογείται βασιζόμενη στην αριθμητική ολοκλήρωση των εξισώσεων που τον διέπουν (σχέση (6)). Για να εκτιμηθεί η ενέργεια, τίθεται σε λειτουργία το σύστημα για πολλές περιόδους και αφήνεται να φθάσει σε μια σταθερή κατάσταση. Η ισχύς εξόδου είναι κατά μέσο όρο πάνω από λίγες περιόδους διέγερσης για να δώσει το μετρικό ισχύος. Η Εικόνα 3.8.8 απεικονίζει τη μεταβολή της ισχύος εξόδου με το πάχος του πιεζοηλεκτρικού στρώματος. Εάν η απόκριση του συλλέκτη είναι περιοδική, χρησιμοποιείται ένας κύκλος για να απεικονιστεί το επίπεδο ισχύος εξόδου. Εάν η απόκριση είναι χαοτική, ένα αστέρι χρησιμοποιείται στην καμπύλη ισχύος. Η παρακάτω Εικόνα 3.8.8 δείχνει επίσης, ότι ένας μη γραμμικός υβριδικός συγκομιστής ενέργειας με 80  $\mu\text{m}$  πιεζοηλεκτρικό πάχος, μπορεί να δημιουργήσει περίπου 8  $\mu\text{W}$  από τις ταλαντώσεις των καρδιακών παλμών. Το ποσό αυτό της ενέργειας είναι περίπου οκτώ φορές η απαίτηση ενέργειας των βηματοδοτών.



Εικόνα 3.8.8. Ισχύς εξόδου του μη γραμμικού δισταθούς συγκομιστή ενέργειας. (M. Amin Karami and Daniel J. Inman, Applied Physics Letters 100, 2012)

Για να διερευνηθεί η ευαισθησία συχνότητας της δισταθούς υβριδικής συσκευής, εξετάζεται η σχέση μεταξύ της ισχύος εξόδου του βέλτιστου σχεδιασμού και της καρδιακής συχνότητας. Η Εικόνα 3.8.9 δείχνει ότι παρόλο που αλλάζουν με τον καρδιακό ρυθμό τόσο το είδος των ταλαντώσεων όσο και η ισχύς εξόδου, ο δισταθής συγκομιστής ενέργειας παράγει πάντα περισσότερα από 3  $\mu\text{W}$  ενέργειας. Θα πρέπει επίσης να αναφερθεί ότι το εύρος του καρδιακού ρυθμού που εξετάζεται είναι τεράστιο. Περιλαμβάνει παραλλαγές του καρδιακού ρυθμού από 7 παλμούς ανά λεπτό έως 700 παλμούς ανά λεπτό. Η απόδοση δε του συλλέκτη είναι ικανοποιητική σε ολόκληρο το εύρος του καρδιακού ρυθμού. Στο σημείο αυτό θα πρέπει να τονίσουμε ότι η παραπάνω έρευνα πραγματοποιήθηκε από τους M. Amin Karami and Daniel J. Inman, με την υποστήριξη του Υπουργείου Εμπορίου των ΗΠΑ, του Εθνικού Ινστιτούτου Προτύπων και Τεχνολογίας, του Προγράμματος Τεχνολογικής Καινοτομίας, εν μέρει του Ινστιτούτου Κρίσιμης Τεχνολογίας και Εφαρμοσμένων Επιστημών (ICTAS) και αποτελεί ένα έργο από το οποίο μπορούν να εξαχθούν χρήσιμα συμπεράσματα για την τροφοδότηση των βηματοδοτών αξιοποιώντας τις ενεργειακές δυνατότητες που παρέχει το ανθρώπινο σώμα μέσω των ταλαντώσεων που παράγονται από τους καρδιακούς παλμούς.



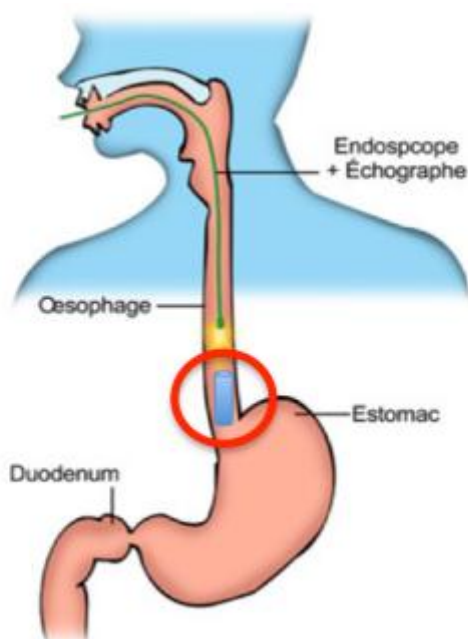
Εικόνα 3.8.9. Μεταβολές της ισχύος εξόδου, της δισταθούς συσκευής συγκομιδής με τον καρδιακό ρυθμό. (M. Amin Karami and Daniel J. Inman, Applied Physics Letters 100, 2012)

- Αφού αναλύσουμε τις μεθόδους συγκομιδής ενέργειας από το ανθρώπινο σώμα για την τροφοδότηση του καρδιακού βηματοδότη και απινιδωτή παρουσιάζοντας παράλληλα και το βασικό κύκλωμα φόρτισης της μπαταρίας τους, στις ενότητες 3.8 και 3.9 που ακολουθούν θα περιγραφούν οι μέθοδοι τροφοδότησης ενός εδοσκοπικού και ενός ενδοκαρδιακού εμφυτεύματος, αξιοποιώντας την ενέργεια του σώματος. Στην πρώτη περίπτωση παρουσιάζεται η τοποθέτηση του εμφυτεύματος στον άνθρωπο μέσω του εισοφάγου, αναλύοντας ταυτόχρονα του περιορισμούς που προκύπτουν στο μέγεθος και το βάρος της συσκευής. Στην περίπτωση του ενδοκαρδιακού εμφυτεύματος, θα θυμηθούμε τη θεωρητική αναφορά για τη συγκομιδή ενέργειας από την αρτηριακή πίεση που έγινε στο 2<sup>ο</sup> κεφάλαιο, αναλύοντας μια πολυστρωματική επικαλυπτόμενη ηλεκτροστατική δόμη συγκομιδής ενέργειας που ενεργοποιείται από την πίεση του αίματος.

### 3.8. Συγκομιδή ενέργειας από το ανθρώπινο σώμα που χρησιμοποιείται για την ενεργειακή τροφοδότηση ενδοσκοπικού εμφυτεύματος.

Συγκομιστές ενέργειας τροφοδοτούμενοι από την κίνηση θα μπορούσαν να αποτελέσουν μια ελκυστική εναλλακτική λύση για την τροφοδότηση ενός ενδοσκοπικού εμφυτεύματος, καθώς αποτελεί μια μη επεμβατική μέθοδο και δεν απαιτεί την τακτική επαναφόρτιση της μπαταρίας. Στην παρούσα ενότητα θα παρουσιαστεί μια έρευνα των Laurent Lonys, Pierre Mathys και Antoine Nonclercq από το πανεπιστήμιο των Βρυξελλών, στην οποία αναλύεται ένας νέος εμφυτεύσιμος συγκομιστής ενέργειας που βασίζεται στο μηχανισμό του αυτόματου ρολογιού.

Πρώτα απ' όλα η ενδοσκοπική εμφύτευση έχει το πλεονέκτημα ότι είναι μη επεμβατική σε σχέση με τη λαπαροσκόπηση και τις βαριατρικές χειρουργικές επεμβάσεις. Χρησιμοποιείται, για παράδειγμα, για τη γαστρική διέγερση, η οποία έχει ως στόχο να μειώσει το δείκτη μάζας σώματος. Η ανθρώπινη συγκομιδή ενέργειας συμβάλλει επίσης στην ευημερία του ασθενούς, αποφεύγοντας τις συχνές επαναφορτίσεις της μπαταρίας. Δεν απαιτείται δε ο ασθενής να φοράει μεγάλα πηνία, όπως στην περίπτωση της επαγωγικής παροχής ρεύματος. Ωστόσο, η ανάγκη να τοποθετηθεί το εμφύτευμα μέσω του οισοφάγου, συνεπάγεται νέους περιορισμούς όσον αφορά το μέγεθος και το βάρος της συσκευής. Το όλο σύστημα συμπεριλαμβανομένων τόσο του ηλεκτρικού διεγέρτη όσο και της παροχής ηλεκτρικού ρεύματος δε μπορεί να υπερβαίνει το μέγεθος ενός κυλίνδρου  $5\text{cm}^3$  και βάρος 2g. Αυτό αφήνει περίπου 1g και  $360\text{mm}^3$  για την παροχή ηλεκτρικού ρεύματος και μόνο. Στην περίπτωση των δύο χωριστών κυλίνδρων για την παροχή ενέργειας και τη διέγερση, θα ήταν διαθέσιμα  $5\text{cm}^3$  και 2g για κάθε κύλινδρο.



Εικόνα 3.9. Η τοποθέτηση του εμφυτεύματος μέσω του οισοφάγου συνεπάγεται περιορισμούς όσον αφορά το μέγεθος και το βάρος. (Laurent Lonys et al., International School of Brussels, 2011)

Ο Πίνακας 5 δίνει τη δύναμη που απαιτείται για πολλούς γαστρικούς διεγέρτες. Με βάση τον πίνακα αυτόν, μπορεί κανείς να δει ότι η μέγιστη κατανάλωση ενέργειας φθάνει τα 228  $\mu\text{W}$ . Ωστόσο, θα μπορούσε επίσης να εξεταστεί και η μείωση της κατανάλωσης.

Διεγέρτης	Ρεύμα διέγερσης(mA)	Διέγερση	Κατανάλωση(μW)
Enterra	5	Συνεχής	228
Endoges1	1	Δείπνο	17
Endoges5	5	Δείπνο	44
Endoges10	10	Δείπνο	78

Πίνακας 5. Κατανάλωση των ποικίλων γαστρικών διεγερτών.  
(Laurent Lonys et al., International School of Brussels, 2011)

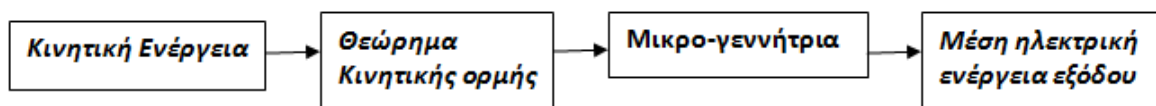
### Μέθοδοι

Το προτεινόμενο σύστημα που παρουσιάζεται στη συγκεκριμένη ενότητα βασίζεται σε ένα ρολόι της Seiko Kinetic. Το ρολόι μετατρέπει την κινητική ενέργεια σε ηλεκτρική ενέργεια, χρησιμοποιώντας ένα ηλεκτρομαγνητικό αισθητήριο. Πιο συγκεκριμένα, οι κινήσεις του καρπού κάνουν μια ταλαντευόμενη κίνηση βάρους, η οποία περιστρέφει μια γεννήτρια μέσω ενός γραναζιού μετάδοσης. Ένας πυκνωτής αποθηκεύει την ηλεκτρική ενέργεια και τροφοδοτεί το εμφύτευμα.



Εικόνα 3.9.1. Το γρανάζι μετάδοσης από το ταλαντευόμενο βάρος στη μικρογεννήτρια.  
(Laurent Lonys et al., International School of Brussels, 2011)

Το ταλαντευόμενο βάρος υποβάλλεται σε μια μη ομοιόμορφη κυκλική κίνηση. Η επαπτομενική επιτάχυνση προκύπτει από την προβολή της εξωτερικής δύναμης (σωματική δραστηριότητα), τις δυνάμεις τριβής και τη δύναμη αντίστασης της γεννήτριας. Η ταχύτητα της γεννήτριας είναι τυπικά 100 φορές την ταχύτητα του ταλαντευόμενου βάρους. Προκειμένου να διερευνηθεί η ικανότητα του συγκομιστή ενέργειας να τροφοδοτεί το εμφύτευμα, θα πρέπει το σύστημα να διαμορφωθεί. Αυτό λοιπόν, υπολογίζει ή με άλλα λόγια εκτιμά τη διαθέσιμη ισχύ εξόδου από ένα τέτοιο σύστημα για μια δεδομένη επιτάχυνση.



Εικόνα 3.9.2. Διάγραμμα του μοντέλου μετατροπής.  
(Laurent Lonys et al., International School of Brussels, 2011)

Επιπλέον, η επιτάχυνση που παράγεται από τον ασθενή κατά τη διάρκεια διαφόρων δραστηριοτήτων, όπως το περπάτημα, το τρέξιμο ή το ποδήλατο, έχουν μετρηθεί με ένα επιταχυνσιόμετρο GT3X της Actigraph. Αυτός ο αισθητήρας μετράει την επιτάχυνση των κινήσεων με συχνότητα δειγματοληψίας 30Hz. Η συσκευή μέτρησης ήταν συνδεδεμένη με μια ζώνη επί του ασθενούς γύρω από το στομάχι, ώστε να αντανακλά τη συμπεριφορά ενός εμφυτεύματος στο στομάχι.

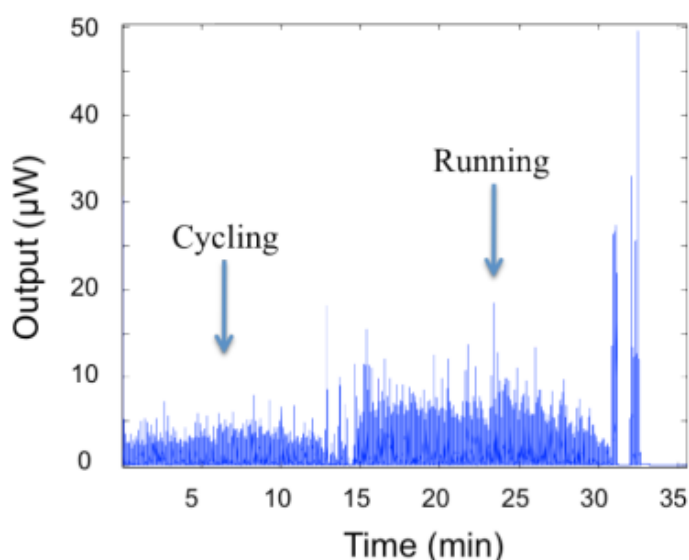
### Αποτελέσματα

Η ισχύς εξόδου που επιτυγχάνεται κατά τη διάρκεια διαφόρων δραστηριοτήτων παρουσίασε ένα επίπεδο έντασης συναφές με το είδος της δραστηριότητας (βλέπε Πίνακα 6). Επιπλέον, η τάξη μεγέθους της δύναμης που επετεύχθη με την τοποθέτηση της συσκευής στον καρπό του χεριού είναι συνεπής με τη μέση κατανάλωση ενός ρολογιού (1 $\mu$ W). Για έναν παχύσαρκο ασθενή (πριν από βariatρική χειρουργική επέμβαση), η μέση ισχύς εξόδου που επετεύχθη είναι μόνο 111nW, κατά τη διάρκεια μιας περιόδου εικοσιτετράωρων μετρήσεων.

	Σκάλες	Τηλεόραση	Ποδηλασία	Τρέξιμο	Ρολόι
Διάρκεια	1 min	60 min	10 min	15 min	1 min
Μέση ισχύς εξόδου	1.24 $\mu$ W	16 nW	625 nW	909 nW	2.76 $\mu$ W
Θέση	Κοιλιά	Κοιλιά	Κοιλιά	Κοιλιά	Καρπός

Πίνακας 6. Μέση ισχύς εξόδου που λαμβάνεται κατά τη διάρκεια δραστηριοτήτων για ένα αρσενικό άτομο (90kg). (Laurent Lonys et al., International School of Brussels, 2011)

Δυστυχώς, ακόμα και δραστηριότητες υψηλής έντασης, όπως το τρέξιμο και η ποδηλασία δεν παρέχουν περισσότερο από 1  $\mu$ W κατά μέσο όρο. Η Εικόνα 3.9.3 απεικονίζει την ισχύ εξόδου που μετρήθηκε κατά τη διάρκεια δύο δραστηριοτήτων υψηλής έντασης.

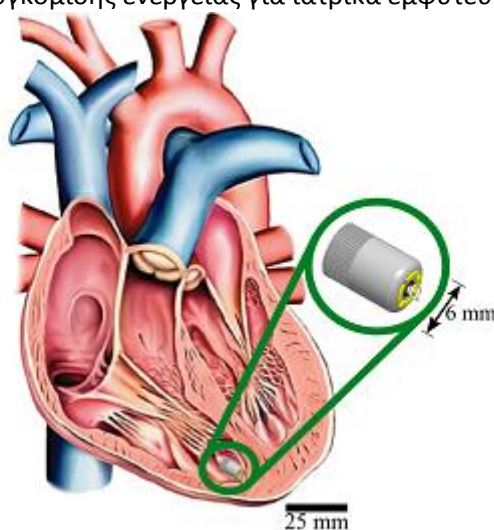


Εικόνα 3.9.3. Η ισχύς εξόδου που μετρήθηκε κατά τη διάρκεια διαφόρων δραστηριοτήτων υψηλής έντασης. (Πηγή: Human energy harvesting used for endoscopic implant power supply)

Συμπερασματικά, όπως γίνεται αντιληπτό, η σωματική δραστηριότητα από μόνη της δε φαίνεται να παρέχει αρκετή ενέργεια για να τροφοδοτήσει ένα γαστρικό εμφύτευμα. Οι συστολές από το στομάχι θα μπορούσαν να θεωρηθούν ως συμπληρωματική πηγή της κινητικής ενέργειας. Μια μελέτη τους θα απαιτούσε την εξεύρεση μιας μεθόδου για τη μέτρηση των επιταχύνσεων στο στομάχι. Ωστόσο, οι ισχυρές συστολές βρέθηκαν μόνο κατά τη διάρκεια της πέψης. Η αναπνοή παρέχει μια συνεχή κίνηση που θα μπορούσε επίσης να ληφθεί υπόψη για να τροφοδοτήσει το εμφύτευμα, μια περίπτωση που αναλύθηκε και στην ενότητα 2.4.1.2 του 2<sup>ου</sup> κεφαλαίου αλλά και στην ενότητα 3.3. Η συχνότητα και το πλάτος της θα μπορούσαν να δώσουν περισσότερη ενέργεια από τις συσπάσεις του στομάχου. Εκτός αυτού, ασκήσεις αναπνοής είναι πιθανό να είναι περισσότερο εύκολες σε σχέση με τις φυσικές προπονήσεις για τους παχύσαρκους ασθενείς.

### 3.9. Πολυστρωματική επικαλυπτόμενη ηλεκτροστατική δομή συγκομιδής ενέργειας που ενεργοποιείται από την πίεση του αίματος, για την τροφοδότηση ενδοκαρδιακών εμφυτευμάτων.

Η Sorin Group ερευνά τις συσκευές συγκομιδής ενέργειας από το ανθρώπινο σώμα και συγκεκριμένα εξετάζει την ολοκλήρωση μικροσκοπικών βηματοδοτών που μπορούν να τοποθετηθούν απευθείας στην καρδιά. Ως εκ τούτου, στην παρούσα έρευνα, η οποία πραγματοποιήθηκε από το Πανεπιστήμιο του Νοτίου Παρισιού και που θα εξετάσουμε στη συγκεκριμένη ενότητα, θα επικεντρωθούμε σε μια συσκευή συγκομιδής ενέργειας της οποίας το μέγεθος είναι συμβατό με μια ενδοφλέβια εισαγωγή. Δηλαδή, η διάμετρός της είναι κάτω από 6 ή 7 mm, ώστε να χωρέσει σε έναν καθετήρα (Εικόνα 3.10). Δεδομένου ότι το μεγαλύτερο μέρος της ενέργειας που καταναλώνεται από την καρδιά χρησιμοποιείται για να εξωθήσει το αίμα στα όργανα, προτείνεται να εκμεταλλευτούν οι τακτικές διακυμάνσεις της αρτηριακής πίεσης κατά τη διάρκεια του καρδιακού κύκλου για την παραγωγή ενέργειας. Σε σύγκριση με την αδρανειακή προσέγγιση, η οποία έχει θεωρηθεί για τη συγκομιδή μηχανικής ενέργειας στην καρδιά, η τακτική διακύμανση της πίεσης του αίματος παρουσιάζει το πλεονέκτημα ότι είναι μια πολύ σταθερή και προβλέψιμη πηγή ενέργειας. Επιπλέον, σε αντίθεση με τις αδρανειακές συσκευές που απαιτούν πολύ καλή αντιστοίχιση της συχνότητας συντονισμού τους με τη συχνότητα της μηχανικής διέγερσης, η αρχή λειτουργίας της συσκευής που θα εξεταστεί εγγυάται ότι η ποσότητα της ενέργειας που συγκομίζεται από τον κύκλο των καρδιακών παλμών δεν επηρεάζεται από αλλαγές στη συχνότητα των χτύπων της καρδιάς. Ο στοχευμένος συνολικός όγκος για το εμφύτευμα είναι  $1\text{cm}^3$  και η μέση κατανάλωση ισχύος είναι  $10\ \mu\text{W}$ . Με δεδομένους τους περιορισμούς στο μέγεθος, οι ανάγκες ισχύος και η πολλή χαμηλή συχνότητα της μηχανικής πηγής ενέργειας, ο σχεδιασμός του μετατροπέα μηχανικής-ηλεκτρικής ενέργειας φαίνεται να είναι μια πραγματική πρόκληση. Για τον κυλινδρικό όγκο σχήματος του εξεταζόμενου εμφυτεύματος, ο σχεδιασμός μιας συσκευής με τρισδιάστατα χαρακτηριστικά είναι φαίνεται περισσότερο συμφέρουσα επιλογή. Καθώς οι εμφυτευμένες συσκευές θα πρέπει να είναι συμβατές με τη μαγνητική τομογραφία, οι μικροσκοπικές ηλεκτρομαγνητικές γεννήτριες απορρίπτονται για αυτήν την εφαρμογή. Τα πιεζοηλεκτρικά βέβαια υλικά είναι πολλά υποσχόμενα, ωστόσο η μακρόχρονη αξιοπιστία αυτής της τεχνολογίας θα πρέπει να αξιολογηθεί σε βάθος πριν μπορέσει να θεωρηθεί η βιομηχανική ανάπτυξη των πιεζοηλεκτρικών συσκευών συγκομιδής ενέργειας για ιατρικά εμφυτεύματα.



Εικόνα 3.10. Σχηματική απεικόνιση της συσκευής που τοποθετείται σε μια καρδιακή κοιλότητα. (M. Deterre et al., Journal of Physics: Conference Series 476, 2013)

Η ηλεκτροστατική μετατροπή ενέργειας είναι επίσης ένας ελπιδοφόρος τρόπος για εμφυτευμένες εφαρμογές. Αντίθετα με την πιεζοηλεκτρική μετατροπή ενέργειας που περιλαμβάνει υψηλή μηχανική καταπόνηση των ενεργών υλικών, οι ηλεκτροστατικές γεννήτριες μπορούν να σχεδιαστούν έτσι ώστε να έχουμε χαμηλή μηχανική καταπόνηση και επομένως, χαμηλότερο κίνδυνο μηχανικής βλάβης. Στην παρούσα έρευνα παρουσιάζεται η μελέτη μιας εξ' ολοκλήρου 3D ηλεκτροστατικής συσκευής, η οποία εκμεταλλεύεται το πλεονέκτημα των προηγμένων τεχνικών σχεδιασμού δύο διαστάσεων βαδίζοντας προς την τρίτη διάσταση, φέρνοντας έτσι στο προσκήνιο μια καινοτόμο προσέγγιση. Ως εκ τούτου, μπορεί να αναμένεται μια πολύ μεγαλύτερη ισχύς εξόδου σε σύγκριση με τις συσκευές 2D.

### 3.9.1. Σχεδιασμός της ηλεκτροστατικής δομής

#### Μετατρεπόμενη ενέργεια

Ένας ηλεκτροστατικός συλλέκτης ενέργειας είναι ένας μεταβλητός πυκνωτής, η χωρητικότητα του οποίου αλλάζει με τη σχετική μηχανική μετατόπιση των ηλεκτροδίων του. Για να μεγιστοποιηθεί η ενεργειακή μεταγωγή, η διακύμανση της χωρητικότητας πρέπει να είναι όσο το δυνατόν μεγαλύτερη. Οι δύο πιο κοινοί τρόποι λειτουργίας είναι οι περιπτώσεις της περιορισμένης τάσης και της περιορισμένης φόρτισης. Στην περίπτωση της περιορισμένης τάσης, μια τάση  $V_{\max}$  εφαρμόζεται στα άκρα του πυκνωτή, όταν επιτυγχάνεται η μέγιστη χωρητικότητά του,  $C_{\max}$ . Στη συνέχεια, ο πυκνωτής εκφορτίζεται όταν επιτυγχάνεται η ελάχιστη τιμή της,  $C_{\min}$ . Η ενέργεια  $W_{\text{Volt}}$  που εξάγεται από το ηλεκτροστατικό σύστημα δίνεται από τη σχέση (7). Στην περίπτωση της περιορισμένης επιβάρυνσης, μια τάση  $V_0$  εφαρμόζεται στα άκρα του πυκνωτή, όταν επιτυγχάνεται η μέγιστη χωρητικότητά του,  $C_{\max}$ . Ο πυκνωτής στη συνέχεια αφήνεται σε ανοικτό κύκλωμα και η κίνηση προκαλεί τη μετάβαση στη  $C_{\min}$ , ενώ η τάση αυξάνει στη μέγιστη τιμή της,  $V_{\max}$ . Στη συνέχεια, ο πυκνωτής εκφορτίζεται. Η ενέργεια  $W_{\text{Charg}}$  που εξάγεται στην περίπτωση αυτή δίνεται από τη σχέση (7.1).

$$W_{\text{Volt}} = \frac{1}{2} (C_{\max} - C_{\min}) V_{\max}^2 \quad (7)$$

$$W_{\text{Charg}} = \frac{1}{2} \frac{C_{\max}}{C_{\min}} (C_{\max} - C_{\min}) V_{\max}^2 \quad (7.1)$$

Θεωρώντας ίδιες τιμές για τη μέγιστη τάση, από τις παραπάνω σχέσεις μπορούμε εύκολα να παρατηρήσουμε ότι η περίπτωση περιορισμένης επιβάρυνσης παράγει θεωρητικά λιγότερη ενέργεια. Ωστόσο, θα πρέπει να ληφθεί υπόψη η απόδοση των κυκλωμάτων διαχείρισης ενέργειας που σχετίζεται και με τους δύο τρόπους λειτουργίας για να κάνουμε μια επιλογή. Δεδομένου ότι ο τρόπος λειτουργίας δεν έχει καμία σημαντική επίδραση στο σχεδιασμό του ηλεκτρομηχανικού μετατροπέα, έχει επιλεγεί αυθαίρετα η περίπτωση της περιορισμένης τάσης για τις τις ακόλουθες αναπτύξεις.

#### Εύκαμπτη συσκευασία

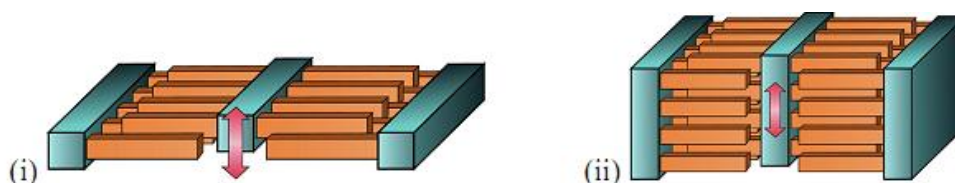
Η συσκευασία της εφαρμογής συγκομιδής της πίεσης πρέπει να είναι εύκαμπτη ώστε να προκαλεί μια μετατόπιση κατά την μεταβολή του φορτίου πίεσης, καθώς μεταδίδεται η μεγαλύτερη δυνατή δύναμη στο μετατροπέα. Όσο πιο εύκαμπτη είναι η συσκευασία τόσο περισσότερη μηχανική ενέργεια θα μεταδοθεί στην ηλεκτροστατική συσκευή. Εντούτοις, η μακροχρόνια συσκευασία ιατρικών εμφυτευμάτων υποβάλλεται σε πολύ αυστηρές απαιτήσεις όσον αφορά τη διαπερατότητα. Αυτός είναι ο λόγος για τον οποίο η συσκευασία των μακροπρόθεσμων εμφυτευμάτων είναι παραδοσιακά κατασκευασμένη από μέταλλα (για παράδειγμα, τιτάνιο). Εύκαμπτα υλικά όπως είναι τα πολυμερή δεν είναι αρκετά



ερμητικά για την εφαρμογή αυτή. Ως εκ τούτου, στην παρούσα έρευνα έχει αναπτυχθεί μια λεπτή μεταλλική συσκευασία, με δομή μικρο-φουσητήρων, προκειμένου να επιτευχθεί πολλή χαμηλή ακαμψία. Οι πειραματικές μετρήσεις που πραγματοποιήθηκαν σε συσκευασία πυκνών φουσητήρων νικελίου 8  $\mu\text{m}$  με 7 αυλακώσεις, έδειξαν ότι η σκληρότητα τόσο χαμηλά όσο είναι τα 135N/m είναι εφικτή με τη χρήση μεταλλικής συσκευασίας.

#### Επικαλυπτόμενη ηλεκτροστατική δομή

Στο στόχο της βελτιστοποίησης του διαθέσιμου όγκου στο εμφύτευμα, προτείνεται μια δομή μετατροπέα που ταιριάζει ακριβώς με την κάψουλα και της οποίας η γεωμετρία είναι ένας δίσκος με διάμετρο 6mm και ύψος όσο το δυνατόν μικρότερο (μέχρι ένα χιλιοστόμετρο). Λόγω του σχεδιασμού της εύκαμπτης συσκευασίας, η μηχανική κίνηση παράγεται κατά μήκος του άξονα συμμετρίας της κάψουλας. Έτσι, έχει επιλεγεί μια ηλεκτροστατική δομή εκτός επιπέδου. Επίσης, στοχεύοντας στην υψηλότερη δυνατή μεταβολή χωρητικότητας, έχει υιοθετηθεί μια πολυστρωματική ή μια δομή κτενίου, η οποία αυξάνει σημαντικά τις απέναντι επιφάνειες του πυκνωτή. Στην Εικόνα 3.10.1 απεικονίζεται αυτή η δομή για την εφαρμογή ενός ενιαίου στρώματος (i) και για μια εφαρμογή πολλαπλών στρωμάτων (ii). Η απεικόνιση αυτής της αρχής που είναι προσαρμοσμένη στην κυλινδρική γεωμετρία η οποία αποτελεί και τον στόχο, παρουσιάζεται στην Εικόνα 3.10.2(i). Το σταθερό μέρος (σε μπλε) συνδέεται με την άκαμπτη βάση του εμφυτεύματος και το κινούμενο μέρος (σε κόκκινο) συνδέεται με το εύκαμπτο τμήμα του εμφυτεύματος. Το χάσμα μεταξύ των δακτύλων παραμένει σταθερό, αλλά η επικαλυπτόμενη επιφάνειά τους εξαρτάται από την κίνηση.



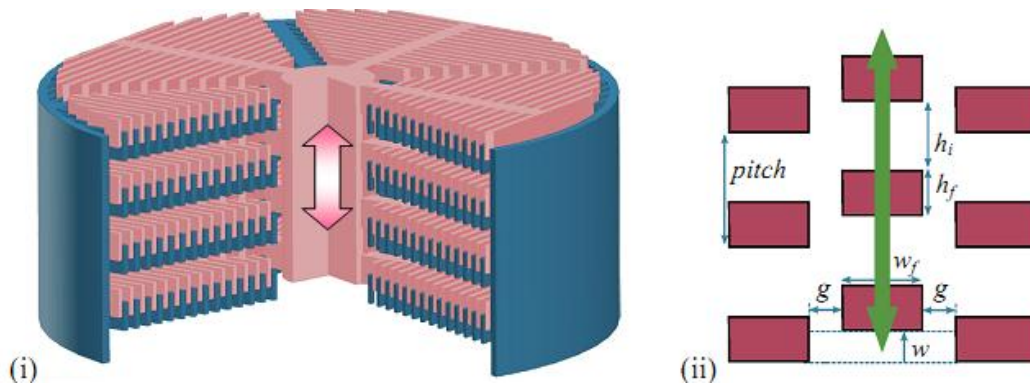
Εικόνα 3.10.1. Αρχή της προτεινόμενης εκτός επιπέδου επικαλυπτόμενης ηλεκτροστατικής δομής: δομή ενός στρώματος (i) και δομή πολλαπλών στρωμάτων (ii). (M. Deterre et al., Journal of Physics: Conference Series 476, 2013)

#### Διακύμανση χωρητικότητας

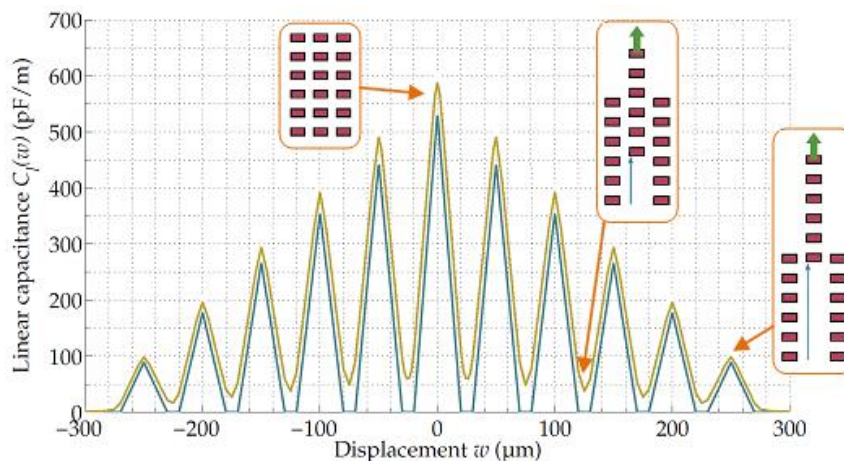
Για μια δομή με έναν αριθμό  $n_1$  στρώσεων, όπως απεικονίζεται σχηματικά στην Εικόνα 3.10.2(ii), η συνολική χωρητικότητα υπολογίστηκε αρχικά, αναλυτικά, χρησιμοποιώντας την πρώτη σε σειρά προσέγγιση των “απειρών” παράλληλων πυκνωτών πλάκας. Δεδομένου ότι η υπόθεση αυτή διασπά σχετικά γρήγορα λόγω των ηλεκτροστατικών παρενεργειών, η αριθμητική προσομοίωση έχει τρέξει στην ηλεκτροστατική μονάδα του λογισμικού COMSOL<sup>2</sup>, στο στόχο του προσδιορισμού των πραγματικών χαρακτηριστικών της χωρητικότητας. Θεωρώντας ότι τα δάχτυλα είναι πολύ μακριά σε σύγκριση με το πλάτος και το ύψος τους, το αριθμητικό μοντέλο είναι δυσδιάστατο κατά μήκος μιας εγκάρσιας τομής κάθετα προς τα δάχτυλα. Οι αριθμητικές προσομοιώσεις χρησιμοποιήθηκαν για να προσδιοριστεί το πεδίο ισχύος και η ακρίβεια του αναλυτικού μοντέλου, καθώς επίσης και για να πραγματοποιήσουν τους υπολογισμούς, όταν οι αναλυτικές παραδοχές δεν είναι ακριβείς. Ένα παράδειγμα της γραμμικής χωρητικότητας  $C_1$  ως συνάρτηση της μετατόπισης  $w$  του κινητού μέρους παρουσιάζεται στην Εικόνα 3.10.3, στην περίπτωση μιας

<sup>2</sup> Το λογισμικό COMSOL Multiphysics είναι ένα ολοκληρωμένο διαδραστικό περιβάλλον προσομοίωσης που χρησιμοποιείται για τη μοντελοποίηση και προσομοίωση επιστημονικών και μηχανικών προβλημάτων.

ηλεκτροστατικής δομής 6 στρώσεων με  $w_f = 2\mu\text{m}$ ,  $h_f = 20\mu\text{m}$ ,  $h_i = 30\mu\text{m}$  και  $g = 2\mu\text{m}$ . Με αυτές τις διαστάσεις, τα αποτελέσματα που δίδονται από το αναλυτικό μοντέλο είναι κοντά με εκείνα που δίδονται από το αριθμητικό μοντέλο, υποδεικνύοντας έτσι ότι συμβαίνουν ελάχιστες ηλεκτροστατικές παρενέργειες.



Εικόνα 3.10.2. Πολυστρωματική δομή προσαρμοσμένη για κυλινδρικές γεωμετρίες (i) και σχηματική άποψη διατομής, που δείχνει τις παραμέτρους διαστάσεων του συστήματος (ii). (M. Deterre et al., Journal of Physics: Conference Series 476, 2013)



Εικόνα 3.10.3. Γραμμική χωρητικότητα μιας δομής 6 στρωμάτων σε σχέση με τη μετατόπιση που υπολογίστηκε, χρησιμοποιώντας το αναλυτικό μοντέλο (σε μπλε χρώμα) και το αριθμητικό μοντέλο (σε κίτρινο χρώμα). (M. Deterre et al., Journal of Physics: Conference Series 476, 2013)

#### Εκτιμήσεις βελτιστοποίησης παραμέτρων

Για την περίπτωση της περιορισμένης τάσης, η εξαγόμενη ενέργεια είναι ανάλογη προς το άθροισμα των ( $C_{\max} - C_{\min}$ ) που υπολογίστηκε για την πλήρη μετατόπιση του κινητού μέρους. Τα παραδείγματα των διαστάσεων και του αντίστοιχου αθροίσματος της μεταβολής της χωρητικότητας για την πλήρη μετατόπιση των κινητών ηλεκτροδίων δίνονται στον Πίνακα 7. Αρκετές θεωρήσεις θα μπορούσαν να εξαχθούν από τα αποτελέσματα της προσομοίωσης, τα οποία δεν παρουσιάζονται εξ' ολοκλήρου στην παρούσα αναφορά.

Πρώτα απ' όλα, παρατηρείται ότι το πλάτος του δακτύλου  $w_f$  έχει μόνο μια μικρή επίδραση επί της γραμμικής χωρητικότητας. Όπως ήταν αναμενόμενο, η διαφορά παίζει μεγάλο ρόλο και μια πιο προσεκτική έρευνα τείνει να αποδείξει ότι η χωρητικότητα αυξάνει περίπου σε  $h_f \cdot g^{-1}$ . Όπως επίσης αναμενόταν, ο αριθμός των στρωμάτων  $n_i$  παρουσιάζει γραμμική συμπεριφορά στη μεταβολή της χωρητικότητας. Το ύψος  $h_i$  μεταξύ των στρωμάτων δεν είναι ασήμαντο ώστε να καθοριστεί. Πράγματι, εάν τα στρώματα είναι πολύ κοντά,

συμβαίνουν σημαντικές παρενέργειες και ως εκ τούτου, η συνολική διακύμανση της χωρητικότητας είναι μικρή. Από την άλλη πλευρά, εάν ο χώρος ενδιάμεσα των στρωμάτων είναι μεγάλος, οι παρενέργειες είναι αμελητέες και η διακύμανση της χωρητικότητας ανά βήμα είναι μεγάλη, αλλά η συνολική διακύμανση χωρητικότητας για μία δεδομένη μετατόπιση θα είναι μικρή. Επομένως, υπάρχει ένα βέλτιστο μέγεθος ενδιάμεσα των στρωμάτων για μια δεδομένη μετατόπιση. Επιπλέον, το κενό ενδιάμεσα των στρωμάτων έχει μια ισχυρή επίδραση επί του συνολικού ύψους του συστήματος. Έτσι, η στρατηγική βελτιστοποίησης θα είναι διαφορετική αν ο περιορισμός της συσκευής έρχεται από το μέγιστο επιτρεπόμενο ύψος ή το μέγιστο των στρωμάτων(λόγω εκτιμήσεων κατασκευής, για παράδειγμα).

$h_f$ (μm)	$w_f$ (μm)	$g$ (μm)	$h_i$ (μm)	$\Sigma(C_{max} - C_{min})$ (pF/m)
20	20	10	80	910
10	5	2.5	10	650
40	20	20	120	640
60	6	30	120	440
10	5	10	40	370

Πίνακας 7. Παράμετροι διαστάσεων και του αντίστοιχου αθροίσματος των διακυμάνσεων χωρητικότητας για μέγιστη μετατόπιση (δομή 10 στρωμάτων). (M. Deterre et al., Journal of Physics: Conference Series 476, 2013)

Όπως φαίνεται από την παραπάνω σχέση (7), η ενέργεια που μετατρέπεται είναι ανάλογη προς  $V_{max}^2$ . Ωστόσο, οι υψηλές τιμές τάσης μπορεί να προκαλέσουν δύο ανεπιθύμητες ενέργειες. Πρώτον, ηλεκτροστατική αστάθεια στα δάκτυλα και δεύτερον ηλεκτρική βλάβη. Λαμβάνοντας υπόψη όλους τους παράγοντες που αναφέρονται στην παρούσα ενότητα, υπολογίζεται ότι περισσότερα από 20μJ, ανά καρδιακό παλμό, θα μπορούσαν να μετατραπούν από τον συγκομιστή ηλεκτροστατικής ενέργειας που προτείνεται και εμφυτεύεται στην αριστερή κοιλία, δουλεύοντας με μέγιστη τάση 75V. Αυτή η ηλεκτροστατική συσκευή είναι 6mm σε διάμετρο και έχει 25 στρώματα. Άλλες χαρακτηριστικές διαστάσεις της συσκευής είναι:  
 $h_f = 10\mu\text{m}$ ,  $w_f = 30\mu\text{m}$ ,  $g = 7.5\mu\text{m}$  και  $h_i = 30\mu\text{m}$ .

#### Εκτιμήσεις κατασκευής και συμπεράσματα

Θεωρήθηκαν δύο διαδικασίες κατασκευής. Η πρώτη βασίζεται στο στοίβαγμα δίσκων, όπου κάθε δίσκος πυριτίου υφίσταται την πρώτη μικρομηχανική κατεργασία, χρησιμοποιώντας τη διαδικασία DRIE<sup>3</sup>. Η δεύτερη, συνίσταται στην ηλεκτρολυτική επιμετάλλωση στρώμα με στρώμα των δομικών μετάλλων. Η 3D δομή επιτυγχάνεται επαναλαμβάνοντας μικρομηχανική επιφάνειας δύο διαστάσεων και βήματα στίλβωσης.

<sup>3</sup> Η διαδικασία DRIE είναι μια ιδιαίτερα ανισότροπη διαδικασία χαράξεως που χρησιμοποιείται για να δημιουργήσει βαθιά διείσδυση, απότομες τρύπες διπλής όψης και χαρακώματα σε δίσκους/ υποστρώματα, συνήθως με υψηλούς λόγους διαστάσεων. Αναπτύχθηκε για μικροηλεκτρομηχανικά συστήματα (MEMS), που απαιτούν αυτά τα χαρακτηριστικά, αλλά χρησιμοποιείται επίσης για να ανασκάψει χαρακώματα για πυκνωτές υψηλής πυκνότητας για DRAM και πιο πρόσφατα, για τη δημιουργία μιας κάθετης ηλεκτρικής σύνδεσης που περνά εξ' ολοκλήρου μέσω ενός δίσκου πυριτίου(Through-Silicon Via) στην προηγμένη 3D τεχνολογία συσκευασίας δίσκων.

Στην παρούσα λοιπόν ενότητα, παρουσιάστηκε ένας καινοτόμος πολυστρωματικός, εκτός επιπέδου επικαλυπτόμενος, ηλεκτροστατικός μετατροπέας για τη συγκομιδή της τακτικής διακύμανσης της αρτηριακής πίεσης. Αυτή η συσκευή έχει μελετηθεί λεπτομερώς εξετάζοντας πολυάριθμους γεωμετρικούς βαθμούς ελευθερίας. Ο σχεδιασμός για μέγιστη διακύμανση της χωρητικότητας και επομένως, για βέλτιστη μετατροπή της ενέργειας, διεξήχθη, μελετώντας μια τεχνολογία στρώμα με στρώμα κατασκευής ηλεκτρολυτικής επιμετάλλωσης. Ελήφθησαν δε υπόψη και περιορισμοί, όπως ηλεκτροστατική έλξη και διάσπαση τάσης. Με τη συγκεκριμένη λοιπόν έρευνα, βλέπουμε ότι θα ήταν δυνατόν να παραχθούν περισσότερα από 20μJ ανά καρδιακό παλμό, χρησιμοποιώντας μια ηλεκτροστατική συσκευή με διάμετρο 6mm και πάχος 1mm. Αυτά τα αποτελέσματα δείχνουν ότι αυτή η ιδέα είναι ελπιδοφόρα και μπορεί να εφαρμοστεί σε βιομηχανικές συσκευές. Με την περαιτέρω ανάπτυξη στην κατασκευή της συσκευής πολλαπλών στρωμάτων και στο αντίστοιχο ηλεκτρικό κύκλωμα, θα παρέχεται αρκετή ενέργεια για την επόμενη γενιά βηματοδοτών, τους οποίους αναλύσαμε και παραπάνω.

- Στο ίδιο πλαίσιο των ενδοκαρδιακών εμφυτευμάτων θα παρουσιαστεί και μια συσκευή συγκομιδής ενέργειας από την παλλόμενη καρδιά. Συγκεκριμένα θα περιγραφεί αναλυτικά μια μαζική μη ισορροπημένη γεννήτρια ταλάντωσης που τοποθετείται στην καρδιά, όπως θα δούμε και παρακάτω, η οποία βασίζεται στο μηχανισμό αυτόματου ρολογιού για τη συγκομιδή της ενέργειας από τους καρδιακούς παλμούς ενός ανθρώπου.

### **3.10. Συγκομιδή ενέργειας από την παλλόμενη καρδιά με μια μαζική μη ισορροπημένη γεννήτρια ταλάντωσης.**

Η πλειοψηφία των ιατρικών εμφυτευμάτων όπως πλέον γνωρίζουμε βασίζονται σε εσωτερικές πρωτογενείς μπαταρίες, οι οποίες αποτελούν μια καλά οργανωμένη και αξιόπιστη πηγή ηλεκτρικού ρεύματος. Όστόσο, οι μπαταρίες έχουν ένα σημαντικό μειονέκτημα, το οποίο επισημάνθηκε και παραπάνω. Έχουν περιορισμένη χωρητικότητα και επομένως, περιορισμένη διάρκεια ζωής. Πρόσφατες δε προσπάθειες που στοχεύουν στην αύξηση της ενεργειακής τους πυκνότητας έχουν δείξει πολύ μικρά αποτελέσματα. Λαμβάνοντας υπόψη ότι οι διαστάσεις των ηλεκτρονικών κυκλωμάτων μειώνονται συνεχώς, οι μπαταρίες συχνά ευθύνονται για ένα σημαντικό ποσοστό του όγκου και του βάρους των σημερινών ιατρικών εμφυτευμάτων. Έτσι, όπως γίνεται αντιληπτό η συγκομιδή ενέργειας είναι μια πολλά υποσχόμενη εναλλακτική λύση έναντι των μπαταριών. Διάφορες τεχνολογίες, κάποιες από τις οποίες αναλύθηκαν και παραπάνω, έχουν ερευνηθεί για την εξαγωγή ενέργειας από διάφορα τμήματα και πηγές του σώματος, όπως για παράδειγμα από το γόνατο, τη χημική αντίδραση της γλυκόζης και του οξυγόνου σε ειδικά κύτταρα, από τις κινήσεις του σώματος χρησιμοποιώντας νανοσύρματα και από τη θερμότητα του σώματος ή την κίνηση των κοιλιακών τοιχωμάτων.

Χρησιμοποιώντας την καρδιακή συστολή ως πηγή ενέργειας για την ενεργειακή συγκομιδή, μπορούμε να επωφεληθούμε με πολλούς τρόπους. Ανεξαρτήτως της δραστηριότητας ενός ατόμου, οι συστολές της καρδιάς είναι τακτικές με μετατοπίσεις στην κλίμακα των εκατοστών. Ο καρδιακός μυς είναι διαρκής με περισσότερους από 1.8 δισεκατομμύρια κύκλους της καρδιάς, κατά τη διάρκεια 70 χρόνων ζωής, με μέσο όρο καρδιακού ρυθμού 70 παλμούς ανά λεπτό. Αυτό την καθιστά μια ιδιαίτερα αξιόπιστη πηγή ενέργειας που μπορεί να προσφέρει ενεργειακή τροφοδότηση σε ιατρικά εμφυτεύματα, όπως οι βηματοδότες, που επεξεργαστήκαμε και προηγουμένως. Η κατανάλωση ηλεκτρικής ενέργειας από τους βηματοδότες τελευταίας γενιάς έχει μειωθεί περαιτέρω στα 8 μW. Παρ' όλα αυτά, η ενέργεια που απαιτείται, εξαρτάται από την δραστηριότητα της συσκευής και κατά συνέπεια, η διάρκεια ζωής του οδηγούμενου από τη μπαταρία βηματοδότη συνήθως

κυμαίνεται μεταξύ 6 και 12 ετών. Για την αντικατάσταση μιας άδειας μπαταρίας, καθίσταται αναγκαία μια πλήρης αντικατάσταση της συσκευής. Ιδιαίτερα δε οι νέοι άνθρωποι μπορεί να υποβάλλονται σε επαναλαμβανόμενες χειρουργικές επεμβάσεις, η καθεμία με τον κίνδυνο των επιπλοκών.

Στο ερευνητικό έργο που θα παρουσιάσουμε στη συγκεκριμένη ενότητα, χρησιμοποιείται ο μηχανισμός αυτόματου ρολογιού για τη συγκομιδή της ενέργειας των καρδιακών παλμών ενός ατόμου. Η παρούσα προσέγγιση χωρίζεται σε τρία μέρη.

Πρώτον, ένα τροποποιημένο ρολόι χειρός χρησιμοποιείται σε ένα *in vivo* πείραμα για να αποδειχθεί η σκοπιμότητα. Καθώς ένα αυτόματο ρολόι χειρός έχει αρχικά σχεδιαστεί για την κίνηση του βραχίονα και δεν προορίζεται για εμφύτευση στην καρδιά, οι δυνατότητές του ενεργειακής συγκομιδής είναι αρκετά μακριά από τη βέλτιστη λύση όταν η λειτουργία γίνεται με καρδιακές συστολές. Ως εκ τούτου, αυτό είναι το δεύτερο τμήμα της μελέτης, να περιγραφεί η φυσική συμπεριφορά της τεχνικής συγκομιδής με ένα μαθηματικό μοντέλο. Ένα τέτοιο μοντέλο επιτρέπει μια συστηματική μελέτη της επίδρασης των διαφορετικών παραμέτρων σχεδιασμού για την παραγωγή ενέργειας. Το τρίτο και τελευταίο μέρος περιλαμβάνει ένα πείραμα *in vitro*<sup>4</sup> με έναν ρομποτικό βραχίονα για να επικυρώσει τα αποτελέσματα του μαθηματικού μοντέλου.

#### Υλικά και μέθοδοι

Ο μηχανισμός ενός αυτόματου ρολογιού χειρός έχει χρησιμοποιηθεί στη βιομηχανία ρολογιών για αρκετά χρόνια. Είναι μια καθιερωμένη τεχνική για την ενεργειακή συγκομιδή από τον καρπό ενός ατόμου με τη μετατροπή της μηχανικής ενέργειας σε ηλεκτρική. Η κίνηση του βραχίονα μετατρέπεται σε περιστροφή με τη βοήθεια ενός βάρους έκκεντρης ταλαντώσης. Στην συγκεκριμένη περίπτωση, η μάζα αυτή με τη σειρά της, περιστρέφει ένα ελατήριο το οποίο συγκεντρώνει τη μηχανική ενέργεια. Όταν έχει επιτευχθεί ένα συγκεκριμένο όριο, η ενέργεια του ελατηρίου απελευθερώνεται για να οδηγήσει μια ηλεκτρομαγνητική γεννήτρια κατά τη διάρκεια μερικών χιλιοστών του δευτερολέπτου, παράγοντας ηλεκτρικούς παλμούς. Στη συνέχεια η παραγόμενη ηλεκτρική ενέργεια αποθηκεύεται σε ένα συσσωρευτή ή πυκνωτή, ώστε να τροφοδοτήσει το ρολόι, ακόμη και κατά τις περιόδους αδράνειας.

Ένα πρώτο πρωτότυπο έχει κατασκευαστεί χρησιμοποιώντας το μηχανισμό ETA 204 (ETA SA, Ελβετία) από ένα αυτόματο ρολόι χειρός, το οποίο είναι εμπορικά διαθέσιμο. Προκειμένου να μειωθεί το συνολικό βάρος, έχουν απομακρυνθεί όλα τα περιττά μέρη, δηλαδή το βραχιολάκι, το χαλύβδινο περίβλημα, το καντράν, οι δείκτες και οι οδοντωτοί τροχοί που είναι υπεύθυνοι για την εμφάνιση της ώρας και της ημερομηνίας. Το τροποποιημένο ρολόι καρπού συμπεριλαμβανομένης της ηλεκτρομαγνητικής γεννήτριας, του βάρους ταλάντωσης (3.5 g) και ενός βραχίονα, τοποθετήθηκε σε ένα ειδικά κατασκευασμένο περίβλημα που καλύπτεται από ένα γυάλινο κάλυμμα. Αυτό το περίβλημα παρέχει έξι οπές, προκειμένου να ραφθούν πάνω στο επικάρδιο, την εξωτερική πλευρά του καρδιακού μυός (Εικόνα 3.11.1). Κατασκευάστηκε με 3D εκτύπωση από το πολυμερές VeroWhite (FullCure830).

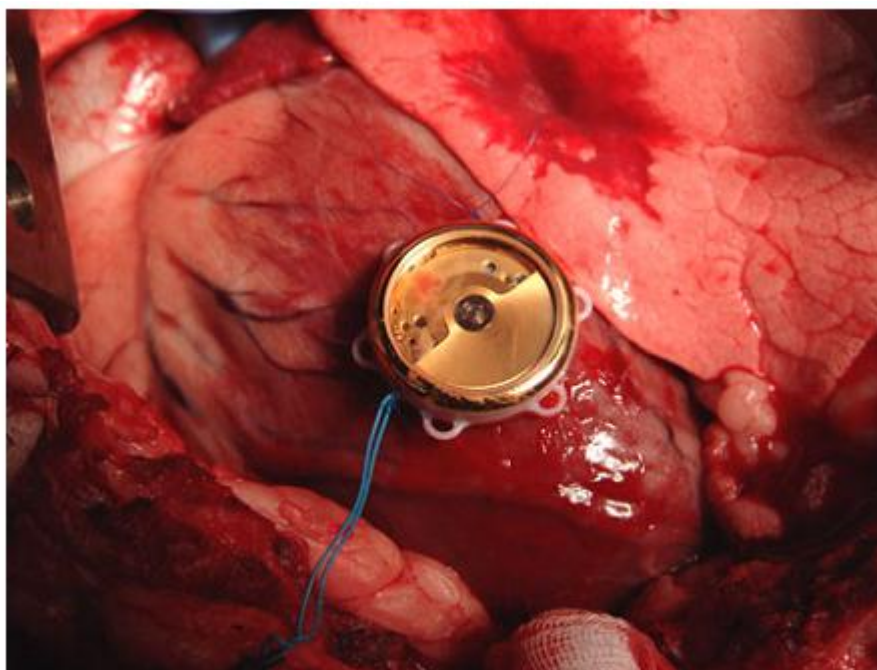
---

<sup>4</sup> Οι *in vitro* μελέτες είναι εκείνες οι οποίες πραγματοποιούνται με κύτταρα ή βιολογικά μόρια που μελετήθηκαν εκτός του φυσιολογικού βιολογικού τους πλαισίου, όπως είναι για παράδειγμα οι πρωτεΐνες που εξετάζονται στο διάλυμα. Οι μελέτες αυτές μπορούν για παράδειγμα να πραγματοποιηθούν σε ένα εργαστήριο χρησιμοποιώντας δοκιμαστικούς σωλήνες.



Εικόνα 3.11. Παράδειγμα του πολυμερούς υλικού VeroWhite.

Το τελικό βάρος της τροποποιημένης συσκευής είναι 16.7g. Παρακάτω αυτή η συσκευή αναφέρεται ως γεννήτρια μάζας μη ισορροπημένης ταλάντωσης (MIOG). Καμία περαιτέρω τροποποίηση δεν έγινε στο πρωτότυπο κατά τη διάρκεια ή μεταξύ των πειραμάτων. Για όλα τα πειράματα, η MIOG λειτουργεί με μια αντίσταση φορτίου 330Ω και μια ρύθμιση απόκτησης δεδομένων. Το λογισμικό LabVIEW (National Instruments) χρησιμοποιήθηκε για να μετρηθεί και να επεξεργαστεί το δειγματοληπτικό σήμα τάσης (Εικόνα 3.11.2).



Εικόνα 3.11.1. Η πρωτότυπη γεννήτρια ραμμένη (μπλε νήματα) επάνω στην καρδιά χρησιμοποιώντας τρεις οπές του περιβλήματος. (A. Zurbuchen et al., Annals of Biomedical Engineering, 2012)

### 3.10.1. Ανάλυση της κίνησης της καρδιάς

#### Ανάλυση μαγνητικής τομογραφίας

Όσον αφορά την συγκομιδή ενέργειας από την καρδιακή κίνηση, έχει μεγάλο ενδιαφέρον ο προσδιορισμός των επικαρδιακών περιοχών με τα πιο υποσχόμενο φάσμα κίνησης. Η καρδιακή απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού (MRI) χρησιμοποιήθηκε για την εκτίμηση της καρδιακής κίνησης. Η απεικόνιση διεξήχθη σε ένα 1.5T Philips MRI σύστημα, ενώ τα δεδομένα αποκτήθηκαν με έναν υγιή εθελοντή (άνδρας 30 ετών). Οι 3D καρδιακές εικόνες που καλύπτουν το σύνολο της αριστερής κοιλίας αποκτήθηκαν χρησιμοποιώντας την προετοιμασία της Συμπληρωματικής Χωρικής Διαφοροποίησης της Μαγνήτισης (CSPAMM),

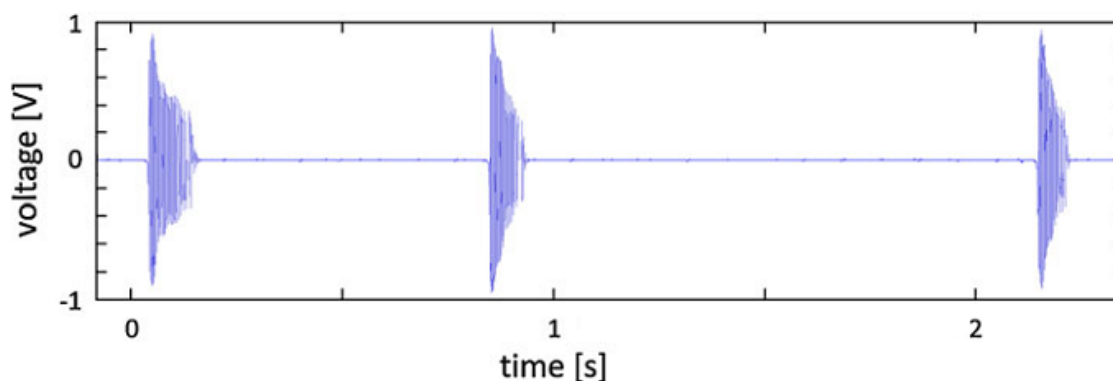
σε συνδυασμό με μια ενεργοποιημένη ακολουθία ηλεκτροκαρδιογραφήματος που χρησιμοποιεί αναγνώσεις επίπεδης απεικόνισης(EPI).

Οι παράμετροι της ακολουθίας είχαν ως εξής:

- ✓ Χωρική ανάλυση  $3.9 \times 7.7 \times 7.7 \text{ mm}^3$
- ✓ Οπτικό πεδίο  $108 \times 108 \times 108 \text{ mm}^3$
- ✓ Χρόνος επανάληψης/Χρόνος αντήχησης(TR/TE): 6.9/3.2 ms
- ✓ Απόσταση γραμμής ετικέτας: 7 mm
- ✓ Χρονική ανάλυση 24.5 ms
- ✓ 29 καρδιακές φάσεις/πλαίσια ανά κύκλο(frnc)

Προκειμένου να επιτευχθεί σταθερή ένταση του σήματος πάνω από τον καρδιακό κύκλο χρησιμοποιήθηκε μια γωνία σάρωσης. Όπως προτείνεται από τον Rutz και άλλους, αποκτήθηκαν τρεις στοίβες με σχέδιο ορθογωνίας γραμμής σε τρεις συνεχόμενες κρατήσεις αναπνοών, με διάρκεια 18 καρδιακούς παλμούς κάθε μία. Το επίπεδο συγκράτησης της αναπνοής, ήταν ελεγχόμενο χρησιμοποιώντας έναν αναπνευστικό πλοηγό τοποθετημένο στο δεξιό ημιδιάφραγμα. Τα δεδομένα του πλοηγού χρησιμοποιήθηκαν για τη διόρθωση των μετατοπίσεων στη θέση στοίβας κατά τη διάρκεια της ανακατασκευής της εικόνας.

Η παρακολούθηση πραγματοποιήθηκε στον τομέα φάσης, χρησιμοποιώντας τον αλγόριθμο αρμονικής φάσης(HARP) που υλοποιείται σε ένα προγραμματισμένο λογισμικό (IDL). Οι πληροφορίες μετατόπισης που απαιτούνται για προσομοιώσεις ανακτήθηκαν από εντοπισμένα σημεία περιγράμματος. Επίσης, έχει υπολογιστεί η περιστροφική κίνηση κατά τη διάρκεια του καρδιακού κύκλου. Παρ' όλο που η MIOG παρατηρεί επιταχύνσεις στους έξι βαθμούς ελευθερίας, οι επιταχύνσεις κατά μήκος του άξονα περιστροφής της συσκευής δεν έχουν άμεση επίδραση στην ταλαντευόμενο βάρος. Οι υπολογισμοί στις ακόλουθες αναλύσεις κίνησης βασίζονται περισσότερο στις μετατοπίσεις παρά σε επιταχύνσεις, ώστε να αποφευχθούν τα σφάλματα διακριτοποίησης που προκαλούνται από τη διαφοροποίηση των διαδρομών με χαμηλή χρονική ανάλυση.



Εικόνα 3.11.2. Σήμα εξόδου της πρωτότυπης γεννήτριας. Τα δεδομένα αποκτήθηκαν κατά τη διάρκεια της in vitro πειραματικής διαδικασίας στο βασικό χώρο. Μια ενιαία ώθηση παρέχει μια μέση ενέργεια των 43.8μJ. (A. Zurbuchen et al., Annals of Biomedical Engineering, 2012)

#### Ανάλυση κίνησης

Σε μια πρώτη προσέγγιση, χρησιμοποιήθηκε η ανάλυση κύριων συνιστωσών (PCA) για να υπολογιστεί η διακύμανση της κινητικής μετατόπισης για κάθε σημείο. Η διαδικασία για ένα μοναδικό σημείο  $P_{t,v,z}$  με πάροδο χρόνου  $t$  για ένα συγκεκριμένο βάθος  $z$  κατά μήκος του μεγάλου άξονα της αριστερής κοιλίας και με κορυφή  $v$ ,

$$P_{v,z} = \begin{bmatrix} P_{1,t=1,v,z} & P_{1,t=2,v,z} & P_{1,t=fpc,v,z} \\ P_{2,t=1,v,z} & P_{2,t=2,v,z} & P_{2,t=fpc,v,z} \\ P_{3,t=1,v,z} & P_{3,t=2,v,z} & P_{3,t=fpc,v,z} \end{bmatrix}, \quad (8)$$

$v = [1...72]$ ,  $z = [1...11]$ , περιλαμβάνει την αφαίρεση της γενικής μετατόπισης, της τάσης, ή της κλίσης των δεδομένων που σχετίζονται με το χρόνο,

$$Pmean_{v,z} = P_{v,z} - mean\{P_{v,z} | t = 1,2,3...fpc\} \quad (8.1)$$

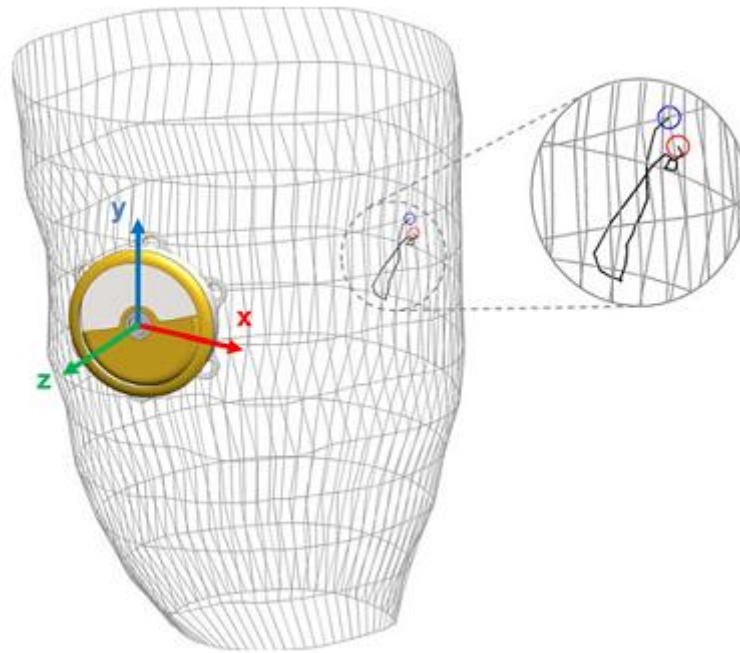
κατασκευάζοντας τον πίνακα συνδιασποράς  $C = cov(Pmean_{v,z})$  και τη μοναδική τιμή του πίνακα συνδιασποράς  $C$ . Αυτό δίδει το προϊόν των τριών πινάκων που είναι γνωστοί ως πίνακες ιδιοδιανύσματος  $U$ , πίνακας διαγώνιων ιδιοτιμών  $S$  και πίνακας μεταφοράς ιδιοδιανύσματος  $V^T$ :

$$USV^T = svd(C)$$

Η πρώτη κύρια συνιστώσα (το πρώτο ιδιοδιάνυσμα) δείχνει προς την κατεύθυνση της μεγαλύτερης διακύμανσης. Για παράδειγμα, η PCA των σημείων μιας έλλειψης θα προσδιορίζει τον κύριο και δευτερεύοντα άξονά της, με το πρώτο και δεύτερο ιδιοδιάνυσμά της, αντίστοιχα. Ως εκ τούτου, το ισχυρότερο πλάτος κίνησης ενός σημείου στην αριστερή κοιλία βρίσκεται κατά μήκος του πρώτης κύριας συνιστώσας. Το άθροισμα των ιδιοτιμών αντιπροσωπεύει το συνολικό ποσό της διακύμανσης της κίνησης ενός σημείου κατά τη διάρκεια ενός καρδιακού κύκλου.

Η δεύτερη προσέγγιση, δηλαδή, η ανάλυση της κίνησης, λαμβάνει υπόψη μόνο τις δυνάμεις της συσκευής στο x-γ-επίπεδο (επίπεδο συσκευής, κανονικό ως προς τον μη ισορροπημένο άξονα περιστροφής, Εικόνα 3.11.3). Οι επιταχύνσεις στην z-κατεύθυνση επηρεάζουν μόνο την αντίσταση κύλισης των ρουλεμάν και μπορούν επομένως να αγνοηθούν για την ανάλυση αυτή. Ο κύριος στόχος είναι να βρεθεί η διανυθείσα απόσταση σε αυτό το επίπεδο κατά τη διάρκεια ενός καρδιακού κύκλου. Δεδομένου ότι ο προσανατολισμός της συσκευής αλλάζει με το χρόνο, υπολογίζεται ένα κανονικό διάνυσμα κάθετο στην επιφάνεια της καρδιάς για κάθε χρονικό βήμα. Αυτό γίνεται από το γινόμενο των τεμνουσών από τα αντίθετα γειτονικά σημεία (Εικόνα 3.11.4). Υποθέτοντας μία άκαμπτη μηχανική σύζευξη μεταξύ της καρδιάς και της συσκευής, το κατασκευασμένο κανονικό διάνυσμα και ο άξονα z της συσκευής συμπίπτουν.

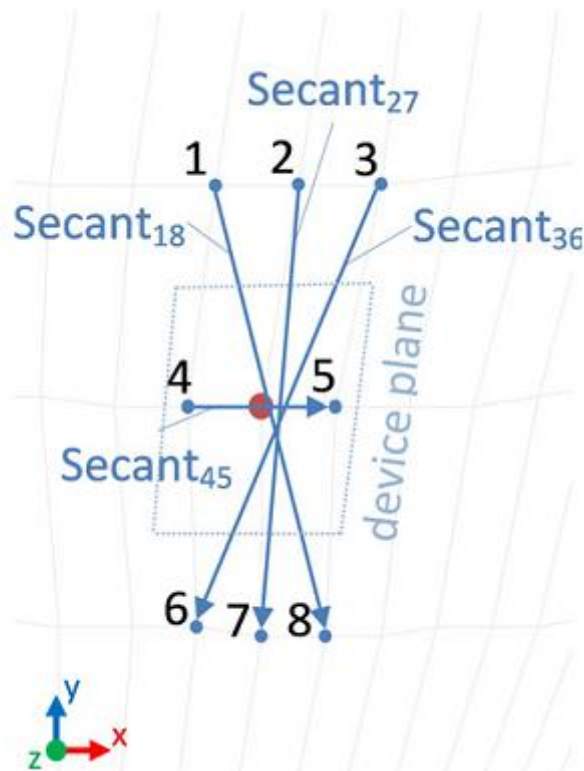




Εικόνα 3.11.3. Πρωτότυπη γεννήτρια στην απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού πλέγματος της αριστερής κοιλίας και μία τροχιά μιας μοναδικής κορυφής με την πάροδο του χρόνου. Οι κύκλοι τονίζουν το ξεκίνημα (μπλε) και το τελικό σημείο (κόκκινο) της κίνησης. (A. Zurbuchen et al., Annals of Biomedical Engineering, 2012)

#### Ανάλυση της περιστροφικής κίνησης

Η στρέψη του μυοκαρδίου προκαλεί μια περιστροφή στο x-y-επίπεδο της συσκευής, σε μία συγκεκριμένη θέση εμφύτευσης (Εικόνα 3.11.4, κόκκινη κορυφή), η οποία επηρεάζει την κίνηση του ταλαντευόμενου βάρους. Το ποσό της περιστροφής στο επίπεδο της συσκευής κατά τη διάρκεια ενός καρδιακού κύκλου προσδιορίζεται από το άθροισμα των αυξητικών περιστροφών μεταξύ των διαδοχικών χρονικών βημάτων. Η αυξητική περιστροφή προέρχεται από την περιστροφή των γειτονικών σημείων γύρω από το κανονικό διάνυσμα μεταξύ δύο χρονικών βημάτων. Χρησιμοποιήθηκαν οι τέμνουσες των αντίθετων γειτονικών σημείων (1-8, 2-7 και 3-6) για να καθορίσουν την απόλυτη γωνιακή απόκλιση από το μέσο όρο της γωνιακής απόκλισης κάθε τέμνουσας. Η τέμνουσα 4-5 αποδείχθηκε ανεπαρκής ως δείκτης της περιστροφικής συμπεριφοράς και ως εκ τούτου, εξαιρέθηκε από τους υπολογισμούς.



Εικόνα 3.11.4. Τα γειτονικά σημεία μιας κορυφής (κόκκινη κηλίδα) χρησιμοποιούνται για τον υπολογισμό της κινητικής και γωνιακής μετατόπισης. (A. Zurbuchen et al., Annals of Biomedical Engineering, 2012)

#### In Vitro πειραματική διαδικασία

Ο ρομποτικός βραχίονας προγραμματίστηκε ώστε να μετακινήσει τη MIOG κατά μήκος της τροχιάς δύο διαφορετικών σημείων. Το πρώτο σημείο βρισκόταν στην κάτω πλάγια πλευρά. Σε αντίθεση με αυτό, το δεύτερο σημείο επιλέχθηκε από το κορυφαίο επίπεδο όπου μετρήθηκαν μικρές κινήσεις. Το ρομπότ αναπαρήγαγε 600 καρδιακούς κύκλους και έτσι, επιτάχυνε την MIOG κατά τη διάρκεια των 8 λεπτών και 58sec και 7 λεπτών και 9sec, αντίστοιχα. Και στα δύο πειράματα, η ανισορροπία είχε μία μέγιστη ταλάντωση πλάτους περίπου 20°. Η συσκευή απέδωσε μια μέση ενέργεια 30.0  $\mu\text{W}$  (26.9  $\mu\text{J}$  ανά καρδιακό παλμό) στο βασικό και 23.2  $\mu\text{W}$  (16.6  $\mu\text{J}$  ανά καρδιακό παλμό) στο κορυφαίο επίπεδο.

#### In Vivo πειραματική διαδικασία

Κατά τη διάρκεια του in vivo πειράματος, ο μέσος όρος καρδιακού ρυθμού ήταν οι 90 παλμοί ανά λεπτό. Το πρωτότυπο τοποθετήθηκε στην καρδιά για 1 ώρα. Μακροσκοπικά, οι ραφές επικόλλησης της συσκευής δεν βλάπτουν το μυοκάρδιο και δεν υπήρχε εμφανής τριβή της επικαρδιακής επιφάνειας. Κατά τη διάρκεια του πειράματος, πραγματοποιήθηκαν τρεις μετρήσεις ισχύος για ένα συνολικό χρόνο 18 λεπτών και 45sec. Κατά τη διάρκεια αυτής της περιόδου η γεννήτρια παρήγαγε 330 παλμούς, με μια μέση ισχύ 16.7  $\mu\text{W}$  που μεταφράζεται σε 11.1  $\mu\text{J}$  ανά κύκλο της καρδιάς.

Η παλλόμενη λοιπόν καρδιά είναι μια πιθανή πηγή ενέργειας για την τροφοδότηση ενεργών εμφυτευμάτων. Βασικές περιοχές του μυοκαρδίου της αριστερής κοιλίας έδειξαν ότι μπορεί να αποτελέσουν στόχο για την ενεργειακή συγκομιδή από μια MIOG.

- Όπως αναφέρθηκε και παραπάνω, οι ταλαντώσεις από τους καρδιακούς παλμούς μπορούν να αξιοποιηθούν ώστε να επιτευχθεί η συγκομιδή της ενέργειας για την τροφοδότηση ιατρικών εφαρμογών και αμφυτευμάτων. Στο σημείο αυτό, θα εξετάσουμε τη διαθεσιμότητα της ενέργειας από τις ταλαντώσεις στην περιοχή του αυτιού αλλά και άλλων τμημάτων του σώματος για την τροφοδότηση βοηθημάτων ακοής. Θα αναλυθεί λοιπόν, η μέθοδος με την οποία μπορούν να αξιοποιηθούν οι κινήσεις της γνάθου για την ενεργειακή τροφοδότηση ενός ακουστικού βαρηκοΐας και θα παρουσιαστούν οι τιμές της διαθέσιμης ηλεκτρικής ενέργειας κατά τη διάρκεια καθημερινών δραστηριοτήτων, όπως η κίνηση του χεριού, το περπάτημα και ο προφορικός λόγος για την τροφοδότηση της ιατρικής εφαρμογής.

### **3.11. Διαθεσιμότητα ενέργειας από ταλαντώσεις τμημάτων του σώματος για την τροφοδότηση βοηθημάτων ακοής**

Πρώτα απ' όλα, θα πρέπει να αναφέρουμε ότι σχεδόν ένα στα δέκα άτομα υποφέρει από κώφωση, με άλλα λόγια περίπου 500 εκατομμύρια συνολικά άνθρωποι στον κόσμο. Στην καλύτερη περίπτωση, μόνο το 20% από αυτούς τους ανθρώπους μεταφέρει ένα ακουστικό βαρηκοΐας (για παράδειγμα, στη Γαλλία αυτό το ποσοστό βρίσκεται μόνο στο 15%). Μεταξύ των αιτιών για το προαναφερθέν μικρό ποσοστό είναι το υψηλό κόστος αγοράς, οι επιδόσεις σε διαφορετικές καταστάσεις και η αναγκαιότητα της αλλαγής της μπαταρίας ανάλογα με τις συνθήκες λειτουργίας.

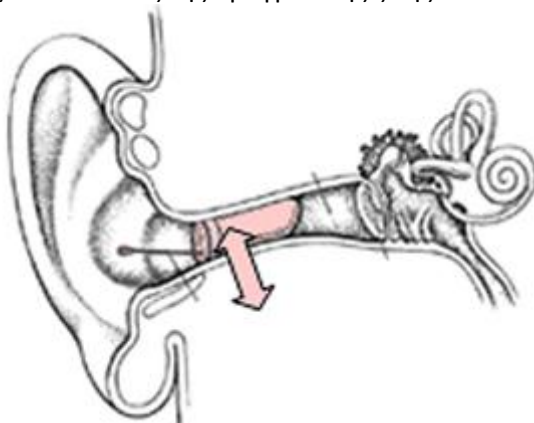
Ο στόχος της παρούσας έρευνας, η οποία διεξήχθη από τους N. Ben Amor, O. Kanoun, N. Derbel και πραγματοποιήθηκε στο Πανεπιστήμιο Bundeswehr Munich της Γερμανίας, την οποία θα αναλύσουμε, ήταν να τροφοδοτήσει ένα ακουστικό βαρηκοΐας με ενέργεια που συλλέγεται απευθείας από το περιβάλλον στο οποίο λειτουργεί, προκειμένου να αυξηθεί ο χρόνος ζωής της μπαταρίας ή ο χρόνος λειτουργίας του συσσωρευτή. Η επιλεγμένη πηγή ενέργειας είναι η ταλάντωση από το περιβάλλον της συσκευής.

Υπάρχουν τρεις βασικοί μηχανισμοί με τους οποίους οι ταλαντώσεις μπορούν να μετατραπούν σε ηλεκτρική ενέργεια. Ο ηλεκτρομαγνητικός, ο ηλεκτροστατικός και ο πιεζοηλεκτρικός, όπως έχουμε παρουσιάσει και σε προηγούμενες ενότητες. Ας θυμηθούμε, ότι οι ηλεκτρομαγνητικοί μετατροπείς δημιουργούν μια τάση με τη μετακίνηση ενός πηνίου σε σχέση με ένα σταθερό μαγνητικό πεδίο. Οι ηλεκτροστατικοί μετατροπείς τοποθετούν φορτίο επάνω σε έναν μεταβλητό πυκνωτή και επιτρέπουν στις ταλαντώσεις να μετακινήσουν τις πλάκες του πυκνωτή. Τέλος, η μηχανική πίεση σε ένα πιεζοηλεκτρικό υλικό προκαλεί έναν διαχωρισμό φορτίου σε όλο το υλικό, παράγοντας μια διαφορά δυναμικού μεταξύ των πιεζοηλεκτρικών ηλεκτροδίων. Κάθε είδος της ταλάντωσης-μετατροπής ηλεκτρικής ενέργειας, έχει τα δικά της χαρακτηριστικά και επιδόσεις. Ειδικότερα, οι ηλεκτρομαγνητικοί μετατροπείς προσφέρουν σε μεγάλη κλίμακα δυνατότητες ολοκλήρωσης. Ως εκ τούτου, σε αυτή τη μελέτη, θα επικεντρωθούμε στη χρήση αυτού του είδους μετατροπέα.

Μια διαθέσιμη λοιπόν πιθανή πηγή ενέργειας είναι η μηχανική ενέργεια που παράγεται από τις κινήσεις του ανθρώπινου σώματος. Αναφερόμενοι στην Εικόνα 3.12, στην άμεση γειτονιά της συσκευής του ακουστικού θα μπορούσαν να σημειωθούν ενδιαφέρουσες κινήσεις. Ωστόσο, μπορούν να χρησιμοποιηθούν και κινήσεις των ποδιών αλλά και των χεριών. Σε αυτή την περίπτωση η ενέργεια που συγκεντρώνεται πρόκειται να μεταφερθεί ασύρματα στο βοήθημα ακοής, χρησιμοποιώντας τη μετάδοση ραδιοσυχνοτήτων. Η υλοποίηση της μετατροπής της ενέργειας σε μικροηλεκτρομηχανικά συστήματα διαδραματίζει σημαντικό ρόλο, λόγω των δυνατοτήτων της μικροτεχνίας και του χαμηλού κόστους υλοποίησης.

Η κατανάλωση ισχύος των ακουστικών βαρηκοΐας εξαρτάται γενικά από τον τρόπο χρήσης και τα κατώτατα όρια της ενίσχυσης. Τα πιο πρόσφατα ακουστικά βαρηκοΐας αποτελούνται από τρία μέρη. Ένα αναλογικό τμήμα, ένα ψηφιακό τμήμα και ένα ασύρματο τμήμα, για τον απομακρυσμένο έλεγχο μέχρι και σε απόσταση 1m. Ο Πίνακας 8 δείχνει την κατανάλωση ενέργειας των διαφορετικών τμημάτων, για ένα παράδειγμα ενός ακουστικού βαρηκοΐας. Στην περίπτωση αυτή, το ακουστικό τροφοδοτείται από μια μπαταρία ψευδαργύρου-αέρα με ονομαστική ισχύ 1.04W. Αυτό οδηγεί σε έναν ονομαστικό χρόνο λειτουργίας 150 ώρες. Υπό αυτές τις συνθήκες, ο χρόνος λειτουργίας της μπαταρίας είναι μεταβλητός από 7 έως 14 ημέρες.

Διεξήχθησαν πειράματα για ένα μεγάλο χρονικό διάστημα χρησιμοποιώντας έναν ανιχνευτή κίνησης, προκειμένου να διερευνηθεί η διαθεσιμότητα της ενέργειας από τις ταλαντώσεις σε διάφορες καταστάσεις της πραγματικής ζωής.



Εικόνα 3.12. Χρήση των κινήσεων της γνάθου για την τροφοδοσία ενός ακουστικού βαρηκοΐας. (N. Ben Amor et al., Transactions on Systems, Signals & Devices, Vol. 4, pp. 507-520, 2009)

Λειτουργικό τμήμα	Καταναλισκόμενη ονομαστική ισχύς
Αναλογικό τμήμα	0.48 mW
Ψηφιακό τμήμα	0.36 mW
Ασύρματο τμήμα	0.108 mW

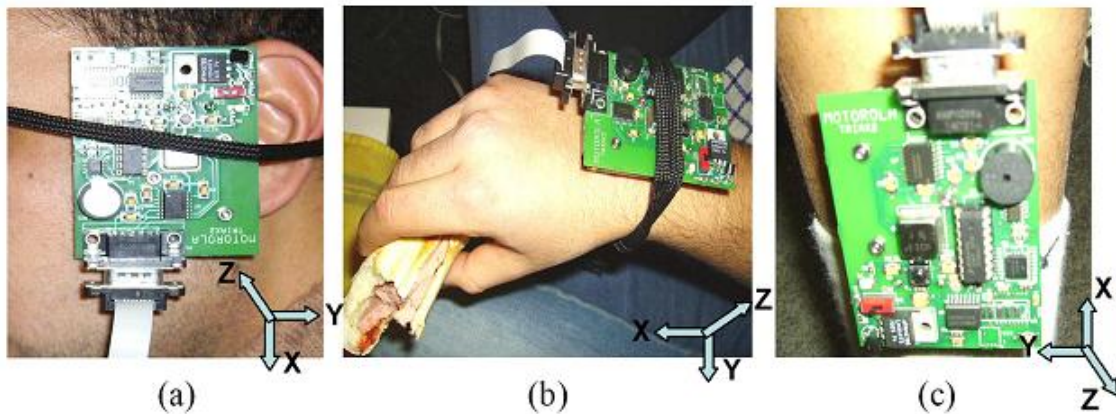
Πίνακας 8. Ονομαστική κατανάλωση ισχύος για ένα ακουστικό βαρηκοΐας.

(N. Ben Amor et al., Transactions on Systems, Signals & Devices, Vol. 4, pp. 507-520, 2009)

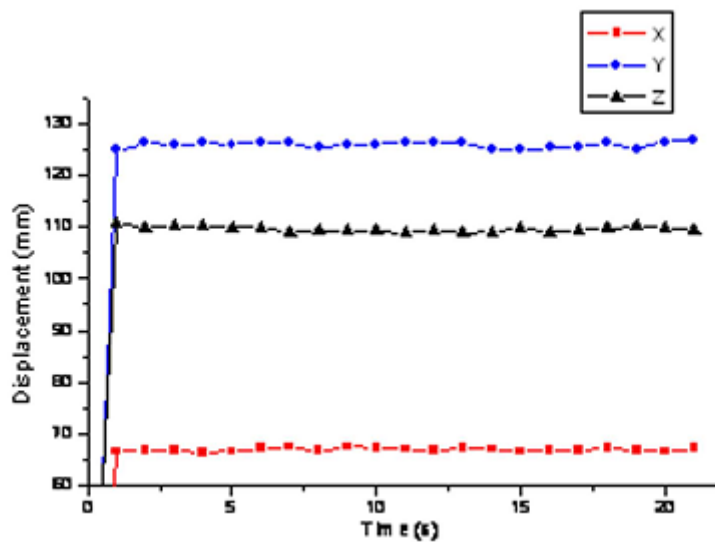
### Πειραματική έρευνα

Διεξήχθησαν διαφορετικά πειράματα προκειμένου να διερευνηθεί η διαθεσιμότητα ενέργειας του περιβάλλοντος από τις κινήσεις του ανθρώπινου σώματος. Αντικείμενο των ερευνών ήταν επίσης διαφορετικές καταστάσεις από την καθημερινή ζωή, όπως ομιλία (κινήσεις σαγονιού), φαγητό (κινήσεις των χεριών) και περπάτημα (κινήσεις ποδιών). Ο ανιχνευτής κίνησης ήταν τοποθετημένος όπως φαίνεται στην Εικόνα 3.12.1. Χρησιμοποιώντας μια διέγερση που παράγεται από μία τρισδιάστατη κίνηση (ακολουθώντας τους τρεις άξονες του χώρου), ο ανιχνευτής κίνησης παράγει ένα αριθμητικό σήμα εξόδου.

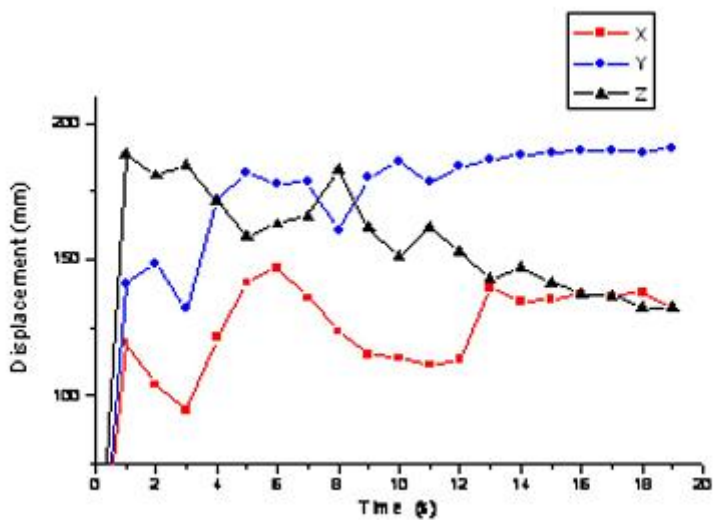
Αυτή η αυθαίρετη τρισδιάστατη κίνηση μορφοποιείται ως τρεις μετατοπίσεις X, Y και Z. Οι καμπύλες απόκρισης (μετατόπιση συναρτήσεως του χρόνου) των δοκιμών της ομιλίας, του φαγητού και του περπατήματος κατά μήκος των τριών αξόνων φαίνονται από τις Εικόνες 3.12.1.1, 3.12.1.2 και 3.12.1.3, αντιστοίχως.



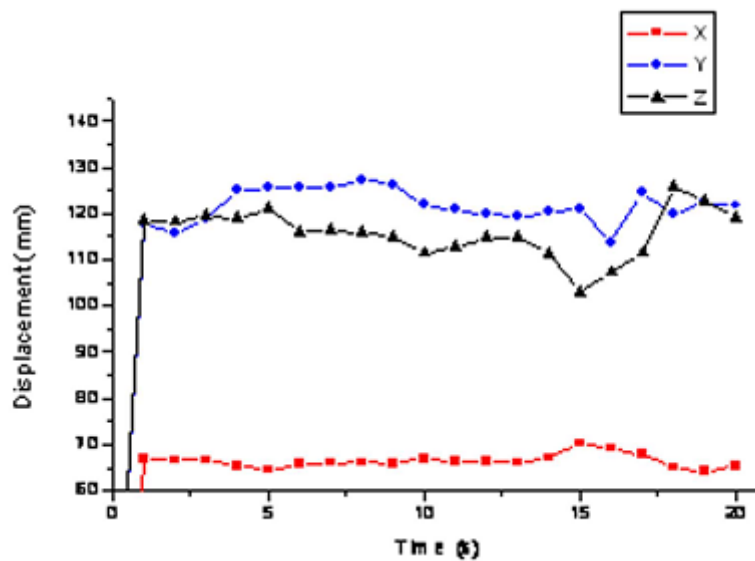
Εικόνα 3.12.1. Θέση ανιχνευτή κίνησης σε διαφορετικές δοκιμές: (a) ανάγνωση, (b) φαγητό, και (c) περπάτημα. (N. Ben Amor et al., Transactions on Systems, Signals & Devices, Vol. 4, pp. 507-520, 2009)



Εικόνα 3.12.1.1. Καμπύλη απόκρισης της δοκιμής του προφορικού λόγου (κινήσεις σαγονιού). (N. Ben Amor et al., Transactions on Systems, Signals & Devices, Vol. 4, pp. 507-520, 2009)



Εικόνα 3.12.1.2. Καμπύλη απόκρισης της δοκιμής του φαγητού (κινήσεις χεριών). (N. Ben Amor et al., Transactions on Systems, Signals & Devices, Vol. 4, pp. 507-520, 2009)

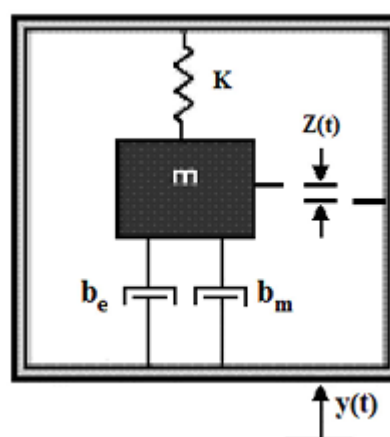


Εικόνα 3.12.1.3. Καμπύλη απόκρισης της δοκιμής κατά το περπάτημα(κινήσεις ποδιών).  
(N. Ben Amor et al., Transactions on Systems, Signals & Devices, Vol. 4, pp. 507-520, 2009)

Στα μεταγενέστερα στάδια της έρευνας, η διαφορά στη μεταβολή της μετατόπισης είναι πιο σημαντική από τη μεταβολή της ίδιας της μετατόπισης. Ως εκ τούτου, οι αρχικές τιμές που δημιουργούνται από τον ανιχνευτή κινήσεων για κάθε άξονα, δεν έχουν μια επιρροή. Έτσι, η σταθερότητα της κίνησης που ακολουθεί έναν άξονα θα είναι το πιο σημαντικό κριτήριο στα τελικά αποτελέσματα.

#### Μοντελοποίηση του συστήματος μετατροπής

Για την εκτίμηση της ενεργειακής διαθεσιμότητας από τις μετρούμενες κινήσεις, είναι αναγκαία μία μοντελοποίηση του μετατροπέα ενέργειας. Ένα μοντέλο μπορεί να τυποποιηθεί για τη μετατροπή της κινητικής ενέργειας μιας ταλαντούμενης μάζας σε ηλεκτρική ενέργεια, με βάση τη θεωρία του γραμμικού συστήματος. Το μοντέλο που χρησιμοποιήθηκε στην παρούσα εργασία προτάθηκε από τους Williams και Yates με βάση το σχήμα της Εικόνας 3.12.2.



Εικόνα 3.12.2. Σχηματική απεικόνιση ενός γενικού μετατροπέα ταλάντωσης σε ηλεκτρική ενέργεια.  
(N. Ben Amor et al., Transactions on Systems, Signals & Devices, Vol. 4, pp. 507-520, 2009)

Αυτό το μοντέλο μπορεί να περιγραφεί από την ακόλουθη εξίσωση:

$$m\ddot{z} + (b_e + b_m)\dot{z} + kz = -\ddot{y} \quad (9)$$

όπου το  $z$  είναι η συμπίεση του ελατηρίου, το  $y$  είναι η μετατόπιση εισόδου, το  $m$  είναι η μάζα, το  $b_e$  είναι ο ηλεκτρικά επαγόμενος συντελεστής απόσβεσης, το  $b_m$  είναι ο μηχανικός συντελεστής απόσβεσης και το  $k$  είναι η σταθερά του ελατηρίου. Η ενέργεια που μετατρέπεται στο ηλεκτρικό σύστημα είναι ίση με την ενέργεια που απομακρύνεται από το μηχανικό σύστημα από το  $b_e$ . Όταν η δύναμη  $F$  και η ταχύτητα  $v$  δεν είναι σταθερές ( $F = b_e \dot{z} = b_v$ ), η ενέργεια δίνεται από τον παρακάτω τύπο:

$$P = b_e \int_0^v v dv \quad (9.1)$$

Μετά την επίλυση της προηγούμενης εξίσωσης, η έκφραση της ενέργειας μπορεί να είναι:

$$P = \frac{1}{2} b_e \dot{z}^2 \quad (9.2)$$

Παίρνοντας τον μετασχηματισμό Laplace της σχέσης (9.2) και επιλύοντας για τη μεταβλητή  $Z$  προκύπτει η ακόλουθη εξίσωση:

$$Z = \frac{-ms^2 Y}{ms^2 + (b_e + b_m)s + k} \quad (9.3)$$

$$\text{Άρα, } |Z| = \frac{-ms^2}{ms^2 + (b_e + b_m)s + k} \times |Y| \quad (9.4)$$

όπου  $Z$  και  $Y$  είναι ο μετασχηματισμός Laplace της συμπίεσης του ελατηρίου και της μετατόπισης εισόδου αντίστοιχα, ενώ το  $s$  είναι η μεταβλητή Laplace. Αντικαθιστώντας τους συντελεστές απόσβεσης  $b_e$  και  $b_m$  με τους μοναδιαίους λόγους απόσβεσης  $\zeta_e$  και  $\zeta_m$ , σύμφωνα με τη σχέση  $b = 2m\zeta\omega_n^2$ , το  $k$  με  $m\omega_n^2$  και  $s$  με το αντίστοιχο  $j\omega$  προκύπτει η ακόλουθη έκφραση:

$$|Z| = \frac{-\left(\frac{\omega}{\omega_n}\right)^2}{1 - \left(\frac{\omega}{\omega_n}\right)^2 + 2j\zeta_T \frac{\omega}{\omega_n}} \times |Y| \quad (9.5)$$

όπου  $\zeta_T$  είναι ο συνδυασμένος λόγος απόσβεσης ( $= \zeta_e + \zeta_m$ ),  $\omega$  είναι η συχνότητα των οδηγούμενων ταλαντώσεων και  $\omega_n$  είναι η φυσική συχνότητα του συστήματος μάζας του ελατηρίου. Υπενθυμίζοντας ότι  $|\dot{Z}| = j\omega|Z|$  έχουμε την ακόλουθη έκφραση:

$$|\dot{Z}| = \frac{-j\omega\left(\frac{\omega}{\omega_n}\right)^2}{1 - \left(\frac{\omega}{\omega_n}\right)^2 + 2j\zeta_T \frac{\omega}{\omega_n}} \times |Y| \quad \text{και} \quad |\dot{Z}|^2 = \frac{\omega^2\left(\frac{\omega}{\omega_n}\right)^4}{\left[1 - \left(\frac{\omega}{\omega_n}\right)^2\right]^2 + \left[2\zeta_T \frac{\omega}{\omega_n}\right]^2} \times |Y|^2 \quad (9.6)$$

Αντικαθιστώντας τη σχέση (9.6) στη σχέση (9.2) παίρνουμε σαν αποτέλεσμα την ακόλουθη έκφραση για την ισχύ εξόδου:

$$|P| = \frac{m\zeta_e \omega_n \omega^2 \left(\frac{\omega}{\omega_n}\right)^4}{\left[1 - \left(\frac{\omega}{\omega_n}\right)^2\right]^2 + \left[2\zeta_T \frac{\omega}{\omega_n}\right]^2} \times |Y|^2 \Leftrightarrow |P| = \frac{m\zeta_e \omega_n^3 \left(\frac{\omega}{\omega_n}\right)^6}{\left[1 - \left(\frac{\omega}{\omega_n}\right)^2\right]^2 + \left[2\zeta_T \frac{\omega}{\omega_n}\right]^2} \times |Y|^2$$

Σε γενικές περιπτώσεις, το φάσμα των ταλαντώσεων στόχου είναι γνωστό εκ των προτέρων. Έτσι, η συσκευή θα πρέπει να είναι σχεδιασμένη, ώστε να συντονίζεται στη συχνότητα των ταλαντώσεων εισόδου  $\omega = \omega_n$ . Στις δοκιμές της πραγματικής έρευνας, εντοπίστηκαν χαμηλές συχνότητες. Ανάλογα με τη δοκιμή, η οποία εξαρτάται από το πώς το άτομο πραγματοποιεί την κίνηση, η ζώνη συχνοτήτων κυμαίνεται από κάποια Hertz έως 0.1 KHz.

$$|P| = \frac{m\zeta_e A^2}{4\zeta_T^2 \omega} \quad (9.7) \quad \text{Όπου το } A \text{ είναι το πλάτος της επιτάχυνσης.}$$

Η παραπάνω σχέση 9.7 δίνει την εντύπωση ότι αν το πλάτος της επιτάχυνσης  $A$  είναι σταθερό, τότε η ηλεκτρική έξοδος είναι αντιστρόφως ανάλογη προς τη συχνότητα. Στην πραγματικότητα, η επιτάχυνση δεν είναι σταθερή σε συνάρτηση με τη συχνότητα, επειδή  $A = \omega^2 z$ .

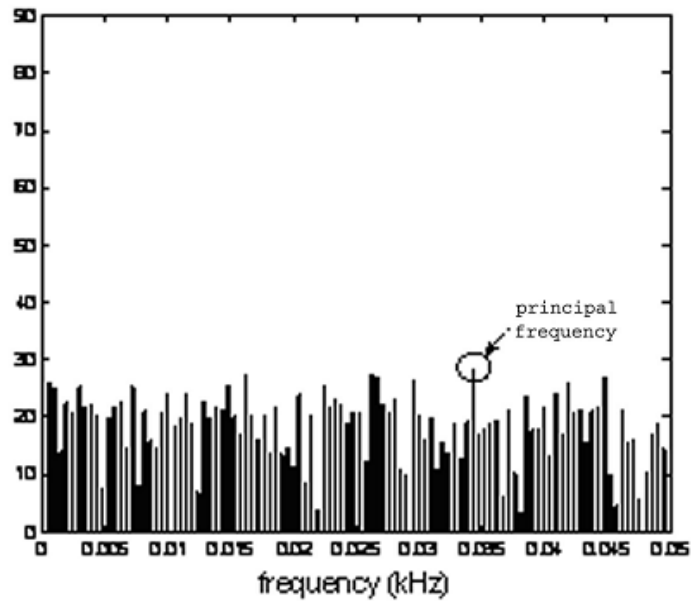
Η ηλεκτρική έξοδος βελτιστοποιείται εάν το  $\zeta_m$  είναι μικρότερο από το  $\zeta_e$ , αλλά τα καλύτερα αποτελέσματα επιτυγχάνονται στην περίπτωση που ισχύει  $\zeta_m = \zeta_e$ . Επιπλέον, στην τεχνική υλοποίηση, οι μετατροπείς θα πρέπει να σχεδιαστούν έτσι ώστε να συντονίζονται στη χαμηλότερη θεμελιώδη συχνότητα και όχι στις υψηλές αρμονικές. Σε αυτό το γεγονός η ηλεκτρική έξοδος μπορεί να περιγραφεί με τις ακόλουθες εξισώσεις:

$$|P| = \frac{mA^2}{16\omega\zeta} \quad (9.8) \quad \text{και} \quad |P| = \frac{m\omega^3 Z^2}{16\zeta} \quad (9.9)$$

#### Παλμός των ταλαντώσεων

Για να προσδιοριστεί η κύρια συχνότητα για κάθε άξονα και για κάθε μια δοκιμή, πραγματοποιήθηκε ανάλυση Fourier. Όσον αφορά το θεώρημα του Shannon, η περίοδος της δειγματοληψίας πρέπει να είναι τουλάχιστον δύο φορές μεγαλύτερη από εκείνη του σήματος, ώστε να ληφθούν δείγματα. Η επιλεγμένη περίοδος δειγματοληψίας είναι 10ms, η οποία είναι δέκα φορές μικρότερη από την δειγματοληψία μέτρησης. Η ανάλυση Fourier επιτρέπει το σχεδιασμό του αριθμού των αρμονικών σε σχέση με τη συχνότητα. Ως ένα παράδειγμα, η Εικόνα 3.12.3 δείχνει το φάσμα σύμφωνα με τον άξονα X του προφορικού λόγου.





Εικόνα 3.12.3. Φάσμα των σημάτων της δοκιμής κατά την ανάγνωση.  
(N. Ben Amor et al., Transactions on Systems, Signals & Devices, Vol. 4, pp. 507-520, 2009)

Τα φάσματα των τριών δοκιμών διαφέρει το ένα από το άλλο και φαίνεται ότι οι κύριες συχνότητες είναι σχετικά αδύναμες. Για την ίδια δοκιμή, η κύρια συχνότητα σύμφωνα με τους τρεις άξονες X, Y και Z δεν διαφέρει πάρα πολύ, όπως φαίνεται στον Πίνακα 9.

	Δοκιμή προφορικού λόγου	Δοκιμή κίνησης του χεριού	Δοκιμή περπατήματος
$\omega_x$ (KHz)	$3,429 \times 10^{-2}$	$1,053 \times 10^{-3}$	$1.5 \times 10^{-3}$
$\omega_y$ (KHz)	$2,857 \times 10^{-3}$	$1,053 \times 10^{-3}$	$5 \times 10^{-4}$
$\omega_z$ (KHz)	$4,762 \times 10^{-4}$	$5,263 \times 10^{-4}$	$5 \times 10^{-4}$

Πίνακας 9. Παλμός των τιμών των ταλαντώσεων.  
(N. Ben Amor et al., Transactions on Systems, Signals & Devices, Vol. 4, pp. 507-520, 2009)

### Συντελεστής απόσβεσης $\zeta$

Προκειμένου να καθορισθεί ο συντελεστής απόσβεσης  $\zeta$ , προτείνεται από την παρούσα μελέτη η παρακάτω εξίσωση:

$$\zeta = \sqrt{\frac{1}{4\pi^2 + \left[ \frac{1}{n} \ln\left(\frac{x_0}{x_n}\right) \right]^2}} \quad (9.10)$$

Το  $x_i$  αντιπροσωπεύει την ελάχιστη τιμή των συντεταγμένων (X, Y ή Z) στη  $i$ -οστή αρμονική. Για το σκοπό αυτό, όπως δείχνει η παραπάνω εξίσωση (9.10), μόνο η πρώτη και η τελευταία ελάχιστη είναι σχετικές για τον προσδιορισμό του  $\zeta$ . Οι Εικόνες 3.12.1.1, 3.12.1.2 και 3.12.1.3, επεξεργάζονται τις είκοσι πρώτες ταλαντώσεις ( $n=19$ ). Έτσι, οι τιμές του συντελεστή απόσβεσης για τις τρεις δοκιμές προσδιορίζονται με τη χρήση των αποτελεσμάτων που δίδονται από τις παραπάνω τρεις εικόνες.

Ο Πίνακας 10 δίνει τις τιμές του συντελεστή απόσβεσης για τις τρεις δοκιμές.

	Δοκιμή προφορικού λόγου	Δοκιμή κίνησης του χεριού	Δοκιμή περπατήματος
$\zeta_x$	$1,260 \times 10^{-3}$	$1,388 \times 10^{-3}$	$2,578 \times 10^{-4}$
$\zeta_y$	$2,018 \times 10^{-4}$	$3,045 \times 10^{-3}$	$4,297 \times 10^{-4}$
$\zeta_z$	$7,650 \times 10^{-5}$	$3,151 \times 10^{-3}$	$7,190 \times 10^{-5}$

Πίνακας 10. Τιμές του συντελεστή απόσβεσης.  
(N. Ben Amor et al., Transactions on Systems, Signals & Devices, Vol. 4, pp. 507-520, 2009)

#### Αποτελέσματα

Ο Πίνακας 11 δείχνει την ισχύ εξόδου που δίνεται από διαφορετικές δοκιμές. Για να προσδιοριστεί η ηλεκτρική έξοδος, η μάζα επιλέχθηκε ως εξής:  $m = 2g$

	Δοκιμή προφορικού λόγου	Δοκιμή κίνησης του χεριού	Δοκιμή περπατήματος
$P_x(W)$	20,163	$2,592 \times 10^{-3}$	$9,452 \times 10^{-3}$
$P_y(W)$	0,2441	$1,822 \times 10^{-3}$	$6,726 \times 10^{-4}$
$P_z(W)$	$2,253 \times 10^{-3}$	$2,176 \times 10^{-4}$	$4,259 \times 10^{-3}$

Πίνακας 11. Διαθέσιμη ηλεκτρική ενέργεια.  
(N. Ben Amor et al., Transactions on Systems, Signals & Devices, Vol. 4, pp. 507-520, 2009)

Σύμφωνα με τα αποτελέσματα που δίδονται από τον Πίνακα 11, οι τιμές της διαθέσιμης ηλεκτρικής ενέργειας κυμαίνονται μεταξύ 0.2mW και 20W. Σε σύγκριση με την κατανάλωση ενέργειας του ακουστικού βαρηκοΐας που αναφέρθηκε παραπάνω, η διαθέσιμη ισχύς μπορεί να ικανοποιήσει τις απαιτήσεις για ορισμένα λειτουργικά τμήματα του ακουστικού βαρηκοΐας, ακόμη και αν ληφθούν υπόψη ορισμένες απώλειες μετατροπής. Ο Πίνακας 12 παρουσιάζει μία εκτίμηση της ηλεκτρικής εξόδου που δίνεται από κάθε δοκιμή ανά ημέρα.

	Προφορικός λόγος	Κινήσεις του χεριού	Περπάτημα
Ενέργεια (W)	20,163	$2,592 \times 10^{-3}$	$9,452 \times 10^{-3}$
Κινήσεις των	σαγονιών/κεφαλιού	χεριών	ποδιών
$\tau(h)$	10	3	1,5
$E(Wh)$	201,63	$7,776 \times 10^{-3}$	$14,178 \times 10^{-3}$

Πίνακας 12. Εκτίμηση του ποσού της ενέργειας ανά ημέρα.

$\tau$ : Εκτίμηση της διάρκειας των κινήσεων ανά ημέρα.

E: Ενέργεια σε μια μέρα.

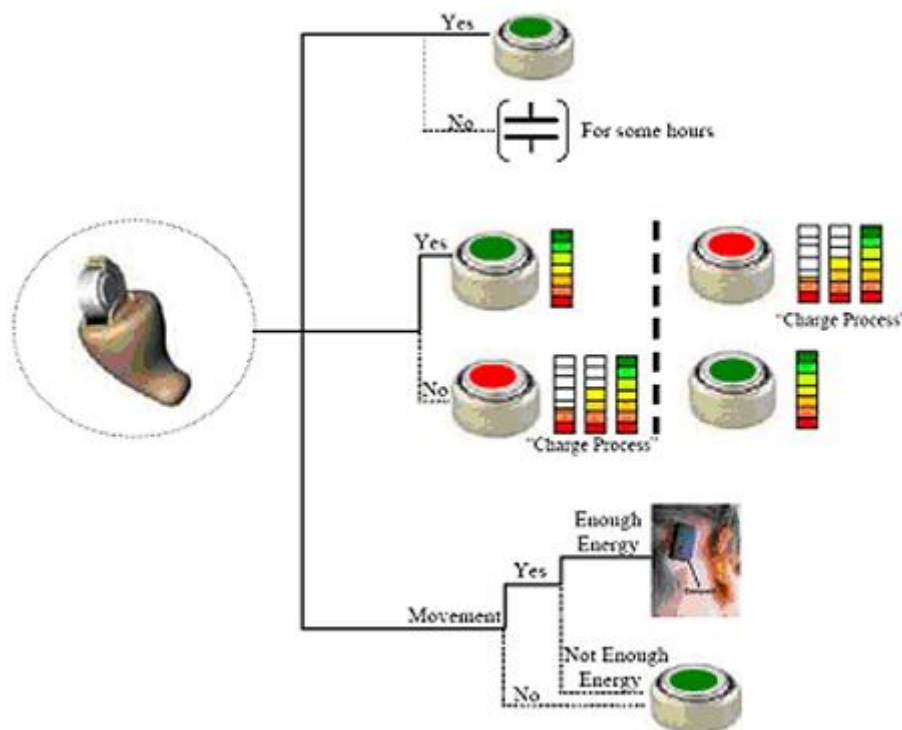
(N. Ben Amor et al., Transactions on Systems, Signals & Devices, Vol. 4, pp. 507-520, 2009)

Αναφερόμενοι στον Πίνακα 12, αποδεικνύεται ότι η ηλεκτρική ενέργεια που παράγεται από τις κινήσεις των σαγονιών, κατά τη διάρκεια μιας ημέρας είναι υψηλότερη και ίση με 201,63 Wh. Για να επωφεληθούμε από αυτή την ενέργεια, ο μετατροπέας ταλαντώσεων σε ηλεκτρική ενέργεια μπορεί να τοποθετηθεί στο μάγουλο ή σε μια εγγύς θέση, όπως για παράδειγμα πίσω από τα αυτιά. Είναι σημαντικό να αναφερθεί επίσης ότι στην πραγματική περίπτωση αυτή η ενέργεια μπορεί να είναι μεγαλύτερη, δεδομένου ότι οι κινήσεις του κεφαλιού του κωφού ατόμου προστίθενται σε εκείνες των γνάθων.

Παρ' όλα αυτά, στη συγκεκριμένη έρευνα και σύμφωνα πάντα με τους συγγραφείς της, παρουσιάζονται κάποια κενά που μπορούν να συνοψιστούν στις μέσες επιδόσεις του

ανιχνευτή των κινήσεων και τους διάφορους τρόπους χρήσης, κατά τους οποίους οι συντεταγμένες της ταλαντούμενης μάζας του ανιχνευτή μπορεί να μην έχουν τις κατάλληλες τιμές, για παράδειγμα λόγω μιας ελαφριάς κλίσης σε σχέση με έναν από τους άξονες. Βέβαια, η έρευνα έχει δημιουργήσει αρκετές ιδέες ως πιθανές λύσεις (Εικόνα 3.12.4) για τη χρήση των μηχανικών ταλαντώσεων ως πηγή ηλεκτρικής ενέργειας για το ακουστικό βαρηκοΐας. Οι λύσεις αυτές μπορούν να συνοψιστούν στη χρήση:

- Ενόσ πολύ καλού πυκνωτή που φορτίζει από τις κινήσεις του ασθενούς, αλλά ο οποίος μπορεί να κρατήσει μόνο για λίγες ώρες, στο χρόνο που απαιτείται για την αλλαγή της κύριας μπαταρίας.
- Δύο επαναφορτιζόμενων μπαταριών που λειτουργούν εναλλάξ. Η πρώτη παρέχει τροφοδότηση, ενώ η δεύτερη φορτίζει και αντίστροφα.
- Άμεση τροφοδότηση του κυκλώματος ενίσχυσης της ακοής από την κίνηση του ασθενούς, χρησιμοποιώντας μια επαναφορτιζόμενη μπαταρία, ως ασφάλεια, που λειτουργεί στην απουσία ταλαντώσεων (ξεκούραση του ασθενούς).



Εικόνα 3.12.4 Πιθανές προτάσεις για τη χρήση της μετατροπείας ενέργειας.  
(N. Ben Amor et al., Transactions on Systems, Signals & Devices, Vol. 4, pp. 507-520, 2009)

Η εκτίμηση λοιπόν της ενέργειας, σύμφωνα με την παραπάνω μελέτη που αναλύσαμε, βασίζεται σε ένα θεωρητικό μοντέλο για τις ταλαντώσεις σε ηλεκτρικούς μετατροπείς. Τα αποτελέσματα των δοκιμών έδειξαν ότι η παραγόμενη ενέργεια είναι μεταξύ 20 W και 0.2mW. Οι προτάσεις που παρουσιάστηκαν για τη χρήση των ταλαντώσεων ως πηγή ηλεκτρικής ενέργειας υπογραμμίζουν τη χρήση των επαναφορτιζόμενων μπαταριών. Αυτές οι μπαταρίες μπορούν να φορτιστούν ασύρματα μέσω μετάδοσης ραδιοσυχνοτήτων, είτε μέσω ηλεκτρικών συρμάτων. Στην πρώτη περίπτωση, οι δυσκολίες του σχεδιασμού οδηγούν σε σχετικά υψηλό κόστος του συστήματος. Στη δεύτερη περίπτωση, πρέπει να ληφθούν υπόψη τα προβλήματα της αισθητικής και της συντήρησης. Σε αμφότερες τις περιπτώσεις, πρέπει να μειωθεί ή να εξαλειφθεί το πρόβλημα της διακοπής της ενίσχυσης και του φιλτραρίσματος σε μια σύντομη μετάβαση μεταξύ των δύο μπαταριών.

- Μια κατηγορία ιατρικών εφαρμογών ιδιαίτερης σημασίας αποτελεί η κατηγορία των προσθετικών μελών. Γι' αυτό το λόγο στις παρακάτω ενότητες του 3<sup>ου</sup> κεφαλαίου θα αναλυθεί η μέθοδος του πιεζοηλεκτρισμού για την ανάπτυξη πιεζοηλεκτρικών συστημάτων συγκομιδής ενέργειας σε ένα προσθετικό πόδι, για την μοντελοποίηση των οποίων θα χρησιμοποιηθούν νευρωνικά δίκτυα. Επιπλέον, θα παρατεθεί ένα πιεζοηλεκτρικό σύστημα συγκομιδής ενέργειας για την αυτοπαραγωγή ηλεκτρικής ενέργειας των άνω και κάτω προσθετικών ποδιών, ενώ παράλληλα θα παρουσιαστεί και το ολοκληρωμένο κυκλωματικό διάγραμμα συγκομιδής.

### **3.12. Χρησιμοποίηση Νευρωνικών Δικτύων για τη Μοντελοποίηση Πιεζοηλεκτρικών συστημάτων συγκομιδής ενέργειας σε ένα προσθετικό πόδι**

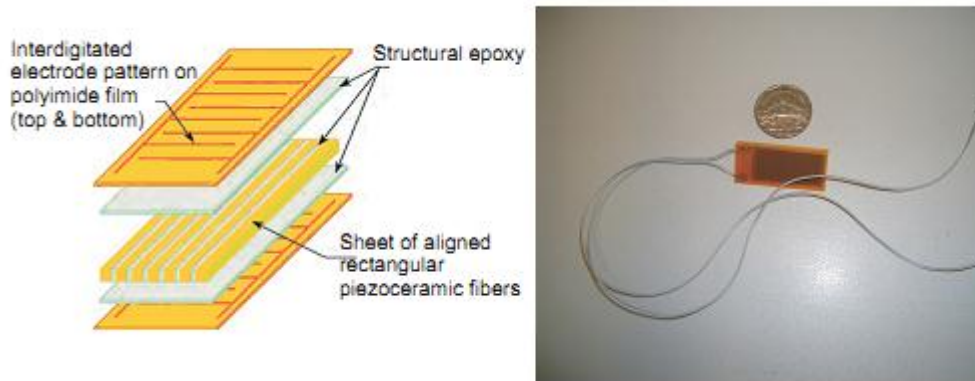
Η πιεζοηλεκτρική παραγωγή ηλεκτρικής ενέργειας είναι μία από τις εναλλακτικές πηγές ενέργειας. Μπορεί να μετατρέψει την κινητική ενέργεια (δηλαδή, ταλαντώσεις περιβάλλοντος ή δυνάμεις κρούσης) σε ηλεκτρική ενέργεια που μπορεί να αποθηκευτεί και να χρησιμοποιηθεί αργότερα για την τροφοδότηση ηλεκτρικών συσκευών, όπως αισθητήρες και ενεργοποιητές. Από την άποψη αυτή, ένα σημαντικό μέρος της έρευνας έχει αφιερωθεί στην ανάπτυξη και κατανόηση των συστημάτων συγκομιδής ενέργειας.

Ο βασικός στόχος της έρευνας που θα παρουσιάσουμε στη συγκεκριμένη ενότητα, ήταν η ανάπτυξη σπονδυλωτών και συμπαγών συστημάτων συγκομιδής ηλεκτρικής ενέργειας με τη χρήση πιεζοηλεκτρικών υλικών για την ενεργειακή παραγωγή στον τομέα των προηγμένων προσθετικών ποδιών, κατά το βάδισμα. Με βάση λοιπόν τον παραπάνω στόχο, η παρούσα μελέτη επικεντρώνεται στην ανάπτυξη μοντέλων στα συστήματα συγκομιδής ενέργειας, χρησιμοποιώντας πιεζοκεραμικά μακρο-σύνθετα υλικά ινών (MFCs) που υλοποιήθηκαν στο πέλμα και τη φτέρνα του προσθετικού ποδιού. Χρησιμοποιήθηκαν λοιπόν, τεχνητά νευρωνικά δίκτυα για την ανάπτυξη των μοντέλων. Ένα δίκτυο είναι ένα πρότυπο νευρωνικό δίκτυο πρόσθιας τροφοδότησης, ανάστροφης διάδοσης, που λειτουργεί ώστε να μετατρέψει τη δύναμη στο πέλμα σε απόκριση του πιεζοκεραμικού MFC. Αντίθετα, ένα άλλο δίκτυο με μη αυτόματο τρόπο, συντίθεται από διαφορετικές νευρωνικές ενότητες για να μετασχηματίσει τη δύναμη στη φτέρνα σε απόκριση του πιεζοκεραμικού MFC. Αυτά τα μοντέλα που αναπτύχθηκαν θα χρησιμοποιηθούν για να μελετηθούν και να αναλυθούν οι δυναμικές συμπεριφορές των πιεζοηλεκτρικών υλικών σε σχέση με το βάδισμα. Εκτός από αυτό, παρουσιάζεται επίσης ότι τα τεχνητά νευρωνικά δίκτυα μπορεί να είναι μια ισχυρή τεχνική για την μοντελοποίηση αυτών των μη γραμμικών δυναμικών συστημάτων.

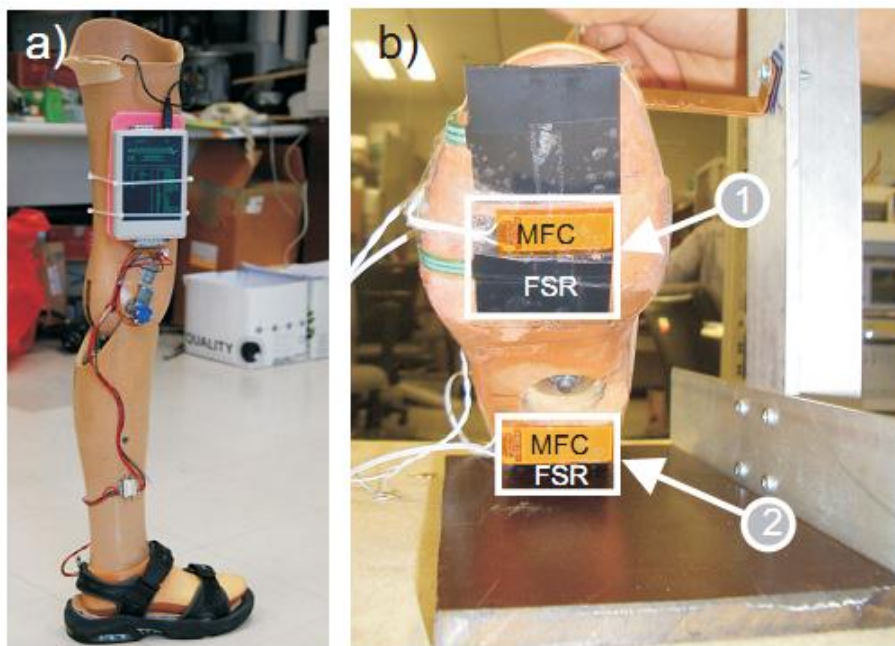
#### **3.12.1. Πιεζοηλεκτρικά συστήματα συγκομιδής ενέργειας σε ένα προσθετικό πόδι**

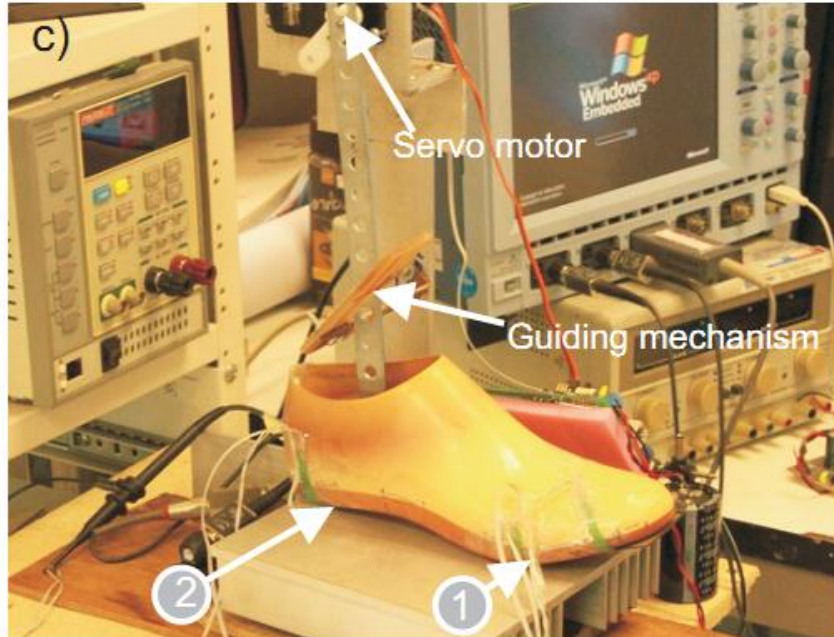
Εδώ, χρησιμοποιούνται τα πιεζοκεραμικά MFCs (βλέπε Εικόνα 3.13) για τη συγκομιδή ενέργειας σε ένα προσθετικό πόδι κατά τη βάδιση. Αυτό το είδος των πιεζοκεραμικών επιλέγεται επειδή είναι ευέλικτα προσαρμόσιμο στην επιφάνεια της δομής και είναι κατάλληλο για εγκατάσταση στο πέλμα και τη φτέρνα του ποδιού. Τα πιεζοκεραμικά MFCs υλοποιούνται μαζί με αντιστάσεις ισχύος ανίχνευσης (FSRs) στο πέλμα και τη φτέρνα (βλέπε Εικόνα 3.13.1). Οι FSRs χρησιμεύουν ως δύναμη ανίχνευσης κατά το βάδισμα. Είναι βασικά ένας τύπος αντιστάτη η αντίσταση του οποίου μεταβάλλεται όταν εφαρμόζεται μία δύναμη ή πίεση. Για την προσομοίωση της συμπεριφοράς της βάδισης, σε έναν απλό αλλά αποτελεσματικό τρόπο, αποσυνδέεται το άκρο του ποδιού από το πόδι (βλέπε Εικόνα 3.13.1(a)) και επανασυνδέεται σε ένα σερβοκινητήρα με έναν μηχανισμό οδηγήσεως (βλέπε Εικόνα 3.13.1(b) και (c)). Ο σερβοκινητήρας ελέγχεται μέσω ενός πίνακα ελέγχου, στον οποίο είναι προγραμματισμένο ένα βήμα κυματομορφής με συχνότητα 0.5 Hz. Αυτή η συχνότητα είναι ρυθμισμένη σύμφωνα με την κανονική συχνότητα της βάδισης.

Χρησιμοποιώντας αυτή την πειραματική διάταξη, το πόδι μπορεί με φυσικό τρόπο να μετακινηθεί σε κάθετες και ελαφρώς οριζόντιες κατευθύνσεις. Κατά το περπάτημα, τα σήματα FSR και η ηλεκτρική ενέργεια που παράγεται από τα πιεζοκεραμικά MFCs καταγράφονται μέσω ενός παλμογράφου με συχνότητα δειγματοληψίας 10 kHz. Τα δεδομένα αυτά φιλτράρονται και στη συνέχεια χρησιμοποιούνται για την ανάπτυξη των μοντέλων, χρησιμοποιώντας τεχνητά νευρωνικά δίκτυα.



Εικόνα 3.13. (α) Σχηματική απεικόνιση μιας πιεζοκεραμικής δομής MFC. (β) Συστοιχίες πιεζοκεραμικών MFC. (P. Manoonprong et al., Bernstein Center for Computational Neuroscience, University of Gottingen, 2011)





Εικόνα 3.13.1. (α) Προσθετικό πόδι που δώρισε το Ερευνητικό Ινστιτούτο Αποκατάστασης(RRI). Αυτό τροποποιείται με την εγκατάσταση των αισθητήρων και των πιεζοηλεκτρικών υλικών για να χρησιμοποιηθεί ως μια πειραματική πλατφόρμα. (β) Εγκατάσταση των πιεζοκεραμικών MFCs και οι αντιστάσεις ανίχνευσης ισχύος (FSRs) στο πέλμα (1) και τη φτέρνα (2) του ποδιού. (γ) Πειραματική διάταξη για την προσομοίωση της συμπεριφοράς κατά το περπάτημα και την καταγραφή των αισθητήριων σημάτων ισχύος, αλλά και της ηλεκτρικής ενέργειας που παράγεται από τα πιεζοκεραμικά MFCs. (P. Manoonprong et al., Bernstein Center for Computational Neuroscience, University of Gottingen, 2011)

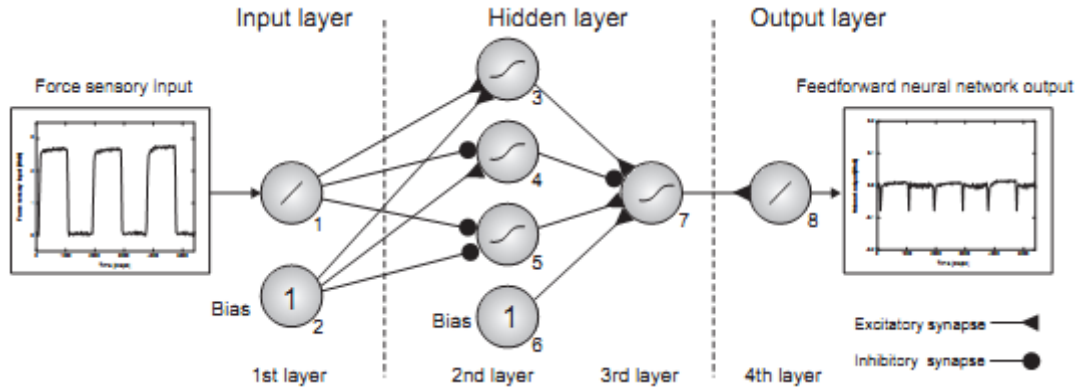
### 3.12.2. Νευρωνικά μοντέλα των Πιεζοηλεκτρικών συστημάτων συγκομιδής ενέργειας

Τα μοντέλα των πιεζοηλεκτρικών συστημάτων συγκομιδής ενέργειας στο πέλμα και την πτέρνα αναπτύχθηκαν με τη χρήση τεχνητών νευρωνικών δικτύων. Ουσιαστικά μετατρέπουν μια δύναμη αισθητήριας εισόδου (δηλαδή, δυνάμεις πρόσκρουσης που ανιχνεύονται από τις αντιστάσεις ανίχνευσης ισχύος (FSRs)) σε ηλεκτρική απόκριση του πιεζοκεραμικού MFC. Το νευρωνικό μοντέλο του συστήματος συγκομιδής ενέργειας σχεδιάστηκε στο πέλμα (βλέπε θέση (1) στην Εικόνα 3.13.1(b)) ως ένα απλό νευρωνικό δίκτυο τεσσάρων στρωμάτων πρόσθιας τροφοδότησης(βλέπε Εικόνα 3.13.2). Τα στρώματα εισόδου και εξόδου έχουν έναν νευρώνα, ενώ δύο κρυμμένα στρώματα έχουν τέσσερις νευρώνες. Επιπλέον, ένας νευρώνας πόλωσης δίνεται στα στρώματα εισόδου αλλά και σε καθένα από τα κρυμμένα στρώματα. Όλοι οι νευρώνες των δικτύων ρυθμίζονται ως ένας νευρώνας διακριτού χρόνου. Η έξοδος του κάθε νευρώνα διέπεται από:

$$y(\vec{x}) = g\left(\sum_{j=0}^n \omega_j x_j\right). \quad (10)$$

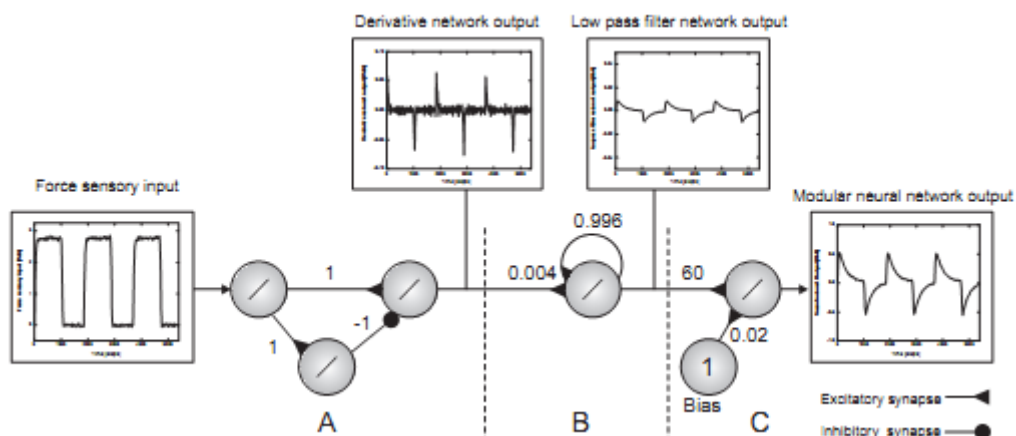
Ο νευρώνας έχει  $n$  “δενδρίτες” εισόδου  $(x_0 \dots x_n)$  και έναν “άξονα” εξόδου  $y(\vec{x})$ . Τα βάρη  $(\omega_0 \dots \omega_n)$  καθορίζουν πόσο μεταδίδονται οι εισοδοί και η συνάρτηση ενεργοποίησης  $g$  κάνει ένα μετασχηματισμό της εξόδου. Οι νευρώνες πόλωσης δεν λαμβάνουν καμία εισόδο και εκπέμπουν μια σταθερή έξοδο 1.0. Η συνάρτηση ενεργοποίησης των νευρώνων εισόδου και εξόδου είναι γραμμική, ενώ οι νευρώνες κρυμμένων στρωμάτων έχουν μια συμμετρική σιγμοειδή συνάρτηση ενεργοποίησης  $g(x) = \tanh(x)$ . Για να αναπτυχθεί το νευρωνικό μοντέλο του συστήματος συγκομιδής ενέργειας στη φτέρνα (βλέπε θέση (2)

στην Εικόνα 3.13.1(b)), έχοντας πρότυπα εισόδου-εξόδου τα οποία είναι διαφορετικά από αυτά στο πέλμα, εφαρμόζεται μια τεχνική αρθρωτού νευρωνικού δικτύου, χρησιμοποιώντας γραμμικούς νευρώνες. Το δίκτυο βασικά συντίθεται παρατηρώντας τις παραμορφώσεις του σήματος. Το δίκτυο αποτελείται από τρεις νευρωνικές ενότητες (Εικόνα 3.13.3). Η ενότητα (A) λειτουργεί σαν ένα παράγωγο δίκτυο, ενώ οι (B) και (C) λειτουργούν ως βαθυτερατό φίλτρο και κλιμακωτό δίκτυο σήματος, αντίστοιχα.



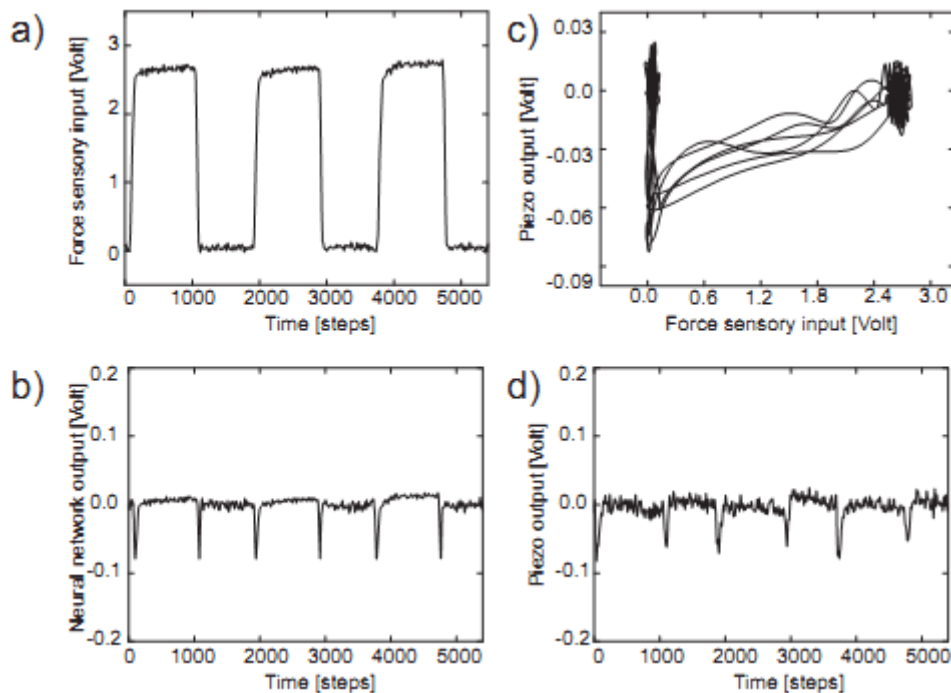
Εικόνα 3.13.2. Νευρωνικό δίκτυο πρόσθιας τροφοδότησης με γραμμικές συναρτήσεις ενεργοποίησης για τους νευρώνες εισόδου και εξόδου και συμμετρικές σιγμοειδείς συναρτήσεις ενεργοποίησης (δηλαδή,  $\tanh$ ) για κρυμμένους νευρώνες. Τα βάρη ( $\omega$  από τον νευρώνα  $j$  στον νευρώνα  $i$ ) βασίζονται σε έναν αλγόριθμο ανάστροφης διάδοσης. Τα προκύπτοντα βάρη είναι:  $\omega_{31} = 0.142, \omega_{32} = 0.062, \omega_{41} = -0.679, \omega_{42} = 0.221, \omega_{51} = -1.012, \omega_{52} = -0.493, \omega_{73} = 0.049, \omega_{74} = -0.360, \omega_{75} = 0.422, \omega_{76} = 0.143, \omega_{87} = 4.0$ . (P. Manoonpong et al., Bernstein Center for Computational Neuroscience, University of Gottingen, 2011)

Όλοι οι νευρώνες των δικτύων ρυθμίζονται ως ένας νευρώνας διακριτού χρόνου παρόμοια με το δίκτυο που φαίνεται παραπάνω. Η έξοδος του κάθε νευρώνα ορίζεται από τη σχέση 6 με μια γραμμική συνάρτηση ενεργοποίησης. Στην περίπτωση αυτή, τα συναπτικά βάρη συντονίζονται μη αυτοματοποιημένα. Ως αποτέλεσμα, το δίκτυο μπορεί να μετατρέψει τέλεια τη δύναμη αισθητήριας εισόδου στην απόκριση του πιεζοκεραμικού MFC στη φτέρνα με ένα μικρό μέσο τετραγωνικό σφάλμα περίπου 0.00028. Στο σημείο αυτό να σημειωθεί ότι, μπορεί κανείς να βελτιστοποιήσει το δίκτυο αυτό, για παράδειγμα, χρησιμοποιώντας έναν εξελικτικό αλγόριθμο, αλλά είναι αρκετά καλό για τους σκοπούς αυτού του μοντέλου μετασχηματισμού εισόδου-εξόδου.



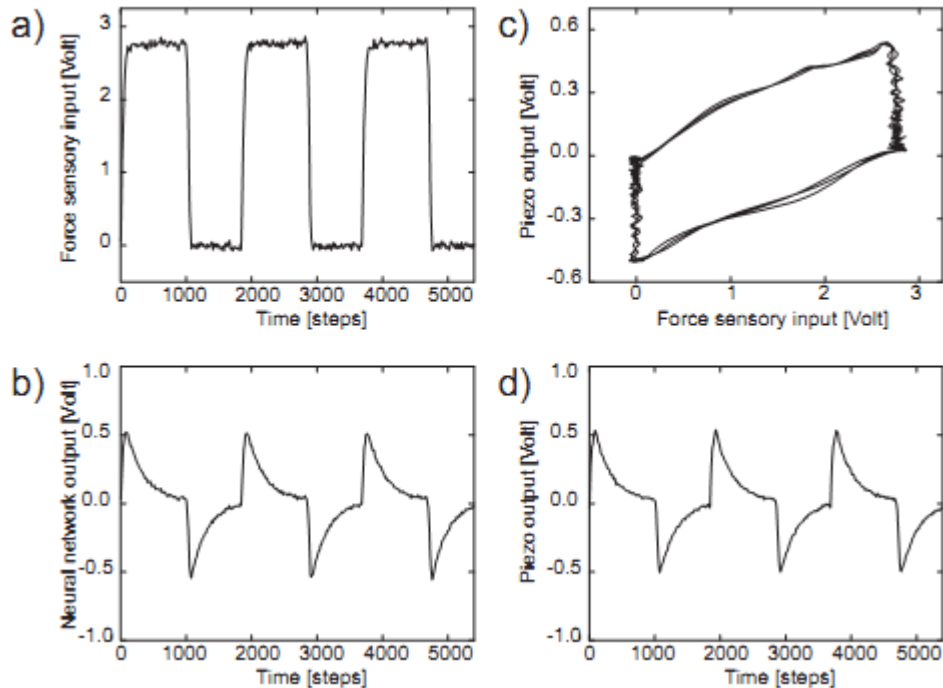
Εικόνα 3.13.3. Αρθρωτό νευρωνικό δίκτυο με μια γραμμική συνάρτηση ενεργοποίησης για όλους τους νευρώνες. Αποτελείται από τρεις ενότητες: (A), (B) και (C). Όλα τα συνοπτικά βάρη που υποδεικνύονται από τους μικρούς αριθμούς, έχουν ρυθμιστεί χειροκίνητα. (P. Manoonpong et al., Bernstein Center for Computational Neuroscience, University of Gottingen, 2011)

Παρακάτω παρουσιάζεται η απόδοση των αναπτυγμένων νευρωνικών μοντέλων των συστημάτων συγκομιδής ενέργειας. Έχουν καταγραφεί τα δεδομένα από δέκα περιπατητικά βήματα προσομοίωσης στη συχνότητα των 0.5Hz. Οι Εικόνες 3.13.4 και 3.13.5 δείχνουν τα καταγεγραμμένα δεδομένα και την απόδοση των νευρωνικών μοντέλων. Γίνεται οπτικά αντιληπτό λοιπόν, ότι τα νευρωνικά μοντέλα μπορούν να παράγουν τις εξόδους (βλέπε Εικόνες 3.13.4(b) και 3.13.5(b)) από τις δοθείσες εισόδους αισθητήριας δύναμης(βλέπε Εικόνες 3.13.4(a) και 3.13.5(a)), όπου οι έξοδοί τους δείχνουν πρότυπα κοντά στα επιθυμητά αποτελέσματα (δηλαδή, τις αποκρίσεις των πιεζοκεραμικών MFCs (βλέπε Εικόνες 3.13.4(d) και 3.13.5(d)). Σε γενικές γραμμές, τα ανεπτυγμένα νευρωνικά μοντέλα λειτουργούν ως μη γραμμική χαρτογράφηση αυτών των δυναμικών συστημάτων (βλέπε Εικόνες 3.13.4(c) και 3.13.5(c)).



Εικόνα 3.13.4. (a) Είσοδος αισθητήριας δύναμης από το FSR στο πέλμα, κατά την προσομοίωση της βάρδισης, που οδηγείται από την ρύθμιση που φαίνεται στην Εικόνα 3.13.1(c). Χρησιμοποιείται ως είσοδος του νευρωνικού μοντέλου του πιεζοηλεκτρικού συστήματος συγκομιδής ενέργειας. b) Η έξοδος του νευρωνικού μοντέλου που λειτουργεί, ώστε να διατηρεί μία επιθυμητή απόκριση του πιεζοκεραμικού MFC. c) Μη-γραμμική σχέση μεταξύ της εισόδου και της απόκρισης του πιεζοκεραμικού MFC. d) Η απόκριση του πιεζοκεραμικού MFC κατά την προσομοίωση της βάρδισης. Όλα τα φιλτραρισμένα σήματα καταγράφονται με ρυθμό δειγματοληψίας 10 kHz. (P. Manooch et al., Bernstein Center for Computational Neuroscience, University of Gottingen, 2011)





Εικόνα 3.13.5. (a) Είσοδος αισθητήριας δύναμης από το FSR στην πτέρνα, κατά την προσομοίωση της βάρδισης. Χρησιμοποιείται ως είσοδος του νευρωνικού μοντέλου του πιεζοηλεκτρικού συστήματος συγκομιδής ενέργειας. b) Η έξοδος του νευρωνικού μοντέλου που δείχνει ένα παρόμοιο πρότυπο με την απόκριση του πιεζοκεραμικού MFC. c) Μη-γραμμική σχέση μεταξύ της εισόδου και της απόκρισης του πιεζοκεραμικού MFC. d) Η απόκριση του πιεζοκεραμικού MFC κατά την προσομοίωση της βάρδισης. Όλα τα φιλτραρισμένα σήματα καταγράφονται με ρυθμό δειγματοληψίας 10 kHz. (P. Manoonprong et al., Bernstein Center for Computational Neuroscience, University of Gottingen, 2011)

Αυτά τα πειραματικά αποτελέσματα δείχνουν ότι οι χρησιμοποιούμενες μέθοδοι είναι σε θέση να πραγματοποιηθούν με μια μη-γραμμική σχέση μεταξύ του σήματος αισθητήριας δύναμης και της ηλεκτρικής απόκρισης του πιεζοκεραμικού MFC.

Στην παρούσα λοιπόν μελέτη που αναλύθηκε στη συγκεκριμένη ενότητα, παρουσιάστηκαν συστήματα συγκομιδής ενέργειας στο πέλμα και τη φτέρνα ενός προσθετικού ποδιού αλλά και τα νευρωνικά τους μοντέλα. Αναπτύχθηκαν δύο διαφορετικές δομές των νευρωνικών μοντέλων. Ως αποτέλεσμα, χρησιμοποιώντας την είσοδο αισθητήριας δύναμης, κάθε νευρωνικό μοντέλο μπορεί να προβλέψει την απόκριση του πιεζοκεραμικού MFC κατά την προσομοίωση της βάρδισης, στην κατά προσέγγιση κανονική συχνότητα περπατήματος.

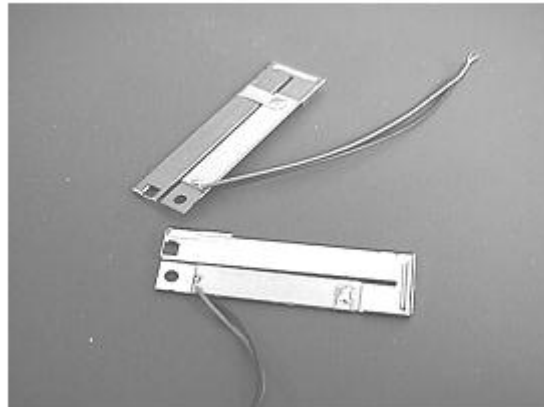
### 3.13. Πιεζοηλεκτρική συγκομιδή ενέργειας για την αυτο-παραγωγή ηλεκτρικής ενέργειας των άνω και κάτω προσθετικών ποδιών

Όπως έχει αναφερθεί και σε προηγούμενες ενότητες, τα συστήματα πιεζοηλεκτρικής συγκομιδής ενέργειας είναι εξαιρετικά ελκυστικά για την τροφοδότηση ηλεκτρονικών συσκευών χαμηλών απαιτήσεων ενέργειας, οι οποίες περιλαμβάνουν έξυπνα ιατρικά εμφυτεύματα, κάμερες απεικόνισης του εσωτερικού του σώματος αλλά και βοηθήματα ακοής. Στην παρούσα έρευνα που θα επεξεργαστούμε, θα δώσουμε έμφαση στη χρήση πιεζοηλεκτρικών συσκευών σε προσθετικά πόδια. Οι γεωμετρικές παράμετροι, η ακτίνα, η μάζα και τα ηλεκτρικά φορτία με αντίσταση επηρεάζουν σημαντικά την ισχύ εξόδου. Η πιεζοηλεκτρική συγκομιδή CMOS(Συμπληρωματικού Μετάλλου-Οξειδίου-Ημιαγωγού) θα μπορούσε να παρακάμψει την τάση εισόδου.

### 3.13.1. Πιεζοκεραμική συγκομιδή ενέργειας

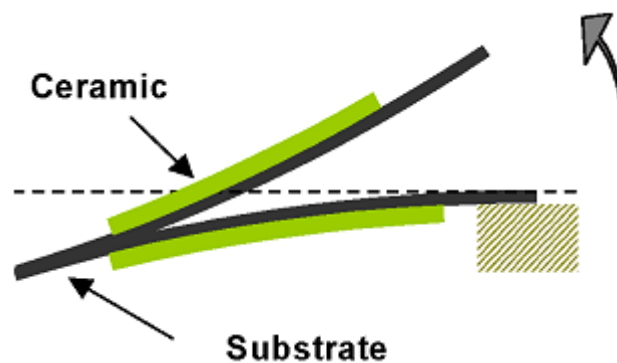
#### Πιεζοηλεκτρικός Ζιρκοτιτανικός Μόλυβδος

Το έξυπνο υλικό που χρησιμοποιείται για τη συγκομιδή της ενέργειας είναι το πιεζοηλεκτρικό PZT, δηλαδή ο ζιρκοτιτανικός μόλυβδος, όπως φαίνεται στην Εικόνα 3.14. Αυτό το πιεζοηλεκτρικό PZT περιλαμβάνει δύο βραχίονες που σχηματίζονται από ένα ενιαίο μεταλλικό υπόστρωμα και δύο πιεζοκεραμικές πλάκες. Ο πρώτος βραχίονας του πιεζοηλεκτρικού παράγει μια κίνηση προς τα κάτω η οποία παρέχει μια γωνία για την ενίσχυση της κίνησης του δεύτερου βραχίονα, όπως φαίνεται στην Εικόνα 3.14.1.



Εικόνα 3.14. Πιεζοηλεκτρικός ζιρκοτιτανικός μόλυβδος(PZT).

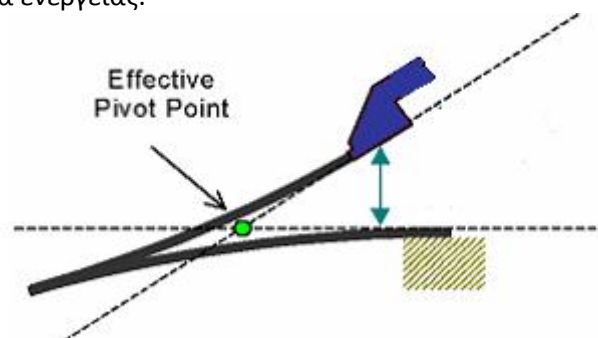
(K. Pechrach et al., Bernstein Center for Computational Neuroscience, Göttingen, 2011)



Εικόνα 3.14.1. Διάγραμμα του πιεζοηλεκτρικού ζιρκοτιτανικού μόλυβδου(PZT).

(K. Pechrach et al., Bernstein Center for Computational Neuroscience, Göttingen, 2011)

Το πλεονέκτημα της δομής του επίπεδου δίμορφου είναι ότι σχηματίζει ένα αποτελεσματικό σημείο περιστροφής, περίπου στο μισό, κατά μήκος του πιεζοηλεκτρικού, όπως φαίνεται στην Εικόνα 3.14.2. Αυτό θα βοηθούσε να παραχθεί από το πιεζοηλεκτρικό σημαντική ποσότητα ενέργειας.



Εικόνα 3.14.2. Το αποτελεσματικό σημείο περιστροφής.

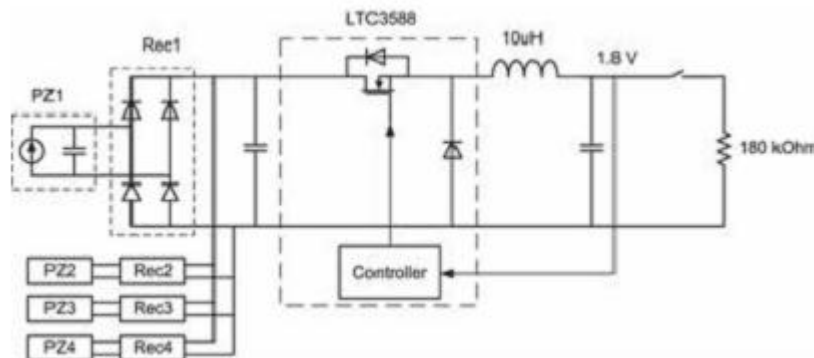
(K. Pechrach et al., Bernstein Center for Computational Neuroscience, Göttingen, 2011)

### Μακροσύνθετο υλικό ινών(MFC)

Το MFC αποτελείται από ορθογώνιες πιεζοηλεκτρικές κεραμικές ράβδους που βρίσκονται μεταξύ στρωμάτων κολλώδους μεμβράνης ηλεκτροδίου και πολυιμιδίου(πολυμερές από ιμίδια μονομερή). Αυτή η μεμβράνη περιέχει ηλεκτρόδια τα οποία μεταφέρουν την εφαρμοζόμενη τάση απευθείας από και προς τις ράβδους, σε σχήμα κορδέλας. Ως λεπτό υλικό, μπορεί να εφαρμοστεί ένα φύλλο διαμορφώσιμης επιφάνειας, κατά κανόνα συγκολλημένο σε διάφορους τύπους δομών ή ενσωματωμένο σε μια σύνθετη δομή,τη δομή του πιεζοκεραμικού MFC.

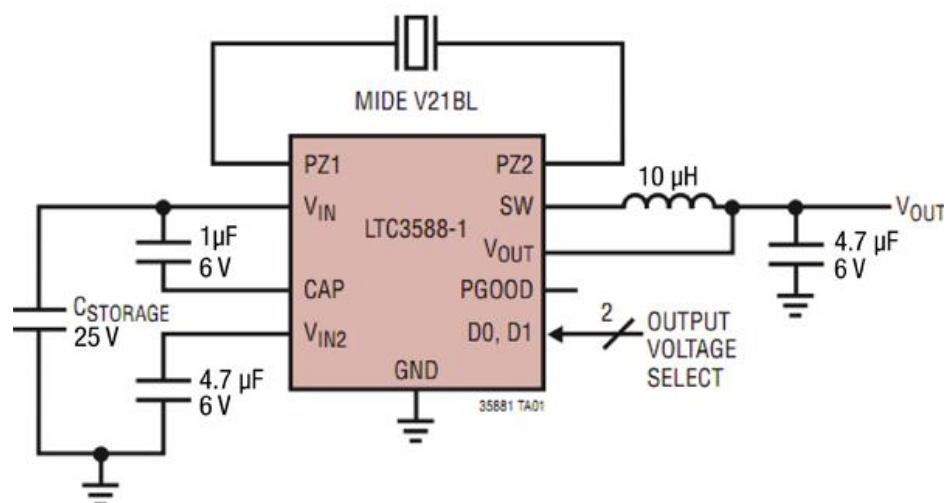
#### 3.13.1.1. Σύστημα συγκομιδής ενέργειας

Το κυκλωματικό διάγραμμα για τη μετατροπή της κινητικής ενέργειας από την κίνηση των προσθετικών ποδιών και προσθετικών άκρων σε ηλεκτρική ενέργεια παρουσιάζεται στις Εικόνες 3.14.3 και 3.14.3.1, αντιστοίχως. Η κίνηση των προσθετικών ποδιών και των προσθετικών άκρων θα παράγουν ενέργεια απευθείας από τα PZT και MFC πιεζοηλεκτρικά. Η ολοκληρωμένη γέφυρα ανόρθωσης χαμηλής απώλειας και πλήρους κύματος, με έναν buck μετατροπέα(είναι ένας μετατροπέας που μειώνει την τάση και αυξάνει το ρεύμα) υψηλής απόδοσης σχεδιάστηκε για να συνδέεται απευθείας σε PTZ και MFC πιεζοηλεκτρικά.



Εικόνα 3.14.3. Κυκλωματικό διάγραμμα PZT συγκομιδής ενέργειας.

(K. Pechrach et al., Bernstein Center for Computational Neuroscience, Göttingen, 2011)

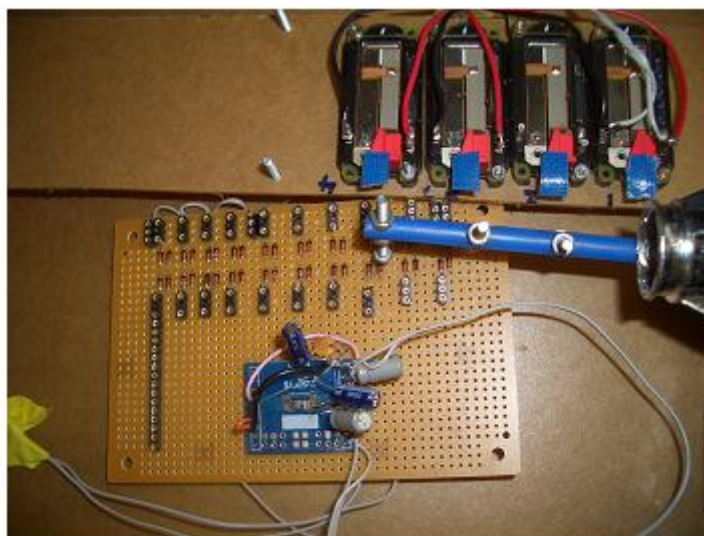


Εικόνα 3.14.3.1. Κυκλωματικό διάγραμμα MFC συγκομιδής ενέργειας.

(K. Pechrach et al., Bernstein Center for Computational Neuroscience, Göttingen, 2011)

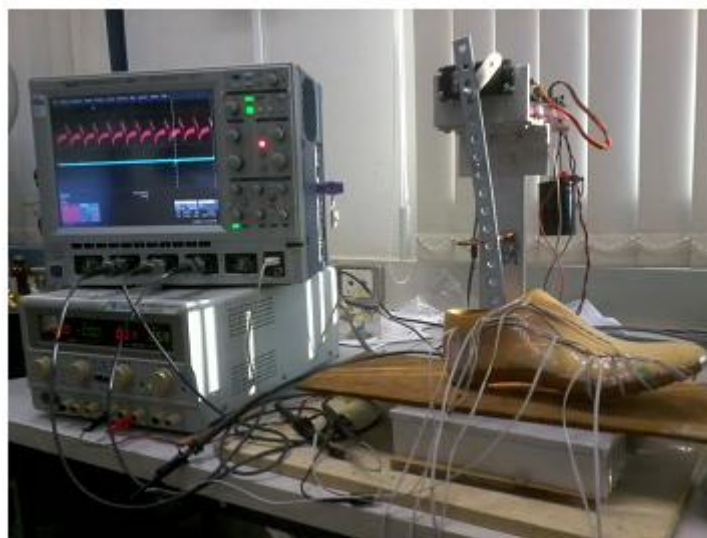
### Πειραματικές μέθοδοι

Η Εικόνα 3.14.4 δείχνει τις λεπτομέρειες του πειραματικού εξοπλισμού, όπου χρησιμοποιήθηκαν 4 σειρές PZT πιεζοηλεκτρικού για τη συγκομιδή ενέργειας στα ανώτερα προσθετικά πόδια. Η πλατφόρμα που χρησιμοποιείται για να κρατήσει ένα προσθετικό πόδι φαίνεται στην Εικόνα 3.14.4.1. Αυτό μπορεί να κινηθεί αμφότερα στην οριζόντια και κάθετη κατεύθυνση. Η γωνία του προσθετικού ποδιού είναι σε θέση να δημιουργήσει την μετακίνηση από 0 έως 135 μοίρες. Υπάρχουν 6 σειρές MFC πιεζοηλεκτρικών που εγκαταστάθηκαν κάτω από το προσθετικό πόδι. Αυτό θα χρησιμοποιείτο για τη συγκομιδή ενέργειας έξω από τα χαμηλότερα προσθετικά πόδια. Η πρώτη θέση του πιεζοηλεκτρικού ήταν στο πέλμα του ποδιού, όπως φαίνεται στην Εικόνα 3.14.4.2.



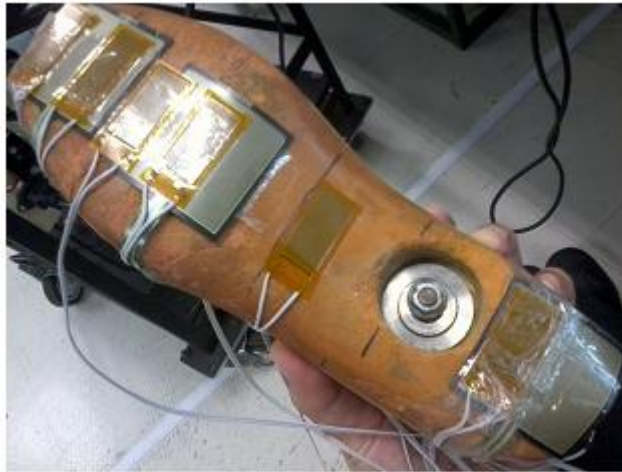
Εικόνα 3.14.4. Ρύθμιση PZT πιεζοηλεκτρικού.

(K. Pechrach et al., Bernstein Center for Computational Neuroscience, Göttingen, 2011)



Εικόνα 3.14.4.1. Πειραματικός εξοπλισμός.

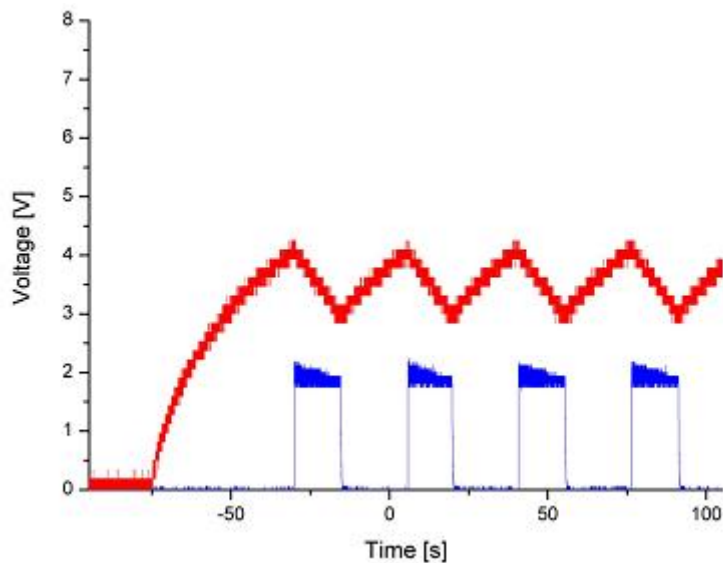
(K. Pechrach et al., Bernstein Center for Computational Neuroscience, Göttingen, 2011)



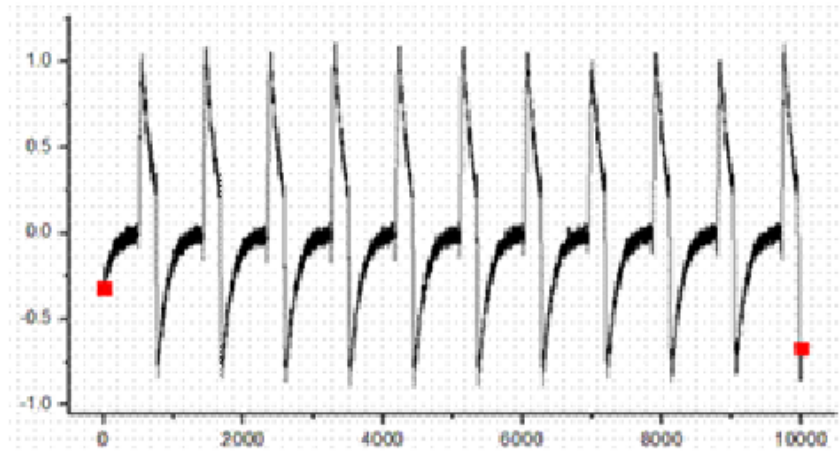
Εικόνα 3.14.4.2. Εγκατάσταση του MFC στο προσθετικό πόδι.  
(K. Pechrach et al., Bernstein Center for Computational Neuroscience, Göttingen, 2011)

#### Αποτελέσματα

Από τα πειραματικά αποτελέσματα, από την ενεργειακή PZT συγκομιδή, όπως φαίνονται στην Εικόνα 3.14.5, η τάση κορυφής στον πυκνωτή είναι περίπου 4V και το ρεύμα είναι περίπου 2A. Η μέγιστη ισχύς είναι περίπου 88.8  $\mu$ W. Η Εικόνα 3.14.5.1 δείχνει την τυπική κυματομορφή της MFC πιεζοηλεκτρικής συγκομιδής ενέργειας που εγκαθίσταται κάτω από το προσθετικό πόδι. Η μέγιστη τάση είναι περίπου 1V, όταν το πέλμα του ποδιού φθάνει στο έδαφος.



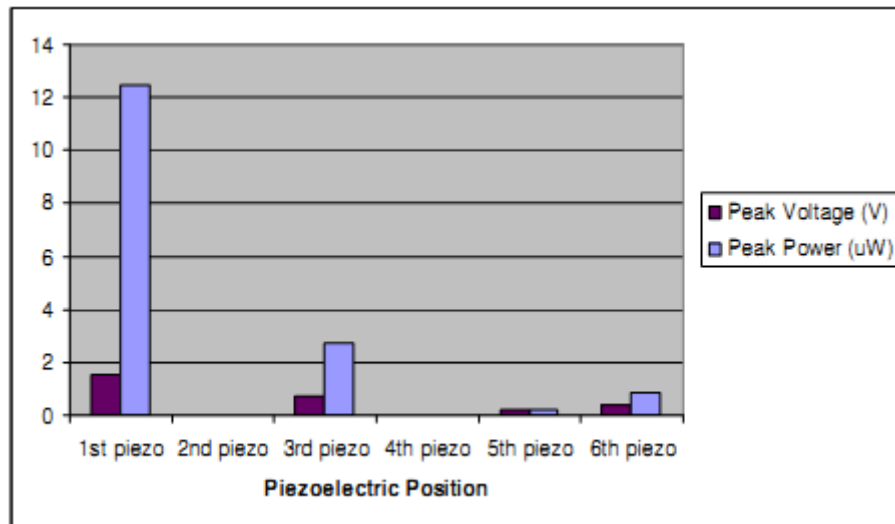
Εικόνα 3.14.5. Η τάση και το ρεύμα του PZT.  
(K. Pechrach et al., Bernstein Center for Computational Neuroscience, Göttingen, 2011)



Εικόνα 3.14.5.1. Τυπική κυματομορφή του MFC.

(K. Pechrach et al., Bernstein Center for Computational Neuroscience, Göttingen, 2011)

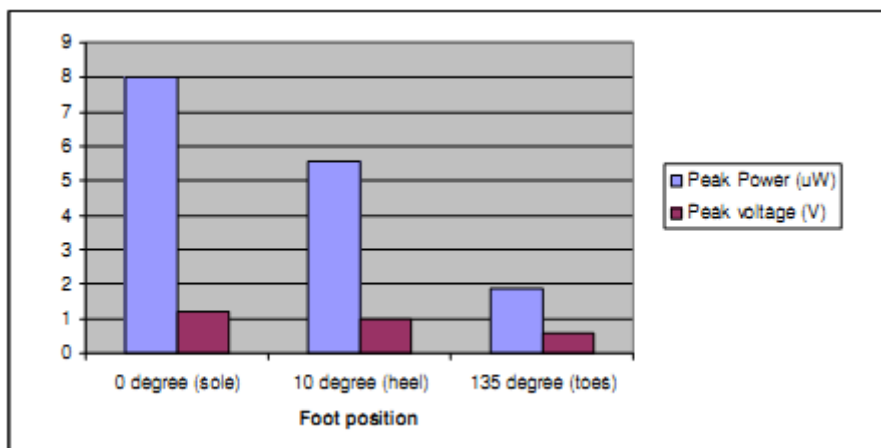
Το μέγιστο της τάσης κορυφής, όπως φαίνεται στην Εικόνα 3.14.5.2, είναι περίπου 1.8V και η μέγιστη ισχύς είναι περίπου 12.5  $\mu$ W, στην πρώτη θέση του πιεζοηλεκτρικού MFC.



Εικόνα 3.14.5.2. Μέγιστη τάση και μέγιστη ισχύς σε 6 MFC θέσεις.

(K. Pechrach et al., Bernstein Center for Computational Neuroscience, Göttingen, 2011)

Η παρακάτω Εικόνα 3.14.5.3 παρουσιάζει την υψηλότερη ενεργειακή συγκομιδή όταν το πέλμα του ποδιού φθάνει στο έδαφος, όπου το μέγιστο της τάσης κορυφής είναι περίπου 1.2 Volts και το μέγιστο από την ισχύ κορυφής είναι περίπου 8  $\mu$ W.



Εικόνα 3.14.5.3. Μέγιστη τάση και μέγιστη ισχύς στις θέσεις του προσθετικού ποδιού. (K. Pechrach et al., Bernstein Center for Computational Neuroscience, Göttingen, 2011)

Σε αυτή τη μελέτη, η συγκομιδή ενέργειας της μέγιστης ισχύος και της τάσης κορυφής που παράγεται από τα PZT πιεζοηλεκτρικά, είναι πολύ υψηλότερη σε σχέση με τα MFC πιεζοηλεκτρικά. Αυτό δείχνει ότι το άνω πόδι θα μπορούσε να παράγει περισσότερη ενέργεια από το κάτω πόδι, σε ένα προσθετικό πόδι. Οι βαθμοί της βάδισης έχουν επίσης επιπτώσεις στην ισχύ εξόδου. Επιπλέον, η θέση του προσθετικού ποδιού παράγει την περισσότερη ενέργεια όταν το πέλμα του ποδιού φθάνει στο έδαφος. Ωστόσο, είναι αναγκαία περισσότερη μελέτη και πειράματα στην αντίσταση του φορτίου και του πιεζοηλεκτρικού τύπου και σχήματος, προκειμένου να συλλέγεται περισσότερη ενέργεια από τα προσθετικά πόδια.

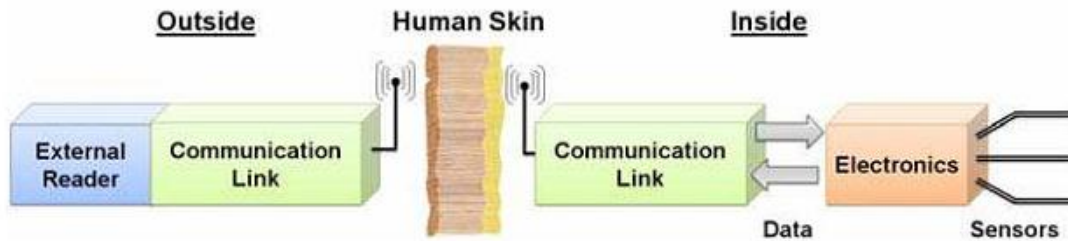
- Αφού παρουσιάστηκαν αναλυτικά οι μέθοδοι συγκομιδής ενέργειας από το ανθρώπινο σώμα για την τροφοδότηση συγκεκριμένων ιατρικών εφαρμογών, τις οποίες περιγράψαμε στις παραπάνω ενότητες, στο σημείο αυτό θα πρέπει να εξετάσουμε και τον τρόπο με τον οποίο θα επιτευχθεί η επικοινωνία αυτών των εφαρμογών, αλλά και τη διαδικασία δικτύωσης της περιοχής του σώματος. Στην παρακάτω τελευταία ενότητα του 3<sup>ου</sup> κεφαλαίου θα αναπτυχθεί το βασικό σύστημα επικοινωνίας των ιατρικών εφαρμογών, θα παρουσιαστεί ο τρόπος δίκτυωσης της περιοχής του σώματος και θα εξεταστεί η τοπολογία του δικτύου που πρέπει να υιοθετηθεί, ώστε να επιτευχθεί η βέλτιστη λύση.

### 3.14. Επικοινωνία των ιατρικών εφαρμογών και δίκτύωση της περιοχής του σώματος

Βασικά, δύο κύριες τοπολογίες μπορούν να μελετηθούν, ενσύρματης ή ασύρματης επικοινωνίας. Όσο οι ασύρματες αρχιτεκτονικές γίνονται όλο και πιο δημοφιλείς για τις εν λόγω συσκευές, θα επικεντρωθούμε σε αυτές με περισσότερες λεπτομέρειες. Είναι γνωστό, ότι η ασύρματη επικοινωνία συνίσταται στα δεδομένα μετάδοσης (πληροφορίες) σε μια σύντομη (μερικά εκατοστά ή μέτρα) ή μεγάλη απόσταση (χιλιόμετρα ή περισσότερο) δίχως τη χρήση συρμάτων ή ηλεκτρικών αγωγών. Σε μια μικροσκοπική συσκευή, η διαδικασία της ασύρματης μετάδοσης πληροφοριών θα μπορούσε να αποτελέσει ένα σημαντικό τμήμα της κατανάλωσης ηλεκτρικής ενέργειας, γι' αυτό καθίσταται αναγκαίο να ελαχιστοποιηθούν τα απαιτούμενα επίπεδα ισχύος, με έναν ακριβή σχεδιασμό των κεραιών και των συναφών κυκλωμάτων.

Το βασικό σύστημα επικοινωνίας χρησιμοποιεί μία κεραία (και τα συναφή κυκλώματα και διαμορφώσεις της) για να λαμβάνει και να μεταδίδει τα δεδομένα (Εικόνα 3.15). Αυτή είναι

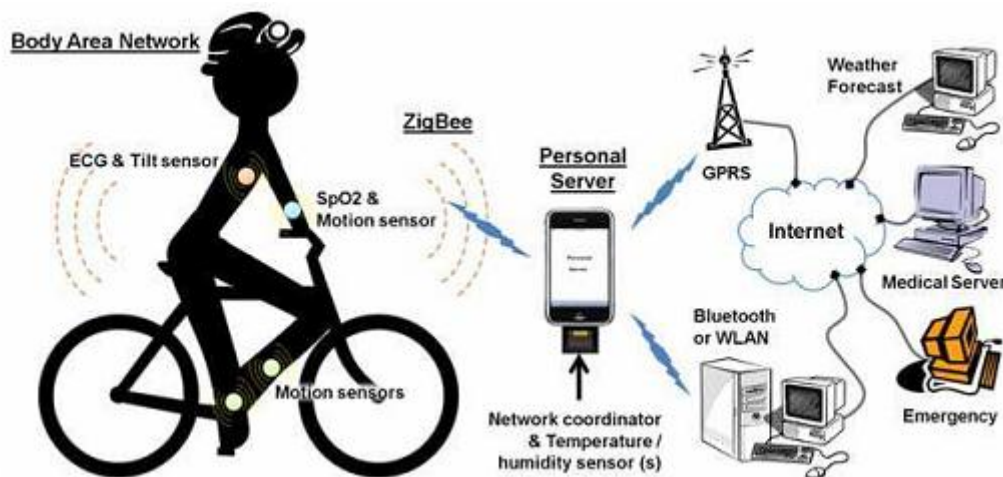
συντονισμένη στην επιθυμητή συχνότητα λειτουργίας, συνήθως ένα από τα πρότυπα της ISM (Βιομηχανικές, Επιστημονικές και Ιατρικές ραδιοσυχνότητες) ζώνης για ασύρματα δίκτυα αισθητήρων, όπως, Bluetooth ή ZigBee για επικοινωνίες μικρής εμβέλειας, ή GPRS ή WLAN για μεγάλες αποστάσεις. Είναι επίσης διαθέσιμοι μερικοί πομποδέκτες χαμηλής ισχύος από όλες τις μεγάλες εταιρείες, όπως η Microchip ή η Texas Instruments.



Εικόνα 3.15. Βασικό σύστημα επικοινωνίας. (Jordi Colomer-Farrarons and Pere Miribel-Català, Department of Electronics, Bioelectronics and Nanobioengineering Research Group, University of Barcelona, 2011)

Επιπλέον, οι επικοινωνίες μαγνητικής επαγωγής που βασίζονται στην επαγωγική σύζευξη δύο πηνίων μπορούν να χρησιμοποιηθούν για τη μετάδοση δεδομένων δύο κατευθύνσεων, όπως για παράδειγμα στην οπισθοσκέδαση, με κάποια εμφυτευμένη συσκευή, στη συχνότητα λειτουργίας 1M σε εύρος 15MHz. Μία κεραία βρίσκεται κάτω από το δέρμα, ενώ η άλλη είναι στην εξωτερική πλευρά, δημιουργώντας έναν επαγωγικό σύνδεσμο που χρησιμοποιείται για τις επικοινωνίες και την τροφοδοσία.

Ο συνδυασμός των προαναφερθέντων προτύπων επιτρέπει την ανάπτυξη κατακεντρωμένων δικτύων αισθητήρων αλλά και ασύρματων δικτύων στην περιοχή του σώματος (WBAN). Ένα παράδειγμα WBAN παρουσιάζεται στην Εικόνα 3.15.1. Εκεί όπως παρατηρούμε, διάφοροι αισθητήρες κατανέμονται γύρω από το ανθρώπινο σώμα και χρησιμοποιούν διαφορετικό τύπο πρωτοκόλλων για την επικοινωνία με την κεντρική μονάδα ελέγχου ή τον προσωπικό server. Στη συνέχεια, αυτή η ενότητα κεντρικής μονάδας ελέγχου συλλέγει τα δεδομένα που προέρχονται από όλους τους αισθητήρες και τα μεταδίδει σε άλλους χρήστες.

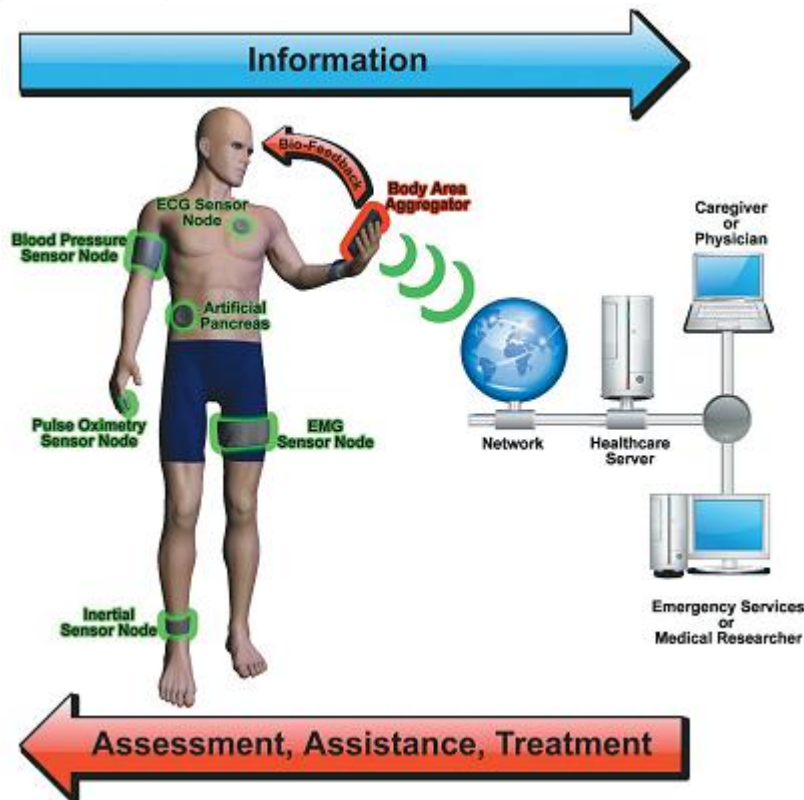


Εικόνα 3.15.1. Παράδειγμα ενός κατακεντρωμένου δικτύου αισθητήρων και Ασύρματα Δίκτυα στην Περιοχή του Σώματος(WBAN). (Jordi Colomer-Farrarons and Pere Miribel-Català, Department of Electronics, Bioelectronics and Nanobioengineering Research Group, University of Barcelona, 2011)



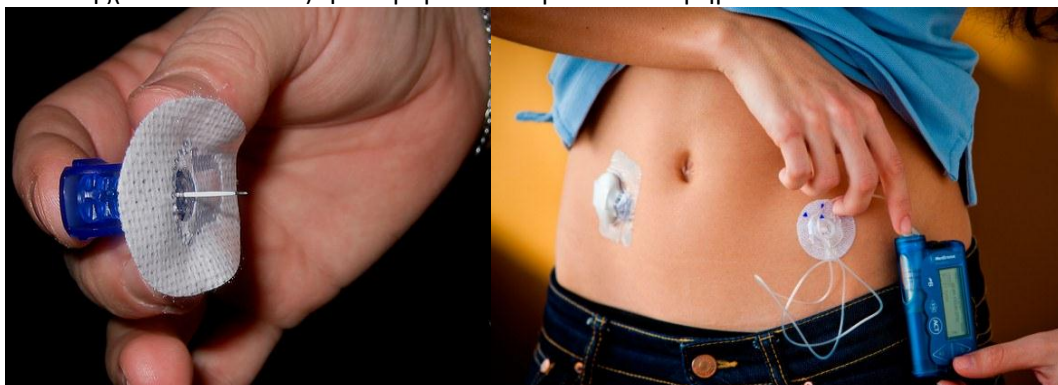
### 3.14.1. Δικτύωση της περιοχής του σώματος

Όπως φαίνεται και στην Εικόνα 3.15.2, οι κόμβοι του δικτύου αισθητήρων στην περιοχή του σώματος δημιουργούν μια διεπαφή με τον άνθρωπο, τυπικά ενθουλακώνοντας μια πηγή ενέργειας, έναν ή περισσότερους αισθητήρες, έναν επεξεργαστή μικτού σήματος και έναν πομποδέκτη επικοινωνίας.



Εικόνα 3.15.2. Ένα δίκτυο αισθητήρων στην περιοχή του σώματος και το περιβάλλον του. Αυτό το δίκτυο μπορεί να αλληλεπιδράσει με τα υπάρχοντα συστήματα, όπως είναι τα δίκτυα σε νοσοκομεία. (Jordi Colomer-Farrarons and Pere Miribel-Català, Department of Electronics, Bioelectronics and Nanobioengineering Research Group, University of Barcelona, 2011)

Ορισμένοι κόμβοι υποστηρίζουν επίσης την αποθήκευση δεδομένων ή τον έλεγχο ανατροφοδότησης ενεργοποιητών που βασίζονται στο σώμα, όπως μία αντλία ινσουλίνης (Εικόνα 3.15.2.1) ή ένα ρομποτικό προσθετικό τμήμα.



Εικόνα 3.15.2.1. Παράδειγμα μια αντλίας ινσουλίνης.

Η δικτύωση μεταξύ των ιατρικών συσκευών, πάνω και γύρω από το σώμα θέτει μοναδικές προκλήσεις για την κατανομή των πόρων, τους αισθητήρες, την ιεραρχική συνεργασία, την ποιότητα των υπηρεσιών (QoS), τη συνύπαρξη και την ιδιωτικότητα. Από τη μία πλευρά, οι

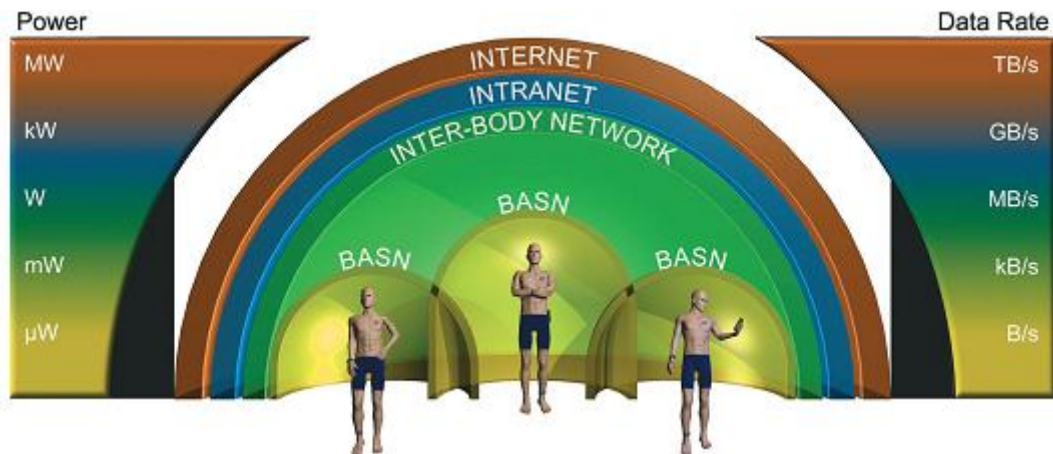
μινιμαλιστικές τεχνικές δικτύωσης αυξάνουν την απόδοση του συστήματος και μειώνουν την παρεμπόδιση. Από την άλλη, θυσιάζοντας την ποιότητα των υπηρεσιών ή την ιδιωτικότητα δεν είναι αποδεκτό για ευαίσθητες ή κρίσιμες για τη ζωή ιατρικές εφαρμογές. Τα δίκτυα αισθητήρων στην περιοχή του σώματος εισαγάγουν ένα ευρύ φάσμα σεναρίων εφαρμογής, ακόμη όμως δεν είναι σίγουρο εάν μια ενοποιημένη λύση δικτύου είναι προτιμότερη από πρωτόκολλα και τοπολογίες συγκεκριμένης εφαρμογής.

Σε αντίθεση με τα συμβατικά ασύρματα δίκτυα αισθητήρων, τα δίκτυα αισθητήρων στην περιοχή του σώματος είναι γενικά μικρότερα, από την άποψη ότι αποτελούνται από λιγότερους κόμβους, έχουν λιγότερο καλυπτόμενη επιφάνεια, ενώ έχουν και λιγότερες ευκαιρίες για πλεονασμό. Η επεκτασιμότητα μπορεί να οδηγήσει σε ανεπάρκειες κατά την εργασία με τους δύο έως 10 κόμβους σε ένα τυπικό τέτοιο δίκτυο αισθητήρων. Προσθέτοντας τον αισθητήρα και μια διαδρομή πλεονασμού στον κόμβο διεύθυνσης, η αποτυχία και η συμφόρηση του δικτύου δεν μπορεί να είναι μια βιώσιμη στρατηγική για το δίκτυο αισθητήρων που αποσκοπεί στην ελαχιστοποίηση του παράγοντα μορφοποίησης και της χρήσης των πόρων. Κατά συνέπεια, θα πρέπει να δοθεί έμφαση στην παραγωγή έξυπνης ποιότητας υπηρεσιών για τους κόμβους.

Τα δίκτυα πάνω ή μέσα στο σώμα(εμφυτεύσιμα) παρουσιάζουν ετερογένεια λόγω των περιορισμών και των απαιτήσεων τοποθέτησης του αισθητήρα. Οι απαιτήσεις για αντοχή μπορεί να διαφέρουν δραστικά σε όλες τις εφαρμογές. Ορισμένοι ζητούν πολλαπλά ενσύρματα δίκτυα σε ένα ενιαίο ένδυμα, ενώ άλλοι απαιτούν πολλαπλές συσκευές ασύρματα δικτυωμένες και συνδεδεμένες με ασφάλεια σε διάφορα σημεία του σώματος. Ακόμη, άλλοι ζητούν εξαιρετικά μικροσκοπικές, βιοσυμβατές εμφυτευμένες συσκευές με λιγότερο συχνή επικοινωνία με τον έξωτερικό κόσμο.

Τα δίκτυα αισθητήρων έχουν επίσης μια σαφώς ιεραρχική φύση. Λαμβάνουν συνεχώς μεγάλες ποσότητες δεδομένων, τις οποίες οι μικροεπεξεργαστές πρέπει να επεξεργαστούν για να εξαγάγουν τις πληροφορίες. Η επεξεργασία των δεδομένων θα πρέπει να είναι ιεραρχική, ώστε να εκμεταλλευτεί η ασυμμετρία των πόρων, να διατηρηθεί η αποτελεσματικότητα του συστήματος και να εξασφαλιστεί ότι τα δεδομένα είναι διαθέσιμα όταν χρειάζεται.

Το Σχήμα 3.15.2.2 δείχνει τα επίπεδα και τις αντίστοιχες απαιτήσεις τους για την επεξεργασία των δεδομένων, την αρχειοθέτηση και τη διαχείριση. Κατά τη διάρκεια της σύντηξης δεδομένων, τα συστήματα μπορούν να ανιχνεύσουν ή να αντιδράσουν σε αξιοσημείωτα περιστατικά από δυναμικά δεδομένα, ρητά ερωτήματα και ούτω καθεξής. Ειδικές αντιδράσεις μπορεί να περιλαμβάνουν τη συλλογή δεδομένων σε μεγαλύτερη πιστότητα για μια πιο προσεκτική εξέταση, τη διαβίβαση των γεγονότων σε υψηλότερα επίπεδα, ή ακόμη και την άμεση απάντηση.



Εικόνα 3.15.2.2. Ιεραρχία των δικτύων και των πόρων. Η επεξεργασία των δεδομένων αρχίζει με προσωπικό δίκτυο αισθητήρων στην περιοχή του σώματος και εξελίσσεται μέσω της επικοινωνίας με τις υπάρχουσες ασύρματες τεχνολογίες διαμέσου του Διαδικτύου. Επειδή η κατανάλωση ενέργειας και το ποσοστό των δεδομένων αυξάνει με κάθε επίπεδο επεξεργασίας, το υλικό και το λογισμικό θα πρέπει να είναι διαλειτουργικά με πολλαπλά επίπεδα της υποδομής για την ανταλλαγή πληροφοριών. (Jordi Colomer-Farrarons and Pere Miribel-Català, Department of Electronics, Bioelectronics and Nanobioengineering Research Group, University of Barcelona, 2011)

Εκτός από τα εγγενή χαρακτηριστικά ενός δικτύου αισθητήρων στην περιοχή του σώματος, οι σχεδιαστές θα πρέπει να εξετάσουν και τον επιθυμητό προορισμό των πληροφοριών. Τα αυτόνομα δίκτυα στο σώμα δρομολογούν δεδομένα για αποθήκευση ή για επεξεργασία σε μια άλλη θέση πάνω ή μέσα στο σώμα. Άλλα δίκτυα μεταφέρουν δεδομένα από το σώμα μέσω μιας πύλης σε άλλα δίκτυα του περιβάλλοντος. Ένα παράδειγμα ενσωμάτωσης με υπάρχουσες ασύρματες τεχνολογίες είναι μια μονάδα υποβοηθούμενης διαβίωσης, στην οποία κάθε δίκτυο αισθητήρων στο σώμα ενός κατοίκου επικοινωνεί ασύρματα με ένα ιατρικό δίκτυο. Όλα τα δίκτυα δε, θα πρέπει να διατηρούν επαρκή ποιότητα υπηρεσιών μέσω της συνεργασίας, για την μείωση των παρεμβολών στο δίκτυο και τη διαβίβαση σχετικών πληροφοριών για την περαιτέρω επεξεργασία και παρουσίασή τους. Τα προαναφερθέντα δίκτυα θα πρέπει επίσης να κρυπτογραφούν πληροφορίες προκειμένου να εξασφαλίζεται ότι μόνο αξιόπιστα ενδιαφερόμενα μέλη θα έχουν πρόσβαση σε αυτές, όπως οι γιατροί ή νοσηλευτές,.

#### Ιεραρχική Ομαδοποίηση

Η επεξεργασία των δεδομένων στον κόμβο αισθητήρα αποκαλύπτει πληροφορίες για την τοποθεσία του αισθητήρα. Οι πληροφορίες, ωστόσο, μπορεί επίσης να προέρχονται από τις σχέσεις μεταξύ των δεδομένων που συλλέγονται σε πολλαπλούς αισθητήρες με την πάροδο του χρόνου. Ο ομαδοποιητής στην περιοχή του σώματος έχει το σημαντικό ρόλο του συνδυασμού δεδομένων από πολλαπλούς αισθητήρες στο σώμα.

Ο ομαδοποιητής συνήθως διαθέτει μια πλουσιότερη συλλογή πόρων και μια μεγαλύτερη ενεργειακή χωρητικότητα από τους κόμβους του δικτύου αισθητήρων. Εκτός από το ρόλο του ως κέντρο συγχώνευσης των δεδομένων, δημιουργεί μια γέφυρα μεταξύ των κόμβων και των υποδομών υψηλότερου επιπέδου. Μπορεί επίσης να προσφέρει διεπαφή χρήστη και μπορεί να έχει τις δικές του δυνατότες ανίχνευσης. Η σύγκλιση των ασύρματων τεχνολογιών, όπως το Bluetooth, το IEEE 802.11, ή οι ιδιαίτερα ικανοί ενσωματωμένοι μικροεπεξεργαστές, όπως οι ARM 11 και OMAP, καθιστούν ελκυστικούς τους προσωπικούς ψηφιακούς βοηθούς, για την ομαδοποίηση στην περιοχή του σώματος.

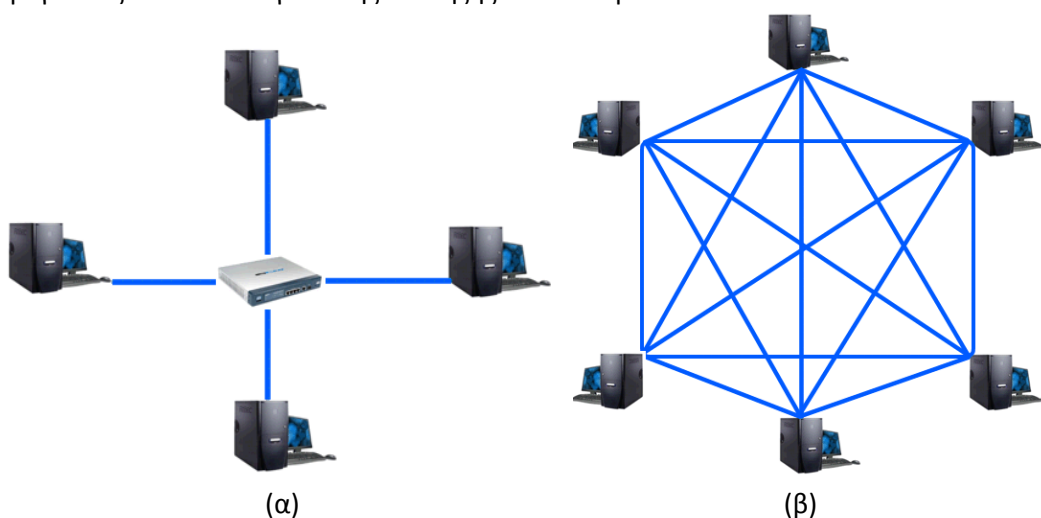
Στον ομαδοποιητή του σώματος, η επεξεργασία των δεδομένων πρέπει να αποκαλύπτει τις σχέσεις μεταξύ των αισθητήρων ενός οργανισμού. Με προοδευτικά πλουσιότερους

πόρους, πιο εξελιγμένα και ειδικά συστήματα εξόρυξης δεδομένων, θα καθίστατο δυνατό να αποκαλυφθούν πληροφορίες σχετικά με τους μικρούς και μεγάλους πληθυσμούς. Κάθε διαδοχικό ιεραρχικό επίπεδο πρέπει να συγκεντρώνει περισσότερα δεδομένα υποστηρίζοντας υψηλότερες ταχύτητες μετάδοσης δεδομένων και αρχειοθετώντας περισσότερες πληροφορίες.

Κατά συνέπεια, το υλικό και το λογισμικό θα πρέπει να είναι διαλειτουργικά με πολλαπλά επίπεδα της υποδομής για την ανταλλαγή πληροφοριών. Επιπλέον, οι πληροφορίες που προκύπτουν σε κάθε επίπεδο, θα παρέχουν ανατροφοδότηση και θα ενημερώνουν τους αλγορίθμους με δυνατότητα ανίχνευσης, το συντονισμό των αισθητήρων, την τοποθέτηση και το σχεδιασμό.

### Τοπολογία δικτύου

Οι υβριδικές τοπολογίες αστέρα και πλέγματος, παραδείγματα των οποίων φαίνονται στις παρακάτω εικόνες, είναι αρκετά υποσχόμενες για την κάλυψη των απαιτήσεων αντοχής, του μεγέθους και των αναγκών της σύντηξης των δεδομένων.



Εικόνα 3.15.2.3. (α) Τοπολογία αστέρα και (β) τοπολογία πλέγματος.

Οι δύο παραπάνω τοπολογίες εκμεταλλεύονται την ασυμμετρία των πόρων και την ιεραρχική φύση των δικτύων αισθητήρων στο σώμα. Σε ένα δίκτυο αστέρα, όλοι οι περιφερειακοί κόμβοι συνδέονται με το συσσωρευτή του σώματος, το οποίο έχει ως αποτέλεσμα την υψηλή απόδοση των δεδομένων αλλά και μια απλοποιημένη δρομολόγηση. Έχοντας όμως έναν κεντρικό συντονιστή, σημαίνει επίσης ότι θα έχουμε και ένα μοναδικό σημείο αποτυχίας. Για την αντιμετώπιση αυτής της αδυναμίας, μια υβριδική τοπολογία αστέρα-πλέγματος επεκτείνει την παραδοσιακή προσέγγιση αστέρα και δημιουργεί μια δικτύωση πλέγματος μεταξύ των κεντρικών συντονιστών σε πολλαπλά δίκτυα αστέρα. Η αποτυχία ενός μόνο συντονιστή μπορεί να προκαλέσει την αναδιοργάνωση των κόμβων και των συντονιστών με την ελάχιστη δυνατή διακοπή υπηρεσίας. Οι υβριδικές λοιπόν τοπολογίες αστέρα-πλέγματος θα μπορούσαν επίσης να συνδέσουν τους ομαδοποιητές και τα δίκτυα με γέφυρα, από την περιοχή του σώματος σε μια ευρύτερη περιοχή.

## **Κεφάλαιο 4**

### **Ανάπτυξη εφαρμογής πιεζοηλεκτρικού γαντιού για συγκομιδή ενέργειας**

## Κεφάλαιο 4. Ανάπτυξη εφαρμογής πιεζοηλεκτρικού γαντιού για συγκομιδή ενέργειας

Στο κεφάλαιο αυτό θα αναλύσουμε το πρακτικό τμήμα της παρούσας διπλωματικής εργασίας. Πιο συγκεκριμένα, θα αναπτυχθεί και θα παρουσιαστεί μια εφαρμογή πιεζοηλεκτρικού γαντιού, στόχος του οποίου είναι να παράγει ηλεκτρική ενέργεια από τη δύναμη των δαχτύλων του χεριού, όπως περιγράφεται και από το πιεζοηλεκτρικό φαινόμενο, χρησιμοποιώντας ως κύριο υλικό πιεζοηλεκτρικούς κρυστάλλους. Στις παρακάτω ενότητες, θα περιγραφεί η πειραματική διαδικασία κατασκευής της πιεζοηλεκτρικής εφαρμογής, θα παρουσιαστούν αναλυτικά τα υλικά που χρησιμοποιήθηκαν για την υλοποίησή της αλλά και το ολοκληρωμένο κύκλωμα για την παραγωγή και την αποθήκευση της ενέργειας. Θα παρατεθούν επίσης δύο σενάρια λειτουργίας της εφαρμογής του γαντιού, κατά την πληκτρολόγηση σε έναν φορητό υπολογιστή και την αφή σε ένα tablet, χρησιμοποιώντας για ορισμένη χρονική διάρκεια το πιεζοηλεκτρικό γάντι. Θα υπολογιστεί δε η δυνατότητα παραγωγής ηλεκτρικής ενέργειας από την εφαρμογή, συγκρίνοντας παράλληλα τα αριθμητικά αποτελέσματα με άλλες παρόμοιες ηλεκτρονικές συσκευές, αλλά και με ήδη υπάρχουσες επιστημονικές μελέτες.

### 4.1. Στόχος της εφαρμογής

Όπως αναφέρθηκε και προηγουμένως, ο βασικός στόχος της παρακάτω εφαρμογής είναι η αξιοποίηση του ανθρώπινου σώματος ως πηγή ενέργειας και συγκεκριμένα των δαχτύλων του χεριού, για την παραγωγή και αποθήκευση ηλεκτρικής ενέργειας, η οποία θα μπορούσε σε μεταγενέστερο στάδιο με βελτιώσεις στα υλικά κατασκευής και τον τρόπο υλοποίησης να χρησιμοποιηθεί για την τροφοδότηση μιας ιατρικής εφαρμογής, που είναι και το θέμα της παρούσας διπλωματικής εργασίας.

### 4.2. Πειραματική διαδικασία

Για την κατασκευή της παρούσας εφαρμογής γαντιού, ως βασικό υλικό χρησιμοποιούνται πέντε **πιεζοηλεκτρικοί κρύσταλλοι** (Εικόνα 4), καθένας από τους οποίους θα προσαρμοστεί σε ένα δάχτυλο του χεριού. Κάθε ένας από τους πιεζοηλεκτρικούς κρυστάλλους, που επιλέχθηκε, έχει διάμετρο 2cm.



Εικόνα 4. Πιεζοηλεκτρικοί κρύσταλλοι

Οι κρύσταλλοι αυτοί έχουν την εξής ιδιότητα:

Με την εφαρμογή δυνάμεων (στην εφαρμογή μας η δύναμη ασκείται από τα δάχτυλα του χεριού) πάνω τους παράγουν ηλεκτρική ενέργεια. Το φαινόμενο αυτό της μετατροπής της μηχανικής ενέργειας σε ηλεκτρική, από έναν κρύσταλλο, ονομάζεται πιεζοηλεκτρικό φαινόμενο, όπως παρουσιάστηκε και στην ενότητα 2.2. του 2<sup>ου</sup> κεφαλαίου.

Στο σημείο αυτό, θα πρέπει να τονίσουμε ότι ο πιεζοηλεκτρικός κρύσταλλος θεωρείται ως μια εναλασσόμενη πηγή τάσης. Χρησιμοποιώντας λοιπόν το ψηφιακό πολύμετρο πραγματοποιήθηκαν κάποιες αρχικές μετρήσεις για κάθε έναν από τους πέντε

πιεζοηλεκτρικούς κρυστάλλους(έναν κρύσταλλο για κάθε δάχτυλο), από τις οποίες παρατηρήθηκε ότι κάθε κρύσταλλος αποδίδει κατά προσέγγιση τάση 1.2V, ενώ ασκώντας τη μέγιστη δύναμη στα δάχτυλα έχουμε τάση έως 1.8V.

Αφού μετρήθηκε η τάση που αποδίδεται από τους κρυστάλλους, το επόμενο βήμα είναι να καθοριστεί ο τρόπος συνδεσμολογίας τους. Ως βέλτιστη λύση επιλέχθηκε η παράλληλη σύνδεση των πιεζοηλεκτρικών κρυστάλλων. Αυτό, διότι σε περίπτωση που παρουσιαστεί πρόβλημα σε έναν από τους κρυστάλλους η εφαρμογή θα συνεχίσει να λειτουργεί χρησιμοποιώντας τους υπόλοιπους κρυστάλλους, ενώ σε αντίθετη περίπτωση, βλάβη σε έναν από τους κρυστάλλους θα προκαλέσει πρόβλημα και στους εναπομείναντες κρυστάλλους αλλά και σε ολόκληρη την εφαρμογή.

Επιπρόσθετα, με βάση την ηλεκτρονική θεωρία, τοποθετώντας τους πέντε κρυστάλλους σε σειρά θα παίρναμε τάση περίπου 6V, με αποτέλεσμα να καθίστατο αναγκαία η χρήση μεγάλης μπαταρίας, σε επόμενο στάδιο, το οποίο συνεπάγεται μεγαλύτερο όγκο στην εφαρμογή. Συνδέοντας τους κρυστάλλους παράλληλα θα έχουμε διαφορά δυναμικού 1.2V, οπότε μπορούμε στη συνέχεια να χρησιμοποιήσουμε μια μικρότερη μπαταρία λιγότερων βόλτ. Θα πρέπει βέβαια να επισημάνουμε ότι η σύνδεση των κρυστάλλων σε σειρά συνεπάγεται μείωση του χρόνου φόρτισης της μπαταρίας, που θα χρησιμοποιήσουμε στη συνέχεια.

Στο δεύτερο στάδιο της πειραματικής διαδικασίας, θα πρέπει να επιλέξουμε τα υπόλοιπα κυκλωματικά στοιχεία της εφαρμογής μας. Ας θυμηθούμε αρχικά ότι ένας πιεζοηλεκτρικός κρύσταλλος θεωρείται μια εναλασσόμενη πηγή τάσης. Αυτό σημαίνει ότι θα πρέπει να χρησιμοποιήσουμε μια γέφυρα ανόρθωσης για τη μετατροπή της AC(εναλασσόμενης) τάσης σε DC(συνεχή). Επιλέχθηκε λοιπόν, μια [γέφυρα ανόρθωσης DB105](#).



Εικόνα 4.1. Παράδειγμα γέφυρας ανόρθωσης.

Το τρίτο στάδιο της πειραματικής διαδικασίας περιλαμβάνει την αποθήκευση της παραχθείσας από τους κρυστάλλους ενέργειας. Όπως γίνεται εύκολα κατανοητό, στο κύκλωμα της εφαρμογής θα πρέπει να χρησιμοποιηθεί και ένας πυκνωτής. Από τη θεωρία των ηλεκτρονικών κυκλωμάτων, γνωρίζουμε ότι ένας πυκνωτής αποτελεί ένα ηλεκτρικό στοιχείο κυκλώματος που έχει την ικανότητα να αποθηκεύει ηλεκτρική ενέργεια υπό την μορφή φορτίων (φόρτιση πυκνωτή) και στην συνέχεια να την ελευθερώνει (αποφόρτιση).

Ο πυκνωτής λοιπόν, αποθηκεύει το φορτίο που παράγεται από την πηγή τάσης V. Για τη συγκεκριμένη περίπτωση επιλέχθηκε ένας [πυκνωτής Lelon 220μF 6.3V](#).



Εικόνα 4.2. Παράδειγμα πυκνωτή.

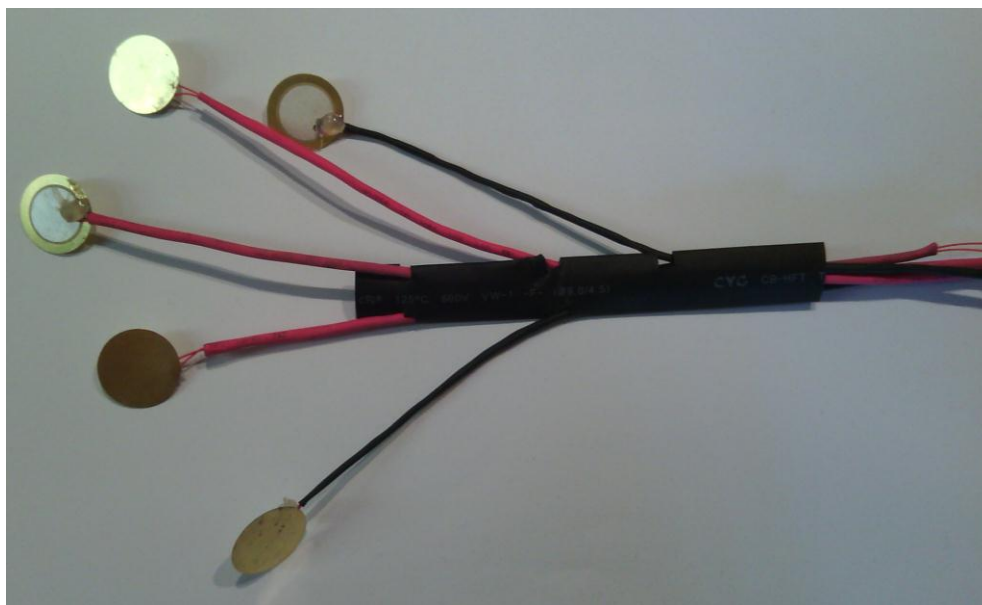
Στο σημείο αυτό, θα πρέπει να τονίσουμε ότι δεν αρκεί η χρήση ενός πυκνωτή για την αποθήκευση της ενέργειας που θα παραχθεί από τους πιεζοηλεκτρικούς κρυστάλλους. Αυτό, διότι όπως γίνεται κατανοητό και από την παραπάνω θεωρία, ο πυκνωτής θα αποθηκεύσει την παραχθείσα ηλεκτρική ενέργεια, αλλά προσωρινά και όχι μόνιμα. Καθίσταται λοιπόν απαραίτητη η χρησιμοποίηση μιας μπαταρίας, ώστε η ενέργεια που παράγεται από τους κρυστάλλους να αποθηκεύεται σε αυτήν. Επιλέχθηκε λοιπόν, μια μπαταρία 1.2V Νικελίου-Καδμίου(Ni-Cad), οι οποίες είναι αρκετά αξιόπιστες επαναφορτιζόμενες μπαταρίες, χαμηλού κόστους, μεγάλης διάρκειας ζωής και αρκετά μικρού μεγέθους, χαρακτηριστικά τα οποία την καθιστούν κατάλληλη για τη συγκεκριμένη εφαρμογή. Αφού δε, οι συνδεδεμένοι παράλληλα κρύσταλλοι δίνουν τάση 1.2V, δεν καθίσταται απαραίτητη η χρήση μεγαλύτερης μπαταρίας περισσότερων βόλτ.



Εικόνα 4.3. Παράδειγμα μπαταριών Νικελίου-Καδμίου(Ni-Cad).

#### 4.2.1. Κατασκευή κυκλώματος

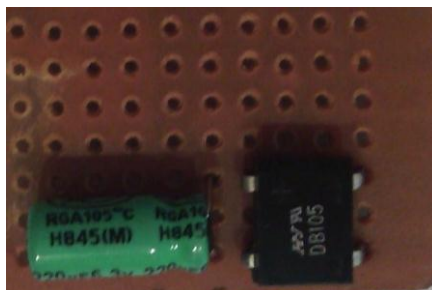
Όπως αναφέρθηκε και παραπάνω οι πέντε πιεζοηλεκτρικοί κρύσταλλοι, όπως φαίνονται και στην Εικόνα 4.4, οι οποίοι συμπεριφέρονται ως μια εναλασσόμενη πηγή τάσης, συνδέονται παράλληλα μεταξύ τους και δίνουν ο καθένας κατά προσέγγιση από 1.2 - 1.8V, ανάλογα με τη δύναμη που ασκείται από κάθε δάχτυλο.



Εικόνα 4.4. Πέντε καλωδιωμένοι πιεζοηλεκτρικοί κρύσταλλοι.

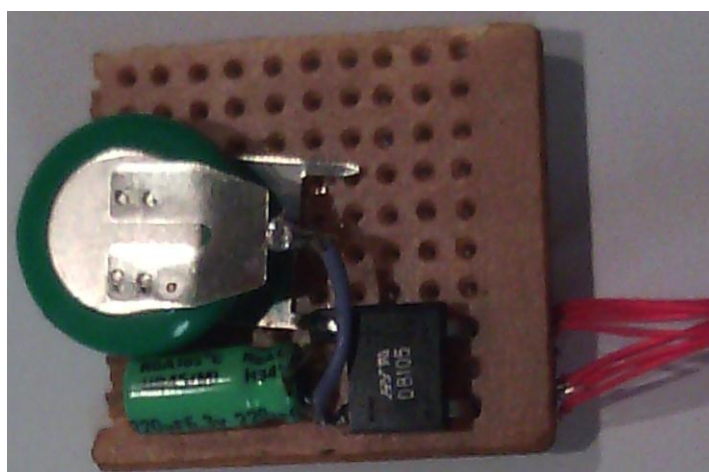


Κατόπιν, οι πέντε συνδεδεμένοι παράλληλα κρύσταλλοι συνδέονται στα άκρα μιας γέφυρας ανόρθωσης, η οποία χρησιμοποιείται για τη μετατροπή της εναλασσόμενης τάσης σε συνεχή. Στην έξοδο λοιπόν της γέφυρας ανόρθωσης έχουμε συνεχή τάση 1.2V. Στη συνέχεια, συνδέουμε τον πυκνωτή με τη γέφυρα ανόρθωσης, έτσι στα άκρα του πυκνωτή έχουμε πλέον συνεχή τάση.



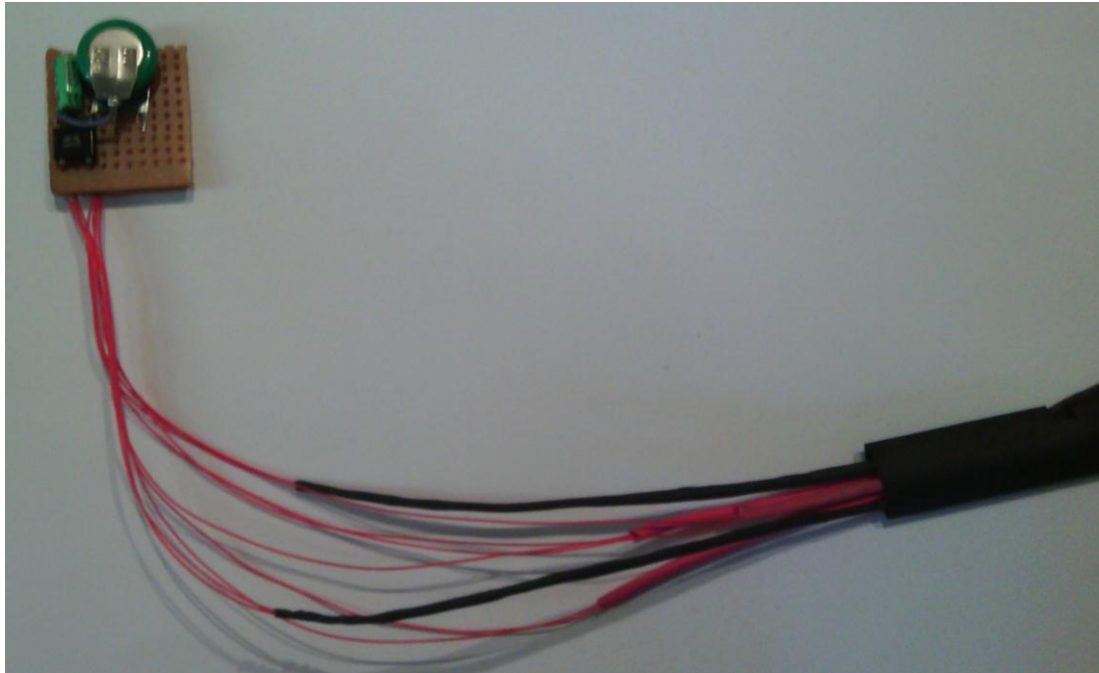
Εικόνα 4.5. Σύνδεση γέφυρας ανόρθωσης και πυκνωτή στο κύκλωμα.

Όμως, επειδή η ενέργεια που θα παραχθεί από το κύκλωμα (και συγκεκριμένα από τους πιεζοηλεκτρικούς κρυστάλλους) αποθηκεύεται προσωρινά μόνο, στον πυκνωτή έως ότου εκείνος αποφορτιστεί, συνδέουμε τη μπαταρία Νικελίου-Καδμίου των 1.2V, που αναφέρθηκε και προηγουμένως, στα άκρα του πυκνωτή, ώστε να αποθηκεύει την ενέργεια που παράγεται από την πηγή του κυκλώματος, που στη συγκεκριμένη περίπτωση είναι οι πιεζοηλεκτρικοί κρύσταλλοι.



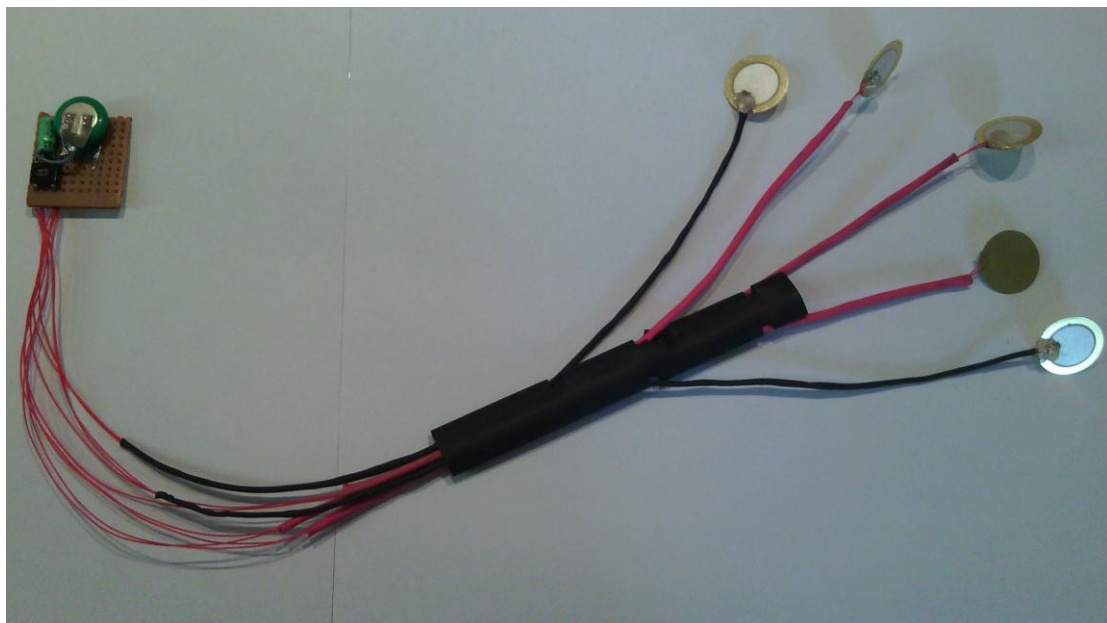
Εικόνα 4.6. Σύνδεση μπαταρίας στα άκρα του πυκνωτή.

Στην παρακάτω Εικόνα 4.7 φαίνεται η παράλληλη σύνδεση των πιεζοηλεκτρικών κρυστάλλων με το παραπάνω κύκλωμα αποθήκευσης της ενέργειας.



Εικόνα 4.7. Παράλληλη σύνδεση των πιεζοηλεκτρικών κρυστάλλων με το ολοκληρωμένο κύκλωμα.

Θα πρέπει δε να τονίσουμε ότι για το συγκεκριμένο κύκλωμα χρησιμοποιήθηκαν εξαιρετικά λεπτά καλώδια με μικρή αντίσταση, καθώς διαφορετικά καλώδια τα οποία χρησιμοποιήθηκαν κατά την διάρκεια των πειραμάτων, δημιουργούσαν εμπόδια στο ποσό της ενέργειας που παράγεται τελικά από τους κρυστάλλους. Με άλλα λόγια, παρουσιαζόταν μια σημαντική μείωση της παραγόμενης τάσης από τους πέντε κρυστάλλους. Το ολοκληρωμένο κύκλωμα πιεζοηλεκτρικής εφαρμογής παρουσιάζεται στην παρακάτω Εικόνα 4.8.



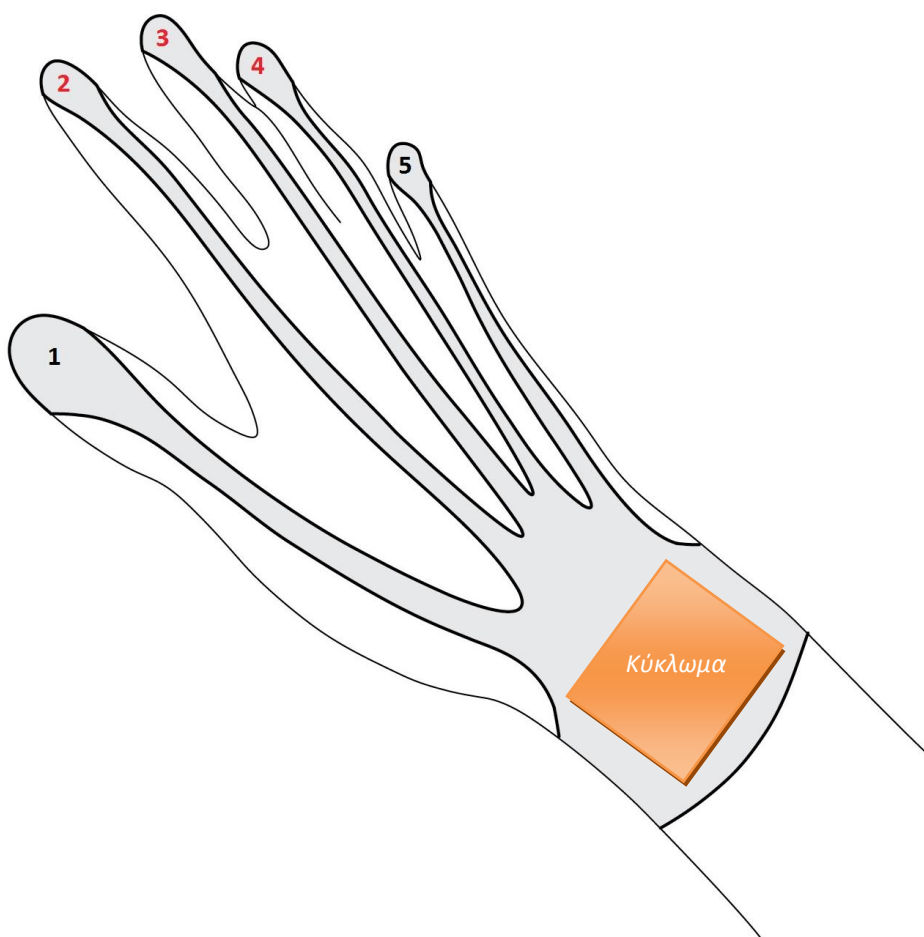
Εικόνα 4.8. Ολοκληρωμένο κύκλωμα πιεζοηλεκτρικού γαντιού.

#### 4.2.2. Προσαρμογή του κυκλώματος σε γάντι

Το γάντι που θα χρησιμοποιηθεί για την παρούσα εφαρμογή φαίνεται στις παρακάτω εικόνες.



Στην παρακάτω Εικόνα 4.9 παρουσιάζεται μια σχηματική απεικόνιση της εσωτερικής καλωδίωσης του γαντιού, όπου σε κάθε δάχτυλο θα τοποθετηθεί ένα από τους συνολικά 5 πιεζοηλεκτρικούς κρυστάλλους. Κάθε αριθμός αντιστοιχεί σε έναν πιεζοηλεκτρικό κρύσταλλο, με το αντίστοιχο χρώμα που παρουσιάστηκε και στις παραπάνω πραγματικές φωτογραφίες. Στην παρακάτω εικόνα παρουσιάζεται επίσης και η τοποθέτηση της κυκλωματικής πλακέτας στο γάντι, στο σημείο του καρπού.

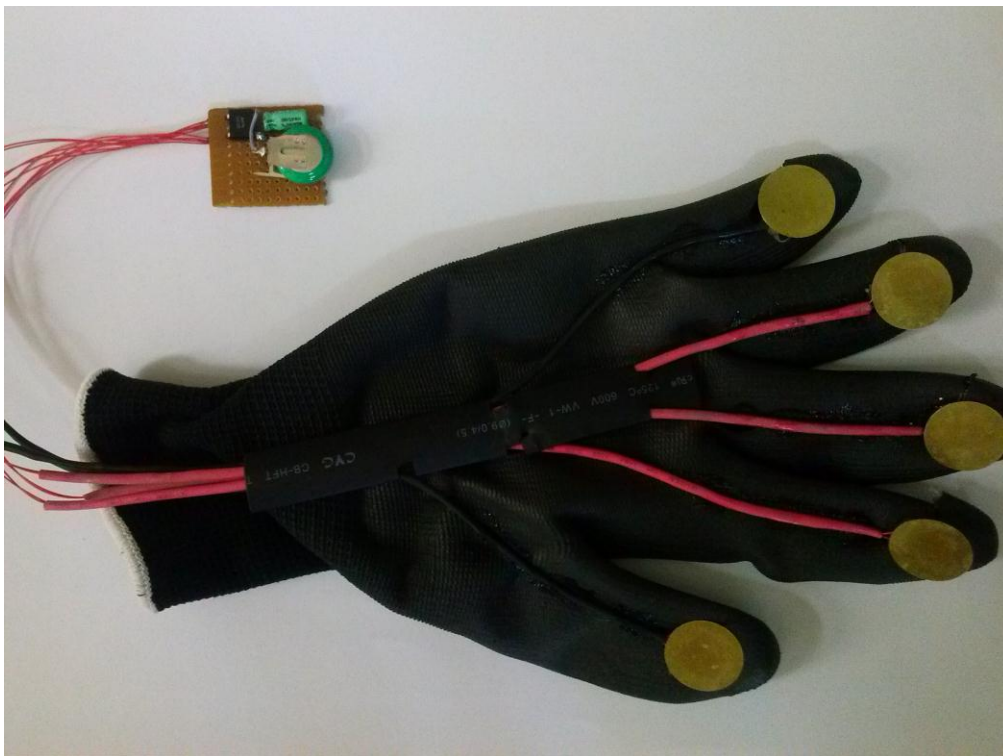


Εικόνα 4.9. Σχηματική απεικόνιση της εσωτερικής καλωδίωσης του γαντιού και τοποθέτηση της κυκλωματικής πλακέτας.

Στην Εικόνα 4.10 φαίνεται η εφαρμογή των πέντε πιεζοηλεκτρικών κρυστάλλων στο γάντι που παρουσιάστηκε και παραπάνω. Όπως βλέπουμε, σε κάθε δάχτυλο του γαντιού έχει τοποθετηθεί ένας κρύσταλλος με το αντίστοιχο καλώδιό του, που συνδέεται όπως παρουσιάζεται και στην Εικόνα 4.11 με την κυκλωματική πλακέτα. Επίσης, όπως φαίνεται και στις παρακάτω εικόνες έχει χρησιμοποιηθεί θερμοσυστελλόμενο μακαρόνι για την προστασία των πολύ λεπτών καλωδίων των κρυστάλλων.



Εικόνα 4.10. Εφαρμογή των πέντε πιεζοηλεκτρικών κρυστάλλων στο γάντι.



Εικόνα 4.11. Οι πιεζοηλεκτρικοί κρύσταλλοι εφαρμοσμένοι στο γάντι και η κυκλωματική πλακέτα.

Αφού έχουν τοποθετηθεί οι πιεζοηλεκτρικοί κρύσταλλοι και το αντίστοιχο καλώδιό τους πάνω στο γάντι, το επόμενο βήμα περιλαμβάνει την τοποθέτηση ενός όμοιου γαντιού πάνω από το καλωδιωμένο γάντι (Εικόνες 4.10, 4.11), ώστε να αποκρυφθούν τα καλώδια αλλά κυρίως για να γίνει η εφαρμογή ασφαλέστερη, όσον αφορά τα καλώδια και τους κρυστάλλους κατά την τοποθέτηση του χεριού μας στο γάντι. Με αυτόν τον τρόπο λοιπόν, μειώνεται εξαιρετικά η πιθανότητα να προκύψει κάποιο πρόβλημα στο κύκλωμα, να απομακρυνθεί από τη θέση του κάποιος κρύσταλλος ή να αποσυνδεθεί κάποιο από τα καλώδια. Στην Εικόνα 4.12 παρουσιάζεται ολοκληρωμένη η εφαρμογή του πιεζοηλεκτρικού γαντιού και η κυκλωματική πλακέτα η οποία έχει τοποθετηθεί στον καρπό του χεριού. Όπως παρατηρούμε, οπτικά μπορεί να φαίνεται σαν ένα απλό γάντι, εσωτερικά όμως αποτελεί μια ολοκληρωμένη εφαρμογή πιεζοηλεκτρισμού, η οποία παράγει αλλά και αποθηκεύει ενέργεια.



Εικόνα 4.12. Εφαρμοσμένη στο χέρι η ολοκληρωμένη εφαρμογή του πιεζοηλεκτρικού γαντιού.

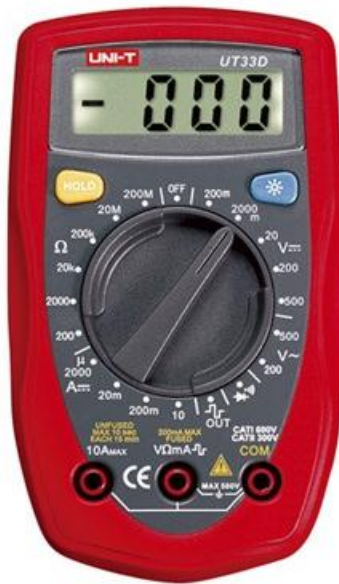
#### 4.2.3. Παρατηρήσεις/Επισημάνσεις κατά τη διάρκεια της κατασκευής

- Κατά τη διάρκεια της πειραματικής διαδικασίας όπως αναλύεται και παραπάνω, αξιολογήθηκε και επιλέχθηκε η παράλληλη σύνδεση των πιεζοηλεκτρικών κρυστάλλων, με κριτήρια τη μείωση ή και την εξάλειψη της πιθανότητας εμφάνισης βλάβης στην εφαρμογή, αλλά και τη μείωση του όγκου του βασικού κυκλώματος (χρησιμοποιείται μπαταρία εξαιρετικά μικρού μεγέθους). Βέβαια, θα πρέπει να σημειωθεί ως παρατήρηση, ότι τοποθετώντας τους κρυστάλλους σε σειρά μειώνεται ο χρόνος φόρτισης της μπαταρίας. Όμως, με την επιλογή αυτής της περίπτωσης, αυξάνει το μέγεθος της εφαρμογής, καθώς θα ήταν απαραίτητη η χρήση μεγαλύτερης μπαταρίας και κυρίως αυξάνει η πιθανότητα παρουσίας δυσλειτουργιών στη συσκευή, αφού τυχόν πρόβλημα σε έναν από τους κρυστάλλους συνεπάγεται διακοπή λειτουργίας ολόκληρης της εφαρμογής.
- Για την κατασκευή του βασικού κυκλώματος της εφαρμογής, χρησιμοποιήθηκαν εξαιρετικά λεπτά καλώδια με μικρή εσωτερική αντίσταση, διότι χρησιμοποιώντας καλώδια μεγαλύτερης διαμέτρου, κατά την διάρκεια των πειραμάτων, για τη σύνδεση των πιεζοηλεκτρικών κρυστάλλων, παρατηρήθηκε σημαντική μείωση της παραγόμενης τάσης από τους πέντε κρυστάλλους και επομένως, ελάττωση στο τελικό ποσό της ενέργειας που παράγεται.
- Για την προστασία δε των πολύ λεπτών καλωδίων των κρυστάλλων χρησιμοποιήθηκε θερμοσυστελλόμενο μακαρόνι, ώστε να μειωθεί η πιθανότητα καταστροφής ή αποσύνδεσης των καλωδίων και να μην τεθούν έτσι εκτός λειτουργίας ένας ή περισσότεροι πιεζοηλεκτρικοί κρύσταλλοι.
- Κατά τη διάρκεια των πειραμάτων, παρατηρήθηκε επίσης ότι κάθε πιεζοηλεκτρικός κρύσταλλος αποδίδει το ίδιο ποσό τάσης, είτε βρίσκεται τοποθετημένος εσωτερικά του γαντιού ασκώντας δύναμη σε μια επιφάνεια, είτε η δύναμη που ασκείται σε μια επιφάνεια γίνεται απευθείας, χωρίς κάποια επικάλυψη του κρυστάλλου.
- Η μπαταρία που χρησιμοποιήθηκε στο κύκλωμα για την αποθήκευση της παραγόμενης ενέργειας από τους κρυστάλλους είναι αρχικά μη φορτισμένη, κάτι το οποίο μας βοηθά, ώστε να παρατηρήσουμε με μεγαλύτερη ακρίβεια το ποσό της ενέργειας που παράγεται από την εφαρμογή.

#### 4.3. Καταγραφή αποτελεσμάτων και μετρήσεων

Αφού έχει ολοκληρωθεί η εφαρμογή του πιεζοηλεκτρικού γαντιού, το επόμενο στάδιο είναι η δοκιμή λειτουργίας της και η πραγματοποίηση μετρήσεων. Με άλλα λόγια, θα πρέπει να μετρηθεί το ποσό της ενέργειας που παράγεται αλλά και κατά πόσο φορτίζεται η μπαταρία του κυκλώματος. Στο σημείο αυτό, πρέπει να σημειωθεί ότι η μπαταρία αρχικά είναι μη φορτισμένη, επομένως μοιάζει ευκολότερη η εξαγωγή συμπερασμάτων όσον αφορά τη φόρτιση της.

Αφού έχει λοιπόν εφαρμοστεί το γάντι στο χέρι, όπως φαίνεται και στην παραπάνω Εικόνα 4.12, δοκιμάζουμε τη λειτουργία της εφαρμογής, ασκώντας δύναμη με τα δάχτυλα πάνω σε μια επίπεδη επιφάνεια. Κατόπιν, χρησιμοποιώντας το ψηφιακό πολύμετρο που φαίνεται και στην Εικόνα 4.13 πραγματοποιούμε τις μετρήσεις στην κυκλωματική πλακέτα.



Εικόνα 4.13. Ψηφιακό πολύμετρο που χρησιμοποιήθηκε για τις μετρήσεις.

Πριν παρουσιαστούν οι τελικές μετρήσεις της εφαρμογής και η τιμή της ενέργειας που τελικά παράγεται, πραγματοποιείται μια στατική ανάλυση της τάσης που παράγει κάθε δάχτυλο με τον αντίστοιχο πιεζοηλεκτρικό κρύσταλλο που έχει τοποθετηθεί σε αυτό.

Αντίχειρας(V)	Δείκτης(V)	Μέσος(V)	Παράμεσος(V)	Μικρός(V)
1,176	1,554	1,668	1,668	1,130
1,422	1,710	1,142	1,132	1,091
1,456	1,839	1,954	1,244	1,356
1,715	1,986	1,039	1,620	1,410
1,359	1,584	1,807	1,293	1,397
1,280	1,130	1,917	1,716	1,525
1,888	1,797	1,221	1,781	1,377
1,980	1,565	1,767	1,287	1,112
1,757	1,423	1,303	1,422	1,526
1,640	1,567	1,207	1,175	1,279
1,889	1,249	1,388	1,355	1,301
1,705	1,391	1,399	1,415	1,655
1,516	1,977	1,955	1,196	1,277
1,606	1,226	1,496	1,751	1,315
1,945	1,906	1,814	1,945	1,752

Πίνακας 13. Τιμές της τάσης που παράγεται από κάθε δάχτυλο από τον αντίστοιχο πιεζοηλεκτρικό κρύσταλλο.

Στον παραπάνω Πίνακα 13 έχουν σημειωθεί 15 μετρήσεις της τάσης που παράγεται από τον πιεζοηλεκτρικό κρύσταλλο κάθε δαχτύλου ξεχωριστά. Χρησιμοποιώντας, τα στοιχεία του Πίνακα 13, θα υπολογίσουμε το μέσο όρο και την τυπική απόκλιση των τάσεων για κάθε δάχτυλο.

Ο υπολογισμός του μέσου όρου και της τυπικής απόκλισης των τάσεων κάθε δαχτύλου, θα πραγματοποιηθεί με τη βοήθεια του **Microsoft Excel**, στο οποίο εισάγουμε τις τιμές του πίνακα 13, όπως φαίνεται στην Εικόνα 4.14.

	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K
1	Αντίχειρας	Δείκτης	Μέσος	Παράμεσος	Μικρός						
2	1.176	1.554	1.668	1.668	1.130						
3	1.422	1.710	1.142	1.132	1.091						
4	1.456	1.839	1.954	1.244	1.356						
5	1.715	1.986	1.039	1.620	1.410						
6	1.359	1.584	1.807	1.293	1.397						
7	1.280	1.130	1.917	1.716	1.525						
8	1.888	1.797	1.221	1.781	1.377						
9	1.980	1.565	1.767	1.287	1.112						
10	1.757	1.423	1.303	1.422	1.526						
11	1.640	1.567	1.207	1.175	1.279						
12	1.889	1.249	1.388	1.355	1.301						
13	1.705	1.391	1.399	1.415	1.655						
14	1.516	1.977	1.955	1.196	1.277						
15	1.606	1.226	1.496	1.751	1.315						
16	1.945	1.906	1.814	1.945	1.752						
17	1.176	1.130	1.039	1.132	1.091	Minimum					
18	1.980	1.986	1.955	1.945	1.752	Maximum					
19	1.62227	1.59360	1.53847	1.46667	1.36687	Mean					
20	0.241208	0.265311	0.308019	0.249553	0.183423	Std. Deviation					
21											

Εικόνα 4.14. Εισαγωγή των τάσεων κάθε δαχτύλου στο Microsoft Excel.

Όπως παρατηρούμε από την παραπάνω Εικόνα 4.14, σημειώνεται η ελάχιστη(**Minimum**) και η μέγιστη τιμή(**Maximum**) τάσης για κάθε δάχτυλο, ενώ υπολογίζονται ο μέσος όρος(**Mean**) και η τυπική απόκλιση(**Std. Deviation**) των τάσεων κάθε δαχτύλου ξεχωριστά.

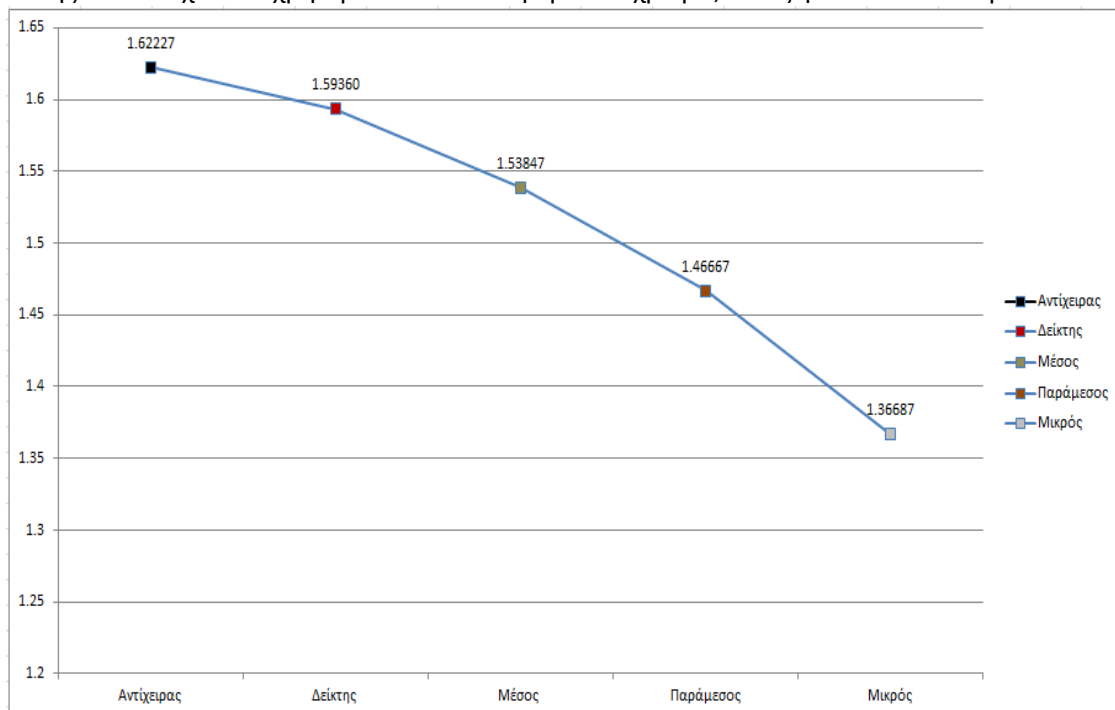
Από τον παραπάνω Πίνακα του Microsoft excel προκύπτουν οι εξής παρατηρήσεις:

- Η ελάχιστη τιμή τάσης του Αντίχειρα είναι 1,176V, ενώ η μέγιστη 1,980V. Παράγει μια μέση τάση 1,62227V και η τυπική απόκλιση των τάσεων του συγκεκριμένου δαχτύλου είναι 0,241208.
- Η ελάχιστη τιμή τάσης του Δείκτη είναι 1,130V, ενώ η μέγιστη 1,986V. Παράγει μια μέση τάση 1,59360V και η τυπική απόκλιση των τάσεων του συγκεκριμένου δαχτύλου είναι 0,265311.
- Ο Μέσος έχει ελάχιστη τιμή τάσης 1,039V, ενώ η μέγιστη τιμή είναι 1,955V. Παράγει μια μέση τάση 1,53847V και η τυπική απόκλιση των τάσεων του συγκεκριμένου δαχτύλου είναι 0,308019.
- Η ελάχιστη τιμή τάσης που παράγει ο Παράμεσος είναι 1,132V, ενώ η μέγιστη 1,945V. Ο μέσος όρος των τάσεων είναι 1,46667V και η τυπική απόκλιση είναι 0,249553.
- Η ελάχιστη τιμή τάσης του Μικρού είναι 1,091V, ενώ η μέγιστη 1,752V. Παράγει μια μέση τάση 1,36687V και η τυπική απόκλιση των τάσεων του συγκεκριμένου δαχτύλου είναι 0,183423.

Επομένως, παρατηρούμε ότι η μέση τάση που παράγεται από τα πέντε δάχτυλα κυμαίνεται από **1,36687V** έως **1,62227V**, που είναι και η μέγιστη μέση τιμή.

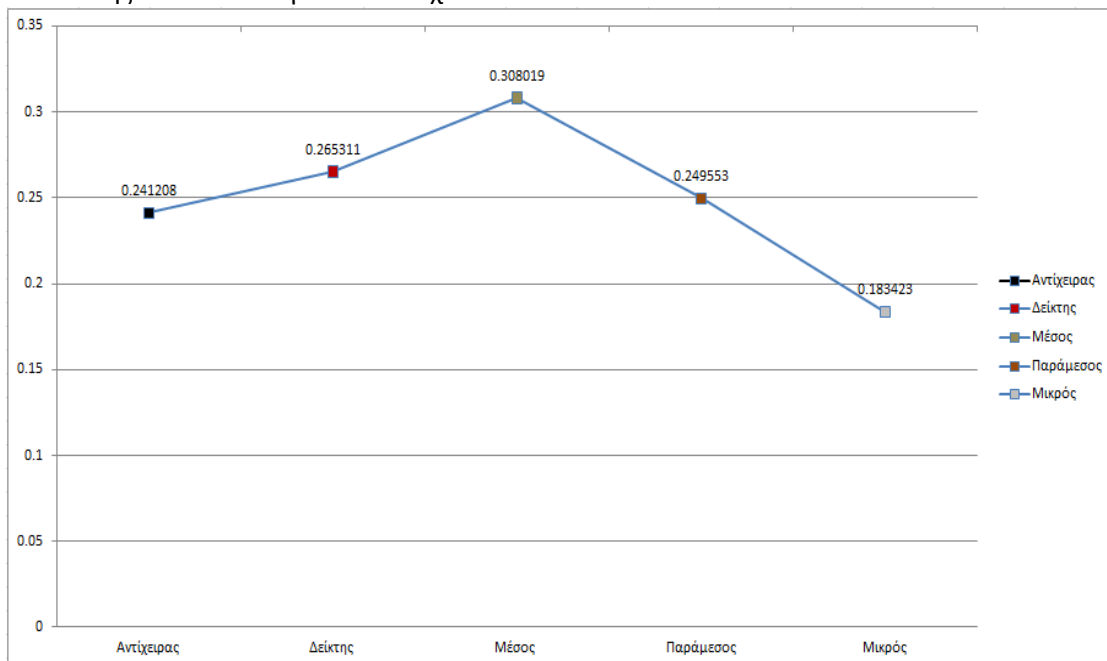


Με βάση τις τιμές των αποτελεσμάτων που φαίνονται στην Εικόνα 4.14, προκύπτουν τα παρακάτω διαγράμματα για το μέσο όρο και την τυπική απόκλιση των τάσεων κάθε δαχτύλου. Στην παρακάτω Εικόνα 4.15 παρουσιάζεται η γραφική απεικόνιση που ακολουθούν οι μέσες τάσεις κάθε δαχτύλου. Για την απεικόνιση του σημείου της μέσης τάσης κάθε δαχτύλου χρησιμοποιείται διαφορετικό χρώμα, όπως φαίνεται και παρακάτω.



Εικόνα 4.15. Γραφική απεικόνιση της μέσης τάσης που παράγεται από κάθε δάχτυλο.

Στην Εικόνα 4.16 που ακολουθεί, παρουσιάζεται η γραφική παράσταση της τυπικής απόκλισης των τάσεων για κάθε δάχτυλο.



Εικόνα 4.16. Γραφική απεικόνιση της τυπικής απόκλισης των τάσεων για κάθε δάχτυλο.

Από το πρώτο γράφημα της Εικόνας 4.15, μπορούμε να παρατηρήσουμε εύκολα ότι η μέση τάση ακολουθεί μια πτωτική τάση από τον αντίχειρα μέχρι και το μικρό δάχτυλο. Αυτό θα μπορούσε να δικαιολογηθεί αν λάβουμε υπόψη τις διαφορετικές δυνάμεις (θα αναλυθούν παρακάτω) που ασκούνται από κάθε δάχτυλο. Παρατηρούμε από το γράφημα, ότι μεγαλύτερη δύναμη φαίνεται ότι έχει ασκηθεί από τον αντίχειρα, γι' αυτό και παράγεται μεγαλύτερη μέση τάση, ενώ η μικρότερη δύναμη ασκείται όπως φαίνεται, από τον μικρό. Ας περάσουμε στο σημείο αυτό στις τελικές μετρήσεις επί της κυκλωματικής πλακέτας του γαντιού, από τις οποίες προκύπτουν οι εξής τιμές παραμέτρων:

- Η τάση που προκύπτει μετρώντας τους πόλους της μπαταρίας είναι:

$$V = 809mV = 0.809V$$

Άρα, παρατηρούμε ότι πλέον η μπαταρία έχει φορτιστεί μετά τη λειτουργία της εφαρμογής.

- Η μετρούμενη τιμή ρεύματος που προκύπτει είναι:  $I = 0.40A$

Επομένως, μπορούμε εύκολα να υπολογίσουμε την ισχύ που παράγεται από την πιεζοηλεκτρική μας εφαρμογή.

- Η ενέργεια που παράγεται είναι:  $P = 0.809V \cdot 0.4A = 0.3236Watt$

Η ενέργεια λοιπόν που παράγεται κατά την αρχική δοκιμή λειτουργίας της πιεζοηλεκτρικής εφαρμογής είναι 0.3236Watt.

#### 4.4. Ανάπτυξη σεναρίων λειτουργίας της εφαρμογής

Αφού έχουμε δοκιμάσει αρχικά τη σωστή λειτουργία της εφαρμογής, υπολογίζοντας την τάση που παράγεται και αποθηκεύεται τελικά στην μπαταρία του κυκλώματος, ας περάσουμε τώρα στην ανάπτυξη περισσότερο πρακτικών σεναρίων λειτουργίας του πιεζοηλεκτρικού γαντιού. Παρακάτω λοιπόν, θα παρουσιαστούν δύο σενάρια λειτουργίας της παρούσας εφαρμογής, το πρώτο κατά την πληκτρολόγηση σε έναν φορητό υπολογιστή και το δεύτερο κατά τη χρησιμοποίηση ενός tablet. Έτσι, θα μπορέσουμε να εξαγάγουμε κάποια χρήσιμα συμπεράσματα όσον αφορά την δυνατότητα παραγωγής ηλεκτρικής ενέργειας από την πιεζοηλεκτρική μας εφαρμογή, αλλά και τη δυνατότητα αποθήκευσης ενέργειας της χρησιμοποιούμενης μπαταρίας, συγκρίνοντας την παράλληλα με εκείνες παρόμοιων ηλεκτρονικών συσκευών, όπως ενός κινητού τηλεφώνου.

##### 4.4.1. Σενάριο πληκτρολόγησης χρησιμοποιώντας το πιεζοηλεκτρικό γάντι

Στην ενότητα αυτή θα αναπτυχθεί ένα σενάριο λειτουργίας της πιεζοηλεκτρικής εφαρμογής, κατά το οποίο θα πληκτρολογήσουμε σε ένα laptop τη σελίδα εισαγωγής του 1<sup>ου</sup> κεφαλαίου της παρούσας διπλωματικής εργασίας, χρησιμοποιώντας το πιεζοηλεκτρικό γάντι. Αφού ολοκληρωθεί η πληκτρολόγηση της σελίδας, θα πραγματοποιηθούν μετρήσεις επί της κυκλωματικής πλακέτας της εφαρμογής, ώστε να σημειωθεί κατά πόσο θα φορτιστεί η μπαταρία της εφαρμογής, τι ενέργεια παράγεται από το συγκεκριμένο σενάριο λειτουργίας, αλλά και σε πόσο χρόνο επιτυγχάνεται η φόρτιση της μπαταρίας.

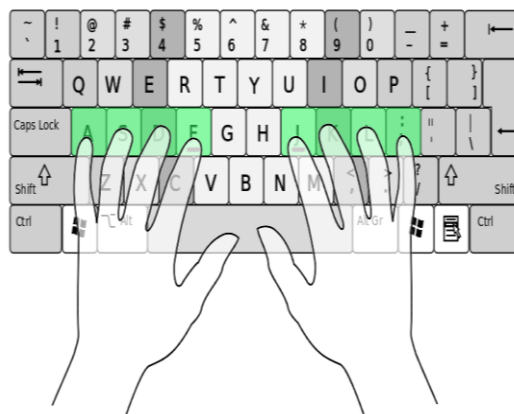
Όπως γνωρίζουμε τα πληκτρολόγια θα συνεχίσουν να θεωρούνται μια σημαντική διεπαφή για τους ηλεκτρονικούς υπολογιστές για την επόμενη δεκαετία. Ως εκ τούτου, θα πρέπει να σημειώσουμε ότι η πληκτρολόγηση μπορεί να αποτελέσει μια χρήσιμη πηγή ενέργειας.

Σύμφωνα με την ερευνητική μελέτη “Human-powered wearable computing” του T.Starner, σε ένα πληκτρολόγιο χεριού, όπως το Twiddler, που φαίνεται και στην Εικόνα 4.17, είναι απαραίτητο να εφαρμοστεί δύναμη 1,2748N προκειμένου να πιέσουμε ένα πλήκτρο. Στην περίπτωση ενός μέτρια εξειδικευμένου δακτυλογράφου (40 λέξεις ανά λεπτό) και λαμβάνοντας υπόψη τους πολλαπλούς συνδυασμούς πλήκτρων, η ενέργεια που μπορεί να παραχθεί κατά μέσο όρο είναι 6.9mW. Ένας γρήγορος δακτυλογράφος σε ένα πληκτρολόγιο τύπου QWERTY(90 λέξεις ανά λεπτό), παράδειγμα του οποίου φαίνεται στην Εικόνα 4.17.1, πιέζει 7.5 πλήκτρα ανά δευτερόλεπτο. Ένα τυπικό πληκτρολόγιο απαιτεί 0.3922 έως

0.4903N για να πιεστεί ένα πλήκτρο. Έτσι, υπολογίζεται ότι ένας δακτυλογράφος σε πληκτρολόγιο τύπου QWERTY, μπορεί να παράγει **19mW** ενέργειας.



Εικόνα 4.17. Πληκτρολόγιο χεριού Twiddler.



Εικόνα 4.17.1. Πληκτρολόγιο QWERTY.



Εικόνα 4.17.2. Πληκτρολόγηση σε laptop χρησιμοποιώντας το πιεζοηλεκτρικό γάντι.

Θα πρέπει αρχικά να επισημάνουμε ότι η μπαταρία είναι πλέον φορτισμένη καθώς πραγματοποιήθηκαν αρκετές δοκιμές λειτουργίας της εφαρμογής, όπως σημειώθηκαν και στην παραπάνω ενότητα 4.3. Γι' αυτό το λόγο, πριν προχωρήσουμε στην εφαρμογή του σεναρίου πληκτρολόγησης, θα πρέπει να πραγματοποιήσουμε αρχικά μέτρηση επί της κυκλωματικής πλακέτας, ώστε να μετρηθούν η τάση και το ρεύμα.

Χρησιμοποιώντας το ψηφιακό πολύμετρο, σημειώνουμε τα παρακάτω αποτελέσματα:

- Η τάση που προκύπτει μετρώντας τους πόλους της μπαταρίας είναι:  
 $V = 569mV = 0.569V$
- Η μετρούμενη τιμή ρεύματος που προκύπτει είναι:  
 $I = 0.15A$
- Επομένως, η ισχύς μπορεί εύκολα να υπολογιστεί ως εξής:  
 $P = 0.569V \cdot 0.15A = 0.08535Watt$

Αφού έχουν υπολογιστεί οι παραπάνω παράμετροι, εφαρμόζουμε στο χέρι μας το γάντι και πληκτρολογούμε το κείμενο της εισαγωγής του 1<sup>ου</sup> κεφαλαίου, το οποίο αποτελείται από 602 λέξεις. Μετά το πέρας της πληκτρολόγησης, χρησιμοποιούμε το ψηφιακό πολύμετρο, ώστε να μετρήσουμε και πάλι την τάση και το ρεύμα στη μπαταρία του κυκλώματος.

Από τις μετρήσεις στην πλακέτα του κυκλώματος προκύπτουν τα παρακάτω αποτελέσματα:

■ Η τάση μετρώντας τους πόλους της μπαταρίας είναι τώρα:  $V = 612mV = 0.612V$

■ Η νέα τιμή ρεύματος είναι:  $I = 0.17A$

■ Επομένως, η ισχύς μπορεί εύκολα να υπολογιστεί ως εξής:

$$P = 0.612V \cdot 0.17A = 0.10404Watt$$

Επομένως, βασιζόμενοι στα στοιχεία της βιβλιογραφίας και θεωρώντας ότι ασκούνται 0,3922-0,4903N δύναμης στα πλήκτρα, με την ανάπτυξη του σεναρίου πληκτρολόγησης μιας σελίδας κειμένου 602 λέξεων παρατηρείται μια αύξηση της τάσης κατά **0.043V** και του ρεύματος κατά **0.02A**. Επίσης, εντοπίζεται μια αύξηση στην τιμή της παραχθείσας ενέργειας της τάξης των **0.01869Watt**. Ο χρόνος που απαιτήθηκε για την αύξηση της φορτίου της μπαταρίας είναι **24 λεπτά** και **48 δευτερόλεπτα**.

Λαμβάνοντας υπόψη λοιπόν τη νέα τιμή της ενέργειας που παράγεται με το σενάριο πληκτρολόγησης, χρησιμοποιώντας το πιεζοηλεκτρικό γάντι, παρατηρούμε μια σημαντική διαφορά της τιμής συγκρίνοντας την με την ενέργεια που υπολογίστηκε κατά την αρχική δοκιμή της εφαρμογής που ήταν 0.3236Watt. Πρέπει όμως να επισημάνουμε ότι το σενάριο πληκτρολόγησης πραγματοποιήθηκε ενώ η μπαταρία ήταν ήδη φορτισμένη, κάτι το οποίο επιβραδύνει σε μεγάλο βαθμό την αύξηση του φορτίου της μπαταρίας. Με άλλα λόγια, όταν η μπαταρία δεν έχει ηλεκτρικό φορτίο μπορεί να φορτιστεί ευκολότερα, σε μεγαλύτερο βαθμό, ενώ απαιτείται και λιγότερο χρόνος για τη φόρτισή της. Επίσης, θα πρέπει να λάβουμε υπόψη ότι πληκτρολογήθηκε ένας σχετικά μικρός αριθμός λέξεων(602 λέξεις), κάτι το οποίο σημαίνει ότι πληκτρολογώντας περισσότερες σελίδες κειμένου θα είχε ως αποτέλεσμα μεγαλύτερη τιμή παραχθείσας ενέργειας. Βέβαια, με βάση τα παραπάνω μπορούμε να σημειώσουμε, πως ακόμη και αν το σενάριο περιλάμβανε περισσότερες σελίδες, θα αύξανε παράλληλα ακόμα περισσότερο η δυσκολία και επομένως, ο χρόνος φόρτισης της μπαταρίας.

Στο σημείο αυτό, αξίζει να πραγματοποιηθεί μια στατιστική ανάλυση των δυνάμεων που ασκούνται κατά μέσο όρο από κάθε δάχτυλο για το σενάριο της πληκτρολόγησης με το πιεζοηλεκτρικό γάντι. Με τη βοήθεια της φορητού ηλεκτρονικού δυναμομέτρου, που φαίνεται στην Εικόνα 4.17.3, δημιουργούμε ένα εικονικό πληκτρολόγιο, χρησιμοποιώντας μια επίπεδη χάρτινη επιφάνεια(Εικόνα 4.17.4) και σημειώνουμε τις τιμές της δύναμης σε Newton για κάθε δάχτυλο στον Πίνακα 15.

Θα πρέπει εδώ να σημειωθεί ότι οι αρχικές τιμές των μετρήσεων είναι σε γραμμάρια(g). Επομένως, μετατρέπουμε τις τιμές των γραμμαρίων σε Newton, χρησιμοποιώντας την σχέση  $F = m \cdot g$ , όπου  $F$  η δύναμη σε Newton,  $m$  η μάζα σε kg και  $g = 9,80665 \text{ m/s}^2$ .



Εικόνα 4.17.3. Φορητό ηλεκτρονικό δυναμόμετρο



Εικόνα 4.17.4. Δημιουργία εικονικού πληκτρολογίου με μια επιπεδη χάρτινη επιφάνεια που στηρίζεται στο φορητό ηλεκτρονικό δυναμόμετρο.

Αντίχειρας(N)	Δείκτης(N)	Μέσος(N)	Παράμεσος(N)	Μικρός(N)
0,1778	0,5782	0,5782	0,8896	0,3113
0,4003	0,8896	0,4003	0,8006	0,4003
0,4893	0,3113	0,1779	0,6672	0,4893
0,9786	0,9786	0,3113	0,3113	0,4003
0,8006	0,8006	0,8896	0,1779	0,5782
0,3113	0,4893	0,3113	0,4893	0,4893
0,5782	0,6672	0,5782	0,8006	0,6672
1,0675	0,4003	0,4893	0,6770	0,4003
0,6672	0,6672	1,0675	0,4893	0,6672
0,1778	0,5782	0,5782	0,8896	0,3113

Πίνακας 14. Τιμές της δύναμης σε Newton που ασκείται από κάθε δάχτυλο.

Στον παραπάνω πίνακα έχουν σημειωθεί 10 τιμές της δύναμης σε Newton που ασκείται από κάθε δάχτυλο, χρησιμοποιώντας το πιεζοηλεκτρικό γάντι. Με βάση τις τιμές του παραπάνω πίνακα, θα υπολογίσουμε τη μέση τιμή και την τυπική απόκλιση των δυνάμεων για κάθε δάχτυλο. Εισάγουμε τις τιμές του πίνακα 14 στο [Microsoft Excel](#), όπως φαίνεται στην Εικόνα 4.17.5 και υπολογίζουμε τη μέση τιμή και την τυπική απόκλιση. Σημειώνουμε επίσης, την ελάχιστη και μέγιστη τιμή των δυνάμεων κάθε δαχτύλου.

	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J
1	Αντίχειρας	Δείκτης	Μέσος	Παράμεσος	Μικρός					
2	0.1778	0.5782	0.5782	0.8896	0.3113					
3	0.4003	0.8896	0.4003	0.8006	0.4003					
4	0.4893	0.3113	0.1779	0.6672	0.4893					
5	0.9786	0.9786	0.3113	0.3113	0.4003					
6	0.8006	0.8006	0.8896	0.1779	0.5782					
7	0.3113	0.4893	0.3113	0.4893	0.4893					
8	0.5782	0.6672	0.5782	0.8006	0.6672					
9	1.0675	0.4003	0.4893	0.6770	0.4003					
10	0.6672	0.6672	1.0675	0.4893	0.6672					
11	0.1778	0.5782	0.5782	0.8896	0.3113					
12	0.1778	0.3113	0.1779	0.1779	0.3113	Minimum				
13	1.0675	0.9786	1.0675	0.8896	0.6672	Maximum				
14	0.5649	0.6361	0.5382	0.6192	0.4715	Mean				
15	0.297786	0.199979	0.257416	0.232591	0.124560	Std. Deviation				
16										
17										
18										
19										
20										

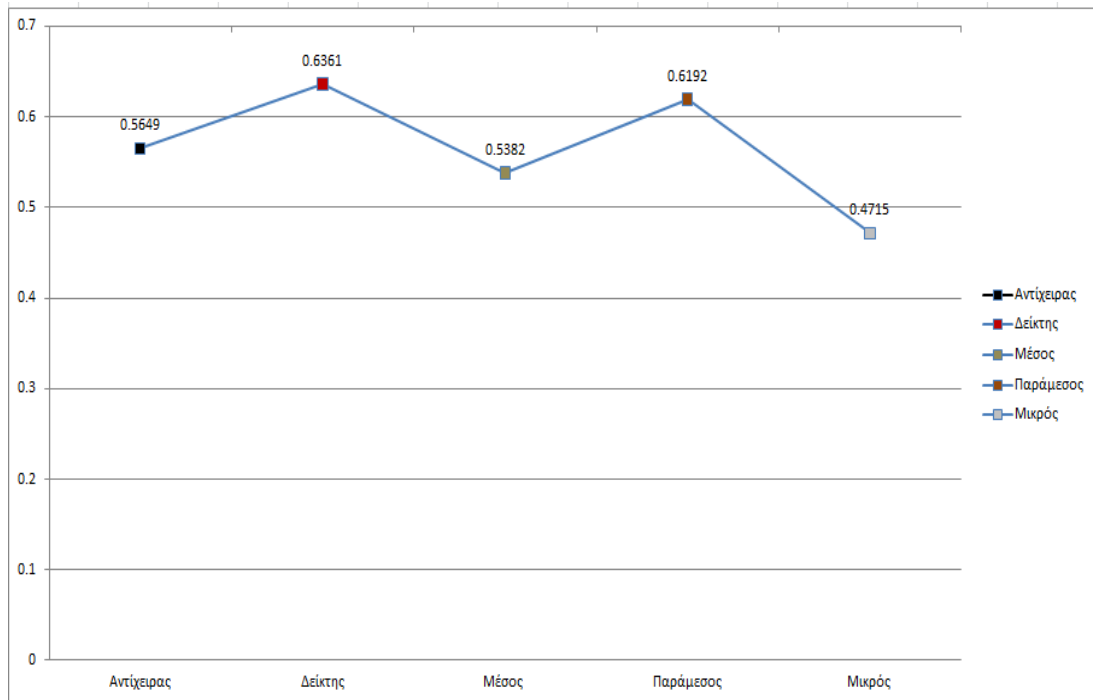
Εικόνα 4.17.5. Εισαγωγή των δυνάμεων κάθε δαχτύλου σε Newton στο Microsoft Excel.

Παρατηρώντας λοιπόν την Εικόνα 4.17.5 προκύπτουν οι εξής παρατηρήσεις:

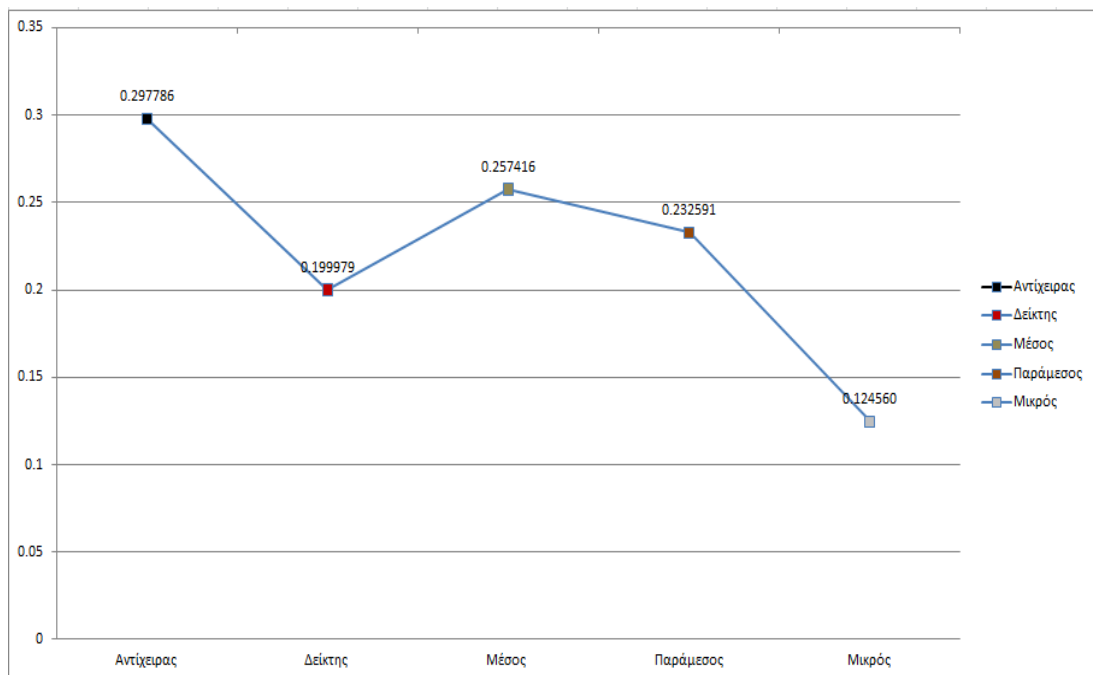
- Για τον Αντίχειρα η ελάχιστη τιμή της δύναμης είναι 0,1778N, ενώ η μέγιστη 1,0675N. Η μέση δύναμη είναι 0,5649N και η τυπική απόκλιση 0,297786.
- Η ελάχιστη τιμή δύναμης του Δείκτη είναι 0,3113N, ενώ η μέγιστη 0,9786N. Η μέση δύναμη είναι 0,6361N και η τυπική απόκλιση για το συγκεκριμένο δάχτυλο είναι 0,199979.
- Ο Μέσος έχει ελάχιστη δύναμη 0,1779N, ενώ η μέγιστη τιμή είναι 1,0675N. Ασκει μια μέση δύναμη 0,5382N και η τυπική απόκλιση είναι 0,257416.
- Η ελάχιστη τιμή δύναμης που ασκεί ο Παράμεσος είναι 0,1779N, ενώ η μέγιστη 0,8896N. Ο μέσος όρος των δυνάμεων είναι 0,6192N και η τυπική απόκλιση είναι 0,232591.
- Η ελάχιστη τιμή δύναμης του Μικρού είναι 0.3113N, ενώ η μέγιστη 0,6672N. Ασκει μια μέση δύναμη 0,4715N και η τυπική απόκλιση των δυνάμεων του συγκεκριμένου δαχτύλου είναι 0,124560.

Επομένως, παρατηρούμε ότι η μέση δύναμη που ασκείται από τα πέντε δάχτυλα, χρησιμοποιώντας το πιεζοηλεκτρικό γάντι, κυμαίνεται κατά προσέγγιση από **0.4715N** έως **0.6361N**.

Στις παρακάτω Εικόνες 4.17.6 και 4.17.7 παρουσιάζονται οι γραφικές απεικονίσεις της μέσης δύναμης σε Newton και της τυπικής απόκλισης των δυνάμεων για κάθε δάχτυλο, αντίστοιχα.



Εικόνα 4.17.6. Γραφική απεικόνιση της μέσης δύναμης σε Newton που παράγεται από κάθε δάχτυλο.



Εικόνα 4.17.7. Γραφική απεικόνιση της τυπικής απόκλισης των δυνάμεων για κάθε δάχτυλο.

Μελετώντας την Εικόνα 4.17.6, παρατηρούμε ότι η μέγιστη μέση δύναμη σε Newton, κατά την πληκτρολόγηση, ασκείται από τον δείκτη, ενώ η ελάχιστη από τον μικρό. Παρατηρούμε δε, ότι οι τιμές της πειραματικής μας διαδικασίας που κυμαίνονται από  $0.4715\text{N}$  έως  $0.6361\text{N}$ , προσεγγίζουν σε μεγάλο βαθμό τις τιμές της βιβλιογραφίας, που κυμαίνονται από  $0.3922\text{N}$  έως  $0.4903\text{N}$ , όπως αναφέρθηκε και παραπάνω. Γι' αυτήν τη διαφορά που σημειώνεται, θα πρέπει να συνυπολογίσουμε και τη χρησιμοποίηση του πιεζοηλεκτρικού γαντιού, το οποίο έχει εφαρμοστεί στο χέρι μας, κάτι το οποίο δε διευκολύνει αρκετά την άμεση πίεση του δαχτύλου στο πλήκτρο, ενώ απαιτεί και μεγαλύτερη δύναμη από κάθε

δάχτυλο στα πλήκτρα, ώστε να πραγματοποιηθεί επιτυχώς το σενάριο της πληκτρολόγησης. Συμπερασματικά, παρατηρούμε ότι ασκώντας μια μέση δύναμη στα δάχτυλα από 0.4715N έως 0.6361N, παράγονται 18.69mW ενέργειας.

#### 4.4.2. Σενάριο αφής σε tablet χρησιμοποιώντας το πιεζοηλεκτρικό γάντι

Στην παρούσα ενότητα θα εξελιχθεί ένα σενάριο λειτουργίας της εφαρμογής, το οποίο περιλαμβάνει την αφή σε ένα tablet κατά την περιήγησή μας στην κοινωνική σελίδα του facebook, χρησιμοποιώντας το πιεζοηλεκτρικό γάντι. Το συγκεκριμένο σενάριο λοιπόν περιλαμβάνει τη σύνδεση στη σελίδα κοινωνικής δικτύωσης του facebook, την αποστολή μηνυμάτων, την παρακολούθηση των ειδοποιήσεων και των αιτημάτων φιλίας, την προεισκόπηση του προφίλ του χρήστη και των προσεχών εκδηλώσεων, την προβολή των φωτογραφικών άλμπουμ, την επισκόπηση του χρονολογίου των αγαπημένων σελιδών αλλά και την αποσύνδεση από τη σελίδα.



Εικόνα 4.18. Αφή σε tablet χρησιμοποιώντας το πιεζοηλεκτρικό γάντι.

Πρωτού περάσουμε στην ανάπτυξη του 2<sup>ου</sup> σεναρίου αφής, αφήνουμε να περάσει ένα χρονικό διάστημα κάποιων ωρών, ώστε να μειωθεί το φορτίο της μπαταρίας και έτσι, να καταστεί ευκολότερη η εξαγωγή των συμπερασμάτων για το ποσοστό της αύξησης της τάσης και του ρεύματος στο κύκλωμα της εφαρμογής μας, καθώς όπως αναφέρθηκε και στην παραπάνω ενότητα 4.4.1 όσο μικρότερη είναι η τιμή του φορτίου τόσο γρηγορότερα αλλά και σε μεγαλύτερο βαθμό θα είναι φόρτιση της μπαταρίας και τελικά η παραγόμενη ενέργεια.

Πραγματοποιώντας μετρήσεις στο κύκλωμα πριν την εφαρμογή του σεναρίου προκύπτουν τα παρακάτω αποτελέσματα:

- Η τάση μετρώντας τους πόλους της μπαταρίας είναι:  $V = 559mV = 0.559V$
- Η στιγμιαία τιμή ρεύματος είναι:  $I = 0.15A$
- Άρα, η ισχύς που προκύπτει είναι:  $P = 0.559V \cdot 0.15A = 0.08385Watt$

Στο σημείο αυτό εφαρμόζουμε το γάντι στο χέρι μας, όπως φαίνεται και στην Εικόνα 4.18, προκειμένου να αναπτύξουμε το σενάριο αφής, χρησιμοποιώντας ένα tablet. Όπως αναφέρθηκε και παραπάνω, στην εισαγωγή της παρούσας ενότητας, το σενάριο που αναπτύσσεται περιλαμβάνει τη σύνδεση στη σελίδα του facebook, την παρακολούθηση των τελευταίων ενημερώσεων, την αποστολή μηνυμάτων, την παρακολούθηση των



ειδοποιήσεων και των αιτημάτων φιλίας, την προεπισκόπηση του προφίλ και των προσεχών εκδηλώσεων, την προβολή φωτογραφιών, την επισκόπηση του χρονολογίου των αγαπημένων σελιδών και τέλος, την αποσύνδεση από τη σελίδα. Μετά την εφαρμογή του σεναρίου αφής, πραγματοποιούνται μετρήσεις, τα αποτελέσματα των οποίων φαίνονται παρακάτω:

- Η νέα τάση μετρώντας τους πόλους της μπαταρίας είναι:  $V = 614mV = 0.614V$
- Η τιμή του ρεύματος είναι:  $I = 0.18A$
- Επομένως, η ισχύς που παράγεται με την εφαρμογή του 2<sup>ου</sup> σεναρίου είναι:  
 $P = 0.614V \cdot 0.18A = 0.11052Watt$

Με την ανάπτυξη λοιπόν του σεναρίου αφής σε tablet, σημειώνεται μια αύξηση της τάσης και του ρεύματος κατά **0.055V** και **0.03A**, αντίστοιχα. Επομένως, παρατηρείται μια αύξηση στην τιμή της ενέργειας που παράγεται, της τάξης των **0.02667Watt**. Ο χρόνος που απαιτήθηκε για την αύξηση της φορτίου της μπαταρίας είναι **9 λεπτά** και **3 δευτερόλεπτα**.

Όπως και στο σενάριο της πληκτρολόγησης, θα πραγματοποιηθεί μια στατιστική ανάλυση των δυνάμεων που ασκούνται από τα δάχτυλα κατά τη χρησιμοποίηση του tablet. Βέβαια, θα πρέπει να σημειώσουμε ότι για το χειρισμό του tablet, χρησιμοποιούνται κυρίως ο δείκτης και πολύ περισσότερο ο μέσος, οπότε η στατιστική μας ανάλυση θα επικεντρωθεί στη δύναμη που ασκείται από τα δύο αυτά δάχτυλα.

Χρησιμοποιώντας το ηλεκτρονικό δυναμόμετρο της Εικόνας 4.17.4, σημειώνουμε στον παρακάτω Πίνακα 15, δέκα τιμές της δύναμης σε Newton που ασκείται από τον δείκτη και τον μέσο.

Δείκτης(N)	Μέσος(N)
0,1779	0,4893
0,3113	0,1779
0,3113	0,8006
0,5782	0,3113
0,4003	0,4003
0,1779	0,5782
0,5782	0,6672
0,4893	0,4003
0,3113	0,4893
0,4003	0,9786

Πίνακας 15. Τιμές της δύναμης σε Newton για τον δείκτη και τον μέσο.

Εισάγουμε τις τιμές του πίνακα 15 στο [Microsoft Excel](#), όπως φαίνεται στην Εικόνα 4.18.1 και υπολογίζουμε τη μέση τιμή και την τυπική απόκλιση των δυνάμεων για τα δύο δάχτυλα.

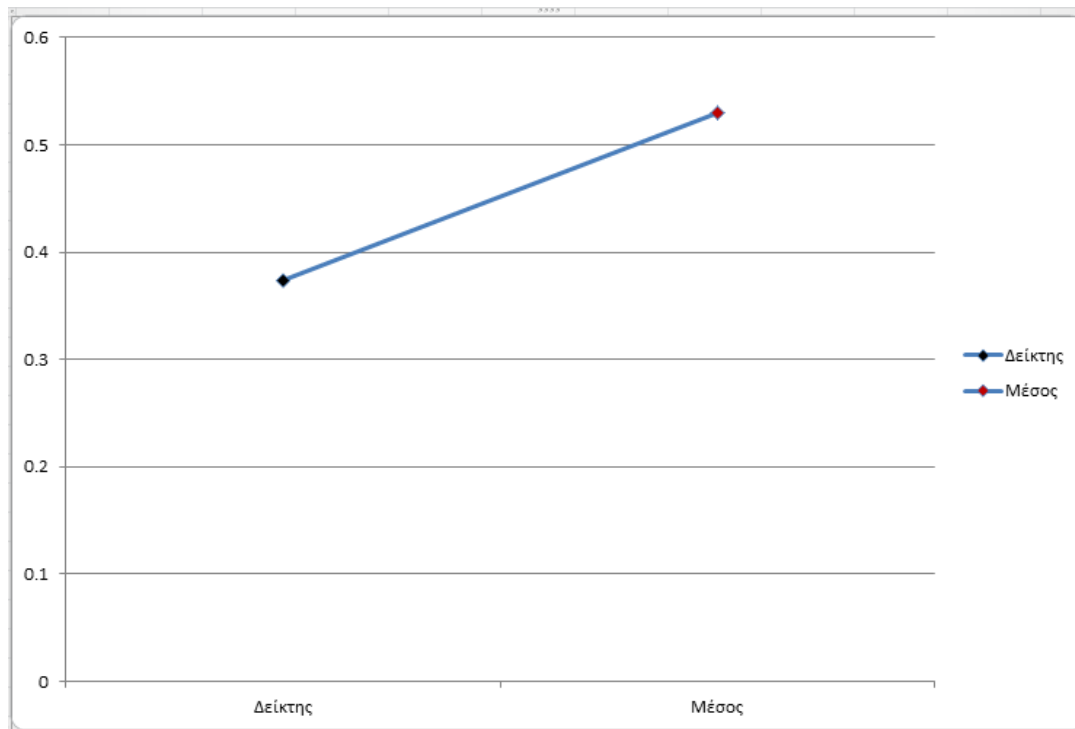
	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K
1	<b>Δείκτης</b>	<b>Μέσος</b>									
2	0.1779	0.4893									
3	0.3113	0.1779									
4	0.3113	0.8006									
5	0.5782	0.3113									
6	0.4003	0.4003									
7	0.1779	0.5782									
8	0.5782	0.6672									
9	0.4893	0.4003									
10	0.3113	0.4893									
11	0.4003	0.9786									
12	<b>0.1779</b>	<b>0.1779</b>	<b>Minimum</b>								
13	<b>0.5782</b>	<b>0.9786</b>	<b>Maximum</b>								
14	<b>0.3736</b>	<b>0.5293</b>	<b>Mean</b>								
15	<b>0.136666</b>	<b>0.224582</b>	<b>Std. Deviation</b>								
16											
17											
18											
19											
20											

Εικόνα 4.18.1. Εισαγωγή των δυνάμεων σε Newton του δείκτη και του μέσου στο Microsoft Excel.

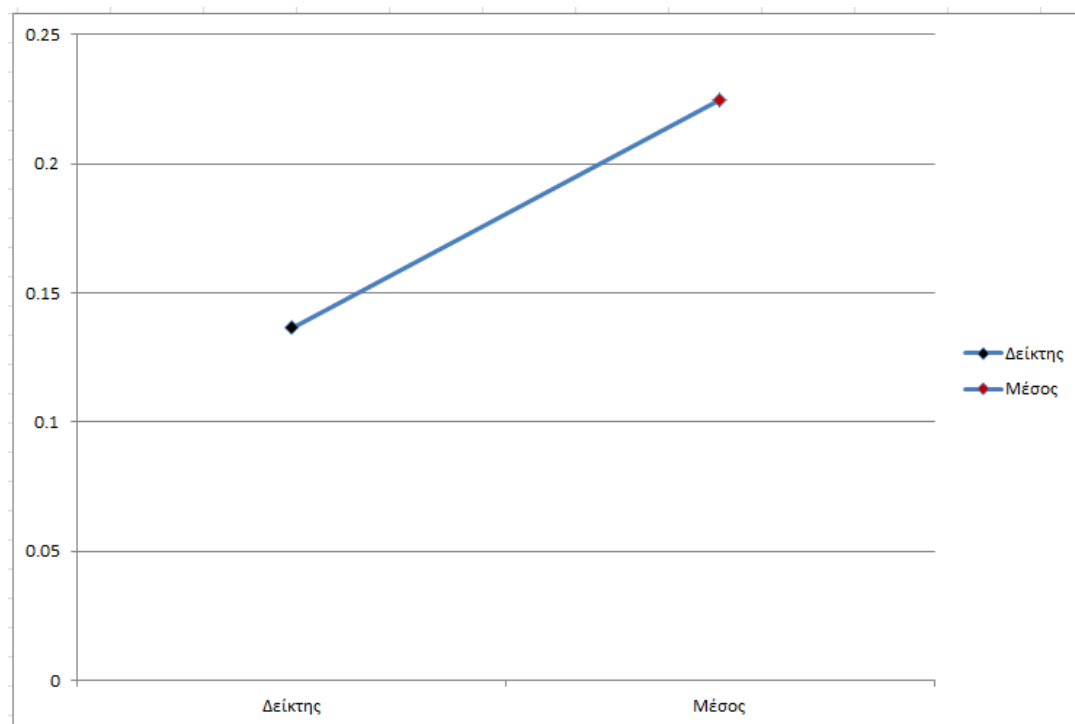
Από τον παραπάνω πίνακα προκύπτει ότι:

- Η ελάχιστη τιμή δύναμης του Δείκτη είναι 0,1779N, ενώ η μέγιστη 0,5782N. Η μέση δύναμη είναι 0,3736N και η τυπική απόκλιση για το συγκεκριμένο δάχτυλο είναι 0,136666.
- Ο Μέσος έχει ελάχιστη τιμή δύναμης 0,1779N, ενώ η μέγιστη τιμή του είναι 0,9786N. Ασκει μια μέση δύναμη 0,5293N και η τυπική απόκλιση είναι 0,224582.

Στις παρακάτω Εικόνες 4.18.2 και 4.18.3 θα παρουσιαστούν οι γραφικές παραστάσεις για τη μέση τιμή δύναμης σε Newton και την τυπική απόκλιση του δείκτη και του μέσου για το σενάριο χειρισμού του tablet.



Εικόνα 4.18.2. Γραφική απεικόνιση της μέσης δύναμης σε Newton που παράγεται από τον δείκτη και τον μέσο.



Εικόνα 4.18.3. Γραφική απεικόνιση της τυπικής απόκλισης των δυνάμεων για τα δύο δάχτυλα.

Από την Εικόνα 4.18.2 παρατηρούμε ότι μεγαλύτερη δύναμη στο tablet ασκείται από τον μέσο, με τον οποίο συνήθως γίνεται και η αφή στην οθόνη της εν λόγω συσκευής. Θα πρέπει δε να επισημάνουμε, ότι δεν καθίσταται δυνατή η σύγκριση των αποτελεσμάτων με μετρήσεις από τη βιβλιογραφία, καθώς δεν εντοπίζεται κάποια συγκεκριμένη αναφορά για τις δυνάμεις που ασκούνται από τα δάχτυλα κατά την χρησιμοποίηση ενός tablet. Βέβαια,

μελετώντας τα πειραματικά αποτελέσματα, κατανοούμε ότι οι δυνάμεις των δαχτύλων είναι εξαιρετικά μικρές, αφού η οθόνη αφής του tablet είναι αρκετά ευαίσθητη. Συμπερασματικά, μελετώντας το σενάριο αφής, παρατηρούμε ότι απαιτούνται 0.3736N έως 0.5293N για την παραγωγή 26.67mW ενέργειας.

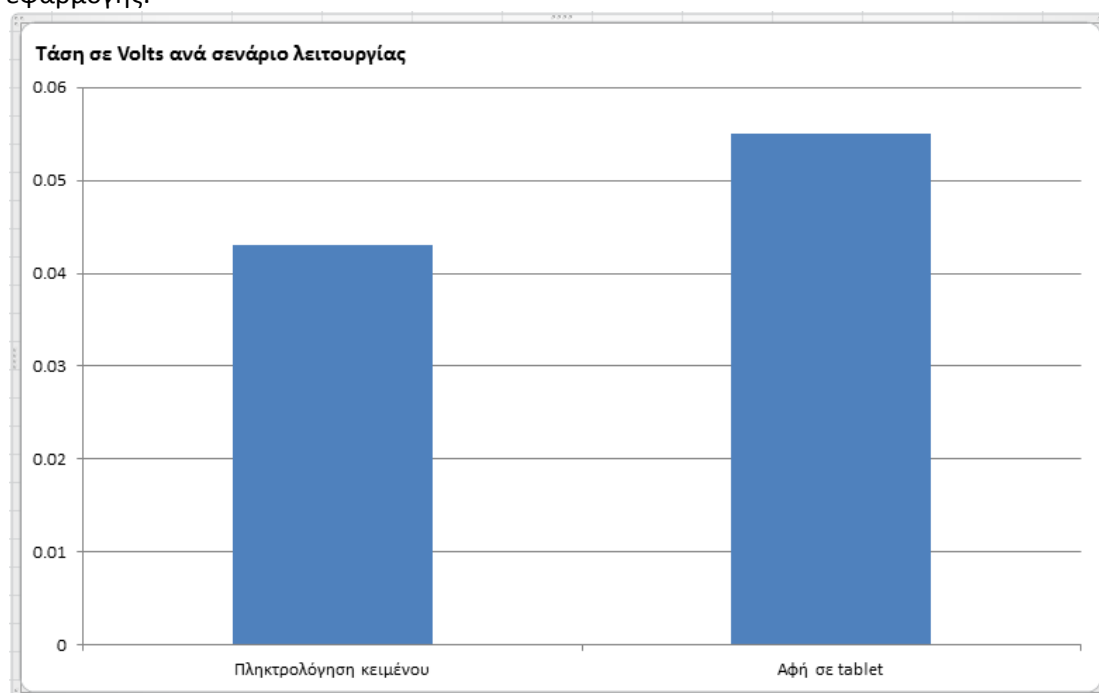
#### 4.4.3. Παρατηρήσεις και σύγκριση των σεναρίων

Αφού έχουν ολοκληρωθεί τα σεσάρια και οι αντίστοιχες μετρήσεις επί της πιεζοηλεκτρικής εφαρμογής, παρατίθεται ένας συγκεντρωτικός πίνακας με τα αποτελέσματα των δύο παραπάνω σεναρίων αλλά και τα διαγράμματα της παραχθείσας ενέργειας για κάθε σενάριο, ώστε να συγκριθούν γραφικά τα δύο σεσάρια και να παρουσιαστεί η μεταβολή της τιμής του ηλεκτρικού φορτίου στη μπαταρία του κυκλώματος για κάθε μια από τις δύο περιπτώσεις.

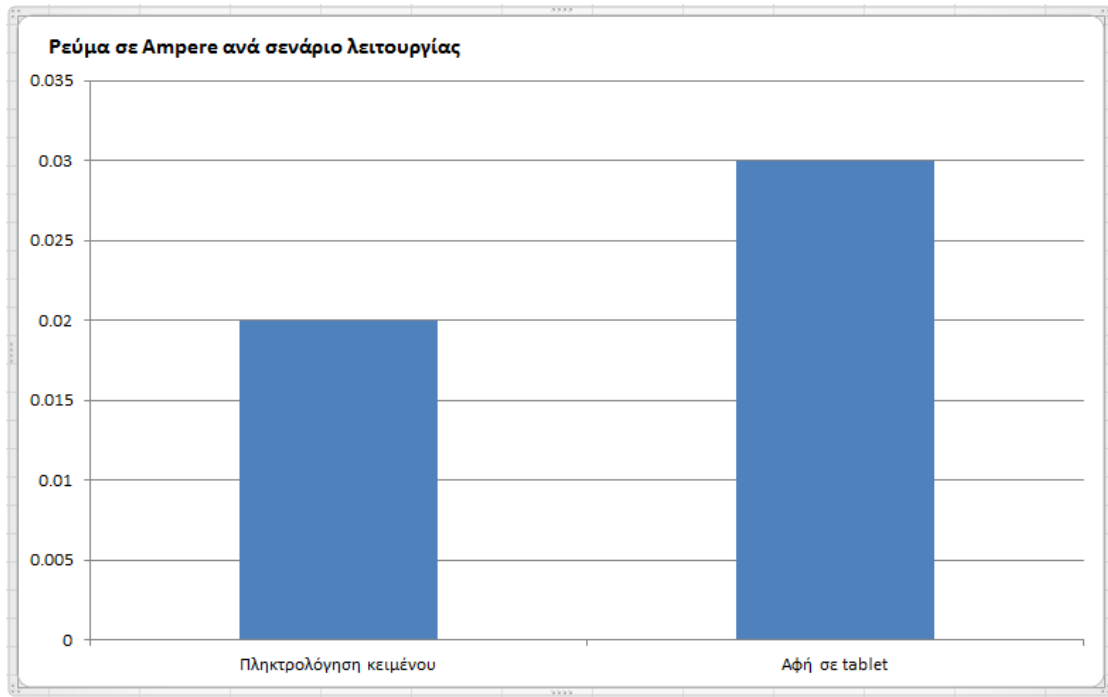
Σενάρια/Αποτελέσματα	Τάση(V)	Ρεύμα(A)	Ισχύς(W)	Χρόνος φόρτισης(t)
Πληκτρολόγηση κειμένου	0.043	0.02	0.01869	00:24:48
Αφή σε tablet	0.055	0.03	0.02667	00:09:03

Πίνακας 16. Συγκεντρωτικά αποτελέσματα των δύο σεναρίων λειτουργίας.

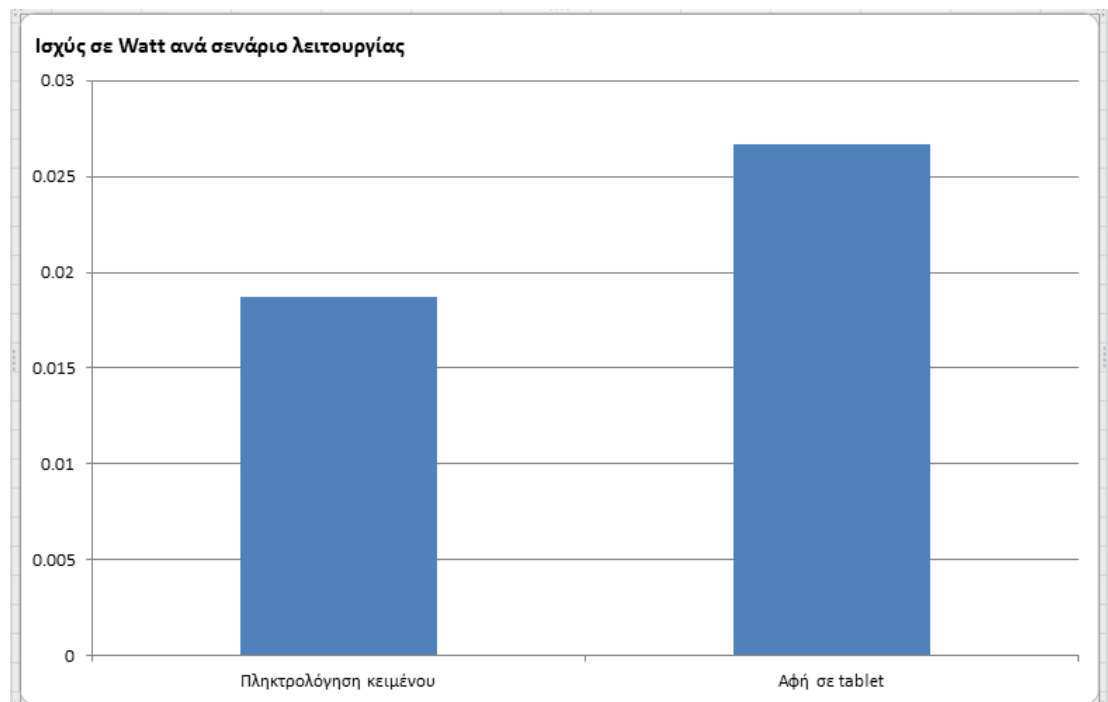
Στις παρακάτω Εικόνες 4.19, 4.19.1 και 4.19.2 συγκρίνονται γραφικά τα αποτελέσματα της τάσης, του ρεύματος και της παραγόμενης ισχύος για τα δύο σεσάρια λειτουργίας της εφαρμογής.



Εικόνα 4.19. Γραφική απεικόνιση της παραγόμενης τάσης για τα δύο σεσάρια λειτουργίας.

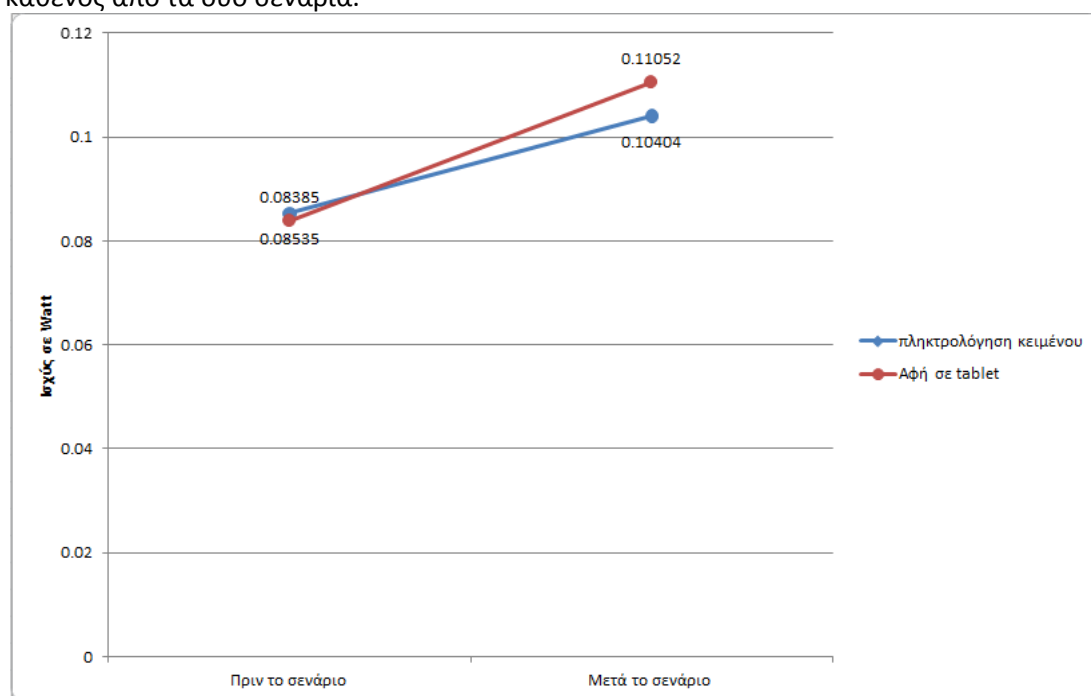


Εικόνα 4.19.1. Γραφική απεικόνιση του παραγόμενου ρεύματος για τα δύο σενάρια λειτουργίας.



Εικόνα 4.19.2. Γραφική απεικόνιση της παραγόμενης ισχύος για τα δύο σενάρια λειτουργίας.

Στο παρακάτω διάγραμμα απεικονίζεται η μεταβολή της ενέργειας μετά την υλοποίηση καθενός από τα δύο σενάρια.



Εικόνα 4.19.3. Γραφική απεικόνιση της παραγόμενης ισχύος πριν και μετά τα σενάρια λειτουργίας.

Από τα παραπάνω αποτελέσματα και τις γραφικές απεικονίσεις, μπορούν να εξαχθούν συμπεράσματα εξαιρετικού ενδιαφέροντος. Μελετώντας προσεκτικά και τον πίνακα 16, παρατηρούμε ότι με την υλοποίηση του 2<sup>ου</sup> σεναρίου αφής σε tablet χρησιμοποιώντας την εφαρμογή του facebook, παράγεται μεγαλύτερη τιμή τάσης και ρεύματος, σε σχέση με το 1<sup>ο</sup> σενάριο πληκτρολόγησης. Αυτό όμως που αξίζει να σημειωθεί είναι ότι στο σενάριο του tablet παράγονται 0.02667Watt ενέργειας σε μόλις 9 λεπτά, ενώ στην περίπτωση της πληκτρολόγησης του κειμένου 602 λέξεων χρειάστηκαν 25 περίπου λεπτά για να αυξηθεί το φορτίο της μπαταρίας στα 0.01869Watt. Σημειώνεται λοιπόν μια διαφορά 0.00798Watt για το 2<sup>ο</sup> σενάριο, ενώ παράλληλα μειώνεται σημαντικά και ο χρόνος φόρτισης κατά 24 περίπου λεπτά, σε σύγκριση με την πληκτρολόγηση του κειμένου. Αυτό θα μπορούσε να αιτιολογηθεί από τις διαφορετικές τιμές των δυνάμεων, όπως αναλύθηκαν παραπάνω, που ασκούνται με το πιεζοηλεκτρικό γάντι σε κάθε μια από τις δύο σεναριακές υλοποιήσεις, κατά τις οποίες όμως, πρέπει να σημειωθεί ότι μεγαλύτερη δύναμη κατά μέσο όρο ασκείται από τα δάχτυλα κατά την πληκτρολόγηση. Μια εξήγηση σε αυτό, είναι ότι κατά το σενάριο πληκτρολόγησης παρατηρούμε πως οι κρύσταλλοι που είναι τοποθετημένοι στα δάχτυλα δεν έρχονται εύκολα σε επαφή με τα πλήκτρα, λόγω της κατασκευής του γαντιού. Θα ήταν δηλαδή καλύτερο για την υλοποίηση του σεναρίου, η χρησιμοποίηση κρυστάλλων μικρότερης διαμέτρου, ώστε κάθε κρύσταλλος να εφαρμόζει ακριβώς στο πλήκτρο. Επίσης, θα πρέπει να αναφέρουμε ότι κατά τη διάρκεια του 1<sup>ου</sup> σεναρίου χρησιμοποιούνται και τα δύο χέρια για την πληκτρολόγηση του κειμένου, ενώ στη 2<sup>η</sup> περίπτωση με το tablet χρησιμοποιείται αποκλειστικά το πιεζοηλεκτρικό γάντι για την υλοποίηση του σεναρίου με το facebook.

#### 4.4.4. Σύγκριση των αποτελεσμάτων με άλλες συσκευές

Στην ενότητα αυτή θα χρησιμοποιήσουμε τα αποτελέσματα των μετρήσεων μας για την εφαρμογή του πιεζοηλεκτρικού γαντιού, λαμβάνοντας παράλληλα υπόψη και τα αποτελέσματα των δύο σεναρίων που αναπτύχθηκαν παραπάνω και θα συγκριθούν κάποιες από τις παραμέτρους των αποτελεσμάτων, όπως είναι ο χρόνος φόρτισης της μπαταρίας, η τάση και η ισχύς, με εκείνες συσκευών όπως του κινητού τηλεφώνου, ενός iPad, ενός laptop ή netbook, μιας ψηφιακής κάμερας και ενός GPS.

Ένα κινητό τηλέφωνο, ένα GPS ή μια ψηφιακή κάμερα λειτουργούν με μπαταρίες ιόντων Λιθίου(Li-ion), οι οποίες έχουν μεγάλη διάρκεια ζωής, όπως και η μπαταρία του κυκλώματός μας που είναι μια μπαταρία Νικελίου-Καδμίου(NiCad). Επίσης, οι συγκεκριμένες μπαταρίες ιόντων Λιθίου έχουν ονομαστική τάση **3.7V** και ο χρόνος φόρτισης των προαναφερθέντων συσκευών είναι περίπου **3 ώρες**.

Συσκευές όπως είναι οι φορητοί υπολογιστές λειτουργούν χρησιμοποιώντας μπαταρίες ιόντων Λιθίου, τα χαρακτηριστικά των οποίων αναφέρθηκαν προηγουμένως, όμως υπάρχουν κάποια μοντέλα φορητών υπολογιστών που χρησιμοποιούν μπαταρίες Λιθίου Ιόντων Πολυμερούς(Li-Io-Po) με τις οποίες λειτουργούν και συσκευές, όπως το iPad. Αυτές οι μπαταρίες έχουν ονομαστική τάση **3.7V**, ενώ η πρακτική περιοχή τάσης είναι από **4.2V** έως **3V** όταν εκφορτιστούν. Θα πρέπει δε να σημειωθεί ότι οι συσκευές που χρησιμοποιούν αυτές τις μπαταρίες αρχικά έχουν περίπου το 50% του φορτίου τους. Όσον αφορά το ρεύμα φόρτισης, αρχικά είναι 1C, αλλά μειώνεται βαθμιαία, καθώς η μπαταρία φορτίζει. Όταν η τάση φθάσει τα 4.2V, στο τέλος της φόρτισης, η ένταση έχει πέσει στο 0.1-0.2C. Με αρχική ένταση το 1C η μπαταρία θα επανακτήσει το 90% της χωρητικότητάς της σε **1 ώρα**, ενώ το υπολοιπόμενο 10% απαιτεί **45** έως **50** ακόμη **λεπτά**.

Συγκρίνοντας τις προαναφερθείσες ηλεκτρονικές συσκευές με το πιεζοηλεκτρικό γάντι, θα πρέπει να σημειώσουμε ότι η μπαταρία της εφαρμογής μας έχει ονομαστική τάση **1.2V**, ενώ ο μικρότερος χρόνος που απαιτείται για την πλήρη φόρτισή της είναι **1.2 ώρες**. Ο τυπικός δε χρόνος πλήρους φόρτισης είναι **15 ώρες**.

#### 4.5. Σύγκριση αποτελεσμάτων με παρόμοιες ερευνητικές μελέτες

Παρακάτω παρουσιάζονται τα αποτελέσματα παρόμοιων ερευνητικών μελετών, ώστε να εξαχθούν χρήσιμα συμπεράσματα όσον αφορά την ενέργεια που παράγεται τελικά αξιοποιώντας το ανθρώπινο σώμα και συγκεκριμένα τα δάχτυλα του χεριού.

- Σύμφωνα με τη μελέτη με τίτλο "Human Generated Power for Mobile Electronics" των Thad Starner και Joseph A. Paradiso των πανεπιστημίων Cambridge και Atlanta, η οποία παρουσιάστηκε και στην ενότητα 2.4.1, από την κίνηση των δαχτύλων μπορούν να παραχθούν **0.76-2.1 mW**.
- Όπως υποστηρίζει η ερευνητική μελέτη με τίτλο "Energy Harvesting Sensor Nodes: Survey and Implications" των Sujesha Sudevalayam και Purushottam Kulkarni που παρουσιάστηκε σε συνέδριο της IEEE, η διαθέσιμη ενέργεια από την κίνηση των δαχτύλων του χεριού, χρησιμοποιώντας ως τεχνολογία συγκομιδής τον πιεζοηλεκτρισμό, είναι **19mW**, ενώ η ενέργεια που συλλέγεται τελικά είναι **2.1mW**.
- Σύμφωνα με τη μελέτη "Human-powered wearable computing" του Thad Starner, που δημοσιεύτηκε στο περιοδικό IBM SYSTEMS JOURNAL, η ενέργεια που μπορεί να παραχθεί κατά μέσο όρο από έναν μέτρια εξειδικευμένο δακτυλογράφο (40 λέξεις ανά λεπτό) και λαμβάνοντας υπόψη τους πολλαπλούς συνδυασμούς πλήκτρων, είναι **6.9mW**. Επιπλέον, σύμφωνα με τη μελέτη ένας γρήγορος δακτυλογράφος(90 λέξεις ανά λεπτό) μπορεί να παράγει έως **19mW**.

- Σύμφωνα με την μελέτη με τίτλο "Energy Harvesting for Self Powered Wearable Health Monitoring System" των Qadeer A. Khan και Sarvesh J. Bang από το Oregon State University, από την κίνηση των δαχτύλων, χρησιμοποιώντας αισθητήρες ταλαντώσεων που βασίζονται στον πιεζοηλεκτρισμό, μπορούν να παραχθούν **0.33W** ηλεκτρικής ενέργειας.

#### 4.5.1. Συμπεράσματα εφαρμογής

Μελετούμε για ακόμα μια φορά τις παραπάνω μετρήσεις για τη συνολική ενέργεια που μπορεί να παραχθεί από την εφαρμογή του πιεζοηλεκτρικού γαντιού, λαμβάνοντας παράλληλα υπόψη τα δύο σενάρια λειτουργίας που αναπτύχθηκαν στις ενότητες 4.4.1 και 4.4.2 και συγκρίνουμε τις μετρήσεις αυτές με τις προαναφερθείσες παρόμοιες ερευνητικές μελέτες της ενότητας 4.5. Παρατηρούμε ότι τα πειραματικά αποτελέσματα της παρούσας πιεζοηλεκτρικής μας εφαρμογής είναι σχεδόν ταυτόσημα με αυτά της προαναφερθείσας ερευνητικής μελέτης με τίτλο "Energy Harvesting for Self Powered Wearable Health Monitoring System" των Qadeer A. Khan και Sarvesh J. Bang από το Oregon State University. Πιο συγκεκριμένα, όπως γίνεται εύκολα αντιληπτό η τελική τιμή της παραγόμενης ενέργειας της εφαρμογής μας είναι σχεδόν ίση με την τιμή της ενέργειας που παράγεται από την κίνηση των δαχτύλων σύμφωνα με την παραπάνω προϋπάρχουσα επιστημονική μελέτη, δηλαδή περίπου **0.33Watt**. Επιπρόσθετα, όπως παρουσιάστηκε και στο σενάριο πληκτρολόγησης ενός κειμένου 602 λέξεων(24 λέξεις ανά λεπτό) παράγονται **18.69mW** ασκώντας μια μέση δύναμη με τα δάχτυλα από 0.4715N έως 0.6361N, αποτέλεσμα το οποίο προσεγγίζει εξαιρετικά την ενέργεια που παράγεται σύμφωνα με την έρευνα με τίτλο "Human-powered wearable computing" του Thad Starner, που δημοσιεύτηκε στο περιοδικό IBM SYSTEMS JOURNAL, κατά την οποία η ενέργεια που μπορεί να παραχθεί από έναν γρήγορο δακτυλογράφο(90 λέξεις ανά λεπτό) είναι **19mW**. Επιπλέον, η τιμή της ενέργειας που υπολογίστηκε για την υλοποίηση του σεναρίου πληκτρολόγησης επιβεβαιώνεται μελετώντας και την έρευνα "Energy Harvesting Sensor Nodes: Survey and Implications" των Sujesha Sudevalayam και Purushottam Kulkarni που παρουσιάστηκε σε συνέδριο της IEEE, σύμφωνα με την οποία η διαθέσιμη ενέργεια από την κίνηση των δαχτύλων του χεριού, χρησιμοποιώντας ως τεχνολογίας συγκομιδής τον πιεζοηλεκτρισμό, είναι **19mW**. Σύγκριση των αποτελεσμάτων του 2<sup>ου</sup> σεναρίου που υλοποιήθηκε χρησιμοποιώντας το tablet για την πλοήγηση στην εφαρμογή του facebook δεν καθίσταται δυνατή, καθώς δεν εντοπίζεται παρόμοια πειραματική διαδικασία στη βιβλιογραφία.



## **Κεφάλαιο 5**

### **Συμπεράσματα και προτάσεις για μελλοντική εργασία**

## Κεφάλαιο 5. Συμπεράσματα και προτάσεις για μελλοντική εργασία

Μελετώντας την παρούσα διπλωματική εργασία, γίνεται εύκολα κατανοητό ότι η αξιοποίηση του ανθρώπινου σώματος ή κάποιων ανθρώπινων δραστηριοτήτων, όπως είναι η αναπνοή, η θερμότητα, η αρτηριακή πίεση, οι μηχανικές ταλαντώσεις από τους καρδιακούς παλμούς και η κίνηση του βραχίονα ή το περπάτημα, μπορεί να έχει ως αποτέλεσμα τη συγκομιδή ενός εξαιρετικά σημαντικού ποσού ηλεκτρικής ενέργειας. Χρησιμοποιώντας παράλληλα τις βασικές μεθόδους συγκομιδής ενέργειας, δηλαδή τον πιεζοηλεκτρισμό, τον θερμοηλεκτρισμό και τον ηλεκτρομαγνητισμό, το ποσό αυτό μπορεί να αξιοποιηθεί στην κατεύθυνση της τροφοδότησης ιατρικών συσκευών ή εμφυτευμάτων οι οποίες είναι κρίσιμες για την ανθρώπινη ζωή, όπως οι καρδιακοί βηματοδότες ή απινιδωτές, τα ενδοσκοπικά ή ενδοκαρδιακά εμφυτεύματα και τα προσθετικά μέλη ή συσκευές όπως ένα ένα παλμικό οξύμετρο, ένα σύστημα ηλεκτροκαρδιογραφίας ή ένα βοήθημα ακοής, που θεωρούνται σημαντικές για την καθημερινότητα ενός ανθρώπου.

Σε αυτή τη βάση στηρίχθηκε και η ανάπτυξη του πρακτικού τμήματος της διπλωματικής εργασίας, όπου επικεντρωθήκαμε στη μέθοδο του πιεζοηλεκτρισμού για τη δημιουργία μιας εφαρμογής ενσωματωμένης σε ένα γάντι, η οποία αξιοποιεί τα δάχτυλα του χεριού και συγκεκριμένα τη δύναμη που ασκείται από τα δάχτυλα, προκειμένου να παραχθεί ηλεκτρική ενέργεια. Με τη λειτουργία της προαναφερθείσας πιεζοηλεκτρικής εφαρμογής και των μετρήσεων που πραγματοποιήθηκαν επί του βασικού κυκλώματος, σημειώθηκε ότι μπορούν να παραχθούν 0.3236Watt ενέργειας, ασκώντας δύναμη με το γάντι σε μια επίπεδη επιφάνεια. Για την εξαγωγή χρησιμότερων συμπερασμάτων, αναπτύχθηκαν δύο πρακτικά σενάρια λειτουργίας του γαντιού, όπως είναι η πληκτρολόγηση ενός κειμένου σε έναν φορητό υπολογιστή και η αφή σε ένα tablet κατά την χρησιμοποίηση της εφαρμογής του facebook, δραστηριότητες οι οποίες θεωρείται ότι πραγματοποιούνται σε καθημερινή βάση από ένα άτομο. Τα αποτελέσματα των μετρήσεων από τα δύο πρακτικά σενάρια έδειξαν ότι καθίσταται δυνατή η παραγωγή 18.69mW σε 25 λεπτά, ασκώντας μια μέση δύναμη στα δάχτυλα από 0.4715N έως 0.6361N και 26.67mW σε 9 λεπτά, ασκώντας μια μέση δύναμη στα δάχτυλα από 0.3736N έως 0.5293N, αντίστοιχα για κάθε σενάριο. Παρατηρούμε λοιπόν, ότι με την υλοποίηση ενός απλού ηλεκτρικού κυκλώματος, από την άποψη της κατασκευής και αξιοποιώντας ταυτόχρονα ένα τμήμα του ανθρώπινου σώματος, που στη συγκεκριμένη περίπτωση είναι τα δάχτυλα των χεριών, μπορεί να συγκομισθεί ένα σημαντικό ποσό ηλεκτρικής ενέργειας.

Τα αποτελέσματα της πρακτικής μας εφαρμογής θα μπορούσαν να βελτιωθούν σε κάποια μελλοντική εργασία, βελτιώνοντας παράλληλα τα υλικά κατασκευής. Πιο συγκεκριμένα, μια πρόταση είναι η αντικατάσταση των χρησιμοποιηθέντων πιεζοηλεκτρικών κρυστάλλων και η χρήση πιεζοηλεκτρικών αισθητηρίων μικρότερης διαμέτρου(μικρότερη από 1cm) ή αισθητηρίων τύπου buzzer. Θα μπορούσε επίσης να χρησιμοποιηθεί ένα γάντι διαφορετικού τύπου, περισσότερο ελαστικό, που να εφαρμόζει απόλυτα στο χέρι, ώστε η εφαρμογή να μπορεί να χρησιμοποιηθεί ευκολότερα και σε άλλες δραστηριότητες, όπως η ποδηλασία ή η οδήγηση. Μια ακόμα πρόταση βελτίωσης θα μπορούσε να αποτελέσει η χρησιμοποίηση ενός αισθητήρα πίεσης στο γάντι, προκειμένου να γνωρίζουμε τη δύναμη που ασκείται από κάθε δάχτυλο κατά τη διάρκεια της δραστηριότητας, αλλά και να υπολογίσουμε τη δύναμη που πρέπει να ασκηθεί από τα δάχτυλα, ώστε να συγκομισθεί το μέγιστο ποσό ηλεκτρικής ενέργειας. Βέβαια, θα πρέπει να σημειωθεί ότι οι παραπάνω προτάσεις αυξάνουν ταυτόχρονα το κόστος κατασκευής, όμως θα καταστήσουν την εφαρμογή περισσότερο εύχρηστη. Η χρήση ενός αισθητήρα πίεσης θα προσφέρει δε τη δυνατότητα πραγματοποίησης περισσότερων πειραματικών μετρήσεων επί της εφαρμογής, τα αποτελέσματα των οποίων θα μπορούσαν να αξιολογηθούν, για την εξαγωγή χρήσιμων

συμπερασμάτων, όσον αφορά την ιδανική δύναμη που πρέπει να ασκείται από τα δάχτυλα για τη συγκομιδή του επιθυμητού ποσού ενέργειας, για συγκεκριμένες δραστηριότητες, όπως είναι η πληκτρολόγηση ενός κειμένου σε έναν υπολογιστή.

## **Κεφάλαιο 6**

### **Βιβλιογραφία**

## Κεφάλαιο 6. Βιβλιογραφία

- [1] J. Paulo and P.D. Gaspar: Review and Future Trend of Energy Harvesting. Proceedings of the World Congress on Engineering 2010 Vol II, June 30 - July 2, 2010, London, U.K.
- [2] Q.A. Khan and S.J. Bang: Energy Harvesting for Self Powered Wearable Health Monitoring System. Oregon State University.
- [3] N. Ben Amor, O. Kanoun and N. Derbel: Availability of Vibration Energy for Supply of Hearing Aids. Transactions on Systems, Signals & Devices Vol. 4, No. 4, pp.507-520.
- [4] P. Manoonpong, F. Worgotter, K. Pechrach, K. Tungpimolrut, N. Hatti, J. Phontip, and K. Komoljindakul: Using Neural Networks for Modelling Piezoelectric Energy Harvesting Systems in a Prosthetic Leg. University of Gottingen, Bishops Stortford College, Kasetsart University and NECTEC-Thailand.
- [5] Jordi Colomer-Farrarons, Pere L. Miribel-Català, A. Ivón Rodríguez-Villarreal and Josep Samitier. Portable Bio-Devices: Design of Electrochemical Instruments from Miniaturized to Implantable Devices, New Perspectives in Biosensors Technology and Applications. University of Barcelona, Institute for Bioengineering of Catalonia, Biomedical Research Networking Center in Bioengineering, Biomaterials and Nanomedicine, Spain 2011.
- [6] K. Pechrach, P. Manoonpong, F. Woegoetter, K. Tungpimolrut, N. Hatti, J. Phontip and K. Komoljindakul: Piezoelectric Energy Harvesting for Self Power Generation of Upper and Lower Prosthetic Legs. Bishops Stortford UK, Bernstein Center for Computational Neuroscience of Göttingen, National Electronics and Computer Technology Center of Thailand and Kasetsart University.
- [7] Kate Stoltenberg: Leadless Pacemaker Fact Sheet. St. Jude Medical, Inc.
- [8] Laurent Lonys, Pierre Mathys and Antoine Nonclercq: HUMAN ENERGY HARVESTING USED FOR ENDOSCOPIC IMPLANT POWER SUPPLY. Université Libre de Bruxelles, Department of Bio, Electro and Mechanical Systems, Laboratories of Image and Signal processing and Telecommunication devices, Belgium.
- [9] M. Deterre, S. Risquez, B. Bouthaud, R. Dal Molin, M. Woytasik and E. Lefevre: Multilayer out-of-plane overlap electrostatic energy harvesting structure actuated by blood pressure for powering intra-cardiac implants. Journal of Physics: Conference Series 476(2013). University Paris-Sud.
- [10] A. ZURBUCHEN, A. PFENNIGER, A. STAHEL, C. T. STOECK, S. VANDENBERGHE, V. M. KOCH and ROLF VOGEL: Energy Harvesting from the Beating Heart by a Mass Imbalance Oscillation Generator. Annals of Biomedical Engineering 2012. ARTORG Center for Biomedical Engineering Research-University of Bern, Bern University Hospital, Department of Cardiology, Solothurner Spitaler and University of Zurich.
- [11] Hamid Abdi and Navid Mohajer: Human Passive Motion and a User-friendly Energy Harvesting System. Deakin University and University of Tehran.
- [12] Thad Starner and Joseph A. Paradiso: Human Generated Power for Mobile Electronics. College of Computing Georgia Tech and Responsive Environments Group, Media Laboratory MIT.
- [13] Mark A. Hanson, Harry C. Powell Jr., Adam T. Barth, Kyle Ringgenberg, Benton H. Calhoun, James H. Aylor and John Lach: Body Area Sensor Networks: Challenges and Opportunities. University of Virginia.
- [14] M. Amin Karami and Daniel J. Inman: Powering pacemakers from heartbeat vibrations using linear and nonlinear energy harvesters. APPLIED PHYSICS LETTERS 2012. Department of Aerospace Engineering, University of Michigan.
- [15] Raziel Riemer and Amir Shapiro: Biomechanical energy harvesting from human motion: theory, state of the art, design guidelines, and future directions. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation 2011.

- [16]Paul D. Mitcheson, Eric M. Yeatman, G. Kondala Rao, Andrew S. Holmes and Tim C. Green: Energy Harvesting From Human and MachineMotion for Wireless Electronic Devices. Proceedings of the IEEE Vol. 96, No. 9, September 2008.
- [17]DELTA-IdemoLAB.: Energy Harvesting from Human Locomotion. DELTA July 2011.
- [18]Vladimir Leonov: Energy Harvesting for Self-Powered Wearable Devices. Springer Science and Business Media, LLC 2011.
- [19]Sung-Eun Jo, Myoung-Soo Kim, Min-Ki Kim, Hong-Lae Kim and Yong-Jun Kim: HUMAN BODY HEAT ENERGY HARVESTING USING FLEXIBLE THERMOELECTRIC GENERATOR FOR AUTONOMOUS MICROSYSTEMS. School of Mechanical Engineering, Yonsei University, Republic of Korea.
- [20]Dinesh Bhatia, Sweeti Bairagi, Sanat Goel and Manoj Jangra: Pacemakers charging using body energy. Journal Pharmacy Bioallied Sciences 2010 Jan-Mar.
- [21]Edwar Romero: Powering Biomedical Devices. First published 2013, Oxford.
- [22]<http://www.medtronicdiabetes.com>
- [23]<http://batteryuniversity.com>
- [24]Sujesha Sudevalayam and Purushottam Kulkarni: Energy Harvesting Sensor Nodes: Survey and Implications. IEEE COMMUNICATIONS SURVEYS & TUTORIALS, VOL 13, NO 3.
- [25]T. Starner: Human-powered wearable computing. IBM SYSTEMS JOURNAL, VOL 35, 1996.