



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ

ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ

ΤΟΜΕΑΣ Μ.Κ. & Α.Ε.

Εργαστήριο Αυτομάτου Ελέγχου

Διπλωματική Εργασία

**Πτυχές Σχεδιασμού Εμφυτεύματος Προσθετικού Άνω Άκρου
Βιομηχανοτρονικού ΕΡΡ Ελέγχου**

Design Considerations of an Upper Limb Prosthesis Implant Employing
Biomechatronic EPP Control

Νικόλαος Τουντουλίδης

Επιβλέπων Καθηγητής: Ε. Γ. Παπαδόπουλος

ΑΘΗΝΑ 2024

Περίληψη

Τα τελευταία χρόνια, οι εξελίξεις στον τομέα της βιοϊατρικής τεχνολογίας έχουν επιφέρει την ανάπτυξη εξελιγμένων και ευέλικτων προσθετικών μηχανισμών, βελτιώνοντας την ποιότητα ζωής των ατόμων με απώλεια άκρων. Καθώς οι προσθετικές συσκευές ενσωματώνονται όλο και περισσότερο στη καθημερινότητα των ανθρώπων, προκύπτει η ανάγκη για τη δημιουργία αποτελεσματικότερων και πιο φιλικών προς το χρήστη επιλογών. Ένα βασικό χαρακτηριστικό των συσκευών αυτών είναι η αδυναμία επαναφοράς της αίσθησης της ιδιοδεκτικότητας στον χρήστη. Αποτέλεσμα αυτού είναι η έλλειψη από τον χρήστη της αίσθησης και αντίληψης των αντικειμένων με τα οποία αλληλεπιδρά το προσθετικό μέλος. Έτσι περιορίζονται οι δυνατότητες και η αναμενόμενη ικανοποίηση του ανθρώπου από ένα προσθετικό άνω μέλος.

Η τοπολογία ελέγχου Βιομηχανοτρονικής Εκτεταμένης Φυσιολογικής Ιδιοδεκτικότητας (BioEPP) απασκοπεί στην αντιμετώπιση αυτής της δυσκολίας για τη περίπτωση των προσθετικών μελών άνω άκρου. Μέσω της εφαρμογής της τοπολογίας αυτής, η δύναμη που αντιλαμβάνεται το προσθετικό από την αλληλεπίδρασή του με το περιβάλλον, μεταφέρεται στους μύες του χεριού που είναι υπεύθυνοι για τη κίνηση του άκρου. Η άσκηση της δύναμης αυτής στους μύες πραγματοποιείται μηχανικά μέσω γραμμικών επενεργητών εντός ενός εμφυτεύματος. Η διαρκής επικοινωνία εμφυτεύματος και προσθετικού συντελεί στον δυναμικό έλεγχο του άκρου, προσδίδοντας το αίσθημα ανάδρασης στον χρήστη και βοηθώντας στην αύξηση των δυνατοτήτων του.

Η φύση του μηχανισμού αυτού προϋποθέτει τη χρήση ειδικών μεθόδων για τη λειτουργία του. Στη περίπτωση της επικοινωνίας των δύο μερών αξιοποιείται η λογική της αρχιτεκτονικής master – slave του τομέα του τηλεχειρισμού και της ρομποτικής, με τον ρόλο του master να αποδίδεται στο εμφύτευμα ως το κινητήριο μέσο και τον ρόλο του slave στο προσθετικό ως το κινούμενο. Το κάθε υποσύστημα διαθέτει το δικό του μικροελεγκτή, υπεύθυνο για τον συντονισμό των λειτουργιών και την μετάφραση των πληροφοριών που ανταλλάσσονται ασύρματα μεταξύ του ζεύγους, μέσω τεχνολογίας Bluetooth Low Energy (BLE).

Ο περιορισμός που προκύπτει από την αδυναμία άμεσης σύνδεσης του εμφυτεύματος με το προσθετικό επηρεάζει άμεσα τον τρόπο με τον οποίο θα επιτυγχάνεται η παροχή ενέργειας στο σύστημα. Η μέθοδος της επαγωγικής φόρτισης αποτελεί αντικείμενο ευρείας μελέτης σε πολλούς τομείς της μηχανολογίας και των ηλεκτρονικών, σύμφωνα με την οποία είναι εφικτή η ασύρματη μετάδοση ισχύος μεταξύ δύο συστημάτων.

Σκοπός της παρούσας εργασίας είναι ο προσδιορισμός των αναγκών του συστήματος και ο σχεδιασμός του συστήματος τροφοδοσίας του συστήματος με γνώμονα τη μέθοδο της επαγωγικής φόρτισης. Το αντικείμενο της μελέτης περιλαμβάνει τη δημιουργία προδιαγραφών σύμφωνα με τις ανάγκες του συστήματος και την επιλογή των απαραίτητων στοιχείων που χρειάζονται για τη τροφοδοσία του εμφυτεύματος. Μέσω των πειραματικών δοκιμών που πραγματοποιήθηκαν, γίνεται ο έλεγχος της επιλεγείσας μεθόδου και η μελέτη των παραγόντων που επηρεάζουν την αρμονική συνεργασία του μηχανισμού με το ανθρώπινο σώμα. Τα αποτελέσματα της μελέτης αποδεικνύουν τη δυνατότητα υλοποίησης του συστήματος αυτού, με την εφαρμογή των απαραίτητων προϋποθέσεων, ενθαρρύνοντας έτσι την ανάγκη για περαιτέρω έρευνα.

Abstract

Recently, advances in the field of biomedical engineering have driven the development of sophisticated and flexible prosthetic devices, improving the quality of life of people with limb loss. As prosthetic devices become increasingly integrated into people's daily lives, the need to create more effective and user-friendly options arises. A key feature of these devices is the inability to restore the sense of proprioception to the user. The result of this is the lack of users' senses and perception of the objects with which the prosthetic member interacts. This limits the possibilities and the expected human satisfaction from a prosthesis.

The Biomechatronic Extended Physiological Proprioception (BioEPP) control topology aims to address this issue for the case of upper limb prostheses. Through the application of this topology, the force perceived by the prosthesis from its interaction with the environment is transferred to the arm muscles responsible for the movement of the limb. This force is applied to the muscles mechanically by means of linear actuators within an implant. The constant communication between implant and prosthesis contributes to the dynamic control of the limb, giving the user a sense of feedback and helping to increase the capabilities of the user.

The nature of this mechanism requires the use of specific methods for its operation. In the case of the communication between the two parts, the approach of the master-slave architecture of the remote-control robotics is employed, with the role of master being assigned to the implant as the driving medium and the role of the slave being assigned to the prosthesis as the driven medium. Each subsystem has its own microcontroller, responsible for coordinating operations and translating information exchanged wirelessly between the pair via Bluetooth Low Energy (BLE) technology.

The limitation resulting from the inability to directly connect the implant to the prosthesis greatly affects the way in which the energy supply to the system will be achieved. The method of inductive charging is widely studied in many fields of engineering and electronics, whereby it is possible to transmit power wirelessly between two systems.

The purpose of this thesis is to determine the needs of the implant and design the power supply system based on the inductive charging method. The scope of the study includes creating specifications according to the system needs and selecting the necessary components needed to power the implant. Through the conducted experimental tests, the selected method is verified and the factors affecting the harmonious cooperation of the mechanism with the human body are studied. Based on the results of the study, the feasibility of implementing this system is demonstrated, with the application of necessary conditions, thus encouraging the need for further research.

Ευχαριστίες

Αρχικά θα ήθελα να ευχαριστήσω τον επιβλέποντα καθηγητή μου κ. Ευάγγελο Παπαδόπουλο, διευθυντή του Εργαστηρίου Αυτομάτου Ελέγχου της Σχολής Μηχανολόγων Μηχανικών του Εθνικού Μετσόβιου Πολυτεχνείου, για τη καθοδήγησή του, την υποστήριξη που μου προσέφερε, καθώς και για την ευκαιρία να εκπονήσω τη διπλωματική μου εργασία ως μέλος του Εργαστηρίου Συστημάτων Ελέγχου, λαμβάνοντας ανεκτίμητες γνώσεις και εμπειρίες.

Επιπλέον, θα ήθελα να ευχαριστήσω τον κ. Γεώργιο Μπέρτο, μεταδιδακτορικό ερευνητή, για τη στήριξη και καθοδήγηση που μου προσέφερε στη διάρκεια της διπλωματικής μου εργασίας.

Επίσης, θα ήθελα να ευχαριστήσω τον Γιάννη Νταβλιάκο, τον Γιώργο Μπολανάκη, τον Παναγιώτη Πασπαλίδη και τον Πέτρο Κωνσταντινέα, για τη πολύτιμη βοήθεια και τις εμπειρίες που μου προσέφεραν στον χρόνο που διατέλεσα μέλος του εργαστηρίου.

Τέλος θα ήθελα να εκφράσω την ευγνωμοσύνη μου στην οικογένειά μου και τους φίλους μου για τη συμπαράσταση που μου πρόσφεραν κατά τη διάρκεια των σπουδών μου. Ιδιαίτερος σεβασμός αρμόζει να αποδοθεί στους γονείς μου για όλα όσα μου έχουν προσφέρει στη ζωή και στα πλαίσια των σπουδών μου, καθώς και για την Ιώβεια υπομονή τους.

*Αφιερώνεται στους γονείς μου, Γιώργο και Γιώτα
και στις αδερφές μου Αθηνά και Ελπίδα.*

Περιεχόμενα

Περίληψη	2
Abstract	3
Ευχαριστίες	4
Περιεχόμενα	6
Κατάλογος Σχημάτων.....	8
Κατάλογος Πινάκων	11
1 Εισαγωγή.....	12
1.1 Σκοπός Εργασίας	12
1.2 Βιβλιογραφική Ανασκόπηση	13
1.2.1 Περί της Τοπολογίας Ελέγχου BioEPP	13
1.2.2 Ασύρματη Μετάδοση Ισχύος για Εμφυτεύματα.....	14
1.2.3 Σήματα και επίδραση του ανθρώπινου οργανισμού.....	16
1.3 Δομή Εργασίας.....	16
2 Ανάλυση Διάταξης και Ανάγκες Συστήματος	18
2.1 Εισαγωγή.....	18
2.2 Παρούσα Διάταξη	20
2.3 Ανάγκες Συστήματος	23
2.3.1 Ανάγκες λειτουργίας	23
2.3.2 Ανάγκες βιοσυμβατότητας.....	25
3 Ενεργειακές Απαιτήσεις Μηχανισμού	28
3.1 Προδιαγραφές Μηχανισμού.....	28
3.2 Υπολογισμός Απαιτήσεων Μηχανισμού	29
4 Αρχιτεκτονικός Τοπολογικός Σχεδιασμός Συστήματος Ασύρματης Τροφοδοσίας	31
4.1 Σενάρια Σχεδιασμού του Συστήματος Τροφοδοσίας.....	31
4.1.1 Βασικό σενάριο (Baseline)	31
4.1.2 Σενάριο ρυθμιστή τροφοδοσίας εσωτερικού συστήματος	31
4.1.3 Σενάριο εξωτερικής τροφοδοσίας εναλλασσόμενου ρεύματος	32
4.1.4 Σενάριο δύο εξωτερικών συσσωρευτών	33
4.1.5 Σενάριο αποσπώμενου / φορητού εξωτερικού συσσωρευτή.....	33
4.1.6 Σενάριο πολλαπλών μεθόδων τροφοδοσίας εξωτερικού συσσωρευτή	34
4.1.7 Συνδυασμός σεναρίων	35
4.2 Κριτήρια και Αξιολόγηση Σεναρίων Σχεδιασμού	36
5 Ενεργειακή Μελέτη Master Υποσυστήματος.....	42
5.1 Ανάλυση Μονάδας Ασύρματης Τροφοδοσίας.....	42

5.2 Μοντελοποίηση Υποσυστήματος για Ενεργειακή Μελέτη	46
5.3 Ενσωμάτωση του Υποσυστήματος στον Οργανισμό.....	51
6 Πειραματικά Αποτελέσματα	53
6.1 Απόκριση Μονάδας Ασύρματης Τροφοδοσίας	53
6.1.1 Πειραματική διαδικασία	53
6.1.2 Αποτελέσματα.....	54
6.2 Θερμικές Απώλειες Συστήματος.....	63
6.2.1 Πειραματική διαδικασία	63
6.2.2 Αποτελέσματα.....	64
6.3 Εξασθένηση Σήματος Μονάδας BLE.....	66
6.3.1 Πειραματική διαδικασία	66
6.3.2 Αποτελέσματα.....	68
7 Συμπεράσματα και Μελλοντική Εργασία	72
7.1 Συμπεράσματα	72
7.2 Μελλοντική Εργασία	73
8 Βιβλιογραφία.....	74
Παράρτημα	76

Κατάλογος Σχημάτων

Σχήμα 1-1.	Τοπολογία Ελέγχου Σωματο-τροφοδοτούμενου Συστήματος [37].....	13
Σχήμα 1-2.	Τοπολογία Ελέγχου Βιομηχανοτρονικού EPP [16].....	14
Σχήμα 1-3.	Η τεχνολογία ασύρματης τροφοδοσίας για εμφύτευμα άνω άκρου [26].....	15
Σχήμα 2-1.	Περιστροφή καρπού ανθρώπινου χεριού [38].....	18
Σχήμα 2-2.	Μύες Flexor Carpi Radialis (FCR) και Extensor Carpi Radialis Longus (ECRL) μεμονωμένοι (αριστερά) και σε τομή του άνω άκρου (δεξιά) [28] [29].	19
Σχήμα 2-3.	Βρόχος ελέγχου τοπολογίας BioEPP [19].....	20
Σχήμα 2-4.	Σχέδια διατάξεων master υποσυστημάτων μεγάλης (αριστερά) και μικρής (δεξιά) κλίμακας [16] [19].	21
Σχήμα 2-5.	Διάταξη master υποσυστήματος μεγάλης (αριστερά) και μικρής (δεξιά) κλίμακας [19].	21
Σχήμα 2-6.	Διάταξη υποσυστήματος slave [16].	22
Σχήμα 2-7.	Κάτοψη παρούσας διάταξης.	23
Σχήμα 2-8.	Σύγκριση μεγέθους master διάταξης μεγάλης (αριστερά) και μικρής (δεξιά) κλίμακας με έναν ανθρώπινο πήχη [19].	24
Σχήμα 2-9.	Παρούσα διάταξη master υποσυστήματος για ένα βαθμό ελευθερίας.....	25
Σχήμα 2-10.	Έμφυτη τραχεία οδός κατασκευασμένη από PET πλαστικό [36].....	26
Σχήμα 2-11.	Μοντέλο ασύρματης μεταφοράς ισχύος από το προσθετικό στο εμφύτευμα.	26
Σχήμα 4-1.	Βασικό σενάριο τροφοδοσίας συστήματος.	32
Σχήμα 4-2.	Σενάριο ρυθμιστή τροφοδοσίας εσωτερικού συστήματος.	32
Σχήμα 4-3.	Σενάριο εξωτερικής τροφοδοσίας εναλλασσόμενου ρεύματος.	33
Σχήμα 4-4.	Σενάριο δύο εξωτερικών συσσωρευτών.	34
Σχήμα 4-5.	Σενάριο αποσπώμενου / φορητού εξωτερικού συσσωρευτή.....	34
Σχήμα 4-6.	Σενάριο πολλαπλών μεθόδων τροφοδοσίας εξωτερικού συσσωρευτή.	35
Σχήμα 4-7.	Σενάριο πολλαπλών μεθόδων τροφοδοσίας εξωτερικού συσσωρευτή με ρυθμιστή τροφοδοσίας εσωτερικού συστήματος.....	35
Σχήμα 4-8.	Σενάριο αποσπώμενου / φορητού εξωτερικού συσσωρευτή με ρυθμιστή τροφοδοσίας εσωτερικού συστήματος.....	36
Σχήμα 4-9.	Ρεαλιστική προσέγγιση του θεωρητικού μοντέλου που αναδείχθηκε ως το πιο ικανό για την εκπλήρωση των κριτηρίων του μηχανισμού.	41
Σχήμα 5-1.	Τεχνικές προδιαγραφές παλμογεννητριών master κινητήρων (Maxon ENX 8 MAG 256IMP) [19].....	42
Σχήμα 5-2.	Driver DRV8833 της Texas Instruments [39].	43
Σχήμα 5-3.	Πλακέτα breakout board με το σχέδιο (αριστερά) και το τελικό προϊόν (δεξιά).	43
Σχήμα 5-4.	Αισθητήρας δύναμης FSR Model 400 Short Tail της Interlink Electronics [33].	43
Σχήμα 5-5.	Περιγραφικό σχήμα περιεγραμμένου κύκλου που καλύπτει τον μηχανισμό. .	44

Σχήμα 5-6.	Στοιχεία μονάδας ασύρματης φόρτισης που επιλέχθηκε [31].	45
Σχήμα 5-7.	Μοντέλο προσομοίωσης του ανθρώπινου χεριού σε στρώματα [18].	48
Σχήμα 5-8.	Γραφική αναπαράσταση της μεταβολής της θερμοκρασίας συναρτήσει της απομάκρυνσης από το κέντρο του χεριού.	50
Σχήμα 5-9.	Heat sink κατασκευασμένο μέσω προσθετικής κατεργασίας [27].	50
Σχήμα 5-10.	Μοντέλο μηχανισμού master υποσυστήματος ενός βαθμού ελευθερίας νέας μορφής.	52
Σχήμα 5-11.	Σχηματική αναπαράσταση διάταξης μηχανισμού master υποσυστήματος εντός του ανθρώπινου χεριού σε εγκάρσια (αριστερά) και διαμήκη (δεξιά) τομή.	52
Σχήμα 6-1.	(a) Πειραματική διάταξη για τη μελέτη απόκρισης της μονάδας ασύρματης τροφοδοσίας (b) Βάση ελεγχόμενης απομάκρυνσης των πηνίων.	54
Σχήμα 6-2.	Γραφική αναπαράσταση της συχνότητας του κύματος συναρτήσει της τάσεως εισόδου του πομπού.	55
Σχήμα 6-3.	Γραφική αναπαράσταση της τάσεως του κύματος συναρτήσει της τάσεως εισόδου του πομπού για το πρωτεύον (primary) και το δευτερεύον (secondary) τμήμα.	55
Σχήμα 6-4.	Απόκριση κύματος RF για τάση εισόδου 5V για το πρωτεύον (αριστερά) και για το δευτερεύον πηνίο (δεξιά).	56
Σχήμα 6-5.	Απόκριση κύματος RF για τάση εισόδου 6V για το πρωτεύον (αριστερά) και για το δευτερεύον πηνίο (δεξιά).	56
Σχήμα 6-6.	Απόκριση κύματος RF για τάση εισόδου 7V για το πρωτεύον (αριστερά) και για το δευτερεύον πηνίο (δεξιά).	56
Σχήμα 6-7.	Απόκριση κύματος RF για τάση εισόδου 8V για το πρωτεύον (αριστερά) και για το δευτερεύον πηνίο (δεξιά).	57
Σχήμα 6-8.	Απόκριση κύματος RF για τάση εισόδου 9V για το πρωτεύον (αριστερά) και για το δευτερεύον πηνίο (δεξιά).	57
Σχήμα 6-9.	Απόκριση κύματος RF για τάση εισόδου 10V για το πρωτεύον (αριστερά) και για το δευτερεύον πηνίο (δεξιά).	57
Σχήμα 6-10.	Απόκριση κύματος RF για τάση εισόδου 11V για το πρωτεύον (αριστερά) και για το δευτερεύον πηνίο (δεξιά).	58
Σχήμα 6-11.	Απόκριση κύματος RF για τάση εισόδου 12V για το πρωτεύον (αριστερά) και για το δευτερεύον πηνίο (δεξιά).	58
Σχήμα 6-12.	Μεταβολή τάσης εξόδου συναρτήσει της τάσης εισόδου και την απόσταση των πηνίων ($d = 0 - 3 \text{ mm}$)	59
Σχήμα 6-13.	Μεταβολή τάσης εξόδου συναρτήσει της τάσης εισόδου και την απόσταση των πηνίων ($d = 4 - 11 \text{ mm}$)	59
Σχήμα 6-14.	Μεταβολή τάσης εξόδου συναρτήσει της τάσης εισόδου και την απόσταση των πηνίων ($d = 12 - 20 \text{ mm}$)	59
Σχήμα 6-15.	Τυπική απόκλιση της διακύμανσης της τάσης εξόδου συναρτήσει της απόστασης των πηνίων.	60
Σχήμα 6-16.	Μεταβολή της ισχύος εισόδου συναρτήσει της τάσης εισόδου και την απόσταση των πηνίων ($d = 0 - 3 \text{ mm}$)	60
Σχήμα 6-17.	Μεταβολή της ισχύος εισόδου συναρτήσει της τάσης εισόδου και την απόσταση των πηνίων ($d = 4 - 11 \text{ mm}$)	61

Σχήμα 6-18.	Μεταβολή της ισχύος εισόδου συναρτήσει της τάσης εισόδου και την απόσταση των πηνίων ($d = 12 - 20 \text{ mm}$)	61
Σχήμα 6-19.	Αλλαγή στην ομοαξονικότητα των πηνίων της ασύρματης τροφοδοσίας.	62
Σχήμα 6-20.	Αλλαγή στην διεύθυνση των επιπέδων των πηνίων της ασύρματης τροφοδοσίας.....	62
Σχήμα 6-21.	Πειραματική διάταξη ελέγχου θερμοκρασίας που αναπτύσσεται κατά τη λειτουργία του master υποσυστήματος.....	63
Σχήμα 6-22.	Πειραματική διάταξη ελέγχου θερμοκρασίας που αναπτύσσεται κατά τη λειτουργία της μονάδας ασύρματης τροφοδοσίας.....	64
Σχήμα 6-23.	Πειραματικά δεδομένα για την αύξηση της θερμοκρασίας εκτός του περιβλήματος του master κινητήρα.	64
Σχήμα 6-24.	Πειραματική διάταξη ελέγχου εξασθένησης σήματος BLE χωρίς τη βάση.....	66
Σχήμα 6-25.	Πειραματική διάταξη ελέγχου εξασθένησης σήματος BLE με προσθήκη της βάσης.....	67
Σχήμα 6-26.	Κάλυψη μονάδας BLE με δείγμα κρέατος.....	67
Σχήμα 6-27.	Περιβάλλον εφαρμογής «nRF Connect» της Nordic για την απόκτηση των δεδομένων.	68
Σχήμα 6-28.	Πειραματικά αποτελέσματα εξασθένησης του σήματος BLE για τη περίπτωση χωρίς δείγμα.	68
Σχήμα 6-29.	Πειραματικά αποτελέσματα εξασθένησης του σήματος BLE για τη περίπτωση πάχους δείγματος 10mm.	69
Σχήμα 6-30.	Πειραματικά αποτελέσματα εξασθένησης του σήματος BLE για τη περίπτωση πάχους δείγματος 20mm.	69
Σχήμα 6-31.	Πειραματικά αποτελέσματα εξασθένησης του σήματος BLE για τη περίπτωση πάχους δείγματος 30mm.	69
Σχήμα 6-32.	Πειραματικά αποτελέσματα εξασθένησης του σήματος BLE για τη περίπτωση πάχους δείγματος 40mm.	70
Σχήμα 6-33.	Γραφική αναπαράσταση μεταβολής της μέσης τιμής RSSI και του μέσου ρυθμού αποστολής σημάτων συναρτήσει του πάχους του δείγματος.....	70

Κατάλογος Πινάκων

Πίνακας 3-1.	Τεχνικές προδιαγραφές κινητήρα master (Maxon DCX 8 M Ø8 mm) [19].	29
Πίνακας 3-2.	Γεωμετρικά χαρακτηριστικά άξονα γραμμικού επενεργητή [19].	30
Πίνακας 4-1.	Κριτήρια αξιολόγησης σεναρίων σχεδιασμού συστήματος τροφοδοσίας.....	37
Πίνακας 4-2.	Κλίμακα σύγκρισης των κριτηρίων κατά ζεύγη.....	37
Πίνακας 4-3.	Μητρώο σύγκρισης κατά ζεύγη των κριτηρίων σχεδιασμού.	38
Πίνακας 4-4.	Κανονικοποιημένο μητρώο σύγκρισης των κριτηρίων σχεδιασμού.	38
Πίνακας 4-5.	Τιμές συντελεστών βάρους των κριτηρίων σχεδιασμού.	39
Πίνακας 4-6.	Σταθμισμένο μητρώο σύγκρισης κατά ζεύγη των κριτηρίων σχεδιασμού.	39
Πίνακας 4-7.	Τιμές δείκτη τυχαίας συνοχής (RI) συναρτήσεως του μεγέθους δείγματος.....	40
Πίνακας 4-8.	Κλίμακα βαθμολόγησης σεναρίων.....	40
Πίνακας 4-9.	Αποτελέσματα αξιολόγησης σεναρίων.....	41
Πίνακας 5-1.	Γεωμετρικά χαρακτηριστικά ζεύγους οδοντωτών τροχών [19].	47
Πίνακας 5-2.	Χαρακτηριστικά στρωμάτων κυλινδρικού μοντέλου [18].	48
Πίνακας 5-3.	Αποτελέσματα θερμικών υπολογισμών του μοντέλου για θερμοκρασία περιβάλλοντος 25 °C.....	49
Πίνακας 6-1.	Συγκεντρωτικά αποτελέσματα παλμογράφου.	54
Πίνακας 6-2.	Αποτελέσματα θερμικής προσομοίωσης με αλλαγή της θερμοκρασίας περιβάλλοντος σε 15.6 °C και της θερμικής ισχύος σε 0.56W.....	65
Πίνακας 6-3.	Συγκεντρωτικά αποτελέσματα της πειραματικής διαδικασίας για τη μονάδα BLE.	70

1 Εισαγωγή

1.1 Σκοπός Εργασίας

Οι κλάδοι της βιοϊατρικής τεχνολογίας και των προσθετικών μελών σημειώνουν σημαντική πρόοδο τα τελευταία χρόνια, με την ανάπτυξη νέων μεθόδων και τεχνολογιών που συνεχώς βελτιώνονται και αναπτύσσονται. Η άμεση επίδραση που έχουν στο ανθρώπινο σώμα καθώς και η πολυπλοκότητα των μηχανισμών έχουν δημιουργήσει ένα ιδανικό περιβάλλον συνεργασίας πολλών κλάδων για την επίτευξη των απαιτήσεων που δημιουργούνται. Οι τεχνολογικές καινοτομίες, όπως οι αισθητήρες, οι μικροελεγκτές και η τεχνητή νοημοσύνη, έχουν καταστήσει δυνατή την κατασκευή προσθετικών άκρων που μιμούνται στενά τις φυσικές κινήσεις. Όλα αυτά δημιουργούν νέες προοπτικές για την παροχή βοήθειας στα άτομα με αναπηρία και για τον τρόπο με τον οποίο εμπλεκόμαστε με τεχνολογίες που αναδημιουργούν και σε ορισμένες περιπτώσεις υπερβαίνουν την ανθρώπινη ικανότητα.

Στην εργασία αυτή ερευνάται η δημιουργία ενός πρωτότυπου μηχανοτρονικού συστήματος εμφυτεύματος ανθρώπινου άνω άκρου, με χρήση τοπολογίας ελέγχου η οποία αποσκοπεί στην αύξηση της φυσιολογικής ιδιοδεκτικότητας του ανθρώπινου σώματος. Η αρχική μεθοδολογία αυτή έχει την επίσημη ορολογία «Extended Physiological Proprioception» (EPP) και εμφανίστηκε στα μέσα της δεκαετίας του 1970 [21]. Η φύση της μεθοδολογίας αυτής, με χρήση καλωδίων Bowden για την ένωση των εναπομεινάντων μυών του χρήστη με το προσθετικό, καθώς και η διαδικασία του χειρουργείου που απαιτούσαν, δημιούργησαν την ανάγκη εύρεσης μιας πιο αποδεκτής λύσης. Με βάση αυτό ξεκίνησε μια μελέτη στο εργαστήριο Αυτομάτου Ελέγχου του ΕΜΠ, για τη δημιουργία ενός συστήματος δύο μερών, ενός εμφυτεύματος (master) και ενός προσθετικού (slave) που αφενός λειτουργούν με τη μεθοδολογία EPP και αφετέρου επικοινωνούν ασύρματα [12] [16]. Στη μέθοδο αυτή αποδίδεται η ονομασία «Biomechatronic Extended Physiological Proprioception» (BioEPP) και κύριο γνώρισμα της προτεινόμενης αυτής μεθόδου είναι η παροχή ανάδρασης στον ακρωτηριασμένο άνθρωπο χωρίς τη χρήση καλωδίων Bowden, αλλά μέσω της εμφυτεύσιμης συσκευής εφαρμόζοντας έλεγχο θέσης κλειστού βρόχου με χρήση τηλεχειρισμού. Παρά την επεμβατική της φύση, σε αντίθεση με προσθετικά μέλη που χρησιμοποιούν συστήματα μωηλεκτρικού ελέγχου, είναι πιο αποτελεσματική στην επίδοση του προσθετικού, διαθέτοντας μάλιστα και το προνόμιο της ανάδρασης στον χρήστη [12].

Για την υλοποίηση αυτής της ιδέας έχουν εργαστεί στο παρελθόν πολλά μέλη της ερευνητικής ομάδας στο Εργαστήριο Συστημάτων Αυτομάτου Ελέγχου CSL (NTUA). Με σταδιακή πρόοδο έχει δημιουργηθεί μια διάταξη που ανταγωνίζεται σε δυνατότητες τις ήδη υπάρχουσες επιλογές για προσθετικά άνω άκρων. Στη παρούσα μορφή της, η διάταξη διαθέτει δύο υποσυστήματα, ένα του εμφυτεύματος και ένα του προσθετικού και χρησιμοποιεί ένα σύστημα ελέγχου master – slave. Για τον έλεγχο του συστήματος αυτού χρησιμοποιούνται μικροελεγκτές οι οποίοι επικοινωνούν ασύρματα με χρήση τεχνολογίας BLE.

Σκοπός της παρούσας εργασίας είναι η διερεύνηση της δυνατότητας υλοποίησης ενός συστήματος ασύρματης τροφοδοσίας του εμφυτεύματος. Πιο συγκεκριμένα, μελετάται ο σχεδιασμός ενός συστήματος αυτονομίας του μηχανισμού από σταθερή πηγή τροφοδοσίας, με βάση τις ενεργειακές απαιτήσεις των στοιχείων της υπάρχουσας διάταξης, δίνοντας έμφαση στις προδιαγραφές και τις ανάγκες που καλείται να πληροί μια ιατροτεχνολογική συσκευή.

1.2 Βιβλιογραφική Ανασκόπηση

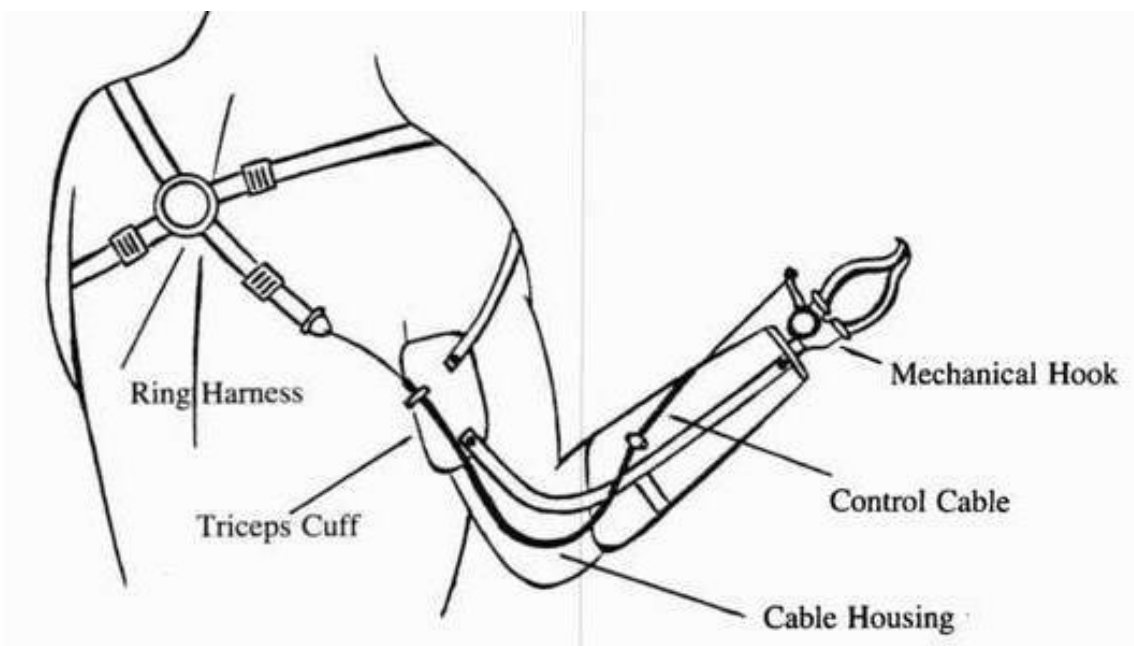
1.2.1 Περί της Τοπολογίας Ελέγχου ΒιοΕΡΡ

Για τη περίπτωση των προσθετικών άκρων υπάρχουν συγκεκριμένα χαρακτηριστικά τα οποία πρέπει να έχουμε λάβει υπόψη κατά τον σχεδιασμό της τοπολογίας ελέγχου. Τα χαρακτηριστικά αυτά είναι που έχουν διαμορφώσει τις προδιαγραφές τις οποίες τηρεί η πλειοψηφία των σύγχρονων τοπολογιών ελέγχου στον κλάδο αυτό. Σύμφωνα με τον Childress D.S. [5] τα χαρακτηριστικά αυτά μπορούν να συνοψισθούν σε πέντε βασικές προτάσεις:

- Ελάχιστη δυνατή πνευματική κόπωση του χρήστη.
- Βέλτιστος σχεδιασμός για ευκολία στην εκμάθηση και χρήση.
- Ανεξάρτητη λειτουργία στον έλεγχο του κάθε βαθμού ελευθερίας του μηχανισμού.
- Παράλληλη και χωρίς κενά δράση του κάθε βαθμού ελευθερίας.
- Προσομοίωση της φυσικής εμφάνισης στον μέγιστο δυνατό βαθμό.

Η αναγνώριση των παραπάνω προδιαγραφών συντελεί στη δημιουργία ενός προσθετικού που θα αποτελεί αντίγραφο του φυσικού μέσου το οποίο υποκαθιστά, χωρίς ο χρήστης να αντιλαμβάνεται τη διαφορά μεταξύ των δύο ως προς τη λειτουργία και ως προς την εμφάνιση αυτού.

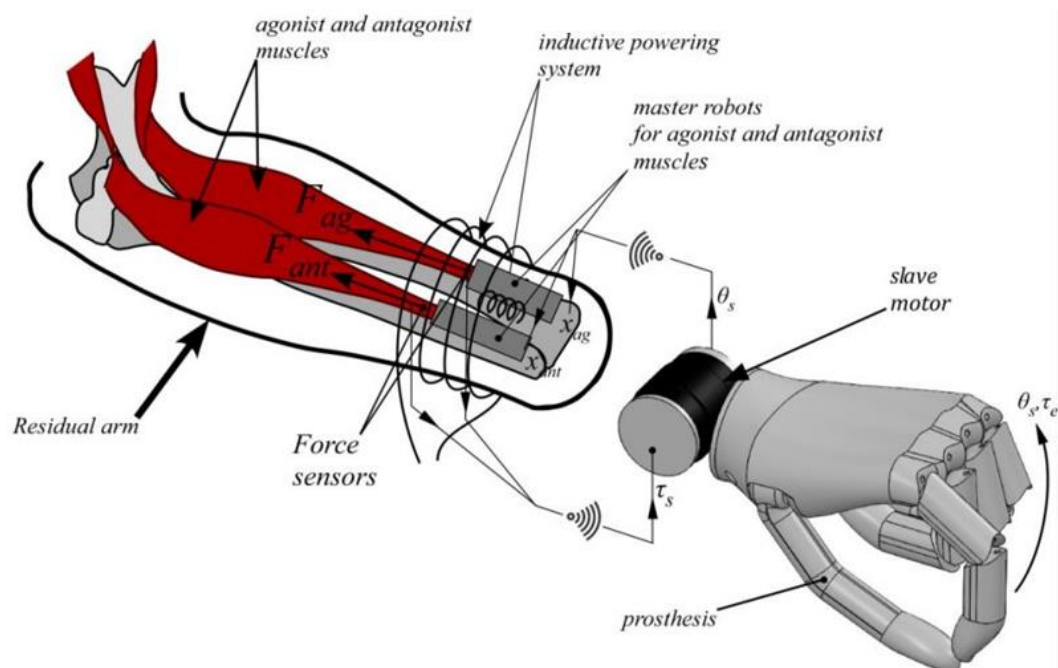
Σαφώς αυτό που σχετίζεται άμεσα με τις προδιαγραφές αυτές είναι ο τρόπος με τον οποίο λαμβάνεται και μεταφράζεται η πληροφορία του οργανισμού από το προσθετικό. Στη περίπτωση μας η αρχιτεκτονική που μας οδηγεί είναι αυτή των σωματο-τροφοδοτούμενων προσθετικών συστημάτων. Το βασικό χαρακτηριστικό των σωματο-τροφοδοτούμενων προσθετικών συστημάτων είναι η άσκηση μυϊκής δύναμης από τον χρήστη για την επενέργεια του μηχανισμού, όπως φαίνεται στο Σχήμα 1-1. Η ειδική περίπτωση που μεταξύ των μυών και του μηχανισμού παρεμβάλλονται καλώδια για τη μεταφορά της δύναμης των μυών αποκαλείται μεθοδολογία της «Εκτεταμένης Φυσιολογικής Ιδιοδεκτικότητας» (EPP). Μέσω αυτής της μεθοδολογίας ο χρήστης μπορεί ασυναίσθητα να ελέγχει το προσθετικό αλλά και να αντιλαμβάνεται αλλαγές στη κατάστασή του, όπως συμβαίνει και στη πραγματικότητα με ένα φυσικό μέλος.



Σχήμα 1-1. Τοπολογία Ελέγχου Σωματο-τροφοδοτούμενου Συστήματος [37].

Η χειρισμός του προσθετικού μπορεί να γίνεται είτε άμεσα με χρήση καλωδίων ή μηχανικών μέσων είτε από απόσταση μέσω τηλεχειρισμού. Ο τηλεχειρισμός είναι χρήσιμος στη περίπτωση των προσθετικών μελών καθώς επιτρέπει ευελιξία στον σχεδιασμό των υποσυστημάτων του μηχανισμού και τη δυνατότητα μετατόπισης του τελικού σημείου δράσης (end-effector) σε μια επιθυμητή θέση χωρίς την μετατόπιση ή επέκταση του υπόλοιπου μηχανισμού. Για τον έλεγχο μιας διάταξης με χρήση τηλεχειρισμού συνήθως απαιτείται μια κεντρική μονάδα (master), μια δευτερεύουσα μονάδα (slave) η οποία λειτουργεί σύμφωνα με τις εντολές που δέχεται από τη κεντρική και ένας ελεγκτής (controller) που διαχειρίζεται και στέλνει τις απαραίτητες πληροφορίες στις δύο μονάδες σύμφωνα με το πρωτόκολλο λειτουργίας του μηχανισμού [3].

Ο συνδυασμός της τοπολογίας ελέγχου EPP με την εξ' αποστάσεως μετάδοση πληροφορίας μεταξύ ενός εμφυτευμένου (master) και ενός προσθετικού (slave) μηχανισμού αποτελεί τον Βιομηχανοτρονικό (Biomechatronic) EPP έλεγχο. Σύμφωνα με αυτόν, η δύναμη που ασκείται από τους μύες του εναπομείναντος άνω άκρου, μετρίεται από έναν αισθητήρα δύναμης και μεταδίδεται ασύρματα από το master τμήμα που βρίσκεται εντός του ανθρώπινου χεριού, στο slave τμήμα του προσθετικού. Με τη πληροφορία αυτή πραγματοποιείται κίνηση του προσθετικού μέρους και δημιουργείται μια νέα πληροφορία η οποία επιστρέφει ασύρματα στο master τμήμα. Στο στάδιο αυτό η κίνηση του ακροδέκτη μεταφράζεται σε ανάδραση στους μύες του χρήστη, ολοκληρώνοντας έτσι τον κύκλο της πληροφορίας. Η απεικόνιση του κύκλου αυτού φαίνεται στο Σχήμα 1-2, όπου παρουσιάζεται ένα ζεύγος μυών του εναπομείναντος άνω άκρου που συντελούν κίνηση ενός βαθμού ελευθερίας του χεριού.



Σχήμα 1-2. Τοπολογία Ελέγχου Βιομηχανοτρονικού EPP [16].

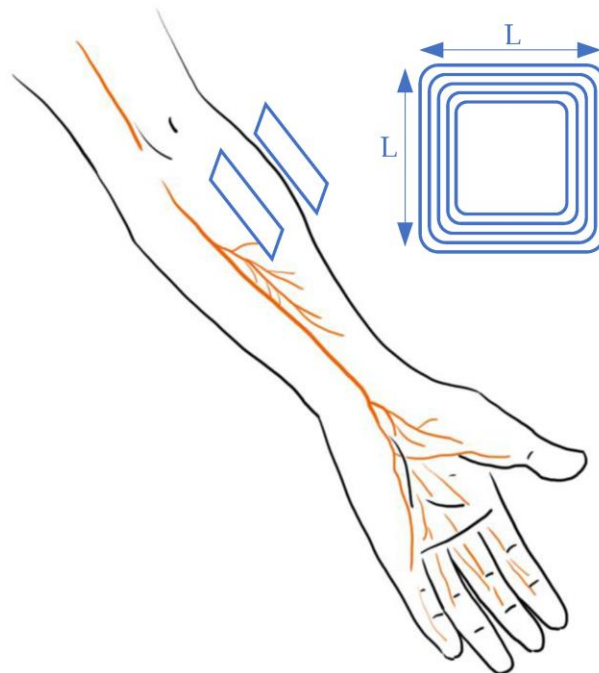
1.2.2 Ασύρματη Μετάδοση Ισχύος για Εμφυτεύματα

Με την ανάπτυξη των εμφυτων μηχανισμών και των συστημάτων προσθετικών μελών, δημιουργήθηκε η ανάγκη παροχής ισχύος προς τους μηχανισμούς αυτούς με ασύρματο τρόπο, λόγω των βιολογικών περιορισμών που υπάρχουν. Το πλήθος των δεδομένων και των ερευνών που αποσκοπούν στην υλοποίηση μοντέλων τέτοιων μηχανισμών αυξάνονται

διαρκώς, προσφέροντας πολλές πληροφορίες πάνω στο θέμα αυτό. Η χρήση της ασύρματης μετάδοσης ισχύος σε εμφυτεύσιμες βιοϊατρικές συσκευές περιλαμβάνει τη μελέτη διαφόρων παραγόντων, όπως της θέσης εμφύτευσης, των μέσων μεταφοράς και της εγγύησης ασφαλείας κατά τη λειτουργία. Βασικές μεταβλητές σχεδιασμού ενός τέτοιου συστήματος αποτελούν η ισχύς εισόδου, η απόδοση του συστήματος, η απόσταση μεταφοράς και τα όρια ρεύματος, που μπορούν να συσχετισθούν και με τη συνολική εκλυόμενη θερμότητα.

Για συσκευές όπως τα κοχλιακά εμφυτεύματα και οι βηματοδότες, οι ανησυχίες για την ασφάλεια πρέπει να αξιολογούνται πριν από την εφαρμογή του συστήματος με χρήση προσομοιώσεων ακρίβειας, κάτι που δεν ισχύει στη περίπτωση των περιφερειακών εμφυτευμάτων, όπως για αυτά του άνω άκρου. Για τη περίπτωση των μέσων αυτών έχουν αναπτυχθεί περιορισμοί ανάλογα με τη χρήση και τη περιοχή λειτουργίας των εμφυτευμάτων, ώστε να καλύπτονται οι ισχύουσες προδιαγραφές. Για παράδειγμα, η ισχύς λειτουργίας ενός συστήματος ασύρματης μετάδοσης ισχύος σε μη ελεγχόμενο περιβάλλον (γενική χρήση) και για τη περιοχή των ανθρώπινων άκρων, δεν πρέπει να ξεπερνά τα 4 W/kg του άκρου [26] .

Από πειραματικά δεδομένα ερευνών με χρήση μωηλεκτρικών σημάτων για τον έλεγχο της λειτουργίας ενός τέτοιου συστήματος [10] [24] , αποδεικνύεται η δυνατότητα υλοποίησής του. Συγκεκριμένα, φαίνεται πως τα ενδεχόμενα αρνητικών επιπτώσεων στην υγεία του ανθρώπου είναι λίγα ακόμα και για τη περίπτωση της χρήσης ενός τέτοιου συστήματος για μεγάλο χρονικό διάστημα και ότι υπάρχει μεγάλη ευελιξία ως προς τον σχεδιασμό του συστήματος ασύρματης τροφοδοσίας. Βασική ανάγκη για την ανάπτυξη του τελευταίου είναι η βελτιστοποίηση του σχεδιασμού των πηνίων, για την ενίσχυση της ανοχής της διακύμανσης του φορτίου (Σχήμα 1-3), ανάλογα με τις δυνατότητες του προσθετικού μέλους και του εμφυτεύματος. Ένας τελευταίος παράγοντας που επηρεάζει την εύρυθμη λειτουργία του συστήματος αυτού, είναι ο σχεδιασμός του συστήματος της ασύρματης επικοινωνίας που συνοδεύει αυτό της της ασύρματης τροφοδοσίας, ώστε να μην υπάρχει αλλοίωση των προβλεπόμενων αποτελεσμάτων, λόγω της υπέρθεσης των σημάτων που εκπέμπονται.



Σχήμα 1-3. Η τεχνολογία ασύρματης τροφοδοσίας για εμφύτευμα άνω άκρου [26] .

1.2.3 Ηλεκτρομαγνητικά κύματα και επίδραση του ανθρώπινου οργανισμού

Ο ανθρώπινος οργανισμός αποτελεί ένα πολυσύνθετο σύστημα που αλληλεπιδρά με το περιβάλλον του, συμπεριλαμβανομένων και των ηλεκτρομαγνητικών κυμάτων που κυκλοφορούν στην ατμόσφαιρα. Τα κύματα αυτά ποικίλουν σε συχνότητες, προέρχονται από διάφορες πηγές, όπως τα κινητά τηλέφωνα, τα ραδιοκύματα και λοιπές ηλεκτρομαγνητικές εκπομπές και αλληλεπιδρούν με τα κύτταρα του ανθρώπινου σώματος, προκαλώντας διάφορες αντιδράσεις.

Στο κλάδο της βιοϊατρικής τεχνολογίας έχει μελετηθεί σε μεγάλο βαθμό η αλληλεπίδραση του ανθρώπινου σώματος με τα σήματα που εκπέμπονται από τα συστήματα που χρησιμοποιούνται στα προσθετικά μέλη. Βασικό αντικείμενο των μελετών αποτελεί η εξασθένηση των σημάτων καθώς αυτά διαπερνούν τον οργανισμό και πως αυτό το φαινόμενο επηρεάζει τη λειτουργία των συστημάτων. Η απορρόφηση της ισχύος των σημάτων αυτών από τον ανθρώπινο οργανισμό εξαρτάται σε μεγάλο βαθμό από τη συχνότητά τους. Όσο υψηλότερη η συχνότητα του σήματος, τόσο περισσότερη ενέργεια απορροφάται από τα κύτταρα του οργανισμού [8]. Παράλληλα, η ενέργεια που απορροφάται από τον οργανισμό μπορεί να επηρεάσει τη λειτουργία των κυττάρων και των οργάνων, προκαλώντας ενδεχομένως αλλαγές στη φυσιολογία και την υγεία του ανθρώπου. Επίσης ο χρόνος έκθεσης του οργανισμού σε ισχυρά σήματα είναι και αυτός σημαντικός, καθώς η συνεχής έκθεση σε υψηλές συχνότητες ενδέχεται να έχει αρνητικές επιπτώσεις στον οργανισμό. Τέλος, ανάλογα με το μέρος του σώματος που εξετάζεται, υπάρχουν διαφορετικοί βαθμοί απορρόφησης των σημάτων και της εξασθένησής τους, με παράγοντα τις διηλεκτρικές ιδιότητες του μέσου στο οποίο μεταδίδονται [6] [7] [14].

Για τις ανάγκες λειτουργίας του εξεταζόμενου προσθετικού μέλους συνεργάζονται δύο βασικά υποσυστήματα που εκπέμπουν ηλεκτρομαγνητικά σήματα διαμέσου του άνω άκρου. Το πρώτο υποσύστημα είναι αυτό της ασύρματης επαγωγικής τροφοδοσίας του εμφυτεύματος, το οποίο εκπέμπει συχνότητες στο εύρος των ραδιοκυμάτων (RF), μέχρι και 100 kHz. Το δεύτερο υποσύστημα είναι αυτό της ασύρματης τηλεπικοινωνίας των δύο μερών του μηχανισμού για τη λειτουργία του προσθετικού. Το τελευταίο λειτουργεί με χρήση πρωτοκόλλου Bluetooth Low Energy (BLE), σε συχνότητες της τάξεως των 2.4GHz.

1.3 Δομή Εργασίας

Στη παρούσα διπλωματική εργασία μελετάται η δυνατότητα υλοποίησης ενός συστήματος φόρτισης και φορητής τροφοδοσίας της διάταξης προσθετικού άνω μέλους με τη μεθοδολογία BioEPP, καθώς επίσης αναλύονται τα χαρακτηριστικά που θα πρέπει να διαθέτει ένα τέτοιο σύστημα. Αναλυτικότερα για το κάθε κεφάλαιο:

Στο πρώτο κεφάλαιο αναφέρεται ο σκοπός της εργασίας, μια σύντομη ανασκόπηση της βιβλιογραφίας στην οποία στηρίχθηκε η έρευνα και παρουσιάζεται η δομή της εργασίας.

Στο δεύτερο κεφάλαιο παρουσιάζονται αναλυτικά οι βασικές αρχές λειτουργίας της μεθοδολογίας BioEPP καθώς και η παρούσα μορφή της διάταξης στην οποία εφαρμόζεται. Στη συνέχεια παρατίθενται οι ανάγκες που καλείται αυτός ο μηχανισμός να καλύπτει ώστε να είναι σύμφωνος με τα πρότυπα και τις προδιαγραφές.

Στο τρίτο κεφάλαιο υπολογίζονται οι ενεργειακές απαιτήσεις του κάθε υποσυστήματος με στόχο την κάλυψη των αναγκών που αναφέρθηκαν στο δεύτερο κεφάλαιο.

Στο τέταρτο κεφάλαιο παρουσιάζεται η διαδικασία σχεδιασμού του συστήματος τροφοδοσίας του μηχανισμού, με τη δημιουργία και στη συνέχεια την αξιολόγηση βάσει

κριτηρίων, των σεναρίων που προέκυψαν από τη διαδικασία. Επιπλέον επιλέγονται τα στοιχεία της ασύρματης μεταφοράς ισχύος, οι συσσωρευτές και τα λοιπά περιφερειακά ηλεκτρονικά που απαιτούνται για τη δημιουργία του συστήματος τροφοδοσίας.

Στο πέμπτο κεφάλαιο πραγματοποιείται μια θεωρητική μελέτη για τις απώλειες σε θερμότητα που παράγονται από το μηχανισμό, για το πώς αυτές επηρεάζουν τον σχεδιασμό του, καθώς και για τους τρόπους αντιμετώπισης των προβλημάτων που επιφέρουν.

Στο έκτο κεφάλαιο γίνεται παρουσίαση των πειραμάτων που πραγματοποιήθηκαν για τη μελέτη του συστήματος τροφοδοσίας. Τα πειράματα αυτά αφορούν:

- στην ικανοποίηση των αναγκών σε θερμικές απώλειες των στοιχείων ισχύος του συστήματος,
- στην απόκριση της επιλεγθείσας μονάδας ασύρματης μεταφοράς ισχύος ανάλογα με την είσοδο που ορίζεται και τη διαμόρφωσή της και τέλος,
- στην επίδραση που έχει ο ανθρώπινος οργανισμός στη μετάδοση των σημάτων μεταξύ των δύο υποσυστημάτων.

Στο έβδομο κεφάλαιο συγκεντρώνονται όλα τα συμπεράσματα που προέκυψαν από τη μελέτη που πραγματοποιήθηκε και παρουσιάζονται προτάσεις για μελλοντική εργασία.

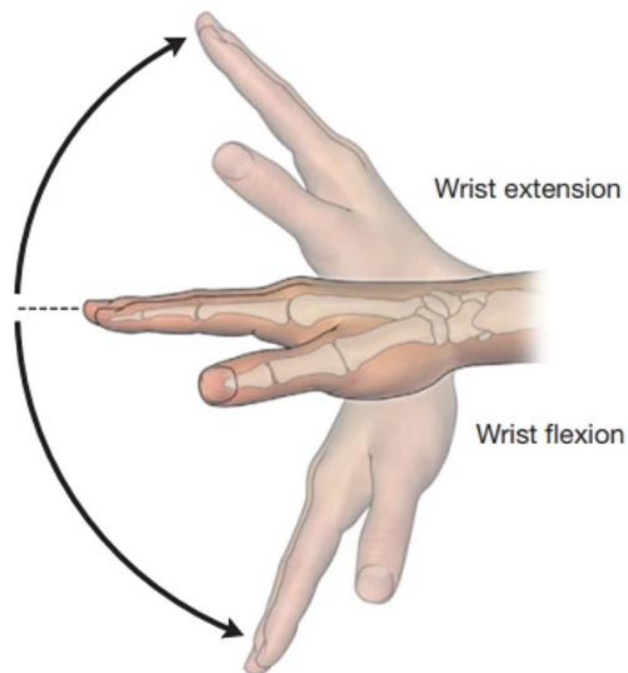
Τέλος, στο παράρτημα έχουν συγκεντρωθεί οι κώδικες και τα φύλλα κατασκευαστών για τα εξαρτήματα και τους μηχανισμούς που χρησιμοποιήθηκαν στο πλαίσιο της διπλωματικής.

2 Ανάλυση Διάταξης και Ανάγκες Συστήματος

2.1 Εισαγωγή

Στο κεφάλαιο αυτό γίνεται αναφορά στις βασικές αρχές λειτουργίας του υπό μελέτη προσθετικού άνω άκρου. Στη συνέχεια πραγματοποιείται περιγραφή του μηχανισμού τοπολογίας Βιομηχανοτρονικού EPP που έχει υλοποιηθεί, για το κάθε υποσύστημα ξεχωριστά. Τέλος αναλύονται οι ανάγκες του μηχανισμού αυτού ώστε να είναι λειτουργικός εντός του ανθρώπινου οργανισμού και σύμφωνα με τα ισχύοντα πρότυπα.

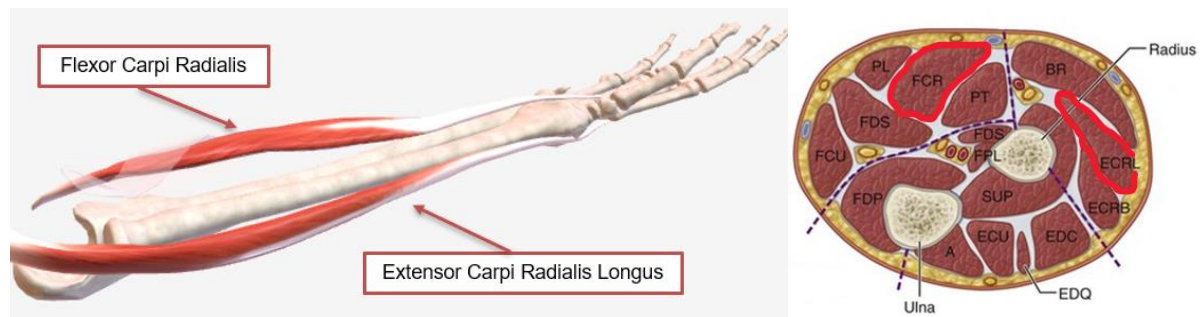
Αρχικά, η λειτουργία του μηχανισμού, ως περίπτωση σωματο-τροφοδοτούμενου συστήματος, στηρίζεται στην επιλογή ενός ζεύγους μυών που συνεργάζονται για τη κίνηση ενός βαθμού ελευθερίας του χεριού. Στη περίπτωση που μελετάμε, ο βαθμός ελευθερίας που μας απασχολεί αφορά στην περιστροφή του καρπού (Σχήμα 2-1), καθώς αποτελεί μια από τις βασικές κινήσεις του ανθρώπινου χεριού και εξυπηρετεί σημαντικές καθημερινές ανάγκες. Κατά την κίνηση αυτή το ζεύγος μυών που συνεργάζονται εκτελούν αντίθετες κινήσεις, με αποτέλεσμα ο ένας μυς να συστέλλεται όταν ο άλλος χαλαρώνει και αντιστρόφως. Για το λόγο αυτό το ζεύγος αποκαλείται ζεύγος αγωνιστή – ανταγωνιστή, με τον πρώτο να αποτελεί το αίτιο της κίνησης του καρπού (σύσπασση) και τον δεύτερο να ακολουθεί, πραγματοποιώντας την αντίθετη κίνηση (χαλάρωση).



Σχήμα 2-1. Περιστροφή καρπού ανθρώπινου χεριού [38].

Συγκεκριμένα για την περίπτωση της περιστροφής του καρπού, το βασικό ζεύγος αγωνιστή – ανταγωνιστή αποτελούν οι μύες «Flexor Carpi Radialis» (FCR) και «Extensor Carpi Radialis Longus» (ECRL) [4] οι οποίοι παρουσιάζονται στο Σχήμα 2-2. Όπως φαίνεται και από τις ονομασίες τους, ο πρώτος έχει το ρόλο του αγωνιστή στη περίπτωση της σύσπασσης (flexion) του καρπού, ενώ ο δεύτερος έχει το ρόλο του ανταγωνιστή και αντίθετα στη περίπτωση της έκτασης (extension). Αξίζει να σημειωθεί ότι η λειτουργία των μυών αυτών δεν αποσκοπεί μόνο στην περιστροφή του καρπού αλλά και σε δευτερεύουσες ενέργειες, όπου όμως δεν αποτελούν πρωτεύον ζεύγος. Αντίστοιχα, στη περίπτωσή μας υπάρχουν και

δευτερεύοντες μύες που δρουν, αλλά παραλείπονται για λόγους λιτότητας στο σχεδιασμό του μηχανισμού και λόγω της μικρής συμμετοχής τους στη κίνηση.



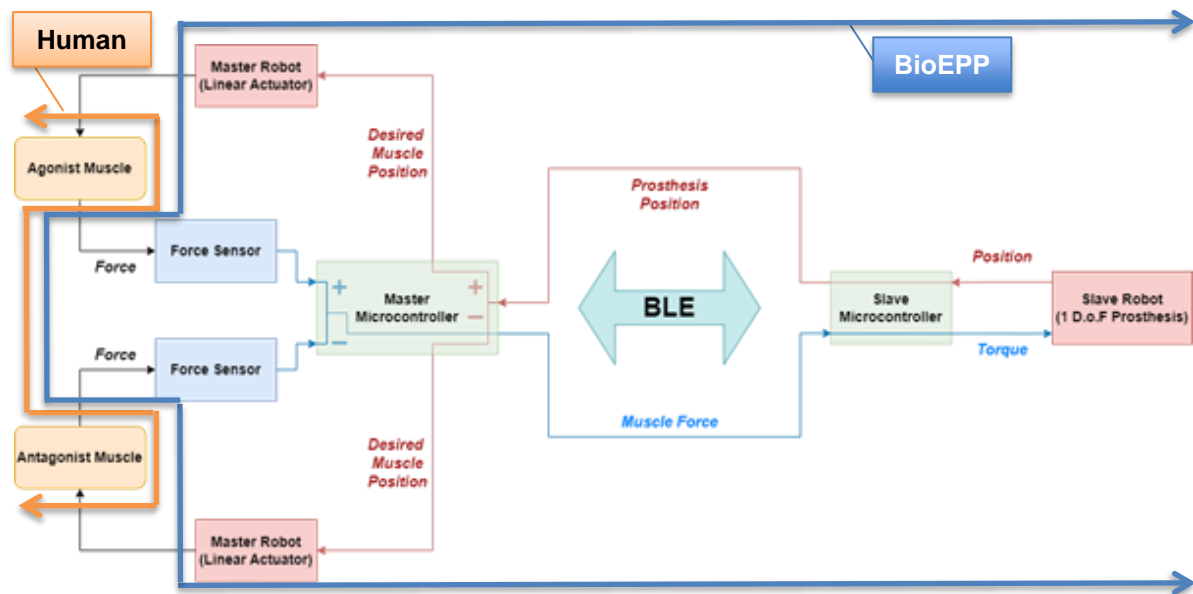
Σχήμα 2-2. Μύες Flexor Carpi Radialis (FCR) και Extensor Carpi Radialis Longus (ECRL) μεμονωμένοι (αριστερά) και σε τομή του άνω άκρου (δεξιά) [28] [29] .

Δεδομένου ότι ένας άνθρωπος έχει τη δυνατότητα άσκησης δύναμης στους εναπομείναντες μύες ακόμα και μετά τον ακρωτηριασμό του χεριού του μέσω χειρουργείου, μπορούμε να χρησιμοποιήσουμε τη δύναμη αυτή ως είσοδο στον μηχανισμό λειτουργίας του προσθετικού μέλους και με τον κατάλληλο σχεδιασμό να τον προσομοιάσουμε στη λειτουργία του χεριού. Προσθέτοντας ζεύγη μυών στον σχεδιασμό αυξάνουμε αφενός τη πολυπλοκότητα του συστήματος και αφετέρου τους βαθμούς ελευθερίας του προσθετικού, πλησιάζοντας έτσι στο ιδανικό αποτέλεσμα.

Στη περίπτωση του προσθετικού που μελετάται, γίνεται χρήση της δύναμης από τους FCR και ECRL μύες για τη λειτουργία δύο master μηχανισμών που βρίσκονται εντός του χεριού μέσω της τοπολογίας BioEPP, όπως αναφέρθηκε στην Παράγραφο 1.2. Κάθε master μηχανισμός είναι συνδεδεμένος με έναν από τους εναπομείναντες μύες και τον μετατοπίζει γραμμικά και σε αντίθετη κατεύθυνση από τον άλλο, ανάλογα με τη κίνηση που ορίζει ο χρήστης, προσομοιάζοντας έτσι την πραγματική κίνηση των μυών και του χεριού. Η κίνηση του χεριού προσομοιάζεται από το προσθετικό (slave) τμήμα της τοπολογίας, περιστρέφοντας την άρθρωση κατά τη γωνία που ορίζει το master υποσύστημα.

Αναλυτικότερα, οι μύες ασκούν δυνάμεις μέσω της σύσπασής τους, οι οποίες ανιχνεύονται από αισθητήρες δύναμης στα άκρα αυτών. Οι αισθητήρες αποτελούν μέρος των δύο master μηχανισμών εντός του εμφυτεύματος. Ο κάθε μηχανισμός περιλαμβάνει τον δικό του γραμμικό επενεργητή και αντιστοιχεί σε ένα μόνο μυ. Τα σήματα των δυνάμεων από τους αισθητήρες συγκρίνονται σε μικροελεγκτή εντός του εμφυτεύματος και παράγεται μια εντολή κίνησης για το προσθετικό (slave). Η εντολή αυτή στέλνεται ασύρματα μέσω τεχνολογίας Bluetooth Low Energy (BLE) στον μικροελεγκτή του slave, όπου παράγεται σήμα κίνησης του κινητήρα του προσθετικού υπό τη μορφή ροπής (current control) [11] . Από τη κίνηση αυτή επιστρέφει στον master μικροελεγκτή η πληροφορία της θέσης του προσθετικού, όπου εξάγονται οι επιθυμητές θέσεις των μυών. Με κατάλληλη κίνηση των γραμμικών επενεργητών των master μηχανισμών, μέσω σήματος τάσης (voltage control), οι μύες συστέλλονται και χαλαρώνουν αναλόγως. Τα παραπάνω παρουσιάζονται συγκεντρωτικά στο Σχήμα 2-3 ενώ η τοπολογία ελέγχου παρουσιάστηκε στο Σχήμα 1-2. Η διαδικασία αυτή αποτελεί τον κλειστό βρόχο ελέγχου της μεθοδολογίας με είσοδο την δύναμη που ασκεί ο χρήστης μέσω των μυών και έξοδο τη θέση του προσθετικού. Η διαδικασία ελέγχου ολοκληρώνεται όταν ο χρήστης σταματάει να ασκεί δύναμη στους μύες και το προσθετικό βρίσκεται στην επιθυμητή θέση. Με τον τρόπο αυτό επιτυγχάνεται λοιπόν μια διαρκής αλληλεπίδραση οργανισμού και

προσθετικού που συντελεί στην ύπαρξη ανάδρασης και κατά επέκταση στην αίσθηση της αλληλεπίδρασης του προσθετικού με το περιβάλλον σε ένα σημαντικό βαθμό.



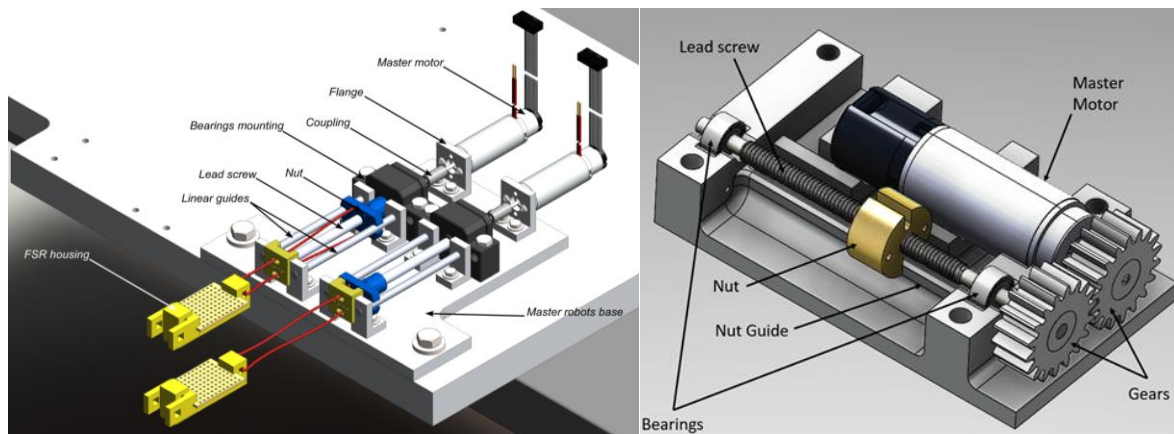
Σχήμα 2-3. Βρόχος ελέγχου τοπολογίας BioEPP [19] .

2.2 Παρούσα Διάταξη

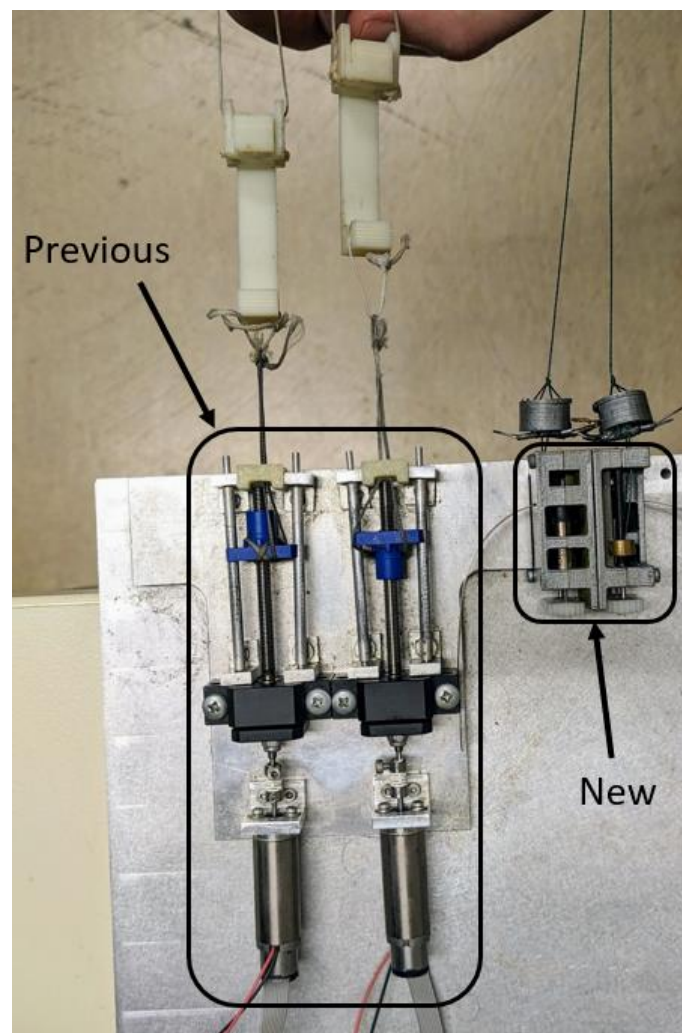
Η υλοποίηση του βρόχου ελέγχου που παρουσιάστηκε στο Κεφάλαιο 2.1 αποτέλεσε μια διαδικασία διαρκούς βελτιστοποίησης και εξαιρετικής προσπάθειας. Ξεκινώντας από τον πρωταρχικό σχεδιασμό και προχωρώντας στην υλοποίηση μιας διάταξης μεγάλης κλίμακας, πραγματοποιήθηκαν οι πρώτες δοκιμές για τη λειτουργία της τοπολογίας [12] [13] [16] . Έπειτα από ελαχιστοποίηση του υποσυστήματος master και την αντικατάσταση του ενός κεντρικού ελεγκτή από δύο μικροελεγκτές για το κάθε υποσύστημα master – slave που επικοινωνούν μέσω της τεχνολογίας BLE, καταλήξαμε στη παρούσα διάταξη του μηχανισμού [11] [19] .

Σε αυτή τη διάταξη οι δυνάμεις των μυών προσομοιώνονται με τράβηγμα των περιβλημάτων των αισθητήρων δύναμης (FSR housings). Τα περιβλήματα αυτά ενώνονται με τα περικόχλια (nuts) του γραμμικού επενεργητή σπειρωτού άξονα (lead screw) στον οποίο αντιστοιχούν. Τα νήματα που ενώνουν τα παραπάνω στοιχεία και που χρησιμοποιούνται για το τράβηγμα των περιβλημάτων είναι πετονιάς ψαρέματος, υλικό που είναι αρκετά ανθεκτικό, εύκαμπτο και όχι ελαστικό. Συγκεκριμένα, μετά από τον ακρωτηριασμό και το χειρουργείο πλαστικής που διαμορφώνει το άκρο στη τελική του μορφή, οι μύες είναι ικανοί να παράγουν δυνάμεις μέχρι 25 N [2] . Η διαδρομή του περικοχλίου πάνω στον σπειρωτό άξονα είναι φραγμένη σε ένα εύρος που έχει υπολογιστεί ως το κατάλληλο για τη προσομοίωση της κίνησης των μυών για μια πλήρη έκταση του καρπού. Στο άλλο άκρο του σπειρωτού άξονα βρίσκεται ένα ζεύγος οδοντωτών τροχών, το οποίο αποσκοπεί στη μετάδοση της ισχύος από τους κινητήρες των master υποσυστημάτων στους άξονες με ταυτόχρονη μείωση των συνολικών διαστάσεων του κάθε μηχανισμού. Τα master υποσυστήματα των διατάξεων μεγάλης και μικρής κλίμακας δεν διαφέρουν στη λογική λειτουργίας αλλά διαφέρουν στον τρόπο υλοποίησής τους για να είναι λειτουργικά και στη τάξη μεγέθους των εξαρτημάτων που τα απαρτίζουν (Σχήμα 2-4). Η διαφορά στις διαστάσεις των δύο αυτών υποσυστημάτων

φαίνεται στο Σχήμα 2-5, όπου οι δύο ελαχιστοποιημένοι μηχανισμοί master παρουσιάζονται αντί-συμμετρικά, ώστε να παρουσιάζονται όλα τα στοιχεία που τους απαρτίζουν.



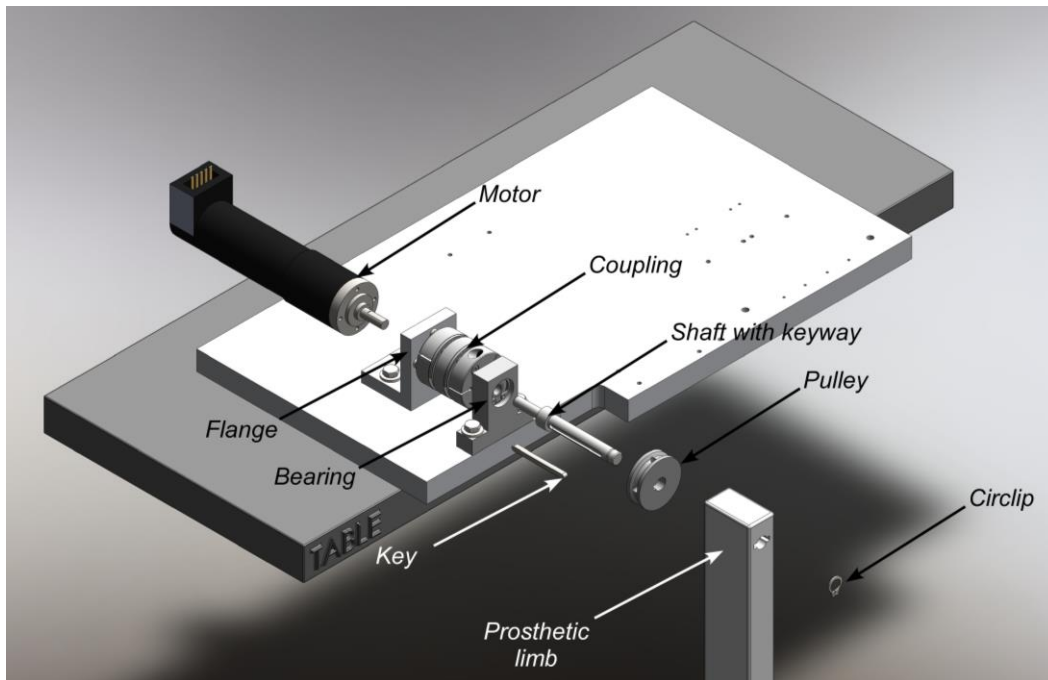
Σχήμα 2-4. Σχέδια διατάξεων master υποσυστημάτων μεγάλης (αριστερά) και μικρής (δεξιά) κλίμακας [16] [19] .



Σχήμα 2-5. Διάταξη master υποσυστήματος μεγάλης (αριστερά) και μικρής (δεξιά) κλίμακας [19] .

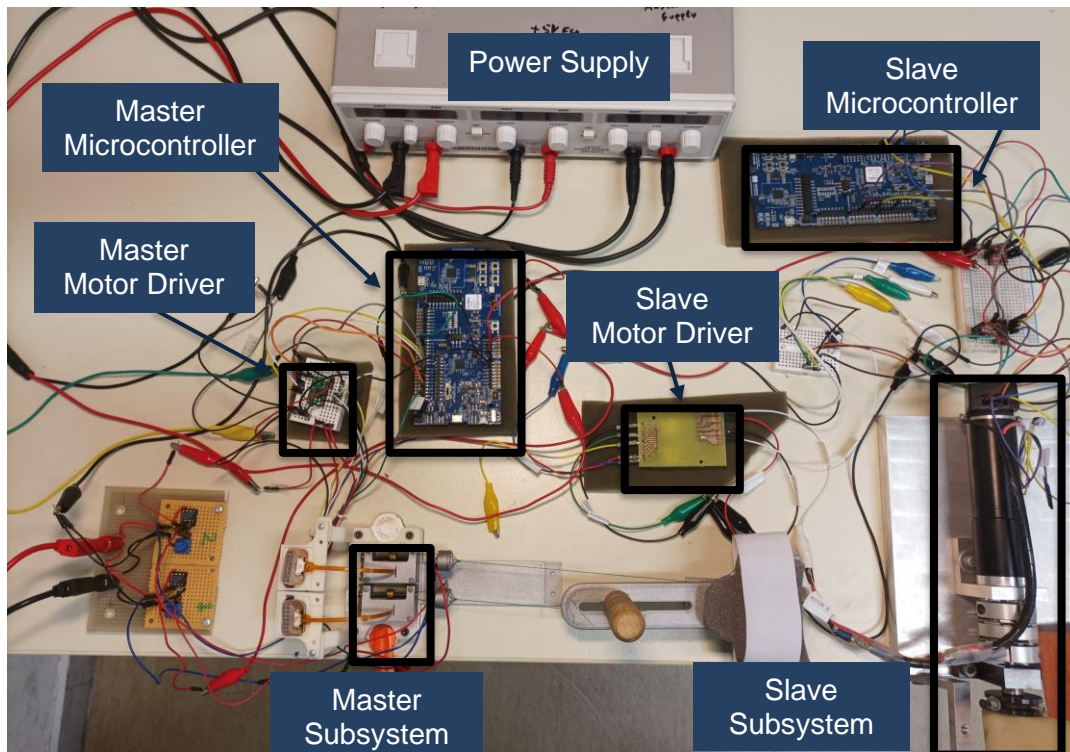
Το προσθετικό (slave) τμήμα του μηχανισμού αποτελείται από ένα κινητήρα, ο οποίος μέσω ενός συνδέσμου (coupling) περιστρέφει το προσθετικό τμήμα του μηχανισμού,

προσομοιώνοντας έτσι τη κίνηση ενός ανθρώπινου χεριού (Σχήμα 2-6). Το υποσύστημα αυτό είναι το ίδιο και για τις δύο περιπτώσεις των master υποσυστημάτων, παλαιάς και νέας διάταξης.



Σχήμα 2-6. Διάταξη υποσυστήματος slave [16] .

Τέλος για τη σωστή λειτουργία όλων των υποσυστημάτων στη διάταξη περιλαμβάνονται οδηγοί (drivers) για τους κινητήρες, ρυθμιστές τάσεις και δύο τροφοδοτικά ισχύος. Το ένα τροφοδοτικό παρέχει ισχύ στον κινητήρα και τον μικροελεγκτή του slave υποσυστήματος, ενώ το άλλο παρέχει ισχύ στους κινητήρες, τους αισθητήρες FSR και τον μικροελεγκτή του master υποσυστήματος. Τα παραπάνω φαίνονται συνολικά στο Σχήμα 2-7, όπου διακρίνονται στα αριστερά το master υποσύστημα, στο κέντρο τα τροφοδοτικά και στα δεξιά το slave υποσύστημα.



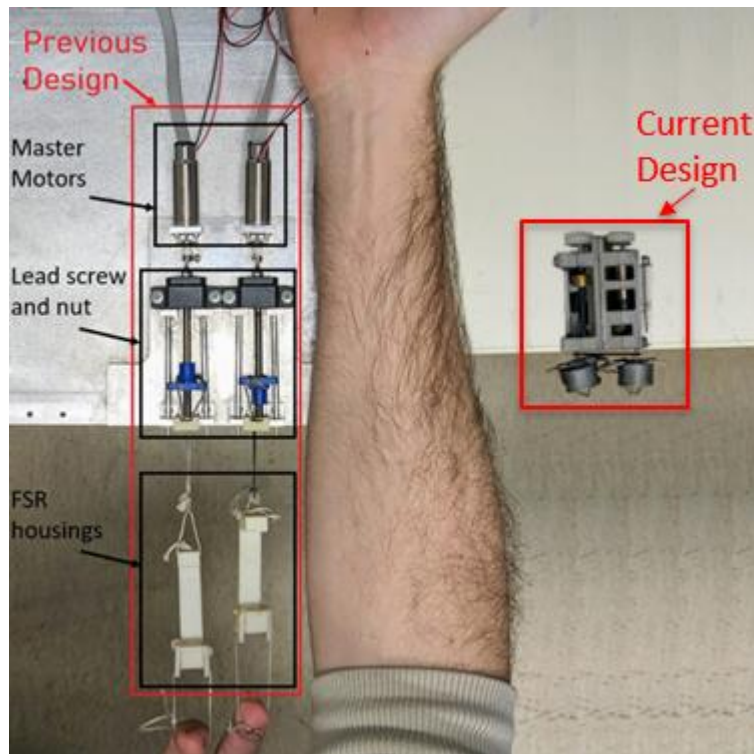
Σχήμα 2-7. Κάτοψη παρούσας διάταξης.

2.3 Ανάγκες Συστήματος

Για τη λειτουργία του μηχανισμού της παρούσας διάταξης χρειάζεται να τηρούνται κάποιες προϋποθέσεις. Οι προϋποθέσεις αυτές προκύπτουν αφενός από τις ανάγκες του μηχανισμού να πραγματοποιεί σωστά τις ενέργειες για τις οποίες έχει σχεδιαστεί και αφετέρου από τα πρότυπα που έχουν οριστεί ώστε να είναι αυτός αποδεκτός από τον χρήστη και την επιστημονική κοινότητα. Διαχωρίζοντας έτσι τις ανάγκες τις οποίες καλείται να πληροί το σύστημα στις δύο αυτές ομάδες, λειτουργίας και βιοσυμβατότητας αντίστοιχα, σημειώνονται τα παρακάτω.

2.3.1 Ανάγκες λειτουργίας

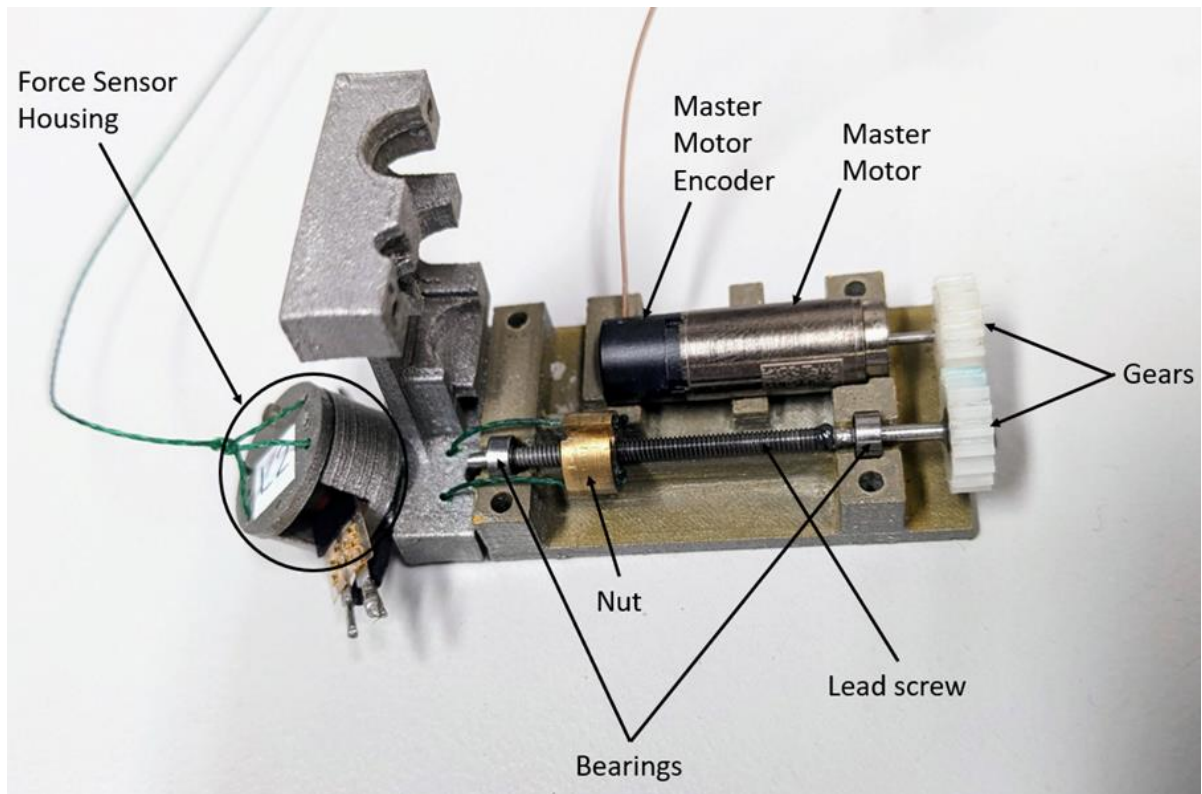
Βασική ανάγκη για τη σχεδίαση ενός εμφυτεύματος είναι η επίτευξη της λειτουργίας του μηχανισμού με την κατάληψη του λιγότερου δυνατού όγκου στο εμφύτευμα. Λόγω του περιορισμένου χώρου στον πήχη του χεριού είναι αναγκαίο όλα τα εξαρτήματα του μηχανισμού, καθώς και η τοπολογία αυτών στο σύνολό τους, να περάσουν από διαδικασίες βελτιστοποίησης, προτού καταλήξουμε σε ένα αποτέλεσμα. Όπως αναφέρθηκε και προηγουμένως στη Παράγραφο 2.2, η ελαχιστοποίηση του master υποσυστήματος επέφερε δραματική μείωση στις διαστάσεις του μηχανισμού και, κατ' επέκταση στο συνολικό του βάρος. Συγκεκριμένα, πραγματοποιήθηκε μείωση του όγκου κατά περίπου 85%, μείωση του συνολικού βάρους κατά 90% και περιορισμός του μηχανισμού σε ένα περίβλημα διαστάσεων 39x21x15 mm, κοντά στο επιθυμητό εύρος, όπως φαίνεται και στο Σχήμα 2-8 [19].



Σχήμα 2-8. Σύγκριση μεγέθους master διάταξης μεγάλης (αριστερά) και μικρής (δεξιά) κλίμακας με έναν ανθρώπινο πήχη [19].

Επιπλέον ο μηχανισμός αυτός καλείται να είναι ανθεκτικός και να μη χρειάζεται τακτική συντήρηση. Λόγω της ύπαρξης του εμφυτεύματος, ο μόνος τρόπος να γίνει συντήρηση ή αντικατάσταση του μηχανισμού είναι με χειρουργείο, κάτι που δεν είναι επιθυμητό και από τον χρήστη αλλά και από τους ιατρούς και χειρουργούς. Ο χρόνος ζωής του μηχανισμού εξαρτάται άμεσα από τη πολυπλοκότητά του και τον αριθμό εξαρτημάτων που τον απαρτίζουν. Για τον λόγο αυτό είναι αναγκαία η απουσία μηχανικών στοιχείων που χρειάζονται τακτική συντήρηση καθώς και η χρήση ανθεκτικών υλικών που να είναι ικανά να αντέξουν τα δυναμικά φορτία που τους ασκούνται σε καθημερινή βάση.

Τέλος, χαρακτηριστικό του μηχανισμού αυτού για την επιθυμητή λειτουργία του είναι η οδήγηση μιας κατεύθυνσής του. Αυτό σημαίνει ότι ο γραμμικός επενεργητής που βρίσκεται εντός του μηχανισμού οδηγείται αποκλειστικά από τον κινητήρα και όχι από τη δύναμη που δέχεται από τους μύες του χεριού μέσω των νημάτων (non – backdrivable). Το τελευταίο θα προκαλούσε αστάθεια στον μηχανισμό και πρόβλημα στον έλεγχό του, καθώς η πραγματική θέση του μύος δεν θα ήταν η ίδια με την επιθυμητή που προκύπτει από τη δύναμη που ασκείται. Η ανάγκη του non – backdrivability του μηχανισμού εκπληρώνεται στη παρούσα διάταξη μέσω του μικρού βήματος του σπειρώματος και της μικρής διαμέτρου του άξονα του γραμμικού επενεργητή, αυξάνοντας έτσι σημαντικά την δύναμη που απαιτείται για τη περιστροφή του άξονα από τους μύες σε μη εφικτά επίπεδα. Τα παραπάνω φαίνονται αναλυτικότερα στο Σχήμα 2-9 μέσω της παρούσας διάταξης.



Σχήμα 2-9. Παρούσα διάταξη master υποσυστήματος για ένα βαθμό ελευθερίας.

2.3.2 Ανάγκες βιοσυμβατότητας

Ένα βασικό χαρακτηριστικό κατά τη δημιουργία ιατροτεχνολογικών συσκευών είναι η βιοσυμβατότητα. Ο όρος αυτός αναφέρεται στην ικανότητα μιας συσκευής να αλληλεπιδρά με το ανθρώπινο οργανισμό χωρίς τη πρόκληση ανεπιθύμητων και βλαβερών συνεπειών σε αυτό. Διασφαλίζει ότι η συσκευή είναι συμβατή με τον χρήστη, χωρίς να τίθεται σε κίνδυνο η σωματική του ακεραιότητα, προκαλώντας ανοσολογικές αντιδράσεις, λοιμώξεις ή ακόμα και βλάβες σε ζωτικά όργανα.

Στη περίπτωση του προσθετικού που αναπτύσσεται, η βασική ανάγκη βιοσυμβατότητας είναι το master υποσύστημα που βρίσκεται εντός του εναπομείναντος άνω άκρου του ανθρώπου να μην έχει επαφή με τον οργανισμό. Τα στοιχεία του υποσυστήματος αυτού δεν πρέπει να είναι εκτεθειμένα στους ιστούς του ανθρώπινου σώματος καθώς θα αναγνωριστούν ως ξένα σώματα και θα απορριφθούν από τον οργανισμό, προκαλώντας επιπλοκές. Για τον λόγο αυτό το υποσύστημα πρέπει να βρίσκεται εντός ενός περιβλήματος βιοσυμβατού υλικού, το οποίο δρα ως τοίχος προστασίας έτσι ώστε το εσωτερικό αυτού να είναι μη ανιχνεύσιμο από τον οργανισμό.

Τα υλικά που χρησιμοποιούνται σε αυτές τις περιπτώσεις είναι συγκεκριμένα και ποικίλουν ανάλογα με την εφαρμογή. Για τα περιβλήματα αυτά προτείνεται η χρήση πολυμερούς υλικού λόγω της εύκολης παρασκευής τους και του μικρού βάρους που μπορεί να επιτευχθεί. Μάλιστα με την ταχεία ανάπτυξη της τεχνολογίας προσθετικών κατασκευών (3D printing) το βάρος αυτό μπορεί να μειωθεί σημαντικά καθώς υπάρχει η δυνατότητα βελτιστοποίησης του όγκου του υλικού αλλά και της γεωμετρίας του περιβλήματος από το στάδιο του σχεδιασμού. Όπως παρουσιάζεται και σε άλλες έρευνες, μια επιλογή για το υλικό του περιβλήματος είναι τα ελαστομερή πολυαμίδια (polyamide elastomers) και πολυαιθυλένια (polyethylene elastomers), καθώς έχουν χρησιμοποιηθεί σε εμφυτεύματα στο παρελθόν,

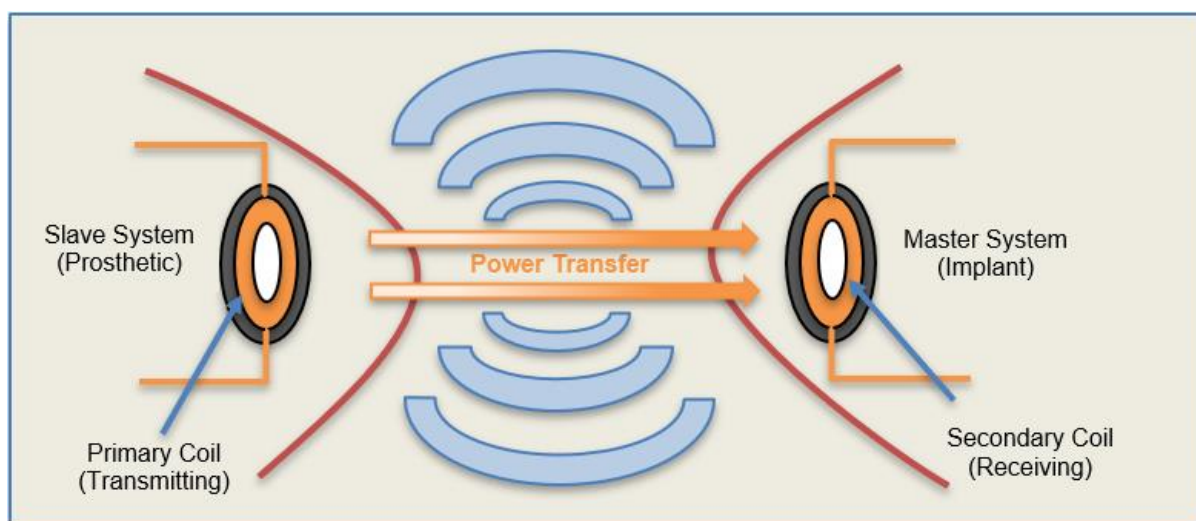
όπου έχει παρατηρηθεί ότι είναι ανενεργά (biostable) και δεν αποσυντίθενται (non degradable) [20] [25] . Παράδειγμα μιας χρήσης ενός τέτοιου υλικού για βιοϊατρική εφαρμογή, είναι η κατασκευή μιας πλήρους και λειτουργικής έμφυτης τραχείας οδού με χρήση PET (Polyethylene Terephthalate) πλαστικού, σε συνδυασμό με δείγμα βλαστοκυττάρων του χρήστη της (Σχήμα 2-10).



Σχήμα 2-10. Έμφυτη τραχεία οδός κατασκευασμένη από PET πλαστικό [36] .

Επιπλέον η ανάγκη να υπάρχει το παραπάνω περίβλημα περιορίζει τις δυνατότητες τροφοδοσίας ισχύος του υποσυστήματος. Όπως έχει αναφερθεί και σε προηγούμενη έρευνα η κυρίαρχη μέθοδος τροφοδοσίας του εμφυτεύματος είναι η ασύρματη φόρτιση μέσω του επαγωγικού φαινομένου [18] . Έτσι το πρωτεύον πηνίο που βρίσκεται στο προσθετικό θα παρέχει ισχύ στο δευτερεύον εντός του εμφυτεύματος χωρίς την ανάγκη ύπαρξης καλωδίων που θα εισέρχονται στον οργανισμό (Σχήμα 2-11).

Μια ακόμα ανάγκη που πρέπει να ληφθεί υπόψη είναι αυτή της τήρησης των προτύπων που αφορούν στο επιτρεπόμενο ποσό θερμότητας που εκλύεται από τον μηχανισμό προς τον οργανισμό. Κατά τη λειτουργία τους, τα στοιχεία ισχύος του υποσυστήματος παράγουν θερμότητα λόγω των μηχανικών ή ηλεκτρικών απωλειών τους, με αποτέλεσμα η θερμοκρασία εντός και, κατ' επέκταση, εκτός του μηχανισμού να μεταβάλλεται.



Σχήμα 2-11. Μοντέλο ασύρματης μεταφοράς ισχύος από το προσθετικό στο εμφύτευμα.

Τέλος, τα σήματα που παράγονται από τις συσκευές ασύρματης επικοινωνίας και τροφοδοσίας παίζουν και αυτά ρόλο στη βιοσυμβατότητα του μηχανισμού. Ο χρόνος έκθεσης,

η μορφή και η ισχύς των σημάτων αυτών μπορούν να προκαλέσουν προβλήματα στους ιστούς και τα όργανα του ανθρώπου. Επίσης, το δέρμα, οι ιστοί και οι μύες επηρεάζουν σε ένα βαθμό και την απόδοση των σημάτων αυτών καθώς απορροφούν μέρος της ενέργειας. Έτσι είναι σημαντικό να ερευνηθεί και η αλληλεπίδραση του οργανισμού με τα σήματα των συσκευών που χρησιμοποιούνται για τη λειτουργία του εμφυτεύματος από πλευράς τροφοδοσίας των στοιχείων ισχύος και από πλευράς επικοινωνίας με το προσθετικό (Παράγραφος 6.3).

3 Ενεργειακές Απαιτήσεις Μηχανισμού

3.1 Προδιαγραφές Μηχανισμού

Μετά την περιγραφή του τρόπου λειτουργίας της διάταξης και των αναγκών που καλείται να πληροί, χρειάζεται να υπολογιστούν οι ενεργειακές απαιτήσεις των μηχανισμών. Στόχος της μελέτης αυτής είναι ο προσδιορισμός των προδιαγραφών των στοιχείων που θα απαρτίζουν το σύστημα ασύρματης τροφοδοσίας του εμφυτεύματος.

Αρχικά θα πρέπει να προσδιορίσουμε το χρονικό πλαίσιο για το οποίο θέλουμε να υπολογίσουμε αυτές τις απαιτήσεις. Θεωρώντας ότι ο χρήστης θα χρησιμοποιεί το προσθετικό χέρι, όπως χρησιμοποιεί ο κάθε άνθρωπος το πραγματικό του, είναι λογικό να υποθέσουμε ότι θα γίνεται καθημερινή χρήση του και για όσο παραμένει ενεργός. Δεδομένου λοιπόν ότι θα υπάρχει μια περίοδος όπου ο χρήστης θα κοιμάται ή δεν θα κινείται και το προσθετικό θα βρίσκεται σε κατάσταση αδράνειας για εκτεταμένο χρονικό διάστημα, αρκεί να διερευνηθεί το διάστημα της ημέρας κατά το οποίο γίνεται χρήση του χεριού.

Στα πλαίσια της μελέτης αυτής θεωρούμε ότι η μέγιστη διάρκεια συνεχούς χρήσης του χεριού είναι οι $t_{day} = 8$ ώρες. Ο συλλογισμός πίσω από τη θεώρηση αυτή στηρίζεται στην εκτίμηση ότι το ενεργό κομμάτι της ημέρας όπου χρησιμοποιείται το χέρι για την επιθυμητή κίνηση περιορίζεται σε 8 ώρες, με τις υπόλοιπες 16 ώρες να μοιράζονται στον ύπνο και την αδράνεια του χεριού. Επιπλέον, η θεώρηση αυτή προϋποθέτει τη συνεχή λειτουργία του προσθετικού, ενώ στη πραγματικότητα η λειτουργία του προσθετικού πραγματοποιείται σε διακριτά χρονικά διαστήματα σύντομης διάρκειας.

Στη συνέχεια, για τη περίπτωση της κίνησης ενός βαθμού ελευθερίας του χεριού, όπως η έκταση του καρπού, είναι δύσκολο να προσδιοριστεί πόσες φορές αυτή πραγματοποιείται στη διάρκεια μιας ημέρας. Παρόλα αυτά μπορεί να εκτιμηθεί, καθώς για απλές καθημερινές δραστηριότητες το χέρι κινείται μέχρι 10 φορές ανά λεπτό. Για παράδειγμα, κατά την παρασκευή τσαγιού που διαρκεί κατά μέσο όρο 5 λεπτά έχει μελετηθεί ότι πραγματοποιούνται 40 με 50 κινήσεις του χεριού. Μάλιστα, οι κινήσεις αυτές δεν είναι όλες πλήρεις αλλά πραγματοποιούνται σε ένα ποσοστό του συνολικού εύρους της κίνησης του χεριού [1] [15].

Τέλος ορίζεται η έννοια του κύκλου λειτουργίας του προσθετικού. Ένας κύκλος λειτουργίας αποτελεί μια πλήρη έκταση και συστολή του καρπού, επαναφέροντας το χέρι στην αρχική του θέση. Όπως παρουσιάζεται και σε προηγούμενη εργασία [19], το εύρος κίνησης του μηχανισμού είναι 50° για την έκταση και 45° για την συστολή του καρπού. Σύμφωνα με τα παραπάνω, αν θεωρήσουμε ότι το προσθετικό θα κληθεί να πραγματοποιήσει έως και 10 κύκλους λειτουργίας στη διάρκεια ενός λεπτού ($N_{task,max} = 10$), ο αναμενόμενος αριθμός ημερήσιων κύκλων λειτουργίας DC υπολογίζεται ως εξής:

$$DC = N_{task,max} t_{day} = 4800 \frac{Cycles}{Day} \quad (3-1)$$

Αξίζει να σημειωθεί ότι η προδιαγραφή των 4800 κύκλων του μηχανισμού ενώ επιβάλλεται στο υποσύστημα του slave, εμμέσως εφαρμόζεται και στο υποσύστημα του master. Αυτό οφείλεται στην αρχιτεκτονική του νόμου ελέγχου, σύμφωνα με την οποία το κάθε υποσύστημα δρα με εντολή που δέχεται από το άλλο και αντιστρόφως, χωρίς να υπάρχουν περιπτώσεις ανεξάρτητης λειτουργίας.

3.2 Υπολογισμός Απαιτήσεων Μηχανισμού

Σύμφωνα με τις παραπάνω προδιαγραφές αναλύονται οι ενεργειακές απαιτήσεις των στοιχείων ισχύος του μηχανισμού για τη σωστή λειτουργία του. Καθώς η ανάλυση αυτή γίνεται στο υλοποιημένο σύστημα και επειδή έχει πραγματοποιηθεί η απαραίτητη ελαχιστοποίηση στο τμήμα του εμφυτεύματος, κρίνεται σωστό να γίνει διερεύνηση του master υποσυστήματος.

Ο Πίνακας 3-1 παρουσιάζει τα χαρακτηριστικά των κινητήρων που λειτουργούν στο master υποσύστημα σύμφωνα με τον κατασκευαστή τους, για την ονομαστική τάση των 4.2V. Για τη λειτουργία του κινητήρα στα ονομαστικά μεγέθη παρατηρούμε ότι η ταχύτητα περιστροφής του ισούται με $\dot{\theta}_{nominal}=4970$ RPM (Πίνακας 3-1). Καθώς ο κάθε κινητήρας συνδέεται με τον άξονα του γραμμικού επενεργητή μέσω ενός ζεύγους οδοντωτών τροχών με σχέση μετάδοσης 1:1 (Σχήμα 2-9), ο άξονας αυτός με αυτόν του κινητήρα περιστρέφονται με την ίδια ταχύτητα ανά πάσα στιγμή.

Πίνακας 3-1. Τεχνικές προδιαγραφές κινητήρα master (Maxon DCX 8 M Ø8 mm) [19] .

Product specification	
Values at nominal voltage	
Nominal voltage	4.2 V
No load speed	11600 min ⁻¹
No load current	10.1mA
Nominal speed	4970 min ⁻¹
Nominal torque (max. continuous torque)	0.641 mNm
Nominal current (max. continuous current)	0.199 A
Stall torque	1.14 mNm
Stall current	0.34 A
Max. efficiency	69.3 %
Characteristics	
Max. output power continuous	1.03 W
Terminal resistance	12.3 Ω
Terminal inductance	0.0411 mH
Torque constant	3.36 mNm A ⁻¹
Speed constant	2850 min ⁻¹ V ⁻¹
Speed/torque gradient	10500 min ⁻¹ mNm ⁻¹
Mechanical time constant	4.15ms
Rotor inertia	0.0379 gcm ²

Για να ολοκληρωθεί ένας πλήρης κύκλος του προσθετικού, το περικόχλιο του γραμμικού επενεργητή του εμφυτεύματος πραγματοποιεί μια πλήρη διαδρομή στον σπειρωτό άξονα. Ο Πίνακας 3-2 παρουσιάζει τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά του άξονα του γραμμικού επενεργητή που χρησιμοποιείται στη διάταξη. Με δεδομένα την ονομαστική ταχύτητα περιστροφής του κινητήρα $\dot{\theta}_{nominal}$, το μήκος $s = 25$ mm και το βήμα $p = 0.4$ mm του σπειρώματος του άξονα του, μπορούμε να υπολογίσουμε τον μέσο χρόνο ολοκλήρωσης ενός κύκλου του μηχανισμού t_{cycle} , ως εξής:

$$t_{cycle} = \frac{s}{p\dot{\theta}_{nominal}} = 0.75 \text{ s} \quad (3-2)$$

Σύμφωνα με προηγούμενη πειραματική μελέτη [22] , ένας υγιής ανθρώπινος καρπός μπορεί να εκτελέσει μια κίνηση σύσπασης / χαλάρωσης σε χρόνο 0.2 – 0.4 s. Το εύρος της κίνησης που μελετάται στη περίπτωση αυτή είναι το μισό από αυτό που μπορεί να επιτευχθεί από έναν άνθρωπο, ώστε οι κινήσεις που πραγματοποιήθηκαν στη πειραματική διαδικασία να είναι βολικές προς τους χρήστες. Ανάγοντας τα αποτελέσματα αυτά στο εύρος του κύκλου λειτουργίας του προσθετικού χεριού που μελετάται, παρατηρούμε ότι ο μέσος χρόνος που υπολογίστηκε είναι εντός του εύρους των πειραματικών αποτελεσμάτων. Έτσι, η απόκριση του μηχανισμού προσομοιάζει τις δυνατότητες ενός πραγματικού χεριού, από τη σκοπιά του χρόνου ολοκλήρωσης ενός κύκλου.

Από αποτελέσματα προηγούμενης έρευνας [19] , βρέθηκε ότι το συνολικό απαιτούμενο ποσό ισχύος για τη λειτουργία του master υποσυστήματος δεν ξεπερνά τα 450mW. Το ποσό αυτό δεν αφορά τις απαιτήσεις μόνο του κινητήρα, αλλά ολόκληρου του μηχανισμού. Με δεδομένη λοιπόν τη μέγιστη κατανάλωση σε ισχύ $P_{max} = 450 \text{ mW}$ και τον μέσο χρόνο ολοκλήρωσης ενός πλήρους κύκλου μπορούμε να υπολογίσουμε το μέγιστο ποσό ενέργειας που απαιτείται για τον κάθε μηχανισμό ανά κύκλο W_{cycle} λειτουργίας ως εξής:

$$W_{cycle} = P_{max} t_{cycle} = 337.5 \text{ mJ} / \text{cycle} \quad (3-3)$$

Πίνακας 3-2. Γεωμετρικά χαρακτηριστικά άξονα γραμμικού επενεργητή [19] .

Χαρακτηριστικό Μέγεθος	Σύμβολο	Τιμή Μεγέθους
Διάμετρος Άξονα	d	1.5 mm
Διάμετρος Σπειρώματος	D	2.0 mm
Βήμα Σπειρώματος	p	0.4 mm
Μήκος Σπειρώματος	s	25 mm
Κανονική Γωνία Σπειρώματος	θ_n	15 deg

Γνωρίζοντας αυτό το ποσό ενέργειας και τον αριθμό των κύκλων που ο μηχανισμός καλείται να ολοκληρώνει ημερησίως, υπολογίζεται το ημερήσιο ποσό απαιτούμενης ενέργειας ανά μηχανισμό W_{day} :

$$W_{day} = W_{cycle} N_{day} = 1.62 \text{ kJ} / \text{day} \quad (3-4)$$

Σημειώνεται ότι στο πλαίσιο της εργασίας αυτής δεν πραγματοποιήθηκε αντίστοιχη μελέτη για τη περίπτωση του slave υποσυστήματος. Αυτό οφείλεται στο ότι το υλοποιημένο σύστημα είναι το ίδιο με αυτό της διάταξης μεγάλης κλίμακας, με τον κινητήρα του slave υποσυστήματος να είναι υπερδιαστασιοποιημένος. Τα αποτελέσματα μιας αντίστοιχης μελέτης με τη προηγούμενη, δεν θα ήταν ανάλογα με αυτά του master υποσυστήματος.

4 Αρχιτεκτονικός Τοπολογικός Σχεδιασμός Συστήματος Ασύρματης Τροφοδοσίας

4.1 Σενάρια Σχεδιασμού του Συστήματος Τροφοδοσίας

Το επόμενο στάδιο της μελέτης είναι ο σχεδιασμός του συστήματος τροφοδοσίας του εμφυτεύματος. Η υλοποίηση αυτού προϋποθέτει την αναζήτηση όλων των διαθέσιμων επιλογών που υπάρχουν για την ικανοποίηση του σκοπού και την αξιολόγηση τους βάσει κριτηρίων.

Το σύστημα που αναζητούμε αποτελείται από δύο βασικά μέρη. Το πρώτο μέρος αποτελεί το εξωτερικό τμήμα του συστήματος, το οποίο έχει άμεση επικοινωνία με το περιβάλλον. Το δεύτερο μέρος αποτελεί το εσωτερικό τμήμα του συστήματος, το οποίο βρίσκεται εντός του εμφυτεύματος. Τα δύο μέρη, κατόπιν προδιαγραφών, μπορούν να επικοινωνούν μόνο με ασύρματο τρόπο. Επίσης, η μεταφορά ισχύος πραγματοποιείται από το εξωτερικό στο εσωτερικό με ασύρματη μέθοδο. Τέλος, κρίνεται αναγκαία η ύπαρξη ενός επαναφορτιζόμενου συσσωρευτή ισχύος σε κάθε μέρος του συστήματος, καθώς και οι δύο αποσκοπούν στην εξομάλυνση των σημάτων και στην υποστήριξη των υποσυστημάτων.

Στη συνέχεια παρουσιάζονται όλα τα σενάρια που προέκυψαν μέσω μιας διαδικασίας καταιγισμού ιδεών (brainstorming), λαμβάνοντας υπόψη τις παραπάνω βασικές προϋποθέσεις.

4.1.1 Βασικό σενάριο (Baseline)

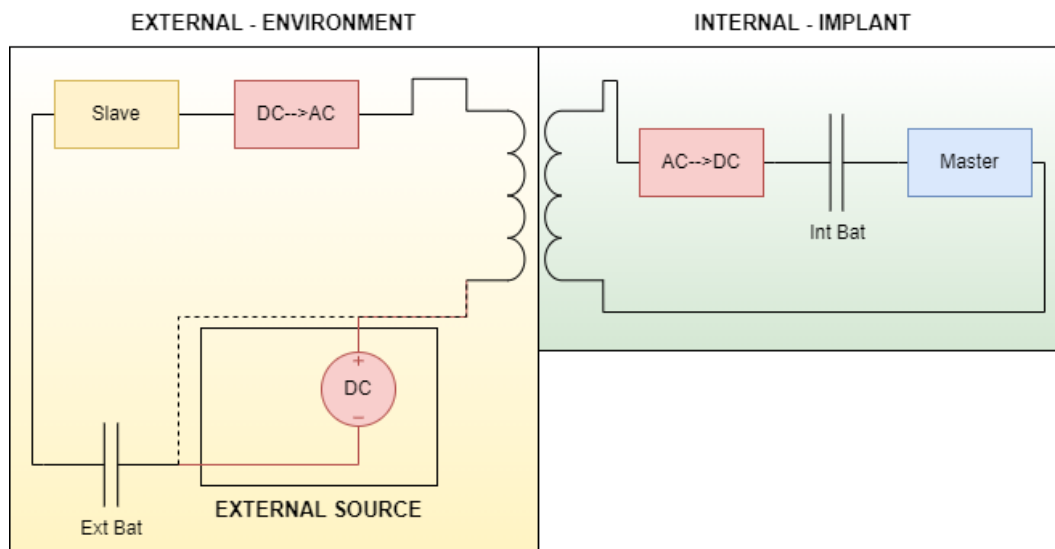
Το βασικό σενάριο λειτουργίας του συστήματος αποτελεί τον πιο απλό τρόπο τροφοδοσίας του συστήματος, με τα λιγότερα στοιχεία και σύμφωνα με το οποίο θα γίνει η αξιολόγηση των υπολοίπων. Το εξωτερικό τμήμα είναι συνδεδεμένο σε πηγή ισχύος συνεχούς ρεύματος (DC) και δεν τροφοδοτεί το εσωτερικό κατά τη φόρτισή του. Μόλις ο συσσωρευτής του εξωτερικού τμήματος είναι σε κατάσταση πλήρους φόρτισης, το εξωτερικό τμήμα δεν βρίσκεται πλέον σε σύνδεση με τη παροχή, ενώ το εσωτερικό τμήμα τροφοδοτείται από τον συσσωρευτή του εξωτερικού. Στο Σχήμα 4-1 γίνεται αναπαράσταση του συστήματος που αναφέρθηκε παραπάνω. Με κόκκινο χρώμα παρουσιάζεται το σύστημα κατά τη κατάσταση τροφοδοσίας, ενώ με διακεκομμένες γραμμές το σύστημα κατά τη κατάσταση λειτουργίας.

Παρατηρείται ότι στην περίπτωση του σεναρίου αυτού, το εσωτερικό σύστημα τροφοδοτείται διαρκώς από το εξωτερικό σύστημα. Το γεγονός αυτό περιορίζει τον χρόνο λειτουργίας ολόκληρου του συστήματος, σύμφωνα με τις δυνατότητες του συσσωρευτή του εξωτερικού τμήματος, επηρεάζοντας έτσι το μέγεθός του και τις απαιτήσεις του σε χωρητικότητα.

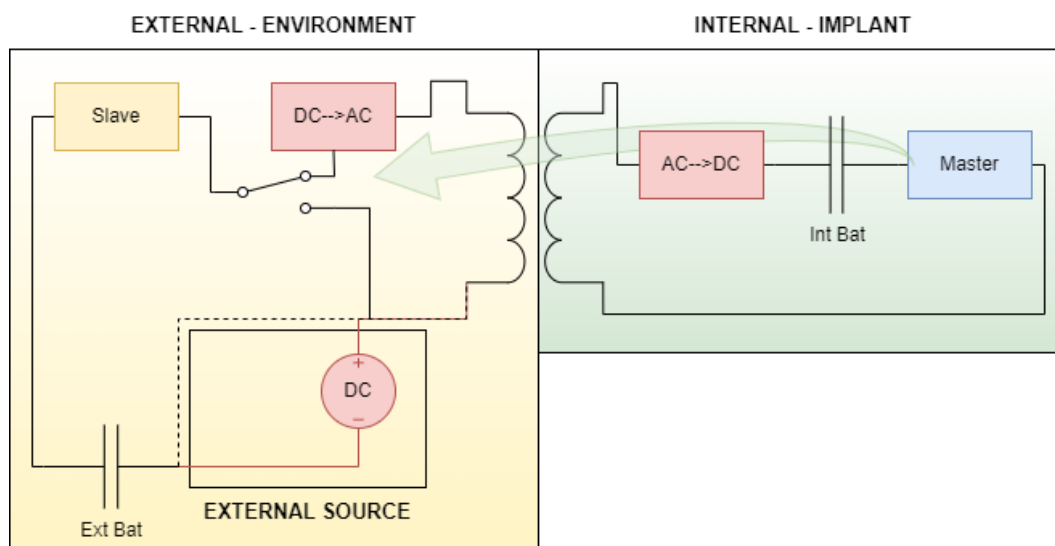
4.1.2 Σενάριο ρυθμιστή τροφοδοσίας εσωτερικού συστήματος

Στο σενάριο αυτό προστίθεται ένα σύστημα ρυθμιστή τύπου διακόπτη (switch) πριν από το σύστημα ασύρματης μετάδοσης ισχύος από το εξωτερικό προς το εσωτερικό τμήμα. Στόχος αυτού είναι ο έλεγχος της χρήσης του συστήματος ασύρματης τροφοδοσίας ανάλογα με τις ανάγκες του εσωτερικού συσσωρευτή, ώστε να μην υπάρχουν απώλειες ισχύος καθ' όλη τη κατάσταση λειτουργίας του συστήματος. Επίσης, όταν το εξωτερικό τμήμα βρίσκεται σε κατάσταση τροφοδοσίας, ο ρυθμιστής θα επιτρέπει τη λειτουργία του συστήματος ασύρματης τροφοδοσίας, μέχρις ότου φορτιστεί πλήρως ο εσωτερικός συσσωρευτής. Στο Σχήμα 4-2

αναπαρίσταται το σενάριο αυτό, όπου με κόκκινο χρώμα φαίνεται η κατάσταση τροφοδοσίας και με μαύρο χρώμα η κατάσταση λειτουργίας.



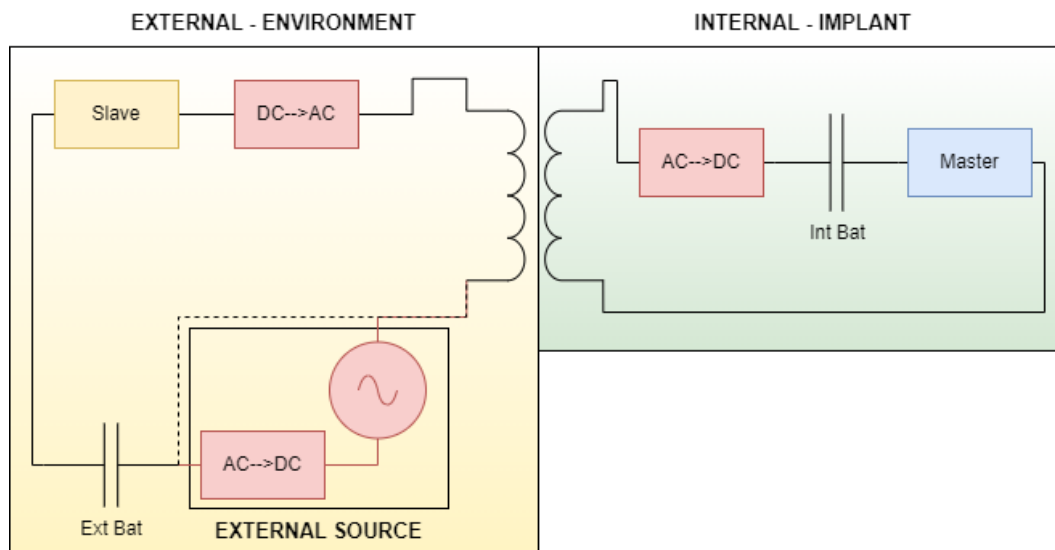
Σχήμα 4-1. Βασικό σενάριο τροφοδοσίας συστήματος.



Σχήμα 4-2. Σενάριο ρυθμιστή τροφοδοσίας εσωτερικού συστήματος.

4.1.3 Σενάριο εξωτερικής τροφοδοσίας εναλλασσόμενου ρεύματος

Στο σενάριο αυτό εξετάζεται το ενδεχόμενο αλλαγής του τρόπου τροφοδοσίας του εξωτερικού συστήματος από μια πηγή συνεχούς σε πηγή εναλλασσόμενου ρεύματος (Σχήμα 4-3). Η ύπαρξη συσκευών ταχείας και ασύρματης φόρτισης για ηλεκτρονικές συσκευές αποτέλεσε την κινητήριο δύναμη για την εξέταση του σεναρίου αυτού. Με την αλλαγή της τροφοδοσίας σε εναλλασσόμενου ρεύματος είναι αναγκαία και η εισαγωγή ενός συστήματος τροποποίησης, ανόρθωσης και εξομάλυνσης του σήματος σε συνεχές ώστε να μπορεί να αξιοποιηθεί από το υπόλοιπο σύστημα.



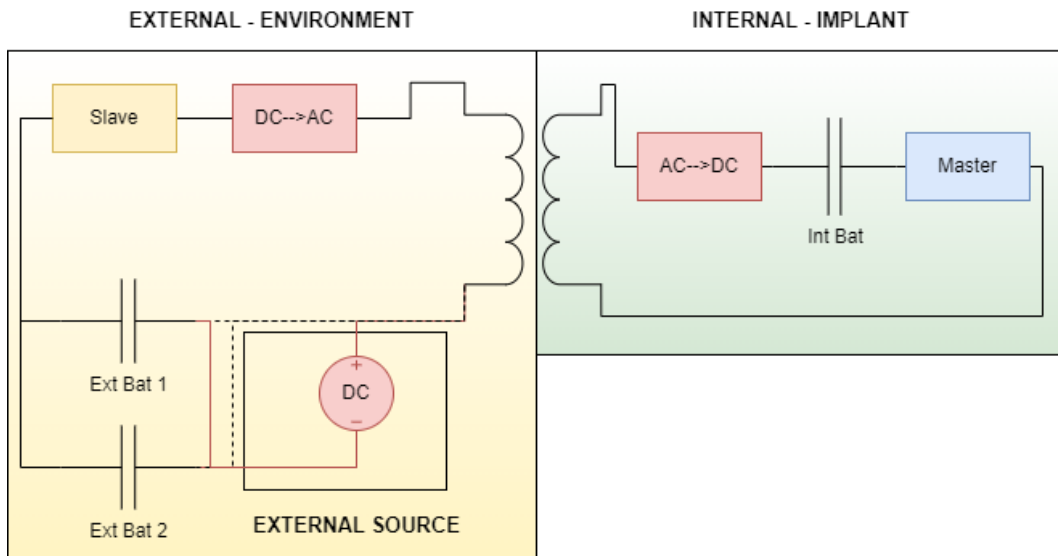
Σχήμα 4-3. Σενάριο εξωτερικής τροφοδοσίας εναλλασσόμενου ρεύματος.

4.1.4 Σενάριο δύο εξωτερικών συσσωρευτών

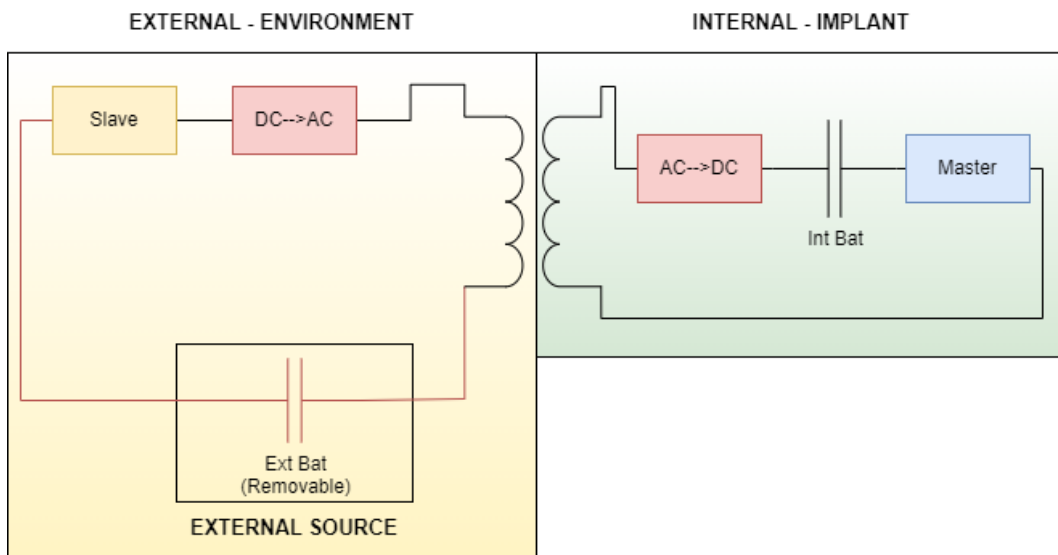
Με τη προσθήκη ενός δεύτερου εξωτερικού συσσωρευτή (Σχήμα 4-4) υπάρχουν δύο βασικά πλεονεκτήματα. Από τη μια πλευρά μειώνεται ο συνολικός όγκος του εξωτερικού συστήματος, καθώς η σχέση μεταξύ των δυνατοτήτων ενός συσσωρευτή και του μεγέθους του δεν είναι ανάλογες, επιτρέποντας έτσι μια καλύτερη διαχείριση του χώρου που καταλαμβάνουν οι συσσωρευτές στο εξωτερικό τμήμα. Από την άλλη πλευρά υπάρχει η δυνατότητα αύξησης του χρόνου λειτουργίας του συστήματος μεταξύ επαναφορτίσεων. Με την κατάλληλη διαχείριση της θέσης των συσσωρευτών και την επιλογή των δυνατοτήτων τους μπορεί να επιτευχθεί ένα πιο επιθυμητό αποτέλεσμα.

4.1.5 Σενάριο αποσπώμενου / φορητού εξωτερικού συσσωρευτή

Στο σενάριο αυτό μελετάται το ενδεχόμενο αντικατάστασης του συσσωρευτή που είναι ενσωματωμένος στο εξωτερικό τμήμα με έναν αποσπώμενο ή φορητό (Σχήμα 4-5). Ο χρήστης μπορεί να αλλάξει τον εν λόγω συσσωρευτή με έναν αντίστοιχο όταν ο πρώτος αποφορτιστεί πλήρως, με τον ίδιο τρόπο που συμβαίνει και με άλλες συσκευές όπως τα τηλεχειριστήρια ή τα ρολόγια. Επίσης εξετάζεται το ενδεχόμενο χρήσης φορητού συσσωρευτή τύπου “Power Bank”, το οποίο φέρει ο χρήστης ως μια προσωρινή λύση για τη κάλυψη της τροφοδοσίας του συστήματος. Έτσι η ανάγκη τροφοδοσίας του συστήματος από μια σταθερή πηγή μέχρις ότου φορτιστεί ο συσσωρευτής, αντικαθίσταται από την ανταλλαγή όμοιων συσσωρευτών ή τη σύνδεση φορητής πηγής ισχύος από τον χρήστη.



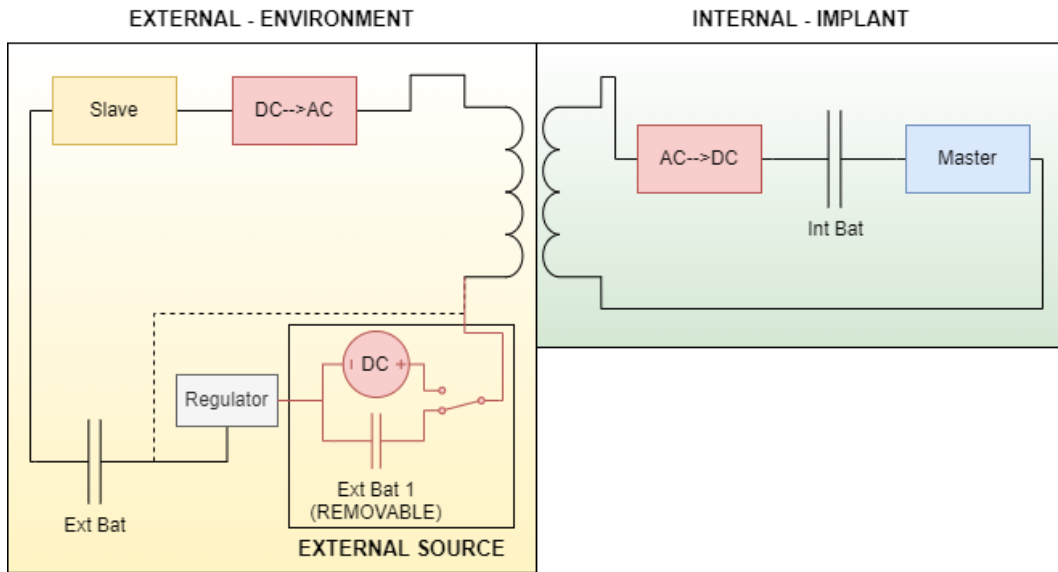
Σχήμα 4-4. Σενάριο δύο εξωτερικών συσσωρευτών.



Σχήμα 4-5. Σενάριο αποσπώμενου / φορητού εξωτερικού συσσωρευτή.

4.1.6 Σενάριο πολλαπλών μεθόδων τροφοδοσίας εξωτερικού συσσωρευτή

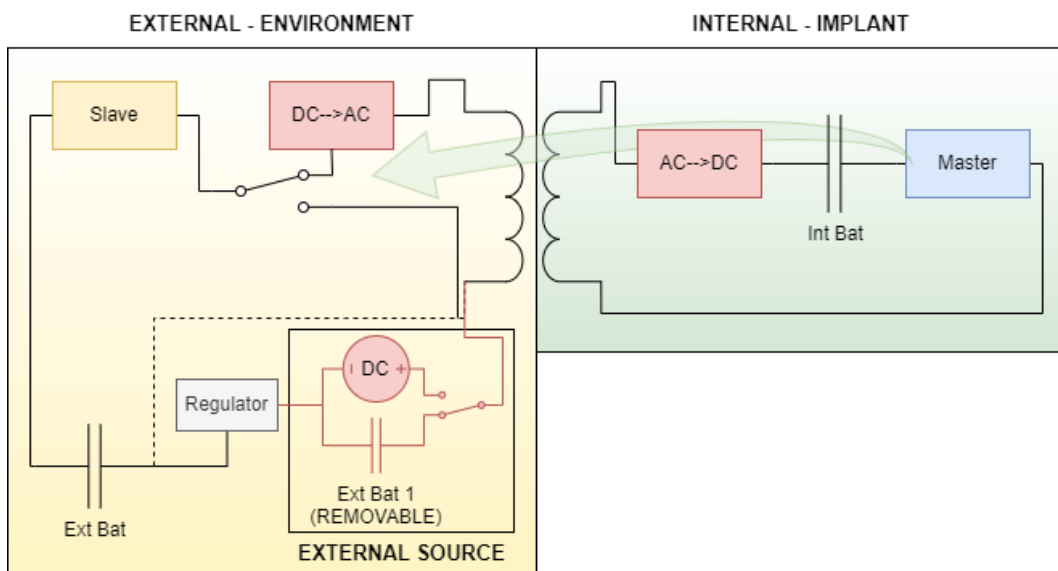
Με το σενάριο αυτό καλύπτονται διαφορετικές μέθοδοι τροφοδοσίας του εξωτερικού τμήματος από το περιβάλλον, με στόχο τη διευκόλυνση του χρήστη και τη βελτίωση της εμπειρίας του (user experience). Στο Σχήμα 4-6 φαίνεται ένα παράδειγμα αυτού του σεναρίου με δύο μορφές πηγών στην είσοδο, ενός αποσπώμενου συσσωρευτή και μιας σταθερής πηγής ρεύματος. Η εφαρμογή των δύο αυτών πηγών δεν γίνεται ταυτόχρονα και ο μηχανισμός διαθέτει σύστημα ομαλής εναλλαγής μεταξύ των μεθόδων. Τέλος για την ομαλή λειτουργία του συστήματος ανεξαρτήτως της πηγής τροφοδοσίας, είναι αναγκαία η ύπαρξη ενός υποσυστήματος ρύθμισης των σημάτων (regulator).



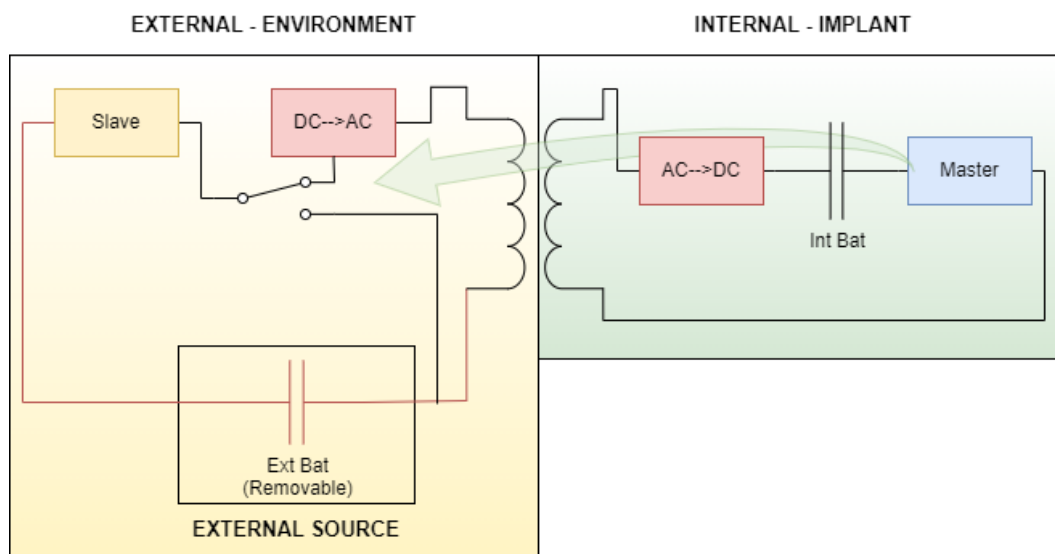
Σχήμα 4-6. Σενάριο πολλαπλών μεθόδων τροφοδοσίας εξωτερικού συσσωρευτή.

4.1.7 Συνδυασμός σεναρίων

Με συνδυασμό των παραπάνω σεναρίων μπορούν να προκύψουν και δευτερογενή, τα οποία καλύπτουν κάποια από τα μειονεκτήματα των πρωτογενών. Τα δευτερογενή σενάρια που εξετάστηκαν είναι δύο και περιλαμβάνουν τη χρήση ενός ρυθμιστή για τη τροφοδοσία του εσωτερικού τμήματος με το ενδεχόμενο πολλαπλών μεθόδων τροφοδοσίας (Σχήμα 4-7) και με το ενδεχόμενο ενός αποσπώμενου ή φορητού εξωτερικού συσσωρευτή (Σχήμα 4-8).



Σχήμα 4-7. Σενάριο πολλαπλών μεθόδων τροφοδοσίας εξωτερικού συσσωρευτή με ρυθμιστή τροφοδοσίας εσωτερικού συστήματος.



Σχήμα 4-8. Σενάριο αποσπώμενου / φορητού εξωτερικού συσσωρευτή με ρυθμιστή τροφοδοσίας εσωτερικού συστήματος.

Στη κάθε περίπτωση τα πλεονεκτήματα του κάθε σεναρίου συνδυάζονται, με το βασικό να αποτελεί τη μείωση της συνολικής κατανάλωσης ισχύος και του χρόνου λειτουργίας του συστήματος ασύρματης τροφοδοσίας, αυξάνοντας έτσι και την αυτονομία του συστήματος. Παρόλα αυτά προκύπτουν και μειονεκτήματα που αφορούν άμεσα τη πολυπλοκότητα ή το βάρος του μηχανισμού και έμμεσα τον τρόπο κατασκευής ενός τέτοιου συστήματος.

4.2 Κριτήρια και Αξιολόγηση Σεναρίων Σχεδιασμού

Μετά την ανάπτυξη των σεναρίων, είναι αναγκαία η εύρεση των κριτηρίων σύμφωνα με τα οποία θα αξιολογηθούν οι αναφερθείσες επιλογές. Τα κριτήρια που παρουσιάζονται παρακάτω (Πίνακας 4-1) προέκυψαν με βάση τις ανάγκες ενός τέτοιου συστήματος (Παράγραφος 2.3) και τις βασικές προδιαγραφές σχεδιασμού συστημάτων σύμφωνα με τον κλάδο της μηχανολογίας.

Το κάθε κριτήριο διαφέρει σε σημασία με τα υπόλοιπα και για αυτό η αξιολόγηση των σεναρίων πρέπει να γίνει με χρήση συντελεστών σημασίας ανά κριτήριο. Οι συντελεστές αυτοί ονομάζονται βάρη και υπολογίστηκαν με χρήση της λογικής που προβλέπει η Αναλυτική Ιεραρχική Μέθοδος (Analytic Hierarchy Process - AHP). Με τη χρήση αυτής της μεθοδολογίας μπορούμε να ποσοτικοποιήσουμε τη σημασία του κάθε κριτηρίου, λαμβάνοντας παράλληλα υπόψη και τα υπόλοιπα κριτήρια [35].

Αρχικά πρέπει να γίνει σύγκριση της σημασίας των κριτηρίων κατά ζεύγη. Με αυτό τον τρόπο γίνεται άμεση συσχέτιση των αναγκών και των προδιαγραφών με τα υπό εξέταση κριτήρια, επιλογή του πιο σημαντικού και ταξινόμηση του ζεύγους σε κλίμακα σημασίας, χωρίς να λαμβάνονται υπόψη τα υπόλοιπα κριτήρια. Έτσι αποφεύγεται η σύγχυση και η μεροληψία, ενώ παράλληλα ποσοτικοποιείται η διαφορά της σημασίας των ζευγών κριτηρίων. Η κλίμακα σύμφωνα με την οποία γίνεται αυτή η ποσοτικοποίηση, ονομάζεται κλίμακα σχετικής σημασίας (scale of relative importance), σύμφωνα με την οποία γίνεται χρήση αριθμών από το 1 έως το 8 για τη ποσοτική σύγκριση δύο κριτηρίων και αναπτύσσεται στη συνέχεια (Πίνακας 4-2).

Πίνακας 4-1. Κριτήρια αξιολόγησης σεναρίων σχεδιασμού συστήματος τροφοδοσίας.

Κριτήριο	Περιγραφή Κριτηρίου
<i>Ευελιξία Συστήματος (Flexibility)</i>	Κατά πόσο είναι δυνατή η εναλλαγή των καταστάσεων στις οποίες μπορεί να βρεθεί το σύστημα
<i>Ανεξαρτησία Υποσυστημάτων (Modularity)</i>	Κατά πόσο τα δύο υποσυστήματα (εξωτερικό και εσωτερικό) μπορούν να λειτουργούν αυτόνομα
<i>Ασφάλεια Λειτουργίας (Safety)</i>	Κατά πόσο το σύστημα που περιγράφεται από το σενάριο πληροί τις προϋποθέσεις ασφαλούς λειτουργίας (π.χ. εκλυόμενη θερμότητα, επεμβατικότητα χρήστη)
<i>Βάρος και Όγκος Συστήματος (Weight and Size)</i>	Κατά πόσο το σύστημα που περιγράφεται από το σενάριο αλλάζει σε μάζα και μέγεθος
<i>Μέγεθος Εξωτερικού Συσσωρευτή (Input Battery Size)</i>	Κατά πόσο το μέγεθος του βασικού εξωτερικού συσσωρευτή μεταβάλλεται στο σενάριο
<i>Ευκολία Χρήσης (Ease of Use)</i>	Κατά πόσο διευκολύνεται καθημερινότητα του χρήστη από τη λειτουργία και τη χρήση του συστήματος
<i>Δυνατότητα Κατασκευής και Συντήρησης (Manufacturability and Maintenance)</i>	Κατά πόσο σύνθετο είναι το σύστημα και πόσο εύκολη είναι η κατασκευή και συντήρησή του
<i>Ευκολία Τροφοδοσίας (Ease of Charge)</i>	Κατά πόσο εύκολα πραγματοποιείται η φόρτιση του συστήματος από τον χρήστη

Πίνακας 4-2. Κλίμακα σύγκρισης των κριτηρίων κατά ζεύγη.

Τιμή	Εξήγηση	Περιγραφή
1	Ίσης σημασίας	Τα δύο κριτήρια συμβάλλουν κατά το ίδιο ποσό στο στόχο
2	Μικρής σημασίας	Το ένα κριτήριο είναι ελαφρώς μεγαλύτερης σημασίας από ότι το δεύτερο για την εκπλήρωση του στόχου
4	Ενδιάμεσης σημασίας	Το ένα κριτήριο είναι μεγαλύτερης σημασίας από το ότι δεύτερο για την εκπλήρωση του στόχου
6	Ισχυρής σημασίας	Το ένα κριτήριο είναι πολύ μεγαλύτερης σημασίας από το ότι δεύτερο για την εκπλήρωση του στόχου
8	Απόλυτης σημασίας	Η διαφορά σημασίας των δύο κριτηρίων είναι η μεγαλύτερη δυνατή
Οι τιμές 3,5 και 7 χρησιμοποιούνται για να καλύψουν περιπτώσεις ενδιάμεσης ισχύος της σημασίας του ζεύγους κριτηρίων		

Ο Πίνακας 4-3 συγκεντρώνει όλες τις τιμές σχετικής σημασίας που θεωρήθηκαν, σε μητρική μορφή. Με τη κατά ζεύγη σύγκριση των κριτηρίων, επιλέγεται η τιμή της κλίμακας η οποία αποδίδεται στο κριτήριο με τη μεγαλύτερη σημασία. Η σύγκριση πραγματοποιείται ανά γραμμές και για κάθε κριτήριο, μέχρις ότου συμπληρωθεί το μισό μητρώο. Το υπόλοιπο μητρώο συμπληρώνεται με αντιστροφή των στοιχείων του πρώτου μισού, ενώ η διαγώνιος συμπληρώνεται με τιμές ίσης σημασίας (1).

Πίνακας 4-3. Μητρώο σύγκρισης κατά ζεύγη των κριτηρίων σχεδιασμού.

Criteria	Flexibility	Modularity	Safety	Weight and Size	Input Battery Sizing	Ease of Use	Manufact. and Maintenance	Ease of Charge
Flexibility	1	2	1/8	1/4	2	1/6	1/5	1
Modularity	1/2	1	1/6	1/5	1	1/7	1/4	1/3
Safety	8	6	1	3	8	4	5	8
Weight and Size	4	5	1/3	1	5	2	5	6
Input Battery Sizing	1/2	1	1/8	1/5	1	1/7	1/4	1/2
Ease of Use	6	7	1/4	1/2	7	1	6	1
Manufact. and Maintenance	5	4	0.2	0.2	4	1/6	1	1
Ease of Charge	1	3	1/8	1/6	2	1	1	1
SUMS	26.0000	29.0000	2.3250	5.5167	30.0000	8.6190	18.7000	18.8333

Στη συνέχεια κατασκευάζεται το κανονικοποιημένο μητρώο σύγκρισης των κριτηρίων σχεδιασμού. Για κάθε στήλη του μητρώου υπολογίζεται το άθροισμα των τιμών της σχετικής σημασίας του εκάστοτε κριτηρίου. Τα στοιχεία της κάθε στήλης διαιρούνται με το άθροισμα αυτό ώστε να προκύψουν οι κανονικοποιημένες τιμές (Πίνακας 4-4). Χαρακτηριστικό της κάθε στήλης του κανονικοποιημένου μητρώου είναι ότι το άθροισμα των στοιχείων της ισούται με τη μονάδα. Αυτό επιτρέπει, εν τέλει, να υπολογιστούν οι συντελεστές βάρους κάθε κριτηρίου, μέσω του υπολογισμού του μέσου όρου των τιμών κάθε γραμμής του κανονικοποιημένου μητρώου. Για παράδειγμα αθροίζοντας τα στοιχεία της πρώτης στήλης για το κριτήριο της ευελιξίας (flexibility) και διαιρώντας το άθροισμα με το πλήθος των κριτηρίων προκύπτει η τιμή του συντελεστή βάρους του κριτηρίου αυτού, όπως παρουσιάζεται στον Πίνακα 4-5.

Πίνακας 4-4. Κανονικοποιημένο μητρώο σύγκρισης των κριτηρίων σχεδιασμού.

Criteria	Flexibility	Modularity	Safety	Weight and Size	Input Battery Sizing	Ease of Use	Manufact. and Maintenance	Ease of Charge	Weights p_i
Flexibility	0.0385	0.0690	0.0538	0.0453	0.0667	0.0193	0.0107	0.0531	0.0445
Modularity	0.0192	0.0345	0.0717	0.0363	0.0333	0.0166	0.0134	0.0177	0.0303
Safety	0.3077	0.2069	0.4301	0.5438	0.2667	0.4641	0.2674	0.4248	0.3639
Weight and Size	0.1538	0.1724	0.1434	0.1813	0.1667	0.2320	0.2674	0.3186	0.2044
Input Battery Sizing	0.0192	0.0345	0.0538	0.0363	0.0333	0.0166	0.0134	0.0265	0.0292
Ease of Use	0.2308	0.2414	0.1075	0.0906	0.2333	0.1160	0.3209	0.0531	0.1742
Manufact. and Maintenance	0.1923	0.1379	0.0860	0.0363	0.1333	0.0193	0.0535	0.0531	0.0890
Ease of Charge	0.0385	0.1034	0.0538	0.0302	0.0667	0.1160	0.0535	0.0531	0.0644
SUMS	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000

Πίνακας 4-5. Τιμές συντελεστών βάρους των κριτηρίων σχεδιασμού.

Criteria	Flexibility	Modularity	Safety	Weight and Size	Input Battery Sizing	Ease of Use	Manufact. and Maintenance	Ease of Charge
Weights p_i	0.0445	0.0303	0.3639	0.2044	0.0292	0.1742	0.0890	0.0644

Όσον αφορά στην αξιολόγηση των σεναρίων πρέπει πρώτα να διασφαλιστεί ότι οι συντελεστές βάρους που υπολογίστηκαν είναι αποδεκτοί και έχουν συνοχή (consistent) [23]. Για να γίνει αυτό πρέπει πρώτα να κατασκευαστεί ένα νέο μητρώο, το οποίο ονομάζουμε σταθμισμένο. Αυτό προκύπτει με πολλαπλασιασμό των τιμών της κάθε στήλης - κριτηρίου του αρχικού μητρώου σύγκρισης (Πίνακας 4-3) με τον συντελεστή βάρους του εκάστοτε κριτηρίου.

Από το μητρώο που προκύπτει (Πίνακας 4-6), υπολογίζονται οι σταθμισμένοι συντελεστές βάρους από το άθροισμα των στοιχείων κάθε γραμμής. Με διαίρεση των συντελεστών βάρους w_i με τους σταθμισμένους συντελεστές p_i για κάθε ένα από τα $n = 8$ κριτήρια ($i=1\dots 8$), προκύπτουν οι μεταβλητότητες του κάθε κριτηρίου λ_i , όπως φαίνεται και στην Εξίσωση (4-1):

$$\lambda_i = \frac{w_i}{p_i}, i = 1, 2, \dots, n \quad (4-1)$$

Πίνακας 4-6. Σταθμισμένο μητρώο σύγκρισης κατά ζεύγη των κριτηρίων σχεδιασμού.

Criteria	Flexibility	Modularity	Safety	Weight and Size	Input Battery Sizing	Ease of Use	Manufact. and Maintenance	Ease of Charge	SUMS w_i	λ_i
Flexibility	0.0445	0.0607	0.0455	0.0511	0.0584	0.0290	0.0178	0.0644	0.3714	8.3391
Modularity	0.0223	0.0303	0.0607	0.0409	0.0292	0.0249	0.0222	0.0215	0.2519	8.3067
Safety	0.3563	0.1820	0.3639	0.6133	0.2336	0.6968	0.4448	0.5151	3.4059	9.3587
Weight and Size	0.1782	0.1516	0.1213	0.2044	0.1460	0.3484	0.4448	0.3864	1.9811	9.6902
Input Battery Sizing	0.0223	0.0303	0.0455	0.0409	0.0292	0.0249	0.0222	0.0322	0.2475	8.4775
Ease of Use	0.2672	0.2123	0.0910	0.1022	0.2044	0.1742	0.5338	0.0644	1.6495	9.4689
Manufact. and Maintenance	0.2227	0.1213	0.0728	0.0409	0.1168	0.0290	0.0890	0.0644	0.7569	8.5069
Ease of Charge	0.0445	0.0910	0.0455	0.0341	0.0584	0.1742	0.0890	0.0644	0.6010	9.3339
SUMS	1.1580	0.8795	0.8461	1.1279	0.8758	1.5015	1.6637	1.2127	9.2653	71.4820

Ο μέσος όρος των μεταβλητοτήτων που υπολογίστηκαν αντιστοιχεί στη μέγιστη ιδιοτιμή (eigenvalue) του μητρώου σύγκρισης λ_{max} :

$$\lambda_{max} = \frac{\sum_{i=1}^n \lambda_i}{n} = 8.935 \quad (4-2)$$

Με χρήση της Εξίσωσης (4-3) προσδιορίζεται ο δείκτης συνοχής CI (Consistency Index), σύμφωνα με τον οποίο ποσοτικοποιείται η ασυνέπεια του πίνακα. Όσο μεγαλύτερος είναι τόσο πιο μικρή είναι η συνοχή των στοιχείων του πίνακα και σε μια τέτοια περίπτωση οι αρχικές θεωρήσεις θα πρέπει να επανεξεταστούν.

$$CI = \frac{\lambda_{\max} - n}{n - 1} = 0.134 \quad (4-3)$$

Τέλος με χρήση της Εξίσωσης (4-4) υπολογίζεται ο λόγος συνοχής *CR* (Consistency Ratio), που χαρακτηρίζει τη συνέπεια της μελέτης με βάση τις θεωρήσεις που έχουν γίνει με βάση το πλήθος των σεναρίων που επιλέχθηκαν. Για τον υπολογισμό του λόγου συνοχής χρησιμοποιείται ο τυχαίος δείκτης συνοχής *RI* (Random Consistency Index), ο οποίος έχει προκύψει από τη μέτρηση του δείκτη συνοχής *CI* για τυχαία παραγόμενο τετραγωνικό πίνακα διάσταση *n* (Πίνακας 4-7). Στη περίπτωση μας όπου το σύνολο των σεναρίων είναι *n* = 8, ο δείκτης αυτός είναι ίσος με *RI* = 1.3952. Καθώς ο λόγος συνοχής είναι μικρότερος του 10% τότε αποδεικνύεται ότι υπάρχει συνοχή στους συντελεστές που υπολογίστηκαν και είναι αποδεκτά τα αποτελέσματα. Στη περίπτωση που η συνθήκη αυτή δεν ίσχυε, θα έπρεπε να αναθεωρηθούν οι αρχικές τιμές των συγκρίσεων των ζευγών κριτηρίων, μέχρις ότου εκπληρωνόταν.

$$CR = \frac{CI}{RI} = 9.58\% < 10\% \quad (4-4)$$

Πίνακας 4-7. Τιμές δείκτη τυχαίας συνοχής (RI) συναρτήσει του μεγέθους δείγματος.

Μέγεθος Δείγματος (n)	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Δείκτης Τυχαίας Συνοχής (RI)	0	0	0.5799	0.8921	1.1159	1.2358	1.3322	1.3952	1.4537	1.4882

Σύμφωνα με τα παραπάνω δεδομένα έπεται η διαδικασία αξιολόγησης των σεναρίων με βάση τα κριτήρια που επιλέχθηκαν. Το κάθε σενάριο βαθμολογείται ξεχωριστά με καθένα από τα κριτήρια συγκριτικά με το τι περισσότερο ή τι λιγότερο προσφέρει από το βασικό σενάριο (baseline). Συγκεκριμένα, η βαθμολόγηση πραγματοποιείται σε κλίμακα τιμών -2,-1,0,1 και 2 (Πίνακας 4-8). Με το πέρας της βαθμολόγησης αυτής, η κάθε τιμή πολλαπλασιάζεται με το αντίστοιχο συντελεστή βάρους, παράγοντας ένα τελικό βαθμό για κάθε σενάριο από το άθροισμά τους (Πίνακας 4-9). Όσο μεγαλύτερος είναι ο τελικός βαθμός για το σενάριο τόσο καλύτερο είναι και αντιστρόφως.

Πίνακας 4-8. Κλίμακα βαθμολόγησης σεναρίων.

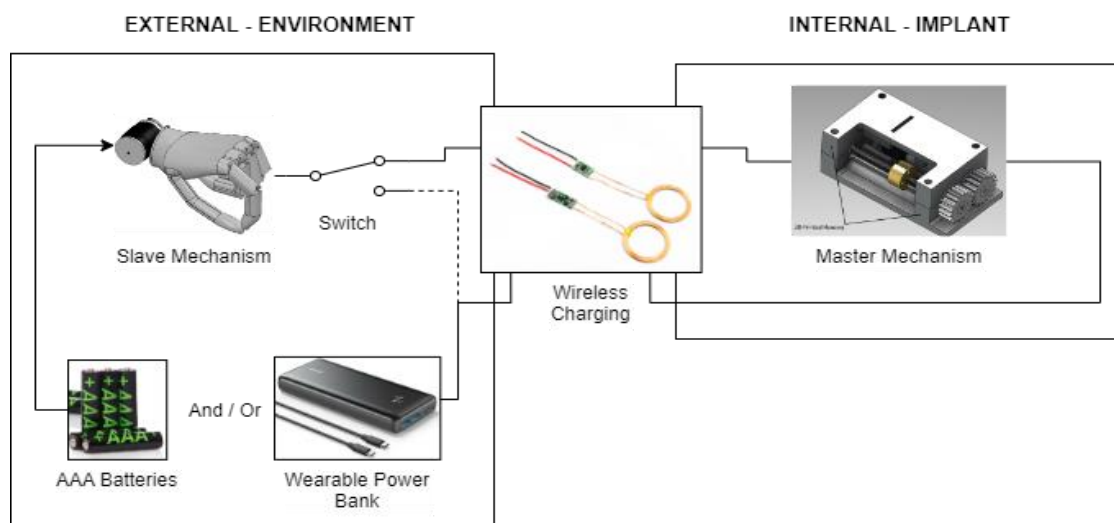
Βαθμολογία	Περιγραφή
-2	Το σενάριο αυτό έχει αρκετά αρνητική επίδραση στην ικανοποίηση του κριτηρίου από ότι το baseline
-1	Το σενάριο αυτό έχει ελαφρώς αρνητική επίδραση στην ικανοποίηση του κριτηρίου από ότι το baseline
0	Το σενάριο αυτό δεν βοηθά στην ικανοποίηση του κριτηρίου περισσότερο από ότι το baseline
1	Το σενάριο αυτό έχει ελαφρώς θετική επίδραση στην ικανοποίηση του κριτηρίου από ότι το baseline
2	Το σενάριο αυτό έχει αρκετά θετική επίδραση στην ικανοποίηση του κριτηρίου από ότι το baseline

Πίνακας 4-9. Αποτελέσματα αξιολόγησης σεναρίων.

Κριτήρια	Βάρος	Σενάρια							
		BASELINE	SWITCH	AC INPUT	2 EXT BAT	FLEX EXT BAT	MULTI INPUT	SWITCH & MULTI INPUT	SWITCH & FLEX EXT BAT
Flexibility	0.0445	0	1	0	1	0	1	2	2
Modularity	0.0303	0	-1	0	0	0	-1	-2	-1
Safety	0.3639	0	1	-1	0	1	-2	-1	2
Weight and Size	0.2044	0	-1	-1	1	1	-1	-2	1
Input Battery Sizing	0.0292	0	1	0	1	1	-1	-1	2
Ease of Use	0.1742	0	0	-1	0	1	2	2	1
Manufact. and Maintenance	0.0890	0	-1	-2	-1	1	-2	-2	1
Ease of Charge	0.0644	0	0	-1	0	2	2	2	2
Σύνολο	1.0000	0.000	0.114	-0.985	0.189	0.990	-0.648	-0.474	1.441

Από τα αποτελέσματα της αξιολόγησης φαίνεται ότι τα σενάρια αποσπώμενου ή φορητού συσσωρευτή στο εξωτερικό σύστημα είναι τα κυρίαρχα, με το συνδυαστικό σενάριο που διαθέτει και το σύστημα ελέγχου της εσωτερικής φόρτισης να καταγράφει την υψηλότερη βαθμολογία. Αντίθετα η χρήση της τροφοδοσίας εναλλασσόμενου ρεύματος καταγράφει τη χαμηλότερη βαθμολογία καθώς επιδρά αρνητικά στο βάρος, τη πολυπλοκότητα και την ασφάλεια της διάταξης, κυρίως επειδή απαιτούνται περισσότερα υποσυστήματα και εκλύονται μεγαλύτερα ποσά θερμότητας. Τέλος παρατηρείται ότι η επίδραση ενός δεύτερου εξωτερικού συσσωρευτή στο σχεδιασμό είναι μικρή, αφού τα πλεονεκτήματά του επισκιάζονται από τη δυσκολία σύνθεσης μιας τέτοιας διάταξης ώστε να λειτουργεί σωστά.

Μια ρεαλιστική προσέγγιση της υλοποίησης του κυρίαρχου σεναρίου αναπαριστάται στο Σχήμα 4-9. Το ρόλο του αποσπώμενου ή φορητού συσσωρευτή μπορεί αφενός να έχει μια τυπική μπαταρία AAA του εμπορίου, την οποία θα τοποθετεί ο χρήστης κατά το δοκούν εντός μιας θήκης του προσθετικού, κατάλληλη για τέτοιου είδους συσσωρευτές. Αφετέρου, σε περίπτωση όπου είναι επιθυμητή και αρμόζει μια τέτοια δυνατότητα, τον παραπάνω ρόλο μπορεί να έχει ένα φορητό Power Bank που ο χρήστης θα έχει προσδεμένο στον βραχίονά του και θα παρέχει ισχύ στο προσθετικό μέλος με χρήση καλωδίων (πχ: USB to Type-C). Τέλος, η μετάδοση της ισχύος προς το εμφύτευμα θα γίνεται μέσω επαγωγικής φόρτισης.



Σχήμα 4-9. Ρεαλιστική προσέγγιση του θεωρητικού μοντέλου που αναδείχθηκε ως το πιο ικανό για την εκπλήρωση των κριτηρίων του μηχανισμού.

5 Ενεργειακή Μελέτη Master Υποσυστήματος

5.1 Ανάλυση Μονάδας Ασύρματης Τροφοδοσίας

Μετά την εξέταση του συστήματος ως προς την κατάλληλη διαμόρφωσή του, χρειάζεται να μελετηθεί η μονάδα ασύρματης τροφοδοσίας μεταξύ των δύο υποσυστημάτων. Όπως αναφέρθηκε και στην Παράγραφο 2.3, οι ανάγκες της φύσης του συστήματος καθιστούν αναγκαία την ύπαρξη ασύρματης τροφοδοσίας του υποσυστήματος master από το slave.

Η αρχή λειτουργίας μιας τέτοιας μονάδας βασίζεται στην ηλεκτρομαγνητική επαγωγή. Η ροή ρεύματος διαμέσου ενός πηνίου, δημιουργεί ένα μαγνητικό πεδίο, συγκεκριμένης έντασης. Με εναλλαγή του ηλεκτρικού πεδίου στο πρωτεύον πηνίο, δημιουργείται ένα μεταβαλλόμενο μαγνητικό πεδίο. Αντίστοιχα, όταν το μαγνητικό αυτό πεδίο διέρχεται μέσα από ένα δευτερεύον πηνίο, προκαλεί τη δημιουργία ενός επαγόμενου ηλεκτρικού πεδίου εναλλασσόμενου ρεύματος. Στην περίπτωση του συστήματος που μελετάται, το πρωτεύον πηνίο βρίσκεται εντός του slave υποσυστήματος, ενώ το δευτερεύον πηνίο εντός του master υποσυστήματος (Σχήμα 2-11).

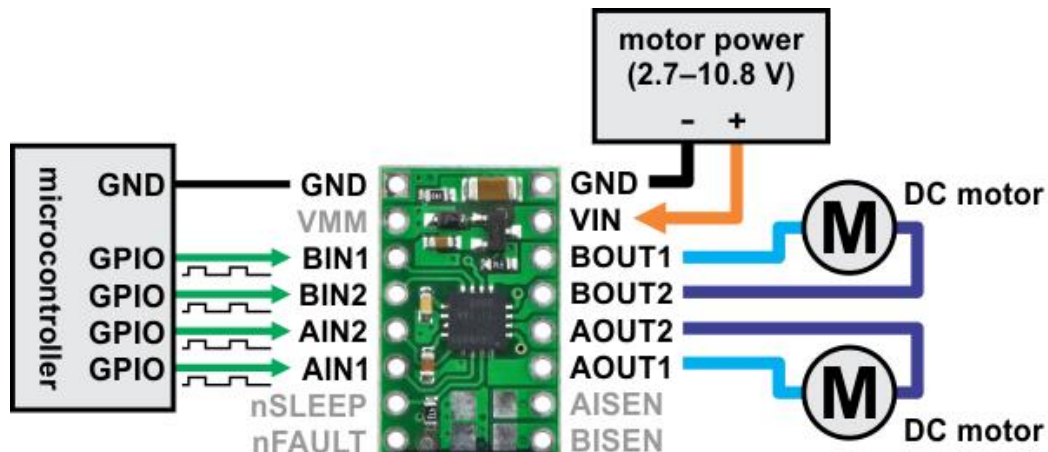
Η μονάδα ασύρματης τροφοδοσίας αποσκοπεί στην παροχή ισχύος για όλα τα στοιχεία του master υποσυστήματος. Αρχικά οι κινητήρες του υποσυστήματος λειτουργούν σε ονομαστική τάση 4.2V και με μέση ισχύ μικρότερη των 0.5W (Πίνακας 3-1). Παρόλα αυτά για τη λειτουργία του μηχανισμού η τάση με την οποία τροφοδοτούνται οι κινητήρες κυμαίνεται από 0 - 8.3V. Το εύρος αυτό ορίζεται από τις ανάγκες σε ροπή που καλείται κάθε κινητήρας να παράξει, ώστε να λειτουργεί ο γραμμικός επενεργητής και στις μέγιστες απαιτήσεις δύναμης [19]. Το μέγιστο ρεύμα που μπορεί να ζητήσει ο κάθε κινητήρας ονομάζεται ρεύμα ακινησίας (stall current) και ισούται με 0.45A.

Επιπλέον, ο κάθε κινητήρας διαθέτει και ένα παλμογεννήτρια (encoder), χαρακτηριστικών που φαίνονται στο Σχήμα 5-1. Παρατηρούμε ότι η τάση τροφοδοσίας των παλμογεννητριών είναι 3.3V, ενώ οι απώλειες ισχύος τους είναι σημαντικά μικρότερες των κινητήρων και θα μπορούσαν να συμπεριληφθούν σε αυτές.

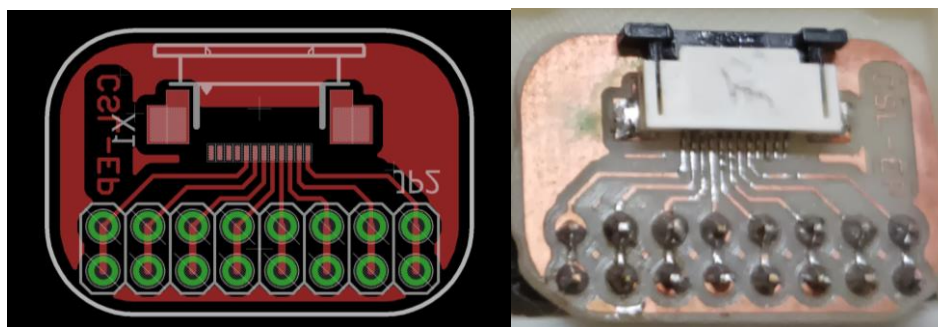
Product specification	
Sensor data	
Counts per turn	256
Number of channels	3
Line Driver	No
Max. electrical speed	100000 min ⁻¹
Max. mechanical speed	100000 min ⁻¹
Technical data	
Supply voltage Vcc	3.3 V ±10 %
Output signal	INC
Output signal driver	Single Ended / CMOS
Output current per channel	-4...4 mA
State length	45...135 °el
Signal rise time/Signal fall time	10/10 ns
Min. state duration	ns

Σχήμα 5-1. Τεχνικές προδιαγραφές παλμογεννητριών master κινητήρων (Maxon ENX 8 MAG 256IMP) [19].

Η τροφοδοσία και ο έλεγχος των κινητήρων και των παλμογεννητριών πραγματοποιείται από έναν οδηγό (driver) DRV8833 της Texas Instruments (Σχήμα 5-2) και τα σήματα μεταφέρονται στο κάθε ζεύγος από μια πλακέτα (breakout board) που σχεδιάστηκε στο εργαστήριο (Σχήμα 5-3). Για τα στοιχεία αυτά γνωρίζουμε ότι το μέγιστο ποσό ρεύματος που μπορούν να διαχειριστούν είναι τα 1.2 A (στιγμιαία 2 A), αρκετά περισσότερο από το ρεύμα ακινησίας του κινητήρα.

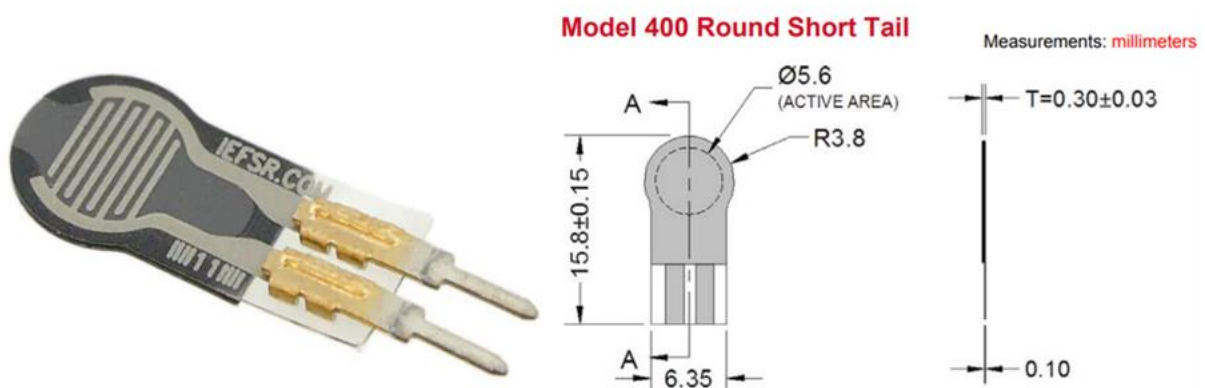


Σχήμα 5-2. Driver DRV8833 της Texas Instruments [39] .



Σχήμα 5-3. Πλακέτα breakout board με το σχέδιο (αριστερά) και το τελικό προϊόν (δεξιά).

Ακόμα, το master υποσύστημα διαθέτει και ένα ζεύγος αισθητήρων δύναμης FSR (Σχήμα 5-4), το οποίο τροφοδοτείται με σταθερή τάση 5V.

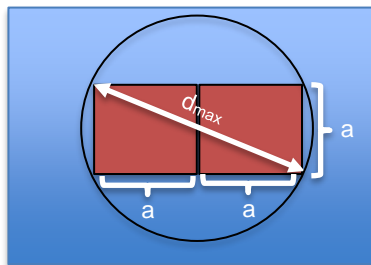


Σχήμα 5-4. Αισθητήρας δύναμης FSR Model 400 Short Tail της Interlink Electronics [33] .

Περισσότερες πληροφορίες για όλα τα παραπάνω βρίσκονται στο Παράρτημα.

Πριν τη διαλογή της κατάλληλης μονάδας ασύρματης τροφοδοσίας είναι αναγκαία η μελέτη των διαθέσιμων διαστάσεων για το master υποσύστημα. Λόγω του περιορισμένου όγκου του εμφυτεύματος, είναι σημαντικό οι διαστάσεις του πηνίου που θα αποτελεί το δευτερεύον τμήμα της μονάδας να είναι οι μικρότερες δυνατές. Όπως αναφέρθηκε και σε προηγούμενη μελέτη [19], ο κάθε μηχανισμός μπορεί να καλύπτει μια περιοχή 40X20X20 mm εντός του ανθρώπινου άνω άκρου. Στο τετράγωνο πλευράς $a = 20$ mm περιλαμβάνεται όλος ο μηχανισμός master για τον κάθε μι κατά την εγκάρσια διεύθυνση του άκρου, ενώ το μήκος των 40 mm αφορά το διαθέσιμο μήκος του μηχανισμού στη διαμήκη κατεύθυνση του άκρου. Στο σενάριο όπου οι δύο μηχανισμοί τοποθετούνται δίπλα, η διατομή του συνολικού αυτού μηχανισμού ανάγεται σε ορθογώνιο διαστάσεων 40X20 mm. Λαμβάνοντας υπόψη την εγκάρσια διατομή του άνω άκρου (Σχήμα 2-2) και τη παραπάνω ορθογωνική διατομή (Σχήμα 5-5), μπορούμε να υπολογίσουμε ότι η μέγιστη διάμετρος ενός περιβάλλοντος κύκλου που περικλείει τη περιοχή όλου του μηχανισμού είναι:

$$d_{\max} = \sqrt{a^2 + (2a)^2} = a\sqrt{5} \approx 44.7\text{mm} \quad (4-5)$$



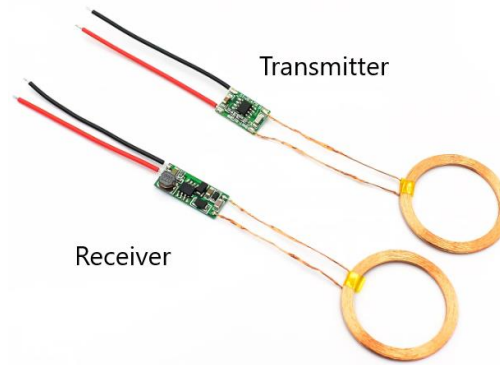
Σχήμα 5-5. Περιγραφικό σχήμα περιεγραμμένου κύκλου που καλύπτει τον μηχανισμό.

Θεωρώντας λοιπόν τη παραπάνω γεωμετρική προδιαγραφή, τις συνολικές ανάγκες ισχύος μικρότερες του 1W και τις δυνατότητες παραγωγής ρεύματος μέχρι 1A στο master υποσύστημα, σύμφωνα με όσα αναφέρθηκαν παραπάνω, έγινε η επιλογή μιας μονάδας ασύρματης φόρτισης (Σχήμα 5-6). Η μονάδα αυτή αποτελείται από δύο ολοκληρωμένα κυκλώματα, με δύο ίδια πηνία στο καθένα. Το πρωτεύον τμήμα της μονάδας αποκαλείται πομπός (transmitter) ενώ το δευτερεύον αποκαλείται δέκτης (receiver), με το κάθε τμήμα να διαθέτει το δικό του ολοκληρωμένο κύκλωμα και τύλιγμα. Το τμήμα του πομπού μπορεί να δέχεται σταθερή τάση τροφοδοσίας DC στο εύρος 5 - 12V και βρίσκεται στο slave υποσύστημα. Το τμήμα του δέκτη μπορεί να διαθέτει σταθερή τάση τροφοδοσίας 5V, ανεξαρτήτως της τροφοδοσίας στον πομπό, με μέγιστο ρεύμα εξόδου το 1A, καλύπτοντας έτσι τις παραπάνω ανάγκες σε ισχύ και ρεύμα. Τα δύο ολοκληρωμένα κυκλώματα είναι υπεύθυνα για τη τροποποίηση του σήματος εισόδου από συνεχές σε εναλλασσόμενο (transmitter) και αντιστρόφως (receiver) καθώς και για τη σωστή λειτουργία της ασύρματης μεταφοράς ισχύος βάσει των προδιαγραφών. Τέλος από τα στοιχεία του μηχανισμού παρατηρείται ότι και οι διαστάσεις των πηνίων είναι αποδεκτές, καθώς η εξωτερική διάμετρος τους ισούται με 38 mm είναι μικρότερη από τον περιορισμό των 44.7 mm.

Αξίζει να σημειωθεί στο σημείο αυτό, ότι η σταθερή τάση τροφοδοσίας των 5V στην έξοδο του δέκτη (receiver) της μονάδας ασύρματης τροφοδοσίας ικανοποιεί τις ανάγκες των αισθητήρων FSR και των παλμογεννητριών των κινητήρων, αλλά όχι τις ανάγκες των κινητήρων. Για την κάλυψη αυτής της ανάγκης χρειάζεται να γίνει επιλογή ενός ενισχυτή (step up) μετατροπέα που θα αυξάνει τη τάση εισόδου στους κινητήρες σε 8.3V.

Features:

- **Input Voltage:** DC 5-12V
- **Output Voltage:** DC 5V
- **Output Current(maximum):** 1A
- **Transmit-receive distance:** 1-20mm
- **Transmitter Size:** 17x11x2.5mm (L*W*H)
- **Receiver Size:** 24x10x5.5mm (L*W*H)
- **Coil Outer Diameter:** 38mm
- **Coil Inner Diameter:** 28mm
- **Coil Thickness:** 1.3mm



Σχήμα 5-6. Στοιχεία μονάδας ασύρματης φόρτισης που επιλέχθηκε [31] .

Έχοντας καλύψει το θέμα της τροφοδοσίας του υποσυστήματος, πρέπει πλέον να γίνει επιλογή κατάλληλων συσσωρευτών, που θα διατηρούν το σύστημα σε λειτουργία για τις περιόδους όπου δεν χρησιμοποιείται η μονάδα ασύρματης φόρτισης. Βασικά χαρακτηριστικά των συσσωρευτών που αναζητούνται είναι η δυνατότητα επαναφόρτισής τους, το μικρό μέγεθός τους και η χημική τους σύσταση.

Σύμφωνα και με άλλες περιπτώσεις εμφυτευμάτων, όπως σε βηματοδότες, οι επαναφορτιζόμενες μπαταρίες που χρησιμοποιούνται είναι με βάσεις λιθίου (Li) ή ψευδαργύρου (Zn), για λόγους ασφάλειας και απόδοσης [17] . Οι συσσωρευτές λιθίου είναι οι πιο διαδεδομένοι για χρήση σε εμφυτεύματα, όπως οι λιθίου-ιωδίου (Lithium Iodine) και οι πολυμερούς λιθίου (Lithium Polymer).

Επιπλέον, οι χωρητικότητες των συσσωρευτών είναι ανάλογες των διαστάσεών τους. Όσο αυξάνονται οι απαιτήσεις σε ενέργεια, τόσο αυξάνονται και τα χημικά περιεχόμενα του συσσωρευτή, ώστε να τις καλύψουν.

Για τον υπολογισμό της επιθυμητής χωρητικότητας του συσσωρευτή, αρκεί να είναι γνωστά η τάση λειτουργίας του συσσωρευτή και η απαιτούμενη ενέργεια. Συγκεκριμένα, η ενέργεια που προσφέρει ένας συσσωρευτής προκύπτει από το γινόμενο της τάσης στην οποία λειτουργεί και του ηλεκτρικού φορτίου που έχει χάσει κατά τη διάρκεια της φόρτισης. Εξ'ορισμού, 1 mAh αντιστοιχεί στη μετάδοση φορτίου με ένταση 1 mA στη διάρκεια μιας ώρας. Έτσι, καθώς το ποσό του ηλεκτρικού φορτίου που μεταφέρει ο συσσωρευτής, ορίζεται από το γινόμενο της έντασης του φορτίου με το χρόνο στον οποίο μετράμε, μπορούμε να διαπιστώσουμε ότι 1 mAh αντιστοιχεί σε 3.6 C ηλεκτρικού φορτίου στη διάρκεια μιας ώρας. Η παραπάνω λογική αναπτύσσεται στην Εξίσωση (4-6):

$$1 \text{ mAh} = 0.001\text{A} \cdot 3600\text{s} = 3.6 \text{ C} \quad (4-6)$$

Για τη σωστή λειτουργία του συσσωρευτή χρειάζεται η προσθήκη ενός κυκλώματος προστασίας του (battery protection circuit). Το κύκλωμα αυτό ρυθμίζει το πότε θα γίνει φόρτιση του συσσωρευτή και για πόσο χρόνο, χωρίς να παράγονται μη επιθυμητά ποσά θερμότητας και να κινδυνεύει το σύστημα. Ένα μειονέκτημα της προσθήκης αυτού του κυκλώματος στη διάταξη είναι η πτώση τάσης που επιφέρει. Για τη περίπτωση των 5 V ως τάση εισόδου και μέγιστης έντασης ρεύματος 1 A στο κύκλωμα, οι απώλειες είναι της τάξης του 0.8 V [32] .

Σύμφωνα με τις ανάγκες που υπολογίστηκαν στη Παράγραφο 3.2, το ημερήσιο ποσό απαιτούμενης ενέργειας του συστήματος είναι $W_{\text{day}} = 1.62\text{kJ}$. Έτσι, με επιλογή της τάσης λειτουργίας του συσσωρευτή τα 3.7 V, λόγω των απωλειών του συστήματος προστασίας της μπαταρίας, αλλά και των διαθέσιμων προδιαγραφών, καταλήγουμε στο ότι η επιθυμητή χωρητικότητά του σε mAh θα είναι ίση με:

$$Capacity = \frac{1}{3.6} \frac{W_{day}}{V} = 121.62mAh \quad (4-7)$$

Με βάση τα παραπάνω και σύμφωνα με τις ήδη υπάρχουσες επιλογές της αγοράς, ο επιθυμητός συσσωρευτής πρέπει να είναι επαναφορτιζόμενος, βάσης λιθίου και να έχει χωρητικότητα 125 mAh και ονομαστική τάση στα 3.7V.

5.2 Μοντελοποίηση Υποσυστήματος για Ενεργειακή Μελέτη

Βασική προϋπόθεση της σωστής λειτουργίας του master υποσυστήματος εντός του εμφυτεύματος είναι ο περιορισμός των απωλειών ενέργειας προς το περιβάλλον. Η απώλεια ενέργειας από τα στοιχεία ισχύος του συστήματος προκαλούν την αύξηση της θερμοκρασίας του χώρου πλησίον του μηχανισμού.

Σύμφωνα με προηγούμενες μελέτες [9] [18], η αύξηση της θερμοκρασίας πάνω από τους 44°C μπορεί να προκαλέσει μόνιμη βλάβη στους ιστούς του ανθρώπινου σώματος. Η επίδραση των απωλειών του συστήματος στην υγεία του οργανισμού του χρήστη, αποτελεί κύριο μέλημα του σχεδιασμού του μηχανισμού και της μελέτης της απόδοσής του.

Λόγω της σημαντικής διαφοράς στις απαιτήσεις ισχύος των στοιχείων του μηχανισμού, η ενεργειακή μελέτη περιορίζεται στον κινητήρα του υποσυστήματος και στη μονάδα ασύρματης φόρτισης. Η διαφορά του ποσού ισχύος που απαιτείται μεταξύ των ανωτέρω υποσυστημάτων και των υπολοίπων, των οποίων ο βαθμός απόδοσης είναι συγκριτικά μεγαλύτερος, είναι βασικός λόγος της επιλογής αυτής.

Για τη περίπτωση της μονάδας ασύρματης φόρτισης είναι γνωστό ότι η μέγιστη ανάγκη σε ισχύ που καλείται να ικανοποιήσει είναι το $P_{out,max} = 1 \text{ W}$ στη έξοδο της (Παράγραφος 5.1). Επίσης είναι δεδομένο ότι ο ελάχιστος βαθμός απόδοσης μιας τέτοιας μονάδας είναι της τάξης του $n_{min} = 70 - 75\%$, όπως αναφέρεται και στο πρότυπο QI των μονάδων ασύρματης τροφοδοσίας [40]. Σύμφωνα με τα παραπάνω, το μέγιστο ποσό αναμενόμενης θερμικής ισχύος από τη μονάδα ασύρματης φόρτισης ισούται με:

$$Q_{WC,max} = \frac{1 - n_{min}}{n_{min}} P_{out,max} = 0.43W \quad (4-8)$$

Αντίστοιχα για τον υπολογισμό της μέγιστης αναμενόμενης θερμικής ισχύος από τους κινητήρες του master υποσυστήματος, μπορούν να χρησιμοποιηθούν δύο μέθοδοι. Αφενός μεν, με βάση τον βαθμό απόδοσης του κάθε κινητήρα ($n_{motor} = 60\%$) και τη κατανάλωσή του ζεύγους των κινητήρων σε ισχύ ($P_{motors} = 858 \text{ mW}$), που υπολογίστηκαν σε προηγούμενη πειραματική έρευνα [19], μπορεί να υπολογιστεί ότι οι απώλειες είναι:

$$Q_{motor,max(1)} = (1 - n_{motor}) P_{motors} = 0.34W \quad (4-9)$$

Αφετέρου δε, ο παραπάνω υπολογισμός μπορεί να γίνει με ανάλυση του συνολικού θεωρητικού βαθμού απόδοσης του master μηχανισμού του υποσυστήματος και εύρεση της απαραίτητης ισχύος για την ολοκλήρωση ενός κύκλου. Ο μηχανισμός αποτελείται από δύο βασικά μηχανικά υποσυστήματα, αυτού του άξονα – περικοχλίου και αυτό του ζεύγους οδοντωτών τροχών.

Για το σύστημα άξονα - περικοχλίου είναι γνωστά τα βασικά γεωμετρικά μεγέθη (Πίνακας 3-2) αλλά και ο συντελεστής τριβής $\mu = 0.1$ για την συναρμογή (ξηρή ολίσθηση σκληρού χάλυβα). Η γωνία του σπειρώματος ισούται με:

$$\lambda = \arctan\left(\frac{p}{\pi D}\right) = 3.64 \text{ deg} \quad (4-10)$$

Ο βαθμός απόδοσης του συστήματος αυτού υπολογίζεται μέσω της Εξίσωσης (4-11):

$$\varepsilon_{lead} = (\tan \lambda) \left[\frac{\cos \theta_n - \mu \tan \lambda}{\cos \theta_n \tan \lambda + \mu} \right] = 37.8\% \quad (4-11)$$

Για το ζεύγος των οδοντωτών τροχών είναι γνωστά τα γεωμετρικά τους μεγέθη (Πίνακας 5-1) καθώς και το ότι είναι τύπου spur, χαμηλών φορτίων και από πλαστικό υλικό (polyacetal). Ο υπολογισμός του βαθμού απόδοσης του ζεύγους αυτού πραγματοποιείται με χρήση των Εξισώσεων (4-12),(4-13) και (4-14). Η τιμή του βαθμού απόδοσης αυτού ισούται με $\varepsilon_{gear} = 93.3\%$.

$$\varepsilon_{gear} = 100 - \frac{50\mu}{\cos(a)} \frac{H_s^2 + H_t^2}{H_s + H_t} (\%) \quad (4-12)$$

$$H_s = (R_g + 1) \left[\sqrt{\left(\frac{R_o}{R_p}\right)^2 - \cos^2(a)} - \sin(a) \right] \quad (4-13)$$

$$H_t = \frac{(R_g + 1)}{R_g} \left[\sqrt{\left(\frac{r_o}{r_p}\right)^2 - \cos^2(a)} - \sin(a) \right] \quad (4-14)$$

Πίνακας 5-1. Γεωμετρικά χαρακτηριστικά ζεύγους οδοντωτών τροχών [19] .

Χαρακτηριστικό Μέγεθος	Σύμβολο	Τιμή Μεγέθους
Βαθμός Μετάδοσης	R_g	1
Εξωτερική Διάμετρος Κινητήριου Τροχού	R_o	10 mm
Εξωτερική Διάμετρος Κινούμενου Τροχού	r_o	10 mm
Διάμετρος Pitch Κινητήριου Τροχού	R_p	9 mm
Διάμετρος Pitch Κινούμενου Τροχού	r_p	9 mm
Γωνία Πίεσης	α	20 deg
Αριθμός Οδόντων	N	18
Module	m	0.5
Διάμετρος Pitch	D	9 mm
Συντελεστής Τριβής [34]	μ	0.25

Δεδομένου ότι η μέγιστη ισχύς που μπορεί να απαιτηθεί από τον μηχανισμό του άξονα – περικοχλίου ισούται με $P_{max,lead} = 0.31 \text{ W}$ [19] , τότε το μέγιστο ποσό θερμότητας που θα παραχθεί από τους κινητήρες σε αυτή τη περίπτωση θα είναι:

$$Q_{motor,max(2)} = \frac{(1 - \varepsilon_{lead} \varepsilon_{gear})}{\varepsilon_{lead} \varepsilon_{gear}} (2P_{max,lead}) = 1.13 \text{ W} \quad (4-15)$$

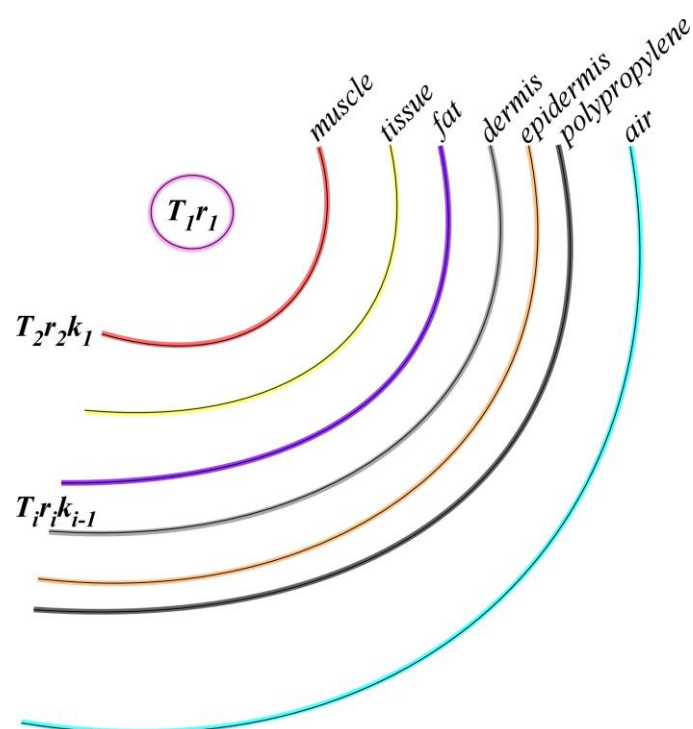
Με γνώση των παραπάνω υπολογίζεται ότι η μέγιστη θερμική ισχύς που εκλύεται από το σύστημα ισούται με:

$$Q_{max} = Q_{WC,max} + \max\{Q_{motor,max(1)}, Q_{motor,max(2)}\} = 1.56 \text{ W} \quad (4-16)$$

Στη συνέχεια μοντελοποιείται το ανθρώπινο χέρι ως ένα κύλινδρος πολλαπλών στρωμάτων. Κάθε στρώμα έχει συγκεκριμένα χαρακτηριστικά θερμικής αγωγιμότητας και πάχους (Πίνακας 5-2) και αποτελεί ένα διαφορετικό μέρος του χεριού, ξεκινώντας από το εσωτερικό, όπου βρίσκεται ο master μηχανισμός και καταλήγοντας στο περιβάλλον. Μετά τον μηχανισμό, ακολουθούν τα στρώματα των μυών, των ιστών, του λίπους, του δέρματος, της επιδερμίδας, του πλαστικού προσθετικού από πολυπροπυλένιο (socket) και τέλος του περιβάλλοντος (Σχήμα 5-7). Η μεθοδολογία και τα χαρακτηριστικά μεγέθη των στρωμάτων της μελέτης αυτής περιγράφονται και σε προηγούμενη έρευνα που πραγματοποιήθηκε για τον μηχανισμό [18].

Πίνακας 5-2. Χαρακτηριστικά στρωμάτων κυλινδρικού μοντέλου [18].

Στρώμα	Θερμική Αγωγιμότητα (W/mK)	Πάχος Στρώματος (mm)
Μηχανισμός	-	10
Μύες	0.530	14.1
Ιστοί	0.500	2.5
Λίπος	0.185	1.2
Δέρμα	0.400	1.1
Επιδερμίδα	0.235	0.1
Πολυπροπυλένιο	0.250	1.0
Αέρας	10 (W/m ² K)	20.0



Σχήμα 5-7. Μοντέλο προσομοίωσης του ανθρώπινου χεριού σε στρώματα [18].

Το μοντέλο αυτό απλοποιεί τη θερμική ανάλυση του συστήματος με χρήση ενός κυκλώματος θερμότητας. Σύμφωνα με τη θεώρηση αυτή, η θερμότητα διαχέεται κατά την ακτινική κατεύθυνση των κυλινδρικών στρωμάτων, με τη θερμική ισχύ που υπολογίστηκε στην

Εξίσωση (4-16). Κάθε στρώμα του κυκλώματος αυτού περιγράφεται από τις Εξισώσεις (4-17) και (4-18), όπου:

- T_i είναι η θερμοκρασία του κάθε στρώματος,
- R_i είναι η θερμική αντίσταση του κάθε στρώματος,
- r_{i-1} και r_i είναι η εξωτερική και εσωτερική ακτίνα του κάθε στρώματος,
- k_i είναι ο συντελεστής θερμικής αγωγιμότητας του κάθε στρώματος και
- $L = 40$ mm είναι το μήκος του μηχανισμού

Συγκεκριμένα, για τη περίπτωση του τελευταίου στρώματος του αέρα, όπου η μετάδοση της θερμότητας γίνεται μέσω συναγωγής, η θερμική αντίσταση υπολογίζεται με τη χρήση της Εξίσωσης (4-19), όπου με r_s συμβολίζεται η εξωτερική ακτίνα του χεριού.

$$Q_{\max} = \frac{T_i - T_{i-1}}{R_i}, i = 1, 2, \dots, 8 \quad (4-17)$$

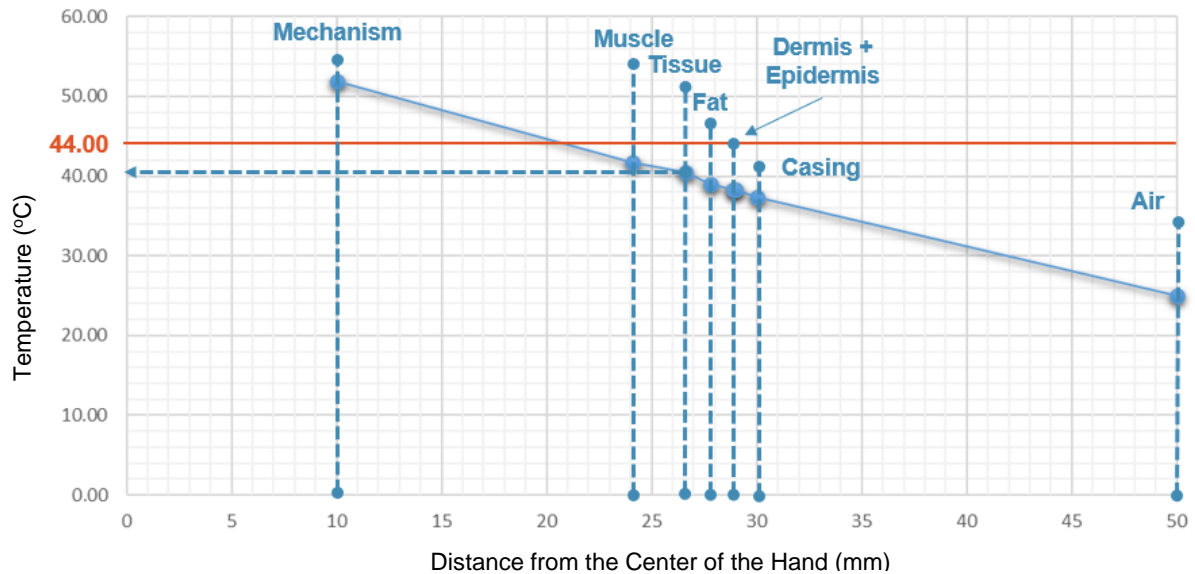
$$R_i = \frac{1}{2\pi L k_i} \ln\left(\frac{r_{i-1}}{r_i}\right), i = 1, 2, \dots, 7 \quad (4-18)$$

$$R_i = \frac{1}{2\pi L k_i r_s}, i = 8 \quad (4-19)$$

Οι υπολογισμοί που πραγματοποιήθηκε έγιναν με θεώρηση της θερμοκρασίας περιβάλλοντος στους 25 °C. Ο Πίνακας 5-3 και το Σχήμα 5-8 παρουσιάζουν τα αποτελέσματα των υπολογισμών αυτών. Παρατηρείται ότι, ακόμα και σε αυτή τη περίπτωση όπου η θερμική ισχύς είναι μέγιστη και τα δεδομένα των διαστάσεων του μηχανισμού πιο κοντά στα πραγματικά, η θερμοκρασία που αναμένεται στους ιστούς είναι μικρότερη των 44 °C. Επίσης, με μείωση της θερμοκρασίας περιβάλλοντος, αναμένεται περαιτέρω μείωση των θερμοκρασιών σε όλο το εύρος του μοντέλου. Αντίθετα, στη περίπτωση όπου η θερμοκρασία περιβάλλοντος είναι μεγαλύτερη των 30 °C, η θερμοκρασία που παρατηρείται στους ιστούς είναι μεγαλύτερη της επιτρεπτής και θα χρειαστεί να ληφθούν μέτρα προστασίας του οργανισμού από τον μηχανισμό και την αύξηση αυτή της θερμοκρασίας. Τέλος, αξίζει να σημειωθεί ότι οι παραδοχές που πραγματοποιήθηκαν για τη μορφή της διάχυσης ισχύος κατά τη μια κατεύθυνση, συντελούν σε υψηλότερες τιμές των θερμοκρασιών και άρα σε πιο αυστηρά αποτελέσματα.

Πίνακας 5-3. Αποτελέσματα θερμικών υπολογισμών του μοντέλου για θερμοκρασία περιβάλλοντος 25 °C.

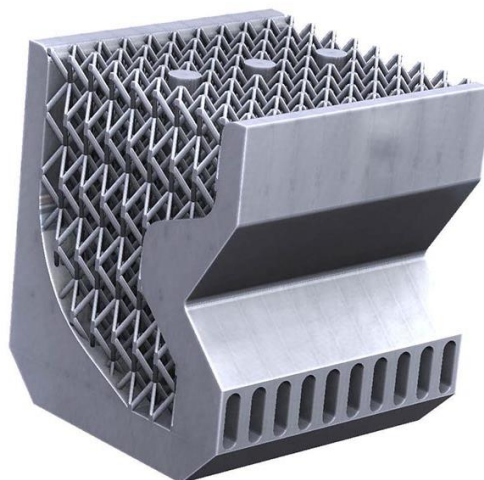
	Στρώμα i	Εξωτερική Ακτίνα r_i (mm)	Συντελεστής Θερμικής Αγωγιμότητας k_i (W/mK)	Θερμική Αντίσταση R_i (K/W)	Θερμοκρασία T_i (°C)
<i>Mechanism</i>	1	10.0	-	-	52.0
<i>Muscle</i>	2	24.1	0.53	6.604	41.7
<i>Tissue</i>	3	26.6	0.50	0.785	40.4 (< 44)
<i>Fat</i>	4	27.8	0.19	0.949	38.9
<i>Dermis</i>	5	28.9	0.40	0.386	38.3
<i>Epidermis</i>	6	29.0	0.24	0.058	38.3
<i>Case</i>	7	30.0	0.25	0.540	37.4
<i>Air</i>	8	50.0	10 (W/m ² K)	7.958	25.0



Σχήμα 5-8. Γραφική αναπαράσταση της μεταβολής της θερμοκρασίας συναρτήσει της απομάκρυνσης από το κέντρο του χεριού.

Σε περίπτωση όπου οι θερμικές απώλειες του συστήματος υπερβαίνουν τα επιτρεπτά όρια, υπάρχουν μέθοδοι ελέγχου της διάχυσης της θερμότητας προτού εξέλθει του μηχανισμού. Αρχικά, η ραγδαία ανάπτυξη των μεθόδων προσθετικών κατασκευών και των υλικών που μπορούν να χρησιμοποιηθούν έχουν συντελέσει στη δυνατότητα δημιουργίας πολύπλοκων γεωμετριών που δεν μπορούν να επιτευχθούν με άλλες μεθόδους. Με τη χρήση αυτών των μεθόδων, είναι εφικτή η κατασκευή ενός περιβλήματος του μηχανισμού, το οποίο θα έχει ενσωματωμένες ειδικές διαμορφώσεις που αποσκοπούν στην καλύτερη απαγωγή της εκλυόμενης θερμότητας και τη ταχύτερη ψύξη του περιβλήματος. Οι διαμορφώσεις αυτές (heat sinks) αυξάνουν τη συνολική επιφάνεια μεταξύ μηχανισμού και περιβλήματος όπου ανταλλάσσονται τα ποσά θερμότητα μέσω αγωγής (Σχήμα 5-9).

Επιπλέον, με την προσθήκη θερμοαγωγιμής πάστας (thermal paste) μεταξύ των στοιχείων ισχύος, επιτυγχάνεται αποτελεσματικότερη μεταφορά της θερμότητας μεταξύ των στοιχείων αυτών, ενώ ταυτόχρονα μειώνονται οι απώλειες προς το περιβάλλον.



Σχήμα 5-9. Heat sink κατασκευασμένο μέσω προσθετικής καταργασίας [27] .

Μια ακόμα μέθοδος γρηγορότερης ψύξης των στοιχείων είναι η προσθήκη θερμομονωτικής κόλλας στις ενώσεις του μηχανισμού και στο εσωτερικό των τοιχωμάτων του μηχανισμού.

Από πλευράς λειτουργίας του μηχανισμού θα ήταν χρήσιμη η εισαγωγή ενός αισθητήρα θερμοκρασίας εντός του περιβλήματος. Με τη χρήση του αισθητήρα αυτού θα ήταν δυνατός ο έλεγχος των περιόδων λειτουργίας, η ρύθμιση των επιδόσεων των στοιχείων ανάλογα με τη θερμοκρασία που παράγουν και διακοπή της λειτουργίας του συστήματος αν η θερμοκρασία υπερβεί το επιτρεπτό όριο.

Οι απώλειες του συστήματος μπορούν να περιοριστούν ακόμα περισσότερο αν γίνει επιλογή αποδοτικότερων μέσων για τη μεταφορά και αποθήκευση της ισχύος. Παράδειγμα ενός τέτοιου μέσου είναι η αναβάθμιση της μονάδας ασύρματης τροφοδοσίας της διάταξης, ώστε να γίνεται αποτελεσματικότερα η μετάδοση των σημάτων μεταξύ των πηνίων. Μέσω της αναβάθμισης αυτής των στοιχείων, μπορούν να μικρύνουν τα ποσά ενέργειας που ανταλλάσσονται και κατ' επέκταση και οι αναμενόμενες απώλειες.

Μια τελευταία μέθοδος μείωσης των απωλειών είναι η αναδιάταξη των στοιχείων του μηχανισμού ώστε να μεγιστοποιείται η επιφάνεια ανταλλαγής θερμότητας μεταξύ των στοιχείων ισχύος και του περιβλήματος.

5.3 Ενσωμάτωση του Υποσυστήματος στον Οργανισμό

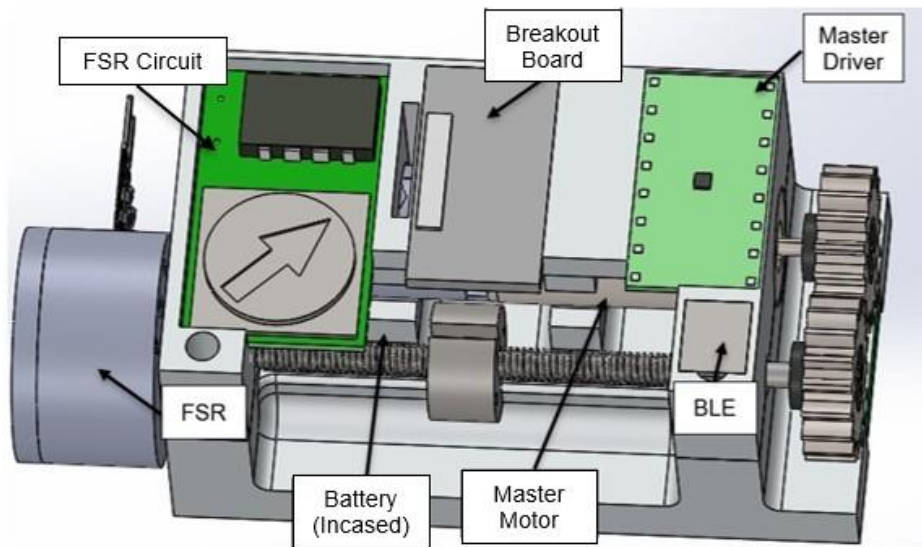
Σύμφωνα με τα προαναφερθέντα και την επιλογή όλων των απαραίτητων στοιχείων, δημιουργείται, εκ νέου, το μοντέλο του master υποσυστήματος. Τα στοιχεία του μηχανισμού χωρίζονται σε δύο ξεχωριστούς βαθμούς ελευθερίας, ένα για τον κάθε μυ που ενεργεί στη κίνηση του slave υποσυστήματος.

Στον κάθε βαθμό ελευθερίας υπάρχουν τα βασικά στοιχεία του μηχανισμού, όπως αυτά αναπτύχθηκαν σε προηγούμενη μελέτη [19], με τον κινητήρα, το ζεύγος οδοντωτών τροχών, το σπειρωτό άξονα με το περικόχλιο και τους αισθητήρες FSR. Σε αυτά προστέθηκαν ένας μικροελεγκτής BLE, ένας συσσωρευτής και ένας δέκτης συστήματος ασύρματης τροφοδοσίας, όπως αναλύθηκαν παραπάνω. Οι διαστάσεις αυτών των στοιχείων είναι διαμορφωμένες σύμφωνα με αυτές αντίστοιχων στοιχείων πραγματικών εφαρμογών για τις ανάγκες που καλούνται να καλύψουν. Το σύστημα αυτό βρίσκεται εντός ενός περιβλήματος, βιοσυμβατού πλαστικού. Η συνολική διάταξη φαίνεται στο Σχήμα 5-10, με το συνολικό μήκος του μηχανισμού να είναι στα 42mm και τη διατομή του να ισούται με 22X17mm.

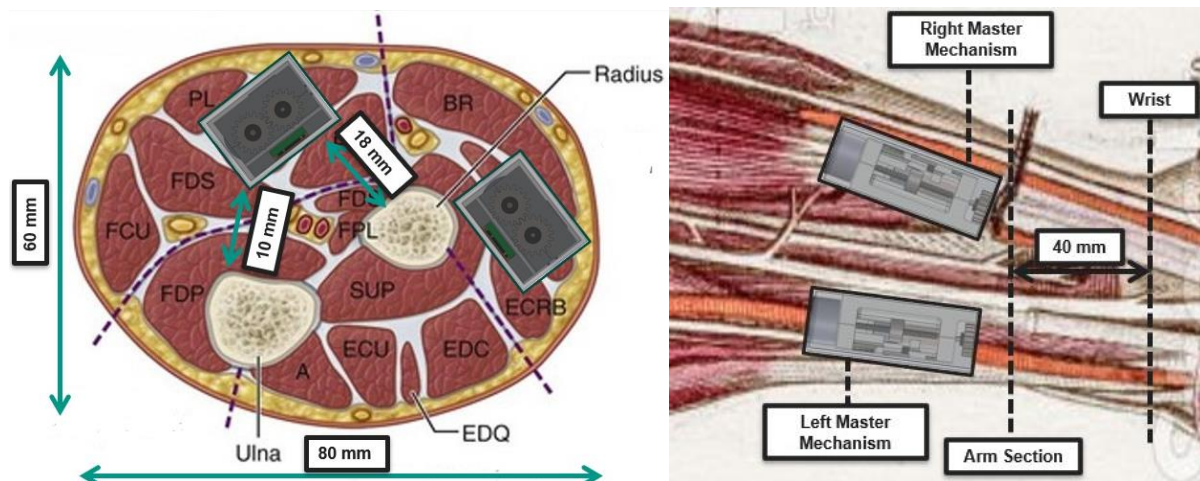
Σε μια προσπάθεια αναπαράστασης του παραπάνω συστήματος εντός του πραγματικού χεριού, δημιουργήθηκαν οι προσεγγίσεις στα σχήματα που ακολουθούν (Σχήμα 5-11). Λαμβάνοντας υπόψη τις διαθέσιμες διαστάσεις του επιτρεπόμενου χώρου του εμφυτεύματος, όπως αναπτύχθηκαν και προηγουμένως [16], πραγματοποιήθηκαν οι σχηματικές αναπαραστάσεις των μοντέλων του κάθε βαθμού ελευθερίας σε δύο τομές του χεριού, με διαστάσεις ανάλογες του χώρου. Αξίζει να σημειωθεί ότι οι αναπαραστάσεις αυτές έγιναν προσεγγιστικά ώστε να δοθεί μια, όσο το δυνατό καλύτερη, εικόνα της πραγματικής διάστασης του εμφυτεύματος. Για μια ακόμα καλύτερη προσέγγιση είναι αναγκαία μια πιο εστιασμένη μελέτη των χαρακτηριστικών του ανθρώπινου χεριού, σε συνεργασία με ειδικούς του τομέα της ιατρικής.

Τέλος, παρατηρώντας την απόσταση των μηχανισμών master από το επίπεδο του καρπού του ανθρώπου (wrist), κρίνεται αναγκαία η μελέτη της επίδρασης των μυών και των

ιστών του υπόλοιπου άκρου στα σήματα που ανταλλάσσονται μεταξύ των ελεγκτών του προσθετικού μέρους και του εμφυτεύματος (Παράγραφος 6.3).



Σχήμα 5-10. Μοντέλο μηχανισμού master υποσυστήματος ενός βαθμού ελευθερίας νέας μορφής.



Σχήμα 5-11. Σχηματική αναπαράσταση διάταξης μηχανισμού master υποσυστήματος εντός του ανθρώπινου χεριού σε εγκάρσια (αριστερά) και διαμήκη (δεξιά) τομή.

6 Πειραματικά Αποτελέσματα

Στο κεφάλαιο αυτό περιγράφονται όλες οι πειραματικές δοκιμές που πραγματοποιήθηκαν στο πλαίσιο της έρευνας. Βασικά σημεία των πειραματικών δοκιμών αποτέλεσαν ο έλεγχος της απόκρισης της μονάδας ασύρματης τροφοδοσίας που επιλέχθηκε, των απωλειών θερμότητας των κύριων στοιχείων του master υποσυστήματος και της απόδοσης της λειτουργίας των μικροελεγκτών με προσομοίωση των συνθηκών εντός του ανθρώπινου χεριού.

6.1 Απόκριση Μονάδας Ασύρματης Τροφοδοσίας

Με χρήση της μονάδας ασύρματης τροφοδοσίας που αναφέρθηκε στη Παράγραφο 5.1, γίνεται μελέτη της λειτουργίας της με χρήση δύο βασικών παραμέτρων. Αρχικά ελέγχεται η αλλαγή στην απόδοση της διάταξης με αλλαγή της απόστασης των δύο πηνίων. Η ισχύς των ραδιοκυμάτων (RF) που παράγονται κατά την ασύρματη φόρτιση επηρεάζεται άμεσα από την απόσταση μεταξύ πομπού και δέκτη, λόγω της διασποράς του σήματος στο χώρο.

Επίσης ελέγχεται η της απόκριση της διάταξης με βάση την τάση που επιβάλλεται στο πρωτεύον πηνίο. Υπενθυμίζεται σε αυτό το σημείο ότι για τη λειτουργία της μονάδας, ο πομπός (receiver) δέχεται σήμα σταθερής (DC) τάσης και το ολοκληρωμένο κύκλωμά του, τη μετατρέπει σε εναλλασσόμενο ρεύμα (AC) το οποίο χρησιμοποιείται για τη δημιουργία του μαγνητικού πεδίου μεταξύ των πηνίων.

6.1.1 Πειραματική διαδικασία

Η πειραματική διάταξη που χρησιμοποιήθηκε για την εκτέλεση του πειράματος είναι αυτή που φαίνεται στο Σχήμα 6-1.

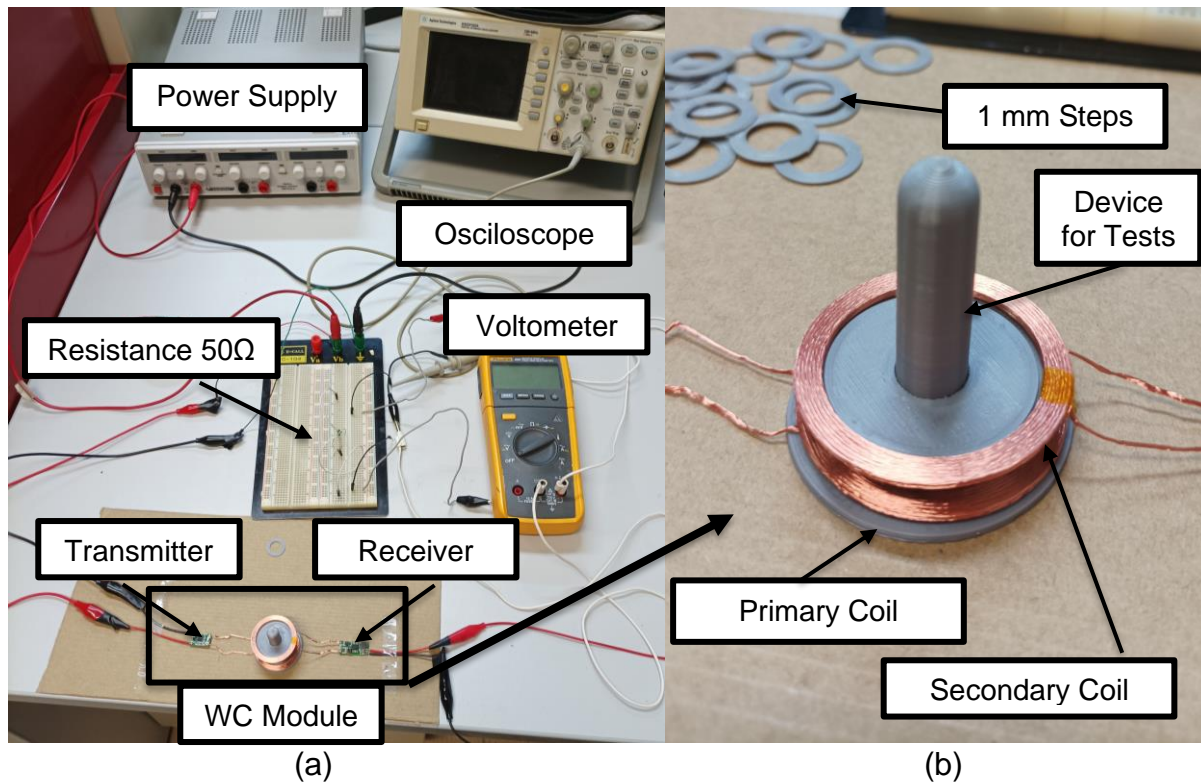
Η τάση εισόδου στον πομπό (transmitter) της μονάδας ασύρματης τροφοδοσίας (AT) ορίζεται από ένα τροφοδοτικό. Από το ίδιο τροφοδοτικό ελέγχεται και το ρεύμα που ζητά η μονάδα για να λειτουργήσει.

Με τη χρήση μιας βάσης (Σχήμα 6-1b), είναι δυνατή η ελεγχόμενη απομάκρυνση των επιπέδων των δύο πηνίων, διατηρώντας ταυτόχρονα τα κέντρα τους στον ίδιο άξονα. Η απομάκρυνση αυτή επιτυγχάνεται με αποστάτες πάχους 1 mm, οι οποίοι εισέρχονται μεταξύ των δύο τερματικών της βάσης. Η βάση και οι αποστάτες κατασκευάστηκαν μέσω ενός 3D εκτυπωτή από υλικό ABS, το οποίο δεν επηρεάζει την απόδοση της διάταξης καθώς τα RF σήματα το διαπερνούν χωρίς να απορροφούνται.

Μετά τον δέκτη (receiver) της μονάδας ασύρματης φόρτισης συνδέεται σε σειρά μια αντίσταση 50Ω, με την οποία γίνεται προσομοίωση των απαιτήσεων του συστήματος. Η τιμή αυτή της αντίστασης προέκυψε από την ισοδυναμία ισχύος που απαιτείται από το master υποσύστημα για τη λειτουργία του, με αυτή που απαιτείται από το ανάλογό του, χωρίς τις απώλειες τάσης λόγω των στοιχείων.

Με τη χρήση του παλμογράφου καταγράφονται οι αλλαγές στα σήματα που μεταφέρονταν μεταξύ των πηνίων, πριν την επεξεργασία τους και τη μετατροπή τους από τα ολοκληρωμένα κυκλώματα της μονάδας.

Τέλος με το βολτόμετρο ελέγχεται η προδιαγραφή σταθερής τάσης εξόδου του συστήματος των 5 V, συγκρίνοντας την απόκλισή της από τη μετρούμενη τιμή.



Σχήμα 6-1. (α) Πειραματική διάταξη για τη μελέτη απόκρισης της μονάδας ασύρματης τροφοδοσίας (β) Βάση ελεγχόμενης απομάκρυνσης των πηνίων.

Πραγματοποιήθηκαν μετρήσεις με αύξηση της τάσης εισόδου στο τροφοδοτικό με βήμα 1 V, ξεκινώντας από τα 5 V και καταλήγοντας στα 12 V, όπως ορίζουν οι προδιαγραφές του συστήματος. Οι μετρήσεις αυτές πραγματοποιήθηκαν 21 φορές, μια για κάθε απόσταση μεταξύ των δύο πηνίων, ξεκινώντας από τη θέση που τα δύο πηνία έρχονταν οριακά σε επαφή και την απομάκρυνσή τους στα 20 mm.

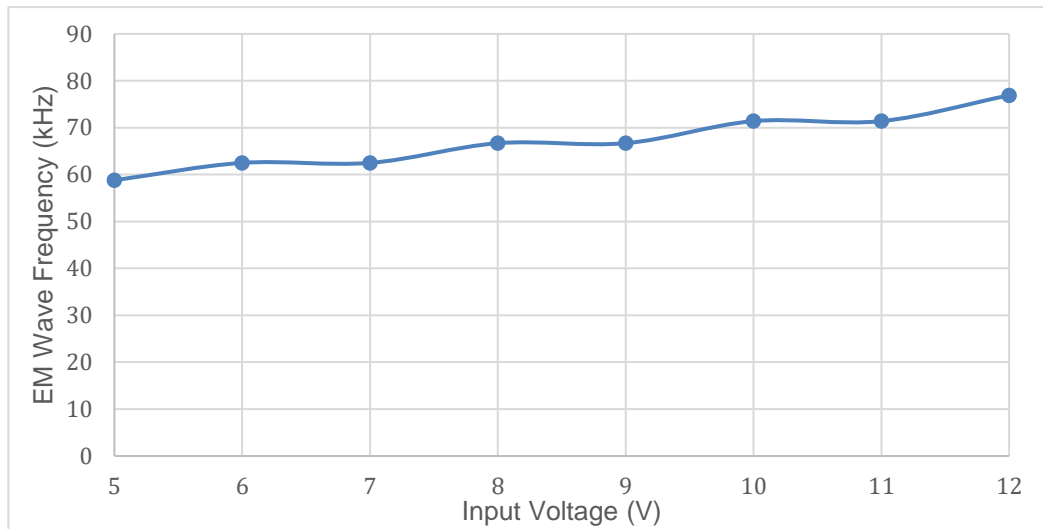
6.1.2 Αποτελέσματα

Με την ολοκλήρωση του πειράματος ελέγχου της απόκρισης της μονάδας ασύρματης τροφοδοσίας με μεταβολή της τάσης εισόδου, όπως αναπτύχθηκε παραπάνω, συνάγονται τα εξής αποτελέσματα (Πίνακας 6-1).

Πίνακας 6-1. Συγκεντρωτικά αποτελέσματα παλμογράφου.

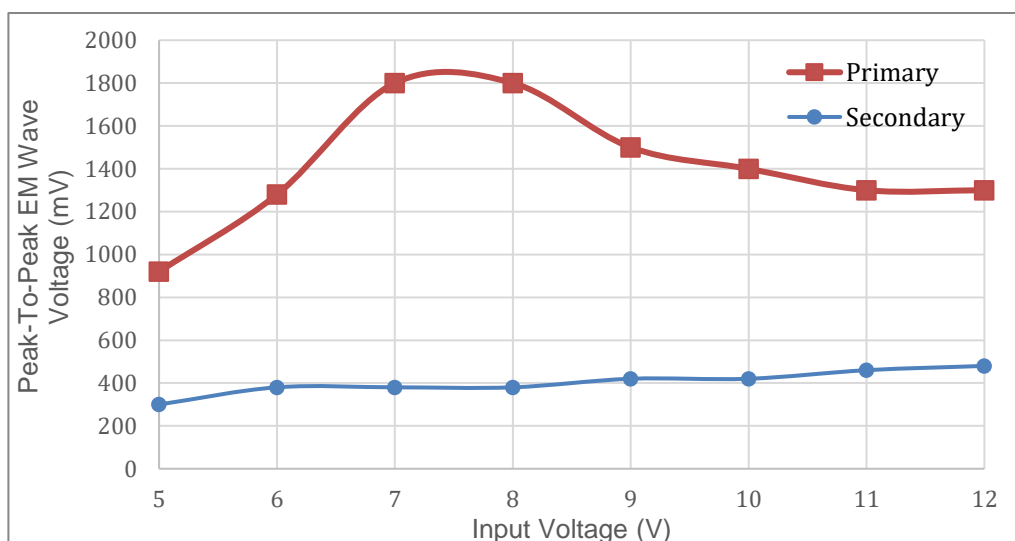
Τάση Εισόδου (V)	Περίοδος Κύματος (μs)	Συχνότητα Κύματος (kHz)	Peak-To-Peak Πλάτος Κύματος (mV)	
			Πρωτεύον	Δευτερεύον
5	17	58.8	920	300
6	16	62.5	1280	380
7	16	62.5	1800	380
8	15	66.7	1800	380
9	15	66.7	1500	420
10	14	71.4	1400	420
11	14	71.4	1300	460
12	13	76.9	1300	480

Αρχικά, παρατηρείται, ότι με τη σταδιακή αύξηση της τάσης στην είσοδο του πομπού η συχνότητα του κύματος RF μεταξύ των πηνίων αυξάνεται. Για τη περίπτωση των 5 V εισόδου παρατηρείται ότι η περίοδος του παλμού είναι 17 μ s (58.8 kHz), ενώ για τη περίπτωση των 12 V η τιμή αυτή έχει μειωθεί στα 13 μ s (76.9kHz). Ο ρυθμός αυτής της αύξησης είναι σχεδόν σταθερός και υπολογίζεται περίπου ίση με 2.6 kHz/V (Σχήμα 6-2).

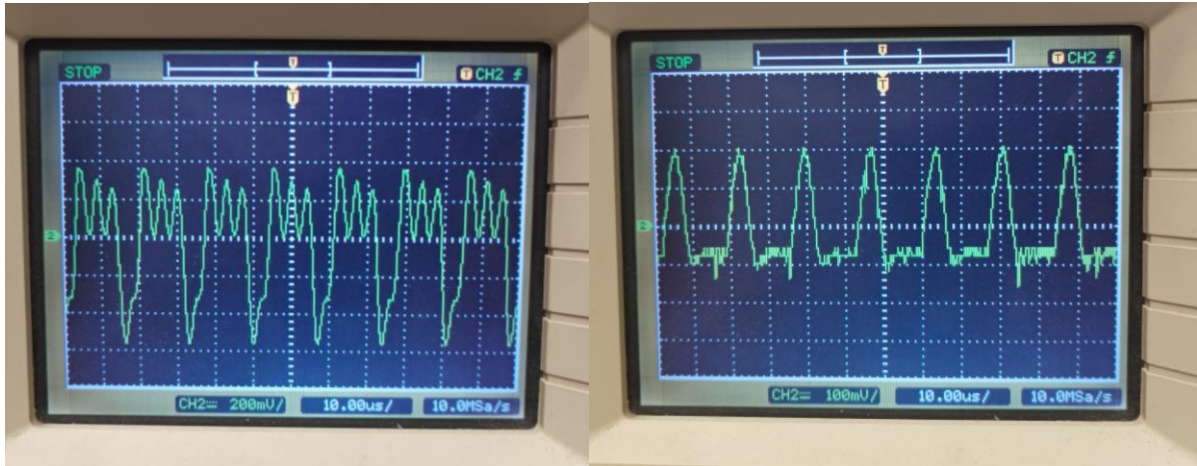


Σχήμα 6-2. Γραφική αναπαράσταση της συχνότητας του κύματος συναρτήσει της τάσεως εισόδου του πομπού.

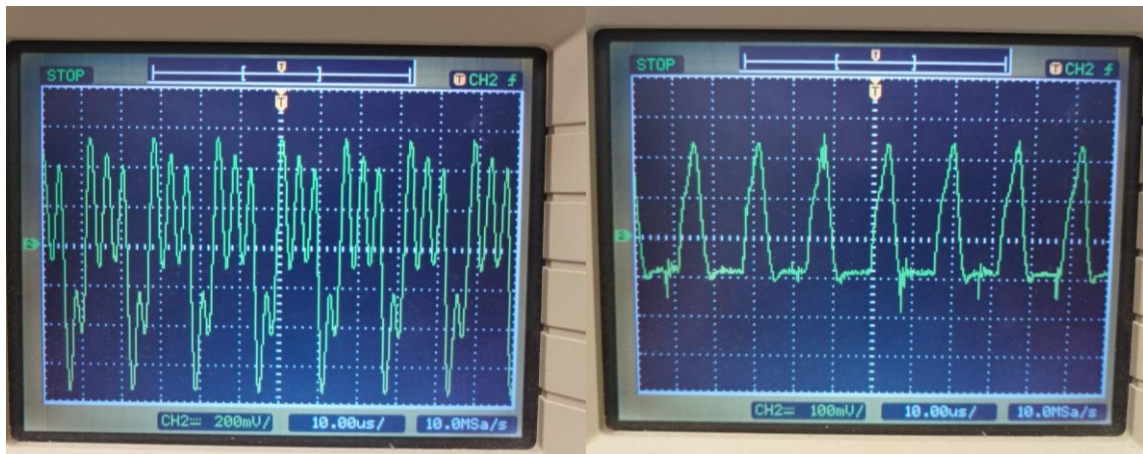
Ταυτόχρονα παρατηρείται αρχική αύξηση στην ένταση του παλμού που δημιουργείται στο πρωτεύον πηνίο, μέχρι τη τάση των 8V, όπου μεγιστοποιείται. Με περαιτέρω αύξηση της τάσης εισόδου σημειώνεται σταδιακή μείωση της μέχρι και τη τιμή των 1300mV. Αντίθετα στο δευτερεύον πηνίο παρατηρείται διαφορά στην ισχύ του κύματος, συγκριτικά με αυτή στο πρωτεύον, σε όλο το εύρος της τάσης εισόδου. Επίσης, απουσιάζει η διακύμανση της ισχύος του κύματος που παρατηρείται στη περίπτωση του πρωτεύοντος πηνίου, καθώς η τιμή της συνεχώς αυξάνεται με την αύξηση της τάσης εισόδου (Σχήμα 6-3). Στη συνέχεια, κατά τη διάρκεια της αλλαγής της απόστασης των πηνίων δεν καταγράφεται σημαντική διαφορά στα κύματα που λαμβάνονταν από τον παλμογράφο (Σχήμα 6-4- Σχήμα 6-11).



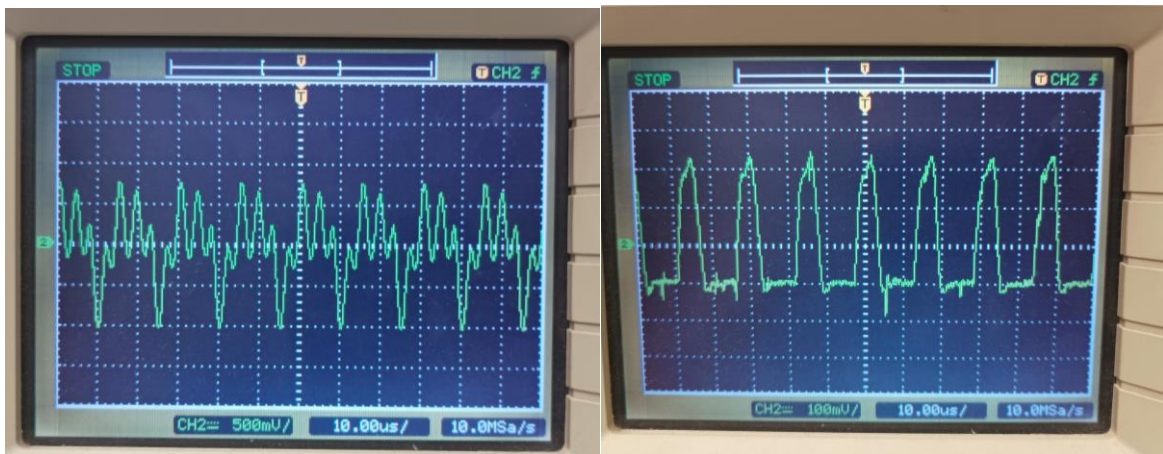
Σχήμα 6-3. Γραφική αναπαράσταση της τάσεως του κύματος συναρτήσει της τάσεως εισόδου του πομπού για το πρωτεύον (primary) και το δευτερεύον (secondary) τμήμα.



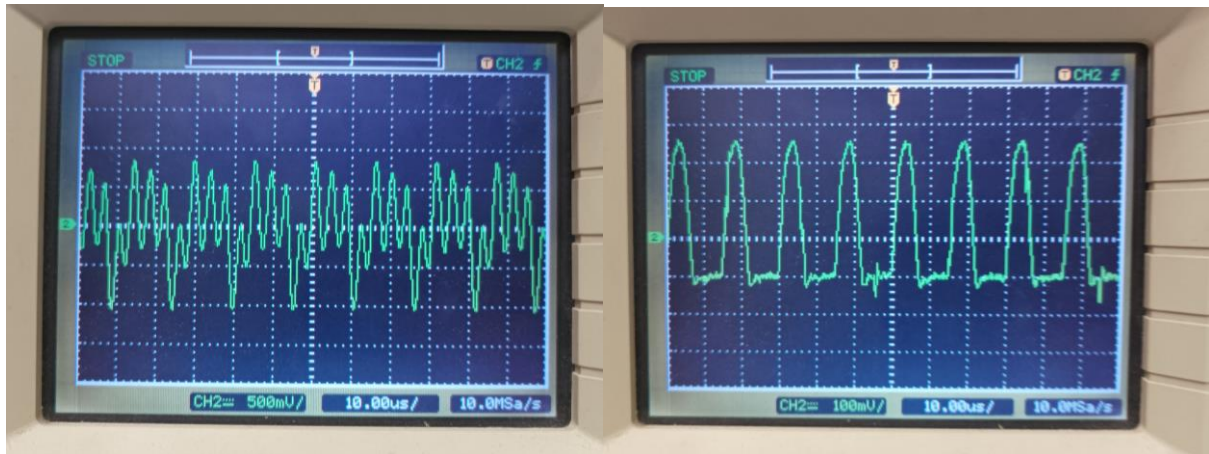
Σχήμα 6-4. Απόκριση κύματος RF για τάση εισόδου 5V για το πρωτεύον (αριστερά) και για το δευτερεύον πηνίο (δεξιά).



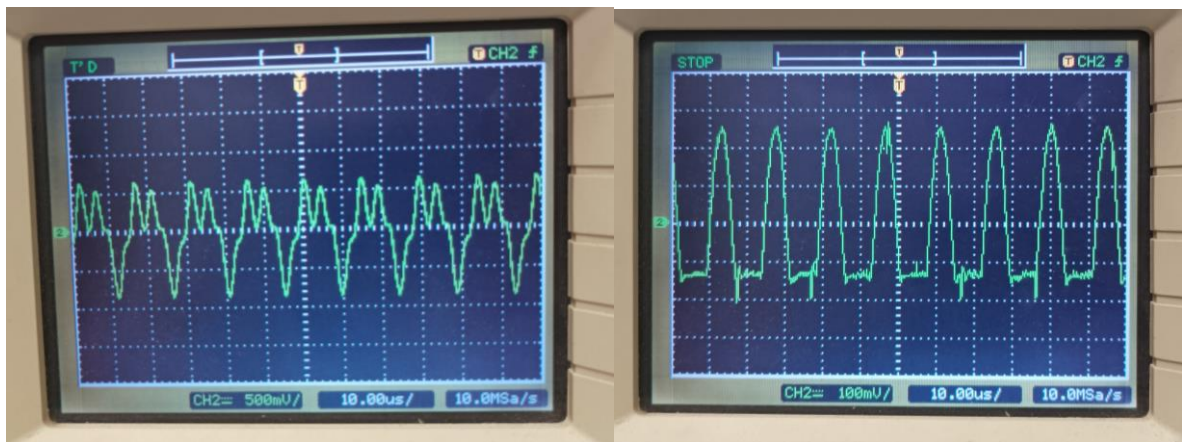
Σχήμα 6-5. Απόκριση κύματος RF για τάση εισόδου 6V για το πρωτεύον (αριστερά) και για το δευτερεύον πηνίο (δεξιά).



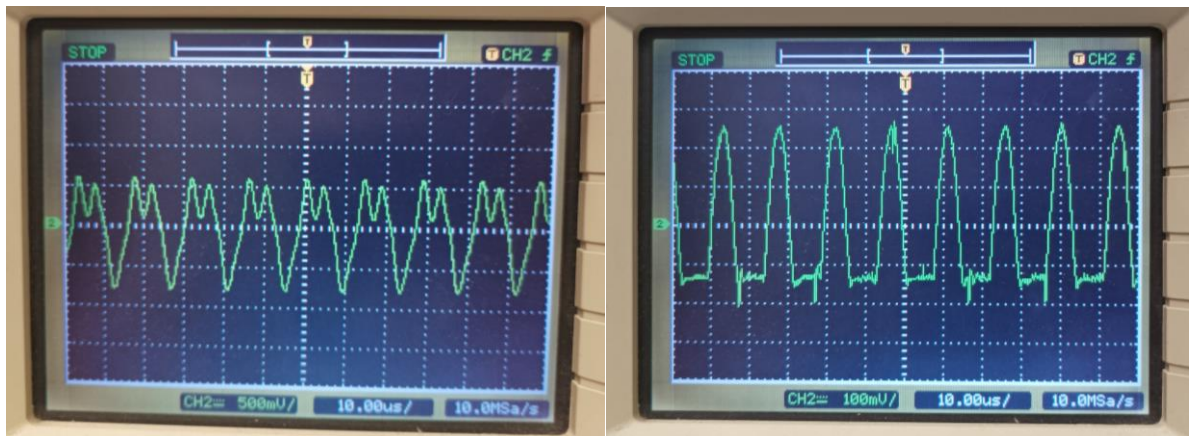
Σχήμα 6-6. Απόκριση κύματος RF για τάση εισόδου 7V για το πρωτεύον (αριστερά) και για το δευτερεύον πηνίο (δεξιά).



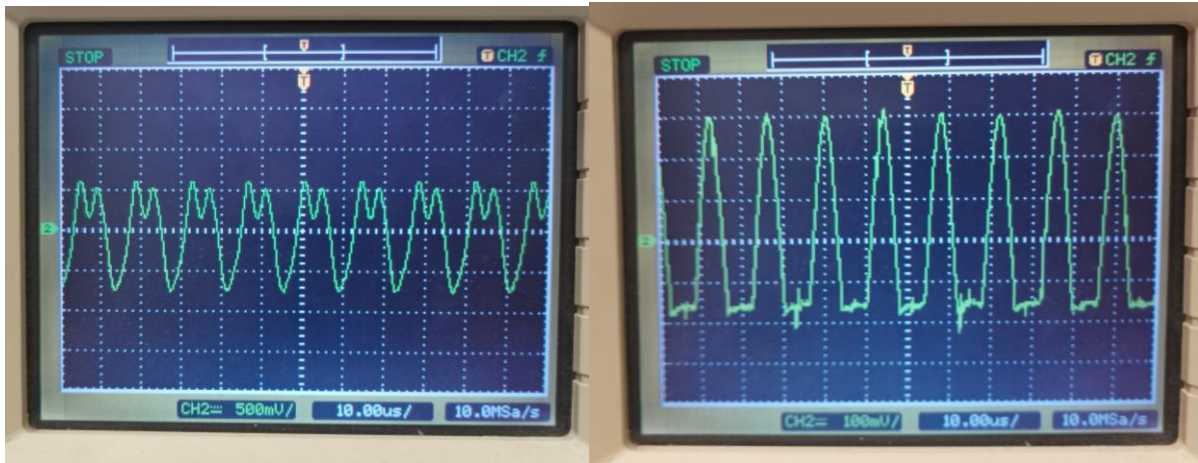
Σχήμα 6-7. Απόκριση κύματος RF για τάση εισόδου 8V για το πρωτεύον (αριστερά) και για το δευτερεύον πηνίο (δεξιά).



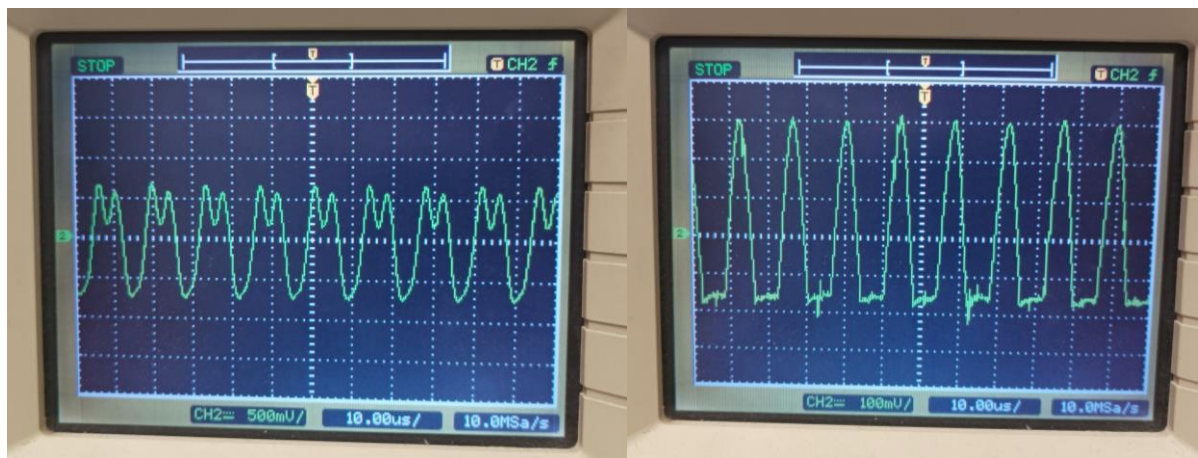
Σχήμα 6-8. Απόκριση κύματος RF για τάση εισόδου 9V για το πρωτεύον (αριστερά) και για το δευτερεύον πηνίο (δεξιά).



Σχήμα 6-9. Απόκριση κύματος RF για τάση εισόδου 10V για το πρωτεύον (αριστερά) και για το δευτερεύον πηνίο (δεξιά).



Σχήμα 6-10. Απόκριση κύματος RF για τάση εισόδου 11V για το πρωτεύον (αριστερά) και για το δευτερεύον πηνίο (δεξιά).

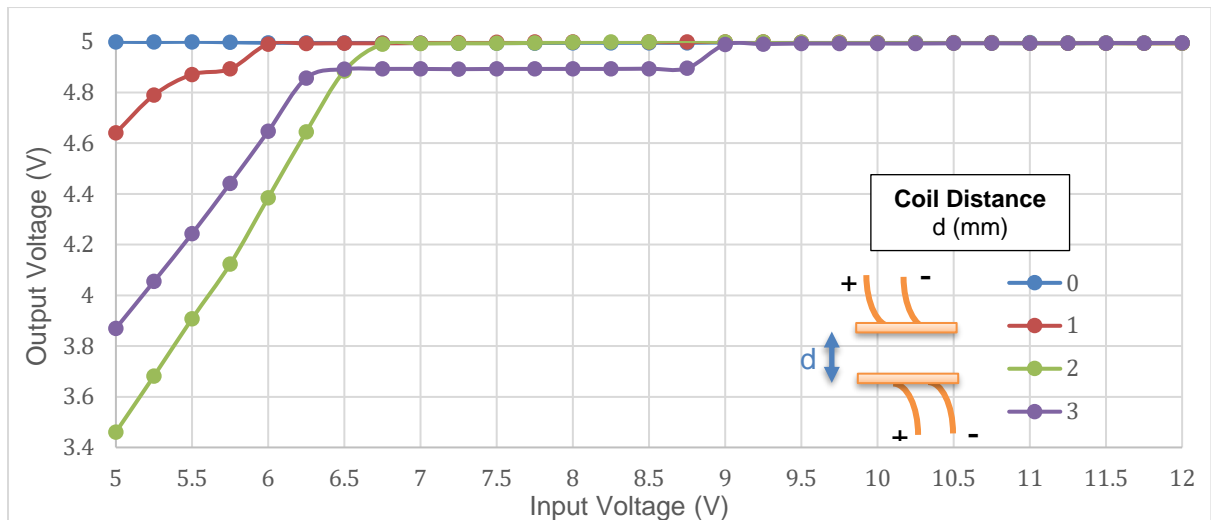


Σχήμα 6-11. Απόκριση κύματος RF για τάση εισόδου 12V για το πρωτεύον (αριστερά) και για το δευτερεύον πηνίο (δεξιά).

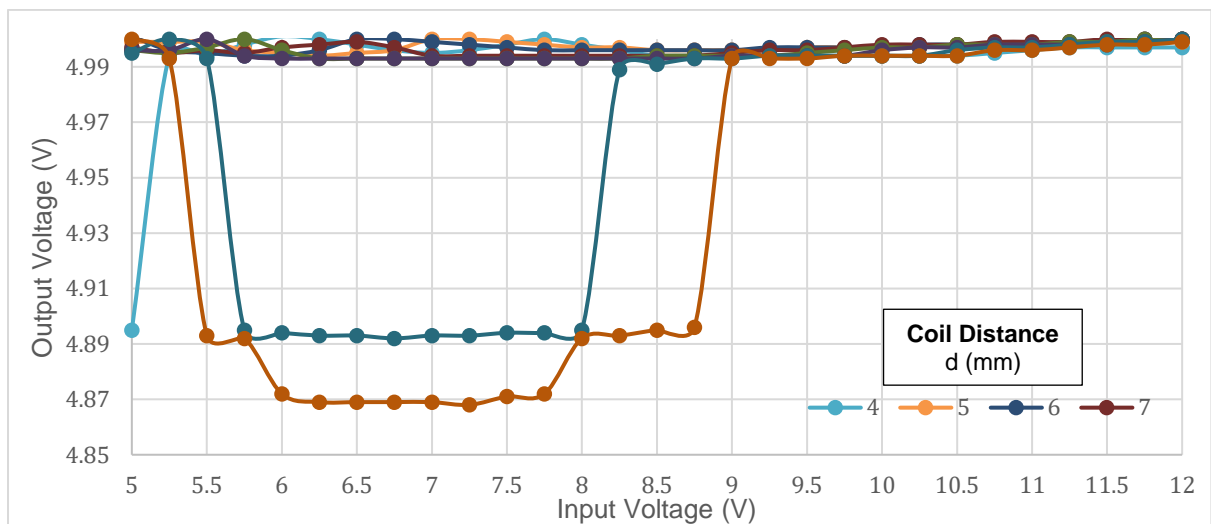
Συμπερασματικά λοιπόν, τα ολοκληρωμένα κυκλώματα της μονάδας τροποποιούν τα RF κύματα, ανάλογα με τη τάση στην είσοδο, για να διατηρηθεί σταθερή η τάση εξόδου 5 VDC, ανεξαρτήτως της απόστασης των δύο πηνίων. Η τροποποίηση αυτή επιδρά κυρίως στη συχνότητα του παλμού και δευτερευόντως στην ισχύ του κύματος.

Για τη περίπτωση της αλλαγής της απόστασης των δύο πηνίων πραγματοποιήθηκαν μετρήσεις βήματος 0.25 V της τάσης εισόδου, ώστε να υπάρξει μεγαλύτερη ευκρίνεια στα αποτελέσματα. Οι μετρήσεις που παρουσιάζονται παρακάτω (Σχήμα 6-12 - Σχήμα 6-14) αφορούν στην κατανάλωση ισχύος της μονάδας και στον έλεγχο της τάσης στη έξοδό της, για τις διαφορετικές αποστάσεις των δύο πηνίων, όπως εμφανίζεται ενδεικτικά στο Σχήμα 6-12.

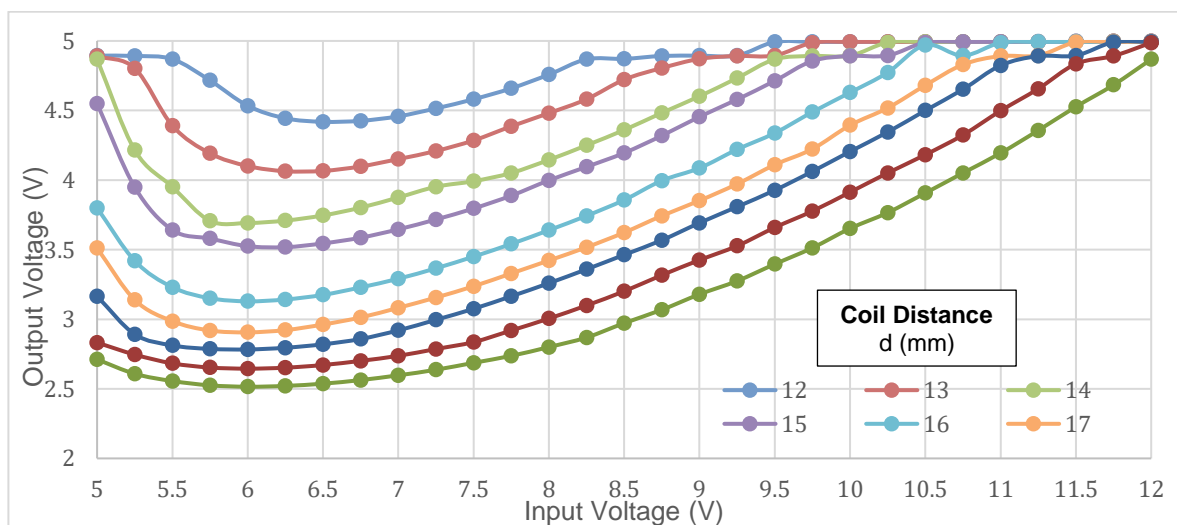
Έτσι παρατηρείται ότι η τάση στην έξοδο του δέκτη (receiver) παρουσιάζει αποκλίσεις από την επιθυμητή τιμή των 5 V. Με έλεγχο της τυπικής απόκλισης της τάσης εξόδου, είναι εμφανής μια περιοχή αποστάσεων των πηνίων, όπου η τάση αυτή είναι αρκετά κοντά στην επιθυμητή για όλο το εύρος των τάσεων εισόδου. Η περιοχή αυτή κυμαίνεται από τα 4 – 11 mm απόστασης των πηνίων, όπως φαίνεται στο Σχήμα 6-15.



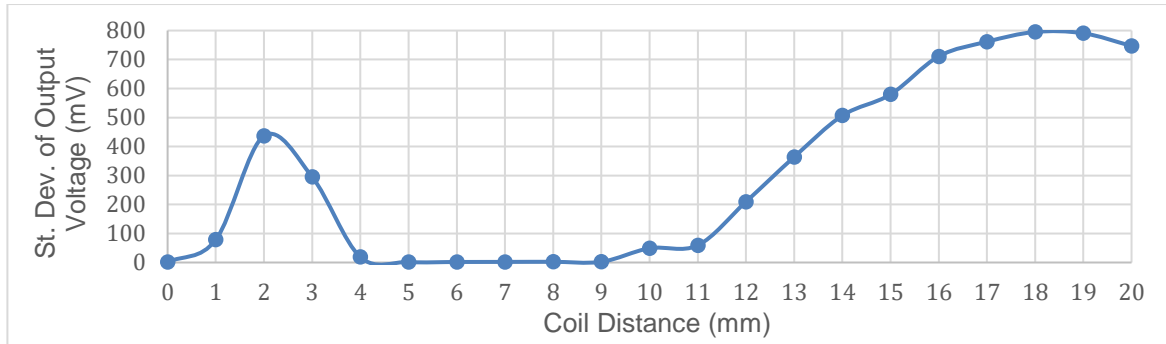
Σχήμα 6-12. Μεταβολή τάσης εξόδου συναρτήσει της τάσης εισόδου και την απόσταση των πηνίων ($d = 0 - 3$ mm)



Σχήμα 6-13. Μεταβολή τάσης εξόδου συναρτήσει της τάσης εισόδου και την απόσταση των πηνίων ($d = 4 - 11$ mm)

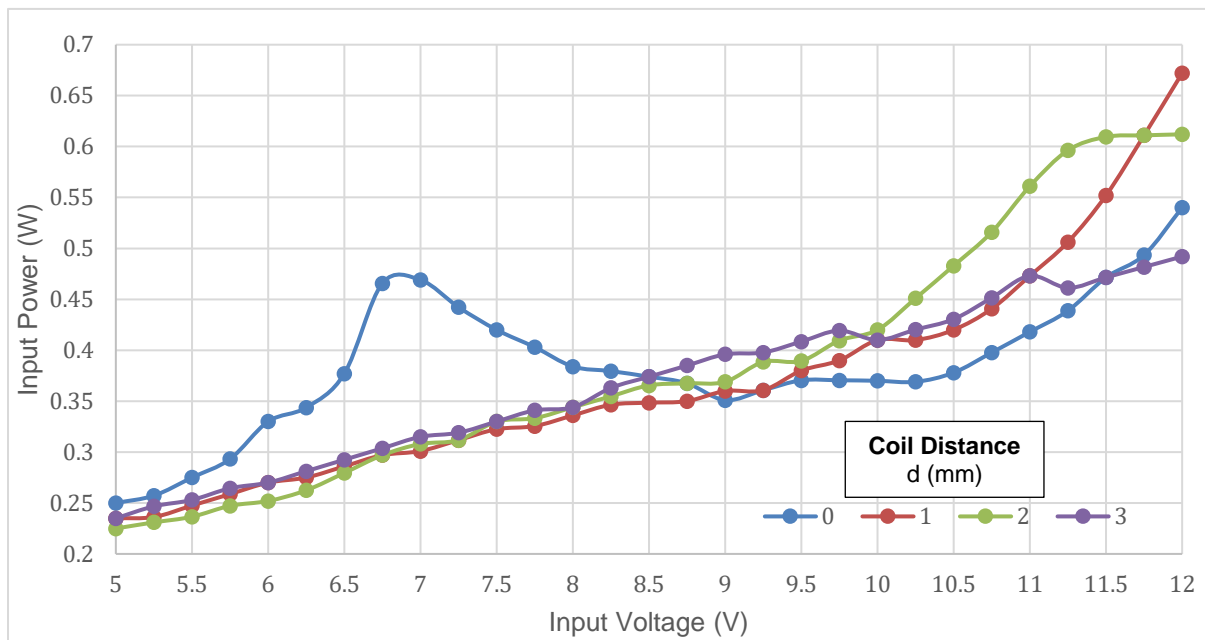


Σχήμα 6-14. Μεταβολή τάσης εξόδου συναρτήσει της τάσης εισόδου και την απόσταση των πηνίων ($d = 12 - 20$ mm)

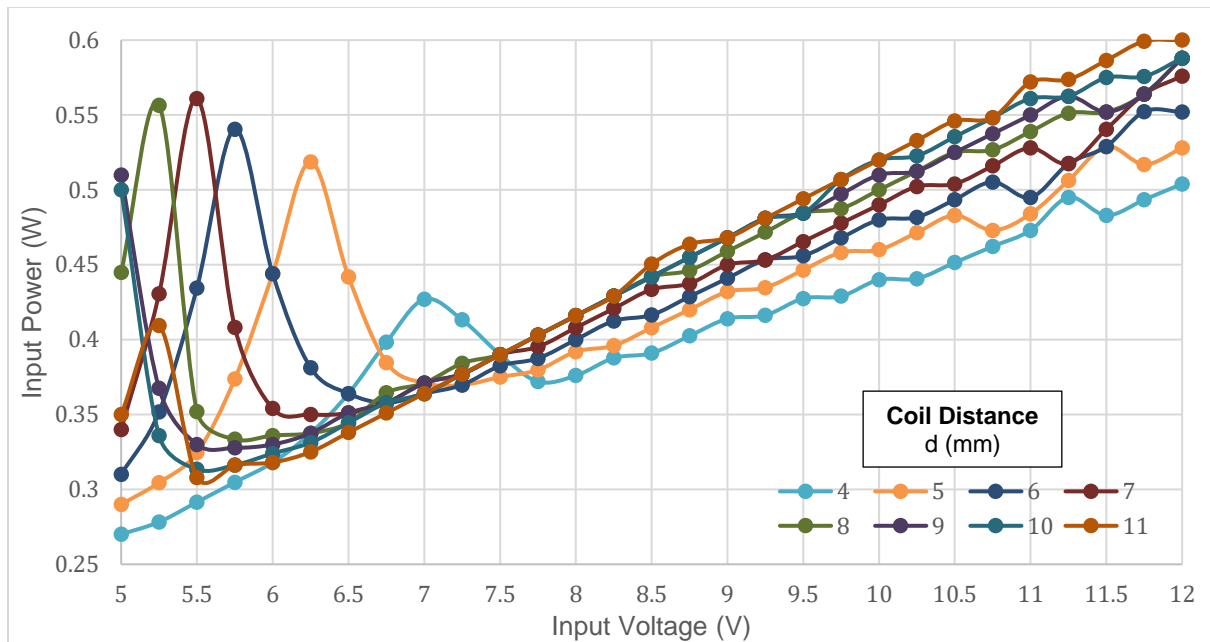


Σχήμα 6-15. Τυπική απόκλιση της διακύμανσης της τάσης εξόδου συναρτήσει της απόστασης των πηνίων.

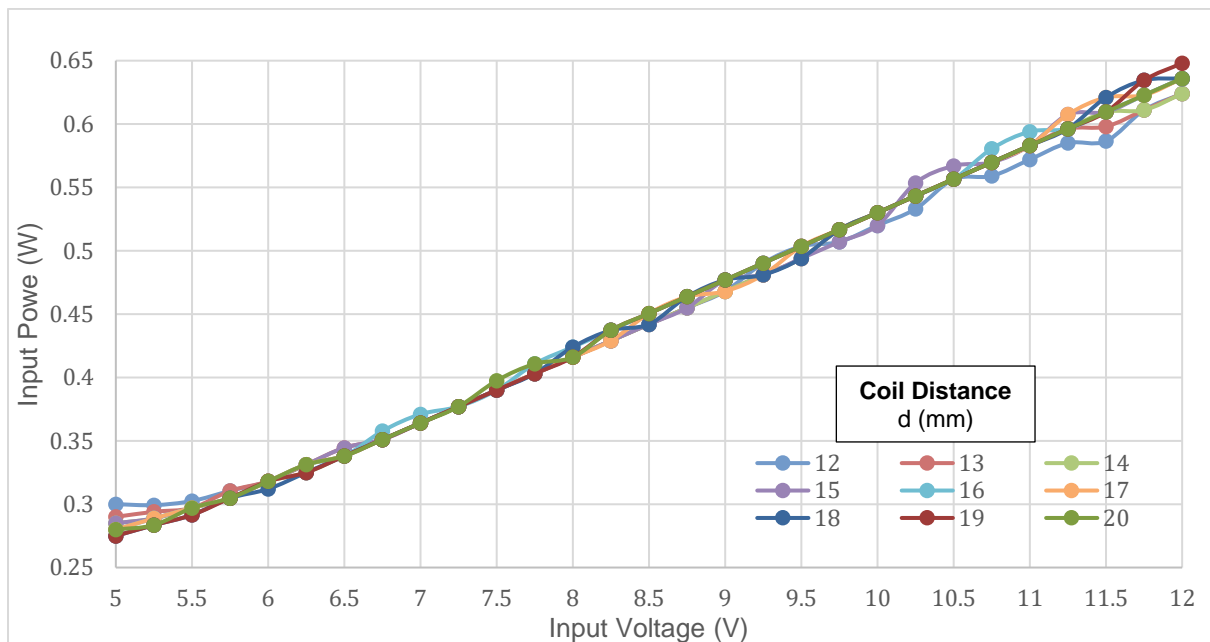
Στη συνέχεια παρατηρούνται οι απαιτήσεις σε ισχύ, που έχει η μονάδα, συναρτήσει της τάσης εισόδου στο πομπό (Σχήμα 6-16 - Σχήμα 6-18). Λαμβάνοντας υπόψη το εύρος αποστάσεων 4 – 11 mm για τα πηνία, όπως αναφέρθηκε προηγουμένως (Σχήμα 6-17), βλέπουμε ότι για μικρές τιμές της τάσης εισόδου, η ελάχιστη ισχύς παρατηρείται σε μικρές αποστάσεις των πηνίων. Για τιμές της τάσης εισόδου μεγαλύτερες από τα 8 V, η σχέση της απαιτούμενης ισχύος με τη τάση εισόδου και την απόσταση των πηνίων, είναι σχεδόν γραμμικές. Αντίθετα, για τιμές μικρότερες των 8 V, παρατηρούνται διακυμάνσεις στις απαιτήσεις, που καθιστούν δύσκολο να οριστεί μια βέλτιστη απόσταση των πηνίων.



Σχήμα 6-16. Μεταβολή της ισχύος εισόδου συναρτήσει της τάσης εισόδου και την απόσταση των πηνίων (d = 0 – 3 mm)



Σχήμα 6-17. Μεταβολή της ισχύος εισόδου συναρτήσει της τάσης εισόδου και την απόσταση των πηνίων ($d = 4 - 11 \text{ mm}$)



Σχήμα 6-18. Μεταβολή της ισχύος εισόδου συναρτήσει της τάσης εισόδου και την απόσταση των πηνίων ($d = 12 - 20 \text{ mm}$)

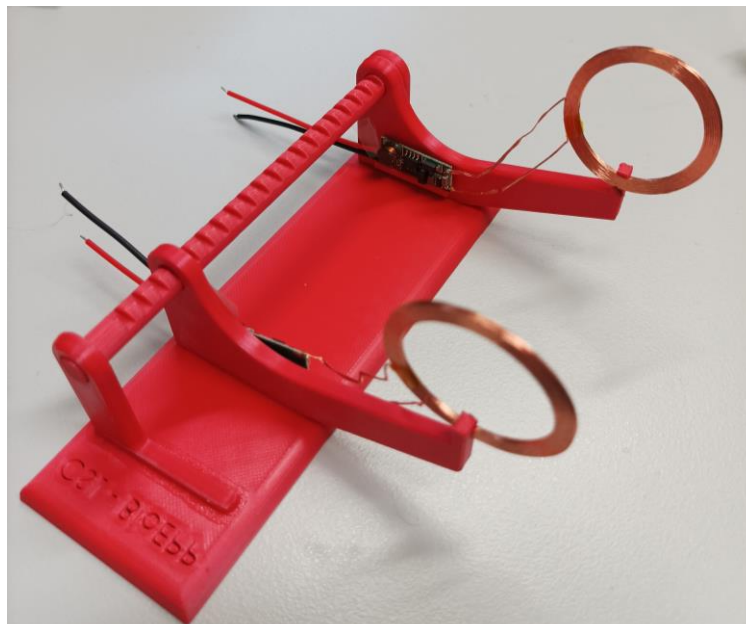
Από τα παραπάνω προκύπτει ότι η βέλτιστη περιοχή λειτουργίας της μονάδας ασύρματης τροφοδοσίας, ώστε να υπάρξει η επιθυμητή τάση τροφοδοσίας του συστήματος, είναι, τα πηνία να βρίσκονται σε απόσταση μεταξύ 4 – 11 mm. Επιπλέον για τη κατανάλωση της ελάχιστης δυνατής ισχύος κατά τη λειτουργία απαιτούνται χαμηλές τάσεις εισόδου, μικρότερες των 8V. Λόγω της ταύτισης των αναγκών σε ισχύ για ένα μεγάλο εύρος της απόστασης των πηνίων, στη περιοχή των 6.5 – 7.5 V, συνιστάται η τροφοδοσία σε αυτό το εύρος. Έτσι, ο σχεδιασμός της μονάδας είναι πιο εύρωστος και υπάρχει η δυνατότητα κάλυψης διαφορετικών αποστάσεων των πηνίων με μικρές διαφορές στην απαιτούμενη ισχύ.

Επιπλέον, αξίζει να σημειωθεί ότι τα αποτελέσματα παρέμεναν σταθερά όσο η σχετική θέση των αξόνων των δύο πηνίων παρέμενε μικρότερη των 3 mm, δηλαδή εντός του 8% της εξωτερικής διαμέτρου του πηνίου (Σχήμα 6-19). Σε μεγαλύτερη απομάκρυνση παρατηρήθηκε σχεδόν ακαριαία απώλεια του σήματος στην έξοδο του δευτερεύοντος πηνίου, με αποτέλεσμα να μην μπορεί να μελετηθεί περαιτέρω η απόκριση σε διαφορετικές τάσεις εισόδου.



Σχήμα 6-19. Αλλαγή στην ομοαξονικότητα των πηνίων της ασύρματης τροφοδοσίας.

Τέλος, αξίζει να αναφερθεί ότι τα αποτελέσματα της παραπάνω πειραματικής διαδικασίας δεν μεταβλήθηκαν με αλλαγή της διεύθυνσης των επιπέδων των δύο πηνίων. Με την επανάληψη του πειράματος στη νέα τοπολογία (Σχήμα 6-20), όπου τα πηνία βρίσκονται κάθετα στο επίπεδο του τραπέζιου και όχι παράλληλα, δεν παρατηρήθηκαν διαφορές. Το γεγονός αυτό μάλιστα επιβεβαιώνεται και από τη βιβλιογραφία [6].



Σχήμα 6-20. Αλλαγή στην διεύθυνση των επιπέδων των πηνίων της ασύρματης τροφοδοσίας.

6.2 Θερμικές Απώλειες Συστήματος

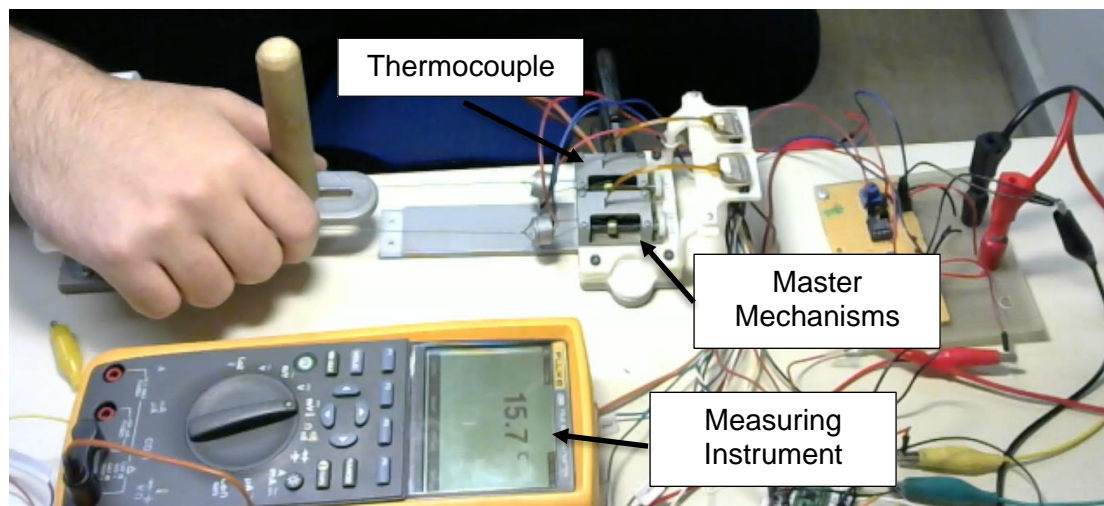
Με τη θεωρητική προσομοίωση των θερμικών απωλειών του master υποσυστήματος αποδείχθηκε ότι η θερμική ροή που υπολογίστηκε για το σύστημα δεν προκαλεί προβλήματα στους ιστούς του ανθρώπινου οργανισμού. Στόχος της ακόλουθης μελέτης είναι ο πειραματικός προσδιορισμός των θερμοκρασιών που αναπτύσσονται στον κινητήρα του master υποσυστήματος και στη μονάδα ασύρματης τροφοδοσίας κατά τη λειτουργία τους και η σύγκρισή τους με τις θεωρητικές τιμές.

6.2.1 Πειραματική διαδικασία

Πραγματοποιήθηκαν δύο ξεχωριστά πειράματα, ένα για κάθε στοιχείο ισχύος που μελετάται.

Αρχικά πραγματοποιήθηκε πείραμα προσδιορισμού της θερμοκρασίας που αναπτύσσεται κατά τη λειτουργία του master υποσυστήματος, μεταξύ του περιβλήματος του κινητήρα και του εσωτερικού του μηχανισμού. Η διάταξη που χρησιμοποιήθηκε παρουσιάζεται στο Σχήμα 6-21, όπου το μετρητικό όργανο είναι ένα πολύμετρο με τη δυνατότητα σύγχρονης μέτρησης της θερμοκρασίας στο άκρο ενός θερμοστοιχείου. Το θερμοστοιχείο αυτό συνδέεται με το πολύμετρο από τη μια πλευρά, ενώ από την άλλη βρίσκεται στερεωμένο μεταξύ των δύο περιβλημάτων.

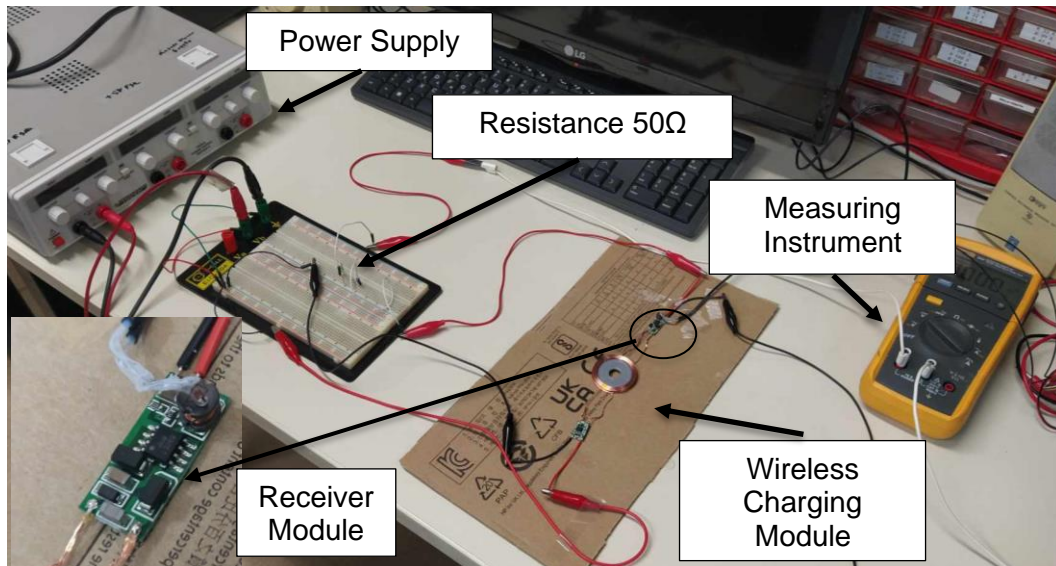
Στο πείραμα αυτό, επιτυγχάνεται μόνιμη λειτουργία της διάταξης με συνεχή κίνηση των master μηχανισμών, ώστε να μελετηθεί η περίπτωση όπου σημειώνεται η μεγαλύτερη απόδοση θερμότητας. Για την απόκτηση των μετρήσεων, πραγματοποιήθηκε μαγνητοσκόπηση της διαδικασίας με καταγραφή της θερμοκρασίας που φαίνεται στο μετρητικό όργανο και της λειτουργίας της διάταξης. Οι μετρήσεις λαμβάνονται σε δεύτερο χρόνο με χρήση του μαγνητοσκοπημένου υλικού. Η διαδικασία τερματίστηκε όταν η θερμοκρασία σταθεροποιήθηκε για χρονικό διάστημα μεγαλύτερο των δύο περιόδων δειγματοληψίας.



Σχήμα 6-21. Πειραματική διάταξη ελέγχου θερμοκρασίας που αναπτύσσεται κατά τη λειτουργία του master υποσυστήματος.

Για τη περίπτωση της μονάδας ασύρματης τροφοδοσίας ακολουθήθηκε παρόμοια διαδικασία. Το θερμοστοιχείο του μετρητικού οργάνου τοποθετήθηκε πάνω στο πυρήνα του μετασχηματιστή του ολοκληρωμένου κυκλώματος του δέκτη (receiver module), καθώς εκεί αναμένεται η ανάπτυξη μεγαλύτερων θερμοκρασιών. Στην έξοδο του δέκτη είχε συνδεθεί σε σειρά η ισοδύναμη αντίσταση των 50 Ω για το υποσύστημα του master. Κατά τη πειραματική

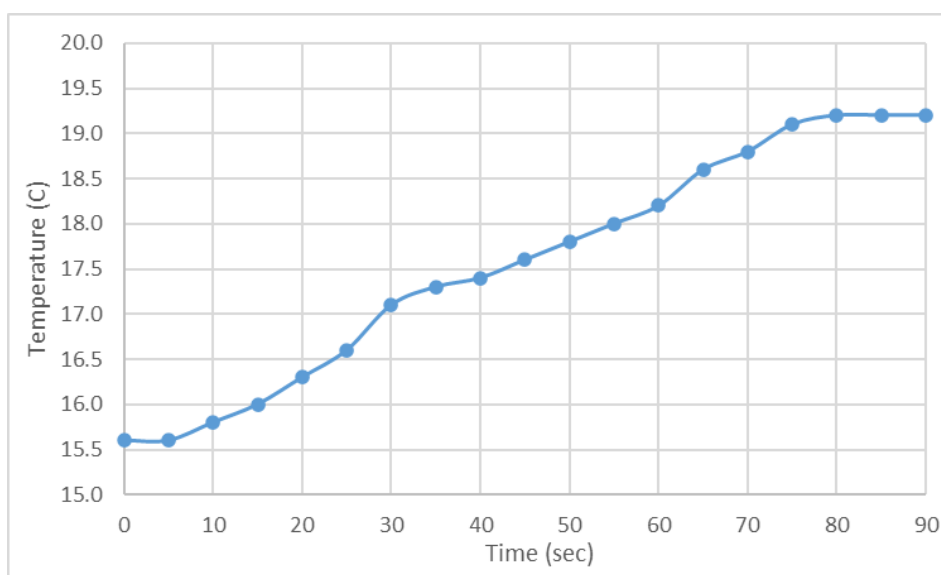
διαδικασία χρησιμοποιήθηκε ένα τροφοδοτικό, με το οποίο μεταβαλλόταν η τάση εισόδου της μονάδας, καθώς και μια βάση ώστε να μεταβάλλεται η απόσταση των δύο πηνίων. Με τροποποίηση των δύο αυτών μεγεθών, όπως πραγματοποιήθηκε και σε προηγούμενο πείραμα (Παράγραφος 6.1) και με συνεχή λειτουργία της μονάδας ασύρματης φόρτισης, παρατηρήθηκε η αύξηση της θερμοκρασίας που σημειωνόταν στο μετρητικό. Η παραπάνω διάταξη παρουσιάζεται στο Σχήμα 6-22.



Σχήμα 6-22. Πειραματική διάταξη ελέγχου θερμοκρασίας που αναπτύσσεται κατά τη λειτουργία της μονάδας ασύρματης τροφοδοσίας.

6.2.2 Αποτελέσματα

Για τη περίπτωση του κινητήρα λήφθηκαν μετρήσεις ανά 5 s λειτουργίας του κινητήρα, μέχρις ότου να παρατηρηθεί σταθεροποίηση της θερμοκρασίας. Τα δεδομένα που συλλέχθηκαν παρουσιάζονται στο Σχήμα 6-23, όπου σημειώνεται σταθεροποίηση της θερμοκρασίας από τους 15.6 °C θερμοκρασίας περιβάλλοντος στους 19.2 °C, μετά από 80 - 90 s λειτουργίας του κινητήρα.



Σχήμα 6-23. Πειραματικά δεδομένα για την αύξηση της θερμοκρασίας εκτός του περιβλήματος του master κινητήρα.

Σύμφωνα με τις προδιαγραφές του κινητήρα (Παράρτημα) η συνολική θερμική αντίσταση του περιβλήματος (housing) είναι $R_{motor} = 117.9 \text{ K/W}$. Με δεδομένη τη μεταβολή στη θερμοκρασία ακριβώς εκτός του περιβλήματος του κινητήρα κατά τη συνεχή λειτουργία του $\Delta T=3.6 \text{ K}$, διαπιστώνουμε ότι η πειραματική τιμή της θερμικής ισχύος είναι:

$$Q_{motor} = \frac{\Delta T}{R_{motor}} = 30.53 \text{ mW} \quad (4-20)$$

Συγκρίνοντας τη παραπάνω τιμή με τη μέγιστη επιτρεπόμενη, όπως υπολογίστηκε στη Παράγραφο 5.2, παρατηρείται σημαντική διαφορά. Συγκεκριμένα, με χρήση της μεθόδου που βασίστηκε σε πειραματικά αποτελέσματα προηγούμενης έρευνας, υπολογίστηκε ότι η προβλεπόμενη θερμική ισχύς θα ισούται με 340 mW και για τους δύο κινητήρες (170 mW για τον καθένα). Επομένως, η τιμή που υπολογίστηκε πειραματικά για τη θερμική ισχύ που παράγεται από τον κινητήρα, είναι μόλις το 17.9% της θεωρητικής.

Επίσης με χρήση του μοντέλου που σχεδιάστηκε για τη προσομοίωση των θερμικών απωλειών του συστήματος (Παράγραφος 5.2), μπορούμε να υπολογίσουμε την μέγιστη αναμενόμενη θερμοκρασία στο εσωτερικού του μηχανισμού, για τη περίπτωση της λειτουργίας του ενός μόνο κινητήρα. Για να υπολογιστεί η θερμοκρασία αυτή, πρέπει να γίνει αλλαγή στη θερμοκρασία περιβάλλοντος του μοντέλου, ώστε να συμφωνεί με αυτή του πειράματος. Επιπλέον πρέπει να τροποποιηθεί η τιμή της θερμικής ισχύος, ώστε να αφορά στις απώλειες μόνο του ενός κινητήρα, όπως προβλέπει η Εξίσωση (4-9). Τα αποτελέσματα της προσομοίωσης (Πίνακας 6-2) δείχνουν ότι η αναμενόμενη θερμοκρασία στο περίβλημα του μηχανισμού είναι 21.5 °C, δηλαδή 5.8% μεγαλύτερη της πειραματικής τιμής.

Πίνακας 6-2. Αποτελέσματα θερμικής προσομοίωσης με αλλαγή της θερμοκρασίας περιβάλλοντος σε 15.6 °C και της θερμικής ισχύος σε 0.56W.

	Στρώμα i	Θερμοκρασία T _i (°C)
<i>Mechanism</i>	1	21.5
<i>Muscle</i>	2	19.2
<i>Tissue</i>	3	19.0
<i>Fat</i>	4	18.6
<i>Dermis</i>	5	18.5
<i>Epidermis</i>	6	18.5
<i>Case</i>	7	18.3
<i>Air</i>	8	15.6

Στη συνέχεια, για τη περίπτωση της μονάδας ασύρματης τροφοδοσίας δεν παρατηρήθηκαν σημαντικές μεταβολές της θερμοκρασίας. Στη περίπτωση μόνο όπου η απόσταση των πηνίων υπερέβαινε τα 17 mm και για τάσεις εισόδου μικρότερες των 6V, σημειώθηκαν μεταβολές μέχρι 1 °C. Παρά τη συνεχή λειτουργία της μονάδας με φορτίο που αντιστοιχεί στις μέγιστες απαιτήσεις της, δεν σημειώθηκε μετρήσιμη αλλαγή στη θερμοκρασία, ούτε στη περιοχή του πηνίου, ούτε στη περιοχή του ολοκληρωμένου κυκλώματος του δέκτη.

Τα πειραματικά αποτελέσματα για τη περίπτωση της μελέτης του κινητήρα δείχνουν μικρότερες τιμές θερμοκρασίας από τις αναμενόμενες, βάσει του θεωρητικού μοντέλου και σύμφωνα με τις προδιαγραφές του κινητήρα. Το γεγονός αυτό, σε συνδυασμό με την ασήμαντη αύξηση της θερμοκρασίας, για την περίπτωση στη μονάδα ασύρματης

τροφοδοσίας, επιβεβαιώνουν ότι οι ανάγκες βιοσυμβατότητας του μηχανισμού καλύπτονται. Αυτό συμβαίνει, επειδή δεν αναπτύσσεται μεγαλύτερη θερμοκρασία από την επιτρεπόμενη εκτός του μηχανισμού, ώστε να υπάρχουν αρνητικές επιδράσεις στον ανθρώπινο οργανισμό και το χρήστη.

6.3 Εξασθένηση Σήματος Μονάδας BLE

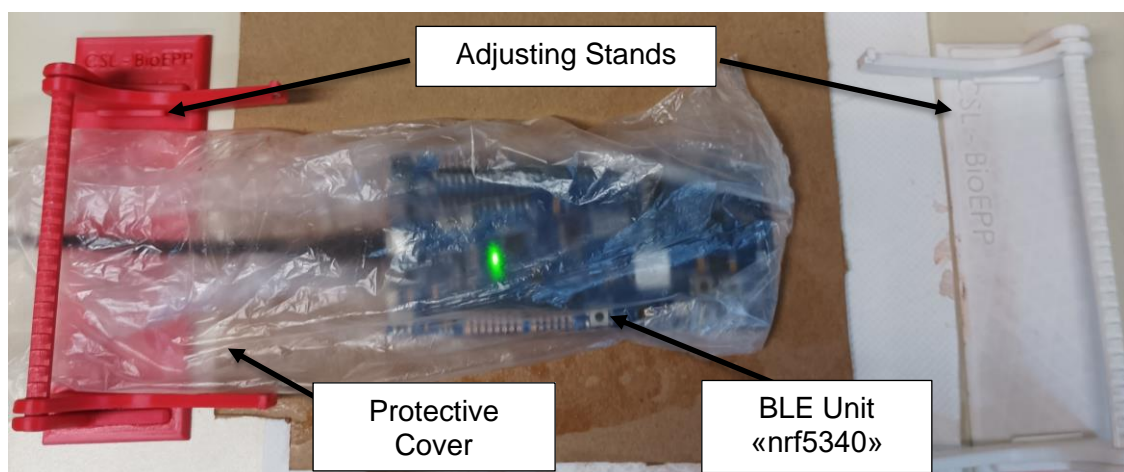
Ως τελευταία πειραματική μελέτη κρίθηκε ο έλεγχος της εξασθένησης του σήματος που ανταλλάσσεται μεταξύ των μονάδων BLE. Η εξασθένηση του σήματος οφείλεται κυρίως στην απόσταση των δύο μονάδων (master και slave) αλλά και στην ύπαρξη των ιστών και των μυών του εναπομείναντος άνω άκρου. Στόχος του πειράματος αυτού είναι ο έλεγχος της επίδρασης των ανθρώπινων μυών και ιστών στην απόδοση της μονάδας BLE.

Αξίζει να σημειωθεί στο σημείο αυτό ότι το παραπάνω πείραμα δεν πραγματοποιήθηκε και για τη περίπτωση της μονάδας ασύρματης τροφοδοσίας. Από τη μια πλευρά, τα σήματα RF που ανταλλάσσονται μεταξύ των πηνίων κυμαίνονται σε συχνότητες στο εύρος των 20 με 300 kHz, σε αντίθεση με τα σήματα του BLE που βρίσκονται στη περιοχή των 2.4GHz. Η διαφορά αυτή στη τάξη μεγέθους καθιστά πιο σημαντική τη μελέτη των BLE σημάτων, καθώς η διεισδυτικότητα των σημάτων RF είναι πολύ μεγαλύτερη από αυτή των BLE [30].

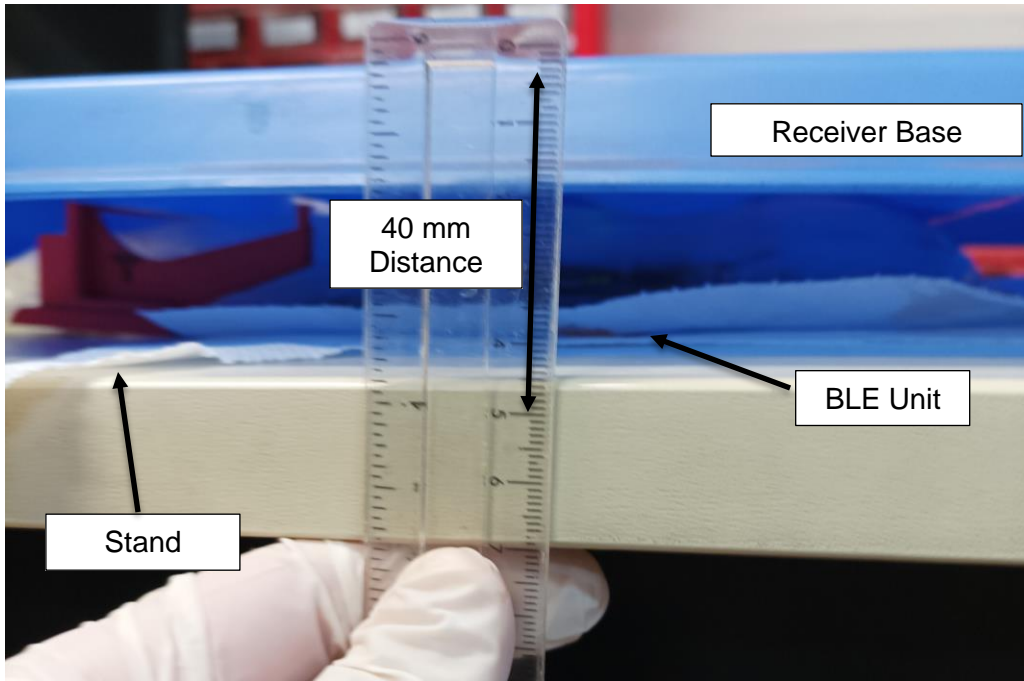
Από την άλλη πλευρά, η προβλεπόμενη απόσταση μεταξύ των δύο μικροελεγκτών είναι μεγαλύτερη από αυτή των δύο πηνίων. Λόγω της διαφοράς αυτής στην απόσταση, η εκτιμώμενη απώλεια στην απόδοση των σημάτων είναι σαφώς μεγαλύτερη στη περίπτωση των BLE.

6.3.1 Πειραματική διαδικασία

Για την πραγματοποίηση του πειράματος έγινε χρήση της master μονάδας ελεγκτή BLE “nrf5340” της Nordic, ως υπεύθυνης για την αποστολή των σημάτων στο σύστημα. Η μονάδα αυτή τοποθετήθηκε εντός μιας σακούλας τροφίμων για τη προστασία της κατά τη διάρκεια του πειράματος (Σχήμα 6-24). Πάνω από τη μονάδα τοποθετήθηκε μια πλαστική βάση, στην οποία εδραζόταν η φορητή συσκευή ανίχνευσης των σημάτων που εκπέμπονταν. Η απόσταση μεταξύ του επιπέδου της μονάδας BLE και της φορητής συσκευής παρέμεινε σταθερή καθόλη τη διάρκεια του πειράματος. Η απόσταση αυτή ήταν ίση με 40 mm και αντιστοιχεί στη μέγιστη αναμενόμενη απόσταση των δύο μικροελεγκτών στη διάταξη (Σχήμα 6-25) [11].



Σχήμα 6-24. Πειραματική διάταξη ελέγχου εξασθένησης σήματος BLE χωρίς τη βάση.



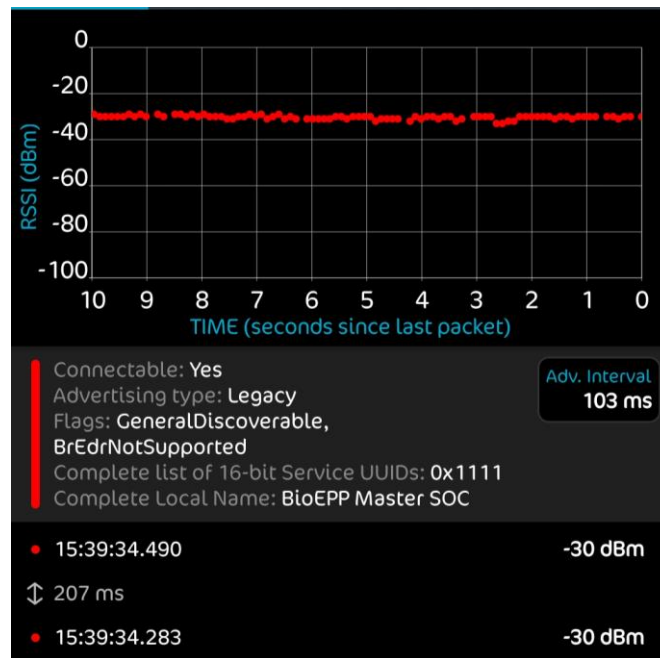
Σχήμα 6-25. Πειραματική διάταξη ελέγχου εξασθένησης σήματος BLE με προσθήκη της βάσης.

Για τη προσομοίωση του ανθρώπινου οργανισμού επιλέχθηκαν δείγματα σταθερού πάχους 5 mm από βοδινό κρέας, λόγω των παρόμοιων διηλεκτρικών ιδιοτήτων με αυτών των ανθρώπινων μυών [6]. Το πείραμα πραγματοποιήθηκε σε 5 στάδια, ξεκινώντας από τον έλεγχο του σήματος που λαμβάνεται χωρίς την ύπαρξη κρέατος. Σε κάθε στάδιο γινόταν προσθήκη ενός δείγματος πάνω και ενός κάτω από τη μονάδα BLE, ώστε να καλυφθεί πλήρως (Σχήμα 6-26).



Σχήμα 6-26. Κάλυψη μονάδας BLE με δείγμα κρέατος.

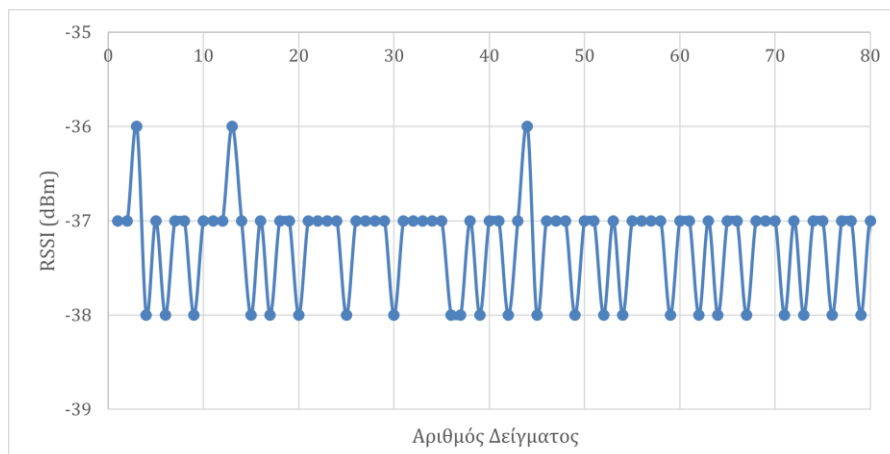
Η ανταλλαγή σημάτων πραγματοποιούνταν μεταξύ του ελεγκτή και ενός κινητού τηλεφώνου, με χρήση της εφαρμογής «nRF Connect» της Nordic (Σχήμα 6-27). Μέσω της εφαρμογής αυτής λαμβάνονταν οι ενδείξεις ισχύος του ληφθέντος σήματος (RSSI) και το χρονικό διάστημα μεταξύ των σημάτων (advertising interval). Η διάρκεια λήψης δεδομένων ορίστηκε στα 10 s ανά στάδιο του πειράματος.



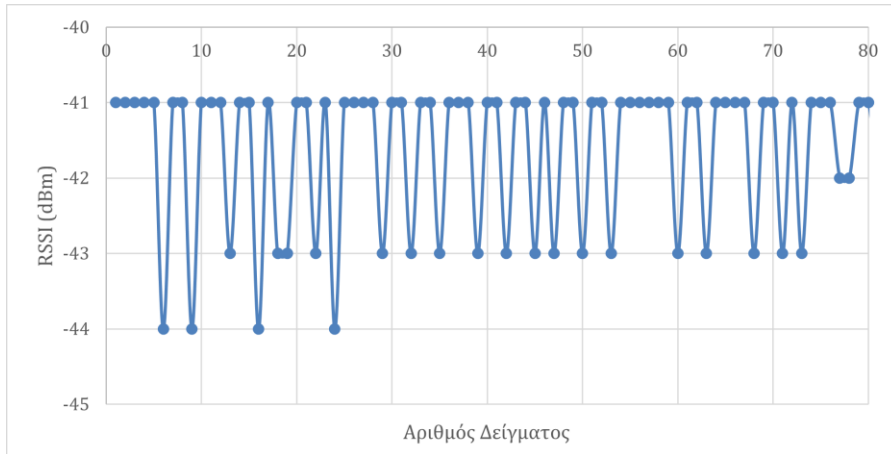
Σχήμα 6-27. Περιβάλλον εφαρμογής «nRF Connect» της Nordic για την απόκτηση των δεδομένων.

6.3.2 Αποτελέσματα

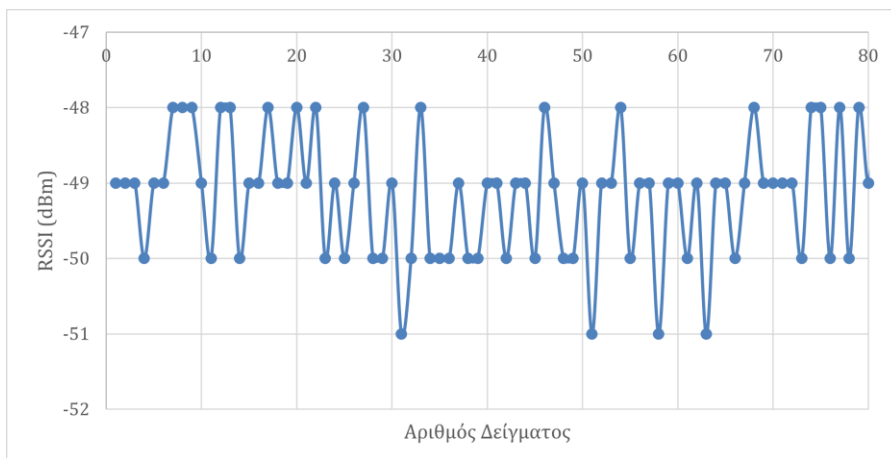
Για κάθε στάδιο του πειράματος πραγματοποιήθηκαν 80 - 90 μετρήσεις, ανάλογα με το ρυθμό αποστολής σημάτων της μονάδας BLE. Από τα δεδομένα που λήφθηκαν, διαπιστώνεται ότι υπάρχει εξασθένηση του σήματος BLE λόγω της ύπαρξης του κρέατος, η οποία αυξάνεται σχεδόν αναλογικά με το πάχος του δείγματος. Στην απόσταση που μας ενδιαφέρει, η ελάχιστη τιμή της ισχύος του σήματος που παρατηρήθηκε δεν ξεπερνούσε τα -80dBm. Το σήμα των συσκευών Bluetooth θεωρείται ασθενές για τιμές μικρότερες των -85dBm και η απώλειά του εμφανίζεται για τιμές μικρότερες των -100dBm. Σύμφωνα με δεδομένα προηγούμενης πειραματικής έρευνας [6] , η εκτιμώμενη τιμή ισχύος του σήματος για πάχος δείγματος ίσο με 40mm είναι -64dBm, ενώ η υπολογισθείσα μέση πειραματική τιμή ισούται με -72dBm. Επίσης, σύμφωνα με τα δεδομένα ισχύος του σήματος που λήφθηκαν (Σχήμα 6-28 - Σχήμα 6-32), παρατηρήθηκε σταδιακή αύξηση της διακύμανσης της τιμής RSSI. Έτσι, συμπεραίνουμε ότι όσο αυξάνεται το πάχος του δείγματος, τόσο αυξάνεται και η αστάθεια της ισχύος του σήματος.



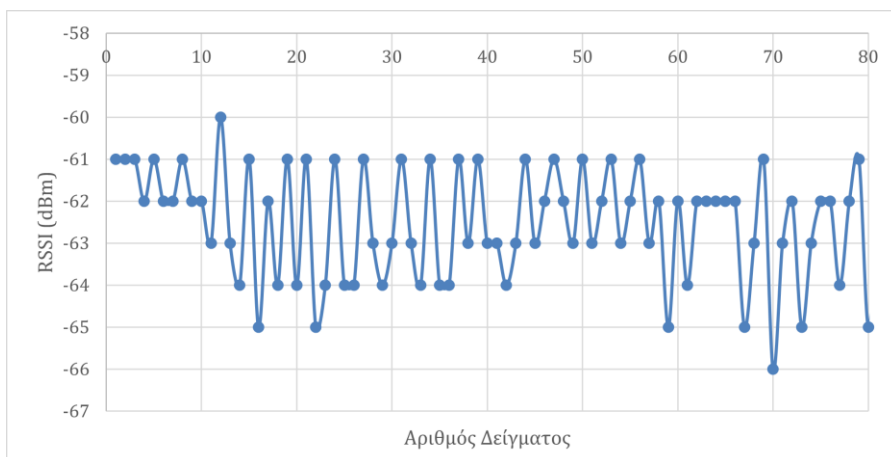
Σχήμα 6-28. Πειραματικά αποτελέσματα εξασθένησης του σήματος BLE για τη περίπτωση χωρίς δείγμα.



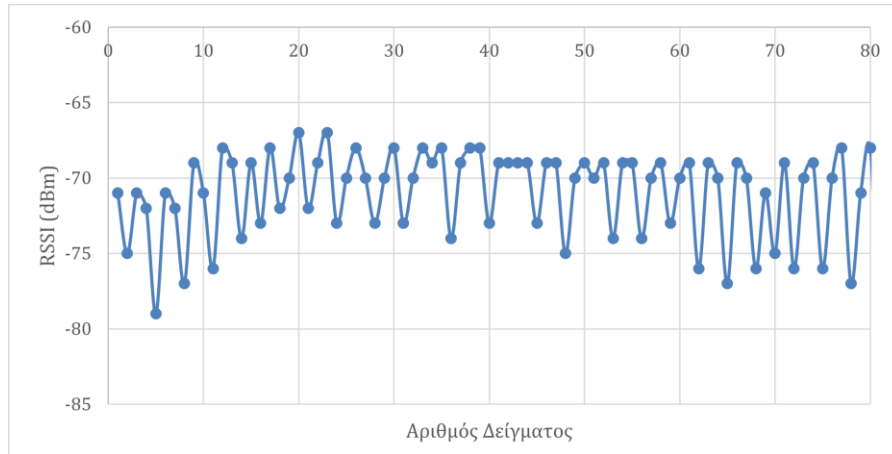
Σχήμα 6-29. Πειραματικά αποτελέσματα εξασθένησης του σήματος BLE για τη περίπτωση πάχους δείγματος 10mm.



Σχήμα 6-30. Πειραματικά αποτελέσματα εξασθένησης του σήματος BLE για τη περίπτωση πάχους δείγματος 20mm.



Σχήμα 6-31. Πειραματικά αποτελέσματα εξασθένησης του σήματος BLE για τη περίπτωση πάχους δείγματος 30mm.

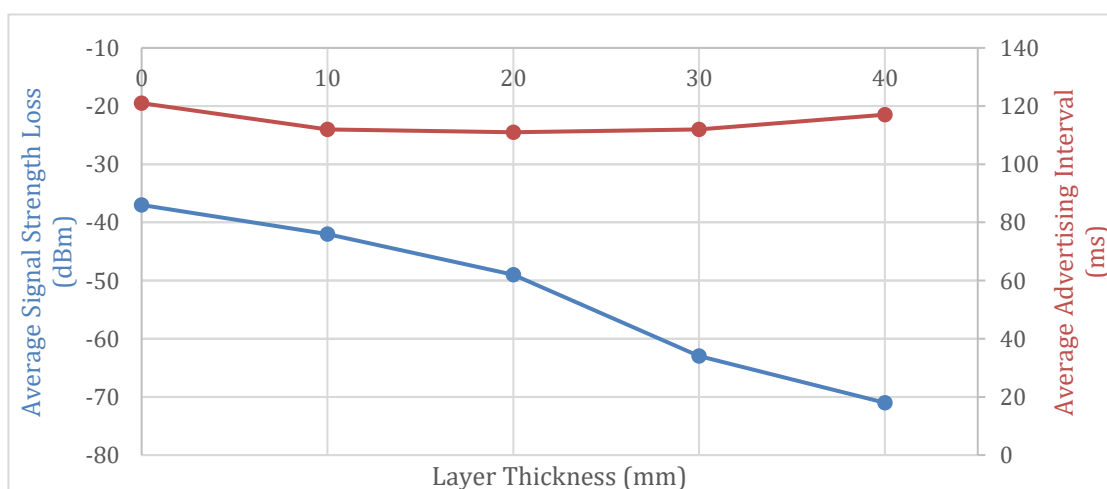


Σχήμα 6-32. Πειραματικά αποτελέσματα εξασθένησης του σήματος BLE για τη περίπτωση πάχους δείγματος 40mm.

Ο Πίνακας 6-3 και το Σχήμα 6-33 παρουσιάζουν τα δεδομένα που λήφθηκαν από το πείραμα. Παρατηρείται ότι ο ρυθμός με τον οποίο ανταλλάσσονται τα μηνύματα μεταξύ της μονάδας και του δέκτη, παραμένει σχεδόν σταθερός, ανεξαρτήτως του πάχους του δείγματος. Επίσης, ο μέσος ρυθμός με τον οποίο εξασθενεί το σήμα ισούται με 0.85 dB/mm, όταν η θεωρητικά υπολογισμένη τιμή για τη περίπτωση του βοδινού κρέατος είναι 0.74 dB/mm [6] .

Πίνακας 6-3. Συγκεντρωτικά αποτελέσματα της πειραματικής διαδικασίας για τη μονάδα BLE.

Πάχος Δείγματος (mm)	Μέση Τιμή RSSI (dBm)	Μέση Εξασθένηση Σήματος (dB/mm)	Μέσος Ρυθμός Αποστολής Σημάτων (ms)
0	-37	-	121
10	-42	0.5	112
20	-49	0.7	111
30	-63	1.4	112
40	-71	0.8	117



Σχήμα 6-33. Γραφική αναπαράσταση μεταβολής της μέσης τιμής RSSI και του μέσου ρυθμού αποστολής σημάτων συναρτήσει του πάχους του δείγματος.

Με βάση τα παραπάνω, μπορεί να ειπωθεί ότι η εξασθένηση του σήματος της μονάδας BLE είναι ελαφρώς μεγαλύτερη της αναμενόμενης. Σε αυτό επιδρούν οι παράγοντες, τόσο της μεγάλης επιφάνειας του ελεγκτή, όσο και της μεγάλης διασποράς του σήματος, τα οποία δεν θα παρουσιάζονταν σε τέτοιο βαθμό στη περίπτωση της χρήσης μικρότερων μονάδων (microcontrollers). Επιπλέον, παρά το μικρότερο μέγεθος των δειγμάτων που χρησιμοποιήθηκαν σε προηγούμενη έρευνα [6], παρατηρούνται κοινά αποτελέσματα, τόσο στη τιμή της ισχύος του σήματος στη περίπτωση της μέγιστης εξασθένησης, όσο και στη τιμή της αναμενόμενης απόσβεσης του σήματος.

Για τη περίπτωση του προσθετικού, η εξασθένηση του σήματος δεν οφείλεται αποκλειστικά στους μύες, αλλά και στους ιστούς και στην επιδερμίδα. Τα τμήματα αυτά του οργανισμού έχουν μικρότερες διηλεκτρικές σταθερές και έτσι τα σήματα που τα διαπερνούν δεν εξασθενούν κατά το ίδιο ποσό. Για τους λόγους αυτούς, τα αποτελέσματα της παρούσας μελέτης δημιουργούν μια πιο δυσμενή κατάσταση από τη πραγματική, όπου η λειτουργία του συστήματος φαίνεται να μην επηρεάζεται από τον ανθρώπινο οργανισμό.

7 Συμπεράσματα και Μελλοντική Εργασία

7.1 Συμπεράσματα

Η διπλωματική αυτή εργασία εστίασε στη μελέτη ενός συστήματος προσθετικού χεριού δύο υποσυστημάτων, όπου το ένα βρίσκεται εκτός και το άλλο εντός του ανθρώπινου οργανισμού. Ο σχεδιασμός ενός τέτοιου συστήματος προϋποθέτει την αρμονική συνύπαρξη του έμφυτου μηχανισμού με τον οργανισμό του χρήστη, πληρώνοντας συγκεκριμένα κριτήρια και ανάγκες που ορίζουν τα ισχύοντα πρότυπα και οι αρχές του μηχανολογικού σχεδιασμού για τα ιατροτεχνολογικά προϊόντα. Οι προϋποθέσεις που τέθηκαν, αποτέλεσαν αντικείμενο περαιτέρω έρευνας του μοντέλου του συστήματος που έχει ήδη υλοποιηθεί.

Γνωρίζοντας τις απαιτήσεις του υπάρχοντος μηχανισμού και καθορίζοντας τις συνθήκες λειτουργίας του προσθετικού κατά τη χρήση του, βρέθηκαν οι απαραίτητες ενεργειακές απαιτήσεις του master μηχανισμού, ώστε να εκπληρώνονται οι ανάγκες που ορίστηκαν σε προηγούμενο στάδιο της μελέτης.

Επίσης, από τη μελέτη που πραγματοποιήθηκε για τον προσδιορισμό των απαραίτητων στοιχείων του συστήματος τροφοδοσίας του μηχανισμού, βρέθηκε ότι είναι αναγκαία η ύπαρξη συστήματος ελέγχου της τροφοδοσίας του master υποσυστήματος και περιορισμού των απωλειών ενέργειας. Επιπλέον, η δυνατότητα χρήσης αποσπώμενου ή φορητού συσσωρευτή φαίνεται να έχει θετικά αποτελέσματα στην ικανοποίηση των αναγκών του μηχανισμού αλλά και του χρήστη ενός τέτοιου προσθετικού συστήματος.

Με τη διερεύνηση της λειτουργίας της μονάδας ασύρματης τροφοδοσίας που επιλέχθηκε για το σύστημα, αποδείχθηκε ότι υπάρχει μια περιοχή λειτουργίας της όπου τα αποτελέσματα είναι θετικά για την ενσωμάτωσή της στη διάταξη. Το εύρος της απόστασης των δύο πηνίων ώστε να προσφέρουν σταθερή τάση στο υποσύστημα, καθώς και το εύρος των δυνατοτήτων τροφοδοσίας της διάταξης αυτής, αποτελούν σημαντικά ευρήματα για την ανάπτυξη μιας μόνιμης λύσης.

Αξιοποιώντας την προσομοίωση που εδραιώθηκε σε προηγούμενη έρευνα [18] , πραγματοποιήθηκε μια πιο εστιασμένη ανάλυση που αφορά στα δύο βασικά στοιχεία ισχύος του υποσυστήματος του εμφυτεύματος. Όπως φάνηκε από τα αποτελέσματα του σχετικού πειράματος, με κατάλληλες τροποποιήσεις στα μεγέθη του μηχανισμού και στις απαιτήσεις σε ισχύ, τα θερμοκρασιακά πεδία που αναπτύσσονται κατά τη λειτουργία του μηχανισμού ικανοποιούν τις προϋποθέσεις που τέθηκαν σε προηγούμενο στάδιο της μελέτης.

Τέλος, με τον έλεγχο της επιρροής του ανθρώπινου οργανισμού στη μετάδοση των σημάτων μεταξύ των υποσυστημάτων, αποδείχθηκε η ικανότητα σωστής λειτουργίας των ελεγκτών. Παρά την εξασθένιση του σήματος που καθορίζει η διαδρομή του διαμέσου των μυών και των ιστών του χεριού, η απόδοση του συστήματος φαίνεται να μην επηρεάζεται ποσοτικά.

Εν κατακλείδι, ο σχεδιασμός ενός συστήματος σύμφωνα με τη μεθοδολογία του Βιομηχανοτρονικού ΕΡΡ, αποτελεί μια σχολαστική διαδικασία με πολλές δοκιμασίες από μηχανολογικής πλευράς και από πλευράς ελέγχου. Τα ευρήματα των ερευνών που διεξάχθηκαν στο παρελθόν καθώς και τα αποτελέσματα της παρούσας εργασίας, αποδεικνύουν τη δυνατότητα υλοποίησης ενός τέτοιου συστήματος. Παρά το γεγονός ότι υπάρχουν σημαντικά περιθώρια για βελτιώσεις και πολύς δρόμος ακόμα μέχρι τη δημιουργία ενός προτύπου, φαίνεται ότι ένα τέτοιο σύστημα θα αποτελέσει μια σημαντική προσθήκη στον κλάδο των προσθετικών μελών και της ρομποτικής.

7.2 Μελλοντική Εργασία

Ως συνέχεια της παρούσας έρευνας, είναι αναγκαία η βελτιστοποίηση των υποσυστημάτων που απαρτίζουν τον μηχανισμό, αυτή τη φορά ως σύνολο. Πρώτο βήμα της διαδικασίας αυτής πρέπει να αποτελέσει η ελαχιστοποίηση του slave υποσυστήματος, όπως πραγματοποιήθηκε και για το master. Ο υπάρχων κινητήρας, καθώς και το σύστημα που μεσολαβεί μεταξύ αυτού και της τροφοδοσίας του, χρειάζεται να μικρύνουν σε διαστάσεις και σε δυνατότητες, καθώς ο κινητήρας είναι σχεδιασμένος να λειτουργεί σε μεγαλύτερες ταχύτητες και για μεγαλύτερες απαιτήσεις σε ροπή.

Ένα άλλο θέμα που μπορεί να μελετηθεί είναι η αλλαγή της κίνησης του άκρου, από τη προσομοίωση της έκτασης του καρπού, σε αυτή του ανοίγματος ή κλεισίματος του χεριού. Μια τέτοια κίνηση μπορεί να προσφέρει καλύτερα αποτελέσματα σε πιο πρακτικά θέματα της καθημερινότητας των πιθανών χρηστών του προσθετικού.

Μετά την ολοκλήρωση των παραπάνω χρειάζεται να γίνει ελαχιστοποίηση των ελεγκτών των υποσυστημάτων, με κατασκευή των αντίστοιχων ολοκληρωμένων κυκλωμάτων σε πλακέτες.

Επιπλέον, γνωρίζοντας ακόμα καλύτερα τις διαστάσεις του ελαχιστοποιημένου συστήματος, μπορεί να γίνει μια, πιο εστιασμένη στον μηχανισμό, μελέτη για τη τοπολογία του κάθε στοιχείου και για τα δύο υποσυστήματα. Συγκεκριμένα, για τη περίπτωση της μονάδας ασύρματης φόρτισης, θα είναι εφικτή η μελέτη για κατασκευή μιας πιο αποδοτικής μονάδας σύμφωνα με τις απαιτήσεις του μηχανισμού, χωρίς την ανάγκη των παραδοχών που πραγματοποιήθηκαν στα πλαίσια της εργασίας. Επίσης τίθενται και τα ζητήματα της τοπολογίας των πηνίων, της σχετικής τους θέσης και του ξεχωριστού ζεύγους πηνίων για κάθε μηχανισμό master. Τα δύο πηνία μπορεί να βρίσκονται είτε σε παράλληλα επίπεδα (όπως στα πλαίσια της ανάλυσης σε αυτή την εργασία) είτε στο ίδιο επίπεδο, ομοκεντρικά, με το εσωτερικό – δευτερεύον πηνίο να είναι κατασκευαστικά μικρότερης διαμέτρου από το εξωτερικό – πρωτεύον. Η δεύτερη περίπτωση προϋποθέτει τις κατάλληλες κατασκευαστικές προδιαγραφές, ώστε το προσθετικό που φέρει το πρωτεύον πηνίο, να «κουμπώνει» στο άκρο με τέτοιο τρόπο που να επιτυγχάνεται κάθε φορά η ταύτιση των δύο επιπέδων.

Τέλος, με τη σύνθεση της νέας διάταξης, με τη βελτιστοποιημένη μονάδα ασύρματης τροφοδοσίας και τους ελαχιστοποιημένους μικροελεγκτές, θα είναι εφικτή μια πιο εστιασμένη μελέτη της απόδοσης των υποσυστημάτων, ακόμα και με επανάληψη της προσομοίωσης της ενδεχόμενης επίδρασης των ιστών και των μυών του εναπομείναντος χεριού.

8 Βιβλιογραφία

- [1] Anderton, W., Tew, S., Ferguson, S., Hernandez, J., and Charles, S. K., "Movement preferences of the wrist and forearm during activities of daily living," *Journal of Hand Therapy*, Jul. 01, 2023, doi: <https://doi.org/10.1016/j.jht.2022.07.003>
- [2] Bertos, Y.A., "A microprocessor-based E.P.P. position controller for electric-powered upper-limb prostheses," Master of Science, Electrical & Computer Engineering, Northwestern University, Evanston, IL, M A, 1999.
- [3] Bertos, G. and Papadopoulos, E., "Upper-Limb Prosthetic Devices," Chapter 6 in *Handbook of Biomechanics*, Academic Press, Elsevier, London, UK, 2019.
- [4] Cael, C. "Functional anatomy: Musculoskeletal anatomy, kinesiology, and palpation for manual therapists," Philadelphia, PA: Wolters Kluwer Health/Lippincott, Williams & Wilkins, 2010.
- [5] Childress, D.S., "Control of Limb Prostheses", Chapter 6D, *Atlas of Limb Prosthetics: Surgical, Prosthetic, and Rehabilitation Principles*, 2nd ed., Bowker, H.K. & Michael, J. W. (eds.), Mosby-Year Book, Inc., St. Louis MO, 1992, pp. 175-199.
- [6] Christoe, M. J., Yuan, J., Michael, A., and Kalantar-Zadeh, K., "Bluetooth Signal Attenuation Analysis in Human Body Tissue Analogues," *IEEE Access*, vol. 9, pp. 85144-85150, 2021.
- [7] Gabriel, S., Lau, R.W., Gabriel, C., "The dielectric properties of biological tissues: II. Measurements in the frequency range 10 Hz–20 GHz". *Phys Med Biol.* 1996, 41(11):2251.
- [8] Gao, Y.M., Ye, Y.T., Lin, S., Vasić, Ž.L., Vai, M.I., Du, M., Cifrek, M., & Pun, S. H. "Investigation of implantable signal transmission characteristics based on visible data of the human leg," *Biomedical engineering online*, 2017, 16(1), 88.
- [9] Gowrishankar, T. R., Stewart, D., Martin, G. T. and Weaver, J. C., "Transport lattice models of heat transport in skin with spatially heterogeneous, temperature-dependent perfusion.," *Biomed. Eng. Online*, vol. 3, p. 42, 2004.
- [10] Kim, C.Y., Ku, M.J., Qazi, R. et al., "Soft subdermal implant capable of wireless battery charging and programmable controls for applications in optogenetics". *Nat Commun* 12, 535, 2021.
- [11] Konstantineas, P., "Ασύρματος Βιομηχανοτρονικός Έλεγχος Προσθετικού Άνω Άκρου," *Master Thesis*, School of Mechanical Engineering, National Technical University of Athens, Athens, 2022.
- [12] Kontogiannopoulos, S., "Μια Βιομηχανοτρονική EPP Τοπολογία Ελέγχου Άνω Προσθετικού Άκρου και η Πειραματική Σύγκριση της Απόδοσης της με Άλλες Τοπολογίες Ελέγχου," *Diploma Thesis*, School of Mechanical Engineering, National Technical University of Athens, Athens, 2018.
- [13] Koukoulas, N., "Ασύρματος Βιομηχανοτρονικός Έλεγχος Προσθετικού Άνω Άκρου," *Master Thesis*, School of Mechanical Engineering, National Technical University of Athens, Athens, 2017.
- [14] Kuiken, T.A., Lowery, M.M., Stoykov, N.S., "The effect of subcutaneous fat on myoelectric signal amplitude and cross-talk". *Prosthetics and Orthotics International*. 2003; 27(1):48-54.
- [15] Land, M. F. and Hayhoe, M., "In what ways do eye movements contribute to everyday activities?," *Vision Research*, Nov. 01, 2001.
- [16] Mablekos-Alexiou, A., "Design and Simulation of a Master Slave Architecture Biomechatronic EPP upper-limb prosthesis (Σχεδιασμός και Προσομοίωση Συστήματος Τηλεχειρισμού Προσθετικού Άκρου με Ιδιοδεκτική Αίσθηση)," *Diploma Thesis*, Mechanical Engineering, National Technical University of Athens, Athens, Greece, 2016.
- [17] Mallela, V.S., Ilankumaran, V., Rao, N.S., "Trends in cardiac pacemaker batteries.," *Indian Pacing Electrophysiol J.* 2004 Oct 1;4(4):201-12.

- [18] Moutopoulou, E., Bertos, G., Mablekos-Alexiou, A., and Papadopoulos, E., "Feasibility of a Biomechatronic EPP Upper Limb Prosthesis Controller," *37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Milano, Italy, August 25-29, 2015.
- [19] Paspalides, P., "Upper-limb Implant Prototype Miniaturization Employing Biomechatronic EPP Control Topology," *Diploma Thesis*, School of Mechanical Engineering, National Technical University of Athens, Athens, 2023.
- [20] Saini, M., Singh, Y., Arora, P., Arora, V., Jain, K., "Implant biomaterials: A comprehensive review," *World J Clin Cases*, 2015 Jan 16;3(1):52-7. doi: 10.12998/wjcc.v3.i1.52
- [21] Simpson, D.C., "The choice of control system for the multimovement prosthesis: extended physiological proprioception (EPP)," *The Control of Upper-Extremity Prostheses and Orthoses*, 1974, pp. 146-150.
- [22] Vaisman L, Dipietro L, Krebs HI, "A comparative analysis of speed profile models for wrist pointing movements," *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*. 2013 Sep;21(5):756-66.
- [23] Wedley, W.C., "Consistency prediction for incomplete AHP matrices," *Mathematical and Computer Modelling*, Feb. 01, 1993.
- [24] Weir, R.F., Troyk, P.R., DeMichele, G.A., Kerns, D.A., Schorsch, J.F., & Maas, H., "Implantable myoelectric sensors (IMESs) for intramuscular electromyogram recording". *IEEE transactions on bio-medical engineering*, 2009. 56(1), 159–171.
- [25] Worch, J.C., Weems, A.C., Yu, J. et al., "Elastomeric polyamide biomaterials with stereochemically tuneable mechanical properties and shape memory." *Nat Commun* 11, 3250 (2020).
- [26] Zhou, Y., Liu, C., Huang, Y., "Wireless Power Transfer for Implanted Medical Application: A Review". *Energies*. 2020; 13(11):2837.
- [27] <https://www.3dprintingindustry.com>
- [28] <https://www.biodigital.com>
- [29] <https://www.boneandspine.com>
- [30] <https://www.standards.ieee.org/ieee/521/768/>
- [31] <https://www.cableworks.gr/>
- [32] <https://www.grobotronics.com/>
- [33] <https://www.interlinkelectronics.com/fsr-400-series>
- [34] <https://www.machinedesign.com/motors-drives>
- [35] <https://www.mindtools.com/ahp/>
- [36] <https://www.nytimes.com/>
- [37] <https://www.orthobullets.com>
- [38] <https://www.orthofixar.com>
- [39] <https://www.pololu.com/product/2130>
- [40] <https://www.wirelesspowerconsortium.com/>

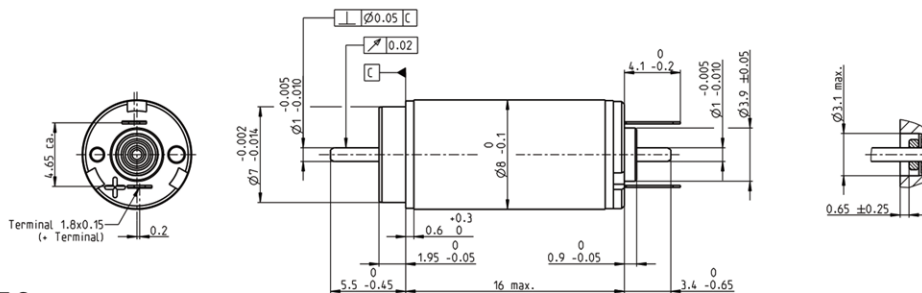
Παράρτημα

Κινητήρας Master Υποσυστήματος

DCX 8 M $\varnothing 8$ mm, precious metal brushes, DC motor

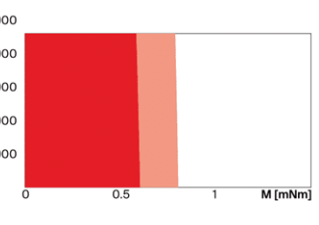
Key Data: 0.5/1.0 W, 0.65 mNm, 17300 rpm

DCX



M 5:2

Motor Data		Operating Range						
		Winding 6 V						
		n [rpm]						
1. Nominal voltage	V	2.4	4.2	6	7.2	9	12	
2. No load speed	rpm	11500	11700	11000	11900	11900	12900	
3. No load current	mA	11.9	6.93	4.51	4.12	3.3	2.74	
4. Nominal speed	rpm	4780	4950	4190	4820	5190	5800	
5. Nominal torque	mNm	0.653	0.649	0.641	0.62	0.652	0.614	
6. Nominal current (max. continuous current)	A	0.345	0.199	0.13	0.113	0.0949	0.0728	
7. Stall torque	mNm	1.13	1.14	1.05	1.06	1.17	1.13	
8. Stall current	A	0.581	0.34	0.207	0.187	0.166	0.13	
9. Max. efficiency	%	74	74	73	73	74	74	
10. Terminal resistance	Ω	4.13	12	29	38.5	54.3	92.2	
11. Terminal inductance	mH	0.014	0.0411	0.0941	0.117	0.183	0.276	
12. Torque constant	mNm/A	1.95	3.360	5.08	5.67	7.07	8.71	
13. Speed constant	rpm/V	4900	2850	1880	1680	1350	1100	
14. Speed/torque gradient	rpm/mNm	10400	10500	10700	11400	10400	11600	
15. Mechanical time constant	ms	4.17	4.15	4.18	4.24	4.15	4.28	
16. Rotor inertia	gcm ²	0.036	0.0379	0.0372	0.035	0.036	0.035	
Thermal data		Operating Range						
17. Thermal resistance housing-ambient	K/W	101						
18. Thermal resistance winding-housing	K/W	16.9						
19. Thermal time constant winding	s	2.31						
20. Thermal time constant motor	s	162						
21. Ambient temperature ball bearings	$^{\circ}\text{C}$	-30...+85						
21. Ambient temperature sleeve bearings	$^{\circ}\text{C}$	-30...+85						
22. Max. winding temperature	$^{\circ}\text{C}$	100						
Mechanical data ball bearings								
23. Max. speed	rpm	17300						
24. Axial play	mm	0...0.1						
Preload	N	0.5						
25. Radial play	mm	0.012						
26. Max. axial load (dynamic)	N	0.1						
27. Max. force for press fits (static) (static, shaft supported)	N	8.8						
28. Max. radial load [mm from flange]	N	0.6 [5]						
Mechanical data sleeve bearings								
23. Max. speed	rpm	17300						
24. Axial play	mm	0.02...0.1						
Preload	N	0						
25. Radial play	mm	0.012						
26. Max. axial load (dynamic)	N	0.1						
27. Max. force for press fits (static) (static, shaft supported)	N	10						
28. Max. radial load [mm from flange]	N	0.4 [5]						
Other specifications								
29. Number of pole pairs		1						
30. Number of commutator segments		5						
31. Weight of motor	g	4.4						
32. Typical noise level	dBA	-						
Modular System								
Gear		358_GPX 8 A	Stages [opt.]	1-5		Sensor	470_ENX 8 MAG	
Details on catalog page 36								
Motor Control								
532_ESCON Module 24/2								
532_ESCON 36/2 DC								
542_EPOS4 Module 24/1.5								
544_EPOS4 Compact 24/1.5								
Configuration								
Bearing: Sleeve bearings/ball bearings preloaded								
Commutation: Precious metal brushes with or without CLL								
Flange front/back: Standard flange								
Shaft front/back: Length								
Electric connection: Terminals or cables (encoder always with Flex)								



Παλμογεννήτρια Κινητήρα Master Υποσυστήματος

ENX 8 MAG Encoder Ø8 mm, 1...256 CPT

ENX



Key Data	ENX 8 MAG Incremental	ENX 8 MAG Incremental, Commutation Signal
Number of channels	3	3
Max. counts per turn	256	256
Additional length at motor	mm 7.0	1.0
Ambient temperature	°C -40...100	-40...100
Weight	g 1	1

Selection criteria	ENX 8 MAG Incremental	ENX 8 MAG Incremental, Commutation Signal
Speed and rotation direction detection	■	■
Speed and position control	■	■
Compact and robust design	■	■
High resolution	▲	▲
Cost effective	■	■

■ suitable ▲ suitable to a limited extent ● not suitable

Specifications	ENX 8 MAG Incremental	ENX 8 MAG Incremental, Commutation Signal
Supply voltage Vcc	V 3.0...3.6	3.0...3.6
Typical current draw	mA 13	13
Max. operating frequency	kHz 500	500
Max. Speed	rpm 100 000	100 000
Connection ³	FPC, 12 pole, pitch 0.5 mm Pin 1 Motor+ Pin 2 Motor- Pin 3 Not connected Pin 4 GND Pin 5 V _{cc} Pin 6 Channel A Pin 7 Channel B Pin 8 Channel I Pin 9-12 Do not connect ¹ Output signal: CMOS compatible Output current per channel: ±4 mA	FPC, 12 pole, pitch 0.5 mm Pin 1 W1 Pin 2 W2 Pin 3 W3 Pin 4 GND Pin 5 V _{cc} Pin 6 Channel A Pin 7 Channel B Pin 8 Channel I Pin 9 H1 Pin 10 H2 Pin 11 H3 Pin 12 Do not connect ¹ Output signal: CMOS compatible Output current per channel: ±4 mA

Configuration	ENX 8 MAG Incremental	ENX 8 MAG Incremental, Commutation Signal
Counts per turn ²	1...256	1...256

maxon Modular System	Page	Dimensions Standard Version	Notes
maxon DC motor DCX 8 M	86		¹ Applying voltage to these pins may destroy the encoder. ² maxon controllers require a resolution of at least 16 pulses. ³ H1, index and angle zero are aligned with angle commutation zero (see p. 56). Compatible connector: Molex 52745-1297, TE 1-1734839-2 Adapter 498157 required for all maxon controllers Please note: max. continuous current 0.5 A
maxon EC motor ECX SPEED 8 M	185-186		

xdrives.maxongroup.com

Driver Κινητήρα Master Υποσυστήματος



DRV8833

SLVSAR1E – JANUARY 2011 – REVISED JULY 2015

DRV8833 Dual H-Bridge Motor Driver

1 Features

- Dual-H-Bridge Current-Control Motor Driver
 - Can Drive Two DC Motors or One Stepper Motor
 - Low MOSFET ON-Resistance: HS + LS 360 mΩ
- Output Current (at $V_M = 5\text{ V}$, 25°C)
 - 1.5-A RMS, 2-A Peak per H-Bridge in PWP and RTY Package Options
 - 500-mA RMS, 2-A Peak per H-Bridge in PW Package Option
- Outputs can be in Parallel for
 - 3-A RMS, 4-A Peak (PWP and RTY)
 - 1-A RMS, 4-A Peak (PW)
- Wide Power Supply Voltage Range: 2.7 to 10.8 V
- PWM Winding Current Regulation and Current Limiting
- Thermally Enhanced Surface-Mount Packages

2 Applications

- Battery-Powered Toys
- POS Printers
- Video Security Cameras
- Office Automation Machines
- Gaming Machines
- Robotics

3 Description

The DRV8833 device provides a dual bridge motor driver solution for toys, printers, and other mechatronic applications.

The device has two H-bridge drivers, and can drive two DC brush motors, a bipolar stepper motor, solenoids, or other inductive loads.

The output driver block of each H-bridge consists of N-channel power MOSFETs configured as an H-bridge to drive the motor windings. Each H-bridge includes circuitry to regulate or limit the winding current.

Internal shutdown functions with a fault output pin are provided for overcurrent protection, short-circuit protection, undervoltage lockout, and overtemperature. A low-power sleep mode is also provided.

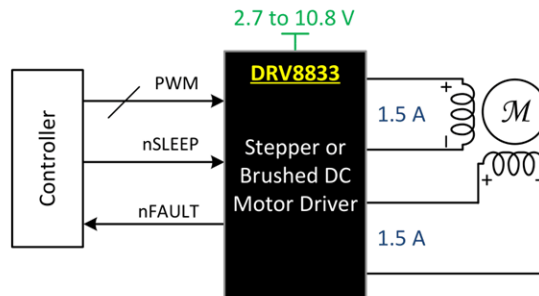
The DRV8833 is packaged in a 16-pin WQFN package with PowerPAD™ (Eco-friendly: RoHS & no Sb/Br).

Device Information⁽¹⁾

PART NUMBER	PACKAGE	BODY SIZE (NOM)
DRV8833	TSSOP (16)	5.00 mm × 4.40 mm
	HTSSOP (16)	5.00 mm × 4.40 mm
	WQFN (16)	4.00 mm × 4.00 mm

(1) For all available packages, see the orderable addendum at the end of the data sheet.

Simplified Schematic



An IMPORTANT NOTICE at the end of this data sheet addresses availability, warranty, changes, use in safety-critical applications, intellectual property matters and other important disclaimers. PRODUCTION DATA.

Αισθητήρας Δύναμης Force Sensitive Resistor (FSR)



FSR[®] 400 Series Data Sheet

Force Sensing Resistors[®]

Device Characteristics

Actuation Force*	~0.2N min
Force Sensitivity Range*	~0.2N – 20N
Force Resolution	Continuous (analog)
Force Repeatability Single Part	+/- 2%
Force Repeatability Part to Part	+/- 6% (Single Batch)
Non-Actuated Resistance	>10 Mohms
Hysteresis	+10% Average (RF+ - RF-)/RF+
Device Rise Time	< 3 Microseconds
Long Term Drift 1kg load, 35 days	< 5% log ₁₀ (time)
Operating Temperature Performance Cold: -40°C after 1 hour Hot: +85°C after 1 hour Hot Humid: +85°C 95RH after 1 hour	-5% average resistance change -15% average resistance change +10% average resistance change
Storage Temperature Performance Cold: -25°C after 120 hours Hot: +85°C after 120 hours Hot Humid: +85°C 95RH after 240 hours	-10% average resistance change -5% average resistance change +30% average resistance change
Tap Durability Tested to 10 Million actuations, 1kg, 4Hz	-10% average resistance change
Standing Load Durability 2.5kg for 24 hours	-5% average resistance change
EMI	Generates no EMI
ESD	Not ESD Sensitive
UL	All materials UL grade 94 V-1 or better
RoHS	Compliant

Specifications are derived from measurements taken at 1000 grams, and are given as (one standard deviation/mean), unless otherwise noted.
*Typical value. Force dependent on actuation interface, mechanics, and measurement electronics.

FSR® Model 400 Short Tail

Force Sensing Resistor®

Model 400 Short Tail:

Active Area: $\varnothing 5.62\text{mm}$
Nominal Thickness: 0.30mm
Switch Travel: 0.05mm

Available Part Numbers:

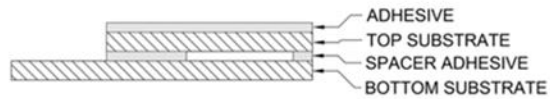
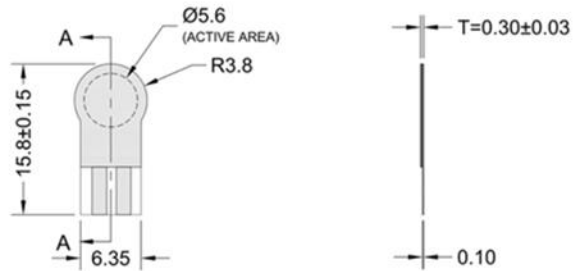
PN: 34-47021 Model 400 Short Tail
- No contacts or solder tabs

PN: 34-00005 Model 400 Short Tail
- with female contacts

PN: 34-00006 Model 400 Short Tail
- with female contacts and housing

PN: 34-00004 Model 400 Short Tail
- with solder tabs

Sensor Mechanical Data



SECTION A-A
LAYER STACK-UP

Exploded View



Μονάδα Ασύρματης Φόρτισης

The Wireless Charger & Receiver adopts two copper wire coil superposition to active the wireless charging, it can be used in electronic equipments in common use for close wireless charging or power supply. This product consisted of a transmitter and receiver, could serve as a replacement for the Wireless Power Supply with stable 5V output voltage and maximum 1A output current. Its small size and insulation coil is more suitable for using in wireless project.

Features:

- **Input Voltage:** DC 5-12V
- **Output Voltage:** DC 5V
- **Output Current(maximum):** 1A
- **Transmit-receive distance:** 1-20mm
- **Transmitter Size:** 17x11x2.5mm (L*W*H)
- **Receiver Size:** 24x10x5.5mm (L*W*H)
- **Coil Outer Diameter:** 38mm
- **Coil Inner Diameter:** 28mm
- **Coil Thickness:** 1.3mm

