

ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ
ΚΑΙ ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΩΝ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ

ΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ
«ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΣ ΚΑΙ ΥΛΟΠΟΙΗΣΗ ΣΥΣΚΕΥΗΣ
ΕΓΧΥΣΗΣ ΑΙΜΟΣΤΑΤΙΚΟΥ ΚΕΡΙΟΥ»



Του φοιτητή
Τσιλικά Μιχαήλ
Αρ. Μητρώου: 513174

Επιβλέπων Καθηγητής
Δημήτριος Παπακώστας
Καθηγητής

Ιούνιος 2023

Τίτλος Π.Ε. Σχεδιασμός και υλοποίηση συσκευής έγχυσης αιμοστατικού κεριού

Κωδικός Π.Ε. 17219

Ονοματεπώνυμο φοιτητή Τσιλίκας Μιχαήλ

Ονοματεπώνυμο εισηγητή Δημήτριος Παπακόστας

Ημερομηνία ανάληψης Π.Ε. 18-10-2021

Ημερομηνία περάτωσης Π.Ε. 3-06-2023

Βεβαιώνω ότι είμαι ο συγγραφέας αυτής της εργασίας και ότι κάθε βοήθεια την οποία είχα για την προετοιμασία της είναι πλήρως αναγνωρισμένη και αναφέρεται στην εργασία. Επίσης, έχω καταγράψει τις όποιες πηγές από τις οποίες έκανα χρήση δεδομένων, ιδεών, εικόνων και κειμένου, είτε αυτές αναφέρονται ακριβώς είτε παραφρασμένες. Επιπλέον, βεβαιώνω ότι αυτή η εργασία προετοιμάστηκε από εμένα προσωπικά, ειδικά ως διπλωματική εργασία, στο Τμήμα Μηχανικών Πληροφορικής και Ηλεκτρονικών Συστημάτων του ΔΙ.ΠΑ.Ε.

Η παρούσα εργασία αποτελεί πνευματική ιδιοκτησία του φοιτητή Τσιλίκας Μιχαήλ που την εκπόνησε. Στο πλαίσιο της πολιτικής ανοικτής πρόσβασης, ο συγγραφέας/δημιουργός εκχωρεί στο Διεθνές Πανεπιστήμιο της Ελλάδος άδεια χρήσης του δικαιώματος αναπαραγωγής, δανεισμού, παρουσίασης στο κοινό και ψηφιακής διάχυσης της εργασίας διεθνώς, σε ηλεκτρονική μορφή και σε οποιοδήποτε μέσο, για διδακτικούς και ερευνητικούς σκοπούς, άνευ ανταλλάγματος. Η ανοικτή πρόσβαση στο πλήρες κείμενο της εργασίας, δεν σημαίνει καθ' οιονδήποτε τρόπο παραχώρηση δικαιωμάτων διανοητικής ιδιοκτησίας του συγγραφέα/δημιουργού, ούτε επιτρέπει την αναπαραγωγή, αναδημοσίευση, αντιγραφή, πώληση, εμπορική χρήση, διανομή, έκδοση, μεταφόρτωση (downloading), ανάρτηση (uploading), μετάφραση, τροποποίηση με οποιονδήποτε τρόπο, τμηματικά ή περιληπτικά της εργασίας, χωρίς τη ρητή προηγούμενη έγγραφη συναίνεση του συγγραφέα/δημιουργού.

Η έγκριση της διπλωματικής εργασίας από το Τμήμα Μηχανικών Πληροφορικής και Ηλεκτρονικών Συστημάτων του Διεθνούς Πανεπιστημίου της Ελλάδος, δεν υποδηλώνει απαραίτητως και αποδοχή των απόψεων του συγγραφέα, εκ μέρους του Τμήματος.

Πρόλογος

Η επαφή μου με τα ηλεκτρονικά ξεκίνησε πριν περάσω στην σχολή των Ηλεκτρονικών Μηχανικών, του τότε ΑΤΕΙΘ και, πλέον, ΔΙΠΑΕ. Πάντα είχα ενδιαφέρον για την λογική και τον τρόπο λειτουργίας πίσω από κατασκευές που συναντούσα στην καθημερινότητά μου. Επίσης, όσο η κατανόηση των συστημάτων αυτών αυξανόταν, επήλθε και η διάθεση για περαιτέρω διερεύνηση και αυτοματοποίηση διαφόρων συσκευών - συστημάτων. Αρχικά με μηχανικό τρόπο και εν συνεχεία με την βοήθεια απλών ηλεκτρονικών κυκλωμάτων.

Με την εισαγωγή μου στο τμήμα Ηλεκτρονικών Μηχανικών είδα τους ορίζοντες να διευρύνονται και τις επιλογές να αυξάνονται με αποτέλεσμα τα ηλεκτρονικά, εκτός από αντικείμενο σπουδών να γίνει και χόμπι, που πολλές φορές με την αφιέρωση του κατάλληλου χρόνου έδωσε τις λύσεις που επιζητούσα.

Καθημερινά αντιμετωπίζουμε προκλήσεις, που πολλές φορές θα μπορούσαν μέσω της χρήσης της τεχνολογίας να απλουστευθούν. Σε τελική ανάλυση σε αυτό τον πυλώνα πολλές φορές βασίζεται και η ίδια η εξέλιξη της τεχνολογίας. Έχοντας αυτή την ιδέα, φτάνουμε στο παρόν και στην Π.Ε. με θέμα “Σχεδιασμός και υλοποίηση συσκευής έγχυσης αιμοστατικού κεριού”. Η συγκεκριμένη συσκευή έχει σκοπό μελλοντικά να υποβοηθήσει και να γίνει εργαλείο στα χέρια της ιατρικής κοινότητας για να απλουστεύσει την διαδικασία της αντιμετώπισης αιμορραγιών στα οστά του ασθενούς και της πιο εύκολης και ακριβούς εφαρμογής του ειδικού αιμοστατικού κεριού. (για να απλουστεύσει την διαδικασία της αντιμετώπισης αιμορραγιών στα οστά του ασθενούς, με την πιο εύκολη και ακριβή εφαρμογή του ειδικού αιμοστατικού κεριού.

Περίληψη

Η Πτυχιακή Εργασία (Π.Ε.) αυτή βασίζεται στην έρευνα και την ανάλυση με τελικό στόχο την κατασκευή μιας συσκευής θέρμανσης και εφαρμογής αιμοστατικού κεριού σε οστά, ώστε να αντιμετωπιστούν αιμορραγίες αυτών και να έχουμε, τελικά, την θεραπεία του ασθενούς, με τις λιγότερες δυνατές επιπλοκές. Στα επόμενα κεφάλαια θα γίνει ανάλυση της διαδικασίας της έρευνας και της τελικής υλοποίησης. Ξεκινώντας από την γενική ιδέα θα ακολουθήσουμε την πορεία της δημιουργίας της συσκευής. Καθ' όλη την πορεία της εργασίας αυτής, θα περιγραφούν παράμετροι, περιορισμοί, προβληματισμοί αλλά και λύσεις, για την δημιουργία της συσκευής, πάνω στον τομέα των ηλεκτρονικών, της μηχανολογίας και της ιατρικής επιστήμης, με έμφαση, φυσικά τον τομέα των ηλεκτρονικών.

«Design and implementation of bone wax application device»

«Tsilikas Michail»

Abstract

This paper is submitted as a final Bachelor Thesis. It is based on research and analysis with the ultimate goal of constructing a prototype. This prototype aims to provide an aid for medical personnel and first aid responders by being a medical device that heats, extrudes and applies bone wax to stop bone hemorrhage and ultimately provide patient therapy with minimal complications.

The following chapters, will cover and analyze the research process and the final implementation. Starting with the general idea, and concluding to the development of the device. Throughout this work, parameters, limitations, considerations, and solutions will be described for creating the device, focusing primarily on the fields of electronics, mechanical engineering, and medical science, with a particular emphasis on the electronics field.

Ευχαριστίες

Θα ήθελα να ευχαριστήσω τους γονείς και την αδερφή μου για την στήριξη και την υπομονή τους κατά την περίοδο δημιουργίας και έρευνας που αποτέλεσε αυτή η Π.Ε.. Όπως επίσης, και για όλα αυτά τα χρόνια που με βοήθησαν με όλους τους τρόπους που μπορούσαν για να επιτύχω τους στόχους και τα όνειρά μου.

Ακόμα, θα ήθελα να πω ένα μεγάλο ευχαριστώ στο προσωπικό του τμήματος που μας μεταλαμπάδευσε την αγάπη και μετέδωσε τα απαραίτητα εφόδια για τα ηλεκτρονικά και την έρευνα και πολλές φορές είδε δυνατότητες, τις οποίες εμείς δεν είχαμε αντιληφθεί, και πίστεψε σε εμάς.

Τέλος, θέλω να ευχαριστήσω ιδιαίτερα τον επιβλέποντα καθηγητή μου, κ. Δ. Παπακώστα, ο οποίος, με πολλή υπομονή, μου πρόσφερε τη βοήθεια, την καθοδήγηση και την εμπιστοσύνη του και με κατήυθνε με τέτοιο τρόπο ώστε να καταστεί δυνατή η υλοποίηση της εργασίας αυτής. Τον ευχαριστώ θερμά!

Ευρετήριο Περιεχομένων

Πρόλογος	iii
Περίληψη	iv
Abstract	v
Ευχαριστίες	vi
Ευρετήριο Περιεχομένων	vii
Κατάλογος Σχημάτων (Γραφήματα, Εικόνες, Διαγράμματα).....	x
Κατάλογος Πινάκων.....	xi
Συντομογραφίες	xii
Κεφάλαιο 1ο: Εισαγωγή	1
1.1 Ιατρική και Τεχνολογία	1
1.1.1 Ιατρική.....	1
1.1.2 Τεχνολογία	2
1.1.3 Η Σύνδεση της Τεχνολογίας με την Ιατρική	2
1.2 Σκοπός της Π.Ε.	3
1.3 Στόχοι της Π.Ε.....	3
1.4 Τι Παραδίδεται με την Κατάθεση αυτής της Π.Ε.	3
1.5 Π.Ε. Βήματα και Κεφάλαια.....	4
1.5.1 Γενική Σύνοψη των Πρώτων Βημάτων	4
1.5.2 Συνοπτική Επεξήγηση των Κεφαλαίων	5
Κεφάλαιο 2ο: Έρευνα, Διευκρινήσεις και Περιορισμοί από την Επιστήμη της Ιατρικής, που Καθορίζουν τον Τρόπο Λειτουργίας και Κατασκευής της Συσκευής.....	7
2.1 Εισαγωγή.....	7
2.2 Αιμορραγία Οστών.....	7
2.3 Αντιμετώπιση της Αιμορραγίας Σήμερα.....	8
2.3.1 Περιπτώσεις Χρήσης του Αιμοστατικού Κεριού	8
2.4 Πώς Αλλάζει τον Τρόπο Αντιμετώπισης και πού Μπορεί να Εφαρμοστεί- Χρήση της Συσκευής.....	9
2.5 Σημαντικές Λεπτομερείς που Καθόρισαν τα Χαρακτηριστικά της Συσκευής	9
2.5.1 Οστική Νέκρωση.....	9
2.5.2 Ευκολία Χρήσης - Αμεσότητα.....	10
2.6 Επίλογος.....	10
Κεφάλαιο 3ο: Ηλεκτρονικό Κύκλωμα.....	11

3.1	Εισαγωγή.....	11
3.2	Κύκλωμα και Θεωρία.....	11
3.2.1	Σύνθεση της Βασικής Ιδέας του Κυκλώματος.....	11
3.2.2	Παρόμοιες Συσκευές με Θερμαντικό Στοιχείο.....	11
3.3	Το Κύκλωμα.....	16
3.3.1	Σχεδίαση του Κυκλώματος σε Πρόγραμμα.....	19
3.3.2	Η Μπαταρία.....	20
3.3.3	Ο Ρυθμιστής Φόρτισης.....	20
3.3.4	Το Σύστημα Διαχείρισης και Προστασίας της Μπαταρίας.....	22
3.3.5	Ο Μικροελεγκτής.....	24
3.3.6	Ο Ρυθμιστής Σταθερής Τάσης για την Τροφοδότηση του Μικροελεγκτή.....	26
3.3.7	Ανορθωτής – Ρυθμιστής Τάσης (Step Up Voltage Regulator) 5v και Μετατροπέας Λογικού Επιπέδου (Logic Level Converter).....	27
3.3.8	Το Mosfet Ελέγχου της Αντίστασης Θέρμανσης.....	29
3.3.9	Τα Περιφερειακά.....	29
3.4	Η Πλακέτα.....	29
3.4.1	Η Σχεδίαση.....	29
3.4.2	Μέθοδος Εκτύπωσης Πλακέτας.....	30
3.4.3	Παραγγελία.....	31
3.5	Τοποθέτηση Ηλεκτρονικών Εξαρτημάτων, Κολλήσεις, Πρώτες Δοκιμές.....	32
3.5.1	Τοποθέτηση Ηλεκτρονικών Εξαρτημάτων.....	32
3.6	Επίλογος.....	35
Κεφάλαιο 4ο:	Μηχανολογικό Μέρος.....	36
4.1	Σχεδιαστικό Κομμάτι, πώς Γίνεται, τι Πρόγραμμα Χρησιμοποιήθηκε.....	37
4.2	Τα μοντέλα που Δημιουργήθηκαν.....	37
4.3	Πρόγραμμα Μετατροπής Μοντέλου για Εκτύπωση (Slicer) και Υλικό Εκτύπωσης.....	39
4.4	Η Εκτύπωση.....	40
4.5	Επίλογος.....	43
Κεφάλαιο 5ο:	Πρόγραμμα-Κώδικας για STM32G030F6P6.....	44
5.1	Εισαγωγή.....	44
5.2	Cube IDE.....	44
5.3	Κώδικας - Επεξήγηση.....	46
5.3.1	Καθορισμός Παραμέτρων για Χρονιστές (Timers) και του Μετατροπέα Αναλογικού Σήματος σε Ψηφιακό (ADC).....	47
5.3.2	Παράθεση Τμημάτων του Κώδικα και Παράλληλη Επεξήγηση.....	49

5.4	Ανέβασμα Προγράμματος στον Μικροελεγκτή.....	54
5.5	Ρύθμιση του ΑΟΔ Ελεγκτή (PID Controller)	55
5.6	Επίλογος.....	55
Κεφάλαιο 6ο:	Συναρμολόγηση των Επιμέρους Τμημάτων για την Υλοποίηση της Συσκευής.....	56
6.1	Εισαγωγή.....	56
6.1.1	Συναρμολόγηση.....	56
Κεφάλαιο 7ο:	Δοκιμές και Μετρήσεις της Συσκευής.....	59
7.1	Φύλλο Δεδομένων Συσκευής.....	63
7.2	Συμπεράσματα.....	64
Κεφάλαιο 8ο:	Προβλήματα-Προκλήσεις και Αντιμετώπιση	65
Κεφάλαιο 9ο:	Συμπεράσματα και Προτάσεις Βελτίωσης.....	67
9.1	Επίλογος.....	68
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ		69
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Α : Φύλλα δεδομένων (datasheet).....		71
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Β : Εγχειρίδιο Χρήσης.....		72
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ C : Ο Κώδικας για τον STM32G030F6P6		73

Κατάλογος Σχημάτων (Γραφήματα, Εικόνες, Διαγράμματα)

Εικόνα 1.1: Η πορεία της Π.Ε.	4
Εικόνα 2.1: Οστό και εσωτερική δομή του	8
Εικόνα 3.1: 3D εκτυπωτής και τα κύρια μέρη του (Πηγή: 3dprintinggreece)	13
Εικόνα 3.2: Τρόπος εξώθησης νήματος (Πηγή: d-nb.info/1202431372/34).....	14
Εικόνα 3.3: Βασική σύνθεση συσκευής αμίσηματος – ηλεκτρονικού τσιγάρου	15
Εικόνα 3.4: Ανοξείδωτο Ατσάλι, χρωμονικελίνη και Kanthal σύρμα	16
Εικόνα 3.5: Διάγραμμα ενοτήτων του κυκλώματος της συσκευής.....	17
Εικόνα 3.6: Το συνολικό κύκλωμα, χωρισμένο σε ομάδες υποκυκλωμάτων σύμφωνα με τον ρόλο τους	18
Εικόνα 3.7 Li-ion μπαταρίες	20
Εικόνα 3.8: Διάγραμμα φόρτισης μπαταρίας χωρητικότητας 1000mAh	21
Εικόνα 3.9: Κύκλωμα φόρτισης	22
Εικόνα 3.10: Το κύκλωμα προστασίας της μπαταρίας με το ολοκληρωμένο DW01.....	24
Εικόνα 3.11: Αναζήτηση και επιλογή κατάλληλου μικροελεγκτή (CubeIDE Target selector).....	25
Εικόνα 3.12: Χαρακτηριστικά οικογένειας μικροελεγκτών STM32G030_.....	25
Εικόνα 3.13: Κύκλωμα σταθερής τροφοδοσίας	26
Εικόνα 3.14 : Κύκλωμα Ανορθωτή - Ρυθμιστή Τάσης 5v και Μετατροπέα Λογικού Επιπέδου	28
Εικόνα 3.15: 3D απεικόνιση της συναρμολογημένης πλακέτας μέσω του EasyEDA	30
Εικόνα 3.16: Επάνω επίπεδο της πλακέτας (μπροστινή πλευρά).....	30
Εικόνα 3.17: Κάτω επίπεδο της πλακέτας (πίσω πλευρά)	30
Εικόνα 3.18: Η πλακέτα και το στένσιλ	32
Εικόνα 3.19: Προετοιμασία πλακέτας για εφαρμογή της πάστας κόλλησης	33
Εικόνα 3.20: Πάστα κόλλησης στα pad.....	33
Εικόνα 3.21: Τοποθέτηση ηλεκτρονικών εξαρτημάτων στην πλακέτα	34
Εικόνα 3.22: Αυτοσχέδιος σταθμός κόλλησης θερμαινόμενης πλάκας	34
Εικόνα 4.1: Σύνδεση κυκλωματικών στοιχείων με rogo-pins (Πηγή: www.mill-max.com/).....	36
Εικόνα 4.2: Τα 3D τμήματα της συσκευής.....	37
Εικόνα 4.3: Η συσκευή συναρμολογημένη και η θέση σύνδεσης των επιμέρους τμημάτων της.....	38
Εικόνα 4.4: Τα τμήματα του αποσπώμενου τμήματος αναλώσιμων	39
Εικόνα 4.5: Τα έμβολα.....	40
Εικόνα 4.6: Κυρίως σώμα	41
Εικόνα 4.7: Βάσεις σερβοκινητήρα με γρανάζια.....	41
Εικόνα 4.8: Άξονες εμβόλων.....	41
Εικόνα 4.9: Καπάκι συσκευής.....	42
Εικόνα 4.10: Σύνδεσμος μεταφοράς κίνησης από τον servo	42
Εικόνα 4.11: Συρόμενο καπάκι ελέγχου και καπάκι συγκράτησης κουμπιού.....	42
Εικόνα 4.12: Αποσπώμενα τμήματα αναλώσιμων (διάφορε εκδόσεις)	43
Εικόνα 5.1: Καθορισμός λειτουργίας για τα ποδαράκια του μικροελεγκτή (Pin configuration) στο Cube IDE.....	45
Εικόνα 5.2: Cube IDE παραμετροποίηση ρολογιού (clock configuration).....	45
Εικόνα 5.3: Στιγμιότυπο από τον πίνακα των καθορισμένων pin μέσω του Cube IDE	46
Εικόνα 5.4: Timer 3.....	48
Εικόνα 5.5: Timer 16.....	48

Εικόνα 5.6: Timer 17.....	49
Εικόνα 5.7: ADC Χρόνος δειγματοληψίας (sampling time).....	49
Εικόνα 5.8 : Διάγραμμα ροής κυρίως σώματος του προγράμματος	50
Εικόνα 5.9: Συνάρτησης διακοπής (με ανίχνευση λογικού 1 στις προκαθορισμένες εισόδους)	51
Εικόνα 5.10: Διάγραμμα ροής συνάρτησης διακοπής (με ανίχνευση λογικού 1 στις προκαθορισμένες εισόδους).....	52
Εικόνα 5.11: Συνάρτησης διακοπής (με ανίχνευση λογικού 0 στις προκαθορισμένες εισόδους)	53
Εικόνα 5.12: Διάγραμμα ροής συνάρτησης διακοπής (με ανίχνευση λογικού 0 στις προκαθορισμένες εισόδους).....	54
Εικόνα 6.1: Εισαγωγή ένθετων σπειρωμάτων (threaded inserts) και τοποθέτηση κουμπιών endstop ..	56
Εικόνα 6.2: Σύνδεση των τμημάτων του συστήματος κίνησης	57
Εικόνα 6.3: προετοιμασία μεταλλικού κελύφους σύριγγας	57
Εικόνα 6.4:Τοποθέτηση όλων των στοιχείων της συσκευής	58
Εικόνα 6.5: Η συσκευή από διάφορες οπτικές κατά τη διάρκεια της συναρμολόγησης	58
Εικόνα 7.1: Παλμός ελέγχου mosfet θέρμανσης	59
Εικόνα 7.2: Παλμός εξόδου προς την αντίσταση θέρμανσης	60
Εικόνα 7.3: Μέσος όρος τιμών έντασης ρεύματος στις 3 στάθμες θέρμανσης	61
Εικόνα 7.4: Κύκλος συνεχούς θέρμανσης - ψύξης και η επίπτωση στην τάση μπαταρίας	62
Εικόνα 7.5: Συνεχής θέρμανση και πτώση τάσης μπαταρίας	63
Εικόνα 8.1: Η πορεία των κυκλωμάτων	65
Εικόνα 8.2 : Δοκιμές υλικών για χρήση στην σύριγγα	65
Εικόνα 8.3: Τοποθέτηση του NCP186AMX180TAG στην πλακέτα.....	66

Κατάλογος Πινάκων

Πίνακας 3.1: Κατάλογος υλικών (Bill of Materials).....	19
--	----

Συντομογραφίες

ΔΠΠΑΕ	Διεθνές Πανεπιστήμιο Ελλάδος
Π.Ε.	Πτυχιακή Εργασία
PWM	Pulse Width Modulation
PID	Proportional-Integral-Derivative control
ADC	Analog to Digital Converter
I/O	Inputs Outputs
3D	Τρισδιάστατη
LDO	Low Dropout Voltage (regulator)

Κεφάλαιο 1ο: Εισαγωγή

Η συγκεκριμένη Π.Ε. υλοποιείται στα πλαίσια της ολοκλήρωσης των σπουδών του Τσιλίκου Μιχαήλ στο τμήμα των Ηλεκτρονικών Μηχανικών του Αλεξάνδρειου Τεχνολογικού Ιδρύματος Θεσσαλονίκης.

Η ιδέα για τη συγκεκριμένη θεματική της Π.Ε. προήλθε από τον επιβλέποντα καθηγητή κ. Δημήτριο Παπακώστα, ο οποίος πρότεινε αυτό το θέμα, το οποίο βασίζεται και σε πατέντα η οποία όμως δεν έχει υλοποιηθεί. Η εκπλήρωση της μελέτης και της δημιουργίας ενός συστήματος - μιας συσκευής, ξεκινάει με την διευκρίνηση των περιορισμών και παραμέτρων που ενώ περιορίζουν τις δυνατότητες, αποτελούν ταυτόχρονα έναν οδηγό και μια γραμμή για την κατεύθυνση που πρέπει να ακολουθήσουμε. Συνεπώς, αξίζει να αναφέρουμε τον κεντρικό άξονα της εργασίας και να διευκρινίσουμε τα προβλήματα που θα κληθούμε να λύσουμε για να επιτύχουμε μια λειτουργική συσκευή.

1.1 Ιατρική και Τεχνολογία

1.1.1 Ιατρική

“Ιατρική είναι η επιστήμη που εξετάζει τον άνθρωπο, με στόχο τη διατήρηση ή την αποκατάσταση της Υγείας του.

Για το σκοπό αυτό μελετά κατ’ αρχήν τη δομή του ανθρώπινου οργανισμού (Ανατομία, Ιστολογία), τις λειτουργίες του (Φυσιολογία, Βιοχημεία), και στη συνέχεια τις διάφορες νόσους (Νοσολογία) μέσα από το πρίσμα της πρόληψης (Υγιεινή), της διάγνωσης και της θεραπείας.”[1]

Γνωρίζουμε πλέον ότι ο άνθρωπος από αρχαιοτάτων χρόνων προσπαθούσε για την θεραπεία νοσηρών καταστάσεων, είτε αναφερόμαστε σε αυτές ως αρρώστιες, είτε ως τραυματισμούς. Σε προϊστορικούς χρόνους άρχισε η χρήση φυτών αλλά και συστατικών του εδάφους για την θεραπεία των ανθρώπων. Οι τεχνικές αυτές, ως εμπειρίες πλέον, ξεκίνησαν να μεταδίδονται από γενιά σε γενιά. Με την πάροδο του χρόνου οι εμπειρίες - τεχνικές αυτές συνδέθηκαν πολλές φορές με την μαγεία και τις θρησκευτικές της κάθε εποχής και τόπου. Η πρώτη αποδεδειγμένη θεραπεία χρονολογείται στο 6000-7000 π.Χ. όπου «οδοντίατρο» της νεολιθικής περιόδου έκαναν χρήση τρυπανιών από πυριτόλιθο και χορδές τόξου. [2]

Η ιστορία της αρχής της ιατρικής συνεχίζει μέσα από μεγάλους πολιτισμούς και θεωρείται τέχνη. Λαμπρά παραδείγματα αυτής της ιστορίας βλέπουμε στους πολιτισμούς της Αιγύπτου, Βαβυλωνίας, Ινδίας και Κίνας. Σε αυτούς τους πολιτισμούς παρατηρούμε την εξέλιξη της μελέτης του ανθρώπου μέσα από μυστικιστικές τελετές συνυφασμένες με την λατρεία θεών και την δύναμη του παραφυσικού.

Συνεχίζοντας στην Ελληνική και Ρωμαϊκή αρχαιότητα έχουμε την συμβολή του Ιπποκράτη στην εξέλιξη της ιατρικής από τέχνη, σε επιστήμη και τέχνη πλέον, ο οποίος λόγω αυτής της συμβολής του και των μαθητών του θεωρείται ο Πατέρας της Ιατρικής [3].

1.1.2 Τεχνολογία

Τι εννοούμε με τον όρο τεχνολογία; Πλέον ο όρος πολλές φορές είναι συνδεδεμένος μόνο με ηλεκτρονικές συσκευές και κατασκευές, όμως η τεχνολογία δεν ξεκίνησε έτσι.

Τεχνολογία· η λέξη η ίδια προκύπτει από τις λέξεις “τέχνη” και “λόγος”. Λόγος, όπως λέμε “λογική”. Δηλαδή έχουμε την σύνδεση της τέχνης, μιας διαδικασίας, η οποία μπορεί να εφαρμοστεί ακολουθώντας κάποια συγκεκριμένα βήματα για να παράγει έργο και έχουμε και τη λογική να την συνοδεύει. Οπότε η τεχνολογία είναι κάθε τι το οποίο προέρχεται μέσα από μια διαδικασία αρχικά γενικής σκέψης, έπειτα λογικής σκέψης και τέλος πράξης.

Τα πρώτα, μέχρι στιγμής, ευρήματα που μαρτυρούν την ύπαρξη τεχνολογίας προέρχονται 2.5 εκατομμύρια χρόνια πριν, από την Ανατολική Αφρική στην κατώτερη παλαιολιθική εποχή ή αλλιώς “oldowan age” (CASHP, n.d.). Εκεί έχουμε την πρώτη σμίλευση πέτρας ως εργαλείο [4]. Από αυτή την πρώτη επίσημη αναφορά στην ιστορία του ανθρωπίνου γένους βλέπουμε μια συνεχή πρόοδο στην δημιουργία αλλά και χρήση των εργαλείων. Ξεκινώντας από την λάξευση της πέτρας ως εργαλείο συνεχίζουμε στην δημιουργία τσεκουριών από αυτή, την ανακάλυψη της φωτιάς και την χρήση αυτής, το χτίσιμο των πρώτων καταλυμάτων κοκ. Η εξέλιξη συνεχίζοντας με πολλά άλματα και πολύ γρήγορο ρυθμό φτάνει κάποια χρόνια πίσω με τον ηλεκτρισμό.

Ανατρέχοντας στην ιστορία από τον ηλεκτρισμό και μετά παρατηρείται μια ραγδαία εξέλιξη και ανάπτυξη της τεχνολογίας. Πλέον ο ηλεκτρισμός υιοθετείται σε όλες τις επιστήμες και γίνεται αναπόσπαστο κομμάτι της ανθρώπινης καθημερινότητας, δίνοντας δυνατότητες εξέλιξης σε κάθε τομέα. Μία από τις επιστήμες αυτές είναι η Ιατρική.

1.1.3 Η Σύνδεση της Τεχνολογίας με την Ιατρική

Η πτυχιακή εργασία αυτή κινείται σε δυο βασικούς τομείς, τον τομέα της ιατρικής και τον τομέα της τεχνολογίας. Η πορεία της ιατρικής όσο ερχόμαστε πιο κοντά στο σήμερα βλέπουμε πως είναι αλματώδης, όμως καμία εξέλιξη δεν θα ήταν τόσο άμεση, ίσως και εφικτή, χωρίς την ύπαρξη της τεχνολογίας. Είναι σίγουρο πλέον πως η τεχνολογία έδινε και δίνει δυνατότητα στον άνθρωπο να παρατηρεί, να ανιχνεύει και να αντιμετωπίζει πιο εύκολα πολλές από τις προκλήσεις όσον αναφορά την υγεία και την εξέλιξη του.

Πλέον η ιατρική αρχίζει να βασίζεται όσο ποτέ στην τεχνολογία και στις ανέσεις και δυνατότητες που αυτή παρέχει. Συσκευές και μέθοδοι πρόληψης - διάγνωσης για έγκαιρη αντιμετώπιση και θεραπεία. Διαγνωστικές εξετάσεις με υπερηχογράφους, μαγνητικούς τομογράφους, ποζιτρονική τομογραφία (PET) και την αξονική τομογραφία (CT) κ.α.. Ασθενείς με μικροσκοπικές συσκευές και υποδόρια τσιπάκια να καταγράφουν κάθε αλλαγή στην υγεία τους. Ρομποτικούς βραχίονες να κάνουν κινήσεις με απόλυτη χειρουργική ακρίβεια και να γίνονται στα χέρια των Ιατρών μέσα υλοποίησης εγχειρήσεων και επεμβάσεων που θα ήταν πιθανόν πολύ δύσκολες στο παρελθόν. Φυσικά, ο άνθρωπος παράγοντας και έλεγχος δεν εξαλείφονται και δεν πρέπει να εξαλείφονται από την ιατρική, αλλά μας δίνονται πολλές παραπάνω δυνατότητες και μέθοδοι για να διασφαλίζονται υγεία και ευεξία μέσω της αξιοποίησης των τεχνολογικών επιτευγμάτων.

1.2 Σκοπός της Π.Ε.

Σκοπός της Π.Ε. αυτής είναι να κατασκευαστεί η εν λόγω συσκευή έκχυσης αιμοστατικού κεριού. Για να γίνει όμως αυτό προαπαιτείται και η αντίστοιχη μελέτη και κατανόηση των παρόμοιων τμημάτων στα οποία πάνω θα δομηθεί. Οπότε, πρόκειται για μελέτη πάνω στην μηχανική, στην ηλεκτρονική αλλά και στην ιατρική φύση της συσκευής. Στην Π.Ε. αυτή γίνεται βηματική καταγραφή των επιμέρους σταδίων για την δημιουργία της συσκευής. Αναλύονται οι λόγοι για την επιλογή συγκεκριμένων υλικών, κυκλωμάτων και μεθόδων, ώστε να απεικονιστεί ξεκάθαρα η όλη διαδικασία από την ιδέα στην πράξη και την δημιουργία της συσκευής.

1.3 Στόχοι της Π.Ε.

Στόχοι της Π.Ε. είναι η δόμηση πρωταρχικά μιας σφαιρικής αντίληψης του θέματος και την συσχέτιση των επιστημών ιατρικής και τεχνολογίας. Εν συνεχεία, στόχος είναι η επεξήγηση των τεχνικών αλλά και των λόγων για τους οποίους ο σχεδιασμός έγινε με τους τρόπους που θα αναλυθούν παρακάτω. Τελικός στόχος, βέβαια, αποτελεί η μελέτη όλων των επιμέρους περιορισμών ώστε να δημιουργηθεί μια συσκευή που:

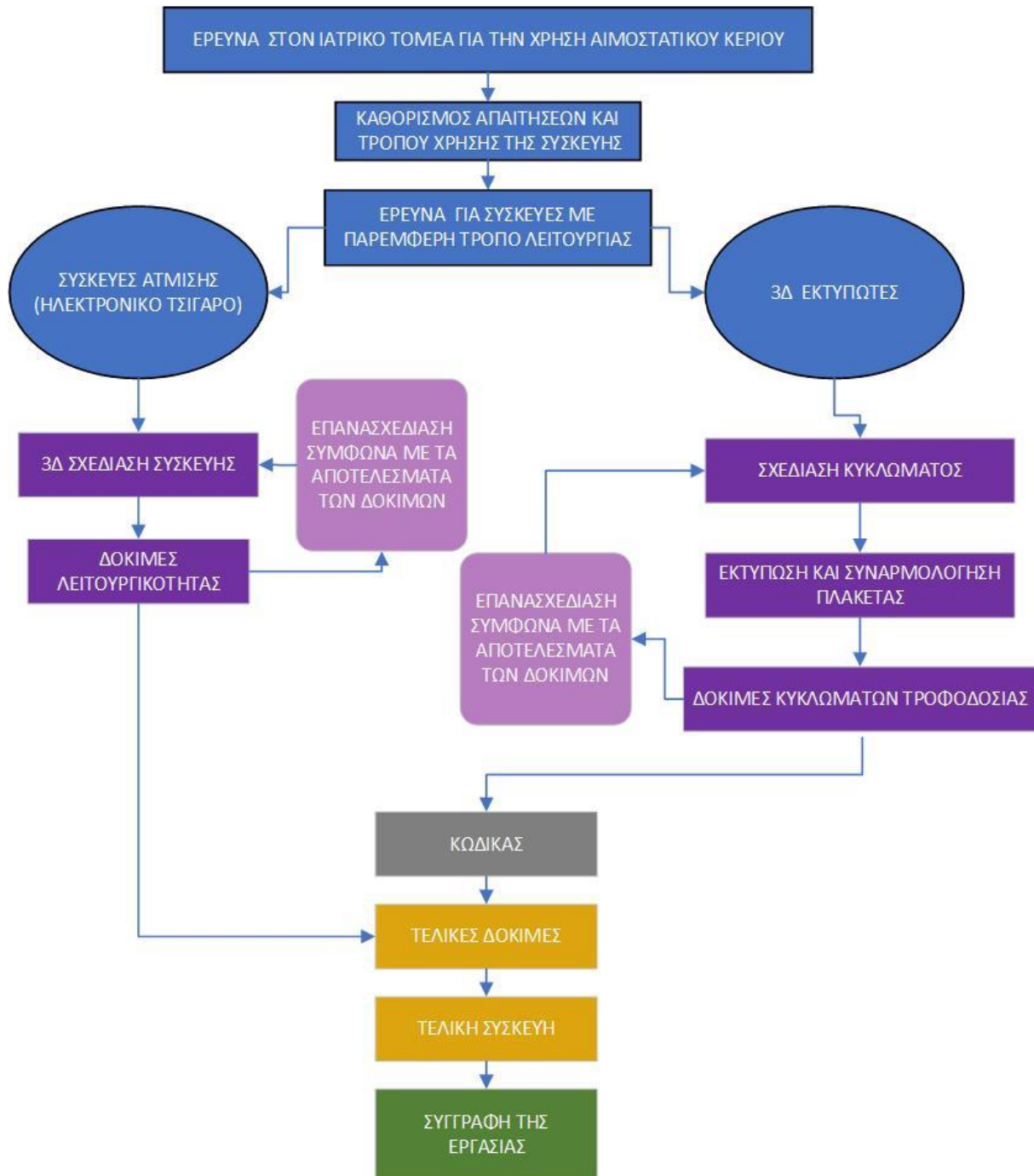
1. Να είναι φορητή και κατά συνέπεια να λειτουργεί με μπαταρία.
2. Να θερμαίνει ένα εύλογο ποσό αιμοστατικού κεριού.
3. Να κάνει εξαγωγή του κεριού με μηχανικό τρόπο, χωρίς όμως να χρειάζεται άσκηση δύναμης από τον χειριστή.
4. Να μπορεί να παρουσιάζει ένα σχετικά χαμηλό κόστος παραγωγής.
5. Να μην χρειάζεται ιδιαίτερο αντάπτορα για την επαναφόρτίσή της.
6. Να έχει προβλεφθεί τρόπος για την αναγκαία αποστείρωση της συσκευής και εξασφάλιση της υγείας του ασθενούς από τυχόν μολύνσεις.
7. Να είναι απλή στην χρήση.
8. Να είναι ιδιαίτερα ελαφριά.
9. Να έχει αναλώσιμα, η τοποθέτηση των οποίων να είναι γρήγορη και άμεση.
10. Να είναι όσο πιο φιλική προς το περιβάλλον είναι δυνατόν, δηλαδή τα αναλώσιμά της και το μέσο φύλαξής τους να έχει δυνατότητα επαναχρησιμοποίησης μετά από την απαραίτητη διαδικασία καθαρισμού και αποστείρωσης, φυσικά.

1.4 Τι Παραδίδεται με την Κατάθεση αυτής της Π.Ε.

Με την κατάθεση αυτής της Π.Ε. παραδίδεται ο κώδικας που συνετέθει για την εύρυθμη λειτουργία της συσκευής, η ίδια η συσκευή για ανάλυσή της και επίδειξη λειτουργίας στο πλαίσιο της εξέτασης της Π.Ε. Παραδίδεται, επιπλέον, φωτογραφικό υλικό της διαδικασίας σύνθεσης και δημιουργίας τελικώς της συσκευής, τα κυκλώματα λειτουργίας και, τέλος, τα 3D σχέδια που δημιουργήθηκαν για την κατασκευή της συσκευής.

1.5 Π.Ε. Βήματα και Κεφάλαια

1.5.1 Γενική Σύνοψη των Πρώτων Βημάτων



Εικόνα 1.1: Η πορεία της Π.Ε.

Ξεκινώντας, για την υλοποίηση αυτής της εργασίας έγινε μία γενική έρευνα αναφορικά με το πεδίο των ιατρικών μηχανημάτων, ώστε να διερευνηθεί ο τρόπος λειτουργίας άλλων μηχανημάτων που χρησιμοποιούνται στον τομέα της ιατρικής. Συνεχίζοντας ερευνήθηκε βιβλιογραφία σχετική με τα τραύματα, τις πρώτες βοήθειες και κυρίως με τα κατάγματα.

Το επόμενο βήμα ήταν η επικοινωνία με ειδικούς στον τομέα της υγείας. Στην πρώτη συνάντηση έγιναν ερωτήσεις και έρευνα γύρω από τον τρόπο αντιμετώπισης των καταγμάτων και ειδικότερα της αιμορραγίας που προκύπτει σε κάποιες περιπτώσεις. Παράλληλα, έγινε συζήτηση για τις περιπτώσεις που λόγω μιας επέμβασης θα χρειαστεί ο ιατρός να αντιμετωπίσει αιμορραγίες σε οστά κρανίου κυρίως, αλλά και οστά λεκάνης, τα οποία παρουσιάζουν και τις πιο βασικές περιπτώσεις αιμορραγίας, η οποία πρέπει να αντιμετωπιστεί άμεσα.

Μέσα από αυτή την επικοινωνία με τους ειδικούς, δόθηκαν οι πρώτες βασικές πληροφορίες και κατευθύνσεις. Βάση αυτών έγινε περαιτέρω έρευνα σε υπάρχουσα αγγλική, κυρίως, βιβλιογραφία ιατρικής, με θέμα την αιμόσταση στα ανθρώπινα οστά. Έπειτα έγινε αναζήτηση σε έγκυρες πηγές, ώστε να γίνει παράθεση και αντιπαραβολή αυτών, ώστε να υπάρχει η απαραίτητη αξιοπιστία στο κείμενο της εργασίας και στα αποκτηθέντα δεδομένα - κατευθύνσεις.

Με χρήση και μελέτη πλέον αυτών των πληροφοριών πάνω στο αντικείμενο έγιναν και άλλες συναντήσεις με ιατρούς δυο διαφορετικών πεδίων. Το ένα πεδίο της ορθοπεδικής και το άλλο της νευροχειρουργικής. Σε αυτό το σημείο, μέσα από ερωτήσεις για τους τρόπους χρήσης του αιμοστατικού κεριού, τις δυνατότητες που τους δίνει, αλλά και τις ανάγκες που δημιουργεί, άρχισε να διαμορφώνεται η βάση της εργασίας αυτής.

Πράγματι, έπειτα από την συλλογή αυτών των πληροφοριών ξεκίνησαν οι θεωρητικές προσεγγίσεις για την δημιουργία μιας συσκευής τήξης και εφαρμογής αιμοστατικού κεριού. Στο πλαίσιο αυτό, έγιναν διάφορες δοκιμές, ώστε να βρεθεί η ιδανικότερη σχεδίαση που θα πετύχαινε το επιθυμητό αποτέλεσμα, πληρώντας βεβαίως και τις αναγκαίες προϋποθέσεις. Για να γίνει αυτό, δημιουργήθηκαν κάποια πρωτότυπα, με τον σχεδιασμό τους να βρίσκεται σε πολύ απλό στάδιο και χωρίς να έχει δοθεί ιδιαίτερη προσοχή στην εμφάνιση ή την επιλογή υλικών. Πέραν κάποιων θετικών αποτελεσμάτων υπήρξαν ορισμένα προβλήματα σχετικά με την απόδοση της συσκευής. Αυτές οι δοκιμές θα παρουσιαστούν πολύ σύντομα και επιγραμματικά μέσα στα κεφάλαια ως διορθώσεις ή αρχικά στάδια της κατασκευής.

Με βάση όλα τα παραπάνω γίνεται φανερό ότι χρειάστηκε επιπλέον χρόνος και ανάλυση του προβλήματος όπως και παραπάνω έρευνα ώστε να βρεθούν λύσεις. Η βιβλιογραφία σχετικά με την αιμόσταση στα οστά είναι εκτενής αλλά απουσιάζουν στοιχεία σχετικά με την χρήση μηχανημάτων για την εφαρμογή του αιμοστατικού κεριού.

Επόμενη κίνηση ήταν η μελέτη συσκευών παραγωγής θερμότητας και του τρόπου λειτουργίας τους καθώς και των στοιχείων που χρησιμοποιούν. Πραγματοποιήθηκε μελέτη του τρόπου λειτουργίας των συσκευών ατμίματος (ηλεκτρονικό τσιγάρο), όπως επίσης και των εκτυπωτών τριών διαστάσεων [5][6]. Μέσω των πληροφοριών που αντλήθηκαν από αυτές τις πηγές συστάθηκε η ιδέα για τον τελικό σχεδιασμό της συσκευής.

Τελευταίο βήμα, πλέον, ήταν η σχεδίαση της συσκευής. Παράλληλα, μέχρι να δημιουργηθεί η τελική μορφή της συσκευής, έγιναν πειράματα για να διαπιστωθεί η ιδανικότερη μορφή αλλά και χρήση των διαφόρων στοιχείων, είτε αυτά ήταν μπαταρίες, είτε ήταν αντιστάσεις ή το κέλυφος της συσκευής. Καταλήγοντας, το τελευταίο στάδιο ήταν η δόμηση αυτής της εργασίας και η καταγραφή όλων των πληροφοριών και των συμπερασμάτων καθώς και των προτάσεων για βελτίωση.

1.5.2 Συνοπτική Επεξήγηση των Κεφαλαίων

Η σειρά παρουσίασης της διαδικασίας μέσα στα επόμενα κεφάλαια θα ακολουθήσει την εξής πορεία:

Κεφάλαιο 1ο:

- Κεφάλαιο 2^ο: Παρουσίαση ευρημάτων έρευνας πάνω στο κομμάτι της ιατρικής και πιο ειδικά στον τομέα της ορθοπεδικής και της νευροχειρουργικής για τα οστά και τις αιμορραγίες αυτών. Αποτύπωση των τελικών περιορισμών και χαρακτηριστικών που πρέπει να πληροί η συσκευή.
- Κεφάλαιο 3^ο: Ηλεκτρονικό κομμάτι. Σχεδίαση, ποιοι είναι οι λόγοι επιλογής των συγκεκριμένων στοιχείων-εξαρτημάτων που θα δομήσουν το τελικό κύκλωμα. Η διαδικασία και οι δοκιμές για την δημιουργία της τελικής πλακέτας και τέλος η συναρμολόγηση της πλακέτας, οι κολλήσεις των εξαρτημάτων και οι πρώτες δοκιμές για την διαπίστωση της εύρυθμης λειτουργίας του κυκλώματος.
- Κεφάλαιο 4^ο: Μηχανολογικό μέρος. Ανάλυση της επιθυμητής λειτουργίας της συσκευής. Σκέψεις και θεωρία για την διάταξη των υλικών και εξαρτημάτων, είτε αυτά είναι ο κινητήρας εξώθησης του αιμοστατικού κεριού, είτε κουμπιά, είτε η ίδια η πλακέτα, ώστε να επιτευχθεί η καλύτερη δυνατή απόδοση αλλά και ευκολία χρήσης. Επιλογή κινητών και αφαιρούμενων μέσων για τον τρόπο έκχυσης του αιμοστατικού κεριού αλλά και την επανατοποθέτηση του, όταν αυτό τελειώνει. Παράλληλα, επεξήγηση του τρόπου σχεδίασης στο 3d κομμάτι και των προγραμμάτων που χρησιμοποιήθηκαν. Τέλος, ανάλυση του τρόπου μεταφοράς των σχεδίων 3D από το πρόγραμμα στην πραγματικότητα και η δημιουργία των 3d μερών από 3d printer.
- Κεφάλαιο 5^ο: Επεξήγηση της διαδικασίας προγραμματισμού του μικροελεγκτή που επιλέχθηκε (STM32G030F6P6). Ξεκινώντας θα γίνει επεξήγηση του τρόπου με τον οποίο γίνεται ο προγραμματισμός του μικροελεγκτή μέσω του περιβάλλοντος CubeIDE. Παράλληλα θα πραγματοποιηθεί επεξήγηση του λόγου που θα καθοριστούν κάποιες μεταβλητές μέσα στο προγραμματιστικό περιβάλλον. Έπειτα, με παράθεση του κώδικα θα γίνει επεξήγηση αυτού.
- Κεφάλαιο 6^ο: Τελική συναρμολόγηση κατασκευής, παράθεση φωτογραφιών και επεξήγηση βημάτων για την συναρμολόγηση.
- Κεφάλαιο 7^ο: Μετρήσεις και δοκιμές για χρόνους θέρμανσης, κατανάλωση, ρεύμα θερμοκρασίες και ανάλυση των αποτελεσμάτων, καθώς και της σημασίας τους για την τελική συσκευή.
- Κεφάλαιο 8^ο: Αναφορές στα προβλήματα και στα εμπόδια κατά τη διάρκεια της σύνθεσης της Π.Ε., όπως για παράδειγμα η μη εύρεση διαθέσιμων ηλεκτρονικών εξαρτημάτων στη ελληνική αγορά και το αυξημένο κόστος εκτύπωσης 3D μετάλλων, όπως το αλουμίνιο και του τρόπου με τον οποίο αυτά αντιμετωπίστηκαν.
- Κεφάλαιο 9^ο: Τελικά συμπεράσματα για την εργασία καθώς και ανάλυση των βελτιώσεων που θα μπορούσαν να επιτευχθούν στην συνέχεια για βελτιστοποίηση απόδοσης, εμφάνισης αλλά και λειτουργικότητας της συσκευής.

Κεφάλαιο 2ο: Έρευνα, Διευκρινήσεις και Περιορισμοί από την Επιστήμη της Ιατρικής, που Καθορίζουν τον Τρόπο Λειτουργίας και Κατασκευής της Συσκευής

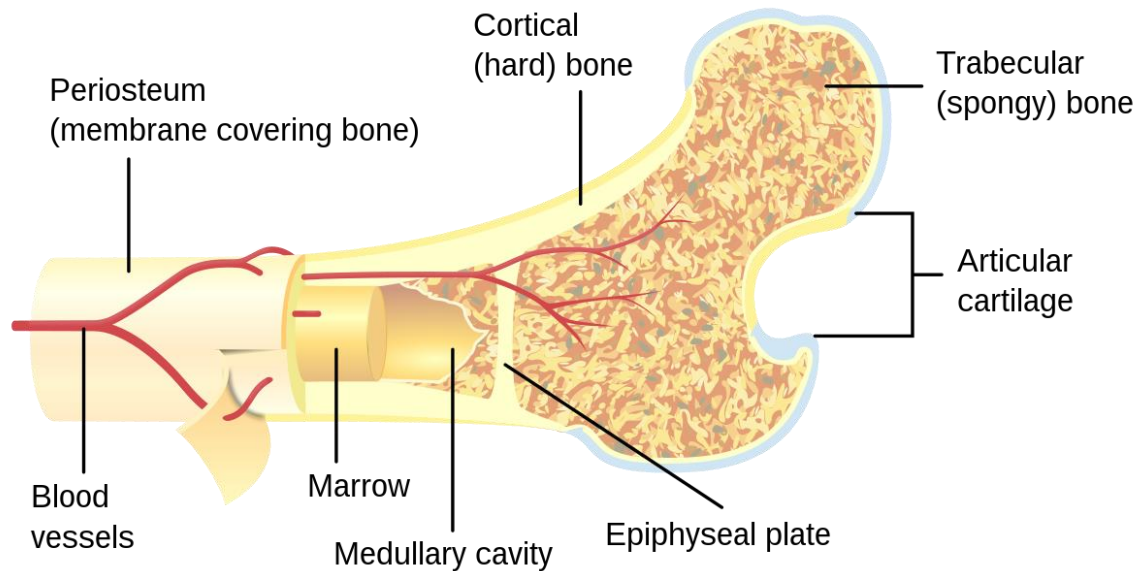
2.1 Εισαγωγή

Η μεγαλύτερη πρόκληση για την έρευνα και δημιουργία της συσκευής ήταν η μη ύπαρξη υφιστάμενης συσκευής και αντίστοιχης βιβλιογραφίας, καθώς και η άμεση σύνδεσή της με την επιστήμη της Ιατρικής, με τις αντίστοιχες προκλήσεις και περιορισμούς που αυτή επιβάλλει. Οπότε δημιουργήθηκε η ανάγκη για έρευνα και καθορισμό των ιδιαιτεροτήτων και χαρακτηριστικών που πρέπει να έχει η συσκευή. Αυτό ακριβώς θα αναλυθεί και σε αυτό το κεφάλαιο, ξεκινώντας με την εμβάθυνση στον τομέα που καλείται να λειτουργήσει η συσκευή. Επομένως θα γίνει αναφορά στα πεδία πιθανής χρήσης του αιμοστατικού κεριού και στον τρόπο εφαρμογής. Επίσης, λόγω των παραμέτρων της θερμότητας, αποστείρωσης αλλά και συνθηκών χρήσης θα εξαχθούν βασικά συμπεράσματα που θα γίνουν οδηγός για την πορεία της σχεδίασης και της λειτουργίας της συσκευής.

2.2 Αιμορραγία Οστών

Όλοι έχουν δει αιμορραγία από τραύματα και είναι κοινή γνώση πως αμυχές, γδαρσίματα ή πιο εκτεταμένες μορφές διαρραγής του δέρματος ή και των εσωτερικών στοιβάδων έχουν σαν συνέπεια την έκλυση αίματος. Δεν είναι όμως κοινή γνώση πως τα οστά τα ίδια αιμορραγούν.

Στην Εικόνα 2.1, βλέπουμε την δομή ενός οστού. Τα οστά ενώ είναι συμπαγή με ιδιαίτερη ανθεκτικότητα και ισχυρή δομή, περιέχουν και κοιλότητες. Οι κοιλότητες αυτές βρίσκονται κυρίως στο εσωτερικό τους και κάποιες από αυτές περιέχουν και τον ερυθρό μυελό (Bone marrow). Στον ερυθρό μυελό γίνεται η παραγωγή των κυττάρων του αίματος. Οπότε, γίνεται αντιληπτό πως σε περιπτώσεις ρηγμάτωσης, χειρουργικών τομών ή και θραύσης των οστών μπορεί να επέλθει αιμορραγία (osseous haemorrhage), η οποία και πρέπει να αντιμετωπιστεί άμεσα. Η οστική αιμορραγία σε γενικό πλαίσιο είναι μια κατάσταση που είναι δύσκολο να ελεγχθεί και να περιοριστεί, ιδίως σε οστά με πυκνή σύνθεση σε αιμοφόρα αγγεία, όπως σπονδυλικής στήλης, λεκάνης και στέρνου. Η άμεση αντιμετώπιση της οστικής αιμορραγίας είναι καίριας σημασίας για την υγεία του ασθενούς. Οι επιπλοκές αν δεν αντιμετωπιστεί η αιμορραγία ξεκινούν από παθολογικές συνέπειες για τον ασθενή, όπως νέκρωση ιστού, έως και τελικά την πιθανή απώλεια του ασθενούς, λόγω της εκτεταμένης απώλειας αίματος.



Εικόνα 2.1: Οστό και εσωτερική δομή του

(Πηγή: www.nlm.nih.gov/)

2.3 Αντιμετώπιση της Αιμορραγίας Σήμερα

Η αντιμετώπιση της οστικής αιμορραγίας γίνεται με δυο τρόπους. Η φυσική αντιμετώπιση μέσω της αντίδρασης του οργανισμού με την πάρωση του οστού (αναδημιουργία - αναγέννηση και επούλωση) και η αντιμετώπιση επεμβατικά με συγκεκριμένες μεθόδους και χρήση ειδικών υλικών.

Στην εργασία αυτή έγινε διερεύνηση της επεμβατικής μεθόδου και, συγκεκριμένα, της χρήσης ενός ειδικού κεριού με αιμοστατικές ιδιότητες που στην αγγλική βιβλιογραφία αναφέρεται ως “Bone-wax”. Η πρώτη καταγεγραμμένη εφαρμογή του οποίου χρονολογείται στο 1892, με τον Rushton Parker να κάνει χρήση του για να σταματήσει την αιμορραγία σε οστό μέσα στο κρανίο[7].

Η σύνθεσή του είναι 70% μελισσοκέρι και 30% βαζελίνη. Λόγω της σύνθεσής του καθίσταται εύπλαστο και μπορεί να γίνει εύκολα η εφαρμογή του. Οι συσκευασίες του αιμοστατικού κεριού είναι αποστειρωμένες και συνήθως έχουν μικρή ποσότητα, συγκεκριμένα τις περισσότερες φορές 2.5g. Για την χρήση τους ο ιατρός, ή ο εκάστοτε ειδικός που θα κάνει την εφαρμογή, αφού το βγάλει από την αποστειρωμένη συσκευασία, πλάθει στα χέρια του το υλικό ώστε να θερμανθεί και να γίνει πιο εύπλαστο και διαχειρίσιμο. Στη συνέχεια, ανάλογα με την φύση της περιοχής που θα γίνει η εφαρμογή, δίνεται και το κατάλληλο σχήμα και εφαρμόζεται με το χέρι και την χρήση λαβίδας. Με την εφαρμογή του έχουμε το κλείσιμο των πόρων και των διόδων που μέχρι πρότινος υπήρχε αιμορραγία, άρα και την αντιμετώπισή της.

2.3.1 Περιπτώσεις Χρήσης του Αιμοστατικού Κεριού

Το αιμοστατικό κεριό δεν χρησιμοποιείται αποκλειστικά και μόνο σε μία περίπτωση. Η χρήση του είναι πολλές φορές απαραίτητη σε χειρουργεία. Όμως υπάρχουν και καταστάσεις διάσωσης, από ατυχήματα μέχρι και πεδία μάχης, που η εφαρμογή του κρίνεται αναγκαία για την διασφάλιση της ζωής και της υγείας του ασθενούς και την αύξηση των πιθανοτήτων αποφυγής σοβαρών επιπλοκών.

Έρευνα, Διευκρινήσεις και Περιορισμοί από την Επιστήμη της Ιατρικής, που Καθορίζουν τον Τρόπο Λειτουργίας και Κατασκευής της Συσκευής

2.4 Πώς Αλλάζει τον Τρόπο Αντιμετώπισης και πού Μπορεί να Εφαρμοστεί-Χρήση της Συσκευής

Μέσω της χρήσης του αιμοστατικού κεριού έχουμε αντιμετώπιση της αιμορραγίας, όμως υπάρχουν και οι επιπλοκές λόγω της συγκεκριμένης χρήσης. Η οστική αναγέννηση είναι μια φυσική διεργασία, του οργανισμού, αντιμετώπισης καταγμάτων και ρηγματώσεων στα οστά. Όμως με την εφαρμογή του αιμοστατικού κεριού υπάρχει η πιθανότητα μείωσης του ποσοστού πλήρους ανάπλασης του οστικού ιστού στην συγκεκριμένη περιοχή [8][9]. Οι συνέπειες μη χρήσης του όμως, θα ήταν πιο δυσμενείς, με αποτέλεσμα να προτιμάται η εφαρμογή του.

Ο τρόπος χρήσης και εφαρμογής του αιμοστατικού κεριού είναι αυτός που θα μπορούσε να μειώσει τις παρενέργειες. Με τον τρόπο εφαρμογής του αιμοστατικού κεριού με το χέρι, που περιγράφεται παραπάνω, υπάρχει:

- Εφαρμογή μεγαλύτερης ποσότητας από την απαραίτητη.
- Μειωμένες δυνατότητες για ακρίβεια εφαρμογής.
- Περιορισμοί στην ευκολία χρήσης λόγω θερμοκρασίας και άλλων συνθηκών περιβάλλοντος και συνθήκες αποστείρωσης.
- Δυσκολία ιδανικής εφαρμογής σε δυσπρόσιτα σημεία, όπως π.χ. εσωτερικές κοιλότητες της λεκάνης.

Η κατασκευή μίας συσκευής θέρμανσης και έγχυσης του αιμοστατικού κεριού δίνει την δυνατότητα για έγχυση ελεγχόμενης ποσότητας, με μεγάλη ακρίβεια, τόσο στον παράγοντα θερμοκρασία όσο και στον παράγοντα εφαρμογής. Παράλληλα, εφόσον κρίνεται μη αναγκαία η θέρμανση του κεριού από τα χέρια του ειδικού και τα αναλώσιμα της συσκευής παραμένουν σε πλήρως αποστειρωμένη συσκευασία μέχρι τη στιγμής χρήσης τους, ευνοούνται οι συνθήκες διασφάλισης της υγείας του ασθενούς. Λόγω των παραπάνω λοιπόν καταλήγουμε σε μικρότερη τοποθετημένη ποσότητα με καλύτερη εφαρμογή και άρα μικρότερες πιθανότητες επιπλοκών και παρεμβολής στις φυσικές διεργασίες ανάπλασης του ίδιου του οστού.

2.5 Σημαντικές Λεπτομερείς που Καθόρισαν τα Χαρακτηριστικά της Συσκευής

Όπως ήδη αναφέρθηκαν, κάποιες λεπτομέρειες του τρόπου εφαρμογής μπορούν να βελτιωθούν. Παρατηρώντας αυτές τις λεπτομέρειες και με περεταίρω έρευνα καθορίστηκαν και τα απαραίτητα χαρακτηριστικά της συσκευής.

2.5.1 Οστική Νέκρωση

Με δεδομένο ότι η συσκευή θα έπρεπε να κάνει θέρμανση του αιμοστατικού κεριού, για να το φέρει στην κατάλληλη θερμοκρασία για εύκολη εφαρμογή, κρίθηκε απαραίτητη η αναζήτηση στην βιβλιογραφία για τα όρια ανεκτής θέρμανσης των οστών και τις συνέπειες υπέρβασης αυτών. Συγκεκριμένα, βρέθηκε ότι οι 50°C είναι η θερμοκρασία που ξεκινάει η διαδικασία της οστικής νέκρωσης και της καταστροφής οστικού ιστού [10]. Επομένως, για την διασφάλιση της ορθής

Κεφάλαιο 2ο:

λειτουργίας και αποτελεσματικότητας της συσκευής, αυτή η θερμοκρασία είναι η οριακή τιμή και πρέπει να ληφθεί υπόψιν στην φάση του σχεδιασμού και υλοποίησής της

2.5.2 Ευκολία Χρήσης - Αμεσότητα

Κάθε συσκευή πρέπει να είναι εύκολη στην χρήση, πόσο μάλλον αυτή η συσκευή, που σχετίζεται με την ζωή και την υγεία ανθρώπων, η οποία είναι απαραίτητο να είναι εύκολη στην λειτουργία της. Επίσης, η φύση της χρήσης της ορίζει ότι θα πρέπει να είναι άμεση η ανταπόκριση στις κινήσεις του χειριστή της και να έχει μικρό χρόνο προετοιμασίας μέχρι να είναι έτοιμη να παράξει έργο.

2.6 Επίλογος

Με αυτό το κεφάλαιο δόθηκε μια γενική ιδέα για το κομμάτι της ιατρικής πλευράς του θέματος της Π.Ε.. Ακόμη, παρασχέθηκαν πληροφορίες, πιο συγκεκριμένα για τον τρόπο που γίνεται η εφαρμογή του αιμοστατικού κεριού μέχρι σήμερα, καθώς και τα αρνητικά σημεία που αυτός παρουσιάζει. Διατυπώθηκαν οι λόγοι που κάνουν τη μελέτη και δημιουργία της συσκευής χρήσιμη, ενώ, τέλος, δόθηκε μια βάση του τρόπου χρήσης της συσκευής και των περιορισμών που διέπουν την λειτουργία της.

Κεφάλαιο 3ο: Ηλεκτρονικό Κύκλωμα

3.1 Εισαγωγή

Σε αυτό το κεφάλαιο θα γίνει αναφορά στην διαδικασία σύνθεσης του ηλεκτρονικού κυκλώματος και της τελικής πλακέτας, ώστε να ανταποκρίνεται στους περιορισμούς και στα χαρακτηριστικά που αναφέρθηκαν στο προηγούμενο κεφάλαιο. Αρχικά, θα γίνει ανάλυση της θεωρίας και των λόγων επιλογής σύνθεσης συγκεκριμένων κυκλωμάτων. Στην συνέχεια θα παρουσιαστεί ο τρόπος δημιουργίας του κυκλώματος και υλοποίησής του, ώστε να γίνουν και οι απαραίτητες δοκιμές.

3.2 Κύκλωμα και Θεωρία

3.2.1 Σύνθεση της Βασικής Ιδέας του Κυκλώματος

Έχοντας πλέον κάνει πιο κατανοητές τις απαιτήσεις και τα χαρακτηριστικά που πρέπει να έχει η συσκευή, δομείται μια αρχική ιδέα για το πώς θα πρέπει να λειτουργεί. Επιγραμματικά κάποια χαρακτηριστικά είναι:

1. Δυνατότητα γρήγορης θέρμανσης με απαραίτητο χαρακτηριστικό τον έλεγχο της ακριβούς τιμής της θερμοκρασίας και ανώτατη οριακή τιμή μικρότερη των 50°C.
2. Φορητότητα.
3. Μηχανική υποβοηθούμενη έγχυση του αμοστατικού κεριού.
4. Δυνατότητες αποσπώμενων τμημάτων για αποστείρωση και διασφάλιση της ασφάλειας του ασθενούς.
5. Ευελιξία και σχεδιασμός, ώστε να προσφέρει πρόσβαση σε δύσκολες περιοχές επέμβασης.

3.2.2 Παρόμοιες Συσκευές με Θερμαντικό Στοιχείο

Εφόσον η συσκευή θα είναι φορητή και θα έχει στοιχείο θέρμανσης, η μελέτη παρόμοιων συστημάτων δίνει πολύ βασικές πληροφορίες και κατευθύνσεις για την επιλογή των κυκλωμάτων. Μεγάλο ενδιαφέρον παρουσιάζουν οι συσκευές ατμίματος και οι 3D εκτυπωτές, με τις πρώτες να εμπεριέχουν και το σημαντικό στοιχείο της φορητότητας, εκτός από τον έλεγχο της θερμοκρασίας που είναι κοινό γνώρισμα και των δύο.

3.2.2.1 3D Εκτυπωτές

Η έρευνα στον τομέα των 3D εκτυπωτών ξεκίνησε και από την σκέψη χρήσης τους για τη δημιουργία τμημάτων αυτής της Π.Ε.. Οπότε θα γίνει και μία περαιτέρω ανάλυση αυτών, ως αναφορά για το κεφάλαιο 4, στο οποίο και θα εξηγηθεί ο τρόπος δημιουργίας των τμημάτων που εκτυπώθηκαν στον 3D εκτυπωτή.

Μέχρι πριν κάποια χρόνια οι πιο κοινές μέθοδοι μεταφοράς 3D μοντέλων από ένα πρόγραμμα σε φυσικές διαστάσεις, ήταν κυρίως οι εξής:

- Η δημιουργία καλουπιών και έγχυση του υλικού ώστε να πάρει την κατάλληλη μορφή (injection molding).
- Η μέθοδος αφαίρεσης υλικού (subtractive manufacturing processes) όπου το τελικό μοντέλο δημιουργείται με την βήμα-βήμα αφαίρεση κομματιών από ένα κομμάτι του υλικού.

Με την εξέλιξη της τεχνολογίας υπάρχει πλέον στο εμπόριο ένα ευρύ φάσμα επιλογών και για δημιουργία 3D στοιχείων μέσω της προσθετικής κατασκευής (Additive manufacturing) ή ως πιο γνωστή στην ελληνική ορολογία με την ονομασία τρισδιάστατη εκτύπωση.

Οι 3D εκτυπωτές είναι συσκευές με δυνατότητες εκτύπωσης αντικειμένων προσθέτοντας τμήμα – τμήμα επίπεδα που θα συνθέσουν τελικά το μοντέλο που έχει επιλεγεί ως σχέδιο στο πρόγραμμα τρισδιάστατης σχεδίασης. Οι δυνατότητες που δίνει αυτή η μέθοδος είναι πολλές. Εκτύπωση κινητών μερών, αλλά και σχημάτων, που με τις συμβατικές μεθόδους θα ήταν από πολύ δύσκολο έως αδύνατο. Μεγαλύτερη ελευθερία στην σχεδίαση. Δυνατότητες αλλαγής στην εσωτερική δομή του μοντέλου, με αποτέλεσμα την διατήρηση, φυσικά όταν γίνεται σωστή μελέτη, των χαρακτηριστικών του υλικού (αντοχή, κάμψη, κοκ). Δεν είναι τυχαίο άλλωστε ότι στην κατασκευή των θαλάμων καύσης νέων πυραύλων γίνεται προσπάθεια να χρησιμοποιείται τρισδιάστατη εκτύπωση για μείωση βάρους και αύξηση λεπτομερειών στην σχεδίαση με καλύτερη συμπεριφορά στις ιδιαίτερες συνθήκες που τα κομμάτια αυτά εκτίθενται. Ενώ γίνεται και μείωση κόστους και χρόνου παραγωγής[11].

Η δυνατότητα για γρήγορη παραμετροποίηση και δημιουργία μοντέλων την κάνει μέθοδο φιλική στην δημιουργία πρωτοτύπων.

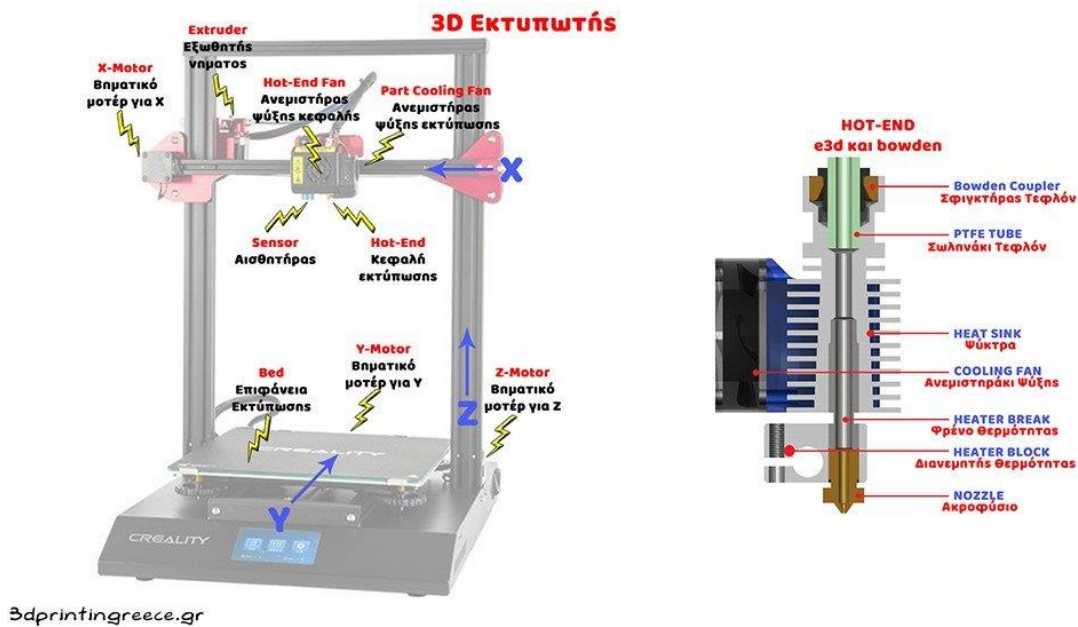
Βασικές κατηγορίες των 3D printers, χωρίς να περιορίζονται μόνο στις αναφερόμενες, είναι:

- Stereolithography (SLA) Χρήση λέιζερ για τον φωτοπολυμερισμό ειδικών ρητινών.
- Digital light processing (DLP) Χρήση οθονών - φωτός για τον φωτοπολυμερισμό ειδικών ρητινών.
- Selective laser sintering (SLS) Χρήση λέιζερ για τήξη ειδικής πούδρας.
- Direct metal laser sintering (DMLS) Χρήση πηγής θερμότητας και ένα στρώμα πούδρας μετάλλου.
- Fused deposition modeling (FDM) Εξάγει ένα συνεχές νήμα από θερμοπλαστικό υλικό.

Θέρμανση άμεση και σε υψηλές θερμοκρασίες με ακριβή ρύθμιση των θερμοκρασιών και διατήρησή τους ακόμα και με τις μεταβολές λόγω κίνησης και εξώθησης του νήματος. Συγκεκριμένα, η μέθοδος που μελετήθηκε λόγω της ευκολίας απόκτησης του εξοπλισμού και διαδικασίας δημιουργίας τρισδιάστατων φυσικών μοντέλων, είναι η FDM.

Στους FDM εκτυπωτές, βλέπουμε στην Εικόνα 3.1, κύρια στοιχεία που παρουσιάζουν ενδιαφέρον είναι τα εξής:

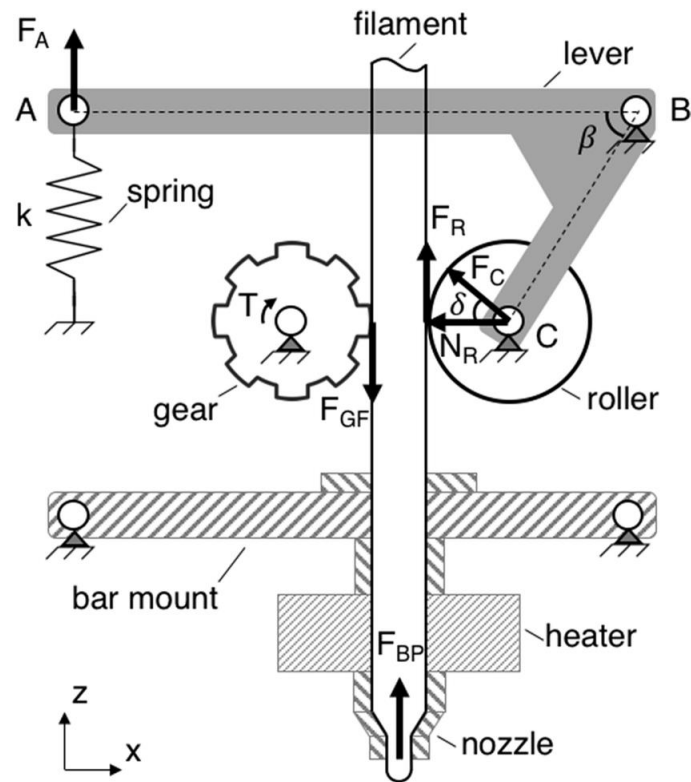
- Το θερμοπλαστικό νήμα.
- Το βηματικό μοτέρ εξώθησης του νήματος
- Τα στοιχεία που αποτελούν το κομμάτι της θέρμανσης. Αναλυτικότερα κάτω αριστερά προς τα δεξιά φαίνονται το block θέρμανσης και το ακροφυσίου εξαγωγής, το θερμίστορ μέτρησης θερμοκρασίας και η αντίσταση θέρμανσης.



Εικόνα 3.1: 3D εκτυπωτής και τα κύρια μέρη του (Πηγή: [3dprintinggreece](http://3dprintinggreece.gr))

Στους FDM printers η λειτουργία θέρμανσης γίνεται με έναν διανεμητή θερμότητας (Heating block), ο οποίος φέρει ειδικές θέσεις για την αντίσταση θέρμανσης (έτοιμη αντίσταση θέρμανσης μέσα σε μεταλλικό κέλυφος για ομοιόμορφη κατανομή θερμότητας) και το θερμίστορ, δηλαδή τον αισθητήρα θερμοκρασίας. Αυτά τα στοιχεία συνθέτουν το βασικό κομμάτι που καλείται ο 3d εκτυπωτής να αξιοποιήσει για την θέρμανση. Μέσω των κυκλωμάτων και του μικροελεγκτή με χρήση PID και διαμόρφωσης εύρους παλμών (PWM) ο 3D εκτυπωτής επιτυγχάνει να έχει άμεση και γρήγορη θέρμανση του ακροφυσίου του και τελικώς την εξαγωγή του θερμοπλαστικού υλικού σε μορφή κατάλληλη για την χρήση της εκτύπωσης.

Φυσικά, για την διαδικασία της εκτύπωσης δεν είναι μόνο αυτά τα μέρη που συνεργάζονται. Αντιθέτως, έχουμε σύνθετους μηχανισμούς που κάνουν δυνατή την προώθηση και τον έλεγχο ροής του θερμοπλαστικού, καθώς και τις κινήσεις της κεφαλής εκτύπωσης στους άξονες X-Y-Z. Ενδιαφέρον για την παρούσα εργασία παρουσιάζει επίσης ο τρόπος εξώθησης του νήματος μέσω του βηματικού μοτέρ. Με την κατάλληλη χρήση γρاناζιών γίνεται η μείωση της ταχύτητας και άρα η αύξηση την δύναμης του βηματικού μοτέρ. Μέσω της περιστροφής του και της τριβής που αναπτύσσεται ανάμεσα στο νήμα και στα ειδικά σχεδιασμένα γρανάζια που βλέπουμε στην παρακάτω Εικόνα 3.2, γίνεται δυνατή η προώθηση του νήματος στον θάλαμο θέρμανσής του και τελικής εξαγωγής με απόλυτη ακρίβεια.

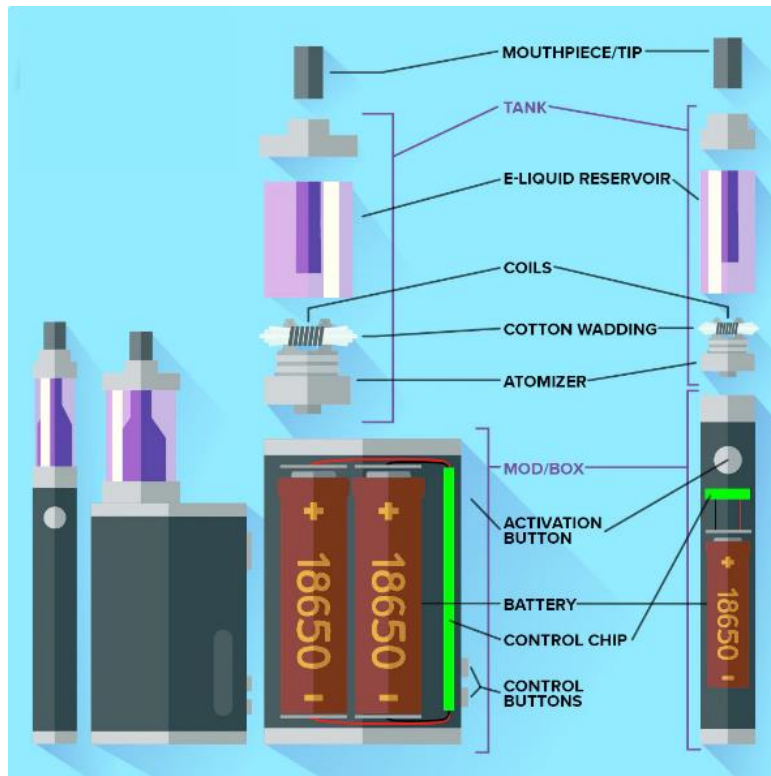


Εικόνα 3.2: Τρόπος εξώθησης νήματος (Πηγή: d-nb.info/1202431372/34)

3.2.2.2 Συσκευές Ατμίματος

Μικρό μέγεθος, δυνατότητα παροχής μεγάλης έντασης ρεύματος και στήριξη σε δική τους παροχή ενέργειας (μπαταρία), άρα και φορητότητα είναι τα κύρια χαρακτηριστικά που κάνουν την μελέτη τους βοηθητική για την τελική μορφή του κυκλώματος.

Πώς όμως λειτουργούν; Η βασική σύνθεση ενός κυκλώματος ατμίματος, όπως φαίνεται και στην Εικόνα 3.3, περιλαμβάνει την μπαταρία, ίσως κουμπί ή αισθητήρα ροής αέρα (εισπνοής), το κύκλωμα προστασίας και κύκλωμα φόρτισης, τον μικροελεγκτή, την αντίσταση θέρμανσης και το στοιχείο ελέγχου θερμοκρασίας που, πολλές φορές, είναι η ίδια η αντίσταση.



Εικόνα 3.3: Βασική σύνθεση συσκευής ατμίματος – ηλεκτρονικού τσιγάρου

Από την έρευνα σε ιστοσελίδες με ιδιοκατασκευές συσκευών άτμισης (συγκεκριμένα λόγω μεγάλης κοινότητας στο εξωτερικό η αναζήτηση έγινε με τον όρο DIY Vape mods), έγινε φανερό ότι και η συσκευή έγχυσης αιμοστατικού κεριού θα έπρεπε να έχει αντίστοιχη μπαταρία με αυτήν που χρησιμοποιείται σε αυτές τις συσκευές άτμισης. Οι μπαταρίες αυτές είναι μπαταρίες ιόντων λιθίου, κοινώς Li-ion Batteries. Η χρήση τους γίνεται για την υψηλή χωρητικότητα αλλά και την ικανότητα να αποδώσουν μεγάλα ποσά ενέργειας. Συγκεκριμένα από το [Datasheet](#) της Efest IMR 18650 δίνεται εύρος τάσης: 2.4 - 4.2V, χωρητικότητα: 2600mAh, Max pulse discharge: 40A και Max continuous discharge: 25A

Μέσω της αναγκαίας έρευνας διαπιστώθηκε η ανάγκη για χρήση BMS (κυκλώματος προστασίας) και κυκλώματος φόρτισης. Τα κυκλώματα BMS είναι υπεύθυνα για την προστασία από αποφόρτιση, υπερφόρτιση και βραχυκυκλώματα. Οι Li-ion μπαταρίες χωρίς το σωστό κύκλωμα προστασίας ενέχουν πολλούς κινδύνους, από την καταστροφή τους από αποφόρτιση μέχρι και ανάφλεξη ή έκρηξη. Το κύκλωμα φόρτισής τους φροντίζει για την σωστή φόρτιση, ώστε να διατηρηθεί η υγεία της μπαταρίας χωρίς να καταπονείται και χωρίς να μειώνεται ο χρόνος ζωής της.

Επιπροσθέτως, μετά από την έρευνα σε αυτές τις συσκευές, ένα στοιχείο του κυκλώματος και συγκεκριμένα η αντίσταση, χρησιμοποιήθηκε στην παρούσα εργασία σε παρόμοια μορφή. Οι αντιστάσεις στους ατμοποιητές ποικίλουν σε ποιότητες, μεγέθη, τιμές αντίστασης (Ω) και υλικά. Λόγω της DIY κοινότητας υπάρχει πολλή πληροφόρηση για τους διάφορους τύπους αντιστάσεων. Τα πιο γνωστά υλικά, κάποια εκ των οποίων παρουσιάζονται και στην Εικόνα 3.4, για την κατασκευή των αντιστάσεων θέρμανσης είναι τα εξής:

- Kanthal
- Χρωμονικελίνη (Nichrome)

- Ανοξειδωτο ατσάλι
- Τιτάνιο

Η επιλογή ήταν η χρωμονικελίνη (Nichrome wire) επειδή ήταν εύκολη η παραγγελία αλλά και τα χαρακτηριστικά σε αντίσταση και σε διατομή ήταν ιδανικά, όπως θα περιγραφεί στο κεφάλαιο 3.3.8.



Εικόνα 3.4: Ανοξειδωτο Ατσάλι, χρωμονικελίνη και Kanthal σύρμα

Η πλειοψηφία των συσκευών αυτών όμως, παρουσίαζε έλλειψη του κυκλώματος ανατροφοδότησης θερμοκρασίας. Κάποιες εξ αυτών, χρησιμοποιούσαν για την μέτρηση της θερμοκρασίας το ίδιο το στοιχείο της αντίστασης. Μέσω των χαρακτηριστικών του υλικού και τον ρυθμό μεταβολής της τιμής της αντίστασής του, γίνεται εφικτό να προσδιοριστεί η θερμοκρασία του υλικού και κατ' επέκταση της αντίστασης.

3.3 Το Κύκλωμα

Σε σύνδεση με τα παραπάνω, το κύκλωμα της συσκευής σχεδιάστηκε τελικά με μικτά χαρακτηριστικά των δυο συσκευών, ατμίματος και 3D εκτυπωτή.

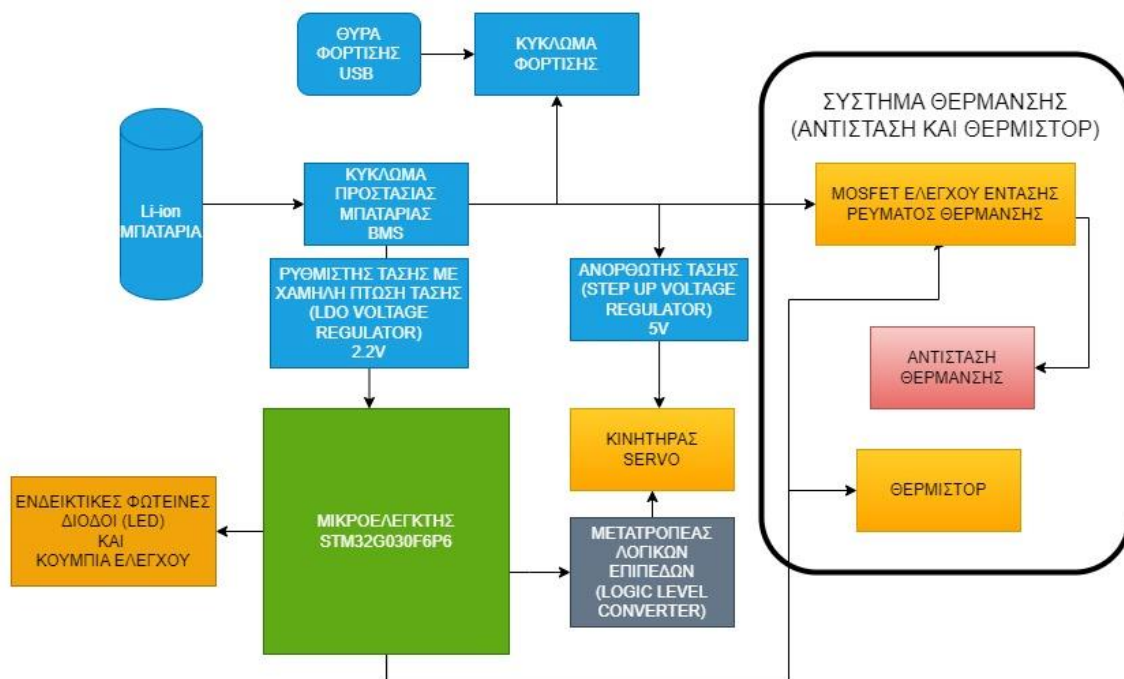
Λόγω της ανάγκης για φορητότητα έγινε η επιλογή χρήσης μπαταρίας Li-ion με την ανάγκη ύπαρξης και των κυκλωμάτων προστασίας και φόρτισης αυτής. Οι μπαταρίες αυτές έχουν ευρύ περιθώριο λειτουργίας όσο αναφορά την ελάχιστη και την μέγιστη τάση που μπορούν να δώσουν. Με την ελάχιστη τάση να κυμαίνεται στα 2.4V γίνεται αντιληπτό ότι για την χρήση κινητήρα (Βηματικού ή Σερβοκινητήρα) είναι απαραίτητη η ανόρθωση της τάσης του κυκλώματος σε μεγαλύτερα επίπεδα. Επίσης, λόγω της μη σταθερής τάσης από την χρήση μπαταρίας, δεν θα διασφαλιζόνταν η σωστή λειτουργία του μικροελεγκτή, οπότε και πρέπει να γίνει χρήση μιας διάταξης που να αξιοποιεί όλο σχεδόν το εύρος των τιμών τάσης της μπαταρίας αποδίδοντας όμως σταθερή έξοδο τροφοδοσίας για τον μικροελεγκτή.

Η θέρμανση της σύριγγας γίνεται μέσω ΑΟΔ ελεγκτή (PID Controller) και Διαμόρφωση εύρους παλμών (PWM) για την γρηγορότερη και ακριβέστερη ρύθμιση της θερμοκρασίας διατηρώντας και την κατανάλωση σε αποδεκτά επίπεδα, ώστε να δοθούν τελικά μεγαλύτεροι χρόνοι λειτουργίας πριν την ανάγκη για επαναφόρτιση.

Η διαχείριση μεγάλων εντάσεων ρεύματος πρέπει να γίνει με επιπλέον διάταξη και υπάρχει η δυνατότητα χρήσης mosfet. Η χρήση mosfet παρέχει την δυνατότητα γρήγορης εναλλαγής μεταξύ των καταστάσεων του και άρα δυνατότητα οδήγησης μέσω διαμόρφωσης εύρους παλμών (PWM). Μέσω του συνδυασμού ΑΟΔ ελεγκτή (PID Controller), mosfet, διαμόρφωσης εύρους παλμών (PWM), επιτυγχάνεται ακριβής έλεγχος του ρεύματος που εφαρμόζεται πάνω στην αντίσταση θέρμανσης και

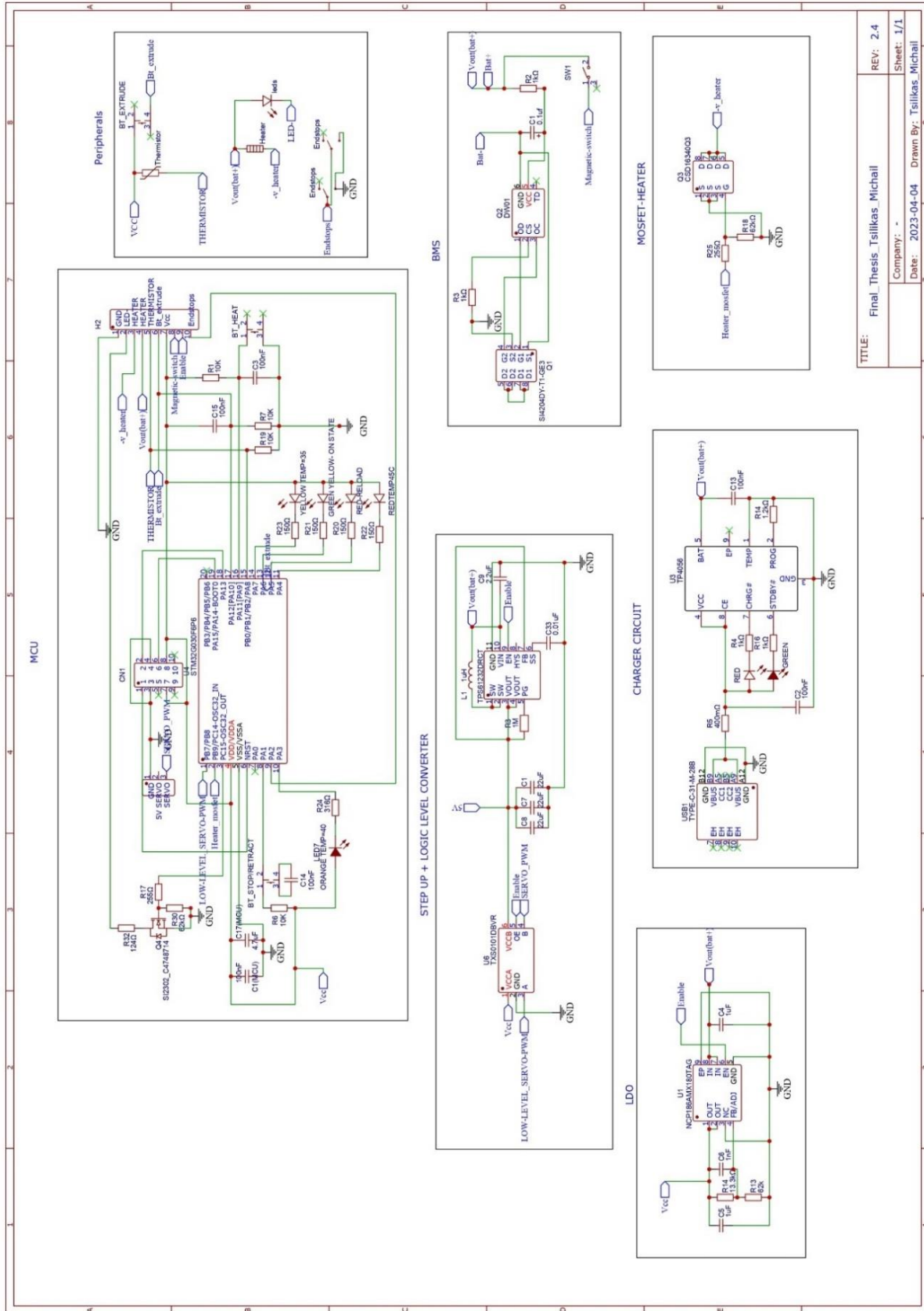
καθίσταται δυνατός ο έλεγχος της θερμοκρασίας όταν προστεθεί και ο αισθητήρας θερμοκρασίας. Στην συσκευή επιλέχθηκε η χρήση NTC θερμίστορ για αισθητήρα θερμοκρασίας ώστε να υπάρχει αμεσότητα στις μετρήσεις και οι τιμές που προκύπτουν να αφορούν το σημαντικότερο σημείο της σύριγγας, το ακροφυσίου της.

Για την κατανόηση του τελικού σχεδίου και της όλης διαδικασίας που θα ακολουθηθεί, η Εικόνα 3.5 παρουσιάζει το διάγραμμα ενοτήτων του κυκλώματος και της σύνδεσης μεταξύ των υπό-κυκλωμάτων.



Εικόνα 3.5: Διάγραμμα ενοτήτων του κυκλώματος της συσκευής

Ο τρόπος συμπεριφοράς αλλά και οι τελικές επιλογές των υλικών αναλύονται παρακάτω με την παράθεση και σχηματικού για την καλύτερη κατανόηση της δομής του κυκλώματος. Παρακάτω δίνεται το κύκλωμα στην Εικόνα 3.6 και ο κατάλογος υλικών (Bill of Materials) για το κύκλωμα στον Πίνακα 3.1.



Εικόνα 3.6: Το συνολικό κύκλωμα, χωρισμένο σε ομάδες υποκυκλωμάτων σύμφωνα με τον ρόλο τους

Πίνακας 3.1: Κατάλογος υλικών (Bill of Materials)

ID	Name	Footprint	Quantity	Manufacturer Part	Manufacturer
2	SI4204DY-T1-GE3	SO-8_L4.9-W3.9-P1.27-LS5.9-BL	1	SI4204DY-T1-GE3	Vishay Intertech
3	100nF	C0402	6	CC0402KRX7R5BB104	YAGEO(国巨)
4	1uF	C0603	2	CC0603KRX5R7BB105	YAGEO
5	1nF	C0805	1	CC0805KRX7RABB102	YAGEO(国巨)
6	TP4056	ESOP-8_L4.9-W3.9-P1.27-LS6.0-BL-EP	1	TP4056-42-ESOP8	TOPPOWER(南京拓微)
7	DS254P-2X5-L0	IDC-TH_10P-P2.54-V-R2-C5-S2.54	1	DS254P-2X5-L0	DEALON(德芝隆)
8	Header-Male-2.54_1x10	HDR-TH_10P-P2.54-V-M-1	1	Headers Pins2.54mm1*10P	
9	TS-1177-C-B-B	SW-SMD_4P-L3.5-W3.4-P2.20-LS4.2	2	TS-1177-C-B-B	XKB Enterprise
10	CSD16340Q3	VSON-CLIP-8_L3.3-W3.3-P0.65-BL	1	CSD16340Q3	Ti(德州仪器)
11	NCP186AMX180TAG	XDFN-8_L1.6-W1.2-P0.40-BL-EP	1	NCP186AMX180TAG	onsemi(安森美)
12	STM32G030F6P6	TSSOP-20_L6.5-W4.4-P0.65-LS6.4-BL	1	STM32G030F6P6	STMicroelectronics
13	SI2302_C4748714	SOT-23-3_L2.9-W1.3-P1.90-LS2.4-BR	1	SI2302-HXY	HXY MOSFET(华轩阳电子)
14	19-21/S2C-AL2M2VY/3T	LED0603-RD_ORANGE	1	19-21/S2C-AL2M2VY/3T	EVERLIGHT(亿光)
15	10K	R0402	4	RC0402FR-0710KL	YAGEO(国巨)
16	1kΩ	R0402	4	AR02DTD1001	Viking Tech
17	1.2kΩ	R0402	1	RMCO4021.2K1%N	Tyohm
18	316	R0402	5	AC0402FR-07316RL	YAGEO(国巨)
19	400mΩ	R0603	1	0603WAF400LT5E	UNI-ROYAL(厚声)
20	255Ω	R0603	2	ARG03FTC2550	Viking(光颢)
21	62kΩ	R0603	2	0603WAF620T5E	UNI-ROYAL(厚声)
22	124Ω	R0805	1	ERJ6ENF1240V	PANASONIC(松下)
23	TJ-S1608SW6TGLC2R-A5	LED0603-R-RD_RED	3	TJ-S1608SW6TGLC2R-A5	TOGIALED(统佳)
24	TYPE-C-31-M-28B	USB-TYPE-C_TYPE-C-31-M-28B	1	TYPE-C-31-M-28B	韩国韩荣
25	BL-HKC36G-AV-TRB	LED0603-R-RD	1	BL-HKC36G-AV-TRB	BrLed(佰鸿)
26	DW01	SOT-23-6_L2.9-W1.6-P0.95-LS2.8-BR	1	DW01	Hottech(合科泰)
27	0.1u	CASE-A_3216	1		
28	19-213/GHC-YR1S2/3T	LED-SMD_L1.6-W0.8-FD_GREEN	1	19-213/GHC-YR1S2/3T	EVERLIGHT(亿光)
29	GREEN_ON_STATE1	LED0402-RD	1	BL-HGE37A-AV-TRB	Bright LED Elec
30	4.7uF	C0402	1	CL05A475MQ3LUNC	Samsung Electro-Mechanics
31	13.3k	R0402	1	AC0402FR-0734KL	YAGEO(国巨)
32	62k	R0402	1	WR04X1332FTL	Huaxin S&T
33	22uF	C0805	3	LMK212BBJ226MG-T	TAIYO YUDEN(太诱)
34	2.2uF	C0805	1	0805X225K500CT	Walsin(华新科)
35	button enable	HDR1X2	1		
36	XFL5030-102ME	XFL5030-102ME	1	XFL5030-102ME	Coilcraft
37	1M	R1206	1	RT1206FRE071ML	YAGEO(国巨)
38	0.01uf	C1206	1	CGA5L1X7R1V106KT0005	TDK
39	TXS0101DBVR	SOT-23-6_L2.9-W1.6-P0.95-LS2.8-BR	1	TXS0101DBVR	Ti(德州仪器)
40	TPS61232DRCT	VSON-10_L3.0-W3.0-P0.50-TL-EP-TPS61232DRCT	1	TPS61232DRCT	Ti(德州仪器)
41	A2541WV-3P	HDR-TH_3P-P2.54-V-M	1	A2541WV-3P	CJT(长江连接器)

3.3.1 Σχεδίαση του Κυκλώματος σε Πρόγραμμα

Για την σχεδίαση του κυκλώματος, αλλά και της πλακέτας χρησιμοποιήθηκε το διαδικτυακό, ελεύθερης χρήσης, πρόγραμμα σχεδίασης και προσομοίωσης ηλεκτρονικών κυκλωμάτων και σχεδίασης πλακετών (PCB), [EasyEDA](#). Προτιμήθηκε, αρχικά λόγω της δυνατότητας χρήσης χωρίς ιδιαίτερη κατανάλωση πόρων του υπολογιστή και άρα χαμηλών απαιτήσεων συστήματος, επειδή η χρήση του είναι δωρεάν. Επιπρόσθετα, επειδή προσφέρει άμεσες λύσεις στην εξεύρεση βιβλιοθηκών, εξαρτημάτων και τη δυνατότητα άμεσης παραγγελίας στην [JLPCPCB](#) ως κατασκευαστή πλακετών και στην [LCSC](#) ως διανομέα ηλεκτρονικών εξαρτημάτων.

3.3.2 Η Μπαταρία

Πρώτο στοιχείο που επιλέχθηκε ήταν η μπαταρία. Η επιλογή έγινε λαμβάνοντας υπόψιν την χωρητικότητα αλλά και την μέγιστη συνεχή απόδοση ρεύματος (Max discharge rate). Ως πρώτη επιλογή ήταν η Li-ion Efest IMR 18650 που έγινε και αναφορά στο κεφάλαιο 3.3.2, αλλά για λόγους αύξησης της αυτονομίας της συσκευής τελικά επιλέχθηκε η Li-ion IMR26650 της Keerpower με τα εξής χαρακτηριστικά:

- Χωρητικότητα: 5500mAh
- Μέγιστη εκφόρτιση παλμού (Max pulse discharge) : 30A
- Μέγιστη συνεχής εκφόρτιση (Max continuous discharge) : 15A
- Vnominal: 3.7V
- Vmax: 4.2V
- Vmin: 2.5V



Εικόνα 3.7 Li-ion μπαταρίες

3.3.3 Ο Ρυθμιστής Φόρτισης

Ο τρόπος φόρτισης που έχει επιλεγεί βασίστηκε στο χαρακτηριστικό της ευκολίας χρήσης της συσκευής και για αυτόν τον λόγο επιλέχθηκε θύρα φόρτισης USB τύπου-C η οποία από το 2024 θα είναι και υποχρεωτική για τις περισσότερες συσκευές ευρείας χρήσης στην Ευρωπαϊκή Ένωση σύμφωνα με την ευρωπαϊκή οδηγία[12]. Αυτή η επιλογή δίνει δυνατότητα φόρτισης της συσκευής με την πλειοψηφία των φορτιστών που χρησιμοποιούνται ήδη πλέον για ηλεκτρονικές φορητές συσκευές.

Το κύκλωμα φόρτισης είναι υπεύθυνο για την ρύθμιση του ρεύματος φόρτισης της μπαταρίας για να γίνει αξιοποίηση όλης της χωρητικότητας της και να μην υπερθερμανθεί κατά τη διάρκεια φόρτισης ή να μην καταστραφούν τα στοιχεία της από υπερβολικό ρεύμα.

Ο ρυθμιστής φόρτισης που επιλέχθηκε είναι ο TP4056 1A Standalone Linear Li-Ion Battery Charger with Thermal Regulation. Είναι γραμμικός φορτιστής και δέχεται τάση εισόδου άμεσα από usb, δηλαδή 5V. Βάσει του φύλλου δεδομένων μπορεί να γίνει ρύθμιση του ρεύματος φόρτισης μέχρι τα 1000mA, όταν η αντίσταση $R_{PROG}=1.2k$.

Ο ρυθμός φόρτισης και αποφόρτισης μιας μπαταρίας σχετίζεται με την χωρητικότητα της μπαταρίας και εκφράζεται συνήθως ως C-Rate ή C. Η μαθηματική σχέση που ορίζει την σχέση ρεύματος φόρτισης με την χωρητικότητα φαίνεται στην σχέση 3.1, όπου:

- C-Rate είναι ο ρυθμός φόρτισης που εκφράζει το ποσοστό της χωρητικότητας της μπαταρίας που χρησιμοποιείται για την φόρτιση.
- I είναι το ρεύμα φόρτισης.
- C_{BAT} είναι η χωρητικότητα της μπαταρίας.

$$I (A) = C \times C_{BAT} (Ah) / 1000 \quad (3.1)$$

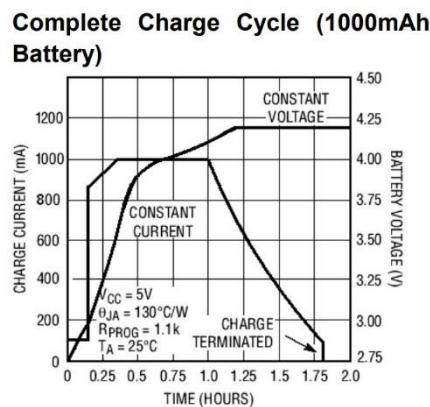
Για να φορτιστεί η μπαταρία του κυκλώματος επιλέχθηκε το μέγιστο ρεύμα, το οποίο σύμφωνα με την σχέση 3.1 ανταποκρίνεται σε περίπου 0.19C ρυθμό φόρτισης, άρα θα χρειαστούν περίπου 6 ώρες για μία πλήρη φόρτιση λαμβάνοντας υπόψιν και τις απώλειες λόγω θερμότητας.

Το κύκλωμα της Εικόνα 3.9 έχει σχεδιαστεί σύμφωνα και με τις πληροφορίες του φύλλου δεδομένων του TP4056. Η φόρτιση μέσω του συγκεκριμένου ολοκληρωμένου, για προστασία και μέγιστη απόδοση της μπαταρίας λιθίου γίνεται μέσω κάποιων συγκεκριμένων βημάτων. Πιο αναλυτικά: Αρχικά σημαντικό είναι να αναφερθεί ότι παρέχεται προστασία υπερφόρτισης. Το ολοκληρωμένο προστατεύει την μπαταρία από υπερβολική φόρτιση. Επίσης παρέχεται και ένδειξη φόρτισης μέσω των Red και Green led, τα οποία σηματοδοτούν την διαδικασία φόρτισης και το τέλος αυτής αντίστοιχα.

Η διαδικασία φόρτισης έχει 2 στάδια, αυτή της γρήγορης φόρτισης και αυτή της στάγδην φόρτισης (trickle charging).

- Γρήγορη φόρτιση: Στο στάδιο αυτό η μπαταρία φορτίζεται με το μέγιστο ρεύμα επιλογής του κυκλώματος σύμφωνα με την αντίσταση R15 που αντιστοιχεί στο 1A (σύμφωνα με το φύλλο δεδομένων κατασκευαστή). Η φόρτιση συνεχίζεται με σταδιακή αύξηση της τάσης φόρτισης μέχρι περίπου την τάση των 4.2V, με περιθώριο διακύμανσης 1.5%.
- Στάγδην φόρτιση (Trickle charging): Στο στάδιο αυτό η στάθμη της τάσης της μπαταρίας έχει φτάσει στο επιθυμητό επίπεδο και πλέον μέσω χαμηλού επιπέδου έντασης ρεύματος γίνεται διατήρηση του επιπέδου φόρτισης της μπαταρίας και προσφέρεται προστασία από αποφόρτιση.

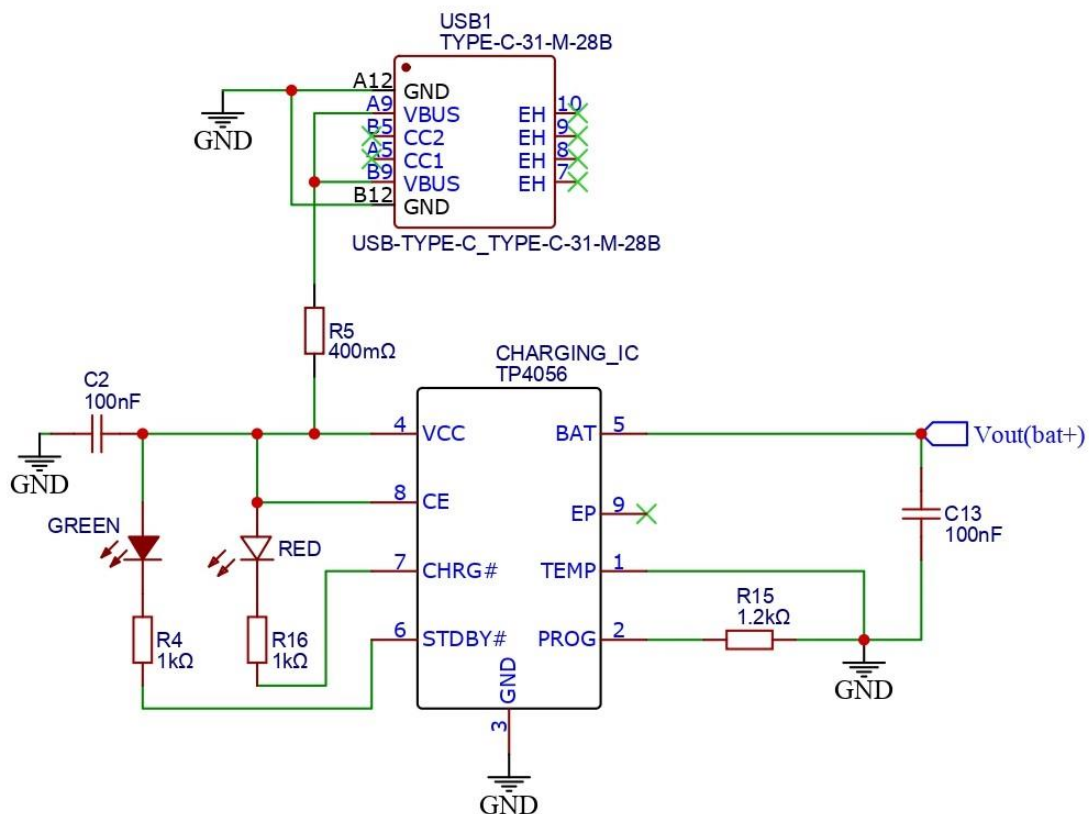
Ενδεικτικά παρατίθεται στην Εικόνα 3.8 το διάγραμμα φόρτισης μπαταρίας χωρητικότητας 1000mAh ακολουθώντας την παραπάνω διαδικασία σύμφωνα με το φύλλο δεδομένων κατασκευαστή.



Εικόνα 3.8: Διάγραμμα φόρτισης μπαταρίας χωρητικότητας 1000mAh

Οι πυκνωτές C2 και C13 χρησιμοποιούνται για το φιλτράρισμα του θορύβου στην τάση εισόδου και στην τάση εξόδου.

Η $V_{out}(bat^+)$ net label συνδέεται άμεσα με τον θετικό πόλο της μπαταρίας.



Εικόνα 3.9: Κύκλωμα φόρτισης

3.3.4 Το Σύστημα Διαχείρισης και Προστασίας της Μπαταρίας

Όπως αναφέρθηκε και τονίστηκε παραπάνω, οι μπαταρίες Li-ion έχουν ιδανικά χαρακτηριστικά χωρητικότητας και δυνατότητας απόδοσης μεγάλου ρεύματος, αλλά χωρίς σωστή χρήση τείνουν να γίνουν επικίνδυνες. Για αυτό ακριβώς τον λόγο επιλέχθηκε και η δόμηση και χρήση κυκλώματος προστασίας ή αλλιώς Battery Management System (BMS). Πιο συγκεκριμένα επιλέχθηκε το ολοκληρωμένο DW01. Οι ευκολίες και οι δυνατότητες που προσφέρει, όπως και η άμεση δυνατότητα αγοράς του, αποτέλεσαν καθοριστικό παράγοντα για την επιλογή χρήσης του στο κύκλωμα.

Για την λειτουργία του απαιτείται και χρήση mosfet για τον έλεγχο της εξόδου από την μπαταρία. Στην Εικόνα 3.10 παρουσιάζεται το τμήμα του γενικού κυκλώματος που αποτελεί την διάταξη προστασίας της μπαταρίας. Η λειτουργία του κυκλώματος καθορίζεται από την επιλογή χρήσης διαφορετικών mosfet ανάλογα με τα τελικά χαρακτηριστικά προστασίας που είναι επιθυμητά για την κάθε εφαρμογή. Στην συγκεκριμένη περίπτωση αξίζει να αναφερθούν ξανά οι δυνατότητες που προσφέρει το ολοκληρωμένο αυτό ως κύκλωμα προστασίας.

1. Πάρα πολύ μικρή κατανάλωση αδράνειας, της τάξης των 3μΑ όταν $V_{cc}=3.6V$
2. Προστασία από απόδοση μεγάλης έντασης ρεύματος (Overcurrent Protection): Το DW01 εντοπίζει και προστατεύει την μπαταρία από υπερβολικό ρεύμα εκφόρτισης ή φόρτισης, το οποίο μπορεί να προκαλέσει βλάβη σε αυτήν. Συγκεκριμένα, έχει δύο στάθμες προστασίας, μια

είναι για βραχυκύκλωμα και ορίζεται ως $V_{SHORT}=1.36mV$ στο φύλλο δεδομένων του κατασκευαστή και η άλλη για υπερβολική ζήτηση ρεύματος από το κύκλωμα χρήσης και ορίζεται ως $V_{EDI}=150mV$.

3. Προστασία βραχυκυκλώματος (Reverse Polarity Protection): Το DW01 προστατεύει την μπαταρία από την υπερφόρτιση που μπορεί να προκληθεί από ανάποδη σύνδεσή της στο κύκλωμα.
4. Προστασία υπερφόρτισης (Overcharge Protection): Το DW01 εντοπίζει και περιορίζει την υπερβολική φόρτιση της μπαταρίας. Αυτό μπορεί να αποτρέψει δυνητικά επικίνδυνες καταστάσεις, όπως η υπερθέρμανση ή η έκρηξη.

Βάση των παραπάνω και ακολουθώντας πληροφορίες από το φύλλο δεδομένων κατασκευαστή καθορίζεται και το τι χαρακτηριστικά πρέπει να έχει το mosfet που θα χρησιμοποιηθεί σε συνδυασμό με το DW01.

Επειδή το mosfet θα λειτουργεί ως διακόπτης και οι τάσεις ελέγχου θα περιορίζονται στο εύρος τάσης της μπαταρίας (2.4-4.2V) τα χαρακτηριστικά του που χρήζουν προσοχής ως προς την επιλογή τους είναι:

N-channel → Όστε η τάση V_{GS} να έχει θετικό πρόσημο και να μπορεί να συνδυαστεί με το DW01

Dual-mosfet → Το κύκλωμα αξιοποιεί 2 mosfet για τον έλεγχο

V_{DS} → Μέγιστη τιμή τάσης Εκροής – Πηγής (Drain-Source)

$V_{GS(TH)}$ → Τάση κατωφλίου Πύλης – Πηγής (Gate-Source)

I_D → Μέγιστο ρεύμα Εκροής (Drain)

$R_{DS(ON)}$ → Αντίσταση Εκροής – Πηγής (Drain-Source) όταν βρισκόμαστε στην περιοχή κόρου

Από την χρήση μπαταρίας Li-ion και τις απαιτήσεις για ρεύμα για την θέρμανση του αιμοστατικού κεριού, προκύπτει ότι η V_{DS} πρέπει να είναι μεγαλύτερη από $V_{BAT(MAX)}$.

Επομένως:

$$V_{DS} > 4.2V \quad (3.1)$$

Η τάση κατωφλίου ώστε να έχουμε λειτουργία στην περιοχή κόρου καθορίζεται από την ελάχιστη τιμή της μπαταρίας $V_{BAT(MIN)}=2.4V$. Άρα:

$$V_{GS(TH)} \leq 2.4V \quad (3.3)$$

Το μέγιστο ρεύμα I_d πρέπει να είναι μεγαλύτερο από το μέγιστο ρεύμα που θα χρειαστεί για να τροφοδοτηθεί το κύκλωμα, εφόσον η μπαταρία μπορεί να δώσει συνεχόμενα μέχρι 15A και λόγω των ευκολιών για πειράματα με διάφορους τύπους αντιστάσεων επιλέχθηκε η τιμή να είναι:

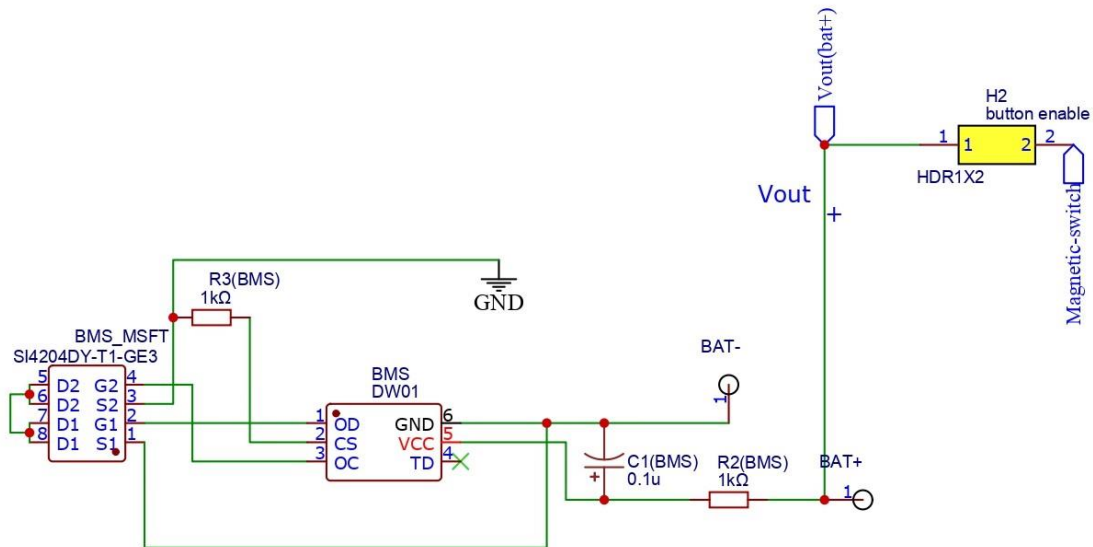
$$I_D \geq 9A \quad (3.2)$$

Τέλος, η αντίσταση Εκροής – Πηγής (Drain-Source) όταν βρισκόμαστε στην περιοχή κόρου υπολογίστηκε σε συσχέτιση με το μέγιστο ρεύμα που θα μπορεί να επιτρέψει το ολοκληρωμένο DW01. Συγκεκριμένα η τάση $V_{EDI}=150mV$ αντιστοιχεί στην τάση που ορίζει την τιμή του μέγιστου ρεύματος. Η τιμή του περιορισμού ρεύματος ανιχνεύεται από ένα συγκριτή, όταν η τάση στο CS pin φτάνει στα 150mV. Η τάση του συγκριτή θα φτάσει αυτή την τιμή όταν και η τάση πτώσης στην αντίσταση των δύο (ενεργοποιημένων) MOSFET φτάσει τα 150mV. Αυτό προκαλείται από τη μεγαλύτερη ροή ρεύματος μέσω των δύο MOSFET και αποτελεί την τάση πτώσης στα $2 \times R_{DS(ON)}$. Οπότε πάλι για την διευκόλυνση των πειραμάτων και μείωση των πιθανών περιορισμών επιλέχθηκε τιμή μέγιστου ρεύματος $I_{max} = 9A$ άρα η R_{DS} σύμφωνα με την σχέση πρέπει να είναι μικρότερη από $R_{DS(ON)} = 16.7m\Omega$

ώστε να μπορεί να χρησιμοποιηθεί μέχρι και με αρκετό μεγάλο ρεύμα εκφόρτισης, εφόσον και η μπαταρία μας δίνει αυτή την δυνατότητα.

$$R_{DS(ON)} = \frac{V_{EDI}}{I_{MAX}} \quad (3.5)$$

Επιλέγοντας πλέον αυτά τα χαρακτηριστικά στην ιστοσελίδα διάθεσης ηλεκτρονικών εξαρτημάτων της mouser τα αποτελέσματα είναι 127. Η επιλογή τελικά είναι το SI4204DY-T1-GE3 με χαρακτηριστικά συμβατά με τις απαιτήσεις που αναφέρθηκαν παραπάνω.

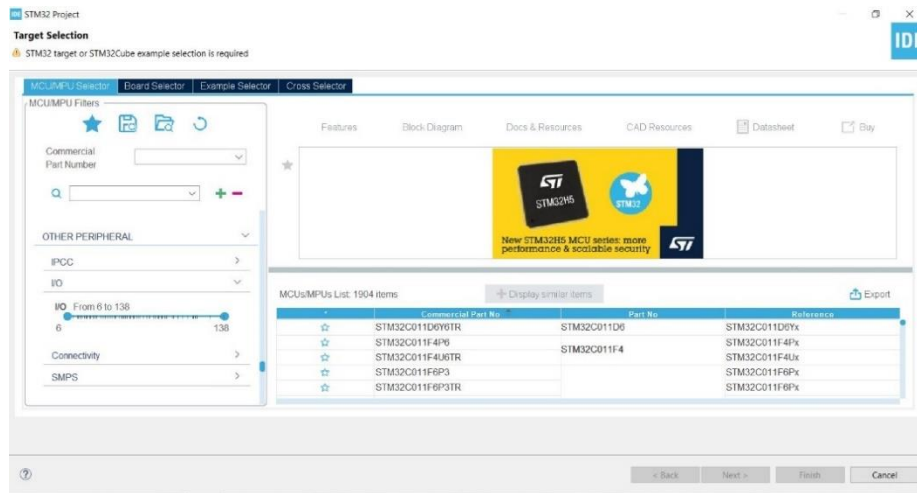


Εικόνα 3.10: Το κύκλωμα προστασίας της μπαταρίας με το ολοκληρωμένο DW01

Τα Button enable και Magnetic switch που φαίνονται στο κύκλωμα της Εικόνα 3.10 χρησιμοποιούνται στο υπόλοιπο κύκλωμα ως γενικοί διακόπτες ελέγχου λειτουργίας των επιμέρους κυκλωμάτων δίνοντας την τάση ως σήμα Λειτουργίας (Enable) στα επιμέρους συστήματα. Οι δυο αυτοί διακόπτες είναι συνδεδεμένοι σε σειρά, οπότε η λειτουργία της συσκευής καθίσταται αδύνατη, αν ένας από τους δυο είναι σε θέση off. Ο διακόπτης που συνδέεται στον μαγνητικό διακόπτη (Magnetic switch) στην πραγματικότητα είναι μία μαγνητική επαφή ελέγχου ότι όλα είναι στην θέση που θα έπρεπε και αποτρέπει την χρήση της συσκευής, εφόσον δεν έχει τοποθετηθεί το απαραίτητο εξάρτημα σωστά. Περεταίρω ανάλυση αυτής της λειτουργίας θα γίνει στο κεφάλαιο 4°.

3.3.5 Ο Μικροελεγκτής

Η επιλογή της μάρκας και του τύπου του μικροελεγκτή έγινε βάση των δυνατοτήτων αλλά και της υπάρχουσας βιβλιογραφίας, ώστε να μπορεί να γίνει ευκολότερη η έρευνα που τυχόν θα χρειαζόταν σε επίπεδο αποσφαλμάτωσης και η επίλυση τυχόν προβλημάτων. Καταλήγοντας στην χρήση μικροελεγκτών της ST, το επόμενο βήμα ήταν η επιλογή του μοντέλου του μικροελεγκτή σύμφωνα με τις ανάγκες της συσκευής. Η ST παρέχει κατάλληλο λογισμικό, το CubeIDE το οποίο και χρησιμοποιήθηκε από την επιλογή μικροελεγκτή μέχρι και τον προγραμματισμό και αποσφαλμάτωση.



Εικόνα 3.11: Αναζήτηση και επιλογή κατάλληλου μικροελεγκτή (CubeIDE Target selector)

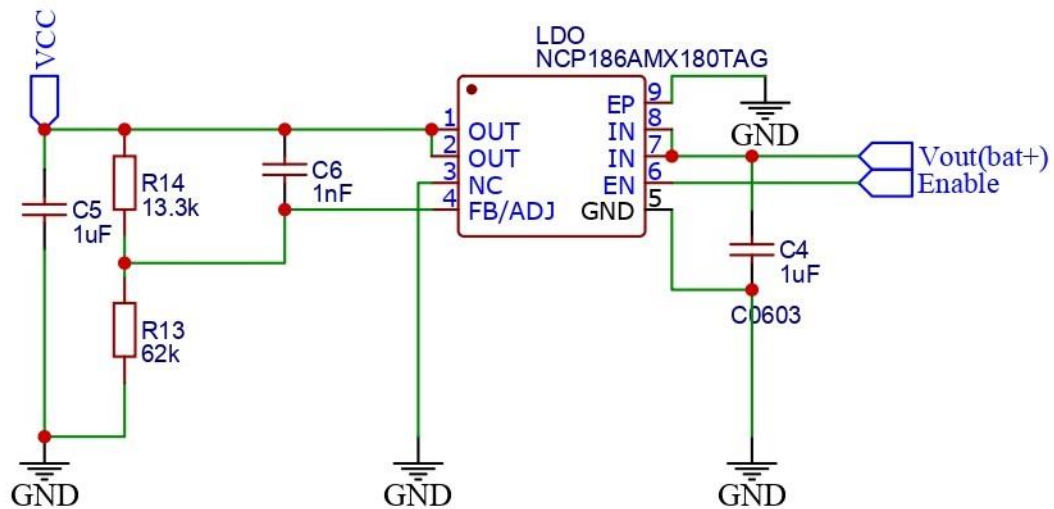
Έχοντας τις παραμέτρους όπως είσοδος/έξοδος (I/O), Διαμόρφωση εύρους παλμών (PWM) και μετατροπέα Αναλογικού Σήματος σε Ψηφιακό (ADC) για τον καθορισμό για τα ποδαράκια του μικροελεγκτή (pins), καθώς και τιμές τάσης στο εύρος λειτουργίας της μπαταρίας, οι επιλογές έγιναν πιο συγκεκριμένες. Τελικά επιλέχθηκε ο STM32G030F6P6 μικροελεγκτής που πληροί τις προδιαγραφές που απαιτούνταν. Στην Εικόνα 3.12 αναφέρονται τα χαρακτηριστικά της οικογένειας των μικροελεγκτών που ανήκει καθώς και συγκεκριμένα τα δικά του χαρακτηριστικά με κάποια από αυτά να είναι: 17 θύρες εισόδων/εξόδων (I/O ports), τάση λειτουργίας από 2V μέχρι 3.6V και κανάλια μετατροπής αναλογικού σήματος σε ψηφιακό (ADC channels).

Peripheral	STM32G030_					
	_J6	_F6	_K6	_K8	_C6	_C8
Flash memory (Kbyte)	32	32	32	64	32	64
SRAM (Kbyte)	8 with parity					
Timers	Advanced control					
	General-purpose					
	SysTick					
	Watchdog					
Comm. interfaces	SPI [I2S] ⁽¹⁾					
	I2C					
	USART					
RTC						
Tamper pins						
Random number generator						
AES						
GPIOs						
Wakeup pins						
12-bit ADC channels (external + internal)						
Internal voltage reference buffer						
Max. CPU frequency						
Operating voltage						
Operating temperature ⁽²⁾						
Number of pins						

Εικόνα 3.12: Χαρακτηριστικά οικογένειας μικροελεγκτών STM32G030_

3.3.6 Ο Ρυθμιστής Σταθερής Τάσης για την Τροφοδότηση του Μικροελεγκτή

Η σωστή λειτουργία του μικροελεγκτή επιτυγχάνεται με τροφοδοσία σταθερή και φυσικά στα όρια που ορίζονται από το φύλλο δεδομένων κατασκευαστή. Στην περίπτωση του STM32G30F6P6 στα 2 - 3.6V. Για να γίνει αυτό χρησιμοποιήθηκε ρυθμιστής τάσης με χαμηλή πτώσης τάσης (LDO voltage regulator) με ένα από τα χαρακτηριστικά του που έπαιξαν σημαντικό ρόλο το $V_{Dropout}$. Επίσης σημαντικό ήταν το εύρος της τάσης εισόδου αλλά και της τάσης εξόδου που θα μπορούσε να δώσει. Τελικά επιλέχθηκε ο NCP186AMX180TAG με $V_{Dropout} = 140mV$ όταν η τάση εξόδου $V_{Out(NOM)} = 2.2V$ σύμφωνα με το φύλλο δεδομένων κατασκευαστή.



Εικόνα 3.13: Κύκλωμα σταθερής τροφοδοσίας

Το κύκλωμα της Εικόνα 3.13 δομήθηκε σύμφωνα με τις προτάσεις του φύλλου δεδομένων κατασκευαστή για βέλτιστη απόδοση. Η επιλογή της R_{13} και R_{14} καθορίστηκε από την σχέση από το φύλλο δεδομένων κατασκευαστή ώστε η τελική τάση που δίνει το κύκλωμα να είναι τα 2.2V. Επομένως $V_{OUT-ADJ} = 2.2V$ και από το φύλλο δεδομένων κατασκευαστή προκύπτει ότι για το NCP186AMX180TAG $V_{OUT-NOM} = 1.8V$. Με την αντικατάσταση των τιμών στην εξίσωση και την επίλυσή της δίνεται η σχέση

$$V_{OUT-ADJ} = V_{OUT-NOM} \times \left(1 + \frac{R_{14}}{R_{13}}\right) \quad (3.3)$$

$$R_{14} \cong 0.2223 \times R_{13} \quad (3.7)$$

Στο φύλλο δεδομένων κατασκευαστή γίνεται και πρόταση για τις αντιστάσεις R_{13} και R_{14} . Για σταθερότητα και καλύτερη απόκριση στις μεταβάσεις μεταξύ των καταστάσεων λειτουργίας το ρεύμα αυτών I_{R13} και I_{R14} προτείνεται να είναι στην κλίμακα των 10 – 100 μA .

Σύμφωνα με την επίλυση του νόμου του Ohm ως προς το ρεύμα I και επειδή οι αντιστάσεις είναι συνδεδεμένες σε σειρά, έχουμε την Σχέση που περιγράφει το μέγιστο ρεύμα και το ελάχιστο σύμφωνα με την πρόταση του φύλλου δεδομένων κατασκευαστή. Ως επακόλουθο επιλύοντας με χρήση του I_{MAX}

προκύπτει τιμή για την R_{MIN} και αντίστοιχα για την R_{MAX} , αφού τα μεγέθη ρεύμα και αντίσταση είναι αντιστρόφως ανάλογα.

$$R_{OL(MIN)} = \frac{V_{OUT-ADJ}}{I_{OL(MAX)}} \quad (3.4)$$

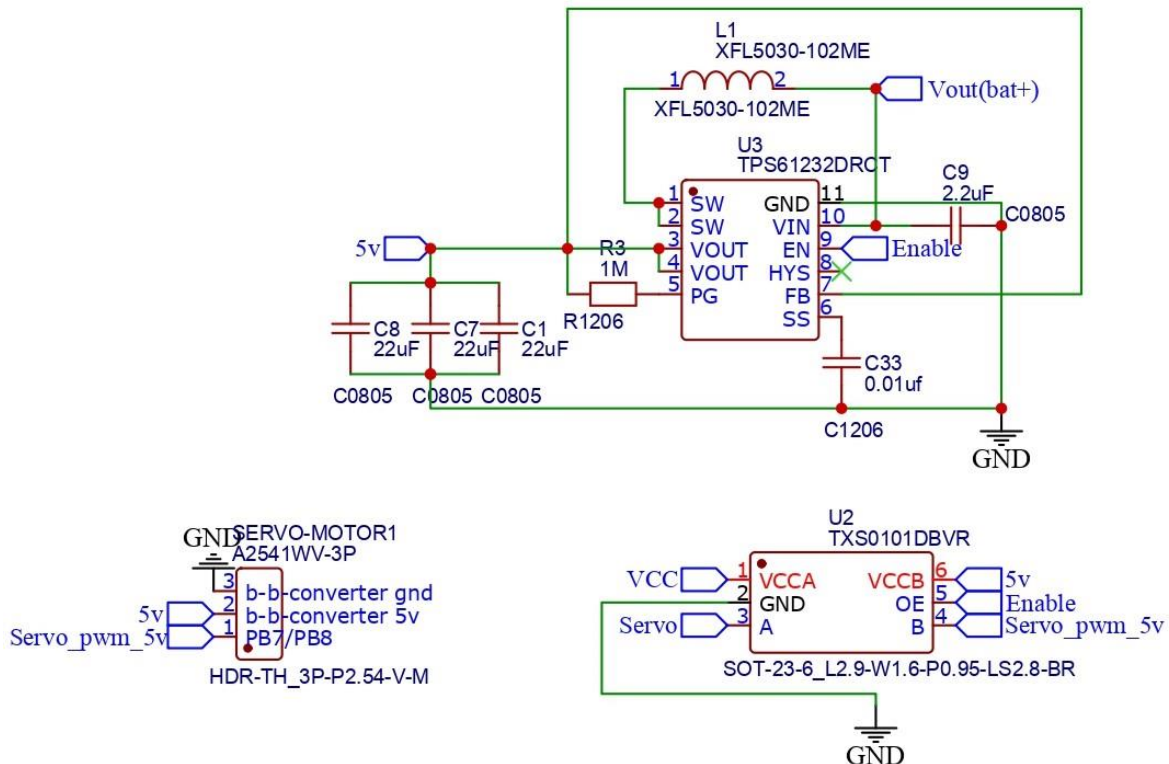
$$R_{OL(MAX)} = \frac{V_{OUT-ADJ}}{I_{OL(MIN)}} \quad (3.5)$$

Επομένως, $R_{OL(MIN)} = 22k$ και $R_{OL(MAX)} = 220k$. Γνωρίζοντας την σχέση που συνδέει τις αντιστάσεις και σύμφωνα πλέον με τις μέγιστες και ελάχιστες τιμές της R_{OL} , προκύπτει ότι επιλέγοντας τιμές σύμφωνα και με την διαθεσιμότητα στο εμπόριο η $R_{14} = 13.3k$ και η $R_{13} = 62k$.

Τέλος, να σημειωθεί και η χρήση του Enable όπως αναφέρθηκε και στο κεφάλαιο 3.3.4. Αναγκαία συνθήκη για την έναρξη λειτουργίας του κυκλώματος του Ρυθμιστή τάσης χαμηλής πτώσης τάσης (LDO voltage regulator) είναι το Enable να βρίσκεται σε κατάσταση HIGH.

3.3.7 Ανορθωτής – Ρυθμιστής Τάσης (Step Up Voltage Regulator) 5v και Μετατροπέας Λογικού Επιπέδου (Logic Level Converter)

Για την εξαγωγή του αιμοστατικού κεριού γίνεται χρήση σέρβο-κινητήρα, ο οποίος λειτουργεί με τάση από 4.8V μέχρι 7.2V. Επομένως χρειάζεται ανόρθωση τάσης μέσα σε αυτό το εύρος. Επιπροσθέτως, το εσωτερικό κύκλωμα του servo δέχεται PWM παλμό με λογική στάθμη στα 5V άρα χρειάζεται να γίνει μετατροπή από τα 2.2V που είναι η λογική στάθμη του μικροελεγκτή στα 5V για να επιτευχθεί σωστά ο έλεγχος κίνησης του σέρβο-κινητήρα.



Εικόνα 3.14 : Κύκλωμα Ανορθωτή - Ρυθμιστή Τάσης 5v και Μετατροπέα Λογικού Επιπέδου

3.3.7.1 Επιλογή Ανορθωτή - Ρυθμιστή Τάσης 5v

Σημαντικό χαρακτηριστικό που καθόρισε την επιλογή του Ανορθωτή - Ρυθμιστή Τάσης 5v είναι και η δυνατότητα απόδοσης ικανής ποσότητας ρεύματος για την οδήγηση του σερβο-κινητήρα. Από το Datasheet του MG946R continuous servo που επιλέχθηκε ορίζεται ως μέγιστο ρεύμα - stall current η τιμή των 1.2A.

Η επιλογή λοιπόν του TPS61232DRCT έγινε για την τάση εισόδου του, που έχει εύρος από 2.3V μέχρι και 5.5V και το μέγιστο ρεύμα εξόδου 4.8A που μπορεί να αποδώσει όταν η τάση εισόδου του είναι στο κατώτατο όριο της μπαταρίας, δηλαδή τα 2.4V. Η σχεδίαση του κυκλώματος βασίστηκε στην προτεινόμενη διάταξη του φύλλο δεδομένων κατασκευαστή.

3.3.7.2 Επιλογή Μετατροπέα Λογικού Επιπέδου (Logic level Converter)

Επιλέχθηκε ο TXS0101DBVR ως πιο απλή επιλογή επειδή δέχεται τάση εισόδου από 1.65V, που στην περίπτωση του μικροελεγκτή σε συνάρτηση με τον ρυθμιστή τάσης χαμηλής πτώσης τάσης (LDO voltage regulator) είναι αρκετά κατώτερη από αυτήν που χρησιμοποιείται, επομένως μπορεί να λειτουργήσει χωρίς πρόβλημα. Επίσης και ο TXS0101DBVR έχει επιλογή Enable η οποία και χρησιμοποιείται στο κύκλωμα, ώστε κατά την διάρκεια απενεργοποίησης της συσκευής να μην είναι ενεργό κάποιο από τα επιμέρους κυκλώματα που δεν χρειάζονται.

3.3.8 Το Mosfet Ελέγχου της Αντίστασης Θέρμανσης

Για τον έλεγχο της αντίστασης θέρμανσης επιλέχθηκε χρήση mosfet, ώστε να μπορέσει να παρέχεται ικανή ποσότητα ρεύματος για την θέρμανση. Τα χαρακτηριστικά για την επιλογή του mosfet που αναφέρθηκαν στο κεφάλαιο 3.3.4, εκτός της $R_{DS(ON)}$ είναι κοινά, οπότε δεν θα γίνει ανάλυσή τους. Το mosfet που επιλέχθηκε είναι το CSD16340Q3 με Pulsed drain current = 115A το οποίο ξεπερνάει κατά πολύ τις μέγιστες απαιτήσεις μας, αλλά δεν δημιουργεί και πρόβλημα. Οι υπόλοιπες επιλογές υστερούσαν σε κάποια χαρακτηριστικά αλλά κυρίως ήταν πολύ δύσκολη η εύρεση stock, όχι μόνο στην Ελληνική αγορά, αλλά και στο εξωτερικό.

Αξίζει να αναφερθεί, πως τελικώς η τιμή της αντίστασης θέρμανσης, με την χρήση σύρματος χρωμονικελίνης (Ni80) διατομής 20AWG, διαμορφώθηκε στο 1Ω, που έχει ως αποτέλεσμα η τιμή του ρεύματος για μέγιστη και ελάχιστη τάση εισόδου να διαμορφώνεται στα :

- $I_{V(max)} = 4.2A$
- $I_{V(min)} = 2.4A$

3.3.9 Τα Περιφερειακά

Εκτός των γενικών κυκλωμάτων για σταθεροποίηση και ανόρθωση τάσης, του μικροελεγκτή, του κυκλώματος φόρτισης και προστασίας της μπαταρίας, υπάρχουν και περιφερειακά όπως κουμπιά ελέγχου, ενδεικτικά led και ο αισθητήρα θερμοκρασίας.

Συγκεκριμένα, τα κουμπιά στο κύκλωμα, όλα εκτός του Bt_extrude και των endstop, κάνουν χρήση μιας αντίστασης pull-up για την οδήγηση σε λογικό 0 του pin του μικροελεγκτή στο οποίο είναι συνδεδεμένα. Το Bt_extrude έχει ανάποδη λογική με χρήση pull down αντίστασης. Ενώ τα endstop κάνουν χρήση pull-up/down αντίστασης μέσω του μικροελεγκτή.

Ο αισθητήρας θερμοκρασίας είναι το NTC thermistor MF52A103F3435. Για τον υπολογισμό της θερμοκρασίας σχεδιάστηκε ένας διαιρέτης τάσης, ώστε να μπορεί να υπολογιστεί η αντίσταση του θερμίστορ. Το θερμίστορ συνδέεται στην V_{cc} και μετά στο pin του μικροελεγκτή που είναι υπεύθυνο για τον υπολογισμό της τιμής εισόδου και μετατροπής της από αναλογική τιμή σε ψηφιακή. Στο pin αυτό συνδέεται επίσης και η αντίσταση R_{19} με τιμή 10k η οποία καταλήγει στην γείωση και ολοκληρώνει τον διαιρέτη τάσης.

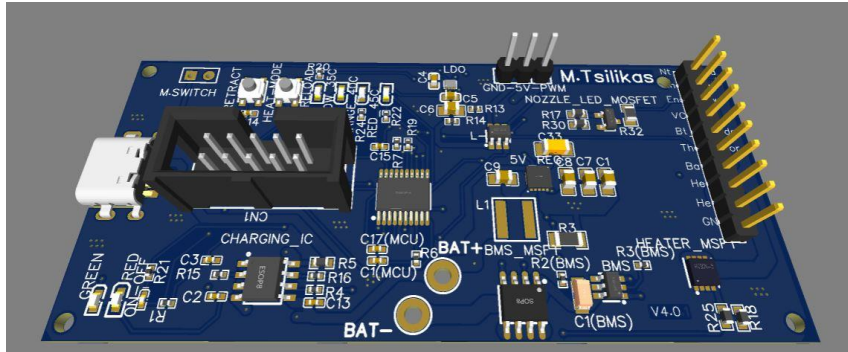
3.4 Η Πλακέτα

Σε συνέχεια της σχεδίασης του κυκλώματος, γίνεται και η σχεδίαση της πλακέτας, ώστε σε επόμενο βήμα να δημιουργηθεί PCB. Επόμενο βήμα είναι να γίνει η τοποθέτηση και κόλληση των ηλεκτρονικών εξαρτημάτων. Τέλος, μετά από το βήμα αυτό, το κύκλωμα πλέον έχει πραγματική υπόσταση και μπορεί να γίνει έλεγχος της λειτουργίας του σε πραγματικές συνθήκες.

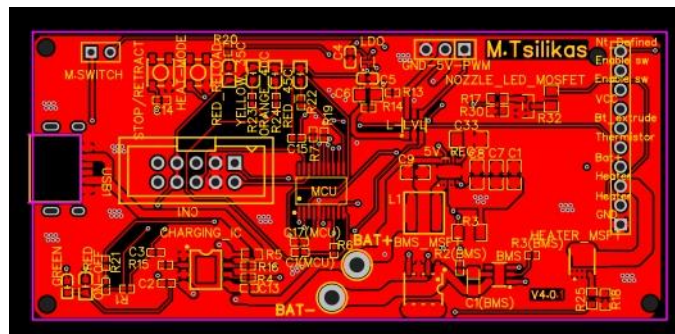
3.4.1 Η Σχεδίαση

Για την σχεδίαση της πλακέτας χρησιμοποιήθηκε το EasyEDA που δημιουργήθηκε και το κύκλωμα. Η τοποθέτηση και διάταξη των επιμέρους κυκλωμάτων και υλικών έγινε όσο ήταν δυνατόν

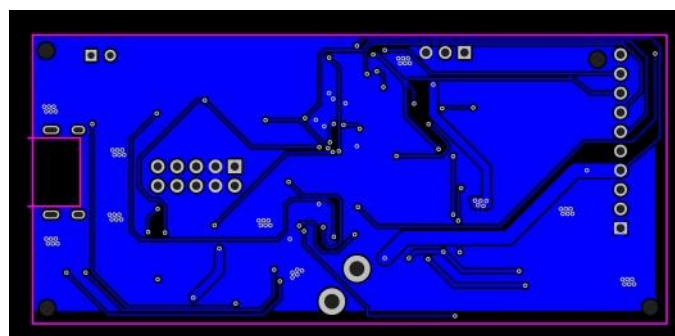
σύμφωνα με τα φύλλα δεδομένων κατασκευαστή όλων των ολοκληρωμένων και ακολουθώντας κανόνες σχεδίασης τυπωμένων κυκλωμάτων σύμφωνα με την βιβλιογραφία που μελετήθηκε. Ο λόγος ήταν για να αποφευχθεί η δημιουργία σημείων παραγωγής θορύβου και αλληλεπίδρασης των επιμέρους κυκλωμάτων. Η πολυπλοκότητα του κυκλώματος και η πληθώρα υλικών σε σχέση με το μικρό μέγεθος της επιθυμητής πλακέτας κατέστησαν μονόδρομο τελικά την χρήση PCB 2 επιπέδων με χρήση VIA.



Εικόνα 3.15: 3D απεικόνιση της συναρμολογημένης πλακέτας μέσω του EasyEDA



Εικόνα 3.16: Επάνω επίπεδο της πλακέτας (μπροστινή πλευρά)



Εικόνα 3.17: Κάτω επίπεδο της πλακέτας (πίσω πλευρά)

3.4.2 Μέθοδος Εκτύπωσης Πλακέτας

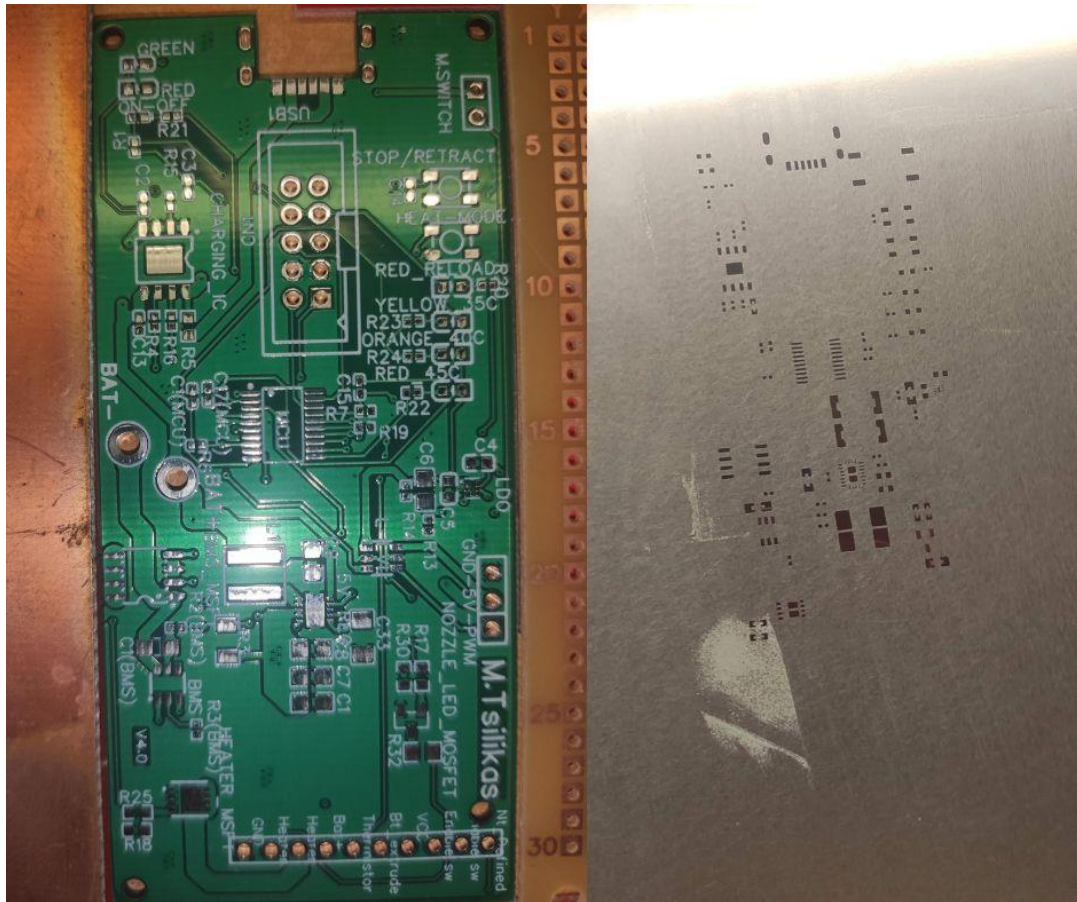
Για την εκτύπωση της πλακέτας έγιναν αρκετά πρωτότυπα, δοκιμές και αλλαγές, μέχρι να φτάσει στην τελική της μορφή.

Τα πρωτότυπα έγιναν με την παρακάτω διαδικασία που ακολουθείται για φωτοευαίσθητες πλακέτες. Η διαδικασία είχε τα εξής στάδια:

1. Εκτύπωση φιλμ με τους χαλκοδιαδρόμους και τα pads του κυκλώματος
2. Τοποθέτηση του φιλμ πάνω στην πλακέτα και έκθεσή της σε υπεριώδη ακτινοβολία (UV), ώστε να πολυμεριστεί η ειδική στρώση φωτοευαίσθητου υλικού που καλύπτει την πλακέτα, αλλά μόνο στα σημεία που δεν προστατεύεται από το μελάνι που βρίσκεται στο φιλμ που τοποθετήθηκε.
3. Έπειτα, αφού αφαιρεθεί το φιλμ, σε συνθήκες απουσίας φωτός, για να μην πολυμεριστεί η φωτοευαίσθητη επίστρωση, εμβαπτίζεται η πλακέτα σε διάλυμα καυστικής σόδας. Με αυτό τον τρόπο απομακρύνεται η στρώση του φωτοευαίσθητου υλικού και μένει μόνο η αποτύπωση του κυκλώματος.
4. Επόμενο βήμα είναι η απομάκρυνση της πλακέτας από το διάλυμα, το καθάρισμά της με αρκετό νερό και η εμβάπτισή της σε νέο διάλυμα αποτελούμενο από υδροχλωρικό οξύ και υπεροξείδιο του υδρογόνου για την διάβρωση του εκτεθειμένου πλέον χαλκού που δεν επικαλύπτεται από την φωτοευαίσθητη επίστρωση.
5. Τέλος, γίνεται επανέκθεση στην υπεριώδη ακτινοβολία χωρίς το φιλμ αυτή την φορά και εμβάπτιση εκ νέου στο διάλυμα της καυστικής σόδας, για να απομακρυνθεί εντελώς το φωτοευαίσθητο υλικό και να είναι εύκολες οι κολλήσεις.
6. Πλέον η πλακέτα είναι έτοιμη για χρήση, εκτός και αν υπάρχουν υλικά που δεν είναι smd και εκεί θα χρειαστεί και διάτρησή της στα αντίστοιχα σημεία.

3.4.3 Παραγγελία

Μετά τις αλλαγές και κάποιες δοκιμές έγινε παραγγελία πλακέτας από την JLCPCB. Η επιλογή της αποστολής για εκτύπωση της πλακέτας σε εξωτερικό κατασκευαστή αντί να γίνει με την παραπάνω μέθοδο, επιλέχθηκε ώστε να υπάρχει ένα πιο ωραίο αισθητικό αποτέλεσμα και να γίνονται πιο εύκολα οι κολλήσεις. Μαζί με την πλακέτα έγινε παραγγελία και για στένσιλ ώστε η εφαρμογή solder paste να είναι ευκολότερη και να γίνει με απόλυτη ακρίβεια. Παρακάτω βλέπουμε την πλακέτα και το στένσιλ που χρησιμοποιήθηκαν για την κατασκευή του κυκλώματος.



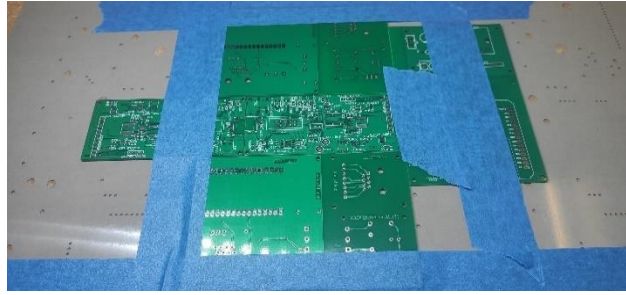
Εικόνα 3.18: Η πλακέτα και το στένσιλ

3.5 Τοποθέτηση Ηλεκτρονικών Εξαρτημάτων, Κολλήσεις, Πρώτες Δοκιμές

Μετά την πλακέτα σειρά έχει η τοποθέτηση και κόλληση των ηλεκτρονικών εξαρτημάτων όπως και η δοκιμή των βασικών υποκυκλωμάτων για διαπίστωση της σωστής λειτουργίας τους.

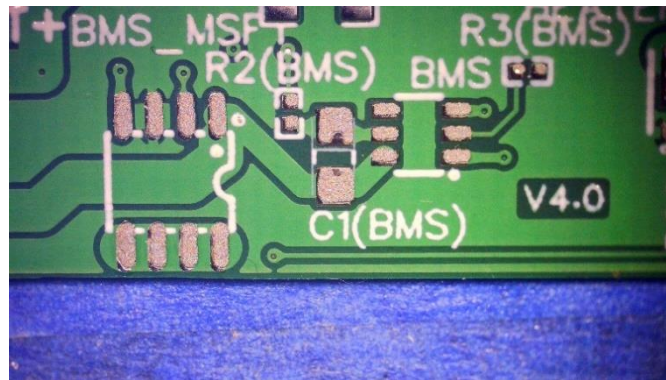
3.5.1 Τοποθέτηση Ηλεκτρονικών Εξαρτημάτων

Πρώτο σκέλος της τοποθέτησης είναι η εφαρμογή του στένσιλ και της πάστας κόλλησης solder paste. Πρώτα έγινε καθαρισμός της πλακέτας με ισοπροπυλική αλκοόλη για να φύγουν τυχόν ακαθαρσίες και έπειτα τοποθετήθηκε και ευθυγραμμίστηκε το στένσιλ πάνω στην πλακέτα. Προχωρώντας έγινε εφαρμογή με μεταλλική σπάτουλα της πάστας κόλλησης και αφαιρέθηκε το στένσιλ.



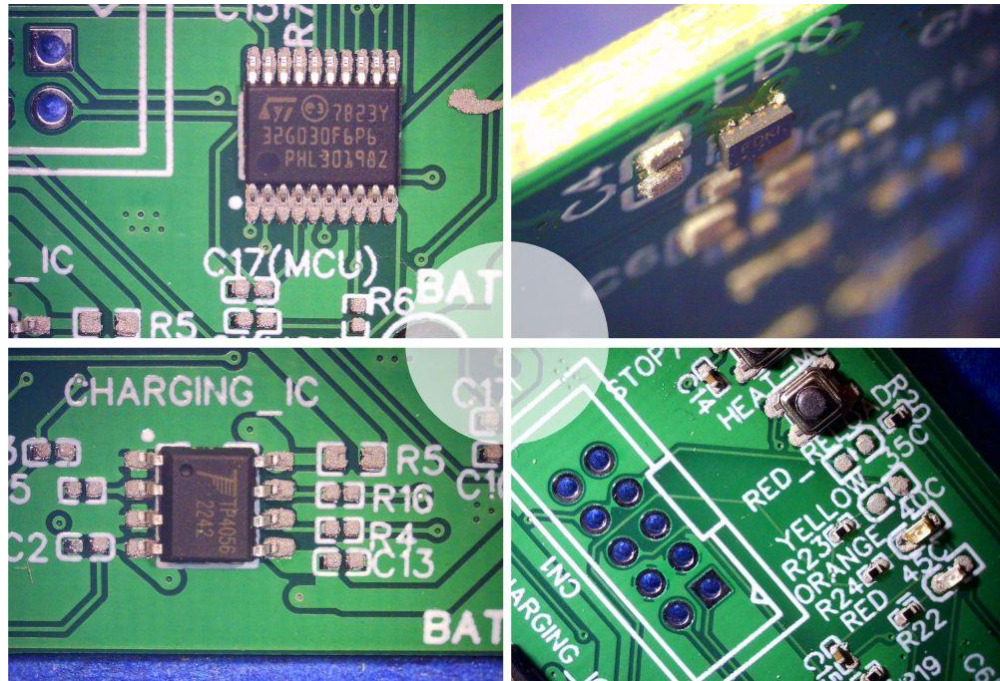
Εικόνα 3.19: Προετοιμασία πλακέτας για εφαρμογή της πάστας κόλλησης

Με την πλακέτα πλέον έτοιμη να υποδεχθεί τα υλικά, όπως φαίνεται και στην Εικόνα 3.19, ξεκίνησε η τοποθέτησή τους.



Εικόνα 3.20: Πάστα κόλλησης στα pad

Αυτό το σημείο απαιτεί πολλή προσοχή, ακρίβεια κινήσεων και έγινε πιο εύκολο με την χρήση ειδικής λαβίδας για μικρά smd εξαρτήματα καθώς και μικροσκοπίου για τον έλεγχο σωστής τοποθέτησης των υλικών. Στην Εικόνα 3.20 μπορεί να φανεί η τοποθέτηση των υλικών αλλά και να γίνει αντιληπτό των μικρών περιθωρίων λάθους που δίνεται από την επιλογή χρήσης τόσο μικρών εξαρτημάτων smd.



Εικόνα 3.21: Τοποθέτηση ηλεκτρονικών εξαρτημάτων στην πλακέτα

Τέλος, με την τοποθέτηση όλων των υλικών πρέπει να γίνει θέρμανση της πλακέτας για να λιώσει η πάστα κόλλησης και να γίνει η κόλληση των εξαρτημάτων και να ολοκληρωθεί η πλακέτα. Έγινε χρήση αυτοσχέδιου σταθμού κόλλησης θερμαινόμενης πλάκας (solder plate) Εικόνα 3.22 και κόλληση των εξαρτημάτων με αποτέλεσμα να είναι η πλακέτα άμεσα διαθέσιμη για τις επόμενες δοκιμές.



Εικόνα 3.22: Αυτοσχέδιος σταθμός κόλλησης θερμαινόμενης πλάκας

Η πλακέτα, ελέγχθηκε αρχικά για πιθανότητα βραχυκυκλώματος GND και V_{BAT+} , για να αποφευχθεί πιθανός κίνδυνος. Στην συνέχεια συνδέθηκε η μπαταρία και βραχυκυκλώθηκαν τα pad που αργότερα θα συνδεθούν ο διακόπτης και η μαγνητική επαφή για την λειτουργία Enable, γιατί τώρα η χρήση τους ήταν περιττή. Οι δοκιμές ήταν μετρήσεις τάσης εξόδου των εξής:

- Μπαταρίας
- Κυκλώματος προστασίας
- Κυκλώματος φόρτισης
- Ρυθμιστή τάσης χαμηλής πτώσης τάσης (LDO voltage regulator)
- Ανορθωτής – ρυθμιστής τάσης (Step up voltage regulator)

Οι δοκιμές αυτές έδειξαν πλήρη λειτουργικότητα πλακέτας με εξόδους στις επιθυμητές στάθμες τάσης και φόρτιση της μπαταρίας.

3.6 Επίλογος

Ξεκινώντας από την άντληση ιδεών από συσκευές με παρεμφερή λειτουργία, έγινε μια σύνθεση των στοιχείων που αυτές έχουν και θα ήταν ιδανικό να χρησιμοποιηθούν για την συσκευή έγχυσης αιμοστατικού κεριού. Έγινε μια αποτύπωση των χαρακτηριστικών που επιλέχθηκαν για την συσκευή, και στη συνέχεια πραγματοποιήθηκε έρευνα ώστε να βρεθούν εξαρτήματα που μπορούν να λειτουργήσουν υπό τις προϋποθέσεις που ορίστηκαν, έχοντας και αυτά τα επιθυμητά χαρακτηριστικά. Ακολούθως, έγινε σχεδίαση του ηλεκτρονικού κυκλώματος στον υπολογιστή με χρήση ειδικού προγράμματος.

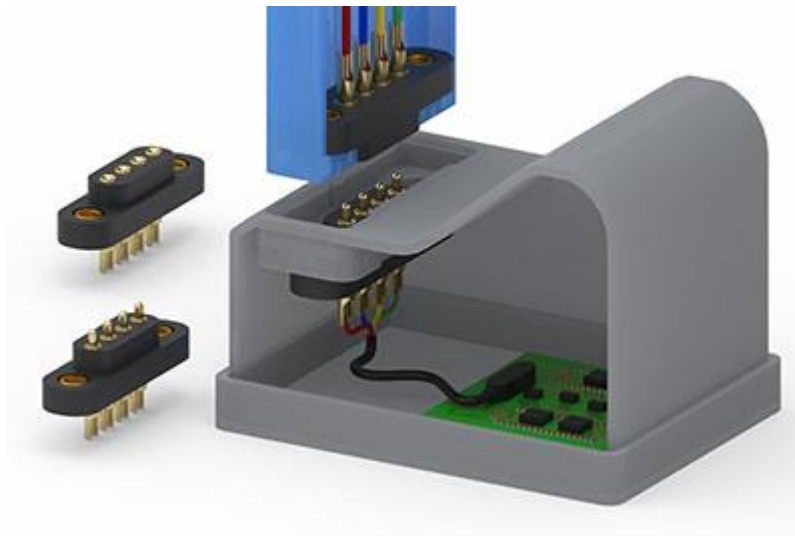
Ξεκινώντας από την θεωρία και την σχεδίαση του κυκλώματος στον υπολογιστή, παρουσιάστηκε η δημιουργία του και υλοποίηση του και στην πραγματικότητα. Αναφέρθηκαν λόγοι και συνθήκες που οδήγησαν στην επιλογή και απόρριψη ηλεκτρονικών μερών για το κύκλωμα και τέλος πραγματοποιήθηκαν οι απαραίτητες δοκιμές για την διαπίστωση της ορθής λειτουργίας των βασικών επιμέρους κυκλωμάτων.

Κεφάλαιο 4ο: Μηχανολογικό Μέρος

Επόμενη κίνηση είναι η σχεδίαση και εκτύπωση του μηχανολογικού μέρους, ώστε έπειτα να συνδεθούν όλα τα τμήματα της συσκευής, να μπορεί να περαστεί κώδικας και να λειτουργούν σύμφωνα με τις επιλογές του χρήστη.

Η σχεδίαση ενός κελύφους για την συσκευή και τμημάτων αυτής με δυνατότητες συναρμολόγησης κάνει την χρήση προγράμματος σχεδίασης απαραίτητη. Με αυτόν τον τρόπο γίνεται μια προσομοίωση σύνδεσης των επιμέρους στοιχείων που αποτελούν την συσκευή και μπορούν να εντοπιστούν αστοχίες ή να επισημανθούν βελτιώσεις. Προχωρώντας στην εκτύπωση πραγματοποιούνται πραγματικές δοκιμές και επισκόπηση των λεπτομερειών του σχεδίου. Έτσι γίνονται πιο εύκολα διακριτές οι πιθανές ανάγκες για μεταποίηση του σχεδίου. Η συσκευή που σχεδιάστηκε μέσω της παρούσης Π.Ε. έλαβε πολλές εκδοχές μέχρι το αποτέλεσμα, που θα παρουσιαστεί παρακάτω. Κρίνεται όμως ιδανικότερο να αναφερθεί κυρίως η τελική σχεδίαση χωρίς πολλές λεπτομέρειες για τα ενδιάμεσα στάδια.

Το πιο χρονοβόρο κομμάτι της σχεδίασης, αλλά και παράλληλά αυτό που παρουσιάζει και το περισσότερο ενδιαφέρον, είναι η σχεδίαση της αποσπώμενης σύριγγας που πρέπει, όταν τοποθετείται, να συνδέεται με το κύκλωμα. Για την λειτουργία αυτή μελετήθηκαν συστήματα που χρησιμοποιούν rogo pins και διαφόρων ειδών κλέμες. Ένα παράδειγμα σύνδεσης με rogo pins παρουσιάζεται στην Εικόνα 4.1.



Εικόνα 4.1: Σύνδεση κυκλωματικών στοιχείων με rogo-pins (Πηγή: www.mill-max.com/)

Τελικά, μετά από έρευνα και δυσκολίες με την εύρεση διαθεσιμότητας, την υψηλή τιμή αλλά και του περιορισμού στην επιτρεπτή ένταση ρεύματος που αντέχουν, απορρίφθηκε η χρήση τους, χωρίς να κρίνονται ως μη κατάλληλη λύση για βελτίωση του όγκου της συσκευής στο μέλλον. Επιλέχθηκε μία κλέμα με έως και 50A μέγιστο ρεύμα, η [MPX M6-50](#).

Η συσκευή χωρίστηκε σε δύο κομμάτια:

- Τον βασικό κορμό: Με την μπαταρία, κύκλωμα, servo, το έμβολο, ενδεικτικά led κουμπιά επιλογής λειτουργίας και διακόπτη on/off.

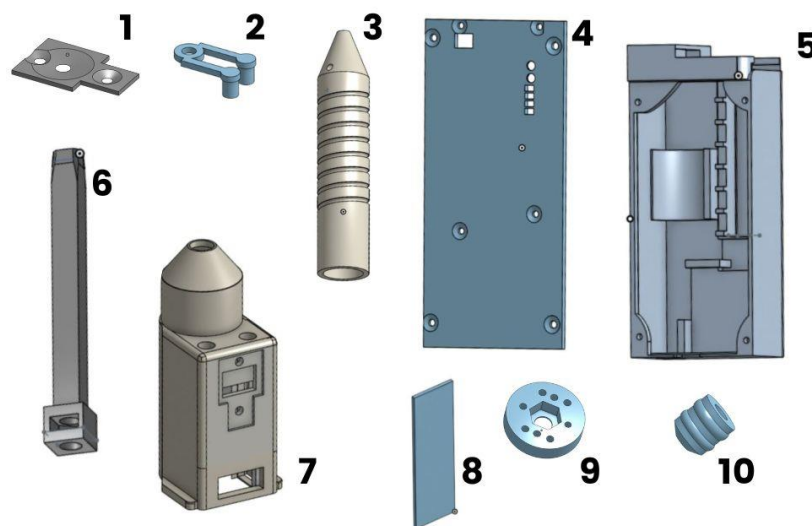
- Το αποσπώμενο μέρος: Με την σύριγγα αποθήκευσης και έγχυσης του αιμοστατικού κεριού, το κουμπί ενεργοποίησης του servo και άρα της έγχυσης, led για επισκόπηση του τραύματος και διευκόλυνση της χρήσης της συσκευής, την αντίσταση θέρμανσης και τέλος το θερμίστορ μέτρησης της θερμοκρασίας.

4.1 Σχεδιαστικό Κομμάτι, πώς Γίνεται, τι Πρόγραμμα Χρησιμοποιήθηκε

Η σχεδίαση 3D μοντέλων για κατασκευές και λειτουργικά μέρη, γίνεται συνήθως με προγράμματα CAD και επιτρέπει τον σχεδιασμό, την μοντελοποίηση και τη δημιουργία 3D σχεδίων και συναρμολογήσεων. Για τον σχεδιασμό ενός μοντέλου πρώτα σχεδιάζεται το σχέδιο 2 διαστάσεων με όλες τις παραμέτρους του: μήκος, πλάτος (X,Y), εσοχές, γωνίες κτλ. Επόμενο βήμα είναι η απόδοση όγκου στο μέχρι πρότινος 2 διαστάσεων σχέδιο, που πλέον αποκτά και υπόσταση στον χώρο αφού του έχει δοθεί και τρίτη διάσταση, αυτής του ύψους (Z). Πλέον, μπορεί να συνδυαστεί με άλλα σχήματα, να κάνει τομές, να ενωθεί, να εξομαλυνθεί κοκ. Ο χρήστης μπορεί να δημιουργήσει το σχέδιο που ανταποκρίνεται στις ανάγκες του και, τελικά, να έχει ένα αρχείο με αυτό το μοντέλο για να το στείλει για εκτύπωση ή να το τυπώσει στο εργαστήριο του, αν είναι κάτοχος ενός 3D εκτυπωτή.

Μη έχοντας προηγούμενη εμπειρία σχεδίασης και ερευνώντας τις επιλογές που υπάρχουν στην αγορά, το cloud based πρόγραμμα Onshape φάνηκε σαν μια καλή αρχή. Μετά από τις πρώτες μέρες εξοικείωσης κατέστη δυνατό να δημιουργηθούν τα πρώτα μοντέλα της σύριγγας και να μην είναι πλέον σκέψη αλλά 3D σχέδιο, οπότε η όλη προσπάθεια δημιουργίας των 3D μοντέλων βασίστηκε στη χρήση του Onshape.

4.2 Τα μοντέλα που Δημιουργήθηκαν



Εικόνα 4.2: Τα 3D τμήματα της συσκευής

Η κατασκευή συνολικά αποτελείται από 10 ξεχωριστά εκτυπώσιμα τμήματα. Η σύνδεση μεταξύ τους επιτυγχάνεται βάση του σχεδιασμού με αυλακώσεις και συρόμενα τμήματα. Στα τμήματα που αυτό δεν ήταν εφικτό χρησιμοποιήθηκαν επιπλέον μέσα όπως βίδες και ένθετα σπειρώματα (threaded inserts)

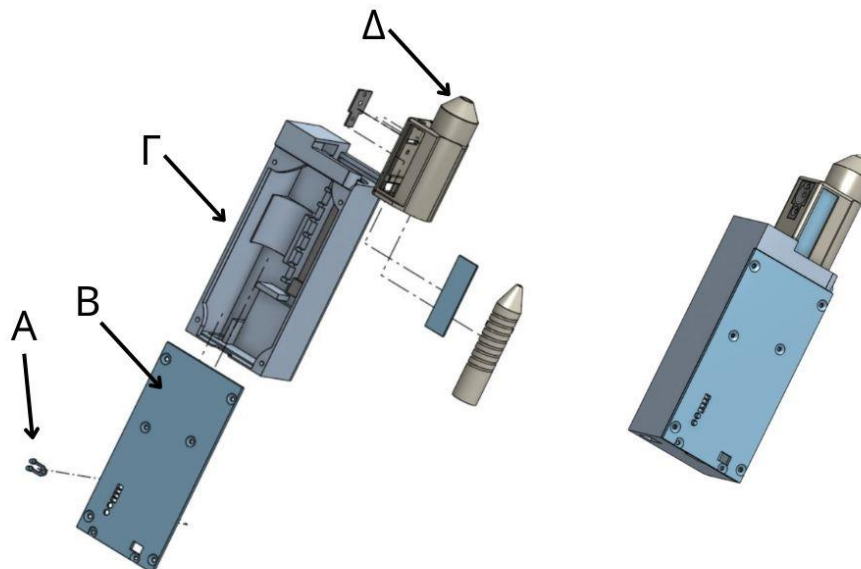
Κεφάλαιο 4ο:

(παξιμάδια τα οποία με άσκηση πίεσης και θερμότητας εισέρχονται στην επιθυμητή θέση και δημιουργούν έτσι μια υποδοχή με σπείρωμα για να βιδώσει η βίδα).

Συγκεκριμένα στην Εικόνα 4.2 απεικονίζονται τα εξής τμήματα:

1. Πρόσοψη συγκράτησης (για την τοποθέτηση του κουμπιού έγχυσης (Bt_extrude))
2. Προέκταση κουμπιών πλακέτας
3. Μεταλλικό κέλυφος σύριγγας - δοχείο θέρμανσης
4. Εξωτερικό κάλυμμα - καπάκι
5. Κυρίως σώμα
6. Άξονας εμβόλου
7. Αποσπώμενο τμήμα αναλώσιμων
8. Συρόμενη πρόσοψη ελέγχου
9. Μέσο σύνδεσης servo με τον άξονα εμβόλου
10. Έμβολο

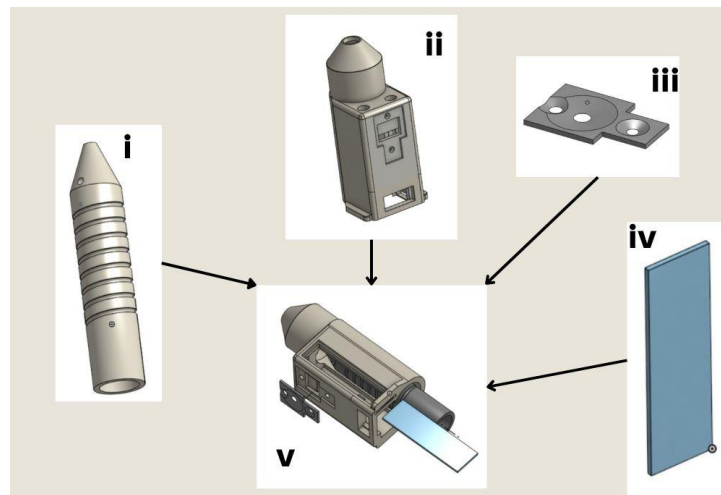
Στην Εικόνα 4.3 φαίνεται η συσκευή συναρμολογημένη και η θέση σύνδεσης των επιμέρους τμημάτων της, ώστε να γίνουν αντιληπτοί οι λόγοι σχεδίασης με αυτόν τον τρόπο. Το εξωτερικό κάλυμμα (B) της συσκευής είναι και το σημείο στήριξης της πλακέτας, οπότε ήταν απαραίτητος ο σχεδιασμός οπών για να είναι ορατά τα led, για να περάσουν οι βίδες και για την λειτουργία των κουμπιών τα οποία μπορούν να πατηθούν μέσω της προέκτασής τους (A), η οποία προσαρτάται στο κάλυμμα (B). Το αποσπώμενο τμήμα αναλώσιμων (Δ) κουμπώνει συρόμενο στην μπροστινή πλευρά του κυρίως σώματος της συσκευής (Γ).



Εικόνα 4.3: Η συσκευή συναρμολογημένη και η θέση σύνδεσης των επιμέρους τμημάτων της

Στην Εικόνα 4.4 Απεικονίζεται η σύνθεση του αποσπώμενου τμήματος αναλώσιμων από τα επιμέρους τμήματά του.

- Η Πρόσοψη συγκράτησης (iii) έχει ως ρόλο την συγκράτηση του κουμπιού έγχυσης και προσαρτάται στο υπόλοιπο σώμα με χρήση βιδών και threaded inserts.
- Η Συρόμενη πρόσοψη ελέγχου (iv) έχει δημιουργηθεί για διευκόλυνση της συναρμολόγησης, προσφέροντας πρόσβαση στο εσωτερικό και δίνοντας την δυνατότητα για κολλήσεις για τα led και το κουμπί έγχυσης.
- Το δοχείο θέρμανσης (i) σχεδιάστηκε έτσι ώστε να κάνει δυνατό την περιέλιξη του σύρματος χρωμονικελίνης γύρω του, για καλύτερα αποτελέσματα θέρμανσης. Ακόμα, έχει δημιουργηθεί εσοχή κοντά στο ακροστόμιο (μύτη) για να υποδεχθεί το θερμίστορ και να γίνεται η μέτρηση θερμοκρασίας όσο πιο κοντά στο σημείο εξαγωγής του αιμοστατικού κεριού γίνεται. Τέλος, σημαντικό είναι να αναφερθεί πως το υλικό που χρησιμοποιήθηκε για την δημιουργία του δοχείου είναι αλουμίνιο, λόγω των εξαιρετικών θερμικών ιδιοτήτων του, αλλά και της αντιμικροβιακής - αποστειρωτικής ιδιότητας [13] που παρουσιάζει. Η διάμετρος του είναι 12.5εκ και ο όγκος αιμοστατικού κεριού τον οποίο μπορεί να δεχθεί υπολογίζεται περίπου στα 6ml όταν τοποθετείται και το έμβολο



Εικόνα 4.4: Τα τμήματα του αποσπώμενου τμήματος αναλώσιμων

4.3 Πρόγραμμα Μετατροπής Μοντέλου για Εκτύπωση (Slicer) και Υλικό Εκτύπωσης

Τα 3D σχέδια εκτυπώθηκαν όλα σε προσωπικό 3D εκτυπωτή, πλην του δοχείου θέρμανσης, το οποίο και στάλθηκε σε εξωτερικό 3D εκτυπωτή με δυνατότητες εκτύπωσης σε αλουμίνιο.

Για την εκτύπωση τα αρχεία πρέπει πρώτα να επεξεργαστούν μέσω κατάλληλου προγράμματος slicer. Η λειτουργία του slicer είναι να μετατρέπει τον ψηφιακό αρχείο μοντέλου 3D σε εντολές για τον 3D εκτυπωτή, οι οποίες καθορίζουν την κίνηση της εκτυπωτικής κεφαλής, την θερμοκρασία, τις ρυθμίσεις του υλικού και άλλες παραμέτρους. Η διαδικασία που ακολουθείται από πλευράς προγράμματος είναι η εισαγωγή του μοντέλου, καθορισμών θερμοκρασιών και άλλων παραμέτρων εκτύπωσης, όπως πάχος επιπέδου ανά επίπεδο εκτύπωσης κα. Διαίρεση του μοντέλου σε επίπεδα σύμφωνα με τις ρυθμίσεις και τέλος εξαγωγή αρχείου (gcode) με εντολές που θα χρησιμοποιήσει ο εκτυπωτής για την εκτύπωση του αρχείου. Αυτές οι εντολές περιγράφουν την κίνηση της εκτυπωτικής

Κεφάλαιο 4ο:

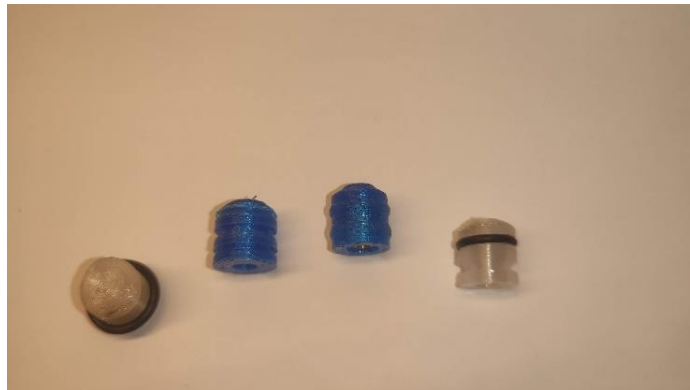
κεφαλής, την ενεργοποίηση / απενεργοποίηση του εξωθητήρα, την αλλαγή της θερμοκρασίας και άλλες λειτουργίες. Για την διαδικασία αυτή χρησιμοποιήθηκε το πρόγραμμα Ultimaker Cura.

Το υλικό που επιλέχθηκε είναι το λόγω αντοχής στην θερμοκρασία και της στιβαρότητας του σε σχέση με την χρήση που προορίζονται τα 3D κομμάτια της εργασίας. Οι παράμετροι στο πρόγραμμα slicer καθορίζονται από το υλικό σε μεγάλο ποσοστό, οπότε οι βασικότεροι παράμετροι διαμορφώθηκαν ως εξής για την χρήση του pet-g:

- Θερμοκρασία ακροφυσίου = 235° C
- Θερμοκρασία θερμαινόμενης βάσης εκτύπωσης = 65° C
- Πάχος επιπέδου 0.13 για εξαρτήματα μικρά και 0.4 για μεγαλύτερα που δεν ήταν ανάγκη για υψηλή λεπτομέρεια
- Ταχύτητα εκτύπωσης 120mm/s
- Εσωτερικό γέμισμα (Infill) 15%
- Χρήση υποστηρίξεων (supports) έγινε μόνο στο αποσπώμενο τμήμα αναλώσιμων ώστε να υποστηριχθούν κάποιες κοιλότητες και να γίνει πιο εύκολη η εκτύπωσή τους

4.4 Η Εκτύπωση

Για την εκτύπωση χρησιμοποιήθηκε ο προσωπικός εκτυπωτής Sovol SV01 pro και χρειάστηκαν συνολικά περίπου 20 ώρες εκτύπωσης και 130g υλικού. Παρακάτω παρατίθενται εικόνες από τα επιμέρους τμήματα που τυπώθηκαν, μαζί και με τις δοκιμές που έγιναν μέχρι τα τμήματα να έχουν την καλύτερα δυνατά χαρακτηριστικά για να εφαρμόζουν σωστά μεταξύ τους αλλά και με τα επιμέρους εξαρτήματα, όπως κουμπιά, servo, πλακέτα, led κοκ.



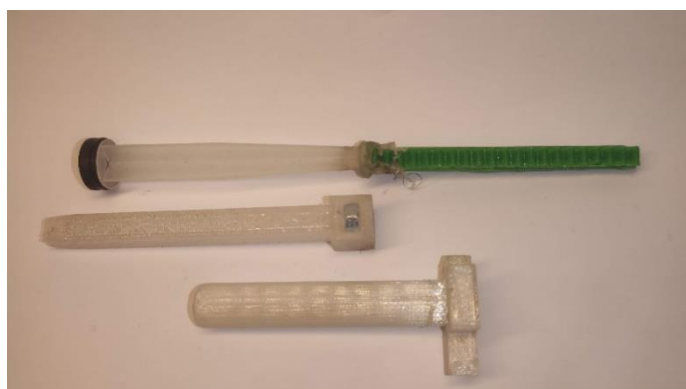
Εικόνα 4.5: Τα έμβολα



Εικόνα 4.6: Κυρίως σώμα



Εικόνα 4.7: Βάσεις σερβοκινητήρα με γρανάζια



Εικόνα 4.8: Άξονες εμβόλων

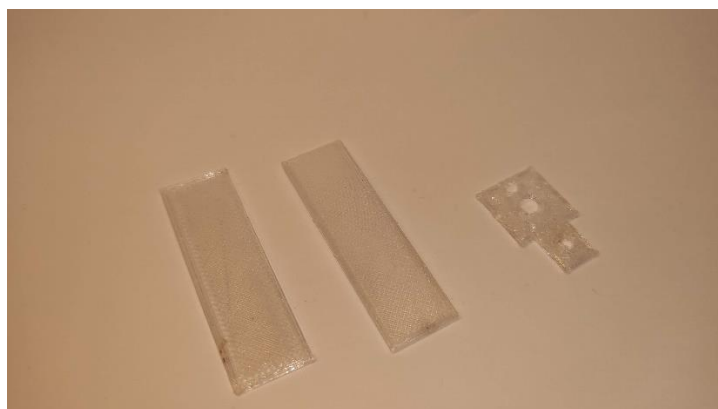
Κεφάλαιο 4ο:



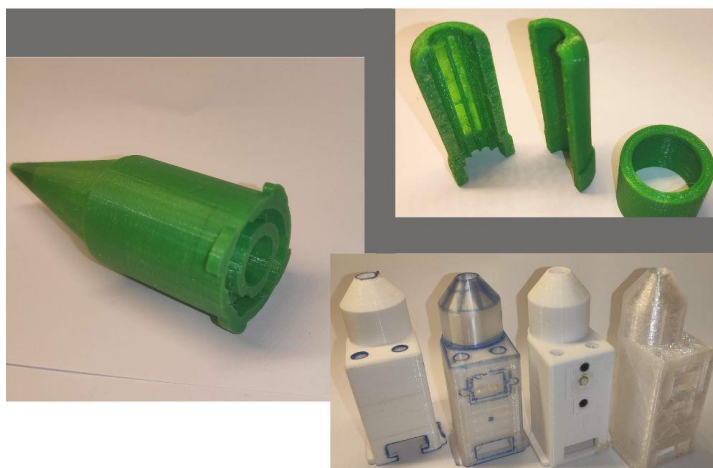
Εικόνα 4.9: Καπάκι συσκευής



Εικόνα 4.10: Σύνδεσμος μεταφοράς κίνησης από τον servo



Εικόνα 4.11: Συρόμενο καπάκι ελέγχου και καπάκι συγκράτησης κουμπιού



Εικόνα 4.12: Αποσπώμενα τμήματα αναλώσιμων (διάφορε εκδόσεις)

4.5 Επίλογος

Η σχεδίαση της συσκευής παρουσιάστηκε βήμα - βήμα στο κεφάλαιο, αυτό όσον αφορά τα 3D μέρη της και έγινε επεξήγηση επιλογής των υλικών. Σημαντική έρευνα και χρόνος αφιερώθηκε ώστε να δημιουργηθούν τα μοντέλα που αναφέρονται στο κεφάλαιο αυτό και να είναι δυνατή η δημιουργία της συσκευής έγχυσης αιμοστατικού κεριού, με πρόβλεψη παραμέτρων, για την χρήση σε πραγματικές συνθήκες και πιο συγκεκριμένα του αποσπώμενου εμπρός τμήματος που φέρει το αιμοστατικό κεριό, ως αναλώσιμο (ανακύκλωσή του και αναγόμωση και αποστείρωση από την εκάστοτε πιθανή εταιρία) και όχι ως επαναγεμιζόμενο δοχείο στα χέρια του χρήστη.

Κεφάλαιο 5ο: Πρόγραμμα-Κώδικας για STM32G030F6P6

5.1 Εισαγωγή

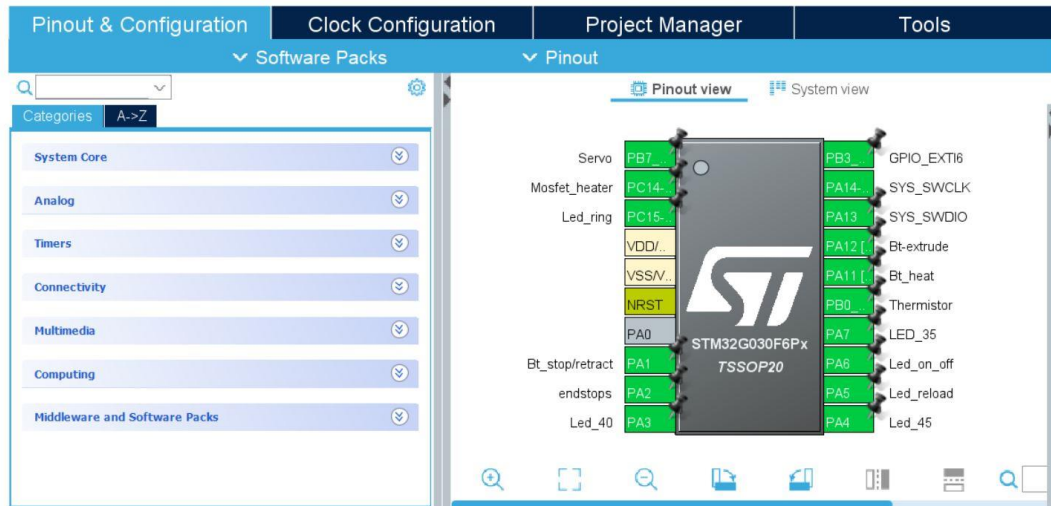
Τα κυκλώματα που κάνουν χρήση μικροελεγκτών δεν θα μπορούσαν να επιτύχουν τους σκοπούς για τους οποίους δημιουργήθηκαν, χωρίς την ύπαρξη κώδικα. Επομένως και η παρούσα συσκευή χρειάζεται τον απαραίτητο κώδικα για να καθοριστεί ο τρόπος λειτουργίας της και η αξιοποίηση κυκλωμάτων και μηχανικών μερών της.

Στο κεφάλαιο αυτό θα γίνει ανάλυση της διαδικασίας που χρειάζεται για να γραφεί ο κώδικας για τον μικροελεγκτή και να περαστεί από το Cube IDE στον μικροελεγκτή. Αρχικά θα γίνει μια επεξήγηση της διαδικασίας αρχικοποίησης του περιβάλλοντος του Cube IDE, ώστε ο κώδικας να ανταποκρίνεται στον μικροελεγκτή STM32G030F6P6, ενώ στην συνέχεια θα καθοριστούν οι τιμές μεταβλητών για αξιοποίηση χρονιστών (Timers), των μετατροπέων αναλογικού σε ψηφιακό (ADC), την διαμόρφωση εύρους παλμού (PWM) και συναρτήσεων διακοπής (interrupt functions).

Παράλληλα, θα γίνει παράθεση τμημάτων κώδικα και επεξήγηση αυτών, αλλά και διαγραμμάτων ροής με απώτερο σκοπό την κατανοητή επεξήγηση του τρόπου λειτουργίας της συσκευής σε επίπεδο προγράμματος.

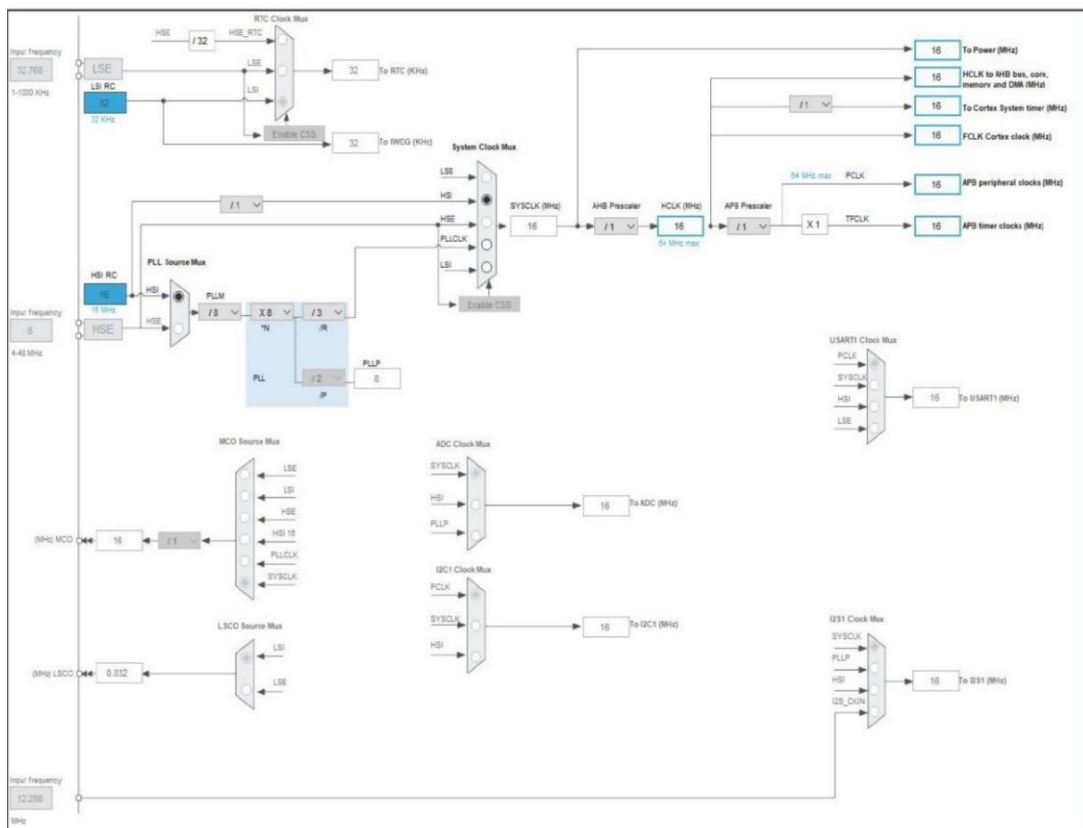
5.2 Cube IDE

Στο περιβάλλον του προγράμματος Cube IDE πρώτη κίνηση είναι η επιλογή του μικροελεγκτή για τον οποίον θα συνταχθεί κώδικας. Με την επιλογή αυτή ξεκινάει ένα γραφικό περιβάλλον στο οποίο καθορίζεται και η λειτουργία των pin του μικροελεγκτή, δίνοντας έτσι την δυνατότητα εύκολης αρχικοποίησης και εκχώρησης ονομάτων στις εισόδους - εξόδους του μικροελεγκτή. Μέσα από αυτή την διαδικασία δημιουργείται παράλληλα και κώδικας που ανταποκρίνεται σε αυτές τις ρυθμίσεις και εξοικονομείται χρόνος, ενώ προσφέρεται μια οπτική αναπαράσταση των επιλογών χρήσης του κάθε τμήματος του μικροελεγκτή και των δυνατοτήτων που προσφέρει. Χαρακτηριστικά στην Εικόνα 5.1 φαίνεται το περιβάλλον χρήστη που ορίζεται η λειτουργία των pin και τα επιπλέον χαρακτηριστικά τους.



Εικόνα 5.1: Καθορισμός λειτουργίας για τα ποδαράκια του μικροελεγκτή (Pin configuration) στο Cube IDE

Η επιλογή ρολογιού (Clock) είναι με χρήση του εσωτερικού κυκλώματος (HSI RC), δεν σχεδιάστηκε εξωτερικό κύκλωμα. Η συχνότητα που δίνεται είναι τα 16MHz, η οποία είναι κατάλληλη για την χρήση του μικροελεγκτή χωρίς να δημιουργεί προβλήματα, αφού ούτως ή άλλως τα επιμέρους συστήματα μπορούν να έχουν υποδιαίρεση αυτής της συχνότητας για να εκτελέσουν τις λειτουργίες τους. Στην Εικόνα 5.2 παρουσιάζεται το περιβάλλον ρύθμισης του clock με τις τιμές του συγκεκριμένου project.



Εικόνα 5.2: Cube IDE παραμετροποίηση ρολογιού (clock configuration)

Pin Number TSSOP20	Pin Name (function after reset)	Pin Type	Alternate Function(s)	Label
1	PB8	I/O	TIM16_CH1	Servo
2	PB9	I/O	TIM17_CH1	Mosfet_heater
3	PC15-OSC32_OUT (PC15) *	I/O	GPIO_Output	Led_ring
4	VDD/VDDA	Power		
5	VSS/VSSA	Power		
6	NRST	Reset		
8	PA1	I/O	GPIO_EXTI1	Bt_stop/retract
9	PA2	I/O	GPIO_EXTI2	endstops
10	PA3 *	I/O	GPIO_Output	Led_40
11	PA4 *	I/O	GPIO_Output	Led_45
12	PA5 *	I/O	GPIO_Output	Led_reload
13	PA6 *	I/O	GPIO_Output	Led_on_off
14	PA7 *	I/O	GPIO_Output	LED_35
15	PB0	I/O	ADC1_IN8	Thermistor
16	PA11 [PA9] *	I/O	GPIO_Input	Bt_heat
17	PA12 [PA10]	I/O	GPIO_EXTI12	Bt-extrude
18	PA13	I/O	SYS_SWDIO	
19	PA14-BOOT0	I/O	SYS_SWCLK	
20	PB6	I/O	GPIO_EXTI6	

* The pin is affected with an I/O function

Εικόνα 5.3: Στιγμιότυπο από τον πίνακα των καθορισμένων pin μέσω του Cube IDE

5.3 Κώδικας - Επεξήγηση

Ο κώδικας που έχει γραφτεί επιτυγχάνει την λειτουργία που θα περιγραφεί παρακάτω, πρώτα όμως πρέπει να γίνει έναρξη της συσκευής με τον διακόπτη On/Off, ο οποίος και θα φέρει το σήμα Enable σε υψηλό δυναμικό και έτσι θα λειτουργήσουν τα επιμέρους κυκλώματα (Το γενικό ON / OFF κουμπί συνδέεται επίσης με μια μαγνητική επαφή ελέγχου παρουσίας της μύτης).

- Με την έναρξη λειτουργίας το ενδεικτικό led (led_on_off) ενεργοποιείται για να γίνει αντιληπτό και στον χρήστη πως η συσκευή είναι σε λειτουργία
- Τώρα δίνονται 2 δυνατότητες στον χρήστη:
 - a. Επιλογή θερμοκρασίας με το Bt_heat
 - b. Να γίνει επαναφορά του εμβόλου στην θέση αλλαγής και επανατοποθέτησης αιμοστατικού κεριού με το παρατεταμένο πάτημα για 3 δευτερόλεπτα του Bt_stop-retract

Στην επιλογή -a- υπάρχουν 3 καταστάσεις: α → Θερμοκρασία 35° C, β → Θερμοκρασία 40° C και γ → Θερμοκρασία 40° C.

Η επιλογή α, β ή γ γίνεται με το πάτημα του ίδιου κουμπιού, μέσω διακοπής (interrupt) με δημιουργία τύπου κυλιόμενο επαναλαμβανόμενο μενού.

Εφόσον γίνει η επιλογή θερμοκρασίας, ξεκινάει η θέρμανση μέσω του συστήματος ΑΟΔ ελεγκτή (PID Controller), το οποίο αποτελείται από το mosfet ελέγχου της αντίστασης, το οποίο ελέγχεται από το [PB9]. Το θερμίστορ με τον διαιρέτη τάσης, ώστε να έχουμε μια τάση για να βρούμε την αντίστασή του και στη συνέχεια μέσω τύπων, σύμφωνα με το συγκεκριμένο θερμίστορ και την θερμοκρασία στο κέλυφος.

Όσο λειτουργεί ο ΑΟΔ ελεγκτής (PID Controller), οι μόνες επιλογές μας είναι το ON/OFF κουμπί. Όλα μέσω διακοπής (interrupt) και συγκεκριμένα το Bt_stop / retract με διπλή λειτουργία.

- Πάτημα → Σταμάτημα θέρμανσης
- Παρατεταμένο πάτημα 3 δευτερολέπτων → Απόσυρση (Retract) εμβόλου και σταμάτημα θέρμανσης

Με το που φτάσει πρώτη φορά ο ΑΟΔ ελεγκτής (PID Controller) στην επιθυμητή θερμοκρασία, τότε ξεκινάει να ανάβει σταθερά το Led της αντίστοιχης θερμοκρασίας του, που όσο δεν είχε ακόμα επιτευχθεί, αναβόσβηνε.

Όταν φτάσουμε πρώτη φορά στην επιθυμητή θερμοκρασία, τότε και μόνο τότε ενεργοποιείται το κουμπί (Bt_extrude [PA12]). Το Bt_extrude λειτουργεί ως εξής:

Κάθε φορά που πατιέται, ανάβουν τα Led επισκόπησης (Led_ring) [Pc15], ώστε να βλέπουμε στην περιοχή της απόθεσης του υλικού και να διευκολύνεται η χρήση της συσκευής από τον χρήστη. Τα Led παραμένουν ανοιχτά για τα επόμενα 3 δευτερόλεπτα.

Εφόσον πατηθεί το κουμπί Bt_extrude, τότε έχουμε και την έναρξη λειτουργίας του σερβοκινητήρα [PB7]. Μέχρι να σταματήσει το Bt_extrude να είναι πατημένο. Όταν σταματήσει να είναι πατημένο το Led_ring συνεχίζει να λειτουργεί για ακόμα 5 δευτερόλεπτα.

ΣΗΜΑΝΤΙΚΟ είναι να αναφερθεί πως παράλληλα, η λειτουργία θέρμανσης μέσω του ΑΟΔ ελεγκτή (PID Controller) δεν σταματάει.

Εφόσον εξετάστηκε η επιλογή -a-, με την επιλογή -b-, έχουμε:

Όταν πατηθεί το Bt_stop / retract [PA1], τότε έχουμε:

α → πάτημα < 3 δευτερόλεπτα → σταμάτημα σε ό,τι και να κάνει εκείνη τη στιγμή. π.χ. θέρμανση ή retract εμβόλου.

β → πάτημα παρατεταμένο για > 3 δευτερόλεπτα → σταμάτημα θέρμανσης και λειτουργίας Led_ring και απόσυρση εμβόλου στην αρχική θέση.

Τέλος, όταν ο servo φτάσει στο τέλος της σύριγγας ενεργοποιεί το κουμπί endstop, σταματάει, επανέρχεται πίσω και ανάβει το (Led_reload)[PA_5].

5.3.1 Καθορισμός Παραμέτρων για Χρονιστές (Timers) και του Μετατροπέα Αναλογικού Σήματος σε Ψηφιακό (ADC)

Για την λειτουργία του μετατροπέα Αναλογικού Σήματος σε Ψηφιακό (ADC) και των Χρονιστών (Timers), είτε για παραγωγή σήματος PWM, είτε για χρήση τους ως διακοπή (interrupt), είναι απαραίτητος ο καθορισμός κάποιων τιμών. Η διαδικασία μπορεί να γίνει έμμεσα από το περιβάλλον χρήστη και να δημιουργηθεί αυτόματα από το Cube IDE ο απαραίτητος κώδικας ή άμεσα μέσω γραφής του αντίστοιχου κώδικα.

5.3.1.1 Χρονιστές (Timers)

Στο πρόγραμμα χρησιμοποιήθηκαν 3 timers.

1. Timer 3: Χρήση του ως διακοπή (interrupt) για δημιουργία καθυστέρησης (delay) χωρίς να μπλοκάρεται η εκτέλεση του προγράμματος.
2. Timer 16: Χρήση του για παραγωγή PWM για τον έλεγχο του servo.
3. Timer 17: Χρήση του για παραγωγή PWM για τον έλεγχο του mosfet θέρμανσης και κατ' επέκταση του ρεύματος, άρα και της θέρμανσης της αντίστασης.

Για τον καθορισμό των τιμών θα χρησιμοποιηθούν οι παρακάτω σχέσεις:

$$f_{final} = \frac{f_{sys}/PSC}{ARR} \quad (5.1)$$

$$f = \frac{1}{T} \quad (5.2)$$

Timer 3: Για μέτρηση χρόνου και δημιουργία delay 3 δευτερολέπτων δημιουργήθηκε timer με περίοδο $T_{tim3} = 3s$ άρα μέσω της Σχέσης 5.2, με συχνότητα $F_{tim3} = 0.3333334Hz$.

Για να γίνει αυτό χρησιμοποιήθηκε Prescaler (PSC) με τιμή 60000 ώστε η συχνότητα του HSI (Internal clock) να μειωθεί και μετά μέσω του Auto Reload Register (ARR) και τιμής του 800 να πάρουμε την επιθυμητή συχνότητα.

```
htim3.Instance = TIM3;  
htim3.Init.Prescaler = 60000-1;  
htim3.Init.CounterMode = TIM_COUNTERMODE_UP;  
htim3.Init.Period = 800-1;  
htim3.Init.ClockDivision = TIM_CLOCKDIVISION_DIV1;  
htim3.Init.AutoReloadPreload = TIM_AUTORELOAD_PRELOAD_DISABLE;
```

Εικόνα 5.4: Timer 3

Timer 16: Λόγω της χρήσης σερβοκινητήρα το PWM σήμα πρέπει να έχει συχνότητα 40-50Hz, επομένως σύμφωνα με την Σχέση 5.1 και ορίζοντας μια πρώτη τιμή για $PSC = 100$, προκύπτει τιμή για $ARR=3300$

```
htim16.Instance = TIM16;  
htim16.Init.Prescaler = 99;  
htim16.Init.CounterMode = TIM_COUNTERMODE_UP;  
htim16.Init.Period = 3299;  
htim16.Init.ClockDivision = TIM_CLOCKDIVISION_DIV1;  
htim16.Init.RepetitionCounter = 0;  
htim16.Init.AutoReloadPreload = TIM_AUTORELOAD_PRELOAD_DISABLE;
```

Εικόνα 5.5: Timer 16

Timer 17: Χρήση PSC = 16 και ARR = 60000 δίνουν συχνότητα $f_{tim17} = 16.667\text{Hz}$ η οποία δίνει τα περιθώρια ελέγχου του ρεύματος στο mosfet και δεν δημιουργεί πρόβλημα.

```
htim17.Instance = TIM17;
htim17.Init.Prescaler = 16-1;
htim17.Init.CounterMode = TIM_COUNTERMODE_UP;
htim17.Init.Period = 60000-1;
htim17.Init.ClockDivision = TIM_CLOCKDIVISION_DIV1;
htim17.Init.RepetitionCounter = 0;
htim17.Init.AutoReloadPreload = TIM_AUTORELOAD_PRELOAD_DISABLE;
```

Εικόνα 5.6: Timer 17

5.3.1.2 ADC1

Για την ρύθμιση των τιμών του μετατροπέα Αναλογικού Σήματος σε Ψηφιακό (ADC) σημαντικό είναι να αναφερθεί πως υπάρχει ελάχιστη τιμή περιόδου συλλογής δειγμάτων (sampling time) και ορίζεται στα 4μS βάση του κατασκευαστή, όπως φαίνεται στην Εικόνα 5.7.

t_{S_refint} (1)	ADC sampling time when reading the internal reference voltage	-	4(2)	-	-	μs
---------------------	---	---	------	---	---	----

Εικόνα 5.7: ADC Χρόνος δειγματοληψίας (sampling time)

Οπότε, η συχνότητα που προκύπτει είναι 250kHz. Η συχνότητα ορίζεται από την παρακάτω Σχέση 5.3. Αντικαθιστώντας στην σχέση το αποτέλεσμα που προκύπτει είναι Sampling cycles = 32. Αυτό είναι το ελάχιστο που μπορεί να επιλεγεί, χωρίς να δημιουργεί θέμα στο πρόγραμμα, οπότε κάθε επιλογή μεγαλύτερη αυτού είναι αποδεκτή. Συγκεκριμένα η επιλογή στο πρόγραμμα αυτό είναι 79.5 cycles.

$$f_{ADC} = \frac{f_{sys}/2}{\text{Sampling cycles}} \quad (5.3)$$

5.3.2 Παράθεση Τμημάτων του Κώδικα και Παράλληλη Επεξήγηση

Το κυρίως σώμα του προγράμματος και πιο συγκεκριμένα στο while (1) (infinite loop) έχει κώδικα που κάνει έλεγχο αν πατήθηκε το κουμπί επιλογής θερμοκρασίας Bt_heat και στην συνέχεια μέσω της χρήσης cases, ανάλογα με τις φορές που θα πατηθεί επιλέγεται και το αντίστοιχο case που αντιστοιχεί στις 3 θερμοκρασίες. Μετά γίνεται εκχώρηση της τιμής θερμοκρασίας στην μεταβλητή set_temp. Το πρόγραμμα προχωράει με την έναρξη του ΑΟΔ ελεγκτή (PID Controller), τον έλεγχο της τιμής θερμοκρασίας μέσω του ADC και την εκχώρηση κάθε φορά, μετά από τους υπολογισμούς, της τιμής παλμού για έξοδο διαμόρφωσης εύρους παλμού (PWM) μέσω του timer 17. Τέλος γίνεται έλεγχος για περίπτωση υπερθέρμανσης, που απενεργοποιεί την θέρμανση και ενεργοποιεί όλα τα ενδεικτικά led για προειδοποίηση του χρήστη. Ο ατέρμων βρόγχος (while loop) επαναλαμβάνεται πάλι από την αρχή.

Παρακάτω παρατίθεται το απλουστευμένο διάγραμμα ροής της λειτουργίας του προγράμματος χωρίς τις συναρτήσεις διακοπής (interrupt functions) Εικόνα 5.8 . Το διάγραμμα αυτό ανταποκρίνεται στο κυρίως σώμα του κώδικα που παρατίθεται ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ C.

Οι επιπλέον λειτουργίες κάνουν χρήση διακοπής (interrupt) για να μην μπλοκάρουν την εκτέλεση του προγράμματος και είναι γραμμένες ως συναρτήσεις. Η περιγραφή κάθε ελέγχου μέσα στον κώδικα γίνεται με παράθεση σχόλιων για καλύτερη κατανόηση του κώδικα, αλλά και για ευκολότερη δυνατότητα αποσφαλμάτωσης κατά τη διάρκεια της σύνθεσής του και των δοκιμών. Παρακάτω στην Εικόνα 5.9 παρατίθεται ως παράδειγμα η συνάρτηση ελέγχου για τα κουμπιά Bt_stop-retract και Bt_extrude και στην συνέχεια δίνεται και το διάγραμμα ροής στην Εικόνα 5.10 , που παρουσιάζει απλουστευμένα την λειτουργία του κώδικα σε αυτό το σημείο.

```
void HAL_GPIO_EXTI_Rising_Callback(uint16_t GPIO_Pin) ///when Bt_stop_retract stops being pressed find the time elapsed and act accordingly
{
    if (GPIO_Pin == GPIO_PIN_1)
    {
        uint32_t buttonPressDuration = HAL_GetTick() - BtStopRetract_StartTime;
        if (buttonPressDuration < 1500 && buttonPressDuration > 100) //if it is pressed for less than 1500 ticks and more than 100 ticks, then stop everything
        {
            terminateProcedures();
        }
        if (buttonPressDuration > 1500)//if it is pressed for more than 1500 ticks, then stop everything and bring servo to 0 degree position
        {
            terminateProcedures();
            if (servo_direction == 1 && servo_endstops == 0 && servo_returned == 0)
            {
                HAL_GPIO_WritePin(GPIOA, GPIO_PIN_5, GPIO_PIN_RESET);

                servo_direction = 0;
                servo_endstops = 0;
                HAL_TIM_PWM_Start(&htim16, TIM_CHANNEL_1);

                __HAL_TIM_SET_COMPARE(&htim16, TIM_CHANNEL_1, backwards);
                servo_returned = 1;
            }

            terminateProcedures();
        }
    }
}

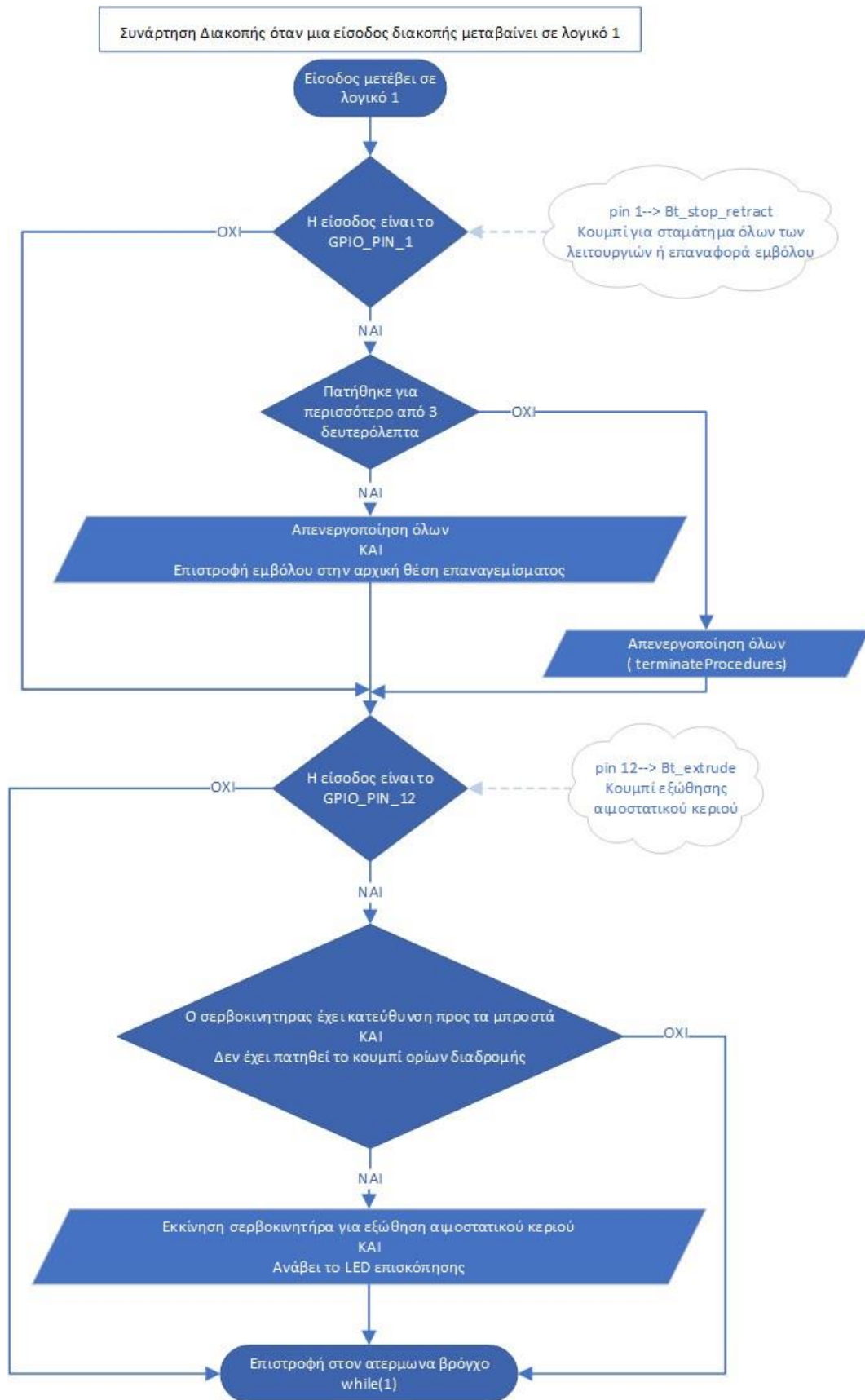
if (GPIO_Pin == GPIO_PIN_12) //if Bt_extrude is pressed
{
    if (Extrude_enable==1 && servo_endstops == 0)
    {
        servo_returned = 0;
        servo_direction = 1;
        HAL_TIM_PWM_Start(&htim16, TIM_CHANNEL_1);

        __HAL_TIM_SET_COMPARE(&htim16, TIM_CHANNEL_1, forward);

        HAL_TIM_Base_Stop_IT(&htim3); // Stop the timer
        HAL_GPIO_WritePin(GPIOC, GPIO_PIN_15, GPIO_PIN_SET);
        //HAL_TIM_PWM_Start(&htim16, TIM_CHANNEL_1);
    }
}
}
```

Εικόνα 5.9: Συνάρτησης διακοπής (με αντίχρεση λογικού 1 στις προκαθορισμένες εισόδους)

Κεφάλαιο 5ο:

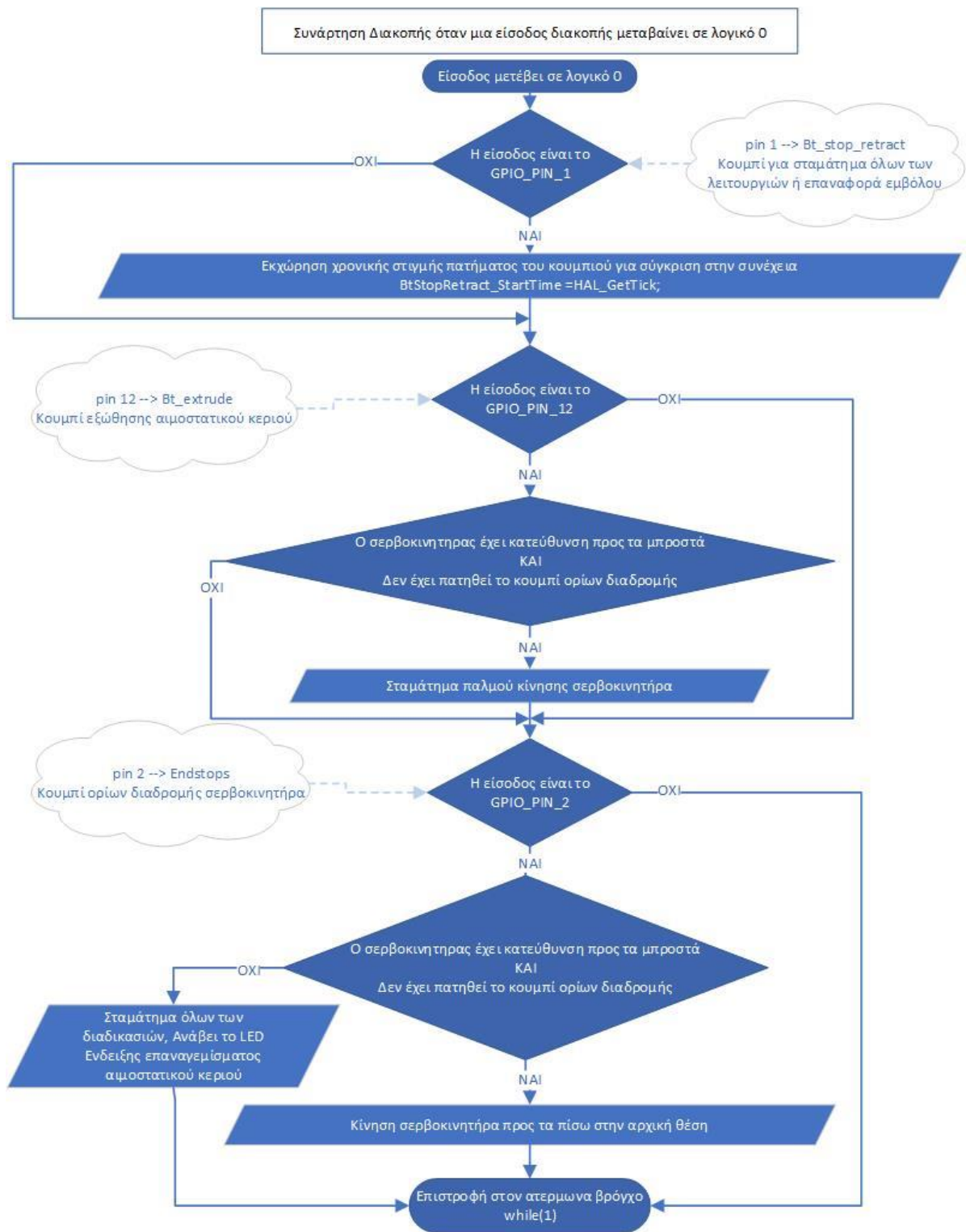


Εικόνα 5.10: Διάγραμμα ροής συνάρτησης διακοπής (με ανίχνευση λογικού 1 στις προκαθορισμένες εισόδους)

Επίσης μέσω της συνάρτησης ανίχνευσης διακοπής γίνεται έλεγχος και για λογικό 0, το οποίο στα κουμπιά Bt_stop_retract (GPIO_PIN_1) και endstops (GPIO_PIN_2) θεωρείται ως πάτημα κουμπιού λόγω της συνδεσμολογίας τους. Αντίθετα το Bt_extrude ακολουθεί την αντιστοιχία του λογικού 0 και στην κατάστασή του, οπότε σε αυτή την συνάρτηση διακοπής γίνεται ανίχνευση του σταματήματος πατήματος του κουμπιού. Στην Εικόνα 5.11 και στην Εικόνα 5.12 εντοπίζεται αντίστοιχα το μέρος του κώδικα στον οποίο γίνεται αναφορά και το διάγραμμα ροής που κάνει μια απόδοση της λειτουργίας αυτού.

```
void HAL_GPIO_EXTI_Falling_Callback(uint16_t GPIO_Pin)
{
    if (GPIO_Pin == GPIO_PIN_1) // When Bt_stop_retract is pressed start measuring time
    {
        overheating = 1;
        BtStopRetract_StartTime = HAL_GetTick(); // Record button press start time
    }
    if (GPIO_Pin == GPIO_PIN_12) // Bt_extrude stops being pressed
    {
        if (servo_endstops == 0)
        {
            if ( servo_direction == 1 && servo_endstops == 0 )
            {
                HAL_TIM_PWM_Stop(&htim16, TIM_CHANNEL_1);
            }
            HAL_TIM_Base_Start_IT(&htim3);
            __HAL_TIM_SET_COUNTER(&htim3, 0);
        }
    }
    if (GPIO_Pin == GPIO_PIN_2) //Endstop is pressed
    {
        if (servo_direction == 1 && servo_endstops == 0)
        {
            __HAL_TIM_SET_COMPARE(&htim16, TIM_CHANNEL_1, backwards);
            servo_direction = 0 ;
            servo_endstops = 1;
            servo_returned = 1;
            endstop_time = HAL_GetTick();
        }
        else
        {
            endstop_current_time = HAL_GetTick();
            if (1000 < endstop_current_time - endstop_time)
            {
                servo_endstops = 0;
                servo_direction = 1;
                HAL_TIM_PWM_Stop(&htim16, TIM_CHANNEL_1);
                servo_returned = 1;
                HAL_GPIO_WritePin(GPIOA, GPIO_PIN_5, GPIO_PIN_RESET);
                terminateProcedures();
            }
        }
    }
}
```

Εικόνα 5.11: Συνάρτησης διακοπής (με ανίχνευση λογικού 0 στις προκαθορισμένες εισόδους)



Εικόνα 5.12: Διάγραμμα ροής συνάρτησης διακοπής (με ανίχνευση λογικού 0 στις προκαθορισμένες εισόδους)

5.4 Ανέβασμα Προγράμματος στον Μικροελεγκτή

Για τον προγραμματισμό χρησιμοποιήθηκε το stlink v2 και έγινε με χρήση Serial Wire Debug protocol (SWD). Το πρωτόκολλο αυτό κάνει χρήση 2 γραμμών:

- SWDIO→Αμφίδρομη επικοινωνία δεδομένων
- SWCLK→Clock source από τον υπολογιστή προς τον μικροελεγκτή

Αυτές οι 2 λειτουργίες έχουν εκχωρηθεί στα pin PA14 και PA13 τα οποία συνδέονται στην πλακέτα σε κλέμα για τον αντάπτορα προγραμματισμού μαζί με την τροφοδοσία και την γείωση.

5.5 Ρύθμιση του ΑΟΔ Ελεγκτή (PID Controller)

Για την ρύθμιση των μεταβλητών του ΑΟΔ ελεγκτή (PID Controller) (Proportional-Integral-Derivative) controller ακολουθήθηκε η διαδικασία του manual tuning. Η διαδικασία αυτή περιλαμβάνει τα εξής βήματα:

- Ρύθμιση του K_p (Proportional Gain):
- Τιμή του K_p ίση με μηδέν.
- Αύξηση της τιμής του K_p στο ελάχιστο δυνατό επίπεδο που προκαλεί απόκριση του συστήματος.
- Αύξηση του K_p (π.χ., 10%) μέχρι να επιτευχθεί η επιθυμητή απόκριση χωρίς overshoot.
- Ρύθμιση του K_i (Integral Gain):
- Τιμή του K_i ίση με μηδέν.
- Αύξηση της τιμής του K_i με μικρά βήματα, επιτρέποντας στο σφάλμα να συσσωρεύεται και να διορθώνεται.
- Ρύθμιση του K_d (Derivative Gain):
- Τιμή του K_d ίση με μηδέν.
- Αύξηση του K_d για να ελεγχθεί τυχόν απότομη αλλαγή του σφάλματος και να αποφευχθεί η υπερβολική απόκριση ή ταλάντωση.
- Αναπροσαρμογή και παρατήρηση της συμπεριφορά του συστήματος και τη χρονική απόκριση, προσέχοντας τυχόν υπερβολική απόκριση, αστάθεια ή αργή αντίδραση.
- Επανάληψη όλων των παραπάνω βημάτων μέχρι η απόκριση του συστήματος να είναι χωρίς διακυμάνσεις και να γίνεται με γρήγορο ρυθμό.

5.6 Επίλογος

Η συσκευή μέσου του προγράμματος αξιοποιεί όσο είναι δυνατόν τις δυνατότητες των περιφερειακών για μια εύρυθμη λειτουργία αλλά και ασφαλή και εύκολη χρήση. Σε αυτό το κεφάλαιο έγινε αναφορά της διαδικασίας που ακολουθήθηκε για τον προγραμματισμό καθώς επίσης και ο τρόπος που υπολογίστηκαν κάποιες τιμές για να εκχωρηθούν μέσα στο πρόγραμμα.

Κεφάλαιο 6ο: Συναρμολόγηση των Επιμέρους Τμημάτων για την Υλοποίηση της Συσκευής

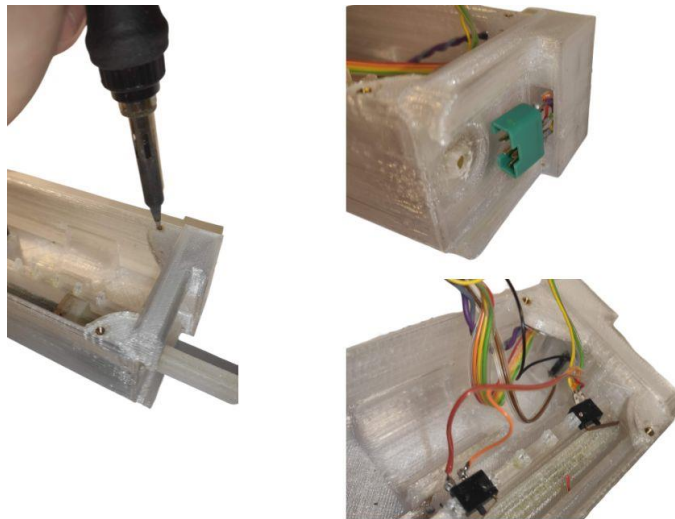
6.1 Εισαγωγή

Η συναρμολόγηση της συσκευής αποτελεί βασικό κεφάλαιο στην μελέτη και κατασκευή συσκευών στον τομέα της ηλεκτρονικής. Ουσιώδεις δεξιότητες του Ηλεκτρονικού Μηχανικού είναι η ικανότητα κατανόησης των διαδικασιών προγραμματισμού, σχεδιασμού των κυκλωμάτων και συναρμολόγησης. Με την ακριβή τοποθέτηση και σύνδεση των τμημάτων της συσκευής μπορεί να διεξαχθεί και έλεγχος της σωστής λειτουργίας της και να γίνει και διενέργεια δοκιμών και μετρήσεων. Σε αυτό το κεφάλαιο θα περιγραφεί, με την υποστήριξη από φωτογραφικό υλικό, η διαδικασία σύνδεσης των επιμέρους τμημάτων που αποτελούν την συσκευή.

6.1.1 Συναρμολόγηση

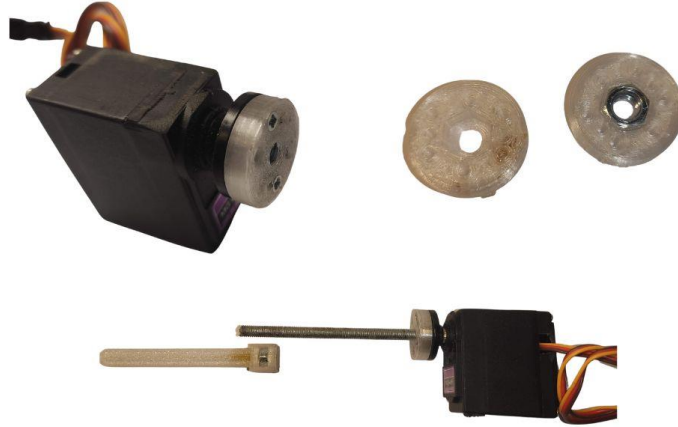
Πρώτο βήμα στην συναρμολόγηση ήταν η συγκέντρωση όλων των τμημάτων. Συγκεκριμένα του κυκλώματος της πλακέτας, των εξωτερικών στοιχείων του κυκλώματος (διακόπτης, κουμπιά, led κλεμα σύνδεσης), της μπαταρίας, του servo κινητήρα, των πλαστικών εκτυπωμένων τμημάτων, της εκτυπωμένης σύριγγας αλουμινίου, καλωδίων σύνδεσης, αντίστασης θέρμανσης χρωμονικελίνης και μέσω σύνδεσης όπως κόλλα στιγμής, βίδες, παξιμάδια και καλάι.

Στη συνέχεια τοποθετήθηκαν οι διακόπτες Endstop και τα threaded inserts, με άσκηση θερμότητας και πίεσης μέσω ειδικού εργαλείου συγκόλλησης στις υποδοχές οι οποίες είχαν δημιουργηθεί στο 3D σχέδιο, όπως φαίνεται και στην Εικόνα 6.1.



Εικόνα 6.1: Εισαγωγή ένθετων σπειρωμάτων (threaded inserts) και τοποθέτηση κουμπιών endstop

Ακολούθως, στην Εικόνα 6.2 παρουσιάζεται η σύνδεση των τμημάτων του συστήματος κίνησης και εξαγωγής του αιμοστατικού κεριού. Αυτή επιτυγχάνεται με την προσθήκη παξιμαδιού 5 mm στο εκτυπωμένο τμήμα σύνδεσης του servo με τον άξονα και έπειτα το βίδωμα της ντίζας του άξονα και του άξονα εμβόλου.



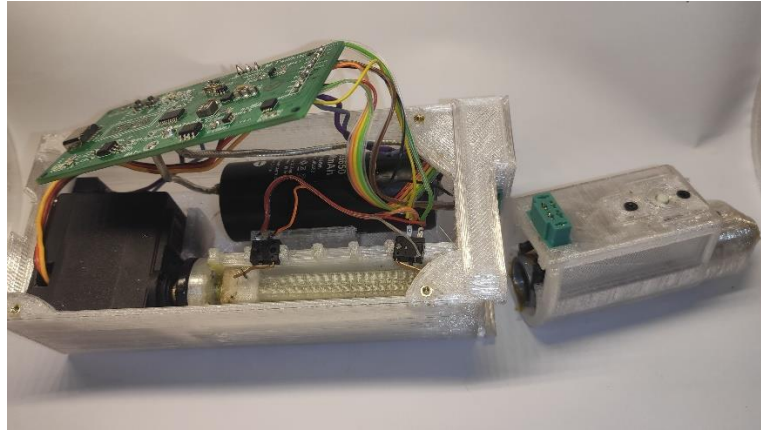
Εικόνα 6.2: Σύνδεση των τμημάτων του συστήματος κίνησης

Ακολούθησε η προετοιμασία του μεταλλικού κελύφους της σύριγγας, με αυτή να περιλαμβάνει την επένδυση εξωτερικά με karton tape, ώστε να επιτευχθεί μη αγωγή επιφάνεια, για να γίνει η περιέλιξη της αντίστασης. Η στήριξη της αντίστασης έγινε επίσης με karton tape και, τέλος, πραγματοποιήθηκε η προσθήκη του θερμίστορ, το οποίο στηρίχθηκε με ειδική θερμοαγώγιμη κόλλα, για την ακριβέστερη μέτρηση θερμοκρασίας. Η στήριξη του θερμίστορ επιτεύχθηκε και πάλι με τη χρήση karton tape. Όλα τα προαναφερθέντα παρουσιάζονται στην Εικόνα 6.3.



Εικόνα 6.3: προετοιμασία μεταλλικού κελύφους σύριγγας

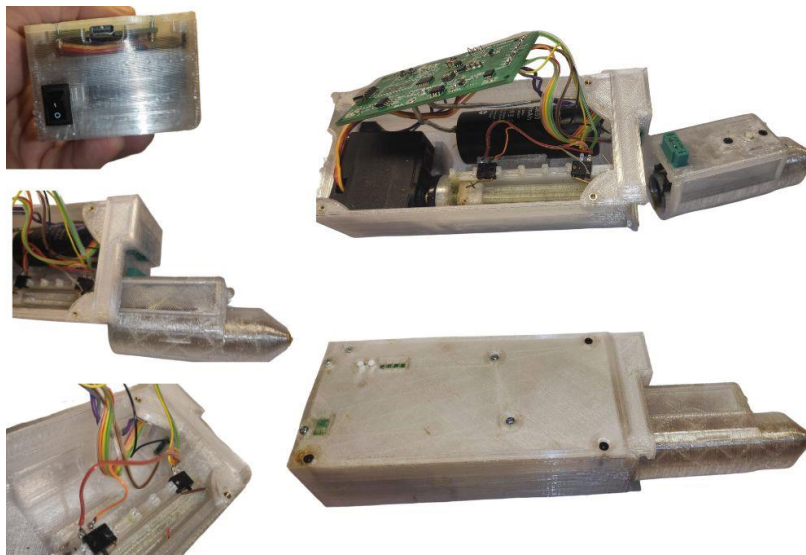
Επόμενο βήμα ήταν η τοποθέτηση του διακόπτη Enable και η σύνδεσή του μέσω καλωδίου στην πλακέτα, με τη χρήση καλάι. Έγινε επιπλέον η σύνδεση του magnetic switch, μέσω καλωδίου, με την πλακέτα και τοποθετήθηκε και συνδέθηκε με την πλακέτα η κλέμα του κυρίως σώματος, όπως αυτά απεικονίζονται στην Εικόνα 6.4.



Εικόνα 6.4: Τοποθέτηση όλων των στοιχείων της συσκευής

Στη συνέχεια, έγινε η τοποθέτηση του μηχανισμού κίνησης μέσα στο κυρίως σώμα, η τοποθέτηση της μπαταρίας και η προσάρτηση της πλακέτας πάνω στο εσωτερικό τμήμα από το καπάκι της συσκευής, αφού πρώτα προσαρτήθηκαν και κολλήθηκαν στο καπάκι οι προεκτάσεις των κουμπιών. Τέλος, βιδώθηκε το καπάκι στο κυρίως σώμα της συσκευής.

Αναφορικά με το αποσπώμενο τμήμα αναλώσιμων, έγινε τοποθέτηση του κουμπιού Bt_extrude και βιδώθηκε η πρόσοψη συγκράτησης του κουμπιού. Έγινε κόλληση των led του κουμπιού, του θερμίστορ και της αντίστασης θέρμανσης με την κλέμα και τοποθέτησή τους στις προκαθορισμένες από τη 3D εκτύπωση, θέσεις. Για την επίτευξη καλύτερης σταθεροποίησης, στην κλέμα χρησιμοποιήθηκε κόλλα στιγμής, ώστε να ελαχιστοποιηθεί η πιθανότητα μετακίνησής της κατά τη διάρκεια χρήσης. Τέλος, έγινε η τοποθέτηση μαγνήτη και στερέωσή του με κόλλα. Το σύστημα Magnetic_switch – μαγνήτης, είναι υπεύθυνο για τη λειτουργία του Enable και την αποφυγή λειτουργίας της συσκευής όταν το αποσπώμενο τμήμα αναλώσεων απουσιάζει.



Εικόνα 6.5: Η συσκευή από διάφορες οπτικές κατά τη διάρκεια της συναρμολόγησης

Κεφάλαιο 7ο: Δοκιμές και Μετρήσεις της Συσκευής

Το κεφάλαιο αυτό των μετρήσεων και των δοκιμών είναι αναπόσπαστο μέρος της μελέτης και υλοποίησης μιας συσκευής. Είναι το αποτέλεσμα, η απόδειξη και η παρουσίαση αποτελεσμάτων πως η συσκευή ανταποκρίνεται στα χαρακτηριστικά για τα οποία σχεδιάστηκε.

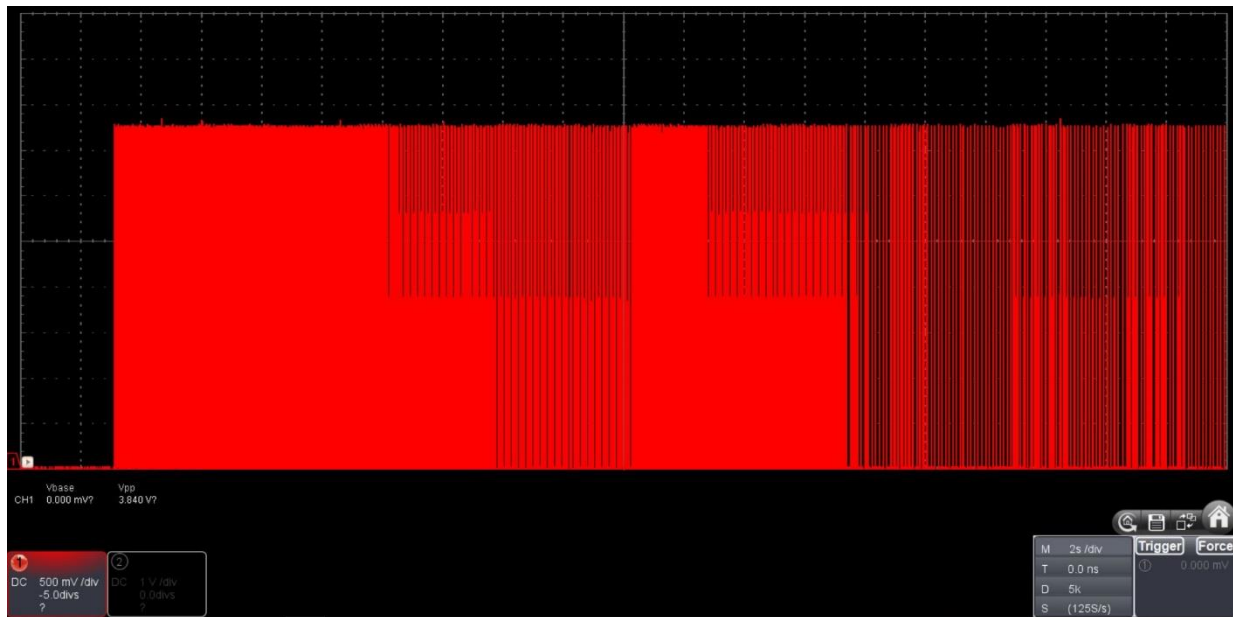
Μέχρι την ολοκλήρωση της συσκευής διεξάγονταν αδιαλείπτως μετρήσεις και έλεγχος της λειτουργίας. Με αυτόν τον τρόπο, έγινε δυνατή η εφαρμογή των απαραίτητων τροποποιήσεων σε κυκλώματα, κώδικα και εκτυπωμένα μέρη. Η ανάλυση παρακάτω δεν έχει ως αντικείμενο πραγμάτευσης αυτές τις μετρήσεις ή της διαδικασίας σύνθεσης της συσκευής, αλλά τις τελικές μετρήσεις και δοκιμές λειτουργίας για να αξιολογηθεί και ως αποτέλεσμα η δημιουργηθείσα συσκευή.

Η λειτουργία της συσκευής δοκιμάστηκε σε ελεγχόμενες συνθήκες θερμοκρασίας και υγρασίας, με αυτές να είναι: Θερμοκρασία $\rightarrow 25^{\circ}\text{C}$ Υγρασία $\rightarrow 38\%$

Χρόνοι θέρμανσης ανά επιλογή θερμοκρασίας:

- $35^{\circ}\text{C} \rightarrow 20$ Δευτερόλεπτα
- $40^{\circ}\text{C} \rightarrow 29$ Δευτερόλεπτα
- $45^{\circ}\text{C} \rightarrow 50$ Δευτερόλεπτα

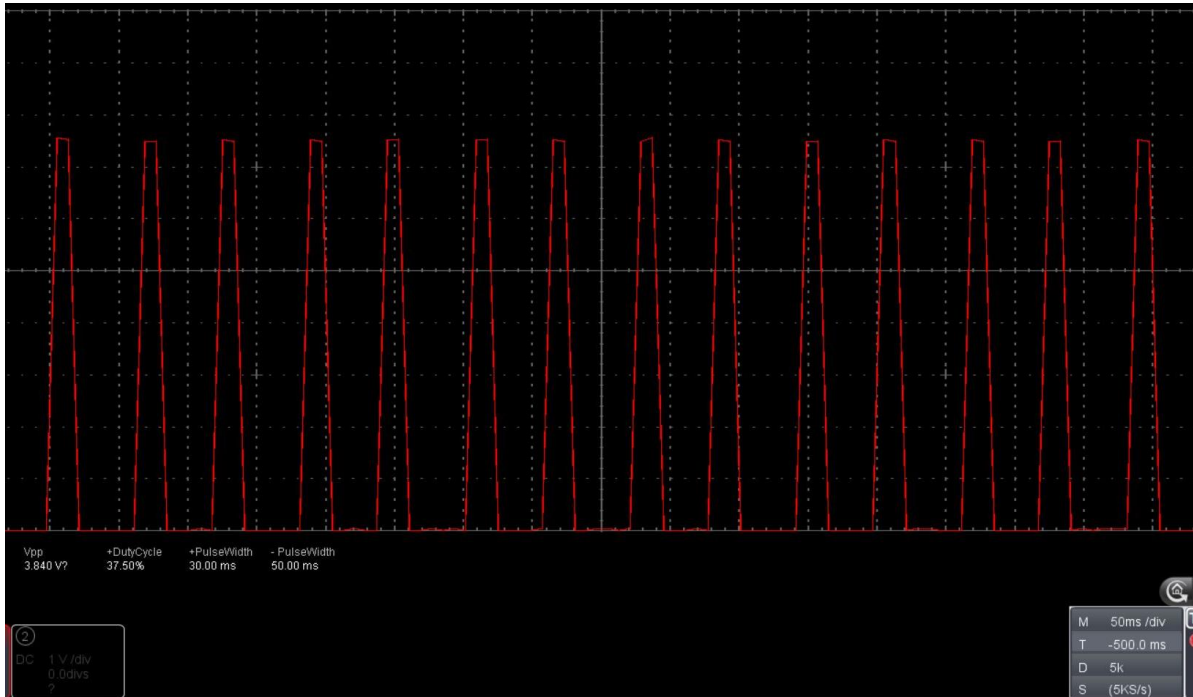
Επίσης, στην Εικόνα 7.1 φαίνεται ο παλμός από το mosfet ο οποίος φαίνεται να συμβαδίζει με την ένταση ρεύματος και την μείωση αυτής όσο μειώνεται το εύρος του παλμού. Στην αρχή το εύρος του παλμού είναι σχεδόν στο 100% και όσο θερμαίνεται η συσκευή και η θερμοκρασία πλησιάζει την επιθυμητή, τόσο μειώνεται και το εύρος παλμού, σύμφωνα με τους υπολογισμούς του ΑΟΔ ελεγκτή (PID). Τελικά, στην επιθυμητή θερμοκρασία το πλάτος του παλμού έχει σχεδόν μηδενιστεί, εκτός μικρών διαστημάτων που παράγεται παλμός για συντήρησης της θερμοκρασίας.



Εικόνα 7.1: Παλμός ελέγχου mosfet θέρμανσης

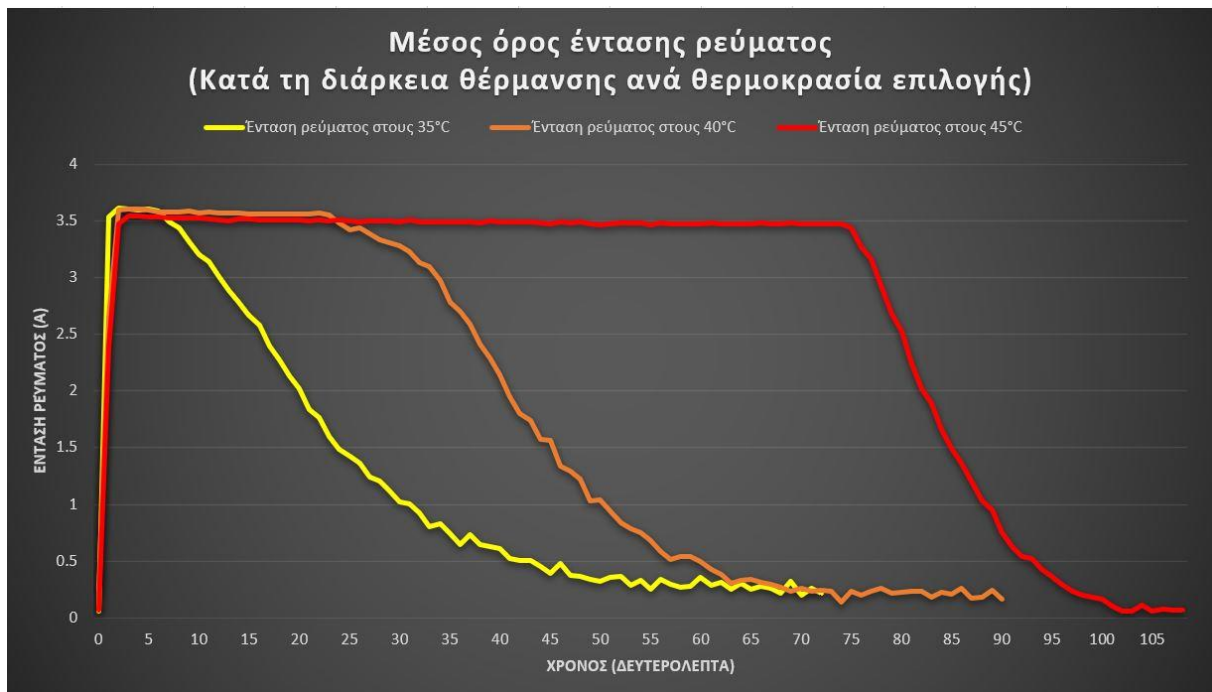
Κεφάλαιο 7ο:

Πιο συγκεκριμένα, στην Εικόνα 7.2 φαίνεται η μεγέθυνση ενός τμήματος του παλμού και οι μετρήσεις μέσω του παλμογράφου. Το τμήμα αυτό βρίσκεται σε σημείο που το εύρος του πλάτους του παλμού είναι μόνο για συντήρηση και διατήρηση της επιλεγμένης θερμοκρασίας.



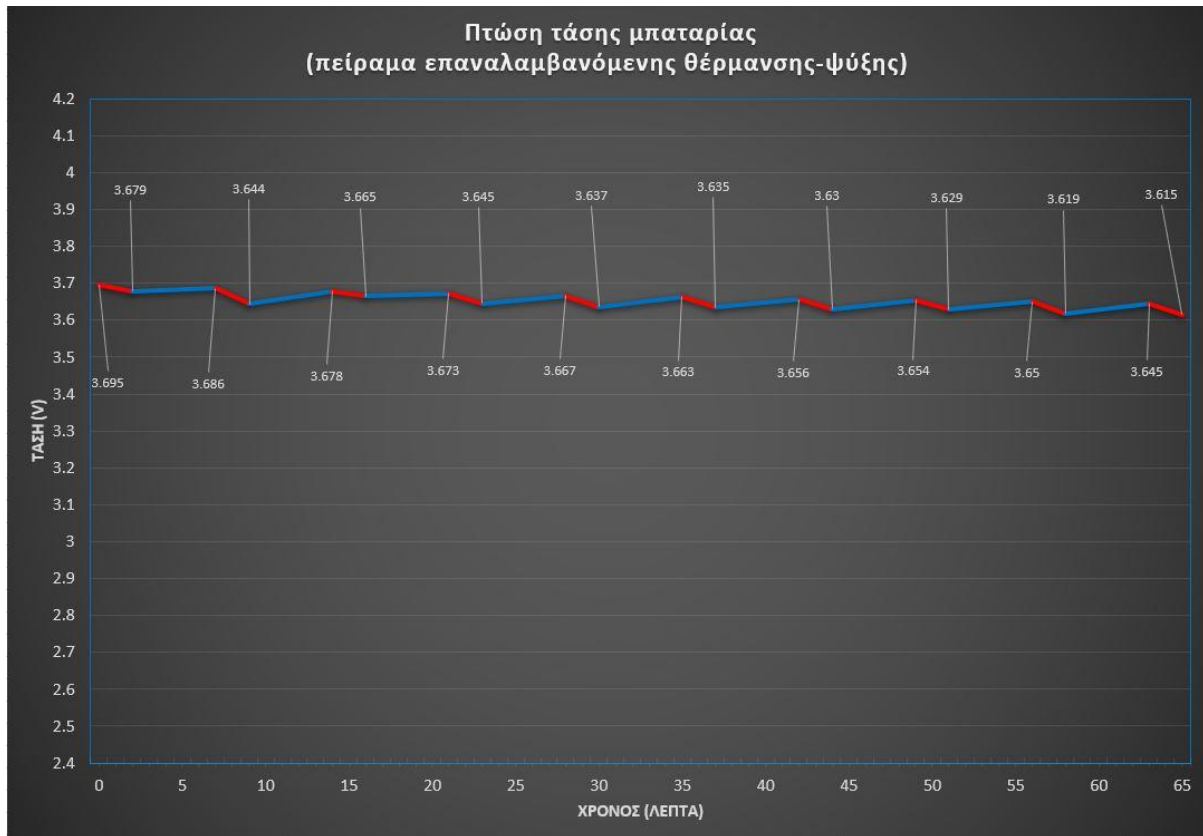
Εικόνα 7.2: Παλμός εξόδου προς την αντίσταση θέρμανσης

Για την κάθε επιλογή θερμοκρασίας ως πρόσθετο στοιχείο καταγράφηκε και η τιμή της έντασης του ρεύματος που ζητούσε από την μπαταρία όπως φαίνεται στην Εικόνα 7.3. Πιο συγκεκριμένα, φαίνεται ο μέσος όρος 4 μετρήσεων ανά θερμοκρασία. Η πτώση της έντασης του ρεύματος χρονικά, γίνεται σταδιακά όσο μικραίνει η διαφορά της επιλεγμένης επιθυμητής θερμοκρασίας με την πραγματική θερμοκρασία της συσκευής.



Εικόνα 7.3: Μέσος όρος τιμών έντασης ρεύματος στις 3 στάθμες θέρμανσης

Επιπροσθέτως, έγιναν μετρήσεις για την πτώση τάσης σε σχέση με τον χρόνο χρήσης με αυτές να δίνουν το αποτέλεσμα που φαίνεται στην Εικόνα 7.4. Οι δοκιμές συγκεκριμένα έγιναν με θέρμανση στους 45°C για δυο λεπτά. Μέτρηση θερμοκρασίας πριν και μετά την θέρμανση. Έπειτα πέντε λεπτά ψύξη της συσκευής ώστε να επανέλθει στους 25°C και επανάληψη των μετρήσεων. Συνολικά έγιναν 10 μετρήσεις σε διάστημα μιας ώρας και πέντε λεπτών.



Εικόνα 7.4: Κύκλος συνεχούς θέρμανσης - ψύξης και η επίπτωση στην τάση μπαταρίας

Ακόμα, για τέσσερις ώρες και τριάντα λεπτά η συσκευή ενεργοποιήθηκε και επιλέχθηκε η θέρμανση στους 45 °C, που είναι και η υψηλότερη θερμοκρασία επιλογής. Αυτό έγινε για να διαπιστωθεί περαιτέρω η ικανότητα του κυκλώματος να λειτουργήσει αδιάλειπτα και να διαπιστωθεί η ικανότητα της μπαταρίας να παρέχει χρόνους λειτουργίας που μπορούν να θεωρηθούν αποδεκτοί για να χαρακτηριστεί η συσκευή φορητή. Η εξωτερική θερμοκρασία περιβάλλοντος και σε αυτή την μέτρηση ήταν σταθερή στους 25 °C, ώστε να μπορεί να γίνει σύγκριση των μετρήσεων αν χρειαστεί. Στην Εικόνα 7.5 παρουσιάζεται το γράφημα της συνεχούς θέρμανσης.

Από τα δεδομένα του γραφήματος προκύπτει πως στα 245 λεπτά (4 ώρες και 5λεπτά) η τάση έπεσε με γρήγορο ρυθμό στα 3.16V και μετά επανήλθε περίπου στα 3.2V. Αυτό σημαίνει ότι σε εκείνη την χρονική στιγμή το κύκλωμα έκανε επανεκκίνηση και τερματίστηκε η λειτουργία θέρμανσης. Επομένως από 3.25V μέχρι 4.2V η συσκευή μπορεί να λειτουργήσει ομαλά προσφέροντας ικανό χρόνο λειτουργίας και κατά συνέπεια αυτονομία.



Εικόνα 7.5: Συνεχής θέρμανση και πτώση τάσης μπαταρίας

Τέλος, έγινε μια μέτρηση για δοκιμή της συσκευής σε ακραίες συνθήκες. Συγκεκριμένα Θερμοκρασία -17°C και υγρασία 25%. Αυτό έγινε με την τοποθέτηση της συσκευής σε καταψύκτη για μία ώρα, ώστε η θερμοκρασία της να φτάσει στα επίπεδα θερμοκρασίας του καταψύκτη. Έπειτα, έγινε θέρμανση της συσκευής στην στάθμη των 45°C και μετρήθηκε ο χρόνος για να επιτευχθεί η θερμοκρασία, ο οποίος ήταν 2 λεπτά και 35 δευτερόλεπτα.

7.1 Φύλλο Δεδομένων Συσκευής

Συσκευή Έγχυσης αιμοστατικού Κεριού

Τάση Λειτουργίας: 3 - 4.2 V

Χωρητικότητα Μπαταρίας: 5200 mAh

Υλικό Κατασκευής: PETG

Υλικό Σύριγγας: Αλουμίνιο

Υλικό Εμβόλου: TPU

Θερμοκρασία Λειτουργίας: -17°C με 40°C

Επιλογές θέρμανσης 3 Θερμοκρασιών:

1. 35°C \rightarrow Εφικτή μετά από θέρμανση 20 δευτερολέπτων
2. 40°C \rightarrow Εφικτή μετά από θέρμανση 29 δευτερολέπτων
3. 45°C \rightarrow Εφικτή μετά από θέρμανση 50 δευτερολέπτων

Ασφάλειες Χρήσης

- Με την αφαίρεση του αναιρούμενου τμήματος αναλώσιμων διακοπή λειτουργίας συσκευής
- Ανώτατο όριο θερμοκρασίας και σταμάτημα λειτουργίας αν αυτό ξεπεραστεί

7.2 Συμπεράσματα

Βάση των παραπάνω, η συσκευή μπορεί να αποδώσει ακόμα και σε δύσκολες συνθήκες πολύ χαμηλής θερμοκρασίας και η κατανάλωση της είναι σε ικανοποιητικά επίπεδα για να μπορεί να υφίσταται ως φορητή συσκευή. Οι χρόνοι θέρμανσης την καθιστούν γρήγορη και άμεση συνεπώς στη χρήση.

Η τελική αυτονομία της συσκευής επηρεάζεται από τις συνθήκες λειτουργίας, την επιλεγμένη θερμοκρασία χρήσης και την πίεση που θα ασκείται στον σερβοκινητήρα ο οποίος στις μετρήσεις αυτές θεωρήθηκε ότι δεν καταναλώνει σημαντικά ποσά ενέργειας σε σχέση με την διαδικασία θέρμανσης.

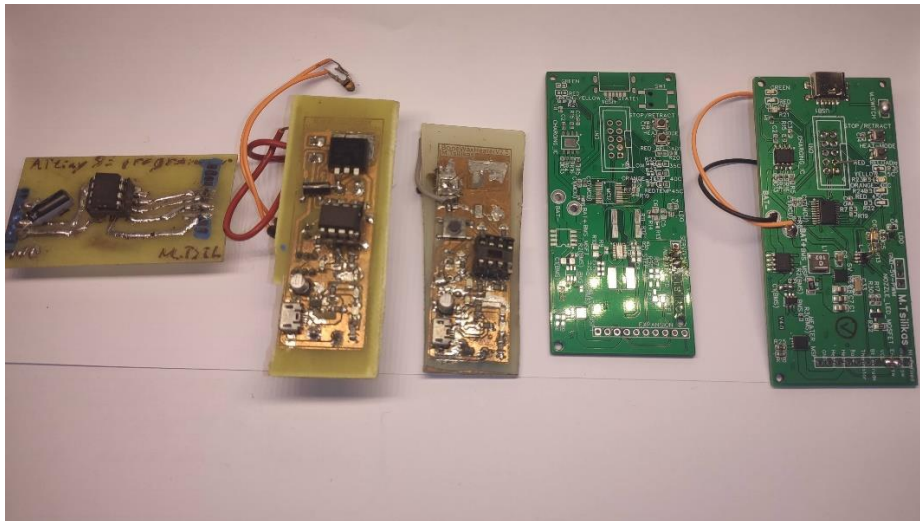
Οι στόχοι κυκλώματος και λειτουργίας επιβεβαιώνεται ότι έχουν επιτευχθεί, με την συσκευή να μπορεί να αποδώσει συνεχόμενα και χωρίς ανάγκη επαναφόρτισης με το πέρας λίγων χρήσεων.

Κεφάλαιο 8ο: Προβλήματα-Προκλήσεις και Αντιμετώπιση

Λόγω της φύσης του θέματος της Π.Ε από την πρώτη στιγμή αντιμετωπίστηκαν διάφορα προβλήματα- προκλήσεις, κυρίως στο θέμα της υπάρχουσας βιβλιογραφίας και στον απαιτήσεων που θα έπρεπε να πληροί η συσκευή. Τελικά ξεπεράστηκαν μέσω της συσχέτισης της συσκευής, όπως και αναλύθηκε, με τους 3Dεκτυπωτές και τους ατμοποιητές, (ηλεκτρονικά τσιγάρα).

Τα πρώτα πρωτότυπα δεν είχαν βασιστεί στα ειδικά χαρακτηριστικά, που μέσω της έρευνας που έγινε εκ των υστέρων θεσπίστηκαν. Αυτό είχε αποτέλεσμα να εξαχθούν σημαντικά συμπεράσματα για τα υλικά των αντιστάσεων και των καλουπιών που θα περιείχαν το αιμοστατικό κερί, αλλά και της συνεχούς παραμετροποίησης και κατά συνέπεια χρονοβόρας διαδικασίας.

Η πρώτες προσεγγίσεις που δεν έχουν αναφερθεί μέχρι τώρα είχαν δομηθεί με πολύ πιο απλό κύκλωμα και μικροελεγκτή Attiny86, ώστε να δοκιμαστούν και τα διάφορα είδη αντιστάσεων θέρμανσης. Επίσης είχαν δοκιμαστεί διαφορετικά υλικά σύριγγας αλλά και μέσου συγκράτησης της αντίστασης πάνω σε αυτήν. Στις Εικόνα 8.1 και Εικόνα 8.2 φαίνεται η πορεία του κυκλώματος και 2 προηγούμενες επιλογές υλικών σύριγγας, μετάλλου και γυαλιού καθώς και χρήση Karton tape και γύψου για συγκράτηση την αντίστασης αντίστοιχα.



Εικόνα 8.1: Η πορεία των κυκλωμάτων

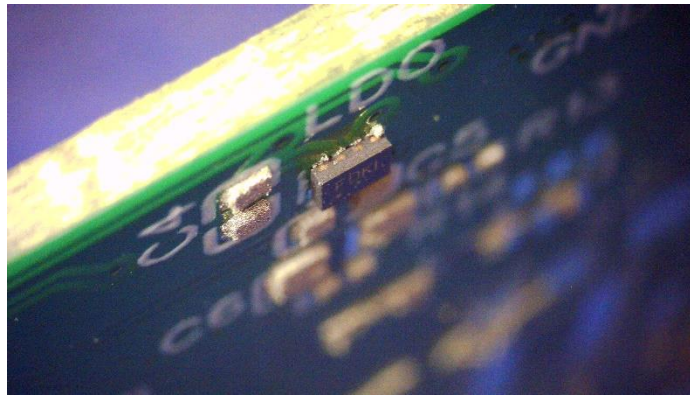


Εικόνα 8.2 : Δοκιμές υλικών για χρήση στην σύριγγα

Κεφάλαιο 8ο:

Το μεγαλύτερο πρόβλημα που τελικά έγινε πρόκληση ήταν η απαίτηση της σχεδίασης της συσκευής με τρόπο που να εξυπηρετεί την χρήση της, αυτό σήμαινε πως η καλύτερη λύση ήταν η 3d σχεδίαση και εκτύπωση. Μη έχοντας γνώσεις στον τομέα της σχεδίασης και εκτύπωσης, έγινε αγορά 3D εκτυπωτή και ξεκίνησε η πορεία εκμάθησης και έρευνας για να επιτευχθούν οι στόχοι και ο σκοπός της Π.Ε..

Η προσπάθεια σμίκρυνσης των κυκλωμάτων και του χώρου που αυτά καταλαμβάνουν οδήγησε σε δυσκολίες στην κόλληση υλικών λόγω του πολύ μικρού μεγέθους, ενδεικτικά να αναφερθεί ότι το ολοκληρωμένο μετατροπής της τάσης της μπαταρίας στα 2.2V (LDO voltage regulator) NCP186AMX180TAG. Στην Εικόνα 8.3 εμφανίζεται η κόλλησή του και διακρίνονται τα pad του με την χρήση μικροσκοπίου. Το package είναι τύπου DFN-8-EP με διαστάσεις 1.2 επί 1.6 χιλιοστά και αξιοποιεί 9 pad. Τελικά μέσω της χρήσης θερμού αέρα και solder plate κατέστη δυνατή η κόλληση κάθε εξαρτήματος χωρίς περεταίρω προβλήματα.



Εικόνα 8.3: Τοποθέτηση του NCP186AMX180TAG στην πλακέτα

Ακόμα, για τις ανάγκες της Π.Ε. απαιτούνταν εξοπλισμός τον οποίο δεν είχα, οπότε τελικά έγινε αγορά εξοπλισμού, όπως σταθμός κόλλησης με κολλητήρι και θερμό αέρα, παλμογράφος usb και μικροσκόπιο. Για την αποφυγή επιπλέον εξόδων επιλέχθηκε κατασκευή θαλάμου UV για την έκθεση και εμφάνιση φωτοευαίσθητων πλακετών και solder plate για την κόλληση της πλακέτας με τα smd υλικά.

Τέλος, ένα πρόβλημα που αντιμετωπίζει ο τομέας των ηλεκτρονικών είναι η έλλειψη διαθεσιμότητας υλικών και ήταν πολύ εμφανές από τα πρώτα στάδια της Π.Ε.. Σχεδιάζοντας τα κυκλώματα χρειάστηκε πολλές φορές να γίνει αντικατάσταση υλικών η να επανασχεδιασμός του κυκλώματος. Λόγω αυτού, στις τελευταίες δοκιμές πλέον η διαδικασία έρευνας για υλικά ξεκινούσε από την διαθεσιμότητα και μετά γινόταν έλεγχος των επιμέρους χαρακτηριστικών.

Κεφάλαιο 9ο: Συμπεράσματα και Προτάσεις Βελτίωσης

Η κατασκευή της συσκευής και οι δυνατότητές της, πληρούν τις απαιτήσεις που θεσπίστηκαν στην αρχή αυτής της Π.Ε. και είναι ένα πρώτο βήμα για την πιθανή δημιουργία μιας συσκευής που θα μπορούσε να βγει στην αγορά. Για να καταστεί εφικτή η χρήση της συσκευής σε πραγματικές συνθήκες θα ήταν ορθό να γίνουν κάποιες βελτιώσεις.

Βελτιώσεις που μπορούν να γίνουν:

- Μικρότερη μπαταρία. Οι ανάγκες της συσκευής σε ρεύμα και κατανάλωση μπορούν να ικανοποιηθούν και από 18650 μπαταρία, ώστε να γίνει εξοικονόμηση χώρου.
- Μικρότερος κινητήρας DC ή Servo. Η χρήση μικρότερου κινητήρα είναι επίσης εφικτή αλλά χρειάζεται και σχεδίαση και κατασκευή μειωτήρα στροφών για αύξηση της ροπής το οποίο και δεν έγινε λόγω των γνώσεων μηχανολογίας που αυτό απαιτεί και τον χρόνο τον οποίο θα χρειάζονταν για την σχεδίασή του.
- Διαχείριση ενέργειας (Power management). Ο μικροελεγκτής STM32G030F6P6 παρέχει αρκετές δυνατότητες όσον αφορά την εξοικονόμηση ενέργειας, η αξιοποίηση αυτών θα μπορούσε να βελτιώσει την απόδοση της συσκευής όπως επίσης και να είναι καθοριστικός παράγοντας για την επιλογή μικρότερης μπαταρίας.
- Εναλλασσόμενα ακροφύσια. Το κέλυφος της σύριγγας - δοχείο θέρμανσης, έχει σχεδιαστεί με την δυνατότητα εναλλασσόμενων ακροφυσίων αλλά λόγω κόστους εκτύπωσης σε αλουμίνιο προτιμήθηκε η δημιουργία ενιαίου κελύφους. Σε επόμενα βήματα θα ήταν χρήσιμο να τυπωθούν και να χρησιμοποιηθούν και εναλλασσόμενα ακροφύσια καθώς δίνουν δυνατότητες στον χειριστή της συσκευής για πιο λεπτομερείς κινήσεις και εφαρμογή του κεριού με μεγαλύτερη ευκολία αλλά και ακρίβεια.
- Μικρότερη τιμή αντίστασης θέρμανσης: Μείωση της αντίστασης, ώστε να αυξηθεί το ρεύμα και να γίνει δυνατή η πιο άμεση θέρμανση ακόμα και σε πιο ακραίες συνθήκες θερμοκρασίας περιβάλλοντος.
- Μεγαλύτερο ρεύμα φόρτισης. Η μπαταρίες Li-ion δίνουν και το μέγιστο ρεύμα φόρτισης ανάλογα με το μοντέλο. Σε περίπτωση επανασχεδιασμού θα ήταν χρήσιμη η χρήση μεγαλύτερου ρεύματος για να βελτιωθεί ο χρόνος φόρτισης και να μειωθεί αισθητά.
- Εργονομική λαβή. Δόθηκε έμφαση στην εργονομία της συσκευής αλλά κύριο μέλημα ήταν η σωστή λειτουργία, οπότε η εργονομία της έχει πολλά περιθώρια εξέλιξης όσον αφορά τον όγκο λαβής αλλά και κατανομής του κέντρου βάρους.
- Κέλυφος αλουμινίου: πιο συμβατή επιλογή για ένα ιατρικό εργαλείο, μείωση του όγκου, αύξηση αντοχής και πιο εύκολη αποστείρωση.
- Βελτιστοποίηση σύνδεσης αποσπώμενου τμήματος αναλώσιμων. Με καλύτερο σχεδιασμό του τρόπου σύνδεσης αλλά και χρήση rого pins μπορεί η σύνδεση του κυρίως τμήματος με το τμήμα της σύριγγας, θέρμανσης κτλ., να βελτιστοποιηθεί και να συμβάλλει τελικώς στην αισθητή μείωση του όγκου της συσκευής.
- Επιπλέον μετρήσεις απόδοσης θέρμανσης, χρόνων εκφόρτισης μπαταρίας, καθώς και υπολογισμός μέγιστου αριθμού κύκλων θέρμανσης, αλλά και κύκλων χρήσης ανά φόρτιση.

Οι προτάσεις αυτές αποτελούν συμπεράσματα που βγήκαν από την τελική κατασκευή αλλά και λεπτομέρειες που για λόγους χρόνου, κόστους αλλά και διότι αφορούσαν άλλο πεδίο, (αυτό της μηχανολογίας) και επομένως δεν υπήρχαν οι απαραίτητες γνώσεις, δεν ήταν δυνατόν να υλοποιηθούν.

9.1 Επίλογος

Η Π.Ε. αυτή είχε ως σκοπό την σχεδίαση και την κατασκευή συσκευής έγχυσης αιμοστατικού κεριού. Το αποτέλεσμα αυτής της διαδικασίας περιγράφεται στα προηγούμενα κεφάλαια με την αναφορά της ερευνητικής διαδικασίας που ακολουθήθηκε και των σταδίων που χρειάστηκαν μέχρι να ολοκληρωθεί η συσκευή.

Βασικός σκοπός της δημιουργίας της συσκευής ήταν η αντιμετώπιση των αιμορραγιών στα οστά και η θεραπεία του ασθενούς, με όσο το δυνατόν λιγότερες επιπλοκές. Κατά την κατασκευή, φυσικά, δεν απουσίασαν και τα προβλήματα και οι προκλήσεις, αλλά με συνεχή προσπάθεια και περειαίρω έρευνα επιλύθηκαν με επιτυχία.

Η δημιουργία αυτού του πρωτοτύπου της συσκευής είναι ένα πρώτο βήμα για μια μελλοντική σχεδίαση προϊόντος, χρήζει σίγουρα πολλών βελτιώσεων, δεν παύει να είναι όμως θεμέλιο για την σχεδίαση αυτού. Οι μετρήσεις και οι δοκιμές παρουσιάζουν θετικά αποτελέσματα και πλήρη λειτουργικότητα με την συσκευή να ανταποκρίνεται στους αρχικούς στόχους που ορίστηκαν στην αρχή της Π.Ε..

Στο πλαίσιο της ολοκλήρωσης της Π.Ε. θα ήθελα να ευχαριστήσω τους αναγνώστες για τον χρόνο που αφιέρωσαν και το συνολικότερο ενδιαφέρον τους.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

Ο τρόπος γραφής των βιβλιογραφικών αναφορών έγινε σύμφωνα με το πρότυπο IEEE (IEEE style):

ΑΝΑΦΟΡΕΣ

- [1] noesis, “Ορισμός Ιατρικής,” *Noesis*. <https://www.noesis.edu.gr/noesis-online/wiki-technologias/medicine/%20CE%B9%CF%83%CF%84%CE%BF%CF%81%CE%AF%CE%B1/%CE%BF%CF%81%CE%B9%CF%83%CE%BC%CF%8C%CF%82-%CE%B9%CE%B1%CF%84%CF%81%CE%B9%CE%BA%CE%AE%CF%82/> (accessed Apr. 30, 2023).
- [2] Castiglioni, Arturo. “A HISTORY of MEDICINE.” *A History of Medicine*, 2019, pp. 1–1253, www.mendeley.com/catalogue/c798c4b2-593b-32fa-a3ec-d65d06c2cff0/. Accessed 2 Apr. 2023.
- [3] Breitenfeld, T., et al. “Hippocrates: The Forefather of Neurology.” *Neurological Sciences*, vol. 35, no. 9, 16 July 2014, pp. 1349–1352, link.springer.com/article/10.1007%2Fs10072-014-1869-3, <https://doi.org/10.1007/s10072-014-1869-3>. Accessed 2 Apr. 2023.
- [4] Misa, Thomas J. “History of Technology.” Wiley-Blackwell eBooks, 24 Apr. 2009, pp. 5–17, <https://doi.org/10.1002/9781444310795.ch1>. Accessed 2 Apr. 2023.
- [5] Syed, T. Tanveer, A. Abid, and S. Anwar, “Design and Fabrication of Inexpensive Portable Polar 3D Printer,” *University of Engineering and Technology*, Mar. 2023, doi: <https://doi.org/10.1109/icrai57502.2023.10089592>.
- [6] C. J. Brown and J. M. Cheng, “Electronic cigarettes: product characterisation and design considerations,” *Tobacco Control*, vol. 23, no. suppl 2, pp. ii4–ii10, Apr. 2014, doi: <https://doi.org/10.1136/tobaccocontrol-2013-051476>.
- [7] Das, Joe M. “Bone Wax in Neurosurgery: A Review.” *World Neurosurgery*, vol. 116, Aug. 2018, pp. 72–76, <https://doi.org/10.1016/j.wneu.2018.04.222>. Accessed 2 Apr. 2023.
- [8] H. Zhou, J. Ge, Y. Bai, C. Liang, and L. Yang, “Translation of bone wax and its substitutes: History, clinical status and future directions,” *Journal of Orthopaedic Translation*, vol. 17, pp. 64–72, Apr. 2019, doi: <https://doi.org/10.1016/j.jot.2019.03.005>.
- [9] Schonauer, Claudio, et al. “The Use of Local Agents: Bone Wax, Gelatin, Collagen, Oxidized Cellulose.” *European Spine Journal*, vol. 13, no. S01, 22 June 2004, pp. S89–S96, <https://doi.org/10.1007/s00586-004-0727-z>. Accessed 2 May 2023.
- [10] Kniha, Kristian, et al. “Temperature Threshold Values of Bone Necrosis for Thermo-Explantation of Dental Implants—a Systematic Review on Preclinical in Vivo Research.” *Materials*, vol. 13, no. 16, 1 Jan. 2020, p. 3461, www.mdpi.com/1996-1944/13/16/3461/htm, <https://doi.org/10.3390/ma13163461>. Accessed 2 Apr. 2023.
- [11] Y. Smith, “3D Printed Rocket Parts and the Future of Spacecraft,” NASA, Dec. 09, 2020. <https://www.nasa.gov/image-feature/3d-printed-rocket-parts-and-the-future-of-spacecraft> (accessed Apr. 30, 2023).

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

[12] Council of the EU, “Common charger: EU ministers give final approval to one-size-fits-all charging port,” *www.consilium.europa.eu*, Oct. 24, 2022. <https://www.consilium.europa.eu/en/press/press-releases/2022/10/24/common-charger-eu-ministers-give-final-approval-to-one-size-fits-all-charging-port/> (accessed Apr. 30,2023)

[13] I. Salah, I. P. Parkin, and E. Allan, “Copper as an antimicrobial agent: recent advances,” *RSC Advances*, vol. 11, no. 30, pp. 18179–18186, 2021, doi: <https://doi.org/10.1039/d1ra02149d>.

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Α : Φύλλα δεδομένων (datasheet)

Οι σύνδεσμοι για τα φύλλα δεδομένων δίνονται παρακάτω:

[STM32G030F6P6](#)

[NCP186AMX180TAG](#)

[TP4056](#)

[CSD16340Q3](#)

[DW01](#)

[SI4204DY-T1-GE3](#)

[SI2302_C4748714](#)

[TPS61232DRCT](#)

[TXS0101DBVR](#)

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Β : Εγχειρίδιο Χρήσης

Για την ορθή λειτουργία της συσκευής διαβάστε προσεκτικά το εγχειρίδιο χρήσης.

Έναρξη λειτουργίας

- Πριν την έναρξη λειτουργίας της συσκευής είναι απαραίτητη η τοποθέτηση του αφαιρούμενου τμήματος αναλώσιμων (της μύτης) μέσω των οδηγών που υπάρχουν στο κύριο σώμα. Η τοποθέτηση γίνεται συρταρωτά.
- Για την έναρξη λειτουργίας ο γενικός διακόπτης λειτουργίας που βρίσκεται στο πίσω τμήμα της συσκευής πρέπει να τεθεί σε κατάσταση ON (I).
- Στη συνέχεια η συσκευή βρίσκεται σε λειτουργία και η ενδεικτική λυχνία (LED) ενεργοποιείται.
- Πλέον, μπορεί να γίνει η επιλογή της θερμοκρασίας μέσω του κουμπιού TEMP.SELECT. Πατώντας το κουμπί επιλέγονται οι θερμοκρασίες 35 °C, 40 °C, 45 °C.
- Η επιλεγμένη θερμοκρασία φαίνεται στα ενδεικτικά (LED). Το LED της επιλεγμένης θερμοκρασίας αναβοσβήνει.
- Μόλις η συσκευή φτάσει στην επιθυμητή θερμοκρασία, το LED της επιλεγμένης θερμοκρασίας παραμένει σταθερά αναμμένο σηματοδοτώντας τη δυνατότητα χρήσης της συσκευής. Με τη χρήση του κουμπιού που βρίσκεται στο αφαιρούμενο τμήμα αναλώσιμων (στη μύτη), γίνεται εξώθηση θερμοστατικού κεριού. Παράλληλα, ανάβει και ο φωτισμός επισκόπησης για διευκόλυνση λειτουργίας. Ο φωτισμός επισκόπησης σβήνει αυτόματα, μετά από περίπου 3 δευτερόλεπτα αδράνειας.



Τερματισμός

- Για τερματισμό λειτουργίας της συσκευής πρέπει να τεθεί ο γενικός διακόπτης λειτουργίας σε κατάσταση OFF (0). Έτσι, η τροφοδοσία της διακόπτεται.
- Για τερματισμό των επιμέρους λειτουργιών θέρμανσης μπορεί να γίνει η χρήση του κουμπιού stop / retract στο κυρίως σώμα της συσκευής. Με αυτό τον τρόπο η συσκευή τίθεται σε λειτουργία αναμονής.

Εξάντληση αναλώσιμων - αλλαγή του αφαιρούμενου τμήματος αναλώσιμων (της μύτης)

Σε περίπτωση που, κατά την χρήση, τελειώσει το αιμοστατικό κεριό μέσα από την σύριγγα, τότε η συσκευή, αφού μεταφερθεί αυτόματα το έμβολο στη θέση αλλαγής αναλώσιμων, μεταβαίνει σε λειτουργία αναμονής και σταματούν όλες οι λειτουργίες, ενώ ενεργοποιείται το ενδεικτικό LED «REFILL».

Στην περίπτωση που ο χρήστης θέλει να αλλάξει μύτη, τότε, με παρατεταμένο πάτημα του κουμπιού stop / retract άνω των 3 δευτερολέπτων, γίνεται η επαναφορά του εμβόλου στη θέση αλλαγής αναλώσιμων και το ενδεικτικό LED «REFILL» ενεργοποιείται. Με το που γίνει η αλλαγή – αντικατάσταση των αναλώσιμων η συσκευή είναι έτοιμη για χρήση.

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ C : Ο Κώδικας για τον STM32G030F6P6

```
/* USER CODE BEGIN Header */
/**
*****
***
* @file           : main.c
* @brief          : Main program body
*****
***
* @attention
*
* Copyright (c) 2023 STMicroelectronics.
* All rights reserved.
*
* This software is licensed under terms that can be found in the LICENSE
file
* in the root directory of this software component.
* If no LICENSE file comes with this software, it is provided AS-IS.
*
*****
***/
*/
/* USER CODE END Header */
/* Includes -----
---*/
#include "main.h"

/* Private includes -----
---*/
/* USER CODE BEGIN Includes */
#include <math.h>

/* USER CODE END Includes */

/* Private typedef -----
---*/
/* USER CODE BEGIN PTD */

/* USER CODE END PTD */

/* Private define -----
---*/
/* USER CODE BEGIN PD */

// Thermistor parameters
#define THERMISTOR_B_VALUE 3435.0 //Datasheet specified B value
#define THERMISTOR_NOMINAL_RESISTANCE 10000.0 // RTherm=10K @ 25°C
#define REFERENCE_RESISTANCE 10000.0 //R19=10k
#define REFERENCE_TEMPERATURE 298.15 // 25°C in Kelvin
#define DELAY_DURATION 3000
// ADC parameters
#define ADC_RESOLUTION 4095.0 //12 bit
#define VREF_VALUE 2.194 // when connected to battery

//Bt_heat is defined as GPIOA pin 11
#define Bt_heat_Pin GPIO_PIN_11
```

```

#define Bt_heat_GPIO_Port GPIOA

//Led_35 is defined as GPIOA pin 7
#define Led_35_Pin GPIO_PIN_7
#define Led_35_GPIO_Port GPIOA

//Led_40 is defined as GPIOA pin 3
#define Led_40_Pin GPIO_PIN_3
#define Led_40_GPIO_Port GPIOA

//Led_45 is defined as GPIOA pin 4
#define Led_45_Pin GPIO_PIN_4
#define Led_45_GPIO_Port GPIOA

/* USER CODE END PD */

/* Private macro -----
---*/
/* USER CODE BEGIN PM */

/* USER CODE END PM */

/* Private variables -----
---*/
ADC_HandleTypeDef hadc1;

TIM_HandleTypeDef htim3;
TIM_HandleTypeDef htim14;
TIM_HandleTypeDef htim16;
TIM_HandleTypeDef htim17;

/* USER CODE BEGIN PV */

// PID Controller parameters
float Kp = 10250;
float Ki = 35;
float Kd = 15;
float integral_sum = 0;
float previous_error = 0;
float set_temp = 0.0;// Desired temperature

//servo variables
uint32_t forward =190; // Pulse for moving the servo
uint32_t backwards = 320; // Pulse for moving the servo
char servo_returned = 1; // Went back to initial position
char servo_retracted = 0; //if servo retracted then it is 1
char servo_direction = 0; //1 is extruding 0 is retracting
char servo_endstops = 0;

uint16_t temp_sample = 0;
char temp_avg_ready = 0;
float temp_avg = 0;
float temp_overheating = 55; //Temperature that indicates danger
char overheating = 0;
uint32_t adc_result;
char adc_valid;
float temp_current = 0.0; //Temperature stored after read and calculated
from ADC with tSteinhart equation
float temp_offset = 0.5;
float real_temp = 0;

```

```

uint32_t endstop_current_time = 0;
uint32_t endstop_time = 0;
// Initialize button state variables

GPIO_PinState prevBtheat_state = GPIO_PIN_SET;
uint8_t Btheat_times = 0;
uint32_t debounceTime = 0 ;
uint32_t previousMillis = 0;
const uint32_t interval = 300; //LED BLINK DELAY
uint32_t currentMillis; //LED BLINKING
volatile uint32_t BtStopRetract_StartTime = 0;
volatile uint32_t BtExtrude_currentTime = 0;
volatile uint32_t BtExtrude_previousTime = 0;
volatile uint8_t BtStopRetract_Pressed = 0;
volatile uint8_t Extrude_enable=0; //enable or disable extrude button
operation
volatile uint8_t start_pid = 0;

/* USER CODE END PV */

/* Private function prototypes -----
---*/
void SystemClock_Config(void);
static void MX_GPIO_Init(void);
static void MX_ADC1_Init(void);
static void MX_TIM3_Init(void);
static void MX_TIM16_Init(void);
static void MX_TIM17_Init(void);
static void MX_TIM14_Init(void);
/* USER CODE BEGIN PFP */

/* USER CODE END PFP */

/* Private user code -----
---*/
/* USER CODE BEGIN 0 */

// Function prototypes
float calculateTemperature(float resistance);
// void PWM_SetDutyCycle(TIM_HandleTypeDef* htim, uint32_t channel,
uint16_t duty_cycle); //pwm for Heater_mosfet
void terminateProcedures(void);

/* USER CODE END 0 */

/**
 * @brief The application entry point.
 * @retval int
 */
int main(void)
{
    /* USER CODE BEGIN 1 */

    /* USER CODE END 1 */

    /* MCU Configuration-----
    ---*/

    /* Reset of all peripherals, Initializes the Flash interface and the
    SysTick. */
    HAL_Init();

```

```

/* USER CODE BEGIN Init */

/* USER CODE END Init */

/* Configure the system clock */
SystemClock_Config();

/* USER CODE BEGIN SysInit */

/* USER CODE END SysInit */

/* Initialize all configured peripherals */
MX_GPIO_Init();
MX_ADC1_Init();
MX_TIM3_Init();
MX_TIM16_Init();
MX_TIM17_Init();
MX_TIM14_Init();
/* USER CODE BEGIN 2 */

HAL_ADC_Start_IT(&hadc1); // Start ADC conversion

/* USER CODE END 2 */

/* Infinite loop */
/* USER CODE BEGIN WHILE */
while (1)
{
    GPIO_PinState Btheat_state =
HAL_GPIO_ReadPin(Bt_heat_GPIO_Port, Bt_heat_Pin); // Read the button state

    // Check if the button is pressed with debounce
    if (Btheat_state == GPIO_PIN_RESET && prevBtheat_state ==
GPIO_PIN_SET && (HAL_GetTick() - debounceTime) > 500)
    {
        debounceTime = HAL_GetTick(); // Update debounce time
        Extrude_enable=1;

        // Button is pressed, increment the button press counter
        Btheat_times++;
        start_pid = 1 ;

        // Reset the counter if it exceeds 3
        if (Btheat_times > 3)
        {
            Btheat_times = 1;
        }
    }
    // The 3 states according to the times the button is pressed
    switch (Btheat_times)
    {
        case 1:

            if (set_temp - 0.5 <= real_temp)
            {
                HAL_GPIO_WritePin(Led_35_GPIO_Port,
Led_35_Pin, GPIO_PIN_RESET);

```

```

        }
        currentMillis = HAL_GetTick(); // Get the
current time
        && set_temp > real_temp)
        if (currentMillis - previousMillis >= interval
        {
            // If the specified interval has elapsed
            previousMillis = currentMillis; // Save
the current time
            HAL_GPIO_TogglePin(GPIOA, GPIO_PIN_7); //
Toggle the LED state
        }

        // First button press
        HAL_GPIO_WritePin(Led_40_GPIO_Port, Led_40_Pin,
GPIO_PIN_SET); // Turn off Led_40
        HAL_GPIO_WritePin(Led_45_GPIO_Port, Led_45_Pin,
GPIO_PIN_SET); // Turn off Led_45
        set_temp = 35;
        break;

    case 2: // Second button press

        if (set_temp - 0.5 <= real_temp)
        {
            HAL_GPIO_WritePin(Led_40_GPIO_Port,
Led_40_Pin, GPIO_PIN_RESET);
        }
        currentMillis = HAL_GetTick(); // Get the
current time
        if (currentMillis - previousMillis >= interval
        && set_temp > real_temp)
        {
            // If the specified interval has elapsed
            previousMillis = currentMillis; // Save
the current time
            HAL_GPIO_TogglePin(Led_40_GPIO_Port,
Led_40_Pin); // Toggle the Led_40 state
        }

        HAL_GPIO_WritePin(Led_35_GPIO_Port, Led_35_Pin,
GPIO_PIN_SET); // Turn off Led_35
        HAL_GPIO_WritePin(Led_45_GPIO_Port, Led_45_Pin,
GPIO_PIN_SET); // Turn off Led_45
        set_temp = 40;
        break;

    case 3: // Third button press

        if (set_temp - 0.5 <= real_temp)
        {
            HAL_GPIO_WritePin(Led_45_GPIO_Port,
Led_45_Pin, GPIO_PIN_RESET);
        }
        currentMillis = HAL_GetTick(); // Get the
current time
        if (currentMillis - previousMillis >= interval
        && set_temp > real_temp)
        {
            // If the specified interval has elapsed

```

```

        previousMillis = currentMillis; // Save
the current time
        HAL_GPIO_TogglePin(Led_45_GPIO_Port,
Led_45_Pin); // Toggle the Led_45 state
    }

    HAL_GPIO_WritePin(Led_35_GPIO_Port, Led_35_Pin,
GPIO_PIN_SET); //Turn off Led_30
    HAL_GPIO_WritePin(Led_40_GPIO_Port, Led_40_Pin,
GPIO_PIN_SET); //Turn off Led_40
    set_temp = 45;
    break;
}

if (start_pid == 1)
{
    // read the ADC value and convert it to temperature
for the pid
    if (adc_valid ==1) //if ADC gave a new result
    {
        float voltage = (adc_result / ADC_RESOLUTION) *
VREF_VALUE; // Calculate voltage
        adc_valid = 0; //set the interrupt flag to false
        temp_current = calculateTemperature(voltage); //
Calculate temperature
        HAL_ADC_Start_IT(&hadc1); // Restart the ADC
conversion
        // Take the average temperature, to avoid
fluctuations
        if (temp_sample < 10)
        {
            temp_avg = temp_current + temp_avg; //Add the
temperature results
            temp_sample++; // Increase the number of
samples
        }
        else if (temp_sample == 10 ) // If we have 10
samples
        {
            temp_avg = temp_avg / 10; // Find the average
temperature
            temp_avg_ready = 1;
            temp_sample = 0; // Reset the counter of
samples
        }
        if (temp_avg_ready == 1) // If we have an average
temperature result
        {
            real_temp = temp_current - temp_offset; //
Adjust the temperature according to the manual calibration
            // PID
            float error = set_temp - real_temp;
            float P_term = Kp * error;
            integral_sum += error;
            float I_term = Ki * integral_sum;
            float D_term = Kd * (error - previous_error);
            float output = P_term + I_term + D_term;

            HAL_TIM_PWM_Start(&htim17, TIM_CHANNEL_1); //
Start PWM generation in TIM17_Ch_1

```

```

        if (output > 59999) // If output is greater
than the max pulse duty cycle set the max pulse duty cycle
        {
            output = 59999;
        }
        else if (output < 0) // If output is lower
than the min pulse duty cycle set the min pulse duty cycle
        {
            output = 0;
        }
        // Set PWM duty cycle
        uint16_t duty_cycle = (uint16_t)output;
        __HAL_TIM_SET_COMPARE(&htim17, TIM_CHANNEL_1,
duty_cycle);
        previous_error = error; // Update previous
error
        temp_avg_ready = 0; // Reset the flag
    }
}
}
if (real_temp >= temp_overheating)
{
    set_temp = -40;
    Btheat_times = 0;
    HAL_TIM_PWM_Stop(&htim17, TIM_CHANNEL_1);
    HAL_GPIO_WritePin(GPIOA, GPIO_PIN_3,
GPIO_PIN_RESET);
    HAL_GPIO_WritePin(GPIOA, GPIO_PIN_4,
GPIO_PIN_RESET);
    HAL_GPIO_WritePin(GPIOA, GPIO_PIN_5,
GPIO_PIN_RESET);
    HAL_GPIO_WritePin(GPIOC, GPIO_PIN_15,
GPIO_PIN_RESET);
    HAL_GPIO_WritePin(GPIOA, GPIO_PIN_7,
GPIO_PIN_RESET);
    overheating = 1;
}
if (overheating == 1 && real_temp < temp_overheating)
{
    terminateProcedures();
    overheating = 0;
}
}

/* USER CODE END WHILE */

/* USER CODE BEGIN 3 */

/* USER CODE END 3 */
}

/**
 * @brief System Clock Configuration
 * @retval None
 */
void SystemClock_Config(void)
{
    RCC_OscInitTypeDef RCC_OscInitStruct = {0};
    RCC_ClkInitTypeDef RCC_ClkInitStruct = {0};

```

```

/** Configure the main internal regulator output voltage
 */
HAL_PWREx_ControlVoltageScaling(PWR_REGULATOR_VOLTAGE_SCALE1);

/** Initializes the RCC Oscillators according to the specified parameters
 * in the RCC_OscInitTypeDef structure.
 */
RCC_OscInitStruct.OscillatorType = RCC_OSCILLATORTYPE_HSI;
RCC_OscInitStruct.HSISState = RCC_HSI_ON;
RCC_OscInitStruct.HSIDiv = RCC_HSI_DIV1;
RCC_OscInitStruct.HSICalibrationValue = RCC_HSICALIBRATION_DEFAULT;
RCC_OscInitStruct.PLL.PLLState = RCC_PLL_NONE;
if (HAL_RCC_OscConfig(&RCC_OscInitStruct) != HAL_OK)
{
    Error_Handler();
}

/** Initializes the CPU, AHB and APB buses clocks
 */
RCC_ClkInitStruct.ClockType = RCC_CLOCKTYPE_HCLK|RCC_CLOCKTYPE_SYSCLK
                               |RCC_CLOCKTYPE_PCLK1;
RCC_ClkInitStruct.SYSCLKSource = RCC_SYSCLKSOURCE_HSI;
RCC_ClkInitStruct.AHBCLKDivider = RCC_SYSCLK_DIV1;
RCC_ClkInitStruct.APB1CLKDivider = RCC_HCLK_DIV1;

if (HAL_RCC_ClockConfig(&RCC_ClkInitStruct, FLASH_LATENCY_0) != HAL_OK)
{
    Error_Handler();
}
}

/**
 * @brief ADC1 Initialization Function
 * @param None
 * @retval None
 */
static void MX_ADC1_Init(void)
{
    /* USER CODE BEGIN ADC1_Init 0 */

    /* USER CODE END ADC1_Init 0 */

    ADC_ChannelConfTypeDef sConfig = {0};

    /* USER CODE BEGIN ADC1_Init 1 */

    /* USER CODE END ADC1_Init 1 */

    /** Configure the global features of the ADC (Clock, Resolution, Data
    Alignment and number of conversion)
    */
    hadc1.Instance = ADC1;
    hadc1.Init.ClockPrescaler = ADC_CLOCK_SYNC_PCLK_DIV2;
    hadc1.Init.Resolution = ADC_RESOLUTION_12B;
    hadc1.Init.DataAlign = ADC_DATAALIGN_RIGHT;
    hadc1.Init.ScanConvMode = ADC_SCAN_DISABLE;
    hadc1.Init.EOCSelection = ADC_EOC_SINGLE_CONV;
    hadc1.Init.LowPowerAutoWait = DISABLE;
    hadc1.Init.LowPowerAutoPowerOff = DISABLE;
    hadc1.Init.ContinuousConvMode = ENABLE;

```

```

hadcl1.Init.NbrOfConversion = 1;
hadcl1.Init.ExternalTrigConv = ADC_SOFTWARE_START;
hadcl1.Init.ExternalTrigConvEdge = ADC_EXTERNALTRIGCONVEDGE_NONE;
hadcl1.Init.DMAContinuousRequests = DISABLE;
hadcl1.Init.Overrun = ADC_OVR_DATA_OVERWRITTEN;
hadcl1.Init.SamplingTimeCommon1 = ADC_SAMPLETIME_79CYCLES_5;
hadcl1.Init.SamplingTimeCommon2 = ADC_SAMPLETIME_79CYCLES_5;
hadcl1.Init.OversamplingMode = DISABLE;
hadcl1.Init.TriggerFrequencyMode = ADC_TRIGGER_FREQ_LOW;
if (HAL_ADC_Init(&hadcl1) != HAL_OK)
{
    Error_Handler();
}

/** Configure Regular Channel
*/
sConfig.Channel = ADC_CHANNEL_8;
sConfig.Rank = ADC_REGULAR_RANK_1;
sConfig.SamplingTime = ADC_SAMPLINGTIME_COMMON_1;
if (HAL_ADC_ConfigChannel(&hadcl1, &sConfig) != HAL_OK)
{
    Error_Handler();
}
/* USER CODE BEGIN ADC1_Init 2 */

/* USER CODE END ADC1_Init 2 */

}

/**
 * @brief TIM3 Initialization Function
 * @param None
 * @retval None
 */
static void MX_TIM3_Init(void)
{
    /* USER CODE BEGIN TIM3_Init 0 */

    /* USER CODE END TIM3_Init 0 */

    TIM_ClockConfigTypeDef sClockSourceConfig = {0};
    TIM_MasterConfigTypeDef sMasterConfig = {0};

    /* USER CODE BEGIN TIM3_Init 1 */

    /* USER CODE END TIM3_Init 1 */
    htim3.Instance = TIM3;
    htim3.Init.Prescaler = 60000-1;
    htim3.Init.CounterMode = TIM_COUNTERMODE_UP;
    htim3.Init.Period = 800-1;
    htim3.Init.ClockDivision = TIM_CLOCKDIVISION_DIV1;
    htim3.Init.AutoReloadPreload = TIM_AUTORELOAD_PRELOAD_DISABLE;
    if (HAL_TIM_Base_Init(&htim3) != HAL_OK)
    {
        Error_Handler();
    }
    sClockSourceConfig.ClockSource = TIM_CLOCKSOURCE_INTERNAL;
    if (HAL_TIM_ConfigClockSource(&htim3, &sClockSourceConfig) != HAL_OK)
    {
        Error_Handler();
    }
}

```

```

    }
    sMasterConfig.MasterOutputTrigger = TIM_TRGO_UPDATE;
    sMasterConfig.MasterSlaveMode = TIM_MASTERSLAVEMODE_DISABLE;
    if (HAL_TIMEx_MasterConfigSynchronization(&htim3, &sMasterConfig) !=
HAL_OK)
    {
        Error_Handler();
    }
    /* USER CODE BEGIN TIM3_Init 2 */

    /* USER CODE END TIM3_Init 2 */

}

/**
 * @brief TIM14 Initialization Function
 * @param None
 * @retval None
 */
static void MX_TIM14_Init(void)
{

    /* USER CODE BEGIN TIM14_Init 0 */

    /* USER CODE END TIM14_Init 0 */

    /* USER CODE BEGIN TIM14_Init 1 */

    /* USER CODE END TIM14_Init 1 */
    htim14.Instance = TIM14;
    htim14.Init.Prescaler = 1599;
    htim14.Init.CounterMode = TIM_COUNTERMODE_UP;
    htim14.Init.Period = 499;
    htim14.Init.ClockDivision = TIM_CLOCKDIVISION_DIV1;
    htim14.Init.AutoReloadPreload = TIM_AUTORELOAD_PRELOAD_DISABLE;
    if (HAL_TIM_Base_Init(&htim14) != HAL_OK)
    {
        Error_Handler();
    }
    /* USER CODE BEGIN TIM14_Init 2 */

    /* USER CODE END TIM14_Init 2 */

}

/**
 * @brief TIM16 Initialization Function
 * @param None
 * @retval None
 */
static void MX_TIM16_Init(void)
{

    /* USER CODE BEGIN TIM16_Init 0 */

    /* USER CODE END TIM16_Init 0 */

    TIM_OC_InitTypeDef sConfigOC = {0};
    TIM_BreakDeadTimeConfigTypeDef sBreakDeadTimeConfig = {0};

    /* USER CODE BEGIN TIM16_Init 1 */

```

```

/* USER CODE END TIM16_Init 1 */
htim16.Instance = TIM16;
htim16.Init.Prescaler = 99;
htim16.Init.CounterMode = TIM_COUNTERMODE_UP;
htim16.Init.Period = 3199;
htim16.Init.ClockDivision = TIM_CLOCKDIVISION_DIV1;
htim16.Init.RepetitionCounter = 0;
htim16.Init.AutoReloadPreload = TIM_AUTORELOAD_PRELOAD_DISABLE;
if (HAL_TIM_Base_Init(&htim16) != HAL_OK)
{
    Error_Handler();
}
if (HAL_TIM_PWM_Init(&htim16) != HAL_OK)
{
    Error_Handler();
}
sConfigOC.OCMode = TIM_OCMODE_PWM1;
sConfigOC.Pulse = 0;
sConfigOC.OCpolarity = TIM_OCPOLARITY_HIGH;
sConfigOC.OCNPolarity = TIM_OCNPOLARITY_HIGH;
sConfigOC.OCFastMode = TIM_OCFAST_DISABLE;
sConfigOC.OCIdleState = TIM_OCIDLESTATE_RESET;
sConfigOC.OCNIdleState = TIM_OCNIDLESTATE_RESET;
if (HAL_TIM_PWM_ConfigChannel(&htim16, &sConfigOC, TIM_CHANNEL_1) !=
HAL_OK)
{
    Error_Handler();
}
sBreakDeadTimeConfig.OffStateRunMode = TIM_OSSR_DISABLE;
sBreakDeadTimeConfig.OffStateIDLEMode = TIM_OSSI_DISABLE;
sBreakDeadTimeConfig.LockLevel = TIM_LOCKLEVEL_OFF;
sBreakDeadTimeConfig.DeadTime = 0;
sBreakDeadTimeConfig.BreakState = TIM_BREAK_DISABLE;
sBreakDeadTimeConfig.BreakPolarity = TIM_BREAKPOLARITY_HIGH;
sBreakDeadTimeConfig.BreakFilter = 0;
sBreakDeadTimeConfig.AutomaticOutput = TIM_AUTOMATICOUTPUT_DISABLE;
if (HAL_TIMEx_ConfigBreakDeadTime(&htim16, &sBreakDeadTimeConfig) !=
HAL_OK)
{
    Error_Handler();
}
/* USER CODE BEGIN TIM16_Init 2 */

/* USER CODE END TIM16_Init 2 */
HAL_TIM_MspPostInit(&htim16);

}

/**
 * @brief TIM17 Initialization Function
 * @param None
 * @retval None
 */
static void MX_TIM17_Init(void)
{
    /* USER CODE BEGIN TIM17_Init 0 */

    /* USER CODE END TIM17_Init 0 */

```

```

TIM_OC_InitTypeDef sConfigOC = {0};
TIM_BreakDeadTimeConfigTypeDef sBreakDeadTimeConfig = {0};

/* USER CODE BEGIN TIM17_Init 1 */

/* USER CODE END TIM17_Init 1 */
htim17.Instance = TIM17;
htim17.Init.Prescaler = 16-1;
htim17.Init.CounterMode = TIM_COUNTERMODE_UP;
htim17.Init.Period = 60000-1;
htim17.Init.ClockDivision = TIM_CLOCKDIVISION_DIV1;
htim17.Init.RepetitionCounter = 0;
htim17.Init.AutoReloadPreload = TIM_AUTORELOAD_PRELOAD_DISABLE;
if (HAL_TIM_Base_Init(&htim17) != HAL_OK)
{
    Error_Handler();
}
if (HAL_TIM_PWM_Init(&htim17) != HAL_OK)
{
    Error_Handler();
}
sConfigOC.OCMode = TIM_OCMode_PWM1;
sConfigOC.Pulse = 0;
sConfigOC.OCpolarity = TIM_OCPOLARITY_HIGH;
sConfigOC.OCNPolarity = TIM_OCNPOLARITY_HIGH;
sConfigOC.OCFastMode = TIM_OCFAST_DISABLE;
sConfigOC.OCIdleState = TIM_OCIDLESTATE_RESET;
sConfigOC.OCNIdleState = TIM_OCNIDLESTATE_RESET;
if (HAL_TIM_PWM_ConfigChannel(&htim17, &sConfigOC, TIM_CHANNEL_1) !=
HAL_OK)
{
    Error_Handler();
}
sBreakDeadTimeConfig.OffStateRunMode = TIM_OSSR_DISABLE;
sBreakDeadTimeConfig.OffStateIDLEMode = TIM_OSSI_DISABLE;
sBreakDeadTimeConfig.LockLevel = TIM_LOCKLEVEL_OFF;
sBreakDeadTimeConfig.DeadTime = 0;
sBreakDeadTimeConfig.BreakState = TIM_BREAK_DISABLE;
sBreakDeadTimeConfig.BreakPolarity = TIM_BREAKPOLARITY_HIGH;
sBreakDeadTimeConfig.BreakFilter = 0;
sBreakDeadTimeConfig.AutomaticOutput = TIM_AUTOMATICOUTPUT_DISABLE;
if (HAL_TIMEx_ConfigBreakDeadTime(&htim17, &sBreakDeadTimeConfig) !=
HAL_OK)
{
    Error_Handler();
}
/* USER CODE BEGIN TIM17_Init 2 */

/* USER CODE END TIM17_Init 2 */
HAL_TIM_MspPostInit(&htim17);

}

/**
 * @brief GPIO Initialization Function
 * @param None
 * @retval None
 */
static void MX_GPIO_Init(void)
{
    GPIO_InitTypeDef GPIO_InitStruct = {0};

```

```

/* USER CODE BEGIN MX_GPIO_Init_1 */

/* USER CODE END MX_GPIO_Init_1 */

/* GPIO Ports Clock Enable */
__HAL_RCC_GPIOB_CLK_ENABLE();
__HAL_RCC_GPIOC_CLK_ENABLE();
__HAL_RCC_GPIOA_CLK_ENABLE();

/*Configure GPIO pin Output Level */
HAL_GPIO_WritePin(Led_ring_GPIO_Port, Led_ring_Pin, GPIO_PIN_RESET);

/*Configure GPIO pin Output Level */
HAL_GPIO_WritePin(GPIOA, Led_40_Pin|Led_45_Pin|Led_reload_Pin|LED_35_Pin,
GPIO_PIN_SET);

/*Configure GPIO pin Output Level */
HAL_GPIO_WritePin(Led_on_off_GPIO_Port, Led_on_off_Pin, GPIO_PIN_RESET);

/*Configure GPIO pin : Led_ring_Pin */
GPIO_InitStruct.Pin = Led_ring_Pin;
GPIO_InitStruct.Mode = GPIO_MODE_OUTPUT_PP;
GPIO_InitStruct.Pull = GPIO_NOPULL;
GPIO_InitStruct.Speed = GPIO_SPEED_FREQ_LOW;
HAL_GPIO_Init(Led_ring_GPIO_Port, &GPIO_InitStruct);

/*Configure GPIO pins : Bt_stop_retract_Pin Bt_extrude_Pin */
GPIO_InitStruct.Pin = Bt_stop_retract_Pin|Bt_extrude_Pin;
GPIO_InitStruct.Mode = GPIO_MODE_IT_RISING_FALLING;
GPIO_InitStruct.Pull = GPIO_NOPULL;
HAL_GPIO_Init(GPIOA, &GPIO_InitStruct);

/*Configure GPIO pin : endstops_Pin */
GPIO_InitStruct.Pin = endstops_Pin;
GPIO_InitStruct.Mode = GPIO_MODE_IT_FALLING;
GPIO_InitStruct.Pull = GPIO_PULLUP;
HAL_GPIO_Init(endstops_GPIO_Port, &GPIO_InitStruct);

/*Configure GPIO pins : Led_40_Pin Led_45_Pin Led_reload_Pin
Led_on_off_Pin */
GPIO_InitStruct.Pin =
Led_40_Pin|Led_45_Pin|Led_reload_Pin|Led_on_off_Pin;
GPIO_InitStruct.Mode = GPIO_MODE_OUTPUT_OD;
GPIO_InitStruct.Pull = GPIO_NOPULL;
GPIO_InitStruct.Speed = GPIO_SPEED_FREQ_LOW;
HAL_GPIO_Init(GPIOA, &GPIO_InitStruct);

/*Configure GPIO pin : LED_35_Pin */
GPIO_InitStruct.Pin = LED_35_Pin;
GPIO_InitStruct.Mode = GPIO_MODE_OUTPUT_PP;
GPIO_InitStruct.Pull = GPIO_NOPULL;
GPIO_InitStruct.Speed = GPIO_SPEED_FREQ_LOW;
HAL_GPIO_Init(LED_35_GPIO_Port, &GPIO_InitStruct);

/*Configure GPIO pin : Bt_heat_Pin */
GPIO_InitStruct.Pin = Bt_heat_Pin;
GPIO_InitStruct.Mode = GPIO_MODE_INPUT;
GPIO_InitStruct.Pull = GPIO_NOPULL;
HAL_GPIO_Init(Bt_heat_GPIO_Port, &GPIO_InitStruct);

/*Configure GPIO pin : PB6 */

```

```

GPIO_InitStruct.Pin = GPIO_PIN_6;
GPIO_InitStruct.Mode = GPIO_MODE_IT_RISING;
GPIO_InitStruct.Pull = GPIO_NOPULL;
HAL_GPIO_Init(GPIOB, &GPIO_InitStruct);

/* EXTI interrupt init*/
HAL_NVIC_SetPriority(EXTI0_1_IRQn, 0, 0);
HAL_NVIC_EnableIRQ(EXTI0_1_IRQn);

HAL_NVIC_SetPriority(EXTI2_3_IRQn, 0, 0);
HAL_NVIC_EnableIRQ(EXTI2_3_IRQn);

HAL_NVIC_SetPriority(EXTI4_15_IRQn, 0, 0);
HAL_NVIC_EnableIRQ(EXTI4_15_IRQn);

/* USER CODE BEGIN MX_GPIO_Init_2 */
/* USER CODE END MX_GPIO_Init_2 */
}

/* USER CODE BEGIN 4 */

// ADC Start - get voltage readings
// Timer interrupt callback

void HAL_TIM_PeriodElapsedCallback(TIM_HandleTypeDef *htim)
{
    if (htim->Instance == TIM3)
    {
        // Turn off the LED
        HAL_GPIO_WritePin(GPIOC, GPIO_PIN_15, GPIO_PIN_RESET);

        // Stop the timer
        HAL_TIM_Base_Stop_IT(&htim3);
        __HAL_TIM_SET_COUNTER(&htim3, 0);
    }
}

void terminateProcedures(void)
{
    start_pid = 0;
    Extrude_enable = 0; // Disable the extrude procedure
    Bheat_times = 0;
    HAL_TIM_PWM_Stop(&htim17, TIM_CHANNEL_1);
    //HAL_TIM_PWM_Stop(&htim16, TIM_CHANNEL_1);
    HAL_ADC_Stop(&hadc1);
    HAL_GPIO_WritePin(GPIOA, GPIO_PIN_3, GPIO_PIN_SET);
    HAL_GPIO_WritePin(GPIOA, GPIO_PIN_4, GPIO_PIN_SET);
    // HAL_GPIO_WritePin(GPIOA, GPIO_PIN_5, GPIO_PIN_SET);
    HAL_GPIO_WritePin(GPIOC, GPIO_PIN_15, GPIO_PIN_RESET);
    HAL_GPIO_WritePin(GPIOA, GPIO_PIN_7, GPIO_PIN_SET);
}

void HAL_ADC_ConvCpltCallback(ADC_HandleTypeDef* h)
{
    if (h == &hadc1)
    {
        {
            adc_result = HAL_ADC_GetValue(&hadc1);
            adc_valid = 1;
        }
    }
}

// Function to calculate temperature according to Steinhart equations

```

```

float calculateTemperature(float voltage)
{
    float resistance = (REFERENCE_RESISTANCE * VREF_VALUE) / voltage -
REFERENCE_RESISTANCE;
    float steinhart = (resistance / THERMISTOR_NOMINAL_RESISTANCE); //
(R/Ro)
    steinhart = log(steinhart); // ln(R/Ro)
    steinhart /= THERMISTOR_B_VALUE; // 1/B * ln(R/Ro)
    steinhart += 1.0 / REFERENCE_TEMPERATURE; // + (1/To)
    steinhart = 1.0 / steinhart; // Invert
    return (steinhart - 273.15); // Convert to Celsius
}

void HAL_GPIO_EXTI_Falling_Callback(uint16_t GPIO_Pin)
{
    if (GPIO_Pin == GPIO_PIN_1 )// When Bt_stop_retract is pressed start
measuring time
    {
        BtStopRetract_StartTime = HAL_GetTick(); // Record button press
start time
    }
    if (GPIO_Pin == GPIO_PIN_12) // Bt_extrude stops being pressed
    {
        if ( servo_direction == 1 && servo_endstops == 0 )
        {
            HAL_TIM_PWM_Stop(&htim16, TIM_CHANNEL_1);
        }
        HAL_TIM_Base_Start_IT(&htim3);
        __HAL_TIM_SET_COUNTER(&htim3, 0);
    }
    if (GPIO_Pin == GPIO_PIN_2 ) //Endstop is pressed
    {
        if (servo_direction == 1 && servo_endstops == 0)
        {
            __HAL_TIM_SET_COMPARE(&htim16, TIM_CHANNEL_1, backwards);
            servo_direction = 0 ;
            servo_endstops = 1;
            servo_returned = 1;
            endstop_time = HAL_GetTick();
        }
        else
        {
            endstop_current_time = HAL_GetTick();
            if (1000 < endstop_current_time - endstop_time)
            {
                servo_endstops = 0;
                servo_direction = 1;
                HAL_TIM_PWM_Stop(&htim16, TIM_CHANNEL_1);
                servo_returned = 1;
                HAL_GPIO_WritePin(GPIOA, GPIO_PIN_5, GPIO_PIN_RESET);
                terminateProcedures();
            }
        }
    }
}
}

```

```

void HAL_GPIO_EXTI_Rising_Callback(uint16_t GPIO_Pin) ////when
Bt_stop_retract stops being pressed find the time elapsed and act
accordingly
{
    if (GPIO_Pin == GPIO_PIN_1)
    {
        uint32_t buttonPressDuration = HAL_GetTick() -
BtStopRetract_StartTime;
        if (buttonPressDuration < 1500 && buttonPressDuration > 100) //if
it is pressed for less than 1500 ticks and more than 100 ticks, then stop
everything
        {
            terminateProcedures();
        }
        if (buttonPressDuration > 1500)//if it is pressed for more than
1500 ticks, then stop everything and bring servo to 0 degree position
        {
            terminateProcedures();
            if (servo_direction == 1 && servo_endstops == 0 &&
servo_returned ==0)
            {
                HAL_GPIO_WritePin(GPIOA, GPIO_PIN_5, GPIO_PIN_RESET);

                servo_direction = 0;
                servo_endstops = 0;
                HAL_TIM_PWM_Start(&htim16, TIM_CHANNEL_1);

                __HAL_TIM_SET_COMPARE(&htim16, TIM_CHANNEL_1, backwards);
                servo_returned = 1;
            }

            terminateProcedures();
        }
    }
    if (GPIO_Pin == GPIO_PIN_12) //if Bt_extrude is pressed
    {
        if (Extrude_enable==1 && servo_endstops == 0)
        {
            servo_returned = 0;
            servo_direction = 1;
            HAL_TIM_PWM_Start(&htim16, TIM_CHANNEL_1);

            __HAL_TIM_SET_COMPARE(&htim16, TIM_CHANNEL_1, forward);

            HAL_TIM_Base_Stop_IT(&htim3); // Stop the timer
            HAL_GPIO_WritePin(GPIOC, GPIO_PIN_15, GPIO_PIN_SET);
            //HAL_TIM_PWM_Start(&htim16, TIM_CHANNEL_1);
        }
    }
}

/* USER CODE END 4 */

/**
 * @brief This function is executed in case of error occurrence.
 * @retval None

```

```

    */
void Error_Handler(void)
{
    /* USER CODE BEGIN Error_Handler_Debug */
    /* User can add his own implementation to report the HAL error return
state */
    __disable_irq();
    while (1)
    {
    }
    /* USER CODE END Error_Handler_Debug */
}

#ifdef  USE_FULL_ASSERT
/**
 * @brief Reports the name of the source file and the source line number
 * where the assert_param error has occurred.
 * @param file: pointer to the source file name
 * @param line: assert_param error line source number
 * @retval None
 */
void assert_failed(uint8_t *file, uint32_t line)
{
    /* USER CODE BEGIN 6 */
    /* User can add his own implementation to report the file name and line
number,
ex: printf("Wrong parameters value: file %s on line %d\r\n", file,
line) */
    /* USER CODE END 6 */
}
#endif /* USE_FULL_ASSERT */

```