

ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ

ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ
ΚΑΙ ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΩΝ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ

ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΩΝ ΣΠΟΥΔΩΝ
ΕΦΑΡΜΟΣΜΕΝΑ ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΑ ΣΥΣΤΗΜΑΤΑ

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

«Αντλία Χορήγησης Εντερικής Σίτισης ελεγχόμενη από
μικροελεγκτή ARM»



Του φοιτητή
Σιδέρη Χρήστου
Αρ. Μητρώου:52022Μ

Επιβλέπων
Γιακουμής Άγγελος
Επίκουρος Καθηγητής

Φεβρουάριος 2023

Τίτλος Δ.Ε. Αντλία Χορήγησης Εντερικής Σίτισης Ελεγχόμενη από μικροελεγκτή ARM

Κωδικός Δ.Ε. 21392

Όνοματεπώνυμο φοιτητή: Χρήστος Σιδέρης

Όνοματεπώνυμο εισηγητή: Άγγελος Γιακουμής

Ημερομηνία ανάληψης Δ.Ε.22-10-2021

Ημερομηνία περάτωσης Δ.Ε.17-02-2023

Βεβαιώνω ότι είμαι ο συγγραφέας αυτής της μεταπτυχιακής 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 Μεταπτυχιακό Πρόγραμμα Σπουδών «Εφαρμοσμένα Ηλεκτρονικά Συστήματα» στο Τμήμα Μηχανικών Πληροφορικής και Ηλεκτρονικών Συστημάτων του ΔΙ.ΠΑ.Ε.

Η παρούσα εργασία αποτελεί πνευματική ιδιοκτησία του φοιτητή Σιδέρη Χρήστου 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 απαραίτητα και αποδοχή των απόψεων του συγγραφέα, εκ μέρους του Τμήματος.

«Αφιερώνω την διπλωματική εργασία στην οικογένεια μου»

Πρόλογος

Μια ιατρική συσκευή είναι οποιαδήποτε συσκευή προορίζεται να χρησιμοποιηθεί για ιατρικούς σκοπούς. Οι ιατρικές συσκευές ωφελούν τους ασθενείς, βοηθώντας τους παρόχους υγειονομικής περίθαλψης να διαγνώσουν και να θεραπεύσουν, να ξεπεράσουν ασθένειες και να βελτιώσουν την ποιότητα ζωής τους. Ο κλάδος των ιατροτεχνολογικών προϊόντων αποτελεί όχι μόνον έναν από τους κλάδους τεχνολογικής αιχμής αλλά και έναν από τους πιο ενδιαφέροντες και πολλά υποσχόμενους κλάδους της οικονομίας καθώς η εξέλιξη της τεχνολογίας σε παγκόσμιο επίπεδο επιτρέπει πέρα από τη συνεχή βελτίωση του ήδη υπάρχοντος εξοπλισμού, την ανάπτυξη καινοτόμων επιστημονικών πεδίων.[1] Η παγκόσμια αγορά ιατρικών συσκευών παρουσιάζει ιδιαίτερο ενδιαφέρον μιας και αφορά υψηλού κόστους εξοπλισμό που το μέγεθος της αποτιμήθηκε σε 488,98 δισεκατομμύρια δολάρια ΗΠΑ το 2021 και εκτιμάτε στα 495,46 δισεκατομμύρια δολάρια ΗΠΑ για το 2022 με την τάση να είναι ανοδική για τα επόμενα χρόνια με πρόβλεψη τα 718,92 δισεκατομμύρια δολάρια ΗΠΑ το 2029, παρουσιάζοντας αύξηση στον σύνθετο ετήσιο ρυθμό ανάπτυξης (CAGR) κατά 5,5% για την περίοδο της πρόβλεψης.[2] Σκοπός της παρούσας διπλωματικής εργασίας είναι η σχεδίαση, η κατασκευή και ο προγραμματισμός μιας αντλίας χορήγησης εντερικής σίτισης η οποία να είναι σύμφωνη με τις τεχνικές προδιαγραφές που ζητάνε για την λειτουργία της οι Μονάδες Εντατικής Θεραπείας των Νοσοκομείων.

Περίληψη

Η εντερική σίτιση απασχόλησε την ανθρωπότητα από αρχαιοτάτων χρόνων. Ο λόγος που συμβαίνει αυτό είναι ότι όταν ο ανθρώπινος οργανισμός δεν σιτίζεται μέσω της φυσιολογικής οδού εισόδου της τροφής, δηλαδή την στοματική κοιλότητα, δεν μπορεί και να επιβιώσει. Κατά την διάρκεια των χρόνων και αξιοποιώντας την τεχνολογία της κάθε εποχής χρησιμοποιήθηκαν διάφοροι τρόποι σίτισης των ασθενών που δεν μπορούσαν να το κάνουν μόνοι τους. Στην σημερινή εποχή πλέον με τα μέσα που διαθέτουμε μπορούμε και κατασκευάζουμε ηλεκτρονικές συσκευές χορήγησης και αυτό υλοποιήσαμε στην παρούσα Διπλωματική Εργασία, σχεδιάσαμε και κατασκευάσαμε μία ηλεκτρονική αντλία χορήγησης εντερικής σίτισης.

Για την κατασκευή της χρησιμοποιήθηκε ο μικροελεγκτής STM32F103C8T6 λόγω των μεγάλων δυνατοτήτων του, της ευκολίας στην χρήση του αλλά και την μεγάλη υποστήριξη που λαμβάνει από την κατασκευάστρια εταιρεία STMicroelectronics. Λόγω απαίτησης των προδιαγραφών κατασκευής και των περιορισμών ως προς τον αποκλεισμό της μεταφερόμενης τροφής από το να έρχεται σε επαφή με οπουδήποτε μηχανικό μη αποστειρωμένο μέρος, επιλέχθηκε για την άντληση και μεταφορά της τροφής η λύση της περισταλτικής αντλίας και τα παρελκόμενα της, όπως ο σωλήνας σιλικόνης, κατάλληλα επεξεργασμένος για την συγκεκριμένη χρήση.

Αναλύθηκαν και καταγράφηκαν όλα τα στάδια που χρειάζονται για την δημιουργία μίας τέτοιας συσκευής, το στάδιο της κατασκευής με τα λογισμικά που χρησιμοποιήθηκαν, το στάδιο του προγραμματισμού και τα υποστηρικτικά προγράμματα που είναι απαραίτητα για την εγγραφή του κώδικα στην μνήμη του μικροελεγκτή και τέλος το στάδιο των ρυθμίσεων και μετρήσεων με την μεθοδολογία που ακολουθήθηκε για την επίτευξη του επιθυμητού αποτελέσματος. Ιδιαίτερη προσοχή δόθηκε στο μενού χρήσης της συσκευής ώστε οι χειρισμοί που απαιτούνται για την εισαγωγή των δεδομένων χορήγησης να είναι όσο το δυνατόν πιο απλοί και κατανοητοί στον μέσο χρήστη.

«Enteral Feeding Pump Controlled by ARM Microcontroller»

« Christos Sideris »

Abstract

Enteral feeding has occupied humanity since ancient times. The reason this happens is that when the human body is not nourished through the normal route of entry of food, i.e. the oral cavity, it cannot survive. Over the years and utilizing the technology of each era, various ways of feeding patients who could not do it on their own were used. In today's era, with the means at our disposal, we can and do manufacture electronic administration devices and this is what we implemented in this Diploma Thesis, we designed and manufactured an electronic pump for administration of enteral feeding.

The STM32F103C8T6 microcontroller was used for its construction due to its great capabilities, its ease of use and the great support it receives from the manufacturing company STMicroelectronics. Due to the requirement of the manufacturing specifications and the restrictions to exclude the transported feed from coming into contact with any mechanical non-sterile part, the peristaltic pump solution and its accessories such as the silicone tube were chosen for pumping and transporting the feed, properly processed for the specific use.

All the stages needed to create such a device were analyzed and recorded, the manufacturing stage with the software used, the programming stage and the supporting programs necessary to write the code in the microcontroller memory and finally the stage of settings and measurements with the methodology followed to achieve the desired result. Particular attention was paid to the device's user menu so that the operations required to enter the administration data are as simple and understandable as possible for the average user.

Ευχαριστίες

Θέλω να ευχαριστήσω τα στελέχη της Μονάδας Εντατικής Θεραπείας του Αντικαρκινικού Νοσοκομείου Θεσσαλονίκης Θεαγένειο, Γιατρούς και Νοσηλευτές, καθώς και τον υπεύθυνο καθηγητή της διπλωματικής εργασίας μου Καθηγητή κο Άγγελο Γιακουμή για την πολύτιμη βοήθεια τους.

Περιεχόμενα

Πρόλογος.....	iv
Περίληψη.....	v
Abstract	vi
Ευχαριστίες	vii
Περιεχόμενα	viii
Κατάλογος Σχημάτων	xi
Κατάλογος Πινάκων.....	xi
Κατάλογος Εικόνων	xi
Συνομογραφίες.....	xiii
Κεφάλαιο 1ο: Εντερική Σίτιση.....	1
1.1 Τι είναι η Εντερική Σίτιση.....	1
1.2 Σωλήνες εντερικής σίτισης.....	1
1.2.1 Ρινογαστρικός σωλήνας	1
1.2.2 Ρινοηστιδικός σωλήνας	2
1.2.3 Σωλήνας διαδερμικής ενδοσκοπικής νήστιδος.....	2
1.3 Ιστορική Αναδρομή Εντερικής Σίτισης.....	4
1.4 Μέθοδοι εντερικής σίτισης.....	5
1.5 Επίλογος.....	6
Κεφάλαιο 2ο: Κυριότερα μέρη Αντλίας Χορήγησης Εντερικής Σίτισης	6
2.1 Περισταλτική Αντλία	6
2.1.1 Επιλογή τρόπου άντλησης.....	6
2.1.2 Αρχή λειτουργίας περισταλτικής κίνησης.....	7
2.2 Σωλήνας Σιλικόνης.....	7
2.3 Ο Μικροελεγκτής STM32F103C8T6.....	8
2.3.1 Περιγραφή οικογένειας STM32F103xx	8
2.3.2 Τα χαρακτηριστικά του μικροελεγκτή STM32F103C8T6.....	9
2.4 Επίλογος.....	10
Κεφάλαιο 3ο: Κατασκευή Αντλίας Χορήγησης Εντερικής Σίτισης.....	11
3.1 Τεχνικές Προδιαγραφές.....	11
3.1.1 Πρότυπα AAMI ID26 2004-®2013 [12] και IEC 60601-2-24 [13].....	11
3.2 Διάγραμμα Ροής.....	12
3.3 Σχεδίαση ηλεκτρονικού κυκλώματος.....	13

3.4	Πλακέτα ηλεκτρονικού κυκλώματος.....	13
3.5	Υλικά κατασκευής.....	14
3.5.1	Αναπτυξιακή πλακέτα Blue pill	14
3.5.2	Κινητήρας.....	15
3.5.3	Περισταλτική αντλία	16
3.5.4	Οθόνη LCD 4*20	18
3.5.5	Ηλεκτρονικό πληκτρολόγιο 4*4 Matrix Keyboard	18
3.5.6	Ποτενσιόμετρο 10kΩ	19
3.5.7	Αντιστάσεις	20
3.5.8	Πυκνωτές.....	21
3.5.9	Κουτί Κατασκευής	22
3.5.10	Δίοδος.....	23
3.5.11	Transistor MJE340	24
3.5.12	Βομβητής 12V DC	25
3.5.13	Led.....	25
3.5.14	Ρυθμιστής τάσης 5V	26
3.5.15	Οπτικός ανιχνευτής θέσης.....	27
3.5.16	Τροφοδοτικό 12V/5A.....	28
3.5.17	Συνολικό κόστος Υλικών	29
3.6	Κατασκευαστικό μέρος.....	30
3.6.1	Η πλακέτα του κυκλώματος σε φυσική μορφή	30
3.6.2	Η συγκόλληση υλικών.....	31
3.6.3	Το άνω μέρος της πλακέτας μετά την συγκόλληση των υλικών	31
3.6.4	Διαμόρφωση κουτιού συσκευής.....	32
3.6.5	Πρόοδος διαμόρφωσης κουτιού κατασκευής.....	32
3.6.6	Τοποθέτηση διακόπτη on/off, κονέκτορα τροφοδοσίας και βάση στήριξης σε στατό..	33
3.6.7	Τοποθέτηση οθόνης LCD.....	34
3.7	Επίλογος.....	35
Κεφάλαιο 4ο: Προγραμματισμός Αντλίας Χορήγησης Εντερικής Σίτισης.....		36
4.1	Λογισμικό STM32 Cube IDE.....	36
4.2	Προγραμματισμός και απασφαλμάτωση.....	38
4.3	Λογισμικό STM32 ST LINK Utility	40
4.4	Επίλογος.....	42
Κεφάλαιο 5ο: Βαθμονόμηση και Μετρήσεις		43
5.1	Υπολογισμός ροής.....	43

5.2	Επιλογή τρόπου λειτουργίας	46
5.3	Επίλογος.....	50
Κεφάλαιο 6ο:	Εγχειρίδιο χρήστη.....	51
6.1	Μενού λειτουργίας	51
6.1.1	Ενεργοποίηση Αντλίας Χορήγησης Εντερικής Σίτισης	51
6.1.2	Κεντρικό μενού λειτουργίας.....	51
6.1.3	Εισαγωγή ποσότητας σίτισης.....	51
6.1.4	Χορήγηση σίτισης BOLUS	52
6.1.5	Εισαγωγή ρυθμού σίτισης	53
6.1.6	Λειτουργία προσωρινής διακοπής σίτισης.....	54
6.1.7	Ανίχνευση λάθους από τον αισθητήρα ροής.....	54
6.1.8	Αποκατάσταση σφαλμάτων συσκευής.....	55
6.2	Επίλογος.....	55
Κεφάλαιο 7ο:	Έρευνα Αγοράς	56
7.1	Η Αντλία Χορήγησης εντερικής σίτισης STATEMED.....	56
7.2	Η αντλία χορήγησης SUNFUSION ENP-1.....	57
7.3	Η αντλία χορήγησης Kangaroo ePump Enteral Feeding Pump	58
7.4	Επίλογος.....	60
Κεφάλαιο 8ο:	Συμπεράσματα και προτάσεις βελτίωσης.....	61
8.1	Συμπεράσματα.....	61
8.2	Προτάσεις βελτίωσης	61
BIBΛΙΟΓΡΑΦΙΑ.....		63
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Α : Κώδικας Αντλίας Εντερικής Σίτισης.....		65

Κατάλογος Σχημάτων

Σχήμα 3.1: Διάγραμμα ροής.....	12
Σχήμα 5.1: Θεωρητικό διάγραμμα καμπύλης ροής.....	44
Σχήμα 5.2: Πραγματικό διάγραμμα καμπύλης ροής.....	46

Κατάλογος Πινάκων

Πίνακας 1.1: Ιστορικό Χρονοδιάγραμμα Εντερικής Διατροφής.[5].....	4
Πίνακας 3.1: Συνολικό κόστος αγοράς υλικών.....	29
Πίνακας 5.1: Μετρήσεις για χορήγηση 80 ml με ρυθμό 60 ml/h.....	47
Πίνακας 5.2: Μετρήσεις για χορήγηση 90 ml με ρυθμό 60 ml/h.....	47
Πίνακας 5.3: Μετρήσεις για χορήγηση 100 ml με ρυθμό 60 ml/h.....	48
Πίνακας 5.4: Μετρήσεις για χορήγηση 110 ml με ρυθμό 60 ml/h.....	49
Πίνακας 5.5: Μετρήσεις για χορήγηση 120 ml με ρυθμό 60 ml/h.....	50

Κατάλογος Εικόνων

Εικόνα 1.1: Οι τρόποι εισαγωγής εντερικής σίτισης [3].....	1
Εικόνα 1.2: Τοποθέτηση ρινογαστρικού σωλήνα [4].....	2
Εικόνα 1.3: Τοποθέτηση σωλήνα ενδοσκοπικής διαδερμικής νήστιδος [4].....	3
Εικόνα 1.4: Λεπτομερές διάγραμμα σωλήνα τροφοδοσίας διαδερμικής ενδοσκοπικής γαστροστομίας (PEG).[4].....	3
Εικόνα 1.5: Μέθοδοι εντερικής διατροφής [3].....	6
Εικόνα 2.1: Σωλήνας σιλικόνης που έχει σκληρυνθεί με πλατίνα της εταιρείας Thermo Fisher Scientific [8].....	8
Εικόνα 2.2: Διάγραμμα κυκλώματος μικροελεγκτή STM32F103C8T6.....	10
Εικόνα 3.1: Το διάγραμμα του κυκλώματος της κατασκευής με το Proteus Professional 8.12.....	13
Εικόνα 3.2: Η ηλεκτρονική πλακέτα της κατασκευής με το Proteus Professional 8.12.....	14
Εικόνα 3.3: Η Αναπτυξιακή πλακέτα Blue Pill.....	15
Εικόνα 3.4: Ο Κινητήρας Maxon DC.....	16
Εικόνα 3.5: Περισταλτική αντλία.....	17
Εικόνα 3.6: Οθόνη LCD 4*20.....	18

Εικόνα 3.7: Ηλεκτρονικό πληκτρολόγιο 4*4 Matrix Keyboard.....	19
Εικόνα 3.8: Ποτενσιόμετρο Piher PT15NV02.....	20
Εικόνα 3.9: Ο τύπος των αντιστάσεων.....	21
Εικόνα 3.10: Ηλεκτρολυτικός πυκνωτής.....	22
Εικόνα 3.11: Κουτί κατασκευής.....	23
Εικόνα 3.12: Η δίοδος 1N 4001.....	23
Εικόνα 3.13: Το Transistor MJE340.....	24
Εικόνα 3.14: Ο βομβητής pcb 12Vdc 85dB.....	25
Εικόνα 3.15: Το Led.....	26
Εικόνα 3.16: Ο ρυθμιστής τάσης L7805ACV.....	26
Εικόνα 3.17: Ο Οπτικός ανιχνευτής θέσης EE-SX1071.....	28
Εικόνα 3.18: Τροφοδοτικό 12V/5A.....	29
Εικόνα 3.19: Η πλακέτα του κυκλώματος σε φυσική μορφή.....	30
Εικόνα 3.20: Η διαδικασία συγκόλλησης των υλικών.....	31
Εικόνα 3.21: Το άνω μέρος της πλακέτας μετά την συγκόλληση των υλικών.....	31
Εικόνα 3.22: Διαμόρφωση κουτιού κατασκευής.....	32
Εικόνα 3.23: Τοποθέτηση πλακέτας, κινητήρα, ρότορα και πληκτρολογίου.....	33
Εικόνα 3.24: Τοποθέτηση διακόπτη on/off, κονέκτορα τροφοδοσίας και βάση στήριξης σε στατό....	34
Εικόνα 3.25: Τοποθέτηση πρόσοψης και οθόνης LCD.....	35
Εικόνα 4.1: Ενεργοποίηση των pin του μικροελεγκτή.....	37
Εικόνα 4.2: Ενεργοποίηση Timer 1 και Timer 2.....	38
Εικόνα 4.3: Ο Προγραμματιστής/Απασφαλμοτής(Debugger) ST-LINK/V2 [15].....	40
Εικόνα 4.4: Προβολή της μνήμης του Μικροελεγκτή.....	41
Εικόνα 4.5: Εγγραφή του προγράμματος στην μνήμη του Μικροελεγκτή.....	42
Εικόνα 5.1: Ποτήρι ζέσεως ζυγαριά εργαστηρίου ογκομετρικός κύλινδρος.....	43
Εικόνα 5.2: Τομή Περισταλτικής Αντλίας.....	44
Εικόνα 6.1: Ενεργοποίηση Αντλίας Χορήγησης Εντερικής Σίτισης.....	51
Εικόνα 6.2: Κεντρικό μενού λειτουργίας.....	51
Εικόνα 6.3: Εισαγωγή ποσότητας σίτισης.....	52
Εικόνα 6.4: Χορήγηση σίτισης BOLUS.....	52
Εικόνα 6.5: Εισαγωγή ρυθμού σίτισης.....	53
Εικόνα 6.6: Λειτουργία χορήγησης σίτισης.....	53
Εικόνα 6.7: Λειτουργία προσωρινής διακοπής σίτισης.....	54
Εικόνα 6.8: Ανίχνευση λάθους από τον αισθητήρα ροής.....	54
Εικόνα 6.9: Αποκατάσταση σφαλμάτων συσκευής.....	55
Εικόνα 7.1: Η αντλία χορήγησης STATEMED [20].....	56
Εικόνα 7.2: Η αντλία χορήγησης SUNFUSION ENP-1 [21].....	57
Εικόνα 7.3: Αντλία χορήγησης Kangaroo ePump Enteral Feeding Pump [22].....	59

Συντομογραφίες

Δ.Ε.	Διπλωματική Εργασία
ΔΠΠΑΕ	Διεθνές Πανεπιστήμιο Ελλάδος
Π.Ε.	Πτυχιακή Εργασία
CAGR	Compound Annual Growth Rate
Ε.Σ.	Εντερική σίτιση
Ε.Δ.	Εντερική Διατροφή
Π.Δ	Παρεντερική Διατροφή
Ο.Κ.	Ορθικό Κλύσμα
Ο.Σ.	Ορθική Σίτιση
ΜΕΘ	Μονάδα Εντατικής Θεραπείας
ΑΝΘ	Αντικαρκινικό Νοσοκομείο Θεσσαλονίκης
PEG	Διαδερμική Ενδοσκοπική Γαστροστομία
IEC	International Electrotechnical Commission
AAMI	Association for the Advancement of Medical Instrumentation
ANSI	American National Standard
STP	Standard conditions for Temperature and Pressure
Μ.Ο	Μέσος Όρος

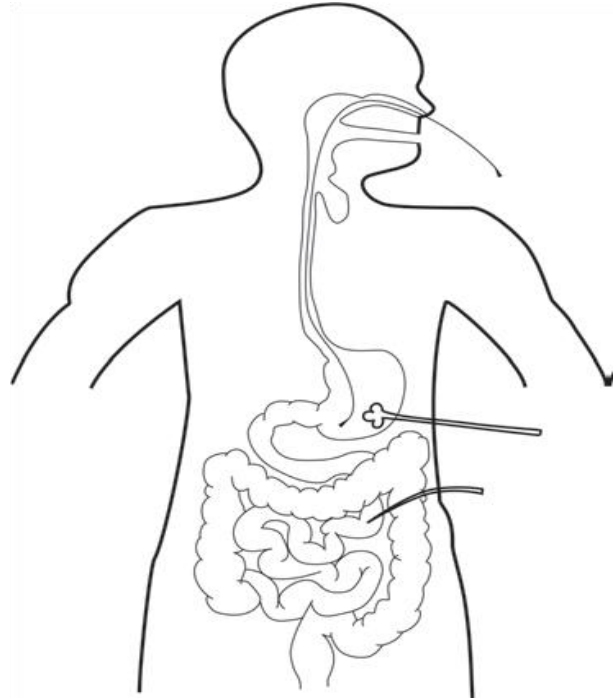
Κεφάλαιο 1ο: Εντερική Σίτιση

1.1 Τι είναι η Εντερική Σίτιση

Όλοι οι άνθρωποι χρειάζονται φαγητό για να ζήσουν. Μερικές φορές ένα άτομο δεν μπορεί να φάει καθόλου ή αρκετό φαγητό λόγω ασθένειας. Άλλοι μπορεί να έχουν μειωμένη όρεξη, δυσκολίες στην κατάποση ή κάποιο είδος χειρουργικής επέμβασης που παρεμποδίζει το φαγητό. Όταν συμβαίνει αυτό, και κάποιος δεν μπορεί να φάει, η διατροφή πρέπει να παρέχεται με διαφορετικό τρόπο. Μια μέθοδος είναι η εντερική διατροφή ή αλλιώς τροφή με σωλήνα.

Η φυσιολογική πέψη συμβαίνει όταν η τροφή διασπάται στο στομάχι και το λεπτό έντερο και στη συνέχεια απορροφάται από τα έντερα. Αυτά τα απορροφημένα προϊόντα μεταφέρονται από το αίμα σε όλα τα μέρη του σώματος.

Η σίτιση με σωλήνα είναι ένα ειδικό υγρό μείγμα τροφίμων που περιέχει πρωτεΐνες, υδατάνθρακες (ζάχαρη), λίπη, βιταμίνες και μέταλλα, που χορηγείται μέσω ενός σωλήνα στο στομάχι ή στο λεπτό έντερο.



Εικόνα 1.1: Οι τρόποι εισαγωγής εντερικής σίτισης [3]

Άτομα όλων των ηλικιών λαμβάνουν σίτιση με σωλήνα. Μπορεί να χορηγηθεί σε βρέφη και παιδιά, καθώς και σε ενήλικες. Οι άνθρωποι μπορούν να ζήσουν πολύ καλά με σίτιση με σωλήνα για όσο χρόνο χρειάζεται. Συχνά η σίτιση με σωλήνα χρησιμοποιείται για μικρό χρονικό διάστημα και ο σωλήνας μπορεί να αφαιρεθεί όταν το άτομο είναι σε θέση να φάει αρκετά από το στόμα.[3]

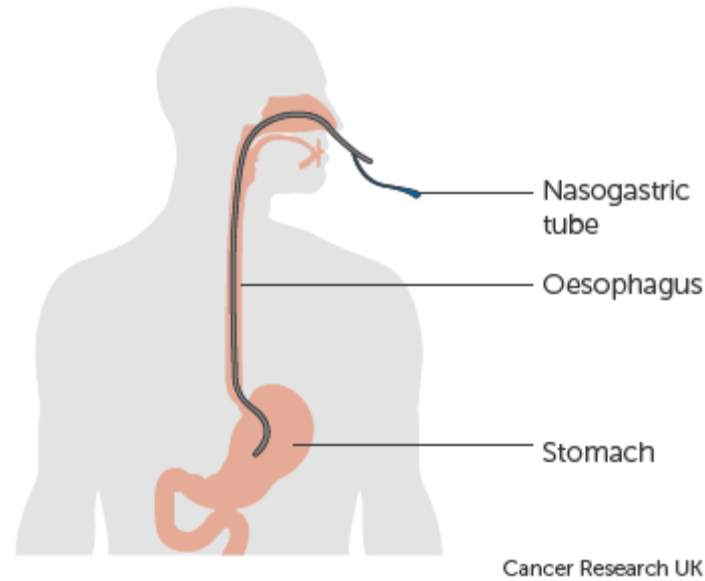
1.2 Σωλήνες εντερικής σίτισης

Η τροφοδοσία με σωλήνα μπορεί να δοθεί μέσω διαφορετικών τύπων σωλήνων. [4]

1.2.1 Ρινογαστρικός σωλήνας

Ο ρινογαστρικός σωλήνας είναι ένας λεπτός σωλήνας που εισέρχεται από τη μύτη περνάει από το λαιμό και καταλήγει στο στομάχι όπως βλέπουμε στην Εικόνα 1.2. Χρησιμοποιείται για σίτιση 2 έως 4 εβδομάδες.

Μια νοσοκόμα ή ένας γιατρός βάζει το σωλήνα. Δεν είναι ευχάριστο αλλά είναι μια γρήγορη διαδικασία. Ένας ρινογαστρικός σωλήνας δεν επηρεάζει την ικανότητά αναπνοής ή ομιλίας. Ο ασθενής μπορεί ακόμα και να φάει και να πει αν το επιτρέπει ο θεράπων ιατρός.



Εικόνα 1.2: Τοποθέτηση ρινογαστρικού σωλήνα [4]

1.2.2 Ρινονηστιδικός σωλήνας

Ο ρινονηστιδικός μοιάζει με τον ρινογαστρικό σωλήνα, αλλά το άκρο πηγαίνει στο μέρος του λεπτού εντέρου που ονομάζεται νήστιδα.

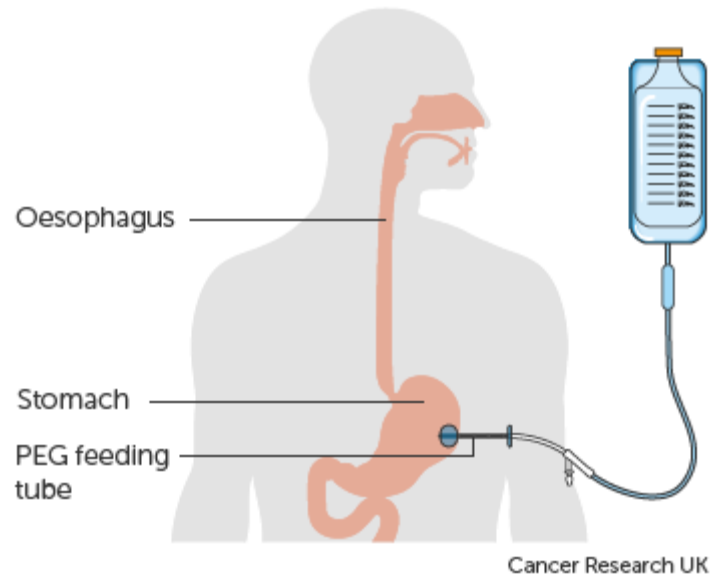
Ο γιατροί προτείνουν τον ρινονηστιδικό σωλήνα:

- όταν το στομάχι δεν μπορεί να αδειάσει σωστά
- για να ξεπεράσει ο ασθενής μια απόφραξη στο λεπτό έντερο
- μετά από χειρουργική επέμβαση στο πάγκρεας

1.2.3 Σωλήνας διαδερμικής ενδοσκοπικής νήστιδος

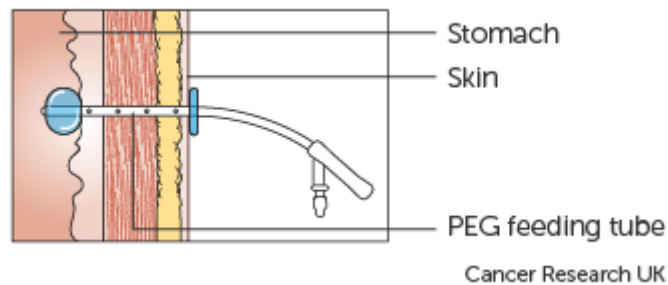
Ο σωλήνας διαδερμικής ενδοσκοπικής νήστιδος (PEG) τοποθετείτε με ενδοσκόπηση. Αυτό σημαίνει ότι ο χειρουργός βάζει ένα σωλήνα με μια κάμερα στο άκρο μέσω του στόματός. Ο σωλήνας κατεβαίνει και βρίσκει το στομάχι και το μέρος του παχύ εντέρου την νήστιδα. Έχοντας λοιπόν οπτική επαφή ο χειρουργός με το μέρος που θα τοποθετηθεί, περνάει τον σωλήνα διαδερμικής ενδοσκοπικής νήστιδος μέσω ενός ανοίγματος στην κοιλιά και στη νήστιδα όπως βλέπουμε στην Εικόνα 1.3. Η διαδικασία απαιτεί την καταστολή του ασθενούς.

Η σίτιση με τον σωλήνα διαδερμικής ενδοσκοπικής νήστιδος γίνεται με αργό και ελεγχόμενο ρυθμό, οπότε είναι απαραίτητη για αυτήν την λειτουργία η αντλία χορήγησης εντερικής σίτισης που χρησιμοποιείται κατά κόρον σε αυτήν την μορφή σίτισης.



Εικόνα 1.3: Τοποθέτηση σωλήνα ενδοσκοπικής διαδερμικής νήστιδος [4]

Στην παρακάτω Εικόνα 1.4 βλέπουμε με λεπτομερή τρόπο την τοποθέτηση του σωλήνα ενδοσκοπικής διαδερμικής νήστιδος στον ασθενή και βλέπουμε και το άκρο που συνδέεται ο σωλήνας σιλικόνης της αντλίας χορήγησης εντερικής σίτισης που παρέχει το θρεπτικό διάλυμα με ελεγχόμενο τρόπο στον ασθενή.



Εικόνα 1.4: Λεπτομερές διάγραμμα σωλήνα τροφοδοσίας διαδερμικής ενδοσκοπικής γαστροστομίας (PEG).[4]

1.3 Ιστορική Αναδρομή Εντερικής Σίτισης

Η παρεντερική διατροφή (ΠΔ) και η εντερική διατροφή (ΕΔ) έχουν μια πολύ μακρά ιστορία, ξεκινούν στον αρχαίο κόσμο και αναπτύσσονται σε όλη την νεώτερη εποχή. Αυτή η ιστορία χρονολογείται από το 3500 π.Χ και τους αρχαίους Αιγύπτιους, Ινδούς και Κινέζους. Οι ιατρικές τους πρακτικές ήταν οι πρώτες αναφορές θεραπείας εντερικής σίτισης, που χορηγήθηκε μέσω του ορθού με κλύσματα από κρασί, γάλα, ορό γάλακτος, σιτάρι και κριθάρι. Ο Ιπποκράτης και ο Πλάτωνας, στην αρχαία Ελλάδα, ήταν οι πρώτοι που τόνισαν τη σημασία της διατροφής στην υγεία. Στους επόμενους αιώνες, ο Ερασίστρατος και ο Ηρόφιλος περιέγραψαν την πρώτη έννοια του κυκλοφορικού συστήματος ενώ ο Oribasius και ο Celsus περιέγραψαν τον ρόλο της διατροφής και των ασθενειών. Υπάρχει ένα μεγάλο ιστορικό χάσμα μεταξύ των χρόνων του Γαληνού (2ος αιώνας), ο οποίος επεξεργάστηκε το κυκλοφορικό σύστημα με τους Ibn Zuhr (12ος αιώνας), ο οποίος κατασκεύασε το πρώτο μοντέλο της ΠΔ και του Carivaccus (16ος αιώνας), ο οποίος τοποθέτησε τον πρώτο σωλήνα για την ΕΔ. Ο 17ος-19ος αιώνας παρουσίασε σημαντικές εξελίξεις στα σύγχρονα διατροφικά στοιχεία. Τα βήματα προς την τεχνητή διατροφή ξεκίνησαν το 1628 με τη λεπτομερή περιγραφή της κυκλοφορίας του αίματος από τον William Harvey. Ωστόσο, οι περισσότερες από τις εξελίξεις στις τεχνικές εντερικής και παρεντερικής σίτισης, διαλύματα και συνθέσεις έλαβαν χώρα τον 20ο αιώνα. Κατά την τελευταία δεκαετία του 20ου αιώνα, η έρευνα επικεντρώθηκε στον μεταβολικό έλεγχο, σε πολλαπλούς τύπους, στο χρονοδιάγραμμα και στο συνδυασμό ΕΔ και ΠΔ για ασθενείς που χρήζουν εντατικής θεραπείας. [5]

Πίνακας 1.1: Ιστορικό Χρονοδιάγραμμα Εντερικής Διατροφής. [5]

Ημερομηνία	Συνεισφέρων	Συνεισφορά
1550 π.Χ.	Αρχαίοι Αιγύπτιοι	ΟΚ γάλακτος, ορός γάλακτος, ζωμοί κρασιού και κριθαριού που παραδίδονται ως τροφή ή φάρμακο
300 π.Χ.	Ιπποκράτης	ΟΚ από πτισάνη, οξυμέλιο, υδρόμελα και κρασιά
100 π.Χ.	Lykos	ΟΚ κριθαριού και σιταριού σε ασθενείς που δεν μπορούσαν να τραφούν από το στόμα
50-25 π.Χ.	Celsus	ΟΚ από κριθάρι, σιτάρι, γάλα, αυγά και μυελό ελαφιού για ασθενείς με δυσεντερία ή γαστρικές παθήσεις
1598	Carivaccus	ΕΣ χρησιμοποιώντας έναν κοίλο σωλήνα για να ωθήσει το υγρό προς τα κάτω στον οισοφάγο
1617	Aqua Pendente	ΕΣ χρησιμοποιώντας ένα μικρό ασημί ρινοφαρυγγικό σωλήνα για τη διατροφή ασθενών με τέτανο
1646	von Helmont	ΕΣ χρησιμοποιώντας δερμάτινο, εύκαμπτο διαρινικό σωλήνα

1790	Hunter	Πρώτα χρησιμοποιήθηκε το ΕΔ για θεραπευτικούς σκοπούς
1837	Egeberg	Πρώτη γαστροστομία σε σκύλους με σκοπό τη σίτιση
1849	Sedillot	Πρώτη γαστροστομία σε ανθρώπους — ανεπιτυχής
1858	Bushe	Ταΐζετε μια δίαιτα με αυγά, αλεύρι, κρέας και ζωμό κρέατος μέσω της νήστιδας
1858	Verneuil	Πρώτη επιτυχημένη γαστροστομία σε ανθρώπους
1878	Sarmey	Πρώτη επιτυχημένη νήστιδα
1882	Bliss	ΟΣ του Προέδρου Garfield, ο οποίος έζησε για 79 ημέρες μετά τον πυροβολισμό
1894	Stamm	Τυποποιήθηκε η τεχνική της γαστροστομίας
1895	Eiselberg	Τροποποιήθηκε η τεχνική της νηστιδοστομίας, η οποία χρησιμοποιείται ακόμα και σήμερα
1910	Einhorn	Ανέπτυξε έναν σταθμισμένο ρινογαστρικό σωλήνα που θα μπορούσε να περάσει στο δωδεκαδάκτυλο
1915	Gross and Held	Ανέπτυξε έναν σταθμισμένο ρινογαστρικό σωλήνα που θα μπορούσε να περάσει στη νήστιδα
1980	Gauterer et al	Περιέγραψε την πρώτη ενδοσκοπική τοποθέτηση σωλήνα γαστροστομίας

ΕΣ, Εντερική Σίτιση. ΕΔ, Εντερική Διατροφή. ΟΚ, Ορθικό Κλύσμα. ΟΣ, Ορθική Σίτιση.

1.4 Μέθοδοι εντερικής σίτισης

Οι κυριότερες μέθοδοι εισαγωγής στον ασθενή της εντερικής σίτισης είναι οι παρακάτω όπως τους βλέπουμε και στην Εικόνα 1.5:

- Με σύριγγα σίτισης –bolus

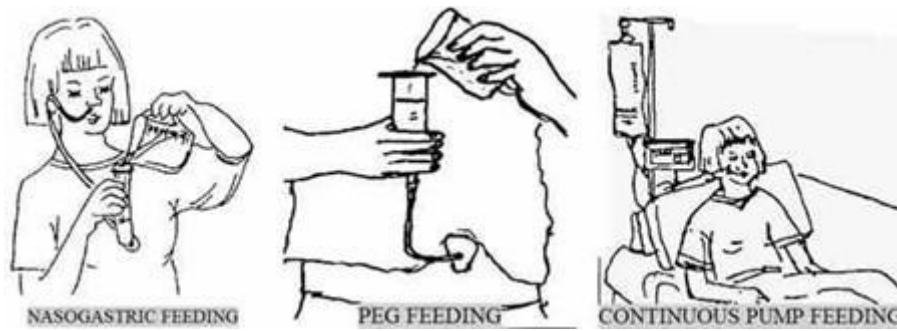
Όπου σε αυτήν την μέθοδο έχουμε απευθείας έγχυση τροφής με σύριγγα των 60 ml διαμέσου του PEG (τροφή σε ογκομετρικό δοχείο – μπέν – μαρί).

- Διαλείπουσα

Όπου έχουμε διατροφή κατά την διάρκεια της νύχτας μέσω ρινογαστρικού σωλήνα.

- Συνεχής

Όπου η διατροφή γίνεται με ηλεκτρονική αντλία και ρυθμιζόμενη ροή σε σταγόνες.



Εικόνα 1.5: Μέθοδοι εντερικής διατροφής [3]

1.5 Επίλογος

Είδαμε η εντερική διατροφή είναι η προσπάθεια των ανθρώπων να σιτίσουν επαρκώς κάποιον ασθενή που δεν μπορεί να το κάνει μόνος του για διάφορους λόγους. Απασχόλησε τον άνθρωπο από αρχαιοτάτων χρόνων, σε όλους τους γνωστούς πολιτισμούς και ο λόγος βέβαια ήταν ότι η λήψη τροφής είναι κρίσιμη παράμετρος για την επιβίωση του ασθενούς. Κάναμε μια μικρή ανάδρομη κατά την διάρκεια των αιώνων για την εξέλιξη των μεθόδων της εντερικής διατροφής και φτάσαμε στο σημείο όπου με την εισαγωγή ενδοσκοπικά ενός σωλήνα γαστροστομίας, μπορούμε πλέον να εισαγάγουμε απευθείας στο γαστρεντερολογικό σωλήνα του ασθενούς τεχνητά σε μορφή διαλύματος όλα τα θρεπτικά συστατικά που χρειάζεται για τον μεταβολισμό του. Για την εισαγωγή της τροφής, την ποσότητα της τροφής, την διάρκεια και τον προγραμματισμό της σίτισης θα μελετηθεί και στην συνέχεια θα κατασκευαστεί μία ηλεκτρονική αντλία χορήγησης που είναι και το αντικείμενο της διπλωματικής εργασίας (ΔΕ).

Κεφάλαιο 2ο: Κυριότερα μέρη Αντλίας Χορήγησης Εντερικής Σίτισης

2.1 Περισταλτική Αντλία

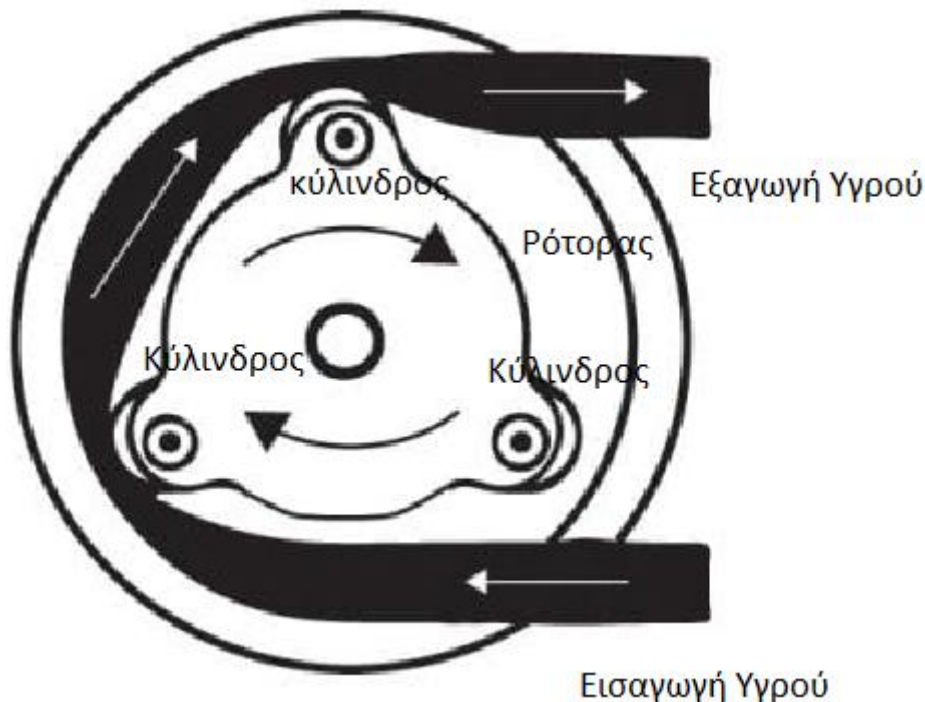
2.1.1 Επιλογή τρόπου άντλησης

Ένα από τα βασικότερα θέματα που θα πρέπει να λάβουμε υπ όψιν κατά την κατασκευή της συσκευής μας είναι ότι το διάλυμα με τα θρεπτικά συστατικά θα μεταφέρεται απ' ευθείας στο στομάχι του ασθενούς και δεν πρέπει με κανένα τρόπο να έρχεται σε επαφή με κάποιο μηχανικό μέρος της αντλίας. Οι λόγοι είναι προφανείς και αφορούν τα μικρόβια και τις μολύνσεις που μπορούν να μεταφέρουν τα μηχανικά μέρη στον ασθενή.

Όποτε καθίσταται μονόδρομος η χρησιμοποίηση ενός μη διαβρεχόμενου τύπου αντλίας που ονομάζεται Περισταλτική Αντλία για την άντληση και χορήγηση του διαλύματος μας.

2.1.2 Αρχή λειτουργίας περισταλτικής κίνησης

Η περισταλτική αντλία, επίσης κοινώς γνωστή ως αντλία κυλίνδρων, είναι ένας τύπος αντλίας θετικής μετατόπισης που χρησιμοποιείται για την άντληση υγρών. Το υγρό περιέχεται σε έναν εύκαμπτο σωλήνα τοποθετημένο μέσα σε ένα κυκλικό περίβλημα αντλίας. Οι περισσότερες περισταλτικές αντλίες λειτουργούν μέσω περιστροφικής κίνησης, αν και έχουν κατασκευαστεί και γραμμικές περισταλτικές αντλίες. Αποτελούνται από έναν ρότορα ο οποίος έχει έναν αριθμό κυλίνδρων συνδεδεμένων στην εξωτερική του περιφέρεια, οι οποίοι συμπιέζουν τον εύκαμπτο σωλήνα καθώς περιστρέφονται. Το τμήμα του σωλήνα υπό συμπίεση είναι κλειστό, αναγκάζοντας το υγρό να κινηθεί μέσα από το σωλήνα. Επιπλέον, καθώς ο σωλήνας επανέρχεται στη φυσική του κατάσταση μετά το πέρασμα των κυλίνδρων, το ρευστό αναρροφάται από τον σωλήνα. Αυτή η διαδικασία ονομάζεται περισταλτική και χρησιμοποιείται σε πολλά βιολογικά συστήματα όπως η γαστρεντερική οδός. Συνήθως, υπάρχουν δύο ή περισσότεροι κύλινδροι που συμπιέζουν τον σωλήνα, παγιδεύοντας ένα σώμα υγρού ανάμεσά τους. Το σώμα του υγρού μεταφέρεται μέσω του σωλήνα, προς την έξοδο της αντλίας. Οι περισταλτικές αντλίες μπορεί να λειτουργούν συνεχώς ή με ελεγχόμενες στροφές μπορούν να αντλούν συγκεκριμένες ποσότητες υγρού.[6]



Εικόνα 2.1: Αντλία περισταλτικού σωλήνα τριών κυλίνδρων και ρότορα [7]

2.2 Σωλήνας Σιλικόνης

Ένα από τα σημαντικότερα μέρη από τα οποία αποτελείται η αντλία εντερικής σίτισης είναι και ο σωλήνας που μεταφέρει την υγρή τροφή από το ασκό στον ασθενή. Ένα χαρακτηριστικό δείγμα σωλήνα σιλικόνης βλέπουμε στην Εικόνα 2.1. Το ελαστομερές υλικό που επιλέγεται για την

κατασκευή του σωλήνα είναι η σιλικόνη η οποία είναι ένα πολυμερές που περιέχει πυρίτιο μαζί με άνθρακα, υδρογόνο και οξυγόνο. Οι λόγοι που επιλέγεται είναι η εξαιρετική αντοχή στη θερμότητα, η βιοσυμβατότητα, η υψηλή διαφάνεια της, το ότι είναι άοσμη, άγευστη, μη τοξική, αποστειρώσιμη, δελιώνει, έχει υψηλή ελαστικότητα, είναι μη παραμορφώσιμη, έχει υψηλές μηχανικές ιδιότητες και υψηλή καθαρότητα.



Εικόνα 2.1: Σωλήνας σιλικόνης που έχει σκληρυνθεί με πλατίνα της εταιρείας Thermo Fisher Scientific [8]

2.3 Ο Μικροελεγκτής STM32F103C8T6

2.3.1 Περιγραφή οικογένειας STM32F103xx

Ο μικροελεγκτής STM32F103C8 ανήκει στην οικογένεια STM32F103xx που στηρίζεται στον υψηλής απόδοσης ARM Cortex M3 32-bit RISC επεξεργαστή ο οποίος λειτουργεί σε μέγιστη συχνότητα 72 MHz, σε υψηλής ταχύτητας ενσωματωμένες μνήμες (μνήμη Flash έως 128 Kbytes και SRAM έως 20 Kbytes), καθώς και σε μια εκτεταμένη γκάμα βελτιωμένων I/Os και περιφερειακών συνδεδεμένων σε δύο διαύλους APB. Όλες οι συσκευές της οικογένειας προσφέρουν δύο ADC 12-bit, τρεις χρονοδιακόπτες γενικής χρήσης 16-bit συν ένα χρονόμετρο PWM, καθώς και τις παρακάτω προηγμένες διεπαφές επικοινωνίας: δύο I²Cs, δύο SPI, τρεις USART, μία USB και μία CAN. Οι συσκευές λειτουργούν σε εύρος 2,0 έως 3,6 V. Διατίθενται για λειτουργία σε εύρος θερμοκρασιών –40 έως +85 °C αλλά και σε πιο εκτεταμένο εύρος από –40 έως +105 °C. Ένα ολοκληρωμένο σύνολο λειτουργίας εξοικονόμησης ενέργειας επιτρέπει τη σχεδίαση εφαρμογών χαμηλής κατανάλωσης.

Η οικογένεια STM32F103xx περιλαμβάνει συσκευές σε έξι διαφορετικούς τύπους: από 36 pin έως 100 pin. Ανάλογα με την επιλεγμένη συσκευή, περιλαμβάνονται διαφορετικά σετ περιφερειακών. Τα παραπάνω χαρακτηριστικά καθιστούν την οικογένεια μικροελεγκτών STM32F103xx κατάλληλη για ένα ευρύ φάσμα εφαρμογών όπως έλεγχος κινητήρων, έλεγχος εφαρμογών, ιατρικός εξοπλισμός, περιφερειακά υπολογιστών και παιχνιδιών, πλατφόρμες GPS, βιομηχανικές εφαρμογές, PLC, μετατροπείς, εκτυπωτές, σαρωτές, συστήματα συναγερμού, θυροτηλεοράσεις και HVAC. [9] [10]

2.3.2 Τα χαρακτηριστικά του μικροελεγκτή STM32F103C8T6

Το όνομα του μικροελεγκτή αποτελείται από τα παρακάτω συνθετικά που το καθένα εκφράζει και ένα χαρακτηριστικό του

- Το STM είναι το όνομα του κατασκευαστή STMicroelectronics
- Το 32 δηλώνει την αρχιτεκτονική των 32-bit
- Το F103 δηλώνει τον επεξεργαστή ARM Cortex M3
- Το C δηλώνει ότι έχει 48-pin
- Το 8 δηλώνει ότι η μνήμη Flash είναι 64KB
- Το T είναι ο τύπος κατασκευής LQFP (Low-profile Quad Flat Package)
- Το 6 δηλώνει την θερμοκρασία λειτουργίας -40°C έως +85°C

Οι προδιαγραφές αυτού του μικροελεγκτή είναι οι παρακάτω:

Αρχιτεκτονική: 32-bit ARM Cortex M3

Τάση λειτουργίας: 2,7V έως 3,6V

Μέγιστη συχνότητα CPU: 72 MHz

Αριθμός GPIO (General Purpose Input/output): 37

Αριθμός ελεγκτών PWM (Pulse-width modulation): 12

Αναλογικές είσοδοι των 12-bit: 10

Περιφερειακά USART (Universal Synchronous/Asynchronous Receiver/Transmitter): 3

Περιφερειακά I2C (Inter-Integrated Circuit): 2

Περιφερειακά SPI (Serial Peripheral Interface): 2

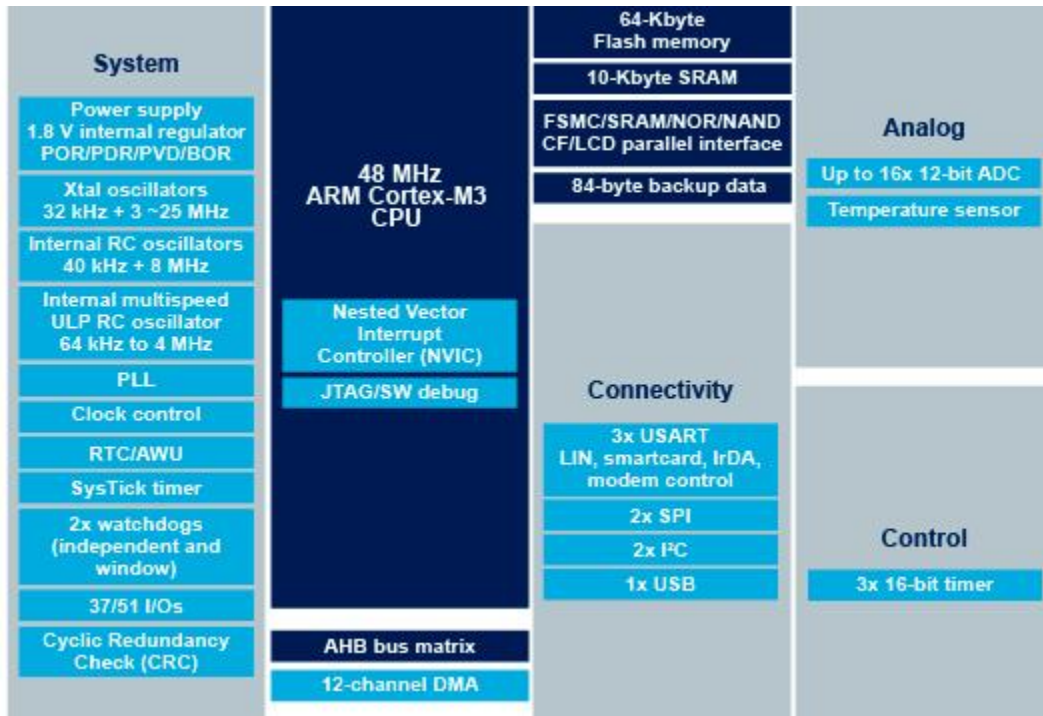
Περιφερειακά Can (Controller Area Network): 1

Χρονοδιακόπτες (Timers): 3 (16-bit), 1 (PWM)

Μνήμη Flash: 64KB

Μνήμη RAM: 20 KB

Συνοπτικά βλέπουμε τα χαρακτηριστικά του μικροελεγκτή STM32F103C8T6 στο παρακάτω διάγραμμα



Εικόνα 2.2: Διάγραμμα κυκλώματος μικροελεγκτή STM32F103C8T6

2.4 Επίλογος

Λόγο της ιδιαιτερότητας της συσκευής μας και λαμβάνοντας υπ όψιν του βασικού παράγοντα για το ότι το μεταφερόμενο διάλυμα δεν πρέπει να έρχεται σε επαφή με εξωγενείς παράγοντες λόγω του κινδύνου της επιμόλυνσης, επιλέχθηκε η λύση της περισταλτικής αντλίας για την άντληση και μεταφορά του θρεπτικού διαλύματος από τον ασκό στον ασθενή. Ειδική αναφορά έγινε και στον σωλήνα σιλικόνης που συμπληρώνει την περισταλτική αντλία και τις ιδιότητες του. Για τον έλεγχο και προγραμματισμό της συσκευής μας επιλέχθηκε ο μικροελεγκτής STM32F103C8T6 που μας καλύπτει για όλες τις λειτουργίες που θέλουμε να ολοκληρώσει η συσκευή μας.

Κεφάλαιο 3ο: Κατασκευή Αντλίας Χορήγησης Εντερικής Σίτισης

3.1 Τεχνικές Προδιαγραφές

Για την κατασκευή της Αντλίας Χορήγησης Εντερικής Σίτισης ακολουθήθηκαν οι παρακάτω προδιαγραφές οι οποίες ζητούνται για την προμήθεια αντλιών εντερικής σίτισης από την ΜΕΘ του Νοσοκομείου ΑΝΘ Θεαγένειο. Έτσι θα πρέπει η αντλία να προορίζεται για συνεχή, διακοπτόμενη και bolus χορήγηση εντερικής σίτισης αλλά και να:

Είναι απλή στον προγραμματισμό

Φέρει μεγάλη, ευκρινή και φωτιζόμενη οθόνη

Έχει δυνατότητα στήριξης σε στατό

Έχει δυνατότητα χρήσης με σύνδεση στο ηλεκτρικό δίκτυο

Έχει δυνατότητα χορήγησης με ρυθμό τουλάχιστον 300 ml/h

Έχει τη δυνατότητα χορήγησης bolus από 5 έως 500 ml τουλάχιστον

Έχει δυνατότητα εξαέρωσης της συσκευής χορήγησης

Έχει τους εξής ηχητικούς συναγερμούς για:

απόφραξη του καθετήρα ή της συσκευής χορήγησης

κενό περιέκτη

ανίχνευση αέρα στη γραμμή χορήγησης

ολοκλήρωση της χορήγησης του προεπιλεγμένου όγκου διαλύματος

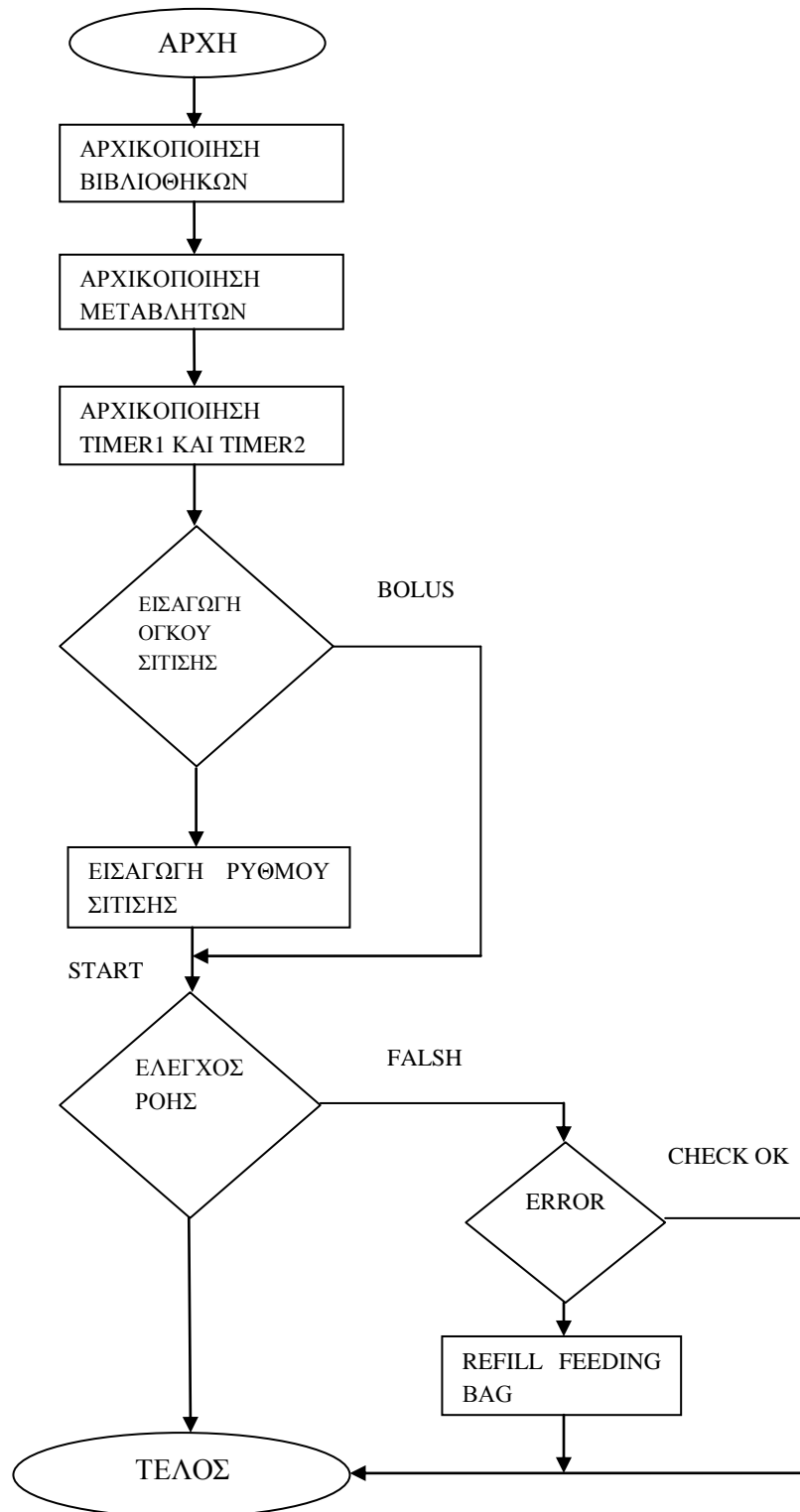
3.1.1 Πρότυπα AAMI ID26 2004-@2013 [12] και IEC 60601-2-24 [13]

Για την σχεδίαση και κατασκευή της αντλίας χορήγησης εντερικής σίτισης λαμβάνουμε υπ όψιν το Αμερικάνικο Εθνικό Πρότυπο AAMI ID26 2004-@2013 καθώς και το IEC 60601-2-24 της Διεθνούς Ηλεκτροτεχνικής επιτροπής IEC (International Electrotechnical Commission) που αναφέρεται στον Ιατρικό ηλεκτρικό εξοπλισμό και ειδικότερα στο δεύτερο μέρος του που καθορίζει τις απαιτήσεις για την ασφάλεια των αντλιών έγχυσης, των ελεγκτών έγχυσης, των αντλιών σύριγγας καθώς και των αντλιών για περιπατητική χρήση. Οι συσκευές προορίζονται για χρήση από ιατρικό προσωπικό και οικιακούς ασθενείς όταν συνταγογραφούνται και υποδεικνύονται ιατρικά. Είναι ευθύνη του κατασκευαστή να διασφαλίσει ότι οι απαιτήσεις αυτού του προτύπου εφαρμόζονται αξιόπιστα.

Σύμφωνα με τα πρότυπα λοιπόν η ελάχιστη ποσότητα χορήγησης που θα επιλέξει ο χειριστής του θρεπτικού διαλύματος είναι το 1ml/h και όχι μικρότερο από αυτό. Αντίστοιχα τώρα σαν ελάχιστος ρυθμός χορήγησης ορίζεται τα 25 ml/h και σαν μέγιστος ρυθμός χορήγησης τα 999 ml/h.

3.2 Διάγραμμα Ροής

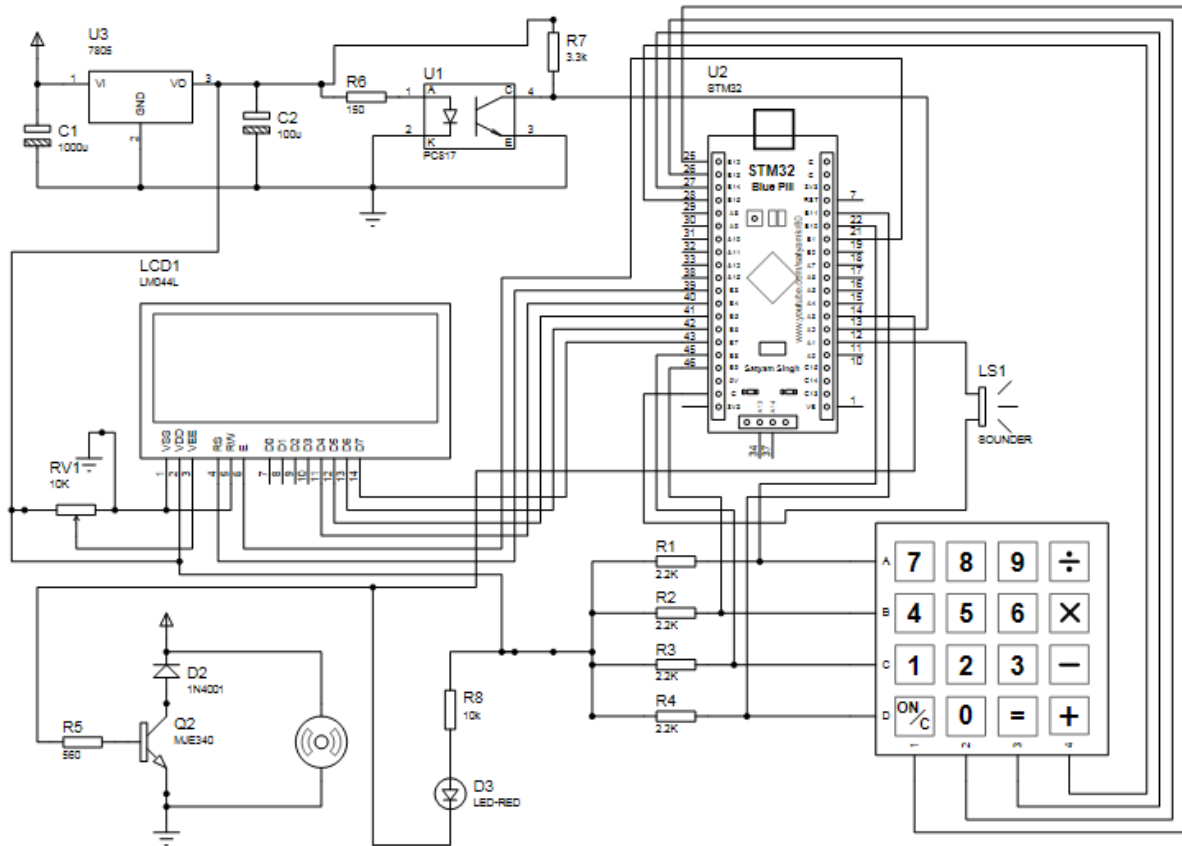
Στο Σχήμα 3.1 βλέπουμε το διάγραμμα ροής της Αντλίας Χορήγησης Εντερικής Σίτισης.



Σχήμα 3.1: Διάγραμμα ροής

3.3 Σχεδίαση ηλεκτρονικού κυκλώματος

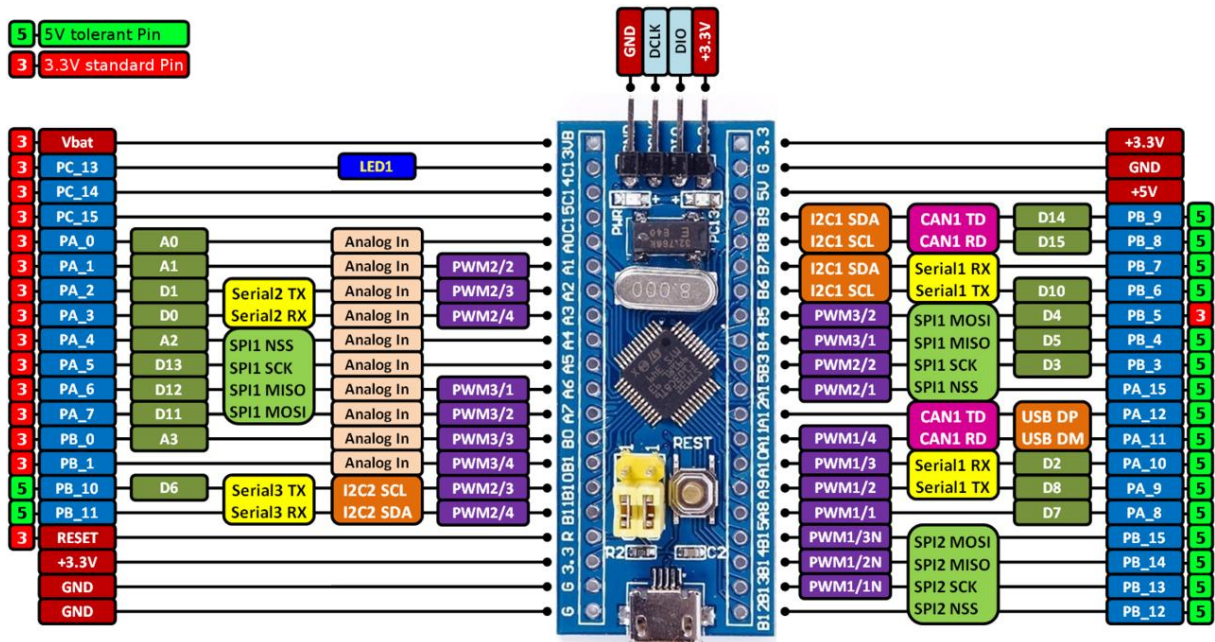
Για την σχεδίαση του ηλεκτρονικού κυκλώματος που βλέπουμε στην Εικόνα 3.1 επιλέχθηκε το πρόγραμμα Proteus Professional 8.12.



Εικόνα 3.1: Το διάγραμμα του κυκλώματος της κατασκευής με το Proteus Professional 8.12

3.4 Πλακέτα ηλεκτρονικού κυκλώματος

Για την σχεδίαση της ηλεκτρονικής πλακέτας του κυκλώματος που βλέπουμε στην Εικόνα 3.2 επιλέχθηκε επίσης το πρόγραμμα Proteus Professional στην έκδοση 8.12.



Εικόνα 3.3: Η Αναπτυξιακή πλακέτα Blue Pill

Χαρακτηριστικά πλακέτας

Μικρό μέγεθος

Ευέλικτη τροφοδοσία πλακέτας με θύρα USB ή εξωτερική πηγή (3,3V, 5V)

Ένδειξη λειτουργίας με LED

Διακόπτης RESET

Θύρα προγραμματισμού/εντοπισμού σφαλμάτων

Υποδοχή Micro-B USB

Κόστος Αγοράς 7,4 €

3.5.2 Κινητήρας

Για την κίνηση της περισταλτικής αντλίας χρησιμοποιήθηκε το Maxon DC Motor 110454 με μειωτήρα που βλέπουμε στην Εικόνα 3.4.



Εικόνα 3.4: Ο Κινητήρας Maxon DC

Τα κυριότερα χαρακτηριστικά του είναι:

Μειωτήρας με ίσια γρανάζια

Άξονας κίνησης από ανοξείδωτο χάλυβα

Ρουλεμάν στο χιτωνίου εξόδου

Μήκος άξονα κίνησης 12 mm

Εύρος προσαρμογής άξονα 0,03 - 0,2 mm

Μέγιστη επιτρεπόμενο αξονικό φορτίο 30 N

Μέγιστη επιτρεπόμενη δύναμη πίεση 500 N

Συνιστώμενη ταχύτητα εισόδου < 5000 rpm

Συνιστώμενη περιοχή θερμοκρασίας -5 ... +80°C

Τάση λειτουργίας 12V-48V DC

Κόστος Αγοράς 39 €

3.5.3 Περισταλτική αντλία

Για την άντληση και μεταφορά της τροφής χρησιμοποιήθηκε η περισταλτική αντλία της Εικόνας 3.5 με κάποια προσαρμογή στην κατασκευή μας. Ουσιαστικά για την συσκευή μας χρησιμοποιήθηκε ο ρότορας με τους κυλίνδρους.



Εικόνα 3.5: Περισταλτική αντλία

Τα κυριότερα χαρακτηριστικά της είναι:

Κύλινδροι ρότορα: 3

Κεφαλή αντλίας: Πλαστικό ABS

Γρήγορη σωλήνωση: ΝΑΙ

Χρώμα αντλίας: Μαύρο

Συμβατός κινητήρας: Βηματικός κινητήρας/μοτέρ DC

Ταχύτητα κινητήρα: 0-500 σ.α.λ

Εύρος ροής: 0-170 ml/λεπτό

Μέγεθος σωλήνα: ID0,64-3,0mm WT0,8-1,0mm OD≤5mm

Εκτίμηση πίεσης: Έως 2 bar (30psi)

Θερμοκρασία λειτουργίας: 0-40°C, <80% χωρίς συμπύκνωση

Θόρυβος λειτουργίας: 65db

Αναρρόφηση: 5 μέτρα

Διάσταση (Μ*Π*Υ): 57*65*23 χλστ

Καθαρό βάρος: 58 γρ

Κόστος αγοράς: 18,2 €

Κεφάλαιο 3

3.5.4 Οθόνη LCD 4*20

Για την απεικόνιση των ενδείξεων χρησιμοποιήθηκε η οθόνη LCD 4*20 της Εικόνας 3.6.



Εικόνα 3.6: Οθόνη LCD 4*20

Τα κυριότερα χαρακτηριστικά της οθόνης είναι:

Είναι μια μονάδα LCD χαμηλής κατανάλωσης χαρακτήρων με ενσωματωμένο ελεγκτή

Η μονάδα μπορεί να συνδεθεί εύκολα με ένα MCU

Μορφή εμφάνισης: 20 χαρακτήρες x 4 γραμμές

Είναι για έργα που βασίζεται σε MCU

Τάση τροφοδοσίας: 5V

Μαύρο κείμενο Μπλέ οπίσθιος φωτισμός

Αναλογική διεπαφή

Μέγεθος: 98 x 60 x 12 mm

Κόστος Αγοράς: 11 €

3.5.5 Ηλεκτρονικό πληκτρολόγιο 4*4 Matrix Keyboard

Για την εισαγωγή των δεδομένων στην συσκευή θα χρησιμοποιήθηκε το Ηλεκτρονικό πληκτρολόγιο 4*4 της Εικόνας 3.7.



Εικόνα 3.7: Ηλεκτρονικό πληκτρολόγιο 4*4 Matrix Keyboard

Τα κυριότερα χαρακτηριστικά του είναι:

Σύνδεσμος: 8 ακίδες (Pitch 2,54mm).

Διάσταση: 76,5mmx69mm.

Κατάλληλο για την υποστήριξη του πίνακα ανάπτυξης DIY.

Θερμοκρασία λειτουργίας 60 (°C).

Κύκλωμα: 35V (DC), 100mA, 1W.

Αντοχή επαφής: 10Ω ~ 500Ω.

Αντοχή μόνωσης: 100MΩ 100V.

Διηλεκτρική Ισχύς: 250VRms (50 ~ 60Hz 1min).

Διάρκεια ζωής: Απτικός τύπος: ≥ ένα εκατομμύριο φορές.

Κόστος Αγοράς: 3 €

3.5.6 Ποτενσιόμετρο 10kΩ

Για τον έλεγχο της φωτεινότητας της οθόνης LCD επιλέχθηκε το ποτενσιόμετρο Piher PT15NV02 των 10kΩ που φαίνεται στην Εικόνα 3.8.



Εικόνα 3.8: Ποτενσιόμετρο Piher PT15NV02

Τα κυριότερα τεχνικά χαρακτηριστικά του είναι:

Αντίσταση: 10kΩ

Χαρακτηριστικό αντίστασης: Γραμμική

Ισχύς: 0.25W

Τάση διακοπής: 250V

Γωνία λειτουργίας: 270°

Εύρος θερμοκρασίας: -25 °C έως +70 °C

Ανοχή: 30%

Κόστος αγοράς: 0,58 €

3.5.7 Αντιστάσεις

Στην κατασκευή χρησιμοποιήθηκαν αντιστάσεις των 150Ω, 560Ω, 2,2kΩ, 3,3kΩ, 10kΩ συνολικά 8 τεμάχια. Στην Εικόνα 3.9 βλέπουμε τον τύπο αντιστάσεων που χρησιμοποιήθηκε.



Εικόνα 3.9: Ο τύπος των αντιστάσεων

Τα κυριότερα τεχνικά χαρακτηριστικά τους είναι:

Τύπος Αντίστασης: Carbon

Τοποθέτηση: THT

Αντίσταση: 150Ω, 560Ω, 2,2ΚΩ, 3,3ΚΩ, 10ΚΩ

Ισχύς: 1/2W

Ανοχή: $\pm 5\%$

Μέγιστη τάση: 350V

Σώμα: $\varnothing 3.2 \times 9\text{mm}$

Άκρα: $\varnothing 0.6 \times 26\text{mm}$

Κόστος αγοράς: 0,16 €

3.5.8 Πυκνωτές

Στην κατασκευή της αντλίας χορήγησης εντερικής σίτισης χρησιμοποιήθηκαν δύο ηλεκτρολυτικοί πυκνωτές 100μF και 1000μF και βλέπουμε τον τύπο τους στην Εικόνα 3.10.



Εικόνα 3.10: Ηλεκτρολυτικός πυκνωτής

Τα κυριότερα τεχνικά χαρακτηριστικά τους είναι:

Κατασκευαστής: AISHI

Τύπος πυκνωτή: ηλεκτρολυτικός

Συναρμολόγηση: THT

Χωρητικότητα: 100 μ F και 1000 μ F

Τάση λειτουργίας: 25V DC

Διαστάσεις κορμού: \varnothing 10x25mm

Ράστερ εξόδων: 5mm

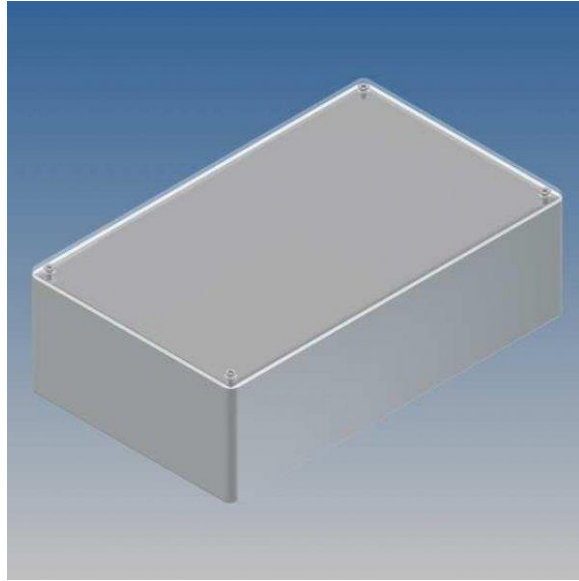
Ανοχή: \pm 20%

Θερμοκρασία λειτουργίας: -40...105°C

Κόστος αγοράς: 0,40 €

3.5.9 Κουτί Κατασκευής

Για την συσκευή μας χρησιμοποιήθηκε το κουτί της Εικόνας 3.11.



Εικόνα 3.11: Κουτί κατασκευής

Τα χαρακτηριστικά του είναι τα παρακάτω:

Περίβλημα ABS με ένα ανοδιωμένο πάνελ αλουμινίου 0,5 mm και ένα διαφανές πολυανθρακικό κάλυμμα.

Τα τοιχώματα της βάσης έχουν αναπόσπαστους οδηγούς PCB και το σφράγισμα γίνεται με τέσσερις βίδες.

L215 W130 H68.5

Κόστος αγοράς 20 €

3.5.10 Δίοδος

Στην κατασκευή μας χρησιμοποιήθηκε και μία δίοδος 1N 4001 για την προστασία του τρανζίστορ που βλέπουμε στην Εικόνα 3.12.



Εικόνα 3.12: Η δίοδος 1N 4001

Κεφάλαιο 3

Τα κυριότερα τεχνικά της χαρακτηριστικά είναι:

Ανόρθωση τύπου διόδου

Μέγιστη τάση λειτουργίας 50V

Ρεύμα φορτίου 1A

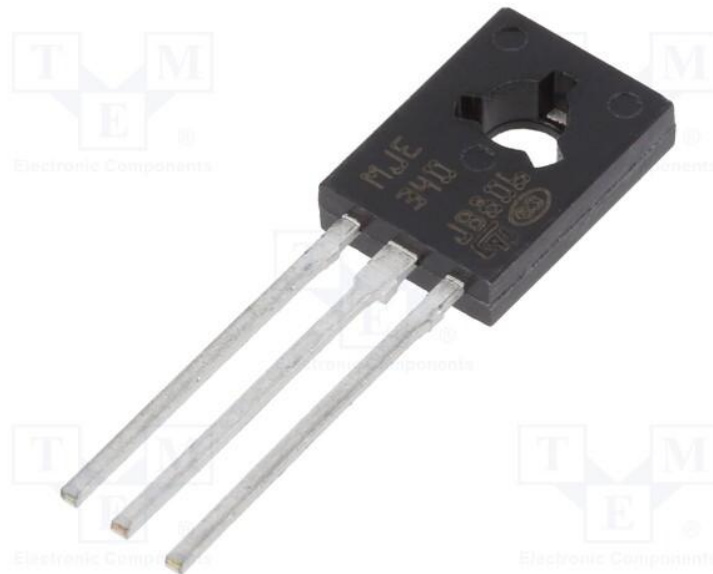
Τοποθέτηση THT

Χαρακτηριστικά συσκευών ημιαγωγών γρήγορης διόδου

Κόστος αγοράς: 0,05 €

3.5.11 Transistor MJE340

Για τον έλεγχο του κινητήρα χρησιμοποιήθηκε το Transistor MJE 340 που βλέπουμε στην Εικόνα 3.13



Εικόνα 3.13: Το Transistor MJE340

Τα κυριότερα τεχνικά χαρακτηριστικά του είναι:

Τρανζίστορ πυριτίου

Τύπος: NPN

Μέγιστη τάση λειτουργίας: 300V

Μέγιστο ρεύμα λειτουργίας: 0,5 A

Μέγιστη Ισχύς: 8W

Συχνότητα λειτουργίας: > 10MHz

Κόστος αγοράς: 0,69 €

3.5.12 Βομβητής 12V DC

Για τις ηχητικές ειδοποιήσεις της συσκευής επιλέχθηκε ο βομβητής pcb 12Vdc 85dB που φαίνεται στην Εικόνα 3.14.



Εικόνα 3.14: Ο βομβητής pcb 12Vdc 85dB

Τα κυριότερα τεχνικά χαρακτηριστικά του είναι:

Ονομαστική τάση λειτουργίας: 12VDC

Εύρος τάσης λειτουργίας: 3~24VDC

Μέγιστη τιμή ρεύματος: 10mA στα 12 VDC

Ένταση ήχου: 85dB στα 12 VDC/30cm

Συχνότητα συντονισμού: 3.5 ± 0.5 KHz

Τονικότητα: Συνεχόμενο

Θερμοκρασία λειτουργίας: $-20 \sim +80$ °C

Βάρος: 4g

Κόστος αγοράς: 1,4 €

3.5.13 Led

Για τις φωτεινές ειδοποιήσεις της συσκευής χρησιμοποιήθηκε ένα Led που φαίνεται στην Εικόνα 3.15.



Εικόνα 3.15: Το Led

Τα κυριότερα τεχνικά χαρακτηριστικά του είναι:

Τοποθέτηση ΤΗΤ

Χρώμα κόκκινο

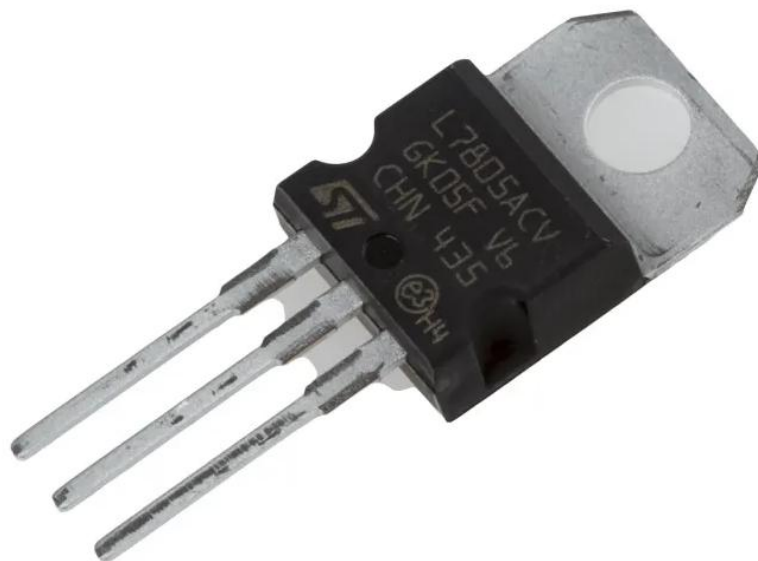
Μέγεθος 5mm

Τάση Λειτουργίας 1,8-2,4V

Κόστος αγοράς 0,10 €

3.5.14 Ρυθμιστής τάσης 5V

Για την ρύθμιση της τάσης στα 5V χρησιμοποιούμαι τον L7805ACV που βλέπουμε στην Εικόνα 3.16.



Εικόνα 3.16: Ο ρυθμιστής τάσης L7805ACV

Τα κυριότερα χαρακτηριστικά του είναι τα παρακάτω:

Μέγιστο ρεύμα εξόδου: 1A

Τύπος ρυθμιστή: Γραμμική Τάση

Αριθμός Εξόδων: 1

Τάση εξόδου: 5 V

Γραμμικός κανονισμός: 50 mV

Κανονισμός Φορτίου: 100 mV

Ακρίβεια: 2%

Πόλωση: Θετική

Ρεύμα ηρεμίας: 4,3 mA

Αριθμός pin: 3

Τύπος εξόδου: Σταθερή

Διαστάσεις: 10,4 x 4,6 x 9,15 χλστ

Ελάχιστη θερμοκρασία λειτουργίας: 0 °C

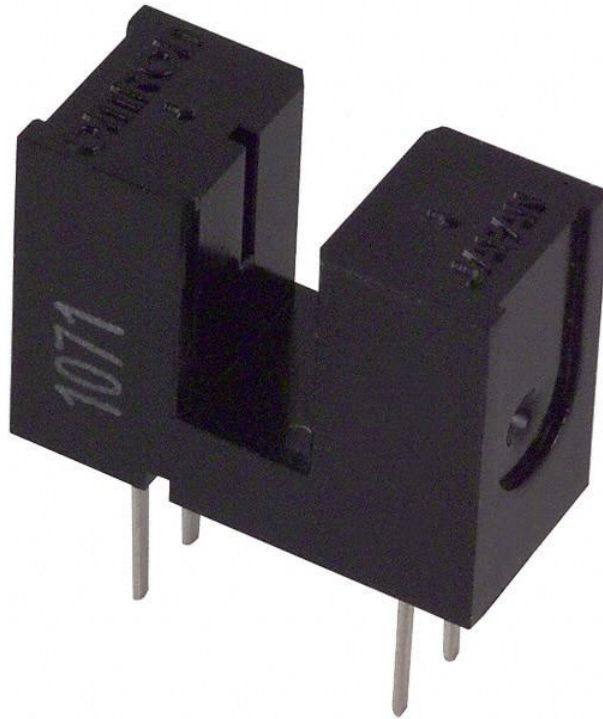
Μέγιστη θερμοκρασία λειτουργίας: +150 °C

Μέγιστη τάση εισόδου: 35 V

Κόστος αγοράς: 1,66 €

3.5.15 Οπτικός ανιχνευτής θέσης

Για την επιτήρηση του σωλήνα χορήγησης τροφής επιλέχθηκε το EE-SX1071 της που βλέπουμε στην Εικόνα 3.17.



Εικόνα 3.17: Ο Οπτικός ανιχνευτής θέσης EE-SX1071

Τα κυριότερα χαρακτηριστικά του είναι τα παρακάτω:

Ανίχνευση απόστασης: 0,134" (3,4 mm)

Μέθοδος ανίχνευσης: Διαμέσου-Δοκός

Διαμόρφωση εξόδου: Φωτοτρανζίστορ

Ρεύμα - DC : 50 mA

Ρεύμα - Συλλέκτη (Ic): 20 mA

Τάση εκπομπού συλλέκτη Μέγιστη: 30 V

Χρόνος απόκρισης: 4μs

Θερμοκρασία λειτουργίας: -25°C ~ 85°C

Τύπος: Μη ενισχυμένο

Κόστος αγοράς: 3,77 €

3.5.16 Τροφοδοτικό 12V/5A

Για την τροφοδοσία επιλέχθηκε λόγω της ιατροτεχνολογικής φύσης της συσκευής και για λόγους ασφαλείας να χρησιμοποιηθεί εξωτερικό τροφοδοτικό που το βλέπουμε στην εικόνα 3.18.



Εικόνα 3.18: Τροφοδοτικό 12V/5A

Τα κυριότερα χαρακτηριστικά του τώρα είναι:

Τροφοδοσία: 100-240V AC - 50/60Hz

Τάση εξόδου: 12V DC

Ρεύμα εξόδου: μέγιστο 5000 mA

Βύσμα: 5.5 x 2.1 mm

Χρώμα: Μαύρο

Κόστος αγοράς: 9,9 €

3.5.17 Συνολικό κόστος Υλικών

Στον Πίνακα 3.1 παραθέτουμε το συνολικό κόστος των υλικών που χρησιμοποιήθηκαν για την κατασκευή της Αντλίας Χορήγησης Εντερικής Σίτισης.

Πίνακας 3.1: Συνολικό κόστος αγοράς υλικών

Blue Pill	7,4 €
Κινητήρας	39 €
Περισταλτική Αντλία	18,2 €
Οθόνη LCD	11 €
Ηλεκτρονικό Πληκτρολόγιο	3 €
Ποτενσιόμετρο	0,58 €
Αντιστάσεις	0,16 €

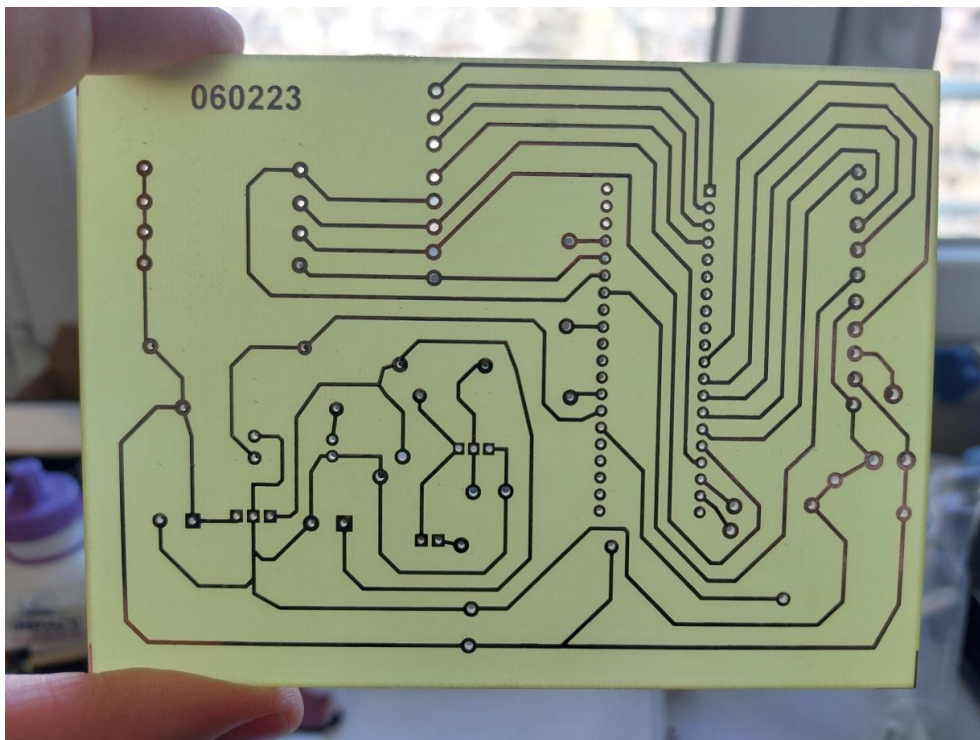
Πυκνωτές	0,4 €
Κουτί Κατασκευής	20 €
Δίοδος	0,05 €
Transistor	0,69 €
Βομβητής	1,4 €
Led	0,1 €
Ρυθμιστής Τάσης	1,66 €
Οπτικός Ανιχνευτής Θέσης	3,77 €
Τροφοδοτικό	9,9 €
Κατασκευή Πλακέτας	30 €
Συνολικό Κόστος	146,91 €

Όπως βλέπουμε και στον Πίνακα 3.1 το συνολικό κόστος των υλικών κυμάνθηκε στο ποσό των 146,91 €.

3.6 Κατασκευαστικό μέρος

3.6.1 Η πλακέτα του κυκλώματος σε φυσική μορφή

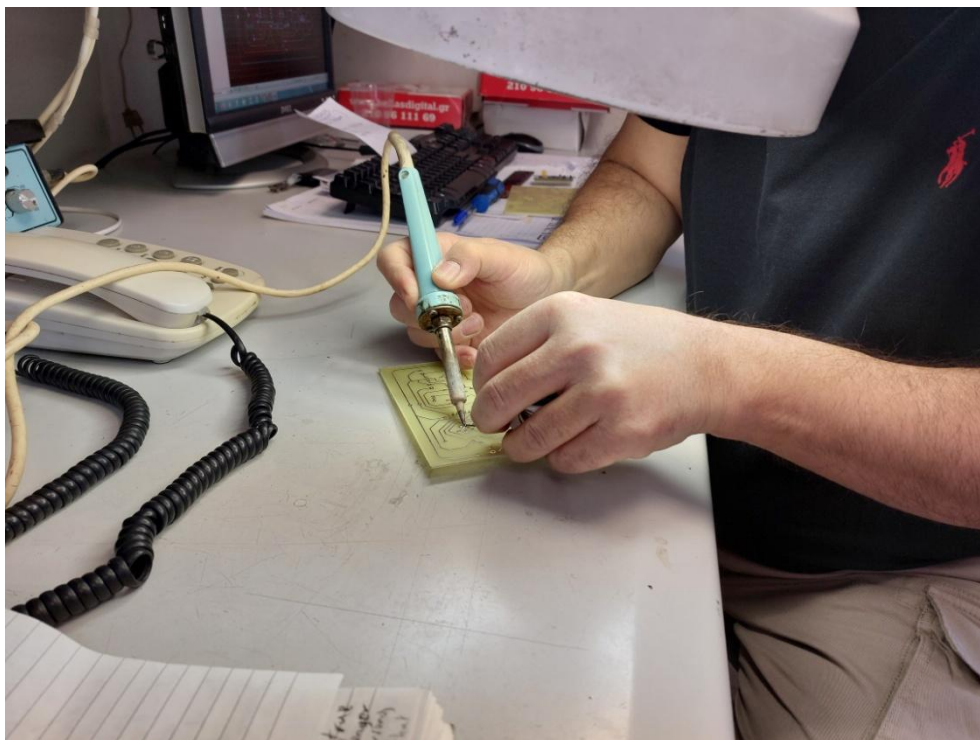
Στην Εικόνα 3.19 βλέπουμε της πλακέτα του κυκλώματος μας σε φυσική μορφή.



Εικόνα 3.19: Η πλακέτα του κυκλώματος σε φυσική μορφή

3.6.2 Η συγκόλληση υλικών

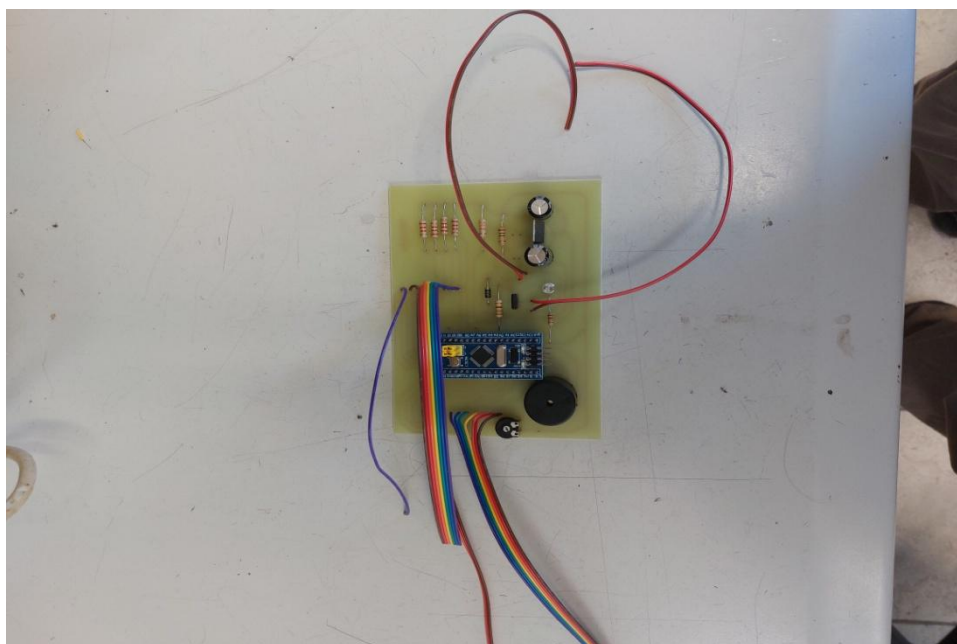
Στην Εικόνα 3.20 βλέπουμε την διαδικασία συγκόλλησης των ηλεκτρονικών υλικών πάνω στην πλακέτα του κυκλώματος.



Εικόνα 3.20: Η διαδικασία συγκόλλησης των υλικών

3.6.3 Το άνω μέρος της πλακέτας μετά την συγκόλληση των υλικών

Στην Εικόνα 3.21 βλέπουμε το άνω μέρος της πλακέτας μας μετά και την συγκόλληση των υλικών.

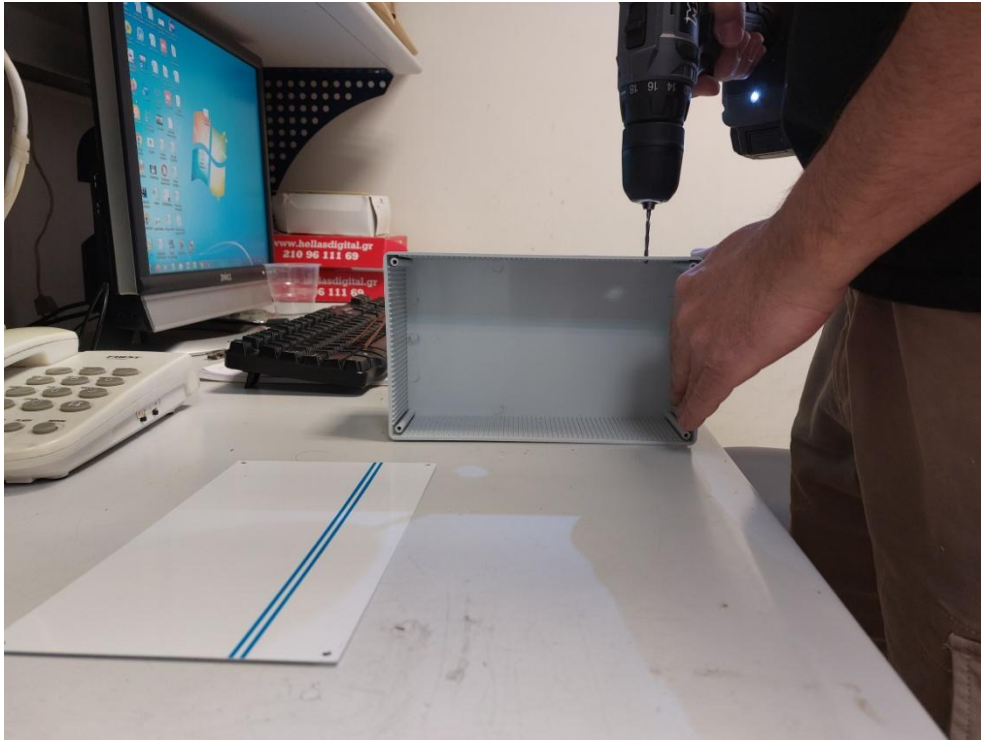


Εικόνα 3.21: Το άνω μέρος της πλακέτας μετά την συγκόλληση των υλικών

Κεφάλαιο 3

3.6.4 Διαμόρφωση κουτιού συσκευής

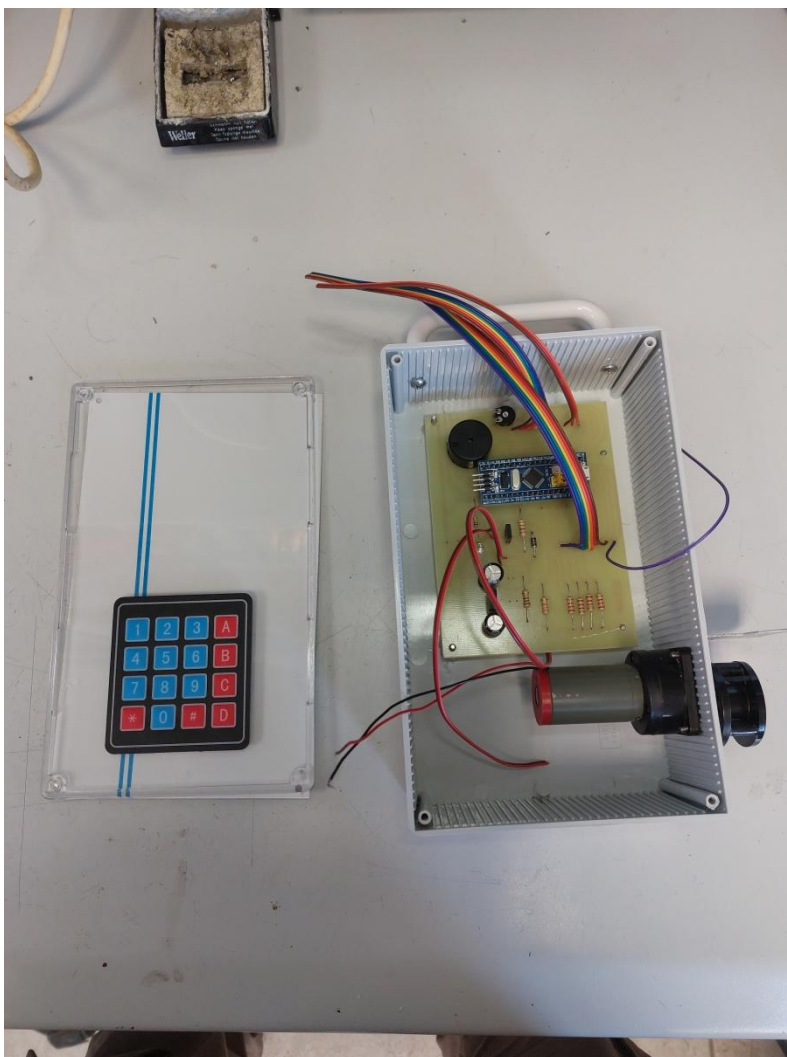
Μετά την συγκόλληση των υλικών στην πλακέτα προχωρήσαμε στην διαμόρφωση του κουτιού της κατασκευής μας όπως βλέπουμε στην εικόνα 3.22



Εικόνα 3.22: Διαμόρφωση κουτιού κατασκευής

3.6.5 Πρόοδος διαμόρφωσης κουτιού κατασκευής

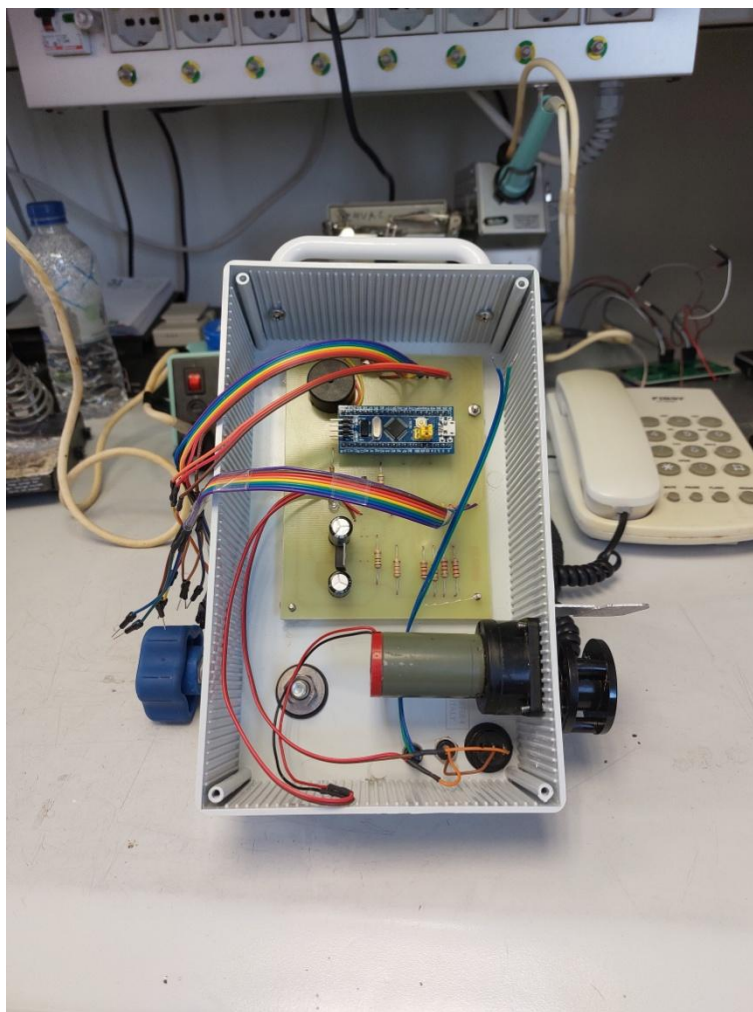
Όπως βλέπουμε και στην Εικόνα 3.23 τοποθετήσαμε την ηλεκτρονική πλακέτα, τον κινητήρα με τον ρότορα και το πληκτρολόγιο της κατασκευής.



Εικόνα 3.23: Τοποθέτηση πλακέτας, κινητήρα, ρότορα και πληκτρολογίου

3.6.6 Τοποθέτηση διακόπτη on/off, κονέκτορα τροφοδοσίας και βάση στήριξης σε στατό

Στην συνέχεια προχωρήσαμε στην τοποθέτηση του διακόπτη on/off, του κονέκτορα της τροφοδοσίας και της βάσης στήριξης της Αντλίας Χορήγησης Εντερικής Σίτισης σε στατό, όπως βλέπουμε και στην Εικόνα 3.24.



Εικόνα 3.24: Τοποθέτηση διακόπτη on/off, κονέκτορα τροφοδοσίας και βάση στήριξης σε στατό

3.6.7 Τοποθέτηση οθόνης LCD

Στο τελευταίο στάδιο τοποθετήσαμε την οθόνη LCD, κατασκευάσαμε την πρόσοψη και όπως βλέπουμε στην εικόνα 3.25 ολοκληρώσαμε την κατασκευή μας.



Εικόνα 3.25: Τοποθέτηση πρόσοψης και οθόνης LCD

3.7 Επίλογος

Στο συγκεκριμένο κεφάλαιο αναφέρουμε τις τεχνικές προδιαγραφές που λαμβάνουμε υπ' όψιν για την κατασκευή της αντλίας εντερικής σίτισης. Σημαντική βοήθεια δόθηκε από τα στελέχη της ΜΕΘ του νοσοκομείου ΑΝΘ Θεαγένειο για το τις δυνατότητες που θα πρέπει να έχει η συγκεκριμένη συσκευή αλλά ακολουθήθηκαν και τα πρότυπα που θα πρέπει να καλύπτει από το AAMI ID26 2004-®2013 και το IEC 60601-2-24. Δημιουργήθηκε το διάγραμμα ροής της συσκευής μας και προχωρήσαμε στην σχεδίαση του κυκλώματος και της πλακέτας της ηλεκτρονικής μας κατασκευής με το γνωστό και αξιόπιστο πρόγραμμα Proteus Professional 8.12. Έγινε μια λεπτομερής αναφορά στα υλικά που χρησιμοποιήθηκαν για την κατασκευή της συσκευής μας, υπολογίστηκε το τελικό κόστος των υλικών της συσκευής μας και προχωρήσαμε στο κατασκευαστικό μέρος της Δ.Ε καταγράφοντας το κάθε στάδιο του.

Κεφάλαιο 4ο: Προγραμματισμός Αντλίας Χορήγησης Εντερικής Σίτισης

4.1 Λογισμικό STM32 Cube IDE

Για την δημιουργία του κώδικα χρησιμοποιήσαμε το λογισμικό STM32 Cube IDE [14] της STMicroelectronics το οποίο είναι ένα εργαλείο ανάπτυξης πολλαπλών λειτουργικών συστημάτων all-in-one και αποτελεί μέρος της οικογένειας λογισμικού STM32Cube.

Το STM32CubeIDE είναι μια προηγμένη πλατφόρμα ανάπτυξης C/C++ με περιφερειακή διαμόρφωση, δημιουργία κώδικα, μεταγλώττιση κώδικα και δυνατότητες εντοπισμού σφαλμάτων για μικροελεγκτές και μικροεπεξεργαστές STM32. Βασίζεται στο πλαίσιο Eclipse[®]/CDT[™] και στην αλυσίδα εργαλείων GCC για την ανάπτυξη και στο GDB για τον εντοπισμό σφαλμάτων. Επιτρέπει την ενσωμάτωση των εκατοντάδων υπάρχοντων πρόσθετων που συμπληρώνουν τις δυνατότητες του λογισμικού Eclipse[®] IDE.

Το STM32CubeIDE ενσωματώνει τις λειτουργίες διαμόρφωσης του STM32 αλλά και της δημιουργίας έργου από το STM32CubeMX ώστε να μην χρειάζεται κάποιο βοηθητικό πρόγραμμα με αποτέλεσμα να εξοικονομούμε χρόνο ανάπτυξης και εγκατάστασης.

Ξεκινώντας και επιλέγοντας έναν μικροελεγκτή της οικογένειας STM32 MCU ή MPU ή ενός μικροελεγκτή ή μικροεπεξεργαστή από μια αναπτυξιακή πλακέτα, δημιουργείται το έργο και ο κώδικας αρχικοποίησης. Οποιαδήποτε στιγμή κατά τη διάρκεια της ανάπτυξης, ο χρήστης μπορεί να επιστρέψει στην επιλογή και τη διαμόρφωση των περιφερειακών ή του ενδιάμεσου λογισμικού και να ανανεώσει τον κώδικα αρχικοποίησης ελεύθερα. Το STM32CubeIDE περιλαμβάνει αναλυτές κατασκευής και στοίβας που παρέχουν στο χρήστη χρήσιμες πληροφορίες σχετικά με την κατάσταση του έργου και τις απαιτήσεις μνήμης. Το STM32CubeIDE περιλαμβάνει επίσης τυπικές και προηγμένες λειτουργίες εντοπισμού σφαλμάτων, όπως προβολές καταχωρητών πυρήνα της CPU, μνήμες και περιφερειακούς καταχωρητές, καθώς και ζωντανή μεταβλητή παρακολούθηση, διασύνδεση Serial Wire Viewer ή αναλυτή σφαλμάτων.

Τα χαρακτηριστικά του προγράμματος είναι τα παρακάτω:

Ενσωμάτωση υπηρεσιών από STM32CubeMX: Μικροελεγκτής STM32, μικροεπεξεργαστής, πλατφόρμα ανάπτυξης και επιλογή παραδείγματος έργου. Ρύθμιση παραμέτρων pinout, ρολογιού, περιφερειακού και ενδιάμεσου λογισμικού. Δημιουργία έργου και δημιουργία του κώδικα αρχικοποίησης. Λογισμικό και ενδιάμεσο λογισμικό που ολοκληρώνεται με βελτιωμένα πακέτα επέκτασης STM32Cube

Βασισμένο στο Eclipse[®]/CDT[™], με υποστήριξη για πρόσθετα Eclipse[®], GNU C/C++ for Arm[®] toolchain και GDB debugger

Σειρά STM32MP1: Υποστήριξη για έργα OpenSTLinux: Linux Υποστήριξη για Linux

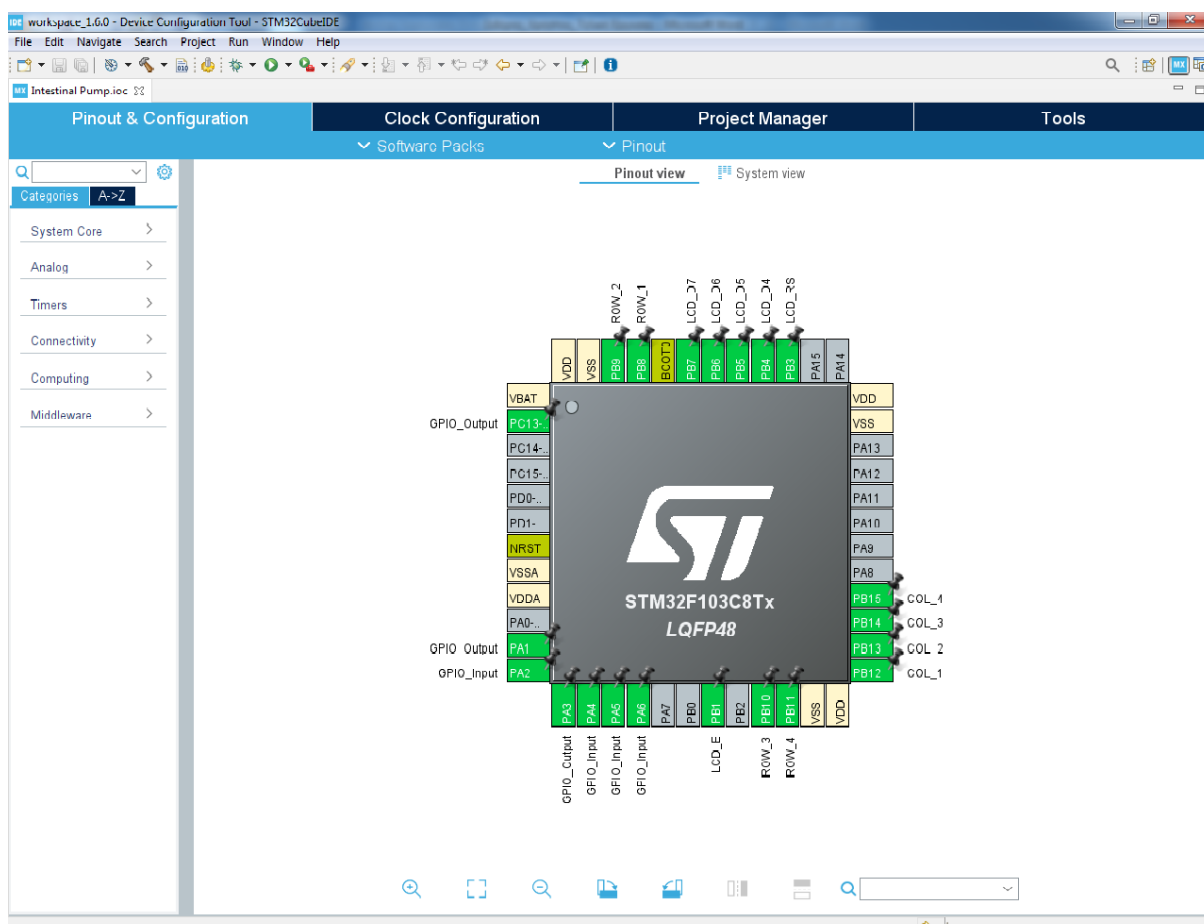
Πρόσθετες προηγμένες δυνατότητες εντοπισμού σφαλμάτων, όπως: Πυρήνας CPU, περιφερειακός καταχωρητής και προβολές μνήμης. Ζωντανή μεταβλητή προβολή ρολογιού. Ανάλυση συστήματος και ανίχνευση σε πραγματικό χρόνο (SWV). Εργαλείο ανάλυσης σφαλμάτων CPU. Υποστήριξη εντοπισμού σφαλμάτων με επίγνωση RTOS, συμπεριλαμβανομένου του Azure

Υποστήριξη για ανιχνευτές εντοπισμού σφαλμάτων ST-LINK (STMicroelectronics) και J-Link (SEGGER)

Εισαγωγή έργου από το Atollic® TrueSTUDIO® και τον πάγκο εργασίας συστήματος AC6 για STM32 (SW4STM32)

Υποστήριξη πολλαπλών λειτουργικών συστημάτων: Windows®, Linux® και macOS® για εκδόσεις 64 bit

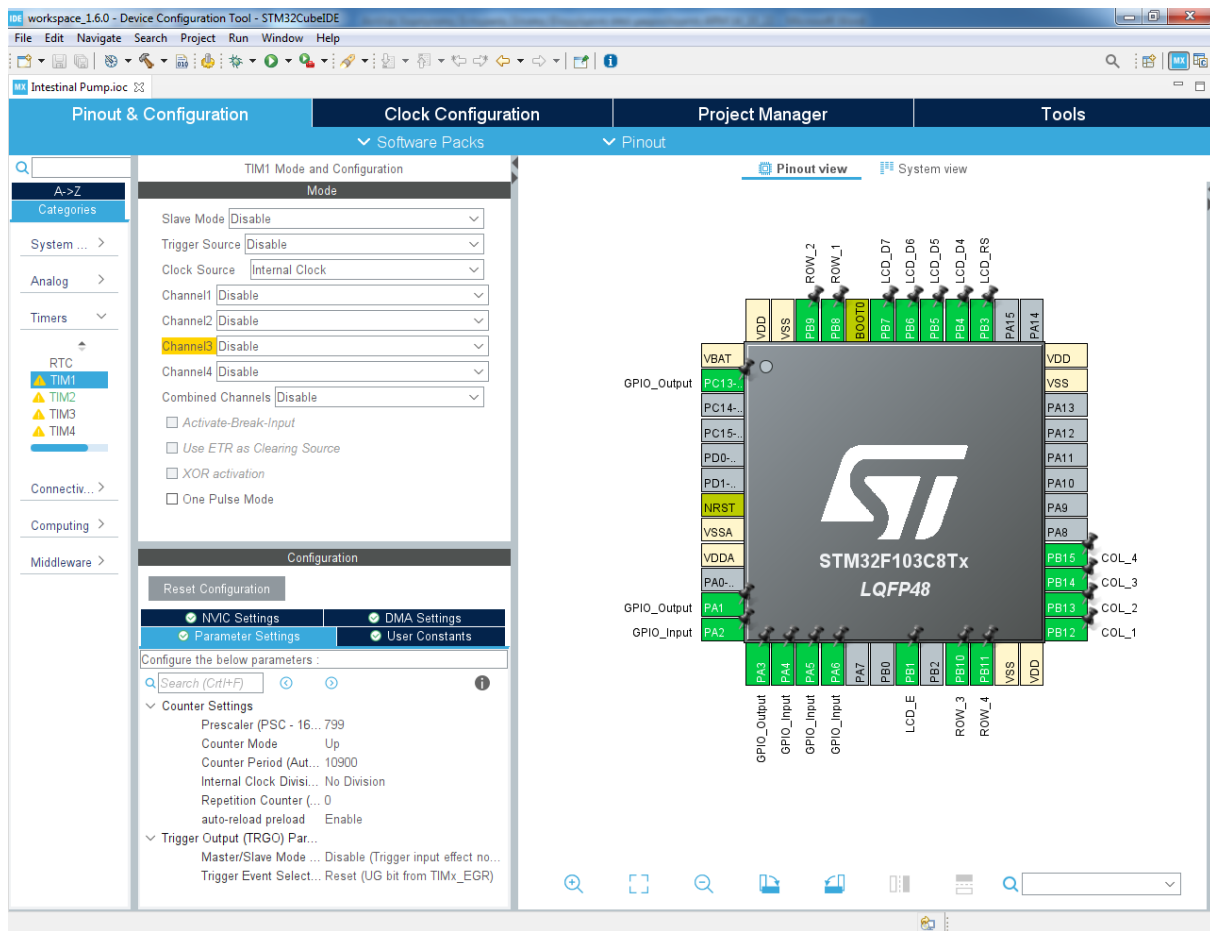
Ξεκινάμε την δημιουργία του έργου ανοίγοντας το πρόγραμμα STM32 Cube IDE και δημιουργούμε ένα καινούργιο έργο με το όνομα Intestinal Pump. Ενεργοποιούμε τις εισόδους και τις εξόδους που θα χρησιμοποιήσουμε στον STM32F103C8T6 που επιλέξαμε από την σειρά των ARM.



Εικόνα 4.1: Ενεργοποίηση των pin του μικροελεγκτή

Ενεργοποιούμε τα pin του μικροελεγκτή που θα χρησιμοποιήσουμε για το πληκτρολόγιο Keypad και την οθόνη LCD LM032L σύμφωνα με τις βιβλιοθήκες τους καθώς και τις εισόδους και εξόδους που θα χρειαστούμε για την κατασκευή της Αντλίας Χορήγησης Εντερικής Σίτισης όπως βλέπουμε στην Εικόνα 4.1.

Στην συνέχεια ενεργοποιήσουμε τον Timer 1 και τον Timer 2 που θα χρειαστούμε για να δημιουργήσουμε τις ρουτίνες χρόνου κατά την λειτουργία της αντλίας όπως βλέπουμε στην Εικόνα 4.2.



Εικόνα 4.2: Ενεργοποίηση Timer 1 και Timer 2

4.2 Προγραμματισμός και απασφαλμάτωση

Για τον προγραμματισμό και την απασφαλμάτωση χρησιμοποιούμε το ST-LINK/V2 που είναι μια οικονομική και βέλτιστη λύση για τον προγραμματισμό και την απασφαλμάτωση (Debugger) των σειρών ST8 και ST32 μικροελεγκτών της STMicroelectronics [15] και το βλέπουμε στην Εικόνα 4.3.

Τα χαρακτηριστικά του είναι:

Ενσωματωμένη ασφάλεια 500mA για αποφυγή βλάβης από βραχυκύκλωμα

Διπλή έξοδος τάσης (3,3V/5V), για εντοπισμό σφαλμάτων/προγραμματισμό

Διασύνδεση USB για σύνδεση με υπολογιστή

Επιδόσεις εντοπισμού σφαλμάτων/προγραμματισμού

Εντοπισμός σφαλμάτων: εκτέλεση σε πλήρη ταχύτητα, με ένα βήμα, σημεία διακοπής, προβολή μεταβλητών και καταχωρητών κ.λπ.

Υποστηρίζει FLASH ROM, EEPROM, AFR κ.λ.π.

USB2.0 σε συνδυασμό με διασυνδέσεις SWIM/SWD για γρήγορη απόκριση εντοπισμού σφαλμάτων και γρήγορη ταχύτητα προγραμματισμού

Υλικολογισμικό (firmware) που μπορεί να αναβαθμιστεί

Το υλικολογισμικό αναβαθμίζεται για να υποστηρίζει περισσότερες συσκευές στο μέλλον

Αυτόματη αναβάθμιση

Υποστηριζόμενο λογισμικό

ST-LINK Utility έκδοση 2.0 (ή νεότερη έκδοση)

STVD Έκδοση 4.2.1 (ή νεότερη έκδοση)

STVP Έκδοση 3.2.3 (ή νεότερη έκδοση)

IAR EWARM v6.20 (ή νεότερη έκδοση)

IAR EWSTM8 v1.30 (ή νεότερη έκδοση)

KEIL RVMDK Έκδοση 4.21 (ή νεότερη έκδοση)

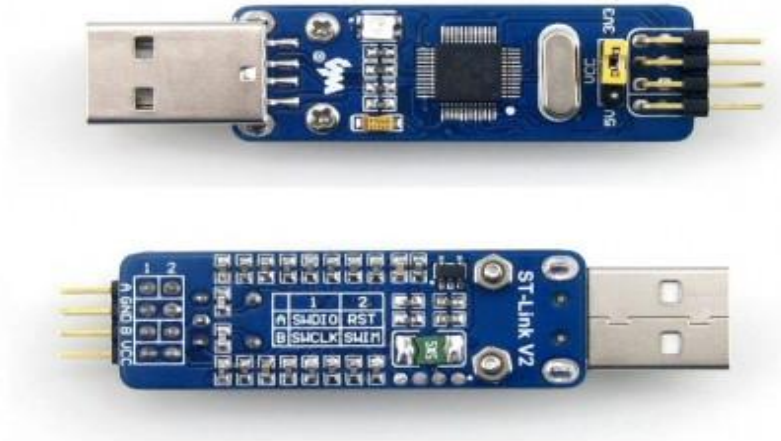
ATOLLIC

TASKING

Υποστηριζόμενες συσκευές

Όλες οι συσκευές STM8 με διασύνδεση SWIM

Όλες οι συσκευές STM32 με διασύνδεση SWD



Εικόνα 4.3: Ο Προγραμματιστής/Απασφαλμοτής(Debugger) ST-LINK/V2 [15]

4.3 Λογισμικό STM32 ST LINK Utility

Για την εγγραφή στην μνήμη του μικροελεγκτή του προγράμματός μας θα χρησιμοποιήσουμε το λογισμικό STM32 ST LINK Utility [15] που είναι ένα λογισμικό με πλήρεις δυνατότητες για τον προγραμματισμό μικροελεγκτών STM32. Παρέχει ένα εύχρηστο και αποτελεσματικό περιβάλλον για ανάγνωση, εγγραφή και επαλήθευση μιας συσκευής μνήμης.

Το εργαλείο προσφέρει ένα ευρύ φάσμα δυνατοτήτων για τον προγραμματισμό εσωτερικών μνημών STM32 (Flash, RAM, OTP και άλλες), εξωτερικών μνημών, αλλά και επαλήθευση του περιεχομένου προγραμματισμού (άθροισμα ελέγχου, επαλήθευση κατά τη διάρκεια και μετά τον προγραμματισμό, σύγκριση με το αρχείο) και για την αυτοματοποίηση του προγραμματισμού STM32.

Τα χαρακτηριστικά του προγράμματος είναι τα παρακάτω:

Το λογισμικό είναι ελεύθερο

Υποστηρίζει Motorola S19, Intel HEX και δυαδικές μορφές

Φόρτωση, επεξεργασία και αποθήκευση εκτελέσιμων αρχείων και αρχείων δεδομένων που δημιουργούνται από τον Assembler/Linker ή από μεταγλωττιστές C

Διαγραφή, προγραμματισμός, προβολή και επαλήθευση των περιεχομένων της μνήμης Flash της συσκευής

Προγραμματίζει, διαγράφει και επαληθεύει εξωτερικές μνήμες

Προγραμματίζει αυτόματα τον STM32 (Διαγραφή, Επαλήθευση, Προγραμματισμός, Διαμόρφωση byte επιλογής, υπολογισμός αθροίσματος ελέγχου)

Προγραμματισμός αυτόματα της μνήμης

Υποστηρίζει προγραμματισμό και ρύθμιση παραμέτρων επιλογών byte

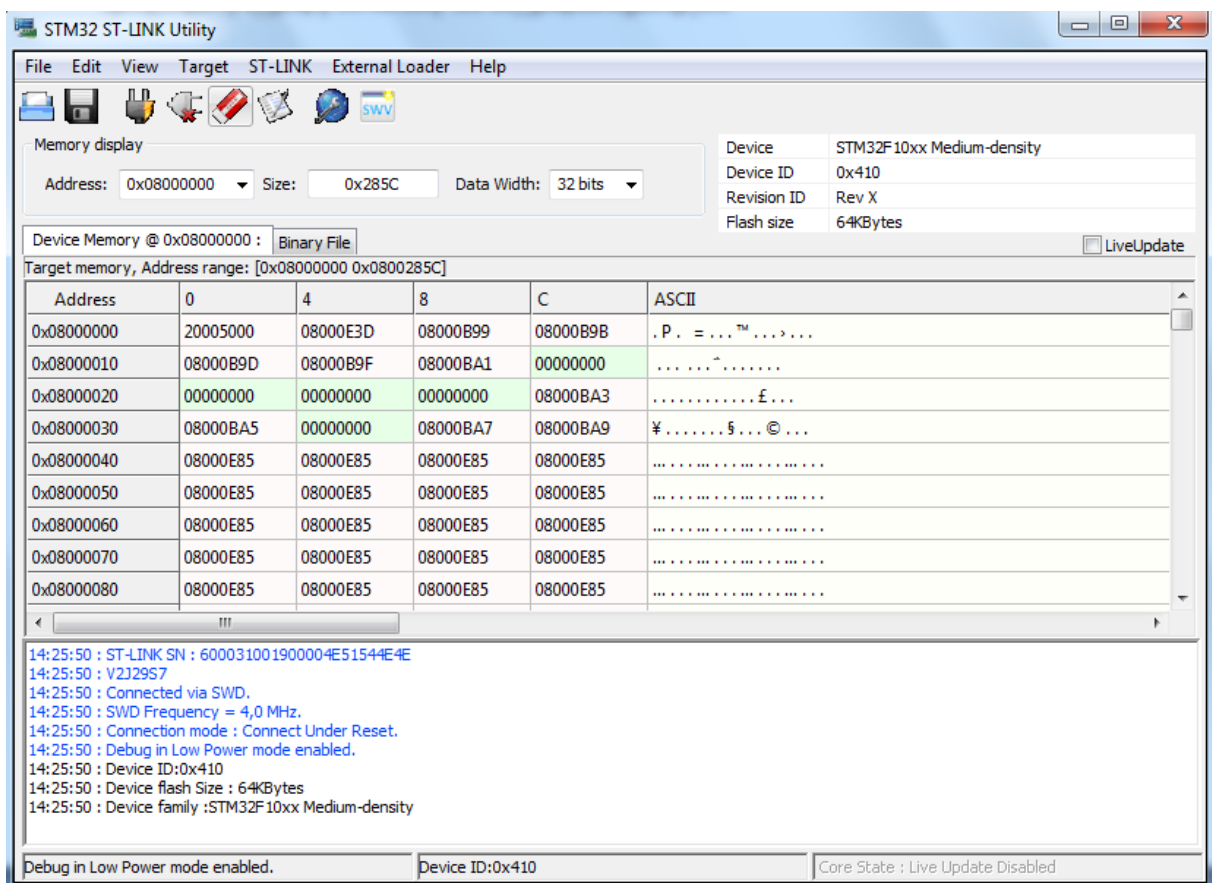
Προσφέρει διεπαφή γραμμής εντολών

Συγκρίνει το αρχείο με τη μνήμη προορισμού

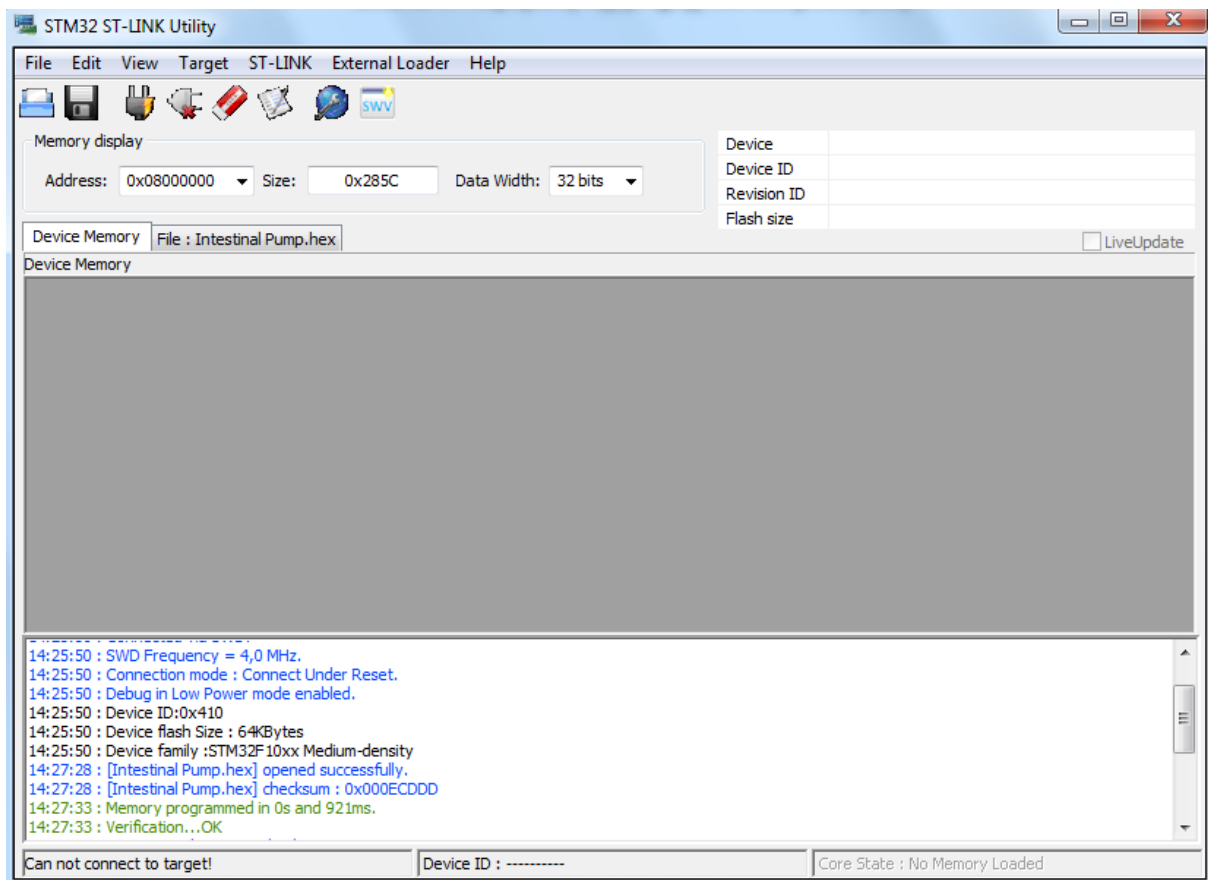
Υποστηρίζει τη μνήμη και την προβολή κατάστασης του πυρήνα σε πραγματικό χρόνο

Υποστηρίζει αναβάθμιση του υλικολογισμικού ST-LINK/V2

Στις Εικόνες 4.4 και 4.5 βλέπουμε την προβολή και εγγραφή του προγράμματος μας στην μνήμη του μικροελεγκτή.



Εικόνα 4.4: Προβολή της μνήμης του Μικροελεγκτή



Εικόνα 4.5: Εγγραφή του προγράμματος στην μνήμη του Μικροελεγκτή

4.4 Επίλογος

Στο παρόν κεφάλαιο εξετάζουμε την υποστήριξη που παρέχει η εταιρεία STMicroelectronics στους μικροελεγκτές της σειράς ARM και ξεκινάμε με το λογισμικό STM32 Cube IDE το οποίο χρησιμοποιείται για την διαμόρφωση των μικροελεγκτών STM32 αλλά και την ανάπτυξη του κώδικα που θα χρησιμοποιηθεί. Αναλύουμε τα κυριότερα στάδια διαμόρφωσης του μικροελεγκτή και στην συνέχεια βλέπουμε την συσκευή μεταφοράς του προγράμματος από τον ηλεκτρονικό υπολογιστή μας μέσω θύρας USB στον μικροελεγκτή το ST-LINK/V2. Τέλος με το λογισμικό STM32 ST LINK Utility εγγράφουμε και απασφαλτώνουμε τον κώδικα μας στην μνήμη του μικροελεγκτή.

Κεφάλαιο 5ο: Βαθμονόμηση και Μετρήσεις

5.1 Υπολογισμός ροής

Ο ρυθμός ροής μιας περιστατικής αντλίας εξαρτάται από διάφορες παραμέτρους, όπως η ταχύτητα του ρότορα, η διάμετρος του ρότορα, η εσωτερική διάμετρος του σωλήνα και το πάχος του τοιχώματος, το ιξώδες του υγρού που μεταφέρεται καθώς και η αντίθλιψη της πλευράς αναρρόφησης. Για έναν συγκεκριμένο σωλήνα με σταθερό μήκος, ο ρυθμός ροής είναι ανάλογος με την ταχύτητα του ρότορα της αντλίας. Επομένως, ο ρυθμός ροής σε μια δεδομένη ταχύτητα ρότορα μπορεί να βαθμονομηθεί μετρώντας τη συνολική ποσότητα υγρού που παρέχεται σε μια συγκεκριμένη χρονική διάρκεια.[17]

Για να λάβουμε την ακριβή ποσότητα υγρού που παρέχεται, ο σωλήνας θα πρέπει να γεμίσει πλήρως με το υγρό πριν ξεκινήσει η άντληση του υγρού.

Για παράδειγμα, ας υποθέσουμε ότι η διάρκεια του χρόνου άντλησης είναι t (min) και η ποσότητα υγρού που παρέχεται είναι m σε γραμμάρια (ή όγκος V σε χιλιοστόλιτρο), τότε ο ρυθμός ροής μπορεί να εκφραστεί όπως παρακάτω:

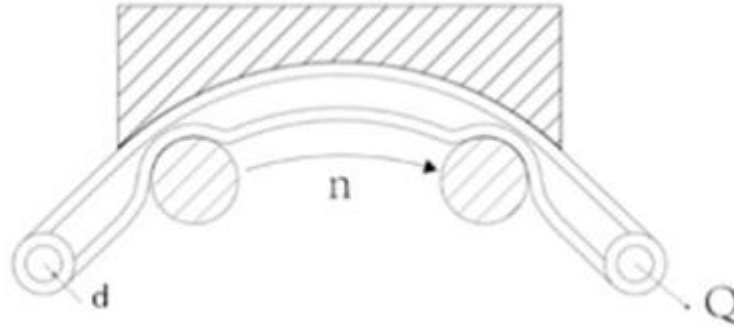
$$\text{Ρυθμός ροής μάζας} = m/t \text{ (g/min)}$$

$$\text{Ρυθμός ροής όγκου} = V/t \text{ (mL/min)}$$

Για να πραγματοποιηθεί βαθμονόμηση του ρυθμού ροής μάζας, το παραδοθέν υγρό σε χρόνο t μπορεί να διανεμηθεί σε ένα ποτήρι ζέσεως και στη συνέχεια η καθαρή υγρή μάζα μπορεί να ζυγιστεί σε ζυγαριά εργαστηρίου. Για ταχύτητα ροής όγκου, το υγρό μπορεί να διανεμηθεί στον ογκομετρικό κύλινδρο για να μετρηθεί ο όγκος μετά το χρόνο άντλησης. Στην Εικόνα 5.1 βλέπουμε τις παραπάνω συσκευές.



Εικόνα 5.1: Ποτήρι ζέσεως ζυγαριά εργαστηρίου ογκομετρικός κύλινδρος



Εικόνα 5.2: Τομή Περισταλτικής Αντλίας

Για πρότυπες συνθήκες θερμοκρασίας και πίεσης (Standard conditions for Temperature and Pressure, STP) [18], συγκεκριμένο μήκος σωλήνα εισόδου και εξόδου της περισταλτικής αντλίας και χρησιμοποιώντας καθαρό νερό ως μέσο μετάδοσης ο ρυθμός ροής Q της περισταλτικής αντλίας που βλέπουμε και στην Εικόνα 5.2 προσδιορίζεται από τον παρακάτω τύπο:[19]

$$Q = \lambda * n * d^2$$

Όπου:

Q είναι ο ρυθμός ροής

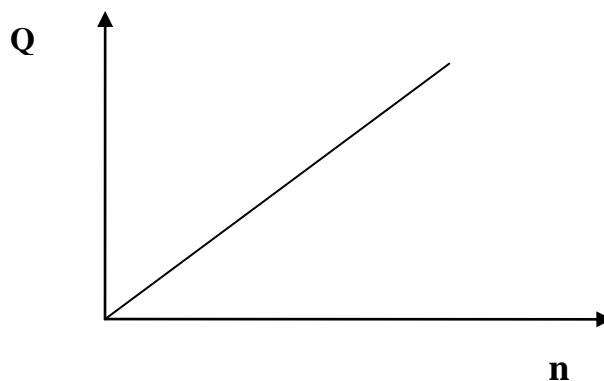
d είναι η εσωτερική διάμετρος του σωλήνα

n είναι η ταχύτητα του ηλεκτροκινητήρα

λ είναι ειδικός συντελεστής ροής

Από τον τύπο τώρα μπορούμε να εξαγάγουμε δύο σημαντικά συμπεράσματα:

Το πρώτο είναι ότι ο ρυθμός ροής Q είναι ανάλογος με την ταχύτητα n . Όσο μεγαλύτερη είναι η ταχύτητα, τόσο μεγαλύτερη είναι η ταχύτητα ροής. Για παράδειγμα, όταν η ταχύτητα περιστροφής της περισταλτικής αντλίας είναι 1 rpm, τότε ο ρυθμός ροής είναι $Q= 1 \text{ ml/min}$, αντίστοιχα όταν η ταχύτητα της περισταλτικής αντλίας είναι 10 rpm, ο ρυθμός ροής της είναι $Q= 10 \text{ ml/min}$. Την θεωρητική καμπύλη ροής την βλέπουμε στο Σχήμα 5.1.



Σχήμα 5.1: Θεωρητικό διάγραμμα καμπύλης ροής

Το δεύτερο είναι ότι ο ρυθμός ροής Q είναι ανάλογος με την εσωτερική διάμετρο του σωλήνα d . Η αλλαγή στην εσωτερική διάμετρο του σωλήνα θα φέρει μια πιο σημαντική αλλαγή στον ρυθμό ροής Q , η οποία παρέχει τη βάση για τη διάταξη των σειρών μεγεθών σωλήνα.

Ο συντελεστής ροής εκφράζεται κυρίως από την διάμετρο του ρότορα, τον αριθμό των κυλίνδρων της περισταλτικής, τη διάμετρο των κυλίνδρων, το υλικό σωλήνα, την εξασθένηση του εύκαμπτου σωλήνα και άλλους συνολικούς παράγοντες. Όσο μεγαλύτερη είναι η διάμετρος του ρότορα, τόσο μεγαλύτερος είναι ο συντελεστής ροής. Όσο ο αριθμός των κυλίνδρων αυξάνεται ο συντελεστής ροής μειώνεται. Όσο αυξάνεται η διάμετρος του κυλίνδρου, ο συντελεστής ροής μειώνεται. Όσο καλύτερη είναι η ευκαμψία του σωλήνα, τόσο μεγαλύτερος ο συντελεστής ροής. Ένας μεγάλος αριθμός πειραματικών δεδομένων δείχνει ότι η εξασθένηση του εύκαμπτου σωλήνα επηρεάζει το μέγεθος του συντελεστή ροής, ο ρυθμός ροής του νέου εύκαμπτου σωλήνα μεταβάλλεται αρκετά στο αρχικό στάδιο χρήσης, μετά από 1-2 ώρες χρήσης, ο ρυθμός ροής σταθεροποιείται και με το χρόνο εργασίας υπάρχει μια μικρή εξασθένηση. Με την επίδραση τώρα των παραπάνω παραγόντων έχουμε την διαμόρφωση του συντελεστή ροής ο οποίος είναι σταθερός υπό ορισμένες συνθήκες. Στην βιομηχανία ο συντελεστής ροής μετριέται με την μέθοδο της ποσοτικής ή χρονολογικής βαθμονόμησης του όγκου του υγρού, που γενικά ονομάζεται διόρθωση ροής.

Για την βαθμονόμηση της περισταλτικής αντλίας σε πραγματικές συνθήκες εργασίας απλοποιείται το μοντέλο υπολογισμού της ροής και μπορεί να εκφραστεί από τον παρακάτω τύπο:

$$Q = a * n$$

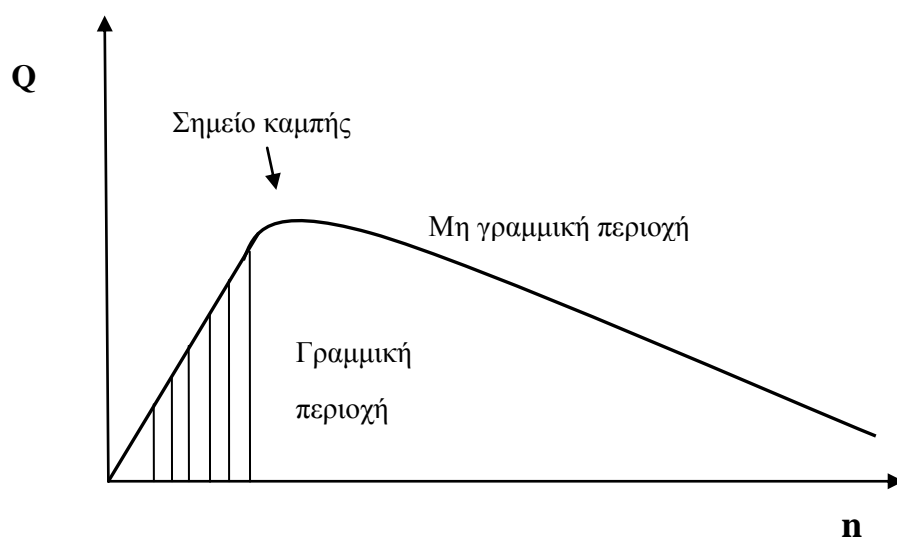
Όπου

Q είναι ο ρυθμός ροής

n είναι η ταχύτητα του ηλεκτροκινητήρα

a είναι ο συντελεστής ροής

Ο συντελεστής ροής είναι σταθερός σε διαφορετικές ταχύτητες οπότε ο ρυθμός ροής της περισταλτικής αντλίας είναι ανάλογος της ταχύτητας. Σε ειδικές πραγματικές συνθήκες εργασίας, η σχέση μεταξύ του ρυθμού ροής και της ταχύτητας φαίνεται στο Σχήμα 5.2. Ο παραπάνω τύπος μπορεί να χρησιμοποιηθεί για τον υπολογισμό του ρυθμού ροής Q και του ρυθμού ταχύτητας n μόνο σε μια συγκεκριμένη γραμμική περιοχή. Πέρα από αυτό το εύρος εφαρμογής, ο ρυθμός ροής Q και η ταχύτητα n έχουν μη γραμμική σχέση.



Σχήμα 5.2: Πραγματικό διάγραμμα καμπύλης ροής

Αυτό συμβαίνει σε ακραίες καταστάσεις, όπως όταν έχουμε υγρό με υψηλό ιξώδες, ο σωλήνας έχει πολύ μικρή εσωτερική διάμετρο, ο σωλήνας έχει μεγάλο μήκος και έχουμε υψηλή ταχύτητα ροής, που τελικά θα μειώσει τον ρυθμό ροής και θα σχηματίσει το σημείο καμπής ροής (βλ. Σχήμα 5.2). Μετά από ένα ορισμένο η ταχύτητα ξεπερνιέται, η ροή τείνει να είναι αμετάβλητη και δεν αυξάνεται πλέον γραμμικά με την αύξηση της ταχύτητας και είναι εύκολο να δημιουργηθεί κενό μέσα στη γραμμή του σωλήνα.

Η βασική αιτία του σημείου καμπής ροής είναι ότι ένας συνδυασμός διάφορων παραγόντων θα δημιουργήσει αρνητική πίεση στο άκρο εισόδου της κεφαλής της περισταλτικής αντλίας. Όταν ο βαθμός ανάκαμψης του σωλήνα αυξάνεται, θα έχουμε μη γραμμική συμπεριφορά στην ροή και κατ'επέκταση θα προκύψουν μη γραμμικές αλλαγές.

5.2 Επιλογή τρόπου λειτουργίας

Μετά από εκτεταμένες πειραματικές δοκιμές με τον έλεγχο των στροφών του ηλεκτροκινητήρα τα αποτελέσματα που είχαμε ήταν τα 6,7 ml την ώρα ελάχιστη παροχή και τα 80 ml την ώρα η μέγιστη. Τα αποτελέσματα αυτά δεν ικανοποιούσαν τα διεθνή πρότυπα αλλά ούτε και την πράξη που το συνηθισμένο εύρος χορήγησης σίτισης είναι από 80 ml/h μέχρι 120 ml/h για κάθε ασθενή σύμφωνα με την πληροφόρηση που έχουμε τα στελέχη της ΜΕΘ του Νοσοκομείου ΑΝΘ Θεαγένειο.

Η λύση δόθηκε επιλέγοντας έναν συνδυασμό μιας ρουτίνας ελέγχου των στροφών του κινητήρα για την παροχή ενός συγκεκριμένου ποσού παρεχόμενου διαλύματος τροφής και πολλαπλασιάζοντας το με το επιθυμητό ποσό τροφής να δώσουμε το τελικό αποτέλεσμα.

Μια δεύτερη ρουτίνα δημιουργήθηκε ώστε να ελέγξουμε τον ρυθμό ροής σύμφωνα με τα δεδομένα του κάθε ασθενούς που θα εισαγάγει ο χρήστης της αντλίας.

Ένα βασικό μειονέκτημα των περισταλτικών αντλιών είναι η χαμηλή ακρίβεια μέτρησης των μεταφερόμενων υγρών. Για τον λόγο αυτό κάνουμε μία σειρά μετρήσεων με παράλληλη ρύθμιση της αντλίας χορήγησης εντερικής σίτισης ώστε να πετύχουμε την μικρότερη απόκλιση μεταξύ των ποσοτήτων που θέλουμε να χορηγήσουμε με αυτές που χορηγούμε τελικά.

Στον Πίνακα 5.1 βλέπουμε τις μετρήσεις που πραγματοποιήσαμε για ζητούμενη τιμή 80 ml και με ρυθμό χορήγησης τα 60 ml/h.

Πίνακας 5.1: Μετρήσεις για χορήγηση 80 ml με ρυθμό 60 ml/h

Ζητούμενη Τιμή σε ml	Ρυθμός ροής ml/h	Χορηγούμενη Ποσότητα ml
80	60	79.6
80	60	79.3
80	60	79.8
80	60	79.6

Υπολογίζουμε τώρα την απόκλιση από την επιθυμητή τιμή με τον παρακάτω τύπο:

$$\text{Απόκλιση} = \text{Ζητούμενη ποσότητα χορήγησης} - \text{Μ.Ο χορηγούμενων ποσοτήτων}$$

Ο μέσος όρος (Μ.Ο) χορήγησης που έχουμε είναι:

$$\text{Μ.Ο χορήγησης} = \frac{79,6 + 79,3 + 79,8 + 79,6}{4} = 79.575 \text{ ml}$$

Η απόκλιση που έχουμε από την επιθυμητή τιμή είναι:

$$\text{Απόκλιση} = 80 - 79,575 = 0,425 \text{ ml}$$

Μετατρέπουμε την απόκλιση σε ποσοστό και έχουμε:

$$\text{Ποσοστό απόκλισης} = (0,425 * 100)/80 = 0,53\%$$

Υπολογίσαμε την απόκλιση στην σειρά μετρήσεων για χορήγηση 80 ml τροφής με ρυθμό 60 ml/h σε απόλυτη τιμή που είναι τα 0,425 ml αλλά και σε ποσοστό απόκλισης που είναι το 0,53%. Τα αποτελέσματα είναι ικανοποιητικά και μέσα στα πρότυπα AAMI ID26 2004-@2013 και IEC 60601-2-24 για την απόκλιση από την ζητούμενη ποσότητα χορήγησης.

Στον Πίνακα 5.2 βλέπουμε τις μετρήσεις που πραγματοποιήσαμε για ζητούμενη τιμή 90 ml και με ρυθμό χορήγησης τα 60 ml/h.

Πίνακας 5.2: Μετρήσεις για χορήγηση 90 ml με ρυθμό 60 ml/h

Ζητούμενη Τιμή σε ml	Ρυθμός ροής ml/h	Χορηγούμενη Ποσότητα ml
90	60	89.6
90	60	89.3
90	60	89.8
90	60	89.6

Υπολογίζουμε τώρα την απόκλιση από την επιθυμητή τιμή με τον παρακάτω τύπο:

$$\text{Απόκλιση} = \text{Ζητούμενη ποσότητα χορήγησης} - \text{Μ.Ο χορηγούμενων ποσοτήτων}$$

Ο μέσος όρος (Μ.Ο) χορήγησης που έχουμε είναι:

$$\text{Μ.Ο χορήγησης} = \frac{89,1 + 88,8 + 89 + 89,3}{4} = 89,05 \text{ ml}$$

Η απόκλιση που έχουμε από την επιθυμητή τιμή είναι:

$$\text{Απόκλιση} = 90 - 89,05 = 0,95 \text{ ml}$$

Μετατρέπουμε την απόκλιση σε ποσοστό και έχουμε:

$$\text{Ποσοστό απόκλισης} = (0,95 * 100)/90 = 1,05\%$$

Υπολογίσαμε την απόκλιση στην σειρά μετρήσεων για χορήγηση 90 ml τροφής με ρυθμό 60 ml/h σε απόλυτη τιμή που είναι τα 0,95 ml άλλα και σε ποσοστό απόκλισης που είναι το 1,05%. Τα αποτελέσματα είναι ικανοποιητικά και μέσα στα πρότυπα AAMI ID26 2004-®2013 και IEC 60601-2-24 για την απόκλιση από την ζητούμενη ποσότητα χορήγησης.

Στον Πίνακα 5.3 βλέπουμε τις μετρήσεις που πραγματοποιήσαμε για ζητούμενη τιμή 100 ml και με ρυθμό χορήγησης τα 60 ml/h.

Πίνακας 5.3: Μετρήσεις για χορήγηση 100 ml με ρυθμό 60 ml/h

Ζητούμενη Τιμή σε ml	Ρυθμός ροής ml/h	Χορηγούμενη Ποσότητα ml
100	60	98,7
100	60	98,5
100	60	99
100	60	98,3

Υπολογίζουμε τώρα την απόκλιση από την επιθυμητή τιμή με τον παρακάτω τύπο:

$$\text{Απόκλιση} = \text{Ζητούμενη ποσότητα χορήγησης} - \text{Μ.Ο χορηγούμενων ποσοτήτων}$$

Ο μέσος όρος (Μ.Ο) χορήγησης που έχουμε είναι:

$$\text{Μ.Ο χορήγησης} = \frac{98,7 + 98,5 + 99 + 98,3}{4} = 98,625 \text{ ml}$$

Η απόκλιση που έχουμε από την επιθυμητή τιμή είναι:

$$\text{Απόκλιση} = 100 - 98,625 = 1,375 \text{ ml}$$

Μετατρέπουμε την απόκλιση σε ποσοστό και έχουμε:

$$\text{Ποσοστό απόκλισης} = (1,375 * 100)/100 = 1,375\%$$

Υπολογίσαμε την απόκλιση στην σειρά μετρήσεων για χορήγηση 100 ml τροφής με ρυθμό 60 ml/h σε απόλυτη τιμή που είναι τα 1,375 ml άλλα και σε ποσοστό απόκλισης που είναι το 1,375%. Τα αποτελέσματα είναι ικανοποιητικά και μέσα στα πρότυπα AAMI ID26 2004-®2013 και IEC 60601-2-24 για την απόκλιση από την ζητούμενη ποσότητα χορήγησης.

Στον Πίνακα 5.4 βλέπουμε τις μετρήσεις που πραγματοποιήσαμε για ζητούμενη τιμή 110 ml και με ρυθμό χορήγησης τα 60 ml/h.

Πίνακας 5.4: Μετρήσεις για χορήγηση 110 ml με ρυθμό 60 ml/h

Ζητούμενη Τιμή σε ml	Ρυθμός ροής ml/h	Χορηγούμενη Ποσότητα ml
110	60	108,5
110	60	108,3
110	60	108
110	60	108,1

Υπολογίζουμε τώρα την απόκλιση από την επιθυμητή τιμή με τον παρακάτω τύπο:

$$\text{Απόκλιση} = \text{Ζητούμενη ποσότητα χορήγησης} - \text{Μ.Ο χορηγούμενων ποσοτήτων}$$

Ο μέσος όρος (Μ.Ο) χορήγησης που έχουμε είναι:

$$\text{Μ.Ο χορήγησης} = \frac{108,5 + 108,3 + 108 + 108,1}{4} = 108,275 \text{ ml}$$

Η απόκλιση που έχουμε από την επιθυμητή τιμή είναι:

$$\text{Απόκλιση} = 110 - 108,275 = 1,725 \text{ ml}$$

Μετατρέπουμε την απόκλιση σε ποσοστό και έχουμε:

$$\text{Ποσοστό απόκλισης} = (1,725 * 100)/110 = 1,568\%$$

Υπολογίσαμε την απόκλιση στην σειρά μετρήσεων για χορήγηση 110 ml τροφής με ρυθμό 60 ml/h σε απόλυτη τιμή που είναι τα 1,725 ml άλλα και σε ποσοστό απόκλισης που είναι το 1,568%. Τα αποτελέσματα είναι ικανοποιητικά και μέσα στα πρότυπα AAMI ID26 2004-®2013 και IEC 60601-2-24 για την απόκλιση από την ζητούμενη ποσότητα χορήγησης.

Στον Πίνακα 5.5 βλέπουμε τις μετρήσεις που πραγματοποιήσαμε για ζητούμενη τιμή 120 ml και με ρυθμό χορήγησης τα 60 ml/h.

Πίνακας 5.5: Μετρήσεις για χορήγηση 120 ml με ρυθμό 60 ml/h

Ζητούμενη Τιμή σε ml	Ρυθμός ροής ml/h	Χορηγούμενη Ποσότητα ml
120	60	118,6
120	60	118,2
120	60	119,1
120	60	118,4

Υπολογίζουμε τώρα την απόκλιση από την επιθυμητή τιμή με τον παρακάτω τύπο:

$$\text{Απόκλιση} = \text{Ζητούμενη ποσότητα χορήγησης} - \text{Μ.Ο χορηγούμενων ποσοτήτων}$$

Ο μέσος όρος (Μ.Ο) χορήγησης που έχουμε είναι:

$$\text{Μ.Ο χορήγησης} = \frac{118,6 + 118,2 + 119,1 + 118,4}{4} = 118,575 \text{ ml}$$

Η απόκλιση που έχουμε από την επιθυμητή τιμή είναι:

$$\text{Απόκλιση} = 120 - 118,575 = 1,425 \text{ ml}$$

Μετατρέπουμε την απόκλιση σε ποσοστό και έχουμε:

$$\text{Ποσοστό απόκλισης} = (1,425 * 100)/120 = 1,187\%$$

Υπολογίσαμε την απόκλιση στην σειρά μετρήσεων για χορήγηση 120 ml τροφής με ρυθμό 60 ml/h σε απόλυτη τιμή που είναι τα 1,425 ml αλλά και σε ποσοστό απόκλισης που είναι το 1,187%. Τα αποτελέσματα είναι ικανοποιητικά και μέσα στα πρότυπα AAMI ID26 2004-®2013 και IEC 60601-2-24 για την απόκλιση από την ζητούμενη ποσότητα χορήγησης.

5.3 Επίλογος

Στο κεφάλαιο εξετάσαμε τις διάφορες παραμέτρους από τις οποίες εξαρτάται η ελεγχόμενη και σταθερή ροή της αντλίας εντερικής σίτισης. Εξετάσαμε τις παραμέτρους που εξαρτάται ο ρυθμός ροής καθώς και την θεωρητική αλλά και την πραγματική καμπύλη ροής που θα πρέπει να λάβουμε υπ' όψιν για την κατασκευή της συσκευής μας. Επιλέξαμε τον τρόπο λειτουργίας της συσκευής ώστε να καλύψει τις ανάγκες σίτισης των ασθενών και προβήκαμε σε μετρήσεις και τελικές ρυθμίσεις ώστε να πετύχουμε το βέλτιστο αποτέλεσμα στην σύγκλιση της ζητούμενης με την χορηγούμενη ποσότητα τροφής.

Κεφάλαιο 6ο: Εγχειρίδιο χρήστη

6.1 Μενού λειτουργίας

6.1.1 Ενεργοποίηση Αντλίας Χορήγησης Εντερικής Σίτισης

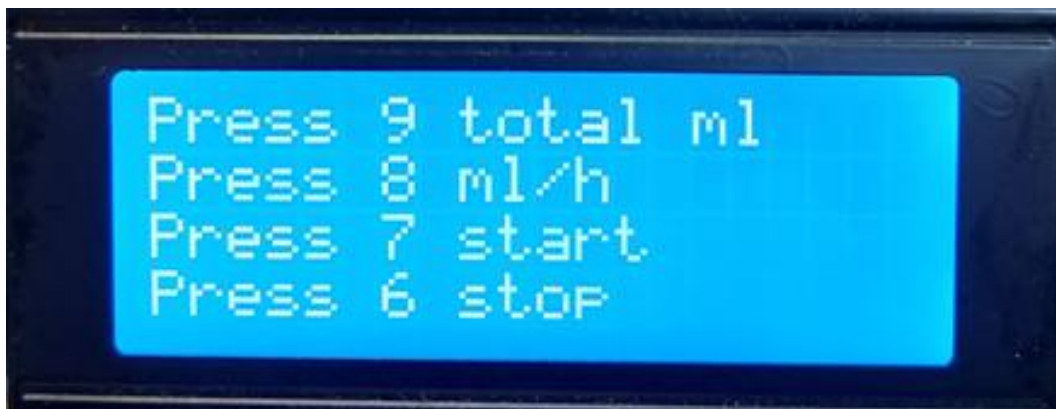
Ενεργοποιώντας την αντλία χορήγησης εντερικής σίτισης ξεκινάει η λειτουργία της όπως βλέπουμε και στην Εικόνα 6.1.



Εικόνα 6.1: Ενεργοποίηση Αντλίας Χορήγησης Εντερικής Σίτισης

6.1.2 Κεντρικό μενού λειτουργίας

Μετά την ενεργοποίηση μεταφερόμαστε στο κεντρικό μενού λειτουργίας και στις επιλογές που έχουμε για τον προγραμματισμό της συσκευής μας και το βλέπουμε στην Εικόνα 6.2.



Εικόνα 6.2: Κεντρικό μενού λειτουργίας

6.1.3 Εισαγωγή ποσότητας σίτισης

Στην πρώτη επιλογή και πατώντας το πλήκτρο 9 από το πληκτρολόγιο μεταφερόμαστε στο μενού της Εικόνας 6.3 όπου επιλέγουμε την συνολική ποσότητα σε ml θέλουμε να χορηγήσουμε. Στο

Κεφάλαιο 6

παράδειγμα μας επιλέγουμε να χορηγήσουμε 80 ml και παρατηρούμε ότι το μέγιστο της χορήγησης που μπορούμε να επιλέξουμε είναι τα 9999 ml.



Εικόνα 6.3: Εισαγωγή ποσότητας σίτισης

6.1.4 Χορήγηση σίτισης BOLUS

Μετά την πληκτρολόγηση της χορηγούμενης ποσότητας μπορούμε να διορθώσουμε την χορηγούμενη ποσότητα πιέζοντας το πλήκτρο 9 και την επιλογή Volume από το πληκτρολόγιο οπότε επανεισάγουμε την ποσότητα που θέλουμε να χορηγήσουμε. Στην συνέχεια έχουμε την επιλογή της χορήγησης της επιλεχθείσας ποσότητας συνεχόμενα με την μέγιστη ταχύτητα από την επιλογή Bolus πατώντας το πλήκτρο 7 από το πληκτρολόγιο μας όπως βλέπουμε στην Εικόνα 6.4 επιπλέον έχουμε και την δυνατότητα να σταματήσουμε την χορήγηση οποιαδήποτε στιγμή το επιλέξουμε και να συνεχίσουμε την χορήγηση από το σημείο που σταματήσαμε.



Εικόνα 6.4: Χορήγηση σίτισης BOLUS

6.1.5 Εισαγωγή ρυθμού σίτισης

Αν τώρα δεν θέλουμε την συνεχόμενη χορήγηση της τροφής επιλέγουμε Rate πατώντας το πλήκτρο 8 από το πληκτρολόγιο μας και μεταφερόμαστε στο μενού της Εικόνας 6.5



Εικόνα 6.5: Εισαγωγή ρυθμού σίτισης

όπου και επιλέγουμε το ρυθμό της χορήγησης που θέλουμε σε χιλιοστόλιτρο ανά ώρα ml/h. Παρατηρούμε ο μέγιστος ρυθμός ανά ώρα είναι τα 999 χιλιοστόλιτρα ενώ ο ελάχιστος ρυθμός είναι τα 7 χιλιοστόλιτρα λόγω του περιορισμού που έχουμε από τα 16 bit των χρονοδιακοπών του μικροελεγκτή μας. Ο περιορισμός αυτός δεν μας δημιουργεί κάποιο πρόβλημα διότι υπερκαλύπτει τα όρια των προτύπων AAMI ID26 2004-©2013 και IEC 60601-2-24 όπου σαν ελάχιστο όριο ρυθμού χορήγησης σίτισης που θέτουν για τις συσκευές είναι τα 25 ml/h. Μετά και την επιλογή του ρυθμού χορήγησης έχουμε την δυνατότητα διόρθωσης πατώντας το πλήκτρο 8 αλλά και μπορούμε να επιστέψουμε στο μενού όπου επιλέγουμε την συνολική ποσότητα χορήγησης για οπουδήποτε αλλαγή όπως βλέπουμε και στην Εικόνα 6.6. Αφού οριστικοποιήσουμε την ποσότητα και τον ρυθμό χορήγησης ξεκινάμε την σίτιση πατώντας το start από το πλήκτρο 7 από το πληκτρολόγιο μας.



Εικόνα 6.6: Λειτουργία χορήγησης σίτισης

Κεφάλαιο 6

6.1.6 Λειτουργία προσωρινής διακοπής σίτισης

Όπως βλέπουμε από το μενού της Εικόνας 6.7 έχουμε την επιλογή να σταματήσουμε την χορήγηση της σίτισης οποιαδήποτε στιγμή το επιλέξουμε

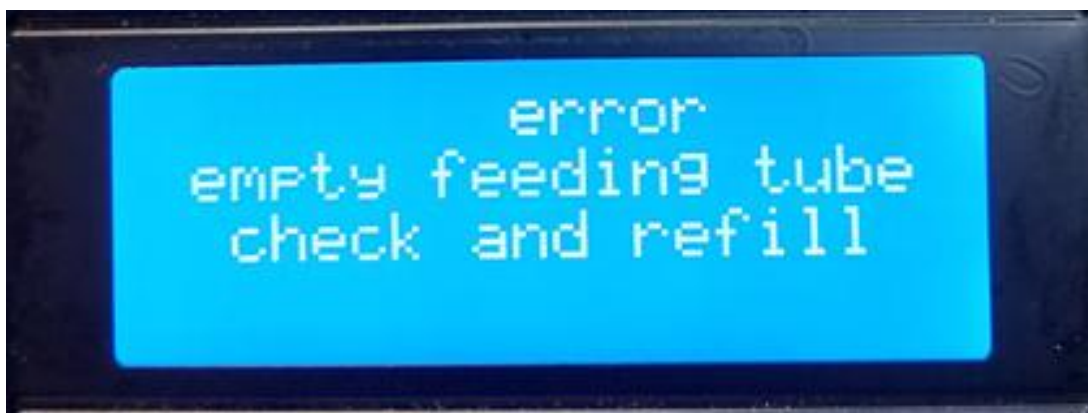


Εικόνα 6.7: Λειτουργία προσωρινής διακοπής σίτισης

και να συνεχίσουμε την χορήγηση από το σημείο που σταματήσαμε με την επιλογή continue πατώντας το πλήκτρο 7 από το πληκτρολόγιο μας είτε επιλέγοντας το Volume αν θέλουμε να κάνουμε κάποια διόρθωση στην συνολική ποσότητα χορήγησης πατώντας το πλήκτρο 9.

6.1.7 Ανίχνευση λάθους από τον αισθητήρα ροής

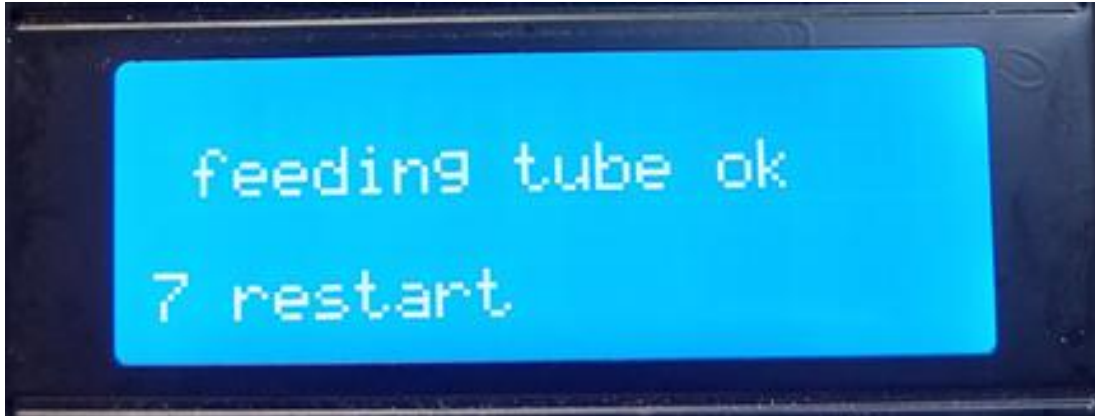
Κατά την διαδικασία της σίτισης αν για κάποιο λόγο ο σωλήνας σίτισης ανιχνευθεί από τον αισθητήρα ροής κάποιο κενό τότε σημαίνει συναγερμός σταματάει η συσκευή την σίτιση με το παρακάτω μενού που μας επισημαίνει ότι ο σωλήνας σίτισης είναι κενός και μας προτρέπει είτε να ελέγξουμε για φυσαλίδες αέρα στην γραμμή της τροφοδοσίας είτε να ελέγξουμε τον ασκό τροφοδοσίας αν άδειασε και να τον ξαναγεμίσουμε, το οποίο αναβοσβήνει στην οθόνη παράλληλα με ηχητική προειδοποίηση όπως βλέπουμε στην Εικόνα 6.8.



Εικόνα 6.8: Ανίχνευση λάθους από τον αισθητήρα ροής

6.1.8 Αποκατάσταση σφαλμάτων συσκευής

Τώρα αν μετά τον έλεγχο και τις διορθώσεις που θα πραγματοποιήσουμε αποκατασταθεί η ροή της τροφοδοσίας μέσω του σωλήνα σίτισης θα έχουμε το παρακάτω μήνυμα στο μενού παράλληλα με την διακοπή της ηχητικής προειδοποίησης Εικόνα 6.9.



Εικόνα 6.9: Αποκατάσταση σφαλμάτων συσκευής

Και επιλέγοντας restart από το πλήκτρο 7 του πληκτρολογίου μας έχουμε επανέναρξη της σίτισης από το σημείο που διεκόπη.

6.2 Επίλογος

Στο κεφάλαιο εξετάζουμε το μενού λειτουργίας της αντλίας εντερικής σίτισης. Έγινε προσπάθεια το μενού να γίνει όσο το δυνατόν πιο απλό και κατανοητό για τον μέσω χρήστη. Διαπιστώνουμε ότι οι δυνατότητες της συσκευής καλύπτουν τα πρότυπα AAMI ID26 2004-©2013 και IEC 60601-2-24 αλλά και τις προδιαγραφές που ζητάει για την συσκευή η ΜΕΘ του ΑΝΘ Θεαγένειο.

Κεφάλαιο 7ο: Έρευνα Αγοράς

Στην αγορά υπάρχουν αρκετές συσκευές χορήγησης εντερικής σίτισης άλλες γενικής φύσης άλλα και κάποιες πιο εξειδικευμένες. Επειδή πρόκειται για ιατροτεχνολογικό προϊόν η τιμή του είναι μεγάλη και εξαρτάται βέβαια από το τι μπορεί να προσφέρει και που χρησιμοποιείται, δηλαδή άλλη τιμή θα έχει μία συσκευή που θα χρησιμοποιηθεί από έναν μεμονωμένο χρήστη στο σπίτι του και άλλη τιμή θα έχει μία συσκευή που θα χρησιμοποιείται από την ΜΕΘ ενός Νοσοκομείου. Με την είσοδο της Κίνας και στην συγκεκριμένη αγορά έχουν εξορθολογιστεί αρκετά οι τιμές άλλα και πάλι οι καλές συσκευές κρατιούνται σε υψηλές τιμές.

Στην συνέχεια να κάνουμε μια αναφορά σε κάποια μοντέλα που κυκλοφορούν με τα χαρακτηριστικά τους.

7.1 Η Αντλία Χορήγησης εντερικής σίτισης STATEMED

Στην Εικόνα 7.1 βλέπουμε την Αντλία χορήγησης STATEMED [20]



Εικόνα 7.1: Η αντλία χορήγησης STATEMED [20]

Παρακάτω αναφέρονται τα κυριότερα χαρακτηριστικά της:

Συνθήκες εργασίας:

Περιβαλλοντική θερμοκρασία: 5°C~40°C

Σχετική υγρασία: 30%~80%

Πίεση: 860~1060hPa

Παροχή ηλεκτρικού ρεύματος: AC220V, 50Hz

Μπαταρία: Ni-H2 9.6V, 1600mAh

Λειτουργία συναγερωμών: Υγιής και ελαφρύς συναγερωμός όπως μετά από τις καταστάσεις

Χωρίς οποιαδήποτε λειτουργία όταν ανάβεται

Χαμηλή μπαταρία

Η σίτιση του σωλήνα είναι σε κενό, είτε εμποδισμένος είτε διπλωμένος

Απότομη διακοπή εναλλασσόμενου ρεύματος

Τεχνικές παράμετροι

Ποσοστό έγχυσης: 0ml~999ml, $\leq \pm 10\%$

Συνολικός όγκος: 0.1ml~999ml, $\leq \pm 10\%$

Ποσοστό ροής: 1ml/h~300ml/h

Κατανάλωση ισχύος: 13VA

Μέγεθος: 193mm×130mm×105mm

Βάρος: 1.6kg

Κόστος αγοράς: N/A

7.2 Η αντλία χορήγησης SUNFUSION ENP-1

Στην εικόνα 7.2 βλέπουμε την αντλία χορήγησης SUNFUSION ENP-1 [21]



Εικόνα 7.2: Η αντλία χορήγησης SUNFUSION ENP-1 [21]

Κεφάλαιο 7

Τα κυριότερα χαρακτηριστικά της είναι:

Bolus: Ρυθμός: 1 ~ 960 ml/h (αύξηση 1 ml/h), Όγκος: 1 ~ 100 ml (αύξηση 1 ml)

FF: Ρυθμός: 1 ~ 1200 ml/h (αύξηση 1 ml/h) Όγκος: 1 ~ 9999 ml (αύξηση 1 ml)

VTBD: 1 ~ 9999 ml (προσαύξηση 1 ml)

Συνολικός όγκος: 0~9999ml (προσαύξηση 1 ml)

Ακρίβεια: $\pm 5\%$ (Μετά τη βαθμονόμηση)

Λειτουργία λειτουργίας: Συνεχής λειτουργία, διαλείπουσα λειτουργία

Πίεση απόφραξης 3 επίπεδα Χαμηλό: 40 kPa, Μέσο: 60 kPa, Υψηλό: 580 kPa.

Συναγερμοί: Χαμηλή μπαταρία, μπαταρία άδεια, απενεργοποίηση συστήματος, μη φυσιολογική κατάσταση λειτουργίας, εμφάνιση απόφραξη, ολοκληρώθηκε η σίτισης. το σετ τροφοδοσίας δεν έχει εγκατασταθεί σωστά, άνοιγμα πόρτας, ξεχασμένη λειτουργία, η τροφοδοσία AC έχει αποσυρθεί, αστοχία εξοπλισμού κ.λπ.

Πηγή ενέργειας: AC:100-240V f 50/60HZ ; DC:15V f 1,5-2A

Κατανάλωση ενέργειας: 25VA

Αυτονομία μπαταρίας λιθίου: Περισσότερες από 6 ώρες με ρυθμό 25 ml/h, Πάνω από 5 ώρες με ρυθμό 1200 ml/h

Αδιάβροχο και αδιάβροχο: IP34

Καθαρό βάρος: 1,2 κιλά

Διαστάσεις: 128mm*145mm*212mm

Βαθμός ασφάλειας: Κατηγορία I, τύπου CF

Κόστος αγοράς: N/A

7.3 Η αντλία χορήγησης Kangaroo ePump Enteral Feeding Pump

Στην Εικόνα 7.3 βλέπουμε την αντλία χορήγησης Kangaroo ePump Enteral Feeding Pump [22]



Εικόνα 7.3: Αντλία χορήγησης Kangaroo ePump Enteral Feeding Pump [22]

Παρακάτω βλέπουμε τα κυριότερα τεχνικά χαρακτηριστικά της:

Επιλογές συναγερού: Ρυθμιζόμενη ένταση συναγερού

Μέγεθος (cm): 16,8 cm x 16,3 cm x 11,7 cm

Βάρος : 1,0 kg

Διάρκεια ζωής μπαταρίας: 15 Ώρες

Ακρίβεια: +/- 10%

Καλώδιο τροφοδοσίας: Αφαιρούμενος μετασχηματιστής A/C

Ρυθμός έκπλυσης: 1-24 ώρες σε βήματα της 1 ώρας

Ρυθμός ροής: 1-400 ml/ώρα (προσαύξηση 1 ml)

Διάστημα έκπλυσης: 1-24 ώρες σε βήματα της 1 ώρας

Τάση λειτουργίας: 9V DC, 1,5 A

Διεπαφή χρήστη:

Διασθητική διεπαφή χρήστη

Μεγάλη οθόνη LCD με οπίσθιο φωτισμό

Προτροπές βήμα προς βήμα για καθοδήγηση προγραμματισμού και λειτουργίας

Η συστοιχία LED "Storlight" υποδεικνύει οπτικά την κατάσταση της αντλίας σε φωτεινό ή σκοτεινό δωμάτιο

Εργονομία:

Κεφάλαιο 7

Αθόρυβη λειτουργία

Συμπαγής, αισθητική σχεδίαση

Απλή φόρτωση σετ αντλιών

Ενσωματωμένη λαβή για εύκολη μεταφορά

Χαρακτηριστικά:

Σύστημα αναγνώρισης MISTIC (Magnetic Intelligent Set Type Identification Connector) για διασφάλιση αντιστοίχισης μεταξύ της διεπαφής χρήστη της αντλίας και του τύπου σετ αντλίας

Αυτόματο σύστημα κατά της ελεύθερης ροής

Ηχητικός συναγερμός για την ένδειξη σφαλμάτων στις συνθήκες φόρτωσης του σετ αντλίας

Συναγερμός απόφραξης

Ο ανεξάρτητος σχεδιασμός εξαλείφει την ανάγκη για θάλαμο στάλαξης στο σετ αντλίας

Συνεχής τροφοδοσία, διακοπτόμενη τροφοδοσία και δυνατότητα έκπλυσης

Αποθηκεύει το ιστορικό σίτισης και έκπλυσης των προηγούμενων 72 ωρών

Κόστος αγοράς: 1760 A\$ δηλαδή 1141 Ευρώ

7.4 Επίλογος

Στο συγκεκριμένο κεφάλαιο είδαμε κάποιους χαρακτηριστικούς τύπους αντλιών χορήγησης εντερικής σίτισης που υπάρχουν στην αγορά. Διαπιστώνουμε ότι λόγω του ότι έχουμε να κάνουμε με ένα ιατροτεχνολογικό προϊόν ο κάθε κατασκευαστής προσπαθεί να επικεντρωθεί σε συγκεκριμένα χαρακτηριστικά, έτσι παρουσιάζουν αρκετές ομοιότητες άλλα και πολλές διαφορές. Ο κανόνας είναι ότι όσα περισσότερα προσφέρει μία συσκευή τόσο ανεβαίνει και το κόστος της.

Κεφάλαιο 8ο: Συμπεράσματα και προτάσεις βελτίωσης

8.1 Συμπεράσματα

Εκμεταλλευόμενοι τις δυνατότητες του μικροελεγκτή STM32F103C8T6 και την υποστήριξη που του παρέχει η κατασκευάστρια εταιρεία STMicroelectronics σε επίπεδο λογισμικού αλλά και σε επίπεδο συσκευών ανάπτυξης, δημιουργήσαμε την αντλία χορήγησης εντερικής σίτισης.

Αντιμετωπίσαμε αρκετές προκλήσεις κατά την ολοκλήρωση της διαδικασίας όπως ο έλεγχος της ροής σίτισης καθώς και το ελάχιστο και μέγιστο όριο χορήγησης του θρεπτικού διαλύματος της τροφής στον ασθενή, η επιλογή των υλικών κατασκευής ώστε να διασφαλίζονται οι κανόνες υγιεινής και αποστείρωσης της συσκευής, αλλά και στην εύκολη αλλαγή των αναλώσιμων υλικών που θα πρέπει να αντικαθίστανται συνεχώς όπως ο σωλήνας χορήγησης της τροφής και ο ασκός τροφοδοσίας. Στις αρχικές προσπάθειες με έλεγχο των στροφών του κινητήρα και συνεχόμενη χορήγηση της τροφής τα αποτελέσματα που επιτύχαμε δεν κάλυπταν τα πρότυπα AAMI ID26 2004-@2013 και IEC 60601-2-24 αλλά και τον συνηθέστερο όγκο τροφής που δίδεται σε έναν ενήλικα ασθενή κατά την διάρκεια μίας ώρας από την πληροφόρηση που είχαμε από την ΜΕΘ του Νοσοκομείου. Λύσαμε το πρόβλημα δημιουργώντας δύο διαφορετικές ρουτίνες με τους Timer που αλληλεπιδρούν.

Ο παραπάνω όμως τρόπος χορήγησης, δηλαδή με έλεγχο των στροφών του κινητήρα, θα μπορούσε να χρησιμοποιηθεί σε μια παραλλαγή ως αντλίας έκχυσης χορήγησης φαρμάκου είτε και πολύ πιο εξειδικευμένα σε κάποιο σύστημα κατάτμησης δόσης ραδιοφαρμάκου. Διαπιστώνουμε δηλαδή ότι τροποποιώντας κατάλληλα την συσκευή μπορούμε να δημιουργήσουμε διάφορες παραλλαγές ανάλογα με τις ανάγκες μας. Αυτή είναι και η ουσία της Βιοϊατρικής Τεχνολογίας κάλυψη γενικευμένων αλλά και εξειδικευμένων αναγκών των ασθενών εισάγοντας συνεχώς καινούργια τεχνολογία αλλά και βελτίωση και προσαρμογή της υπάρχουσας στις ανάγκες των ασθενών.

Δόθηκε μεγάλη προσοχή στο μενού λειτουργίας ώστε να είναι απλό και κατανοητό στον μέσω χρήστη πράγμα που πιστεύουμε ότι το καταφέραμε.

Διαπιστώσαμε ότι επιτύχαμε με τον τρόπο που μελετήσαμε, σχεδιάσαμε και κατασκευάσαμε την αντλία χορήγησης εντερικής σίτισης καλύτερη ακρίβεια ως προς το αποτέλεσμα της χορηγούμενης ποσότητας σε σχέση με την ζητούμενη από της αντλίες που υπάρχουν στην αγορά. Έτσι καταφέραμε να περιορίσουμε το μειονέκτημα που έχει αυτός ο τρόπος χορήγησης.

8.2 Προτάσεις βελτίωσης

Ολοκληρώνοντας την Δ.Ε και έχοντας σχεδιάσει και κατασκευάσει μία ιατροτεχνολογική συσκευή, διαπιστώνουμε ότι υπάρχουν πολλά πράγματα ακόμη που θα πρέπει να γίνουν ώστε η συσκευή μας να γίνει ακόμη πιο λειτουργική και το κυριότερο πιο ασφαλής για τον χρήστη στον οποίο απευθύνεται και όπως ξέρουμε είναι ένας ασθενής.

Σαν πρώτη βελτίωση της συσκευής είναι η τοποθέτηση σε αυτήν ενός παράλληλου συστήματος τροφοδοσίας με επαναφορτιζόμενη μπαταρία ώστε να υπάρχει αδιάλειπτη λειτουργία της συσκευής και συνέχιση της παροχής τροφής στον ασθενή μας ανεξάρτητα από την παροχή του δικτύου.

Κεφάλαιο 7

Δεύτερη βελτίωση που πρέπει να γίνει μετά την τοποθέτηση της παράλληλης τροφοδοσίας είναι μία ένδειξη συναγερμού αν σταματήσει η συσκευή να λειτουργεί για οποιοδήποτε λόγο.

Μία άλλη βελτίωση που θα μπορούσαμε να εισαγάγουμε στην συσκευή είναι η τοποθέτηση μιας μνήμης όπου θα μπορούμε να αποθηκεύουμε πολλές διαφορετικές ρυθμίσεις είτε για έναν είτε για μεγαλύτερο πλήθος ασθενών.

Όσον αφορά το λογισμικό θα μπορούσαν να γίνουν βελτιώσεις ως προς την αυτοματοποίηση κάποιων ενδείξεων στην οθόνη λειτουργίας.

Τελειώνοντας τις προτάσεις βελτίωσης, θα πρέπει να προστεθεί μία θύρα επικοινωνιών για την μεταφορά δεδομένων, που θα συνδέει της συσκευής μας με έναν ηλεκτρονικό υπολογιστή, ώστε να πραγματοποιούμε εύκολα βαθμονομήσεις της συσκευής αλλά και ενημέρωση του προγράμματος με μελλοντικές αναβαθμίσεις των λειτουργιών του.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

Articles

[7]Chuck Lewin, “Precision Fluid Handling: It's All In the Pump” [Online]. Available: <https://www.pmdcorp.com/resources/type/articles/precision-fluid-handling-its-all-in-the-pump>

Data Sheet

[9]STMicroelectronics, STM32F103C8, Medium-density performance line Arm®-based 32-bit MCU with 64 or 128 KB Flash, USB, CAN, 7 timers, 2 ADCs, 9 com. Interfaces, March 2022

[10] STMicroelectronics, RM0008 Reference manual, STM32F101xx, STM32F102xx, STM32F103xx, STM32F105xx and STM32F107xx advanced Arm®-based 32-bit MCUs, February 2021

Standards

[12]American National Standard ANSI/AAMI ID26:2004/(R) 2013 “Medical electrical equipment—Part 2: Particular requirements for the safety of infusion pumps and controllers” [Online]. Available: <https://webstore.ansi.org/Standards/AAMI/ansiaamiid262004r2013id26>

[13] IEC International Electrotechnical Commission, IEC 60601-2-24:1998 “Medical electrical equipment—Part 2: Particular requirements for the safety of infusion pumps and controllers” [Online]. Available: https://www.iecee.org/dyn/www/f?p=106:49:0:::FSP_STD_ID:16849

Internet Site

[1]Wikipedia, “Medical Device” [Online]. Available: https://en.wikipedia.org/wiki/Medical_device

[2] Fortune Business Insights “Medical Device” [Online]. Available:

<https://www.fortunebusinessinsights.com/industry-reports/medical-devices-market-100085>

[3]Aspen, American Society for Parenteral and Enteral Nutrition, “What is Enteral Nutrition”[Online]. Available:

https://www.nutritioncare.org/About_Clinical_Nutrition/What_is_Enteral_Nutrition/

[4]CANSER RESEARCH UK, “Types of tube feeding” [Online]. Available: <https://www.cancerresearchuk.org/about-cancer/coping/physically/diet-problems/managing/drip-or-tube-feeding/types>

[6] Wikipedia, “Peristaltic Pump” [Online]. Available: https://en.wikipedia.org/wiki/Peristaltic_pump

[8]ThermoFisherScientific, Nalgene™ 50 Platinum-Cured Silicone Tubing. [Online].

Available: <https://www.thermofisher.com/order/catalog/product/8060-0310?SID=srch-srp-8060-0310>

[11]ERC Handbook, Blue Pill (STM32F103C8T6). [Online].

Available: https://os.mbed.com/users/hudakz/code/STM32F103C8T6_Hello/wiki/Homepage

- [14] STMicroelectronics, STM32CubeIDE Integrated Development Environment for STM32,[Online]. Available: <https://www.st.com/en/development-tools/stm32cubeide.html>
- [15] Waveshare, ST-LINK/V2 (mini), STM Programmers & Debuggers [Online]. Available: <https://www.waveshare.com/st-link-v2-mini-stm32.htm>
- [16] STMicroelectronics , STM32 ST-LINK utility (replaced by STM32CubeProgrammer) [Online]. Available: <https://www.st.com/en/development-tools/stsw-link004.html>
- [17] NeXtage Scientific, How to calibrate the flow rate for a peristaltic pump? [Online]. Available:<https://www.nextagesci.com/news-application-notes/calibration%20of%20flow%20rate,%20peristaltic%20pump>
- [18]Wikipedia, Standard temperature and pressure (STP), [Online]. Available: https://en.wikipedia.org/wiki/Standard_temperature_and_pressure
- [19]LEADFLUID, How to calculate the flow rate of LeadFluid peristaltic pump [Online]. Available: <https://leadfluid.com/how-to-calculate-the-flow-rate-of-leadfluid-peristaltic-pump/>
- [20] STATEMED, Lightweight Kangaroo Enteral Feeding Pump Machine With Large Colorful LCD Display, [Online]. Available: <https://www.dopplerultrasoundscanner.com/sale-10343064-lightweight-kangaroo-enteral-feeding-pump-machine-with-large-colorful-lcd-display.html>
- [21] BYOND, Enteral Feeding Pump, [Online]. Available: <https://www.hnbyond.com/Enteral-feeding-pump/enteral-feeding-pump>
- [22] Alfa Medical Solutions, Kangaroo ePump Enteral Feeding Pump – Each, [Online]. Available: <https://www.alphamedicalsolutions.com.au/kangaroo-epump-enteral-feeding-pump/>

Paper in Conference Proceedings

- [5] Frank Vassilyadi, Alkistis-Kira Panteliadou and Christos Panteliadis
“Hallmarks in the History of Enteral and Parenteral Nutrition: From Antiquity to the 20th Century”,
Nutr Clin Pract 2013 28: 209 originally published online 13 December 2012, Published by Sage on be hand of Aspen.

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Α : Κώδικας Αντλίας Εντερικής Σίτισης

Ο πηγαίος κώδικας του μικροελεγκτή STM32F103C8T6 αναπτύχθηκε στο περιβάλλον stm32cubeide

```
• /* Includes -----*/
• #include "main.h"
• #include "tm_stm32f4_hd44780.h"
• #include "keypad.h"
• #include "stdio.h"
• /* Private includes -----*/
• /* USER CODE BEGIN Includes */
• int l, m, b, g, r, w, c, d, t, f;
• char tempCharStore;
• int k = 0;
• int p = 0;
• char x, y, z, n, v, j, s, q;
• char buffer[500];
• char buffer1[500];
• char buffer2[500];
• /* USER CODE END Includes */
• /* Private typedef -----*/
• /* USER CODE BEGIN PTD */
• /* USER CODE END PTD */
• /* Private define -----*/
• /* USER CODE BEGIN PD */
• /* USER CODE END PD */
• /* Private macro -----*/
• /* USER CODE BEGIN PM */
• /* USER CODE END PM */
• /* Private variables -----*/
• TIM_HandleTypeDef htim1;
• TIM_HandleTypeDef htim2;
• /* USER CODE BEGIN PV */
• void HAL_TIM_PeriodElapsedCallback(TIM_HandleTypeDef *htim)
• {
• if (htim->Instance == TIM1)
• {
• HAL_GPIO_TogglePin(GPIOC, GPIO_PIN_13);
• HAL_GPIO_WritePin(GPIOA, GPIO_PIN_3, GPIO_PIN_RESET);
• HAL_TIM_Base_Stop_IT(&htim1);
• r--;
• if (r==0)
• {
• HAL_TIM_Base_Stop_IT(&htim1);
• HAL_TIM_Base_Stop_IT(&htim2);
• HAL_GPIO_WritePin(GPIOA, GPIO_PIN_1, GPIO_PIN_SET);
• }
• }
• if (htim->Instance == TIM2)
• {
```

```

• HAL_GPIO_WritePin(GPIOA, GPIO_PIN_3, GPIO_PIN_SET);
• HAL_TIM_Base_Start_IT(&htim1);
• }
• }
• /* USER CODE END PV */
• /* Private function prototypes -----*/
• void SystemClock_Config(void);
• static void MX_GPIO_Init(void);
• static void MX_TIM1_Init(void);
• static void MX_TIM2_Init(void);
• /* USER CODE BEGIN PFP */
• /* USER CODE END PFP */
• /* Private user code -----*/
• /* USER CODE BEGIN 0 */
• /* 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_TIM1_Init();
• MX_TIM2_Init();
• /* USER CODE BEGIN 2 */
• TM_HD44780_Init(20, 4);
• /* USER CODE END 2 */
• /* Infinite loop */
• /* USER CODE BEGIN WHILE */
• int i=0;
• TM_HD44780_Puts(0, 0, "Intestinal Pump");
• TM_HD44780_Puts(0, 1, "Diplomatiki");
• HAL_Delay(300);
• for(i=0;i<20;i++){
• TM_HD44780_ScrollLeft();
• HAL_Delay(500);
• }
• TM_HD44780_Clear();
• HAL_Delay(1000);
• TM_HD44780_Puts(0, 0, "Press 9 total ml");

```

- TM_HD44780_Puts(0, 1, "Press 8 ml/h");
- TM_HD44780_Puts(0, 2, "Press 7 start");
- TM_HD44780_Puts(0, 3, "Press 6 stop");
- while (1)
- {
- if(HAL_GPIO_ReadPin(GPIOA, GPIO_PIN_2) == 0)
- {
- TM_HD44780_Clear();
- HAL_TIM_Base_Stop_IT(&htim2);
- HAL_TIM_Base_Stop_IT(&htim1);
- TM_HD44780_Puts(9, 0, "error");
- TM_HD44780_Puts(1, 1, "empty feeding tube");
- TM_HD44780_Puts(2, 2, "check and refill");
- HAL_GPIO_WritePin(GPIOA, GPIO_PIN_1, GPIO_PIN_SET);
- HAL_Delay(100);
- if(HAL_GPIO_ReadPin(GPIOA, GPIO_PIN_2) == 1)
- {
- TM_HD44780_Clear();
- TM_HD44780_Puts(1, 1, "feeding tube ok");
- TM_HD44780_Puts(0, 3, "7 restart");
- HAL_TIM_Base_Stop_IT(&htim2);
- HAL_GPIO_WritePin(GPIOA, GPIO_PIN_1, GPIO_PIN_RESET);
- goto start;
- }
- }
- start:
- tempCharStore=KeypadGetKey();
- HAL_Delay(35);
- if(tempCharStore!=KEYPAD_NO_PRESSED)
- {
- if (p==0)
- {
- v=atoi(&tempCharStore);
- TM_HD44780_Puts(18, 3, &v);
- HAL_Delay(1000);
- p=0x00 ;
- }
- if(v==9)
- {
- TM_HD44780_Clear();
- TM_HD44780_Puts(9, 0, "max 9999 ml");
- TM_HD44780_Puts(18, 1, "ml");
- TM_HD44780_Puts(0, 2, "7 Bolus");
- TM_HD44780_Puts(0, 3, "8 Rate");
- TM_HD44780_Puts(0, 1, "9 Volume");
- while(k<4)
- {
- test :
- tempCharStore=KeypadGetKey();
- HAL_Delay(35);
- if(tempCharStore!=KEYPAD_NO_PRESSED)
- {

- if(k==0)
- {
- x=tempCharStore;
- TM_HD44780_Puts(13, 1, &x);
- HAL_Delay(1000);
- k++ ;
- goto test;
- }
- if(k==1)
- {
- y=tempCharStore;
- TM_HD44780_Puts(14, 1, &y);
- HAL_Delay(1000);
- k++ ;
- goto test;
- }
- if(k==2)
- {
- z=tempCharStore;
- TM_HD44780_Puts(15, 1, &z);
- HAL_Delay(1000);
- k++ ;
- goto test;
- }
- if(k==3)
- {
- n=tempCharStore;
- TM_HD44780_Puts(16, 1, &n);
- HAL_Delay(1000);
- k=0x00;
- l = x & 0b00001111;
- m = y & 0b00001111;
- b = z & 0b00001111;
- g = n & 0b00001111;
- r = ((l*1000)+(m*100)+(b*10)+g+1);
- goto start;
- }
- }
- }
- }
- }
- if (v==8)
- {
- TM_HD44780_Clear();
- TM_HD44780_Puts(0, 0,"max 999 min 7 ml/h");
- TM_HD44780_Puts(16, 1,"ml/h");
- TM_HD44780_Puts(0, 3,"7 start");
- TM_HD44780_Puts(0, 2,"9 Volume");
- TM_HD44780_Puts(0, 1,"8 Rate");
- while(k<3){
- test1 :
- tempCharStore=KeypadGetKey();
- HAL_Delay(35);

- if(tempCharStore!=KEYPAD_NO_PRESSED)
- {
- if(k==0)
- {
- j=tempCharStore;
- TM_HD44780_Puts(12, 1, &j);
- HAL_Delay(1000);
- k++ ;
- goto test1;
- }
- if(k==1)
- {
- s=tempCharStore;
- TM_HD44780_Puts(13, 1, &s);
- HAL_Delay(1000);
- k++ ;
- goto test1;
- }
- if(k==2)
- {
- q=tempCharStore;
- TM_HD44780_Puts(14, 1, &q);
- HAL_Delay(1000);
- k =0x00;
- t = j & 0b00001111;
- d = s & 0b00001111;
- c = q & 0b00001111;
- w = ((t*100)+(d*10)+(c));
- __HAL_TIM_SET_PRESCALER(&htim2,439460/w);
- goto start;
- }
- }
- }
- }
- }
- }
- if (v==7)
- {
- TM_HD44780_Clear();
- HAL_TIM_Base_Start_IT(&htim2);
- TM_HD44780_Puts(0, 0, "Feed Volume");
- TM_HD44780_Puts(17, 0, "ml");
- TM_HD44780_Puts(0, 3, "6 pause");
- sprintf(buffer, "%d",r);
- TM_HD44780_Puts(12, 0, buffer);
- TM_HD44780_Puts(0, 1, "Feed Rate");
- sprintf(buffer1, "%d",w);
- TM_HD44780_Puts(12, 1, buffer1);
- TM_HD44780_Puts(16, 1, "ml/h");
- f=r--;
- sprintf(buffer2, " %d", f);
- TM_HD44780_Puts(12, 2, buffer2);
- goto start;
- }

- if (v==6)
- {
- TM_HD44780_Clear();
- HAL_TIM_Base_Stop_IT(&htim2);
- TM_HD44780_Puts(0, 0, "pause feed");
- TM_HD44780_Puts(0, 3, "7 continue ");
- TM_HD44780_Puts(0, 2, "9 Volume ");
- HAL_GPIO_WritePin(GPIOA, GPIO_PIN_1, GPIO_PIN_RESET);
- TM_HD44780_Puts(12, 1, buffer1);
- TM_HD44780_Puts(16, 1, "ml/h");
- TM_HD44780_Puts(12, 0, buffer);
- TM_HD44780_Puts(17, 0, "ml");
- goto start;
- }
- }
- }
- }
- }
- /* 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};
- /** 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.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_CLOCKTYPE_PCLK2;
- RCC_ClkInitStruct.SYSCLKSource = RCC_SYSCLKSOURCE_HSI;
- RCC_ClkInitStruct.AHBCLKDivider = RCC_SYSCLK_DIV1;
- RCC_ClkInitStruct.APB1CLKDivider = RCC_HCLK_DIV1;
- RCC_ClkInitStruct.APB2CLKDivider = RCC_HCLK_DIV1;
-
- if (HAL_RCC_ClockConfig(&RCC_ClkInitStruct, FLASH_LATENCY_0) != HAL_OK)
- {
- Error_Handler();

```

• }
• }
• /**
• @brief TIM1 Initialization Function
• @param None
• @retval None
• */
• static void MX_TIM1_Init(void)
• {
• /* USER CODE BEGIN TIM1_Init 0 */
• /* USER CODE END TIM1_Init 0 */
• TIM_ClockConfigTypeDef sClockSourceConfig = {0};
• TIM_MasterConfigTypeDef sMasterConfig = {0};
• /* USER CODE BEGIN TIM1_Init 1 */
• /* USER CODE END TIM1_Init 1 */
• htim1.Instance = TIM1;
• htim1.Init.Prescaler = 799;
• htim1.Init.CounterMode = TIM_COUNTERMODE_UP;
• htim1.Init.Period = 12899;
• htim1.Init.ClockDivision = TIM_CLOCKDIVISION_DIV1;
• htim1.Init.RepetitionCounter = 0;
• htim1.Init.AutoReloadPreload = TIM_AUTORELOAD_PRELOAD_ENABLE;
• if (HAL_TIM_Base_Init(&htim1) != HAL_OK)
• {
• Error_Handler();
• }
• sClockSourceConfig.ClockSource = TIM_CLOCKSOURCE_INTERNAL;
• if (HAL_TIM_ConfigClockSource(&htim1, &sClockSourceConfig) != HAL_OK)
• {
• Error_Handler();
• }
• sMasterConfig.MasterOutputTrigger = TIM_TRGO_RESET;
• sMasterConfig.MasterSlaveMode = TIM_MASTERSLAVEMODE_DISABLE;
• if (HAL_TIMEx_MasterConfigSynchronization(&htim1, &sMasterConfig) != HAL_OK)
• {
• Error_Handler();
• }
• /* USER CODE BEGIN TIM1_Init 2 */

• /* USER CODE END TIM1_Init 2 */
• }
• /**
• @brief TIM2 Initialization Function
• @param None
• @retval None
• */
• static void MX_TIM2_Init(void)
• {

• /* USER CODE BEGIN TIM2_Init 0 */

```

- /* USER CODE END TIM2_Init 0 */
- TIM_ClockConfigTypeDef sClockSourceConfig = {0};
- TIM_MasterConfigTypeDef sMasterConfig = {0};
- /* USER CODE BEGIN TIM2_Init 1 */
- /* USER CODE END TIM2_Init 1 */
- htim2.Instance = TIM2;
- htim2.Init.Prescaler = 0;
- htim2.Init.CounterMode = TIM_COUNTERMODE_UP;
- htim2.Init.Period = 65535;
- htim2.Init.ClockDivision = TIM_CLOCKDIVISION_DIV1;
- htim2.Init.AutoReloadPreload = TIM_AUTORELOAD_PRELOAD_ENABLE;
- if (HAL_TIM_Base_Init(&htim2) != HAL_OK)
- {
- Error_Handler();
- }
- sClockSourceConfig.ClockSource = TIM_CLOCKSOURCE_INTERNAL;
- if (HAL_TIM_ConfigClockSource(&htim2, &sClockSourceConfig) != HAL_OK)
- {
- Error_Handler();
- }
- sMasterConfig.MasterOutputTrigger = TIM_TRGO_RESET;
- sMasterConfig.MasterSlaveMode = TIM_MASTERSLAVEMODE_DISABLE;
- if (HAL_TIMEx_MasterConfigSynchronization(&htim2, &sMasterConfig) != HAL_OK)
- {
- Error_Handler();
- }
- /* USER CODE BEGIN TIM2_Init 2 */
- /* USER CODE END TIM2_Init 2 */
- }
- /**
- @brief GPIO Initialization Function
- @param None
- @retval None
- */
- static void MX_GPIO_Init(void)
- {
- GPIO_InitTypeDef GPIO_InitStruct = {0};
- /* GPIO Ports Clock Enable */
- __HAL_RCC_GPIOC_CLK_ENABLE();
- __HAL_RCC_GPIOA_CLK_ENABLE();
- __HAL_RCC_GPIOB_CLK_ENABLE();
- /*Configure GPIO pin Output Level */
- HAL_GPIO_WritePin(GPIOC, GPIO_PIN_13, GPIO_PIN_RESET);
- /*Configure GPIO pin Output Level */
- HAL_GPIO_WritePin(GPIOA, GPIO_PIN_1|GPIO_PIN_3, GPIO_PIN_RESET);
- /*Configure GPIO pin Output Level */
- HAL_GPIO_WritePin(GPIOB, LCD_E_Pin|COL_1_Pin|COL_2_Pin|COL_3_Pin
- |COL_4_Pin|LCD_RS_Pin|LCD_D4_Pin|LCD_D5_Pin
- |LCD_D6_Pin|LCD_D7_Pin, GPIO_PIN_RESET);
- /*Configure GPIO pin : PC13 */
- GPIO_InitStruct.Pin = GPIO_PIN_13;
- GPIO_InitStruct.Mode = GPIO_MODE_OUTPUT_PP;

- GPIO_InitStruct.Pull = GPIO_NOPULL;
- GPIO_InitStruct.Speed = GPIO_SPEED_FREQ_LOW;
- HAL_GPIO_Init(GPIOC, &GPIO_InitStruct);
- /*Configure GPIO pins : PA1 PA3 */
- GPIO_InitStruct.Pin = GPIO_PIN_1|GPIO_PIN_3;
- GPIO_InitStruct.Mode = GPIO_MODE_OUTPUT_PP;
- GPIO_InitStruct.Pull = GPIO_NOPULL;
- GPIO_InitStruct.Speed = GPIO_SPEED_FREQ_LOW;
- HAL_GPIO_Init(GPIOA, &GPIO_InitStruct);
- /*Configure GPIO pins : PA2 PA4 PA5 PA6 */
- GPIO_InitStruct.Pin = GPIO_PIN_2|GPIO_PIN_4|GPIO_PIN_5|GPIO_PIN_6;
- GPIO_InitStruct.Mode = GPIO_MODE_INPUT;
- GPIO_InitStruct.Pull = GPIO_NOPULL;
- HAL_GPIO_Init(GPIOA, &GPIO_InitStruct);
- /*Configure GPIO pins : LCD_E_Pin COL_1_Pin COL_2_Pin COL_3_Pin
COL_4_Pin LCD_RS_Pin LCD_D4_Pin LCD_D5_Pin
LCD_D6_Pin LCD_D7_Pin */
- GPIO_InitStruct.Pin = LCD_E_Pin|COL_1_Pin|COL_2_Pin|COL_3_Pin
|COL_4_Pin|LCD_RS_Pin|LCD_D4_Pin|LCD_D5_Pin
|LCD_D6_Pin|LCD_D7_Pin;
- GPIO_InitStruct.Mode = GPIO_MODE_OUTPUT_PP;
- GPIO_InitStruct.Pull = GPIO_NOPULL;
- GPIO_InitStruct.Speed = GPIO_SPEED_FREQ_LOW;
- HAL_GPIO_Init(GPIOB, &GPIO_InitStruct);
- /*Configure GPIO pins : ROW_3_Pin ROW_4_Pin ROW_1_Pin ROW_2_Pin */
- GPIO_InitStruct.Pin = ROW_3_Pin|ROW_4_Pin|ROW_1_Pin|ROW_2_Pin;
- GPIO_InitStruct.Mode = GPIO_MODE_INPUT;
- GPIO_InitStruct.Pull = GPIO_NOPULL;
- HAL_GPIO_Init(GPIOB, &GPIO_InitStruct);
- }
- /* USER CODE BEGIN 4 */
- /* 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 */