



INTERNATIONAL
HELLENIC
UNIVERSITY

DEPARTMENT OF INDUSTRIAL ENGINEERING AND MANAGEMENT

Μετρήσεις σκέδασης με τον
μικροϋπολογιστή Beaglebone για
φορητούς οπτικούς βιοϊατρικούς
αισθητήρες

Scattering measurements with the
Beaglebone microcomputer for portable
biomedical sensors

*Μιχαηλίδου Μαρία
Μπαντή Ουρανία Τζ.*

Επιβλέπων καθηγητής: Μιχαήλ Ε. Κιζήρογλου

Θεσσαλονίκη, 2022

Περίληψη

Η ζήτηση φορητών και μη-παρεμβατικών βιοϊατρικών συσκευών στην αγορά είναι πλέον αισθητή, ενώ μερικές εξ αυτών χρησιμοποιήθηκαν για την αντιμετώπιση της πανδημίας COVID-19. Η παρούσα διατριβή παρουσιάζει τα στάδια σχεδίασης, κατασκευής, βαθμονόμησης, και δοκιμής του δεύτερου πρωτοτύπου ενός μη-παρεμβατικού, φορητού αισθητήρα ποιότητας αίματος βασισμένου στη σκέδαση Mie. Η εν λόγω πρωτότυπη συσκευή αποτελείται από ένα αισθητήριο όργανο συστοιχίας φωτοδιόδων 1500×1 εικονοστοιχείων, μια δίοδο laser με μήκος κύματος 650 nm, και μια νέα θήκη, σχεδιασμένη ούτως ώστε στο μέλλον να δύναται να διευκολύνει διαφόρων ειδών οπτικά πειράματα. Επιπλέον, στην παρούσα διατριβή παρουσιάζονται και αποτελέσματα μερικών δειγμάτων in-vivo και in-vitro πειραμάτων, τα οποία ελήφθησαν χρησιμοποιώντας το προηγούμενο πρωτότυπο της συσκευής.

Abstract

The market demand for portable and non-invasive biomedical devices is now perceptible, and several such devices were used in the response to the COVID-19 pandemic. This thesis presents the design, fabrication, calibration, and testing stages of the second prototype of a non-invasive, portable, Mie scattering-based blood quality sensor. The aforementioned prototype device consists of a 1500×1 -pixel photodiode array sensor, a 650 nm laser diode, and a novel case designed in order to easily facilitate various kinds of future optical experiments. In addition, this paper also presents the results of several in-vivo and in-vitro experiments, obtained using the previous prototype of the device.

Ευχαριστίες

Οι συγγραφείς επιθυμούν να ευχαριστήσουν τον επιβλέπων καθηγητή, Δρ. Μιχαήλ Ε. Κιζήρογλου, για την καθοδήγησή του κατά τη διάρκεια της συνεργασίας τους, με την ελπίδα ότι αυτή θα συνεχιστεί και μελλοντικά. Ευχαριστούν, επίσης, και τους καθηγητές τους, κ.κ. Νικολαΐδη Νικόλαο, Παπαδοπούλου Φωτεινή, Δημήτριο Τζιουρτζιούμη, και Θεόδωρο Κοσμάνη, για την ενθάρρυνση των ακαδημαϊκών τους ενδιαφερόντων, καθώς και για τις συμβουλές, τις προτάσεις, ή/και τον εξοπλισμό που προσέφεραν κατά τη διάρκεια της εκπόνησης της παρούσας πτυχιακής εργασίας.

Ιδιαίτερες ευχαριστίες θα θέλαμε επίσης να δώσουμε στις οικογένειές μας, για τη συνεχή συμπαράστασή τους και για όσα μας έχουν προσφέρει καθ' όλη τη ζωή μας.

Η συγγραφέας Μπαντή Ουρανία θα ήθελε, επιπλέον, να ευχαριστήσει τη μνηστή της, Anna Dziuba, για την υποστήριξή της και τις συμβουλές της σε κάθε στάδιο της πτυχιακής εργασίας, καθώς και τον συνεργάτη και φίλο από την Aristotle Space & Aeronautics Team, Πλέσσα Διονύσιο Δανιήλ, για τη βοήθειά του στην αποσφαλμάτωση του κειμένου της εργασίας.

Η συγγραφέας Μιχαηλίδου Μαρία θα ήθελε, τέλος, να ευχαριστήσει τον συνάδελφο και φίλο Βασίλη Καρτάνο για την καθημερινή συνεργασία και τις συσκέψεις ανταλλαγής ιδεών κατά τη διάρκεια της πρακτικής άσκησης στο εργαστήριο Ηλεκτρονικών Συστημάτων Οχημάτων.

Πνευματικά Δικαιώματα

Η παρούσα Πτυχιακή Εργασία και τα συμπεράσματά της, σε οποιαδήποτε μορφή, αποτελούν συνιδιοκτησία του Τμήματος Μηχανικών Παραγωγής και Διοίκησης του Διεθνούς Πανεπιστημίου Ελλάδος και των φοιτητών. Οι προαναφερόμενοι διατηρούν το δικαίωμα ανεξάρτητης χρήσης και αναπαραγωγής (τμηματικά ή συνολικά) για διδακτικούς και ερευνητικούς σκοπούς. Σε κάθε περίπτωση πρέπει να αναφέρεται ο τίτλος, οι συγγραφείς, ο επιβλέπων και το τμήμα του ΔΙΠΑΕ. Η έγκριση της παρούσας Διπλωματικής Εργασίας από το Τμήμα Μηχανικών Παραγωγής και Διοίκησης δεν υποδηλώνει απαραίτητως και αποδοχή των απόψεων του συγγραφέα εκ μέρους του Τμήματος.

Οι συγγραφείς δηλώνουν υπεύθυνα ότι η παρούσα Πτυχιακή Εργασία είναι εξ' ολοκλήρου δικό τους έργο και συγγράφηκε ειδικά για τις απαιτήσεις του προγράμματος σπουδών του Τμήματος Μηχανικών Παραγωγής και Διοίκησης. Επίσης, δηλώνουν υπεύθυνα ότι κατά τη συγγραφή ακολούθησαν την πρόπουσα ακαδημαϊκή δεοντολογία αποφυγής λογοκλοπής και έχουν αποφύγει οποιαδήποτε ενέργεια που συνιστά παράπτωμα λογοκλοπής.

Τα αποτελέσματα της παρούσης πτυχιακής εργασίας παρέχονται *προς ανάγνωση* από την υπόλοιπη ακαδημαϊκή κοινότητα, στα πλαίσια της Ανοικτής Επιστήμης, στην ιστοσελίδα του εργαστηρίου του Δρ. Μιχαήλ Ε. Κιζήρογλου και στον ιστότοπο της βιβλιοθήκης της Αλεξάνδρειας Πανεπιστημιούπολης του ΔΙΠΑΕ. Τα περιεχόμενα αυτής παρέχονται προς ανάγνωση ΧΩΡΙΣ ΚΑΜΙΑ ΕΓΓΥΗΣΗ, στο βαθμό που επιτρέπεται από την ισχύουσα νομοθεσία. Οι κάτοχοι των πνευματικών δικαιωμάτων παρέχουν την εργασία προς ανάγνωση, και τον κωδικά αυτής προς χρήση, «ως έχει», χωρίς καμία εγγύηση οποιουδήποτε είδους, είτε ρητή είτε σιωπηρή.

Σε καμία περίπτωση, εκτός εάν απαιτείται από την ισχύουσα νομοθεσία ή συμφωνηθεί γραπτώς, οποιοσδήποτε κάτοχος πνευματικών δικαιωμάτων δε θα είναι υπεύθυνος απέναντί σε τρίτο πρόσωπο για ζημίες, συμπεριλαμβανομένων οποιωνδήποτε γενικών, ειδικών, τυχαίων ή επακόλουθων προβλημάτων που σχετίζονται άμεσα ή έμμεσα με την παρούσα πτυχιακή εργασία (συμπεριλαμβανομένων, ενδεικτικά, της απώλειας δεδομένων ή της ανακρίβειας οποιωνδήποτε δεδομένων), ακόμη και αν ο εν λόγω κάτοχος ή το άλλο μέρος έχει ενημερωθεί για την πιθανότητα τέτοιων ζημιών.

Μιχαηλίδου Μαρία, 2022-10-31

Μπαντή Ουρανία Τζ., 2022-10-31

Περιεχόμενα

1	Εισαγωγή	8
1.1	Επιστημονική περιοχή της διπλωματικής εργασίας	8
1.2	Σκοπός και συνεισφορά της διπλωματικής εργασίας	8
1.3	Μεθοδολογία	9
1.4	Δομή της διπλωματικής	9
2	Θεωρητικό Υπόβαθρο	10
2.1	Σκέδαση Mie	10
2.2	Χρήση Σκέδασης Mie για υπολογισμό οπτικών παραμέτρων του αίματος	11
2.3	Πρόγραμμα MiePlot και Παράμετροι Προσομοίωσης	11
2.4	Μιγαδικός Δείκτης Διάθλασης	13
2.5	Γραμμική πόλωση του φωτός	13
2.6	Αίμα	14
2.7	Μετρολογία	15
2.7.1	Πιστότητα και Ακρίβεια	15
2.7.2	Μέσος όρος και διάμεσος	15
2.7.3	Απόκλιση δεδομένων	17
2.7.4	Κανονικοποίηση δεδομένων	18
2.7.5	Φίλτρο κινητού μέσου όρου	18
3	Hardware	20
3.1	Ο μικροϋπολογιστής Beaglebone Black	20
3.1.1	Τροφοδοσία του Beaglebone Black Rev. C	20
3.2	Ο αισθητήρας TCD1103GFG	21
3.2.1	Ρεύμα σκίασης	22
3.2.2	Πλακέτα διεπαφής	22
3.2.3	Δημιουργία τυπωμένης πλακέτας διεπαφής	23
3.2.4	Bill of Materials for PCB	23
3.3	Θήκη συσκευής και περιφερειακά	24
3.3.1	Βασική θήκη συσκευής	25
3.3.2	Περιφερειακό μέτρησης δαχτύλου και φιαλιδίου αίματος	25
3.3.3	Περιφερειακό μέτρησης φιλμ επιχρίσματος	25
3.3.4	Προσβασιμότητα συσκευής για άτομα με οπτικοακουστικές δυσκολίες	26
3.3.5	Προσβασιμότητα συσκευής και σκέδαση Mie σε σκουρόχρωμο ανθρώπινο δέρμα	27
4	Software	28
4.1	Οδηγός SGK_PDA	28
4.1.1	Παράμετροι οδήγησης	28
4.1.2	Χρονισμός	29
4.1.3	Δομή και λογική του προγράμματος	30
4.2	Οδηγός SAPPHO-PDA	32
4.2.1	Παράμετροι οδήγησης	33
4.2.2	Χρονισμός	34
4.2.3	Δομή και λογική του προγράμματος	39

4.2.4	Προγραμματισμός και αποσφαλμάτωση	45
4.3	Debian GNU/Linux	47
4.3.1	Εγκατάσταση του Debian GNU/Linux	48
4.3.2	Ρυθμίσεις για ασφαλή εξ αποστάσεως χρήση μέσω SSH	48
4.4	Εγκατάσταση του οδηγού	50
5	Οπτικά Πειράματα Μετρητικής Διάταξης	54
5.1	Μεταβολή Σήματος Εισόδου Φωτοδίοδου	54
5.2	Σύνδεση Ακτίνων Προσπίπτοντος Φωτός	54
5.3	Επιπρόσθετη Πηγή Φωτός	55
6	Μετρήσεις και Ανάλυση Δεδομένων	56
6.1	Ορολογία	56
6.2	Μετρήσεις με τον TSL1401CL	56
6.2.1	Δείγματα ελέγχου	57
6.2.2	Τοπική επικάλυψη του αισθητήρα	59
6.2.3	Πειράματα παραμέτρων μετρήσεων	60
6.2.4	Εξομοίωση των in-vitro μετρήσεων με υγρά μείγματα	61
6.2.5	In-vivo πειράματα	65
6.3	Μετρήσεις με τον TCD1103GFG	67
6.3.1	Δείγματα ελέγχου με τοπική επικάλυψη του αισθητήρα	67
6.3.2	Εξομοίωση των in-vitro μετρήσεων με υγρά μείγματα	68
6.3.3	In-vivo πειράματα	69
7	Πιστοποίηση CE	70
7.1	Οδηγίες Υποβολής Τεχνικού Φακέλου σε Φορέα Αξιολόγησης	70
7.2	Δημιουργία Εφαρμογής Επαυξημένης Πραγματικότητας	71
8	Εναλλακτικές Βιοϊατρικές Εφαρμογές	73
8.1	Φίλμ Αίματος	73
9	Συμπεράσματα	75
10	Προτάσεις / Βελτιώσεις	76
10.1	Αντικατάσταση Μικροϋπολογιστή	76
10.2	Φορητότητα και Ενεργειακή Αυτονομία Συσκευής	76
10.3	Δημιουργία Συστοιχίας Προσομοίωσης Σκέδασης Mie	77
10.4	Μεθοδολογία δημιουργίας μοντέλου μηχανικής μάθησης	78
10.5	Ψηφιακή Επεξεργασία Σήματος	78
10.5.1	Διακριτός Μετασχηματισμός Fourier	79
10.5.2	Ετεροσυσχέτιση	79
10.5.3	Συνάφεια σημάτων	80
11	Βιβλιογραφία	81
12	Παράρτημα Α': Πηγαίος κώδικας του οδηγού	90
13	Παράρτημα Β': Υπολογισμός σφαλμάτων χρονισμού	90
14	Παράρτημα Γ': Πρόγραμμα εγκατάστασης του οδηγού	90

15 Παράρτημα Δ': Υπολογιστικά φύλλα	91
16 Παράρτημα Ε': Κώδικες ανάλυσης δειγμάτων	91
17 Παράρτημα Ζ': Τεχνικός Φάκελος In-vitro	92
18 Παράρτημα Η': Τεχνικός Φάκελος In-vivo	106

1 Εισαγωγή

1.1 Επιστημονική περιοχή της διπλωματικής εργασίας

Η παρούσα διπλωματική εργασία αφορά την κατασκευή, τη βελτιστοποίηση, και τον προγραμματισμό ενός φορητού οπτικού βιοϊατρικού αισθητήρα για τη μη-παρεμβατική μικροβιολογική ανάλυση του αίματος, τη διεξαγωγή μετρήσεων με αυτόν τον αισθητήρα, καθώς και την ανάλυση των δεδομένων των εν λόγω μετρήσεων. Συνεπώς, για την εκπόνηση της διπλωματικής εργασίας είναι αναγκαία η οικειότητα με ένα ευρύ πεδίο επιστημονικών περιοχών: την Ηλεκτρονική για τη σχεδίαση και την κατασκευή της πλακέτας τυπωμένου κυκλώματος του αισθητηρίου οργάνου και της διεπαφής· την Επιστήμη Υπολογιστών για τον χαμηλού-επιπέδου προγραμματισμό και τη σωστή διαχείριση· την Τρισδιάστατη Εκτύπωση και τη Μέθοδο Πεπερασμένων Στοιχείων για το σχεδιασμό και την υλοποίηση ενός ικανοποιητικού περιβλήματος για τη συσκευή· την Οπτική για την κατανόηση του μηχανισμού λειτουργίας και για τη βελτιστοποίηση της αναλογίας του σήματος ως προς το θόρυβο· τα Μαθηματικά για την ανάλυση των δεδομένων, και τη Βιολογία για την καλύτερη κατανόηση του πειράματος και των μεταβλητών του.

Η ύπαρξη μιας φορητής, μη-παρεμβατικής μεθόδου για τη διεξαγωγή βασικών αιματολογικών εξετάσεων θα ήταν ιδιαίτερα σημαντική για άτομα που αντιμετωπίζουν φοβίες που σχετίζονται με τις βελόνες που χρησιμοποιούνται στις εν λόγω εξετάσεις, καθώς και για ανθρώπους με παθήσεις που απαιτούν συχνή παρακολούθηση της ποιότητας του αίματός τους. Κατόπιν περαιτέρω έρευνας και σμίκρυνσης, ένας αισθητήρας αντίστοιχος με αυτόν που παρουσιάζεται στην παρούσα διπλωματική εργασία ίσως μπορούσε να ενσωματωθεί σε κάποια εμπορική φορητή ιατρική συσκευή ή κάποια συσκευή που μπορεί να φορεθεί (wearable).

Υπάρχουν ήδη στην αγορά φορητές συσκευές με λιγότερο προηγμένους οπτικούς αισθητήρες, οι οποίοι έχουν τη δυνατότητα να μετρούν τους παλμούς της καρδιάς, την αρτηριακή πίεση, και το οξυγόνο στο αίμα. Και στις τρεις παραπάνω περιπτώσεις χρησιμοποιείται η τεχνική της φωτοπληθυσμογραφίας (PPG).[1]. Ταυτόχρονα γίνεται έρευνα και άλλους τύπους αισθητήρων, όπως μετρητές γλυκόζης αίματος, χρησιμοποιώντας την τεχνική της φασματοσκοπίας απορρόφησης.[2]

1.2 Σκοπός και συνεισφορά της διπλωματικής εργασίας

Ένας από τους κύριους στόχους των συγγραφέων είναι η δημιουργία μιας νέας και βελτιωμένης έκδοσης της συσκευής του βιοϊατρικού αισθητήρα, στην οποία, μεταξύ άλλων, ενσωματώνονται και προτάσεις των προηγούμενων φοιτητών που ανέλαβαν διπλωματική εργασία με παρεμφερή θεματολογία[3, 4].

Επιπλέον, οι συγγραφείς έχουν ως στόχο να πραγματοποιήσουν μια ολοκληρωμένη έρευνα πάνω στην ανάλυση των δεδομένων των πειραμάτων τους. Τα αποτελέσματα των εν λόγω πειραμάτων αναμένεται να επιβεβαιώνουν τις προβλέψεις της θεωρίας της Σκέδασης Mie, συνεπώς επιβεβαιώνοντας τη σωστή λειτουργία του αισθητηρίου οργάνου και εξετάζοντας την πιστότητα και την ακρίβειά του. Αναμένεται η βελτίωση της αναλογίας του σήματος ως προς το θόρυβο σε σχέση με το προηγούμενο πρωτότυπο.

Προφανώς, επιβεβαιώνοντας την πιστότητα, την επαναληψιμότητα, και την ακρίβεια

των δειγμάτων, επιβεβαιώνεται η σωστή λειτουργία του μετρητικού οργάνου και, επομένως, επιβεβαιώνεται και η επιστημονική εφαρμοσιμότητα αλλά και εμπορική υλοποισιμότητα των μη παρεμβατικών οπτικών βιοϊατρικών αισθητήρων που είναι βασισμένοι στη σκέδαση Mie.

1.3 Μεθοδολογία

Η διεξαγωγή της διπλωματικής εργασίας ήταν χωρισμένη σε τμήματα. Αρχικά, οι συγγραφείς αφιέρωσαν χρόνο για την εξοικείωσή τους με το μικροϋπολογιστή Beaglebone, το θεωρητικό υπόβαθρο, και την αναζήτηση σχετικής βιβλιογραφίας. Έπειτα, δημιουργήθηκε ένα σύνολο δεδομένων με μεγάλο αριθμό δειγμάτων χρησιμοποιώντας την υπάρχουσα διάταξη, ενώ παράλληλα ξεκίνησε ο σχεδιασμός και η κατασκευή της πλακέτας διεπαφής αισθητήρα-μικροϋπολογιστή της νέας διάταξης. Στη συνέχεια ξεκίνησε η συγγραφή του προγράμματος οδήγησης (driver) του νέου αισθητήρα, ενώ συγχρόνως διεξήχθη η έρευνα σχετικά με την οπτική. Τέλος, συναρμολογήθηκε η νέα συσκευή και δημιουργήθηκαν νέα σύνολα δεδομένων, τόσο για in-vivo δείγματα ανθρώπινου αίματος, όσο και για υδατικά μείγματα οργανικών και ανόργανων υλικών.

1.4 Δομή της διπλωματικής

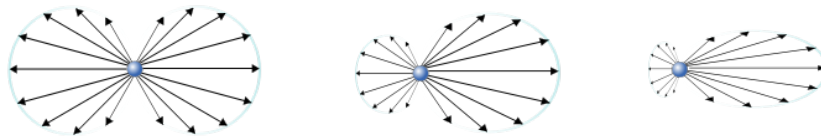
Στο πρώτο κεφάλαιο παρουσιάστηκε η εισαγωγή στο αντικείμενο της διπλωματικής εργασίας. Στο δεύτερο κεφάλαιο παρουσιάζεται το θεωρητικό υπόβαθρο που απαιτείται για την κατανόηση του μηχανισμού λειτουργίας του αισθητήρα. Στο τρίτο κεφάλαιο αναλύονται τα υλικά του χρησιμοποιήθηκαν και η σχεδίαση της πλακέτας διεπαφής αισθητήρα-μικροϋπολογιστή. Το τέταρτο κεφάλαιο αφορά το λογισμικό και γενικότερα την επιστήμη υπολογιστών. Σε αυτό παρουσιάζεται το νέο πρόγραμμα οδήγησης του αισθητήρα, το Debian GNU/Linux, και βασικές πληροφορίες για την αρχιτεκτονική του Beaglebone. Στο κεφάλαιο 5 παρουσιάζονται τα πειράματα που αφορούν την οπτική, ενώ το κεφάλαιο 6 αναφέρεται στα δείγματα των μετρήσεων και την ανάλυσή τους. Το κεφάλαιο 7 αφορά την πιστοποίηση CE, ενώ το κεφάλαιο 8 προτείνει εναλλακτικές εφαρμογές της ίδιας συσκευής. Στο κεφάλαιο 9 παρουσιάζονται τα συμπεράσματα της έρευνας, ενώ στο κεφάλαιο 10 γίνονται κάποιες προτάσεις για μελλοντικές βελτιώσεις. Τέλος, παρατίθεται η βιβλιογραφία που χρησιμοποιήθηκε στην παρούσα διατριβή, καθώς και παραρτήματα που αφορούν τον κώδικα του αισθητήρα, τους τεχνικούς φακέλους της συσκευής, κ.α.

2 Θεωρητικό Υπόβαθρο

Στο παρόν κεφάλαιο παρουσιάζονται διάφορα βιβλιογραφικά στοιχεία που σχετίζονται είτε άμεσα, είτε έμμεσα, με τα περιεχόμενα των υπολοίπων κεφαλαίων της εργασίας.

2.1 Σκέδαση Mie

Η σκέδαση του φωτός προκύπτει από την αλλαγή διεύθυνσης μετάδοσης του φωτός από εξωγενείς παράγοντες. Παρουσιάζεται ως η εξωτερική λάμψη του σκεδαζομένου στοιχείου, εάν αυτό είναι ορατό, η οποία προκαλείται από ταλαντώσεις των ατόμων του σκεδαζομένου μέσου λόγω της δράσης του προσπίπτοντος φωτός σε ένα οπτικά ανομοιογενές υλικό. Ένα οπτικά ανομοιογενές υλικό ορίζεται από μη σταθερό δείκτη διάθλασης ο οποίος μεταβάλλεται από σημείο σε σημείο του υλικού λόγω διαφορών πυκνότητας ή ύπαρξη ξένων σωματιδίων. Επειδή το προσπίπτον φως σκεδάζεται από διαφορετικά ανομοιογενή σημεία υλικού προκαλούνται δευτερογενή ασυνάρτητα κύματα. Παραδείγματα ανομοιογενών υλικών αποτελούν τα αεροζόλ, ο καπνός, η ομίχλη καθώς και διάφορα γαλακτώματα. Όταν οι διαστάσεις των ανομοιογενών υλικών είναι συγκρίσιμες ή μεγαλύτερες από το μήκος κύματος του φωτός λ , η έντασή του σκεδαζομένου φωτός μειώνεται [112]. Εξαιτίας των παρεμβολών του σκεδαζομένου φωτός από τις ανομοιογένειες του σκεδαζομένου υλικού, η εξάρτηση της έντασης του φωτός με τη γωνία σκέδασης θ περιπλέκει, καθώς με την αύξηση του μεγέθους των σκεδαζομένων σφαιριδίων μέχρι τη διάμετρο $D_p > \lambda$, η εμπρόσθια σκέδαση υπερσχύει της οπίσθιας, ή αλλιώς, η γωνία σκέδασης μεταβάλλεται σε οξεία ($\theta = 0$) αντί για αμβλεία ($\theta = 180$), αποδεικνύοντας την πλήρη ασυμμετρία μεταξύ των δύο τύπων σκέδασης, με αυτό το φαινόμενο να αποδεικνύεται από τον Mie το 1908 και να ονομάζεται πλέον Mie σκέδαση [87]. Η Mie σκέδαση αποτελεί γενικευμένη λύση των εξισώσεων του Maxwell, και



Σχήμα 2.1.1: Από αριστερά προς τα δεξιά. Σκέδαση Rayleigh, Ενδιάμεση Mie Σκέδαση και Πλήρης Mie Σκέδαση. (Πηγή: Sharayanan, Wikimedia Commons [Mie scattering.svg] (GNU GFDL 1.2)[85])

χρησιμοποιείται συχνά σε συστήματα μεγάλης κλίμακας για την προσομοίωση ατμοσφαιρικών φαινομένων, ή σε ηλεκτρομαγνητικό επίπεδο για τη μέτρηση της επίδρασής της πάνω σε ομογενή και διηλεκτρικά σφαιρίδια, τα οποία έχουν μέγεθος από 0.1 φορές έως 10 φορές το μήκος κύματος λ της προσπίπτουσας ακτινοβολίας, ανεξαρτήτως του δείκτη διάθλασης. Ο δείκτης διάθλασης, ο οποίος ορίζεται ως $m = n + ik$, αποτελείται από το πραγματικό μέρος n και το φανταστικό μέρος k , με το πραγματικό να ορίζει την ταχύτητά του φωτός στο μέσο διάδοσης, και το φανταστικό να εξαρτάται από την απορροφητικότητα του υλικού διάδοσης. Η αποτελεσματικότητα της σκέδασης Mie στις εφαρμογές μέτρησης σφαιριδίων με φωτοδίοδο laser στην κλίμακά 3 mm μέχρι και 0.1 μm την έχει καθορίσει ως την τυποποιημένη μέθοδο μέτρησης τους κατά το ISO 13320:2020[84].

$$\begin{aligned}\nabla \cdot \mathbf{D} &= \rho \\ \nabla \cdot \mathbf{B} &= 0 \\ \nabla \times \mathbf{E} &= -\frac{\partial \mathbf{B}}{\partial t} \\ \nabla \times \mathbf{H} &= \mathbf{J} + \frac{\partial \mathbf{D}}{\partial t}\end{aligned}$$

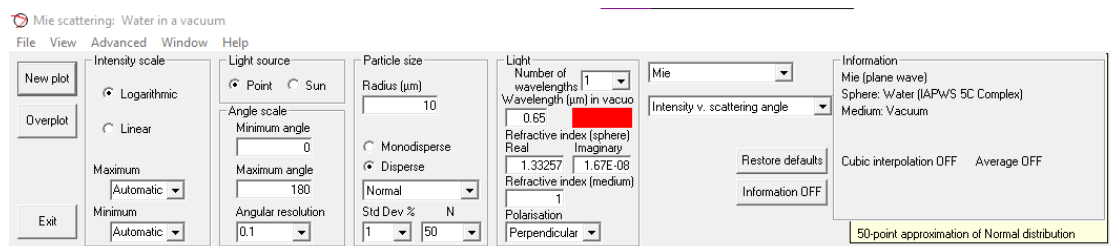
Σχήμα 2.1.2: Γενικευμένη λύση εξισώσεων του Maxwell για μικροσκοπικό επίπεδο μεγέθους. (Πηγή εικόνας: YassineMrabet, Wikimedia Commons (Maxwell's Equations.svg) (GNU GFDL 1.2) [86]. Πηγή εξισώσεων: Gustav Mie, *Beiträge zur Optik trüber Medien, speziell kolloidaler Metallösungen*, 1908[87])

2.2 Χρήση Σκέδασης Mie για υπολογισμό οπτικών παραμέτρων του αίματος

Το 1969 εντυπώθηκε η θεωρία από τον/την Mullaney [78] πως, μέσω σκεδάσεων από 0.5° μέχρι 2° μοίρες, είναι δυνατός ο υπολογισμός μεγέθους σωματιδίων από 5 μέχρι 20 μm , συμπεριλαμβάνοντας και τα ερυθρά κύτταρα στα 6 μm με 8 μm . Έπειτα, το 1975 επιτεύχθηκε μια αυτοματοποιημένη απαρίθμηση λευκοκυττάρων μέσω εμπρόσθιας και πλάγιας σκέδασης από τον Salzman [79] και τους ακαδημαϊκούς συναδέλφους του. Το 1985 αναπτύχθηκε μιας τεχνική σκέδασης του φωτός ικανή να υπολογίσει τη συγκεντρωση καθώς και τον όγκο της αιμοσφαιρίνης ατομικών ερυθρών κυττάρων μετρώντας τις εντάσεις των Mie σκεδάσεων από διάφορα φάσματα γωνιών και συγκεντρώσεων αιμοσφαιρίνης [80]. Να σημειωθεί πως, πλέον, αυτή η τεχνική μέτρησης του όγκου αποτελεί μια από τις λίγες τυποποιημένες διαδικασίες οι οποίες εφαρμόζονται στις μικροβιολογικές εξετάσεις αίματος, καθώς, εκτός από τα ερυθρά κύτταρα, ισχύει και στη σκέδαση αιμοπεταλίων [81]. Συνήθης αδυναμία της σκέδασης Mie είναι οι σταθερά αυξημένες τιμές των μ γωνιών σκέδασης, όταν η μέτρηση γίνεται στα ερυθρά κύτταρα, αφού εσφαλμένα τα εκλαμβάνει ως σφαιρίδια στους αντίστοιχους υπολογισμούς, ενώ τα ερυθρά κύτταρα έχουν κατά κύριο λόγο δισκοειδές σχήμα. Από την εκτίμηση του δισκοειδούς ερυθρού κυττάρου ως σφαίρα, αποδίδεται μεγαλύτερη εμπρόσθια σκέδαση από αυτή που παρουσιάζουν τα ερυθρά κύτταρα στην πραγματικότητα, και μια μέθοδος ωσμωτικής διόγκωσης των ερυθρών κυττάρων ή πρόσθεσης δραστικών ουσιών [77] καταλήγει σε ορθότερα αποτελέσματα σκέδασης Mie, αφού μεταβάλλει το σχήμα των κυττάρων σε σφαιρικό. Βέβαια, η βιβλιογραφία επιβεβαιώνει πως ο όγκος του σκεδαζομένου υλικού αποτελεί τη σημαντικότερη παράμετρο από ότι το σχήμα των κυττάρων εφόσον καθορίζει το συνολικό σκεδαζόμενο φως [82].

2.3 Πρόγραμμα MiePlot και Παράμετροι Προσομοίωσης

Το πρόγραμμα MiePlot σχεδιάστηκε το 2002, κυρίως ως διεπαφή για την εκτέλεση του αλγόριθμου BHMIE για την απορρόφηση και σκέδαση φωτός από μικροσφαιρίδια, ο οποίος γράφτηκε από τους Bohren και Huffman [76]. Πρόκειται για ένα δωρεάν πρόγραμμα προσομοίωσης της σκέδασης του φωτός μέσω σφαιριδίων, χρησιμοποιώντας τη Mie σκέδαση και τις λύσεις Debye, με τη δυνατότητα να εξάγει αποτελέσματα είτε σαν αρχεία κειμένου, είτε σαν αρχεία με κατάληξη .mie. Στην παρούσα εργασία κατά κύριο



Σχήμα 2.3.3: Γραφικό Περιβάλλον MiePlot[17]

λόγο χρησιμοποιούνται αρχεία κειμένου, λόγω της εύκολης ένταξής τους σε προγράμματα επεξεργασίας υπολογιστικών φύλλων όπως Excel, Google Sheets κ.τ.λ.

Οι επιλογές του προγράμματος οι οποίες αναφέρονται παρακάτω, χρησιμοποιούνται στην προσομοίωση της σκέδασης Mie για την επιβεβαίωση των μετρητικών αποτελεσμάτων τα οποία λαμβάνονται από τον αισθητήρα ανάλογα με κάθε πειραματική σκέδαση.

- **Πηγή φωτός:**

Στη συγκεκριμένη εφαρμογή η πηγή φωτός ορίζεται ως σημείο, διότι προέρχεται από την laser δίοδο κόκκινου φωτός.

- **Μέγεθος σωματιδίου:**

Στη διάθεση των συγγραφέων, μετά από την προμήθεια τους από τον επιβλέπων καθηγητή, υπάρχουν τρία φιαλίδια με μικρο-σωματίδια στα 2 μm, 4.8 μm, και 9.6 μm. Ανάλογα με ποιο φιαλίδιο θα μετρηθεί, πρέπει να πληκτρολογηθεί και το αντίστοιχο μέγεθος σωματιδίων.

- **Μήκος κύματος:**

Το μήκος κύματος έχει επιλεγθεί βάσει του αισθητηρίου TCD1103GFG, το οποίο, σύμφωνα με το φύλλο δεδομένων το οποίο παρέχεται από τον κατασκευαστή[20], δείχνει την καλύτερη σχετική απόκριση στα 650 nm.

- **Δείκτης Διάθλασης σκεδαζομένου σφαιριδίου:**

Ο δείκτης διάθλασης, με το πραγματικό και φανταστικό του μέρος, για κάθε εξεταζόμενο κύτταρο στη συγκεκριμένη εφαρμογή· όπως ερυθρών, λευκών αιμοσφαιρίων και αιμοπεταλίων [110]. Μιας και η Mie σκέδαση εξετάζει αποκλειστικά τη σκέδαση σφαιρών εμφανίζονται μηδαμινές αποκλίσεις όταν ζητείται η σκέδαση κυττάρων με ακανόνιστο σχήμα όπως τα αιμοπετάλια εφόσον η Mie σκέδαση υπολογίζεται προσεγγιστικά θεωρώντας τα αιμοπετάλια σφαιρικά.

- **Δείκτης Διάθλασης μέσου:**

Ο δείκτης διάθλασης μέσου, αποτελεί ουσιώδη παράμετρο των υπολογισμών της σκέδασης Mie, αφού αλλάζει από μέσο σε μέσο, με την εφαρμογή της παρούσας εργασίας να εφαρμόζει το δείκτη διάθλασης του αποσταγμένου νερού, καθώς και το δείκτη διάθλασης του γυαλιού, όταν πρόκειται για γυάλινα δοχεία.[88]

- **Πόλωση:**

Στη συγκεκριμένη επιλογή, σύμφωνα με την τωρινή μετρητική διάταξη, η πόλωση είναι κάθετη, διότι οι πολωτές βρίσκονται κάθετα με την δίοδο laser.

- **Μονοδιασκορπισμένη ή Πολυδιασκορπισμένη Κατανομή Σφαιριδίων:**

Η συγκεκριμένη επιλογή στο πρόγραμμα MiePlot υπάρχει για την προσομοίωση των σκεδαζομένων σφαιριδίων σύμφωνα με την κατανομή τους στο χώρο, το σχήμα τους και το μοριακό βάρος τους. Τα μονοδιασκορπισμένα σωματίδια έχουν ακριβές σχήμα, μοριακό βάρος, και κατανομή, ενώ τα πολυδιασκορπισμένα έχουν σφαιρίδια τα οποία ανήκουν σε ένα εύρος σχημάτων και μοριακών βαρών, με τυχαία κατανομή στο χώρο. Οι όροι μονοδιασκορπισμένα και πολυδιασκορπισμένα συναντιούνται συχνά στην ταξινόμηση πολυμερών σε αντίστοιχη κλίμακα μικρομέτρου, όπως τα διαλύματα πολυμερών τα οποία χρησιμοποιήθηκαν κατά τη διάρκεια μετρήσεων της συσκευής [96]. Η προσομοίωση αυτής της παραμέτρου είναι ουσιαστική στις μετρήσεις αίματος, καθώς μπορεί να αποτελέσει δείκτη υγείας, σύμφωνα με τις φυσιολογικές τιμές σε άτομα ανάλογα με την ηλικία, φύλο τους κ.τ.λ [97].

2.4 Μιγαδικός Δείκτης Διάθλασης

Ο μιγαδικός δείκτης διάθλασης αποτελείται από το πραγματικό και φανταστικό μέρος, με το πραγματικό μέρος να αντιπροσωπεύει το λόγο μεταξύ της ταχύτητας του φωτός όταν διασχίζει ένα μέσο, και της ταχύτητας του φωτός εν κενώ, ενώ το φανταστικό μέρος του δείκτη επηρεάζει τη σκέδαση και την απορρόφηση φωτός του μέσου στο οποίο βρίσκεται το σκεδαζόμενο σφαιρίδιο. Σημειώνεται πως, για το πραγματικό μέρος του δείκτη διάθλασης, με την αλλαγή του μέσου διάδοσης του φωτός αλλάζουν αντίστοιχα η ταχύτητα, η πορεία διάθλασης και η γωνία της διεύθυνσης διάδοσης του φωτός [112]. Ο δείκτης διάθλασης μπορεί να γραφεί ως $\underline{n} = n + i\kappa$ με n να αντιστοιχεί στο πραγματικό μέρος και κ στο φανταστικό. Το κ δείχνει την απορρόφηση του φωτός ως ηλεκτρομαγνητικό επίπεδο το οποίο ταξιδεύει στην κατεύθυνση x και είναι ανάλογο με τη συχνότητα του φωτός. Όταν το κ είναι θετικό υπάρχει απορρόφηση του προσπίπτοντος φωτός· για κ ίσο του μηδενός το φως ταξιδεύει συνεχόμενα χωρίς απώλειες, ενώ για κ αρνητικό υπάρχει ενίσχυση της υπάρχουσας δέσμης φωτός [51].

2.5 Γραμμική πόλωση του φωτός

Εάν χρησιμοποιηθούν οι εξισώσεις του Maxwell για τον ορισμό της κλασικής λύσης ημιτονοειδούς επίπεδου κύματος για το ηλεκτρικό και μαγνητικό πεδίο, λαμβάνονται τα διανύσματα πόλωσης $\vec{E}_o$ και $\vec{B}_o$ αντίστοιχα για κάθε πεδίο.

$$\vec{E} = \vec{E}_o e^{i(\vec{k} \cdot \vec{x} - \omega \cdot t)}$$

$$\vec{B} = \vec{B}_o e^{i(\vec{k} \cdot \vec{x} - \omega \cdot t)}$$

Τα $\vec{E}$ και $\vec{B}$ είναι τρισδιάστατα διανύσματα, τα οποία επηρεάζονται από την κατεύθυνση $\vec{k}$ του κύματος, τη γωνιακή συχνότητα ω καθώς και την ταχύτητα του φωτός c , με τη σχέση που συνδέει τα μεγέθη εν κενώ να είναι:

$$\omega = c \cdot |\vec{k}|$$

Σημειώνεται πως μέσω της σχέσης:

$$\vec{B}_o = \frac{1}{\omega} (\vec{k} \times \vec{E}_o)$$

αποδεικνύεται πως το μαγνητικό πεδίο, στην περίπτωση του επίπεδου κύματος, επηρεάζεται αποκλειστικά από το μέγεθος του ηλεκτρικού πεδίου, λόγω της σχέσης:

$$|\vec{E}_o| = c|\vec{B}_o|$$

Δηλαδή, υπάρχουν τα διανύσματα των δύο πεδίων και η διεύθυνση $\vec{k}$ του επιπέδου στην οποία διαδίδονται τα πολωμένα κύματα. Έτσι το ηλεκτρικό πεδίο έχει τη μορφή:

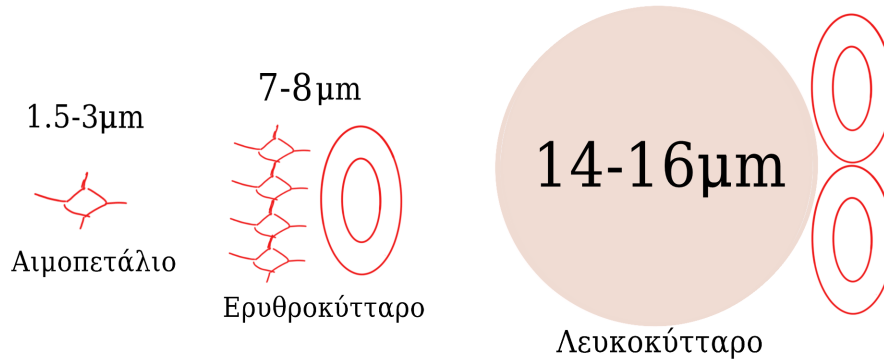
$$\vec{E} = \vec{E}_o \cdot e^{i\omega(\frac{z}{c} - t)}$$

όταν ταξιδεύει σε κατεύθυνση $\vec{z}$ με ταχύτητα φωτός [112]. Επειδή το $\vec{E}_o$ σχηματίζει ορθή γωνία με το $\vec{k}$, το $\vec{E}_o$ δύναται να γραφεί ως:

$$\vec{E}_o = (E_x, E_y, 0)$$

όπου E_x , E_y μιγαδικοί αριθμοί με αντίστοιχο πλάτος και φάση. Επομένως, για να οριστεί ένα διάνυσμα πόλωσης λαμβάνονται υπ' όψιν τα μεγέθη E_x , E_y , καθώς και η διαφορά φάσης αυτών. Στην περίπτωση της γραμμικής πόλωσης δεν υπάρχει διαφορά φάσης μεταξύ E_x και E_y , ενώ ο άξονας πόλωσης έχει την κατεύθυνση του E_x ή του E_y . Σημειώνεται πως, και στις δυο περιπτώσεις, το μαγνητικό πεδίο δύναται να βρεθεί περιστρέφοντας το ηλεκτρικό πεδίο 90 μοίρες αντισωρολογιακά στο $x-y$ επίπεδο και διαιρώντας με την ταχύτητα του φωτός c . [91]

2.6 Αίμα



Σχήμα 2.6.4: Διάμετρος και μέγεθος αιμοσφαιρίων σε σύγκριση μεταξύ τους.

Το αίμα αποτελείται από ερυθρά κύτταρα, πλάσμα και αιμοπετάλια [64]. Τα ερυθρά αιμοσφαίρια αποτελούν την πλειονότητα του αίματος αποτελώντας το 40% με 45% του, και μέσω της αιμοσφαιρίνης μεταφέρουν οξυγόνο στο υπόλοιπο σώμα. Το μέγεθος της διαμέτρου των ερυθρών αιμοσφαιρίων είναι 7 με 8 μm και το πάχος τους είναι 2.5 μm , ενώ τα λευκά αιμοσφαίρια έχουν κυκλικό σχήμα και διάμετρο 12 μm , και μικρότερα από όλα είναι τα αιμοπετάλια, στα 50 με 200 nm, και έχουν δισκοειδές σχήμα.

Τα αιμοπετάλια δεν έχουν πυρήνα κυττάρου, και εμποδίζουν την αιμορραγία προκαλώντας θρόμβους. Ασθένειες σχετικές με τα αιμοπετάλια αποτελούν η θρομβοπενία [62], η θρομβοκυτταρωση [63], και θρόμβωση [61]. Οι υγιείς μετρήσεις αιμοπεταλίων για άτομα κάτω των 15 ανεξαρτήτως φύλου είναι από 165.000 μέχρι 473.000 για κάθε mm^3

ενώ για άτομα άνω των 15 και μέχρι τα 64 είναι μεταξύ 120.000 με 369.00 ανά mm^3 , ενώ άτομα άνω των 64 παρουσιάζουν φυσιολογικές τιμές μεταξύ 119.000 με 396.000 αιμοπετάλια ανά mm^3 , [60].

Τα λευκά αιμοσφαίρια έχουν πυρήνα, σε αντίθεση με τα ερυθρά αιμοσφαίρια και τα αιμοπετάλια, και αποτελούν περίπου το 1% του αίματος, σε σύγκριση με τα υπόλοιπα κύτταρα. Μιας και τα λευκά αιμοσφαίρια αποτελούν δείκτη πληροφοριών για το ανοσοποιητικό σύστημα, η σωστή μέτρησή τους είναι σημαντική για την πρόληψη ασθενειών. Κύριες ασθένειες οι οποίες σχετίζονται με τα λευκά αιμοσφαίρια είναι η λευκοπενία και η λευχαιμία. Για κάθε mm^3 του αίματος, 4000 με 11000 λευκά κύτταρα αποτελούν τις φυσιολογικές τιμές. Μιας και το πλάσμα, από το οποίο αποτελείται το υπόλοιπο 55% του αίματος, δεν περιέχει κύτταρα αλλά κυρίως νερό, διαλυμένες πρωτεΐνες, ηλεκτρολύτες, ορμόνες, διοξείδιο του άνθρακα, και οξυγόνο, η εργασία δεν εμβαθύνει σε αυτό, μιας και, ακόμα και σε βιοχημικές εξετάσεις αίματος, δεν εμφανίζεται σαν δεδομένο, και δεν υπάρχει τρόπος διαχωρισμού πλάσματος από αίμα.

2.7 Μετρολογία

Για τη σωστή ανάλυση των δειγμάτων του αισθητήρα είναι απαραίτητες κάποιες γνώσεις βασικών εννοιών που σχετίζονται με τη στατιστική και τη μετρολογία. Οι έννοιες αυτές αφορούν εξίσου τη σχέση της κάθε μέτρησης με άλλες παρεμφερείς μετρήσεις, καθώς και τις ιδιότητες των περιεχομένων του κάθε δείγματος.

2.7.1 Πιστότητα και Ακρίβεια

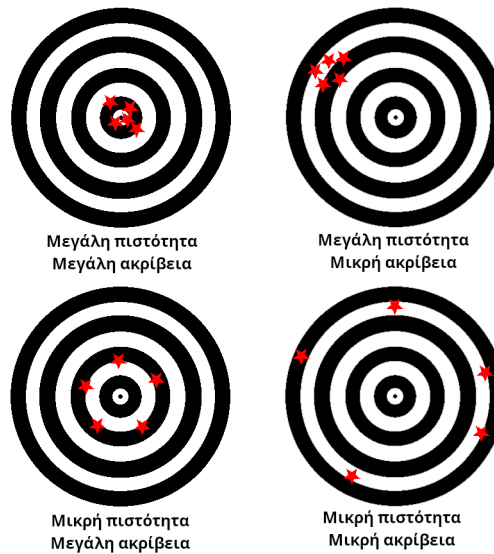
Δύο από τις βασικές έννοιες της μετρολογίας είναι η πιστότητα και η ακρίβεια επειδή, σαφώς, στον πραγματικό κόσμο δεν υπάρχουν ποτέ ιδανικές συνθήκες μέτρησης ή ιδανικά μετρητικά όργανα. Έτσι, οι μετρούμενες τιμές ενδέχεται να αποκλίνουν είτε μεταξύ τους, είτε από την πραγματική τιμή.

Η πιστότητα (ή επαναληψιμότητα) είναι ένας όρος που εμφανίζεται κυρίως κατά τη σύγκριση πολλών δειγμάτων μεταξύ τους και ορίζεται, είτε αριθμητικά, είτε συγκριτικά, ως η απόκλιση ή η απόσταση μεταξύ επαναλαμβανόμενων μετρήσεων. Ο όρος αυτός μπορεί να ερμηνευθεί και ως η ανοχή ενός συστήματος στο θόρυβο και άλλες διαταραχές. Σαφώς, ένα μετρητικό όργανο του οποίου τα αποτελέσματα – για το ίδιο πείραμα και σε ίδιες συνθήκες – δεν έχουν μεγάλη απόκλιση, θα έχει, συνεπώς, μεγάλη πιστότητα, ενώ στην αντίθετη περίπτωση η πιστότητα των δεδομένων θα ήταν μικρή. Τα σφάλματα που αφορούν την πιστότητα ονομάζονται και *τυχαία σφάλματα*. [9]

Η ακρίβεια, αντιθέτως, αφορά την απόκλιση της εκάστοτε μέτρησης από τη θεωρητικά ορθή (αλλά όχι απαραίτητα μετρήσιμη) τιμή. Για παράδειγμα, εάν είναι δεδομένο πως ένας πυκνωτής έχει χωρητικότητα 33pF, ένα όργανο που δίνει κατά μέσο όρο ως αποτέλεσμα «33.2pF» έχει μεγαλύτερη ακρίβεια από ένα όργανο που δείχνει «34pF» στις ίδιες συνθήκες μέτρησης. Τα σφάλματα τέτοιου τύπου ονομάζονται και *συστηματικά*. [9]

2.7.2 Μέσος όρος και διάμεσος

Δύο πολύ συνηθισμένοι όροι στη στατιστική είναι ο μέσος όρος (average στα μαθηματικά ή arithmetic mean στη στατιστική) και η διάμεσος (median).



Σχήμα 2.7.5: Σχέση μεταξύ πιστότητας και ακρίβειας

Ο μέσος όρος συμβολίζεται ως $\bar{x}$ και, ως γνωστόν, ορίζεται από τον τύπο

$$\bar{x} = \frac{1}{k} \sum_{i=1}^k x_i$$

όπου k το πλήθος των στοιχείων και x_i το εκάστοτε στοιχείο. Αν και πρόκειται για έναν πολύ χρήσιμο τύπο, παρουσιάζει ένα σημαντικό ελάττωμα: οι ακραίες τιμές επηρεάζουν την τιμή του. Η συμπεριφορά αυτή κάποιες φορές είναι ανεπιθύμητη, επειδή κάποια ακραία τιμή ενδέχεται να αλλάξει το μοτίβο της σκέδασης Mie που θα εμφανίζεται στο γράφημα, εάν το περιθώριο θορύβου είναι συγκρίσιμο με τις αυξομειώσεις του μοτίβου του σήματος. Για αυτόν το λόγο, στα πλαίσια της ανάλυσης των δεδομένων, χρησιμοποιείται όχι μονάχα ο μέσος όρος αλλά η διάμεσος.[9]

Η διάμεσος, αντίθετα με το μέσο όρο, δεν έχει δική της εξίσωση και πρέπει να υπολογιστεί με αναλυτικό τρόπο. Συγκεκριμένα, για τον υπολογισμό της διαμέσου απαιτείται η οργάνωση του συνόλου των δεδομένων σε αύξουσα ή φθίνουσα αριθμητική σειρά. Εάν το σύνολο περιέχει περιττό αριθμό στοιχείων, η διάμεσος είναι:

$$\tilde{x} = x_{\frac{k+1}{2}}$$

Ενώ στην αντίθετη περίπτωση η διάμεσος ορίζεται ως:

$$\tilde{x} = \frac{x_{\frac{k}{2}} + x_{\frac{k}{2}+1}}{2}$$

Στα πλαίσια αυτής της διπλωματικής εργασίας, η διάμεσος συμβολίζεται αυθαίρετα ως $\tilde{x}$. Στην πράξη η διάμεσος είναι η τιμή που διαχωρίζει το σύνολο των δεδομένων σε δύο ίσα μέρη: αρνητικότερα της οποίας βρίσκεται το 50% των δεδομένων και θετικότερα της οποίας βρίσκεται το άλλο 50% των δεδομένων.[9]

2.7.3 Απόκλιση δεδομένων

Λόγω της ύπαρξης των τυχαίων σφαλμάτων και άλλων περιβαλλοντικών συνθηκών, είναι αναγκαία η ύπαρξη μιας διαδικασίας μαθηματικού υπολογισμού της πιστότητας του δείγματος. Η μεταβλητότητα, η τυπική απόκλιση, και ο συντελεστής απόκλισης συχνά χρησιμοποιούνται για να αποδώσουν μια αριθμητική τιμή στην πιστότητα (ή επαναληψιμότητα) σε ένα σύνολο δεδομένων.[9]

Η μεταβλητότητα (variance) συμβολίζεται ως s^2 όταν αφορά δείγματα ενός πληθυσμού ή ημιτελή δεδομένα και σ^2 όταν αφορά έναν ολόκληρο πληθυσμό. Στα πλαίσια της ανάλυσης των δεδομένων αυτής της διπλωματικής εργασίας χρησιμοποιείται ο συμβολισμός s^2 διότι η συσκευή θα χρειαζόταν άπειρα δείγματα, και συνεπώς άπειρη μνήμη και άπειρο αποθηκευτικό χώρο ώστε να δημιουργήσει έναν ολοκληρωμένο πληθυσμό. Η s^2 αναφέρεται στη βιβλιογραφία και ως «διορθωμένη μεταβλητότητα» ή «δειγματική μεταβλητότητα» και ορίζεται από τον τύπο

$$s^2 = \frac{1}{k-1} \sum_{i=1}^k (x_i - \bar{x})^2$$

όπου k το πλήθος των στοιχείων, $\bar{x}$ ο μέσος όρος των στοιχείων και x_i το εκάστοτε στοιχείο. Ο τύπος αυτός δίνει ως αποτέλεσμα έναν πραγματικό αριθμό που αντιπροσωπεύει την πιστότητα των μετρήσεων. Όσο μικρότερος είναι ο αριθμός αυτός, τόσο μεγαλύτερη και η πιστότητα στα δεδομένα του πειράματος. Κύριο ελάττωμά της όσον αφορά τη χρήση της στα πλαίσια της στατιστικής ανάλυσης των δειγμάτων του αισθητήρα είναι ο τετραγωνικός όρος στον αριθμητή, ο οποίος δίνει ως αποτέλεσμα αρκετά μεγάλους αριθμούς που δεν αποκτούν άμεσα κάποια ευνόητη φυσική σημασία.

Η τυπική απόκλιση (standard deviation) συμβολίζεται s και ορίζεται ως η τετραγωνική ρίζα της μεταβλητότητας, δηλαδή από τον τύπο

$$s = \sqrt{s^2} = \sqrt{\frac{1}{k-1} \sum_{i=1}^k (x_i - \bar{x})^2}$$

όπου k το πλήθος των στοιχείων, s^2 η μεταβλητότητα, $\bar{x}$ ο μέσος όρος των στοιχείων και x_i το εκάστοτε στοιχείο. Προφανώς, από τον ορισμό της, η τυπική απόκλιση δίνει περίπου την ίδια πληροφορία με τη μεταβλητότητα· απλώς σε μη-τετραγωνισμένες μονάδες. Λόγω αυτής της ιδιότητας, η τυπική απόκλιση μπορεί να αντιστοιχιστεί με γραμμικό τρόπο με μονάδες μέτρησης όπως mV και lx. Βέβαια, και αυτή η μέθοδος υπολογισμού του σφάλματος ανά pixel έχει ένα πολύ βασικό ελάττωμα· μέσω της τυπικής απόκλισης δε μπορεί να γίνει άμεση σύγκριση σφάλματος μεταξύ μετρήσεων με διαφορετικές οριακές τιμές, επειδή δε λαμβάνεται υπόψιν η διαφορετική κλίμακα των δεδομένων και, συνεπώς, ο διαφορετικός λόγος του σήματος ως προς το θόρυβο. Για παράδειγμα, συγκρίνοντας τα σύνολα $N_1 = \{1, 2, 3, 4, 5\}$ και $N_2 = \{101, 102, 103, 104, 105\}$ παρατηρείται πως και τα δύο έχουν μεταβλητότητα $s^2 = 2.5$ και τυπική απόκλιση $s = 1.5811$, ενώ στην πρώτη περίπτωση μια μεταβολή ± 1 αντιστοιχεί στο 33% του μέσου όρου για το πρώτο σύνολο, ενώ η ίδια μεταβολή αντιστοιχεί στο 0.9708% του μέσου όρου του δεύτερου σημείου.

Ο συντελεστής μεταβλητότητας ή συντελεστής διακύμανσης (coefficient of variation)

ορίζεται από τον τύπο

$$c_v = \frac{s}{\bar{x}}$$

και συνδυάζει την τυπική απόκλιση με το μέσο όρο $\bar{x}$, δίνοντας ως αποτέλεσμα έναν αδιάστατο αριθμό που μπορεί να χρησιμοποιηθεί για τη σύγκριση του σφάλματος μεταξύ συνόλων δεδομένων διαφορετικής κλίμακας. Όπως και στις προηγούμενες δύο περιπτώσεις, μικρός συντελεστής μεταβλητότητας συνεπάγεται μεγαλύτερη πιστότητα δεδομένων. Συνεπώς, το σύνολο N_1 έχει $c_v = 0.5270$ ενώ το σύνολο N_2 έχει $c_v = 0.0153$.

Ένας εναλλακτικός τρόπος υπολογισμού του σφάλματος είναι μέσω του λεγόμενου «σχετικού σφάλματος». Το σχετικό σφάλμα, εν γένει, συγκρίνει ένα οποιοδήποτε στοιχείο με κάποια τιμή αναφοράς. Στα πλαίσια αυτής της διπλωματικής εργασίας, το σχετικό σφάλμα χρησιμοποιείται για την εύρεση της τοις εκατό απόκλισης μεταξύ της μέγιστης και της ελάχιστης τιμής κάθε pixel (βλ. κεφάλαιο 6), και υπολογίζεται με τον τύπο

$$\delta x\% = \frac{x_{max} - x_{min}}{x_{max}} \cdot 100 \%$$

όπου $\delta x\%$ το σχετικό τοις εκατό σφάλμα, x_{max} η μέγιστη τιμή κάθε pixel και x_{min} η ελάχιστη τιμή κάθε pixel.

2.7.4 Κανονικοποίηση δεδομένων

Είτε για τον υπολογισμό της ετεροσυσχέτισης δύο σημάτων, είτε για την καλύτερη οπτική απεικόνιση και σύγκριση δύο σημάτων - είτε πραγματικών, είτε προσομοιωμένων - ενδέχεται να είναι χρήσιμη κάποιου είδους κανονικοποίηση των δεδομένων προκειμένου να βρίσκονται όλα στην ίδια κλίμακα. Πρόκειται, δηλαδή, για έναν μαθηματικό μετασχηματισμό των δεδομένων. Υπάρχει πάνω από μία τεχνική κανονικοποίησης δεδομένων[7] σε διαφορετική κλίμακα, όμως επιλέχθηκε η μέθοδος κανονικοποίησης μεγίστου-ελαχίστου (min-max normalisation). Η γενική της μορφή είναι

$$x_{norm} = \frac{x_i - x_{min}}{x_{max} - x_{min}}(x_{top} - x_{bottom}) + x_{bottom}$$

όπου x_{norm} η κανονικοποιημένη τιμή και x_{top} η νέα κορυφαία τιμή των δεδομένων και x_{bottom} η νέα ελάχιστη τιμή των δεδομένων. Στην περίπτωση που επιλεγεί $x_{norm} \in [0, 1]$ τότε ο τύπος αυτός, με απλή άλγεβρα, μπορεί να απλοποιηθεί.[7]

$$x_{norm} = \frac{x_i - x_{min}}{x_{max} - x_{min}}$$

Χρησιμοποιώντας την παραπάνω εξίσωση, κάθε στοιχείο ενός συνόλου θα βρίσκεται μεταξύ του αριθμού 0 και του αριθμού 1 χωρίς να υπάρχουν απώλειες δεδομένων λόγω παραμόρφωσης.

2.7.5 Φίλτρο κινητού μέσου όρου

Ένας από τους τρόπους εξομάλυνσης ενός διακριτού σήματος είναι τα φίλτρα κινητού μέσου όρου (moving average). Τα φίλτρα κινητού μέσου όρου είναι, στην πράξη, διακριτά συστήματα με πεπερασμένη κρουστική απόκριση, τα οποία συγκρίνουν το κάθε στοιχείο του σήματος με τα $M - 1$ προηγούμενα στοιχεία, με σκοπό την αποβολή

κυματώσεων υψηλών συχνοτήτων από το σήμα. Τα εν λόγω φίλτρα, στα πλαίσια της παρούσας πτυχιακής εργασίας, ορίζονται ως εξής:

$$y[n] = \frac{1}{M} \sum_{m=0}^{M-1} x[n-m]$$

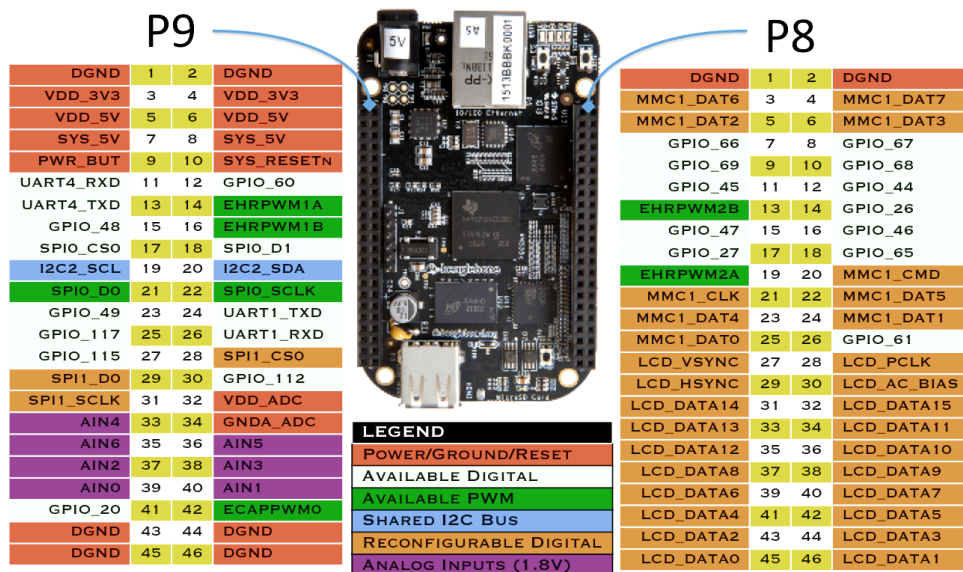
όπου $y[n]$ το φιλτραρισμένο σήμα, $x[n]$ το αρχικό σήμα, M η τάξη του φίλτρου, δηλαδή ο αριθμός των στοιχείων, και $x[n-m]$ το εκάστοτε προηγούμενο στοιχείο. [10, 11] Φυσικά, σε ένα αιτιατό σήμα, στην περίπτωση των πρώτων $M-1$ στοιχείων, δεν υπάρχει η δυνατότητα σύγκρισης με όλες προηγούμενες τιμές. Στην περίπτωση αυτή, θα πρέπει είτε να θεωρηθούν οι μη-υπάρχουσες τιμές ως μηδενικές, είτε να μεταφερθούν στην «έξοδο» αυτούσια τα πρώτα $M-1$ στοιχεία.

3 Hardware

Στο παρόν κεφάλαιο περιγράφεται και αναλύεται το υλισμικό της συσκευής της πτυ-
χιακής εργασίας, δηλαδή ο μικροϋπολογιστής Beaglebone Black Rev. C, ο αισθητήρας
TCD1103GFG, η πλακέτα διεπαφής του αισθητήρα με το μικροϋπολογιστή, και το νέο
περίβλημα της συσκευής

3.1 Ο μικροϋπολογιστής Beaglebone Black

Το Beaglebone Black είναι ένας μικροϋπολογιστής αρχιτεκτονικής ARM. Ενσωματώνει
έναν 32-bit μικροεπεξεργαστή AM335x Sitara Cortex-A8 χρονισμένο στο 1 GHz, δύο
32-bit μικροελεγκτές πραγματικού χρόνου (Programmable Realtime Units) με ρολόι 200
MHz, 512 MB μνήμης DDR3L χρονισμένη στα 606 MHz, και 92 ακροδέκτες, ενώ επί-
σης διαθέτει μεθόδους συνδεσιμότητας μέσω USB, Ethernet, και HDMI.[18] Σημαντικό

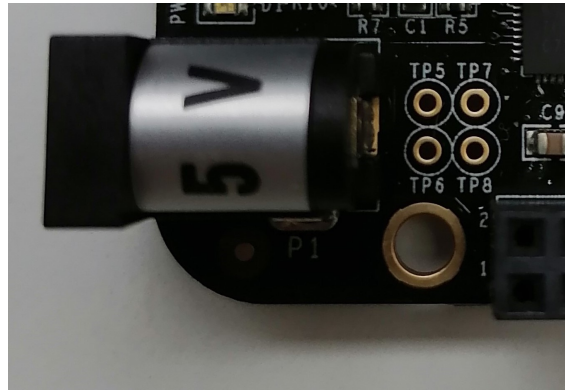


Σχήμα 3.1.1: Ο μικροϋπολογιστής Beaglebone Black και οι ονομασίες όλων των ακροδεκτών του (Πηγή: BeagleBoard.org, CC BY-SA 3.0)

χαρακτηριστικό των μικροελεγκτών PRU είναι εκτέλεση κάθε εντολής σε μονάχα έναν κύκλο μηχανής.[18] Η ιδιότητα αυτή χρησιμοποιήθηκε κατά τη διάρκεια συγγραφής του οδηγού, για τη δημιουργία ενός όσο το δυνατόν πιο ντετερμινιστικού προγράμματος.

3.1.1 Τροφοδοσία του Beaglebone Black Rev. C

Ο Beaglebone Black Rev C τροφοδοτείται κυρίως είτε από την υποδοχή του DC τροφοδοτικού 5.5 mm/2.1 mm, 5 V @ 2 A, είτε μέσω της θύρας USB με 5 V και 500 mA. Αν και υπάρχουν οι ακροδέκτες TP5/TP6/TP7/TP8 στην τυπωμένη πλακέτα του μικροϋπολογιστή, τα οποία μέσω του PMIC ολοκληρωμένου κύκλωματος διαχείρισης ισχύος της Texas Instruments TPS65217C [98] θα μπορούσαν να υποστηρίξουν μπαταρία για την τροφοδότηση της, αποφασίστηκε η μη-τροφοδότηση της διάταξης με τον παρών τρόπο, μιας και εμφανίζονται προβλήματα, όπως ότι η τάση συστήματος παραμένει τροφοδοτούμενη από την τάση μπαταρίας μετά το κλείσιμο της συσκευής, με αποτέλεσμα να σκανδαλίζεται σφάλμα στο ρυθμιστή τάσης των 3.3 V [57] και να μην υπάρχει

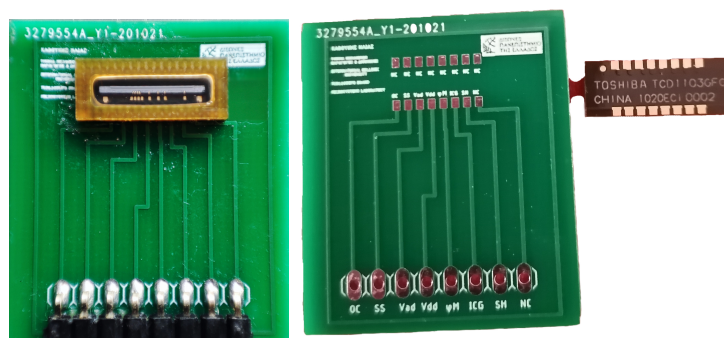


Σχήμα 3.1.2: Τρόποι τροφοδοσίας του Beaglebone από τροφοδοτικό και ακροδέκτες μπαταρίας

ορθός τερματισμός λειτουργίας, πρόβλημα που υφίσταται σε όλες τις εκδόσεις του μικροϋπολογιστή Beaglebone και μπορεί να βλάψει τον επεξεργαστή ARM AM3358 [58]. Βέβαια, αυτό το θέμα έχει παρουσιαστεί και σε μικρή παρτίδα μικροϋπολογιστών μετά τη λανθασμένη απομάκρυνση καλωδίων ή την ανεπαρκή τροφοδότηση περιφερειακών στις θύρες του Beaglebone [59]. Για την επίλυση του συγκεκριμένου προβλήματος συχνά χρησιμοποιείται ένα «battery shield», το οποίο επιτρέπει την τροφοδότηση της συσκευής από μπαταρίες αλκαλικές ή λιθίου, αλλά η χρήση διαφορετικού shield από αυτό που έχει αναπτυχθεί για την επικοινωνία του αισθητήριου TCD1103GFG με το μικροϋπολογιστή, δεν είναι δυνατή, εφόσον η λειτουργία του «universal cape» έχει απενεργοποιηθεί, και έχει συγγραφεί οδηγός για την ειδική χρήση των ακροδεκτών GPIO από τον αισθητήρα TCD1103GFG.

3.2 Ο αισθητήρας TCD1103GFG

Ο TCD1103GFG της Toshiba είναι ένας γραμμικός, οπτικός, CCD αισθητήρας εικόνας με ανάλυση 1500x1 εικονοστοιχεία, με το καθένα από αυτά να έχει μέγεθος 5.5 μm επί 64 μm . [20] Στην παρούσα πτυχιακή εργασία, ο εν λόγω αισθητήρας χρησιμοποιείται για τη μελέτη του φαινομένου της σκέδασης Mie για τον εντοπισμό σωματιδίων στο ανθρώπινο αίμα και σε οργανικά ή ανόργανα μείγματα υγρής μορφής. Ο αισθητήρας



Σχήμα 3.2.3: Το TCD1103GFG PDA, κολλημένο σε μία από τις πλακέτες τυπωμένου κυκλώματος (α). Η ίδια πλακέτα και το πίσω μέρος του αισθητήρα ξεχωριστά (β)

έχει ονομαστική τροφοδοσία 3.3V και διαθέτει 16 ακροδέκτες, εκ των οποίων οι 9 είναι ασύνδετοι με το υπόλοιπο κύκλωμα και χρησιμοποιούνται μονάχα για την καλύτερη

στήριξη του αισθητήρα πάνω στην πλακέτα. Σημειώνεται πως όλοι οι ακροδέκτες εισόδου του αισθητήρα έχουν ονομαστική τάση 3.3 V.[20] Εάν ο αισθητήρας τοποθετηθεί με τον προσανατολισμό που χρησιμοποιήθηκε και στο σχήμα των πλακετών, τότε η επάνω σειρά θα είναι η πλήρως ασύνδετη, ενώ η κάτω σειρά θα περιέχει τους εξής ακροδέκτες, από αριστερά προς τα δεξιά:

1. OS, ή «Output Signal», ονομάζεται ο ακροδέκτης που χρησιμοποιείται για τη μεταφορά της τιμής του κάθε pixel στο μικροϋπολογιστή. Πρόκειται για έναν αναλογικό ακροδέκτη με άνω όριο τα 1.8 V περίπου, για ονομαστική τάση τροφοδοσίας 3.3 V.
2. SS ονομάζεται ο ακροδέκτης της γείωσης (ground)
3. V_{AD} ονομάζεται ο ακροδέκτης τροφοδοσίας του αναλογικού τμήματος του αισθητήρα
4. V_{DD} αποκαλείται ο ακροδέκτης τροφοδοσίας του ψηφιακού τμήματος του αισθητήρα
5. φM, ή «Master Clock», αποκαλείται ο ακροδέκτης του κύριου ρολογιού του αισθητήρα. Η συχνότητα και η περίοδος του σήματος αυτού του ακροδέκτη χρησιμοποιούνται ως μονάδες μέτρησης στο κεφάλαιο «Software»
6. ICG, ή «Integration Gate Clear», ονομάζεται ο ακροδέκτης που ορίζει την έναρξη και λήξη του κάθε καρτέ
7. SH, ή «Shift Gate», ονομάζεται ο ακροδέκτης που ορίζει το χρόνο ολοκλήρωσης¹ της δειγματοληψίας
8. Τέλος, ο όγδοος ακροδέκτης της σειράς αυτής είναι και ο τελευταίος ασύνδετος ακροδέκτης του αισθητήριου.

3.2.1 Ρεύμα σκίασης

Ρεύμα σκίασης φωτοδίοδου είναι το ρεύμα το οποίο παρουσιάζεται στη φωτοδίοδο όταν υπάρχει απουσία φωτός, και προκαλεί μια σημαντική πηγή θορύβου στα δεδομένα του αισθητήριου. Για να μετρηθεί το σκοτεινό ρεύμα, οι φωτοδιόδοι τοποθετούνται σε θήκες όπου υπάρχει απουσία φωτός, επιτρέποντας τη μέτρηση του θορύβου που εισάγεται στο σύστημα. Να σημειωθεί πως οι περισσότερες φωτοδιόδοι παρουσιάζουν το παραπάνω φαινόμενο «σκοτεινού» ρεύματος, το οποίο επηρεάζεται κατά κύριο λόγο από τη θερμοκρασία περιβάλλοντος κατά τη μέτρηση [102].

3.2.2 Πλακέτα διεπαφής

Για την πραγματοποίηση της πτυχιακής εργασίας, ο επιβλέπων καθηγητής παρείχε στους φοιτητές πέντε αισθητήρες TCD1103GFG, καθώς και πέντε νέες τυπωμένες πλακέτες, οι οποίες είχαν σχεδιασθεί από τον φοιτητή Καβούκη Ηλία στα πλαίσια της πτυχιακής του εργασίας.[8] Η συγκόλληση επιτεύχθηκε στο εργαστήριο Ηλεκτρονικής της Αλεξάνδρειας Πανεπιστημιούπολης του ΔΙΠΑΕ Σίνδου, μετά από επίδειξη του επιβλέποντος καθηγητή σχετικά με το χειρισμό του μηχανήματος θερμού αέρα, και τη μετέπειτα

¹Ο χρόνος ολοκλήρωσης αναλύεται στο κεφάλαιο του λογισμικού

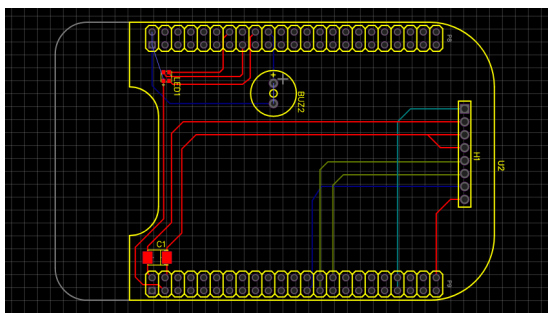
εξάσκηση των φοιτητών σε δοκιμαστικές πλακέτες προηγούμενων αισθητηρίων. Τελικά, εναποτέθηκε πάστα συγκόλλησης στην τυπωμένη πλακέτα, στους αποδέκτες όπου θα τοποθετούνταν το αισθητήριο, και έπειτα οι αποδέκτες θερμάνθηκαν, με αποτέλεσμα την επιμετάλλωση τους. Η ίδια διαδικασία πραγματοποιήθηκε και στο αισθητήριο, με τη μέγιστη προσοχή στην αποφυγή υπερθέρμανσής του, μιας και, σε τέτοια περίπτωση, μειώνεται σημαντικά η διακριτική του ικανότητα. Για τη σύνδεση των δύο επιμεταλλωμένων επιφανειών εναποτέθηκαν η μία πάνω στην άλλη και θερμάνθηκαν μέσω θερμού αέρα μέχρι να συγκολληθούν μαζί.

3.2.3 Δημιουργία τυπωμένης πλακέτας διεπαφής

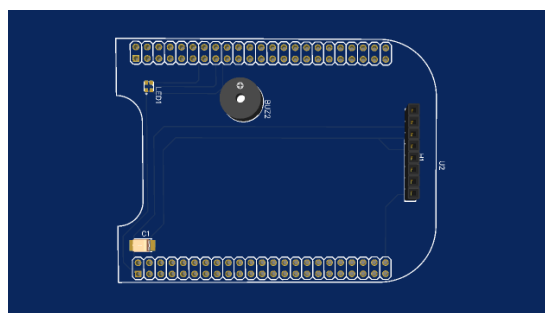
Για την εναρμόνισή με τα πρότυπα ηλεκτρομαγνητικής συμβατότητας της Ευρωπαϊκής Ένωσης, δημιουργήθηκε με το σχεδιαστικό πρόγραμμα EasyEDA μια πλακέτα με όλα τα απαραίτητα υλικά για τη λειτουργία της συσκευής. Μερικά από τα πρότυπα τα οποία ακολουθήθηκαν στο σχεδιασμό είναι η απομόνωση των γραμμών των σημάτων μεταξύ δύο γειωμένων επιφανειών, με σκοπό τη μείωση της πιθανής αλληλεπίδρασης μεταξύ των σημάτων, καθώς και τον περιορισμό των εκπομπών ακτινοβολίας, οι οποίες μπορεί να δημιουργηθούν από την εγχάραξη της πλακέτας. Επίσης, υπήρξε ειδική προσοχή στην απομόνωση διαφορετικών κομματιών του κυκλώματος ανά στρώση της πλακέτας, όπως αρμόζει το πρότυπο, καθώς και για διευκόλυνση μελλοντικής αποσφαλμάτωσης, σε περίπτωση που αυτή είναι απαραίτητη. Επιπλέον, τα ηλεκτρονικά στοιχεία τοποθετήθηκαν με σκοπό την κάθε δυνατή ελάττωση του μήκους των συνδετικών αγωγίμων γραμμών του κυκλώματος, καθώς μεγάλο μήκος αγωγού θα οδηγούσε στην πιθανή δημιουργία κεραιών, οι οποίες θα εισήγαγαν θόρυβο, καθώς και πιθανότατα μεγάλο μήκος αγωγού μεταξύ του σήματος και του ακροδέκτη του μικροϋπολογιστή θα οδηγούσε σε πιθανή αλλοίωση του σήματος, λόγω εσωτερικής αντίστασης. Άξιο προσοχής είναι, επίσης, πως η διάταξη της στρώσης με τους συνδετικούς αγωγούς του σήματος μεταξύ δυο γειωμένων στρώσεων, προστατεύει ευαίσθητα ψηφιακά ηλεκτρονικά και συμβάλλει στη μείωση της ηλεκτρομαγνητικής παρεμβολής.

Μια διευκόλυνση στη διαδικασία σχεδιασμού ήταν επίσης το γεγονός πως το πρόγραμμα EasyEDA είναι πλήρως προσαρμοσμένο στη διαδικασία παραγγελίας εκτυπωμένων πλακετών μέσω της JLCPCB, καθώς και την προμήθευση των ηλεκτρονικών στοιχείων απαραίτητων για τη λειτουργία των τυπωμένων πλακετών, ανάλογα με τη διαθεσιμότητα τους στην LCSC Electronics. Ιδιαίτερη μέριμνα πρέπει να υπάρχει στη διαδικασία της παραγγελίας, μιας και η τυπωμένη πλακέτα αποτελείται από 6 στρώσεις με πάχος συνδετικών γραμμών στα 254 μm , καθώς επίσης πως, για την ικανοποίηση του προτύπου RoHS, απαιτείται η χρήση καλώς συγκόλλησης χωρίς μόλυβδο. Αναφέρεται, επίσης, πως κατά τη διάρκειά του σχεδιασμού υπήρχε αυστηρός έλεγχος για την τήρηση του προτύπου RoHS και από τα περιφερειακά ηλεκτρονικά απαραίτητα για το τυπωμένο κύκλωμα, αφού όλα τα υπόλοιπα ηλεκτρονικά της πτυχιακής τηρούν τις προδιαγραφές τις οποίες ορίζει το πρότυπο. Για τη μελλοντική επαλήθευση, σε περίπτωση αλλαγής του προτύπου, διατίθεται η παρακάτω λίστα με όλα τα υλικά κατασκευής της πτυχιακής με τα αντίστοιχα φύλλα δεδομένων στη βιβλιογραφία.

3.2.4 Bill of Materials for PCB



Σχήμα 3.2.4: Απεικόνιση όλων των συνδέσεων της πλακέτας σε διαφορετικές στρώσεις χαλκού



Σχήμα 3.2.5: Τρισδιάστατο μοντέλο απεικόνισης της εκτυπωμένης πλακέτας

Υλικά:	Κόστος:
PCB TCD1103GFG	€
TCD1103GFG	17.99 €
Beaglebone Shield PCB me ROHS lead free solder	11 €
Beaglebone Black rev c	79.90 €
Laser Diode - 5mW 650nm Red	7.30 €
Linear Polarizers 50mm RoHS certified	11 €
RGB LED Foshan NH-B2020RGBA-HF_C2874116	0.25 €
Buzzer YUEXIN-YX-KC9055 16 Ω	0.20 €
Resistances (3*150 Ω)	0.60 €
Electrolytic Capacitor (10μF/25V)	0.10 €

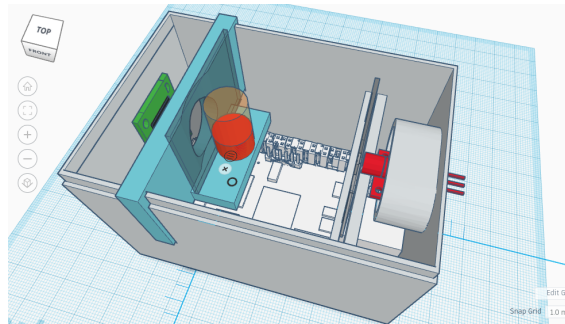
3.3 Θήκη συσκευής και περιφερειακά

Κατά την εκπόνηση της διπλωματικής σχεδιάστηκαν, σύμφωνα με τις παρατηρήσεις προηγούμενων χρηστών, η κύρια θήκη της συσκευής, καθώς και ένα πλήθος περιφερειακών για χρήση στις προτεινόμενες βιοϊατρικές εφαρμογές της διάταξης. Σύμφωνα με τα πρότυπα τα οποία αναφέρονται στους τεχνικούς φακέλους, η τρισδιάστατη εκτύπωση της θήκης και των περιφερειακών δε συνιστάται για ιατρική χρήση, αλλά μέθοδοι όπως η χύτευση με έγχυση, περιστροφική χύτευση, χύτευση με εμφύσηση, θερμοδιαμόρφωση και χύτευση αφρού επιτρέπονται με το πλαστικό PET και προτείνεται από τους συγγραφείς η χρήση της κατασκευαστικής μεθόδου κάθε φορά με το λιγότερο κόστος [99]. Να σημειωθεί πως η χρήση του πλαστικού PET ενδείκνυται καθώς είναι πλήρως ανακυκλώσιμο, έχει δείκτη σκληρότητας 0.7 (ft-lbs / in) σύμφωνα με πρότυπα της Αμερικάνικης Κοινωνίας για Δοκιμασία Υλικών (ISO 180:2000) [100] καθώς και διηλεκτρική μόνωση 400 (V / mil) ενώ πρόκειται για λύση μέσου κόστους όσο αφορά τους άλλους τύπους ημικρυσταλλικών θερμοπλαστικών [101]. Άλλη ουσιαστική ιδιότητα του πλαστικού PET είναι η δυνατότητα αποστείρωσης μέσω οξείδιο του αιθυλενίου, ακτινοβολία γάμμα ή δέσμη ηλεκτρονίων αν και η διαδικασία αποστείρωσης δεν είναι απαραίτητη στην τωρινή διάταξη της ιατρικής συσκευής [99]. Για οποιονδήποτε πιθανή απορία ή παρατήρηση, τα τρισδιάστατα σχέδια των περιφερειακών αυτής της εργασίας θα είναι διαθέσιμα διαδικτυακά, μαζί με οποιοδήποτε άλλο υλικό απαιτείται για τη διάθεση του προϊόντος στην Ευρωπαϊκή αγορά.

3.3.1 Βασική θήκη συσκευής

Για τη σχεδίαση της βασικής θήκης της συσκευής δημιουργήθηκε ένα νέο πρωτότυπο σχέδιο βασισμένο στο υπάρχον σχέδιο, με ορισμένες αλλαγές οι οποίες έγιναν για τη βελτιστοποίηση των συνθηκών σκέδασης του φωτός και της κανονικοποίησης των συνθηκών, όπως η θέση του δείγματος, καθώς και την ευκολία πρόσβασης ορισμένων χαρακτηριστικών του μικροϋπολογιστή, όπως η θύρα για την κάρτα SD.

3.3.2 Περιφερειακό μέτρησης δαχτύλου και φιαλιδίου αίματος

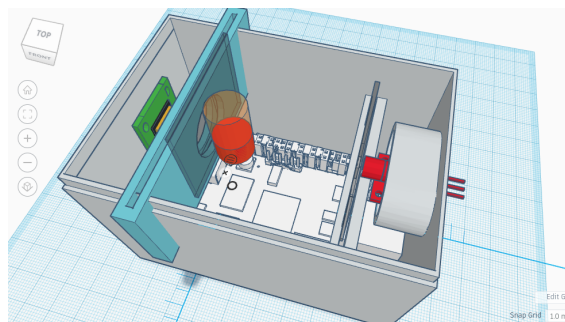


Σχήμα 3.3.6: Απεικόνιση περιφερειακού με γαλάζιο χρώμα σε σχέση με την υπόλοιπη συσκευή.

Σχεδιάσθηκε επίσης μια θήκη με κάτω βάση για την εναπόθεση του δείγματος αίματος και την ταυτόχρονη λειτουργία της μέτρησης με την τοποθέτηση δαχτύλου στην οπή. Η συγκεκριμένη βάση υπήρχε ήδη σε παρόμοια μορφή από την προηγούμενη πτυχιακή του κ. Καρακώστα[3], και έγινε η αναδημιουργία της για να λειτουργεί με την καινούργια θήκη και ορισμένες βελτιώσεις, οι οποίες προέκυψαν μετά τη λήψη πολλαπλών δειγμάτων, ώστε να διευκολυνθούν οι μελλοντικοί χρήστες, ειδικά όταν πρόκειται για τη μέτρηση με φιαλίδια τα οποία περιέχουν δείγματα αίματος.

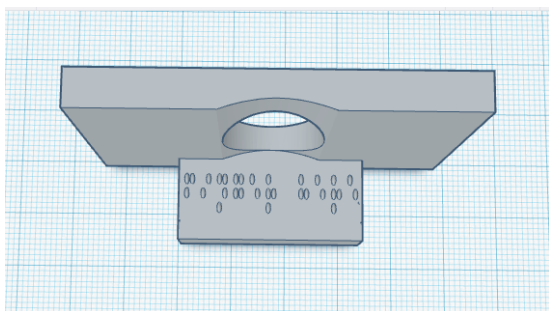
3.3.3 Περιφερειακό μέτρησης φιλμ επιχρίσματος

Η καινούργια θήκη δημιουργήθηκε για την πιθανή εξέταση βιολογικού φιλμ από τη συσκευή, μιας και τα ιατρικά φιλμ μπορούν να εντοπίσουν ευκολότερα την ύπαρξη παρυσίτων στο αίμα [103]. και να δημιουργηθούν με κάποιο αποκλειστικό τύπο κυττάρων, π.χ. λευκά αιμοσφαίρια [107].

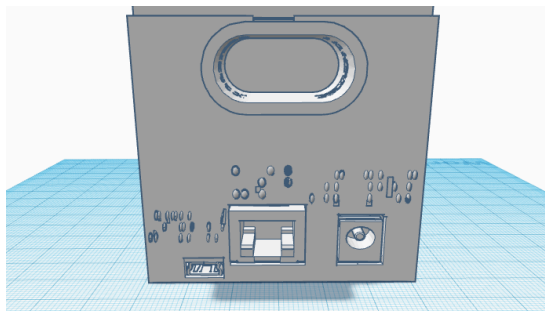


Σχήμα 3.3.7: Περιφερειακό για μέτρηση φιλμ επιχρίσματος

Μοντέλα για επαυξημένη πραγματικότητα και οδηγίες χρήσης της συσκευής:
Δυο τρισδιάστατα μοντέλα της συσκευής δημιουργήθηκαν για την επίδειξή τους μέσω



Σχήμα 3.3.8: Braille γραφή στο περιφερειακό δαχτύλου για την ορθή τοποθέτησή του.



Σχήμα 3.3.9: Braille γραφή πάνω στη συσκευή, με το όνομα κάθε θύρας.

εφαρμογών επαυξημένης πραγματικότητας, τα οποία μπορούν να βοηθήσουν ιατρικούς ή ιδιωτικούς καταναλωτές, εάν το προϊόν και οι λειτουργίες του είναι ικανοποιητικές για αυτούς, ενώ ταυτόχρονα, τους ενημερώνει για την ορθή λειτουργία και συντήρηση της συσκευής. Έτσι, φτιάχτηκαν και δυο μοντέλα επαυξημένης πραγματικότητας για να συνοδεύσουν τους τεχνικούς φακέλους, οι οποίοι γράφτηκαν για in-vivo και in-vitro χρήση.

3.3.4 Προσβασιμότητα συσκευής για άτομα με οπτικοακουστικές δυσκολίες

Ο όρος «προσβασιμότητα» στην παρούσα πτυχιακή αναφέρεται στον αγγλικό όρο «accessibility», ο οποίος ορίζει την ευκολία χρήσης μιας συσκευής ή ιστοσελίδας από άτομα με δυσκολίες στην όραση και ακοή [68]. Η προσβασιμότητα μπορεί να βοηθήσει σε μεταβατικά σημεία ζωής του ατόμου, βοηθώντας το στη διατήρηση μιας ενεργής και ανεξάρτητης καθημερινότητας, μέσω την κατάλληλης προσαρμογής των συσκευών γύρω του, για την ανταπόκριση των αναγκών του [69]. Η προνόηση στο σχεδιασμό της συσκευής για τη βέλτιστη προσβασιμότητά της υπήρξε για τη μελλοντική διάθεση στην Ευρωπαϊκή αγορά ιατρικών συσκευών και την αύξηση του αριθμού των πιθανών χρηστών της συσκευής, καθώς και την άνετη λειτουργία της από την πλειονοψία του πληθυσμού. Με την εξής αιτιολογία, δημιουργήθηκε οπτικοακουστική ανάδρασή για την ξεκάθαρη κατανόησή της έναρξής και λήξης της λειτουργίας του αισθητήρα μέσω του RGB LED και του βομβητή, τα οποία υπάρχουν στην τυπωμένη πλακέτα της πτυχιακής. Πιο συγκεκριμένα, οπτική ανάδραση αποτελεί η φωτοδίοδος με τη συνιστώμενη παραγωγή διαφορετικών χρωμάτων σε κάθε διαφορετική λειτουργία της συσκευής, ενώ ακουστική ανάδραση αποτελεί ο πιεζοηλεκτρικός βομβητής, ο οποίος σημάνει αντίστοιχα την αρχή και λήξη της μετρητικής συστοιχίας [70]. Επίσης, υπάρχει η ένδειξη γραφής Braille στο εξωτερικό της θήκης της συσκευής, η οποία αναγράφει το όνομα της συσκευής, το σημείο τοποθέτησης του δαχτύλου για τη σωστή μέτρηση, καθώς και τις θύρες της συσκευής για την ορθή τροφοδοσία και μεταφορά δεδομένων.[71] Να σημειωθεί πως, αυτή τη στιγμή, για τη γραφή Braille χρησιμοποιήθηκε το κοινό σύστημα αγγλικής γλώσσας σε Braille με το πρότυπο California, εφόσον επιθυμείται η διάθεση του προϊόντος στην Ευρωπαϊκή αγορά. Βέβαια, η αλλαγή της αγγλικής γραφής Braille σε μια πληθώρα διαλέκτων είναι αρκετά εύκολη, αν απαιτηθεί αυτό από τα κριτήρια της αγοράς.

3.3.5 Προσβασιμότητα συσκευής και σκέδαση Mie σε σκουρόχρωμο ανθρώπινο δέρμα

Επιπλέον, λόγω της μετρητικής διάταξης, όπου μια πηγή φωτός μετράει τη σκέδαση σε ανθρώπινο ιστό, υπήρχαν εύλογες απορίες για τη λειτουργία της συσκευής σε ανθρώπινο ιστό με μεγαλύτερη ποσότητα μελανίνης, μιας και αυτό θα ταυτιζόταν και με αντίστοιχη αλλαγή στο δείκτη διάθλασης του ανθρωπίνου ιστού ο οποίος σκεδάζεται, καθώς και την επιπρόσθετη σκέδαση της μελανίνης στην ήδη υπάρχουσα Mie σκέδαση του ανθρωπίνου ιστού και αιμοσφαιρίνης. Ευτυχώς, η βιβλιογραφία [65] αποδεικνύει ότι το πραγματικό μέρος του δείκτη διάθλασης και στις δυο περιπτώσεις μειώνεται στην επιδερμίδα, και αντίστοιχα στο δέρμα, όσο μειώνεται και το μήκος κύματος του φωτός, με την προσαρμογή των υπολογισμών της σκέδασης Mie να είναι απαραίτητη όταν μεγαλύτερα μήκη κύματος καθιστούν το δέρμα πιο απορροφητικό του φωτός, με αποτέλεσμα να επηρεάζουν τη γωνία σκέδασης των σφαιριδίων με μεγαλύτερο μέγεθος. Αντίστοιχα πειράματα σκέδασης επιβεβαίωσαν πως το σκουρόχρωμο δέρμα απορροφούσε σημαντικά λιγότερη υπεριώδη ακτινοβολία στα μήκη κύματος 250nm με 300nm [66], καθώς και πως η μεγαλύτερη διαφορά ανάμεσα στην ένταση της διάχυτης ανάκλασης μεταξύ διαφορετικών τύπων δέρματος εμφανίζεται στην περιοχή φάσματος 460–560 nm. [67]

4 Software

Το κεφάλαιο αυτό αφορά εξίσου τον οδηγό του αισθητήρα TSL1401CL της AMS, τον οδηγό του TCD1103GFG της Toshiba, και την εγκατάσταση, ρύθμιση, και χρήση του λειτουργικού συστήματος Debian GNU/Linux.

4.1 Οδηγός SGK_PDA

Ο οδηγός SGK_PDA είχε γραφεί από τον κ. Γκαγκάνη Ευστράτιο το 2019, στα πλαίσια της πτυχιακής του εργασίας «Κατασκευή συστήματος αισθητήρα φωτοδιόδων με μικροϋπολογιστή Beaglebone για χρήση σε μη-παρεμβατικούς βιοϊατρικούς αισθητήρες»[4], και αφορούσε τον αισθητήρα TSL1401CL της AMS. Στο υποκεφάλαιο αυτό παρουσιάζεται περιληπτικά η δομή του και η αρχιτεκτονική του, κυρίως για να να είναι ευκολότερη η σύγκριση των δύο οδηγών.

4.1.1 Παράμετροι οδήγησης

Στον οδηγό SGK_PDA οι παράμετροι εισόδου του προγράμματος είναι τέσσερις: ο συνολικός αριθμός των καρτέ (frames)· ο χρόνος ολοκλήρωσης (integration time) του αισθητήρα· τα καρτέ ανά δευτερόλεπτο (frames per second), και η συχνότητα του ρολογιού (clock frequency) του αισθητήρα. Δύο από αυτές τις παραμέτρους, και συγκεκριμένα ο χρόνος ολοκλήρωσης και η συχνότητα του ρολογιού, αναφέρονται στο φύλλο τεχνικών δεδομένων του αισθητήρα καθώς αφορούν άμεσα το κύκλωμά του. Αντιθέτως, όσον αφορά το πλήθος και το ρυθμό λήψης των καρτέ, ο μοναδικός περιορισμός για την επιλογή τους είναι ο ελεύθερος χώρος της μνήμης τυχαίας προσπέλασης (RAM). Η επιλογή αυτών γίνεται ανάλογα με τις ανάγκες του χρήστη.

Πλήθος καρτέ: Κάθε καρτέ αποτελείται από 128 τιμές των 12 bits, με καθεμία από αυτές να αποθηκεύεται σε μία λέξη των 16 bits, με συνολικό «κόστος» μνήμης 128 λέξεις, δηλαδή 256 bytes ανά καρτέ. Το ανώτατο όριο ορίζεται με δυναμικό τρόπο, σύμφωνα με την ελεύθερη μνήμη του μικροϋπολογιστή τη στιγμή της εκτέλεσης του προγράμματος. Μια συνηθισμένη τιμή για στατικές (in-vitro) μετρήσεις, για τη μείωση του στατιστικού σφάλματος, είναι τα 10 καρτέ, όμως σε περιπτώσεις in-vivo δειγμάτων συχνά υπάρχει η ανάγκη χρήσης 100 ή και 200 δειγμάτων για την παρατήρηση κάποιων φαινομένων, όπως η περιοδική διακύμανση της φωτεινότητας στο δάκτυλο του ασθενούς, λόγω των του καρδιακών παλμών.

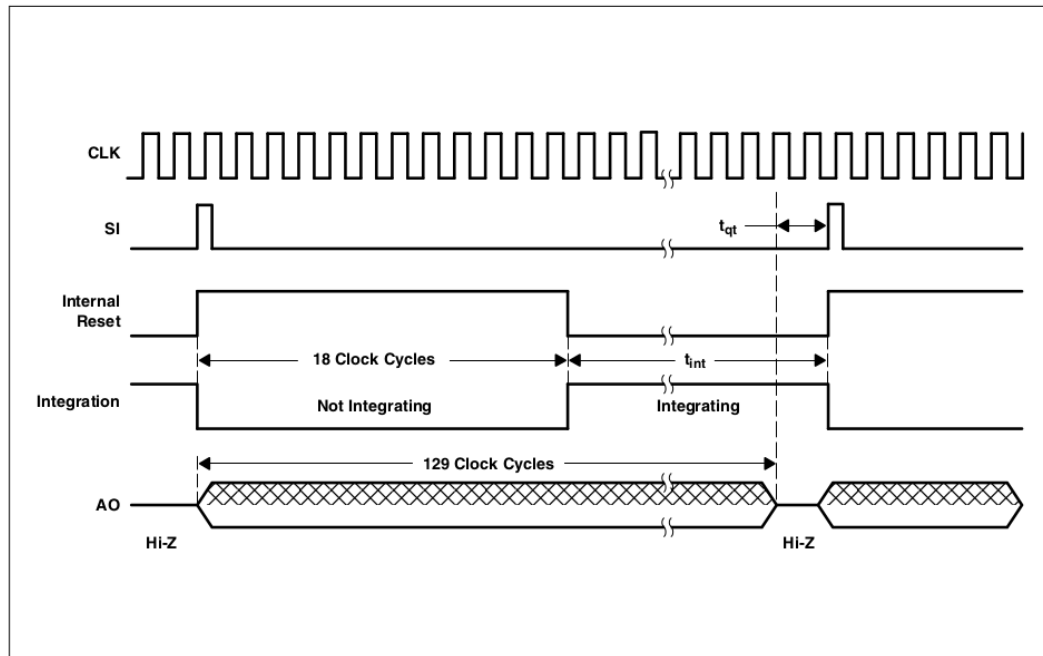
Χρόνος ολοκλήρωσης: Σύμφωνα με το φύλλο τεχνικών πληροφοριών της AMS[19], ο ελάχιστος χρόνος ολοκλήρωσης του αισθητήρα είναι τα 33.75 μ s και ο μέγιστος χρόνος ολοκλήρωσης είναι τα 100 ms. Στην πράξη, η λειτουργία της παραμέτρου αυτής είναι όμοια με εκείνη του «χρόνου ανοικτού πετάσματος» μιας φωτογραφικής μηχανής. Όσο μεγαλύτερη η τιμή της, τόσο μεγαλύτερη θα είναι και η φωτεινότητα του τελικού δείγματος. Συχνές επιλογές για τη συγκεκριμένη παράμετρο είναι τα 40, 80, 160, 500, 1000, και 2000 μ s· οι πρώτες εκ των οποίων βρίσκονται κοντά στο κάτω όριο και χρησιμοποιούνται σε δείγματα χαμηλής απορροφητικότητας, ενώ οι μεγαλύτεροι χρόνοι ολοκλήρωσης χρησιμοποιούνται στην περίπτωση του αίματος. Η επιλογή υπερβολικά υψηλού χρόνου ολοκλήρωσης δύναται να οδηγήσει σε αλλοίωση του δείγματος λόγω κορεσμού του αισθητήρα, υπερέκθεσης στο φως, ή μετατόπισης των σωματιδίων.

Καρέ ανά δευτερόλεπτο: Η τιμή αυτής της παραμέτρου επηρεάζει μονάχα τον κενό χρόνο μεταξύ των καρέ σε ένα δείγμα. Επιλέγεται ανάλογα με τις ανάγκες του χρήστη.

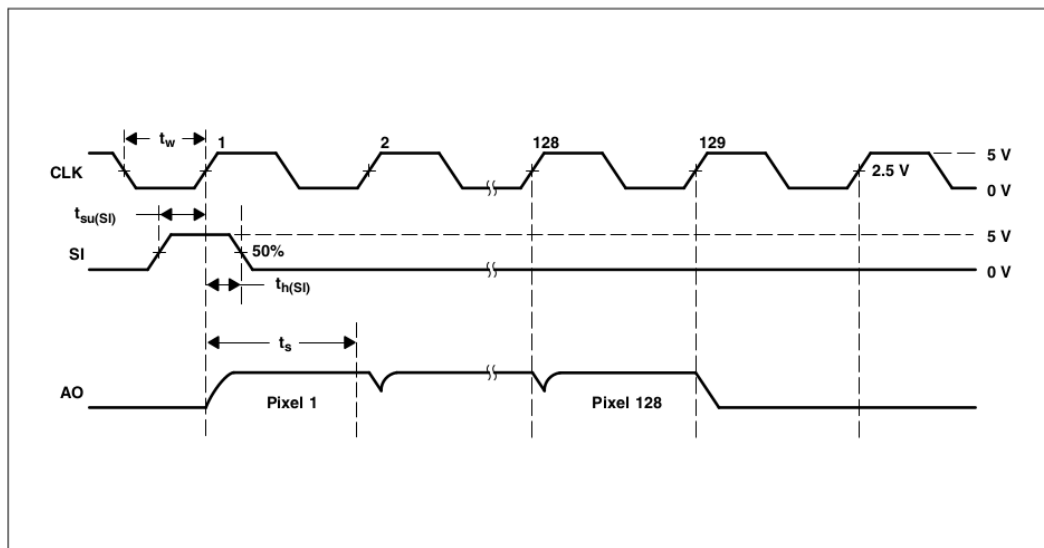
Συχνότητα ρολογιού: Το φυλλάδιο τεχνικών πληροφοριών της AMS[19] ορίζει την ελάχιστη συχνότητα ρολογιού του αισθητήρα στα 5 KHz, ενώ τη μέγιστη στα 8 MHz. Στην πράξη χρησιμοποιείται πάντα η συχνότητα των 100 KHz, την οποία είχε επιλέξει ο συγγραφέας στην αρχή της πτυχιακής του εργασίας, διότι η συγκεκριμένη παράμετρος επηρεάζει άμεσα το χρονισμό του αισθητήρα, και συνεπώς και τις προηγούμενες δύο παραμέτρους.

4.1.2 Χρονισμός

Ο αισθητήρας της AMS έχει δύο ακροδέκτες ελέγχου και έναν ακροδέκτη εξόδου. Τα δύο σήματα που ελέγχουν τον αισθητήρα είναι το ρολόι (CLK), το οποίο έχει τη μορφή μιας τετράγωνης περιοδικής παλμοσειράς συχνότητας 100 KHz και κύκλο λειτουργίας 50%, και η σειριακή είσοδος (SI), η οποία ενεργοποιείται στην αρχή του κάθε καρέ και δηλώνει την έναρξη ενός κύκλου μετρήσεων. Τα δείγματα εμφανίζονται σειριακά στον ακροδέκτη αναλογικής εξόδου (AO) με αρχική κλίμακα από 0 ως 3.3 V, ενώ έπειτα γίνεται μετατροπή στην κλίμακα των 0 ως 1.8 V, δηλαδή την κλίμακα δυναμικού που υποστηρίζει ο ADC του Beaglebone. Συνολικά, ο κάθε κύκλος διαρκεί 129 παλμούς ρολογιού. Οι υπολογισμοί για καθεμία από τις τιμές που εμφανίζονται στα διαγράμματα χρονισμού παρουσιάζονται αναλυτικά στην πτυχιακή εργασία του κ. Γκαγκάνη[4]. Το πρόγραμμα είναι δομημένο ούτως ώστε η παραγωγή των σημάτων χρονισμού να είναι 100% ντετερμινιστική, και μάλιστα με ακρίβεια ενός κύκλου ρολογιού.



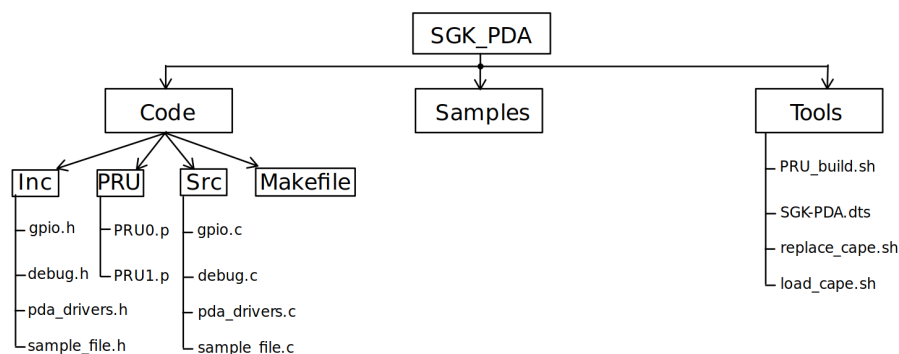
Σχήμα 4.1.1: Διάγραμμα χρονισμού του TSL1401CL (Πηγή: AMS TSL1401CL Product Document [19])



Σχήμα 4.1.2: Λεπτομέρειες χρονισμού του TSL1401CL (Πηγή: AMS TSL1401CL Product Document [19])

4.1.3 Δομή και λογική του προγράμματος

Ο οδηγός αποθηκεύεται στον κατάλογο `SGK_PDA`, ο οποίος πρέπει να τοποθετηθεί στο μονοπάτι `/home/debian`. Εντός αυτού, περιέχονται οι υποκατάλογοι «Code», «Samples», και «Tools». Στον υποκατάλογο «Code» περιέχεται ο πηγαίος κώδικας (`Src`) και τα αρχεία κεφαλίδας (`Inc`) του μικροεπεξεργαστή ARM σε γλώσσα C, ο πηγαίος κώδικας των δύο μικροελεγκτών πραγματικού χρόνου (PRUs) σε γλώσσα PRU Assembly, και ένα αρχείο `Makefile` για τη μεταγλώττιση του κώδικα σε εκτελέσιμο αρχείο. Ο κώδικας του μικροεπεξεργαστή είναι χωρισμένος σε τέσσερα ξεχωριστά πηγαία αρχεία και τέσσερα ομώνυμα αρχεία κεφαλίδας, ενώ ο κώδικας για τα PRUs βρίσκεται σε δύο αρχεία: ένα για το κάθε PRU. Η περιληπτική λειτουργία του κάθε τμήματος του οδηγού



Σχήμα 4.1.3: Δενδροειδές διάγραμμα των αρχείων του Οδηγού SGK_PDA

αναφέρεται στις παρακάτω λίστες, ξεκινώντας από το φάκελο `Code`:

- Τα προγράμματα `gpio.c` και `gpio.h` αφορούν κατά κύριο λόγο τον έλεγχο των βοηθητικών εξαρτημάτων που είναι τοποθετημένα στην πλακέτα, δηλαδή την τρίχρωμη δίοδο εκπομπής φωτός, το βομβητή, και το πλήκτρο έναρξης της δειγματοληψίας.

- Μέσω των `debug.c` και `debug.h` ενεργοποιούνται βοηθητικά υποπρογράμματα, τα οποία, σε περίπτωση σφάλματος, εμφανίζουν βοηθητικά μηνύματα στο τερματικό, για ευκολότερη αποσφαλμάτωση.
- Τα `sample_file.c` και `sample_file.h` είναι υπεύθυνα για την εξαγωγή των δειγμάτων από τη RAM και την ασφαλή αποθήκευσή τους στον υποκατάλογο `Samples` του οδηγού.
- Το `pda_drivers.c` και το `pda_drivers.h` είναι, ουσιαστικά, το κύριο πρόγραμμα, μέσω του οποίου γίνονται όλες οι αρχικοποιήσεις του κώδικα, γίνονται όλοι οι έλεγχοι ορθότητας, η εκκίνηση των PRUs, η δυναμική δέσμευση μνήμης, ο υπολογισμός των παραμέτρων χρονισμού του αισθητήρα, η δημιουργία του αρχείου των αποτελεσμάτων, καθώς και διάφορες συναρτήσεις που είχαν δηλωθεί στα προαναφερθέντα αρχεία, όπως ρουτίνες αποσφαλμάτωσης, συναρτήσεις ελέγχου των ακροδεκτών GPIO, κ.τ.λ.
- Η παραγωγή των σημάτων ελέγχου CLK και SI του αισθητήρα με μεγάλη ακρίβεια και χωρίς σφάλματα είναι ευθύνη του PRU0.p.
- Για το σκανδαλισμό του ADC με κατάλληλο χρονισμό ευθύνεται το PRU1.p
- Στο `Makefile` περιέχονται βοηθητικές μεταβλητές συστήματος που χρησιμοποιούνται κατά τη διάρκεια της μεταγλώττισης του οδηγού σε εκτελέσιμο δυαδικό αρχείο, καθώς και εντολές εκτέλεσης του GNU C Compiler (GCC) και του GNU/Linux.

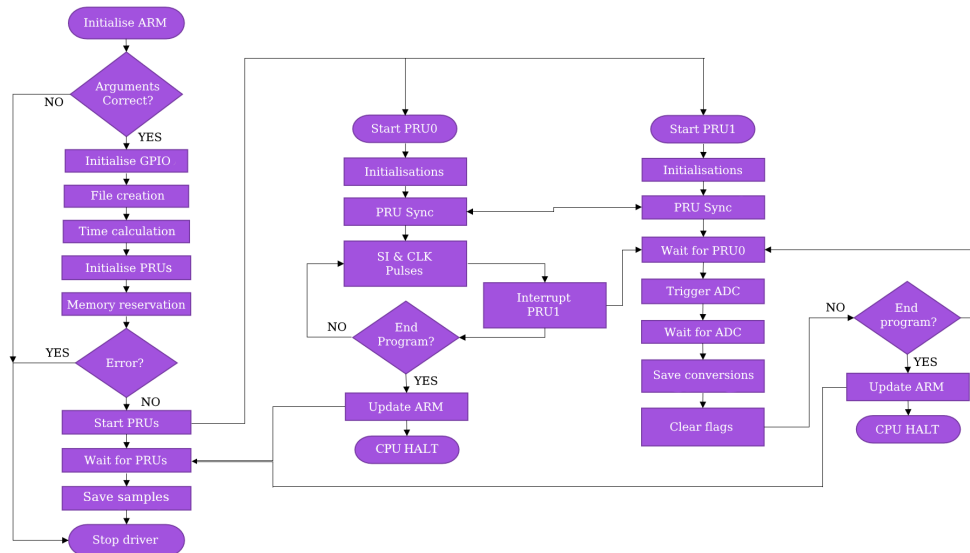
Στο φάκελο `Samples` αποθηκεύονται όλα τα δείγματα του αισθητήρα, ενώ ο φάκελος `Tools` περιέχει το `Device Tree Overlay`, το οποίο θα αναλυθεί παρακάτω, καθώς και κάποια βοηθητικά αρχεία σε γλώσσα Bash, τα οποία διευκολύνουν και αυτοματοποιούν σε μεγάλο βαθμό την εγκατάσταση του οδηγού. Συγκεκριμένα:

- Το `PRU_build.sh`, το οποίο μεταφράζει τον κώδικα των PRUs από PRU Assembly σε δυαδικό αρχείο
- Το `replace_cape.sh` αυτοματοποιεί τη διαδικασία μεταγλώττισης και εγκατάστασης του `Device Tree Overlay`
- Το `load_cape.sh` αρχικοποιεί το υποσύστημα των PRUs ώστε να είναι δυνατή η χρήση του, ενώ έπειτα ενεργοποιεί το `Device Tree Overlay`.

Ο κύκλος δειγματοληψίας ξεκινά με την εκτέλεση του κώδικα του μικροεπεξεργαστή, ξεκινώντας με αρχικοποιήσεις και παράλληλο έλεγχο σφαλμάτων σε οποιοδήποτε σημείο του προγράμματος. Εφόσον δεν υπάρξουν σφάλματα στα ορίσματα εκκίνησης, στην αρχικοποίηση και χρήση των ακροδεκτών GPIO, στη δημιουργία του αρχείου αποθήκευσης των δειγμάτων, στον υπολογισμό των χρόνων των σημάτων οδήγησης, στην ενεργοποίηση του υποσυστήματος των PRUs, και στη δέσμευση μνήμης, δίνεται το σήμα εκκίνησης στα PRU0 και PRU1.

Στο PRU0 αρχικοποιούνται οι τιμές των καταχωρητών που χρησιμοποιούνται σε υπορουτίνες χρονομέτρησης, και έπειτα πραγματοποιείται μια «χειραψία» συγχρονισμού των δύο PRUs και του ARM. Έπειτα, εισέρχεται στη ρουτίνα χρονισμού που αναλύθηκε στο προηγούμενο υποκεφάλαιο, και παραμένει σε αυτήν μέχρι να μηδενιστούν οι μετρητές των pixels και των καρτέ.

Στο PRU1 η αρχικοποίηση αφορά κυρίως την τροποποίηση σημάτων που αφορούν τον ADC. Όταν ο PRU1 δέχεται διακοπή από τον PRU0, ο ADC σκανδαλίζεται την κατάλληλη χρονική στιγμή από τον PRU1, και οι μετρήσεις αποθηκεύονται στη RAM. Μετά τη λήξη όλων των κύκλων δειγματοληψίας, τα δείγματα αποθηκεύονται σε ένα αρχείο δειγμάτων στο φάκελο «Samples» και απενεργοποιούνται οι ακροδέκτες GPIO και το υποσύστημα των PRUs.



Σχήμα 4.1.4: Γενικευμένος αλγόριθμος του ARM μικροεπεξεργαστή και των δύο μικροελεγκτών PRU (Τροποποίηση σχημάτων του Gkagkanis E., "Fabrication of a photo-diode sensor apparatus with the Beaglebone microcomputer for use in non-invasive biomedical sensors" [4], για χρήση από τους συγγραφείς στο «6th International Workshop on Microsystems» [36])

4.2 Οδηγός SAPPHO-PDA

Ο οδηγός S.AP.P.H.O. (*Scattering-based Apparatus for Portable Haematological analysis via Optics*) είναι, στην πράξη, ένα fork του οδηγού SGK_PDA, με όλες τις αναγκαίες τροποποιήσεις ώστε να είναι ο οδηγούμενος αισθητήρας να είναι πλέον ο TCD1103GFG της Toshiba. Η δημιουργία fork επιλέχθηκε αντί της συγγραφής ενός ολόκληρου οδηγού από την αρχή για δύο λόγους· ο αριθμός των αναγκαίων τροποποιήσεων σε σχέση με το SGK_PDA θα ήταν πολύ μικρός, επειδή οι εν λόγω τροποποιήσεις θα αφορούσαν κυρίως το χρονισμό του αισθητήρα και όχι το Beaglebone ή το GNU/Linux, ενώ, επίσης, δεν υπήρχε ουσιαστικός λόγος να γίνει η ίδια ακριβώς έρευνα από την αρχή. Η διαδικασία του προγραμματισμού και της αποσφαλμάτωσης στο Beaglebone είναι αρκετά αργή και γίνεται απευθείας στο Beaglebone, ενώ, επίσης, στο διαδίκτυο δεν είναι διαθέσιμος ο ίδιος – ή συγκρίσιμος – όγκος πληροφοριών που υπάρχει για τα Raspberry Pi και τα Arduino. Ένα μη-αμελητέο υποσύνολο των εν λόγω πληροφοριών είτε είναι αντιφατικές λόγω των διαφορετικών εκδόσεων του Linux kernel, είτε δεν ισχύουν πια για παρεμφερείς λόγους.

Ο πηγαίος κώδικας του οδηγού είναι μεταφορτωμένος στο GitHub των συγγραφέων, στο αποθετήριο «sappho-pda-beaglebone».

Ο TCD1103GFG και ο TSL1401CL δεν είναι αρκετά όμοιοι ώστε να χρησιμοποιηθεί ακριβώς το ίδιο πρόγραμμα αλλά με διαφορετικά ορίσματα στην είσοδο. Οι ειδοποιητικές διαφορές τους είναι οι εξής:

- Ο TCD1103GFG έχει ανάλυση 1500 pixels, ενώ ο TSL1401CL έχει ανάλυση 128 pixels
- Ο νέος αισθητήρας χρησιμοποιεί τρεις ακροδέκτες οδήγησης (φM, SH, ICG) ενώ ο παλιός αισθητήρας χρησιμοποιεί δύο ακροδέκτες οδήγησης (CLK, SI)
- Στο νέο αισθητήρα υποστηρίζονται δύο διαφορετικές μορφές οδήγησης (λειτουργία άμεσης σύλληψης, λειτουργία ηλεκτρονικού κλείστρου) ενώ στον παλιό αισθητήρα υπάρχει μόνο μία μορφή οδήγησης (λειτουργία ηλεκτρονικού κλείστρου)
- Τα στάδια οδήγησης είναι διαφορετικά μεταξύ των δύο PDAs (βλ.: διαγράμματα χρονισμού)

4.2.1 Παράμετροι οδήγησης

Στον οδηγό SAPPHO-PDA επιλέχθηκε η χρήση τριών ορισμάτων, αντί τεσσάρων. Η αλλαγή της συχνότητας ρολογιού αφαιρέθηκε από τα ορίσματα διότι το περιθώριο τροποποίησής του είναι μονάχα μία τάξη μεγέθους· συγκεκριμένα, σύμφωνα με το φυλλάδιο του κατασκευαστή, η ελάχιστη συχνότητα του ρολογιού είναι 0.4 MHz και η μέγιστη συχνότητα του ρολογιού είναι 4 MHz. Στην αρχή επιλέχθηκε αυθαίρετα η χρήση του ρολογιού των 2 MHz σε κάθε περίπτωση, όμως η συχνότητα αυτή αποδείχθηκε υπερβολικά μεγάλη για τον ADC του Beaglebone, διότι στις χρησιμοποιούμενες διακοπές του συστήματος υπάρχει μια καθυστέρηση της τάξης των μερικών εκατοντάδων νανοδευτερολέπτων. Συγκεκριμένα, ο ρυθμός μεταφοράς των δεδομένων, σύμφωνα με το datasheet[20], είναι πάντοτε $f_{clk}/2$. Συνεπώς, με τη χρήση του ρολογιού των 2 MHz, ο PRU0 θα ζητούσε δειγματοληψία από τον PRU1 κάθε 1 μs , ενώ ο βρόχος του PRU1 διαρκούσε περίπου 2 μs ! Το ίδιο φαινόμενο εμφανιζόταν και στην οριακή περίπτωση του ρολογιού με συχνότητα 1 MHz, οπότε το ρολόι υποδιπλασιάστηκε για δεύτερη φορά. Πλέον, ο κώδικας του SAPPHO-PDA χρησιμοποιεί παλμούς ρολογιού των 0.5 MHz και συνεπώς ο ρυθμός των δεδομένων είναι 0.25 MHz.

Πλήθος καρτέ:

Το πλήθος των καρτέ ορίζεται με τον ίδιο τρόπο και στους δύο οδηγούς, διότι δεν περιγράφει κάποιο χαρακτηριστικό του αισθητήρα. Όμως, λόγω του διαφορετικού αριθμού pixels μεταξύ των δύο PDAs, η RAM που απαιτείται για την αποθήκευση ενός καρτέ του TCD1103GFG είναι περίπου 11.72 φορές μεγαλύτερη. Ο χώρος που απαιτείται για την αποθήκευση ενός καρτέ είναι $1500 \text{ pixels} \cdot 2 \text{ bytes/pixel} = 3000 \text{ bytes}$, δηλαδή 3 kB. Συνήθως, λόγω περιορισμένης μνήμης, το μέγιστο όριο της παραμέτρου αυτής είναι τα 69 καρτέ

Χρόνος ολοκλήρωσης:

Σύμφωνα με το φυλλάδιο πληροφοριών της Toshiba[20], ο ελάχιστος χρόνος ολοκλήρωσης είναι τα 10 μs , ενώ δεν αναγράφεται συγκεκριμένος μέγιστος χρόνος ολοκλήρωσης. Και στις δύο μορφές οδήγησης του TCD1103GFG, ο χρόνος αυτός ορίζεται από την περίοδο του σήματος που εφαρμόζεται στον ακροδέκτη SH. Λόγω της ύπαρξης εξωτερικής πηγής φωτός (δίοδος laser) σε κοντινή απόσταση από τον αισθητήρα, ο αισθητήρας ενδέχεται να φτάσει εύκολα σε κορεσμό εάν χρησιμοποιηθούν μεγάλοι χρόνοι ολοκλήρωσης. Ο κύριος κώδικας, ο οποίος αφορά τη λειτουργία ηλεκτρονικού κλείστρου και βρίσκεται στη διακλάδωση «master», υποστηρίζει όλους τους χρόνους ολοκλήρωσης,

όμως η χρήση του αφορά κυρίως χρόνους της τάξης των 10 μ s με 10 ms· αντιθέτως, ο κώδικας της λειτουργίας άμεσης σύλληψης (διακλάδωση «timing_diag_1»), για λόγους που θα αναλυθούν σε επόμενο υποκεφάλαιο, υποστηρίζει χρόνους της τάξης των ms.

Καρέ ανά δευτερόλεπτο:

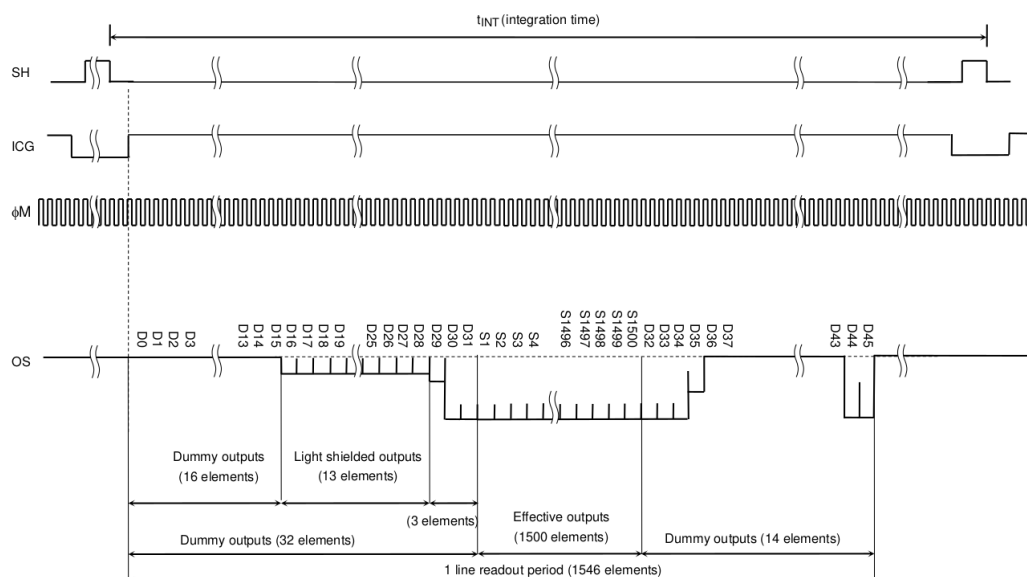
Χρησιμοποιώντας μια ρουτίνα χρονοκαθυστέρησης μετά τη λήξη του κάθε καρέ, δίνεται η δυνατότητα τροποποίησης του ρυθμού λήψης των καρέ. Ο ελάχιστος ρυθμός λήψης των καρέ είναι το ένα καρέ ανά δευτερόλεπτο (1 Hz) ενώ ο μέγιστος ρυθμός λήψης προέρχεται από τον ίδιο χρόνο εκτέλεσης ενός πλήρους κύκλου εάν δεν υπήρχε η ρουτίνα αυτή. Για ρολόι 0.5 MHz, ο μέγιστος ρυθμός λήψης καρέ είναι τα 161.34 Hz. Η τροποποίηση του ρυθμού των καρέ ανεξάρτητα από το χρόνο δειγματοληψίας είναι δυνατή μόνο στη λειτουργία ηλεκτρονικού κλείστρου.

4.2.2 Χρονισμός

Διάγραμμα χρονισμού №1:

Το πρώτο διάγραμμα χρονισμού αφορά τη λειτουργία άμεσης σύλληψης και εξ ορισμού ενδείκνυται κυρίως για μεγάλους χρόνους ολοκλήρωσης. Οι παλμοί SH και ICG παράγονται μία φορά σε κάθε καρέ και ορίζουν την έναρξη και τη λήξη του. Η απόσταση μεταξύ δύο γειτονικών πιπτουσών παρυφών του σήματος SH ορίζει, σε κάθε περίπτωση, το χρόνο ολοκλήρωσης του επόμενου καρέ, ενώ η ανιούσα παρυφή του ICG σηματοδοτεί την έναρξη της δειγματοληψίας. Η λειτουργία αυτή δε χρησιμοποιήθηκε στα πλαίσια αυτής της πτυχιακής εργασίας, όμως αποτελεί μέρος του οδηγού sappho-pda για λόγους πληρότητας.

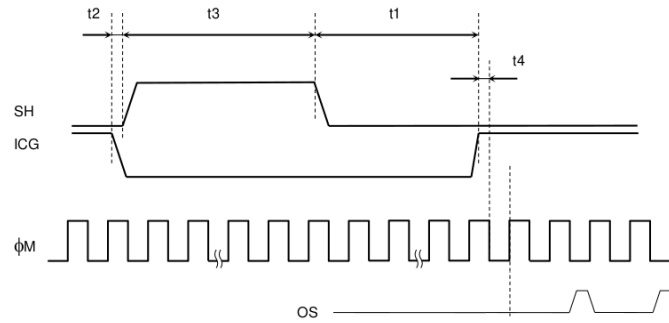
Timing Chart 1



Σχήμα 4.2.5: Το πρώτο διάγραμμα χρονισμού του αισθητήρα (Πηγή: Toshiba, TCD1103GFG Datasheet[20])

Το κάθε δείγμα εφαρμόζεται στην έξοδο (OS) του αισθητήρα κάθε δύο κύκλους ρολογιού (φM), όταν το ρολόι βρίσκεται σε κατάσταση χαμηλού λογικού επιπέδου. Συνεπώς, η δειγματοληψία διαρκεί 2 κύκλους ρολογιού ανά pixel. Θέτοντας το ρολόι (φM)

Timing Requirements



Σχήμα 4.2.6: Λεπτομέρειες χρονισμού όλων των σημάτων στην αρχή του κάθε καρέ (Πηγή: Toshiba, TCD1103GFG Datasheet[20])

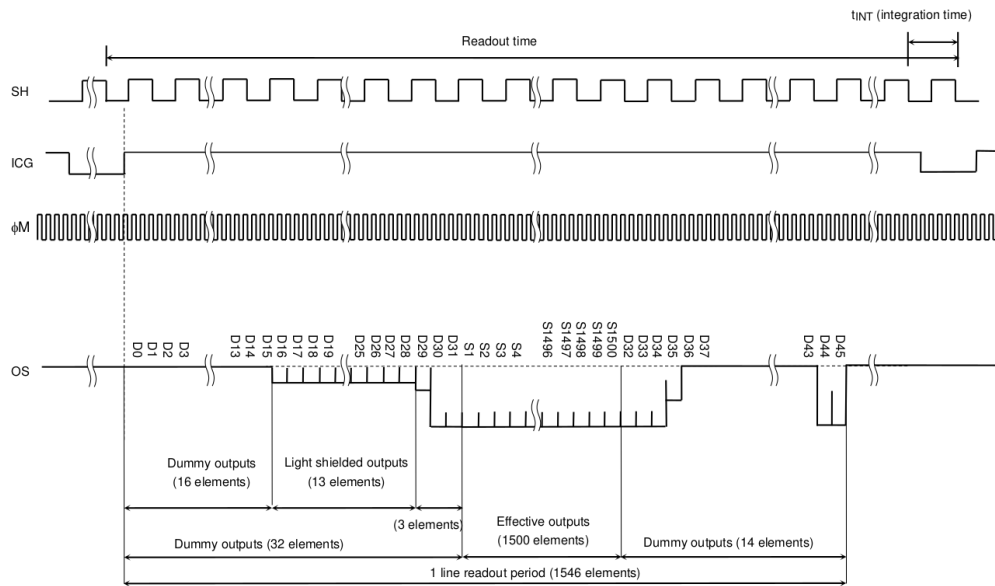
στα 0.5 MHz, ο χρόνος αυτός ισοδυναμεί με 4 μs.

Σύμφωνα με το φυλλάδιο τεχνικών πληροφοριών, τα πρώτα 32 και τα τελευταία 14 δείγματα περιέχουν ανεπιθύμητα δεδομένα, ενώ ενδιάμεσά τους βρίσκονται τα πραγματικά δεδομένα του κάθε pixel. Επομένως, ένας πλήρης κύκλος δειγματοληψίας διαρκεί κατ'ελάχιστον $1546 \cdot 2$ παλμούς φM, δηλαδή 6.1840 ms, περιορίζοντας σε μεγάλο βαθμό την επιλογή του χρόνου ολοκλήρωσης. Παρ' όλα αυτά, η απλότητά του διαγράμματος χρονισμού καθιστά το πρόγραμμα οδήγησης ιδιαίτερα εύκολο στην ανάγνωση, διότι δεν απαιτείται η χρήση επιπλέον υπορουτινών για την παραγωγή πολλών σημάτων ταυτόχρονα. Φυσικά, η περίοδος του SH πρέπει να παραμένει η ίδια σε κάθε καρέ, για την αποφυγή περαιτέρω σφαλμάτων.

Διάγραμμα χρονισμού №2:

Το δεύτερο διάγραμμα χρονισμού αφορά τη λειτουργία ηλεκτρονικού κλείστρου, η οποία χρησιμοποιήθηκε στα πλαίσια αυτής της διπλωματικής εργασίας για τη συλλογή των δειγμάτων. Στη λειτουργία αυτή, το σήμα SH έχει ελάχιστη περίοδο 10 μs και επαναλαμβάνεται περιοδικά σε όλη τη διάρκεια του κάθε καρέ, ενώ το ICG ορίζει την έναρξη και τη λήξη του κάθε καρέ, όπως και στο προηγούμενο διάγραμμα χρονισμού.

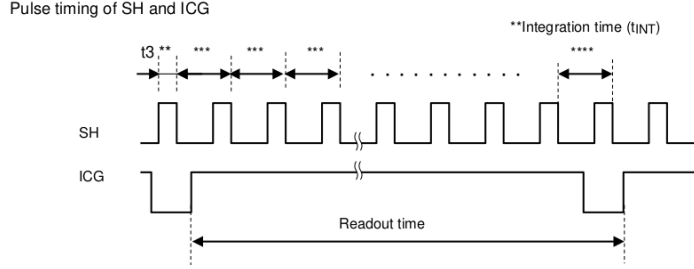
Timing Chart 2 (Use Electronic Shutter Function)



Σχήμα 4.2.7: Το διάγραμμα χρονισμού για τη λειτουργία ηλεκτρονικού κλείστρου (Πηγή: Toshiba, TCD1103GFG Datasheet[20])

Λόγω του πολυπλοκότερου διαγράμματος χρονισμού, αυξήθηκε και η πολυπλοκότητα του ίδιου του προγράμματος. Συγκεκριμένα, τέσσερα από τα οκτώ στάδια της οδήγησης του αισθητήρα ήταν αναγκαία η χρήση τριών υπορουτινών· αντιθέτως, ενώ ο κώδικας που αφορούσε το πρώτο διάγραμμα χρονισμού ολοκλήρωνε το κάθε στάδιο σε μία μόνο υπορουτίνα! Η δυσκολία αυτή προέρχεται κυρίως από την ανάγκη παραγωγής όλων των σημάτων με ακρίβεια ενός κύκλου μηχανής του PRU0, δηλαδή 5 ns, διότι η διάρκεια του κάθε καρτέ είναι τόσο μεγάλη σε σχέση με τη συχνότητα ϕM του PDA που ακόμα και ένα μικροσκοπικό σφάλμα δύναται να μεγεθυνθεί σε βαθμό όμοιας τάξης μεγέθους με την περίοδο του SH, δηλαδή το χρόνο ολοκλήρωσης. Δεν ήταν δυνατή η χρήση κάποιου χρονιστή ή κάποιας αυτόματης αναστροφής ακροδέκτη μέσω διακοπών, διότι τα PRUs έχουν πολύ απλή αρχιτεκτονική και δε διαθέτουν πολλές δυνατότητες, ενώ οι διακοπές που προέρχονται από τον ARM έχουν μικρή πιστότητα στο χρόνο και μεγάλες καθυστερήσεις μεταφοράς, συγκρίσιμες με την ημιπερίοδο του σήματος ϕM . Τονίζεται πως η περίοδος και ο κύκλος λειτουργίας όλων των σημάτων πρέπει να έχουν σταθερές τιμές καθ' όλη τη διάρκεια της δειγματοληψίας.

Use Electronic Shutter



Σχήμα 4.2.8: Λεπτομέρειες χρονισμού για τη λειτουργία ηλεκτρονικού κλείστρου (Πηγή: Toshiba, TCD1103GFG Datasheet[20])

Επιλογές και υπολογισμοί:

Για την απλοποίηση της λογικής του προγράμματος, οι χρόνοι που δεν επηρεάζουν άμεσα τις ρυθμίσεις της δειγματοληψίας επιλέχθηκαν αυθαίρετα, σύμφωνα με τους αποδεκτούς χρόνους που υπάρχουν στο φυλλάδιο τεχνικών πληροφοριών της Toshiba[20]. Συγκεκριμένα, η χρονοκαθυστέρηση μεταξύ της πίπτουσας παρυφής του ICG και της ανιούσας παρυφής του SH (t_2) ορίστηκε στα 1985 ns διότι χρησιμοποιείται για την αποφυγή σφαλμάτων λόγω συνθηκών ανταγωνισμού μεταξύ των δύο σημάτων· το πλάτος του παλμού SH (t_3) ορίστηκε στον έναν κύκλο ρολογιού του αισθητήρα, δηλαδή 2000 ns, ούτως ώστε να απλοποιηθούν οι βρόχοι του προγράμματος που αφορούν την παραγωγή του· το συνολικό πλάτος της χαμηλής κατάστασης του ICG ορίστηκε στους 5 παλμούς ρολογιού, δηλαδή 10000 ns. Αφαιρώντας τους χρόνους t_3 και t_2 από τη διάρκεια αυτό, είναι δυνατή η εύρεση του χρόνου t_1 , δηλαδή της χρονοκαθυστέρησης μεταξύ της πίπτουσας παρυφής του SH και της ανιούσας παρυφής του ICG, στα 6015 ns.

Τέλος, η χρονοκαθυστέρηση μεταξύ της ανιούσας παρυφής του ICG και της επόμενης πίπτουσας παρυφής του ρολογιού φM (t_4) ορίζεται στα 995 ns, δηλαδή έναν κύκλο ρολογιού μείον 5 ns.

Αυτό είναι φυσιολογικό, διότι και στις δύο περιπτώσεις οι εντολές που ελέγχουν τον ακροδέκτη του ρολογιού και τον ακροδέκτη ICG απέχουν έναν κύκλο μηχανής του PRU, δηλαδή 5 ns. Το πρώτο (ανεπιθύμητο) δεδομένο παράγεται 2 περιόδους φM αργότερα. Οι παραπάνω επιλογές ανεβάζουν το συνολικό ελάχιστο χρόνο εκτέλεσης του προγράμματος στους 3099 κύκλους ρολογιού (φM):

$$\begin{aligned} \text{prog_total_cycles} &= \left[(32 + 1500 + 14) \cdot 2 + \left(\frac{(t_1 + t_2 + t_3) \text{ (ns)}}{f_{\phi M}^{-1} \text{ (ns)}} \right) + 2 \right] (T_{\phi M}) \\ &\Rightarrow \text{prog_total_cycles} = (3092 + 5 + 2)(T_{\phi M}) \\ &\Rightarrow \text{prog_total_cycles} = 3099 (T_{\phi M}) \end{aligned}$$

Όπου prog_total_cycles ο ελάχιστος αριθμός κύκλων ρολογιού (φM) σε ένα καρέ, t_i οι χρόνοι που επιλέχθηκαν στην προηγούμενη παράγραφο, και $T_{\phi M}$ μια αυθαίρετη μονάδα μέτρησης χρόνου ίση με μία περίοδο του ρολογιού (φM). Οι προαναφερόμενοι χρόνοι αποτελούν σταθερές του προγράμματος, αντί μεταβλητές, διότι είναι ανεξάρτητες από τις εισόδους που δίνονται από το χρήστη κατά την εκτέλεση του προγράμματος. Οι υπολογισμοί είναι αναγκαίοι σε δύο περιπτώσεις· στον υπολογισμό της μεταβλητής του μετρητή που χρησιμοποιείται για την παραγωγή του σήματος SH και στον αντίστοιχο υπολογισμό για τον επιπλέον χρόνο που απαιτείται για το ρυθμό λήψης των καρέ. Ο

μετρητής που αφορά την περίοδο του SH, δηλαδή το χρόνο ολοκλήρωσης, ορίζεται ως εξής:

$$\text{intgr_delay} = \left\lfloor T_{\text{intgr}} (\mu\text{s}) \cdot \frac{f_{\phi M} (\text{ms}^{-1})}{1000} \right\rfloor (T_{\phi M})$$

$$\Rightarrow \text{intgr_delay} = \lfloor T_{\text{intgr}} (\mu\text{s}) \cdot f_{\phi M} (\mu\text{s}^{-1}) \rfloor (T_{\phi M})$$

Όπου intgr_delay η τιμή της μεταβλητής του μετρητή, T_{intgr} ο χρόνος ολοκλήρωσης που εισάγει ο χρήστης, $f_{\phi M}$ η συχνότητα του σήματος ϕM , και $T_{\phi M}$ μια αυθαίρετη μονάδα μέτρησης ίση με τη διάρκεια μίας περιόδου ϕM . Στο πρόγραμμα του PRU0, ο μετρητής αυτός υποδιπλασιάζεται μέσω ολίσθησης, διότι το πρόγραμμά του εκτελείται κάθε δύο περιόδους ϕM ($T_{2\phi M}$). Άρα είναι:

$$\Rightarrow R_SHtimer = \left\lfloor \frac{T_{\text{intgr}} \cdot f_{\phi M}}{2} \right\rfloor (T_{2\phi M})$$

Αυτός, μάλιστα, είναι και ο λόγος που το πλάτος του SH επιλέχθηκε ώστε να ισούται με ακριβώς έναν κύκλο ρολογιού του αισθητήρα, όπως θα αναλυθεί περαιτέρω στην επόμενη υποενότητα.

Ο επιπλέον χρόνος που απαιτείται για τον έλεγχο του ρυθμού λήψης των καρτέ ορίζεται ως:

$$\text{extra_time} = \left\lfloor \left(\frac{10^6}{\text{fps}} - \frac{10^3 \cdot \text{prog_total_cycles}}{f_{\phi M}} \right) (\mu\text{s}) \cdot \frac{f_{\phi M} (\text{ms}^{-1})}{1000} \right\rfloor (T_{\phi M})$$

$$\Rightarrow \text{extra_time} = \lfloor (t_{\text{actual,frame}} - t_{\text{min,frame}})(\mu\text{s}) \cdot f_{\phi M} (\mu\text{s}^{-1}) \rfloor (T_{\phi M})$$

$$\Rightarrow \text{extra_time} = \lfloor \text{remaining_time} \cdot f_{\phi M} \rfloor (T_{\phi M})$$

Όπου extra_time το όνομα της μεταβλητής που χρησιμοποιείται για την αποθήκευση της τιμής του χρόνου σε μονάδες κύκλων ρολογιού, fps η τιμή των καρτέ ανά δευτερόλεπτο σε μονάδες s^{-1} , prog_total_cycles η τιμή που υπολογίστηκε παραπάνω (3099), $t_{\text{actual,frame}}$ η ζητούμενη συνολική διάρκεια ενός καρτέ σε μικροδευτερόλεπτα, $t_{\text{min,frame}}$ η ελάχιστη διάρκεια ενός καρτέ σε μικροδευτερόλεπτα, και remaining_time μια ψευδο-μεταβλητή που αποθηκεύει τη διαφορά των παραπάνω. Η μεταβλητή του επιπροσθέτου χρόνου υποδιπλασιάζεται εκ νέου στο πρόγραμμα του PRU0, διότι (για παρόμοιους λόγους με την intgr_delay) χρησιμοποιείται κάθε δύο κύκλους ρολογιού, και συνεπώς οι μονάδες μέτρησής της γίνονται $T_{2\phi M}$:

$$R_extratime = \left\lfloor \frac{\text{remaining_time} \cdot f_{\phi M}}{2} \right\rfloor (T_{2\phi M})$$

4.2.3 Δομή και λογική του προγράμματος

Η δομή και η λογική του μεγαλύτερου τμήματος του προγράμματος είναι παρόμοια με εκείνη του βασικού αποθετηρίου (SGK_PDA), με τις περισσότερες διαφορές να σχετίζονται έμμεσα ή άμεσα με την παραγωγή των σημάτων χρονισμού. Συγκεκριμένα, τα αρχεία που αναλύθηκαν στο αντίστοιχο υποκεφάλαιο του SGK_PDA υπάρχουν με τα ίδια ονόματα (αλλά τροποποιημένο περιεχόμενο) και στο SAPPHO-PDA, ενώ έχουν προστεθεί κάποια βοηθητικά «Bash scripts» με σκοπό την ημι-αυτοματοποίηση της εγκατάστασης του οδηγού και την απλοποίηση κάποιων επαναλαμβανόμενων διαδικασιών κατά τη διάρκεια του προγραμματισμού.

Αρχεία κεφαλίδας της C:

Ξεκινώντας από τα αρχεία κεφαλίδας της γλώσσας C, τα `debug.h` και `gpio.h` δε χρειάστηκαν καμία αλλαγή. Στο `pda_drivers.h` οι τιμές κάποιων σταθερών άλλαξαν (πλήθος παραμέτρων οδήγησης, αριθμός pixels, όρια χρόνου ολοκλήρωσης, μονοπάτι του κώδικα των PRUs), ενώ αρκετές από τις υπόλοιπες αφαιρέθηκαν (όρια συχνότητας ρολογιού, σταθερές χρονισμού του προηγούμενου PDA). Οι θέσεις της RAM (offsets) που αφορούν τις τιμές που υπολογίζονται από το κυρίως πρόγραμμα με σκοπό τη χρήση τους από τους καταχωρητές του PRU0 και του PRU1 επίσης άλλαξαν, λόγω των διαφορετικών αναγκών του νέου αισθητήρα. Στο πρόγραμμα `sample_file.h` τροποποιήθηκαν μονάχα το μονοπάτι του φακέλου των δειγμάτων (από SGK_PDA σε sappho-pda) και το όνομα των αρχείων δειγμάτων από «Sample_XXXXX» σε «Sappho_XXXXX», για τον ευκολότερο διαχωρισμό των παλιών και των νέων δειγμάτων, για την αποφυγή σύγχυσης σε περίπτωση παράλληλης ανάλυσης δεδομένων και από τους δύο αισθητήρες στον ίδιο φάκελο. Αντίστοιχα, στο Makefile το όνομα του μεταγλωττισμένου αρχείου άλλαξε από `pda_drivers_exec` σε `sappho_exec` για την αποφυγή σύγχυσης.

Αρχεία πηγαίου κώδικα της C:

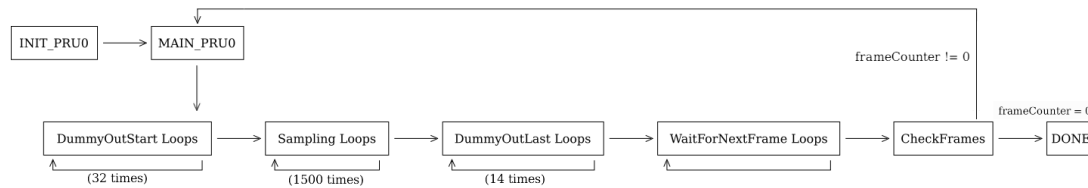
Αντίστοιχα, στα αρχεία πηγαίου κώδικα, οι περισσότερες τροποποιήσεις ήταν λειτουργικές. Στο `debug.c` δεν υπήρξε κάποια αλλαγή. Στο `gpio.c` αφαιρέθηκε προσωρινά η ανάγκη έναρξης της δειγματοληψίας με τη χρήση εξωτερικού πλήκτρου, για ευκολία στη λήψη in-vitro δειγμάτων, όμως είναι δυνατή η επανενεργοποίηση της λειτουργίας αυτής αφαιρώντας από τις συναρτήσεις «Button_Wait_To_Press()» και «Button_Wait_To_Release()» τις δύο γραμμές κώδικα που δίνουν τιμή στη μεταβλητή `button_state`. Προστέθηκε, επίσης, κώδικας που αφορά την οδήγηση του buzzer που περιέχεται στη νέα πλακέτα. Στο `pda_drivers.c` αφαιρέθηκαν οι αχρησιμοποίητες μεταβλητές, προστέθηκαν οι νέες, και έγιναν κάποιες τροποποιήσεις σχετικές με τις παραμέτρους οδήγησης και τη θέση των κοινόχρηστων μεταβλητών στη μνήμη του Beaglebone. Τέλος, στο `sample_file.c` οι μόνες τροποποιήσεις αφορούν την αντιμετώπιση ενός φαινομένου που θα αναλυθεί αργότερα.

Πρόγραμμα PRU0:

Πράγματι, μέχρι αυτό το σημείο οι τροποποιήσεις φαίνονται αρκετά μικρές, διότι το κομμάτι του οδηγού που είναι γραμμένο στη γλώσσα C αφορά κυρίως τη δήλωση σταθερών και τον υπολογισμό μεταβλητών, τη διαχείριση των πόρων του Debian GNU/Linux, και την οργάνωση του κώδικα σε στάδια για τον ευκολότερο έλεγχο σφαλμάτων κατά την έναρξη ή/και λήξη του προγράμματος. Το σημαντικότερο κομμάτι του προγράμματος βρίσκεται στα PRUs, με το PRU0.p να αφορά τη σωστή παραγωγή όλων των σημά-

των χρονισμού και το PRU1.p να ελέγχει τον ADC. Το μεγαλύτερο μέρος του PRU0.p διαγράφηκε και προγραμματίστηκε από την αρχή λόγω των μεγάλων διαφορών μεταξύ των διαγραμμάτων χρονισμού των δύο αισθητήρων.

Το πρόγραμμα του PRU0 χωρίζεται σε οκτώ στάδια· τέσσερα εκ των οποίων περιέχουν



Σχήμα 4.2.9: Τα οκτώ στάδια του προγράμματος του PRU0

τρεις υπορουτίνες, ενώ τα υπόλοιπα αποτελούνται από μία υπορουτίνα. Κατά την εκτέλεση του προγράμματος, η πρώτη υπορουτίνα που εκτελείται είναι η INIT_PRU0, στην οποία αρχικοποιούνται τα λογικά επίπεδα των ακροδεκτών σύμφωνα με το διάγραμμα χρονισμού και δίνονται οι κατάλληλες τιμές στους καταχωρητές που περιέχουν τον αριθμό των pixels, το πλήθος των καρέ, και τους χρόνους που υπολογίστηκαν στο προηγούμενο υποκεφάλαιο και βρισκόταν αποθηκευμένοι στη RAM. Έπειτα, επιβεβαιώνεται πως η εκτέλεση του οδηγού ήταν συγχρονισμένη και επιτυχής και στον κεντρικό επεξεργαστή, και στα δύο PRUs, δημιουργώντας μια αμφίδρομη χειραψία που φέρνει το πρόγραμμα σε παύση μέχρι τη λήξη της. Εφόσον η χειραψία ήταν επιτυχής, το πρόγραμμα ξεκινά την παραγωγή των σημάτων.

Για την ντετερμινιστική παραγωγή κάθε παλμού CLK είναι απαραίτητη η χρήση ρουτινών καθυστέρησης, διότι λόγω της απλής αρχιτεκτονικής[21][22] του PRU δεν υπάρχει η δυνατότητα διακοπής σε «πραγματικό χρόνο», αντίθετα με ολοκληρωμένους μικροελεγκτές όπως ο ATmega32A.[23] Για την απλοποίηση του προγράμματος, χρησιμοποιούνται μακροεντολές για την παραγωγή του παλμού ρολογιού φM. Αυτές είναι:

- η CLOCK_RISING_EDGE, η CLOCK_FALLING_EDGE, με διάρκεια 990 ns η καθεμία, στην αρχή των οποίων η κατάσταση του ακροδέκτη φM αλλάζει λογική κατάσταση είτε από 0 σε 1 (RISING), είτε από 1 σε 0 (FALLING) Τα 10 ns που περισσεύουν για την ολοκλήρωση μιας ημιπεριόδου (1000 ns) του φM χρησιμοποιούνται ώστε να «χωρέσουν» ενδιάμεσα στην κάθε αλλαγή κατάστασης και δύο οποιεσδήποτε άλλες εντολές, χωρίς να αλλάξει η συχνότητα και η περίοδος του παλμού.
- η CLOCK_FIX, η οποία χρησιμοποιείται σε περίπτωση που δεν υπάρχει ανάγκη εκτέλεσης κάποιας χρήσιμης εντολής κατά τη διάρκεια των 10 ns που αναφέρθηκαν στην προηγούμενη κουκκίδα.
- η CLOCK_WAVE, που χρησιμοποιείται για την παραγωγή ενός πλήρους κύκλου ρολογιού
- η CLOCK_FALLING_EDGE_SH, η οποία είναι σχεδόν όμοια με την CLOCK_FALLING_EDGE, με μοναδική διαφορά την «απελευθέρωση» τεσσάρων κύκλων μηχανής του PRU0 μετά τη λήξη της, αντί δύο. Χρησιμοποιείται σε υπορουτίνες που σχετίζονται έμμεσα ή άμεσα με την παραγωγή του παλμού SH, εφόσον είναι αναγκαία η χρήση τριών ή τεσσάρων εντολών μετά τη λήξη της μακροεντολής.

- η `CLOCK_NO_OP_QUARTER_DELAY`, η οποία χρησιμοποιείται για χρονοκαθυστερήσεις με διάρκεια $\frac{T_{\phi M}}{4} - 10$ (μs) κατά τη διάρκεια της πραγματικής δειγματοληψίας.

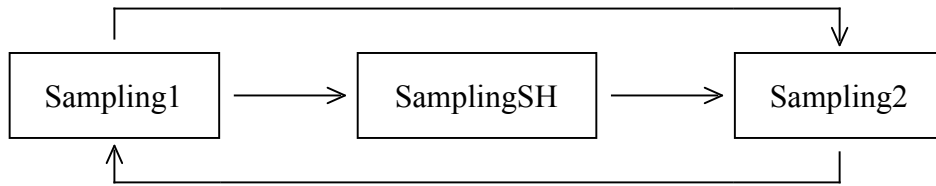
```

1 //CLOCK: 0.5MHz <-> 2000ns
2 .macro CLOCK_RISING_EDGE //clock = 1, then delay 990ns
3   SET CLK
4   MOV Rtemp, 98 //990ns delay
5 DELAY1:
6   SUB Rtemp, Rtemp, 1
7   QBNE DELAY1, Rtemp, 0
8 .endm
9
10 .macro CLOCK_FALLING_EDGE //clock = 0, then delay 990ns
11   CLR CLK
12   MOV Rtemp, 98 //990 ns delay
13 DELAY2:
14   SUB Rtemp, Rtemp, 1
15   QBNE DELAY2, Rtemp, 0
16 .endm
17
18 .macro CLOCK_FIX //add a delay of 10ns between CLOCK_RISING_EDGE AND CLOCK_FALLING_EDGE
19 //this will allow us to fit TWO instructions between clock pulses, if needed, without
   skewing the clock
20   ADD Rdonothing, Rdonothing, 0
21   ADD Rdonothing, Rdonothing, 0
22 .endm
23
24 .macro CLOCK_FALLING_EDGE_SH //clock = 0, then delay 980ns
25   CLR CLK
26   MOV Rtemp, 97 //980 ns delay
27 DELAY3:
28   SUB Rtemp, Rtemp, 1 //This allows us to fit 4 instructions afterwards, rather than 2
29   QBNE DELAY3, Rtemp, 0
30 .endm
31
32 .macro CLOCK_WAVE //a full 0.5MHz wave (2000ns)
33   CLOCK_RISING_EDGE
34   CLOCK_FIX
35   CLOCK_FALLING_EDGE
36   CLOCK_FIX
37 .endm
38
39 .macro CLOCK_NO_OP_QUARTER_DELAY //490 ns delay, no operation
40   MOV Rtemp, 48 //490 ns delay
41 DELAY4:
42   SUB Rtemp, Rtemp, 1
43   QBNE DELAY4, Rtemp, 0
44 .endm
45

```

Πρόγραμμα 4.1: Μακροεντολές του PRU0

Κατά τη λήξη του `INIT_PRU0` παράγονται 5 παλμοί ρολογιού με την `CLOCK_WAVE`. Έπειτα, το πρόγραμμα εισέρχεται στην υπορουτίνα `MAIN_PRU0`, στην οποία παράγεται ο πρώτος παλμός SH και ο παλμός ICG του κάθε καρέ, σύμφωνα με τους χρόνους που επιλέχθηκαν σε προηγούμενο υποκεφάλαιο, και μεταφέρονται (ή επαναμεταφέρονται) οι τιμές της σταθεράς `PIXELS` και των μεταβλητών `extra_time` και `intgr_delay` στους καταχωρητές που χρησιμοποιούνται ως μετρητές αυτών. Στις δύο τελευταίες περιπτώσεις, όπως προαναφέρθηκε, οι μεταβλητές υποδιπλασιάζονται εκ νέου, με τη χρήση της εντολής της λογικής ολίσθησης στα δεξιά (LSR). Σειρά έχουν τα τέσσερα στάδια που αποτελούνται από τρεις υπορουτίνες το καθένα. Και τα τέσσερα αυτά στάδια έχουν την ίδια σχεδόν δομή μεταξύ τους, με μικρές διαφοροποιήσεις. Για το λόγο αυτό, θα περιγραφεί αναλυτικά μόνον το στάδιο της δειγματοληψίας, και έπειτα θα αναφερθούν περιληπτικά οι διαφοροποιήσεις στα άλλα τρία στάδια. Εν γένει, οι τρεις υπορουτίνες



Σχήμα 4.2.10: Διάγραμμα διασύνδεσης υπορουτινών σε ένα στάδιο

του κάθε σταδίου ονομάζονται «1», «2», και «SH».

Η υπορουτίνα 1 του σταδίου δειγματοληψίας ξεκινά με την παραγωγή της θετικής ημιπεριόδου του φΜ. Στις δύο εντολές που απομένουν από τη μακροεντολή, ο μετρητής του χρόνου ολοκλήρωσης μειώνεται κατά 1 και ελέγχεται η τιμή του. Εάν η τιμή του δεν είναι ίση με μηδέν, το πρόγραμμα παραμένει στην υπορουτίνα «SamplingLoop1», ολοκληρώνει τον παλμό φΜ, και ξεκινά δεύτερο παλμό. Περίπου στα μέσα της θετικής ημιπεριόδου του δεύτερου παλμού, το PRU0 αλλάζει την τιμή ενός bit του (κοινόχρηστου με το PRU1) καταχωρητή R31, το οποίο χρησιμοποιείται από το PRU1 για την έναρξη της δειγματοληψίας. Επιλέγεται το εν λόγω σημείο του φΜ διότι, για λόγους που αναφέρθηκαν παραπάνω, υπάρχει μεγάλη χρονοκαθυστέρηση στις διακοπές. Στην περίπτωση της δειγματοληψίας, ο χρόνος αυτός αντιστοιχεί σε περίπου μία ημιπερίοδο του ρολογιού φΜ του αισθητήρα.

Μετά τη λήξη της δεύτερης θετικής ημιπεριόδου, το πρόγραμμα εισέρχεται στην υπορουτίνα «SamplingLoop2», η οποία ολοκληρώνει τον παλμό, αφαιρεί 1 από το μετρητή των pixels, μηδενίζει τον ακροδέκτη SH ανεξαρτήτως από την προηγούμενη τιμή του, και ελέγχει αν ο μετρητής των pixels έχει μηδενίσει. Όταν ο μετρητής μηδενίσει, το πρόγραμμα περνάει στο επόμενο στάδιο. Εναλλακτικά, επιστρέφει στην υπορουτίνα «SamplingLoop1».

Τέλος, όταν ο μετρητής του χρόνου ολοκλήρωσης μηδενίζει, το πρόγραμμα πηγαίνει στην υπορουτίνα «SamplingLoopSH», η οποία εκτελεί την ίδια σχεδόν διαδικασία, προσθέτοντας, όμως, την εντολή SET SH σε κατάλληλο σημείο ούτως ώστε όταν το πρόγραμμα επαναμεταφερθεί στην «SamplingLoop2» και ο ακροδέκτης SH μηδενιστεί, ο παλμός SH να έχει τη διάρκεια t_3 που ορίστηκε προηγουμένως.

```

1 [...]
2
3 SamplingLoop1:
4     CLOCK_RISING_EDGE
5     SUB Rshcntr, Rshcntr, 1
6     QBEQ SamplingLoopSH, Rshcntr, 0
7     CLOCK_FALLING_EDGE
8     CLOCK_FIX
9     SET CLK //we sample every two CLK pulses
10    CLOCK_NO_OP_QUARTER_DELAY
11    MOV r31, 32 | 2 //"interrupt" PRU1 -> Request interrupt
12    CLOCK_NO_OP_QUARTER_DELAY
13    MOV Rrandom, 14 //Load the value of 14 pseudopixels for the DummyOutLast loops. Yes
    , this will run 1500 times, but there is no room to put it elsewhere without
    skewing the clock or overcomplicating the code even more
14    CLOCK_FIX
15
16 SamplingLoop2:
17    CLOCK_FALLING_EDGE_SH //similarly to DummyOutStart2, 1500 loops for 1500 pixels
18    ADD Rdonothing, Rdonothing, 0

```

```

19 SUB Rpixelscntr, Rpixelscntr, 1
20 CLR SH
21 QBNE SamplingLoop1, Rpixelscntr, 0
22
23 [...]
24
25 SamplingLoopSH:
26 CLOCK_FALLING_EDGE_SH
27 ADD Rdonothing, Rdonothing, 0
28 MOV Rshcntr, Rshtimer //reset SH counter
29 SET SH
30 LSR Rshcntr, Rshcntr, 1 //divide SH counter by 2
31
32 SET CLK //we sample every two CLK pulses
33 CLOCK_NO_OP_QUARTER_DELAY
34 MOV r31, 32 | 2 //interrupt PRU1 -> Request interrupt
35 CLOCK_NO_OP_QUARTER_DELAY
36 CLOCK_FIX
37 JMP SamplingLoop2 //1000ns since SH

```

Πρόγραμμα 4.2: Ο κώδικας του σταδίου της δειγματοληψίας

Στα υπόλοιπα στάδια, η δειγματοληψία αντικαθίσταται με μια κανονική ημιπερίοδο του ρολογιού, ενώ ο μετρητής των pixels αντικαθίσταται είτε από έναν μετρητή παλμών που αντιστοιχούν στα ανεπιθύμητα δεδομένα που απεικονίζονται στο διάγραμμα χρονισμού (DummyOutStart, DummyOutLast), είτε από το μετρητή που είναι υπεύθυνος για τη χρονοκαθυστέρηση που αφορά το ρυθμό λήψης των καρτέ. Κατά τη διάρκεια της τελευταίας επανάληψης του σταδίου WaitForNextFrame γίνεται έλεγχος ούτως ώστε τα σήματα φΜ και SH να παραμείνουν περιοδικά. Έπειτα, στη ρουτίνα CheckFrames, ο μετρητής των καρτέ μειώνεται κατά 1. Στο μηδενισμό του, ο μικροελεγκτής στέλνει το σήμα λήξης του στον κεντρικό επεξεργαστή, και έπειτα αυτο-απενεργοποιείται. Σε κάθε άλλη περίπτωση, το πρόγραμμα επιστρέφει στο στάδιο MAIN_PRU0 και επαναλαμβάνει όλες τις διαδικασίες.

Σημειώνεται πως οι μικροελεγκτές PRU δε διαθέτουν την οδηγία NOP[21], και αντί αυτής, χρησιμοποιείται η επανειλημμένη πρόσθεση του αριθμού μηδέν σε έναν αχρησιμοποίητο καταχωρητή.

Πρόγραμμα PRU1:

Στο πρόγραμμα PRU1, οι μόνες αλλαγές ήταν η τροποποίηση της θέσης κάποιων μεταβλητών στη RAM λόγω αντίστοιχης τροποποίησης στο κυρίως πρόγραμμα, και η μείωση του SlewRateDelay από τα 155 ns στα 90 ns. Δεν ήταν δυνατή κάποια περαιτέρω τροποποίηση, αφ' ενός λόγω της έλλειψης λεπτομερών σχολίων σε αρκετά σημεία και αφ' ετέρου λόγω της μη-αιτιοκρατικής φύσης του προγράμματος.

Device Tree Overlay:

Τα αρχεία DTO χρησιμοποιούνται από το Beaglebone για τη δήλωση των διαθέσιμων ακροδεκτών, καθώς και τη ρύθμιση της λειτουργίας αυτών.[4] Δυστυχώς πρόκειται για ένα αρκετά περίπλοκο αρχείο, το οποίο αφ' ενός απαιτεί αρκετή έρευνα ακόμα και για την πιο απλή τροποποίησή του, και αφ' ετέρου, αρκετές από τις πληροφορίες που υπάρχουν στο διαδίκτυο είναι αντιφατικές. Χρησιμοποιήθηκε ως βάση το αρχείο DTO του SGK_PDA, το οποίο, με τη μέθοδο της αντίστροφης μηχανικής, τροποποιήθηκε ώστε να προστεθεί και ένας επιπλέον ακροδέκτης· ο ακροδέκτης ICG.

```

1 /*
2 ====ORIGINAL AUTHOR====
3 *Stratos Gkagkanis
4 *Thesis Project:
5 *"Fabrication of a photodiode sensor system using the Beaglebone

```

```

6  *microcomputer for use in non-invasive biomedical sensors."
7  *Complete Device Tree Overlay file.
8
9  ====EDITOR====
10 *Ourania J. Banti
11 *Thesis: "Scattering measurements with the Beaglebone microcomputer for portable
    biomedical sensors"
12 *Hardware: TSC-ADC Module, PRU0, PRU1.
13 *I/O: AINO (AO), GPIO3_19 (CLK), GPIO3_21 (SH), GPIO1_13 (DEBUG), GPIO 3_16 (ICG)
14 */
15
16 /dts-v1/;
17 /plugin/;
18
19 /{
20     compatible = "ti,beaglebone", "ti,beaglebone-black";
21     part-number = "sappho-pda";
22     version = "00A0";
23
24     exclusive-use =
25
26     [...]
27         //P9 Header
28         "P9.25", //SH Pin (GPIO3_21 // GPIO 117)
29         "gpio3_21",
30         "P9.27", //Clock Generator Pin phiM (GPIO3_19 // GPIO 115)
31         "gpio3_19",
32         "P9.39", //AIN0 Pin
33         "AIN0",
34         "P9.30", //ICG Pin (GPIO3_16 // GPIO 112)
35         "gpio3_16",
36
37         //Hardware
38         "pru0", //PRU0
39         "pru1"; //PRU1
40
41     [...]
42
43     fragment@0{
44         target = &am33xx_pinmux;
45         __overlay__ {
46             pru_pru_pins: sappho_pda_pru_pins {
47                 pinctrl-single,pins = <
48                     0x1ac 0x05 // P9_25 pr1_pru0_pru_r30_7, MODE5 | OUT_PD | PRU0 - SH
49                     0x1a4 0x05 // P9_27 pr1_pru0_pru_r30_5, MODE5 | OUT_PD | PRU0 - CLK
50                     0x198 0x05 // P9_30 pr1_pru0_pru_r30_9 MODE5 | OUT_PD | PRU0 - ICG
51                     0x084 0x05 // P8_20 pr1_pru1_pru_r30_13, MODE5 | OUT_PD | PRU1 - DEBUG
52                 >;
53             };
54         };
55     };
56
57     fragment@1 {
58         target = &pruss;
59         __overlay__ {
60             status = "okay";
61             pinctrl-names = "default";
62             pinctrl-0 = <&pru_pru_pins>;
63             SAPPHO_pins{
64                 pin-names = "pin319","pin321","pin131","pin316";
65                 gpios = <&gpio3 17 0
66                     &gpio3 15 0
67                     &gpio1 63 0
68                     &gpio3 12 0
69                 >;
70             };
71         };
72     };
73
74     [...]
75

```

Πρόγραμμα 4.3: Τμήμα του Device Tree Overlay

Στοιχεία της μορφής $Pn.xy$, όπου $n = 8$ ή $n = 9$, και x,y ακέραιοι αριθμοί, αναφέρονται στη φυσική θέση του ακροδέκτη επάνω στο Beaglebone με την P9 να αφορά τη θύρα που βρίσκεται στη μεριά με τον ακροδέκτη τροφοδοσίας των 5V και τη θύρα USB. Οι αριθμοί xy συμβολίζουν τον αύξων αριθμό του ακροδέκτη στην εν λόγω θύρα, σύμφωνα με το βοήθημα που είναι τυπωμένο επάνω στην πλακέτα. Η συμβολοσειρά `gpioA_XY` αναφέρεται στη στήλη του «mode7» που βρίσκεται στον κατάλογο των ακροδεκτών[24], ενώ η συμβολοσειρά `GPIO UVW` αναφέρεται στον αριθμό του GPIO όπως αναφέρεται στον ίδιο κατάλογο.[24]

Ο δεκαεξαδικός αριθμός τριών ψηφίων στο τμήμα `fragment@0` αναφέρεται στο offset του ακροδέκτη στον κατάλογο [24], ενώ ο διψήφιος δεκαεξαδικός χρησιμοποιείται για τον έλεγχο της λειτουργίας του εν λόγω ακροδέκτη, όπως την ενεργοποίηση αντίστασης πρόσδεσης σε υψηλή ή χαμηλή στάθμη, όπως αναφέρεται στον κατάλογο της θύρας P9[25].

Ο δείκτης `&gpioA VU 0` είναι ελαφρώς πιο περίπλοκος. Το στοιχείο A είναι όμοιο με το αντίστοιχο στοιχείο της συμβολοσειράς `gpioA_XY`, όμως οι αριθμοί VU ορίζονται ως τα τελευταία δύο ψηφία της συμβολοσειράς `GPIO UVW`. Τέλος, η συμβολοσειρά `pinAXY` ορίζεται με τα ίδια ψηφία με την `gpioA_XY`, με την ίδια σειρά.

Αναφέρεται, για λόγους πληρότητας, πως το αρχείο DTO του οδηγού SAPPHO-PDA είναι οπισθόδρομα-συμβατό με τον οδηγό SGK_PDA, και συνεπώς δεν υπάρχει ανάγκη επανεκκίνησης του μικροϋπολογιστή ή/και αλλαγής του Device Tree Overlay για την εκτέλεση των δύο οδηγών.

Βοηθητικά προγράμματα Bash:

Προστέθηκαν μερικά βοηθητικά προγράμματα Bash για τη διευκόλυνση της εγκατάστασης του οδηγού. Τα προγράμματα αυτά θα περιγραφούν σε επόμενο κεφάλαιο.

4.2.4 Προγραμματισμός και αποσφαλμάτωση

Η αποσφαλμάτωση προγραμμάτων στο Beaglebone, σε αρκετές περιπτώσεις δεν ήταν ιδιαίτερα απλή. Κατά τη διάρκεια των πρώτων μηνών της διπλωματικής εργασίας έγιναν δοκιμές με τις γλώσσες που διαθέτουν βιβλιοθήκες για την ευκολότερη διαχείριση του Beaglebone, δηλαδή την Python σε συνδυασμό με τη βιβλιοθήκη «BBIO» της εταιρίας Adafruit[26] και τη Node.js σε συνδυασμό με τη βιβλιοθήκη BoneScript[27], για την καλύτερη εξοικείωση των συγγραφέων με το Beaglebone. Παρόλο που οι εν λόγω βιβλιοθήκες δημιουργήθηκαν με σκοπό την απλοποίηση της διαδικασίας του προγραμματισμού του μικροϋπολογιστή, στην πράξη δημιουργούσαν νέα προβλήματα.

Στην περίπτωση της BoneScript, η οποία υποστηρίζεται «εγγενώς» από το Beaglebone μέσω του Cloud9 IDE[27], αποδείχθηκε πως ήταν αδύνατο για το μικροϋπολογιστή να εκτελέσει προγράμματα με κάποια πολυπλοκότητα, διότι η Node.js γέμιζε ολόκληρη τη μνήμη του Beaglebone πριν την ολοκλήρωση της εκτέλεσης του κώδικα, ενώ επίσης, η ασύγχρονη φύση της γλώσσας δεν ήταν συμβατή με τις ανάγκες του οδηγού. Η Python

αποδείχθηκε επίσης μη-συμβατή με τις ανάγκες του οδηγού, ενώ επιπροσθέτως αντιμετώπιζε προβλήματα τα οποία λόγω διαφορετικών εκδόσεων του Linux kernel, του Debian GNU/Linux, και της Python, δεν ήταν δυνατόν να λυθούν. Ένα πρώτο σχέδιο ήταν η χρήση των ακροδεκτών PWM για την παραγωγή των παλμών του ακροδέκτη φΜ, με σκοπό την απλοποίηση του προγράμματος του PRU0 σε πολύ μεγάλο βαθμό. Το σχέδιο αυτό δυστυχώς δε λειτούργησε.

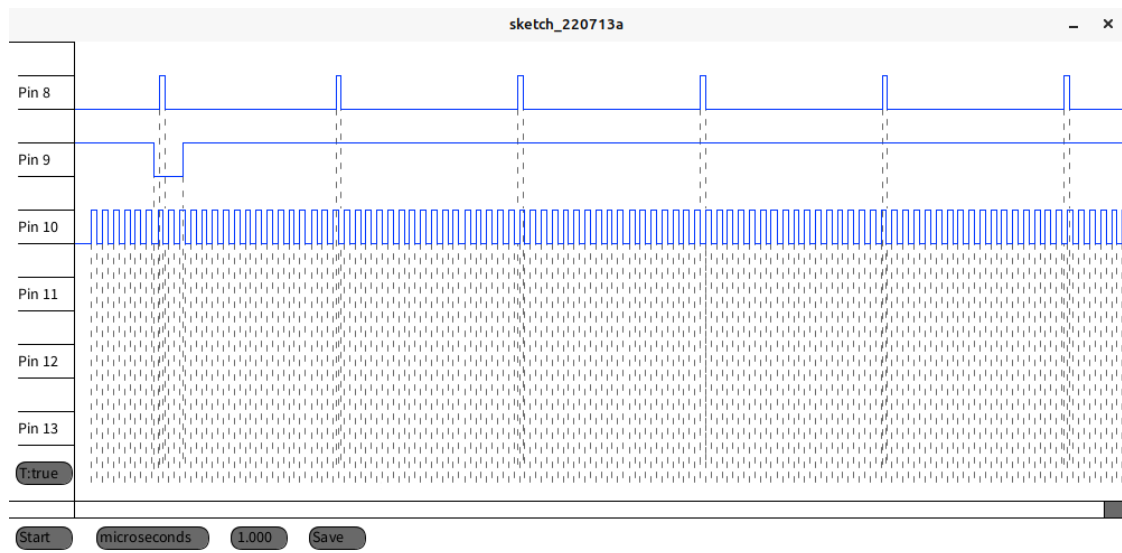
Έχοντας αποκλείσει το BoneScript και την Python, η επόμενη επιλογή ήταν η χρήση γλωσσών χαμηλότερου επιπέδου, δηλαδή η C και η Assembly, όπως χρησιμοποιήθηκαν και στο SGK_PDA. Λόγω της απενεργοποίησης της θύρας HDMI από τον οδηγό, ήταν αδύνατη η ενσύρματη χρήση εξωτερικής οθόνης για τον τοπικό προγραμματισμό στο ίδιο το Beaglebone. Η χρήση του ενός τοπικού διακομιστή VNC για την ασύρματη μεταφορά εικόνας αφ' ενός ήταν ιδιαίτερα αργή, και αφ' ετέρου εμφάνιζε προβληματική συμπεριφορά κατά τη χρήση του πληκτρολογίου. Οι επόμενες δύο εναλλακτικές ήταν ο τοπικός προγραμματισμός μέσω SSH, με τη χρήση κάποιου απλού επεξεργαστή κειμένου, όπως το GNU Nano και το Vim, και ο απομακρυσμένος προγραμματισμός με οποιοδήποτε εργαλείο επιθυμεί ο προγραμματιστής. Επιλέχθηκε ένας συνδυασμός των δύο τελευταίων επιλογών, χρησιμοποιώντας τον επεξεργαστή κειμένου «GNU Nano» και το ολοκληρωμένο περιβάλλον ανάπτυξης «Visual Studio Code» λόγω προσωπικής προτίμησης του συγγραφέα.

Συνεπώς, η αποσφαλμάτωση αποτελούνταν από τέσσερα βασικά τμήματα:

- Τα σφάλματα και τις προειδοποιήσεις του μεταγλωττιστή GCC και του συμβολομεταφραστή PASM κατά τη διάρκεια της μετάφρασης του κώδικα σε γλώσσα μηχανής, για την εύρεση συντακτικών λαθών
- Τη χρήση εντολών `printf()` για την ανακοίνωση της ολοκλήρωσης κάποιας διαδικασίας, με σκοπό την εύρεση σφαλμάτων στα διάφορα στάδια του κώδικα C
- Τη χρήση λογικών αναλυτών και άλλων ψηφιακών συστημάτων για την αποσφαλμάτωση του κώδικα του PRU0 και PRU1
- Τη λεπτομερή επεξήγηση του προβλήματος, αλλά και της κάθε εντολής του κώδικα, σειριακά, μέσω ανθρώπινης γλώσσας, σε κάποιο άβιο αντικείμενο, με σκοπό την εύρεση εσφαλμένης λογικής (μέθοδος «rubberducking»)[28]

Η πρώτη απόπειρα αποσφαλμάτωσης έγινε με τη χρήση ενός Arduino Uno ως μετρητή χρόνου μέσω της λειτουργίας σύλληψης[23][29]. Τα αποτελέσματα αυτά ήταν ικανοποιητικά μόνο για τους παλμούς SH και ICG, λόγω της μικρής συχνότητάς τους σε σχέση με τη συχνότητα του κρυστάλλου των 16 MHz του Arduino. Για λόγους που δεν αφορούν άμεσα τη συγκεκριμένη πτυχιακή[23], τα αποτελέσματα αυτά δεν ήταν πλήρως έμπιστα, καθώς υπήρχαν μικρές διακυμάνσεις μεταξύ των μετρήσεων. Έπειτα, χρησιμοποιήθηκε η βιβλιοθήκη `logic-analyser`[30] για τη μετατροπή του Arduino σε λογικό αναλυτή. Δυστυχώς, για παρεμφερείς λόγους, οι μετρήσεις δεν ήταν έμπιστες, και παρατηρήθηκαν φαινόμενα επικάλυψης. Τελικά, χρησιμοποιήθηκε ο λογικός αναλυτής «Tektronix TLA 612» του εργαστηρίου Μικροελεγκτών του τμήματος Μηχ. Αυτοματισμού. Ο πίνακας των σφαλμάτων χρονισμού σύμφωνα με τον TLA 612 βρίσκεται στο παράρτημα Β στις τελευταίες σελίδες της πτυχιακής εργασίας.

Το τελευταίο κομμάτι της αποσφαλμάτωσης αφορούσε αποκλειστικά το αρχείο `sample_`



Σχήμα 4.2.11: Αποσφαλάτωση των σημάτων χρονισμού (SH, ICH, φM) χρησιμοποιώντας ένα Arduino Uno ως λογικό αναλυτή (υπερτιθέμενα σήματα)

file.c που αναφέρθηκε προηγουμένως. Συγκεκριμένα, μετά την πρώτη ανάλυση των δειγμάτων, παρατηρήθηκε πως το πρώτο καρέ κάθε μέτρησης περιείχε ανεπιθύμητα δεδομένα. Για την αντιμετώπιση αυτού του προβλήματος, η πρώτη δοκιμή έγινε μέσω του προγράμματος του PRU0, όπου προστέθηκε μια υπορουτίνα διάρκειας ενός καρέ, η οποία δεν περιείχε δειγματοληψία. Το πρόβλημα, όμως, πλέον παρουσιαζόταν στο δεύτερο καρέ, δηλαδή το πρώτο «πραγματικό» δείγμα. Οι συγγραφείς υπέθεσαν πως το φαινόμενο αυτό οφείλεται στην κατάσταση υψηλής αντίστασης του ακροδέκτη ADC όταν δεν πραγματοποιείται πραγματική δειγματοληψία. Συνεπώς, στο πρόγραμμα του PRU1 γράφτηκε μια υπορουτίνα η οποία επέγραφε τα δεδομένα του δεύτερου καρέ στις θέσεις της μνήμης που αντιστοιχούσαν στα δεδομένα του πρώτου καρέ, του τρίτου καρέ στις θέσεις μνήμης που αντιστοιχούσαν στα δεδομένα του δεύτερου, και ούτω καθ' εξής. Δυστυχώς, σε οποιαδήποτε υλοποίηση της παραπάνω ιδέας, ο PRU1 αρνούνταν να ολοκληρώσει τη χειραψία που απαιτείται για τη λήξη του προγράμματος και την εγγραφή των δεδομένων σε αρχείο δειγμάτων. Συνεπώς, η λύση που χρησιμοποιήθηκε ήταν απλώς να αγνοούνται οι πρώτες 1500 λέξεις της μνήμης κατά την εγγραφή των δειγμάτων στο εκάστοτε αρχείο.

4.3 Debian GNU/Linux

Και οι δύο οδηγοί είναι βασισμένοι στο λειτουργικό σύστημα GNU/Linux, και συγκεκριμένα στη διανομή Debian. Το Debian GNU/Linux είναι ένα πλήρως «Ελεύθερο και Ανοιχτού Κώδικα» (FOSS)[31] λειτουργικό σύστημα το οποίο βασίζεται στον πυρήνα Linux[32] και σε μεγάλο αριθμό πακέτων λογισμικού του GNU Project[33]. Το Debian είναι μια από τις πιο «δημοφιλείς» διανομές GNU/Linux[31], και αποτελεί την προτεινόμενη διανομή GNU/Linux για τους μικροϋπολογιστές Beaglebone[34].

Για λόγους ταυτόχρονης συμβατότητας με τον οδηγό SGK_PDA χωρίς αλλαγή της κάρτας SD ή επανεγκατάσταση του λειτουργικού συστήματος σε αυτή, επιλέχθηκε η χρήση της έκδοσης «Debian 8.7 2017-03-19 4GB SD IoT», η οποία διατίθεται και επίσημα στην ιστοσελίδα του Beaglebone, στην κατηγορία «Older Debian images».[34].

4.3.1 Εγκατάσταση του Debian GNU/Linux

Η διαδικασία της εγκατάστασης του Debian GNU/Linux στο Beaglebone είναι αρκετά απλή. Για την αυτοματοποίηση της εγκατάστασης, η Texas Instruments προτείνει τη λήψη του εργαλείου «BalenaEtcher».[35] Εφόσον έχει ολοκληρωθεί η λήψη του λειτουργικού συστήματος και του BalenaEtcher, η κάρτα SD που θα χρησιμοποιηθεί για την εγκατάσταση του Debian πρέπει να συνδεθεί στον υπολογιστή. Εάν ο υπολογιστής του χρήστη δε διαθέτει θύρα κάρτας SD, είναι δυνατή η χρήση κάποιου μετατροπέα USB για τη μεταφορά των δεδομένων. Έπειτα, μέσα από το περιβάλλον του BalenaEtcher, επιλέγεται το αρχείο .img του Debian και η κάρτα SD. Μέσω του πλήκτρου «Flash!» η εγκατάσταση ξεκινά, και ενδέχεται να διαρκέσει μερικά λεπτά.[35]

Στο σημείο αυτό, η κάρτα SD τοποθετείται στο Beaglebone και, μέσω του καλωδίου USB του, το Beaglebone συνδέεται στον προσωπικό υπολογιστή του χρήστη. Μερικά δευτερόλεπτα μετά τη σύνδεση, ο υπολογιστής εντοπίζει το Beaglebone και εμφανίζει το ανάλογο μήνυμα. Όταν το Beaglebone είναι συνδεδεμένο στον Η/Υ μέσω της θύρας USB, δημιουργείται δίκτυο μεταξύ των δύο συσκευών. Ο Η/Υ δρα ως δρομολογητής και έχει τη διεύθυνση IP «192.168.6.1» ή «192.168.7.1», και ο μικροϋπολογιστής Beaglebone έχει διεύθυνση IP «192.168.6.2» ή «192.168.7.2». Η διαφοροποίηση μεταξύ των δύο περιπτώσεων οφείλεται κυρίως στο λειτουργικό σύστημα του Η/Υ. Στην περίπτωση των συγγραφέων, οι οποίοι χρησιμοποιούν λειτουργικά συστήματα βασισμένα στο Debian GNU/Linux (LMDE και Ubuntu), καθώς και στην περίπτωση του κ. Γκαγκάνη[4], ο οποίος χρησιμοποιούσε ως λειτουργικό σύστημα το Windows, οι διευθύνσεις αυτές είχαν το ψηφίο «7» στην τρίτη οκτάδα της διεύθυνσης.

Η σύνδεση στο Beaglebone γίνεται απευθείας μέσω κάποιου τερματικού, όπως το «GNOME Terminal» ή το «Konsole» στο GNU/Linux και το «Powershell» ή το «cmd» στο Windows, χρησιμοποιώντας την εντολή `ssh debian@192.168.7.2`.

4.3.2 Ρυθμίσεις για ασφαλή εξ αποστάσεως χρήση μέσω SSH

Η χρήση του Beaglebone γίνεται εξ ολοκλήρου μέσω τερματικού, και συγκεκριμένα, μέσω του πρωτοκόλλου SSH (Secure Shell). Λόγω της πανδημίας COVID-19, αφ' ενός έγινε αντιληπτή η ανάγκη της εξ αποστάσεως παροχής υπηρεσιών², και αφ' ετέρου, σημαντικό τμήμα της πτυχιακής εργασίας ήταν αναγκαίο να γίνει με εξ αποστάσεως χρήση του Beaglebone, διότι κατά τους πρώτους μήνες της συγγραφής της εν λόγω εργασίας οι δύο συγγραφείς είχαν στη διάθεσή τους μόνο ένα Beaglebone. Συνεπώς έγιναν κάποιες ρυθμίσεις ασφαλείας για την ασφαλή εξ αποστάσεως χρήση του Beaglebone μέσω SSH.

Μια σημαντική τροποποίηση είναι η αλλαγή του συνθηματικού. Το αρχικό όνομα χρήστη είναι «debian» και το συνθηματικό του λογαριασμού του είναι «temprrwd». Εάν οποιοσδήποτε κακόβουλος χρήστης επιθυμούσε να αποκτήσει πρόσβαση στο Beaglebone, αυτή θα ήταν μια από τις πρώτες δοκιμές που θα έκανε, διότι πρόκειται για ένα σύνηθες ψευδώνυμο με γνωστό κωδικό. Μάλιστα, υπάρχουν κακόβουλοι χρήστες οι οποίοι εκτελούν αυτοματοποιημένες απόπειρες τέτοιου τύπου σε όλες τις διευθύνσεις. Οι απόπειρες αυτές αποθηκεύονται σε διάφορα αρχεία καταγραφής του Debian. Χρησιμοποιώντας την παρακάτω εντολή, είναι δυνατή η εκτύπωση αυτών με φθίνουσα ταξινόμηση κατά τη συχνότητα εμφάνισής τους:

²π.χ. λόγω ιατρικής απομόνωσης σε περίπτωση πιθανού ή επιβεβαιωμένου κρούσματος της ασθένειας


```
sudo lastb | awk '{print $1}' | sort | uniq -c | sort -nr
```

Η αλλαγή του κωδικού, εφόσον είναι επιθυμητή, μπορεί να γίνει με την εντολή `passwd`.

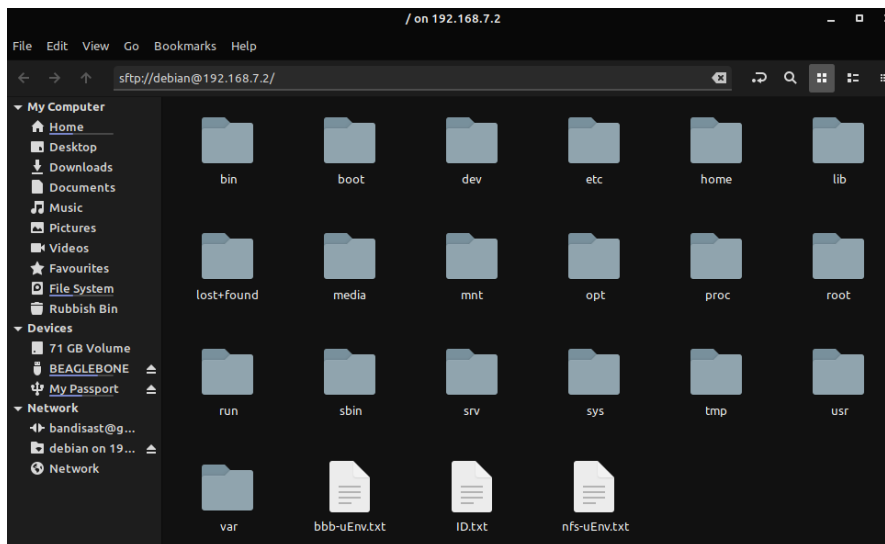
Έπειτα, ένα σημαντικό βήμα είναι η επεξεργασία του αρχείου `config` του SSH. Για το βήμα αυτό, ο χρήστης θα πρέπει να διαθέτει ένα κλειδί RSA για χρήση μέσω SSH. Εάν ο χρήστης δε διαθέτει ήδη ένα τέτοιο κλειδί, μπορεί να δημιουργήσει ένα με την εντολή `ssh-keygen -t rsa -b 4096`. Το κλειδί αυτό αποθηκεύεται στον κατάλογο «home» του χρήστη και αποτελείται από δύο μέρη: το `id_rsa` και το `id_rsa.pub`. Το πρώτο αρχείο αποτελεί το «ιδιωτικό κλειδί», και είναι απόρρητο. Δηλαδή, ο χρήστης δεν πρέπει να μοιραστεί το περιεχόμενο του συγκεκριμένου αρχείου ποτέ. Το αρχείο `.pub` αποτελεί το δημόσιο κλειδί, το οποίο θα πρέπει να τοποθετηθεί στο αρχείο `~/.ssh/authorized_keys` στο Beaglebone. Εάν το αρχείο αυτό δεν υπάρχει, μπορεί να δημιουργηθεί χειροκίνητα με την εντολή `sudoedit ~/.ssh/authorized_keys`³. Μέσω αντιγραφής και επικόλλησης, το περιεχόμενο του αρχείου `.pub` τοποθετείται εντός του `authorized_keys`. Για να αποθηκευτεί το αρχείο, χρησιμοποιείται ο συνδυασμός πλήκτρων «Ctrl+O», και έπειτα το πλήκτρο «Enter».

Εφόσον το βήμα αυτό έχει ολοκληρωθεί, μπορεί να απενεργοποιηθεί η δυνατότητα σύνδεσης στο Beaglebone μέσω κωδικού, και να ενεργοποιηθεί η σύνδεση στο Beaglebone μέσω επαλήθευσης δημοσίου κλειδιού, καθώς και κάποιες άλλες ρυθμίσεις ασφαλείας. Έτσι, θα είναι αδύνατη η σύνδεση στο Beaglebone για οποιονδήποτε δεν έχει το δημόσιο κλειδί του στο παραπάνω αρχείο, και συνεπώς η σύνδεση στο διαδίκτυο θα είναι πολύ πιο ασφαλής. **ΠΡΟΣΟΧΗ!** Εάν όλοι οι χρήστες χάσουν το κλειδί τους, η σύνδεση στο Beaglebone θα είναι αδύνατη, και θα πρέπει να γίνει επανεγκατάσταση του Debian. Μέσω της εντολής `nano /etc/ssh/sshd_config`, ο χρήστης αποκτά πρόσβαση στο αρχείο ρυθμίσεων του SSH, και τροποποιεί τις παρακάτω ρυθμίσεις ώστε να έχουν τις αναφερόμενες τιμές:

```
PermitRootLogin no
PubkeyAuthentication yes
PasswordAuthentication no
ChallengeResponseAuthentication no
UsePAM yes
```

Με τον τρόπο αυτό, απαγορεύεται η απευθείας σύνδεση στο χρήστη `root`, απενεργοποιείται η δυνατότητα σύνδεσης μέσω κωδικού, ενεργοποιείται η δυνατότητα σύνδεσης μέσω επαλήθευσης κλειδιού, και ενεργοποιείται η δυνατότητα σύνδεσης μέσω εφαρμογών μέσω επαλήθευσης κλειδιού, όπως η απομακρυσμένη σύνδεση μέσω κάποιου διαχειριστή αρχείων μέσω SSH. Χωρίς αποσύνδεση της τρέχουσας συνεδρίας, πρέπει να εκτελεστεί η εντολή `sudo systemctl restart sshd.service` και να γίνει απόπειρα σύνδεσης στο Beaglebone μέσω του SSH από δεύτερο τερματικό. Εάν η απόπειρα είναι επιτυχής, και δε ζητηθεί κωδικός κατά τη σύνδεση, το Beaglebone μπορεί να απενεργοποιηθεί με την `sudo shutdown now` και να συνδεθεί σε κάποια συσκευή παροχής δικτύου μέσω Ethernet. Η τροφοδοσία του μπορεί να γίνει είτε μέσω USB, είτε μέσω του ακροδέκτη τροφοδοσίας 5V. Το μόνο βήμα που απομένει στα πλαίσια των ρυθμίσεων δικτύου είναι η προώθηση της θύρας SSH μέσω του δρομολογητή. Η ακριβής

³Θα επιλεγεί ο προεπιλεγμένος επεξεργαστής κειμένου. Για τη χρήση του Nano, αρκεί να γραφούν οι εντολές «export EDITOR=nano» και «export VISUAL=nano»



Σχήμα 4.3.12: Απομακρυσμένη πρόσβαση στα αρχεία του Beaglebone μέσω SSH, με το διαχειριστή αρχείων «Nemo»

μεθοδολογία εξαρτάται από το μοντέλο του δρομολογητή του εκάστοτε χρήστη, όμως σίγουρα θα περιέχει τις εξής διαδικασίες:

- Εύρεση της διεύθυνσης MAC και εσωτερικής διεύθυνσης IP του Beaglebone μέσω του γραφικού περιβάλλοντος διαχείρισης του δρομολογητή
- Χορήγηση στατικής εσωτερικής διεύθυνσης IP στο Beaglebone (π.χ. 192.168.2.5)
- Προώθηση της θύρας 22/TCP για τη συγκεκριμένη εσωτερική IP

Στη σπάνια περίπτωση που η θύρα 22 ή/και άλλες θύρες είναι ενεργοποιημένες από τον πάροχο δικτύου, τότε θα πρέπει να χρησιμοποιηθεί ένα τοίχος προστασίας (π.χ. το «UFW») στο Beaglebone για την απενεργοποίηση των αχρησιμοποίητων θυρών ώστε να μην υπάρχει η δυνατότητα απομακρυσμένης πρόσβασης σε εφαρμογές όπως το Cloud9 IDE. Η ρύθμιση του UFW ξεφεύγει από το σκοπό της πτυχιακής εργασίας, και συνεπώς δεν αναλύεται.

4.4 Εγκατάσταση του οδηγού

Το πρώτο βήμα της εγκατάστασης του οδηγού είναι η λήψη των αρχείων από το GitHub. Η λήψη μπορεί να γίνει είτε απευθείας στο Beaglebone μέσω της εντολής `git`, είτε μέσω του H/Y μέσω `git` ή γραφικού περιβάλλοντος, και ασύρματης μεταφοράς των αρχείων μέσω `scp`. Η λήψη του οδηγού μέσω του `git` γίνεται με την εντολή:

```
git clone https://github.com/Sappho-Project/sappho-pda-beaglebone.git
```

Ενώ μέσω γραφικού περιβάλλοντος, αρκεί να πατηθεί το πλήκτρο «Download ZIP» στο μενού «Code» στο GitHub. Έπειτα, ο φάκελος πρέπει να αποσυμπεστεί. Για τη μεταφορά του κώδικα στο Beaglebone μέσω `scp` (FTP μέσω SSH) αρκεί η εντολή:

```
scp -r ~/sappho-pda-driver/sappho-pda debian@192.168.7.2:/home/debian
```

Με την υπόθεση πως ο φάκελος του κώδικα βρίσκεται στον κατάλογο «home» του χρήστη, και πως το Beaglebone έχει τη διεύθυνση IP που αναφέρεται στην εντολή. Σε υπολογιστές με λειτουργικό σύστημα Windows, η παραπάνω εντολή ενδέχεται να έχει ελαφρώς διαφορετική σύνταξη.

Έπειτα, ακολουθείται η διαδικασία τροποποίησης του `journald.conf`, του πυρήνα Linux, και της απενεργοποίησης του «Universal Cape» που περιγράφεται στην πτυχιακή εργασία του κ. Γκαγκάνη.[4] Περιληπτικά, η διαδικασία αυτή είναι η εξής:

- Προαιρετικά: επιλογή του `nano` ως προεπιλεγμένου επεξεργαστή κειμένου:

```
export EDITOR=nano
export VISUAL=nano
```

- Επεξεργασία του `journald.conf` για την ελαχιστοποίηση του χώρου αποθήκευσης που χρησιμοποιείται από τα αρχεία καταγραφής:

```
sudoedit /etc/systemd/journald.conf
> #SystemMaxUse=16M
> #MaxLevelStore=warning
> #MaxLevelSyslog=warning
```

- Απενεργοποίηση του Universal Cape ώστε να χρησιμοποιηθεί στη θέση του το αρχείο DTO του οδηγού:

```
sudoedit /boot/uEnv.txt
> dtb=am335x-boneblack-overlay.dtb
> cmdline-coherent_pool=1M net.ifname=0 quiet
> #cape_universal=enable
sudo reboot
```

- Αλλαγή του πυρήνα Linux (απαιτείται σύνδεση στο διαδίκτυο):

```
cd /opt/scripts/tools/
git pull
sudo ./update_kernel.sh --bone-kernel --lts4_4
sudo reboot
```

Στο σημείο αυτό, η εγκατάσταση του οδηγού είναι δυνατόν να ξεκινήσει. Είναι δυνατόν να ακολουθηθεί η χειροκίνητη διαδικασία που προτείνεται στο [4], όμως δεν προτείνεται, αφ' ενός επειδή πρόκειται για μια διαδικασία αντιγραφής και επικόλλησης πολλών εντολών, και αφ' ετέρου επειδή ένα τμήμα της διαδικασίας, και συγκεκριμένα η διαδικασία μεταφοράς και ενεργοποίησης του αρχείου DTO, θα πρέπει να επαναλαμβάνεται κατόπιν κάθε επανεκκίνησης ή ενεργοποίησης μετά από τερματισμό λειτουργίας. Αντιθέτως, προτείνεται η χρήση του αρχείου πλήρους εγκατάστασης `fullInstall.sh`, το

οποίο αυτοματοποιεί σχεδόν όλη τη διαδικασία της εγκατάστασης και αντιμετωπίζει το πρόβλημα με το αρχείο DTO. Εν πάση περιπτώσει, έχουν δημιουργηθεί προγράμματα Bash και για τις δύο διαδικασίες εγκατάστασης. Συνολικά υπάρχουν τα εξής προγράμματα:

- Το `permFix.sh`, το οποίο δημιουργεί το φάκελο «Build» για τον κώδικα και έπειτα αλλάζει τις άδειες όλων των φακέλων του οδηγού στις προτεινόμενες[4]. Εάν πρόκειται να συνδεθεί το Beaglebone στο διαδίκτυο, προτείνεται η τροποποίηση των αδειών από «777» σε «755» ή «751» για λόγους ασφαλείας.
- Το `capeMod.sh`, το οποίο εκτελεί τη συνδυαστική διαδικασία των `replace_cape.sh` και `load_cape.sh` του προηγούμενου οδηγού.
- Το `PRU_build.sh`, το οποίο συμβολομεταφράζει τον κώδικα των PRUs
- Το αρχείο `unbuild.sh`, το οποίο διαγράφει όλα τα μεταγλωττισμένα αρχεία της C και όλα τα μεταφρασμένα αρχεία της PRU Assembly ώστε να μη χρειάζεται να τα διαγράψει χειροκίνητα ο προγραμματιστής πριν από κάθε δοκιμή. Το αρχείο αυτό ήταν ιδιαίτερα χρήσιμο κατά τη διάρκεια του προγραμματισμού του οδηγού.
- Το αρχείο `fullInstall.sh`, το οποίο εκτελεί όλη τη διαδικασία της εγκατάστασης εκτός από τη μεταγλώττιση του κώδικα C και χωρίζεται σε τρία τμήματα. Το πρώτο τμήμα είναι όμοιο με το `permFix.sh`, το δεύτερο τμήμα είναι όμοιο με το `PRU_build.sh`, ενώ το τρίτο τμήμα μέσω του συστήματος εκκίνησης και διαχείρισης διεργασιών «systemd» δημιουργεί την υπηρεσία «SAPPHO-PDA Cape Service», η οποία εκτελεί αυτόματα το `capeMod.sh` σε κάθε επανεκκίνηση του συστήματος.

Πριν την εκτέλεση οποιουδήποτε αρχείου επεξεργάζεται αρχεία του συστήματος, όπως το `capeMod.sh` και το `fullInstall.sh`, ο χρήστης πρέπει να έχει δικαιώματα διαχειριστή. Ένας τρόπος είναι η αλλαγή χρήστη μέσω της εντολής `sudo -s`, ενώ ένας άλλος τρόπος είναι η εκτέλεση μόνον του αρχείου ως διαχειριστής, μέσω της εντολής `sudo bash myFileName.sh`.

Τα βήματα εγκατάστασης του οδηγού είναι:

1. Άνοιγμα του φακέλου «Tools» του οδηγού:

```
cd ~/sappho-pda/Tools
```

2. Εκτέλεση του `fullInstall.sh`

```
sudo bash fullInstall.sh
```

3. Μεταγλώττιση των αρχείων της γλώσσας C (εφόσον το βήμα 2 ολοκληρώθηκε χωρίς σφάλματα)

```
cd ..  
cd Code  
make
```

Στο σημείο αυτό, ο οδηγός έχει εγκατασταθεί πλήρως και μπορεί να χρησιμοποιηθεί χωρίς επανεκκίνηση. Για την εκτέλεση του οδηγού, ο χρήστης πρέπει να μεταφερθεί στο φάκελο «Code» μέσω της εντολής `cd ~/sappho-pda/Code` και έπειτα να εκτελέσει μια εντολή της παρακάτω μορφής:

```
./sappho_exec framesCount intgrTime fpsCount
```

Όπου `framesCount` ο επιθυμητός αριθμός των καρτέ, `intgrTime` ο χρόνος ολοκλήρωσης σε ms, και `fpsCount` το πλήθος των καρτέ ανά δευτερόλεπτο. Για παράδειγμα:

```
./sappho_exec 10 40 50
```

Εάν όλα έχουν ολοκληρωθεί σωστά, μετά τη λήξη της εκτέλεσης του προγράμματος θα επιστραφεί στο τερματικό ένας κωδικός μεταξύ του «1» και του «99999». Ο αύξων αριθμός αυτός αντιπροσωπεύει το όνομα του αρχείου αποθήκευσης του δείγματος, π.χ. για κωδικό «23» το όνομα του αρχείου θα είναι `Sappho_00023.txt`.

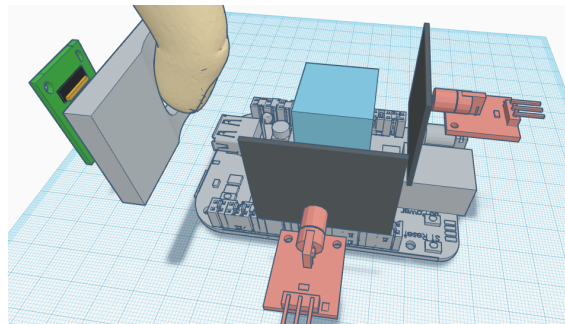
5 Οπτικά Πειράματα Μετρητικής Διάταξης

Σημειώνεται πως τα συγκεκριμένα πειράματα οπτικής δεν πραγματοποιήθηκαν στο φυσικό κόσμο, είτε λόγω υψηλού κόστους προμήθειας των υλικών, είτε λόγω έλλειψης χρόνου ενσωμάτωσής τους στους τεχνικούς φακέλους της συσκευής. Παραθέτονται στα επόμενα υποκεφάλαια ως πιθανά πειράματα οπτικής, τα οποία θα απέδιδαν ικανοποιητικά αποτελέσματα αν πραγματοποιούνταν σύμφωνα με τις θεωρητικές γνώσεις οπτικής των συγγραφέων.

5.1 Μεταβολή Σήματος Εισόδου Φωτοδιόδου

Επειδή επιθυμείται η συσκευή να είναι διαθέσιμη σε χαμηλό κόστος, για την ευρεία χρήση, της χρησιμοποιείται ως πηγή φωτός μια φωτοδίοδος laser, [42] η οποία δεν εξάγει φως σε ακριβές μήκος κύματος τις περισσότερες φορές, καθώς τέτοιοι φωτοδιόδοι έχουν αρκετά μεγάλο κόστος [43]. Εφόσον υπάρχει γνώση για την ανακρίβεια εξόδου του αισθητηρίου στο φάσμα των 650 nm, προτείνεται η μεταβολή της εξόδου μέσω εισαγωγής σήματος PWM στην τροφοδοσία της φωτοδιόδου laser, με σκοπό τη βαθμονόμηση της εξόδου σε μήκη κύματος μικρότερα των 600 nm, για τα οποία γνωρίζουμε ότι η αιμοσφαιρίνη απορροφά βέλτιστα το φως [44]. Αυτή η προτεινόμενη διαδικασία δύναται να πραγματοποιηθεί μέσω ενός εκ των ακροδεκτών του μικροϋπολογιστή Beaglebone Black, επειδή ο μικροϋπολογιστής έχει 8 εξόδους ικανές για παραγωγή PWM σήματος από 0 μέχρι 400 MHz χωρίς επιρροή στη συχνότητα της CPU[18]. Σε περίπτωση επιθυμητής αντικατάστασης της φωτοδιόδου laser, υπάρχουν επίσης TTL φωτοδιόδοι ισχύος 5 mW, με ειδικό καλώδιο για την εισαγωγή του PWM σήματος και δυνατότητα εισαγωγής εισόδου με συχνότητα 50 kHz [45].

5.2 Σύνδεση Ακτίνων Προσπίπτοντος Φωτός

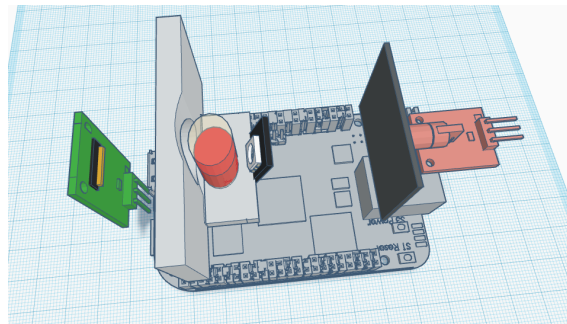


Σχήμα 5.2.1: 3D Μοντέλο In-Vivo Μέτρησης Οπτικού Κύβου.

Αυτήν τη χρονική στιγμή, η μετρητική διάταξη της συσκευής αποτελείται από μια φωτοδίοδο laser ισχύος 5mW, μιας και οι φωτοδιόδοι μεγαλύτερης ισχύος έχουν υψηλό κατασκευαστικό κόστος και χαμηλή διαθεσιμότητα στην αγορά, και θα έβγαζαν τη συσκευή εκτός προϋπολογισμού για τη διάθεσή της στην Ευρωπαϊκή αγορά. Με αυτήν την αιτιολογία, και λόγω της επαυξημένης απορρόφησης φωτός κατά την Mie σκέδαση ανθρώπινου ιστού, προτείνεται η χρήση μεθοδολογίας συνδυασμού δύο πηγών φωτός, μέσω της παρεμβολής διχρωϊκού πολωμένου διαχωριστή δέσμης κυβικής μορφής, ή διχρωϊκού κατόπτρου και πρόσθεσης δεύτερης φωτοδιόδου laser παρόμοιων χαρακτηρι-

στικών της πρώτης υπό γωνία 90° , κάθετη προς την άλλη φωτοδίοδο [46]. Ο διχρωϊκός κύβος έχει τη δυνατότητα σύνδεσης δυο ακτινών φωτός, καθώς οι πολωμένες οριζόντιες ακτίνες φωτός αποκόπτονται από τον κύβο ενώ οι κάθετες ακτίνες φωτός διαπερνούν, ενώ στο διχρωϊκό κάτοπτρο παρουσιάζεται η σύνδεση ακτίνων φωτός στο ίδιο μήκος κύματος και η αποκοπή ακτίνων διαφορετικού μήκους κύματος [47]. Με αυτήν τη μεθοδολογία θεωρείται πως μπορεί να διεκπεραιωθεί η βελτιστοποίηση της σκέδασης Mie σε ανθρώπινο ιστό, καθώς ο ανθρώπινος ιστός, μέσω της υψηλής απορροφητικότητάς του, απαιτεί αυξημένη ισχύ προσπίπτοντος φωτός.

5.3 Επιπρόσθετη Πηγή Φωτός



Σχήμα 5.3.2: 3D Μοντέλο In-Vitro Μέτρησης με RGB LED φωτισμού δείγματος αίματος.

Καθ' ότι υπάρχουν πληροφορίες από τη σχετική βιβλιογραφία, πως μόρια αιμοσφαιρίνης από ομάδες - υγιών και μη - ατόμων με ορισμένες αναιμίες, όπως η β-θαλασσαιμία ή η σιδηροπενική αναιμία, εμφανίζουν μέγιστη απορροφητικότητα φωτός στα 400 nm [48] και με σκοπό τη συλλογή περισσότερων πληροφοριών από το αισθητήριο TCD1103GFG [20], το οποίο σύμφωνα με το φύλλο δεδομένων αποδίδει φασματική απόκριση 80% στο συγκεκριμένο μήκος κύματος, προτείνεται μια επιπλέον πηγή φωτός, η οποία θα προκύπτει από την ανάπτυξη καινούργιου περιφερειακού και σχεδιασμένης πλακέτας τυπωμένου κυκλώματος, η οποία θα εναποτίθεται ακριβώς μπροστά από το δείγμα, για να εξισορροπηθεί το υψηλό κόστος τέτοιων φωτοδιόδων με τη χαμηλή ισχύ της εξόδου τους. Μεγαλύτερη απόσταση θα αποδυνάμωνε σημαντικά την ένταση του προσπιπόμενου φωτός στον αισθητήρα. Μια φωτοδίοδος η οποία προτείνεται για τη συγκεκριμένη πειραματική διάταξη είναι η EDC405H-1100-S5 της Marubeni Optics, καθώς εμφανίζει χαρακτηριστικά τροφοδοσίας τα οποία ο μικροϋπολογιστής Beaglebone Black καλύπτει επαρκώς [49].

Αξίζει να παρατηρηθεί πως τα μόρια αιμοσφαιρίνης παρουσιάζουν μεγάλη απορροφητικότητα επίσης στα 200 nm αλλά, δυστυχώς, το τωρινό αισθητήριο δεν αντιλαμβάνεται είσοδο σε τέτοιο μήκος κύματος [20].

6 Μετρήσεις και Ανάλυση Δεδομένων

Το αντικείμενο του εν λόγω κεφαλαίου χωρίζεται σε δύο βασικά τμήματα: τις μετρήσεις με τον αισθητήρα TSL1401CL της AMS, ο οποίος έχει μελετηθεί και σε προηγούμενες διπλωματικές εργασίες[3, 4] και τις μετρήσεις με τον αισθητήρα TCD1103GFG της Toshiba, ο οποίος παρουσιάστηκε και στα κεφάλαια των εξαρτημάτων και του λογισμικού. Στόχοι του κεφαλαίου αυτού είναι η επιβεβαίωση της σωστής λειτουργίας των συσκευών και της ποιότητας των δεδομένων, καθώς και η σύγκριση των αποτελεσμάτων μεταξύ των δύο μοντέλων αισθητήρων.

6.1 Ορολογία

Στα επόμενα υποκεφάλαια χρησιμοποιούνται οι όροι «pixel», «καρέ», και «δείγμα». Ως pixel ορίζεται η τιμή των δεδομένων του εκάστοτε φωτοκυττάρου του αισθητήρα. Λόγω της 12-bit ανάλυσης του μετατροπέα αναλογικού σήματος σε ψηφιακό (ADC) που διαθέτει το Beaglebone, για το κάθε pixel ισχύει η σχέση:

$$p_i \in [0, 2^{12} - 1] \in \mathbb{Z}_0^+, i \in \mathbb{N}$$

όπου p_i η τιμή του εκάστοτε pixel και i ένας αύξων αριθμός. Δηλαδή, κάθε pixel μπορεί να επιστρέφει ως τιμή οποιονδήποτε μη-αρνητικό ακέραιο⁴ αριθμό μεταξύ του μηδενός και του $2^{12} - 1$.

Ως καρέ ορίζεται το σύνολο των τιμών μίας πλήρους μέτρησης όλων των pixels του εκάστοτε αισθητήρα. Ένα καρέ του TSL1401CL αποτελείται από 128 pixels, ενώ ένα καρέ του TCD1103GFG αποτελείται από 1500 pixels. Μαθηματικά μπορεί να οριστεί από τη σχέση:

$$f_j = \{p_1, p_2, \dots, p_i\}, j \in \mathbb{N}$$

όπου f_j το εκάστοτε καρέ και j ένας αύξων αριθμός.

Το δείγμα ορίζεται ως το σύνολο που περιέχει όλα τα καρέ ενός πειράματος, όπως εκείνα ορίζονται κατά την κλήση του κώδικα του προγράμματος. Συνεπώς, ο αριθμός των δεδομένων ανά δείγμα είναι πάντοτε πολλαπλάσιο του αριθμού των pixels ανά καρέ.

6.2 Μετρήσεις με τον TSL1401CL

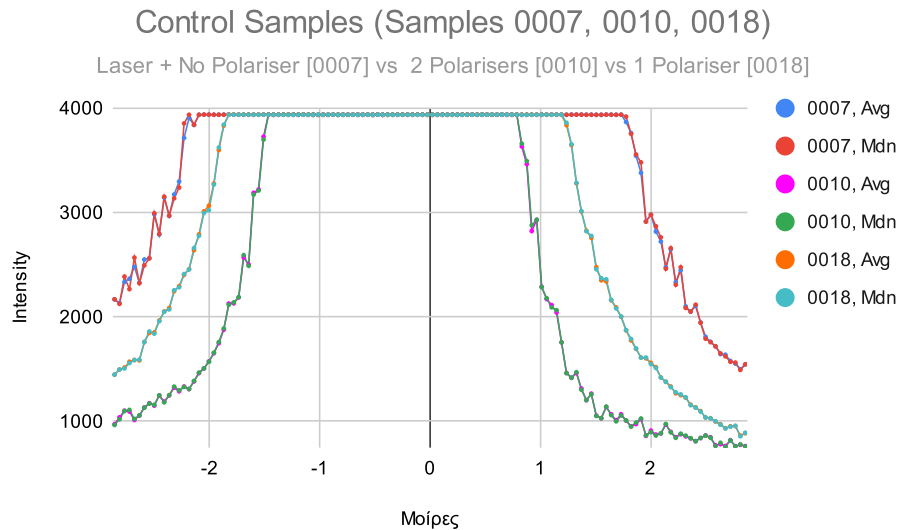
Ο TSL1401CL χρησιμοποιήθηκε για έναν μεγάλο αριθμό πειραμάτων και περίπου 200 συνολικά δείγματα. Το πρώτο πείραμα αφορά την «εν κενώ» λειτουργία της συσκευής, όταν δεν παρεμβάλλεται μεταξύ της πηγής του φωτός και του αισθητηρίου οργάνου κανένα υλικό στοιχείο εκτός του ατμοσφαιρικού αέρα ή/και πολωτές φωτός. Έπειτα έγιναν πειράματα τοπικής επικάλυψης του αισθητήρα, για την επιβεβαίωση της σωστής λειτουργίας του, καθώς και πειράματα για την επιρροή του χρόνου ολοκλήρωσης (integration time) και της συχνότητας του ρολογιού (clock frequency) στην ποιότητα και τη μορφή του δείγματος. Στη συνέχεια έγιναν πειράματα με μείγματα υγρών διαφόρων συγκεντρώσεων, καθώς και in-vivo δείγματα από ανθρώπινα δάκτυλα. Εκτός αν αναγράφεται διαφορετικά σε κάποιο σχήμα, όλα τα in-vitro δείγματα αυτού του κεφαλαίου

⁴συμπεριλαμβανομένου του μηδενός, δηλαδή το σύνολο $\mathbb{Z}_0^+$

χρησιμοποιούν τις ίδιες ρυθμίσεις, δηλαδή 10 συνολικά καρέ· 80 μ s χρόνο ολοκλήρωσης· 50 καρέ ανά δευτερόλεπτο, δηλαδή ένα καρέ ανά 20 ms, και συχνότητα ρολογιού 100KHz. Σε όλα τα δείγματα, η πηγή φωτός βρίσκεται σε απόσταση $81\text{mm} \pm 2\text{mm}$ από το PDA, ενώ, στις περισσότερες μετρήσεις όπου παρεμβάλλονται αντικείμενα εκτός των πολωτών, η απόσταση της απώτερης άκρης των εν λόγω αντικειμένων από το PDA είναι πάντοτε $23\text{mm} \pm 2\text{mm}$. Εφαρμόζοντας τον τύπο της αντίστροφης εφαπτομένης $\arctan\left(\frac{\ell_{opp.}}{\ell_{adj.}}\right) = \frac{\theta}{2}$ σε συνδυασμό με το μισό του ενεργού μήκους του PDA, δηλαδή 4.06mm δίνεται πως η μισή γωνία, για αποστάσεις 81mm και 23mm, είναι 2.8694° και 10.011° αντίστοιχα.

6.2.1 Δείγματα ελέγχου

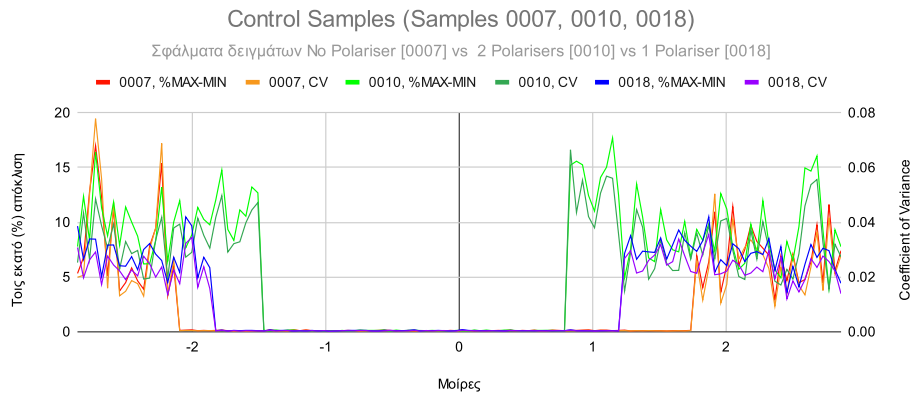
Στην υποενότητα αυτή μελετώνται τα δείγματα ελέγχου (control samples) του αισθητήρα. Ήδη είναι δυνατόν να γίνουν κάποιες παρατηρήσεις. Παρατηρείται πως σχεδόν



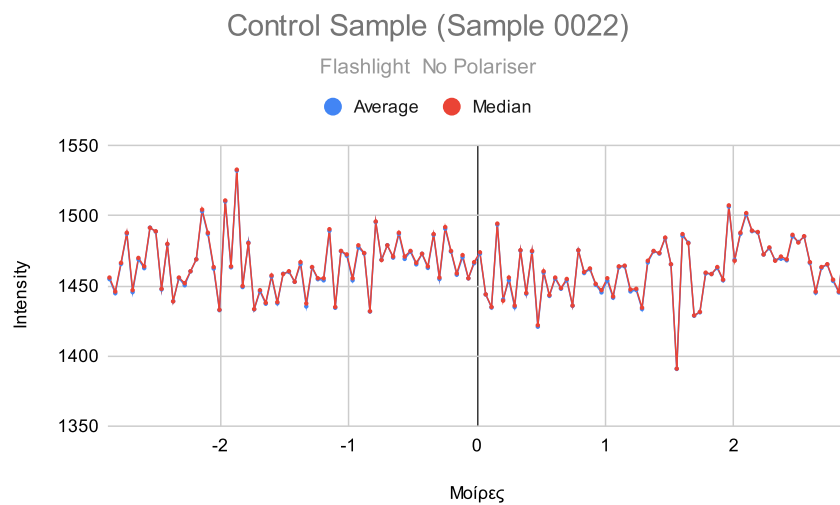
Σχήμα 6.2.1: Σύγκριση μέσης τιμής και διαμέσου τριών δειγμάτων ελέγχου, χρησιμοποιώντας laser ως πηγή φωτός. $t=80 \mu$ s, $f=100 \text{ KHz}$, 10 καρέ, 50 καρέ/s.

σε κάθε σημείο και των τριών δειγμάτων του σχήματος 6.2.1, ο μέσος όρος και η διάμεσος σχεδόν ταυτίζονται, ενώ, σε κάποια σημεία, λόγω του κορεσμού του αισθητήρα, η κατανομή των δεδομένων είναι πρακτικά ομοιόμορφη. Από τη σύγκριση των τριών δειγμάτων μεταξύ τους προκύπτει πως, όταν τοποθετούνται πολωτές στη συσκευή, το φως που συλλέγεται από το PDA είναι αρκετά μικρότερης έντασης σε σχέση με το φως που συλλέγεται όταν εκείνοι δεν είναι τοποθετημένοι.

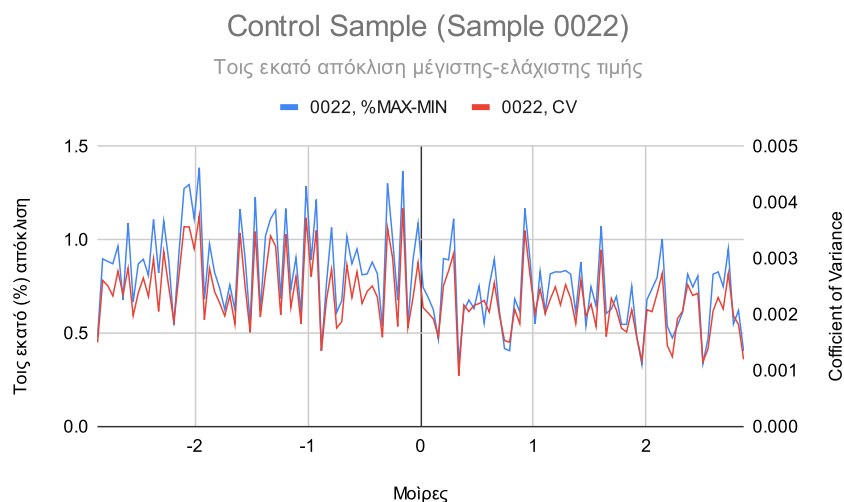
Στο σχήμα 6.2.2 παρατηρείται, αντίστοιχα, πως το σφάλμα στις μη-κορεσμένες τιμές, για τα παραπάνω δείγματα, είναι μικρότερο όταν η μέτρηση γίνεται με έναν πολωτή μπροστά από τον αισθητήρα. Αυτό συμβαίνει επειδή οι πολωτές που χρησιμοποιήθηκαν μειώνουν την ένταση του φωτός, και, με την ύπαρξη και των δύο πολωτών στο δείγμα, για χρόνο ολοκλήρωσης 80 μ s, ο λόγος του σήματος ως προς το θόρυβο είναι αρκετά μικρός όταν χρησιμοποιείται δίοδος laser μικρής ισχύος.



Σχήμα 6.2.2: Σύγκριση σφαλμάτων τριών δειγμάτων ελέγχου, χρησιμοποιώντας laser ως πηγή φωτός. $t=80 \mu s$, $f=100 \text{ KHz}$, 10 καρέ, 50 καρέ/s.



Σχήμα 6.2.3: Σύγκριση μέσης τιμής και διαμέσου δείγματος, χρησιμοποιώντας φακό ως πηγή φωτός. $t=80 \mu s$, $f=100 \text{ KHz}$, 10 καρέ, 50 καρέ/s.



Σχήμα 6.2.4: Σφάλμα του δείγματος ελέγχου με φακό ως πηγή φωτός. $t=80 \mu s$, $f=100 \text{ KHz}$, 10 καρέ, 50 καρέ/s.

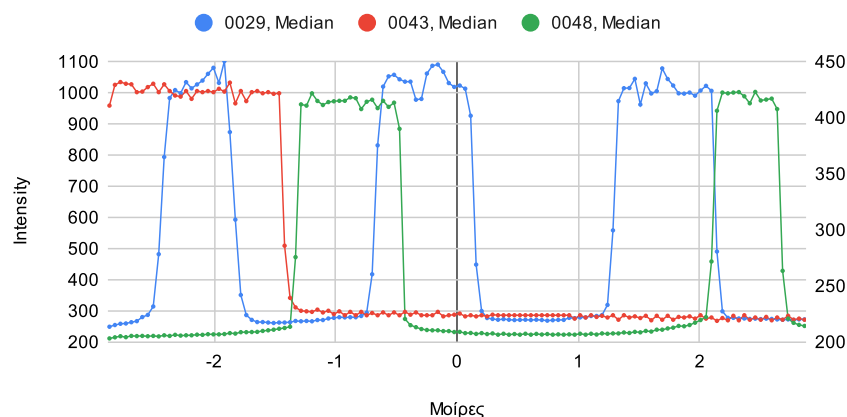
Αντίστοιχα, στην περίπτωση του φακού, παρατηρείται πως το σήμα είναι αρκετά ομοιόμορφο, όμως αρκετά χαμηλότερης έντασης σε σχέση με το σήμα που προέρχεται από δίοδο laser. Στο σχήμα 6.2.4 είναι εμφανές πως οι ανομοιομορφίες που εμφανίζονται αφορούν στατικό θόρυβο, επειδή και η τοις εκατό απόκλιση και ο συντελεστής μεταβλητότητας έχουν πολύ μικρές τιμές: 1% και 0.0025 ± 0.0015 αντίστοιχα. Με αυτό το πείραμα επαληθεύεται πως τα μεγάλα σφάλματα που εμφανίστηκαν στις πρώτες μετρήσεις αφορούν κυρίως την πηγή του φωτός, η οποία ήταν αρκετά χαμηλής ισχύος, και όχι τον αισθητήρα. Για τα πειράματα τοπικής επικάλυψης του αισθητήρα θα χρησιμοποιηθεί ο φακός, ενώ σε επόμενα πειράματα το laser χαμηλής ισχύος αντικαταστήθηκε από μια δίοδο laser των 5mW και με ευρύτερη δέσμη φωτός.

6.2.2 Τοπική επικάλυψη του αισθητήρα

Για την επιβεβαίωση της ακρίβειας των δειγμάτων του αισθητήρα, έγιναν πειράματα κατά τη διάρκεια των οποίων τμήματα του αισθητήρα ήταν καλυμμένα με κάποιο αντικείμενο, έτσι ώστε κάποια από τα pixels του αισθητήρα να είναι σκοτεινά. Εάν ο αισθητήρας έχει αρκετά γρήγορη απόκριση και αρκετά μεγάλη ακρίβεια, τότε τα δεδομένα θα προσεγγίζουν το αναμενόμενο· καταστάσεις ύπαρξης και ανυπαρξίας σήματος, με απότομες αυξήσεις ή μειώσεις φωτεινότητας μεταξύ των δύο αυτών καταστάσεων. Πράγματι, και στα τρία δείγματα του σχήματος 6.2.5 το σήμα ακολουθεί σε μεγάλο βαθ-

Τοπική επικάλυψη του αισθητήρα (Samples 0029, 0043, 0048)

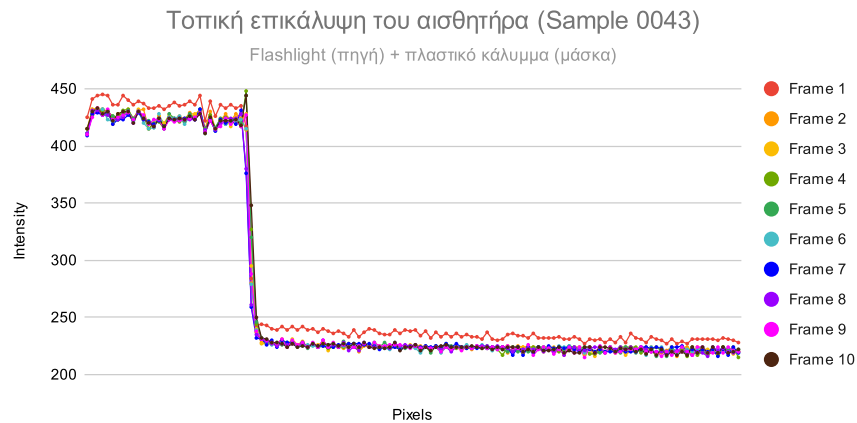
Flashlight + Perfboard [0029] vs Κάλυμμα [0043] vs Οπές σε σκούρο χαρτί [0048]



Σχήμα 6.2.5: Σύγκριση διαμέσων τριών δειγμάτων τοπικής επικάλυψης του αισθητήρα. $t=80 \mu s$, $f=100 \text{ KHz}$, 10 καρέ, 50 καρέ/s.

μό το αναμενόμενο σήμα. Και τα τρία δείγματα έχουν απότομες αυξήσεις και μειώσεις φωτεινότητας μεταξύ των καταστάσεων, ενώ οι εν λόγω καταστάσεις έχουν αρκετά μεγάλη απόσταση μεταξύ τους ώστε να μην επηρεάζονται σημαντικά από το θόρυβο. Στο σχήμα 6.2.6 συγκρίνονται όλα τα καρέ ενός από τα παραπάνω δείγματα. Ένα φαινόμενο που παρατηρήθηκε όχι μόνο στο συγκεκριμένο δείγμα αλλά και σε άλλα (ψευδο)τυχαία δείγματα, είναι πως ενίοτε το πρώτο καρέ, είτε τμηματικά, είτε εξ ολοκλήρου, αποκλίνει από τα υπόλοιπα. Το φαινόμενο αυτό φαίνεται αρκετά καθαρά στο εν λόγω σχήμα, όπου το πρώτο καρέ εμφανίζεται μετατοπισμένο κατά λίγα mV σε σχέση με τα υπόλοιπα, όμως πρόκειται για ένα φαινόμενο το οποίο συμβαίνει αρκετά σποραδικά ώστε να

μην έχει βρεθεί, μέχρι στιγμής, κάποια εξήγηση. Τα υπόλοιπα καρέ δεν έχουν μεγάλες αποκλίσεις μεταξύ τους, και ειδικότερα στις περιοχές ύπαρξης φωτός.

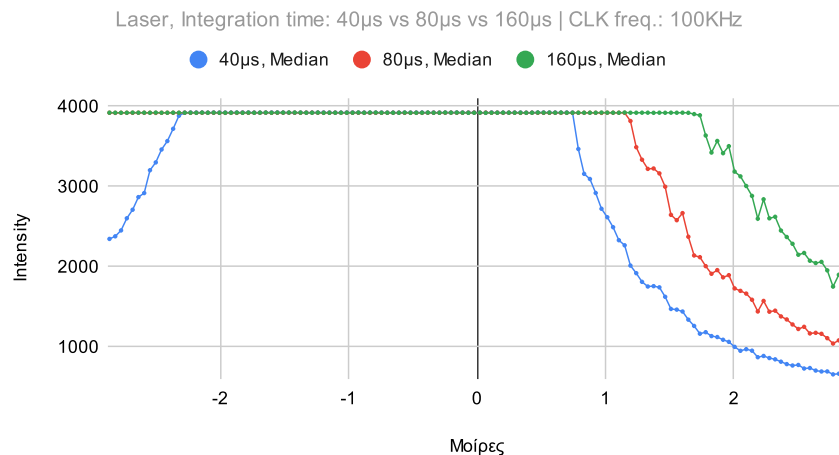


Σχήμα 6.2.6: Έλεγχος επαναληψιμότητας μέσω σύγκρισης όλων των καρέ ενός δείγματος

6.2.3 Πειράματα παραμέτρων μετρήσεων

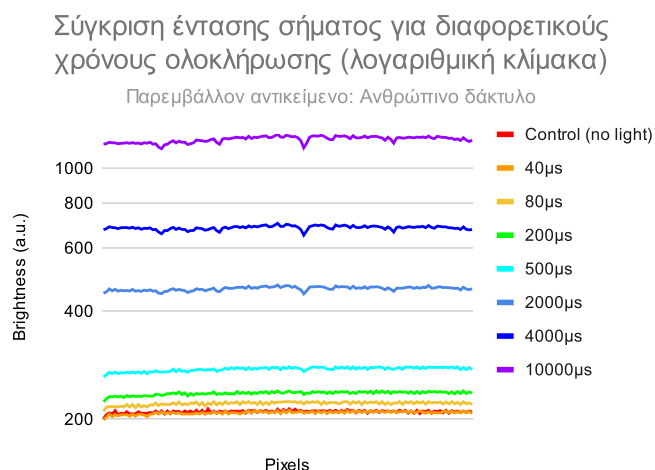
Για την εύρεση της επιρροής των παραμέτρων στις μετρήσεις, έγιναν πειράματα με αυτές. Στο σημείο αυτό είναι σημαντικό να σημειωθεί πως, όσον αφορά τον TSL1401CL, οι παράμετροι που προτείνονται από το συγγραφέα του driver είναι οι ίδιες παράμετροι που χρησιμοποιήθηκαν στις προηγούμενες μετρήσεις, δηλαδή $t_{\text{intgr}}=80 \mu\text{s}$, $f_{\text{clk}}=100 \text{ KHz}$, 10 καρέ, 50 καρέ/s. Ο χρόνος ολοκλήρωσης, όπως ήταν αναμενόμενο, επηρεάζει με προ-

Πειράματα χρόνου ολοκλήρωσης (Samples 0050, 0051, 0052)



Σχήμα 6.2.7: Σύγκριση δειγμάτων με διαφορετικούς χρόνους ολοκλήρωσης. $f=100 \text{ KHz}$, 10 καρέ, 50 καρέ/s.

βλέψιμο τρόπο τη φωτεινότητα του σήματος. Όσο μεγαλύτερος ο χρόνος ολοκλήρωσης, τόσο μεγαλύτερη και η φωτεινότητα του σήματος, με σχετικά προβλέψιμο τρόπο. Βέβαια, η διαφορά της φωτεινότητας μεταξύ διαφορετικών χρόνων ολοκλήρωσης εξαρτάται κυρίως από τη διαπερατότητα φωτός του αντικειμένου που παρεμβάλλεται μεταξύ



Σχήμα 6.2.8: Σύγκριση φωτεινότητας για διαφορετικούς χρόνους ολοκλήρωσης (ανθρώπινο δάκτυλο)

της πηγής φωτός και του PDA· για παράδειγμα, στις μετρήσεις του σχήματος 6.2.7 δεν παρεμβάλλεται κάποιο αντικείμενο και, συνεπώς, μεταξύ των τριών (διακριτών) συναρτήσεων παρατηρούνται σχετικά μεγάλες διαφορές, κυρίως στο πλήθος των κορεσμένων pixels αλλά και στις ελάχιστες τιμές των εν λόγω συναρτήσεων, και μάλιστα, για αλλαγές χρόνου ολοκλήρωσης εύρους μονάχα $\Delta t = \pm 40 \mu s$. Αντίθετα, στις μετρήσεις του σχήματος 6.2.8 με παρεμβάλλον αντικείμενο ένα ανθρώπινο δάκτυλο, παρατηρούνται πολύ μικρότερες διαφορές για μεγαλύτερα Δt . Σε αυτό το σημείο αναφέρεται πως ο ελάχιστος χρόνος ολοκλήρωσης είναι $37 \mu s$, ενώ ο μέγιστος χρόνος ολοκλήρωσης είναι $22.02 ms$.

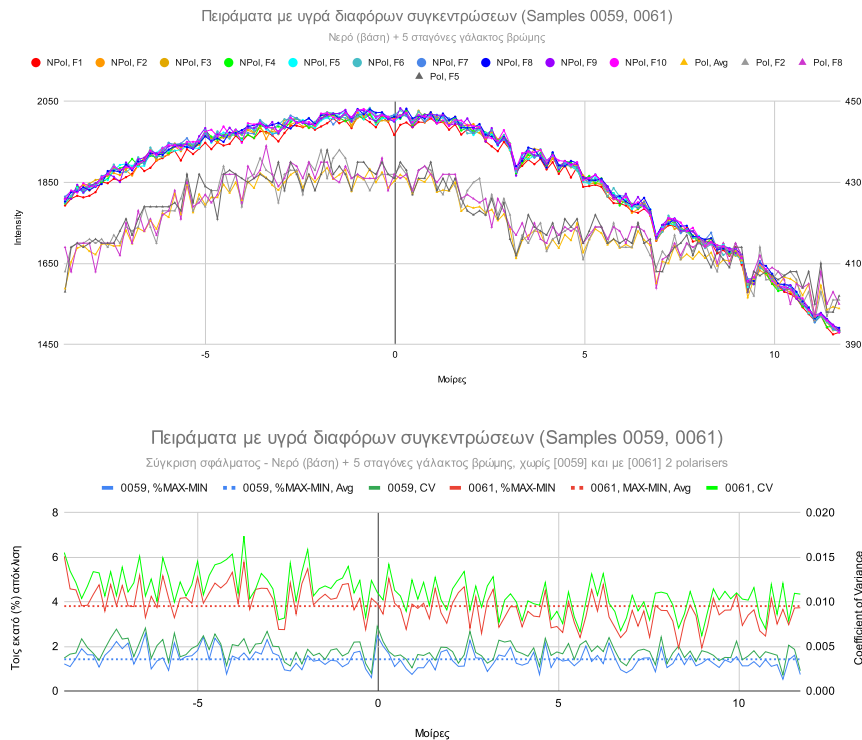
Η αλλαγή της συχνότητας του ρολογιού δεν επηρέασε ορατά το δείγμα· μονάχα επηρέασε το χρονισμό του προγράμματος που οδηγεί το PDA. Αντίστοιχα, η αλλαγή του αριθμού των καρτέ απλώς αυξομειώνει τον αριθμό των δεδομένων, και κατά συνέπεια το μέγεθος του αρχείου και το χώρο της RAM που καταλαμβάνεται κατά την εκτέλεση του προγράμματος. Τέλος, η αλλαγή του αριθμού των καρτέ ανά δευτερόλεπτο επηρεάζει το χρόνο μεταξύ των καρτέ και τη συνολική χρονική διάρκεια του προγράμματος. Τα σχήματα των παραπάνω θα ήταν περιττά και δεν εισάγονται στη διπλωματική εργασία για λόγους εξοικονόμησης χώρου.

6.2.4 Εξομοίωση των in-vitro μετρήσεων με υγρά μείγματα

Στη συνέχεια διεξήχθησαν πειράματα με μείγματα υγρής μορφής. Πρόκειται, δηλαδή, για μία εξομοίωση των in-vitro μετρήσεων με πραγματικό αίμα, η διαδικασία λήψης των οποίων είναι δυσκολότερη σε σχέση με μια απλή τοποθέτηση του δακτύλου μέσα στη συσκευή, ενώ, εάν η διαδικασία της λήψης αίματος δε γίνει από εκπαιδευμένο ιατρό, μικροβιολόγο, ή τεχνολόγο ιατρικών εργαστηρίων, ενδέχεται να οδηγήσει σε μώλωπες ή τοπικό μυϊκό άλγος.

Ξεκινώντας με τα σχήματα 6.2.9 και 6.2.10, παρατηρείται πολύ μεγάλη επαναληψιμότητα δεδομένων με πολύ μικρά σφάλματα και στις δύο περιπτώσεις. Ο θόρυβος μεταξύ των καρτέ είναι μεγαλύτερος στην περίπτωση των δύο πολωτών λόγω της διαφορετικής κλίμακας μεταξύ των δύο σημάτων, όμως σε όλες τις περιπτώσεις είναι αρκετά χαμηλής έντασης ώστε να μην επηρεάζει σε μεγάλο βαθμό τη μορφή των σημάτων. Το σήμα πα-

ρουσιάζει σε όλες τις περιπτώσεις μια χαρακτηριστική κωνοειδή καμπύλη, ενώ ο λόγος $\frac{p_{max}}{p_{min}}$ της εκάστοτε καμπύλης αυξομειώνεται συναρτήσει της φωτεινότητας. Στην πράξη, το σήμα εμφανίζεται «συμπιεσμένο» στον άξονα $y'-y$, και κατά συνέπεια, υπάρχει μεγαλύτερη επιρροή του θορύβου στο σήμα. Εν τούτοις, στις μετρήσεις με πολωτή του σχήματος 6.2.9, το πολωμένο σήμα παρουσιάζει περισσότερη πληροφορία σχετικά με το μέγεθος και τη συγκέντρωση των σωματιδίων, λόγω της λιγότερο-κωνοειδούς μορφής του.

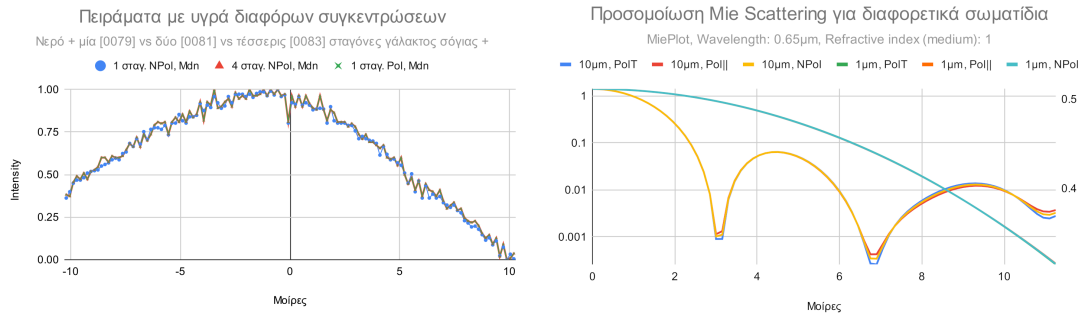


Σχήμα 6.2.9: Πείραμα με 5 σταγόνες γάλακτος βρώμης, με και χωρίς πολωτές (επάνω). Σύγκριση σφάλματος ανά pixel μεταξύ των δύο δειγμάτων (κάτω).

Αντίστοιχα για το σχήμα 6.2.10, παρατηρείται το φαινόμενο που αναφέρθηκε. Επειδή στο εν λόγω σχήμα αλλάζει μονάχα η συγκέντρωση των σωματιδίων και όχι και το μέγεθός τους, η κύρια διαφορά μεταξύ των τριών δειγμάτων είναι η διαφορετική κλιμάκωση των συναρτήσεων. Σημειώνεται πως το γάλα βρώμης, το γάλα σόγιας, καθώς και άλλα οργανικά μείγματα περιέχουν πληθώρα σωματιδίων με διάφορα μεγέθη. Συγκεκριμένα για τη σόγια και τη βρώμη, τα περισσότερα από τα σωματίδια αυτά έχουν διάμετρο μεταξύ 0.1 μm και 0.1 mm , ενώ λόγω του τύπου της κατανομής τους δύνανται να ομαδοποιηθούν με εύκολο τρόπο σε συμπλέγματα (clusters) ανάλογα με το μέγεθός τους.[15, 16]

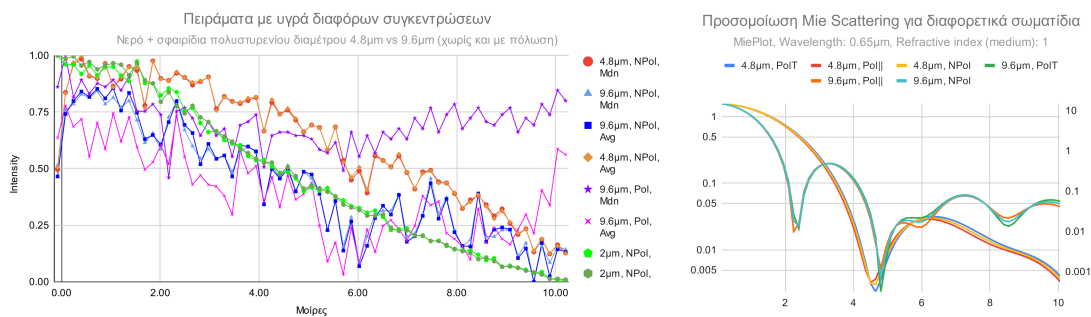
Συνεπώς, στην περίπτωση αυτή δεν είναι εύκολη μια πλήρης προσομοίωση μέσω του Mierplot[17]: θα ήταν αναγκαίες κάποιες παραδοχές. Για παράδειγμα, μια παραδοχή θα ήταν πως τα σωματίδια σόγιας και βρώμης είναι διαμέτρου 1 μm και 10 μm . Κατά βάση τα σωματίδια αυτά αποτελούνται από λιπαρά σφαιρίδια (κυρίως στις μικρότερες διαμέτρους) και από αδιάλυτα στερεά υπολείμματα.[15]

Τέλος, έγιναν πειράματα με τα ίδια μείγματα υγρού και σφαιριδίων πολυστυρενίου που



Σχήμα 6.2.10: Πείραμα με υδάτινα διαλύματα γάλακτος σόγιας δύο διαφορετικών συγκεντρώσεων. (α) Προσομοίωση στο Mieplot για σωματίδια 1 μm και 10 μm με και χωρίς πόλωση (β)

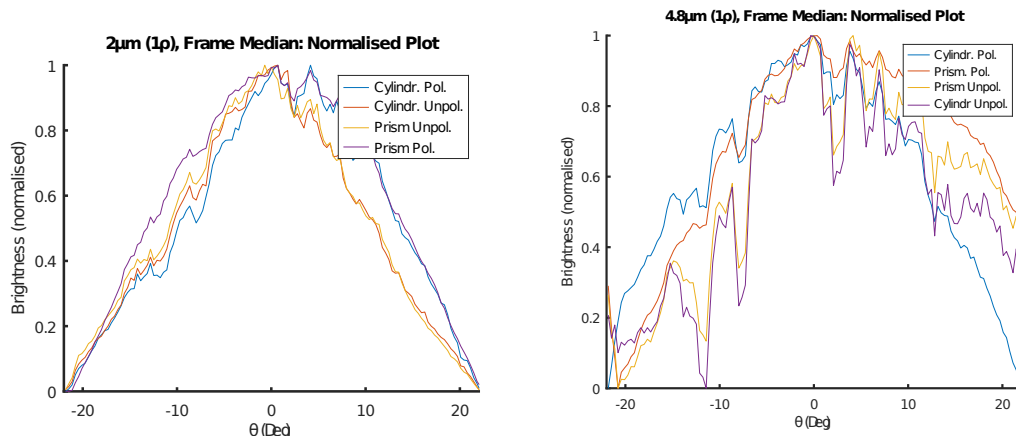
χρησιμοποιήθηκαν και στο [3], η συγκέντρωση των οποίων, όμως, ενδέχεται να έχει αλλάξει από εκείνη τη στιγμή λόγω της εξάτμισης του νερού ακόμα και σε φαινομενικά αεροστεγή δοχεία. Θεωρητικά η αρχική συγκέντρωση του διαλύματος προσεγγίζει την τιμή των $30 \cdot 10^9$ σωματιδίων ανά λίτρο[3] ή αλλιώς, διαιρώντας τον αριθμό των σφαιριδίων με τον αριθμό του Avogadro⁵, $4.9816 \cdot 10^{-14}$ M.[14] Εφόσον αυτή είναι η μέγιστη συγκέντρωση των σωματιδίων, η συγκέντρωση αυτή δύναται να απλουστευθεί περαιτέρω θέτοντας τη μέγιστη συγκέντρωση ως 1 και δίνοντας ένα αυθαίρετο όνομα στη «νέα μονάδα μέτρησης», όπως ρ , από το σύμβολο της πυκνότητας.



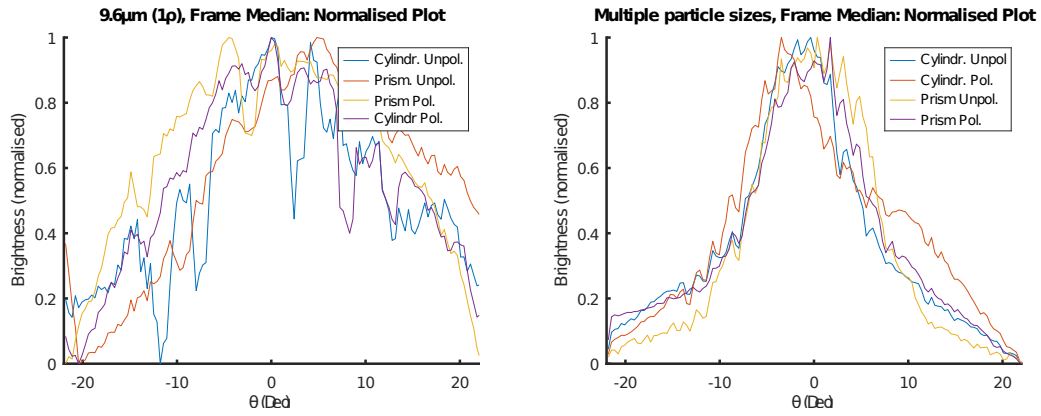
Σχήμα 6.2.11: Πείραμα με διαλύματα νανοσφαιριδίων διαμέτρου 2 μm, 4.8 μm, και 9.6 μm σε νερό, συγκέντρωσης 1ρ, με και χωρίς πόλωση. (α) Προσομοίωση στο Mieplot για τα εν λόγω σωματίδια. (β)

Στα σχήματα του κεφαλαίου της εξομοίωσης in-vitro μετρήσεων με υγρά μείγματα αποδεικνύεται πως η συσκευή, εκτός από καλή επαναληψιμότητα, έχει και πολύ μεγάλη ακρίβεια στα δεδομένα της, ακόμα και με μια αρκετά ελλιπή μοντελοποίηση του προβλήματος! Συγκεκριμένα, τα σωματίδια των 10μm που προβλέπει το [15] για το γάλα βρώμης συγκλίνουν ξεκάθαρα με το θεωρητικό μοντέλο[17], ειδικότερα όταν χρησιμοποιείται πολωτής, ενώ αντίστοιχα τα σωματίδια του 1μm του γάλακτος σόγιας παρουσιάζουν τη γραμμική συμπεριφορά που αναμενόταν. Παρομοίως, στα πειράματα με τη χρήση σφαιριδίων πολυστυρενίου, αποδεικνύεται και πάλι η ομοιότητα των πειραματικών δεδομένων με τα πειραματικά, ιδίως όταν κατά τη διάρκεια της μέτρησης παρεμβάλλονται πολωτές.

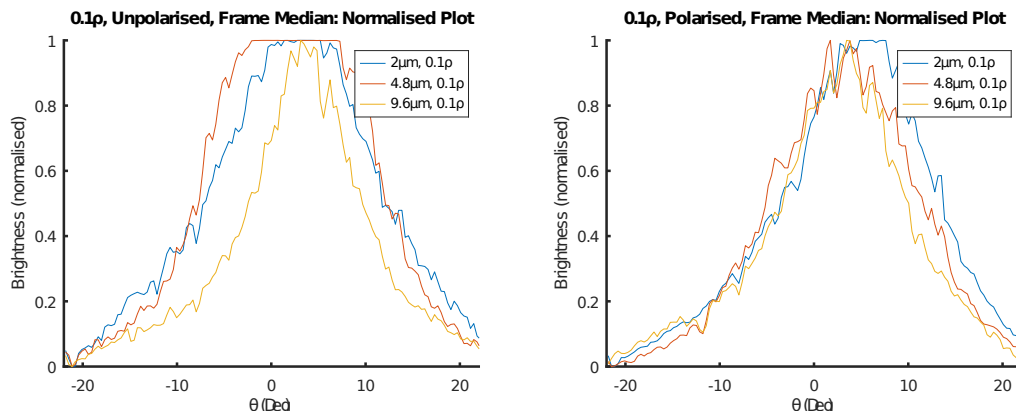
⁵Σύμφωνα με το Bureau International des Poids et Mesures, $N_A = 6.02214076 \cdot 10^{23} \text{ mol}^{-1}$



Σχήμα 6.2.12: Πείραμα σκέδασης Mie σε σωματίδια διαμέτρου 2 μm , 1p (α) και 4.8 μm , 1p (β), με και χωρίς πόλωση, σε κυλινδρικό και πρισματοειδές δοχείο. (30 καρτέ, 50 Hz. $t_{intgr}=40$ μs για μη-πολωμένα και 160 μs για πολωμένα σωματίδια 2 μm · 300 μs για όλες τις μετρήσεις σωματιδίων 4.8 μm)



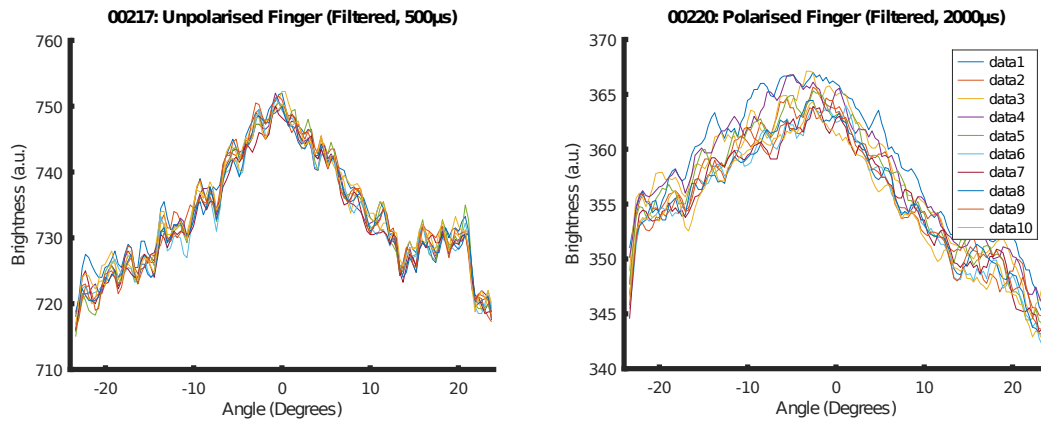
Σχήμα 6.2.13: Πείραμα σκέδασης Mie σε σωματίδια διαμέτρου 9.6 μm , 1p (α) και μείγματος σωματιδίων (β), με και χωρίς πόλωση, σε κυλινδρικό και πρισματοειδές δοχείο. (30 καρτέ, 50 Hz. $t_{intgr}=40$ μs (μη-πολ.), 160 μs (πολ.)· 400 μs για όλες τις μετρήσεις σωματιδίων 9.6 μm)



Σχήμα 6.2.14: Σύγκριση προφίλ σκέδασης όλων των σωματιδίων, χωρίς (α) και με (β) πόλωση. (30 καρτέ, 50 Hz. $t_{intgr}=40$ μs για μη-πολωμένα και 80 μs για πολωμένα σωματίδια)

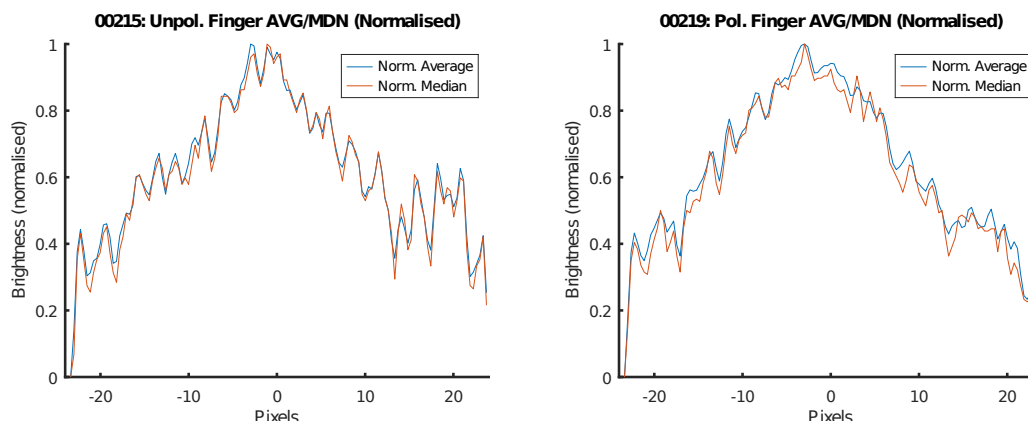
6.2.5 In-vivo πειράματα

Οι in-vivo μετρήσεις ήταν, ταυτόχρονα, και οι πρώτες μετρήσεις της εν λόγω πτυχιακής εργασίας που αφορούσαν πραγματικό αίμα αντί για μείγματα ανόργανων ή οργανικών μικροϋλικών. Τα πειράματα αυτά χωρίζονται σε δύο βασικές κατηγορίες: τις μετρήσεις σκέδασης Mie, όπου το παρεμβάλλον δάκτυλο τοποθετείται σε κάποια απόσταση από τον αισθητήρα, και στον υπολογισμό καρδιακού ρυθμού, όπου το δάκτυλο τοποθετείται μπροστά από τον αισθητήρα ούτως ώστε να ασκείται μια μικρή δύναμη στον αισθητήρα.[3] Στα πειράματα σκέδασης Mie, ο χρόνος δειγματοληψίας που επιλέχθηκε ήταν μεταξύ των 500 μ s και 1000 μ s για τα μη-πολωμένα δείγματα, και μεταξύ των 2000 μ s και 4000 μ s για τα πολωμένα δείγματα. Στο πείραμα του σχήματος 6.2.15 παρατηρεί-



Σχήμα 6.2.15: Πείραμα επαναληψιμότητας για μέτρηση σκέδασης Mie μέσω ανθρώπινου δακτύλου, χωρίς πολωτές (α) και με πολωτές (β).

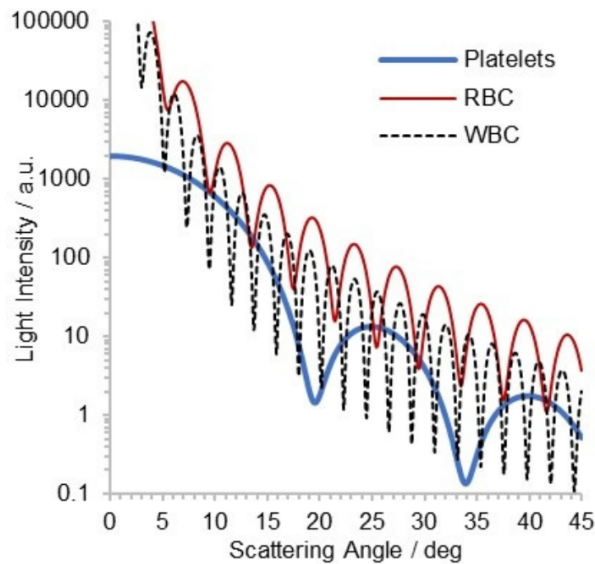
ται πως και οι δύο κυματομορφές εμφανίζουν κυματώσεις που ενδέχεται να σχετίζονται με τη σκέδαση Mie, ενώ η δειγματοληψία εμφανίζει αρκετή επαναληψιμότητα, με το μη-πολωμένο σήμα να εμφανίζει αιχμηρό χαρακτήρα, ενώ το πολωμένο σήμα εμφανίζει λειότερο χαρακτήρα. Όπως έγινε αντιληπτό και σε προηγούμενα πειράματα, οι πολωτές επηρεάζουν σημαντικά το επίπεδο της φωτεινότητας, λόγω της χαμηλής ποιότητας κατασκευής αυτών. Εν τούτοις, στο διάγραμμα $\bar{x} - \tilde{x}$, οι κυματώσεις εμφανίζο-



Σχήμα 6.2.16: Μέσος όρος και διάμεσος δειγμάτων ανθρώπινου δακτύλου χωρίς πόλωση (αριστερά, 1000 μ s) και με πόλωση (δεξιά, 4000 μ s)

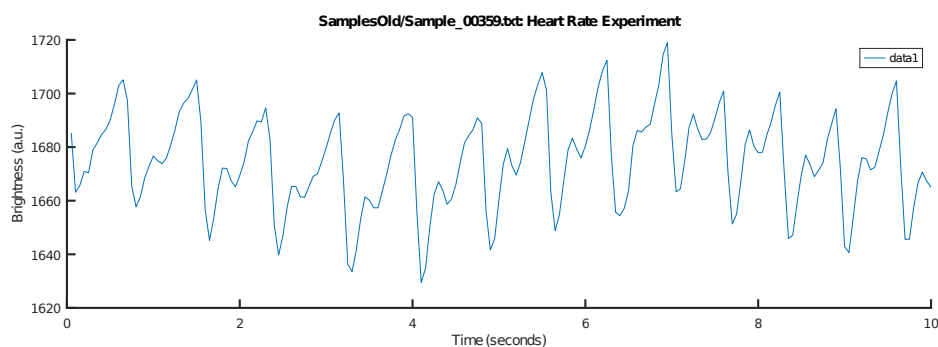
νται με μικρότερη ένταση στο πολωμένο σήμα. Οι κυματώσεις μικρότερης συχνότητας

είναι πιο ευδιόρατες στην περίπτωση της πόλωσης, ενώ εκείνες με μεγαλύτερη συχνότητα κυριαρχούν στο μη-πολωμένο σήμα. Οι κυματώσεις αυτές παρουσιάζουν κοινά με τις θεωρητικά προβλεπόμενες, και ένα συμπέρασμα θα ήταν πως αρκετές από αυτές προέρχονται από τη σκέδαση Mie και όχι από περιβαλλοντικό θόρυβο. Συγκεκριμένα, παρατηρούνται ομοιότητες με τα σήματα που προβλέπονται για τα αιμοπετάλια και τα ερυθρά αιμοσφαίρια. Για τις μετρήσεις καρδιακού παλμού χρησιμοποιήθηκε άλλος



Σχήμα 6.2.17: Θεωρητικά προβλεπόμενα σήματα σκέδασης Mie για αιμοπετάλια, ερυθρά αιμοσφαίρια, και λευκά αιμοσφαίρια (Πηγή: [6])

αλγόριθμος. Το κυριότερο δεδομένο στην περίπτωση αυτή είναι η μέση φωτεινότητα του κάθε καρέ. Από κάθε καρέ υπολογίζεται ο μέσος όρος της φωτεινότητας και, στη συνέχεια, τα δεδομένα αυτά απεικονίζονται σε ένα διάγραμμα ως προς το χρόνο.



Σχήμα 6.2.18: Μέτρηση καρδιακού παλμού χρησιμοποιώντας το PDA

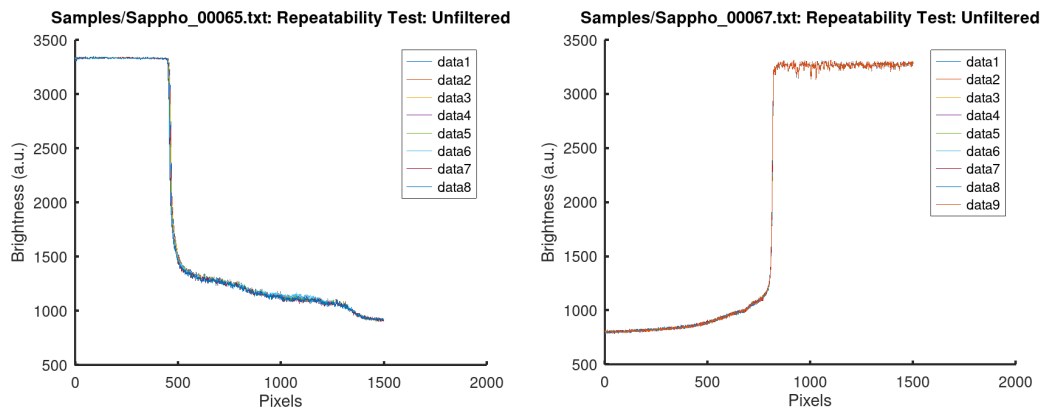
Η δειγματοληψία πρέπει να διαρκέσει αρκετά δευτερόλεπτα ώστε να μην υπάρχει μεγάλη αβεβαιότητα, ενώ ταυτόχρονα η περίοδος δειγματοληψίας πρέπει να είναι αρκετά μεγάλη ώστε ο αριθμός των καρέ να είναι μικρότερος ή ίσος με το μέγιστο αριθμό αυτών που επιτρέπει η RAM, αλλά και αρκετά μικρή ώστε να ισχύει το θεώρημα δειγματοληψίας Nyquist-Shannon[38]. Λαμβάνοντας ως συχνότητα δειγματοληψίας τα 20 Hz, η συχνότητα αυτή θα αντιστοιχούσε σε μέγιστη συχνότητα σήματος 10 Hz, δηλαδή 600 καρδιακούς παλμούς ανά λεπτό. Στο σχήμα 6.2.18 παρατηρείται πως ο καρδιακός

παλμός του ασθενούς ήταν 13.5 ± 0.5 παλμοί ανά 10 δευτερόλεπτα, δηλαδή 1.35 ± 0.05 Hz, που αντιστοιχούν σε 81 ± 3 bpm.⁶

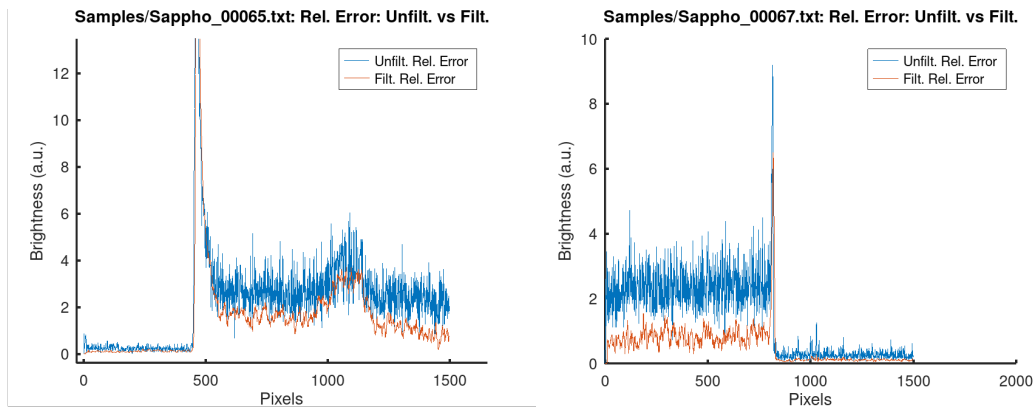
6.3 Μετρήσεις με τον TCD1103GFG

6.3.1 Δείγματα ελέγχου με τοπική επικάλυψη του αισθητήρα

Δείγματα ελέγχου ελήφθησαν και με το νέο PDA. Τα δείγματα αυτά ήταν ιδιαίτερα σημαντικά για την επαλήθευση της σωστής λειτουργίας του PDA, τόσο σε επίπεδο υλισμικού (κύκλωμα οδήγησης, κόλληση του αισθητήρα στην πλακέτα τυπωμένου κυκλώματος) όσο και σε επίπεδο λογισμικού (SAPPHO-PDA Driver). Τα πρώτα «επιτυχημένα» δείγματα, δηλαδή οι μετρήσεις που πραγματοποιήθηκαν αμέσως μετά την ολοκλήρωση του οδηγού, έδειξαν ευοίωνα αποτελέσματα.



Σχήμα 6.3.19: Δείγματα ελέγχου του TCD1103GFG με την αριστερή (α) και τη δεξιά (β) πλευρά του PDA εκτεθειμένη στο φως του φακού



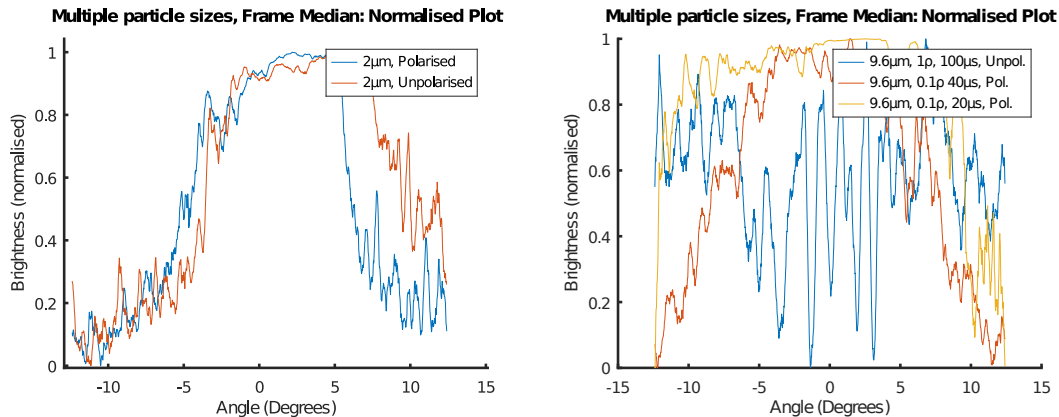
Σχήμα 6.3.20: Σχετικό σφάλμα σε κάθε pixel στα σήματα του προηγούμενου σχήματος

Το σήμα, και στις δύο περιπτώσεις, χωρίς να έχει μετασχηματισθεί από κάποιο φίλτρο, απεικονίζεται με μεγάλη ομαλότητα και επαναληψιμότητα, ενώ το σχετικό του σφάλμα είναι της τάξης του 2%. Μετά την εφαρμογή ενός φίλτρου κινούμενου μέσου δέκατης τάξης, το σφάλμα αυτό προσεγγίζει το 0%. Με τα δείγματα αυτά επιβεβαιώνεται και πειραματικά η λειτουργία του αισθητήρα, ούτως ώστε να χρησιμοποιηθεί για in-vitro και in-vivo πειράματα.

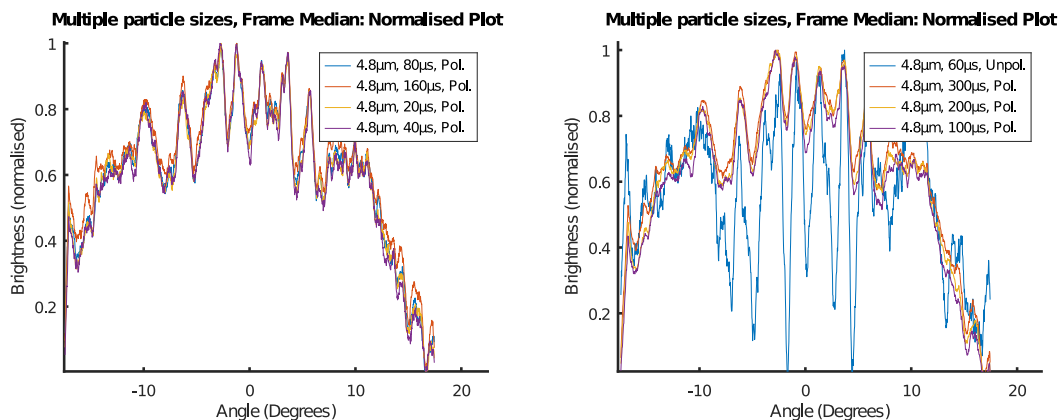
⁶1 bpm $\triangleq$ 1/60 Hz

6.3.2 Εξομοίωση των in-vitro μετρήσεων με υγρά μείγματα

Λόγω περιορισμένου χρόνου, τα δείγματα του παρόντος και του επόμενου κεφαλαίου ελήφθησαν πριν την ολοκλήρωση και τελειοποίηση της συσκευής. Συνεπώς, η ποιότητα των δειγμάτων δεν είναι η βέλτιστη, λόγω των διαφόρων ειδών ηλεκτρομαγνητικών παρεμβολών που ενδέχεται να ήταν παρούσες είτε κατά τη διάρκεια της μέτρησης (οπτικός θόρυβος), είτε κατά τη διάρκεια της μεταφοράς των σημάτων από το μικροϋπολογιστή προς το PDA και αντίστροφα (παραμόρφωση σημάτων). Τα πειράματα των σχημάτων



Σχήμα 6.3.21: Σύγκριση διαμέσου ενός πολωμένου και ενός μη-πολωμένου δείγματος σωματιδίων 2 μm , 1p, με t_{intgr} 20 μs , 30 καρέ (α), Σύγκριση δειγμάτων 9.6 μm με και χωρίς πόλωση, σε διαφορετικούς χρόνους ολοκλήρωσης (30 καρέ) και δύο διαφορετικές συγκεντρώσεις (β)



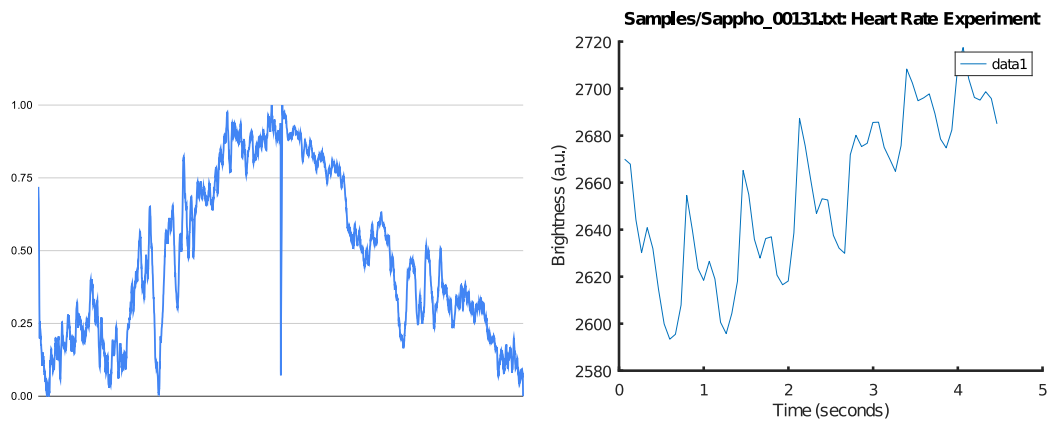
Σχήμα 6.3.22: Επαναληψιμότητα προφίλ σκέδασης πολωμένων δειγμάτων σωματιδίων 4.8 μm , 1p, σε διαφορετικούς χρόνους ολοκλήρωσης, 30 καρέ (α), Σύγκριση σήματος πολωμένων και μη-πολωμένων σωματιδίων 4.8 μm της ίδιας συγκέντρωσης (β)

6.3.21 και 6.3.22 επαναλήφθηκαν άλλες 4 φορές με παρόμοια αποτελέσματα. Παρατηρείται πως, ειδικότερα στις περιπτώσεις των σωματιδίων μεγάλου⁷ μεγέθους, τα μη-πολωμένα σήματα της πρόχειρης αυτής κατασκευής είναι αρκετά παραμορφωμένα από τον οπτικό θόρυβο του περιβάλλοντος, καθ' ότι, εάν ο αισθητήρας και τα περιφερειακά της συσκευής δε βρίσκονται εντός της θήκης τους, τα αποτελέσματα μιας δειγματοληψίας ενδέχεται να παραμορφωθούν σημαντικά λόγω ανάκλασης ή διάθλασης του φωτός

⁷συγκριτικά

του laser σε ανοιχτόχρωμες επιφάνειες, ή λόγω κάποιας εξωτερικής πηγής φωτός, α-κόμα κι αν η εν λόγω πηγή είναι πολύ ασθενής.⁸ Εν τούτοις, στα πολωμένα σήματα η ποιότητα των δειγμάτων είναι καλύτερη και η επαναληψιμότητα μεταξύ διαφορετικών δειγμάτων είναι εξαιρετικά καλή, σε πληθώρα χρόνων ολοκλήρωσης.

6.3.3 In-vivo πειράματα



Σχήμα 6.3.23: Διάμεσος δείγματος ανθρώπινου δακτύλου, χωρίς πόλωση, 30 καρέ, 2000 μ s χρόνος ολοκλήρωσης (α), Μέτρηση καρδιακού παλμού χρησιμοποιώντας το PDA (β)

Το προφίλ σκέδασης του σχήματος 6.3.23α είναι αρκετά όμοιο με εκείνο των σχημάτων 6.2.16α και 6.2.16β, πιθανότατα επιβεβαιώνοντας πως το μετρούμενο σήμα είναι όντως σκέδαση Mie. Στο σχήμα 6.3.23β, τέλος, ελήφθησαν 69 καρέ με ρυθμό δειγματοληψίας 15 καρέ ανά δευτερόλεπτο, και χρόνο δειγματοληψίας 40 μ s, δίνοντας ως αποτέλεσμα 6.5 ± 0.25 παλμούς ανά 4.6 δευτερόλεπτα, δηλαδή 84.78 ± 3.26 bpm ή 1.41 ± 0.05 Hz.

⁸Το δεδομένο αυτό προέκυψε από τη σύγκριση των περιβαλλοντικών συνθηκών διαφόρων δειγμάτων χαμηλής ποιότητας.

7 Πιστοποίηση CE

Για τη διάθεση προϊόντων στην Ευρωπαϊκή αγορά απαιτείται η κατάλληλη πιστοποίηση τους βάσει διεθνών ή Ευρωπαϊκών προτύπων των οποίων ακολουθούν, σύμφωνα με τις προδιαγραφές τους. Για την πιστοποίηση CE (ή Conformité Européenne στα Γαλλικά) [93], η οποία δείχνει την εναρμόνιση του προϊόντος με τα Ευρωπαϊκά Τεχνικά Πρότυπα, ο κατασκευαστής είναι αποκλειστικά υπεύθυνος να συμμορφωθεί με όλες τις σχετικές Ευρωπαϊκές απαιτήσεις, να αποφασίσει αν η αξιολόγηση του προϊόντος θα πραγματοποιηθεί από τον ίδιο ή από κοινοποιημένο οργανισμό αξιολόγησης προϊόντων [37], να συντάξει τον τεχνικό φάκελο, να τεκμηριώσει τη συμμόρφωση του προϊόντος, και να υπογράψει τη δήλωση συμμόρφωσης CE, η οποία συνοδεύει τον τεχνικό φάκελο, που οφείλει να είναι διαθέσιμος στους αρμόδιους φορείς ελέγχου του κάθε κράτους.

Στην παρούσα πτυχιακή συντάχθηκαν δυο τεχνικοί φάκελοι για δυο διαφορετικές εκδόχες της συσκευής που αναπτύχθηκαν· ένας τεχνικός φάκελος για την in-vivo συσκευή, και αντίστοιχα ένας για την in-vitro, μιας και υπάρχει μεγάλη διαφορά στα αρμόδια - για κάθε συσκευή - πρότυπα. Επίσης, εκτός από την πιστοποίηση CE, υπάρχει και διερεύνηση σε άλλα πρότυπα με τα οποία η συσκευή μπορεί να εναρμονιστεί, όπως την Οδηγία για τον Περιορισμό των Επικίνδυνων Ουσιών (Restriction of Hazardous Substances Directive (RoHS))[95] και τα πρότυπα περί ηλεκτρικής συμβατότητας EMC, καθώς και η σχετική οδηγία για την κατάλληλη ανακύκλωση και διαχείριση των απορριμάτων της συσκευής, διότι πλέον ισχύει η οδηγία 2018/849 η οποία. Ευτυχώς, η συσκευή δεν υπόκειται στην οδηγία για χαμηλές τάσεις (Low Voltage Directive) 2014/35/EU [92], μιας και οι ιατρικές συσκευές δεν περιλαμβάνονται σε αυτή.

Για τους σκοπούς δημιουργίας βάσης δεδομένων με τις μετρήσεις του αισθητήρα της κατασκευής, καθώς και βιοϊατρικές μετρήσεις από έμπιστα μικροβιολογικά εργαστήρια, συντάχθηκε ερωτηματολόγιο με τις τυπικές τιμές μιας γενικής εξέτασης αίματος, με σεβασμό στην προστασία της ιδιωτικότητας των ιατρικών δεδομένων των συμμετεχόντων, σύμφωνα με τις σχετικές νομοθεσίες της Ευρωπαϊκής Ένωσης. Η ταυτοποίησή των συμμετεχόντων σε περίπτωση μελλοντικής απόσυρσης της συναίνεσής τους για τη χρήση των ιατρικών τους δεδομένων θα πραγματοποιηθεί από τα στοιχεία του φύλου και της ημερομηνίας γέννησής τους, μιας και έχει διεκπεραιωθεί μεγάλη προσπάθεια για την τήρηση του Γενικού Κανονισμού για την Προστασία Δεδομένων (GDPR)[94]. Το συγκεκριμένο ερωτηματολόγιο είναι απαραίτητο στη διαδικασία πιστοποίησης του προϊόντος για τη διάθεσή του στην Ευρωπαϊκή αγορά, μιας και απαιτείται η συχνή καταγραφή και εποπτεία των αποτελεσμάτων της συσκευής για την εξακρίβωση της ορθής λειτουργίας της.

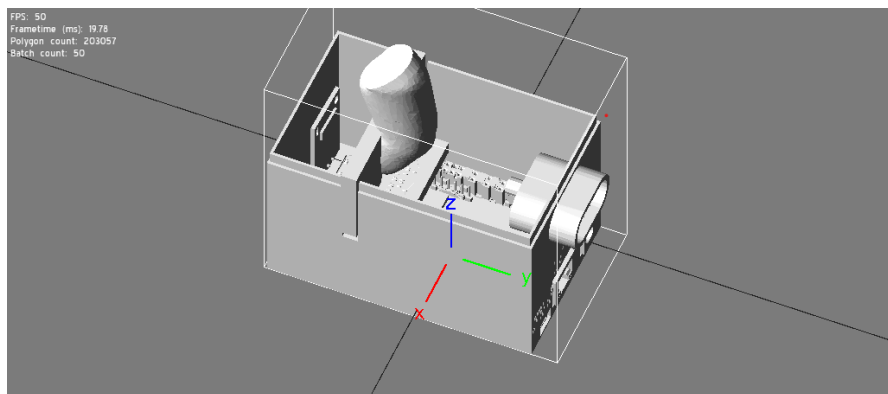
7.1 Οδηγίες Υποβολής Τεχνικού Φακέλου σε Φορέα Αξιολόγησης

Μπορεί να διαφέρει η μορφή του τεχνικού φακέλου για την κάθε εταιρεία η οποία εκπληρώνει την αξιολόγησή του, αλλά οι γενικές οδηγίες δημιουργίας του αρχείου μένουν σε μεγάλο βαθμό οι ίδιες, και είναι ωφέλιμες για την επίσπευση της αξιολόγησης [111].

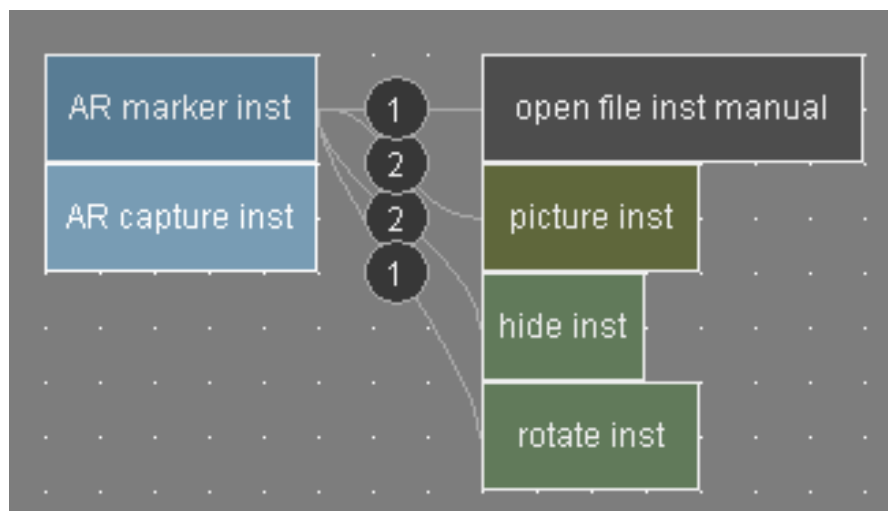
Τα αρχεία οφείλουν να είναι σε μορφή .pdf με μέγεθος μικρότερο από 500 MB, με σελιδοδείκτες, και πλήρως κωδικοποιημένα για πιθανή αναζήτηση μέσα σε αυτά, με στόχο την ευκολία ευρέσεως συγκεκριμένων πληροφοριών και τη διευκόλυνση μελλοντικών αλλαγών. Επίσης, τα αρχεία των τεχνικών φακέλων οφείλουν να δύνανται να

υποστούν πιθανή επεξεργασία από τον τεχνικό φορέα αξιολόγησης και να σταλθούν μέσω ηλεκτρονικού ταχυδρομείου ή άλλης πιθανής μορφής διαδικτυακής επικοινωνίας στο φορέα. Αναγκαία είναι η ύπαρξη των αρμοδίων χειρόγραφων ή ηλεκτρονικών υπογραφών για οποιαδήποτε έγγραφο είναι απαραίτητες. Σημαντική είναι η αναφορά των εξωτερικών συνεργατών και εργολάβων οι οποίοι βοηθούν στην κατασκευή του προϊόντος, μιας και οι εξωτερικοί συνεργάτες οφείλουν να είναι πιστοποιημένοι κατά ISO 13485 ή να υποστούν έλεγχο από τους αρμοδίους φορείς. Η κατηγοριοποίηση, περιγραφή, και τεχνική τεκμηρίωση των εξαρτημάτων του προϊόντος, καθώς και η ορθή χρήση τους σύμφωνα με τις οδηγίες χρήσης, είναι ζωτικής σημασίας για την τελική έγκριση του τεχνικού φακέλου.

7.2 Δημιουργία Εφαρμογής Επαυξημένης Πραγματικότητας



Σχήμα 7.2.1: 3D μοντέλο In-Vivo συσκευής στο OpenSpace3D.



Σχήμα 7.2.2: Πρόγραμμα SCOL εμφάνισης 3D μοντέλου και οδηγιών χρήσης.

Για την ευχρηστία της συσκευής αποφασίστηκε η δημιουργία εφαρμογής επαυξημένης πραγματικότητας, η οποία θα παρουσιάζει τη γενική αρχή χρήσης της, μιας και δεν ήταν δυνατή η υλοποίηση βοηθητικών σκίτσων για το φυλλάδιο οδηγιών χρήσης.

Η εφαρμογή πραγματοποιήθηκε στο πρόγραμμα OpenSpace3D, το οποίο είναι ανοιχτού

κώδικα σύμφωνα με την άδεια GNU Lesser General Public License 3.0 (LGPL)[83], γεγονός που επιτρέπει την άφοβη χρήση του σε εμπορικές εφαρμογές όπως η συγκεκριμένη. Η μεθοδολογία η οποία χρησιμοποιήθηκε για τη δημιουργία της εφαρμογής ήταν αρχικά η τρισδιάστατη σχεδίαση της συσκευής με τη μορφολογία που θα είχε κατά τη διάρκεια δειγματοληψίας Mie σκέδασης σε ανθρώπινο ιστό, και ο μετέπειτα ο προγραμματισμός της εφαρμογής μέσω της γλώσσας SCOL, στην οποία βασίζεται το OpenSpace3D. Σημειώνεται πως η εφαρμογή εμφανίζει το τρισδιάστατο μοντέλο στους πιθανούς χρήστες μέσω του ειδικού AR δείκτη στην ετικέτα της συσκευής, καθώς και εμφανίζει το φυλλάδιο οδηγιών χρήσης στην αντίστοιχη συσκευή του χρήστη. Αυτή τη στιγμή, η εφαρμογή υποστηρίζεται σε συσκευές με λειτουργικό σύστημα Windows, GNU/Linux, Mac OS X, Android, και iOS. Φυσικά, εκτός από τη διευκόλυνση των χρηστών, η AR εφαρμογή πραγματοποιήθηκε και για την προώθηση και διαφήμιση του προϊόντος.

8 Εναλλακτικές Βιοϊατρικές Εφαρμογές

Έχοντας γνώση των μετρητικών ικανοτήτων της συσκευής, αναζητήθηκαν επιπρόσθετες βιοϊατρικές εφαρμογές για τις οποίες η συσκευή έχει την ικανότητα να ανταποκριθεί αξιόπιστα. Οι εν λόγω βιοϊατρικές εφαρμογές επιλέχθηκαν με σκοπό την εξέταση κυττάρων του ανθρώπινου σώματος που εμφανίζουν παρόμοια χαρακτηριστικά με αυτά των ερυθρών κυττάρων σε μέγεθος και σχήμα, και ταυτόχρονα μπορούν να απομονωθούν με κατάλληλες μεθόδους, ώστε να μετρηθεί η σκέδαση Mie τους. Μιας και οι πειραματικές μετρήσεις έδειξαν δυνατότητα διάκρισης σφαιριδίων σε συγκεκριμένα μη και είναι γνωστά από την αντίστοιχη βιβλιογραφία τα μεγέθη διαφόρων βιοχημικών στοιχείων όπως οι κρύσταλλοι ούρων[104], τα σπερματοζώαρια[106], ή ακόμα και τα παράσιτα (όπως τα πρωτόζωα που προκαλούν την ελονοσία[105]) μπορεί να υποτεθεί πως, εφόσον ο βιοαισθητήρας δύναται να εντοπίσει αντικείμενα με αντίστοιχα μεγέθη, τότε υπολείπεται μονάχα η συλλογή του αντίστοιχου όγκου κυττάρων για τη μέτρηση τους. Εάν ισχύουν όλες οι απαραίτητες συνθήκες, οι συγγραφείς ελπίζουν πως, κατόπιν διερεύνησης, ο αισθητήρας θα βοηθήσει στην ανίχνευση ασθενειών όπως αυτές οι οποίες αναφέρονται στον παρακάτω πίνακα. Σημειώνεται πως, για τη διευκόλυνση αυτής της μελλοντικής

Ασθένεια:	Εξεταζόμενο στοιχείο:	Μέγεθος (μm)
Παρασιταϊμία	Παράσιτα έπειτα από χρώση	~10
Λευκοπενία	Λευκοκύτταρα	12 - 15
Λευκοκυττάρωση	Λευκοκύτταρα	12 - 15
Κρυσταλλουρία	Κρύσταλλοι ούρων	4.2 - 19.8
Μη εμφανής αιματουρία	Ερυθρά κύτταρα	7-8
Χαμηλή γονιμότητα ⁹	Σπερματοζώαρια	2.5-3
Μακροκυτταρική αναιμία	Ερυθρά κύτταρα	7-8
Ανισοκυττάρωση	Ερυθρά κύτταρα	7-8

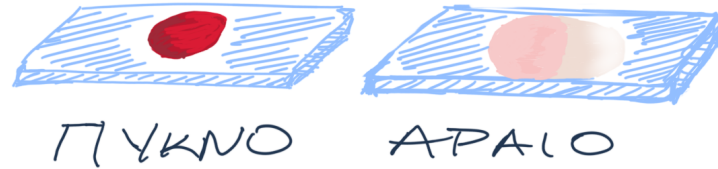
έρευνας, σχεδιάστηκε περιφερειακό της συσκευής για τις μετρήσεις με βιολογικά φιλμ, καθώς και επεξηγείται με μεγαλύτερα λεπτομέρεια στην παρακάτω παράγραφο η χρώση Wright-Giemsa, η οποία αποτελεί μια συχνή μέθοδο για τη δημιουργία γυάλινων πλακών εξέτασης του αίματος.

8.1 Φιλμ Αίματος

Τα φιλμ αίματος αποτελούν συμπληρωματικό τρόπο διάγνωσης και επιτήρησης κυτταρικών στοιχείων στο αίμα, τα οποία δημιουργούνται πάνω σε γυάλινες μικροβιολογικές διαφάνειες που επιχρίονται κατάλληλα με τις αντίστοιχες μεθόδους, όπως η χρώση Leishman ή η Giemsa-Wrist [108]. Τα φιλμ αίματος δημιουργούνται με επίχρισμα αίματος, το οποίο τοποθετείται πάνω σε μια γυάλινη επιφάνεια και είτε διαμοιράζεται στην επιφάνεια, είτε μένει άθικτο ως σταγόνα, με σκοπό την απομόνωση μιας επίστρωσης αίματος, από όπου πραγματοποιείται η μέτρηση και κατηγοριοποίηση των κυττάρων. Συνήθως, αιματολόγοι και μικροβιολόγοι προετοιμάζουν φιλμ αίματος για τη διάγνωση και ταξινόμηση αναιμιών και αιμοπαρασίτων [109]. Υπάρχει πληθώρα τρόπων επίχρισης

⁹Σε άτομα στα οποία αποδόθηκε το αρσενικό φύλο κατά τη γέννηση ή/και intersex άτομα τα οποία διαθέτουν το αντίστοιχο αναπαραγωγικό σύστημα αλλά δεν τους αποδόθηκε το αρσενικό φύλο κατά τη γέννηση

και δημιουργίας των γυάλινων διαφανειών για επικέντρωση σε διαφορετικά χαρακτηριστικά, με τα φιλμ τα οποία δείχνουν μεγάλη πυκνότητα αίματος να χρησιμοποιούνται για εντοπισμό αναιμιών με προσεγγιστικούς υπολογισμούς των αιμοσφαιρίων, και αντίστοιχα οι διαφάνειες με αραιή πυκνότητα βοηθούν στη διάγνωση αιμοπαρασίτων όπως τα πρωτόζωα της ελονοσίας, τρυπανοσώματα, κ.α [103].



Σχήμα 8.1.1: Απεικόνιση πυκνού και αραιού φιλμ αίματος

Παρακάτω αναγράφεται επιγραμματικά η διαδικασία Wright-Giemsa[108] επίχρισης, για την πιθανή μελλοντική διερεύνηση των παραπάνω βιοϊατρικών εφαρμογών.

1. Τοποθέτηση της γυάλινης πλάκας μέσα σε μια λεκάνη, η οποία είναι ικανή να αντέξει τους χημικούς διαλύτες.
2. Πλημμύρισμα της γυάλινης πλάκας με τη χρώση Wright-Giemsa επί πέντε λεπτά συνεχόμενα.
3. Πλημμύρισμα της γυάλινης πλάκας με το ρυθμιστικό διάλυμα φωσφορικού άλατος με pH 6.8 και αναμονή μέχρι να δράσει για ένα λεπτό.
4. Πλημμύρισμα γυάλινης πλάκας με αποσταγμένο νερό μέχρι την απομάκρυνση των καταλοίπων των δυο προηγούμενων διαλυμάτων.
5. Αναμονή μέχρι η πλάκα να στεγνώσει, σε »συνθήκες δωματίου».
6. Εναπόθεση πλάκας σε μείγμα οξυλενίου ή υποκατάστατου οξυλενίου.

Ως αποτέλεσμα λαμβάνεται η επίχριση των ερυθρών αιμοσφαιρίων με ερυθροκαφέ απόχρωση, τα μονοκύτταρα με βαθιά μπλε προς μωβ απόχρωση, τα ουδετερόφιλα κύτταρα με ανοιχτό μωβ, τα ηωσινόφιλα με ανοιχτό κόκκινο, τα βασεόφιλα κύτταρα με βαθύ μωβ, και τα αιμοπετάλια με βαθυκόκκινη προς μωβ απόχρωση [109].

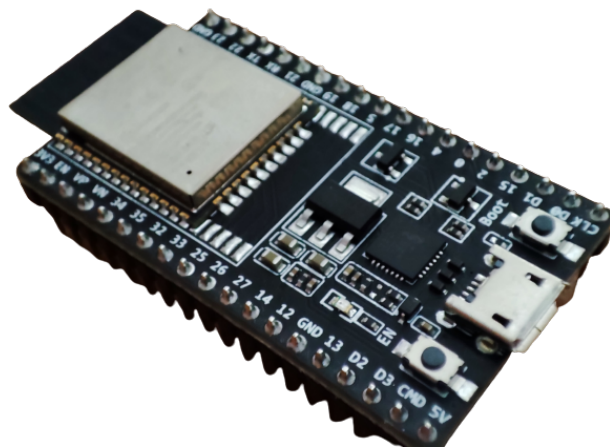
9 Συμπεράσματα

Βάσει των αποτελεσμάτων των πειραμάτων του κεφαλαίου 6, είναι δυνατόν να εξαχθούν μερικά συμπεράσματα. Ειδικότερα, σύμφωνα με τα γραφήματα των κεφαλαίων 6.2.4, 6.2.5, 6.3.2, και 6.3.3, παρατηρείται πως η χρήση γραμμικών πολυτών δύναται να μειώσει τις οπτικές παρεμβολές στο σήμα ή/και να βελτιώσει το μετρούμενο προφίλ της σκέδασης Mie. Επίσης, είναι δυνατόν να επιβεβαιωθεί με αρκετή (όμως όχι απόλυτη) βεβαιότητα πως τα περιεχόμενα των σημάτων αντιπροσωπεύουν σε μεγάλο βαθμό το αναμενόμενο προφίλ σκέδασης Mie, με το κάθε πείραμα να παρουσιάζει ικανοποιητική επαναληψιμότητα και μικρό σφάλμα. Συνεπώς, επαληθεύονται εκ νέου και οι παρατηρήσεις της διπλωματικής εργασίας του κ. Καρακώστα[3]. Αναμένεται, φυσικά, και η μελλοντική ανάλυση των δειγμάτων, είτε μέσω πολυπλοκότερων αλγορίθμων, είτε μέσω μηχανικής μάθησης. Τοιουτοτρόπως, η προαναφερθείσα αβεβαιότητα ίσως μειωθεί περαιτέρω.

10 Προτάσεις / Βελτιώσεις

10.1 Αντικατάσταση Μικροϋπολογιστή

Αυτή τη στιγμή, οι μετρητικές ικανότητες της διάταξης είναι αξιοσημείωτες. Ωστόσο, αναφέρονται πιθανές αλλαγές και προσθήκες οι οποίες μπορούν να διεκπεραιωθούν σε μελλοντικό χρόνο από τους συγγραφείς ή από άλλους φοιτητές για τη βελτιστοποίηση της συσκευής. Σύμφωνα με τη βιβλιογραφία της προηγούμενης εκδοχής της συσκευής[3, 4], η αντικατάσταση του μικροϋπολογιστή Beaglebone Black Rev. C είναι απαραίτητη, καθώς οι επεξεργαστικές ιδιότητες του δεν είναι πλήρως εκμεταλλεζόμενες από την παρούσα μετρητική διάταξη. Προτείνεται η χρήση κάποιου μικροελεγκτή με σημαντικά χαμηλότερο κόστος, για την ευκολότερη αγορά του προϊόντος από πληθώρα ατόμων παγκοσμίως. Κάποιοι από αυτούς τους μικροελεγκτές είναι οι ESP32 και οι STM32, οι οποίοι υπάρχουν για πληθώρα εξατομικευμένων εφαρμογών, καθώς και η σειρά PSOC της εταιρείας Cypress, με τον ARM Cortex M επεξεργαστή. Κοινά χαρακτηριστικά των παραπάνω είναι το χαμηλό κόστος και η δυνατότητα προγραμματισμού υλικού πέρα από τον κύριο μικροεπεξεργαστή. Σε μια προσπάθεια περαιτέρω βελτίωσης του προϊόντος, είναι άξιο αναφοράς ότι η προσαρμογή της συσκευής σε έναν μικροϋπολογιστή ειδικά σχεδιασμένο στην εκπαίδευση και τη λειτουργία μοντέλων μηχανικής μάθησης θα εξύψωνε την παρούσα μετρητική διάταξη πέρα από τις ικανότητες του αισθητηρίου TCD1103GFG, προσδίδοντάς του μια επιπλέον προβλεπτική ικανότητα για τους βιοχημικούς δείκτες των χρηστών.

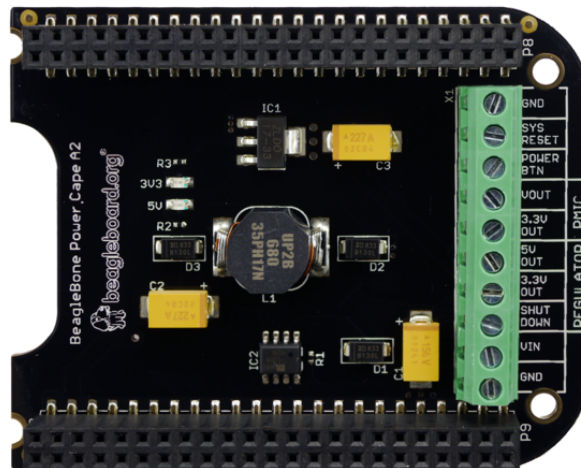


Σχήμα 10.1.1: Ο μικροελεγκτής Espressif ESP32-WROOM32-D στην πλακέτα ανάπτυξης ESP32-DevKitC

10.2 Φορητότητα και Ενεργειακή Αυτονομία Συσκευής

Ο παρών σχεδιασμός της συσκευής δυστυχώς απαιτεί τροφοδότηση από εξωτερική πηγή, για λόγους οι οποίοι παρουσιάστηκαν στο υποκεφάλαιο «Τροφοδοσία του Beaglebone Black Rev. C». Αυτό το γεγονός μειώνει σημαντικά τη φορητότητα και αυτονομία της συσκευής, αφού ιδανικά θα υπήρχε η δυνατότητα ενσωμάτωσης μπαταρίας λιθίου, με σκοπό και τη μετέπειτα μελέτη των ενεργειακών απαιτήσεων της συσκευής. Μια λύση η οποία προτείνεται από τους συγγραφείς είναι η ενσωμάτωση της τωρινής σχεδιασμένης πλακέτας για την αλληλεπίδραση του μικροϋπολογιστή και του αισθητηρίου

TCD1103GFG στο υπάρχον cape του Beaglebone Black, του οποίου το σχέδιο και τα αντίστοιχα αρχεία είναι διαθέσιμα μέσω της άδειας Creative Commons από την Texas Instruments, η οποία επιτρέπει την επεξεργασία τους για εμπορικό σκοπό με κατάλληλη αναφορά στον αρχικό κατασκευαστή, καθώς και αναφορά των αλλαγών οι οποίες υποβλήθηκαν στα αρχεία [72][73]. Αρκετές εκδοχές του cape για την τροφοδότηση μπαταρίας λιθίου κυκλοφορούν ήδη στην αγορά και από την AndiceLabs και την GHI Electronics [74].



Σχήμα 10.2.2: Τωρινή εκδοχή του Beaglebone Power Cape διαθέσιμη για αλλαγές μέσω της άδειας CC-BY 4.0

Αναγνωρίζεται από τους συγγραφείς ότι η συγκεκριμένη βελτίωση δεν αποτελεί απαραίτητη προϋπόθεσή για την ορθή λειτουργία της μετρητικής διάταξης, αλλά αναφέρεται ως συνετή σχεδίαση για την ευκολία χρήσης της συσκευής, καθώς και για την εμπορευματοποίησή της, αφού ως προϊόν δε θα απαιτεί τη χρήση τρίτου προϊόντος (π.χ. powerbank) για τη λειτουργία της.

10.3 Δημιουργία Συστοιχίας Προσομοίωσης Σκέδασης Mie

Προτείνεται η μελλοντική δημιουργία προσομοιώσεων Σκέδασης Mie για μη-φυσιολογικούς βιοχημικούς δείκτες, οι οποίοι αντιστοιχούν σε πιθανή εμφάνιση και διάγνωση ασθενειών. Αυτή η σειρά προσομοιώσεων μπορεί να διεκπεραιωθεί είτε στο Mierplot, είτε σε οποιαδήποτε άλλη βιβλιοθήκη ή πρόγραμμα ικανό να προσομοιώσει Mie σκεδάσεις μέσω βιοχημικών παραμέτρων (π.χ. δείκτης διάθλασης της αιμοσφαιρίνης), οι οποίες μπορούν να βρεθούν από την αντίστοιχη βιβλιογραφία. Αυτές οι προσομοιώσεις είναι θεμελιώδεις για τη δημιουργία προγράμματος αυτόματης διάγνωσης, το οποίο μπορεί να υλοποιηθεί είτε σε H/Y εφόσον εισαχθεί η μέτρηση της σκέδασης Mie, είτε στο μικροϋπολογιστή με αντίστοιχη υλοποίηση μετά τη μέτρηση της σκέδασης Mie. Αυτή η διαδικασία προτείνεται για τις σκεδάσεις αίματος και ανθρώπινου ιστού, καθώς διάφοροι παράγοντες, όπως το βιολογικό φύλο, η ηλικία, και η εθνικότητα, μεταβάλλουν αρκετά τους φυσιολογικούς βιοχημικούς δείκτες. Για παράδειγμα, η φυσιολογική βιοχημική τιμή της τυπικής απόκλισης της αιμοσφαιρίνης στους άνδρες είναι 8.7-11.2 mmol/L, και στις γυναίκες 7.4-9.9 mmol/L[75]. Αυτή η διαφορά δείχνει την ανάγκη πραγματοποίησής αυτής της σειράς προσομοιώσεων σε συμφωνία με την αντίστοιχη

βιβλιογραφία, καθώς θα βοηθήσει στην επίτευξη αυξημένης μετρητικής ακρίβειας από την τωρινή διάταξη, ενώ μπορεί να αποτελέσει και ακρογωνιαία λίθο στην εκπαίδευση μοντέλου μηχανικής μάθησης, η οποία επεξηγείται παρακάτω.

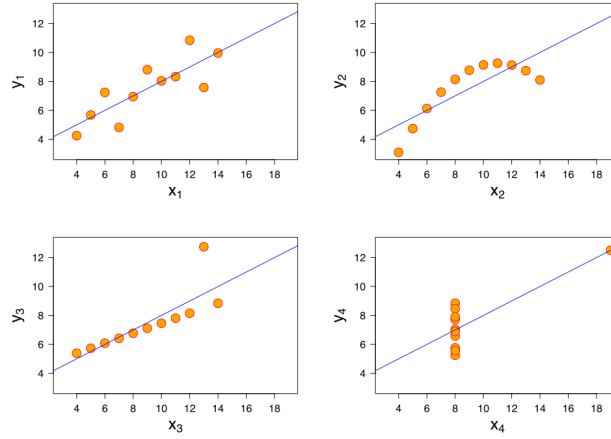
10.4 Μεθοδολογία δημιουργίας μοντέλου μηχανικής μάθησης

Φυσικά, πέρα από τα παραπάνω, θα ήταν απαραίτητη και η συλλογή βιοχημικών στοιχείων από έγκυρες πηγές, όπως κάποια μικροβιολογική κλινική, για τη δημιουργία κατάλληλης συλλογής δεδομένων εκπαίδευσης ενός μοντέλου μηχανικής μάθησης. Ο αλγόριθμος μηχανικής μάθησης ο οποίος προτείνεται από τους συγγραφείς για τη συγκεκριμένη περίπτωση είναι αυτός της γραμμικής παλινδρόμησης, καθώς οι μέσοι όροι που προκύπτουν από τα αποτελέσματα του αισθητηρίου μπορούν να συσχετισθούν γραμμικά με τους βιοχημικούς δείκτες από τα μικροβιολογικά εργαστήρια, με σκοπό τη μελλοντική έγκυρη πρόβλεψη των βιοχημικών δεικτών. Πιθανή είναι, επιπλέον, και η υλοποίηση ενός μεταβατικού βήματος πριν την εγκατάσταση του αλγορίθμου στο μικροϋπολογιστή, όπου η συνεχής εκπαίδευση του μοντέλου μηχανικής μάθησης θα μπορούσε να ακολουθηθεί για ένα μεγάλο χρονικό διάστημα (π.χ. εβδομάδων), με σκοπό τη βελτιστοποίηση του μοντέλου αλλά και τη δημιουργία μιας επιπλέον επιλογής όπου, προσωπικό γνώριμο με τη διαδικασία της μηχανικής μάθησης, λειτουργεί το αντίστοιχο μοντέλο για την εξαγωγή των αποτελεσμάτων και ενημέρωση των χρηστών της συσκευής.

Η γραμμική παλινδρόμηση χρησιμοποιείται για τον προσδιορισμό της σχέσης μεταξύ μιας εξαρτημένης μεταβλητής y και μιας ανεξάρτητης μεταβλητής x , όταν όλες οι άλλες μεταβλητές πρόβλεψης στο μοντέλο «κρατούνται σταθερές». Είναι απαραίτητη η ύπαρξη κανονικοποιημένων δεδομένων και για τις δυο μεταβλητές. χωρίς την παρουσία ιδιαίτερα ακραίων συνθηκών, ενώ μπορούν να χρησιμοποιηθούν και διαγράμματα διασποράς για την επαλήθευση της φυσιολογικής κατανομής τους. Χωρίς να ισχύουν οι παραπάνω προδιαγραφές, ο αλγόριθμος της γραμμικής παλινδρόμησης δε θα είναι βέλτιστος. Άξιο αναφοράς είναι επίσης πως, σύμφωνα με το πρώτο διάγραμμα της εικόνας που αφορά τη χρήση της γραμμικής παλινδρόμησης, παρατηρείται η σχέση η οποία θα εμφανιζόταν και το μοντέλο μηχανικής μάθησης, αφού οι μέσοι όροι των Mie σκεδάσεων και οι τιμές των βιοχημικών δεικτών είναι γραμμικοί και συνεπώς αναπαριστώνται όπως και στο άνω αριστερό διάγραμμα. Πιθανές βιβλιοθήκες υλοποίησης του συγκεκριμένου αλγορίθμου μηχανικής μάθησης, οι οποίες είναι λειτουργικές στο μικροϋπολογιστή BeagleBone AI, είναι οι Tensorflow-Lite, Texas Instruments Deep Learning API, και OpenCV.

10.5 Ψηφιακή Επεξεργασία Σήματος

Σε συνδυασμό με τη δημιουργία συνόλων δεδομένων μέσω προσομοιώσεων και φυσικών πειραμάτων, προτείνεται δημιουργία ενός εργαλείου, το οποίο θα λαμβάνει στην είσοδό του τα δεδομένα του πειράματος και τη θεωρητικά-αναμενόμενη κυματομορφή από το Mierplot, υπολογίζοντας, με αυτοματοποιημένο τρόπο, το Μετασχηματισμό Fourier των δύο σημάτων, την ετεροσυσχέτιση των δύο σημάτων στο πεδίο του χρόνου και στο πεδίο της συχνότητας, και τη συνάφεια των προαναφερθέντων σημάτων.



Σχήμα 10.4.3: Χρήση της γραμμικής παλινδρόμησης σε τέσσερα διαφορετικά σύνολα δεδομένων για τον ίδιο μέσο όρο, διακύμανση, συσχέτιση και παλινδρόμηση. Provided by Anscombe.svg: Schutz: Avenue, CC BY-SA 3.0.

10.5.1 Διακριτός Μετασχηματισμός Fourier

Καθ' ότι τα δεδομένα των πειραμάτων είναι διακριτού πλάτους και χρόνου, προτείνεται η χρήση του Διακριτού Μετασχηματισμού Fourier (DFT). Ο Διακριτός Μετασχηματισμός Fourier ορίζεται[10] ως εξής:

$$X[k] = \mathcal{F}\{x[n]\} \triangleq \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} x[n] \cdot e^{-\frac{i2\pi}{N}nk}$$

όπου $X[k]$ το μετασχηματισμένο σήμα στο πεδίο της συχνότητας, $x[n]$ το αρχικό σήμα στο πεδίο του χρόνου, N το πλήθος των στοιχείων στο σήμα, $\mathcal{F}$ ο τελεστής του μετασχηματισμού Fourier, και i ο αριθμός $\sqrt{-1} \in \mathbb{C}$. Μέσω του Διακριτού Μετασχηματισμού Fourier, ένα διακριτό σήμα δύναται να μετασχηματιστεί από το πεδίο του χρόνου στο πεδίο της συχνότητας, μεταξύ των συχνοτήτων $-\pi$ rad/s και π rad/s.

10.5.2 Ετεροσυσχέτιση

Η ετεροσυσχέτιση δύο συνεχών σημάτων $x(t)$, $y(t)$ σε πεδίο συνεχούς χρόνου[10] ορίζεται ως εξής:

$$(x \star y)(\tau) = R_{xy}(\tau) \triangleq \int_{-\infty}^{\infty} x(t)y(t + \tau) dt$$

όπου $\star$ ο τελεστής της ετεροσυσχετίσεως και $R_{xy}(\tau)$ η συνάρτηση ετεροσυσχετίσεως. Για πεπερασμένα διακριτά σήματα, αντικαθιστώντας το ολοκλήρωμα με ένα πεπερασμένο άθροισμα, μεταβάλλοντας το συμβολισμό των μεταβλητών του χρόνου από t και τ σε m και n , προκύπτει εύκολα¹⁰ η ετεροσυσχέτιση πεπερασμένων διακριτών σημάτων:

$$(x \star y)[n] = R_{xy}[n] \triangleq \sum_{m=0}^{N-1} x[m]y[m + n]$$

¹⁰Λαμβάνοντας υπ' όψιν τον ορισμό της ετεροσυσχετίσεως συνεχούς χρόνου του βιβλίου [10] και τον ορισμό της κυκλικής και γραμμικής συνέλιξης του βιβλίου [10]

ομοίως με τις προηγούμενες εξισώσεις. Με αντίστοιχο τρόπο προκύπτει και ο ορισμός της αυτοσυσχέτισης, απλώς αντικαθιστώντας το σήμα $y[n]$ με το σήμα $x[n]$ στην περίπτωση R_{xx} , ή αντίστροφα στην περίπτωση R_{yy} .

10.5.3 Συνάφεια σημάτων

Τα παραπάνω δύο υποκεφάλαια είναι δυνατόν να συνδυαστούν σε μία συνάρτηση, η οποία ονομάζεται συνάρτηση συνάφειας. Το εύρος τιμών αυτής της συνάρτησης είναι

$$\gamma_{xy}^2(f) \in [0, 1] \in \mathbb{R}$$

και συμβολίζει την ομοιότητα των δύο σημάτων, όπου 1 πλήρης ομοιότητα και 0 πλήρης ανομοιότητα.[113]. Η συνάφεια συνεχούς χρόνου ορίζεται [113] από τους Bendat και Piersol ως εξής:

$$\gamma_{xy}^2(f) = \frac{|S_{xy}(f)|^2}{S_{xx}(f)S_{yy}(f)}$$

όπου $S_{xy}(f)$ ο Μετασχηματισμός Fourier της ετεροσυσχέτισης $R_{xy}(f)$, $S_{xx}(f)$ και S_{yy} ο μετασχηματισμός Fourier των αντίστοιχων αυτοσυσχετίσεων. Βάσει όλων των παραπάνω ορισμών προκύπτει η σχέση για πεπερασμένα σήματα διακριτού χρόνου:

$$\gamma_{xy}^2[k] = \frac{|S_{xy}[k]|^2}{S_{xx}[k]S_{yy}[k]}$$

ομοίως με τις προηγούμενες εξισώσεις.

11 Βιβλιογραφία

- [1] Ramakrishna Mukkamala, Jin-Oh Hahn, Anand Chandrasekhar, *11 - Photoplethysmography in noninvasive blood pressure monitoring*, Photoplethysmography (p.p 359-400), Academic Press, 2022
- [2] Ashiwal; Vijendrakumar K. et al. *Terahertz Spectroscopy And Imaging In Dynamic Environments With Performance Enhancements Using Ambient Sensors*, U.S. Patent Office, 2019 <https://uspto.report/patent/app/20210041376#D00002>
- [3] Karakostas K., "Portable system development for Mie scattering analysis, to determine the size of blood cells in in-vivo and in-vitro studies", Aristotle University of Thessaloniki, 2019
- [4] Gkagkanis E., "Fabrication of a photo-diode sensor apparatus with the Beaglebone microcomputer for use in non-invasive biomedical sensors", Alexander Technological Educational Institute of Thessaloniki, 2019
- [5] Karakostas K., Gkagkanis E., Kiziroglou M.E. et al., "Portable optical blood scattering sensor", Microelectronic Engineering 217 (2019) 111129, Elsevier
- [6] C. Iosifidis, K. Katsaliaki, P. Kollensperger and M. E. Kiziroglou, "Design of an embedded sensor system for measuring laser scattering on blood cells", Bio-MEMS and Medical Microdevices III, SPIE Vol. 10247 102470G-1
- [7] Kyrkos, E. (2015). Επιχειρηματική ευφυΐα και εξόρυξη δεδομένων [Undergraduate textbook]. Athens: Kallipos, Open Academic Editions. <http://hdl.handle.net/11419/1226>
- [8] ΚΑΒΟΥΚΗΣ ΗΛΙΑΣ, *ΥΛΟΠΟΙΗΣΗ ΔΙΑΤΑΞΕΩΝ ΦΩΤΟΔΙΟΔΩΝ ΓΙΑ ΑΝΑΛΥΣΗ ΣΚΕΔΑΣΗΣ ΣΕ ΦΟΡΗΤΟΥΣ ΟΠΤΙΚΟΥΣ ΒΙΟΙΑΤΡΙΚΟΥΣ ΑΙΣΘΗΤΗΡΕΣ*, Διεθνές Πανεπιστήμιο της Ελλάδος, 2020
- [9] ΜΑΝΩΛΗΣ Ε. ΜΑΘΙΟΥΛΑΚΗΣ, *ΜΕΤΡΗΣΗ, ΠΟΙΟΤΗΤΑ ΜΕΤΡΗΣΗΣ ΚΑΙ ΑΒΕΒΑΙΟΤΗΤΑ*, ΕΛΛΗΝΙΚΗ ΕΝΩΣΗ ΕΡΓΑΣΤΗΡΙΩΝ, 2015
- [10] Μιχάλης Παρασκευάς, *Σήματα και συστήματα με Matlab, Συνεχούς και διακριτού χρόνου, 2η Έκδοση*, 2018
- [11] Monson H. Hayes *Schaum's Outline of Theory and Problems of Digital Signal Processing*, 1999
- [12] Karakostas, K., Gkagkanis, Kiziroglou, M. et al (2019). *Blood cell size determination by scattering analysis.*, 2019 Panhellenic Conference on Electronics & Telecommunications (PACET)
- [13] Simon Haykin, "Neural Networks and Learning Machines", McMaster University, Hamilton, Ontario, Canada
- [14] Bureau International des Poids et Mesures, *The International System of Units (SI), 9th edition, English version*, 2019, page 134.

- [15] Durand, A., Franks, G. V., & Hosken, R. W. (2003). *Particle sizes and stability of UHT bovine, cereal and grain milks.*, Food Hydrocolloids, 17(5), 671–678.
- [16] Litha Sivanandan, Romeo T. Toledo & Rakesh K. Singh, *Rheological and Ultrastructural Properties and Particle Size Distribution of Soymilk as Affected by Processing Methods*, International Journal of Food Properties, Pages 580-598
- [17] <http://www.philiplaven.com/mieplot.htm>
- [18] Gerald Coley, *BeagleBone Black System Reference Manual Rev A5.2*, 2013
- [19] AMS TSL1401CL Product Document https://ams.com/documents/20143/36005/TSL1401CL_DS000136_3-00.pdf/
- [20] Toshiba TCD1103GFG Datasheet <https://toshiba.semicon-storage.com/eu/semiconductor/product/linear-image-sensors/detail.TCD1103GFG.html>
- [21] Texas Instruments, *PRU Assembly Instruction User Guide*, 2018 <https://www.ti.com/lit/ug/spruij2/spruij2.pdf>
- [22] Texas Instruments, *AM335x Sitara Processors*, 2020 <https://www.ti.com/lit/ds/symlink/am3358.pdf>
- [23] Νικολαΐδης Νικόλαος, *Μικροελεγκτές. Ασκήσεις, Πειράματα και Εφαρμογές με τον ATmega32*, 2018
- [24] About the Beaglebone Black PinMux Modes <http://www.ofitselfso.com/BeagleNotes/BeagleboneBlackPinMuxModes.php>
- [25] Beaglebone Black P9 Header <https://itbrainpower.net/a-gsm/images/BeagleboneBlackP9HeaderTable.pdf>
- [26] Adafruit_BBIO Library <https://pypi.org/project/Adafruit-BBIO/>
- [27] Beagleboard.org - BoneScript Library <https://beagleboard.org/support/bonescript>
- [28] Hunt Andrew, Thomas David *The Pragmatic Programmer: From Journeyman to Master*, 1999, p. 95
- [29] Atmel ATmega328P Datasheet https://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/Atmel-7810-Automotive-Microcontrollers-ATmega328P_Datasheet.pdf
- [30] <https://github.com/aster94/logic-analyzer>
- [31] https://www.debian.org/intro/why_debian
- [32] <https://www.kernel.org/linux.html>
- [33] <https://www.gnu.org/gnu/linux-and-gnu.en.html>
- [34] <https://beagleboard.org/latest-images>

- [35] <https://beagleboard.org/getting-started/>
- [36] O. Banti, M. Michailidou, E. Gkagkanis, K. Karakostas, and M. E. Kiziroglou, *Fabrication and Development of an Optical Biomedical Sensor*, 6th International Workshop on Microsystems, 2021
- [37] ΓΡΗΓΟΡΟΠΟΥΛΟΣ Ι. ΑΘΑΝΑΣΙΟΣ, *Κανονιστικό Πλαίσιο, σύγχρονα συστήματα, τεχνικές και υπηρεσίες για την εξυπηρέτηση του κλάδου των ιατροτεχνολογικών προϊόντων*, ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ, ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ ΤΟΜΕΑΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΜΕΤΑΔΟΣΗΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΑΣ ΚΑΙ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΥΛΙΚΩΝ, 2017
- [38] CLAUDE E. SHANNON, *Communication in the Presence of Noise*, Proceedings of the I.R.E., Jan. 1949
- [39] Consolidated text: Regulation (EU) 2017/745 of the European Parliament and of the Council of 5 April 2017 on medical devices, amending Directive 2001/83/EC, Regulation (EC) No 178/2002 and Regulation (EC) No 1223/2009 and repealing Council Directives 90/385/EEC and 93/42/EEC (Text with EEA relevance) (<https://eur-lex.europa.eu/legal-content/EN/TXT/?uri=CELEX%3A02017R0745-20200424>)
- [40] YUEXIN-YX-KC9055 Datasheet
https://datasheet.lcsc.com/lcsc/2009251004_YUEXIN-YX-KC9055-16R_C781854.pdf
- [41] NH-B2020RGBA-HF Datasheet
https://datasheet.lcsc.com/lcsc/2108150330_Foshan-NationStar-Optoelectronics-NH-B2020RGBA-HF_C2874116.pdf
- [42] Laser Diode - 5mW 650nm Red - Adafruit - Accessed 18/9/2022
<https://www.adafruit.com/product/1054>
- [43] Z-Laser ZAT Battery Powered Laser - Edmund Optics - Accessed 17/9/2022
<https://www.edmundoptics.com/f/z-laser-zat-battery-powered-lasers/39812/>
- [44] Uyuklu M, Canpolat M, Meiselman HJ, Baskurt OK. Wavelength selection in measuring red blood cell aggregation based on light transmittance. *J Biomed Opt.* 2011 Nov;16(11):117006. doi: 10.1117/1.3652712. PMID: 22112138; PMCID: PMC3221720.
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3221720/>
- [45] TTL Laser Diode - 5mW 650nm Red - 50KHz Max - Adafruit - Accessed 18/9/2022
<https://www.adafruit.com/product/1056>
- [46] Andrew Lynch, Edmund Optics Inc., Barrington, NJ, USA Kai Focke, Edmund Optics GmbH, Karlsruhe, Germany. Beam manipulation: prisms vs. mirrors - Accessed 18/9/2022
<https://www.edmundoptics.com/globalassets/knowledge-center/articles/beam-manipulation-prisms-vs-mirrors-en.pdf>

- [47] Kocher, C., Weder, C., Smith, P. (2003). Dichroic ultraviolet light filters. *Applied Optics*, 42(28), 5684. doi:10.1364/ao.42.005684 - Accessed 18/9/2022
<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/14528930/>
- [48] Spectroscopic study on the oxidative reactions of normal and pathogenic hemoglobin molecules
https://www.researchgate.net/publication/237446951_Spectroscopic_study_on_the_oxidative_reactions_of_normal_and_pathogenic_hemoglobin_molecules/link/5544a45a0cf23ff716854f00
- [49] High Power Top LED EDC405H-1100-S5 - [Accessed 18/9/2022]
<https://www.tech-led.com/wp-content/uploads/2015/09/EDC405H-1100-S5.pdf> High Power Top LED EDC405H-1100-S5
- [50] EasyEDA Home Page - [Accessed 5/7/2022]
<https://easyeda.com/editor#id=12e9d941efb34c858fbcf93984c0b627>
- [51] Optics, Eugene Hecht, Addison-Wesley, 2002, ISBN: 0805385665, 9780805385663.
https://books.google.gr/books/about/Optics.html?id=7aG6QgAACAAJ&redir_esc=y
- [52] JLCpcb Home Page - [Accessed 5/7/2022]
<https://jlcpcb.com/>
- [53] ISO 14971:2019 Medical devices — Application of risk management to medical devices - [Accessed 2/7/2022]
<https://www.iso.org/standard/72704.html>
- [54] IEC 62304:2006 Amendment 1:2015 Medical device software — Software life cycle processes - [Accessed 2/7/2022]
<https://www.iso.org/standard/38421.html>
- [55] Beaglebone Black VDD3V3 Disable Issues - [Accessed 15/5/2022]
<https://groups.google.com/g/beagleboard/c/7sxPePT7wkM/m/3vFMPyDR20IJ?pli=1>
- [56] Beaglebone Black Capes Github Repository - [Accessed 23/4/2022]
<https://github.com/beagleboard/capes>
- [57] 3v3 Regulator Bug of Beaglebone Black - [Accessed 1/5/2022]
https://groups.google.com/g/beagleboard/c/YkQGyDxDq_0
- [58] BeagleBone Power Management - [Accessed 1/5/2022]
https://elinux.org/BeagleBone_Power_Management
- [59] Beagleboard:BeagleBoneBlack - [Accessed 1/5/2022]
https://elinux.org/Beagleboard:BeagleBoneBlack#Improper_Power_Down...All_Revisions
- [60] Zaninetti C, Biino G, Noris P, Melazzini F, Civaschi E, Balduini CL. Personalized reference intervals for platelet count reduce the number of subjects with unexplained thrombocytopenia. *Haematologica*. 2015 Sep;100(9):e338-40. doi: 10.3324/haematol.2015.127597. Epub 2015 May 8. PMID: 25957395; PMCID: PMC4800691
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4800691/>

- [61] Warny M, Helby J, Birgens HS, Bojesen SE, Nordestgaard BG. Arterial and venous thrombosis by high platelet count and high hematocrit: 108 521 individuals from the Copenhagen General Population Study. *J Thromb Haemost.* 2019 Nov;17(11):1898-1911. doi: 10.1111/jth.14574. Epub 2019 Aug 20. PMID: 31309714.
<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/31309714/>
- [62] Achterbergh R, Vermeer HJ, Curtis BR, Porcelijn L, Aster RH, Deenik W, Daemen-Gubbels C. Thrombocytopenia in a nutshell. *Lancet.* 2012 Feb 25;379(9817):776. doi: 10.1016/S0140-6736(11)61643-7. PMID: 22364760; PMCID: PMC4357488.
<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22364760/>
- [63] Bleeker JS, Hogan WJ. Thrombocytosis: diagnostic evaluation, thrombotic risk stratification, and risk-based management strategies. *Thrombosis.* 2011;2011:536062. doi: 10.1155/2011/536062. Epub 2011 Jun 8. PMID: 22084665; PMCID: PMC3200282.
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3200282/>
- [64] Ross DW, Ayscue LH, Watson J, Bentley SA. Stability of hematologic parameters in healthy subjects. Intraindividual versus interindividual variation. *Am J Clin Pathol.* 1988 Sep;90(3):262-7. doi: 10.1093/ajcp/90.3.262. PMID: 3414599..
<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/3414599/>
- [65] K. P. Nielsen, L. Zhao, P. Juzenas, J. J. Stamnes, K. Stamnes and J. Moan, "Reflectance spectra of pigmented and non-pigmented skin in the UV spectral region," *Photochem. Photobiol.* 80, 450-455 (2004)]
<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/15623329/>
- [66] Bhandari, A., Hamre, B., Frette, Ø., Stamnes, K., & Stamnes, J. J. (2011). Modeling optical properties of human skin using Mie theory for particles with different size distributions and refractive indices. *Optics Express*, 19(15), 14549. doi:10.1364/oe.19.014549]
<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/21934819/>
- [67] Zonios, G., Bykowski, J., & Kollias, N. (2001). Skin Melanin, Hemoglobin, and Light Scattering Properties can be Quantitatively Assessed In Vivo Using Diffuse Reflectance Spectroscopy. *Journal of Investigative Dermatology*, 117(6), 1452–1457. doi:10.1046/j.0022-202x.2001.01
<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/11886508/>
- [68] Kumar, Arun; Sonpal, Deepa; Hiranandani, Vanmala (2012). "Trapped Between Ableism And Neoliberalism: Critical Reflections On Disability And Employment In India". *Disability Studies Quarterly*. 32 (3): N.p. doi:10.18061/dsq.v32i3.3235
<https://dsq-sds.org/article/view/3235>
- [69] PirkI, James J. (1994). *Transgenerational Design: Products for an Aging Population*. New York: Van Nostrand. p. 25 ISBN 0-442-01065-6.
<https://journals.sagepub.com/doi/abs/10.1177/106480469600400206>
- [70] Clarkson, John; Roger Coleman; Simeon Keates; Cherie Lebbon (2003). "From margins to mainstream". *Inclusive Design: Design for the Whole Population*. London: Springer. p. 17. ISBN 978-1-85233-700-1.

- <https://www.scribd.com/document/456215193/Roger-Coleman-Cherie-Lebbon-John-Clarkson-Simeon-Keates-auth-John-Clarkson-Simeon-Keates-Roger-Coleman-Cherie-Lebbon-eds-Inclusive-Desi>
- [71] PirkI, James J.; Anna L. Babic (1988). Guidelines and Strategies for Designing Transgenerational Products: An Instructor's Manual. Copley. p. 110. ISBN 9780874112290.
<https://www.worldcat.org/title/guidelines-and-strategies-for-designing-transgenerational-products-an-instructors-manual/oclc/948241023>
- [72] CC BY 4.0 LICENCE Github Repository by Beaglebone - Accessed 6/8/2022
<https://github.com/beagleboard/capes/blob/master/beaglebone/Power/LICENSE>
- [73] Github Repository by Beaglebone with all schematics and files for the Beaglebone Cape - Accessed 6/8/2022
<https://github.com/beagleboard/capes/tree/master/beaglebone/Power>
- [74] AndiceLabs commercial version of the PowerCape for BeagleBone Black - Accessed 6/8/2022
<https://elinux.org/AndiceLabs:PowerCape>
- [75] The sex difference in haemoglobin levels in adults — Mechanisms, causes, and consequences - William G. Murphy
[\http://www.sah.org.ar/pdf/eritropatias/CADAE1408C.pdf
- [76] Bohren, C. F., and Huffman, D. R. (2004). Absorption and scattering of light by small particles. Wiley-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA.
https://search.library.uq.edu.au/primo-explore/fulldisplay?vid=61UQ&search_scope=61UQ_All&tab=61uq_all&docid=61UQ_ALMA51160281060003131&lang=en_US&context=L
- [77] Kim YR, Ornstein L. Isovolumetric sphering of erythrocytes for more accurate and precise cell volume measurement by flow cytometry. Cytometry. 1983 May;3(6):419-27. doi: 10.1002/cyto.990030606. PMID: 6851791.
<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/6851791/>
- [78] Mullaney PF, Van Dilla MA, Coulter JR, Dean PN. Cell sizing: a light scattering photometer for rapid volume determination. Rev Sci Instrum. 1969 Aug;40(8):1029-32. doi: 10.1063/1.1684143. PMID: 5797881.
<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/5797881/>
- [79] Salzman GC, Crowell JM, Martin JC, Trujillo TT, Romero A, Mullaney PF, LaBauve PM. Cell classification by laser light scattering: identification and separation of unstained leukocytes. Acta Cytol. 1975 Jul-Aug;19(4):374-7. PMID: 808927.
<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/808927/>
- [80] Tycko DH, Metz MH, Epstein EA, Grinbaum A. Flow-cytometric light scattering measurement of red blood cell volume and hemoglobin concentration. Appl Opt. 1985 May 1;24(9):1355. doi: 10.1364/ao.24.001355. PMID: 18223719.
<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/18223719/>

- [81] Mohandas N, Kim YR, Tycko DH, Orlik J, Wyatt J, Groner W. Accurate and independent measurement of volume and hemoglobin concentration of individual red cells by laser light scattering. *Blood*. 1986 Aug;68(2):506-13. PMID: 3730613.
<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/3730613/>
- [82] John M. Steinke and A. P. Shepherd, "Comparison of Mie theory and the light scattering of red blood cells," *Appl. Opt.* 27, 4027-4033 (1988)
<https://opg.optica.org/ao/abstract.cfm?uri=ao-27-19-4027>
- [83] <https://www.openspace3d.com/support/>
- [84] ISO 13320:2020. Particle size analysis — Laser diffraction methods
<https://www.iso.org/standard/69111.html>
- [85] Sharayanan Wikimedia Commons - File:Mie scattering.svg - Accessed 6/9/2022
https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Mie_scattering.svg
- [86] Wikimedia Commons - File:Maxwell's Equations.svg - Accessed 6/9/2022
<https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Maxwell%27sEquations.svg>
- [87] Gustav Mie (1908). Beiträge zur Optik trüber Medien, speziell kolloidaler Metal-lösungen. , 330(3), 377–445. doi:10.1002/andp.19083300302
<https://ui.adsabs.harvard.edu/abs/1908AnP...330..377M%2F/abstract>
- [88] Gorden Videen, "Light scattering from a sphere on or near a surface: errata," *J. Opt. Soc. Am. A* 9, 844-845 (1992)
<https://opg.optica.org/viewmedia.cfm?r=1&rwjcode=josaa&uri=josaa-9-5-844&html=true>
- [89] Brunsting A, Mullaney PF. Differential light scattering from spherical mammalian cells. *Biophys. J.* 1974;14:439–453. doi: 10.1016/S0006-3495(74)85925-4.
<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/4134589/>
- [90] Rappaz B, et al. Measurement of the integral refractive index and dynamic cell morphometry of living cells with digital holographic microscopy. *Opt. Express*. 2005;13:9361–9373. doi: 10.1364/OPEX.13.009361.
<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/19503137/>
- [91] Basic Optics and Optical Instruments Revised Edition Education - Dover Publications - 2013
https://books.google.gr/books/about/Basic_Optics_and_Optical_Instruments.html?id=uXTZ8Xj00RgC&redir_esc=y
- [92] DIRECTIVE 2014/35/EU OF THE EUROPEAN PARLIAMENT AND OF THE COUNCIL: On the harmonisation of the laws of the Member States relating to the making available on the market of electrical equipment designed for use within certain voltage limits
<https://eur-lex.europa.eu/legal-content/EN/TXT/PDF/?uri=CELEX:32014L0035&from=HU>

- [93] EUROPEAN COMMISSION: The 'Blue Guide' on the implementation of EU products rules 2016.
<https://eur-lex.europa.eu/legal-content/EN/TXT/PDF/?uri=CELEX:52016XC0726%2802%29&from=EN>
- [94] REGULATION (EU) 2016/679 OF THE EUROPEAN PARLIAMENT AND OF THE COUNCIL of 27 April 2016 on the protection of natural persons with regard to the processing of personal data and on the free movement of such data, and repealing Directive 95/46/EC (General Data Protection Regulation)
<https://eur-lex.europa.eu/eli/reg/2016/679/oj>
- [95] Directive 2011/65/EU of the European Parliament and of the Council of 8 June 2011 on the restriction of the use of certain hazardous substances in electrical and electronic equipment
<https://eur-lex.europa.eu/legal-content/EN/TXT/?uri=CELEX%3A02011L0065-20220701>
- [96] Brown, William H.; Foote, Christopher S.; Iverson, Brent L.; Anslyn, Eric V. (2012). Organic chemistry (6 ed.) Cengage Learning. p. 1161. ISBN 978-0-8400-5498-2.
https://books.google.gr/books?id=rxRHZ0S-3xoC&pg=PT1193&redir_esc=y
- [97] Timothy C. Evans, Dietrich Jehle, The red blood cell distribution width, The Journal of Emergency Medicine, Volume 9, Supplement 1, 1991, Pages 71-74, ISSN 0736-4679,
<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0736467991905924?via%3Dihub>
- [98] TPS65217x Single-Chip PMIC for Battery-Powered Systems Datasheet by Texas Instruments - Revised March 2018
https://www.ti.com/lit/ds/symlink/tps65217.pdf?ts=1662452952490&ref_url=https%253A%252F%252Fwww.google.com%252F
- [99] An Overview of the Plastic Material Selection Process for Medical Devices | February 2013
https://www.hcltech.com/sites/default/files/documents/resources/whitepaper/files/an_overview_of_the_plastic_material_selection_process_for_medical_devices.pdf
- [100] ISO 180:2000 Plastics — Determination of Izod impact strength
<https://www.iso.org/standard/26802.html>
- [101] Laurence W. McKeen, Chapter 3 - Plastics Used in Medical Devices, In Plastics Design Library, Handbook of Polymer Applications in Medicine and Medical Devices, William Andrew Publishing, 2014, Pages 21-53, ISBN 9780323228053.
<https://doi.org/10.1016/B978-0-323-22805-3.00003-7>
- [102] Οπτοηλεκτρονική 2η Έκδοση. Αλέξανδρος Αλεξανδρής. Εκδόσεις Τζίολα. ISBN: 9789604180356.
<https://www.protoporia.gr/ale3andrhs-ale3andros-optohlektronikh-9789604180356.html>

- [103] Elter M, Hasslmeyer E, Zerfass T. Detection of malaria parasites in thick blood films. *Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc.* 2011;2011:5140-4. doi: 10.1109/IEMBS.2011.6091273. PMID: 22255496.
<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22255496/>
- [104] Elliot, J. S., & Rabinowitz, I. N. (1980). Calcium Oxalate Crystalluria: Crystal Size in Urine. *The Journal of Urology*, 123(3), 324–327. doi:10.1016/s0022-5347(17)559
<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/7359628/>
- [105] Institute of Medicine (US) Committee for the Study on Malaria Prevention and Control; Oaks SC Jr., Mitchell VS, Pearson GW, et al., editors. *Malaria: Obstacles and Opportunities*. Washington (DC): National Academies Press (US); 1991. 6, Parasite Biology.
<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25121285/>
- [106] Alexandra Amaral, Judit Castillo, João Ramalho-Santos, Rafael Oliva, The combined human sperm proteome: cellular pathways and implications for basic and clinical science, *Human Reproduction Update*, Volume 20, Issue 1, January/February 2014, Pages 40–62, <https://doi.org/10.1093/humupd/dmt046>
<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24082039/>
- [107] Gibson CL. I. The Value of the Differential Leucocyte Count in Acute Surgical Diseases. *Ann Surg.* 1906 Apr;43(4):485-99. doi: 10.1097/00000658-190604000-00001. PMID: 17861781; PMCID: PMC1426203.
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1426203/>
- [108] Dunning K, Safo AO. The ultimate Wright-Giemsa stain: 60 years in the making. *Biotech Histochem.* 2011 Apr;86(2):69-75. doi: 10.3109/10520295.2010.515496. PMID: 21395491.
<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/21395491/>
- [109] Gulati G, Song J, Florea AD, Gong J. Purpose and criteria for blood smear scan, blood smear examination, and blood smear review. *Ann Lab Med.* 2013 Jan;33(1):1-7. doi: 10.3343/alm.2013.33.1.1. Epub 2012 Dec 17. PMID: 23301216; PMCID: PMC3535191.
<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23301216/>
- [110] Zhang Q, Zhong L, Tang P, Yuan Y, Liu S, Tian J, Lu X. Quantitative refractive index distribution of single cell by combining phase-shifting interferometry and AFM imaging. *Sci Rep.* 2017 May 31;7(1):2532. doi: 10.1038/s41598-017-02797-8. PMID: 28566684; PMCID: PMC5451484.
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5451484/>
- [111] TÜV SÜD Product Service GmbH. IVDR Technical Documentation Submission Requirements.
<https://www.tuvsud.com/en/-/media/global/pdf-files/brochures-and-infosheets/tuv-sud-ivdr-technical-documentation-submission-requirements.pdf>

- [112] Yavorsky, B.M. and Detlaff, A.A. (1965) Handbook of Physics. For Engineers and University Students, 3rd Edition, Nauka, Moscow.
archive.org/details/yavorskydetlafamodernhandbookofphysicsmir1982
- [113] Julius S. Bendat, Allan G. Piersol, *Random Data: Analysis and Measurement Procedures, 4th Edition*, Wiley, February 2010, ISBN: 978-0-470-24877-5

12 Παράρτημα Α': Πηγαίος κώδικας του οδηγού

Ο κώδικας του οδηγού βρίσκεται στο αποθετήριο <https://github.com/Sappho-Project/sappho-pda-beaglebone>.

13 Παράρτημα Β': Υπολογισμός σφαλμάτων χρονισμού

Θεωρ. T_{SH} (μ s)	Μετρ. T_{SH} (μ s)	Σφάλμα T_{SH} (ppm)	T_{ICG} (μ s)	$T_{\phi M}$ (ns)
40	40	0	9.9996	2000
80	79.9970	37.5	9.9996	2000
160	159.992	50	9.9996	2000
500	499.968	64	9.9996	2000
1000	999.944	56	9.9996	2000
2000	1999.89	55	9.9996	2000
4000	3999.77	57.5	9.9996	2000

Θεωρ. T_{frame} (ms)	Μετρ. T_{frame} (ms)	Σφάλμα T_{frame} (ppm)
40	39.9994	15
20	19.9994	30
10	9.99992	8
6.66	6.66812	-218
6.25	6.252	-320

Οι παραπάνω τιμές μετρήθηκαν με χρονική ανάλυση 50 ps με τη χρήση του λογικού αναλυτή που προαναφέρθηκε. Ο χρόνος T_{frame} δυστυχώς δεν ήταν μετρήσιμος για τις συχνότητες λήψης καρέ 1 Hz και 10 Hz, ενώ αντίστοιχη μέτρηση με τη χρήση της μονάδας σύλληψης ενός AVR Arduino δε θα είχε ικανοποιητική ανάλυση για τόσο χαμηλή συχνότητα, οδηγώντας σε μεγάλα ψευδο-σφάλματα.[23]

14 Παράρτημα Γ': Πρόγραμμα εγκατάστασης του οδηγού

```
1 #!/bin/bash
2
3 mkdir -m 777 /home/debian/sappho-pda/Code/Build
4 chmod -R 777 /home/debian/sappho-pda
5 rm /home/debian/sappho-pda/Samples/README.md
```



```

6
7 pasm -b /home/debian/sappho-pda/Code/PRU/PRU0.p
8 sleep .1
9 pasm -b /home/debian/sappho-pda/Code/PRU/PRU1.p
10 sleep .1
11 mv PRU0.bin /home/debian/sappho-pda/Code/PRU/
12 sleep .1
13 mv PRU1.bin /home/debian/sappho-pda/Code/PRU/
14 sleep .1
15 echo "PRU code assembled."
16
17 cp /home/debian/sappho-pda/Tools/motd /etc/
18 cp sapphcape.service /etc/systemd/system
19 chmod u+x capeMod.sh
20 systemctl start sapphcape.service
21 systemctl enable sapphcape.service
22 systemctl stop sapphcape.service
23
24 echo "Installation complete!"

```

Πρόγραμμα 14.1: Το αρχείο fullInstall.sh

```

1 [Unit]
2 Description=SAPPHO-PDA Cape Service
3
4 [Service]
5 ExecStart=/home/debian/sappho-pda/Tools/capeMod.sh
6
7 [Install]
8 WantedBy=multi-user.target

```

Πρόγραμμα 14.2: Η υπηρεσία sapphcape.service

```

1 #!/bin/bash
2 rm /lib/firmware/sappho-pda-00A0.dtbo
3 dtc -O dtb -o /home/debian/sappho-pda/Tools/sappho-pda-00A0.dtbo -b 0 -@ /home/debian/
  sappho-pda/Tools/sappho-pda.dts
4 sudo cp /home/debian/sappho-pda/Tools/sappho-pda-00A0.dtbo /lib/firmware
5 echo "Activating SAPPHO cape..."
6 modprobe uio_pruss
7 echo sappho-pda > /sys/devices/platform/bone_capemgr/slots
8 sleep .5
9 echo "uio_pruss and SAPPHO cape enabled."

```

Πρόγραμμα 14.3: Το αρχείο που εκτελείται από την υπηρεσία sapphcape.service

15 Παράρτημα Δ': Υπολογιστικά φύλλα

Ένα αντίγραφο του προτύπου που χρησιμοποιήθηκε για την ανάλυση των δεδομένων βρίσκεται στο σύνδεσμο: https://docs.google.com/spreadsheets/d/1mdcY_3EOgDj0UUxyd-9pKf8w1R3KucYUKkEKyVwCwHs/edit?usp=sharing

16 Παράρτημα Ε': Κώδικες ανάλυσης δειγμάτων

Οι κώδικες ανάλυσης των δειγμάτων βρίσκονται στο αποθετήριο <https://github.com/Sappho-Project/sappho-analysis>.

17 Παράρτημα Ζ': Τεχνικός Φάκελος In-vitro

Ο επίσημος τεχνικός φάκελος in-vitro δειγμάτων βρίσκεται στο αποθετήριο <https://github.com/Sappho-Project/sappho-docs>. Αντίγραφό του παρατίθεται παρακάτω:

Γενική Περιγραφή Συσκευής

Η «In-Vitro Mie Scattering» ιατρική συσκευή προτείνεται για την οικιακή και μικροβιολογική μέτρηση της συνολικής ποσότητας των ερυθρών αιμοσφαιρίων στο σώμα του χρήστη της συσκευής μέσω του φυσικού φαινομένου της σκέδασης Mie. Ο χρήστης ακολουθεί την κατάλληλη διαδικασία καθαρισμού και απολύμανσης του δακτύλου του, καθώς και προετοιμασίας των απαραίτητων εργαστηριακών υλικών. Έπειτα, παίρνει το αιματολογικό δείγμα, και το τοποθετεί κατάλληλα στην ιατρική συσκευή για εξέταση της ποσότητας ερυθρών αιμοσφαιρίων. Σημειώνεται πως η συσκευή είναι επαναχρησιμοποιούμενη, και εύκολα μπορεί να απολυμανθεί, εάν κριθεί απαραίτητο, μιας και η θήκη της αποτελείται από PET πλαστικό.

Λίστα υλικών από τα οποία αποτελείται η συσκευή:

1. TCD1103GFG CCD Sensor
2. PCB for TCD1103GFG Sensor
3. BeagleBone Black Rev. C
4. BeagleBone Black Rev. C Cape for TCD1103GFG Sensor
5. Laser Φωτοδίοδος - 5mW 650nm
6. Γραμμικοί Πολωτές 50 mm
7. RGB Φωτοδίοδος Foshan NH-B2020RGBA-HF_C2874116
8. Buzzer YUEXIN-YX-KC9055 16 Ω
9. Θήκη Συσκευής από PET πλαστικό
10. Συσκευασία Αλκοολούχο Υγρομάντηλο με μετουσιωμένη αιθυλική αλκοόλη 75%, 10 τεμάχια.
11. Σύριγγες 3 mL
12. Συσκευασία με Βελόνες 28G για τρύπημα δακτύλου, 25 τεμάχια
13. Αιθυλενοδιαμινοτετραοξικό οξύ (EDTA) 100g
14. NaCl 0.9% 1 L (Στείρο Ισότονο Διάλυμα Έκπλυσης)

Πληροφορίες από Κατασκευαστή

Η συναρμολόγηση του προϊόντος πραγματοποιείται στο Εργαστήριο Ηλεκτρονικής του Τμήματος Μηχανικών Παραγωγής και Διοίκησης μετά την παραγγελία των διαφορετικών απαραίτητων υλικών από εταιρείες κατασκευής PCB, καθώς και την προμήθευση του μικροϋπολογιστή από εταιρεία προμήθευσης ηλεκτρονικών όπως η SeedStudio. Στο εργαστήριο ηλεκτρονικής, η τελική συναρμολόγηση των επιμέρους κομματιών είναι αρκετά απλοϊκή, καθώς όλα τα κομμάτια είναι ήδη λειτουργικά, ενώ πραγματοποιείται και η εγκατάσταση του απαραίτητου οδηγού λογισμικού της συσκευής «Sappho-PDA».

Διατήρηση και Συσκευασία Προϊόντος

Προτείνεται η διατήρηση της ιατρικής συσκευής σε ξηρό και δροσερό μέρος, καθώς υψηλές θερμοκρασίες μπορεί να επηρεάσουν τον αισθητήρα TCD1103GFG. Στο πακέτο της ιατρικής συσκευής συμπεριλαμβάνονται ο μικροϋπολογιστής Beaglebone Black Rev. C, ένα καλώδιο Micro USB, η θήκη της συσκευής από PET πλαστικό, πιπέτες, αλκοολούχα υγρομάντηλα, πιπέτες, βελόνες 28G, καθώς και ένα αυτοκόλλητο με τις κατάλληλες πληροφορίες και απαραίτητα σύμβολα για το εξωτερικό της συσκευής, καθώς και φυλλάδιο με τις οδηγίες χρήσης.

Ανακύκλωση και Απόσυρση του Προϊόντος

Για την απόσυρση του προϊόντος προτείνεται η ανακύκλωση του κάθε μέρους της συσκευής σύμφωνα με τους τοπικούς φορείς. Ιδιαίτερη μέριμνα οφείλεται να τηρηθεί στην απόσυρση του μικροϋπολογιστή, αφού αποτελεί ηλεκτρονική συσκευή και ανακυκλώνεται στους ειδικούς κάδους, καθώς και στη σωστή διαχείριση των απορριμμάτων τα οποία έχουν έρθει σε επαφή με βιολογικά υγρά. Για την ορθή απόρριψη των χρησιμοποιημένων μικροβιολογικών βελόνων προτείνεται η χρήση ειδικού δοχείου από γυαλί ή άλλο ανθεκτικό υλικό με τη δυνατότητα σφράγισης, και την τοποθέσία ετικέτας την οποία χαρακτηρίζει τα περιεχόμενα του σκεύους ως Επικίνδυνα Απόβλητα Αμιγώς Μολυσματικά (EAAM), μιας και έχουν έρθει σε επαφή με βιολογικά υγρά τα οποία μπορούν να μεταδώσουν λοιμώδη νοσήματα. Μετέπειτα, το δοχείο μπορεί να πεταχτεί ολόκληρο όταν έχει γεμίσει κατά 3/4, με επιπλέον προφυλάξεις περί τη σφράγισή του, εάν αυτές κριθούν απαραίτητες από το χρήστη.

Κατηγοριοποίηση Συσκευής Σύμφωνα με τον πρώτο κανόνα του προτύπου (EU)2017/745, όπου όλες οι μη-παρεμβατικές συσκευές κατηγοριοποιούνται ως τάξη I, και σύμφωνα με την προτεινόμενη χρήση της ιατρικής συσκευής «In-Vitro Mie Scattering Medical Device» αποφασίστηκε η κατηγοριοποίηση της ως προϊόν κατηγορίας I.

UDI Το UDI σύστημα θα εφαρμοσθεί στις ετικέτες των συσκευών πριν την ημερομηνία 26 Μαΐου 2025, όπως αναφέρεται στο άρθρο 123, 3f της οδηγίας για τις ιατρικές συσκευές (EU) 2017/745.

SRN Σκοπεύουμε στην απόκτηση SRN μέσω εγγραφής στο διαδικτυακό σύστημα EUDAMED, μόλις το προϊόν αποκτήσει πιστοποίηση CE και αποδεχθεί η εναρμόνισή του με το πρότυπο (EU) 2017/745.

Λίστα Εναρμονισμένων Πρότυπων

1. ISO 13320:2020 - Particle size analysis — Laser diffraction methods
2. ISO 10993-1:2018 - Biological Risks of Medical Devices
3. ISO 62304 - Software Lifecycle used in Medical Devices
4. ISO 15223 - Standards for Symbols used in Medical Devices
5. ISO 14971 - Risk management of Medical Device
6. (EU) 2017/746 - In Vitro Medical Device Regulation
7. IEC 60601-1-2 - EMC Standards
8. ISO 23118:2021 - Molecular In Vitro Diagnostic Examinations

Επεξήγηση Συμβόλων Ετικέτας Προϊόντος

Τα παρακάτω σύμβολα είναι γνωστά για τη χρήση τους στις ιατρικές συσκευές, και πέρα από τις θεμελιώδεις σημασίες δεν κρίνεται απαραίτητο να εξηγηθούν περαιτέρω.



Σχήμα 17.0.1: Το σύμβολο CE

Μετά την απόκτηση πιστοποίησης CE, το σύμβολο CE είναι αναγκαίο να τυπωθεί στις ετικέτες του προϊόντος με το υπάρχον σύμβολο, με διάμετρο του συμβόλου να είναι τουλάχιστον 5 mm, καθώς και να είναι διακριτό και ευανάγνωστο στη συσκευή.



Σχήμα 17.0.2: Παράδειγμα συμβόλου το οποίο θα χρησιμοποιηθεί για "Νόμιμο Αντιπρόσωπο στην Ευρωπαϊκή Κοινότητα".



Σχήμα 17.0.3: Σύμβολο για διατήρηση του προϊόντος σε στεγνή κατάσταση. Αυτό το σύμβολο σύμφωνα με το ISO 7000 μπορεί επίσης να σημαίνει «Κρατήστε μακριά από βροχή».



Σχήμα 17.0.4: Σύμβολο για διατήρηση του προϊόντος μακριά από τον ήλιο. Αυτό το σύμβολο σύμφωνα με το ISO 7000 μπορεί επίσης να σημαίνει «Κρατήστε μακριά από θερμότητα».



Σχήμα 17.0.5: Σύμβολο για ένδειξη του προϊόντος ως ιατρική συσκευή



Σχήμα 17.0.6: Αριθμός καταλόγου του κατασκευαστή

Ο αριθμός καταλόγου του κατασκευαστή τοποθετείται πλησίον του σχετικού συμβόλου. Να σημειωθεί πως το σύμβολο και το μέγεθος του αριθμού καταλόγου δεν προσδιορίζονται από κάποιο πρότυπο, καθώς και ότι ο αριθμός καταλόγου και αριθμός παραγγελίας αποτελούν τον ίδιο όρο.



Σχήμα 17.0.7: Σύμβολο Κατασκευαστή

Αυτό το σύμβολο οφείλει να συνοδεύεται από το όνομα και τη διεύθυνση του κατασκευαστή ή του ατόμου το οποίο διαθέτει το προϊόν στην αγορά, σύμφωνα με το ISO 7000-2609 και το σύμβολο νούμερου 5.26 στο EN ISO 15223-1:2016.



Σχήμα 17.0.9: Σύμβολο για αποφυγή χρήσης σε περίπτωση ζημιάς στη συσκευασία



Σχήμα 17.0.8: Μη αποστειρωμένο προϊόν

Η αποστείρωση του προϊόντος δεν είναι απαραίτητη για την ορθή λειτουργία του. Όπως αναφέρθηκε προηγουμένως, στην ενότητα για την ορθή διατήρηση και συσκευασία του προϊόντος, εάν παρατηρηθούν ζημιές στη συσκευασία προτείνεται η μη-χρήση του προϊόντος.

Οδηγίες Χρήσης In Vitro Συσκευής

1. Ετοιμάζουμε τα απαραίτητα υλικά τα οποία παρέχονται στη συσκευασία, δηλαδή τη βελόνα, το καθαρό δοχείο, το αποσταγμένο νερό και το αλκοολούχο υγρομάντηλο.
2. Μετράμε σε ζυγαριά τροφίμων 10 mg EDTA καθώς και 10 mL Στείρο Ισότονο Διάλυμα Έκπλυσης και δημιουργούμε το διάλυμα.
3. Ανοίγουμε το καθαρό δοχείο και το τοποθετούμε κοντά μας.
4. Με το αλκοολούχο υγρομάντηλο καθαρίζουμε διεξοδικά την περιοχή του δαχτύλου από το οποίο σκοπεύουμε να πάρουμε δείγμα.
5. Τοποθετούμε τη βελόνα πάνω στο δάχτυλο μας και τρυπάμε το δάχτυλο.
6. Πιέζουμε το σημείο τραύματος ώστε να τοποθετήσουμε το αίμα μέσα στο εργαστηριακό φιαλίδιο.
7. Αραιώνουμε κατάλληλα το αίμα με 1 mL διαλύματος.
8. Με ένα τσιρότο καλύπτουμε το τραύμα και φροντίζουμε να στερεωθεί καλά πάνω.

9. Με σύριγγα παίρνουμε 1 mL από το διάλυμα το οποίο δημιουργήσαμε στην αρχή και το τοποθετούμε στο εργαστηριακό φιαλίδιο με το αίμα.
10. Τροφοδοτούμε τη συσκευή μέσω της θύρας USB, DC jack ή Micro USB και την ενεργοποιούμε.
11. Τοποθετούμε το δείγμα στο αντίστοιχο περιφερειακό.
12. Συνδέουμε τη συσκευή με πληκτρολόγιο και ποντίκι.
13. Για να βρεθούμε στον αντίστοιχο φάκελο του συστήματος για την εκτέλεση του κώδικα της μέτρησης πληκτρολογούμε:

```
cd ~/sappho-pda/Code
./sappho_exec framesCount intgrTime fpsCount
```

Όπου framesCount ο επιθυμητός αριθμός των καρτέ, intgrTime ο χρόνος ολοκλήρωσης σε ms, και fpsCount το πλήθος των καρτέ ανά δευτερόλεπτο. Αντικαθιστούμε τις παραμέτρους intgrTime 500 1000 ms για μέτρηση χωρίς πολωτές ή 2000 4000 για μέτρηση με πολωτές.

Παράδειγμα εντολής:

```
./sappho_exec 10 1000 50
```

14. Εάν όλα έχουν εκτελεστεί σωστά, η δίοδος LED θα μείνει αναμμένη κατά τη διάρκεια της μέτρησης με ή πράσινο χρώμα, ενώ θα επιστραφεί στο τερματικό της συσκευής ένας κωδικός μεταξύ του «1» και του «99999». Ο αριθμός αυτός αντιπροσωπεύει το όνομα του αρχείου μέτρησης. Π.χ. για κωδικό «23» το όνομα του αρχείου θα είναι Sappho_00023.txt. Εάν υπάρξει οποιοδήποτε σφάλμα κατά τη μέτρηση, η φωτοδίοδος θα φωτιστεί με κόκκινο χρώμα.
15. Αφαιρούμε το δείγμα και το τοποθετούμε μακριά από τη συσκευή, για την προστασία της σε περίπτωση διαρροής του εργαστηριακού δοχείου.
16. Μεταφέρουμε το αρχείο κειμένου το οποίο αφορά την αντίστοιχη μέτρηση μας.
17. Για μετρήσεις πολλαπλών δειγμάτων αίματος, προτείνεται η αρχική προετοιμασία τους σε εργαστηριακά φιαλίδια μετά το τρύπημα των δαχτύλων, και η επανειλημμένη μέτρηση των δοχείων με την ακολουθία των προηγούμενων βημάτων (π.χ. τροφοδοσία μικροϋπολογιστή, τοποθέτηση δείγματος, μέτρηση δείγματος, και απομάκρυνσή του) με προσοχή στην ορθή καταγραφή και αντιστοίχιση των δειγμάτων με τα αρχεία κειμένου τα οποία αντιστοιχούν στις μετρήσεις αυτών.
18. Ενθαρρύνεται η αποστολή τεχνικών ζητημάτων με την αναφορά τους στη σελίδα του προγράμματος στο GitHub αποθετήριο το οποίο διαθέτει όλους τους απαραίτητους κώδικες <https://github.com/Sappho-Project>.

19. Υπάρχουν και διαθέσιμα ερωτηματολόγια για την επιτήρηση της σωστής λειτουργίας της συσκευής καθώς και διαδικτυακή φόρμα συμπλήρωσης παραπόνων και αποριών. Σε περίπτωση όπου υπάρχει σοβαρή ανησυχία για τις μετρήσεις του προϊόντος, μπορεί να επαληθευτεί η λανθασμένη του λειτουργία του ή όχι με διαλύματα γνωστών μεγεθών σφαιριδίων. Το ερωτηματολόγιο και η φόρμα παραπόνων παρουσιάζονται ολόκληρα στο τέλος του τεχνικού φακέλου.

Γενικές Οδηγίες Ασφάλειας

Προειδοποιήσεις Ορθής Τροφοδοσίας Beaglebone Black Rev. C

- Μην τροφοδοτείτε τις θύρες όταν ο μικροϋπολογιστής είναι κλειστός.
- Μην οδηγείτε εξωτερικά σήματα στις θύρες του μικροϋπολογιστή μέχρι να ενεργοποιηθεί πλήρως
- Μην εφαρμόζετε τάσεις οι οποίες παρήχθησαν από εξωτερικές πηγές.
- Εάν οι παράγονται τάσεις από το VDD-5V σήμα, αυτές οι τάσεις δεν πρέπει να ενεργοποιηθούν πριν την ενεργοποίηση του διαδρόμου των 3.3 V.
- Εάν εφαρμόζονται σήματα από εξωτερικές πλακέτες, πρέπει πρώτα να ενεργοποιηθεί ο Beaglebone Black και μετά η εξωτερική πλακέτα, ή να εφαρμοστούν οι συνδέσεις εφόσον έχουμε τροφοδοτήσει και το μικροϋπολογιστή και την εξωτερική πλακέτα.

Προειδοποιήσεις Βλάβης Όρασης από τη Φωτοδίοδο Laser

- Αποφύγετε να κατευθύνετε τη φωτοδίοδο laser 5mW στα μάτια, καθώς μπορεί να προκαλέσει βλάβη στον αμφιβληστροειδή χιτώνα.

Προειδοποιήσεις Συσκευασίας

1. Ελέγξτε στην εξωτερική θήκη του προϊόντος, την ετικέτα καθώς και την ημερομηνία παραγωγής του.
2. Εάν η συσκευασία του προϊόντος είναι κατεστραμμένη σε οποιοδήποτε σημείο, μην το χρησιμοποιείτε.

Διαχείριση Κινδύνων της Συσκευής

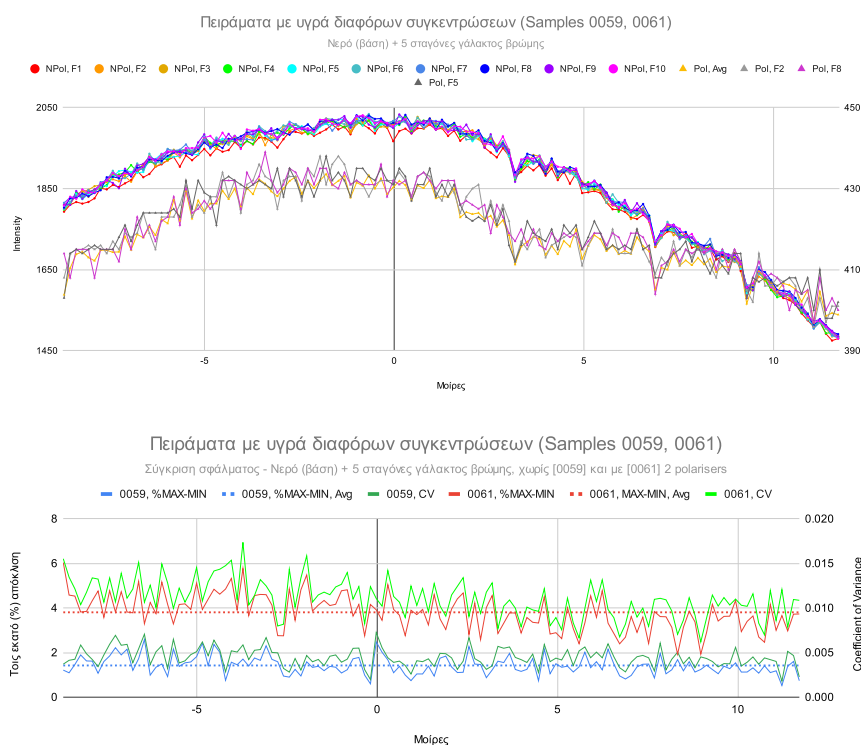
Για την ανάλυση κινδύνων της συσκευής, εφόσον αυτό βγει στην αγορά, έχει οριστεί ειδική ομάδα ατόμων - το καθένα με συγκεκριμένες ιδιότητες - για την αντιμετώπιση τους. Συγκεκριμένα, ορίζεται η επιτήρηση των απαντήσεων των ερωτηματολογίων για τυχούσες απορίες ή παράπονα από τους πιθανούς χρήστες, καθώς και της ειδικής ηλεκτρονικής ταχυδρομικής διεύθυνσης η οποία θα δημιουργηθεί μετά τη διάθεση του προϊόντος στην αγορά από τη Μαρία Μιχαηλίδου. Η παρακολούθηση του αποθετηρίου με όλο το απαραίτητο λογισμικό του προϊόντος για τυχόντα τεχνικά ζητήματα τα οποία ίσως προκύψουν, αλλά και η επιθεώρηση της ορθής λειτουργίας του λογισμικού, αναλαμβάνεται από την Ουρανία Μπαντή.

Επαλήθευση Αποτελεσμάτων του Προϊόντος

Παρατίθεται απόσπασμα της πτυχιακής της Ουρανίας Μπαντή και της Μαρίας Μιχαηλίδου, το οποίο παραθέτει την επαλήθευση των αποτελεσμάτων της συσκευής μετά από τις μετρήσεις της Ουρανίας Μπαντή.

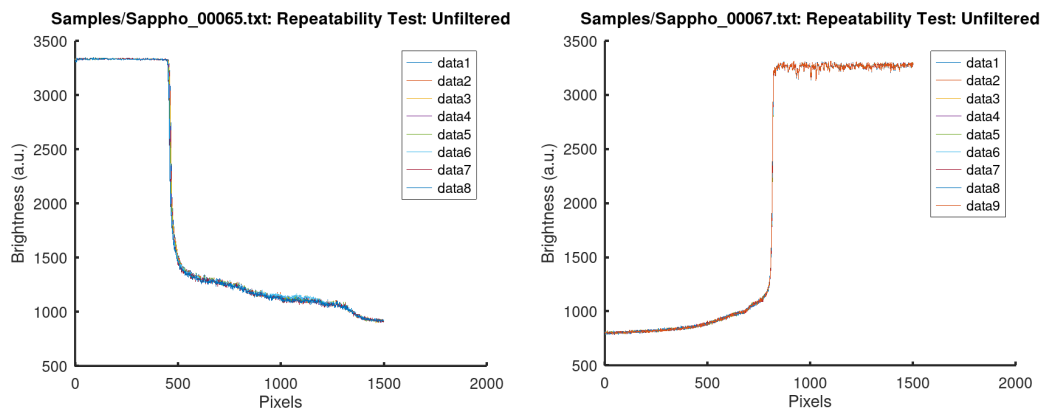
Εξομοίωση των in-vitro μετρήσεων με υγρά μείγματα:

Ξεκινώντας με το σχήματα 6.2.9 και 6.2.10, παρατηρείται πολύ μεγάλη επαναληψιμότητα δεδομένων με πολύ μικρά σφάλματα και στις δύο περιπτώσεις. Ο θόρυβος μεταξύ των καρτέ είναι μεγαλύτερος στην περίπτωση των δύο πολωτών λόγω της διαφορετικής κλίμακας μεταξύ των δύο σημάτων, όμως σε όλες τις περιπτώσεις είναι αρκετά χαμηλής έντασης ώστε να μην επηρεάζει σε μεγάλο βαθμό τη μορφή των σημάτων. Το σήμα παρουσιάζει σε όλες τις περιπτώσεις μια χαρακτηριστική κωνοειδή καμπύλη, ενώ ο λόγος $\frac{p_{max}}{p_{min}}$ της εκάστοτε καμπύλης αυξομειώνεται συναρτήσει της φωτεινότητας. Στην πράξη, το σήμα εμφανίζεται «συμπιεσμένο» στον άξονα $y'-y$, και κατά συνέπεια, υπάρχει μεγαλύτερη επιρροή του θορύβου στο σήμα. Εν τούτοις, στις μετρήσεις με πολωτή του σχήματος 6.2.9, το πολωμένο σήμα παρουσιάζει περισσότερη πληροφορία σχετικά με το μέγεθος και τη συγκέντρωση των σωματιδίων, λόγω της λιγότερο-κωνοειδούς μορφής του. Δείγματα ελέγχου ελήφθησαν και με το νέο PDA, για την επαλήθευση της σωστής

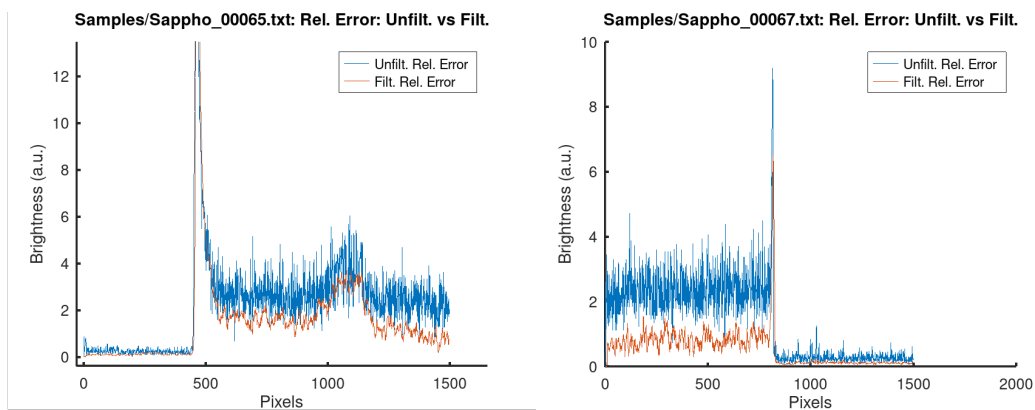


Σχήμα 17.0.10: Πείραμα με 5 σταγόνες γάλακτος βρώμης, με και χωρίς πολωτές (επάνω). Σύγκριση σφάλματος ανά pixel μεταξύ των δύο δειγμάτων (κάτω).

λειτουργίας του PDA με ευοίωνα αποτελέσματα. Το σήμα, και στις δύο περιπτώσεις απεικονίζεται με μεγάλη ομαλότητα και επαναληψιμότητα, με το σχετικό σφάλμα περίπου στο 2%. Μετά την εφαρμογή ενός φίλτρου κινούμενου μέσου δέκατης τάξης, το σφάλμα αυτό προσεγγίζει το 0%. Με τα δείγματα αυτά επιβεβαιώνεται και πειραματι-



Σχήμα 17.0.11: Δείγματα ελέγχου του TCD1103GFG με την αριστερή (α) και τη δεξιά (β) πλευρά του PDA εκτεθειμένη στο φως του φακού



Σχήμα 17.0.12: Σχετικό σφάλμα σε κάθε pixel στα σήματα του προηγούμενου σχήματος

κά η σωστή λειτουργία του αισθητήρα, ούτως ώστε να χρησιμοποιηθεί για in-vitro και in-vivo πειράματα.

Παρακολούθηση Προϊόντος μετά τη διάθεσή του στην αγορά

Τακτική επιθεώρηση των προγραμμάτων της συσκευής μπορεί να διεξαχθεί ανά 6 μήνες ή 1 χρόνο, με την επανεγκατάσταση και επανένωση της συσκευής από την αρχή και για τον καθορισμό της ορθής λειτουργίας της. Επίσης, όλα τα απαραίτητα αρχεία και προγράμματα για τη συσκευή βρίσκονται σε μια σελίδα, για τη διευκόλυνση των χρηστών και την εξασφάλιση πως δεν θα χαθεί κάποιο αρχείο απαραίτητο για τη λειτουργία της συσκευής.

Επίσης, για όσους χρήστες το επιθυμούν, έχει δημιουργηθεί ειδικό ερωτηματολόγιο που μπορούν να συμπληρώσουν αυτοβούλως μετά την αγορά του προϊόντος, για την εξακρίβωση των σωστών αποτελεσμάτων του, με ιδιαίτερη προσοχή να έχει τηρηθεί στη διατήρηση της ιδιωτικότητας των χρηστών και των ιατρικών δεδομένων τους.

Για τους χρήστες οι οποίοι αντιμετωπίζουν τεχνικά προβλήματα, ειδική διεύθυνση ηλεκτρονικού ταχυδρομείου θα δημιουργηθεί, η οποία θα προωθεί τα σχετικά μηνύματά στην ομάδα ελέγχου κινδύνου η οποία έχει συγκεντρωθεί.

Ερωτηματολόγια Διαχείρισης Κινδύνων του Προϊόντος

Mie Scattering Medical Device Support

michaelidoumary@gmail.com [Switch account](#)



The name and photo associated with your Google account will be recorded when you upload files and submit this form. Your email is not part of your response.

* Required

Please upload the Blood Scattering Measurement which corresponds to your complaint or question.

Ανεβάστε την μέτρηση Mie σκέδασης η οποία αντιστοιχεί με το παράπονο ή την ερώτηση σας.

 [Add file](#)

Please state your complaint or question regarding the device.

Δηλώστε το παράπονο ή την ερώτηση σας σχετικά με την συσκευή.

Your answer



Your personal data will be stored in accordance with the record retention requirements applicable to International Hellenic University as a public research institution of Greece. Under the EUGDPR, you have the right to request access to, rectify, erase and restrict the processing of your personal data. You also have the right to revoke this consent to use your personal data. *

Τα προσωπικά σας δεδομένα θα αποθηκευτούν σύμφωνα με τις απαιτήσεις διατήρησης αρχείων που ισχύουν για το Διεθνές Πανεπιστήμιο Ελλάδος ως δημόσιο ερευνητικό ίδρυμα της Ελλάδας. Σύμφωνα με τον νόμο EUGDPR, έχετε το δικαίωμα να δείτε, να διορθώσετε ή να διαγράψετε και την επεξεργασία των προσωπικών σας δεδομένων. Έχετε επίσης το δικαίωμα να ανακαλέσετε αυτήν τη συγκατάθεση για τη χρήση των προσωπικών σας δεδομένων.

- ☐ I consent to my data being used.
- ☐ Συναινώ τα δεδομένα να χρησιμοποιηθούν.

Submit

Clear form

Never submit passwords through Google Forms.

This content is neither created nor endorsed by Google. [Report Abuse](#) - [Terms of Service](#) - [Privacy Policy](#)

Google Forms



Scattering Blood Sensor Questionnaire

michaelidoumary@gmail.com [Switch account](#)



The name and photo associated with your Google account will be recorded when you upload files and submit this form. Your email is not part of your response.

* Required

Biological Sex:

Βιολογικό φύλο:

☐ Woman/ Γυναίκα

☐ Man/ Άνδρας

Date of Birth:

Ημερομηνία γέννησης

MM DD YYYY

___ / ___ / ____

Please upload a number of files and write below whether they concern Mie Scattering of a human tissue or of a blood sample on the field below.

Ανεβάστε τα αρχεία με τις μετρήσεις Mie Σκέδασης και προσδιορίστε αν είναι πάνω σε ανθρώπινο ιστό ή δείγμα αίματος στο πεδίο κάτω.

 Add file



I would like to send Mie Scattering measurements of: *

Θα επιθυμούσα να στείλω μετρήσεις Σκέδασης Mie σε:

- ☐ Blood Sample. Δείγμα Αίματος.
- ☐ Human Tissue. Ανθρώπινο Ιστό.

Your personal data will be stored in accordance with the record retention requirements applicable to International Hellenic University as a public research institution of Greece. Under the EUGDPR, you have the right to request access to, rectify, erase and restrict the processing of your personal data. You also have the right to revoke this consent to use your personal data. *

Τα προσωπικά σας δεδομένα θα αποθηκευτούν σύμφωνα με τις απαιτήσεις διατήρησης αρχείων που ισχύουν για το Διεθνές Πανεπιστήμιο Ελλάδος ως δημόσιο ερευνητικό ίδρυμα της Ελλάδας. Σύμφωνα με τον νόμο EUGDPR, έχετε το δικαίωμα να δείτε, να διορθώσετε ή να διαγράψετε και την επεξεργασία των προσωπικών σας δεδομένων. Έχετε επίσης το δικαίωμα να ανακαλέσετε αυτήν τη συγκατάθεση για τη χρήση των προσωπικών σας δεδομένων.

- ☐ I consent to my blood data, gender and age being used for scientific research
- ☐ Συναινώ τα δεδομένα περί του αίματος, του φύλου και της ηλικίας μου να χρησιμοποιηθούν για επιστημονική έρευνα

Submit

Clear form

This content is neither created nor endorsed by Google. [Report Abuse](#) - [Terms of Service](#) - [Privacy Policy](#)

Google Forms



Δήλωση συμμόρφωσης ΕΕ

Εμείς, οι κατασκευαστές,
Εργαστήριο Ηλεκτρονικής
Τμήμα Μηχανικών Παραγωγής και Διοίκησης
Διεθνές Πανεπιστήμιο της Ελλάδος,
Αλεξάνδρεια Πανεπιστημιούπολη, Σίνδος, Δέλτα
574 00,
Θεσσαλονίκη
Ελλάδα

δηλώνουμε με αποκλειστική μας ευθύνη ότι το παρακάτω προϊόν, «In-Vitro Mie Scattering Medical Device», με το οποίο σχετίζεται αυτή η δήλωση, είναι σε συμμόρφωση με τις διατάξεις των παρακάτω Οδηγιών της Ευρωπαϊκής Κοινότητας, συμπεριλαμβανομένων των πιο πρόσφατων τροποποιήσεων, όπως φαίνεται στο συνημμένο πρόγραμμα. Η προϋπόθεση της συμμόρφωσης βασίζεται στην εφαρμογή των εναρμονισμένων προτύπων και, όπου απαιτείται, στην πιστοποίηση ικανοποιημένου οργανισμού της Ευρωπαϊκής Κοινότητας, όπως φαίνεται στο συνημμένο πρόγραμμα.

Οδηγία ηλεκτρομαγνητικής συμβατότητας (EMC) – 2014/30/ΕΕ)

Μοντέλα: Όλα
EN ISO 10993-1:2018

Οδηγία για τον περιορισμό των επικίνδυνων ουσιών (RoHS) – EU 2015/863

Μοντέλα: Όλα

Ο παραπάνω εξοπλισμός συμμορφώνεται με την Οδηγία για τον περιορισμό των επικίνδυνων ουσιών (RoHS) – EU 2015/863. Συνεπώς, ο εξοπλισμός αυτός μπορεί να φέρει τη σήμανση CE που σχετίζεται με τη συμμόρφωση με την οδηγία για τον περιορισμό των επικίνδυνων ουσιών (RoHS).

18 Παράρτημα Η': Τεχνικός Φάκελος In-vivo

Ο τεχνικός φάκελος in-vivo δειγμάτων βρίσκεται στο αποθετήριο <https://github.com/Sappho-Project/sappho-docs>. Αντίγραφο του παρατίθεται παρακάτω:

Γενική Περιγραφή Συσκευής

Η «In Vivo Mie Scattering» ιατρική συσκευή προτείνεται για την οικιακή μέτρηση της συνολικής ποσότητας των ερυθρών αιμοσφαιρίων του χρήστη της συσκευής μέσω του φυσικού φαινομένου της σκέδασης Mie. Ο χρήστης τοποθετεί το δάχτυλο του στη συγκεκριμένη υποδοχή της συσκευής, το οποίο με τη σειρά του φωτίζεται με κόκκινο φως από μια φωτοδίοδο laser, και ειδικό αισθητήριο μετράει την Mie σκέδαση του ανθρώπινου ιστού την οποία και στέλνει στο μικροϋπολογιστή. Σημειώνεται πως η συσκευή είναι επαναχρησιμοποιούμενη, και δεν απαιτείται η αποστείρωσή της, μιας και η αλληλεπίδρασή της με τον ανθρώπινο ιστό είναι πολύ σύντομη - σε τάξη μεγέθους μερικών

δευτερολέπτων - οπότε ο εναρμονισμός με το πρότυπο ISO 10993-1 δεν κρίθηκε απαραίτητος.

Λίστα υλικών από τα οποία αποτελείται η συσκευή:

1. TCD1103GFG CCD Sensor
2. PCB for the TCD1103GFG Sensor
3. Beaglebone Black rev. C
4. Beaglebone Black rev. C Cape for the TCD1103GFG Sensor
5. Laser Φωτοδίοδος - 5 mW 650 nm
6. Γραμμικοί Πολωτές 50 mm
7. RGB Φωτοδίοδος Foshan NH-B2020RGBA-HF_C2874116
8. Buzzer YUEXIN-YX-KC9055 16 Ω
9. PET Enclosure

Πληροφορίες από Κατασκευαστή

Η συναρμολόγηση του προϊόντος πραγματοποιείται στο Εργαστήριο Ηλεκτρονικής του Τμήματος Μηχανικών Παραγωγής και Διοίκησής μετά την παραγγελία των διαφορετικών απαραίτητων υλικών από εταιρείες κατασκευής PCB, καθώς και την προμήθευση του μικροϋπολογιστή από εταιρεία προμήθευσης ηλεκτρονικών όπως η SeedStudio. Στο εργαστήριο ηλεκτρονικής, η τελική συναρμολόγηση των επιμέρους κομματιών είναι αρκετά απλοϊκή, καθώς όλα τα κομμάτια είναι ήδη λειτουργικά, ενώ πραγματοποιείται και η εγκατάσταση του απαραίτητου οδηγού λογισμικού της συσκευής «Sappho-PDA».

Διατήρηση και Συσκευασία Προϊόντος Προτείνεται η διατήρηση της ιατρικής συσκευής σε ξηρό και δροσερό μέρος, καθώς υψηλές θερμοκρασίες μπορεί να επηρεάσουν τον αισθητήρα TCD1103GFG. Στο πακέτο της ιατρικής συσκευής συμπεριλαμβάνονται ο μικροϋπολογιστής Beaglebone Black Rev. C, ένα καλώδιο Micro USB, η θήκη της συσκευής από PET πλαστικό, πιπέτες, αλκοολούχα υγρομάντηλα, πιπέτες, βελόνες 28G, καθώς και ένα αυτοκόλλητο με τις κατάλληλες πληροφορίες και απαραίτητα σύμβολα για το εξωτερικό της συσκευής, καθώς και φυλλάδιο με τις οδηγίες χρήσης.

Ανακύκλωση και Απόσυρση του Προϊόντος Για την απόσυρση του προϊόντος προτείνεται η ανακύκλωση του κάθε μέρους της συσκευής σύμφωνα με τους τοπικούς φορείς. Ιδιαίτερη μέριμνα οφείλεται να τηρηθεί στην απόσυρση του μικροϋπολογιστή, αφού αποτελεί ηλεκτρονική συσκευή και ανακυκλώνεται στους ειδικούς κάδους.

Κατηγοριοποίηση Συσκευής Σύμφωνα με τον πρώτο κανόνα του προτύπου (EU)201-7/745, όπου όλες οι μη-παρεμβατικές συσκευές κατηγοριοποιούνται ως τάξης I, και σύμφωνα με την προτεινόμενη χρήση της ιατρικής συσκευής «In-Vivo Mie Scattering Medi-cal Device» αποφασίστηκε η κατηγοριοποίησή της ως προϊόν κατηγορίας I.

UDI Το UDI σύστημα θα εφαρμοσθεί στις ετικέτες των συσκευών πριν την ημερομηνία 26 Μαΐου 2025, όπως αναφέρεται στο άρθρο 123, 3f της οδηγίας για τις ιατρικές συσκευές (EU) 2017/745.

SRN Σκοπεύουμε στην απόκτηση SRN μέσω εγγραφής στο διαδικτυακό σύστημα EUDAMED, μόλις το προϊόν αποκτήσει πιστοποίηση CE και αποδεχθεί η εναρμόνισή του με το πρότυπο (EU) 2017/745.

Λίστα Εναρμονισμένων Πρότυπων

1. ISO 13320:2020 Particle size analysis — Laser diffraction methods
2. ISO 10993-1:2018 biological risks of medical devices
3. ISO 62304 software lifecycle used in medical devices
4. ISO 15223 standards for symbols used in medical devices
5. ISO 14971 Risk management of medical device
6. (EU) 2017/745 Medical Device Regulation
7. IEC 60601-1-2 EMC Standards

Ετικέτα και Γλώσσα Ετικέτας Προϊόντος

Τα παρακάτω σύμβολα είναι γνωστά για τη χρήση τους στις ιατρικές συσκευές, και πέρα από τις θεμελιώδεις σημασίες δεν κρίνεται απαραίτητο να εξηγηθούν περαιτέρω.



Σχήμα 18.0.1: Το σύμβολο CE

Μετά την απόκτηση πιστοποίησης CE, το σύμβολο CE είναι αναγκαίο να τυπωθεί στις ετικέτες του προϊόντος με το υπάρχον σύμβολο, με διάμετρο του συμβόλου να είναι τουλάχιστον 5 mm, καθώς και να είναι διακριτό και ευανάγνωστο στη συσκευή.



Σχήμα 18.0.2: Παράδειγμα συμβόλου το οποίο θα χρησιμοποιηθεί για "Νόμιμο Αντιπρόσωπο στην Ευρωπαϊκή Κοινότητα".



Σχήμα 18.0.3: Σύμβολο για διατήρηση του προϊόντος σε στεγνή κατάσταση. Αυτό το σύμβολο σύμφωνα με το ISO 7000 μπορεί επίσης να σημαίνει «Κρατήστε μακριά από βροχή».



Σχήμα 18.0.4: Σύμβολο για διατήρηση του προϊόντος μακριά από τον ήλιο. Αυτό το σύμβολο σύμφωνα με το ISO 7000 μπορεί επίσης να σημαίνει «Κρατήστε μακριά από θερμότητα».



Σχήμα 18.0.5: Σύμβολο για ένδειξη του προϊόντος ως ιατρική συσκευή



Σχήμα 18.0.6: Αριθμός καταλόγου του κατασκευαστή

Ο αριθμός καταλόγου του κατασκευαστή τοποθετείται πλησίον του σχετικού συμβόλου. Να σημειωθεί πως το σύμβολο και το μέγεθος του αριθμού καταλόγου δεν προσδιορίζονται από κάποιο πρότυπο, καθώς και ότι ο αριθμός καταλόγου και αριθμός παραγγελίας αποτελούν τον ίδιο όρο.



Σχήμα 18.0.7: Σύμβολο Κατασκευαστή

Αυτό το σύμβολο οφείλει να συνοδεύεται από το όνομα και τη διεύθυνση του κατασκευαστή ή του ατόμου το οποίο διαθέτει το προϊόν στην αγορά, σύμφωνα με το ISO 7000-2609 και το σύμβολο νούμερου 5.26 στο EN ISO 15223-1:2016.



Σχήμα 18.0.9: Σύμβολο για αποφυγή χρήσης σε περίπτωση ζημιάς στη συσκευασία



Σχήμα 18.0.8: Μη αποστειρωμένο προϊόν

Η αποστείρωση του προϊόντος δεν είναι απαραίτητη για την ορθή λειτουργία του. Όπως αναφέρθηκε προηγουμένως, στην ενότητα για την ορθή διατήρηση και συσκευασία του προϊόντος, εάν παρατηρηθούν ζημιές στη συσκευασία προτείνεται η μη-χρήση του προϊόντος.

Οδηγίες Χρήσης

1. Τροφοδοτούμε τη συσκευή μέσω της θύρας USB, DC jack ή Micro USB και την ενεργοποιούμε.
2. Συνδέουμε τη συσκευή με πληκτρολόγιο και ποντίκι.
3. Για να βρεθούμε στον αντίστοιχο φάκελο του συστήματος για την εκτέλεση του κώδικα της μέτρησης πληκτρολογούμε:

```
cd ~/sappho-pda/Code
```

4. Ανοίγουμε το terminal και πληκτρολογούμε με μεγάλη προσοχή να ΜΗΝ εκτελέσουμε την εντολή:

```
./sappho\_exec framesCount intgrTime fpsCount
```

Όπου framesCount ο επιθυμητός αριθμός των καρτέ, intgrTime ο χρόνος ολοκλήρωσης σε ms, και fpsCount το πλήθος των καρτέ ανά δευτερόλεπτο. Αντικαθιστούμε τις παραμέτρους intgrTime 1000 1500 ms για μέτρηση χωρίς πολωτές ή 2500 4500 για μέτρηση με πολωτές.

Παράδειγμα εντολής:

```
./sappho_exec 10 1000 50
```

5. Τοποθετούμε είτε το μέσο είτε το μικρό δάχτυλο και πιέζουμε ελαφρά την οπή στη συσκευή.
6. Εκτελούμε την εντολή πατώντας το κουμπί ENTER.
7. Εάν όλα έχουν εκτελεστεί σωστά, η δίοδος LED θα μείνει αναμμένη κατά τη διάρκεια της μέτρησης με ή πράσινο χρώμα, ενώ θα επιστραφεί στο τερματικό της συσκευής ένας κωδικός μεταξύ του «1» και του «99999». Ο αριθμός αυτός αντιπροσωπεύει το όνομα του αρχείου μέτρησης. Π.χ. για κωδικό «23» το όνομα του αρχείου θα είναι Sappho_00023.txt. Εάν υπάρξει οποιοδήποτε σφάλμα κατά τη μέτρηση, η φωτοδίοδος θα φωτιστεί με κόκκινο χρώμα.

Γενικές Οδηγίες Ασφάλειας

Προειδοποιήσεις Ορθής Τροφοδοσίας Beaglebone Black rev. C

- Μην τροφοδοτείτε τις θύρες όταν ο μικροϋπολογιστής είναι κλειστός.
- Μην οδηγείτε εξωτερικά σήματα στις θύρες του μικροϋπολογιστή μέχρι να ενεργοποιηθεί πλήρως
- Μην εφαρμόζετε τάσεις οι οποίες παρήχθησαν από εξωτερικές πηγές.
- Εάν οι παράγονται τάσεις από το VDD-5V σήμα, αυτές οι τάσεις δεν πρέπει να ενεργοποιηθούν πριν την ενεργοποίηση του διαδρόμου των 3.3 V.
- Εάν εφαρμόζονται σήματα από εξωτερικές πλακέτες, πρέπει πρώτα να ενεργοποιηθεί ο Beaglebone Black και μετά η εξωτερική πλακέτα, ή να εφαρμοστούν οι συνδέσεις εφόσον έχουμε τροφοδοτήσει και το μικροϋπολογιστή και την εξωτερική πλακέτα.

Προειδοποιήσεις Βλάβης Όρασης από τη Φωτοδίοδο laser

- Αποφύγετε να κατευθύνετε τη φωτοδίοδο laser 5mW στα μάτια, καθώς μπορεί να προκαλέσει βλάβη στον αμφιβληστροειδή χιτώνα.

Προειδοποιήσεις Συσκευασίας

1. Ελέγξτε στην εξωτερική θήκη του προϊόντος, την ετικέτα καθώς και την ημερομηνία παραγωγής του.
2. Εάν η συσκευασία του προϊόντος είναι κατεστραμμένη σε οποιοδήποτε σημείο, μην το χρησιμοποιήσετε.

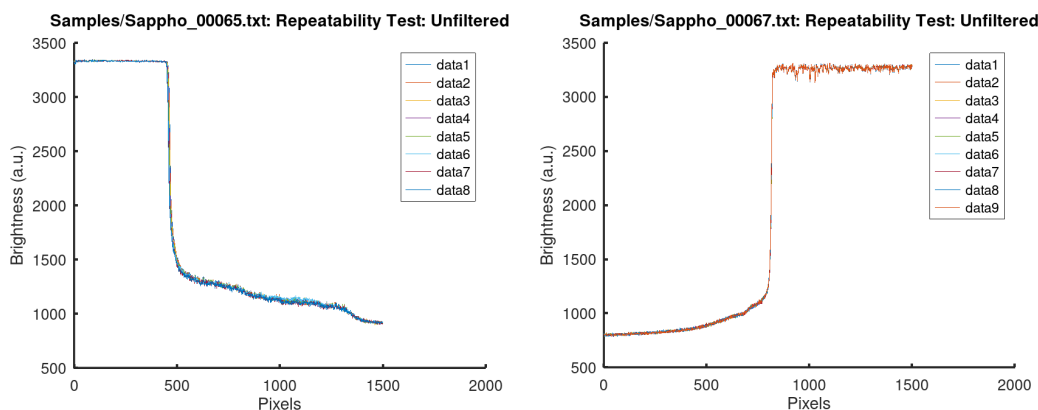
Διαχείριση Κινδύνων της Συσκευής

Για την ανάλυση κινδύνων της συσκευής, εφόσον αυτό βγει στην αγορά, έχει ορισθεί ειδική ομάδα ατόμων - το καθένα με συγκεκριμένες ιδιότητες - για την αντιμετώπιση τους. Συγκεκριμένα, ορίζεται η επιτήρηση των απαντήσεων των ερωτηματολογίων για τυχόν απορίες ή παράπονα από τους πιθανούς χρήστες, καθώς και της ειδικής ηλεκτρονικής ταχυδρομικής διεύθυνσης η οποία θα δημιουργηθεί μετά τη διάθεση του προϊόντος στην αγορά από τη Μαρία Μιχαλίδου.

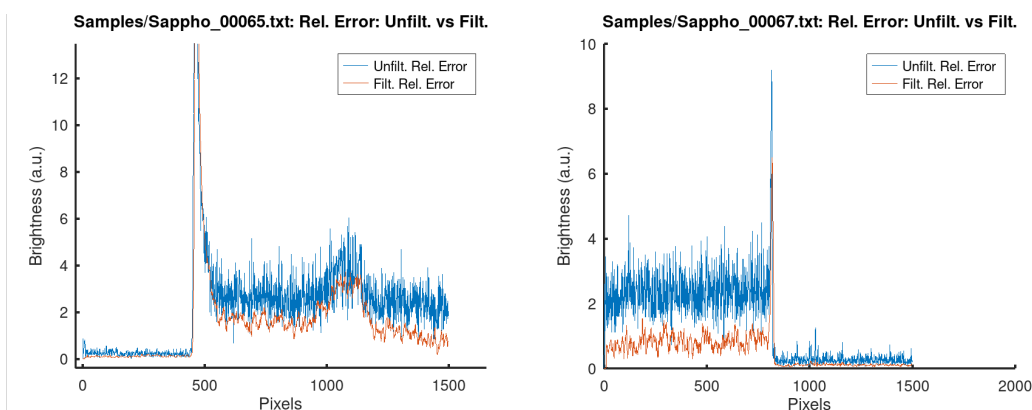
Η παρακολούθηση του αποθετηρίου με όλο το απαραίτητο λογισμικό του προϊόντος για τυχόν τεχνικά ζητήματα τα οποία ίσως προκύψουν, αλλά και η επιθεώρηση της ορθής λειτουργίας του λογισμικού, αναλαμβάνεται από την Ουρανία Μπαντή.

Επαλήθευση Αποτελεσμάτων του Προϊόντος

Παρατίθενται απόσπασμα της πτυχιακής της Ουρανίας Μπαντή και της Μαρίας Μιχαλίδου το οποίο παραθέτει την επαλήθευση των αποτελεσμάτων της συσκευής μετά από τις μετρήσεις της Ουρανίας Μπαντή. Δείγματα ελέγχου ελήφθησαν και με το νέο PDA στον ίδιο αισθητήρα TSL1401CL για την επαλήθευση της σωστής λειτουργίας του PDA με ευοίωνα αποτελέσματα. Το σήμα, και στις δύο περιπτώσεις απεικονίζεται με μεγά-



Σχήμα 18.0.10: Δείγματα ελέγχου του TCD1103GFG με την αριστερή (α) και τη δεξιά (β) πλευρά του PDA εκτεθειμένη στο φως του φακού



Σχήμα 18.0.11: Σχετικό σφάλμα σε κάθε pixel στα σήματα του προηγούμενου σχήματος

λη ομαλότητα και επαναληψιμότητα με το σχετικό σφάλμα περίπου στο 2%. Μετά την

εφαρμογή ενός φίλτρου κινούμενου μέσου δέκατης τάξης, το σφάλμα αυτό προσεγγίζει το 0%. Με τα δείγματα αυτά επιβεβαιώνεται και πειραματικά η λειτουργία του αισθητήρα, ούτως ώστε να χρησιμοποιηθεί για in-vitro και in-vivo πειράματα.

Παρακολούθηση Προϊόντος μετά τη διάθεση του στην αγορά

Ενθαρρύνεται η αποστολή τεχνικών ζητημάτων με την αναφορά τους στη σελίδα του προγράμματος στο GitHub αποθετήριο το οποίο διαθέτει όλους τους απαραίτητους κώδικες και σχεδιαγράμματα για την επίλυση των τεχνικών ζητημάτων με κάθε δυνατό τρόπο <https://github.com/Sappho-Project>. Επίσης τακτική επιθεώρηση των προγραμμάτων της συσκευής μπορεί να διεξαχθεί ανά 6 μήνες με 1 χρόνο με την εγκατάσταση και επανένωση της συσκευής από την αρχή για τον καθορισμό της ορθής λειτουργίας της. Επίσης όλα τα απαραίτητα αρχεία και προγράμματα για τη συσκευή βρίσκονται όλα σε μια σελίδα για τη διευκόλυνση των χρηστών και την εξασφάλιση πως δεν θα χαθεί κάποιο αρχείο απαραίτητο για τη λειτουργία της συσκευής.

Ερωτηματολόγια του Προϊόντος

Mie Scattering Medical Device Support

michaelidoumary@gmail.com [Switch account](#)



The name and photo associated with your Google account will be recorded when you upload files and submit this form. Your email is not part of your response.

* Required

Please upload the Blood Scattering Measurement which corresponds to your complaint or question.

Ανεβάστε την μέτρηση Mie σκέδασης η οποία αντιστοιχεί με το παράπονο ή την ερώτηση σας.

 [Add file](#)

Please state your complaint or question regarding the device.

Δηλώστε το παράπονο ή την ερώτηση σας σχετικά με την συσκευή.

Your answer



Your personal data will be stored in accordance with the record retention requirements applicable to International Hellenic University as a public research institution of Greece. Under the EUGDPR, you have the right to request access to, rectify, erase and restrict the processing of your personal data. You also have the right to revoke this consent to use your personal data. *

Τα προσωπικά σας δεδομένα θα αποθηκευτούν σύμφωνα με τις απαιτήσεις διατήρησης αρχείων που ισχύουν για το Διεθνές Πανεπιστήμιο Ελλάδος ως δημόσιο ερευνητικό ίδρυμα της Ελλάδας. Σύμφωνα με τον νόμο EUGDPR, έχετε το δικαίωμα να δείτε, να διορθώσετε ή να διαγράψετε και την επεξεργασία των προσωπικών σας δεδομένων. Έχετε επίσης το δικαίωμα να ανακαλέσετε αυτήν τη συγκατάθεση για τη χρήση των προσωπικών σας δεδομένων.

- ☐ I consent to my data being used.
- ☐ Συναινώ τα δεδομένα να χρησιμοποιηθούν.

Submit

Clear form

Never submit passwords through Google Forms.

This content is neither created nor endorsed by Google. [Report Abuse](#) - [Terms of Service](#) - [Privacy Policy](#)

Google Forms



Scattering Blood Sensor Questionnaire

michaelidoumary@gmail.com [Switch account](#)



The name and photo associated with your Google account will be recorded when you upload files and submit this form. Your email is not part of your response.

* Required

Biological Sex:

Βιολογικό φύλο:

☐ Woman/ Γυναίκα

☐ Man/ Άνδρας

Date of Birth:

Ημερομηνία γέννησης

MM DD YYYY

___ / ___ / ____

Please upload a number of files and write below whether they concern Mie Scattering of a human tissue or of a blood sample on the field below.

Ανεβάστε τα αρχεία με τις μετρήσεις Mie Σκέδασης και προσδιορίστε αν είναι πάνω σε ανθρώπινο ιστό ή δείγμα αίματος στο πεδίο κάτω.

 Add file



I would like to send Mie Scattering measurements of: *

Θα επιθυμούσα να στείλω μετρήσεις Σκέδασης Mie σε:

- ☐ Blood Sample. Δείγμα Αίματος.
- ☐ Human Tissue. Ανθρώπινο Ιστό.

Your personal data will be stored in accordance with the record retention requirements applicable to International Hellenic University as a public research institution of Greece. Under the EUGDPR, you have the right to request access to, rectify, erase and restrict the processing of your personal data. You also have the right to revoke this consent to use your personal data. *

Τα προσωπικά σας δεδομένα θα αποθηκευτούν σύμφωνα με τις απαιτήσεις διατήρησης αρχείων που ισχύουν για το Διεθνές Πανεπιστήμιο Ελλάδος ως δημόσιο ερευνητικό ίδρυμα της Ελλάδας. Σύμφωνα με τον νόμο EUGDPR, έχετε το δικαίωμα να δείτε, να διορθώσετε ή να διαγράψετε και την επεξεργασία των προσωπικών σας δεδομένων. Έχετε επίσης το δικαίωμα να ανακαλέσετε αυτήν τη συγκατάθεση για τη χρήση των προσωπικών σας δεδομένων.

- ☐ I consent to my blood data, gender and age being used for scientific research
- ☐ Συναινώ τα δεδομένα περί του αίματος, του φύλου και της ηλικίας μου να χρησιμοποιηθούν για επιστημονική έρευνα

Submit

Clear form

This content is neither created nor endorsed by Google. [Report Abuse](#) - [Terms of Service](#) - [Privacy Policy](#)

Google Forms



Δήλωση συμμόρφωσης ΕΕ

Εμείς, οι κατασκευαστές,
Εργαστήριο Ηλεκτρονικής
Τμήμα Μηχανικών Παραγωγής και Διοίκησης
Διεθνές Πανεπιστήμιο της Ελλάδος,
Αλεξάνδρεια Πανεπιστημιούπολη, Σίνδος, Δέλτα
574 00,
Θεσσαλονίκη
Ελλάδα

δηλώνουμε με αποκλειστική μας ευθύνη ότι το παρακάτω προϊόν, «In-Vitro Mie Scattering Medical Device», με το οποίο σχετίζεται αυτή η δήλωση, είναι σε συμμόρφωση με τις διατάξεις των παρακάτω Οδηγιών της Ευρωπαϊκής Κοινότητας, συμπεριλαμβανομένων των πιο πρόσφατων τροποποιήσεων, όπως φαίνεται στο συνημμένο πρόγραμμα. Η προϋπόθεση της συμμόρφωσης βασίζεται στην εφαρμογή των εναρμονισμένων προτύπων και, όπου απαιτείται, στην πιστοποίηση ικανοποιημένου οργανισμού της Ευρωπαϊκής Κοινότητας, όπως φαίνεται στο συνημμένο πρόγραμμα.

Οδηγία ηλεκτρομαγνητικής συμβατότητας (EMC) – 2014/30/ΕΕ)

Μοντέλα: Όλα
EN ISO 10993-1:2018

Οδηγία για τον περιορισμό των επικίνδυνων ουσιών (RoHS) – EU 2015/863

Μοντέλα: Όλα

Ο παραπάνω εξοπλισμός συμμορφώνεται με την Οδηγία για τον περιορισμό των επικίνδυνων ουσιών (RoHS) – EU 2015/863. Συνεπώς, ο εξοπλισμός αυτός μπορεί να φέρει τη σήμανση CE που σχετίζεται με τη συμμόρφωση με την οδηγία για τον περιορισμό των επικίνδυνων ουσιών (RoHS).