



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ

ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ

ΤΟΜΕΑΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΜΕΤΑΔΟΣΗΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΑΣ ΚΑΙ
ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΥΛΙΚΩΝ

3D and Kinematic simulation for the robotic arms of a novel system for robotic surgery, EastLap, using a joystick

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

ΤΟΥ

Φυλακτού Φυλακτή

Επιβλέπων : Δημήτριος Κουτσούρης
Καθηγητής Ε.Μ.Π

Συνεπιβλέπων : Ουρανία Πετροπούλου
Ειδικό Τεχνικό και Εργαστηριακό Προσωπικό

Αθηνά, Οκτώβριος 2019



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ

ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ

ΤΟΜΕΑΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΜΕΤΑΔΟΣΗΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΑΣ
ΚΑΙ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΥΛΙΚΩΝ

3D and Kinematic simulation for the robotic arms of a novel system for robotic surgery, EasuLap, using a joystick

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

ΤΟΥ

Φυλακτού Φυλακτή

Επιβλέπων : **Δημήτριος Κουτσούρης**

Καθηγητής Ε.Μ.Π

Συνεπιβλέπων : **Ουρανία Πετροπούλου**

Ειδικό Τεχνικό και Εργαστηριακό Προσωπικό

Εγκρίθηκε από την τριμελή εξεταστική επιτροπή την **21 Οκτωβρίου 2019**

.....
Διονύσιος-Δημήτριος
Κουτσούρης
Καθηγητής ΕΜΠ

.....
Γεώργιος Ματσόπουλος
Καθηγητής ΕΜΠ

.....
Παναγιώτης Τσανάκας
Καθηγητής ΕΜΠ

Αθήνα, Οκτώβριος 2019

.....

Φυλακτής Φυλακτού

Διπλωματούχος Ηλεκτρολόγος Μηχανικός και Μηχανικός Υπολογιστών Ε.Μ.Π.

Copyright © Φυλακτής Φυλακτου , 2019

Με επιφύλαξη παντός δικαιώματος. All rights reserved.

Απαγορεύεται η αντιγραφή, αποθήκευση και διανομή της παρούσας εργασίας, εξ ολοκλήρου ή τμήματος αυτής, για εμπορικό σκοπό. Επιτρέπεται η ανατύπωση, αποθήκευση και διανομή για σκοπό μη κερδοσκοπικό, εκπαιδευτικής ή ερευνητικής φύσης, υπό την προϋπόθεση να αναφέρεται η πηγή προέλευσης και να διατηρείται το παρόν μήνυμα. Ερωτήματα που αφορούν τη χρήση της εργασίας για κερδοσκοπικό σκοπό πρέπει να απευθύνονται προς τον συγγραφέα.

Οι απόψεις και τα συμπεράσματα που περιέχονται σε αυτό το έγγραφο εκφράζουν τον συγγραφέα και δεν πρέπει να ερμηνευθεί ότι αντιπροσωπεύουν τις επίσημες θέσεις του Εθνικού Μετσόβιου Πολυτεχνείου.

Περίληψη

Το EasyLap είναι ένα ρομποτικό σύστημα πολλαπλών βραχιόνων για λαπαροσκοπικές εγχειρήσεις ενιαίας ή πολλαπλής πρόσβασης που χαρακτηρίζεται από τη χρήση παραδοσιακών ή νέων οργάνων αλλά επαναχρησιμοποιήσιμων ή διαθέσιμων και χαμηλού κόστους, στον οποίο ο έλεγχος του συστήματος ανατίθεται σε ένα μόνο χειρουργό, με δύο χειριστήρια και μια σειρά από κουμπιά και ρεοστάτες. Το οπτικό κινείται ανεξάρτητα για να ακολουθήσει το έργο του γιατρού, εντοπίζοντας πάντοτε το όργανο στο οποίο ενεργεί ο γιατρός και ταυτόχρονα μετακινώντας τα εργαλεία στην οθόνη ακριβώς στην κατεύθυνση στην οποία ο γιατρός μετακινεί το joystick. Δεδομένου του σχετικά χαμηλού κόστους της κονσόλας, θα είναι δυνατό να υπάρχει μια δεύτερη κονσόλα στην οποία ένας δεύτερος γιατρός, συνήθως πιο έμπειρος, θα μπορεί να αναλάβει τον έλεγχο της χειρουργικής επέμβασης σε περίπτωση ανάγκης.

Στο πλαίσιο αυτής της διπλωματικής δημιουργήσαμε 3D προσομοίωση κίνησης μόνο ενός από τους βραχίονες του συστήματος χρησιμοποιώντας ένα απλό joystick που αγοράστηκε online.

Λέξεις-κλειδιά: Ρομποτική Χειρουργική,Λαπαροσκοπική,Προσομοίωση,

ABSTRACT

EasyLap is a multi-arm robotic system for single or multi-access laparoscopy characterized by the use of traditional or new instrumentation but reusable or disposable and low cost, in which control of the system is entrusted to a single surgeon, provided with two joysticks and a series of buttons and rheostats, and in which the optical moves independently to follow the work of the doctor, always identifying the instrument on which is acting the doctor, and at the same time always moving tools on the screen in exactly the direction in which the physician moves the joystick. Given the relatively low cost of the console, it will be possible to have a second console on which a second doctor, usually more experienced, will be able to take control of the surgery in case of need.

In the framework of this thesis we have created the real time 3D simulation of the movement of only one of the arms of the system using a simple joystick bought online.

Key words :Robotic Surgery, Laparoscopy,Simulation

Thanks

I would like to thank my mother, Xenia Fylaktou and father, Aggelos Fylaktou that have been very supportive in this journey. I would also like to thank all of my professors especially Ourania Petropoulou, Dionisios Koutsouris and Guido Danielli that have allowed and helped me to go through this work. Last but not least I greatly thanks and appreciate the help and assistance of Penelope Ioannidou and Fabio Mammolino.

Περίληψη	6
ABSTRACT	7
Thanks	8
Extended Summary-Εκτεταμένη Περίληψη	11
Εισαγωγή	11
Οργάνωση Κεφαλαίων	14
Σύλληψη της Ιδέας	15
Προσομοίωση	15
Βαθμός Ελευθερίας	16
Περιγραφή Συστήματος	17
Περιγραφή της προτιμώμενης υλοποίησης	19
Το μαθηματικό μοντέλο	29
Ποια είναι η αναπαράσταση του Denavit-Hartenberg	29
Ορισμός της νέας άμεσης και αντίστροφης τελικής κινηματικής της ιδανικής μηχανής	30
Μοντελοποίηση και προσομοίωση του ρομποτικού συστήματος	32
Διεπαφή της περιφερειακής εξωτερικής εντολής με περιβάλλον προσομοίωσης	35
Έλεγχος της κίνησης του συστήματος μέσω εξωτερικής συσκευής	35
Το Σύστημα Ελέγχου στο Simulink	38
Chapter 1: Introduction	54
1.1 Generally	54
1.2 Defining the Problem	61
1.3 Aim of this thesis	61
1.4 Chapter Organisation	61
Chapter 2: The Conception and Design behind Easy-Lap	63
2.1. The Concept of EasyLap	63
2.2. Modeling Software	64
2.3 What is Solidworks	64
2.4. What is Matlab	64
2.5 What is Simulink	65
2.6 What is a Degree of Freedom (DOF)	65
2.7 Description	65
2.8 Description of the preferred embodiment	67
Chapter 3: The Mathematical Model (Denavit-Hartenberg representation)	76
3.1 What is the Denavit-Hartenberg representation	76

3.2 Kinematics	82
3.3 Dynamics	83
3.4 Momentum	85
Chapter 4: The Control System	85
4.1 Definition of the new direct and inverse final kinematics of the ideal machine	86
4.2 Modeling and simulation of the robotic system	92
4.3 Interfacing of the external command peripheral with simulation environment	95
4.4 Control of the movement of the robotic system through an external device	96
4.5 The Control System on Simulink	100
Chapter 5: The Control Simulation	115
Chapter 6: Conclusions	117
Chapter 7: Bibliography	119
APPENDIX	122
EasyLaoParametersPlusInitialization.m	122
Direct Kinematics	124
Inverse Kinematics	127
Alignment	132

Extended Summary-Εκτεταμένη Περίληψη

Εισαγωγή

Ο χώρος των χειρουργικών επεμβάσεων βρίσκεται σε κατάσταση συνεχούς εξέλιξης τις τελευταίες δεκαετίες. Το επίκεντρο αυτού είναι η ανοικτή χειρουργική επέμβαση, όπου ο γιατρός θα έκανε μεγάλες τομές στην περιοχή όπου έπρεπε να λειτουργήσει ώστε το χέρι του να έχει χώρο για να κινηθεί και για να μπορεί να βλέπει. Γενικά έχει πλέον, ευτυχώς, εκλείψει και διατηρείται μόνο ως τελική λύση. Αυτό οφείλεται κυρίως στη χρήση της λαπαροσκοπικής χειρουργικής και στην επιτομή της σύγχρονης χειρουργικής, στη ρομποτική χειρουργική.

Η λαπαροσκοπική χειρουργική περιστρέφεται γύρω από τη χρήση λεπτής, σωληνωτής συσκευής που ονομάζεται λαπαροσκόπιο, η οποία είναι βασικά μια μικρή φωτογραφική μηχανή με φως, που χρησιμοποιείται μαζί με ειδικά κατασκευασμένα εργαλεία που εισάγονται μέσω μικρών τομών στην κοιλιά ή τη λεκάνη για την εκτέλεση της λειτουργίας. Μέσω της κάμερας το πεδίο εργασίας προβάλλεται σε μια οθόνη. Είναι πλέον ο τρόπος με τον οποίο εκτελούνται οι πιο σύγχρονες χειρουργικές επεμβάσεις. Η εισαγωγή ρομπότ στη χειρουργική στον 20ό αιώνα έφερε επανάσταση στην ιατρική όπως την ξέρουμε. Ωστόσο, φυσικά, δεν μιλάμε για αυτόνομα συστήματα, αλλά μηχανές που βοηθούν τους χειρουργούς.

Το πεδίο της χειρουργικής ρομποτικής σχηματίστηκε σαν αναβάθμιση στις λαπαροσκοπικές διαδικασίες, η οποία είναι η πρώτη τεχνική της ελάχιστα επεμβατικής χειρουργικής (MIS) που ξεκίνησε το 1987 με την πρώτη λαπαροσκοπική χολοκυστεκτομή. Έκτοτε, ο ρυθμός εξέλιξης της τεχνολογίας ήταν συνεπής με την ποσότητα των χειρουργικών επεμβάσεων που πραγματοποιήθηκαν με λαπαροσκόπηση και με την τεχνική ικανότητα των χειρουργών.

Τα πλεονεκτήματα του MIS έχουν γίνει ευπρόσδεκτα μεταξύ των χειρουργών, των ασθενών και των ασφαλιστικών εταιρειών, καθώς οι τομές είναι μικρότερες, ο κίνδυνος μόλυνσης είναι μικρότερος, η περίοδος παραμονής στο νοσοκομείο είναι μικρότερη και μερικές φορές περιττή. Επιπλέον, μειώνεται σημαντικά η αιμορραγία και ο χρόνος

ανάρρωσης. Οι μειωμένες διαμονές στο νοσοκομείο, ο πόνος και οι ουλές, η ταχύτερη επιστροφή στην καθημερινή ζωή και η καλύτερη μετεγχειρητική λειτουργία του ανοσοποιητικού συστήματος εκτιμάται από όλα τα εμπλεκόμενα μέρη. Επιπλέον, υπάρχει μειωμένη έκθεση των εσωτερικών οργάνων σε πιθανές εξωτερικές μολύνσεις, απόκτησης λοιμώξεων.

Από την άλλη πλευρά, όσο πιο ελκυστική είναι η αρχιτεκτονική MIS, υπάρχουν αρκετοί περιορισμοί σχετικά με την τεχνική και μηχανική φύση του εξοπλισμού. Ο σύγχρονος λαπαροσκοπικός εξοπλισμός πάσχει από απώλεια της απτικής ανάδρασης (δύναμη και απτική), το φυσικό συντονισμό χειρο-μάτι και την επιδεξιότητα. [6]

Η λαπαροσκόπηση είναι, από τη φύση της, αντιδισαισθητική καθώς το εργαλείο, πρέπει να κινηθεί προς την αντίθετη κατεύθυνση από τον επιθυμητό στόχο στην οθόνη για να αλληλεπιδράσει με το σημείο ενδιαφέροντος, κάτι που είναι εις βάρος του συντονισμού των χειριού-οφθαλμών, κάτι που είναι γνωστό ως το φαινόμενο του υπομοχλίου (fulcrum effect). Το πρόβλημα της έλλειψης αντίληψης βάθους στις παραδοσιακές λαπαροσκοπικές χειρουργικές επεμβάσεις επιλύθηκε πρόσφατα με τη χρήση λαπαροσκοπικών που φέρουν δύο κάμερες που καθιστούν μια εικόνα που δίνει την αντίληψη του βάθους του χειρουργού.

Παράλληλα, τα όργανα δεν επιτρέπουν εξαιρετική ευελιξία, καθώς τα περισσότερα έχουν 4 βαθμούς ελευθερίας (DOF). Σε σύγκριση, ένας ανθρώπινος καρπός και ένα χέρι έχουν 7 . Υπάρχει επίσης μια μειωμένη αίσθηση αφής που κάνει τον χειρισμό ιστών εξαρτημένο από την απεικόνιση. Τέλος, δονήσεις στο χέρι του χειρουργού ενισχύονται και μεταδίδονται εύκολα μέσω του μήκους των άκαμπτων οργάνων.

Αν και έχουν αναπτυχθεί πάρα πολλά συστήματα η αιχμή του δόρατος από το 2000 είναι το σύστημα Da Vinci, το οποίο αναπτύχθηκε από το Intuitive Surgical of Mountain View στην Καλιφόρνια) και είναι σήμερα το πιο γνωστό λαπαροσκοπικό ρομπότ και το πρώτο που έχει λάβει την έγκριση του FDA για γενική λαπαροσκοπική χειρουργική ρολογιών χειρουργικών επεμβάσεων ενηλίκων και παιδιατρικών χειρουργικών επεμβάσεων στις ακόλουθες περιοχές Ουρολογικών χειρουργείων, Γενικών Λαπαροσκοπικών χειρουργείων, γενικών μη καρδιαγγειακών θωρακοσκοπικών επεμβάσεων και διαδικασιών καρδιοτομής με θωρακοσκοπική υποβοήθηση.

Η βασική ιδέα δεν έχει αλλάξει από τα πρώτα σχέδια της NASA της δεκαετίας του '70, ενώ οι δυνατότητες υλικού και λογισμικού έχουν βελτιωθεί δραματικά. Τα χειρηστήρια της κύριας κονσόλας χρησιμεύουν ως διεπαφή για τον χειρουργό, επιτρέποντάς του / της να χειρίζεται τα εργαλεία ουσιαστικά. Ένα σύστημα απεικόνισης 3D ενσωματώνεται επίσης στην κύρια κονσόλα, παρουσιάζοντας το χειρουργικό πεδίο που καταγράφεται από το ενδοσκόπιο στερεοφωνικής κάμερας. Η σύνδεση δύο βασικών κονσολών είναι επίσης δυνατή, επιτρέποντας την αποτελεσματική εκπαίδευση και διδασκαλία.

Ενώ το σύστημα DaVinci επέτρεψε εξαιρετικά ευαίσθητες λαπαροσκοπικές χειρουργικές επεμβάσεις, έχει πολύ μεγάλο κόστος και η χρήση ειδικών εργαλείων το καθιστά ακόμα πιο δαπανηρό σύστημα. Επιπλέον, για να χρησιμοποιήσετε το σύστημα, απαιτείται ειδική εκπαίδευση που είναι επίσης πολύ χρονοβόρα. Αυτό οδήγησε το DaVinci, παρά τις εντυπωσιακές δυνατότητές του, να μην χρησιμοποιηθεί ευρέως στην Ευρώπη. Ως απόκριση σε αυτό το πρόβλημα αναπτύσσεται το σύστημα EasyLap.

Οργάνωση Κεφαλαίων

Σε αυτό το έργο διατριβής θα αναπτύξουμε στο Matlab την προσομοίωση ελέγχου ενός βραχίονα του μοντέλου του EasyLap.

Στην ανάπτυξη αυτής της εργασίας διαχωρίσαμε οκτώ κεφάλαια, το πρώτο από τα οποία θα είναι μια εισαγωγή στους βασικούς ορισμούς που απαιτούνται για την κατανόηση της έννοιας αυτής της εργασίας, όπως είναι η λαπαροσκοπική χειρουργική, η ρομποτική χειρουργική είναι και η μορφή της στην τρέχουσα εποχή μαζί με μια σύντομη ιστορία του συστήματος da Vinci ειδικότερα. Θα καθαρίσουμε επίσης το πρόβλημα με τα τρέχοντα ρομποτικά συστήματα και τι επιδιώκουμε να λύσουμε με το υπό εξέλιξη έργο, το EasyLap.

Στο Κεφάλαιο 2 θα παρουσιάσουμε και θα εξηγήσουμε το μοντέλο CAD που σχεδιάστηκε για την EasyLap και σχεδιάστηκε επίσης από την ίδια ομάδα της Calabrian High Tech.

Στο Κεφάλαιο 3 θα περιγράψουμε το Μαθηματικό Μοντέλο βασισμένο στην αναπαράσταση Denavit - Hartenberg που χρησιμοποιείται για την ανάπτυξη της προσομοίωσης που αργότερα θα μας οδηγήσει στη δημιουργία της προσομοίωσης ελέγχου.

Στο Κεφάλαιο 4 εξετάζουμε ποια είναι η άμεση και έμμεση κινηματική σε ιδανικές συνθήκες και πώς εφαρμόστηκε στην περίπτωση μας. Πώς διασυνδέσαμε το μοντέλο μας με το joystick και πώς ελέγχονταν μαζί με το μοντέλο προσομοίωσης.

Στο Κεφάλαιο 5 εξετάζουμε τα βασικά ζητήματα που αντιμετωπίσαμε στην οικοδόμηση αυτού του έργου μαζί με το σκεπτικό μας σχετικά με τον τρόπο επίλυσής τους.

Στο κεφάλαιο 6 συνάγουμε τα συμπεράσματα που συντάξαμε σχετικά με την εργασία μας μαζί με ορισμένα θέματα που θα πρέπει να αντιμετωπιστούν.

Τέλος, στο κεφάλαιο 7 παρουσιάζουμε τη βιβλιογραφία που χρησιμοποιήσαμε.

Σύλληψη της Ιδέας

Όπως αναφέρθηκε προηγουμένως, τα διαθέσιμα ρομποτικά συστήματα MIS είναι πολύ ακριβά έτσι δύσκολα μια κλινική θα έχει περισσότερα από ένα ή δύο το πολύ. Η καμπύλη εκμάθησης για το προσωπικό είναι αρκετά απότομη και ενδεχομένως απαιτείται περισσότερος αριθμός προσωπικού για να λειτουργήσει. Επίσης, ένα διάγραμμα πολλαπλών εξοπλισμών που εισήχθη από το Intuitive Surgical, με την ευρεσιτεχνία WO 2014/028557 A1, δεν επιτρέπει τη χρήση των υφιστάμενων οργάνων. Η λύση αυτών των προβλημάτων είναι ο λόγος για τον οποίο η EasyLap γεννήθηκε ως ιδέα.

Το EasyLap βρίσκεται σε εξέλιξη ως ρομπότ με 5 βραχίονες για χειρουργικές επεμβάσεις με στόχο την απλοποίηση των MIS με τη χρήση μόνο δύο χειριστηρίων και κουμπιών. Μπορεί να χρησιμοποιηθεί για λαπαροσκοπία μονού ή πολλαπλών σημείων πρόσβασης και χρησιμοποιεί παραδοσιακά ή καινούργια όργανα είτε επαναχρησιμοποιήσιμα είτε αναλώσιμα, αλλά το πιο σημαντικό, χαμηλού κόστους. Επιπλέον, είναι διαθέσιμο ένα νέο εργαλείο πολλαπλών χρήσεων που προσφέρει τρεις βαθμούς ελευθερίας και μπορεί να περιστρέφεται ενώ είναι κλειστό. Είναι έτσι ικανό να προσανατολίζει την κοπή του ψαλιδιού στα τρία επίπεδα, διαμέσου της δομής πολλαπλών τμημάτων στην άκρη του και της ικανότητας χρήσης εναλλασσόμενων λαβίδων.

Ο έλεγχος του συστήματος μπορεί να αφηθεί σε ένα μόνο χειρουργό. Το χέρι με το οπτικό κινούνται ανεξάρτητα για να ακολουθήσουν το έργο του γιατρού, εντοπίζοντας πάντοτε το σημείο στο οποίο ενεργεί ο γιατρός. Ταυτόχρονα τα εργαλεία στην οθόνη μετακινούνται στην κατεύθυνση που ο γιατρός μετακινεί το χειριστήριο. Δεδομένου του σχετικά χαμηλού κόστους της κονσόλας, θα είναι δυνατόν να υπάρχει μια δεύτερη κονσόλα στην οποία ένας δεύτερος γιατρός, συνήθως πιο έμπειρος, θα μπορεί να αναλάβει τον έλεγχο της χειρουργικής επέμβασης σε περίπτωση ανάγκης.

Προσομοίωση

Με τη χρήση ενός λογισμικού CAD μπορούμε να προσομοιώσουμε τη γεωμετρία, το σχήμα και τις μηχανικές ιδιότητες ενός μέρους ή ολόκληρου του συστήματος. Στην ομάδα μας χρησιμοποιούμε το Solidworks.

Το SolidWorks είναι ένας προγραμμα μοντελοποίησης , που ακολουθεί ένα συνεκτικό σύνολο αρχών για τη μαθηματική και υπολογιστική μοντελοποίηση τρισδιάστατων στερεών με φυσική πιστότητα με προσέγγιση παραμετρικών χαρακτηριστικών . Τα χαρακτηριστικά γνωρίσματα αναφέρονται στα παραμετρικά σχήματα που σχετίζονται με τις *ιδιότητες* ενός σχήματος, όπως οι εγγενείς γεωμετρικές παράμετροι π.χ. το μήκος, το πλάτος και το βάθος καθώς και η θέση και ο προσανατολισμός, οι γεωμετρικές ανοχές , οι ιδιότητες των υλικών και οι αναφορές σε άλλα χαρακτηριστικά.

To MATLAB (*Matrix Laboratory*) είναι ένα αριθμητικό υπολογιστικό περιβάλλον πολλαπλών υποδειγμάτων και ιδιόκτητη γλώσσα προγραμματισμού που αναπτύχθηκε από την MathWorks . Το MATLAB επιτρέπει χειρισμούς σε πίνακες , σχεδίαση συναρτήσεων και δεδομένων, υλοποίηση αλγορίθμων , δημιουργία διεπαφών χρήστη και διασύνδεση με προγράμματα γραμμένα σε άλλες γλώσσες, όπως C , C ++ , C # , Java , Fortran και Python .

Ένα πρόσθετο πακέτο, το Simulink , χρησιμοποιείται για το γεγονός ότι προσθέτει γραφική προσομοίωση πολλαπλών τομέων και σχεδιασμό βάσει μοντέλου για δυναμικά και ενσωματωμένα συστήματα .

To Simulink είναι ένα γραφικό περιβάλλον προγραμματισμού που βασίζεται στο MATLAB για μοντελοποίηση, προσομοίωση και ανάλυση δυναμικών συστημάτων πολλαπλών τομέων . Η κύρια διεπαφή είναι ένα γραφικό εργαλείο διαγράμμισης μπλοκ και ένα προσαρμόσιμο σύνολο βιβλιοθηκών μπλοκ . Προσφέρει ενσωμάτωση με το υπόλοιπο περιβάλλον MATLAB και μπορεί είτε να οδηγήσει το MATLAB είτε να γραφτεί από αυτό. Το Simulink χρησιμοποιείται ευρέως στον αυτόματο έλεγχο και την επεξεργασία ψηφιακού σήματος για προσομοίωση πολλαπλών τομέων και σχεδιασμό βάσει μοντέλου .

Βαθμός Ελευθερίας

Στη φυσική , ο **βαθμός ελευθερίας (DOF)** ενός μηχανικού συστήματος είναι ο αριθμός ανεξάρτητων παραμέτρων που καθορίζουν τη διαμόρφωσή του. Είναι ο αριθμός των παραμέτρων που καθορίζουν την κατάσταση ενός φυσικού συστήματος και είναι σημαντική για την ανάλυση συστημάτων στον τομέα της μηχανικής , της αεροναυπηγικής , της ρομποτικής και της δομικής μηχανικής .

Η θέση και ο προσανατολισμός ενός άκαμπτου σώματος στο διάστημα καθορίζεται από τρία συστατικά της μετάφρασης και τρία συστατικά της περιστροφής , που σημαίνει ότι έχει έξι βαθμούς ελευθερίας.

Περιγραφή Συστήματος

Από τους 5 βραχίονες, ο κεντρικός κεντρικός βραχίονας συγκρατεί το οπτικό σύστημα και πάντα δείχνει την άκρη του οργάνου κατά τη χρήση. Το όργανο κινείται πάντοτε σύμφωνα με την κατεύθυνση στην οποία το χειριστήριο μετακινείται άμεσα ορατό στην οθόνη.

Υπάρχουν δύο διαφορετικές μορφές βραχιόνων. Η πρώτη χρησιμοποιεί πέντε ενεργές αρθρώσεις που συγκρατούν τον προσαρμογέα οργάνων. Ο προσαρμογέας μπορεί επίσης να περιστρέφεται γύρω από τον άξονά του, ο οποίος του δίνει τουλάχιστον έναν ακόμα βαθμό ελευθερίας, συν την ενεργοποίηση του οργάνου, με έναν έως τρεις βαθμούς ενεργοποίησης.

Η δεύτερη διαμόρφωση, ειδικά για τα οπτικά συστήματα, έχει τέσσερις DOF ενεργοποιημένες συν δύο ελεγχόμενες. Όλα τα ρομπότ παρουσιάζουν παθητική αντιστάθμιση , και είναι εξοπλισμένα με αισθητήρα δύναμης και κάθε ακραία απόληξη είναι εξοπλισμένη με ηλεκτρομηχανικό ταχυσυνδέσμους μετάδοση συνεχούς ρεύματος και ένα καλώδιο για τη μετάδοση των εντολών στους κινητήρες.

Οι κινητήρες και η σχετική πλακέτα ελέγχου τοποθετούνται στον ενεργοποιητή που έχει σχεδιαστεί για το συγκεκριμένο εργαλείο, καθώς όλα τα χειρουργικά εργαλεία τοποθετούνται κάθετα στον άξονα λειτουργίας, προκειμένου να διατηρούνται οι βραχίονες τοποθετημένοι σε ακτινική κατεύθυνση για να αποφεύγονται οι συγκρούσεις με άλλους βραχίονες.

Η αλληλουχία ανοιχτών αλυσίδων των περιορισμών ενός χειριστικού βραχίονα ακολουθεί την ακόλουθη διαμόρφωση. Ο πρώτος σύνδεσμος βρίσκεται στον κατακόρυφο άξονα περιστροφής, ο δεύτερος σύνδεσμος είναι μια κάθετη πρισματική άρθρωση που αντισταθμίζεται από ένα βάρος που κινείται προς την αντίθετη κατεύθυνση του κύριου σώματος ρομπότ. Αυτό ελέγχεται από ένα διπλό σύστημα οδοντωτών τροχών και

οδοντωτών τροχών. Η τρίτη και τέταρτη άρθρωση περιστρέφονται επίσης γύρω από τον κατακόρυφο άξονα. Η 5η σύνδεση είναι στον οριζόντιο άξονα.

Σε όλες τις αρθρώσεις μπορεί να βρεθεί μια ομάδα μειωτήρα μοτέρ με τη μορφή ενός απόλυτου κωδικοποιητή, εκτός από τις κατακόρυφες αρθρώσεις, που έχει αντικατασταθεί από έναν γραμμικό επαυξητικό κωδικοποιητή. Οι κινητήρες είναι αφιερωμένοι στα δύο πρώτα DOF που τοποθετούνται στο άνω στήριγμα, ενώ ο υπόλοιπος κινητήρας του ρομπότ φιλοξενείται στην πλατφόρμα που είναι τοποθετημένος πάνω στην ολίσθηση, μεταφέροντας την κίνηση στις τρεις τελευταίες αρθρώσεις μέσω ιμάντων ή αλυσίδων.

Το επιθυμητό όργανο μπορεί να προσαρμοστεί εκ των προτέρων στον ενεργοποιητή του ακροδέκτη τερματισμού. Ένα νέο όργανο είναι επίσης διαθέσιμο, με το ιδιαίτερο χαρακτηριστικό των αναλώσιμων περιστρεφόμενων λαβίδων, ι άμεσα διαθέσιμες στην αγορά. Οι λαβίδες μπορούν να επιστραφούν σε μία κατεύθυνση σε σχέση με τον άξονα του οργάνου . Ο χρήστης μπορεί επίσης να περιστρέφει τις λαβίδες γύρω από τον άξονά τους ενώ το όργανο είναι ακόμα καμπύλο επιτρέποντας στον χρήστη να επιστρέψει το επίπεδο ανοίγματος των λαβίδων.

Οι βραχίονες είναι τοποθετημένοι σε ένα πλαίσιο που μπορεί να μετακινηθεί πάνω από το χειρουργικό τραπέζι και τοποθετείται γύρω από την κοιλιά του ασθενούς. Όλοι οι ηλεκτροκινητήρες μπορούν να συνδεθούν και να αποσυνδεθούν από την άρθρωση τους με το πάτημα ενός κουμπιού.

Αυτό το χαρακτηριστικό προστέθηκε για ασφάλεια, ώστε να επιτρέπει μια γρήγορη και ασφαλή αλλαγή από λαπαροσκόπηση σε λαπαροτομία. Για να ξεκινήσει η χειρουργική επέμβαση, με τους κινητήρες αποσυνδεδεμένους, όλα τα όργανα πρέπει να εγκατασταθούν και να στερεωθούν . Στη συνέχεια, τα trocars πρέπει να τοποθετηθούν στον ασθενή στο τραπέζι. Σε αυτό το σημείο, ένα κάθε φορά, κάθε όργανο πρέπει να οδηγείται στο αντίστοιχο τροκάρ και να εισάγεται έτσι ώστε η άκρη του οργάνου να τοποθετείται σε αντιστοιχία με την επιφάνεια του δέρματος του ασθενούς.

Αυτό επιτρέπει, να γνωρίζουμε τις ακριβείς συντεταγμένες του πλαισίου αναφοράς του ρομπότ, κάθε σημείου εισόδου στην κοιλιακή χώρα του ασθενούς μέσω της αρχικής

διαμόρφωσης του συστήματος. Το σημείο θα πρέπει να διατηρείται σταθερό κατά τη διάρκεια της χειρουργικής επέμβασης.

Δεδομένου ότι το σύστημα είναι πλήρως βαθμονομημένο, το ρομπότ γνωρίζει πάντα τη θέση κάθε οργάνου, έτσι ώστε να είναι πάντα σε θέση να κατευθύνει την οπτική προς την περιοχή στην οποία βρίσκεται η άκρη του οργάνου που μετακινείται από τον γιατρό. Ο γιατρός θα μπορεί ταυτόχρονα να περιστρέφει το οπτικό σύστημα και να μεταβάλλει το βάθος διείδυσης του χρησιμοποιώντας δύο κομβία.

Το σύστημα συνδέεται πάντοτε με ένα quaternion αναφοράς που καθορίζει πλήρως τη θέση και τον προσανατολισμό στο σύστημα αναφοράς ρομπότ και είναι επίσης σε θέση να μετακινεί τα εργαλεία στην οθόνη ακριβώς στην κατεύθυνση στην οποία ο γιατρός κινεί το χειριστήριο.

Περιγραφή της προτιμώμενης υλοποίησης

Για τις περιγραφές παραπέμπουμε τον αναγνώστη στα σχήματα που ήδη υπάρχουν.

Το Σχήμα 5 βλέπουμε τη δομή ενός μόνο βραχίονα που κρατά το χειρουργικό εργαλείο που σχεδιάστηκε από την ομάδα της Calabrian High Tech για αυτό το ρομπότ, το οποίο προέρχεται από παλαιότερες ευρεσιτεχνίες της ίδιας ερευνητικής ομάδας EP05778744.2 και IT102019000004255.

Όλες οι περιστροφικές αρθρώσεις χρησιμοποιούν έναν απόλυτο κωδικοποιητή 16 bit, ενώ οι κινητήρες των πρώτων τεσσάρων αρμών φέρουν επίσης μια ομάδα μειωτήρα. Ο πρώτος σύνδεσμος που ορίζεται από το σημείο (1) είναι περιστροφικός στον κάθετο άξονα. Ο δεύτερος σύνδεσμος (2), επίσης με κατακόρυφο άξονα, είναι πρισματικός και είναι εφοδιασμένος με γραμμικό αυξητικό κωδικοποιητή. Οι περιστροφικές αρθρώσεις (3) και (4) διατηρούν τους άξονές τους κάθετους και παράλληλους αντίστοιχα. Τέλος η άρθρωση (5) είναι περιστροφική στον οριζόντιο άξονα. Σημειώστε επίσης ότι, χάρη στην υιοθετηθείσα λύση, ο σύνδεσμος (3) επιτρέπει σχεδόν 360 μοίρες περιστροφής γύρω από τον άξονά του

Οι κινητήρες των τελευταίων τριών αρθρώσεων φιλοξενούνται από την πλατφόρμα που είναι τοποθετημένη στο κάθετο έλκνηθρο του δεύτερου αρμού, η κίνηση μεταδίδεται

μέσω τροχαλιών και ιμάντων. Ο αισθητήρας φορτίου και ροπής τοποθετείται στον ακροδέκτη τερματισμού κάθε βραχίονα (6) ο σύνδεσμος (7) επιτρέπει την ταχεία αλλαγή των ενεργοποιητών του οργάνου που περιγράφονται στην εισαγωγή αυτού του κεφαλαίου. Αυτά τα συστήματα έκτακτης ανάγκης χρησιμοποιούν μηχανικούς και ηλεκτρονικούς συνδετήρες.

Οι δύο τελευταίοι βαθμοί ελευθερίας παράγονται στο τέλος των δύο ομόκεντρων αξόνων που ελέγχονται από τροχαλίες εσωτερικά των βραχιόνων, οπότε δεν είναι ορατές. Τελικά στο (8) είναι ο κινητήρας που μπορεί να μετακινεί τα οριζόντια ελκυστήρα, μη ορατά, σε δύο ράγες, εκ των οποίων ο ένας είναι ορατός (9) με τροχαλίες (10) και ιμάντα (11).

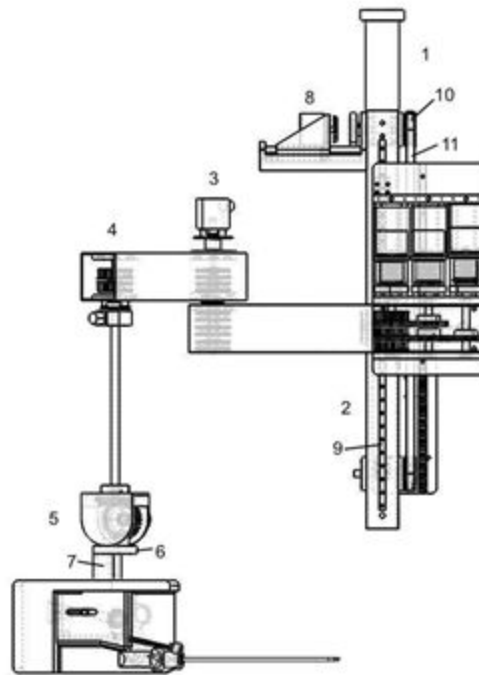


Figure 5: Structure of a single arm holding the surgical instrument designed by the team of Calabrian High Tech

Το Σχήμα 6 παρουσιάζει μια πλάγια όψη της διπλής ράγας που φιλοξενεί το ρομπότ στη μία πλευρά και το αντίβαρο από την άλλη, απαραίτητο για την παθητική αντιστάθμιση του βάρους του ρομπότ. Στο κέντρο η τετράγωνη κοίλη ράβδος επί της οποίας στερεώνονται οι δύο σιδηροτροχιές επί των οποίων κινούνται τα έλκηθρα που στερεώνονται στις δύο

πλατφόρμες (12), όπου φιλοξενούνται οι κινητήρες (13) των τριών τελευταίων αρθρώσεων του ρομπότ, και (14), το αντίβαρο, είναι ελεύθερο να ολισθαίνει κατακόρυφα με ένα ιμάντα που κινείται από τον κινητήρα (8), πάντα εφοδιασμένος με μηχανισμό σύνδεσης και αποκόλλησης, τοποθετημένος στην κορυφή μέσω των τροχαλιών.

Ο ιμάντας όμως δεν φορτώνεται από το βάρος των πλατφορμών, η κίνηση του οποίου αντισταθμίζει το βάρος ελέγχεται από ένα γρανάζι τοποθετημένο κεντρικά (15) που εμπλέκεται με δύο ράφια στερεωμένα στις πλατφόρμες (16). Στο ίδιο γρανάζι τοποθετήσαμε τον κωδικοποιητή απόλυτης ροπής πολλαπλών στροφών (17), ο οποίος επιτρέπει ακριβείς μετρήσεις θέσης. Ο κινητήρας τοποθετείται επίσης στο άνω στήριγμα, το οποίο είναι ικανό να συνδέει και να αποσυνδέει τον μεταδότη κίνησης, που οδηγεί την κάθετη κίνηση ολόκληρου του συστήματος ολίσθησης.

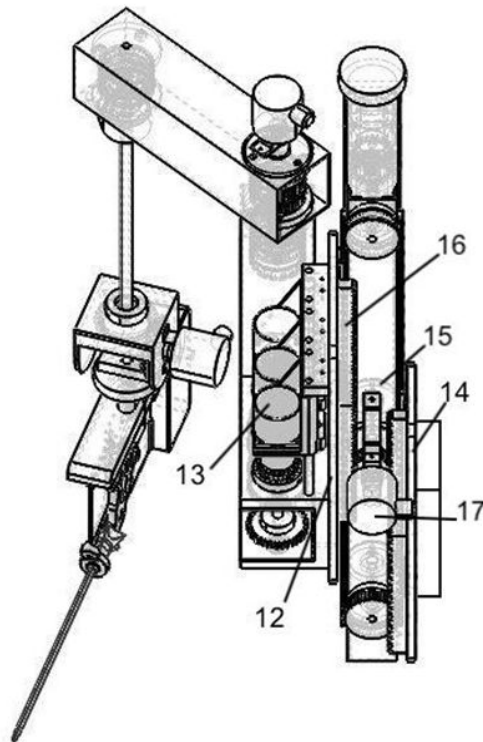


Figure 6: Lateral view of the double slide hosting the robot on one side, and the counterweight on the other

Το πέμπτο ρομπότ, το σχήμα 7 , που συγκρατεί την οπτική, παρουσιάζει μια καρτεσιανή διαμόρφωση, με τους άξονες x και y οριζόντια (18) και (19) και μετακινείται από έναν ιμάντα που οδηγείται από έναν αποσπώμενο κινητήρα, ενώ η γραμμική θέση καταγράφεται από ένα πολύ (20) που μετρά την περιστροφή της τροχαλίας ή του γραμμικού βαθμιαίου κωδικοποιητή, όπου ο άξονας z έχει διάταξη όμοια με τη δεύτερη άρθρωση των άλλων τεσσάρων βραχιόνων, ενώ ο τέταρτος ενεργός σύνδεσμος περιστρέφεται με τον κατακόρυφο άξονα (21) δύο αρμοί είναι οι άξονες μιας γενικής άρθρωσης (22) που βοηθούνται από κωδικοποιητές, διατηρώντας όμως τον σφαιρικό καρπό. Σημειώστε ότι σε αυτή την περίπτωση όλοι οι κινητήρες μπορούν να αποσυνδεθούν από τους αντίστοιχους αρμούς τους.

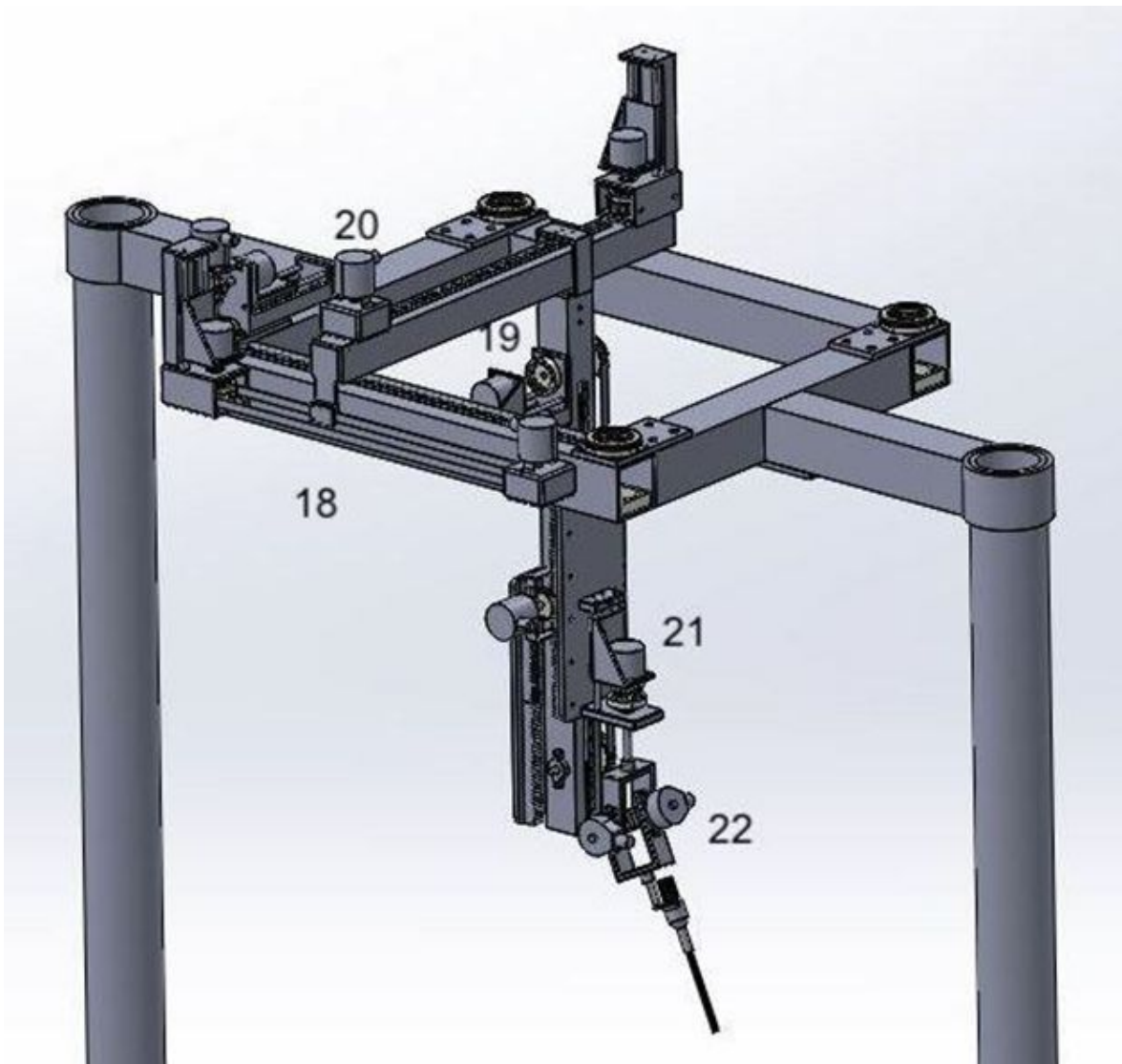


Figure 7: The arm that holds the optics moved with a Cartesian configuration

Το Σχήμα 8 δείχνει το σύστημα σύνδεσης και αποσύνδεσης των κινητήρων από την άρθρωση. Αυτά (23) είναι τοποθετημένα σε ένα ολισθητήρα, που δεν είναι ορατό στο σχήμα επειδή βρίσκεται πίσω από τον κινητήρα σύνδεσης και απομάκρυνσης, αλλά κινείται σε δύο παράλληλες ράβδους (24) και συνδέεται με ένα είδος αρσενικού οδοντωτού γραναζιού (25) εισάγεται και αποσυνδέεται σε ένα θηλυκό οδοντωτό γρανάτζι (26), ο οποίος στη συνέχεια συνδέεται με τον άξονα της άρθρωσης και έπειτα με τον κωδικοποιητή.

Ο κινητήρας συνδέεται και αποσυνδέεται περιστρέφοντας μια κοχλιωτή βίδα (27) που οδηγείται από έναν κινητήρα (28). Πρέπει να σημειωθεί ότι, δεδομένου ότι η γωνιακή θέση της ζεύξης είναι γνωστή κατά τη στιγμή της αποσύνδεσης του κινητήρα, αυτή η νέα θέση θα είναι επίσης γνωστή όταν πρέπει να ζητηθεί να επανασυνδεθεί ο κινητήρας. Δεδομένου ότι ο αριθμός των δοντιών των δύο κωνικών γραναζιών είναι γνωστός, θα είναι δυνατό να υπολογιστεί η περιστροφή του κινητήρα που είναι απαραίτητη για να ταιριάζει απόλυτα με τους δύο τροχούς, χωρίς η επανασύνδεση να προκαλέσει κίνηση.

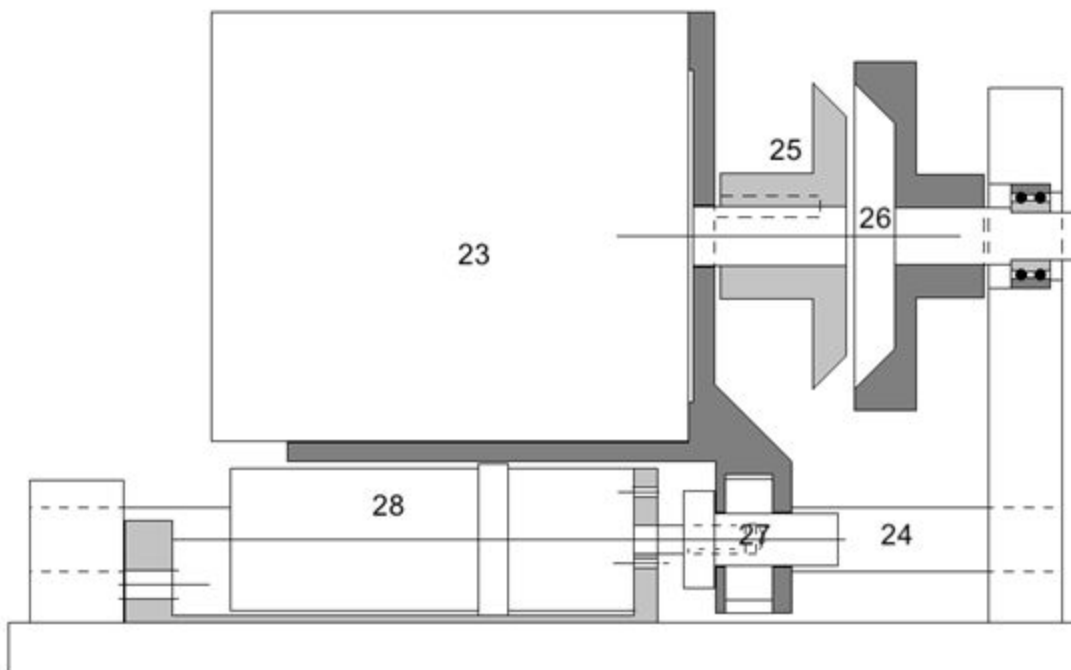


Figure 8: System for connecting and disconnecting the motors from the joint.

Προφανώς, αυτό ισχύει όταν η μονάδα κινητήρα /transmission έχει τη δυνατότητα ελέγχου θέσης παρόμοιας με εκείνη του κωδικοποιητή. Αξίζει επίσης να σημειωθεί ότι η δυνατότητα αποσυναρμολόγησης και επανασύνδεσης των κινητήρων είναι απαραίτητη για την ασφάλεια. Στην πραγματικότητα, θα είναι δυνατή η υλοποίηση ενός εναλλακτικού κυκλώματος ελέγχου, ανεξάρτητα από τον έλεγχο του υπολογιστή, το οποίο, πατώντας ένα κουμπί έκτακτης ανάγκης, προβλέπει την αποσύνδεση όλων των κινητήρων.

Όπως αναφέρθηκε προηγουμένως, το ρομπότ που κρατά τα όργανα φέρει ελεγχόμενη μόνο 5 βαθμούς ελευθερίας, δεδομένου ότι το έκτο ανήκει στον προσαρμογέα οργάνων, το οποίο επιτρέπει την περιστροφή των οργάνων γύρω από τον άξονά τους. Κάθε άρθρωση ελέγχεται από έναν επεξεργαστή Arduino 2, ο οποίος ελέγχει τον απόλυτο κωδικοποιητή, όλοι οι Arduinos συνδέονται σε σειρά από το RS485.

Η κίνηση του ρομπότ ακολουθεί αυτή τη λογική. Ο γιατρός, χρησιμοποιώντας το joystick, δείχνει την κατεύθυνση στην οποία επιθυμεί να μετακινήσει το όργανο. Ο υπολογιστής λαμβάνει τις πληροφορίες και υπολογίζει τη νέα θέση του άκρου του οργάνου στο πλαίσιο αναφοράς της κάμερας, το οποίο μεταφράζεται αμέσως στο πλαίσιο αναφοράς του ρομποτικού συστήματος. Γνωρίζοντας τις συντεταγμένες του σημείου εισόδου στην κοιλιακή χώρα, είναι γνωστή η απαιτούμενη θέση και, με αντίστροφη κινηματική, υπολογίζονται οι νέες παράμετροι.

Στη συνέχεια το σύστημα επικοινωνεί τις νέες παραμέτρους σε κάθε άρθρωση, δίνοντας επίσης τον χρόνο που έχει δοθεί για αυτή την κίνηση. Μόλις ολοκληρωθεί η επικοινωνία σε κάθε άρθρωση, το σύστημα δίνει εντολή να προχωρήσει στη νέα θέση. Φυσικά αυτό φαίνεται να απαιτεί πολύ χρόνο, αλλά στην πραγματικότητα είναι σχεδόν στιγμιαία. Σαφώς υπάρχει μια αλυσίδα Arduinos συνδεδεμένη σε σειρά για κάθε βραχίονα, με τελευταίο το Arduino που ελέγχει τον ενεργοποιητή του οργάνου.

Συνεχίζοντας θα εξετάσουμε τώρα τον ενεργοποιητή ενός παραδοσιακού οργάνου, που φαίνεται στο Σχήμα 11 . Παρατηρούμε την παρουσία δύο κινητήρων, μία για την περιστροφή του σωληνίσκου του οργάνου (29), και του άλλου (30) συνδεδεμένου με έναν

οδοντωτό τροχό (31) για την ενεργοποίηση της λαβής (32) που κλείνει τις λαβίδες. Η ενεργοποίηση εκτελείται με βηματικούς κινητήρες, με 200 βήματα και ελεγκτή δεκαέξι βημάτων. Ο ενεργοποιητής χωρίζεται σε δύο εξαρτήματα, ένα, αποστειρώσιμο (33), το οποίο περιέχει το όργανο, ένα δεύτερο μη αποστειρωμένο (34), περιέχει τους κινητήρες που τοποθετούνται παράλληλα, έναν αισθητήρα δύναμης (35) και τα ηλεκτρονικά.

Η περιστροφή της ράβδου του οργάνου επιτυγχάνεται με ένα ζευγάρι ειδικά σχεδιασμένων κωνικών γραναζιών (36), που κινούνται από ένα εύκαμπτο κιβώτιο ταχυτήτων (37). Όπως μπορούμε να σημειώσουμε, και οι δύο κινητήρες τοποθετούνται πίσω από το όργανο και ευθυγραμμίζονται με τον άξονά του, με τις λαβές στραμμένες προς το ρομπότ. Με τον τρόπο αυτό το σύστημα θα είναι καλά ισορροπημένο και ο χώρος αφαιρείται από τον προσαρμογέα του οργάνου σε σύγκριση με τη χειροκίνητη χρήση θα μειωθεί σημαντικά. Για να ελέγχεται η δύναμη κλεισίματος λαβίδας, σε αυτή την περίπτωση ο κινητήρας που μετατρέπει το γρανάτζι ατέρμονα που κλείνει τη χειρολαβή είναι ελεύθερο να ολισθαίνει πιέζοντας έναν μετατροπέα δύναμης ενώ περιστρέφει το γρανάτζι ατέρμονα, έτσι ώστε ο μορφοτροπέας μετρά τη δύναμη για να κλείσει τις λαβίδες και αντιπροσωπεύει αυτή η δύναμη στον πίνακα ελέγχου ως ράβδος αυξανόμενου μήκους αρχικά πράσινου, που μπορεί να μετατραπεί σε κόκκινο εάν η δύναμη αυξηθεί πάρα πολύ.

Όπως αναφέρθηκε προηγουμένως, διαθέτουμε επίσης δύο νέα εργαλεία, το ένα με εύκαμπτο άκρο και εναλλάξιμες λαβίδες, το δεύτερο είναι μια ρομπωτική έκδοση του SAL Twin Forceps.

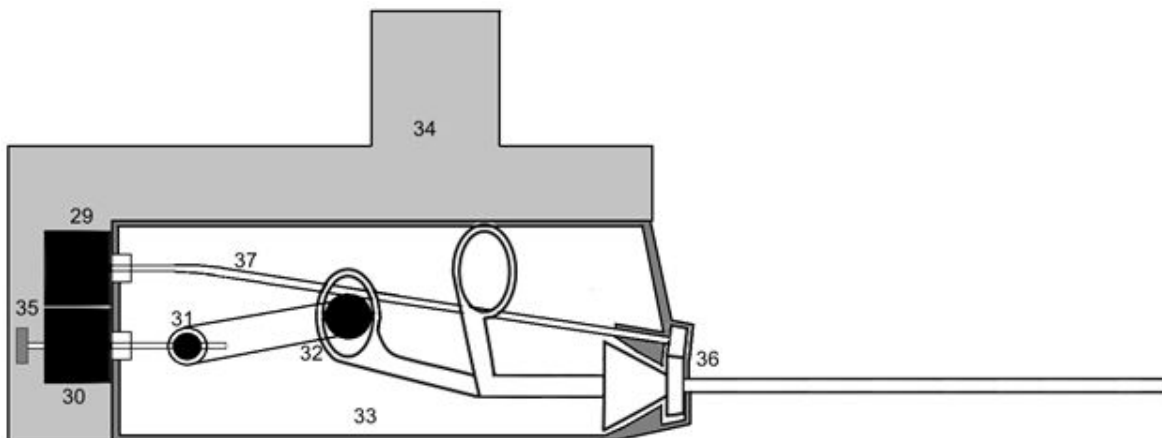


Figure 9: actuator of a traditional instrument

Το Σχήμα 9 δείχνει την εικόνα ενός νέου προσαρμογέα για τέσσερις βαθμούς ενεργοποίησης του αποστειρωμένου οργάνου με το εύκαμπτο άκρο και τις εναλλασσόμενες λαβίδες. Ο πρώτος βαθμός ελευθερίας χρησιμοποιείται για την περιστροφή του σωληνίσκου σε σχέση με το σώμα του, ενώ οι άλλοι τρεις είναι αφιερωμένοι στα χαρακτηριστικά του οργάνου.

Επίσης, ο προσαρμογέας χωρίζεται σε δύο κομμάτια, ένα που φιλοξενεί το όργανο (38) και είναι αποστειρωμένος. Το δεύτερο, που περιέχει τον κινητήρα και τα ηλεκτρονικά (39), δεν είναι αποστειρωμένο (40), αλλά πρέπει να καλύπτεται από κουρτίνες. Όπως μπορεί να φανεί, οι τέσσερις κινητήρες (41) είναι ευθυγραμμισμένοι, με άξονες κάθετους στον σωληνίσκο του οργάνου, καθένας από τους οποίους κατέχει ένα κωνικό γρανάζι (42), το οποίο εμπλέκεται με ένα κωνικό γρανάζι (43) που περιβάλλει τον σωληνίσκο που παρουσιάζει δόντια και στις δύο πλευρές, υποθέτοντας μια διαμόρφωση διπλού κώνου.

Η δεύτερη όψη του ίδιου σφαιρικού γραναζιού, σε τρεις περιπτώσεις πάνω από τέσσερις (όχι για την περιστροφή του σωληνίσκου), με ένα τρίτο οδοντωτό γρανάζι (44) που μπορεί να περιστρέφεται χωρίς να διαταράσσεται ο οδοντωτός τροχός που συνδέεται με τον κινητήρα. Αυτά τα γρανάζια λοξών μεταδίδουν τις εντολές στους τρεις βαθμούς ενεργοποίησης του οργάνου.

Επιστρέφοντας στο όργανο, η δυνατότητα κάμψης του τελευταίου τμήματος του οργάνου οφείλεται στην παρουσία μιας σειράς στοιχείων (45) ιδιαίτερης μορφής που, χάρη σε τέσσερα σύρματα τοποθετημένα εσωτερικά, μπορούν να λυγίσουν σαν την άκρη ενός ενδοσκοπίου. Ωστόσο, αυτό δεν είναι καινούργιο, το γεγονός ότι το όργανο αυτό μπορεί να περιστρέφεται γύρω από τον άξονά του διατηρώντας την κάμψη ώστε να τροποποιήσει το επίπεδο δράσης της λαβίδας.

Σε αυτή την περίπτωση, ενώ ένας από τους τέσσερις κινητήρες θα είναι υπεύθυνος για την περιστροφή του σωληνίσκου του οργάνου, ενώ ένας δεύτερος είναι υπεύθυνος για την ενεργοποίηση της λαβίδας, τα τελευταία δύο θα είναι υπεύθυνα για τον έλεγχο της κίνησης των συρμάτων στο εσωτερικό του εύκαμπτου τμήματος του οργάνου ώστε να επιτρέπεται η περιστροφή γύρω από τον άξονά του ενώ διατηρείται η κάμψη του. Σημειώστε

επίσης ότι από τους τρεις κωνικούς οδοντωτούς τροχούς που μεταδίδουν τις εντολές στο όργανο, δύο είναι παράλληλοι, ενώ ο ένας είναι κάθετος στο επίπεδο στο οποίο βρίσκονται τα άλλα δύο, και αυτό συμβαίνει αφού τα τέσσερα σύρματα που ελέγχουν την κίνηση του άκρου δουλεύουν σε δύο κάθετα επίπεδα .

Συγκεκριμένα, επειδή τα σύρματα που ελέγχουν την κάμψη του άκρου μεταβάλλουν το μήκος τους όταν αλλάζει η διαμόρφωση, το τύμπανο που δίνει εντολή για αυτή την παραλλαγή διαιρείται σε δύο μέρη (46) και (47) διαιρούμενα με στρεπτικό ελατήριο, για να διατηρούνται τα καλώδια. Οι λαβίδες δεν παρουσιάζονται, δεδομένου ότι είναι ήδη στην αγορά και ως εκ τούτου απεικονίζεται μόνο ο σύνδεσμος στις λαβίδες μίας χρήσης (48). Ο κινητήρας που κλείνει τη λαβίδα είναι τοποθετημένος σε έναν μετρητή στρέψης για να επιτρέψει τον έλεγχο της δύναμης κλεισίματος της λαβίδας.

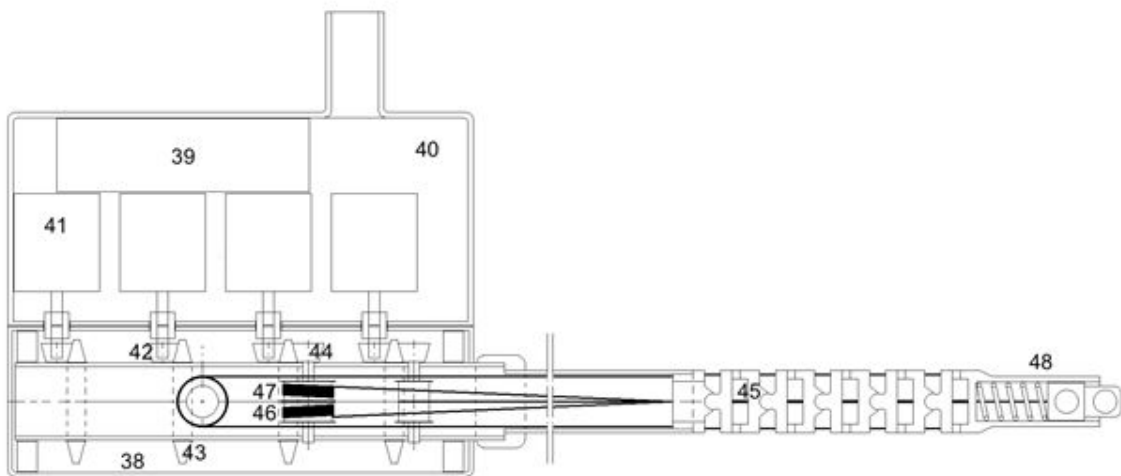


Figure 10: New adaptor for four degrees of actuation of the sterilizable instrument with the flexible tip and interchangeable forceps

Το Σχήμα 10 δείχνει το δεύτερο τεσσάρων παραμέτρων, το SAL Twin Forceps του PCT / IT2013 / 00052 χρησιμοποιώντας το ίδιο σχήμα που παρουσιάστηκε προηγουμένως, επιτρέπει να κρατηθεί το σώμα έξω από τη χειρουργική περιοχή, κάτι που είναι ιδιαίτερα σημαντικό εάν πρόκειται να εκτελεστούν χειρουργεία ενιαίας πρόσβασης. Το SAL Twin Forceps φέρει μόνο τρεις κινητήρες ελέγχου, ο τέταρτος κινητήρας επιτρέπει την περιστροφή

του οργάνου γύρω από τον άξονά του. Φυσικά, για να επιτευχθεί αυτή η περιστροφή, πρέπει να περιστρέψουμε όλους τους υπόλοιπους κινητήρες με την ίδια ταχύτητα στην ίδια κατεύθυνση, έτσι ώστε η θέση κάθε εντολής να διατηρείται σταθερή.

Τέλος, το Σχήμα 11 δείχνει τη διάταξη του ρομπότ, στην περίπτωση αυτή μόνο με δύο ρομποτικούς βραχίονες, συν το τρίτο που κρατάει την οπτική, όλα κρέμονται από μια δομή που κρατείται πάνω από το χειρουργικό τραπέζι με δύο πλευρικές στήλες. Το σύστημα έχει σχεδιαστεί για πέντε βραχίονες, αλλά το σχέδιο περιορίστηκε σε τρεις για να μειωθεί η πολυπλοκότητα του μοντέλου CAD.

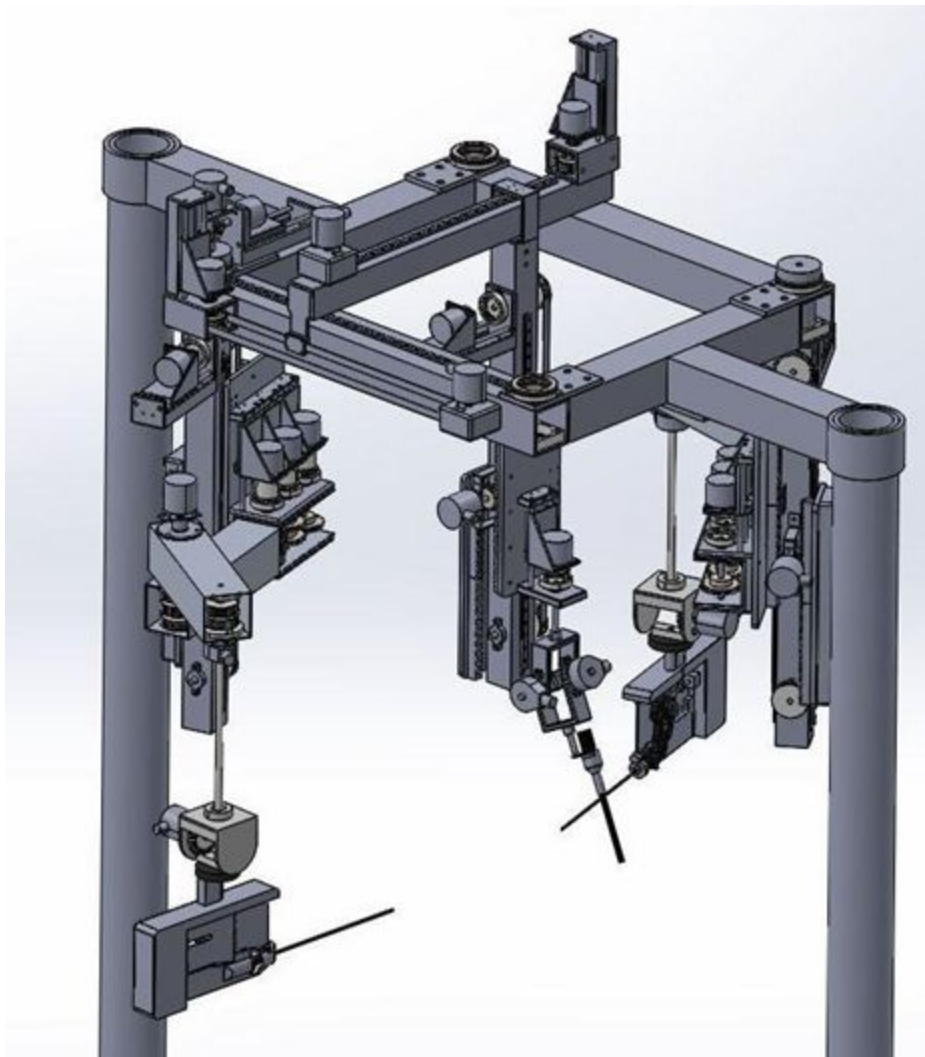


Figure 11: Robot Configuration using the SAL Twin Forceps

Το μαθηματικό μοντέλο

Ποια είναι η αναπαράσταση του Denavit-Hartenberg

Δεδομένου του ότι η τεχνική Denavit-Hartenberg είναι πολύ καλά εξηγημένη στην σύγχρονη βιβλιογραφία και στο διαδίκτυο θα παραμείνουμε στα πρακτικά της διπλωματικής αυτής.

Οι **παράμετροι Denavit-Hartenberg** (που ονομάζονται επίσης **παράμετροι DH**) είναι οι τέσσερις παράμετροι που σχετίζονται με μια συγκεκριμένη σύμβαση για την προσάρτηση πλαισίων αναφοράς στις συνδέσεις μιας χωρικής κινηματικής αλυσίδας ή στην περίπτωση μας ενός χειριστή ρομπότ ανοικτής αλυσίδας. Υποθέτει ότι υπάρχουν $n + 1$ συνδέσεις που συνδέονται με n αρθρώσεις όπου Link 0 είναι συμβατικά στερεωμένο στο έδαφος. Κάθε άρθρωση παρέχει ένα μόνο DOF, που αντιστοιχεί στη μεταβλητή άρθρωσης.

Σε αυτή τη σύμβαση ένας μετασχηματισμός συνδέεται με την άρθρωση, ως την ονομάσουμε $[Z]$, και η δεύτερη συνδέεται με τον σύνδεσμο $[X]$. Οι μετασχηματισμοί συντεταγμένων των $[Z]$ και $[X]$ προσδιορίζονται με μοντελοποίηση των αρθρώσεων ως αρθρωτές ή ολισθαίνουσες αρθρώσεις. Κατά μήκος των n δεσμών η κινηματική εξίσωση του ρομπότ αντιπροσωπεύεται από το μετασχηματισμό συντεταγμένων του

$$[T] = [Z_1] [X_1] [Z_2] [X_2] \dots [X_{n-1}] [Z_n] [X_n]$$

όπου $[T]$ είναι ο μετασχηματισμός που εντοπίζει την τελική ζεύξη. Και οι δύο τύποι αρθρώσεων έχουν μια μοναδική γραμμή στο διάστημα, που θα αναφερθούμε ως S . Αυτή η γραμμή σχηματίζει τον άξονα άρθρωσης και ορίζει τη σχετική κίνηση των δύο συνδέσεων.

Για κάθε ακολουθία γραμμών S_i και S_{i+1} , υπάρχει μια κοινή κανονική γραμμή $A_{i,i+1}$. Προχωρούμε στη σύμβαση ότι οι άξονες συντεταγμένων Z εκχωρούνται στους κοινούς άξονες O_i . Οι άξονες συντεταγμένων S_i και X αντιστοιχίζονται στην κοινή κανονική $A_{i,i+1}$.

Οι παράμετροι μετασχηματισμού D-H που χρησιμοποιούμε είναι αυτές που ακολουθούν:

- **d** : αντισταθμίση κατά μήκος του προηγούμενου **z** στο κοινό φυσιολογικό

- θ : Γωνία για το προηγούμενο Z , από το παλιό X στο νέο X .
- r : μήκος της κοινής κανονικής. Υποθέτοντας μια περιστρεφόμενη άρθρωση, αυτή είναι η ακτίνα για το προηγούμενο Z .
- α : γωνία σχετικά με την κοινή κανονική, από τον παλιό άξονα Z έως τον νέο άξονα Z .

Αυτή η σύμβαση, που αναφέρθηκε προηγουμένως, επιτρέπει τον ορισμό της κίνησης των συνδέσμων γύρω από έναν κοινό άξονα άρθρωσης S , με την μετατόπιση του κοχλία , όπου με θ , και d , αναφερόμαστε στην περιστροφή γύρω από και την ολίσθηση κατά μήκος του άξονα Z αντίστοιχα. Κάθε μία από τις παραμέτρους μπορεί να είναι σταθερή, κάτι που ορίζεται από τη δομή του ρομπότ.

Ορισμός της νέας άμεσης και αντίστροφης τελικής κινηματικής της ιδανικής μηχανής

Πρώτα, προσδιορίστηκαν οι παράμετροι του Denavit - Hartenberg, που παρουσιάζονται στον Πίνακα 1. Ο τελευταίος σύνδεσμος (q_6) σχετίζεται με την περιστροφή του λαπαροσκοπικού οργάνου γύρω από τον ίδιο του τον άξονα και είναι ανεξάρτητος από τους άλλους, επομένως μπορεί να εφαρμοστεί ξεχωριστά χωρίς να επηρεάζει τις άλλες αρθρώσεις . Το Σχήμα 13 δείχνει τι θεωρούμε την αρχική διαμόρφωση που μας οδήγησε στον πίνακα. Το R (στήλες) δίνει γύρω από ποιον άξονα γίνεται η περιστροφή και το T_{ij} την μετατόπιση από την i στην j άρθρωση.

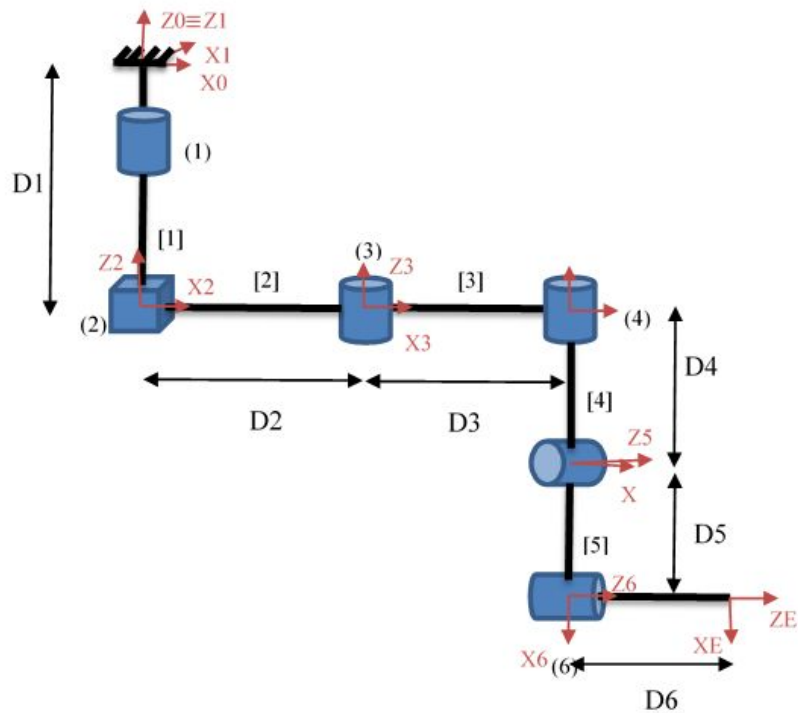


Figure 13: Kinematic Model of the Robotic Arm

Το Σχήμα 14 δείχνει το μοντέλο για τη μελέτη της αντίστροφης κινηματικής. Η ανάλυση άρχισε από τη θέση του τελικού τελεστή, θεωρώντας τον ως ευθεία γραμμή. γνωρίζοντας τη θέση ενός εξωτερικού σημείου τοποθετημένου κατά μήκος της γραμμής (P_t) και της θέσης του τελικού σημείου του ακραίου τελεστή (P_e), είναι δυνατόν να βρεθούν τα κατευθυντήρια συνημίτονα χρησιμοποιώντας τις εκφράσεις που παρουσιάζονται παρακάτω.

Οι εξισώσεις φαίνονται καθαρά στο τέταρτο κεφάλαιο οπότε δεν υπάρχει λόγος να επαναληφθούν εδώ. Παραπέμπουμε τον αναγνώστη πιο κάτω.

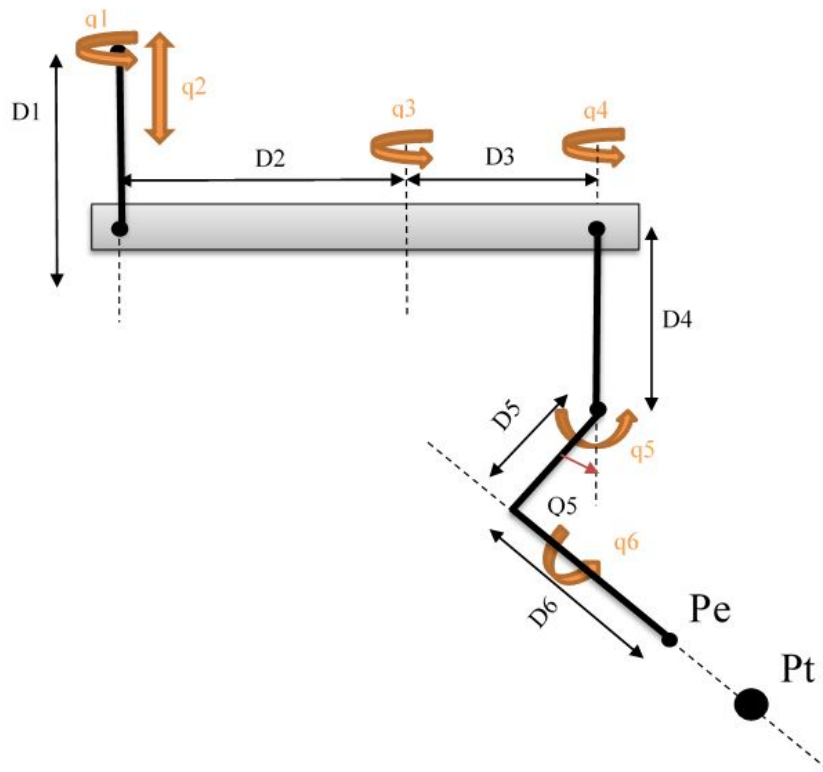


Figure 14: The model used for the inverse kinematic

Μοντελοποίηση και προσομοίωση του ρομποτικού συστήματος

Το επόμενο βήμα μετά την κινηματική μελέτη ήταν να δημιουργηθεί το μοντέλο ενός ενιαίου ρομποτικού βραχίονα που θα χρησιμοποιηθεί για το μέγεθος των εξαρτημάτων και στη συνέχεια για την προσομοίωση. Αυτό έγινε στο Simulink και φαίνεται στο σχήμα 17 και το block διάγραμμα στο Σχήμα 18.

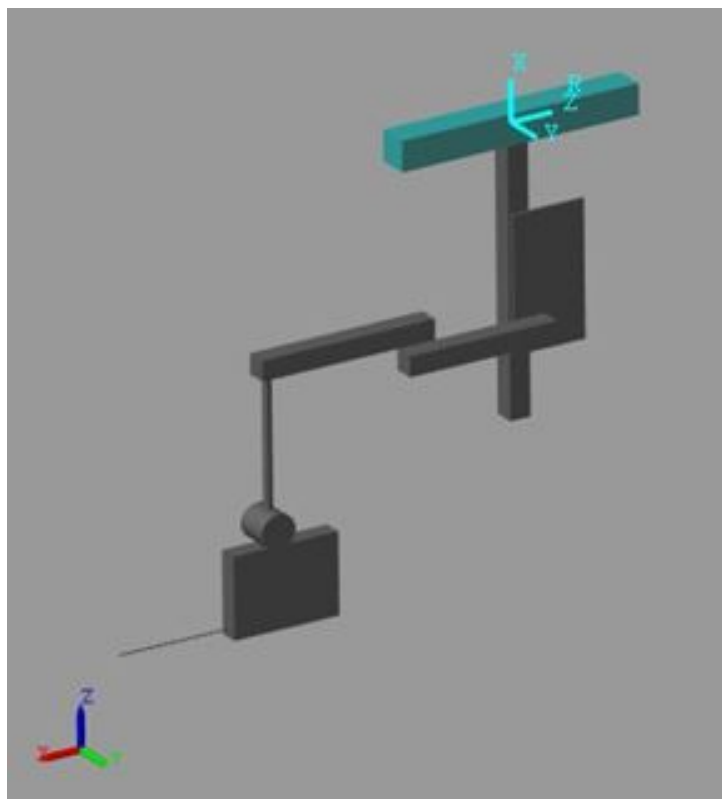


Figure 17 : Simplified geometric model of a single arm in Simulink

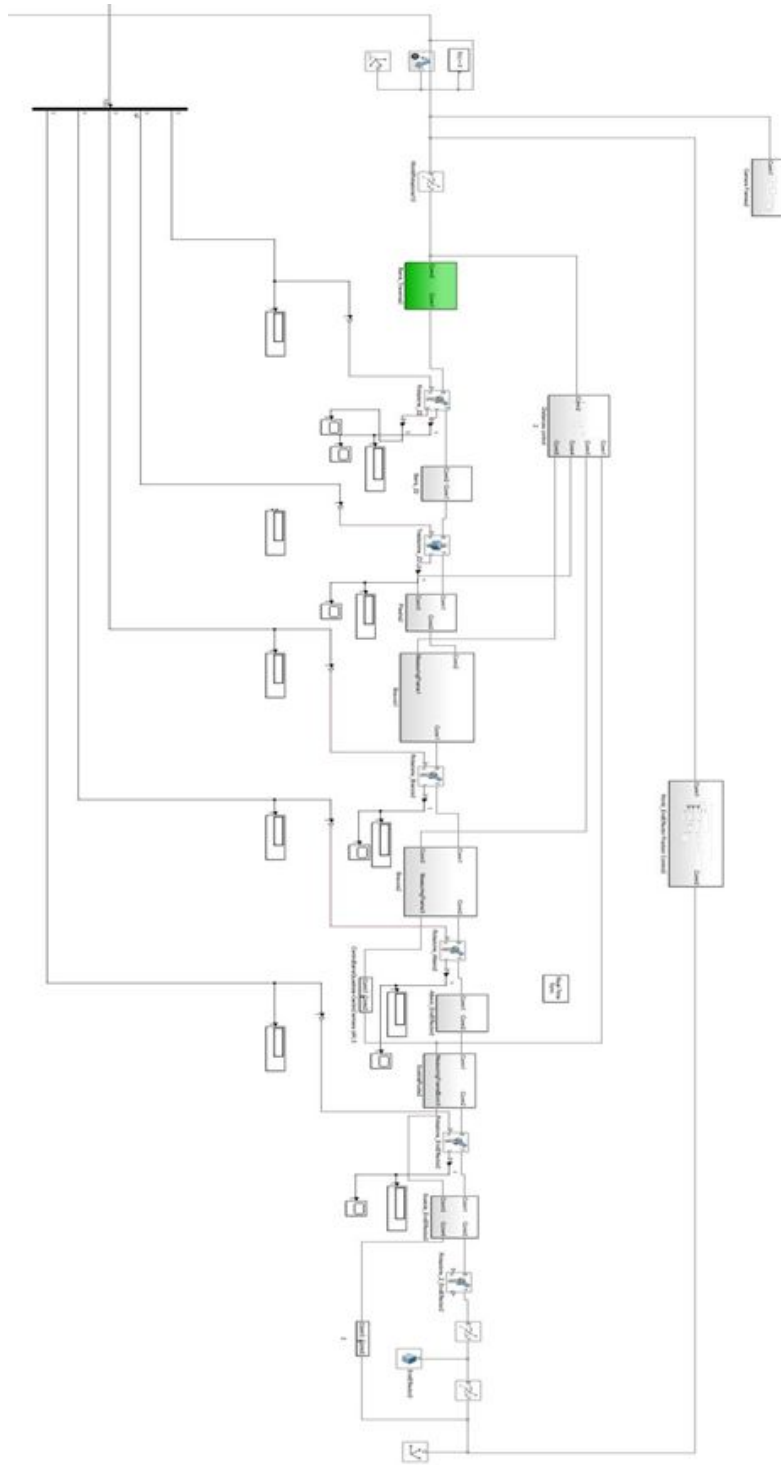


Figure 18: Block diagram of 3D model of single arm

Στο διάγραμμα, εκτός από τα μπλοκ που σχετίζονται με τα άκαμπτα σωματίδια και τις αρθρώσεις, υπάρχουν τα μπλοκ μετασχηματισμού των συστημάτων αναφοράς (Άκαμπτος Μετασχηματισμός) που χρησιμοποιούνται τόσο για την τοποθέτηση των ίδιων των σωμάτων όσο και για τον έλεγχο των αποστάσεων μεταξύ των διαφόρων αρθρώσεων. Το μοντέλο δοκιμάστηκε με την παροχή τυχαίων τιμών εισόδου στις αρθρώσεις,

Διεπαφή της περιφερειακής εξωτερικής εντολής με περιβάλλον προσομοίωσης

Η προσομοίωση ελέγχου της κίνησης ενός από τους βραχίονες που μεταφέρουν το νέο όργανο υλοποιείται στο Matlab. Χρησιμοποιούμε το Extreme 3D Pro Joystick που διαθέτει 12 κουμπιά δράσης και 4 DoF περιλαμβάνοντας περιστροφή γύρω από τον άξονα. Τα χειριστήρια λειτουργούν με παρόμοιο τρόπο στο περιβάλλον Matlab.

Έλεγχος της κίνησης του συστήματος μέσω εξωτερικής συσκευής

Προσπαθήσαμε να σχεδιάσουμε μια "εργονομική", για τον χειρουργό, ροή εργασίας που θα εφαρμοζόταν σε ένα πραγματικό σενάριο. Η λειτουργία χωρίστηκε σε τρία βασικά βήματα: η πρώτη συνίσταται στην τοποθέτηση του οργάνου στο σημείο εισόδου. Αυτό θα γίνει, στην πραγματική ζωή που εκτελείται χειροκίνητα. Στο μοντέλο που λαμβάνεται πιέζοντας ένα από τα κουμπιά στο joystick.

Αυτή η φάση ακολουθείται από την ευθυγράμμιση του οργάνου σε σχέση με τη θέση του οπτικού (ή άλλου οργάνου), που λαμβάνεται πατώντας ένα δεύτερο κουμπί.

Η τρίτη φάση συνίσταται στη χειροκίνητη κίνηση του οργάνου και των οπτικών: στο μοντέλο προσομοίωσης είναι δυνατό να μετακινήσουμε το όργανο χρησιμοποιώντας το joystick και να χρησιμοποιήσετε τις τιμές θέσης και

προσανατολισμού της άκρης του οργάνου για να υπολογίσετε τις μεταβλητές των αρθρώσεων μέσω την αντίστροφη κινηματική. η οπτική είναι αυτή των οπτικών.

Αυτό μετακινείται απευθείας από το ίδιο joystick χρησιμοποιώντας μια κάμερα τοποθετημένη σε ένα κινητό σύστημα αναφοράς: ένα κουμπί με το joystick χρησιμοποιείται για να μετακινηθεί από το βραχίονα στην κίνηση της κάμερας.

Μόλις τελειώσει η φάση χειροκίνητης κίνησης, πιέζοντας ένα κουμπί, είναι δυνατή η προβολή της κίνησης του βραχίονα (ή των βραχιόνων) από μια εξωτερική όψη διαφορετική από αυτή των οπτικών: στη φάση αυτή οι τιμές των παραμέτρων αρμού υπολογίζονται με η αντίστροφη κινηματική αποστέλλεται στο μηχανικό μοντέλο του βραχίονα. Με αυτόν τον τρόπο θα μπορέσουμε να αξιολογήσουμε τη σωστή κίνηση και να επαληθεύσουμε τυχόν συγκρούσεις / παρεμβολές μεταξύ των τμημάτων.

Θα συνοψίσουμε τις πολλαπλές ενέργειες ενός μονού χειριστηρίου στο Πίνακα 2 που εμφανίζεται και εδώ μεταφρασμένος και θα δείξουμε τόσο τις κινήσεις όσο και τα διάφορα κουμπιά που χρησιμοποιούνται, όπως φαίνεται στο Σχήμα 23.



Figure 23: Joystick with numbered buttons and axis of rotation

<i>Δράση</i>	<i>Κίνηση / Κουμπιά</i>
<i>Περιστροφή στο x</i>	<i>X</i>
<i>Περιστροφή σε y.</i>	<i>Y</i>
<i>Περιστροφή στο z (Άξονας εργαλείου)</i>	<i>Z</i>
<i>Μετακίνηση</i>	<i>Περιστροφή + κουμπί 1</i>
<i>Ανοιχτή Λαβίδα</i>	<i>Κουμπί 5</i>
<i>Κλειστή Λαβίδα</i>	<i>Κουμπί 3</i>
<i>Πίνακας 2: Διάγραμμα των κινήσεων που μπορούν να εκτελεστούν με το χειριστήριο και τα σχετικά κουμπιά</i>	

Το Σύστημα Ελέγχου στο Simulink

Έχουμε δοκιμάσει πολλές διαφορετικές εκδοχές για το μοντέλο simulink. Αρχικά ξεκινήσαμε να βάζουμε τα πάντα σε ένα μόνο επίπεδο. Αυτό κατέληξε να είναι πολύ περίπλοκο και χρονοβόρο για να εργαστεί κανείς, αν και είχε τα λιγότερα λάθη και δυσκολία στη μετάβαση από φάση σε φάση. Προσπαθήσαμε στη συνέχεια να διαχωρίσουμε το μοντέλο μας σε δευτερεύοντα τετράγωνα, αλλά αυτό δημιούργησε πολλά σφάλματα "μεταφοράς" στα σήματα που διέρχονται και εξέρχονται από τα δευτερεύοντα τετράγωνα. Σε αυτό το σημείο διαπιστώσαμε ότι με τον διαχωρισμό της προσομοίωσης στα υπο-μοντέλα που ονομάζουμε A, B και C και τα τρέχοντάς τα με γραμμικό τρόπο σε ένα script αρχικοποίησης φαίνεται να είναι ο πιο αποτελεσματικός τρόπος να δουλέψουμε. Πιστεύουμε ότι αυτό οφείλεται στις πολλαπλές αλλαγές μεταξύ των τύπων δεδομένων σήματος και των μετατροπών μεταξύ τους

Σε όλα τα υποσυστήματα υπάρχει το μπλοκ συγχρονισμού πραγματικού χρόνου και αυτό είναι απαραίτητο για να βεβαιωθείτε ότι το μοντέλο λαμβάνει το σήμα σε πραγματικό χρόνο.

Για το επόμενο μέρος θα αναφερθούμε στο Σχήμα 26.

Το μπλοκ joystick (1) στο περιβάλλον Matlab μεταφράζει αυτόματα τους 4 άξονες σε μια "αναλογική" έξοδο-διάνυσμα 1x4 στην περιοχή [-1, 1] και τα κουμπιά ως μεταβλητές Boolean. Χρησιμοποιώντας το Block Selector (2) απομονώνουμε τα κουμπιά που αριθμούν μεταξύ 7 και 12 και χρησιμοποιώντας το boolean μπλοκ (3) μεταφράζουμε αυτές τις μεταβλητές σε double μορφή και με το κέρδος (4) δίνουμε σε κάθε ένα κέρδος από 1 έως 6 αντίστοιχα. Τόσο οι αμετάβλητες double μεταβλητές όσο και οι μεταβλητές πολλαπλασιαζόμενες με μεταβλητές κέρδους εισάγονται στο μπλοκ λειτουργίας (5) ως διανύσματα 1x6. Η συνάρτηση συγκρίνει ποια είσοδος είναι υψηλή (ισούται με 1) και δίνει το αντίστοιχο κέρδος ως έξοδο της συνάρτησης.

Το μπλοκ ενεργοποίησης (6) διασφαλίζει ότι η τιμή παραμένει ακόμα και όταν απελευθερώσουμε το κουμπί και θα δούμε αργότερα γιατί αυτό είναι σημαντικό. Το demux (11) στη συνέχεια διαχωρίζει τον φορέα σε μονα σήματα όπου προφανώς μόνο ένα είναι υψηλό. Μπορούμε επίσης να δούμε ότι η γραμμή Button Input Line (7) συνεχίζει ξεχωριστά. Η γραμμή μετακινείται σε έναν άλλο επιλογέα (8) ο οποίος απομονώνει το πλήκτρο με αριθ. 11. Τότε το μετατρέπει σε double τιμή, καθώς αυτός είναι ο τύπος εισόδου του μπλοκ Stop, (10), δέχεται. Αυτό το κουμπί θα σταματήσει την προσομοίωση A και θα μας επαναφέρει στην αρχική γραφή. Αυτό θα οδηγήσει στη προσομοίωση B.

Στο υπομονάδα A έχουμε μόνο το χέρι στην αρχική του διαμόρφωση. Πατώντας το πλήκτρο αριθ. 7 ο βραχίονας προσομοιώνει τη χειροκίνητη τοποθέτηση που περιγράψαμε παραπάνω και πατώντας το πλήκτρο 8, προσομοιώνει την αυτόματη ευθυγράμμιση. Στη συνέχεια πατάμε το κουμπί αριθ.11.

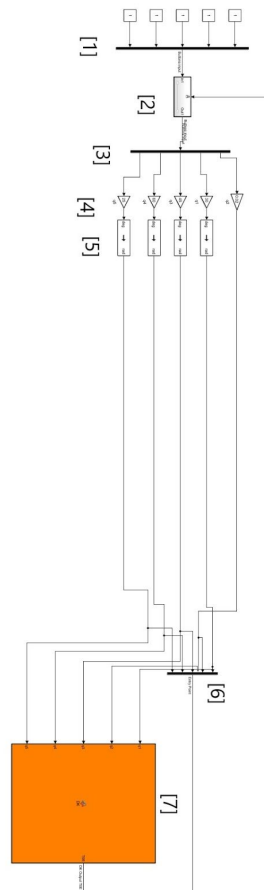


Figure 26:Subsystem A , Definition of neutral position(1) , conditionally passing through (2) and converted to usable signals (4),(5) for the arm and Inverse Kinematics block (7) and turned into a single vector (6).

Θα εξετάσουμε τώρα ένα άλλο τμήμα του μοντέλου όπως απεικονίζεται στο Σχήμα 27. Στον πολυπλέκτη (1) βλέπουμε τις τιμές που καθορίζουν το σημείο εισόδου του οργάνου. Στο μπλοκ ενεργοποίησης (2), αυτό που λειτουργεί ως σήμα ελέγχου είναι το σήμα Χειροκίνητης Τοποθέτησης όπως απεικονίζεται στο προηγούμενο σχήμα. Όταν αυτό πατηθεί, οι τιμές δίνονται ταυτόχρονα στον πολυπλέκτη (6) και στο μπλοκ άμεσης

κινηματικής (DK) (7). Στο μπλοκ DK το χειροκίνητο σημείο εισόδου υπολογίζεται με τη μορφή ενός φορέα 4x4 που περιέχει το συνολικό μεταφραστικό πλέγμα μεταξύ της έναρξης του βραχίονα και της κορυφής του σημείου εισόδου και δίνεται ως έξοδος με την ονομασία DK Output T0E. Θα εξετάσουμε αργότερα τι συμβαίνει με το σήμα εισόδου.

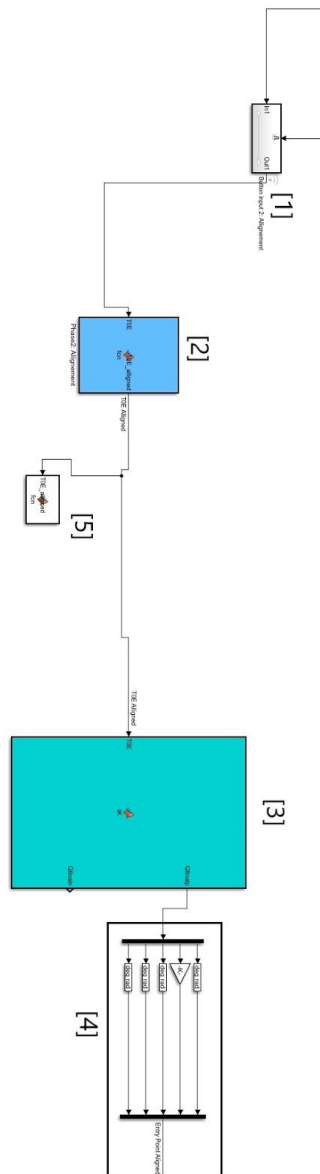


Figure 27: Subsystem A, Automatic Alignment function (2), save calculate matrix to workspace (5), Inverse Kinematics (3) and conversion to usable signals (4).

Για το επόμενο μέρος θα αναφερθούμε στο Σχήμα 28.

Το σήμα εξόδου DK, όπως φαίνεται στο προηγούμενο σχήμα, πηγαίνει στη θέση Enable Block, (1) όπου το σήμα ελέγχου είναι το σήμα του πλήκτρου ευθυγράμμισης. Όταν αυτό είναι ενεργοποιημένο το σήμα μεταβαίνει στη Φάση 2: Ρύθμιση Ευθυγράμμισης. Εκεί οι συντεταγμένες της άκρης του οργάνου παραμένουν οι ίδιες ενώ το 3x3 πάνω αριστερό μέρος της μεταφραστικής μήτρας υπολογίζεται και αντικαθίσταται με την ευθυγραμμισμένη έκδοση, καθώς αυτό είναι το τμήμα που ελέγχει τη θέση και τον προσανατολισμό του βραχίονα. Το TOE_Aligned είναι η μήτρα 4x4 που περιγράφει τη θέση και τον προσανατολισμό του ευθυγραμμισμένου βραχίονα, ο οποίος στη συνέχεια δίνεται ως είσοδος στην Αντίστροφη Κινηματική (3) στο Σχήμα 29.

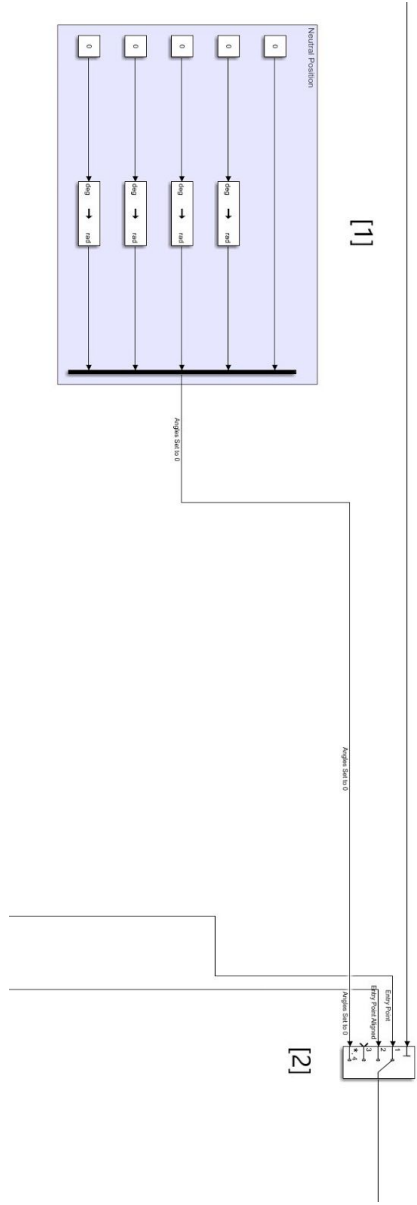


Figure 28: Expanded neutral position (1) and MSG (2)

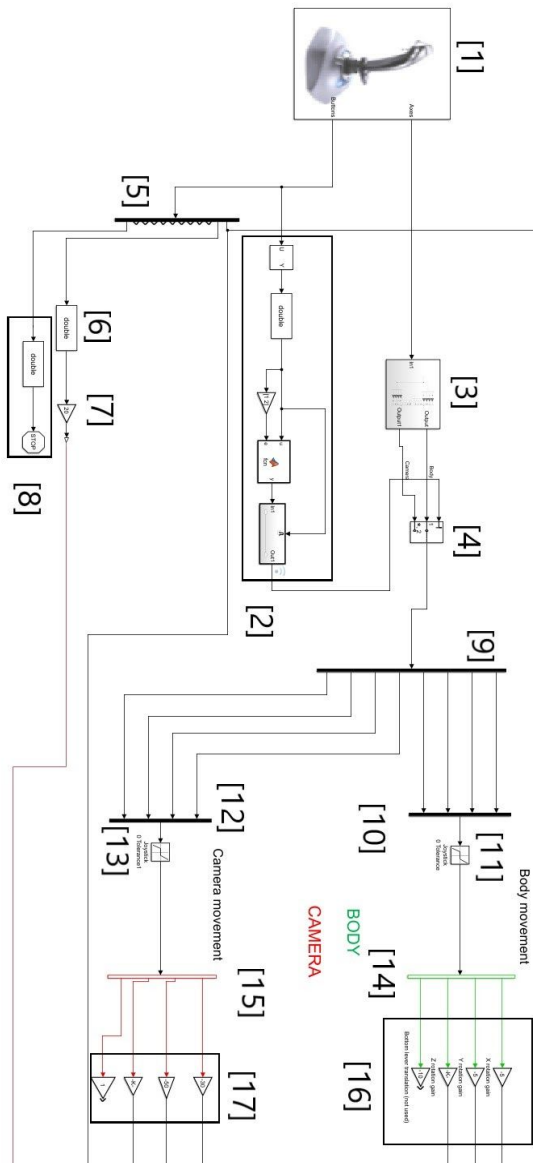


Figure 29 : B Subsystem input with initial axis signal processing and stop sequence.

Αυτό που κάνει αυτή η λειτουργία είναι ότι υπολογίζει ένα νέο TOE που φέρνει την άκρη του οργάνου του βραχίονα σε μια παράλληλη ευθεία μεταξύ του σημείου εισόδου του οργάνου και ενός σημείου με τις ίδιες διαστάσεις x και y με το CEP, αλλά το ίδιο με την είσοδο κάμερας σημείο. Για να αποφευχθούν ορισμένα σφάλματα λόγω μαθηματικών υπολογισμών, αυτή η διάσταση z καθορίστηκε με ελαφρά απόκλιση 10^{-2} , που

πιστεύουμε ότι είναι αποδεκτή απόκλιση. Σε αυτό το σημείο της λειτουργίας πρέπει να φέρουμε το όργανο παράλληλα στο επίπεδο xy ώστε να ξεκινήσει η είσοδος στο σώμα

Αυτό το μπλοκ υπολογίζει τις τιμές που πρέπει να έχουν οι αρμοί ώστε να τοποθετήσουν τον βραχίονα με τον επιθυμητό τρόπο. Δύο έξοδοι υπολογίζονται αλλά χρησιμοποιούμε μόνο εκείνο που δίνει τη θετική τιμή του q_3 . Αυτό δεν μας επηρεάζει με κανέναν τρόπο, επομένως η επιλογή είναι αυθαίρετη. Το 1×5 διάνυσμα που παίρνουμε σαν έξοδος τρέχει μέσω του σχηματισμού (4) που διορθώνει το κέρδος πάνω στην άρθρωση q_2 και μετατρέπει τις τιμές των άλλων αρθρώσεων σε ακτίνια χρησιμοποιώντας τους δύο πολυπλέκτες. Λαμβάνουμε και πάλι ένα 1×5 διάνυσμα που περιέχει τις τιμές των αρθρώσεων σε ακτίνια. Η $T0E_aligned$ (5) χρησιμοποιείται με μοναδικό σκοπό την αποθήκευση του πίνακα $T0E_aligned$, 4×4 στο χώρο εργασίας, ώστε να χρησιμοποιηθεί σε ένα περαιτέρω στάδιο. Αυτό τ έγινε αρχικά με το μπλοκ "To workspace" το οποίο αποδείχθηκε μη αποτελεσματικό. Αντ 'αυτού επιλέξαμε τη συγκεκριμένη συνάρτηση που αποθηκεύει την τιμή σε πραγματικό χρόνο, ενώ το μπλοκ "To workspace" απαιτεί ότι οι τιμές θα αποθηκευτούν στο τέλος της προσομοίωσης που σε αυτή την περίπτωση δεν ήταν επιλογή.

Στο μπλοκ (1) του Σχήματος 28, ορίζεται η ουδέτερη θέση του βραχίονα, όπου όλες οι αρθρώσεις βρίσκονται σε 0 μοίρες / ακτίνια. Αυτή χρησιμοποιείται ως προεπιλεγμένη θέση σε έναν διακόπτη Multiport Switch. Αξίζει να εξετάσουμε αυτό το στοιχείο, καθώς αυτό βρίσκεται στο επίκεντρο των προσομοιώσεων μας. Ο διακόπτης Multiport χρησιμοποιεί ως προεπιλεγμένη έξοδο το σήμα που δίνεται στην τελευταία είσοδο η οποία στην περίπτωση αυτή είναι το σήμα 1×5 . Η πάνω θύρας εισόδου ορίζει ποια θύρα χρησιμοποιούμε ως έξοδο. Εδώ χρησιμοποιούμε το σήμα εισόδου των κουμπιών καθώς το σήμα εξόδου γίνεται μέσω της πραγματικής τιμής της εισόδου. Τα σήματα περνούν αναλλοίωτα και μόνο το επιλεγμένο κάθε φορά.

Αυτό που κάνουμε ουσιαστικά εδώ είναι να επιλέξουμε τις τιμές των αρθρώσεων που θα δοθούν στο μοντέλο του βραχίονα. Όπως είδαμε προηγουμένως, το σήμα 1×5 χωρίζεται διαμέσου μιας απομνημόνευσης και οι τιμές δίνονται απευθείας στα αντίστοιχα μπλοκ των αρθρώσεων.

Σε αυτό το σημείο υποθέτουμε ότι έγινε η προετοιμασία, καθώς και η χειροκίνητη τοποθέτηση και η αυτόματη ευθυγράμμιση. Σταματάμε τώρα το μοντέλο A, το οποίο με τη σειρά του οδηγεί στο μοντέλο B το οποίο θα εξετάσουμε τώρα.

Είναι σημαντικό να καταλάβουμε ποιος είναι ο σκοπός αυτού πριν αρχίσουμε να περιγράψουμε το πραγματικό μοντέλο. Στο υποσύστημα B είμαστε στο σημείο όπου το όργανο εισέρχεται στο σώμα. Θεωρούμε ρεαλιστικά ένα πολύ μικρό χώρο εργασίας για τα όργανα. Υποθέτουμε ότι ο έλεγχος παραδίδεται τώρα στον χειρουργό και έτσι πρέπει πρώτα να εισέλθουμε στο σώμα, μέσω της χειροκίνητης κίνησης του χειριστηρίου, πριν ξεκινήσουμε να δουλεύουμε.

Αρχικά θα δούμε την κάμερα (το 5ο βραχίονα), όπου θα μετακινήσουμε το όργανο αναλόγως χρησιμοποιώντας το joystick και d όταν πιέζουμε το πλήκτρο no . 6 θα δούμε την κίνηση του βραχίονα για να ταιριάζει με τον μετασχηματισμό που προκύπτει. Πατώντας το πλήκτρο 4 θα επιστρέψουμε στην οπτική γωνία της κάμερας / χειρουργού. Σε αυτή τη λειτουργία μπορούμε να αλλάξουμε την τοποθέτηση της κάμερας ξανά μέσω της χρήσης του χειριστηρίου. Αυτό μπορεί να επαναληφθεί πολλές φορές. Όταν τελειώσουμε με τη φάση λειτουργίας θα πατήσουμε το πλήκτρο αριθ. 12 όπως θα περιγραφεί παρακάτω για έξοδο από το υποσύστημα.

Το μπλοκ (1) είναι και πάλι το μπλοκ του joystick. Είναι σημαντικό να θυμόμαστε ότι η έξοδος του joystick με την ονομασία "Axis" δίνει ως έξοδο ένα διάνυσμα στο οποίο κάθε στοιχείο λαμβάνει μια τιμή μεταξύ 0 και 1 που αντιστοιχεί στη μετατόπιση σε κάθε άξονα μετακινώντας το joystick προς τα εμπρός περιστρεφόμενο ή χρησιμοποιώντας τον κάτω διακόπτη. Στην άθροιση των μπλοκ (2) χρησιμοποιούμε το γνωστό από πριν σχηματισμό της επιλογής χρησιμοποιώντας τα κουμπιά επιλογής αριθμ. 4 και 6 οι οποίες παρομοίως πριν μετατραπούν σε booleans, αποδίδουν κέρδη 1 και 2 αντίστοιχα και χρησιμοποιώντας το μπλοκ των λειτουργιών και τον διακόπτη ενεργοποίησης διατηρούμε την τιμή εξόδου και την χρησιμοποιούμε ως είσοδο στον διακόπτη multiport (4).

Η είσοδος για το μπλοκ (4) επεξεργάζεται, μέσω του προσαρμοσμένου μπλοκ (3) που φαίνεται στο σχήμα , σήματα του 4 άξονα που ελέγχονται από το χειριστήριο. Όπως μπορεί να φανεί στο Σχήμα 30 υπάρχουν δύο διαφορετικοί 1x8 φορείς που δημιουργούνται και δίνονται ως έξοδος του μπλοκ (3) και ως είσοδος στο μπλοκ (4). Αυτό συνέβη διότι δίνεται ολόκληρος ο φορέας διαχωρίζεται σε δύο 1x4 φορείς διαμέσου του αποπολυπλέκτη (9) με τα πρώτα 4 στοιχεία αφιερωμένα στην κίνηση του σώματος και τα τελευταία 4 στοιχεία αφιερωμένα στην κίνηση της κάμερας.

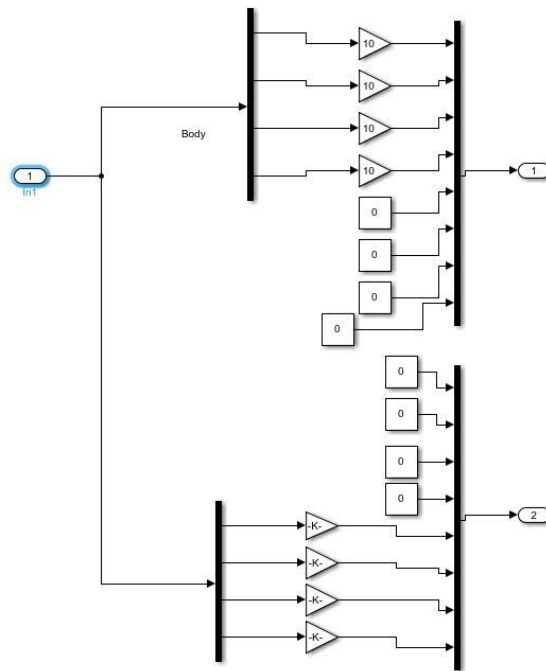


Figure 30: Opened custom (3) block from Figure 29

Στην πρώτη περίπτωση, τα τέσσερα τελευταία στοιχεία του διανύσματος προστίθενται ως μηδενικά και στη δεύτερη περίπτωση τα πρώτα 4 στοιχεία προστίθενται ως μηδενικά. Αυτό είναι να αποφευχθεί οποιαδήποτε αλλαγή κατά τη μετακίνηση μεταξύ των δύο τρόπων προβολής που περιγράφονται παραπάνω. Ενώ χρησιμοποιούμε την οπτική του χειρουργού, δεν θα παρατηρηθεί κίνηση στο χέρι και ενώ βλέπουμε την κίνηση του βραχίονα, δεν θα μπορέσουμε να μετακινήσουμε το όργανο. Προσπαθήσαμε επίσης να δούμε και τα δύο ταυτόχρονα, αλλά δεν ήταν δυνατό. Τα κέρδη και για τις δύο περιπτώσεις όπου το αποτέλεσμα της αυστηρής χειροκίνητης βαθμονόμησης από μέρους μας. Η κίνηση της κάμερας φάνηκε να είναι αρκετά ακραία στην περίπτωση των χειρουργών.

Αφού ο αποπλέκτης (9) διαχωρίζει την κίνηση του σώματος και την κίνηση κάμερας σε διανύσματα 1×4 ανεξάρτητα μεταξύ τους μέσα από τα (10) και (12).

Τα (11) και (13) χρησιμοποιούνται για να διασφαλιστεί ότι δεν θα υπάρξουν τυχαίες κινήσεις του χειριστηρίου που να ενεργοποιούν τα όργανα ή την κάμερα κατά τη διάρκεια

της φάσης λειτουργίας. Το Joystick Tolerance που χρησιμοποιείται εδώ δεν επιτρέπει να περάσει κάποιο σήμα μέχρι να επιτευχθεί ένα ορισμένο, κατώφλι κίνησης.

Και πάλι μέσω των αποπλεκτών (14) και (15) οι φορείς κατανέμονται σε βαθμωτές τιμές που βαθμονομούνται ξανά διαμέσου των (16) και (17) ξεχωριστά. Αξίζει να σημειωθεί ότι σε κάθε περίπτωση η κίνηση που αντιστοιχεί στον κάτω διακόπτη του χειριστηρίου είναι, σε αυτό το σημείο, αναιρείται και παραμένει αχρησιμοποίητη. Θα εξετάσουμε πώς χρησιμοποιούνται τα υπόλοιπα διανύσματα παρακάτω.

Πριν πάμε στο υπόλοιπο σύστημα αξίζει να εξεταστεί τι συμβαίνει στον αποπλέκτη (5). Όπως περιγράφεται στο Πίνακα 1, το πλήκτρο αριθ. 1 χρησιμοποιείται για τον έλεγχο άλλων κινήσεων, ώστε να στέλνεται ως προϋπόθεση για να μπλοκάρει, θα εξετάσουμε περαιτέρω.

Ταυτόχρονα, το κουμπί αριθ. 12 χρησιμοποιείται για να σταματήσει η προσομοίωση και το σήμα από το πλήκτρο αριθ. 2 μετατρέπεται σε double (6), δεδομένου ενός κέρδους (7) που μετατρέπεται σε ένα φυσικό σήμα και χρησιμοποιείται και πάλι προς τα κάτω.

Θα αναφερθούμε στο σχήμα 31 για να εξετάσουμε την κίνηση της κάμερας. Χρησιμοποιώντας το Block Parameter μπλοκ που περνά η είσοδος 1 όταν η είσοδος 2 ικανοποιεί το επιλεγμένο κριτήριο. Διαφορετικά, περνά η είσοδος 3. Οι εισοδοί αριθμούνται από πάνω προς τα κάτω (ή από αριστερά προς τα δεξιά). Η πρώτη και η τρίτη θύρα εισόδου είναι θύρες δεδομένων και η δεύτερη θύρα εισόδου είναι η θύρα ελέγχου. Χρησιμοποιούμε το σήμα από το πλήκτρο αριθ. 1 ως θύρα ελέγχου και στις δύο περιπτώσεις, εκτός αν είναι μία έξοδος είναι 0.

Το (4) στο Σχήμα 31 δημιουργεί το σημείο που χρησιμοποιούμε ως αναφορά στην προσομοίωση και το συσχετίζει με το παγκόσμιο πλαίσιο. Το (3) χρησιμοποιείται για τη συσχέτιση της ράβδου κάμερας στη τηλεσκοπική άρθρωση, επιτρέποντάς μας έτσι να την ελέγξουμε.

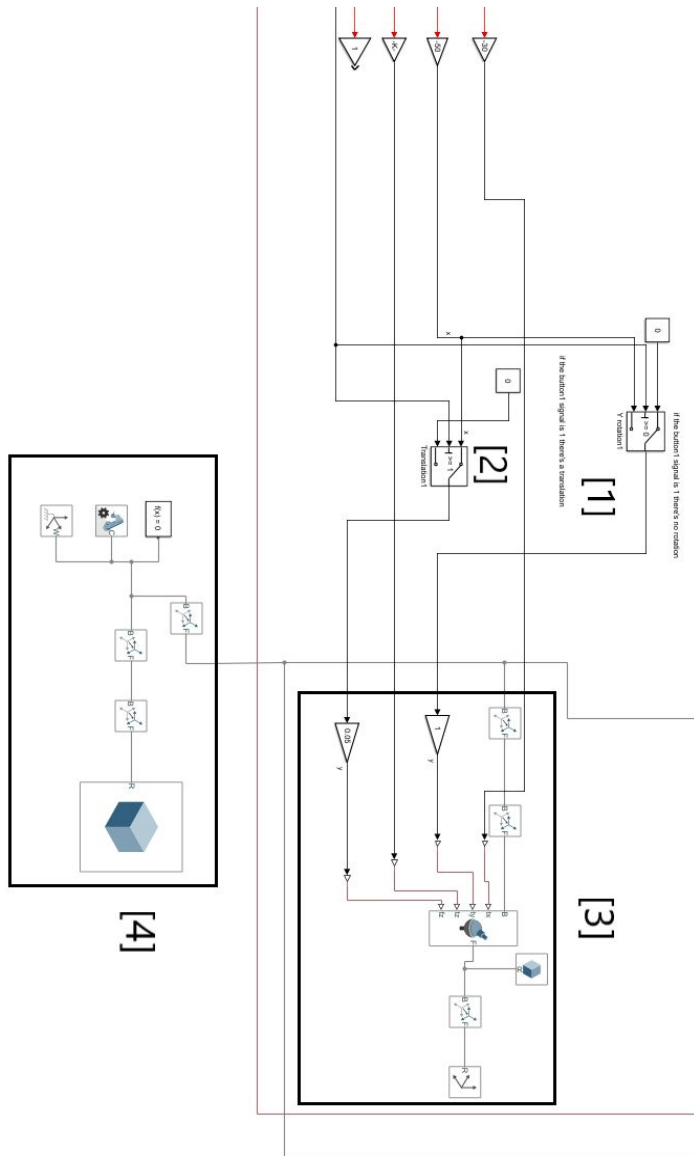


Figure 31: Camera movement signal processing to control camera movement and world frame setting.

Για το επόμενο μέρος θα αναφερθούμε στο Σχήμα 32.

Θα εξετάσουμε τα (4), (6) και (10) ως μαύρα κουτιά ενώ θα εξετάσουμε την κίνηση του οργάνου. Το κουμπί no.1 χρησιμοποιείται ως υποψήφιο σήμα για (1) και (2) με το μηδέν να είναι η εναλλακτική τιμή. Χρησιμοποιούμε το ίδιο σύστημα που περιγράψαμε για την κάμερα, αλλά αυτή τη φορά για την κίνηση του οργάνου. Σε αυτό το σημείο πρέπει να

εξετάσουμε προσεκτικά ένα από τα μεγαλύτερα ζητήματα που αντιμετωπίσαμε κατά τη διάρκεια αυτού του έργου, το γεγονός ότι το σημείο περιστροφής του οργάνου πρέπει να παραμείνει σταθερό ως σημείο εισόδου. Αυτό είναι ζωτικής σημασίας καθώς εγγυάται την ασφάλεια για τον ασθενή.

Για να λυθεί το πρόβλημα σταθερού σημείου εισόδου, πρέπει να δημιουργήσουμε ένα μετασχηματισμού που υπολογίζεται από το (6) το οποίο πολλαπλασιάζουμε με το $T_{OE_aligned}$ που καλούμε από το χώρο εργασίας χρησιμοποιώντας το μπλοκ "From workspace" (7) χρησιμοποιώντας το (8). Αυτό πολλαπλασιάζει τη μήτρα που περιγράφει την ευθυγραμμισμένη θέση του βραχίονα στο σημείο εισόδου με τη μήτρα μετατόπισης και / ή περιστροφής που συμβαίνει με την κίνηση του οργάνου και έτσι σχετίζεται με το πλαίσιο βάσης στη βάση του βραχίονα. Από εκεί υπολογίζουμε τις νέες τιμές που πρέπει να έχουν οι αρμοί για να περιγράψουν τη νέα θέση και τον προσανατολισμό του βραχίονα χρησιμοποιώντας την αντίστροφη κινηματική (9) την οποία στη συνέχεια χρησιμοποιούμε (10) μετατρέπουμε σε ακτίνια, δίνουμε προσαρμοσμένα κέρδη και αποθηκεύουμε στο χώρο εργασίας.

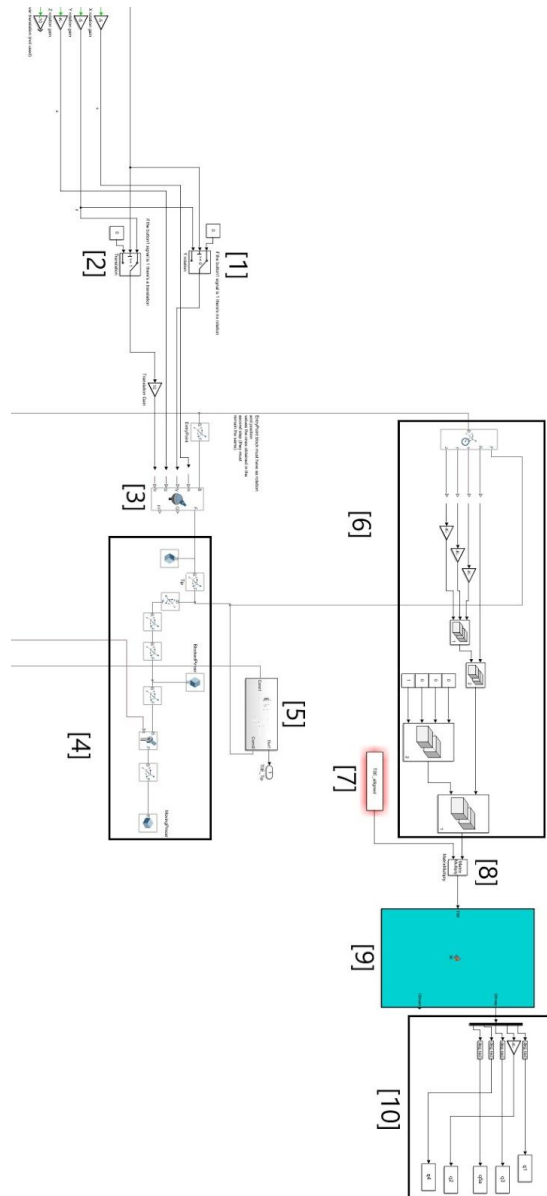


Figure 32: Subsystem B control of body movement (1)(2)(3)(6)(7)(8)(9) and saving for later use(10). Definition of camera and transformation (4)(5)

Η προσομοίωση ελέγχου

Τώρα που τελειώσαμε με την περιγραφή του συστήματος, αξίζει να σημειώσουμε τα βασικά ζητήματα που αντιμετωπίσαμε στην κατασκευή αυτού του έργου.

Μέχρι στιγμής το κύριο θέμα που αντιμετωπίσαμε ήταν πώς να συσχετίσουμε την άκρη του οργάνου με το πλαίσιο βάσης. Αρχικά προσπαθήσαμε να υπολογίσουμε μαθηματικά τον τρόπο με τον οποίο θα έπρεπε να κινείται ολόκληρος ο βραχίονας χρησιμοποιώντας τις γωνίες μεταξύ του οργάνου και της αντιλαμβανόμενης θέσης εισόδου στο σώμα. Γρήγορα έγινε εμφανές ότι με αυτόν τον τρόπο δεν θα μπορούσαμε να απλοποιήσουμε το μοντέλο και να έχουμε την οπτική του χειρουργού, αρα αυτή η ιδέα εγκαταλείφθηκε γρήγορα. Στη συνέχεια δοκιμάσαμε ένα απλοποιημένο μοντέλο στο οποίο η κίνηση του άξονα x στο joystick θα αντιστοιχούσε σε μια κίνηση του άξονα x στο παγκόσμιο μοντέλο της προσομοίωσης κ.ο.κ. Αυτό φυσικά ήταν μη ρεαλιστικό σε πραγματικές εφαρμογές και παρουσίασε ακόμα το ίδιο πρόβλημα όπως πριν. Το μπλοκ τηλεσκοπικής αθρωσης μας έδωσε 3 άξονες περιστροφής και ένα άξονα μεταφοράς. Παρόλο που η τεκμηρίωση ήταν ανεπαρκής με πολλά πειράματα καταφέραμε να το λειτουργήσουμε.

Το δεύτερο κύριο πρόβλημα ήταν η οπτική των χειρουργών με προσομοίωση κίνησης. Ενώ περιγράφεται στο υποσύστημα B, αξίζει να επανεξετάσουμε και να περάσουμε από τη λογική διαδικασία. Αρχικά ανακάλυψα ότι θα μπορούσε να οριστεί ένα σταθερό σημείο θέασης, αλλά έπρεπε να προσκολληθεί σε ένα σώμα καθώς δεν θα μπορούσε να γίνει σε ένα σημείο σε σχέση με το σώμα. Δεν ήμασταν σε θέση να βρούμε την τεκμηρίωση του Matlab και αρχικά προσπαθήσαμε να το προσεγγίσουμε με αυτόν τον τρόπο. Στη συνέχεια δημιουργήσαμε ένα μικρό αντικείμενο σε ένα βολικό για εμάς σημείο και προσαρμόσαμε πάνω του το σημείο θέασης. Όταν αυτό λειτούργησε, το διαμορφώσαμε σε ράβδο για να μοιάζει περισσότερο με το πραγματικό όργανο..

Το ακόλουθο ζήτημα επιλύθηκε επίσης με τη χρήση του τηλεσκοπικού μπλοκ σύνδεσης που αναφέρθηκε παραπάνω, αλλά αξίζει επίσης να εξεταστεί. Χρειαζόμασταν να περιορίσουμε κάπως τον τομέα εργασίας του οργάνου ως προφύλαξη ασφαλείας. Αρχικά σκεφτήκαμε την προσθήκη ενός συγκεκριμένου διαβαθμισμένου διανύσματος, με στοιχεία που αντιστοιχούν σε κάθε άξονα, π.χ. την τρέχουσα θέση που περιγράφεται από έναν 1×3 διανυσμα συν $[10, 10, 10]$. Αυτό κατέληξε να μην είναι βολικό καθώς δεν μπορούμε να

υποθέσουμε ότι η κίνηση θα γίνει μόνο παράλληλα με τους άξονες x, y και z καθώς και ότι, προφανώς, η περιοχή εργασίας θα πρέπει να μοιάζει περισσότερο με κώνο και όχι κύβο. Διαφορετικά, θα υπάρξουν πολλές δονήσεις στον βραχίονα.

Συμπεράσματα

Φυσικά, ενώ αυτό είναι ακόμα ένα έργο σε εξέλιξη, ορισμένα θέματα έγιναν εμφανί στην προσομοίωση. Αυτό ήταν φυσικά καλό, καθώς αυτός είναι ο λόγος για τον οποίο έγινε η προσομοίωση. Ως εκ τούτου, αυτά είναι τα πράγματα που πρέπει να φτιαχτούν στο μέλλον.

Ενώ δεν παρουσιάστηκε σε αυτή τη δουλειά, οι διαστάσεις του βραχίονα κατέληξαν να είναι πολύ μεγάλες για τον περιορισμένο χώρο του χειρουργικού τραπεζιού και έπρεπε να μικραίνουν σε μέγεθος, καθώς οι άλλοι βραχίονες δεν μπορούσαν να προσαρμοστούν. Η μείωση των βραχιόνων θα μας προσφέρει επίσης περισσότερη κινητικότητα κάτι πολύτιμο στο περιορισμένο περιβάλλον ενός χειρουργείου.

Η προσομοίωση έγινε σε ένα ιδανικό σενάριο. Ο μηχανισμός έκτακτης ανάγκης που θα αποσυνδέει τους κινητήρες από τους αρμούς δεν εφαρμόστηκε παρόλο που αυτό είναι πολύ απλό. Δεν εφαρμόστηκαν ούτε άλλοι μηχανισμοί ασφαλείας.

Η οπτική γωνία της κάμερας δεν επεκτάθηκε για να επιτρέψει μεγαλύτερη ευελιξία, παρόλο που σε πραγματικές εφαρμογές ίσως ήταν ωφέλιμο ένα οπτικό που επιτρέπει οπτικό πεδίο υπό γωνία.

Είχαμε μεγάλες καθυστερήσεις, καθώς έπρεπε να περιμένουμε πολύ χρόνο σε ορισμένες περιπτώσεις για να δούμε τις προσομοιώσεις. Λαμβάνοντας υπόψη ότι θα χρειαστεί να προστεθούν περισσότεροι βραχίονες, η προσομοίωση θα γίνει πιο απαιτητική, γι' αυτό θα πρέπει να φροντίσουμε να υπάρξει ίσως κάποια αναβάθμιση στο hardware.

Chapter 1: Introduction

1.1 Generally

Surgery has been in a state of constant evolution in recent decades. The highlight of this is that open surgery, where the doctor would make big incisions in the area where he needed to operate in order for his hand to have room to move around and for him to be able to see, has, thankfully, now eclipsed and is being kept only as a final solution. This has been mainly through the utilization of laparoscopic surgery and the epitome of modern surgery, robotic surgery.

Laparoscopic surgery revolves around the use of thin, tubular device called a laparoscope, which is basically a small camera with light, used along with specially made instruments that are inserted through small incisions into the abdomen or pelvis to perform the operation. Through the camera the operation field of view is projected on a screen. It is now the way most modern surgeries are performed. The introduction of robots in surgery in the 20th Century revolutionized medicine as we know it. However we are, of course, not talking about autonomous systems but rather machines that assist the surgeons.

The field of surgical robotics was morphed as an upgrade to laparoscopic procedures, which is the first technique of Minimally Invasive Surgery (MIS) starting in 1987 with the first laparoscopic cholecystectomy. Since then, the rate of evolution of technology

has been consistent with the amount of laparoscopically performed surgeries and the technical skill of surgeons.

The advantages of MIS have been welcomed among surgeons, patients, and insurance companies as incisions are smaller, there is less risk of infection, hospital stays are shorter, and sometimes unnecessary. What is more, there is reduced hemorrhaging and convalescence is significantly reduced. Decreased hospital stays, pain and scarring, a faster return to everyday life, and better postoperative immune function are also greatly appreciated by all parties involved[1]–[4] Furthermore there is reduced exposure of internal organs to possible external contaminants thereby reduced risk of acquiring infections.[5]

On the other hand, as attractive as MIS may originally seem, there are several and severe limitations regarding the technical and mechanical nature of the equipment. Modern laparoscopic equipment suffers from a loss of haptic feedback (force and tactile), natural hand-eye coordination, and dexterity.[6]

Laparoscopy is, by nature, counter intuitive as the instrument, must be moved in the opposite direction from the desired target on the monitor to interact with the site of interest, to the expense of hand-eye coordination, something known as the fulcrum effect.[7] The problem of lack of depth perception in traditional laparoscopic surgeries has been recently solved, with the use of laparoscopes that carry two cameras that render an image that gives the surgeon depth perception.[8]

To add to that, instruments do not allow for extreme dexterity, as most have 4 degrees of freedom (DOF). In comparison, a human wrist and hand have 7 DOF. There is also a decreased sense of touch that makes tissue manipulation more heavily dependent on visualization. Finally, tremors in the surgeon's hand are amplified and readily transmitted through the length of rigid instruments.[6]

The motivation to develop surgical robots is rooted in the desire to overcome the limitations of current laparoscopic technologies and to expand the benefits of minimally invasive surgery. From their inception, surgical robots have been envisioned to extend the capabilities of human surgeons beyond the limits of conventional laparoscopy. Medical telerobotics enabled surgeons to perform medical operations from remote places, far from

their patient. Telesurgery systems allow great flexibility, improved performance in general, and support the creation of ideal surgical conditions.[9]

The National Aeronautics and Space Administration (NASA) was the first to coin the concept of telerobotics for surgery in the early 1970s aiming, at first, to provide medical assistance for astronauts during their space missions. The idea was that remotely controlled robots would have been used, with the surgeon on Earth and the patient in space.

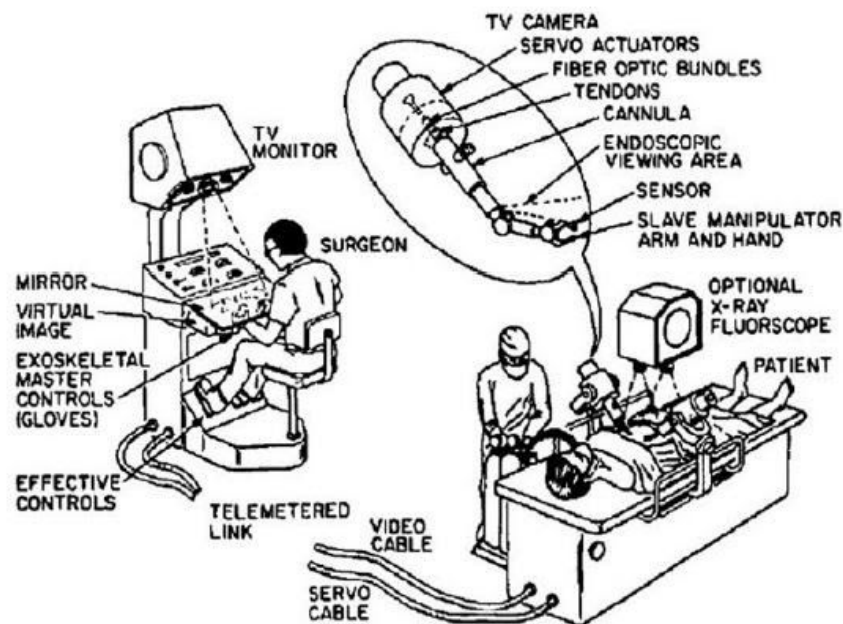


Figure 1: The first concept of telesurgical robotic system from a USA project proposal[10]

The proposal was however not funded, with only limited documentation remaining accessible. First prototypes appeared 15 years later, with the help of the US military. Unfortunately, time delay, caused by the large distances, made controlling telesurgical robots very challenging and especially in extreme environments, e.g. in space.

Thus the project shifted, shorter distance telesurgery was born, leading to the introduction of the first commercial surgical robots into the market by the end of the 1980s.

The first telesurgical systems were designed to improve the dexterity of the surgeons, to increase the reliability of the surgical interventions and to improve the accuracy of the manipulations. Academic centers joined the development of new systems around the world in the 1980s as well.

The first procedure, assisted by that robot was carried out in 1984 at the UBC Hospital, organized by the same academic institution. The developer group from UBC submitted another patent on their newly developed robot the same year, but the submission was withdrawn six years later . Nevertheless, they introduced an arm-holder version of the robot, intended for in-surgery use . Thirty years ago, a robot was used on a human patient for the first time, providing direct surgical support. It was proven that accurate stereotaxis could be achieved by the use of robotic surgical systems, in a CT-guided brain biopsy setup.

The first robot that was explicitly used and designed for patient treatment assistance was the Arthrobot of Heartthrob, in 1983, together with a scrub nurse robot. The development was led by J. McEwen, G. Auchinlec and B. Day at the University of British Columbia.[11]

The PUMA 560 robotic surgical arm was the first documented use of a robot-assisted surgical procedure in 1985 in a neurosurgical biopsy which is obviously a non-laparoscopic surgery. The same system was then used in the first laparoscopic procedure involving a robotic system, cholecystectomy, in 1987. The following year the same PUMA system was used to perform a robotic surgery transurethral resection.[6]

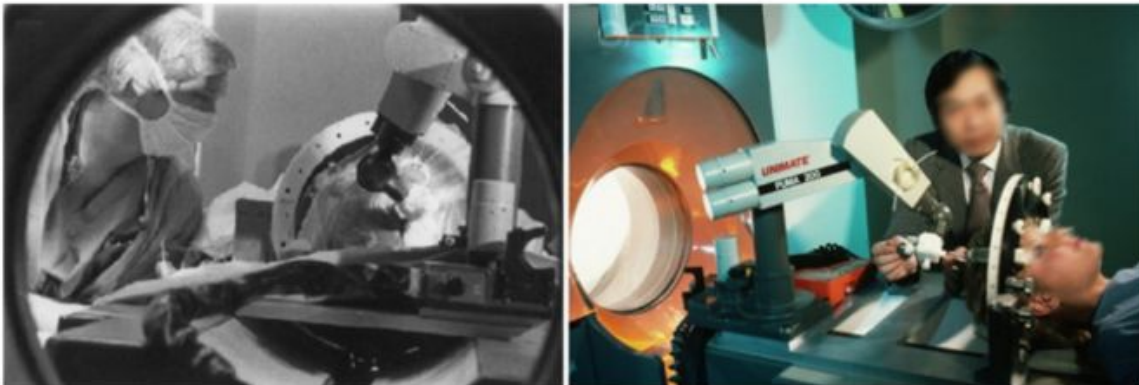


Figure 2:Puma 200, the first robot used for assisting human neurosurgery.

In 1990 the AESOP system produced by Computer Motion, a robotic arm controlled by the surgeon's voice commands to manipulate an endoscopic camera, became the first system approved by the Food and Drug Administration (FDA) for its endoscopic surgical procedure.[6], [13]



Figure 3:The AESOP surgical robotic platform for camera handling.

The tip of the spear since 2000 has been the Da Vinci System, developed by Intuitive Surgical of Mountain View in California), and is now the best known laparoscopic robot and the first to have received the approval by the FDA for general laparoscopic surgery for both adult and pediatric robotic surgery procedures in the following areas of

Urological surgeries, General laparoscopic surgeries, general non-cardiovascular thoracoscopic surgeries and thoracoscopically-assisted cardiomy procedures.

The prototype Mona went through initial trials in 1997, while the first closed-chest, multi-vessel cardiac bypass procedure was performed using this robot in 1999. The system became very popular for its use radical prostatectomy hysterectomy. It was, nonetheless originally designed, for carrying out cardiac procedures, such as beating heart surgery.

The da Vinci prototype is a typical master–slave system, consisting of a master side console, a patient side set of robotic arms and a visualising system. The basic architecture has remained the same, following the initial concepts from the first generation. The four generations of the da Vinci are the Classic, S, Si and Xi. In it it absorbed Aesop, which was a system among the first surgical systems that used robotic technology[14] in the laparoscopic field. This system guided, through the use of voice commands, the optic while Zeus was using the instruments. Both of these systems were absorbed in the da Vinci system [15]–[22] that has prevailed so far.





Figure 4:Da Vinci models from the top : the Classic, S, Si and the Xi.Image credit. Intuitive Surgical Inc.

The fundamental concept has not changed since the NASA's '70s plans, while the hardware and software capabilities have improved dramatically. The master side manipulators are serving as the interface for the surgeon, allowing him/her to manipulate the tools virtually. A 3D display system is also integrated at the master side, showing the surgical field recorded by the stereo camera endoscope. The connection of two master consoles is also possible enabling efficient training and teaching.

In all generations, the maximum number of patient side manipulators is 3, extended with an additional robotic arm holding the endoscopic camera. The arms are copying the movements of the surgeon's arms, following them in real-time. This can only be achieved if the surgeon is in the same room with the patient in order to keep the latency (time delay) low. To achieve this, Intuitive used the technology of pre-existing systems, which is supported by the fact that after its incorporation, it closely observed the RAMS patents for force reflection surgery from the California Institute of Technology. Later, one of the first da Vinci was installed at one of the NASA facilities. [11]

Multiple systems were suggested by different research groups, such as MiroSurge by DLR Institute of Robotics and Mechatronics, Germany [23] which uses multiple arms and the Socrates[24] systems focuses on making easier the communications between doctors located in different places anywhere in the world. While this is useful, it can not be considered a surgical robotic system. Sprint [25] [26] presents a new concept, where a two arm system for Single-incision laparoscopic surgery (SILS). In this case instruments are introduced through a bigger orifice inside the patient, again using only its own tools. SAIT

(Samsung Advanced Institute of Technology) ,using the same concept, carries the optic and a third operator arm. Complete recent reviews of the various robots are provided in [26], [27]

1.2 Defining the Problem

While the DaVinci system has allowed extremely delicate laparoscopic surgeries, its is, by itself, very expensive and the use of proprietary instruments makes it even more costly. Furthermore to use the system, special training is required which is also quite timely. This has caused the DaVinci, despite its impressive capabilities to be left out of being widely used in Europe. As a response to this problem the EasyLap system is being developed.

1.3 Aim of this thesis

In this thesis project we are going to develop in Matlab the control simulation of the model of EaseLap.

1.4 Chapter Organisation

In the development of this thesis we have split it into eight chapters, the first of which will be an introduction to the basic definitions needed to understand the concept of this work such as what is laparoscopic surgery, robotic surgery is and its form in the current era along with a brief history of the da Vinci system in particular. We will also define the problem with current robotic systems and what we aim to solve with the project under development, the EasyLap.

In Chapter 2 we will present and explain the Computer Aided Design (CAD) Model designed for EasyLap which was also designed by the same Calabrian High Tech team.

In Chapter 3 we will describe the Mathematical Model based on the Denavit - Hartenberg representation that is used for the development of the simulation which will later lead us to creating the Control Simulation.

In Chapter 4 we examine what direct and indirect kinematics are in ideal conditions and how this was applied in our case. How we interfaced our model with the joystick and how it was controlled along with its simulink model.

In Chapter 5 we examine the main issues faced in the building of this project along with our train of thought on how to solve them.

In Chapter 6 we draw the conclusions we drew regarding our work along with some issues that will need to be addressed..

Finally, in Chapter 7 we present the bibliography used .

Chapter 2: The Conception and Design behind Easy-Lap

2.1. The Concept of EasyLap

As mentioned before, available Robotic MIS Systems are very expensive to acquire thus never allowing a clinic to have more than one or two at most. The learning curve for the staff is quite steep and possibly more staff is required to operate. Also a multiple arms chart introduced by Intuitive Surgical, with WO 2014/028557 A1, does not allow for the use of existing instrumentation. This idea was, was already present on the web site of Calabrian High Tech – CHT S.r.l., www.chtsrl.com. The solution to these problems is why EasyLap was born as an idea.

EasyLap is under development as a 5 arms surgery robot aiming to simplify MIS robotic surgery with the use of only two joysticks and buttons to pass the control to the two remaining instruments. It can be used for single or multiple access point laparoscopy, and uses traditional or new instrumentation either reusable or disposable but most importantly, low cost. Furthermore a new multipurpose tool is available. It offers three degrees of freedom and can rotate while closed. It is thus capable of orienting the cutting of the scissors in the three planes, through the multi-segmented structure for the tip and the previously stated ability to use interchangeable forceps. [28]

Control of the system can be left to a single surgeon, with the use of the two joysticks and a series of buttons and rheostats. The optics move independently to follow the work of the doctor, always identifying the instrument on which the doctor is acting, and at the same time always moving tools on the screen in exactly the direction in which the physician moves the joystick. Given the relatively low cost of the console, it will be possible to have a second console on which a second doctor, usually more experienced, will be able to take control of the surgery in case of need. The system is aimed to be also be used on babies which is a novelty.

At this point it is an upgraded version of previous research done by this research group, deriving from the experience of Navi-Robot [29] DARTAGNAN[30], [31] and the study of special end effectors for laparoscopy [32], [33].

2.2. Modeling Software

With the use of a CAD software you can represent and simulate the geometry and shape and mechanical properties of a part of or of an entire assembly. They work based on five features extrusion, revolution, loft, sweep, and shell. Using these five features we can draw every solid imaginable. In our team we are using Solidworks which is a feature-driven software

2.3 What is Solidworks

SolidWorks is a solid modeler, a consistent set of principles for mathematical and computer modeling of three-dimensional solids with physical fidelity with a parametric feature-based approach. By features we refer to parametric shapes associated with the *attributes* of a shape such as intrinsic geometric parameters such as length, width, and depth as well as to the position and orientation, geometric tolerances, material properties, and references to other features.

2.4. What is Matlab

MATLAB (*matrix laboratory*) is a multi-paradigm numerical computing environment and proprietary programming language developed by MathWorks. MATLAB allows matrix manipulations, plotting of functions and data, implementation of algorithms, creation of user interfaces, and interfacing with programs written in other languages, including C, C++, C#, Java, Fortran and Python.

An additional package, Simulink, is used to to the fact that it adds graphical multi-domain simulation and model-based design for dynamic and embedded systems.

2.5 What is Simulink

Simulink is a MATLAB-based graphical programming environment for modeling, simulating and analyzing multi domain dynamical systems. Its primary interface is a graphical block diagramming tool and a customizable set of block libraries. It offers tight integration with the rest of the MATLAB environment and can either drive MATLAB or be scripted from it. Simulink is widely used in automatic control and digital signal processing for multidomain simulation and model-based design.[34], [35]

2.6 What is a Degree of Freedom (DOF)

In physics, the **degree of freedom (DOF)** of a mechanical system is the number of independent parameters that define its configuration. It is the number of parameters that determine the state of a physical system and is important to the analysis of systems of bodies in mechanical engineering, aeronautical engineering, robotics, and structural engineering.

The position and orientation of a rigid body in space is defined by three components of translation and three components of rotation, which means that it has six degrees of freedom.

2.7 Description

Out of the 5 arms, the central central arm is holding the optics and always points at the tip of the instrument in use. The instrument always moves according to the direction in which the joystick is moved directly visible on the monitor.

There are two different arm configuration in the design. The first one utilizes five active joints that hold the instrument adaptor. The adaptor can also rotate about its axis ,which gives it at least one more degree of freedom, plus the instrument actuation, with one to three degrees of actuation.

The second configuration, specifically for the optics, has four DOF actuated plus two just controlled. All of the robots present a passively self balanced configuration, and are equipped with force sensor, each end effector equipped with electromechanical quick

connectors transmitting DC power and a bus to transmit the commands to the motors used to control the arms to actuate the various degrees of freedom of the surgical tool.

The motors and relative controlling board are mounted on the actuator that is designed for the particular tool, being all surgical tools positioned perpendicularly to the robot end effector axis, in order to maintain the arms positioned in radial direction to avoid conflicts with other arms.

The open-chain sequence of constraints of an operatory arm follows the following configuration. The 1st joint is on the vertical rotational axis, the 2nd joint is a vertical prismatic joint counterbalanced by a weight moving in the opposite direction of the main robot body. This is controlled by a double rack and pinion system.. The 3rd and 4th joints are also rotating around the vertical axis. The 5th joint is on the horizontal axis.

In all of the joints a motor-reducer group in the form of an absolute encoder can be found except for the vertical joints where it is substituted by a linear incremental encoder. The motors are dedicated to the first two DOF placed on the upper support, while the remaining motor of the robot are hosted on the platform placed on the slide, being motion transmitted to the last three joints via belts or chains.

The desired instrument can be pre-loaded on the actuator of the end effector. A new instrument is also available, designed by the Calabrian High Tech Team, with the special feature of interchangeable rotating forceps, which are readily available in the market. The forceps can rotate in a direction with respect to the instrument axis. The user can also rotate the forceps around their axis while the instrument is still curved allowing the user to rotate the plane of opening of the forceps.

The arms are mounted on a cart which can be moved over the surgical table, and is placed around the patient's abdomen. All robots present self balancing prismatic joints, with the use of a counterweight moving in opposition on the same prismatic joint. All motors can be connected and disconnected from their joint by the push of a button.

This feature was added for safety, to allow for a swift and safe change from laparoscopy to laparotomy. To initiate the surgery, with the motors still disconnected, all

instruments must be installed and secured on their actuator. Then the trocars have to be placed on the patient and the chart moved on the table. At this point, one at a time, each instrument is to be guided on the respective trocar and introduced so that the tip of the instrument is placed in correspondence to the patient's skin surface.

This allows, at the start, to know the exact coordinates of the robot frame of reference, of each entry point in the patient's abdomen through the initial configuration of the system. The point will have to be kept fixed during the surgery.

Since the system is fully calibrated, the robot always knows the position of each instrument, thus it is always able to point the optics towards the region in which the tip of the instrument, moved by the doctor, is located. The optic will be pointing half way if two instruments are moved at the same time. The doctor will, at the same time, be able to rotate the optics and vary its depth of penetration using two knobs.

The system is always associated with a reference quaternion that fully defines position and orientation in the robot reference system, and is also able to move tools on the screen exactly in the direction in which the physician is moving the joystick.

2.8 Description of the preferred embodiment

Figure 5 shows the structure of a single arm holding the surgical instrument designed by the team of Calabrian High Tech for this robot, which derives from a previous patents of the same research group EP05778744.2 and IT102019000004255.

All of the rotational joints use a 16 bit absolute encoder, while the motors of the first four joints bear also a reducer group. The first joint defined by point (1) is rotational on the vertical axis. The second joint (2), also with vertical axis, is prismatic, and equipped with a linear incremental encoder. Rotational joints (3) and (4) are keeping their axes vertical and parallel. Finally joint (5) is rotational and presents a horizontal axis. Note also that, thanks to the solution adopted, joint (3) permits almost 360 degrees of rotation about its axis

The motors of the last three joints are hosted by the platform placed on the vertical sled of the second joint, motion being transmitted via pulleys and belts. Force and torque sensor are placed on the end effector of each arm (6), while a quick connector (7) allows for the rapid change of the instrument's actuators discussed in the introduction of this chapter. This emergency systems utilizes both mechanical and electronic connectors.

The last two degrees of freedom are produced at the end of two concentric shafts commanded by pulleys internal to the arms, thus not visible. Finally (8) is the motor that can move the vertical sleds, not visible, on two rails, of which only one is visible (9) using pulleys (10) and a belt (11), located at the top.

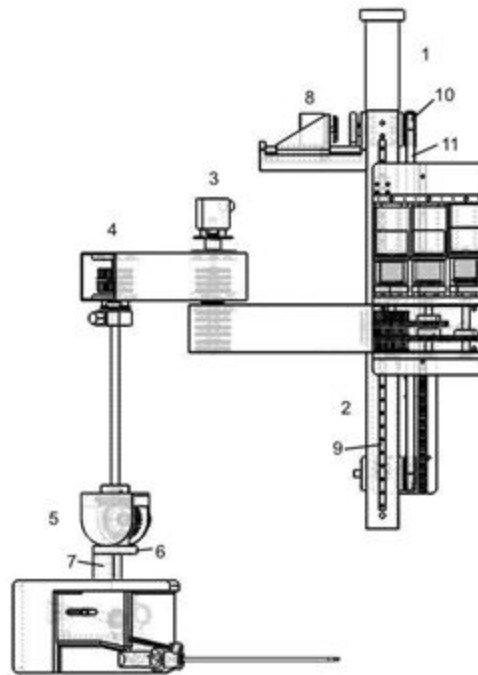


Figure 5: Structure of a single arm holding the surgical instrument designed by the team of Calabrian High Tech

Figure 6 presents a lateral view of the double slide hosting the robot on one side, and the counterweight on the other, necessary to compensate passively the robot weight. At the center the squared hollow bar on which are secured the two rails on which move the sleds which, fixed to the two platforms, (12), hosting the motors (13) of the last three joints of the robot, and (14), the counterweight, are free to slide vertically commanded by a belt

moved by the motor as (8), always provided with attachment and detachment mechanism, placed on the top, through pulleys .

The belt however is not loaded by the weight of the platforms, whose weight compensating motion is controlled by a gear placed centrally (15) meshing with two racks secured to the platforms (16). On the same gear we have mounted the multi turn absolute encoder (17) which allows precise position measurements. The motor is also positioned on the upper support, which is able to couple and uncouple the transmission, that drives the vertical motion of the entire slide system.

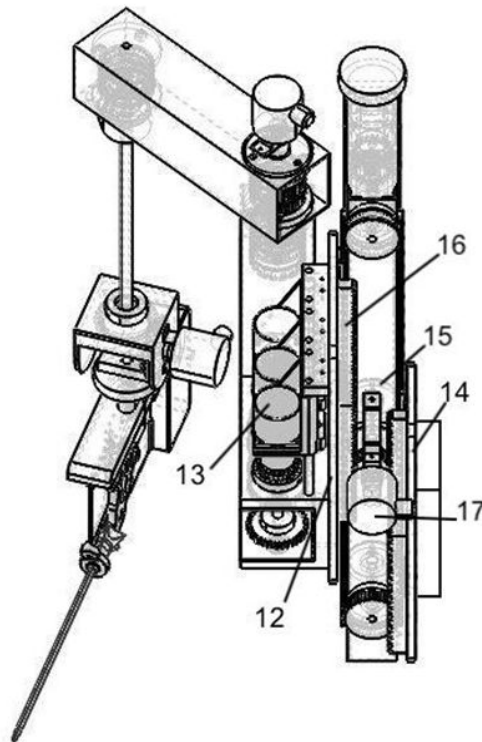


Figure 6: Lateral view of the double slide hosting the robot on one side, and the counterweight on the other

The fifth robot, Figure 7, holding the optics, presents instead a Cartesian configuration, with axis x and y horizontal (18) and (19) and moved by a belt driven by a detachable motor, while the linear position is registered by a multi-turn (20) measuring the rotation of the pulley or linear incremental encoder, the axis z having a configuration similar to the second joint of the other four arms, while the fourth active joint is rotational with the vertical axis (21), the last two joints being the axes of a universal joint (22) assisted by

encoders, preserving however the spherical wrist . Note that in this case all motors can be disconnected from their respective joints.

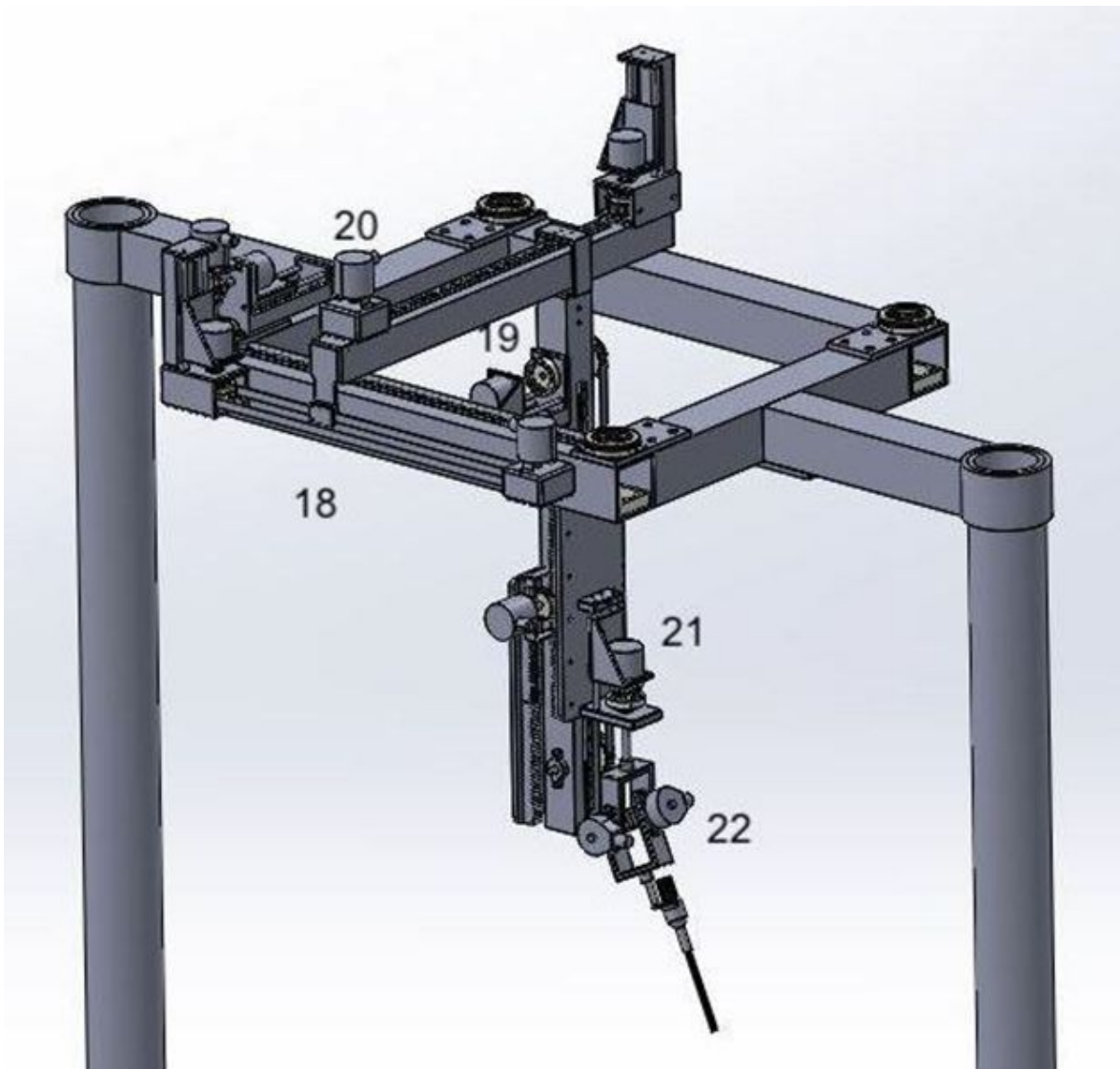


Figure 7: The arm that holds the optics moved with a Cartesian configuration

Figure 8 shows the system for connecting and disconnecting the motors from the joint. These (23) are mounted on a slide, not visible in the sketch because it's located behind the coupling and detaching motor, but traveling on two parallel rods (24), and are connected to a kind of male bevel gear (25) which is inserted and disengaged in a female bevel gear (26), which is then connected to the axis of the joint and then to the encoder.

The motor is connected and disconnected by rotating a worm screw (27) driven by an underlying motor (28). It is to be noted that, since the angular position of the coupling is

known at the moment of the motor disconnection, this new position will also be known when it should be requested to reconnect the motor. Since the number of teeth of the two bevel gears is known, it will be possible to calculate the rotation of the motor necessary to perfectly match the two wheels, without the motor reconnection causing the robot to move.

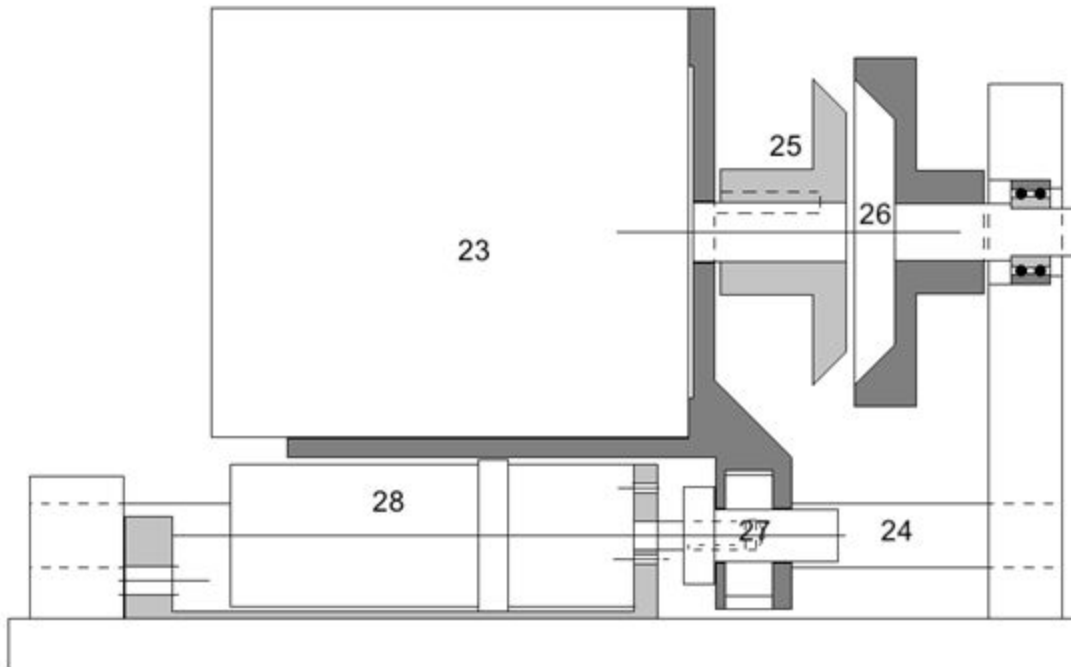


Figure 8: System for connecting and disconnecting the motors from the joint.

Obviously, this is true if the motor / gearbox unit has a possibility of position control similar to that of the encoder. It is worth noting also that being able to detach and reattach the motors is essential for safety. In fact, it will be possible to realize an alternative control circuit, independent from the computer control, which, by pressing an emergency button, provides for the disconnection of all the motors.

As mentioned before, the robot holding the instruments bears only 5 degrees of freedom controlled, since the sixth belongs to the instrument adaptor, that allows rotating the instruments about its axis. Each joint is governed by an Arduino 2 processor, which controls the absolute encoder, all Arduinos being connected in a series by RS485.

The motion of the robot follows this logic. The doctor, using the joystick, indicates the direction in which he/she wants to move the instrument. The computer receives the information and computes the new position of the instrument tip in the camera frame of reference, which is immediately translated into the robotic system frame of reference. Knowing the coordinates of the entry point into the abdomen, the required position is known and, through inverse kinematic, the new parameters are computed.

Then the system communicates the new parameters to each joint, giving also the time assigned for this motion. Once the communication to each joint is complete, the system gives the order to proceed to the new position. Of course this seems to require a hell of a lot of time, but in reality is practically almost instantaneous. Clearly there is a chain of Arduinos connected in series for each arm, the last being the Arduino which controls the instrument actuator.

Continuing now to examine the actuator of a traditional instrument, shown in Figure 9. We note the presence of two motors, one to rotate the cannula of the instrument (29), the other (30) connected to a worm gear (31) to activate the handle (32) closing the forceps. The actuation is performed by step motors, with 200 steps and a sixteen step controller. The actuator is divided into two components, one, sterilizable (33), which contains the instrument, a second non sterilizable (34), contains the motors, placed in parallel, a force sensor (35) and the electronics.

The instrument's rod rotation is obtained using a pair of specially designed bevel gears (36), driven by a flexible transmission (37). As can be noted both motors are placed behind the instrument, and aligned with its axis, with the handles turned toward the robot. In this way the system will be well balanced and the space subtracted from the adapter of the instrument compared to the manual use will be extremely reduced. In order to control the forceps closure force, in this case the motor that turns the worm gear that closes the handle is free to slide pressing a force transducer while turning the worm gear, so that the transducer measures the force to close the forceps and represents this force on the control panel as a bar of increasing length initially green, that may turn into red if the force increases too much.

As previously mentioned, we also have two new instruments, one with flexible tip and interchangeable forceps, the second being a robotic edition of SAL Twin Forceps.

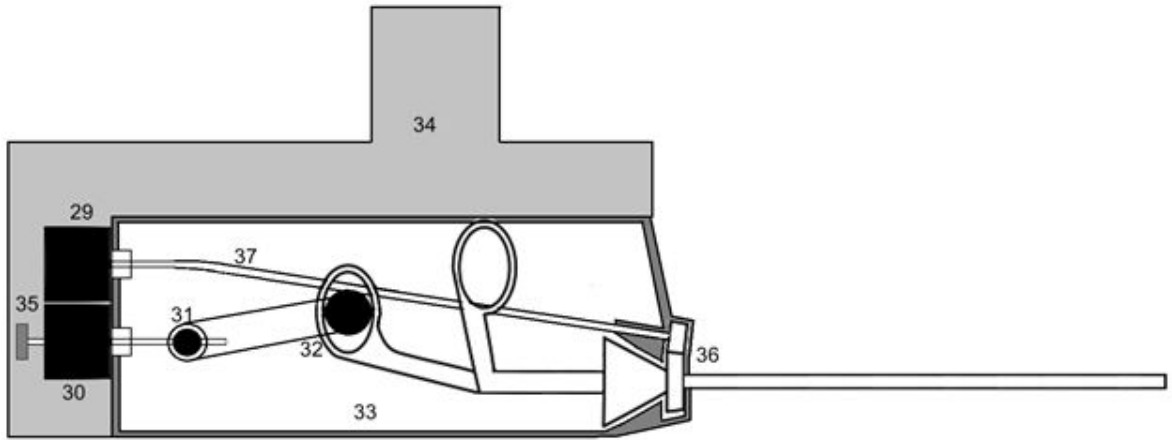


Figure 9: actuator of a traditional instrument

Figure 10 shows the image of a new adaptor for four degrees of actuation of the sterilizable instrument with the flexible tip and interchangeable forceps. The first degree of freedom is used to rotate the cannula with respect to its body, while the other three are dedicated to the instrument's characteristics.

Also this adaptor is divided in two components, one which hosts the instrument (38) and is sterilizable. The second, containing the motor and the electronics (39), not sterilizable (40), but should be covered by drapes. As can be seen, the four motors (41) are placed aligned, with axes perpendicular to the instrument's cannula, each holding a bevel gear (42), that meshes with a bevel gear (43) surrounding the cannula presenting teeth on both sides, assuming a double cone configuration.

The second face of the same bevel gear meshes, in three cases over four (not for the cannula rotation), with a third bevel gear (44) that may rotate without disturbing the bevel gear connected to the motor. These bevel gears transmit the commands to the three degrees of actuation of the instrument .

Returning to the instrument, the possibility of flexing the last portion of the instrument is due to the presence of a series of elements (45) of peculiar shape that, thank to four wires

positioned internally, may turn like the tip of an endoscope . This is clearly not new however, the fact that this instrument may rotate about its axis keeping the bent configuration in order to modify the plane of action of the forceps is.

In this case, while one of the four motors will be in charge of the rotation of the instrument's cannula, a second being in charge of the forceps actuation, the last two will be in charge of controlling the motion of the wires inside the flexible portion of the instrument in order to allow turning about its axis while keeping its bent configuration. Note also that of the three bevel gears transmitting the commands to the instrument, two are parallel, while one is perpendicular to the plane in which lay the other two, and this is done since the four wires controlling the tip motion work on two perpendicular planes.

In particular, since the wires that control bending of the tip vary their length when the configuration changes, the drum that commands this variation is divided in two parts (46) and (47) divided by a torsional spring, in order to keep the cables tenses. The forceps are not shown, since they are already on the market, and as such only the connector to the disposable forceps (48) is shown. In the case the motor that closes the forceps is mounted on a torsion meter to allow controlling the forceps closing force.,

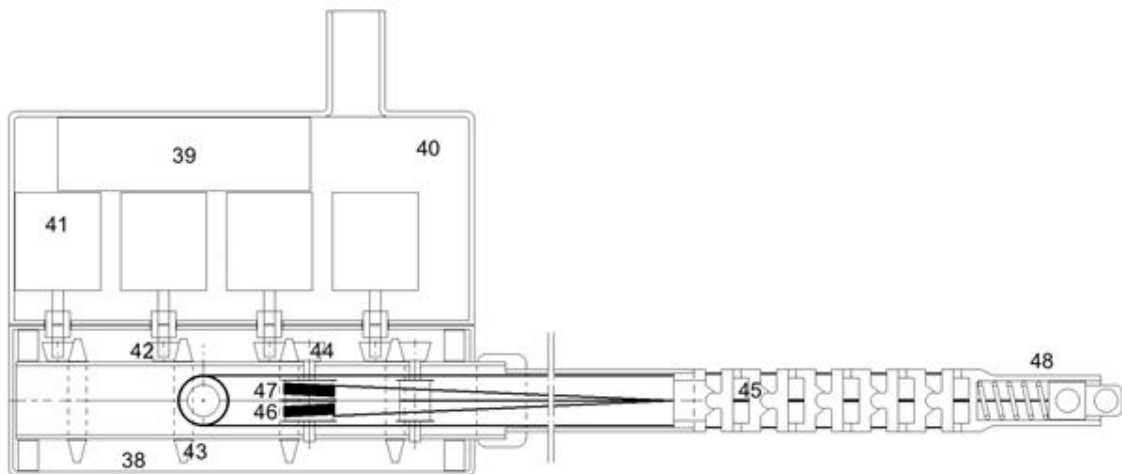


Figure 10: New adaptor for four degrees of actuation of the sterilizable instrument with the flexible tip and interchangeable forceps

Figure 10 shows the second four parameters instrument, the SAL Twin Forceps of PCT/IT2013/00052 using the same scheme previously shown, allows to keep the body out of the surgical region, which is particularly important if single access surgeries are to be performed. The SAL Twin Forceps bears only three controls, the fourth motor allows rotating the instrument about its axis. Naturally, in order to obtain this rotation, we need to rotate all remaining motors at the same speed in the same direction, so that the position of each command is kept fixed.

Finally Figure 11 shows the setup of the robot, in this case only with two robotic arms for the various instruments, plus the third holding the optics, all hanging from a structure kept above the operatory table by two lateral columns. The system is designed for five arms, but the drawing was limited to three to reduce the complexity of the CAD model.

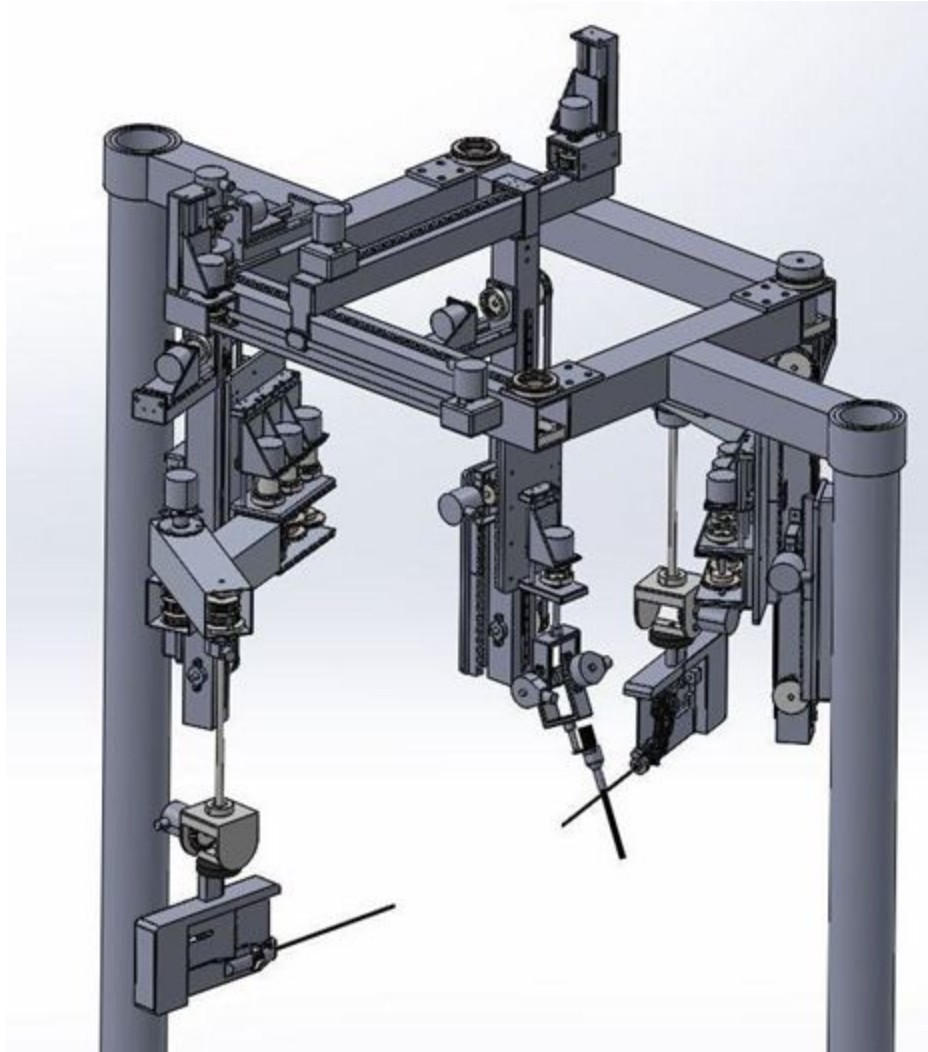


Figure 11: Robot Configuration using the SAL Twin Forceps

Chapter 3: The Mathematical Model (Denavit-Hartenberg representation)

3.1 What is the Denavit-Hartenberg representation

The **Denavit–Hartenberg parameters** (also called **DH parameters**) are the four parameters associated with a particular convention for attaching reference frames to the links of a spatial kinematic chain, or in our case an open chain robot manipulator. It assumes there are $n+1$ links

connected by n joints where Link 0 is conventionally fixed to the ground. Each joint provides a single DOF, corresponding to the joint variable.

In this convention one transformation is associated with the joint, let's call it $[Z]$, and the second is associated with the link $[X]$. The coordinate transformations of $[Z]$ and $[X]$ are determined by modeling the joints as hinged or sliding joints. Along the n links the kinematic equation of the robot is represented by the coordinate transformation of

$$[T] = [Z_1][X_1] [Z_2][X_2] \dots [X_{n-1}] [Z_n][X_n]$$

where $[T]$ is the transformation locating the end-link. Both types of joints have a unique line in space, that we will refer to as S . This line forms the joint axis and defines the relative movement of the two links.

For each sequence of lines S_i and S_{i+1} , there is a common normal line $A_{i,i+1}$. We go by the convention that Z coordinate axes are assigned to the joint axes S_i and X coordinate axes are assigned to the common normal $A_{i,i+1}$.

The D–H transformation parameters we use are the ones that follow:

- d : offset along previous Z to the common normal
- θ : angle about previous Z , from old X to new X .
- r : length of the common normal. Assuming a revolute joint, this is the radius about previous Z .
- α : angle about common normal, from old Z axis to new Z axis.

This convention, previously stated, allows the definition of the movement of links around a common joint axis S_i by the screw displacement,

$$[Z_i] = \begin{bmatrix} \cos \theta_i & -\sin \theta_i & 0 & 0 \\ \sin \theta_i & \cos \theta_i & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

where by θ_i and d_i we refer to the rotation around, and the slide along the Z axis respectively. Either of the parameters can be constant, something defined by the structure of the robot. Under this convention the dimensions of each link in the serial chain are defined by the screw displacement around the common normal $A_{i,i+1}$ from the joint S_i to joint S_{i+1} , which is given by

$$[X_i] = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & r_{i,i+1} \\ 0 & \cos \alpha_{i,i+1} & -\sin \alpha_{i,i+1} & 0 \\ 0 & \sin \alpha_{i,i+1} & \cos \alpha_{i,i+1} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

where $\alpha_{i,i+1}$ and $r_{i,i+1}$ define the physical dimensions of the link in terms of the angle measured around and distance measured along the X axis respectively.

In summary, the reference frames are laid out as follows:

1. the **Z**-axis is in the direction of the joint axis
2. the **X**-axis is parallel to the common normal: $\mathbf{x}_n = \mathbf{z}_n \times \mathbf{z}_{n-1}$

If there is no unique common normal (parallel Z axes), then d is a free parameter. The direction of \mathbf{x}_n is from \mathbf{z}_{n-1} to \mathbf{z}_n .

3. the **y**-axis follows from the **X**- and **Z**-axis by choosing it to be a right-handed coordinate system.

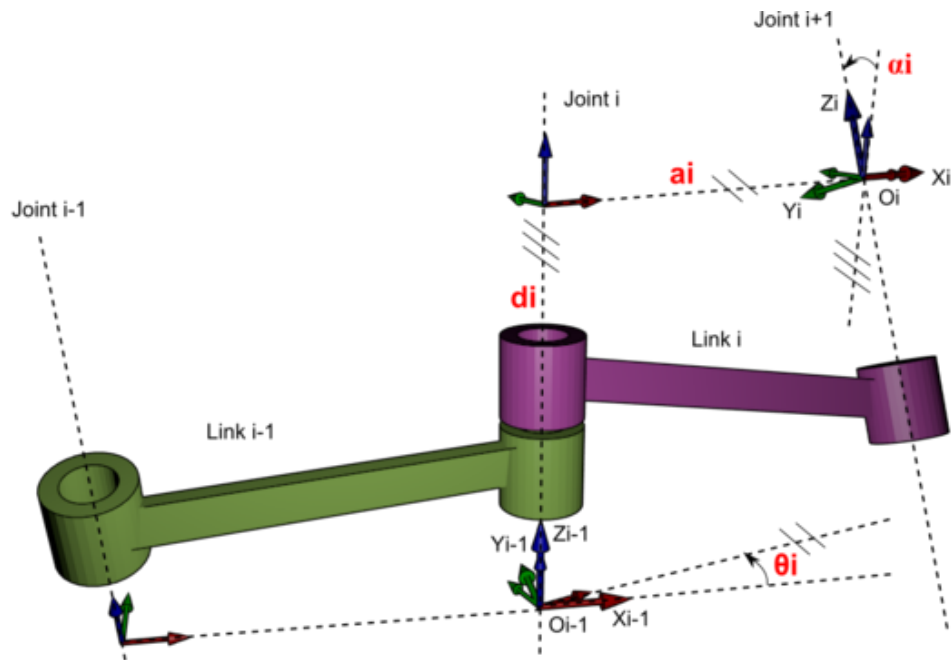


Figure 12: The four parameters of classic DH convention are shown in red text, which are θ_i , d_i , r_i , α_i . With those four parameters, we can translate the coordinates from O_{i-1} , X_{i-1} , Y_{i-1} , Z_{i-1} to O_i , X_i , Y_i , Z_i

There is some choice in the frame layout as to whether the previous \mathbf{x} axis or the next \mathbf{x} axis, points along the common normal. The commonly used notation places each down-chain \mathbf{x} axis collinear with the common normal, leading to the transformation calculations shown below.

We can note constraints on the relationships between the axes:

- the \mathbf{x}_n -axis is perpendicular to both the \mathbf{z}_{n-1} and \mathbf{z}_n axes
- the \mathbf{x}_n -axis intersects both \mathbf{z}_{n-1} and \mathbf{z}_n axes.
- the origin of joint n is at the intersection of \mathbf{x}_n and \mathbf{z}_n .
- \mathbf{y}_n completes a right-handed reference frame based on \mathbf{x}_n and \mathbf{z}_n .

When working with screw displacement we usually separate it into the product of a pure translation along a line and a pure rotation about the line so that

$$[Z_i] = \text{Trans}_{Z_i}(d_i) \text{Rot}_{Z_i}(\theta_i),$$

and

$$[X_i] = \text{Trans}_{X_i}(r_{i,i+1}) \text{Rot}_{X_i}(\alpha_{i,i+1}).$$

We describe each link, using this notation, with a coordinate transformation from the concurrent coordinate system to the previous coordinate system.

$${}^{n-1}T_n = \text{Trans}_{z_{n-1}}(d_n) \cdot \text{Rot}_{z_{n-1}}(\theta_n) \cdot \text{Trans}_{x_n}(r_n) \cdot \text{Rot}_{x_n}(\alpha_n)$$

This is of course the product of two screw displacements where $\text{Trans}_{x_n}(r_n)$ refers to translation along the x axis by r and $\text{Rot}_{x_n}(r_n)$ refers to rotation around the z axis by an angle α .

The matrices used are

$$\text{Trans}_{z_{n-1}}(d_n) = \left[\begin{array}{ccc|c} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & d_n \\ \hline 0 & 0 & 0 & 1 \end{array} \right]$$

$$\text{Rot}_{z_{n-1}}(\theta_n) = \left[\begin{array}{ccc|c} \cos \theta_n & -\sin \theta_n & 0 & 0 \\ \sin \theta_n & \cos \theta_n & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ \hline 0 & 0 & 0 & 1 \end{array} \right]$$

$$\text{Trans}_{x_n}(r_n) = \left[\begin{array}{ccc|c} 1 & 0 & 0 & r_n \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ \hline 0 & 0 & 0 & 1 \end{array} \right]$$

$$\text{Rot}_{x_n}(\alpha_n) = \left[\begin{array}{ccc|c} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \alpha_n & -\sin \alpha_n & 0 \\ 0 & \sin \alpha_n & \cos \alpha_n & 0 \\ \hline 0 & 0 & 0 & 1 \end{array} \right]$$

$${}^{n-1}T_n = \left[\begin{array}{ccc|c} \cos \theta_n & -\sin \theta_n \cos \alpha_n & \sin \theta_n \sin \alpha_n & r_n \cos \theta_n \\ \sin \theta_n & \cos \theta_n \cos \alpha_n & -\cos \theta_n \sin \alpha_n & r_n \sin \theta_n \\ 0 & \sin \alpha_n & \cos \alpha_n & d_n \\ \hline 0 & 0 & 0 & 1 \end{array} \right]$$

Where we “fragment” the last one to

$${}^{n-1}T_n = \left[\begin{array}{ccc|c} & & & \\ & R & & T \\ & & & \\ \hline 0 & 0 & 0 & 1 \end{array} \right]$$

where R is the 3×3 submatrix describing rotation and T is the 3×1 submatrix describing translation.

This last matrix is also used to represent the pose (position and orientation) of one body with respect to another. By setting

$${}^{n-1}T_n = M_{n-1,n}$$

And

$$M_{n-1,n} = \left[\begin{array}{ccc|c} R_{xx} & R_{xy} & R_{xz} & T_x \\ R_{yx} & R_{yy} & R_{yz} & T_y \\ R_{zx} & R_{zy} & R_{zz} & T_z \\ \hline 0 & 0 & 0 & 1 \end{array} \right]$$

We demonstrate the position of body n with respect to $n-1$ through the last matrix, The upper left 3x3 submatrix represents the relative orientation of the two bodies. The upper right 3x1 represents the body position in frame $n - 1$ represented with element of frame n .

Generally speaking the position of a body, let's call it k , with respect to another body, let's call it i , can be obtained as the product of the intermediate transformation matrices. For this example let's consider we are left with only two matrices representing the pose of j with respect to i and that of k with respect to j . This can be separated into

$$M_{i,k} = M_{i,j} M_{j,k}$$

3.2 Kinematics

More matrices are needed when describing acceleration and velocity of bodies. The velocity of body i with respect to body j can be represented in frame k by the matrix

$$W_{i,j(k)} = \left[\begin{array}{ccc|c} 0 & -\omega_z & \omega_y & v_x \\ \omega_z & 0 & -\omega_x & v_y \\ -\omega_y & \omega_x & 0 & v_z \\ \hline 0 & 0 & 0 & 0 \end{array} \right]$$

where ω is the angular velocity of body j with respect to body i and all the components are expressed in frame k . The term u refers to the velocity of one point of body j with respect to body i , the pole, which is the point of passing through the origin of frame. The axis on which we are referring to is shown by the pointer.

The acceleration matrix defined as

$$H_{i,j(k)} = \dot{W}_{i,j(k)} + W_{i,j(k)}^2$$

is equal to the sum of the time derivative of the velocity plus the square of the same velocity of a frame i of a point of body j .

The same velocity and acceleration of the same frame and point can also be represented by

$$\begin{aligned}\dot{P} &= W_{i,j}P \\ \ddot{P} &= H_{i,j}P\end{aligned}$$

We can also show that

$$\begin{aligned}\dot{M}_{i,j} &= W_{i,j(i)}M_{i,j} \\ \ddot{M}_{i,j} &= H_{i,j(i)}M_{i,j}\end{aligned}$$

The absolute velocity is the sum of the parent velocity plus the relative velocity. For the acceleration the Coriolis' term is also present such that

$$\begin{aligned}W_{i,k} &= W_{i,j} + W_{j,k} \\ H_{i,k} &= H_{i,j} + H_{j,k} + 2W_{i,j}W_{j,k}\end{aligned}$$

The components of velocity and acceleration matrices are arbitrarily expressed in the frame k and transform from frame to frame, as shown

$$\begin{aligned}W_{(h)} &= M_{h,k}W_{(k)}M_{k,h} \\ H_{(h)} &= M_{h,k}H_{(k)}M_{k,h}\end{aligned}$$

3.3 Dynamics

For our last part of the analysis of the D-H parameters we will refer to the dynamics of the open chain robotic link. In this case, similar to the kinematics, we need to define more matrices to describe the inertia \mathbf{J} , linear and angular momentum \mathbf{F} , and the forces and torques Φ applied to a body.

Inertia \mathbf{J} we use the matrix

$$J = \left[\begin{array}{ccc|c} I_{xx} & I_{xy} & I_{xz} & x_g m \\ I_{yx} & I_{yy} & I_{yz} & y_g m \\ I_{zx} & I_{zy} & I_{zz} & z_g m \\ \hline x_g m & y_g m & z_g m & m \end{array} \right]$$

where m is the mass, and terms x_g, y_g, z_g represent the position of the center of mass, and the terms I_{xx}, I_{xy}, \dots represent inertia. Inertia is defined as

$$\begin{aligned} I_{xx} &= \iiint x^2 dm \\ I_{xy} &= \iiint xy dm \\ I_{xz} &= \dots \\ &\vdots \end{aligned}$$

Action matrix Φ , containing force \mathbf{f} , and torque \mathbf{t} is defined as

$$\Phi = \left[\begin{array}{ccc|c} 0 & -t_z & t_y & f_x \\ t_z & 0 & -t_x & f_y \\ -t_y & t_x & 0 & f_z \\ \hline -f_x & -f_y & -f_z & 0 \end{array} \right]$$

Momentum matrix Γ , containing linear $\boldsymbol{\rho}$ and angular $\boldsymbol{\gamma}$, momentum

$$\Gamma = \left[\begin{array}{ccc|c} 0 & -\gamma_z & \gamma_y & \rho_x \\ \gamma_z & 0 & -\gamma_x & \rho_y \\ -\gamma_y & \gamma_x & 0 & \rho_z \\ \hline -\rho_x & -\rho_y & -\rho_z & 0 \end{array} \right]$$

All the matrices are represented by the vector components in frame \mathbf{k} . Transformation of the components from frame \mathbf{k} to frame \mathbf{h} follows the rule

$$\begin{aligned}
 J_{(h)} &= M_{h,k} J_{(k)} M_{h,k}^T \\
 \Gamma_{(h)} &= M_{h,k} \Gamma_{(k)} M_{h,k}^T \\
 \Phi_{(h)} &= M_{h,k} \Phi_{(k)} M_{h,k}^T
 \end{aligned}$$

The matrices have been described in a way that allows for the writing of the dynamic equations in a concise way so that the first equations described below is the equivalent of the vector equation of Force=Mass times Acceleration, $\mathbf{f}=\mathbf{ma}$, plus Angular Acceleration in function of Inertia and Angular velocity. We use the second equation to evaluation the linear and angular momentum when velocity and inertia are known.

Newton's law:

$$\Phi = HJ - JH^t$$

3.4 Momentum

$$\Gamma = WJ - JW^t$$

In this work up to the point at which I was working on only the Position Matrices were used. As to not go into the code directly in a later phase of this work the executive design of the management system and control will be explained now.

Chapter 4: The Control System

We will now examine the logical process we followed for the executive design and construction of the console, which was much more complex than initially expected. The design of the control console, was not something particularly difficult in itself, given that we had already defined practically everything in the preliminary stages, but the development of

all the control software model of the machine proved to be quite a task due to unexpected and unexplained error which caused us to approach the design from various angles.

4.1 Definition of the new direct and inverse final kinematics of the ideal machine

First, Denavit - Hartenberg parameters, shown in Table , were determined. The last joint (q_6), is relative to the rotation of the laparoscopic instrument around its own axis and is independent of the others, therefore it can be implemented separately without affecting the other joints. Figure 13 shows what we considered the initial configuration that led us to Table 1.

	Rz	Dz	Dx	Rx
T01	$q_1 + \frac{\pi}{2}$	$/$	$/$	$/$
T12	$-\frac{\pi}{2}$	$q_2 + D_1$	$/$	$/$
T23	q_3	$/$	D_2	$-\pi$

T34	q_4	l	D_3	l
T45	q_5	$-D_4$	l	$+\frac{\pi}{2}$
T56	$q_6 + \frac{\pi}{2}$	$-D_5$		$+\frac{\pi}{2}$

Table 1 : Denavit- Hartenberg Table of the Arm

T6E = Dz(D6)

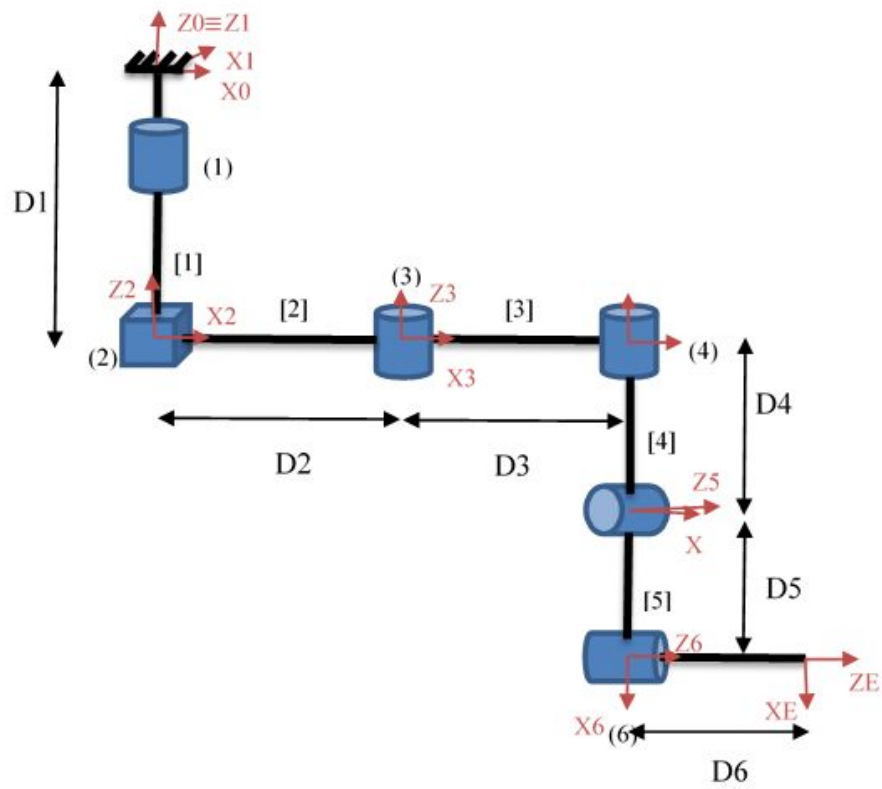


Figure 13: Kinematic Model of the Robotic Arm

Figure 14 shows the model for the study of inverse kinematics. The analysis started from the position of the end effector, considering the latter as a straight line; knowing the position of an external point positioned along the direction of the line (Pt) and the position of the end point of the end effector (Pe) it is possible to find the cosines directors using the expressions shown below.

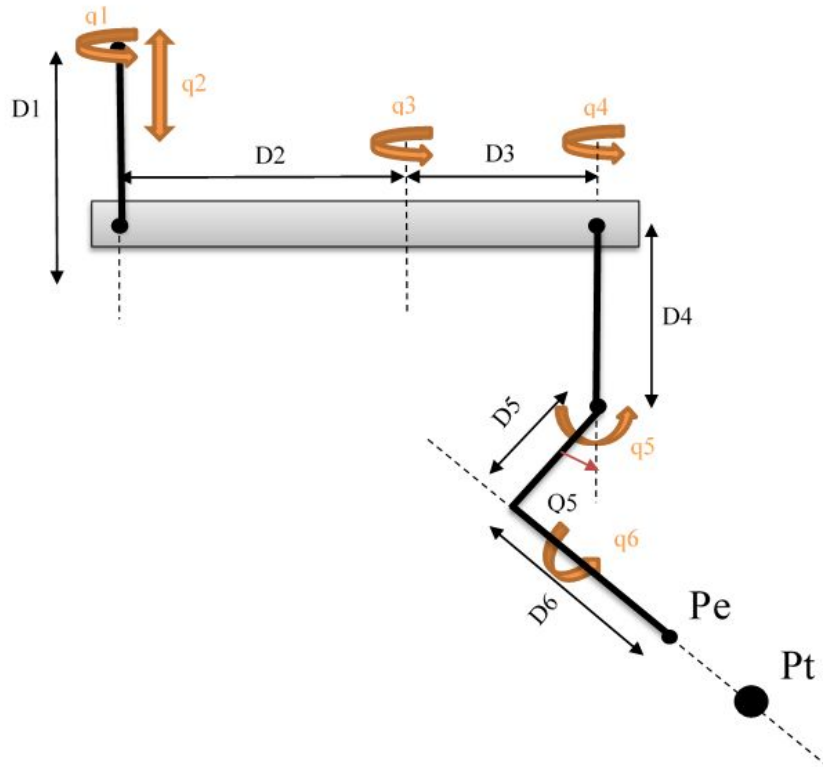


Figure 14: The model used for the inverse kinematic

We start by calculating the directional cosines between every axis (X,Y,Z) and the Q5 joint

$$C_x(q_5) = \frac{X_i - X_e}{(X_i - X_e)^2 + (Y_i - Y_e)^2 + (Z_i - Z_e)^2}$$

$$C_y(q_5) = \frac{Y_i - Y_e}{(X_i - X_e)^2 + (Y_i - Y_e)^2 + (Z_i - Z_e)^2}$$

$$C_z(q_5) = \frac{Z_i - Z_e}{(X_i - X_e)^2 + (Y_i - Y_e)^2 + (Z_i - Z_e)^2}$$

Knowing the directing cosines it is possible to find the coordinates of the point Pt, where the tip of the instrument is located and is given by:

$$X_t = C_x(q_5) * d + X_e$$

$$Y_t = C_y(q_5) * d + Y_e$$

$$Z_t = C_z(q_5) * d + Z_e$$

Where Xe, Ye and Ze are the coordinates of the end effector and d is the distance between Pe and Pt. So Pc, the point at the angle between q5 and q6, is given by:

$$X_c = C_x(q_5) * D_6 + X_t$$

$$Y_c = C_y(q_5) * D_6 + Y_t$$

$$Z_c = C_z(q_5) * D_6 + Z_t$$

Thus using the properties of the directional cosines the values of q5 and q4 can be calculated:

$$C_{ox} = \frac{C_x(q_5)}{\sqrt{C_x(q_5)^2 + C_y(q_5)^2}}$$

$$C_{oy} = \frac{C_y(q_5)}{\sqrt{C_x(q_5)^2 + C_y(q_5)^2}}$$

$$q_5 = \arccos(C_x(q_5) * C_{ox} + C_y(q_5) * C_{oy})$$

$$q_4 = \operatorname{atan}\left(\frac{C_y(q_5)}{C_x(q_5)}\right)$$

Knowing the values of q5 we now calculate the coordinates for the position of joints P5 and P4 as presented below

$$X_5 = \tan(q_5) * C_y(q_5) * d_5 + Y_c$$

$$Y_5 = \tan(q_5) * C_x(q_5) * d_5 + X_c$$

$$Z_5 = \cos(q_5) * D_5 + Z_c$$

$$X_4 = X_5$$

$$Y_4 = Y_5$$

$$Z_4 = Z_5 + D_4$$

To derive the values of q_1 and q_3 the elbow equations can be used, of which the final expressions are reported, leaving out the intermediate steps for simplicity:

$$\begin{aligned} q_3 &= \text{atan2}(s_3, c_3) \\ q_1 &= \text{atan2}(Y_4, X_4) - \gamma \end{aligned}$$

Where

$$\begin{aligned} X_4 &= r \cdot \cos(\gamma) & r &= \sqrt{(k_1)^2 - (k_2)^2} & k_1 &= d_2 + d_3 \cdot c_3 \\ Y_4 &= r \cdot \sin(\gamma) & \gamma &= \text{atan2}(k_1, k_2) & k_2 &= d_3 \cdot s_3 \end{aligned}$$

Knowing the value of q_1 it is possible to calculate values of q_{4rel} , not visualised here as it depends on the bottom part of the robot. It is the angle between D_3 and the dotted line of q_4 and is, relative to the orientation of the previous link, D_2 :

$$\begin{aligned} q_{4abs} &= q_4 = q_1 + q_3 + q_{4rel} \\ q_{4rel} &= q_{4abs} - q_1 - q_3 \end{aligned}$$

q_{4abs} is the angle between q_4 and the tip of the instrument. Thus, points 3 and 2 will have the following coordinates respectively

$$\begin{aligned} X_3 &= D_2 \cdot \cos(q_1) & X_2 &= 0 \\ Y_3 &= D_2 \cdot \sin(q_1) & Y_2 &= 0 \\ Z_3 &= Z_4 & Z_2 &= Z_3 \end{aligned}$$

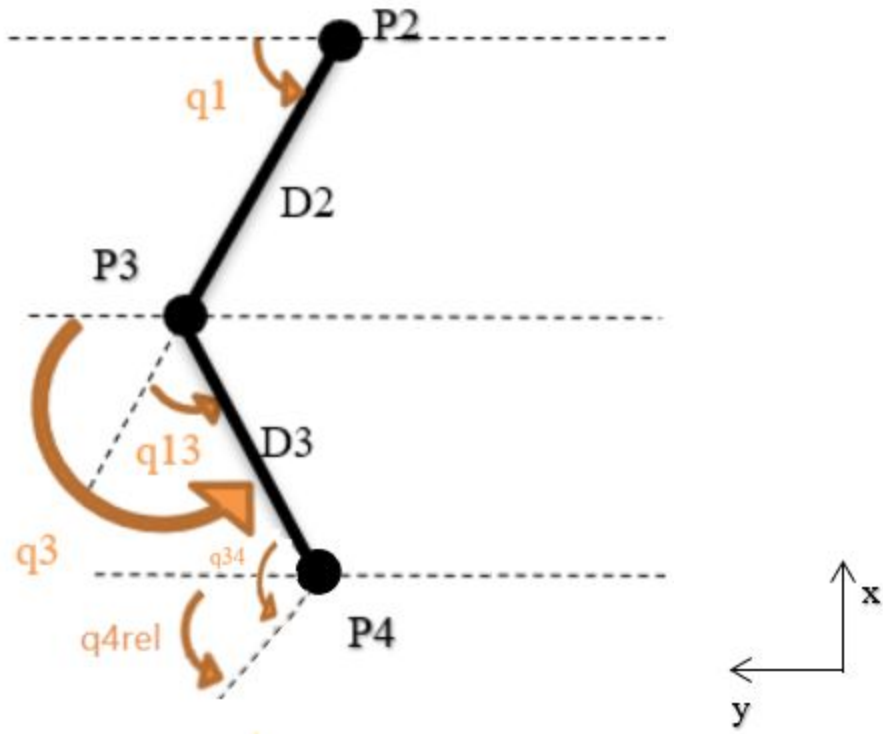


Figure 15: "Elbow" model

We will briefly use the side view of the model, in Figure 16 to calculate the value of q_2 :

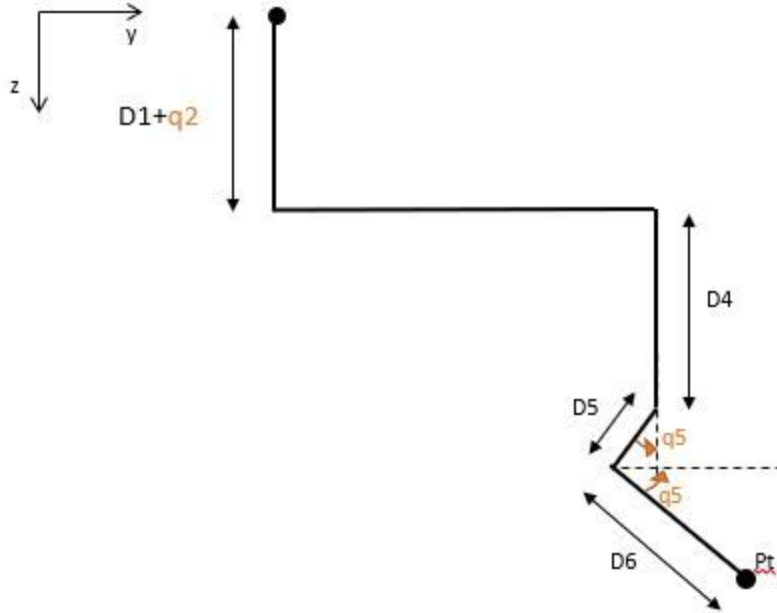


Figure 16 : Side view of the line model of the robotic arm

$$Z_t = d_1 + q_2 + d_4 + d_5 * \cos(q_5) + d_6 * \sin(q_5)$$

$$q_2 = Z_t - d_4 - d_1 - d_5 * \cos(q_5) + d_6 * \sin(q_5)$$

4.2 Modeling and simulation of the robotic system

The next step after the kinematic study was to create the model of a single robotic arm to be used for sizing the components and then for the simulation. This was tested both in Simulink as well as the 3D World Simulator of Matlab, a native Virtual Reality Modeling Language (VRML) and X3D editor, a graphics file editor for Extensible 3D (X3D) that enables simple error-free editing, authoring and validation of X3D or VRML scene-graph file. The second one was quickly rejected as it was too complicated and not really practical for our intended use.

Simulink allows us to create a multibody simulation software, in order to model the system defining its mechanical and geometric characteristics, with the

possibility of performing kinematic simulations. The following figures , Figure 17 and Figure 18 show the final simplified geometric model of a single arm as it appears in simulink including the xyz plane, and the corresponding block diagram respectively:

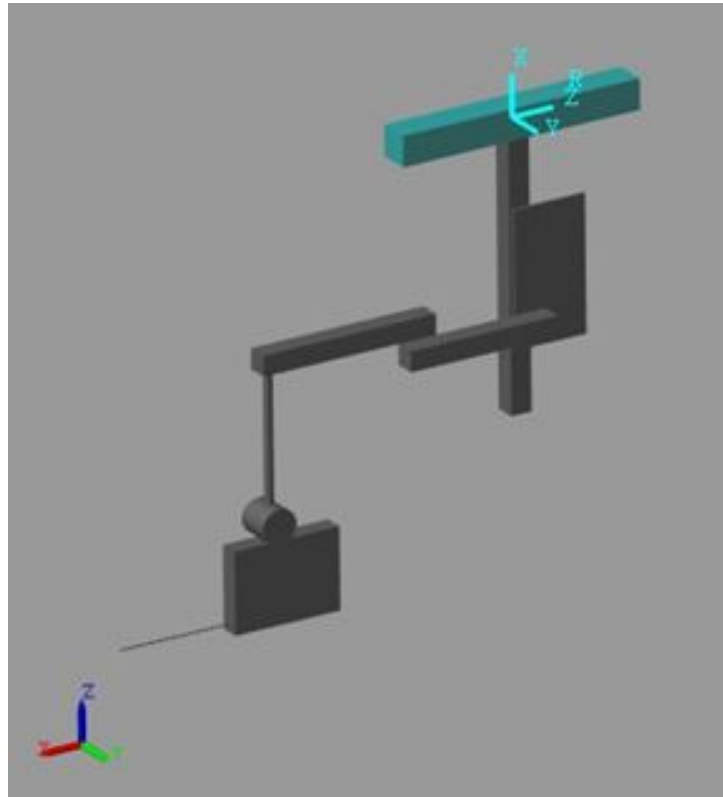


Figure 17 : Simplified geometric model of a single arm in Simulink

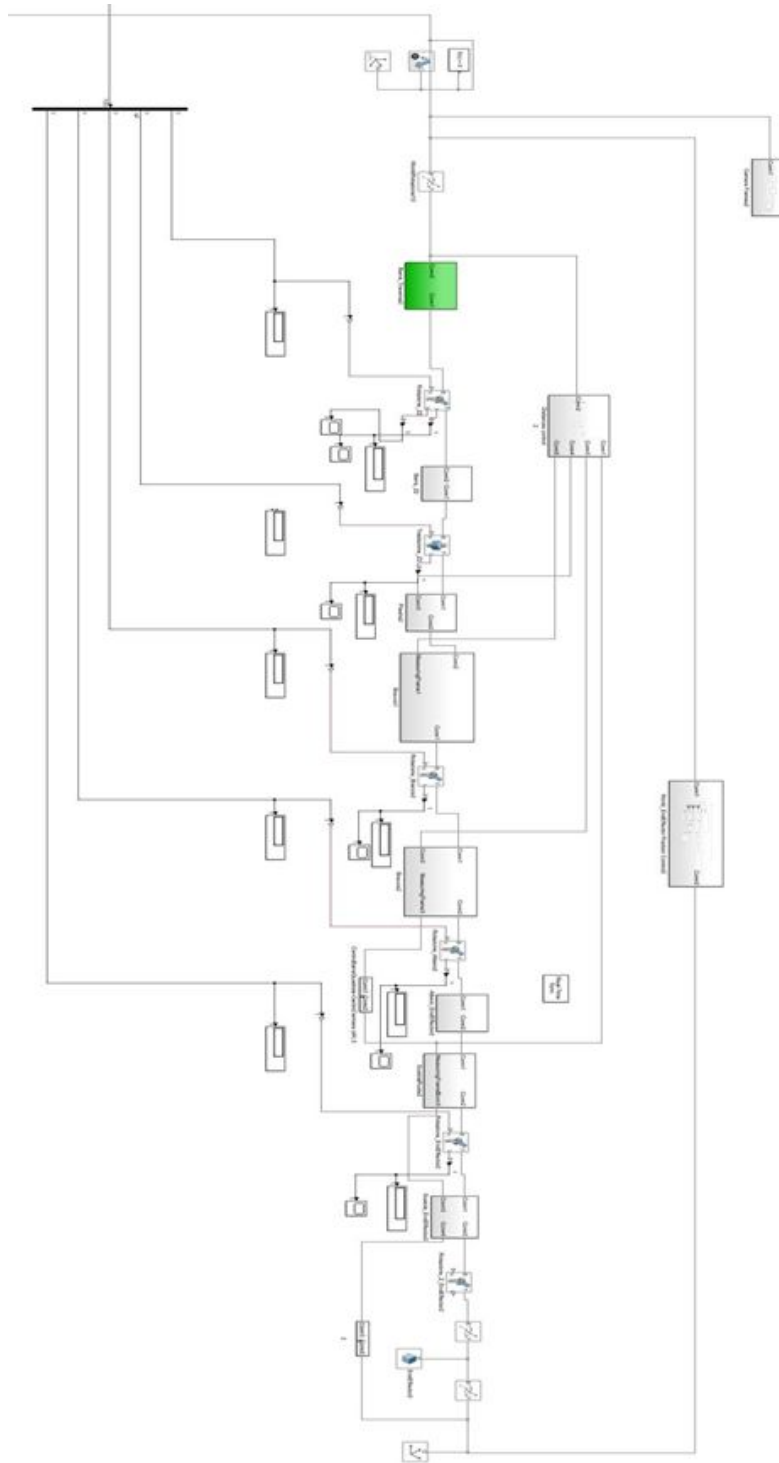


Figure 18: Block diagram of 3D model of single arm

In the diagram, in addition to the blocks relating to the rigid bodies and joints, there are the transformation blocks of the reference systems (Rigid Transform), used

both for positioning the bodies themselves and for checking the distances between the various joints. The model was tested by providing random input values to the joints,

In order to compare the coordinates of the end effector with those calculated using direct kinematics: in particular, the verification was carried out using special blocks (Rigid Transform Sensor) able to measure the position and orientation of a reference system with respect to another.

4.3 Interfacing of the external command peripheral with simulation environment

The control simulation of the movement of one of the arms carrying the new instrument is implemented in Matlab.

For this project we started by using the PC Joystick USB - THR by THRUSTMASTER which offers 3 Axis movement and 4 Buttons plus 1 Trigger point for the view button. It however became apparent at a very early stage that this model was not sufficient for this project as we needed at least an extra DoF to simulate the rotation of the new instrument around its axis.

Thus we switch to the Extreme 3D Pro Joystick that provides 12 action buttons, and 4 DoF including rotation around the shaft. The joysticks function in similar ways in the Matlab environment so for the purpose of efficiency I will describe only the second model. The difference that is of importance in is the extra degree of freedom and the extra buttons.



Figure 19: PC Joystick USB- THR and Extreme 3D Pro Joystick from left respectively

4.4 Control of the movement of the robotic system through an external device

We tried to design an “ergonomic”, to the surgeon, workflow that would be applied in a real life scenario that we implemented in the simulation. The operation was divided into three basic steps: the first consists in positioning the instrument at the entry point. This will, in real life performed manually. In the model obtained by pressing one of the buttons on the joystick.

This phase is followed by the alignment of the instrument with respect to the position of the optic (or another instrument), obtained by pressing a second button. the two following figures show the phases just described, respectively of manual positioning of two instruments and subsequent alignment

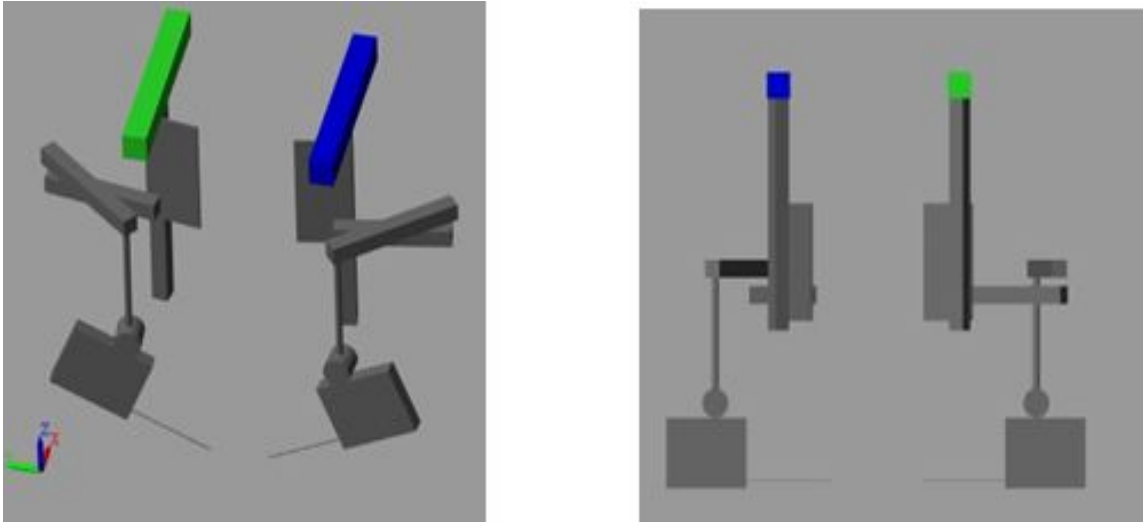


Figure 20: Manual Positioning to Automatic Alignment

In Figure 20 we see what the optic sees in two different points of the simulation

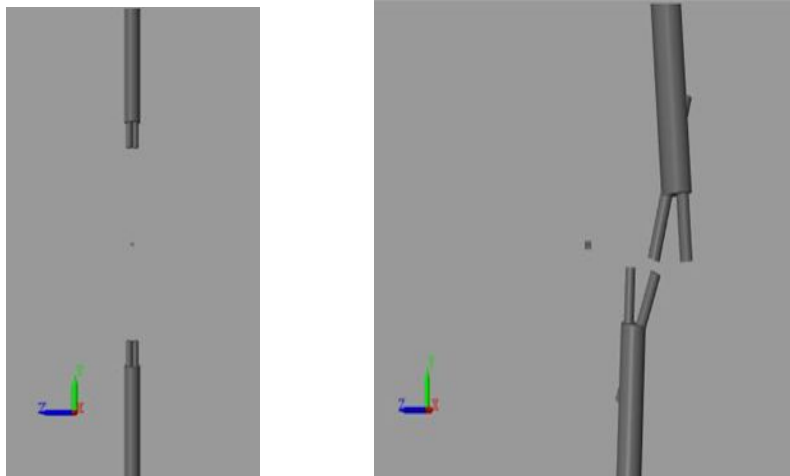


Figure 21: Optics View Point in different times of the simulation

The third phase consists of the manual movement of the instrument and the optics: in the simulation model it is possible to move the instrument using the joystick and

use the position and orientation values of the tip of the instrument to calculate the joint variables through the inverse kinematics; the view is that of optics,

Which is moved directly by the same joystick using a camera positioned on a mobile reference system: a joystick button is used to move from the arm to the camera movement. The following figures show the view of the optics in two different moments of the simulation

Once the manual movement phase is over, pressing a button it is possible to view the movement of the arm (or arms) from an external view, different from that of the optics: in this phase the values of the joint parameters calculated by the inverse kinematics are sent to the mechanical model of the arm. This way we will be able to evaluate the correct movement and verify any collisions/interferences between the parts.

To summarize the operation of the model, a diagram illustrating the logic used and the time sequence is shown below.

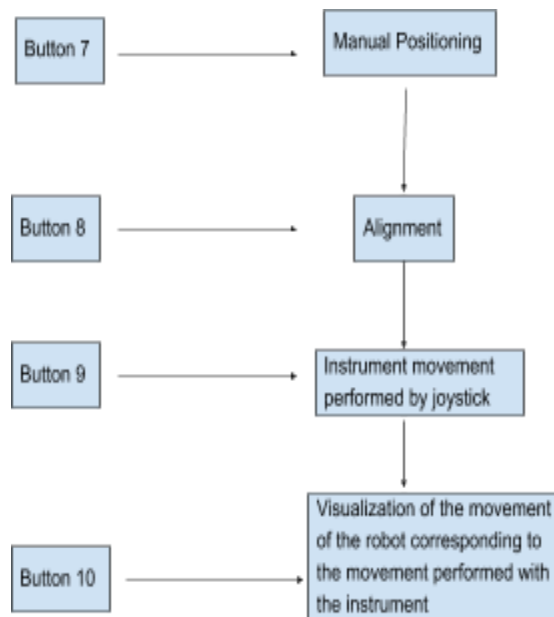


Figure 22: Operation Simulation Workflow

We will summarize the multiple actions of a single joystick in Table 1 and display both the movements and the various buttons used, as shown in Figure 23.

<i>Action</i>	<i>Movements / Buttons</i>
Rotation on X	X
Rotation onY	Y
Rotation on Z (Tool axis)	Z
Translation	Rotation + Button 1
Open Pincer	Button 5
Close Pincer	Button 3

Table 2: Diagram of the movements that can be performed with the joystick and relative buttons



Figure 23: Joystick with numbered buttons and axis of rotation

It is important to note that the choice of using an external script to initialize the parameters of the model and to manage the simulation makes it possible to simplify the editing operations.

4.5 The Control System on Simulink

We have tried a lot of different iterations for the simulink model. Initially we started with putting everything in a single plane. This ended up to be too complex and time consuming to work on even though it had the least errors and difficulty in transition from phase to phase. We subsequently tried to separate our model in sub blocks but this created a lot of “ transfer” errors in the singlas passing in and out of the sub blocks. To this point we

have found that by separating the simulation in sub-models which we name A, B and C and running through them in a linear fashion in an initialisation script seems to be the more effective way to go. We believe that this is due to the multiple changes between the types of signal data and conversions between them

In all submodels the Real-Time Sync block is present and this is necessary to make sure the model is receiving the signal in real time.

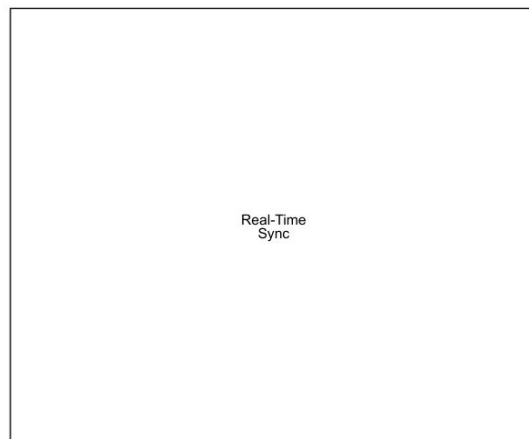


Figure 24: Real- Time Sync Block

For the next part we will be referring to Figure 25.

The joystick block (1) in the Matlab environment automatically translates the 4-axis of rotation into an “analogue” 1x4 vector output in the range of [-1 ,1] and the buttons as Boolean variables. Using the Selector Block (2) we isolate the buttons numbering between 7 to 12 and using the boolean block (3) we translate these variables into double form and with the gain (4) we give to each of them a gain of 1 to 6 respectively. Both the unchanged double variables and the double multiplied by gain variables go into the Function block (5) as 1x6 vectors. The function compares which input is high (equals 1) and gives out the respective gain as the function output.

The trigger block (6) makes sure this value stays. even when we release the button and we will see later why this is important. The demux (11) then separates the vector into

scalar quantities where obviously only one is high. One can also see that the Button Input Line for (7) continues separately. The line moves to another selector (8) which isolates the button with no. 11. It then converts it into a double value as this is the type of input the Stop block ,(10), accepts. This button will stop the simulation A and move us back in the initial script. This will lead to the B simulation.

In submodel A we only have the arm in its initial configuration. By pressing the button no.7 the arm simulated the manual positioning we described above and by pressing button no.8 it simulated the automatic alignment. We then press button no.11.

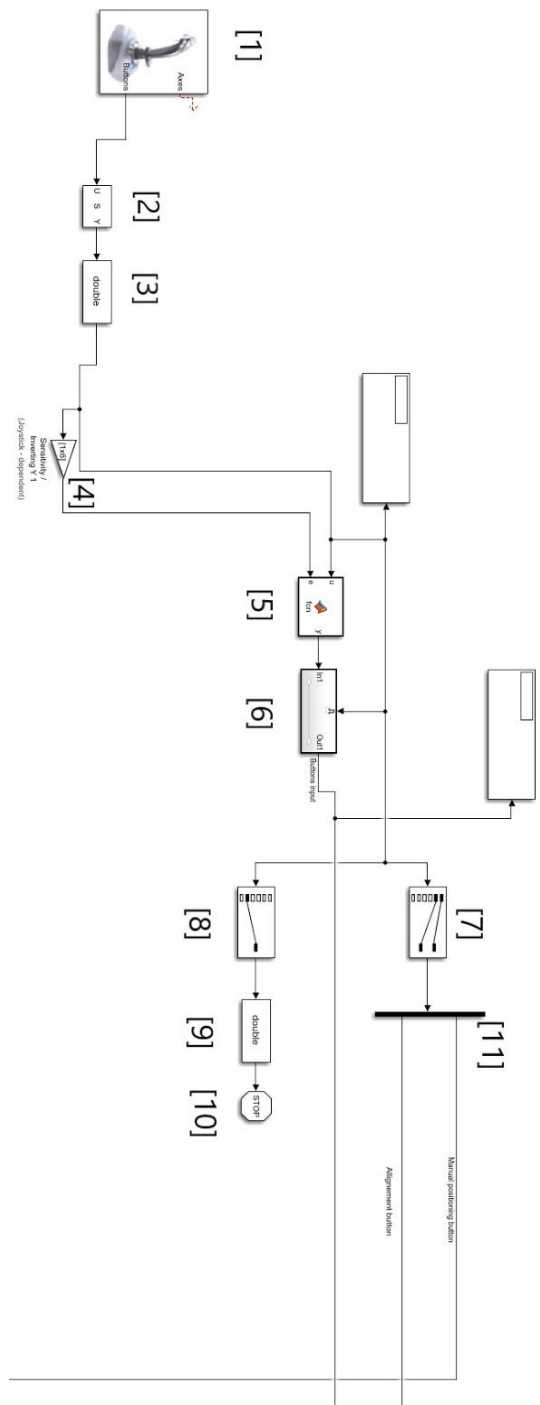


Figure 25: Subsystem A input(1) and initial buttons' signal processing (2)-(7),(11) and system to stop subsystem A (8)-(10).

We will now examine another part of the model as depicted in Figure 26. In the multiplexor (1) we see the values that define that define the entry point of the instrument. In the Trigger Block (2) what works as the control signal is the Manual Positioning Button signal as depicted in the previous figure. When that is pressed the values are at the same time given to the multiplexor (6) and the Direct Kinematics(DK) block (7) . In the DK block the manual entry point is calculated in the form of an a 4x4 vector which contains the total translation matrix between the beginning of the arm and the tip of the entry point and given as output named DK Output T0E. We will examine what happens to the Entry Point signal later.

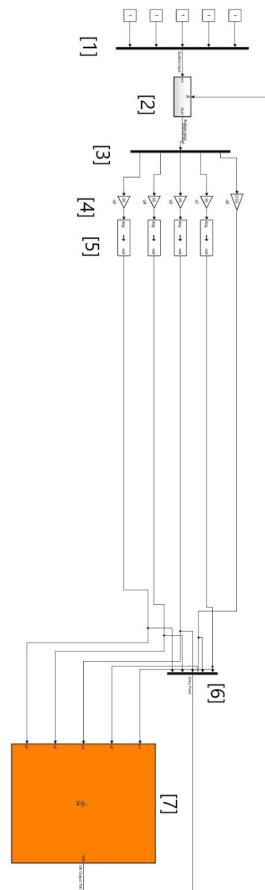


Figure 26:Subsystem A , Definition of neutral position(1) , conditionally passing through (2) and converted to usable signals (4),(5) for the arm and Inverse Kinematics block (7) and turned into a single vector (6).

For the next part we will be referring to Figure 27.

The DK Output signal as seen in the previous figure then goes the Enable Block, (1) where the control signal is the Alignment Button Signal as seen two figures before. One that is enabled the signal goes through to the Phase 2: Alignment Block. There the coordinates of the tip of the instrument are kept the same while the 3x3 top left of the translation matrix is calculated and replaced with the aligned version as this is the part that controls the position and orientation of the arm. The T0E Aligned is the 4x4 matrix that describes the position and orientation of the aligned arm which is then given as input to the Inverse Kinematics (3) in Figure 28 block.

What this function does is it calculates a new T0E that brings the tip of the instrument of the arm in a parallel line between the instrument entry point and a point with the same x and y dimensions as the CEP but a z same as the camera entry point. To avoid some errors due to mathematical calculations this z dimension was set with a slight deviation of 10^{-2} , which is, we believe an acceptable deviation. At this point of the operation we need to bring the instrument parallel to the x-y plane in order to begin the entrance into the body

This block calculated the values the joints must have that position the arm in the desired way. Two outputs are calculated but we only use the one that gives the positive value of q_3 . This does not affect us in any way, so the choice is arbitrary. The 1x5 vector we get as output is run through formation (4) which corrects the gain on the translational joint q_2 and turns the values of the other joints in radians by using the two multiplexers. We get again a 1x5 vector containing the values of the joints in radians. The unfortunately named T0E_aligned function (5) is used for the sole purpose of saving the T0E_aligned, 4x4 matrix in the workspace as to be used in a further stage. This part was originally done with the "To workspace" block which proved to be non effective. Instead we opted to use this specific function which saves the value in real time while the "To workspace" block requires that the values be saved at the end of the simulation which in this case was not an option.

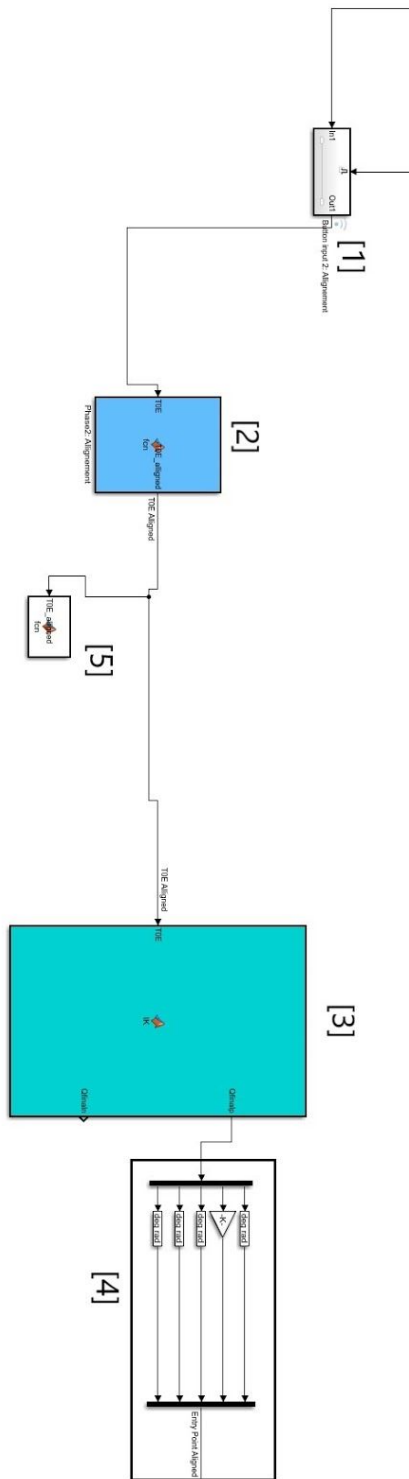


Figure 27: Subsystem A, Automatic Alignment function (2), save calculate matrix to workspace (5), Inverse Kinematics (3) and conversion to usable signals (4).

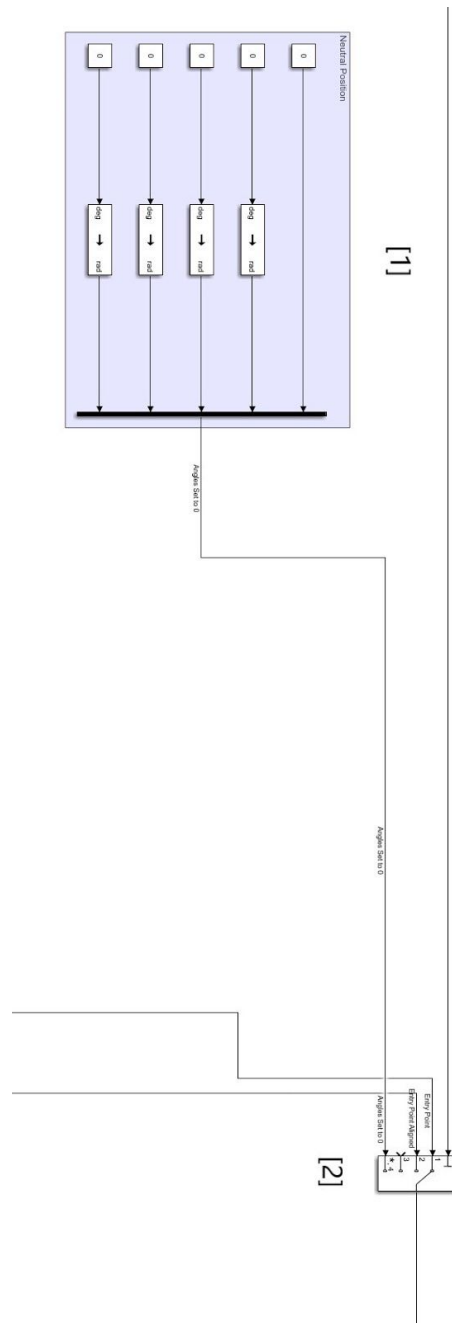


Figure 28: Expanded neutral position (1) and MSG (2)

In Figure 28 sub-block (1) defines the neutral position of the arm where all the joints are in 0 degrees/radians. This is used as the default position in a Multiport Switch. It is worth

examining this block in particular as this is in the center of our simulations. The Multiport switch uses as a default output the signal given in the last input which in this case is the 1x5 Angles set to 0 signal. The top input port defines which port we use as output. This is where we use the Buttons Input Signal as the output signal is done through the actual value of the input. Signals pass unaltered and only the chosen one at a time.

What we basically do here is we choose the values of the joints that will be given to the model of the arm as shown in Figure 28. As seen before the 1x5 signal is separated through a demux and the values given directly to the corresponding joints blocks. We will not further examine this Figure as it is out of our specialty and already done before I started working on the EasyLap project.

At this point we assume that the initialization has been done, as well as the manual positioning and the automatic alignment. We now stop the A model, which in turn leads us to model B which we shall examine now.

It is important to understand what is the purpose of this before we begin to describe the actual model. In sub-system B we are at the point where the instrument is entering the body. We consider, realistically, a very small working area for the instruments. We assume that the control is now handed to the surgeon and thus we need to first enter the body, through manual movement of the joystick, before starting to work.

We will initially see the camera (the 5th arm) point of view where we will move the instrument accordingly using the joystick and when pressing the button no. 6 we will see the movement of the arm to fit the transformation. By pressing button no.4 we will go back to the camera/ surgeon's point of view. In this mode we can change the positioning of the camera again through the use of the joystick. This can be repeated multiple times. When we are done with the operation phase we will press button no.12 as will be described below to exit the subsystem.

Block (1) again is the joystick block. It is important to remember that the joystick output named "Axis" gives as output a vector in which each element receives a value between 0 and 1 corresponding to the displacement in each axis by moving the joystick forwards backward rotating or using the bottom switch. In the summation of blocks (2) we use the familiar by now formation of choosing using the selector buttons no. 4 and no.6 which similarly to before convert to booleans, assign gains of 1 and 2 respectively and using

the function block and trigger switch we keep the output value and use it as an input to the multiplex switch (4).

The input for block (4) are the edited, through the custom block (3) shown in Figure 29 ,signals of the 4-axis controlled by the joystick. There are two different 1x8 vectors created and given as output of block (3) and as input in block (4). This happened because the whole vector is given is separated into two 1x4 vector through the demultiplexer (9) with the first 4 elements dedicated to the movement of the body and the last 4 elements dedicated to the movement of the camera.

In the first case the last four elements of the vector are added as zeros and in the second case the first 4 elements are added as zeros. This is to avoid making any changes while moving between the two viewing modes described above. While we are using the surgeon's point of view no movement will be seen in the arm and while seeing the movement of the arm we will not be able to move the instrument. The gains for both cases were the result of rigorous manual calibration on our part. The camera movement seemed to be quite extreme in the case of the surgeons point of view.

After the demultiplexer (9) separates the body movement and camera movement in 1x4 vectors they are independently recreated through multiplexores (10) and (12).

(11) and (13) are used to ensure that no accidental movements of the joystick set in motion the instruments or camera during the operating phase. The Joystick Tolerance block used here does not allow any signal to pass until a certain, custom, threshold of movement translated into numbers is reached.

Again through demultiplexers (14) and (15) the vectors is split into scalar values again calibrated through (16) and (17) separately. It is worth noting that in each case the movement corresponding to the bottom switch of the joystick is ,at this point, negated and remains unused. We will examine how the rest of the vectors are used below.

Before we move to the rest of the system it is worth examining what happens in demultiplexer (5). As described in Table 1 button no.1 is used to control other movements so it's being sent as a condition to block we will examine further down.

At the same time button no.12 is used to stop the simulation and the signal from button no.2 is converted to a double (6), given a gain (7) converted into a physical signal and used again further down.

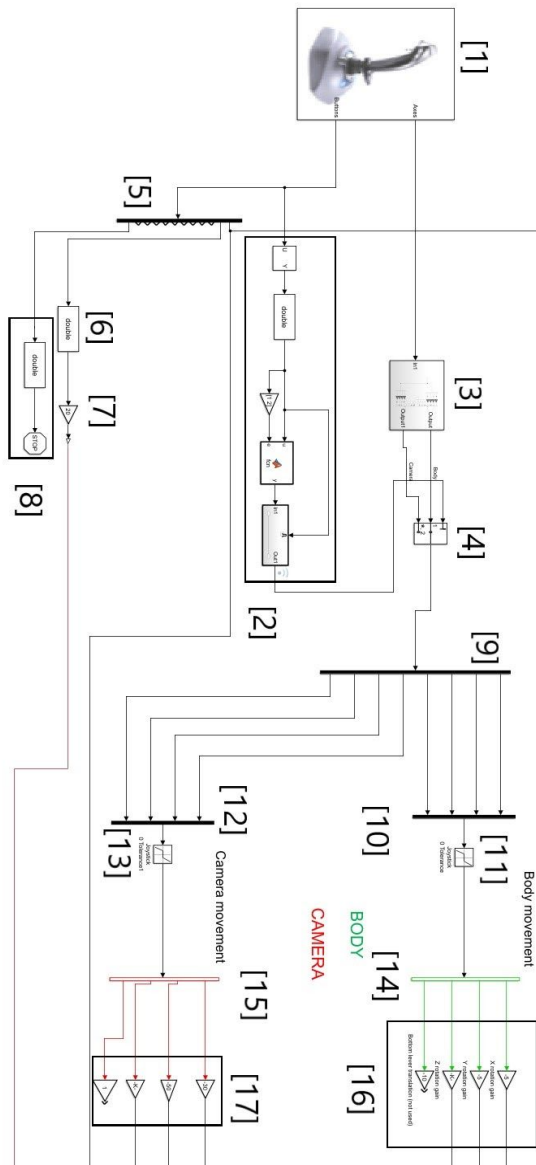


Figure 29 : B Subsystem input with initial axis signal processing and stop sequence.

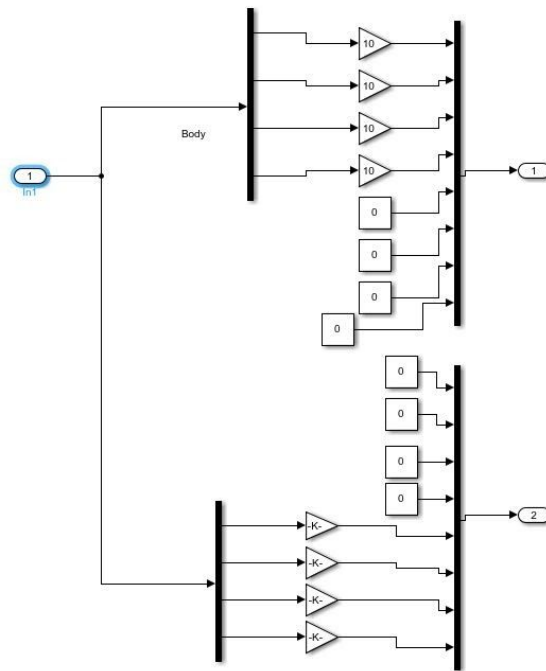


Figure 30: Opened custom (3) block from Figure 29

We will be referring to Figure 31 to examine the camera movement. Using the Block Parameters block which pass through input 1 when input 2 satisfies the selected criterion; otherwise, pass through input 3. The inputs are numbered top to bottom (or left to right). The first and third input ports are data ports, and the second input port is the control port. We use the signal from button no.1 as the control port in both cases which unless it is one the output is 0. (4) in Figure 31 creates the point we use as reference in the simulation and correlates it to the world frame. (3) is used to correlate the camera rod to the telescopic joint thus allowing us to control it.

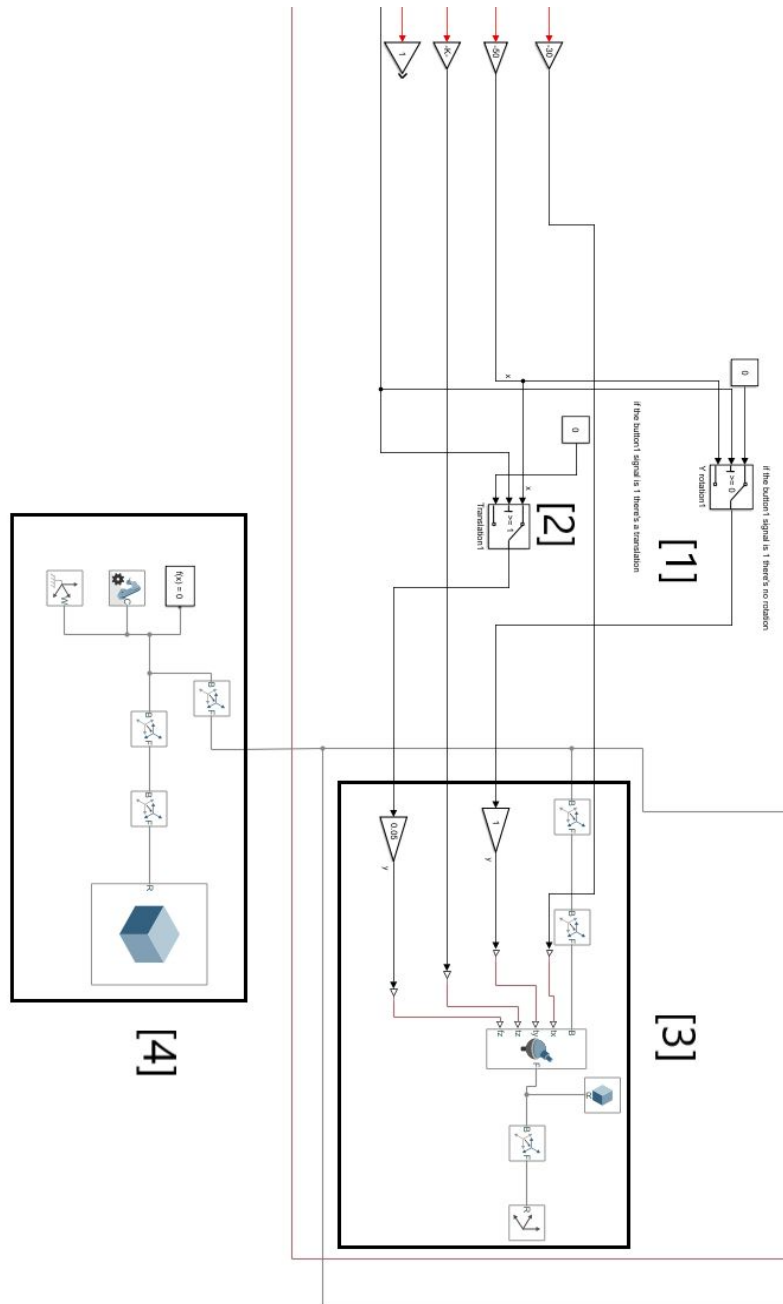


Figure 31: Camera movement signal processing to control camera movement and world frame setting.

For the next part we will be referring to Figure 32.

We will treat (4),(6)and (10) as black boxes while we examine the instrument movement. Again button no.1 is used as the conditional signal for (1) and (2) with zero being the alternative value. We use the same system described for the camera but this time for the movement of the instrument. At this point we need into careful consideration one of the biggest issues we faced during this project, the fact that the point of rotation of the instrument must be kept constant as the entry point. This is vital as it guarantees safety for the patient.

To solve the steady entry point problem we need to create a transformation matrix calculated by (6) which we will multiply with the T0E_aligned we call from the workspace using the "from workspace" block (7) using (8). This multiplies the matrix that describes the aligned position of the arm at the entry point with the translational and/or rotational matrix which occurs by the movement of the instrument thus correlating it to the base frame at the base of the arm. From there we calculate the new values the joints must have to describe the new position and orientation of the arm using the inverse kinematics (9) which we then using (10) convert to radians, give custom gains and save to workspace.

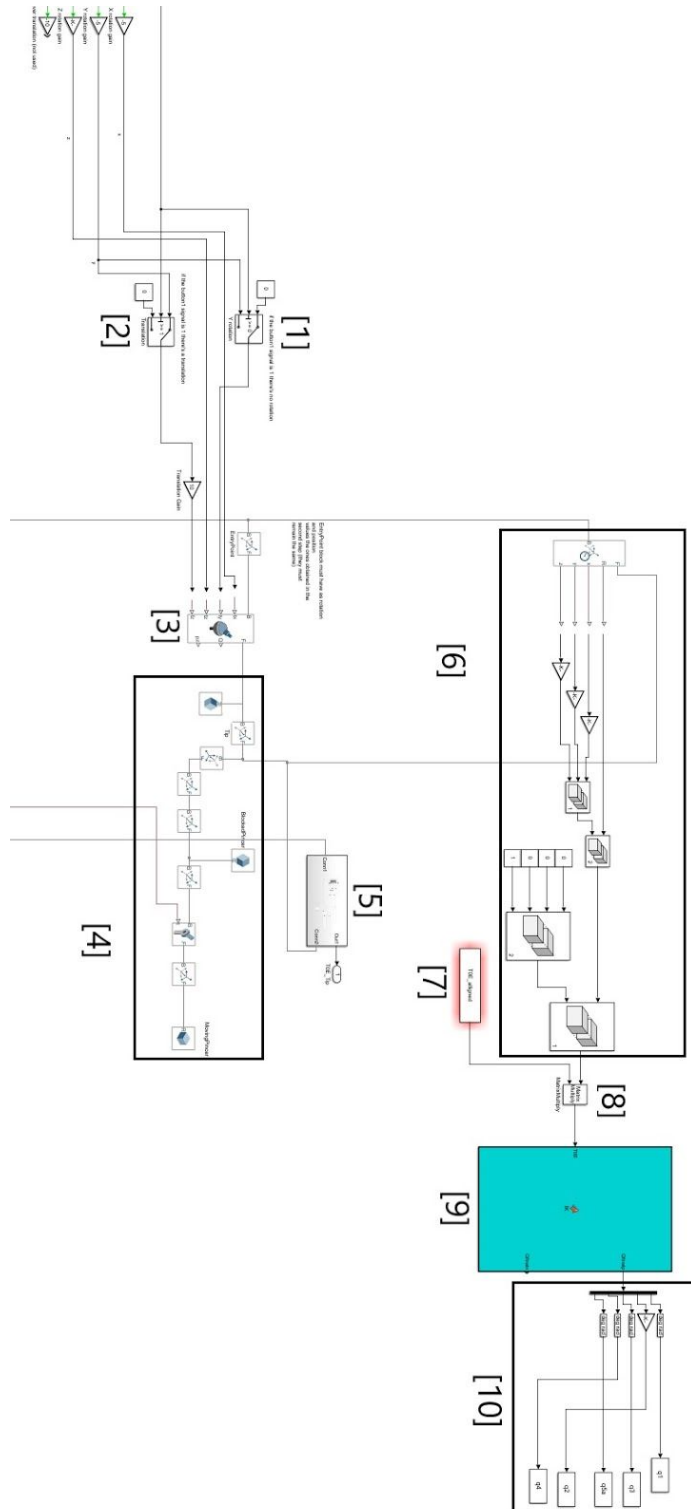


Figure 32: Subsystem B control of body movement (1)(2)(3)(6)(7)(8)(9) and saving for later use(10). Definition of camera and transformation (4)(5)

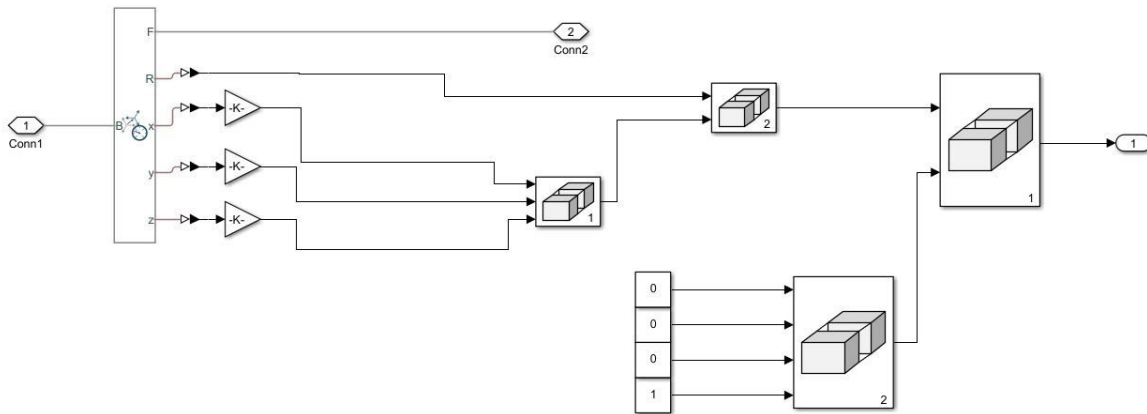


Figure 33 : Subsystem B block (5) expanded

What (5) does is it calculated the transformation matrix to pass from the entry point to the tip point. Basically what (6) does but this time for the camera.
 (4) are the transformation blocks used to add and control the pincers. There is a block/pincer that is static in the simulation and a hinge, controlled by a button on the joystick, connected to the other block/pincer that moves to simulate the open and closing.

Chapter 5: The Control Simulation

Now that we are finished with describing the system it is worth noting the main issues faced in the construction of this project.

By far the main issue we faced was how to correlate the tip of the instrument to the base frame. We initially tried to calculate mathematically how the whole arm would have to move using the angles between the instrument and the perceived position of the skin. It quickly became apparent that this way we couldn't simplify the model enough and have a surgeon's point of view so this idea was quickly abandoned. We then tried a simplified model in which an x-axis movement on the joystick would correspond to an x axis movement on the global model of the simulation. This of course was unrealistic in real applications and still presented the same problem as before. The Telescopic Joint block gave us the 3 axis of rotation and one axis of translation required even though the documentation was insufficient through trial and error we made it work.

The second main problem was having the surgeons point of view with simulated motion. While described in subsystem B, it is worth revisiting and going through the logical process. We first discovered a custom view point could be set but it had to be done on a body, it could not be done in a point in relation to the body. We were not able to find this again in Matlab documentation and we initially tried to approach it this way. We then created a small object in a convenient place and attached upon it the view point. When this worked we reshaped it into a rod to be more similar to the real thing.

The following issue was also solved through the use of the telescopic joint block mentioned above but is also worth looking into. We needed to somehow limit the area of work of the instrument as a safety precaution. Initially we thought of adding a specific, calibrated vector, with elements corresponding to each axis e.g. current position described by a 1x3 vector plus [10 , 10 , 10]. This ended up not being convenient as we can not assume that movement will be done only parallel to the x,y and z axis as well as that, obviously the working area would need to resemble more of a cone and not a cube. Otherwise there would be a lot of movements on the arm.

Subsystem C is only used to replicate the movement of the robot that we receive due to the movement of the instrument. It follows the movement we did in B.

Chapter 6: Conclusions

Of course while this is still a work in progress some things became apparently troublesome in the simulation. This was of course a good thing as this is the reason the simulation was even a project. As such these are some things that need to be taken care of in the future.

While not presented in this work the arm dimensions ended up being too big for the limited space of the operating table and had to be sized down as the other arms could not fit.

Decreasing the arms will also provide us with more mobility something valuable in the limited environment of an operating room.

The simulation was done under a best case scenario. The emergency mechanism that would disconnect the motors from the joints was not implemented even though this is quite simple to do. No other safety mechanisms were implemented e.g. we needed to extract the arm hastily.

The camera point of view was not expanded to allow for more versatility even though in real applications perhaps an optic that allows for angled views would have been beneficial.

The hardware we had proved to be barely sufficient in these work with us having to wait a lot of time in some occasions in order to view the simulations. Considering more arms will need to be added the simulation will get more demanding so perhaps care will need to be given in this area.

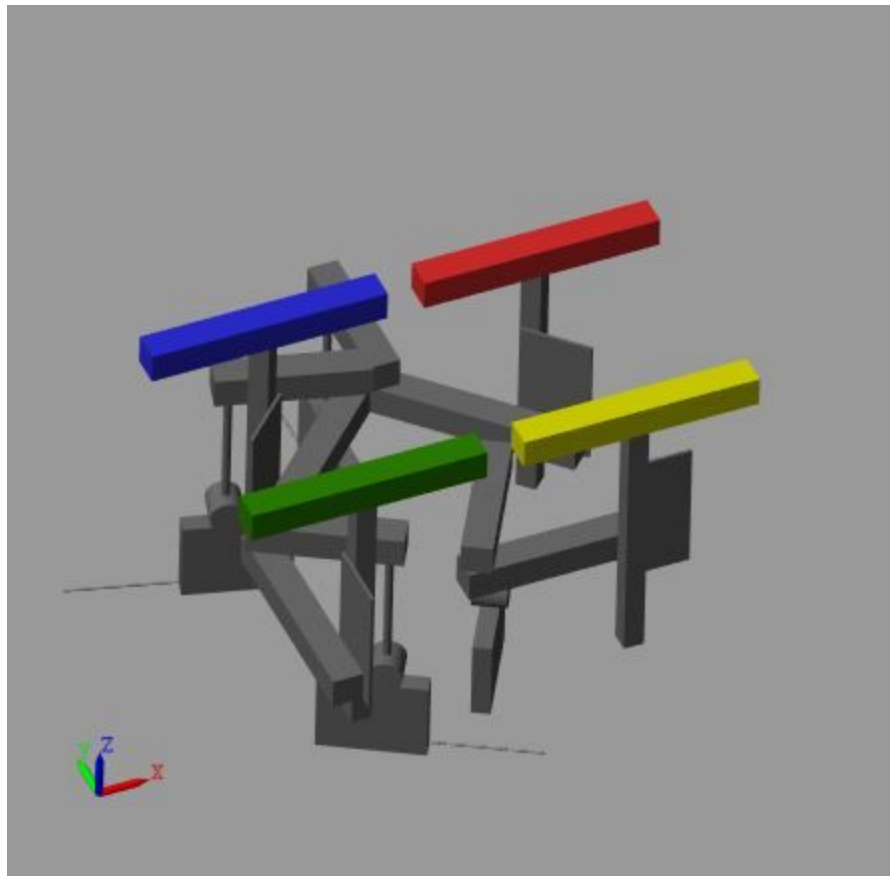


Figure 34: 3D Simulation Model of four arms with initial dimensions

Chapter 7: Bibliography

- [1] G. Silecchia *et al.*, “Laparoscopic ventral/incisional hernia repair: updated Consensus Development Conference based guidelines [corrected],” *Surg. Endosc.*, vol. 29, no. 9, pp. 2463–2484, Sep. 2015.
- [2] C.-D. Zhang, H. Yamashita, S. Zhang, and Y. Seto, “Reevaluation of laparoscopic versus open distal gastrectomy for early gastric cancer in Asia: A meta-analysis of randomized controlled trials,” *International Journal of Surgery*, vol. 56, pp. 31–43, 2018.
- [3] X. Yi *et al.*, “A Systematic Review and Meta-Analysis of Laparoscopic and Open Distal Pancreatectomy of Nonductal Adenocarcinomatous Pancreatic Tumor (NDACPT) in the Pancreatic Body and Tail,” *Surg. Laparosc. Endosc. Percutan. Tech.*, vol. 27, no. 4, pp. 206–219, Aug. 2017.
- [4] S. Wang, N. Shi, L. You, M. Dai, and Y. Zhao, “Minimally invasive surgical approach versus open procedure for pancreaticoduodenectomy: A systematic review and meta-analysis,” *Medicine*, vol. 96, no. 50, p. e8619, Dec. 2017.
- [5] D. M. Shabanzadeh and L. T. Sørensen, “Laparoscopic Surgery Compared With Open Surgery Decreases Surgical Site Infection in Obese Patients,” *Annals of Surgery*, vol. 256, no. 6, pp. 934–945, 2012.
- [6] A. R. Lanfranco, A. E. Castellanos, J. P. Desai, and W. C. Meyers, “Robotic Surgery,” *Annals of Surgery*, vol. 239, no. 1, pp. 14–21, 2004.

- [7] A. G. Gallagher, N. McClure, J. McGuigan, K. Ritchie, and N. P. Sheehy, "An ergonomic analysis of the fulcrum effect in the acquisition of endoscopic skills," *Endoscopy*, vol. 30, no. 7, pp. 617–620, Sep. 1998.
- [8] R. Y. Sinha, S. R. Raje, and G. A. Rao, "Three-dimensional laparoscopy: Principles and practice," *J. Minim. Access Surg.*, vol. 13, no. 3, pp. 165–169, Jul. 2017.
- [9] P. J. Choi, R. J. Oskouian, and R. S. Tubbs, "Telesurgery: Past, Present, and Future," *Cureus*, vol. 10, no. 5, p. e2716, May 2018.
- [10] A. D. Alexander, "Impacts of Telemation on Modern Society," *On Theory and Practice of Robots and Manipulators*. pp. 121–136, 1972.
- [11] "Origins of Surgical Robotics: From Space to the Operating Room," *Acta Polytechnica Hungarica*, vol. 13, no. 1. 2016.
- [12] Y. S. Kwok, J. Hou, E. A. Jonckheere, and S. Hayati, "A robot with improved absolute positioning accuracy for CT guided stereotactic brain surgery," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 35, no. 2, pp. 153–160, Feb. 1988.
- [13] A. Takacs, S. Jordan, D. A. Nagy, J. K. Tar, I. J. Rudas, and T. Haidegger, "Surgical robotics — Born in space," *2015 IEEE 10th Jubilee International Symposium on Applied Computational Intelligence and Informatics*. 2015.
- [14] H. Reichenspurner *et al.*, "Use of the voice-controlled and computer-assisted surgical system ZEUS for endoscopic coronary artery bypass grafting," *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, vol. 118, no. 1, pp. 11–16, Jul. 1999.
- [15] G. T. Sung and I. S. Gill, "Robotic laparoscopic surgery: a comparison of the da Vinci and Zeus systems," *Urology*, vol. 58, no. 6. pp. 893–898, 2001.
- [16] G. F. Dakin and M. Gagner, "Comparison of laparoscopic skills performance between standard instruments and two surgical robotic systems," *Surg. Endosc.*, vol. 17, no. 4, pp. 574–579, Apr. 2003.
- [17] A. Tewari *et al.*, "Technique of da vinci robot-assisted anatomic radical prostatectomy," *Urology*, vol. 60, no. 4. pp. 569–572, 2002.
- [18] L.-M. Su, "Role of robotics in modern urologic practice," *Curr. Opin. Urol.*, vol. 19, no. 1, pp. 63–64, Jan. 2009.
- [19] D. I. Lee, "Robotic prostatectomy: what we have learned and where we are going," *Yonsei Med. J.*, vol. 50, no. 2, pp. 177–181, Apr. 2009.
- [20] T. Schmid, J. Bodner, and F. Augustin, "Minimally Invasive Robotic Assisted Sleeve Lobectomy," *Minimally Invasive Thoracic and Cardiac Surgery*. pp. 157–160, 2012.
- [21] S.-W. Kang *et al.*, "Robotic thyroid surgery using a gasless, transaxillary approach and

the da Vinci S system: The operative outcomes of 338 consecutive patients,” *Surgery*, vol. 146, no. 6. pp. 1048–1055, 2009.

- [22] A. Hemal and P. Babbar, “Robot-assisted urologic surgery in 2010 - Advancements and future outlook,” *Urology Annals*, vol. 3, no. 1. p. 1, 2011.
- [23] U. Hagn *et al.*, “DLR MiroSurge: a versatile system for research in endoscopic telesurgery,” *Int. J. Comput. Assist. Radiol. Surg.*, vol. 5, no. 2, pp. 183–193, Mar. 2010.
- [24] I. Mendez, R. Hill, D. Clarke, G. Kolyvas, and S. Walling, “Robotic long-distance telementoring in neurosurgery,” *Neurosurgery*, vol. 56, no. 3, pp. 434–40; discussion 434–40, Mar. 2005.
- [25] G. Petroni, M. Niccolini, A. Menciassi, P. Dario, and A. Cuschieri, “A novel intracorporeal assembling robotic system for single-port laparoscopic surgery,” *Surg. Endosc.*, vol. 27, no. 2, pp. 665–670, Feb. 2013.
- [26] A. Simorov, R. S. Otte, C. M. Kopietz, and D. Oleynikov, “Review of surgical robotics user interface: what is the best way to control robotic surgery?,” *Surg. Endosc.*, vol. 26, no. 8, pp. 2117–2125, Aug. 2012.
- [27] J. Zhao, B. Feng, M.-H. Zheng, and K. Xu, “Surgical robots for SPL and NOTES: a review,” *Minim. Invasive Ther. Allied Technol.*, vol. 24, no. 1, pp. 8–17, Feb. 2015.
- [28] A. Rizzuto, M. Donnici, P. Nudo, B. Sinopoli, R. Sacco, and G. Danieli, “The Twin Forceps: A New Instrument for SILS,” *Biomed Res. Int.*, vol. 2015, p. 361093, Aug. 2015.
- [29] M. Donnici *et al.*, “Using Navi-Robot and a CT Scanner to Guide Biopsy Needles,” *International Journal of Automation Technology*, vol. 11, no. 3. pp. 450–458, 2017.
- [30] M. Perrelli, P. Nudo, M. Iocco, and G. Danieli, “DARTAGNAN a Self-balanced Rehabilitation Robot Able to Work in Active and Passive Modes on Both Sides of Upper and Lower Limbs,” *Mechanisms and Machine Science*. pp. 23–31, 2017.
- [31] M. Perrelli, G. Gatti, M. Iocco, and G. Danieli, “Upper and Lower Limbs Rehabilitation: DARTAGNAN, An Alternative Solution to Exoskeletal Robots,” *ROMANSY 22 – Robot Design, Dynamics and Control*. pp. 400–408, 2019.
- [32] D. Moschella and G. A. Danieli, “Controlling the Traditional Rigid Endoscopic Instrumentation Motion,” *Proceedings of EUCOMES 08*. pp. 603–611.
- [33] M. Perrelli, P. Nudo, D. Mundo, and G. A. Danieli, “Robotic Control of the Traditional Endoscopic Instrumentation Motion,” *New Trends in Mechanism Science*. pp. 449–456, 2010.
- [34] “The Successful Development Process with Matlab Simulink in the Framework of ESA’s

ATV Project,” *55th International Astronautical Congress of the International Astronautical Federation, the International Academy of Astronautics, and the International Institute of Space Law*. 2004.

[35] J. Reedy and S. Lunzman, “Model Based Design Accelerates the Development of Mechanical Locomotive Controls,” *SAE Technical Paper Series*. 2010.

APPENDIX

EasyLaoParametersPlusInitialization.m

```
clear all  
clc
```

```
%EasyLap Parameters
```

```
%Piastra
```

```
lato1_Piastra = 210; %Plate side1  
lato2_Piastra = 400; %Plate side2  
spessore_Piastra = 10; %Plate thickness  
massa_Piastra = 2.5; %Plate mass (Kg)
```

```
%BarraTrav
```

```
lato_BarraTrav = 90; %Perpendicular upper bar side 1  
lato2_BarraTrav = 90; %Perpendicular upper bar side 2  
lung_BarraTrav = 700; %Perpendicular upper bar length
```

```
%BarraZ
```

```
lato_BarraSup = 60; %Z rotation bar side 1  
lato2_BarraSup = 60; %Z rotation bar side 2  
lung_BarraSup = 790; %Z rotation bar length  
massa_BarraZ = 2; %Z rotation bar mass (Kg)
```

```
%Braccio A
```

```
lato_BraccioA = 60; %First arm square side
```

lung_BraccioA = 350; %First arm length 440
massa_BraccioA = 1.5; %First arm mass (Kg)

%Braccio B

lato_BraccioB = 60; %Second arm square side
lung_BraccioB = 435; %Second arm length 645
massa_BraccioB = 1; %Second arm mass (Kg)

%Albero EndEffector

lung_AlberoEnd = 458.5; %Endeffector shaft length
diametro_AlberoEnd = 12; %Endeffector shaft diameter
massa_AlberoEnd = 0.2; %Endeffector shaft mass (Kg)

%Cerniera EndEffector

lung_CernieraEnd = 100; %End effector hinge (cilinder) length
raggio_CernieraEnd = 50; %Cilinder radius
massa_CernieraEnd = 0.2; %Cilinder mass (Kg)

%Scatola EndEffector

lato1_Scatola = 240; %Endeffector box side 1
lato2_Scatola = 310; %Endeffector box side 2
spessore_Scatola = 55; %box thickness
massa_Scatola = 0.2; %box mass (Kg)

%End Effector

lung_EndEffector = 322; %EndEffector (cilinder) length
raggio_EndEffector = 2.5; %Cilinder radius
massa_EndEffector = 0.1; %EndEffector mass (Kg)

sim('A_23_7')

sim('B_23_7')

sim('C')

Direct Kinematics

```
function T0E = DK(q1,q2,q3,q4,q5)
```

```
%EasyLap DK
```

```
%Geometric Parameters
```

```
d1 = 0;
```

```
d2= 495;
```

```
d3= 350;
```

```
d4= 458.5;
```

```
d5= 264.4;
```

```
d6= 442;
```

```
%Transformation Matrixes
```

```
T01 = [cos(q1+pi/2), -sin(q1+pi/2), 0,0;
```

```
sin(q1+pi/2), cos(q1+pi/2), 0,0;
```

```
0,0,1,0;
```

```
0,0,0,1];
```

```
T12 = [cos(-pi/2), -sin(-pi/2), 0,0;
```

```
sin(-pi/2), cos(-pi/2), 0,0;
```

```
0,0,1,-(q2+d1);
```

```
0,0,0,1];
```

```
T23a = [cos(q3), -sin(q3), 0,d2;
```

```
sin(q3), cos(q3), 0,0;
```

```
0,0,1,0;
```

```
0,0,0,1];
```

$$T23 = T23a;$$

$$T34 = [\cos(q4), -\sin(q4), 0, d3; \\ \sin(q4), \cos(q4), 0, 0; \\ 0, 0, 1, 0; \\ 0, 0, 0, 1];$$

$$T45a = [1, 0, 0, 0; \\ 0, \cos(-\pi/2), -\sin(-\pi/2), 0; \\ 0, \sin(-\pi/2), \cos(-\pi/2), -d4; \\ 0, 0, 0, 1];$$

$$T45b = [\cos(q5), -\sin(q5), 0, 0; \\ \sin(q5), \cos(q5), 0, 0; \\ 0, 0, 1, 0; \\ 0, 0, 0, 1];$$

$$T45 = T45a * T45b;$$

$$T56a = [\cos(\pi/2), -\sin(\pi/2), 0, 0; \\ \sin(\pi/2), \cos(\pi/2), 0, d5; \\ 0, 0, 1, 0; \\ 0, 0, 0, 1];$$

$$T56b = [1, 0, 0, 0; \\ 0, \cos(\pi/2), -\sin(\pi/2), 0; \\ 0, \sin(\pi/2), \cos(\pi/2), 0; \\ 0, 0, 0, 1];$$

$$T56 = T56a * T56b;$$

$$T6E = [1, 0, 0, 0; \\ 0, 1, 0, 0; \\ 0, 0, 1, d6; \\ 0, 0, 0, 1];$$

$$T02 = T01 * T12;$$

$$T03 = T02 * T23;$$

$$T04 = T03 * T34;$$

$$T05 = T04 * T45;$$

$$T06 = T05 * T56;$$

$$T0E = T06 * T6E;$$

```
% Xc = [T01(1,4) T02(1,4) T03(1,4) T04(1,4) T05(1,4) T06(1,4) T0E(1,4)];  
% Yc = [T01(2,4) T02(2,4) T03(2,4) T04(2,4) T05(2,4) T06(2,4) T0E(2,4)];  
% Zc = [T01(3,4) T02(3,4) T03(3,4) T04(3,4) T05(3,4) T06(3,4) T0E(3,4)];  
  
% Qstart = [q1,q2,q3,q4,q5];  
coder.extrinsic('assignin')  
assignin('base','q5',q5)  
assignin('base','entry_point',T0E(1:3,4))  
end
```

Inverse Kinematics

```
function [Qfinalp, Qfinaln] = IK(T0E)
```

```
%EasyLap IK
```

```
d1 = 0;  
d2= 495;  
d3= 350;  
d4= 458.5;  
d5= 264.4;  
d6= 442;
```

```
if T0E ==[0,0,0,0;0,0,0,0;0,0,0,0;0,0,0,0];  
    Qfinalp = [0,0,0,0,0];  
    Qfinaln = [0,0,0,0,0];  
else
```

```
%Starting point (End effector's tip) [mm]
```

```
Xe = T0E(1,4);  
Ye = T0E(2,4);  
Ze = T0E(3,4);  
Pe = [Xe,Ye,Ze];
```

```
%Tool's line cosines (Orientation of the last frame's Z axis starting from the initial frame)
```

```
cq5xb = T0E(1,3);  
cq5yb = T0E(2,3);  
cq5zb = T0E(3,3);  
Tcosb = [cq5xb, cq5yb, cq5zb];
```

```
%Target point
```

```
d = 1;
```

```
Xt = cq5xb*d + Xe;  
Yt = cq5yb*d + Ye;  
Zt = cq5zb*d + Ze;  
Pt = [Xt,Yt,Zt];
```



```
%Director Cosines of the line connecting the starting and target point
```

```
cq5xa= ((Xt - Xe + 0.0001)/(sqrt((Xt-Xe)^2+(Yt-Ye)^2+(Zt-Ze)^2)));  
cq5ya= ((Yt - Ye + 0.0001)/(sqrt((Xt-Xe)^2+(Yt-Ye)^2+(Zt-Ze)^2)));  
cq5za= ((Zt - Ze + 0.0001)/(sqrt((Xt-Xe)^2+(Yt-Ye)^2+(Zt-Ze)^2)));  
Tcosa = [cq5xa, cq5ya, cq5za];
```

```
%q5
```

```
cox = cq5xb/sqrt((cq5xb)^2+(cq5yb)^2); %when q5 is 90° these values are 0/0 --> Nan!!  
coy = cq5yb/sqrt((cq5xb)^2+(cq5yb)^2);  
cosq5IKrad= (cq5xb*cox + cq5yb*coy);  
cosq5IKrad = max(min(cosq5IKrad,1),-1);  
q5IKrad = acos (cosq5IKrad);
```

```
q5IK = rad2deg(q5IKrad);
```

```
%Pc
```

```
XclK = -(cq5xb*d6) + Xe;  
YclK = -(cq5yb*d6) + Ye;  
ZclK = -(cq5zb*d6) + Ze;  
Pc = [XclK,YclK,ZclK];
```

```
%Ok
```

```
if ZclK < Ze
```

```
    q5IK = -q5IK;
```

```
    q5IKrad = -q5IKrad;
```

```
end
```

```
%P5
```

```
Z5 = d5*cos(q5IKrad) + ZclK;  
Y5 = d5*tan(q5IKrad)*cq5yb + YclK;  
X5 = d5*tan(q5IKrad)*cq5xb + XclK;  
P5 = [X5,Y5,Z5];
```

```
%Ok
```

```
%P4
```

```
X4 = X5;
```

```
Y4 = Y5;
```

```

Z4 = Z5 + d4;
P4 = [X4,Y4,Z4];
%Ok

q4IKabsrad = atan2(cq5yb,cq5xb);
q4IKabs = rad2deg(q4IKabsrad);

% Elbow equations for the joints 4,3 & 1

%q3

c3 = ((X4^2 + Y4^2 - d2^2 - d3^2)/(2*d2*d3));
s3 = sqrt(1-c3^2);

% q3IKradp = atan2(real(s3),real(c3))
% q3IKradn = -atan2(real(s3),real(c3))
q3IKradp = acos (c3);
q3IKradn = -acos (c3);

q3IKp = rad2deg(q3IKradp);
q3IKn = rad2deg(q3IKradn) ;
% %
    gammap = atan2((d3*sin(q3IKradp)),(d2 +d3*cos(q3IKradp)));
    gamman = atan2((d3*sin(q3IKradn)),(d2 +d3*cos(q3IKradn)));

%q1

q1IKradp = atan2(real(Y4),real(X4)) - gammap;
q1IKradn = atan2(real(Y4),real(X4)) - gamman;
q1IKp = rad2deg(q1IKradp);
q1IKn = rad2deg(q1IKradn);

%P3
% X3 = d2*cos(q1IKrad)
% Y3 = d2*sin(q1IKrad)
% Z3 = Z4

%P2
% X2 = 0
% Y2 = 0
% Z2 = Z3
% P2 = [X2 Y2 Z2]

%q4rel

```

```
q4IKrelp = q4IKabs - q1IKp - q3IKp;  
q4IKrelradp = deg2rad(q4IKrelp);
```

```
q4IKreln = q4IKabs - q1IKn - q3IKn;  
q4IKrelradn = deg2rad(q4IKreln);
```

```
%q2
```

```
k3 = (d1 + d4 +(d5*cos(q5IKrad)) +(d6*sin(q5IKrad)));
```

```
q2IK = -Ze -k3;
```

```
%P1
```

```
% X1 = X2
```

```
% Y1 = Y2
```

```
% Z1 = Z2 - q2IK - d1
```

```
% P1 = [X1 Y1 Z1]
```

```
%Joints parameters vector
```

```
%Qstart = [rad2deg(q1),q2,rad2deg(q3),rad2deg(q4),rad2deg(q5)]
```

```
Qfinalp = [q1IKp, q2IK, q3IKp, q4IKrelp, q5IK]
```

```
Qfinaln = [q1IKn, q2IK, q3IKn, q4IKreln, q5IK];
```

```
%IK graph
```

```
%Transformation Matrixes IK
```

```
T01IK = [cos(q1IKradp+pi/2), -sin(q1IKradp+pi/2), 0,0;  
sin(q1IKradp+pi/2), cos(q1IKradp+pi/2), 0,0;  
0,0,1,0;  
0,0,0,1];
```

```
T12IK = [cos(-pi/2), -sin(-pi/2), 0,0;  
sin(-pi/2), cos(-pi/2), 0,0;  
0,0,1,-(q2IK+d1);  
0,0,0,1];
```

```
T23aIK = [cos(q3IKradp), -sin(q3IKradp), 0,d2;  
sin(q3IKradp), cos(q3IKradp), 0,0;
```

0,0,1,0;
0,0,0,1];

T23IK = T23aIK;

T34IK = [cos(q4IKrelradp), -sin(q4IKrelradp), 0,d3;
sin(q4IKrelradp), cos(q4IKrelradp), 0,0;
0,0,1,0;
0,0,0,1];

T45aIK = [1,0,0,0;
0,cos(-pi/2),-sin(-pi/2),0;
0,sin(-pi/2),cos(-pi/2),-d4;
0,0,0,1];

T45bIK = [cos(q5IKrad), -sin(q5IKrad), 0,0;
sin(q5IKrad), cos(q5IKrad), 0,0;
0,0,1,0;
0,0,0,1];

T45IK=T45aIK*T45bIK ;

T56aIK = [cos(pi/2), -sin(pi/2), 0,0;
sin(pi/2), cos(pi/2), 0,d5;
0,0,1,0;
0,0,0,1];

T56bIK = [1,0,0,0;
0,cos(pi/2),-sin(pi/2),0;
0,sin(pi/2),cos(pi/2),0;
0,0,0,1];

T56IK = T56aIK*T56bIK;

T6EIK = [1,0,0,0;
0,1,0,0;
0,0,1,d6;
0,0,0,1];

T02IK=T01IK*T12IK;
T03IK=T02IK*T23IK;
T04IK=T03IK*T34IK;
T05IK=T04IK*T45IK;

```
T06IK=T05IK*T56IK;  
T0EIK=T06IK*T6EIK;
```

```
%IK transformation matrix
```

```
XIK = [T01IK(1,4) T02IK(1,4) T03IK(1,4) T04IK(1,4) T05IK(1,4) T06IK(1,4) T0EIK(1,4)];  
YIK = [T01IK(2,4) T02IK(2,4) T03IK(2,4) T04IK(2,4) T05IK(2,4) T06IK(2,4) T0EIK(2,4)];  
ZIK = [T01IK(3,4) T02IK(3,4) T03IK(3,4) T04IK(3,4) T05IK(3,4) T06IK(3,4) T0EIK(3,4)];
```

```
%IK with points
```

```
% XIKa = [X1 X2 X3 X4 X5 XclK Xe]  
% YIKa = [Y1 Y2 Y3 Y4 Y5 YclK Ye]  
% ZIKa = [Z1 Z2 Z3 Z4 Z5 ZclK Ze]
```

```
%EndEffector Tip point
```

```
PtIK =[T0EIK(1,4), T0EIK(2,4), T0EIK(3,4)];  
end  
end
```

Alignment

```
function T0E_aligned= fcn(cep,T0E)
```

```

coder.extrinsic('assignin')

final_point=[T0E(1,4)+10, T0E(2,4)+10, T0E(3,4)-0.01]'; %chosen
entry_point=T0E(1:3,4);

III=(final_point-entry_point)./norm(final_point-entry_point); %Third column

csxa = [1; 0; -III(1)/III(3)];
normx = sqrt(sum(csxa(:).^2));
I = csxa ./ normx; %first column
II = cross(III, I); %second column

T0E_alligned = [I' 0; II' 0; III' 0; entry_point' 1 ]'; %input for the IK

assignin('base','T0E',T0E_alligned(1:3,1:3))
assignin('base','entry_point',T0E_alligned(1:3,4))

end

```