



ESPE

UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA

CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA

**TRABAJO DE TITULACIÓN, PREVIO A LA OBTENCIÓN
DEL TÍTULO DE INGENIERO EN MECATRÓNICA**

**TEMA: DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA
PLATAFORMA INTERACTIVA PARA FISIOTERAPIA
CONTINUA PASIVA PARA LESIONES DEL HOMBRO CON
EL USO DEL DISPOSITIVO KINECT**

AUTORES:

MUÑOZ DÁVILA, JUAN PABLO

RODRÍGUEZ RAZA, RAFAEL

DIRECTORA: ING. TOBAR, JOHANNA

SANGOLQUÍ, MAYO 2017



**DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA
CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA**

CERTIFICACIÓN

Certifico que el trabajo de titulación, “**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA PLATAFORMA INTERACTIVA PARA FISIOTERAPIA CONTINUA PASIVA PARA LESIONES DEL HOMBRO CON EL USO DEL DISPOSITIVO KINECT**” realizado por los señores **JUAN PABLO MUÑOZ** y **RAFAEL RODRÍGUEZ**, ha sido revisado en su totalidad y analizado por el software anti-plagio, el mismo cumple con los requisitos teóricos, científicos, técnicos, metodológicos y legales establecidos por la Universidad de Fuerzas Armadas ESPE, por lo tanto me permito acreditarlo y autorizar a los señores **JUAN PABLO MUÑOZ** y **RAFAEL RODRÍGUEZ** para que lo sustenten públicamente.

Sangolquí, 11 de Mayo del 2017

**ING. JOHANNA BELÉN
TOBAR QUEVEDO
DIRECTORA**



DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA
CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA

AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD

Yo, **JUAN PABLO MUÑOZ DÁVILA**, con cédula de identidad N° 171963214-1, declaro que este trabajo de titulación **“DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA PLATAFORMA INTERACTIVA PARA FISIOTERAPIA CONTINUA PASIVA PARA LESIONES DEL HOMBRO CON EL USO DEL DISPOSITIVO KINECT”** ha sido desarrollado considerando los métodos de investigación existentes, así como también se ha respetado los derechos intelectuales de terceros considerándose en las citas bibliográficas.

Consecuentemente declaramos que este trabajo es de nuestra autoría, en virtud de ello nos declaramos responsables del contenido, veracidad y alcance de la investigación mencionada.

Sangolquí, 11 de Mayo del 2017

JUAN PABLO
MUÑOZ DÁVILA
C.C. 171963214-1



**DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA
CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA**

AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD

Yo, **RAFAEL RODRÍGUEZ RAZA**, con cédula de identidad N° 171861036-1, declaro que este trabajo de titulación **“DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA PLATAFORMA INTERACTIVA PARA FISIOTERAPIA CONTINUA PASIVA PARA LESIONES DEL HOMBRO CON EL USO DEL DISPOSITIVO KINECT”** ha sido desarrollado considerando los métodos de investigación existentes, así como también se ha respetado los derechos intelectuales de terceros considerándose en las citas bibliográficas.

Consecuentemente declaramos que este trabajo es de nuestra autoría, en virtud de ello nos declaramos responsables del contenido, veracidad y alcance de la investigación mencionada.

Sangolquí, 11 de Mayo del 2017

RAFAEL

RODRÍGUEZ RAZA

C.C. 171861036-1




DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA
CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA

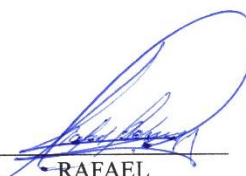
AUTORIZACIÓN

Nosotros, **MUÑOZ DÁVILA JUAN PABLO** y **RODRÍGUEZ RAZA RAFAEL**, autorizamos a la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE publicar en la biblioteca Virtual de la institución el presente trabajo de titulación “**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA PLATAFORMA INTERACTIVA PARA FISIOTERAPIA CONTINUA PASIVA PARA LESIONES DEL HOMBRO CON EL USO DEL DISPOSITIVO KINECT**” cuyo contenido, ideas y criterios son de nuestra autoría y responsabilidad.

Sangolquí, 11 de Mayo del 2017



JUAN PABLO
MUÑOZ DÁVILA
C.C. 171963214-1



RAFAEL
RODRÍGUEZ RAZA
C.C. 171861036-1

DEDICATORIA

Dedico este trabajo de tesis especialmente a mis padres, Adriano y Marcela por su constante apoyo durante toda la carrera, porque han sido de gran inspiración y ejemplo para alcanzar este logro.

A todos mis familiares que estuvieron ahí durante todas las etapas de mi vida, especialmente durante esta fase que culmina de vida universitaria.

Juan Pablo Muñoz

DEDICATORIA

A mis padres, sus enseñanzas y formación durante todos estos años han sido fundamentales para llegar a ser quien soy. Junto a ellos me he fortalecido y he aprendido a superar cualquier obstáculo y reto. Por llenarme de fuerza y amor quiero dedicar este proyecto a ustedes.

A mi hermano, por ser mi fortaleza y deseo de superación, su compañía ha sido, es y será siempre invaluable.

Rafael Rodríguez Raza

AGRADECIMIENTOS

Agradezco a Dios por darme salud y fuerza de voluntad durante toda la carrera. A mis padres Adriano y Marcela por su apoyo incondicional durante cada semestre, por sus consejos y enseñanzas antes y durante de la universidad. A mi hermano por su apoyo y soporte.

Agradezco a mis abuelos Magdalena, Carlos, Sucre y Carmen por siempre brindarme su apoyo y cariño durante todo el proceso de formación académica, por creer siempre en mí.

Mi agradecimiento también a Carolina Raza y Alberto Rodríguez por recibirme en su casa por varios días durante la realización de este proyecto de tesis. A mi compañero y amigo Rafael Rodríguez por su empeño en la realización de este proyecto.

Agradezco también a la Ing. Johanna Tobar por su constante apoyo durante todo el proceso de la tesis, igualmente al Ing. David Loza por sus consejos y apoyo. A todos los ingenieros que formaron parte en la construcción del aprendizaje obtenido.

Mi agradecimiento a todos mis amigos y familiares que también formaron parte de mi formación académica y humana, son tantos que no podría mencionarlos a todos. Gracias a todos, ustedes saben quiénes son.

Juan Pablo Muñoz

AGRADECIMIENTOS

Alberto y Carolina, no existen palabras que sepan expresar lo agradecido que estoy por su incondicional apoyo. Gracias por su incansable dedicación, por ayudarme a levantar y por enseñarme a volar. Gracias por todas sus enseñanzas y los valores instruidos, gracias por ser mi mayor soporte y fortaleza. Gracias a mi hermano Sebastián, por su carisma y actitud, porque siempre me ha comprendido y me ha acompañado en risas y alegrías. Agradezco infinitamente a mi familia por ser parte de mi vida y acompañarme en esta importante etapa que está culminando.

Agradezco a compañero de tesis y amigo Juan Pablo Muñoz, por su dedicación y constancia en la elaboración de este proyecto y por estos años de vida universitaria compartidos.

A la Ingeniera Johanna Tobar, por su apoyo y ayuda durante la elaboración de esta tesis, sus enseñanzas y consejos fueron esenciales para la culminación exitosa de este proyecto.

Gracias a todos mis amigos y familiares que siempre me apoyaron y supieron darme unas palabras de aliento.

Rafael Rodríguez Raza

ÍNDICE DE CONTENIDO

CARÁTULA

DEDICATORIA vi

AGRADECIMIENTOS viii

ÍNDICE DE CONTENIDO x

ÍNDICE DE TABLAS xiii

ÍNDICE DE FIGURAS xiv

RESUMEN xvii

ABSTRACT xviii

CAPÍTULO 1 GENERALIDADES 1

1.1. Presentación 1

1.2. Definición del problema 2

1.3. Justificación e importancia 3

1.4. Área de influencia 5

1.5. Objetivos 6

1.5.1. Objetivo general 6

1.5.2. Objetivos específicos 6

1.6. Alcance del proyecto 6

CAPÍTULO 2 ESTADO DEL ARTE 8

2.1. Introducción 8

2.2. Desarrollo 8

2.2.1. Fisioterapia 8

2.2.2. Evolución de la Fisioterapia 9

2.2.3. Protocolo de fisioterapia de hombro 12

2.2.4. Metodología fisioterapéutica 14

2.2.5. Robots y Fisioterapia 18

2.2.6. Tecnología actual 20

CAPÍTULO 3 DISEÑO MECATRÓNICO 25

3.1. Fundamentos de diseño 25

3.1.1. Biomecánica del hombro 25

3.1.2. Fisioterapia de hombro 26

3.1.3. Requisitos de diseño general 28

3.1.4.	Generación de conceptos	34
3.2.	Posicionamiento de la articulación	38
3.3.	Diseño de los componentes mecánicos	41
3.3.1.	Estación de Fisioterapia	41
3.3.2.	Exoesqueleto.....	73
3.4.	Diseño de los Componentes eléctricos y/o electrónicos	78
3.3.1.	Drivers del motor	78
3.3.2.	Sección del cableado eléctrico.....	80
3.3.3.	Elementos de protección del circuito	81
3.3.4.	Diseño del panel de control manual.	82
3.3.5.	Diseño de los sensores de protección del paciente	83
3.3.6.	Circuito esquemático de la placa de conexión central.....	83
3.5.	Diseño de los componentes del sistema del Control.....	85
3.5.1.	Esquema del sistema de control.....	85
3.5.2.	Diseño del tipo de controlador.....	85
3.5.3.	Kinect	86
3.5.4.	Programación de las rutinas de fisioterapia.	88
3.5.5.	Selección del Controlador	91
CAPÍTULO 4 IMPLEMENTACIÓN.....		93
4.1.	Implementación de la estructura.	93
4.1.1.	Fabricación y ensamble de la estructura principal.....	93
	Procedimiento de manufactura	94
4.1.2.	Fabricación y ensamble del exoesqueleto	97
4.2.	Implementación de los actuadores y mecanismo de movimiento.....	98
4.2.1.	Fabricación del eje roscado	98
4.2.2.	Ensamble de los componentes del mecanismo y sus actuadores.....	99
4.3.	Implementación de los componentes eléctricos y/o electrónicos.	99
4.3.1.	Placa del circuito impreso.....	100
4.3.2.	Control manual	101
4.3.3.	Controlador central	102
4.4.	Implementación del sistema de control.	103
4.4.1.	Configuración del Kinect.....	104
4.4.2.	Cálculo de coordenadas	105
4.4.3.	Filtro de datos	106

4.4.4.	Cálculo de L1 y L2	108
4.4.5.	Validación de ejecución de rutinas de fisioterapia	109
4.4.6.	Comunicación Serial	110
4.4.7.	Microcontrolador	111
4.5.	Implementación de la interfaz de usuario	112
CAPÍTULO 5 PRUEBAS Y RESULTADOS		117
5.1.	Pruebas del mecanismo de retracción/liberación de tensor	117
5.1.1.	Protocolo de prueba para el mecanismo	117
5.1.2.	Resultados de prueba del mecanismo	118
5.2.	Pruebas de componentes eléctricos y electrónicos	119
5.2.1.	Protocolo de prueba de sensores.....	119
5.2.2.	Resultados de funcionamiento de sensores	119
5.2.3.	Protocolo de prueba del mando de control	120
5.2.4.	Resultados de la prueba del mando de control	120
5.3.	Pruebas del sistema de control.....	121
5.3.1.	Protocolo de pruebas de coordenadas de referencia.....	122
5.3.2.	Resultados de la prueba de filtrado de datos	122
5.3.3.	Resultados de la prueba de desviación estándar	124
5.3.4.	Protocolo de pruebas de posicionamiento	127
5.3.5.	Resultados de pruebas de posicionamiento	128
5.4.	Pruebas del sistema mecatrónico	132
5.4.1.	Protoclo de prueba del sistema conjunto	132
5.4.2.	Resultados de pruebas del sistema conjunto	133
5.4.3.	Protocolo de prueba fisioterapéutica de la plataforma	137
5.4.4.	Resultados de prueba fisioterapéutica de la plataforma	137
5.5.	Resultados de costos y producción	141
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES		143
	Conclusiones.....	143
	Recomendaciones	144
REFERENCIAS		146

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Proyección de la OMS de años de vida saludable perdidos por discapacidad .	2
Tabla 2. Estadísticas hospitalarias diagnosticadas de hombro al año 2012.....	5
Tabla 3. Rango de movimiento del hombro.	26
Tabla 4. Ejercicios propuestos de fisioterapia de hombro.	27
Tabla 5. Necesidades planteadas de diseño	28
Tabla 6. Interpretación de necesidades de diseño.....	29
Tabla 7. Opciones de implementación.	31
Tabla 8. Análisis breve de conceptos: Motores	32
Tabla 9. Análisis breve de conceptos: Estructura.....	32
Tabla 10. Análisis breve de conceptos: Recubrimiento de asientos.....	32
Tabla 11. Análisis breve de conceptos: Entorno de programación	33
Tabla 12. Matriz de Selección de principio de movimiento de la extremidad.	34
Tabla 13. Conceptos generados	35
Tabla 14. Selección de concepto.	36
Tabla 15. Resultados del análisis estático de la estructura.	51
Tabla 16. Geometría de los cordones de soldadura	54
Tabla 17. Matriz de Selección de alambre tensor.....	58
Tabla 18. Características mecánicas de aceros comerciales.....	63
Tabla 19. Relación de confiabilidad con el factor a utilizar	66
Tabla 20. Selección de chumacera.....	68
Tabla 21. Matriz ponderativa de criterios del motor	70
Tabla 22. Matriz de selección del motor	70
Tabla 23. Selección del motor	73
Tabla 24. Matriz de selección de material del exoesqueleto.	75
Tabla 25. Estudio de esfuerzos de las partes del exoesqueleto.	76
Tabla 26. Matriz de selección del driver para el motor	79
Tabla 27. Corriente máxima según sección transversal de conductores de cobre.....	81
Tabla 28. Lista de elementos del control manual	82
Tabla 29. Matriz de selección de controladores	86
Tabla 30. Rutinas de fisioterapia de la estación.	88
Tabla 31. Entradas y Salidas requeridas para el microcontrolador.	91
Tabla 32. Matriz de selección del controlador.	92
Tabla 33. Listado de materiales de la estructura principal	93
Tabla 34. Procedimiento de manufactura	94
Tabla 35. Procedimiento de soldadura.....	95
Tabla 36. Valores generales de la impresión 3D	97
Tabla 37. Datos obtenidos experimentalmente entre longitud y bits.....	109
Tabla 38. Parámetros de validación de rutinas de fisioterapia.	110
Tabla 39. Protocolo de pruebas de torque	117
Tabla 40. Protocolo de pruebas de sensores.	119
Tabla 41. Resultados de las pruebas en los potenciómetros.....	119
Tabla 42. Protocolo de pruebas del mando de control.....	120

Tabla 43. Pruebas y resultados del control manual.	121
Tabla 44. Protocolo de pruebas de coordenadas de referencia.	122
Tabla 45. Coordenadas y análisis de desviación estándar y relativa.	125
Tabla 46. Protocolo de pruebas de posicionamiento.	128
Tabla 47. Ángulos alfa y beta muestreados en caso de estudio 1.....	129
Tabla 48. Ángulos alfa y beta muestreados en caso de estudio 2.....	130
Tabla 49. Resultados de las pruebas de posicionamiento.....	131
Tabla 50. Protocolo de pruebas del sistema conjunto.....	132
Tabla 51. Resultado de la encuesta realizada a estudiantes de fisioterapia.....	133
Tabla 52. Protocolo de pruebas fisioterapéuticas del sistema conjunto.....	137
Tabla 53. Resultados de prueba conjunta con Fisioterapeuta Gualotuña C.	138
Tabla 54. Evaluación cuantitativa de la plataforma.....	139
Tabla 55. Resultados de costos de producción.....	141

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Manipulador robótico asistencial de los años sesenta.....	10
Figura 2. Robot EMMA, fisioterapia robótica por medio de masajes.	11
Figura 3. Robot de fisioterapia "Lokomat".	12
Figura 4. Tipos de movimiento del hombro.	13
Figura 5. Señales del potencial de evocación motor del cerebro durante tareas.....	16
Figura 6. Robot de fisioterapia REHAROB.....	18
Figura 7. Robot de fisioterapia Armeo-Spring.....	21
Figura 8. Exoesqueleto de brazo para rehabilitación con 10 grados de libertad.	22
Figura 9. Equipo de rehabilitación Rehab-Robot.....	23
Figura 10. Prototipo de rehabilitación de codo y muñeca.....	24
Figura 11. Grados de libertad y ejes del hombro.	25
Figura 12. Principio de movimiento por tensores.	33
Figura 13. Cuadro conceptual del esquema general de la plataforma.....	36
Figura 14. Plataforma interactiva de fisioterapia de hombro.	37
Figura 15. Esquema del sistema de coordenadas del hombro.....	39
Figura 16. Esquema de vectores y tensores guía en el sistema de coordenadas.	40
Figura 17. Estación para fortalecimiento fisioterapéutico de extremidad superior.....	42
Figura 18. Esquema del diseño de la estructura de soporte.....	43
Figura 19. Análisis estático de la estructura.....	51
Figura 20. Esquema de ubicación interna de los contrapesos de estabilización.	44
Figura 21. Diagrama de cuerpo libre de la estructura.	46
Figura 22. Diagrama de la soldadura.....	52
Figura 23. Fuerzas y momentos en la unión soldada.....	52

Figura 24. Mecanismo de retracción/liberación de tensores.	57
Figura 25. DCL del esparrago	59
Figura 26. Fuerza cortante del esparrago.	60
Figura 27. Momento flector del esparrago	60
Figura 28. Relación de esfuerzo último y límite de fatiga	64
Figura 29. Diagrama para ubicación del factor de acabado superficial	65
Figura 30. Diagrama para factor de concentradores de esfuerzo	67
Figura 31. Torque desarrollado por un motor	71
Figura 32. Férula para inmovilización de antebrazo.	74
Figura 33. Diseño del exoesqueleto.	74
Figura 34. Análisis estático del modelo completo.....	78
Figura 35. Driver del motor L298N.	79
Figura 36. Conversión AWG a diámetro y sección del cable.	81
Figura 37. Circuito esquemático del control manual, indicadores y sensores.....	84
Figura 38. Esquema del sistema de control de la plataforma.	85
Figura 39. "Skeletal Tracking" Kinect.	87
Figura 40. Esqueleto humano interpretado por el Kinect.....	87
Figura 41. Diagrama de flujo de ejercicios de rutina.	90
Figura 42. Estructura de fisioterapia implementada.....	96
Figura 43. Proceso de impresión 3D del exoesqueleto.....	97
Figura 44. Exoesqueleto implementado	98
Figura 45. Mecanismo completo ensamblado	99
Figura 46. Placa PCB implementada.....	101
Figura 47. Mando/Control manual	102
Figura 48. Controlador central acoplado a la estación.	102
Figura 49. Estación de fisioterapia.	103
Figura 50. Funcionamiento y procesado de los datos captados por el Kinect.....	105
Figura 51. Código de generación y detección de articulaciones.	106
Figura 52. Diagrama de bloques del filtro promediador	107
Figura 53. Código de cálculo de longitudes L1 y L2.	108
Figura 54. Implementación en código de la relación bit-longitud.....	109
Figura 55. Sistema de coordenadas polares para ubicación del brazo en el espacio...	110
Figura 56. Comunicación Serial entre el controlador y el computador.....	111
Figura 57. Diagrama de flujo del controlador central.	112
Figura 58. Diagrama de navegación de la interfaz	113
Figura 59. Pantalla principal de la Interfaz.	114
Figura 60. Ventana de calibración de la interfaz.	114
Figura 61. Ventana de ejecución de rutinas pregrabadas de la interfaz.	115
Figura 62. Plataforma interactiva de fisioterapia para hombro.	116
Figura 63. Proceso de prueba y validación del torque de los motores.	118
Figura 64. Filtrado de datos de coordenadas X	123
Figura 65. Filtrado de datos de coordenadas X	123
Figura 66. Filtrado de datos de coordenadas Z.....	123
Figura 67. Prueba de verificación de obtención de coordenadas.	124
Figura 68. Coordenadas X sensadas y media.	126

Figura 69. Coordenadas Y sensadas y media.	126
Figura 70. Coordenadas Z sensadas y media.....	127
Figura 71. Esquema de identificación de ángulos alfa y beta.	129
Figura 72. Pruebas de posicionamiento - caso de estudio 1.....	129
Figura 73. Pruebas de posicionamiento, brazo izquierdo – caso de estudio 2.	130
Figura 74. Pruebas de posicionamiento, brazo derecho – caso de estudio 2.....	131
Figura 75. Preferencia en método de fisioterapia.	134
Figura 76. Evaluación del diseño de la interfaz	134
Figura 77. Evaluación de facilidad de uso de la plataforma.....	135
Figura 78. Evaluación de la navegación en la interfaz.....	135
Figura 79. Evaluación de la comodidad de la estación.	135
Figura 80. Estudiantes de fisioterapia encuestados durante pruebas de la estación....	136
Figura 81. Verificación de la plataforma por parte de la fisioterapeuta Gualotuña C..	139

RESUMEN

El presente trabajo de titulación corresponde al diseño e implementación de una plataforma de fisioterapia para rehabilitación de lesiones neurológicas del hombro, aplicando técnicas de movimiento continuo-pasivo y terapia de espejo. Para esto, inicialmente se realizó el estado del arte acerca de los equipos robóticos aplicados a la fisioterapia, existentes dentro y fuera del país, las técnicas de fisioterapia de espejo y del movimiento continuo pasivo. Una vez desarrollada la base teórica, se realizó el diseño de la plataforma, fundamentado en el estudio de la biomecánica del hombro, para una mejor comprensión se dividió en tres etapas principales. La primera corresponde al análisis mecánico, que involucra el estudio geométrico del movimiento, el cálculo de esfuerzos de la estructura y la selección del mecanismo para el posicionamiento de la extremidad. En la segunda se aborda el diseño e integración de los elementos electrónicos tanto para el control como para potencia, utilizados para la activación de los actuadores. En la última etapa se desarrolla la programación del lazo de control, la integración del dispositivo Kinect como referencia del sistema y el diseño de la interfaz gráfica de usuario. Finalmente se realizaron pruebas en el prototipo, comprobando el cumplimiento de todos los parámetros de diseño planteados. La estación fue evaluada por un fisioterapeuta del Sistema Integrado de Salud de la ESPE y por una muestra de 10 estudiantes de fisioterapia, quienes probaron el funcionamiento del equipo, validando los principios de terapia física propuestos.

PALABRAS CLAVE

LESIONES NEUROLÓGICAS

MOVIMIENTO CONTINUO-PASIVO

TERAPIA DE ESPEJO

DISPOSITIVO KINECT

ABSTRACT

The current project corresponds to the design and implementation of a physiotherapy platform for the rehabilitation of neurological injuries of the shoulder, applying techniques of continuous-passive movement and mirror therapy. Initially an investigation about the robotic equipment applied to physiotherapy was made, analyzing the devices developed inside and outside the country, the principles of mirror therapy and Continuous Passive Motion. The design of the station was based on the study of shoulder biomechanics and, for a better comprehension, was divided into three main steps. The first one corresponds to the mechanical analysis, which involves the geometric movement study, calculation of structure efforts and selection of the mechanism for the positioning of the limb. The second step it's about the design and integration of the electronics for both control and power elements, used for the activation of the actuators. In the last phase it's developed the programming of the control loop, the integration of the Kinect device as a reference for the system and the design of the graphical user interface. Finally, tests were made on the prototype, verifying compliance with all of the design parameters proposed. The station was evaluated by a physiotherapist of "Sistema Integrado de Salud" of ESPE, and by a group of 10 physiotherapy students, who tested the operation of the equipment, validating the physical therapy principles.

KEYWORDS

NEUROLOGICAL INJURIES

CONTINUOUS-PASSIVE MOVEMENT

MIRROR THERAPY

KINECT DEVICE

CAPÍTULO 1

GENERALIDADES

1.1. Presentación

La fisioterapia es en esencia el conocimiento y tratamiento de enfermedades del ser humano desde el punto de vista del movimiento físico. Es independiente a la medicina tradicional ya que se enfoca en el desarrollo adecuado de los sistemas motrices del cuerpo y cómo estos afectan la cinética del mismo. Ofrece una alternativa que deja de lado los fármacos para enfocarse en una opción terapéutica.

La fisioterapia se utiliza en casos donde el paciente ha perdido, o se encuentra en riesgo de perder o afectar el movimiento normal de alguna parte de su cuerpo de manera temporal o permanente. Al tratar el movimiento se asiste las funciones físicas de las articulaciones para que el paciente pueda tener un desenvolvimiento diario normal (a medida de lo posible). Todos los tratamientos que ofrece la fisioterapia emplean técnicas cuya efectividad ha sido demostrada científicamente; tomando en cuenta las propiedades biológicas y físicas de las distintas partes del cuerpo.

Inicialmente, la inclusión de robots en la fisioterapia fue una idea concebida en los años ochenta, sin embargo no tuvo gran acogida debido a la cantidad de accidentes relacionados con los autómatas. Con el paso del tiempo, el campo de la robótica ha mejorado, permitiendo un mejor control sobre estos, asegurando así la comodidad, seguridad y eficiencia del tratamiento. Originalmente se pensaba en adecuar robots industriales a las terapias, y con el paso del tiempo se fueron diseñando autómatas más especializados para las distintas lesiones que requieren tratamiento terapéutico. (Toth y Ermolaev, 2006).

Actualmente la fisioterapia se complementa de robots para los tratamientos, especialmente en lesiones del tipo neurológico que ocasionan parálisis de ciertas partes del cuerpo. Al juntar las ciencias médicas con la ingeniería se han notado avances valiosos en la efectividad del tratamiento pues se pueden programar

secuencias de movimientos más exactas y con una fuerza acorde a las necesidades de cada paciente.

1.2. Definición del problema

Los traumatismos sufridos por diversas causas, entre ellas accidentes, derrames cerebrales e incluso infartos pueden dejar varias secuelas en la salud de manera temporal o inclusive permanente. Una de las consecuencias más graves es el traumatismo neurológico, en el cual los músculos no reciben señales nerviosas y por ende no realizan el movimiento que se desea. Esta afección contribuye en un 4% de los años de vida saludable perdidos por discapacidades [AVPD¹] como lo indica la Tabla 1.

Tabla 1.

Proyección de la OMS de años de vida saludable perdidos por discapacidad

Dolencia	2005		2015		2030	
	AVPD (100 000 hab)	Porcentaje del total de AVPD	AVPD (100 000 hab)	Porcentaje del total de AVPD	AVPD (100 000 hab)	Porcentaje del total de AVPD
Lesiones neurológicas	425.4	4.80%	393.5	4.72%	360.8	4.6%

Proyección de los AVPD asociados a lesiones neurológicas. Los datos corresponden al AVPD por cada 100 000 habitantes a nivel mundial.

Fuente: (Organización Mundial de la Salud [OMS], 2006).

Los afectados por lesiones neurológicas y aquellas personas que han sufrido algún tipo de traumatismo o lesión en el hombro requieren de tratamientos para ejercitar su articulación. Estos ejercicios generalmente son asistidos por un médico manualmente y toman mucho tiempo en su recuperación.

La inclusión de la robótica en procedimientos de fisioterapia supone una reducción del tiempo de tratamiento que requiere el paciente. Sin embargo, existen ciertas limitantes que dificultan el acceso a esta técnica de rehabilitación. El primer inconveniente es la difícil adquisición de los equipos pues su costo es elevado y esto se refleja en los altos valores a cancelarse por sesión recibida. Adicionalmente, las

¹ Herramienta para evaluar mortalidad y morbilidad. Útil mundialmente para valorar las políticas y tratamientos de salud pública. (Sassi, 2006)

lesiones neurológicas no son tan comunes como otros traumatismos, por lo cual existe poca variedad de establecimientos que ofrezcan esta modalidad de terapia.

En el país existen muy pocos centros médicos que cuentan con tecnología avanzada para tratar lesiones neurológicas. Los hospitales que poseen estos equipos son públicos, por lo que el tratamiento es gratuito para los pacientes. Sin embargo, al encontrarse en solo dos localidades (Quito y Guayaquil) y debido a la larga duración del tratamiento muchas personas no pueden acceder a la terapia o simplemente desconocen de esta. La adquisición de más equipos se vuelve un inconveniente tanto para el estado como para clínicas privadas debido a su alto precio.

1.3. Justificación e importancia

Ecuador actualmente cuenta con varios centros médicos públicos que brindan tratamientos de fisioterapia, mediante los cuales los pacientes pueden tratar sus lesiones y recuperar la movilidad de extremidades que resultaron afectadas por algún accidente o lesión. Dos de estos centros, ubicados en Quito y Guayaquil, cuentan con tecnología robótica avanzada, la cual facilita y mejora el proceso de rehabilitación. Sin embargo, la accesibilidad a la misma es limitada por el gran número de pacientes y falta de equipos.

El gobierno del Ecuador ha invertido un alto porcentaje de recursos en salud. En 2012 se invirtió el 24.5% del gasto público en este sector y ese mismo año se adquirieron los equipos Lokomat y Armeo Spring (Instituto Ecuatoriano de Seguridad Social [IESS], 2016). Los equipos citados se distribuyeron en centros de salud pública del país; en Pichincha, el centro que cuenta con esta tecnología es el Hospital Carlos Andrade Marín.

Según el Instituto Nacional de Estadísticas y Censos (INEC, 2014) en el Anuario de “Estadísticas Hospitalarias Camas y Egresos 2014”, el total de lesiones, fracturas y otros traumatismos de hombro es de 7823 personas al año. Ellos requieren, en diferente medida, un tratamiento terapéutico de dicha articulación. Según la neuróloga Irene Pulido (citada en Guillén, 2016), la causa principal de lesiones o

daños en hombros que requieren de tratamientos fisioterapéuticos, es principalmente accidentes de tránsito.

Existen evidencias moderadas sobre la efectividad de distintos tratamientos, asegurando que forzar el movimiento a través de poleas provoca un dolor intenso. Consecuentemente esto debe evitarse ya que en ninguna rehabilitación debe existir dolencia inducida. Por otro lado, los movimientos suaves asistidos por terapeutas reducen en gran nivel el dolor en la articulación afectada (Murie-Fernández, et al., 2011). Debido a esto, cualquier sistema robótico que cumpla con estos parámetros es ideal para la fisioterapia. Como afirma el investigador post-doctoral Antonio del Ama (citado en EFE, 2013) del Hospital de Toledo para Parapléjicos, el uso de robots permite una mayor independencia y progreso durante la terapia en personas que sufrieron lesiones, tanto musculares como neuronales.

Actualmente muchos de los sistemas de rehabilitación son complejos y su adquisición resulta muy costosa y difícil para centros de salud tanto públicos como privados. Algunos ejemplos de dichos equipos, con metodología de rehabilitación Continua-Pasiva, son:

- Medical Orthopedics shoulder joint rehab system – \$1800.
- Optiflex S/Artromot Shoulder CPM - \$6600.
- Isokinetic kinesiological rehabilitation equipment for shoulder - \$3150.
- Kinetec Centura Anatomical Shoulder CPM Machine - \$5300.
- Armeo Spring (equipo presente en el IESS) - \$8000.

Con el desarrollo del proyecto de titulación: “Diseño y Construcción de una Plataforma Interactiva para Fisioterapia Continua Pasiva para Lesiones del Hombro con el uso del Dispositivo Kinect”, se plantea la posibilidad de colaborar a la salud pública, permitiendo la accesibilidad a más usuarios. El proyecto propone un proceso de rehabilitación que ha probado ser más eficiente y cómodo en pacientes que han sufrido accidentes y/o pérdida de movilidad de la articulación del hombro derecho

por un daño neurológico o traumatismos. Se plantea un valor estimado del prototipo de \$1500. El proyecto permitirá que se realicen ciertos ejercicios fisioterapéuticos de manera que, en conjunto con otros ejercicios dictados por un especialista, puedan volver a realizar las actividades diarias lo más normalmente posible.

1.4. Área de influencia

El proyecto se enfoca en personas que han sufrido parálisis, lesión o algún tipo de traumatismo neurológico a nivel del hombro derecho. El propósito será que ayude al paciente en las etapas de fisioterapia, de manera que el tratamiento sea cómodo, fácil de instalar y utilizar. En la Tabla 2 se muestran los traumas diagnosticados en el Ecuador en el año 2014 (INEC, 2014), relacionados al hombro.

Tabla 2.

Estadísticas hospitalarias diagnosticadas de hombro al año 2012

DIAGNÓSTICO	# CASOS
Lesiones de hombro	1298
Traumatismo superficial del hombro y del brazo	268
Herida del hombro y del brazo	232
Fractura de hombro y brazo	5486
Traumatismo de tendón y músculo a nivel del hombro y del brazo	159
Traumatismo por aplastamiento del hombro y del brazo	6
Amputación traumática del hombro y del brazo	15
Traumatismo de nervios a nivel del hombro y brazo	24
Otros traumatismos y los no especificados del hombro y del brazo	359
TOTAL	7847

Estadísticas hospitalarias de diagnósticos relacionados a lesiones, traumas y afecciones de hombro.
Fuente: (INEC, 2014)

Alrededor de ocho personas diarias visitan el Hospital Carlos Andrade Marín para el tratamiento de fisioterapia robotizada, la cual dura una hora y debe extenderse por lo menos un año (IESS, 2016b). De igual manera, en Guayas, en el Hospital de Durán se atiende a 50 pacientes por mes. (IESS, 2016a). El proyecto beneficia a un sector

de la sociedad que requiere de un servicio personalizado en su rehabilitación; significa también un gran impacto socio-económico para quienes no pueden pagar altos tratamientos de rehabilitación y fisioterapia.

1.5. Objetivos

1.5.1. Objetivo general

Diseñar y construir una plataforma interactiva para fisioterapia continua pasiva para lesiones del hombro con el uso del dispositivo Kinect.

1.5.2. Objetivos específicos

- Diseñar y construir las estructuras de soporte y mecanismos de movimiento de la articulación (hombro).
- Diseñar e implementar la instrumentación y el dispositivo Kinect para el control de movimientos del paciente.
- Programar el controlador para controlar el sistema e integrarlo a la interfaz de usuario interactiva.
- Integrar todos los sistemas constituyéndolos en un solo sistema Mecatrónico.

1.6. Alcance del proyecto

Diseñar y construir una plataforma interactiva que ayude en el tratamiento fisioterapéutico a pacientes que han sufrido traumatismos o lesiones neurológicas y producto de ello la movilidad del hombro derecho se ve afectada. Por medio de un tratamiento con movimientos continuos pasivos asistidos por la estación, se busca

ayudar al paciente a recuperar progresivamente la movilidad en medida de lo posible (dependiendo de la lesión sufrida).

La plataforma constará de una estación donde el paciente se sentará para recibir la fisioterapia. Un exoesqueleto en el brazo derecho brindará soporte a la extremidad del paciente y por medio de tensores y poleas acoplados al mismo se realizará la terapia. Frente al paciente se tendrá un computador con una Interfaz de Usuario y un dispositivo Kinect. Se incluirá sensores que protejan la integridad del paciente e indicadores para que se sepa el estado de la plataforma.

La estación de fisioterapia contará con rutinas de ejercicio interactivas descritas a continuación:

Rutinas de ejercicio: se replicará los movimientos realizados por el brazo sano del paciente en el brazo afectado. Por medio del Kinect se sensorará la posición del brazo sano y realizará el control correspondiente para que el otro brazo alcance la misma posición. Se realizarán ejercicios básicos de fisioterapia en un número de repeticiones previamente seteado.

Para las pruebas con el prototipo se contará con el apoyo de fisioterapistas del Sistema Integrado de Salud de la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE. El personal citado, acompañará en el proceso de diseño y pruebas, asistiendo y validando resultados. Los ejercicios a realizar, rutinas, repeticiones, duración y complejidad serán sugeridos y guiados por los mismos.

CAPÍTULO 2

ESTADO DEL ARTE

2.1. Introducción

El presente estado del arte aborda un estudio sobre las técnicas fisioterapéuticas utilizadas para terapia de hombro y la incursión de la robótica y mecatrónica en campos médicos. Para ello, es preciso comprender cuándo y cómo se debe recurrir a un tratamiento de fisioterapia y las diferentes técnicas para recuperar la movilidad. Igualmente se debe conocer las metodologías empleadas en fisioterapia, su efectividad y los beneficios y desventajas que presentan. Finalmente, se expone el aporte de la robótica-médica a la fisioterapia y se le dedica un importante segmento del capítulo a la investigación de máquinas y aparatos robóticos con fines fisioterapéuticos y la nueva tecnología que está surgiendo en dicho campo.

2.2. Desarrollo

2.2.1. Fisioterapia

La Confederación Mundial de Fisioterapia puntualiza que el enfoque de la terapia física es brindar servicios a las personas para desarrollar, conservar y restituir el movimiento y la capacidad funcional. “Incluye la prestación de servicios en circunstancias donde el movimiento y la función están amenazados por envejecimiento, lesión, dolor, enfermedades, trastornos, condiciones o factores ambientales” (Confederación Mundial de Fisioterapia [WCPT], 2015).

Inicialmente la fisioterapia se ocupaba de procurar ejercicios, tensiones, masajes y manipulaciones asistidas por un especialista. Los objetivos de los procedimientos fisioterapéuticos actualmente son: la promoción de la salud, prevención de deficiencias, tratamiento restaurativo y adaptación del medio para maximizar la calidad de vida de las personas (WCPT, 2015).

2.2.2. Evolución de la Fisioterapia

Como puntualiza Gallego (2007) en su libro “Bases teóricas y fundamentos de la fisioterapia”, es importante conocer el inicio y desarrollo de la fisioterapia a lo largo de la historia para poder comprender cómo se llegaron a las técnicas y procedimientos actuales.

Efrén del Hoyo (2011) en su artículo “Historia de la fisioterapia”, concluye que los métodos sugeridos en el transcurso de los años se han ido sumado paulatinamente y suponen la creación de las técnicas actuales que ofrecen más eficiencia en sus resultados. El uso de agentes físicos, ejercicios y la cinesiterapia siguen siendo tratamientos utilizados hasta la actualidad, algunos incluso con la ayuda de máquinas y acompañados de medicina moderna.

Los agentes físicos fueron los primeros en aparecer históricamente como métodos para sanaciones, usando sólo recursos naturales como el agua, barro y otros elementos. Posteriormente se emplearon masajes, ejercicios y movimientos tanto activos como pasivos, completando así las bases actuales de la fisioterapia. Hoy en día se ha corroborado científicamente las propiedades y eficiencia de todos los métodos utilizados a lo largo de la historia; además la implementación de nuevas tecnologías permite mejorar las distintas técnicas existentes (Horacio, 2006).

La Fundación ONCE (2008) en su artículo “Tecnologías con sentido”, afirma que la robótica es uno de los campos tecnológicos que más avance ha tenido en las últimas décadas y tiene una gran aplicación en diversos campos, uno de ellos la medicina y la fisioterapia. Actualmente las personas no quieren solamente sanar su enfermedad, sino tener un incremento en su bienestar; razón por la cual se han

incluido a los robots dentro de los tratamientos. Los primeros sistemas utilizados fueron el dispositivo CASE, introducido en los años sesenta y el manipulador del rancho “Los Amigos” (Sabater, Azorín, Pérez, García y Menchón, 2008), ver Figura 1.

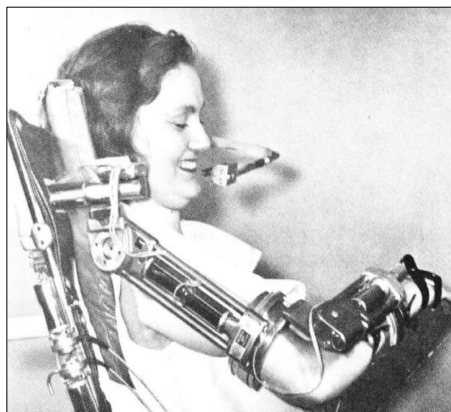


Figura 1. Manipulador robótico asistencial de los años sesenta.

Los tratamientos más efectivos de fisioterapia desde sus inicios han sido los masajes y los movimientos asistidos, ambos pueden realizarse actualmente con ayuda de robots. En el artículo “Robot therapist hits the spot with athletes” publicado por Kok (2016) se detalla el funcionamiento del robot Emma, por sus siglas en inglés “Expert Manipulative Massage Automation” que realiza fisioterapia por medio de masajes. El robot aún se encuentra bajo pruebas, sin embargo los resultados obtenidos han sido exitosos en múltiples pacientes, incluidos deportistas. Este robot tiene como ventajas la precisión al aplicar masajes y el uso de fuerza adecuada según la lesión. La máquina en funcionamiento se puede apreciar en la Figura 2.

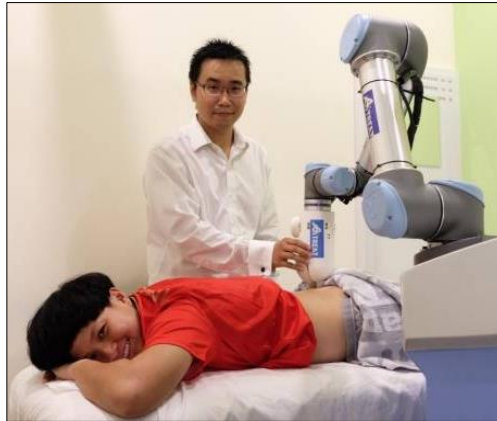


Figura 2. Robot EMMA, fisioterapia robótica por medio de masajes.

La fisioterapia ha crecido bastante en temas de investigación y desarrollo tecnológico y se han perfeccionado nuevos aparatos y técnicas. Su enfoque a futuro es desarrollar mejores procedimientos, específicos para cada patología y sustentarse paralelamente de nuevas herramientas tecnológicas, una de ellas los robots, como revela el artículo “Multicenter Randomized Clinical Trial Evaluating the Effectiveness of the Lokomat in Subacute Stroke” (Hidler, Nichols, Pilliccio, Brady y Campbell., 2009).

Uno de los robots comerciales más popular es el “Lokomat”, un autómatas que soporta el peso del cuerpo y permite realizar rehabilitación de piernas a personas que han sufrido alguna lesión en dichas extremidades. En la Figura 3 se puede observar el robot Lokomat en un proceso de terapia física. Los resultados, según un estudio realizado a lo largo de 20 años en pequeños grupos, muestran que utilizar un exoesqueleto que mueva los músculos de manera pasiva resulta más efectivo que la terapia convencional (Hidler, Nichols, Pelliccio, Brady y Campbell, 2009).



Figura 3. Robot de fisioterapia "Lokomat".

2.2.3. Protocolo de fisioterapia de hombro

Las lesiones en el hombro son muy comunes y se originan por diversas causas. En la actualidad el diagnóstico de patologías de hombro se identifica como un desafío y su mal funcionamiento resulta en una gran repercusión a la calidad de vida. Constituye también una de las principales causas de consulta fisioterapéutica (Cerdeño, Vírseda y Peña, 2011).

El protocolo de rehabilitación de hombro busca recuperar la movilidad de dicha articulación después de haber sufrido algún tipo de traumatismo o una etapa anterior de inmovilización. Otras aplicaciones de fisioterapia tienen por objetivo disminuir o suprimir el dolor en el hombro y su grupo muscular; dichas lesiones pueden originarse por tendinitis, posturas erróneas, lesiones, entre otras (Traumatología Hellín, 2015).

El Departamento de Servicios de Salud de la Universidad de Princeton (Princeton University-UHS, s.f.) plantea una serie de pasos previos a la terapia que en orden de aplicación son: protección del área afectada, descanso de la articulación, crioterapia (aplicación de hielo o compresas frías), inmovilización (en caso de inflamación) y finalmente actividades de rehabilitación. La Academia Americana de Cirujanos Ortopédicos ([AAOS], 2012) sugiere un protocolo de fisioterapia para rehabilitación del hombro que consta de dos elementos: flexibilidad y fuerza.

La flexibilidad es importante puesto que ayuda a recuperar el rango de movimiento normal de la articulación. Para ello se debe realizar estiramiento de los músculos involucrados, ayudando a prevenir lesiones durante la terapia, reduciendo dolor muscular y manteniendo los músculos flexibles. En segundo lugar se encuentra el fortalecimiento del hombro, dando estabilidad a la articulación. Conservar los músculos fuertes ayuda a disminuir la dolencia y previene heridas futuras. El protocolo resalta la importancia de que durante el tratamiento no exista dolor alguno (AAOS, 2012).

La fisioterapia mediante los ejercicios de rehabilitación ayuda a la recuperación del hombro y ejercita los tipos de movimiento descritos en la Figura 4. Un ejercicio constante y vigilado por un especialista ha demostrado ayudar a restaurar el movimiento normal de la articulación² y su flexibilidad; así como el desarrollo gradual de las actividades diarias y recreacionales, que evidencian una recuperación completa (AAOS, 2012).

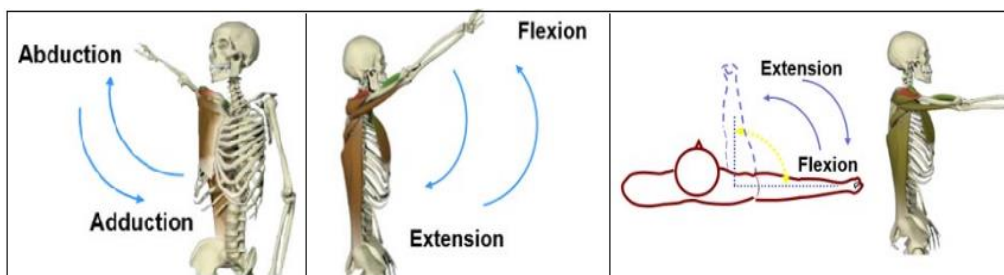


Figura 4. Tipos de movimiento del hombro.

El Grupo de Fisiatras del Hospital de Rehabilitación - IGSS ([GFHR-IGSS], 2013) en su guía titulada “Manejo Rehabilitativo del Hombro Doloroso” asevera que la intervención fisioterapéutica presenta una notable mejoría a corto plazo en afecciones del hombro. Mediante la gran gama de metodologías existente se logra disminuir el dolor, reducir espasmos musculares, facilitar la cicatrización, aumentar la movilidad, prevenir deterioro y fortalecer el músculo.

² La recuperación de la movilidad total del hombro dependerá del tipo de lesión y la gravedad de la misma (Servicio de Rehabilitación de Hospitales Nisan, 2013).

Los ejercicios de estiramiento y fortalecimiento utilizados durante la fisioterapia de hombro ayudan a reducir síntomas y permiten identificar anomalías en la movilidad y actividades musculares (GFHR-IGSS, 2013).

2.2.4. Metodología fisioterapéutica

2.2.4.1. Terapia de espejo

La parálisis del miembro superior es uno de los síntomas más comunes en los pacientes que experimentan lesiones neurológicas, y más del 50% de pacientes que sufrieron de hemiplejía tienen una disminución en la funcionalidad del brazo de manera permanente. El estudio “The Mirror Therapy Program Enhances Upper-Limb Motor Recovery and Motor Function in Acute Stroke Patients” confirma que la terapia de espejo es efectiva como tratamiento adicional a los métodos tradicionales en pacientes con afecciones neurológicas graves y podría a futuro ser utilizada como un procedimiento estándar en clínicas o en el hogar (Lee, Chong y Song, 2012).

Como se menciona en el artículo: “Terapia en Espejo” realizado por el servicio de neurorehabilitación de Hospitales Nisa (2013), esta herramienta de rehabilitación ha mostrado gran efectividad en el tratamiento de pacientes que han sufrido lesiones después de traumatismos de varios tipos. Ha probado ser eficiente en personas que después de una amputación sufren el síntoma del miembro fantasma, manifiesta eficiencia en tratamientos de lesiones que requieren fisioterapia, y es especialmente efectiva en pacientes que han sufrido de daños neurológicos y perdieron la movilidad de alguna parte del cuerpo. Esta terapia tiene buenos resultados en la disminución del dolor durante los tratamientos.

“La terapia de espejo se puede aplicar como una intervención adicional en la rehabilitación de pacientes posterior a las lesiones, pero no hay una conclusión clara sobre si puede reemplazar otras intervenciones

para mejorar la capacidad motora” (Thieme, 2013). La terapia junto a otras técnicas, ha mejorado la efectividad de la rehabilitación en el paciente, permitiéndole realizar actividades diarias con mayor facilidad y reduciendo el dolor de manera gradual (Banti 2014).

Actualmente la efectividad de la terapia de espejo se está enfocando mucho a pacientes que han sufrido algún daño cerebral que limita o, en casos más graves, impide el movimiento de una parte del cuerpo. Por lo general el tratamiento resulta efectivo cuando los pacientes sufren de hemiparesia o en quienes perdieron la movilidad de una de sus extremidades debido a alguna lesión o algún accidente cerebrovascular (Quintero, 2016).

Al aplicarse de manera intensiva (sesiones de 15 a 30 minutos al día y dos a seis veces por semana) se puede observar mejoras en alrededor de dos meses. La duración y frecuencia del tratamiento dependen mucho de la severidad de la lesión y los tiempos establecidos de recuperación pueden variar entre personas. Muchos factores influyen en el tiempo de recuperación, desde la disposición y actitud del paciente, hasta el tiempo e intensidad de la fisioterapia (Servicio de Rehabilitación de Hospitales Nisan, 2013).

El estudio realizado por Kenji Fukumura y Kenichi Sugawara (2006) titulado “Influence of mirror therapy on human motor cortex” logró determinar que la terapia de espejo resulta efectiva para estimular el potencial motor evocado, lo que significa que logra alterar de manera positiva el mecanismo neuronal. Además facilita la visualización mental del miembro paralizado en movimiento. En la Figura 5 las primeras tres gráficas son señales motoras del cerebro sin la presencia del espejo; las últimas representan dichas señales con el uso de la técnica descrita.

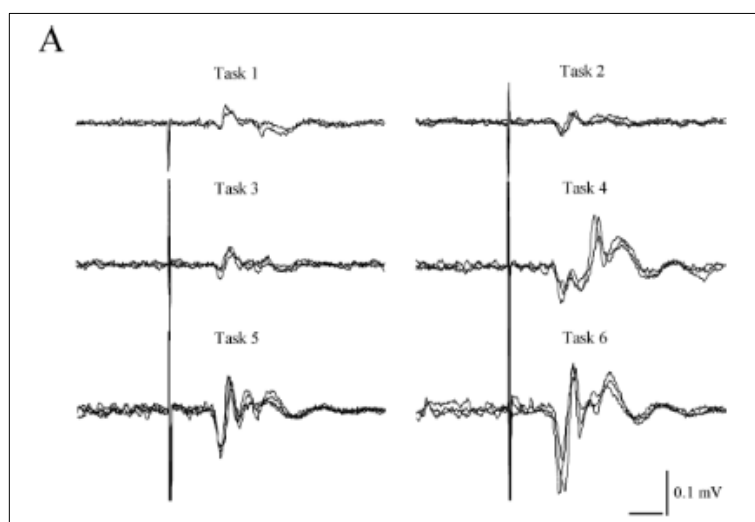


Figura 5. Señales del potencial de evocación motor del cerebro durante tareas Sin terapia de espejo (1,2 y 3) y con terapia de espejo (4,5 y 6).

2.2.4.2. Terapia de movimiento continuo pasiva

Desde el tiempo de Aristóteles, existieron dos tipos de tratamientos para lesiones: la inmovilización y el movimiento; sin embargo en 1980 varios estudios demostraron tanto experimental como clínicamente que la restricción del movimiento en extremidades que sufrieron lesiones causa a largo plazo daños fisiológicos (McCarthy, O'Donoghue, Yates, Yates-McCarthy, 1992).

Las técnicas de la rehabilitación son cada vez más eficientes para el tratamiento de afecciones que anteriormente se creían intratables; como son las lesiones neurológicas causadas comúnmente por accidentes cardiovasculares. La terapia por movimiento continuo pasivo es uno de los métodos recientemente implementados conjuntamente con la introducción de máquinas en el proceso de fisioterapia. Los autómatas permiten realizar un movimiento continuo, asistiendo en la realización de los ejercicios de la extremidad afectada, sin requerir esfuerzo por parte del paciente. (Lynch et al, 2016)

Según el artículo “Home Continuous Passive Motion Machine Versus Professional Physical Therapy Following Total Knee Replacement”, al

comparar los resultados de la terapia continua-pasiva en casa con la ayuda de un robot, versus la terapia hecha por un profesional no se obtuvo ninguna diferencia representativa en cuanto a los resultados de motricidad, sin embargo a largo plazo, los costos fueron menores al realizar la terapia en casa. El estudio tuvo como conclusión que el 95% de las personas tratadas con el autómatas en casa resultaron satisfechos con la experiencia; el 5% restante tuvo incomodidades principalmente por la complejidad del uso de la máquina (Worland, et al, 1998).

Con el tiempo, la inclusión de máquinas autómatas ha mejorado de manera considerable la eficiencia de los tratamientos asistiendo al paciente en la movilización del musculo o articulación a tratar. Esta terapia tiene el nombre de movimiento pasivo continuo o también auto-pasivo o auto-asistido (Sabater, 2007). Según el doctor Robert Salter (2014), en su artículo publicado en el “Journal of Rheumatology”, el problema principal con las máquinas existentes para realizar estos tratamientos es su elevado precio inicial, lo cual dificulta su adquisición en clínicas y hospitales. Consecuentemente incrementa también el costo que deben pagar los pacientes por tratar su afección.

El CPM (Continuous Passive Motion) tiene como ventaja principal la aceleración en la recuperación de los pacientes. Se realizaron 14 estudios a 952 personas que habían sufrido una sustitución total de la rodilla. Un porcentaje de los individuos evaluados se sometió a un tratamiento con movimientos continuo-pasivos; el resto a fisioterapia normal. La investigación demostró que el primer grupo logró alcanzar una flexión de 90 grados con una ventaja de 4.5 días por sobre las personas que no se sometieron a un tratamiento con CPM (Salter, 2014).

Según el artículo publicado por Toth, Fazekas y Arz (2006), de título “Passive Robotic Movement Therapy of the Spastic Hemiparetic Arm with REHAROB: Report of the First Clinical Test and the Follow up System Improvement”, un gran beneficio de la inclusión de autómatas en procesos de fisioterapia es la reducción del tiempo de cada ejercicio. Esto permite

realizar más repeticiones y obtener una recuperación más pronta. En la Figura 6 se puede observar el robot REHAROB desarrollado por Toth, Fazekas y Arz con un paciente.



Figura 6. Robot de fisioterapia REHAROB

La rehabilitación por medio de terapia continuo-pasiva es por lo general usada solamente en etapas iniciales del tratamiento pues sirve para ampliar el rango de movilidad y evitar el atrofiamiento de los músculos sin embargo no ayuda a su fortalecimiento (Cyrus, 2009). Además, otro beneficio de usarlo como método de fisioterapia inicial es que ayuda a disminuir el dolor de manera significativa. En varios casos se logra reducir la dolencia hasta 3 meses después del tratamiento; posterior a dicho periodo el dolor es igual al de una terapia regular (Sánchez, Rodríguez y González, 2015).

2.2.5. Robots y Fisioterapia

En la actualidad existen varias máquinas autómatas orientadas al campo de la fisioterapia. Se enfocan especialmente en pacientes con lesiones cerebrales que han degenerado a problemas neurológicos, impidiendo la movilización de sus

miembros. Los robots son utilizados principalmente en la etapa inicial del tratamiento (Vaca, et al., 2013).

Por lo general se utilizan exoesqueletos o dispositivos externos que realizan movimientos científicamente fundamentados de manera que no causen daños a los músculos y articulaciones del paciente. Como especifica Pignolo (2009), los robots utilizados durante los tratamientos deben cumplir con ciertos requisitos que son:

- Imitar movimientos naturales.
- Poseer facilidad de control (Incrementa la seguridad del equipo).
- Permitir el control de avances del paciente.
- Permitir sesiones intensivas para mejorar el tratamiento inicial.

Vaca, et al. (2013) describen puntualmente cuáles son las ventajas que supone el uso de robots y exoesqueletos más avanzados y precisos sobre tratamientos tradicionales:

- Proveen mayor estabilidad y una mejor guía en los movimientos de la extremidad.
- Reproducen movimientos con un alto número de grados de libertad
- Permiten la implementación de dispositivos hápticos para la replicación de movimientos en el paciente.
- Poseen diseño modular, es decir, son lo suficientemente flexibles para operar según las necesidades de cada paciente.

La rehabilitación de extremidades asistida por robots es un campo que se encuentra en rápido desarrollo y cada vez tiene mayor aceptación por parte de pacientes y médicos. “Varias asociaciones clínicas han demostrado que la terapia asistida por robots puede ser útil y comparable con métodos tradicionales, no hay desventajas en su efectividad” (Vaca, 2014).

En la Universidad Politécnica de Madrid, el Centro para la Automatización y Robótica ([UPM-CSIC], 2016) se desarrolló un exoesqueleto para rehabilitación

de hombro. El estudio realizado afirma que las terapias asistidas por sistemas robóticos inteligentes reducen el tiempo de recuperación del paciente. El exoesqueleto desarrollado supone también una gran ayuda para la medicina y los especialistas de fisioterapia, asistiendo en el trabajo diario y registrando el avance del proceso de rehabilitación (UPM-CSIC, 2016).

Un estudio del *Journal of Rehabilitation Research and Development*, realizado por Prange, Jannink, Groothuis-Oudshoorn, Hermens e IJzerman (2006), afirma que la terapia asistida por robots en extremidades superiores muestra importantes mejoras en el control motriz del hombro y codo, a corto y largo plazo. Sostiene también que una recuperación motriz elevada es posible mediante la intervención de terapia robótica. Recobrar el control motor de las extremidades se muestra más prometedor después de una asistencia robótica comparada a rehabilitación convencional; ejemplos de esto son la posibilidad de aplicar una mayor intensidad de movimientos y el uso de modalidades de entrenamiento más efectivas (Prange, et al., 2006).

2.2.6. Tecnología actual

La robótica ha ganado mucho espacio en el campo de la fisioterapia y rehabilitación. Alrededor de todo el mundo se han realizado muchos estudios, prototipos y equipos comerciales relacionados a la asistencia robótica del paciente en su terapia. Los dispositivos e investigaciones realizadas abarcan muchos campos, siendo los más frecuentes el uso de exoesqueletos y equipos enfocados al movimiento de extremidades superiores e inferiores.

Existen numerosos dispositivos desarrollados alrededor del mundo, entre ellos los elaborados por la compañía Hocoma. Uno de los equipos sobresalientes de la empresa es “Armeo”. El sistema cuenta con tres versiones: Armeo Spring (ver Figura 7), ArmeoPower y ArmeoBoom. Está enfocado al tratamiento terapéutico asistido para personas que han sufrido accidentes cerebro-vasculares,

lesiones físicas o trastornos neurológicos resultando en pérdida de movilidad de brazos y manos (Hocoma-Armeo, 2015).

El concepto de Hocoma es la verificación de la fuerza impartida por el paciente y una ayuda progresiva para alcanzar los objetivos de movimiento. El software motiva a los usuarios para alcanzar un mayor número de repeticiones, logrando mejores resultados y una recuperación más rápida debido a una respuesta activa del paciente hacia la fisioterapia (Hocoma-Armeo, 2015).



Figura 7. Robot de fisioterapia Armeo-Spring.

En el artículo “A Bioinspired 10 DOF Wearable Powered Arm Exoskeleton for Rehabilitation” de Manna y Bhaumik (2013) se detalla el diseño de un exoesqueleto, encargado de la rehabilitación del brazo y mano. Su diseño se enfoca al confort del paciente y posee una interfaz de usuario que asiste al usuario dentro de las sesiones de fisioterapia. El desarrollo de dicho exoesqueleto resultó en un sistema que imita el rango de movimiento de un brazo humano casi de manera idéntica, ver Figura 8. Se concluye en el artículo que el sistema puede ser utilizado como asistencia para personas inmovilizadas.

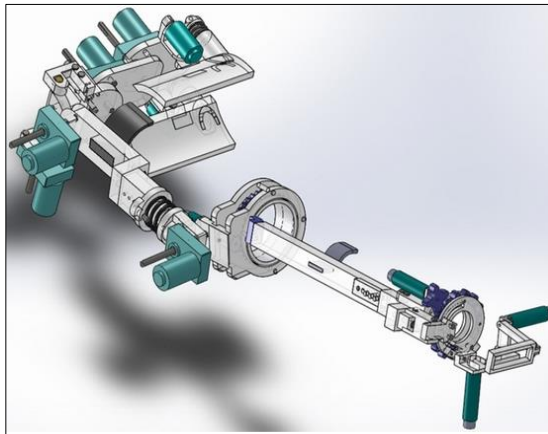


Figura 8. Exoesqueleto de brazo para rehabilitación con 10 grados de libertad.

En el Centro de Automatización y Robótica de la Universidad Politécnica de Madrid se desarrolló un Exoesqueleto Robótico para rehabilitación del hombro. Sus autores afirman que es simple y de fácil adaptación. Por medio de este equipo se logra una terapia más eficiente. Según García C., (citada en Science Daily, 2016) el equipo logra un mejor control de tendones, músculos, ligamentos y huesos. El sistema es fácil de usar, económico y configurable a cualquier usuario; sus ventajas son una disminución en el tiempo de recuperación necesario y un acceso a registros del progreso de cada paciente (UPM-CSIC, 2016).

En el Tecnológico de Monterrey se desarrolló también un robot enfocado a rehabilitación. El Rehab-Robot, ver Figura 9, diseñado por dos estudiantes de dicha universidad, asiste a la flexión del brazo, no se enfoca a sustituir al fisioterapeuta sino a complementar el tratamiento. Dado que se utilizan sensores y equipo robotizado se puede lograr movimientos precisos, resultando esto en una terapia más eficiente (Rodríguez, 2012).

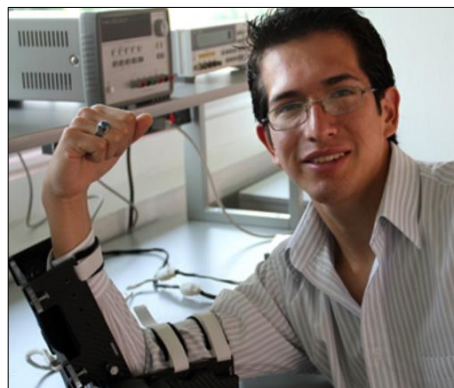


Figura 9. Equipo de rehabilitación Rehab-Robot.

En el país se está iniciando con el estudio y desarrollo de robots fisioterapeutas. En el año 2015 en la Universidad Técnica de Ambato se desarrolló una tesis con el tema “Neuro-robótica Armeo” cuyo objetivo era optimizar la funcionalidad de miembro superior en pacientes con hemiparesia que acuden al área de rehabilitación del hospital del IESS de Ambato. La investigación concluye que el equipo robotizado logra mejores resultados que la terapia convencional; más específicamente, el grupo que utilizó el equipo robotizado presentó una mejoría del 11% frente al 7% del grupo de terapia normal (Guzmán, 2015).

En la Universidad de las Fuerzas Armadas – ESPE, específicamente en el Departamento de Ciencias de la Energía y Mecánica se han desarrollado numerosos proyectos enfocados al ámbito de fisioterapia. Uno de ellos, “Diseño y Construcción de un Prototipo para Rehabilitación de Codo y Muñeca” (ver Figura 10) concluye, después de pruebas del prototipo en pacientes, que el equipo presenta mejoría al rehabilitar el codo y muñeca logrando un avance progresivo de los ángulos máximos de movimiento (Moya y Vásquez, 2014).



Figura 10. Prototipo de rehabilitación de codo y muñeca

En el proyecto de titulación “Diseño y construcción de un prototipo automático para rehabilitación pasiva de lesión por esguince de tobillo” de Tupiza y Nagua (2015) se concluye que el prototipo desarrollado puede significar una ayuda importante para el personal fisioterapista, reduce la duración de la sesión y permite al especialista optimizar tiempos entre cada turno. El dispositivo asiste al paciente en la recuperación y demuestra lograr resultados óptimos en cuanto al rango de movimiento del tobillo (Tupiza y Nagua, 2015).

En Ecuador se está iniciando la investigación y desarrollo de fisioterapia robótica, sin embargo todavía no se han elaborado productos comerciales. Los prototipos realizados por universitarios junto a algunos equipos adquiridos por el IESS: Armeo Spring y Lokomat (ver Hocoma-Armeo, 2015), van sembrando las pautas para un crecimiento tecnológico en esta materia e impulsando la investigación en el país.

CAPÍTULO 3

DISEÑO MECATRÓNICO

El presente capítulo trata el diseño y selección de componentes para la implementación de la plataforma interactiva de rehabilitación de hombro. Inicialmente se analiza la fundamentación para el movimiento de la extremidad y seguido el diseño: Mecánico, Eléctrico/Electrónico y Sistema de Control, donde se detallan los componentes y piezas seleccionados y/o diseñados para que al integrarlos conformen el sistema.

3.1. Fundamentos de diseño

El diseño de la estación de fisioterapia se fundamenta en la biomecánica de la articulación del hombro. Se estudia también los ejercicios de rehabilitación aplicables y la metodología terapéutica apropiada.

3.1.1. Biomecánica del hombro

El hombro es considerado una de las articulaciones de mayor movilidad en el cuerpo. Posee tres grados de libertad que permiten posicionar la extremidad dentro de tres ejes, como se ve en la Figura 11. Los movimientos específicos de cada eje se describen en la Tabla 3 (Suárez y Osorio, 2013).

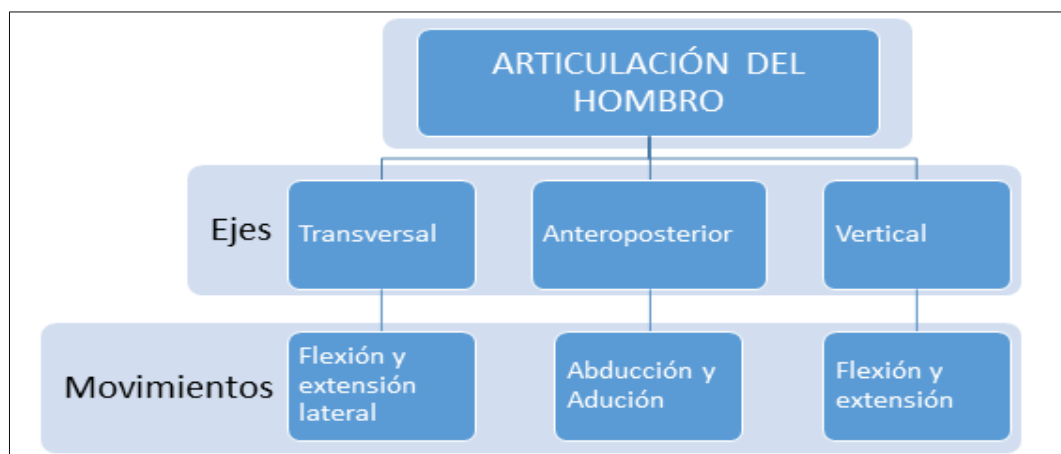
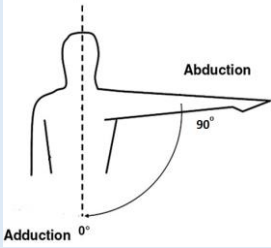
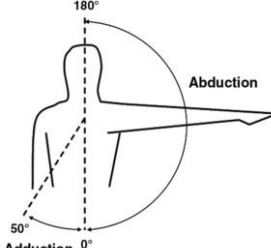
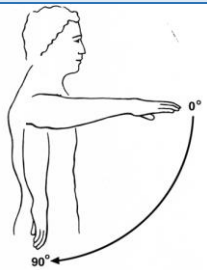

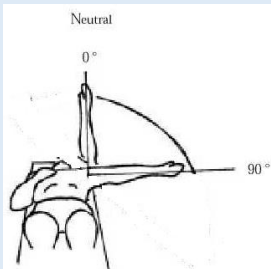
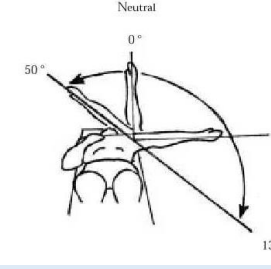


Figura 11. Grados de libertad y ejes del hombro.

Tabla 3.
Rango de movimiento del hombro.

Rango de movimiento del complejo del hombro		
Movimiento	Rango del movimiento simple	Rango del movimiento compuesto
Abducción – aducción	0° / 90° 	-50° / 180° 
Flexión-extensión frontal	0° / 90° 	0° / 180° 
Flexión extensión lateral	0° / 90° 	-50° / 130° 

Se describe el rango de movimiento del hombro y sus tipos.

3.1.2. Fisioterapia de hombro

El uso de movimientos continuo-pasivos en la terapia muestra mejores resultados durante las primeras etapas de rehabilitación, por lo cual la plataforma debe procurar la realización de movimientos iniciales de terapia convencional (Sánchez, 2015).

Según el protocolo de fisioterapia del hombro, el tratamiento inicial debe centrarse en los movimientos básicos de la articulación. El rango de movimiento máximo durante esta etapa de rehabilitación es de 90° en cada uno de los ejes. Para exceder el ángulo máximo se debe realizar una combinación de movimientos, que corresponde a una etapa posterior de fisioterapia (Burns y Wilcox, 2009).

Cerdeño et al. (2011), la AAOS (2012) y Hellin (2015) sugieren los ejercicios descritos en la Tabla 4, que han demostrado ayudar a mejorar la salud y estado físico de los pacientes en etapas tempranas de tratamiento.

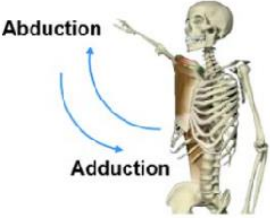
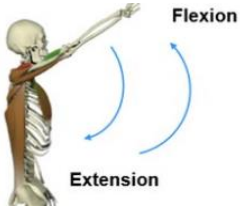
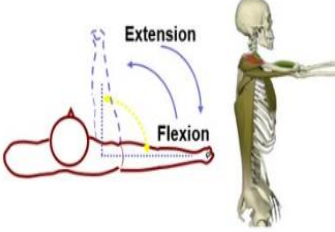
Tabla 4.
Ejercicios propuestos de fisioterapia de hombro.

EJERCICIO	FIGURA
<p><u>Movilizaciones en cruz:</u> sentado con los brazos al costado se eleva los brazos al frente, abrirlos y descenderlos a la posición inicial en forma de cruz.</p>	
<p><u>Auto pasivo con cuerdas:</u> sentado, ayudándose de una polea. El brazo sano será el encargado de levantar y descender el brazo afectado.</p>	
<p><u>Elevación y descenso con barra:</u> de pie, con los brazos relajados y descendidos, sujetando una barra. Se eleva los brazos hasta los hombros y se repite</p>	
<p><u>Ejercicio de Abducción:</u> con ayuda de una barra, se utiliza el brazo sano para separar del cuerpo y subir el brazo afectado.</p>	
<p><u>Rotación interna:</u> con ayuda de una barra, se utiliza el brazo sano para girar y subir el brazo afectado paulatinamente.</p>	

3.1.3. Requisitos de diseño general

Basados en la biomecánica del hombro y los ejercicios preliminares de fisioterapia presentados en la Tabla 4, se plantea una serie de necesidades que deberá satisfacer la plataforma. Las necesidades de diseño, registradas en la Tabla 5, se traducen a parámetros y especificaciones técnicas que permiten plantear soluciones mecánicas a las mismas, como se enlista en la Tabla 6.

Tabla 5.
Necesidades planteadas de diseño

Necesidades de diseño		
Movimiento	Ángulo Máximo	Esquema
Abducción -Aducción	90°	
Flexión-Extensión frontal	90°	
Flexión- Extensión	90°	

TÉCNICAS DE
FISIOTERAPIA

- 1) Terapia de espejo
- 2) Movimiento continuo-pasivo

Otras necesidades de diseño
Barato y accesible
Cómodo de usar
Agradable a la vista
Fácil de utilizar

Se tabulan las necesidades de diseño de la plataforma

Tabla 6.
Interpretación de necesidades de diseño.

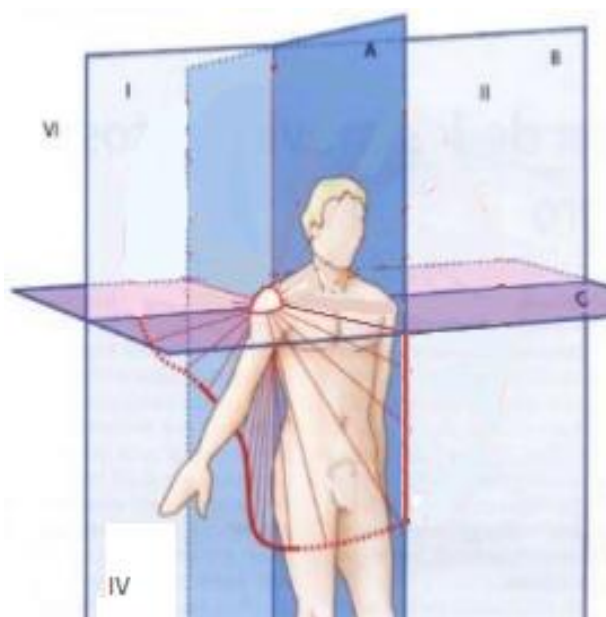
Interpretación de las necesidades	
Necesidad	Interpretación técnica

El movimiento debe realizarse dentro del cuarto octante de un sistema coordinado de tres dimensiones

Abducción–Aducción:
90°

Flexión-Extensión
frontal: 90°

Flexión-Extensión: 90°



Debe cumplir con la terapia espejo	El diseño deberá mover el hombro lesionado de manera análoga al movimiento de la articulación sana en movimientos equivalentes.
Debe cumplir con movimiento continuo-pasivo	El mecanismo de movimiento del brazo debe constar de un sistema motorizado que permita un movimiento a velocidad constante
Costo	El equipo debe tener un precio inferior a los equipos disponibles en el mercado y ser considerado asequible. Debe tener un costo inferior a \$1500
Ergonomía	Realizada a medida del promedio de usuarios en Ecuador, fabricarse con materiales hipoalergénicos, livianos y agradables al tacto.
Apariencia	Los materiales usados deben tener un acabado superficial estético. Mantener una agradable combinación de colores.
Facilidad de uso	Desarrollar una interfaz de usuario que permita acceder a las opciones que ofrece la estación. La navegación en la interfaz debe ser simple y entendible. Debe constar de un mando manual para manipulación a distancia.

Se traducen las necesidades a especificaciones técnicas de diseño.

A partir de la interpretación de necesidades se desarrolla una propuesta de implementación para la interfaz. Las especificaciones técnicas de la plataforma se dividen en diferentes opciones de implementación, enlistadas en la Tabla 7.

Tabla 7.
Opciones de implementación.

Opciones de selección para cada especificación	
Especificación	Opciones de implementación
El movimiento debe realizarse dentro del cuarto octante de un sistema coordinado de tres dimensiones	Exoesqueleto robótico Mecanismo tensor
El diseño deberá mover el hombro lesionado a la par del movimiento de la articulación sana en movimientos equivalentes.	Dispositivo Kinect
El mecanismo de movimiento del brazo debe constar de un sistema motorizado que permita un movimiento y velocidad constante	Motor eléctrico Actuador lineal eléctrico Actuador lineal hidráulico
Debe ser una estación realizada a medida del promedio de usuarios en Ecuador, fabricarse con materiales hipoalergénicos, livianos y agradables al tacto.	Nuevo diseño Basado en diseños existentes
Los materiales usados deben tener un acabado superficial estético. Mantener una agradable combinación de colores.	Nuevo diseño Basado en diseños existentes
Debe constar de una interfaz de usuario en la computadora que permita la navegación por las opciones que ofrece la estación. La interfaz debe ser fácil de entender.	Programación en Python Programación en Processing
Debe constar de un mando manual para manipulación a distancia de la interfaz.	Control manual

Opciones de implementación planteadas para su posterior análisis

Se realiza una evaluación entre las distintas opciones de implementación expuestas en la Tabla 7, con el objetivo de valorarlas jerárquicamente. Los criterios de comparación se tabulan en base a características específicas de las distintas opciones de implementación, como se observa en las Tablas 8, 9, 10 y 11.

Tabla 8.

Análisis breve de conceptos: Motores

Opciones	Costo	Complejidad	Orden de elección
Motor eléctrico	Bajo	Baja	1
Actuador lineal eléctrico	Medio	Baja	2
Actuador lineal hidráulico	Alto	Alta	3

Tabla 9.

Análisis breve de conceptos: Estructura

Opciones	Apariencia	Complejidad	Orden de elección
Nuevo diseño	Buena	Media	2
Basado en diseños existentes	Buena	Baja	1

Tabla 10.

Análisis breve de conceptos: Recubrimiento de asientos

Opciones	Costo	Apariencia	Orden de elección
Cuerina	Bajo	Buena	1
Cuero	Alto	Buena	2
Tela	Medio	Media	3

Tabla 11.

Análisis breve de conceptos: Entorno de programación

Opciones	Costo	Programabilidad	Complejidad	Orden de elección
Programación en Python	Nulo	Buena	Alta	2
Programación en Processing	Nulo	Buena	Media	1

Análisis del Principio de movimiento

Para realizar el movimiento de la extremidad se evalúan dos principios distintos de posicionamiento. El primero (ver Figura 12) utiliza tensores como mecanismo de control de elevación y apertura del brazo, el segundo incluye un exoesqueleto y una serie de actuadores a nivel del brazo y la espalda (ver Figura 8).

Se desarrolla una matriz de selección para decidir la opción más adecuada en el tratamiento de lesiones de hombro. En la Tabla 12 se verifican los factores de selección. La ponderación de evaluación de los parámetros es 5 como excelente y 1 como malo.

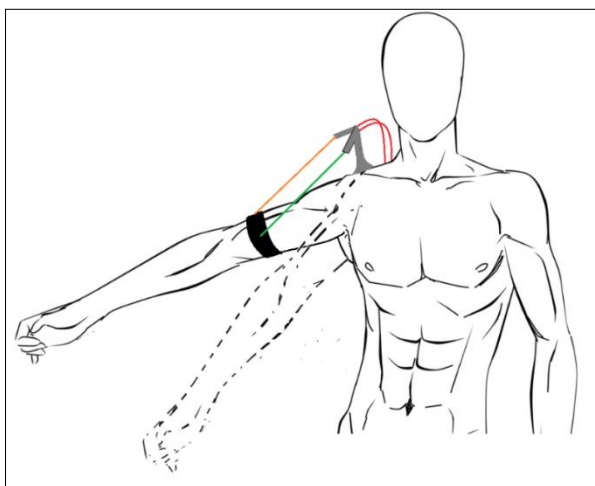


Figura 12. Principio de movimiento por tensores.

Tabla 12.
Matriz de Selección de principio de movimiento de la extremidad.

	Costo	Peso	Estética	Mantenimiento	Nivel de Invasión	Porcentaje
Tensores	5	3	4	3	4	58%
Actuadores acoplados a la extremidad	3	2	2	4	3	42%

El movimiento de la extremidad por tensores presenta una ventaja frente a actuadores acoplados a la extremidad principalmente por costos y el nivel de invasión en el paciente.

El principio de movimiento seleccionado cumple con las consideraciones de diseño planteadas y permite la movilización de la extremidad dentro del rango de movimiento del brazo planeado; dicho rango de movimiento está fundamentado en la biomecánica del hombro.

3.1.4. Generación de conceptos

Se generan conceptos en base a las mejores combinaciones de las posibilidades planteadas desde la Tabla 8 hasta la Tabla 12. En la Tabla 13 se analiza los conceptos generados, tomando en cuenta las ventajas y desventajas de cada uno de ellos.

Tabla 13.
Conceptos generados

Nro.	Elementos del concepto	Ventajas	Desventajas
1	Mecanismo: Tensores Actuador: Motor eléctrico Diseño: Basado en diseños comerciales Materiales de cojines: Cuerina Programación: Processing	La mayor ventaja es el bajo costo de elaboración sin sacrificar la funcionalidad. Es un método no invasivo y más seguro al no transmitir el movimiento de manera directa en el brazo.	El mecanismo de tensores compromete en bajo grado la estética del diseño
2	Mecanismo: Tensores Actuador: Lineal Diseño: Basado en diseños comerciales Materiales de cojines: Cuerina Programación: Processing	Fácil control de posicionamiento mediante el actuador lineal. Fácil implementación de sensores y sist. De control.	El precio aumenta al implementar actuadores lineales con la misma capacidad de carga. La relación tamaño-fuerza del actuador es superior al concepto 1, afectando a la estética de la estación.
3	Mecanismo: Exoesqueleto Actuador: Motor Elect. Diseño: Basado en diseños comerciales Materiales de cojines: Cuerina Programación: Processing	La estética de la estación mejora de manera considerable con la implementación de un exoesqueleto. El algoritmo de posicionamiento del brazo se facilita.	El precio aumenta en gran manera por la estructura del exoesqueleto y la implementación de los motores de gran capacidad de carga. El mecanismo produce el movimiento directamente en el brazo, siendo mucho más invasivo.

En la Tabla 14 se detalla la comparación entre los distintos conceptos en una matriz de selección. De los tres conceptos, el primero permite cumplir de mejor manera las especificaciones previamente determinadas para el diseño.

Tabla 14.

Selección de concepto.

Parámetros	Concepto 1	Concepto 2	Concepto 3
Costo	5	4	2
Ergonomía	4	4	5
Apariencia	4	4	5
Facilidad de implementación	3	3	1
Disponibilidad de elementos	5	4	2
Total	21	19	15
Porcentaje	38.18%	34.54%	27.27%

La ponderación se tabula del 1 al 5, siendo 5 un escenario óptimo y 1 el menos favorable.

3.1.5. Plataforma planteada

La estación cuenta con una estructura de soporte que enfatiza la ergonomía y confortabilidad del usuario, donde este último recibe la terapia. El proyecto integra un mecanismo de posicionamiento que, a través de sensores, actuadores y un sistema de control, ubica en el espacio el brazo a rehabilitar replicando la orientación de la extremidad sana del usuario. El miembro afectado se apoya en un exoesqueleto, el cual a su vez está articulado a un par de sensores (pertenecientes al mecanismo de posicionamiento).

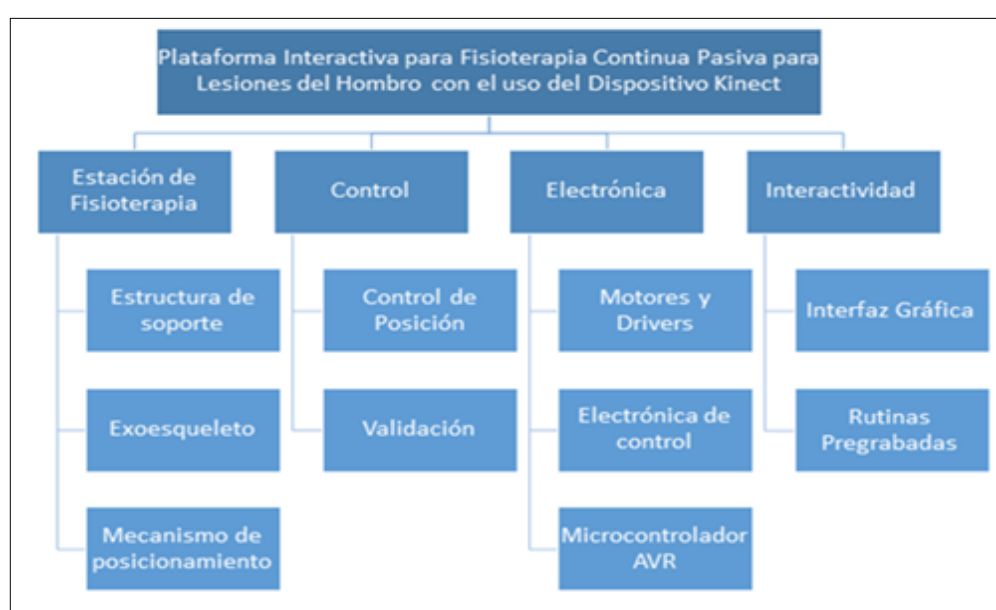


Figura 13. Cuadro conceptual del esquema general de la plataforma.

La plataforma permite al usuario seleccionar la modalidad de uso de la estación por medio de una interfaz. La navegación en la misma puede realizarse a través del computador o desde un control manual ubicado en la estación, permitiendo la selección de las distintas rutinas de fisioterapia.

El lazo de control utiliza como referencia las coordenadas del brazo sano del usuario, posicionando mediante el mecanismo de tensores a la otra extremidad en una orientación equivalente. El dispositivo Kinect funciona como referencia y retroalimentación del sistema, a través del cual se obtiene las coordenadas de referencia, se realiza la validación del proceso, y se asegura que la rutina se realice de manera adecuada. En la Figura 13 se puede ver un esquema de las partes y componentes de la plataforma cuyo diseño se detalla posteriormente en este capítulo.



Figura 14. Plataforma interactiva de fisioterapia de hombro.

3.2. Posicionamiento de la articulación

El movimiento del brazo se establece por medio de dos mecanismos de tensado que al recoger o liberar su tensor, elevan o bajan la extremidad. Los tensores están ubicados encima del hombro del paciente y orientados 90° uno del otro. El primero perpendicular y el segundo paralelo al plano frontal del paciente; en la Figura 12 se puede ver la disposición de los mismos.

Al recoger únicamente el primer tensor, la extremidad se eleva hacia el frente; al retraer el segundo tensor el brazo se eleva hacia un costado. El reto de diseño se enmarca en la sincronización de ambos tensores para que de manera organizada se logre retraerlos o liberarlos con el fin de movilizar el brazo dentro del área de trabajo y así realizar los ejercicios de fisioterapia del hombro.

Cálculo de posicionamiento del brazo

El brazo sano del paciente define la posición $(X1, Y1, Z1)$ a la cual ha de ubicarse el miembro afectado. Para el posicionamiento del mismo se define un sistema de coordenadas cuyo origen se ubica en la articulación del hombro.

La orientación en el espacio tridimensional se fundamenta en la descomposición del brazo del paciente como un vector que parte del hombro (origen de coordenadas) hasta el codo; de modo que las coordenadas $X1, Y1$ y $Z1$ definen la orientación y ubicación del codo en el espacio, como se ilustra en la Figura 15.

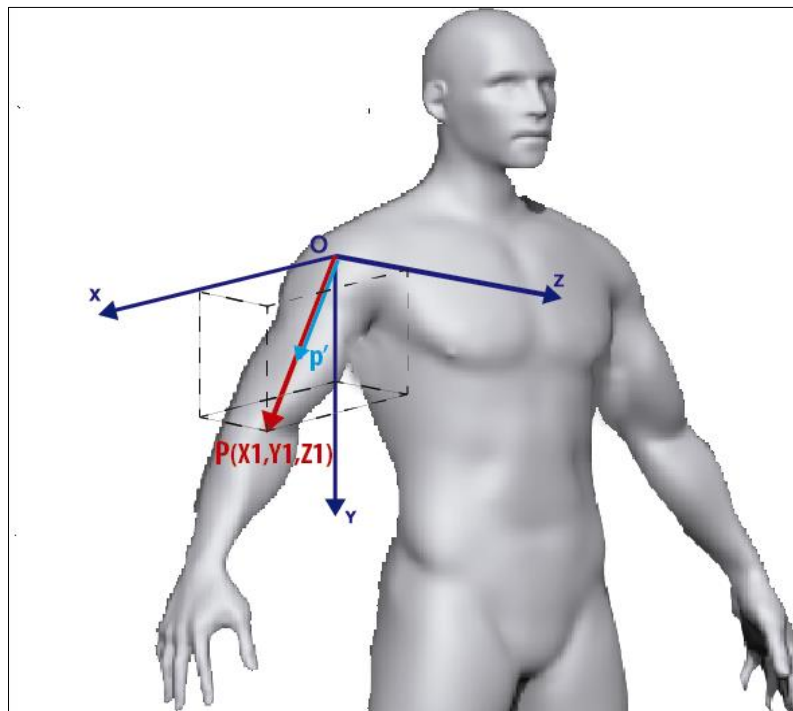


Figura 15. Esquema del sistema de coordenadas del hombro

El posicionamiento del brazo se fundamenta en cuatro vectores:

- \vec{P} : Definido por el brazo cuyo vector parte desde el hombro hasta el codo $(X1, Y1, Z1)$.
- \vec{p}' : Misma dirección y sentido que el anterior pero de menor módulo (desde el hombro hasta el punto de sujeción de los tendones).
- $\vec{L1}$ y $\vec{L2}$: determinados por los dos tendones.

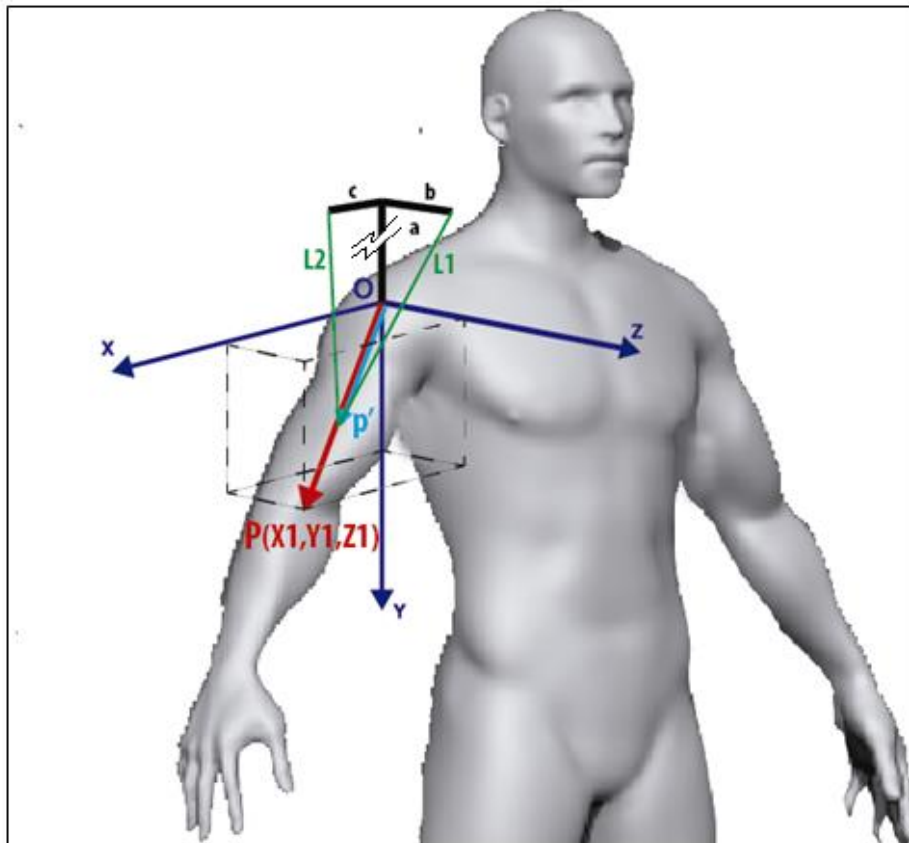


Figura 16. Esquema de vectores y tensores guía en el sistema de coordenadas.

En la Figura 16 se puede ver un esquema de los cuatro vectores. Se considera a las coordenadas $X1$, $Y1$ y $Z1$ como datos de referencia dados por el brazo sano del paciente. Las variables a obtener son las longitudes $L1$ y $L2$ de ambos tensores de posicionamiento.

Se define inicialmente el módulo del vector P ; es decir la longitud desde el hombro hasta el codo.

$$L = \sqrt{X1^2 + Y1^2 + Z1^2} \quad (1)$$

Se definen también las coordenadas (x', y', z') del punto p' , en el cual se sujetan los tensores. Dicha coordenada está sobre el vector P del brazo pero posee un módulo menor, por tanto se obtiene el vector unitario del brazo y se lo multiplica por la distancia l (desde el hombro hasta el punto de sujeción de los tensores p').

$$x' = \frac{X1}{P} \times l \quad (2)$$

$$y' = \frac{Y1}{P} \times l \quad (3)$$

$$z' = \frac{Z1}{P} \times l \quad (4)$$

Las longitudes de L1 y L2 están definidas por el módulo de las tres componentes en el espacio x' , y' y z' desplazadas cierta distancia en cada eje, como se detalla en (5) y (6). Ambas ecuaciones son programadas en el controlador para dirigir el posicionamiento del brazo afectado y su correcta orientación en el espacio, copiando en forma de espejo al brazo sano del usuario.

$$L1 = \sqrt{(x')^2 + (y' + a)^2 + (z' - b)^2} \quad (5)$$

$$L2 = \sqrt{(x' - c)^2 + (y' + a)^2 + (z')^2} \quad (6)$$

3.3. Diseño de los componentes mecánicos

El diseño de componentes mecánicos se divide en dos secciones. La primera se enfoca a la estación de fisioterapia y la segunda al exoesqueleto que protege y guía el brazo del paciente. El diseño y selección de componentes enfatiza la comodidad y ergonomía de la estación, estética y facilidad de uso e instalación.

3.3.1. Estación de Fisioterapia

Es el grupo de componentes y sistemas donde el paciente recibe la terapia. Las sesiones las ejecuta sentado frente al dispositivo Kinect y un computador (utilizado para interactuar). La estación se divide en los siguientes grupos principales:

- Estructura de soporte
- Mecanismo de retracción/liberación de tensores
- Motores

3.3.1.1. Estructura de soporte

Encargada de direccionar hacia el paciente los tensores para el movimiento respectivo del brazo. En ella se fijan los demás componentes mecánicos, eléctricos/electrónicos y de control. El diseño de la estructura está basado en productos ya existentes en el mercado, como se ilustra en la Figura 17.



Figura 17. Estación para fortalecimiento fisioterapéutico de extremidad superior.
Recuperado de: <https://www.hocoma.com/us/solutions/arneo-boom/>

Para el diseño de la plataforma se define el material basado en la Norma ISO 13485 “Medical Devices-Quality Management systems”, la cual especifica que el material a utilizarse en equipamiento médico deberá enfatizar las siguientes características:

- Estética
- Anti-bacterial
- Fácil limpieza.
- Hipoalergénico

El material más apto para estos fines, recomendado por la norma y el más utilizado es el acero inoxidable. Además de cumplir con los requerimientos antes citados, es idóneo para la aplicación planteada por sus características listadas a continuación:

- Excelentes características mecánicas, rigidez y resistencia.
- Resistencia al calor
- No magnético

El equipo está diseñado con medidas enfocadas a permitir un movimiento cómodo y fácil del hombro. En la Figura 18 se puede ver el diseño de la estructura de soporte.



Figura 18. Esquema del diseño de la estructura de soporte.

Análisis de volcamiento:

Se realiza un análisis para determinar si la estructura puede volcarse al soportar el brazo. Por medio de software CAD se encuentra el centro de masa. La fuerza aproximada ejercida por la propia estructura, se obtiene calculando el promedio del peso simulado de las diferentes opciones de material de diseño planteadas en la Tabla 15.

Para estabilización se utilizan dos contrapesos (CP1 y CP2) manufacturados de un eje de acero con diámetro de 3.7 [cm] de modo que se insertan dentro del tubo, como se esquematiza en la Figura 19.

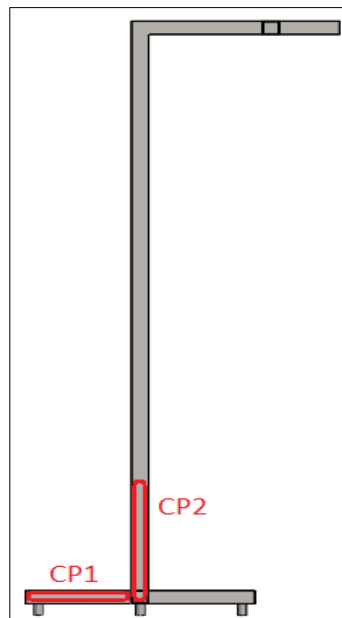


Figura 19. Esquema de ubicación interna de los contrapesos de estabilización.

Los pesos correspondientes de cada contrapeso se calculan a continuación con la utilización de las fórmulas (7), (8) y (9):

$$l1 = 25 [cm]$$

$$l2 = 40 [cm]$$

$$\text{Área} = \frac{\pi * d^2}{4} \quad (7)$$

$$\text{Área} = 10.75 [cm^2]$$

$$Volumen CP = A \times l \quad (8)$$

$$Volumen CP1 = 268.8 [cm^3]$$

$$Volumen CP2 = 430 [cm^3]$$

$$\delta_{acero} = 7.8 \left[\frac{g}{cm^3} \right]$$

$$Masa = V \times \delta \quad (9)$$

$$Masa_{CP1} = V_{CP1} \times \delta_{acero} = 268.8 \times 7.8 = 2.1 [kg]$$

$$Masa_{CP2} = V_{CP2} \times \delta_{acero} = 430 \times 7.8 = 3.4 [kg]$$

$$m_{estructura} = 7.1 [kg]$$

$$g = 9.8 \left[\frac{m}{s^2} \right]$$

El punto de análisis de momentos “A” se esquematiza en el Diagrama de Cuerpo Libre de la Figura 20. Se considera a la fuerza de los contrapesos CP1 y CP2 como puntual en el centro de masa de cada contrapeso, ubicado en la mitad geométrica de cada uno. Para calcular el momento de resistencia al volcamiento se emplea la fórmula (10).

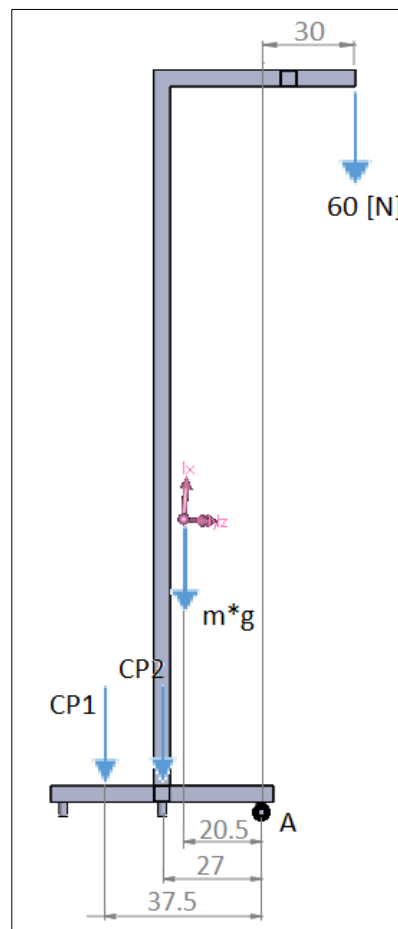


Figura 20. Diagrama de cuerpo libre de la estructura.

$$\text{Momento de resistencia} = \sum M_{Vol} \quad (10)$$

$$\text{Momento de resistencia} = CP1 \times 0.375 + CP2 \times 0.27 + m_{estr} \times g \times 0.205$$

$$\text{Momento de resistencia} = 9.8 \times (2.1 \times 0.375 + 3.4 \times 0.27 + 7.1 \times 0.205)$$

$$\text{Momento de resistencia} = 31 [N \times m]$$

$$\text{Momento de volcamiento} = 60 \times 0.30 = 18 [N \times m]$$

Se verifica que los momentos de resistencia al volcamiento son 1.7 veces mayores al momento de volteo. Asegurándose así la estabilidad de la estructura durante la terapia.

Análisis estático

Para la carga a soportar, se considera el peso de un adulto promedio y el peso porcentual del brazo.

- Peso porcentual del brazo: 5% (Branstorm, 1981, citado en Kindrick, 2008).
- Peso promedio de un adulto en América Latina: 67.9 [kg] (Walpole, et al., 2012).

Con estos datos se obtiene la masa de un brazo promedio:

$$m = 5\% \times 67.9 [kg]$$

$$m = 3.4 [kg]$$

El peso promedio de la extremidad es de 3.4 [kg], sin embargo se diseña la estructura para soportar pacientes de hasta 120 [kg], siendo esto una masa en la extremidad equivalente a 6 [kg]; dicho peso se traduce en una fuerza de 60[N].

Para la selección del perfil adecuado se realiza un análisis estático de la estructura, buscando el punto sometido a un mayor esfuerzo mediante el diagrama de cuerpo libre de la Figura 20. Debido a que la estructura resiste únicamente el peso del brazo del paciente, las cargas más críticas a considerarse son esfuerzos de flexión, ubicados en las vigas horizontales de la estructura.

En la Figura 21 y la Figura 22 se pueden ver el diagrama de Cuerpo Libre, fuerzas cortantes y momento flector de las vigas horizontales superior e inferior respectivamente.

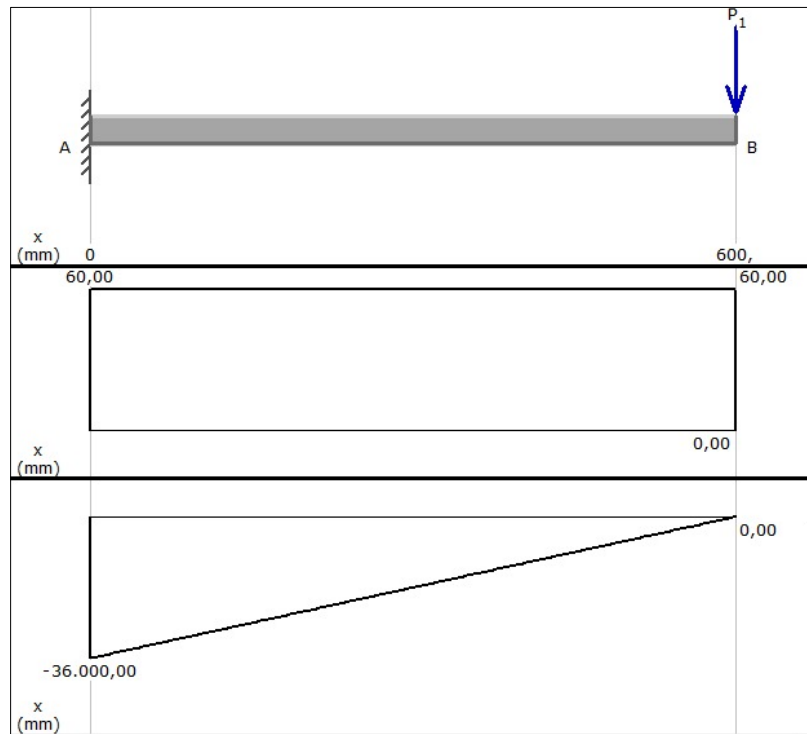


Figura 21. Análisis estático de la viga horizontal superior.

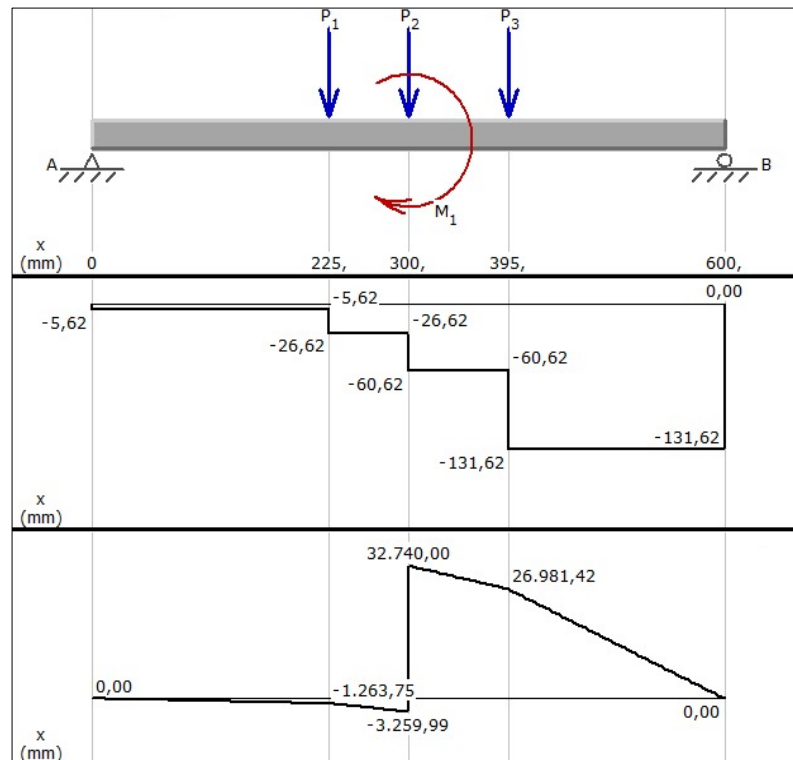


Figura 22. Análisis estático de la viga horizontal inferior

A partir de las Figuras 21 y 22 se verifica que el momento flector máximo se encuentra en la viga superior, por lo cual el análisis se basa en dicho elemento.

$$M_{max} = 36000 [N \times mm]$$

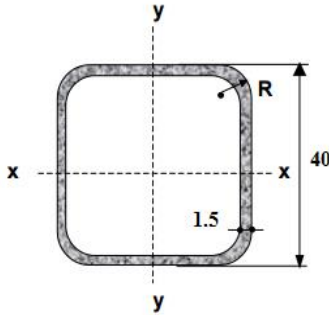
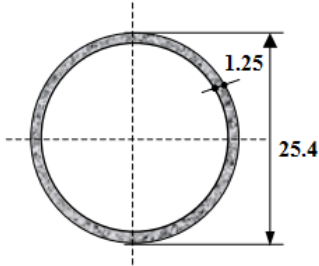
$$\sigma = \frac{M_{max} * c}{I}$$

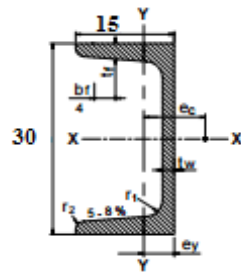
Reemplazando el esfuerzo σ por el valor de fluencia del acero inoxidable de 210 [MPa], se obtiene el coeficiente c/I . El resultado obtenido se compara con varios perfiles existentes en el mercado, listados en la Tabla 15 y se selecciona el que se aproxima más al valor calculado.

$$\frac{c}{I} = 0.005833 [mm^{-3}]$$

Tabla 15.

Constante c/I para diferentes secciones de tubo estructural.

Sección	$c/I [mm^{-3}]$
	0.000426
	0.000338



0.000293

El perfil que se acerca más al valor calculado es el tubo cuadrado de 40x40 [mm] y espesor de 1.5 [mm] (De modo que no se sobredimensione la estructura). Al reemplazar nuevamente este valor en las ecuaciones de esfuerzo podemos obtener el factor de seguridad con la fórmula (11).

$$\sigma = 36\,000 * 0.000426 = 15.336 \text{ [MPa]}$$

$$\sigma = \frac{\sigma t}{FS} \quad (11)$$

$$F.S. = \frac{210}{15.336} = 13.69$$

Simulación

Se divide al análisis en dos casos de estudio, el primero con el peso del brazo actuando únicamente en la guía del cable longitudinal y el segundo en la guía transversal, como se puede ver en la Figura 23. Se toma como referencia la misma fuerza de 60 [N] (estudiada en el anterior literal) aplicada en los extremos de sujeción de los tensores de la estructura. En la Tabla 16 se verifica los resultados del análisis estático, obteniéndose el factor de seguridad, definido como el esfuerzo teórico sobre el esfuerzo de diseño, ver ecuación (11).

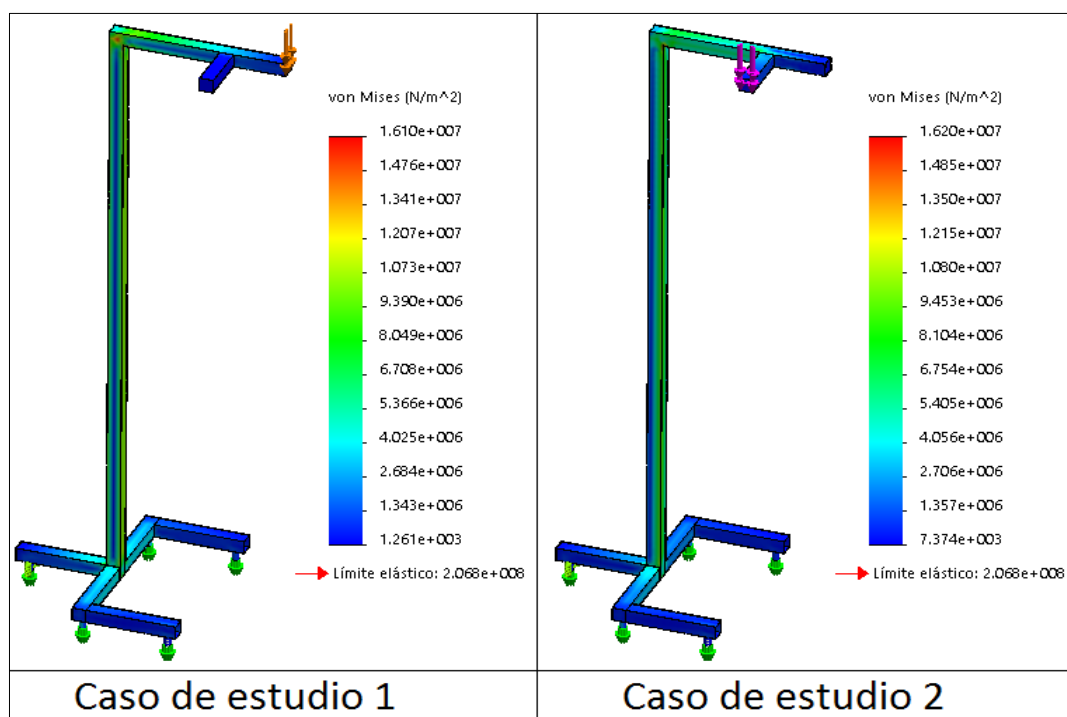


Figura 23. Análisis estático de la estructura.

Tabla 16.

Resultados del análisis estático de la estructura.

CASO DE ESTUDIO	Esfuerzo máximo [Mpa]	Sy [Mpa]	FS	Desplazamiento Máximo [mm]
1	1.61×10^7	210	13.04	5.1
2	1.62×10^7	210	12.96	3.7

Basados en los Factores de Seguridad de 13.04 y 12.96, para los casos de estudio uno y dos respectivamente, y un desplazamiento máximo de 5 [mm] se puede concluir que el espesor de 1.5 [mm], el diseño estructural, geométrico y el material seleccionados para la estructura son adecuados.

El estudio analítico y el estudio de simulación realizados en la estructura muestran un FS de 13.69 y 13 respectivamente. Los factores de seguridad de ambos estudios son similares, verificándose una congruencia en el diseño.

3.3.1.2. Diseño de soldadura de la estructura

El diseño de las juntas soldadas se realiza analizando la junta que está sometida a mayor esfuerzo según las simulaciones (ver Figura 23). En la Figura 24 se puede apreciar el cordón de soldadura que está expuesto a la fuerza máxima en la plataforma.

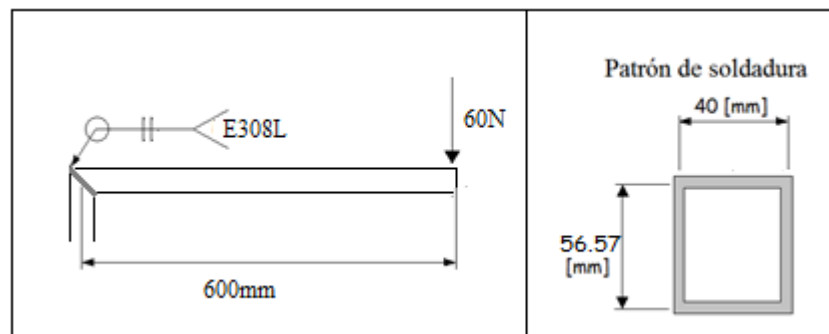


Figura 24. Diagrama de la soldadura

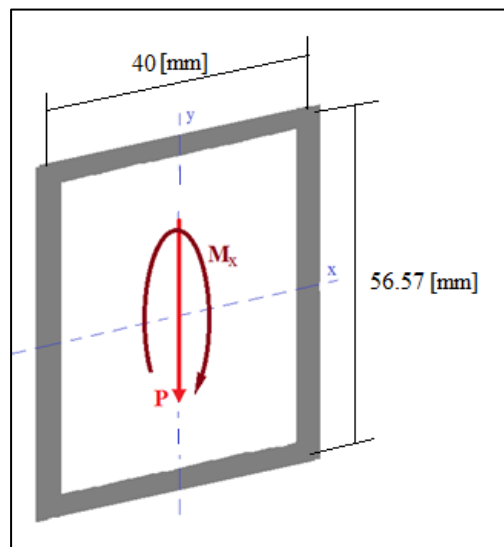


Figura 25. Fuerzas y momentos en la unión soldada.

Soldadura de la parte superior

Se utilizan las fórmulas (12) y (13) para el cálculo de los esfuerzos de flexión y cortante que afectan a la junta soldada (Ver Figura 25). Para el cálculo del momento se utiliza la fórmula (14):

$$\sigma = \frac{M_{max} \times y}{I} \quad (12)$$

$$\tau = \frac{V}{A} \quad (13)$$

$$M = P \times e \quad (14)$$

$$M = 60 \times 600 = 36\,000 \text{ [N} \times \text{mm]}$$

$$V = F \times \cos(\theta) \quad (15)$$

$$V = 60 \times \cos(45^\circ) = 42.43 \text{ [N]}$$

El área (A) de la fórmula (13) y la inercia en la fórmula (12) se obtienen de la Tabla 17, extraída del libro de Shigley: “Diseño en Ingeniería Mecánica”.

$$A = 1.414 \times h \times (b + d) \quad (16)$$

$$b = 56.57 \text{ [mm]}$$

$$d = 40 \text{ [mm]}$$

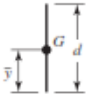
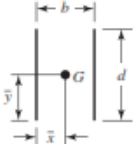
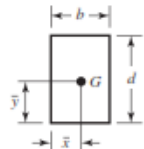
$$I_u = \frac{d^2}{6} \times (3b + d) \quad (17)$$

Reemplazando los valores conocidos de las dimensiones del cordón en (15) y (17) se tiene:

$$A = 113,12 h \text{ [mm}^2\text{]}$$

$$I_u = 42\,666,66 \text{ [mm}^3\text{]}$$

Tabla 17.
Geometría de los cordones de soldadura

Soldadura	Área de la garganta	Ubicación de G	Segundo momento unitario del área
	$A = 0.707hd$	$\bar{x} = 0$ $\bar{y} = d/2$	$I_u = \frac{d^3}{12}$
	$A = 1.414hd$	$\bar{x} = b/2$ $\bar{y} = d/2$	$I_u = \frac{d^3}{6}$
	$A = 1.414h(b + d)$	$\bar{x} = b/2$ $\bar{y} = d/2$	$I_u = \frac{d^2}{6}(3b + d)$

Fuente: (Budynas y Nisbett, 2008, p. 270).

Reemplazando los valores conocidos en las fórmulas (12) y (13)

$$\sigma = \frac{(36\,000)(28.28)}{(94175.5)} = 10.81 \text{ [MPa]}$$

$$\tau' = \frac{0.312}{h} \text{ [MPa]}$$

Se calcula el esfuerzo cortante máximo con la ecuación (18):

$$\tau_{max} = \sqrt{\left(\frac{\sigma}{2}\right)^2 + \tau^2} \quad (18)$$

$$\tau_{max} = \sqrt{\left(\frac{10.81}{2}\right)^2 + \left(\frac{0.312}{h}\right)^2}$$

Los esfuerzos que resiste la junta, se obtienen de las características mecánicas de la varilla AWS E-308L-16, recomendada por el Catálogo Indura.

$$S_y = 560 \text{ [MPa]}$$

Utilizando la teoría de la distorsión expresada por la fórmula (19), se obtiene una igualdad que permite encontrar la dimensión del ancho del cordón de soldadura e igualando a la ecuación (18) se obtiene el valor de h .

$$\tau_{max} = \frac{S_y}{\sqrt{3}} \quad (19)$$

$$h = 0.00965 \text{ [mm]}$$

Soldadura de la parte inferior

De la misma manera se realizan los cálculos para el cordón que se encuentra en la parte inferior de la plataforma como se observa en la Figura 26.

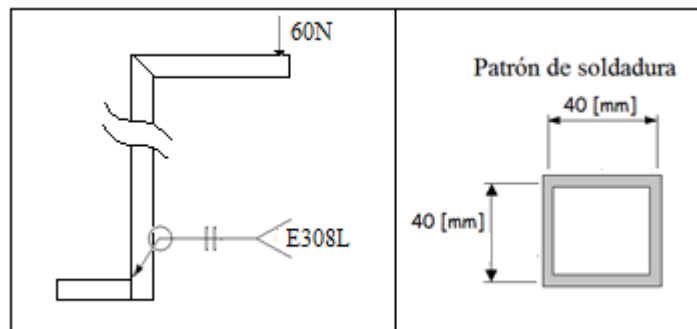


Figura 26. Diagrama de la soldadura en la junta superior

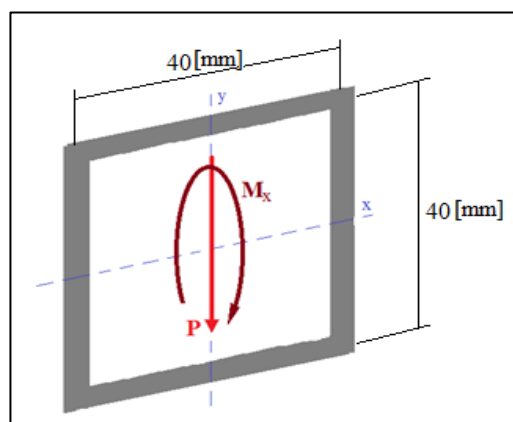


Figura 27. Fuerzas y momentos en la unión soldada en la junta superior.

En el cálculo de los esfuerzos en la base se utilizan las fórmulas (12), (13) y (14), solamente cambiando el valor de sus variables:

$$M = 60 \times 600 = 36\,000 \text{ [N} \times \text{mm]}$$

$$V = 60 \text{ [N]}$$

De igual manera varían los valores correspondientes a las dimensiones de la soldadura en las fórmulas de área (16) e inercia (17):

$$b = 40 \text{ [mm]}$$

$$d = 40 \text{ [mm]}$$

$$A = 113.12 h \text{ [mm}^2\text{]}$$

$$I_u = 42666.7 \text{ [mm}^3\text{]}$$

Reemplazando los valores conocidos en las fórmulas (12) y (13) obtenemos:

$$\sigma = \frac{(36\,000)(20)}{(42666.7)} = 16.87 \text{ [MPa]}$$

$$\tau' = \frac{0.439}{h} \text{ [MPa]}$$

Se calcula el esfuerzo cortante máximo con la ecuación (18):

$$\tau_{max} = \sqrt{\left(\frac{16.87}{2}\right)^2 + \left(\frac{0.439}{h}\right)^2}$$

Siendo toda la estructura del mismo material, se iguala el cortante máximo al esfuerzo de resistencia de la junta afectado por el factor correspondiente a la teoría de distorsión. Resolviendo la ecuación generada se obtiene una altura de la garganta de:

$$h = 0.012 \text{ [mm]}$$

3.3.1.3. Mecanismo de retracción/liberación de tensores

Con el objetivo de recoger o liberar los tensores, que unidos al exoesqueleto mueven el brazo, se diseña un mecanismo compuesto de ejes roscados, chumaceras, cables y guías (ver Figura 28). El mecanismo se acopla a un motor que al girar en una u otra dirección recoge o libera el tensor respectivo. Dicho mecanismo está ubicado en la parte inferior de la estructura.

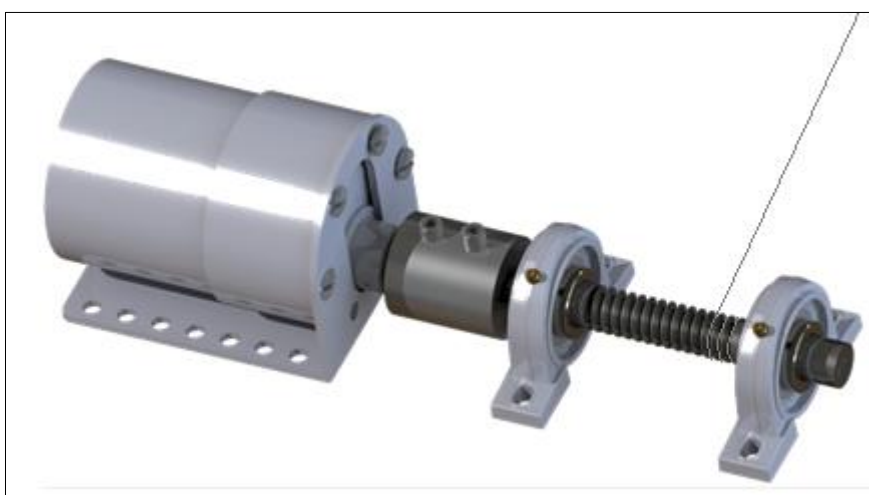


Figura 28. Mecanismo de retracción/liberación de tensores.

Selección del tensor:

El diseño del tensor para sostener y levantar el brazo del paciente se fundamenta en el peso que debe soportar el mismo. Dado que en ocasiones solamente un tensor sostiene el brazo del paciente se diseña cada cable para resistir el peso total del brazo.

$$m = 6 [kg]$$

Se considera 3 tipos de materiales de tensor para el fin deseado: cable metálico, hilo nailon e hilo de algodón. Cada uno cuenta con sus ventajas y desventajas, por lo cual se realiza una matriz de selección para facilitar el proceso de elección, considerándose una escala del 1 al 5; siendo 5 el mejor.

Para los 3 tipos de tensor propuestos, se lista a continuación la carga máxima que según el fabricante puede soportar cada uno. Bajo estas características se valora en la Tabla 18 el parámetro de resistencia de cada uno.

- Algodón (3mm): 1.4 kg (Catálogo Concaltex)
- Nylon (1.5 mm): 12 kg (Catálogo Enka)
- Cable de acero (2mm): 239 kg (Catálogo de cables de acero Bezabala)

Tabla 18.
Matriz de Selección de alambre tensor

	Resistencia	Flexibilidad	Durabilidad	Disponibilidad	Porcentaje
Cable Metálico	5	1	5	4	30%
Hilo Nailon	4	5	4	5	37%
Hilo Algodón	3	5	3	5	33%

Se tabulan los criterios y se realiza un análisis evaluando qué opción de cable es la mejor. El hilo Nailon aparece como mejor opción para el fin deseado.

Se selecciona como material al Nailon principalmente por su característica de flexibilidad en contraste al cable metálico. Es importante que el alambre pueda enrollarse fácilmente en el eje roscado. Otra característica notable del nailon (1.5 mm.) es su resistencia para cargas de hasta 12 [kg] frente al hilo de algodón (3 mm.) que soporta como máximo 1.4 [kg].

Se debe seleccionar un espesor de hilo apropiado para que resista la carga de 6 [kg] del brazo del paciente. Para ello se selecciona un hilo nailon #18 cuya especificación técnica indica una capacidad de carga máxima de 12 [kg]. Se elige dicho hilo por ser mucho más estético y agradable a la vista que un hilo más delgado.

Eje roscado

Para el diseño del eje roscado, en el cual se enrolla el tensor, se requiere un elemento liviano y que soporte la tensión correspondiente al peso del brazo. Comercialmente se tiene distintos tipos de espárragos que satisfacen estos requerimientos.

Experimentalmente se calcula la longitud de tensor necesaria para elevar la extremidad desde el reposo hasta forma 90° . Enroscando dicha medida en un eje de 4 [mm] se verifica que se requiere una longitud de espárrago de aproximadamente 21 [cm].

La dimensión total se obtiene en función de la longitud de enroscado y dos secciones de longitud adicional a los costados del eje, para asegurar que un paciente de cualquier altura pueda usar el equipo. Ambas secciones adicionales suman un total de 85 [mm]. Finalmente sumando las secciones adicionales y la longitud de enroscado del cable calculada experimentalmente se plantea una longitud del eje de 300 [mm]

Inicialmente para el diseño se grafica los diagramas de cuerpo libre (DCL), de momento cortante y flector; ver Figuras 29, 30 y 31.

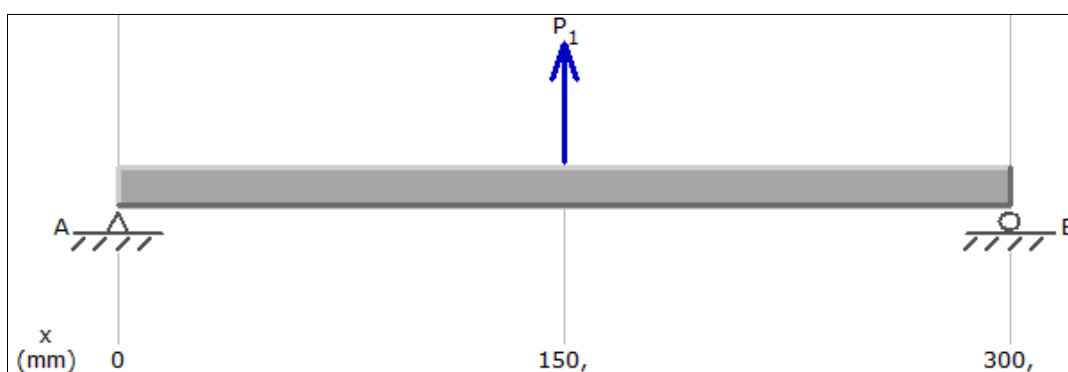


Figura 29. DCL del espárrago

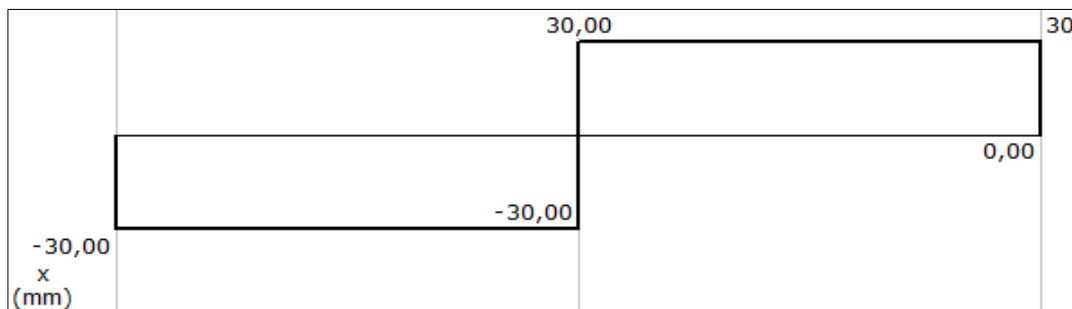


Figura 30. Fuerza cortante del esparrago.

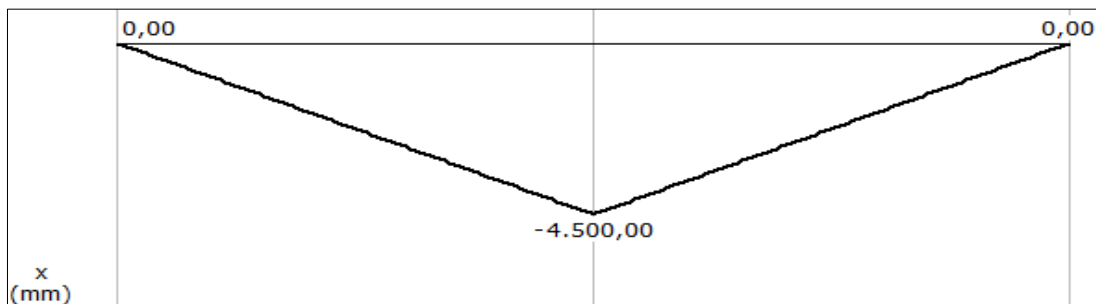


Figura 31. Momento flector del esparrago

Se obtiene un M_{max} de 4.5 [Nm] como se verifica en el diagrama de momento flector de la Figura 31. El Torque máximo está dado por el peso del brazo multiplicado por el radio del eje.

$$M_{max} = 4.5 \text{ [Nm]}$$

$$T_{max} = P_{brazo} \times g \times \frac{d}{2} \quad (20)$$

$$T_{max} = 6 \times 9.8 \times \frac{d}{2} = 29.4 \times d \text{ [Nm]}$$

Se calcula los esfuerzos cortante y flector, siendo:

- y: distancia del centro del eje al punto de aplicación
- I: inercia del eje
- c: distancia del centro del eje al punto de aplicación
- J: momento polar de inercia

$$\sigma = \frac{M_{max} \times y}{I} \quad (21)$$

$$\tau = \frac{T_{max} \times c}{J} \quad (22)$$

Remplazando M_{max} y T_{max} en (21) y (22):

$$\sigma = \frac{4.5 \times \frac{d}{2}}{\frac{\pi \times d^4}{64}} = \frac{45.85}{d^3}$$

$$\tau = \frac{29.4 \times d \times \frac{d}{2}}{\frac{\pi \times d^4}{32}} = \frac{149.8}{d^2}$$

Se realiza una combinación de esfuerzos para encontrar el esfuerzo cortante máximo.

$$\tau_{max} = \sqrt{\left(\frac{\sigma}{2}\right)^2 + \tau^2} \quad (23)$$

$$\tau_{max} = \sqrt{\left(\frac{45.85}{2 \times d^3}\right)^2 + \left(\frac{149.8}{d^2}\right)^2}$$

El material del espárrago comercial es acero inoxidable con una resistencia a la tensión de 270 [MPa]. Se elige un Factor de Seguridad de 1.4 y se obtiene (25) reemplazando (24) en (11).

$$\tau = \frac{S_y}{2} \quad (24)$$

$$\tau = \frac{270}{2} = 135 \text{ [MPa]}$$

$$\tau_{\text{diseño}} = \frac{135}{1.4} = 96000000 \text{ [Pa]} \quad (25)$$

Se iguala la ecuación (23) con la ecuación (25).

$$96 \times 10^6 = \sqrt{\left(\frac{45.85}{2 \times d^3}\right)^2 + \left(\frac{149.8}{d^2}\right)^2}$$

$$d = 5 \text{ [mm]}$$

Seleccionándose un espárrago 5/16-18 [in]. Posee un diámetro interno de aprox. 5[mm] y una rosca de 18 [hilos/in]. El tipo de rosca no es influyente en el diseño, solamente ayuda a guiar al alambre tensor para enroscarse.

La longitud requerida de cada espárrago se calcula obteniendo el perímetro (p) del eje:

$$p = \pi \times d \quad (26)$$

$$p = 15.71 \text{ [mm]}$$

La longitud de tensor a enroscar para elevar el brazo desde el reposo (paralelo al torso) hasta que forme 90° con el costado es de aproximadamente 290 [mm], entonces

$$\#vueltas = \frac{290}{15.71} = 18$$

El espárrago seleccionado tiene una rosca de 18 hilos/in por lo tanto la longitud requerida de espárrago para enrollar el alambre será 1 [in].

Análisis de fatiga

Una vez calculado el diámetro, se realiza el análisis ante esfuerzos fluctuantes en el punto crítico del espárrago. Se utiliza el criterio de Goodman modificado. Este análisis, expresado en la Ec. 27, es más aproximado al caso real.

$$\frac{1}{N} = \frac{K_{fm}S_m}{S_u} + \frac{K_{ff}S_a}{S_n} \quad (27)$$

El esfuerzo último a la flexión S_u se obtiene de la Tabla 19.

Tabla 19.
Características mecánicas de aceros comerciales.

Número	Material	Condición	Fluencia	Última	R _m
			S_{yy}	S_{ur}	
			MPa (kpsi)	MPa (kpsi)	
1018	Acero	Recocido	220 (32.0)	341 (49.5)	
1144	Acero	Recocido	358 (52.0)	646 (93.7)	
1212	Acero	HR	193 (28.0)	424 (61.5)	
1045	Acero	TyR 600°F	1 520 (220)	1 580 (230)	
4142	Acero	TyR 600°F	1 720 (250)	1 930 (210)	
303	Acero inoxidable	Recocido	241 (35.0)	568 (82.4)	
304	Acero inoxidable	Recocido	276 (40.0)	601 (87.3)	
2011	Aleación de aluminio	T6	169 (24.5)	324 (47.0)	
2024	Aleación de aluminio	T4	296 (43.0)	446 (64.8)	
7075	Aleación de aluminio	T6	542 (78.6)	593 (86.0)	

Fuente: (Budynas y Nisbett, 2008, p. 1053).

Norton (2011) en su libro “Diseño de máquinas: Un enfoque integrado”, plantea un diagrama para determinar la resistencia a la fatiga en base a características mecánicas de cada material (ver Figura 32).

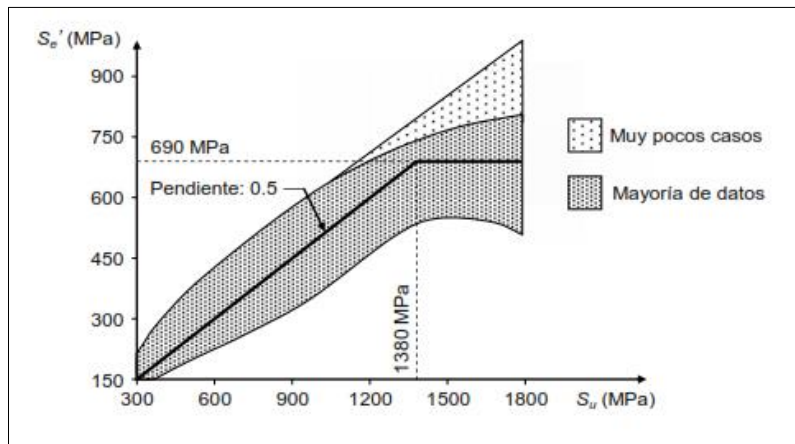


Figura 32. Relación de esfuerzo último y límite de fatiga
Fuente: (Norton, 2011)

Al ser el esfuerzo último del acero inoxidable menor a 1380 [MPa], se aplica la fórmula (28)

$$S'_e = 0.5 S_u \quad (28)$$

$$S'_e = 300.5 \text{ [MPa]}$$

Los valores de esfuerzo máximo y mínimo se obtienen del análisis estático realizado anteriormente, considerando que el eje se encuentra en rotación.

$$\sigma = \frac{25.465}{d^3} = \frac{25.465}{(0.05)^3} = 203\,720\,000 \text{ [Pa]}$$

$$\sigma_{max} = 203\,720\,000 \text{ [Pa]}$$

$$\sigma_{min} = -203\,720\,000 \text{ [Pa]}$$

Una vez obtenidos los esfuerzos entre los cuales el eje oscila se procede a calcular los valores del esfuerzo promedio (29) y alternante (30):

$$S_m = \frac{\sigma_{max} + \sigma_{min}}{2} \quad (29)$$

$$S_a = \frac{\sigma_{max} - \sigma_{min}}{2} \quad (30)$$

Reemplazando (29) y (30) con los valores calculados obtenemos:

$$S_m = 0$$

$$S_a = 203\,720\,000$$

Posteriormente se obtienen los factores que afectan al eje en movimientos cíclicos y reducen la resistencia ante la fatiga.

Factor superficial:

Se asigna un factor de superficie para un eje de acero con pulido comercial. Con el diagrama de Juvinal R. (1967), ubicamos con el esfuerzo último y el método de formado del elemento (ver Figura 33), obteniéndose un factor de tamaño $k_a = 0.9$.

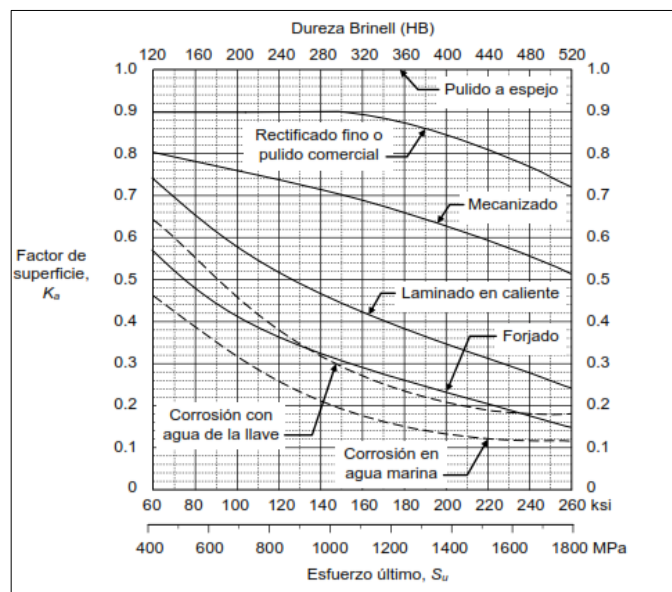


Figura 33. Diagrama para ubicación del factor de acabado superficial
Fuente: Juvinal R. (1967)

Factor de tamaño:

El eje utilizado es de acero, por lo cual se puede utilizar una de las siguientes fórmulas planteadas por Norton (2011).

$$\left. \begin{aligned}
 K_b &= 1, & \text{si } d_e \leq 8 \text{ mm (0.3 in)} \\
 K_b &= 1.189d_e^{-0.097}, & \text{si } 8 \text{ mm} < d_e \leq 250 \text{ mm} \\
 (K_b &= 0.869d_e^{-0.097}, & \text{si } 0.3 \text{ in} < d_e \leq 10 \text{ in}) \\
 K_b &= 0.6, & \text{si } d_e > 250 \text{ mm (10 in),}
 \end{aligned} \right\} \text{Flexión o torsión}$$

El radio del diseño es de 5[mm], con lo cual el factor de tamaño $k_b = 1$.

Factor de confiabilidad:

En la Tabla 20 se pueden observar equivalencias del porcentaje de confiabilidad relacionados con el factor. Se selecciona 90%, equivalente a un factor de confianza $k_c = 0.897$.

Tabla 20.

Relación de confiabilidad con el factor a utilizar

Confiabilidad (%)	50	90	99	99.9	99.99	99.999
K_c	1	0.897	0.814	0.753	0.702	0.659

Fuente: (Budynas y Nisbett, 2008, p. 270).

Factor de temperatura:

El eje trabaja a velocidades bajas y con rozamiento no significativo, por lo cual la temperatura del mismo no aumenta de manera considerable y se puede asumir un factor $k_d = 1$.

Factor de corrosión:

El material del espárrago es acero inoxidable, permitiendo la asignación de un factor de corrosión de $k_e = 1$.

Factor de carga:

Los ejes roscados se encuentran expuestos a flexión, con lo cual se asigna un factor de carga $k_{car} = 1$.

Factores de concentradores de esfuerzos:

Utilizando el diagrama de la Figura 34, que proporcionan Budynas y Nisbett (2008), para tener un aproximado de los factores concentradores de esfuerzo comunes, se elige un factor $K_f = 1.2$.

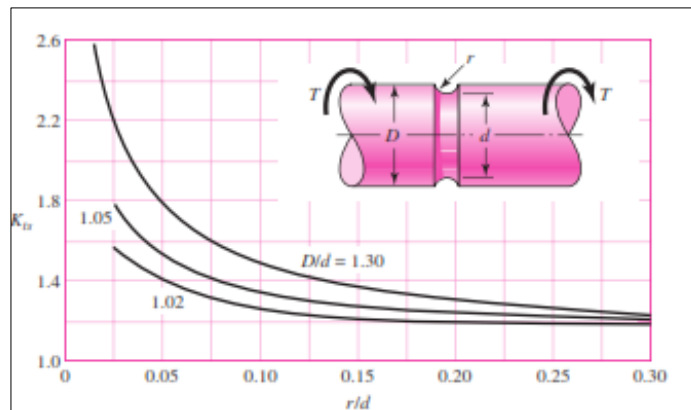


Figura 34. Diagrama para factor de concentradores de esfuerzo
Fuente: (Budynas y Nisbett, 2008)

Para la asignación del factor de concentración de esfuerzos medio (K_{fm}), se analiza la condición expresada en la fórmula 31 (Norton, 2011).

$$\text{Si } K_f |S_{max}| < S_y \text{ entonces } K_{fm} = K_f \quad (31)$$

Reemplazando con los valores previamente obtenidos:

$$1.2 |203.7 [MPa]| < 276 [MPa]$$

Cumple con la condición, por lo que se asigna $K_{fm} = 1.2$

El último factor a considerarse es el factor de concentración de esfuerzos para vida finita. El diseño plantea una vida infinita por lo cual el factor permanece igual al original $K_{ff} = K_f = 1.2$.

Para el cálculo del esfuerzo S_n , se utiliza la fórmula (32)

$$S_n = K S_e' = (k_a k_b k_c k_d k_e k_{car}) S_e' \quad (32)$$

$$S_n = (0.9)(1)(0.897)(1)(1)(1)(300.5) = 243.81 [MPa]$$

Se reemplaza todos los valores calculados en la fórmula (27):

$$\frac{1}{N} = \frac{(1.2)(0)}{568000000} + \frac{(1.2)(203\,720\,000)}{243\,810\,000}$$

$$N = 1.27$$

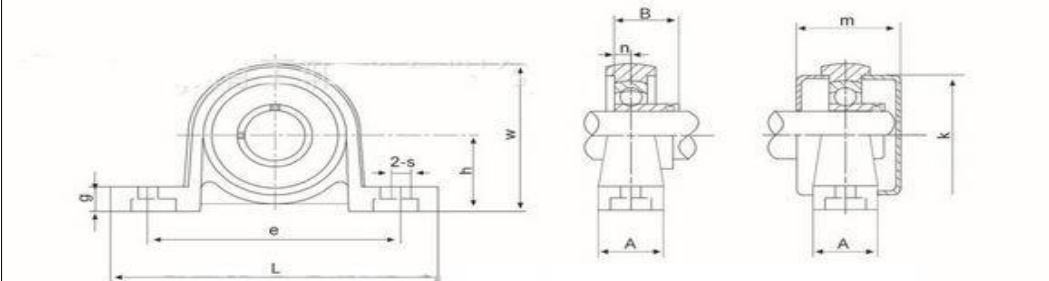
Para las dimensiones calculadas, se demuestra que el diseño resiste a los esfuerzos resultantes de las cargas cíclicas aplicadas al espárrago. Con lo cual el diámetro del eje se mantiene con la medida previamente calculada.

Chumaceras

Se requiere utilizar chumaceras para soporte del eje roscado, de modo que en ella descansa el eje y pueda girar con el menor rozamiento posible. En la Tabla 21 se puede verificar las chumaceras de piso existentes en el mercado y en rojo se resalta la elección más apropiada. Seleccionándose una chumacera de piso, con diámetro nominal de 8 [mm].

Tabla 21.

Selección de chumacera



KP000 系列 PILLOW BLOCKS
Extra Narrow Width - Set Screw Locking

KP.C/D

型号	轴直径 d(mm)	尺寸(mm)											螺栓 尺寸 mm	轴承 型号	轴承座 型号	重量 (kg)
		h	L	e	A	S	g	n	B	W	k	m				
KP08	8	15	55	42	13	4.8	5	3.5	12	29			M4	K08	P08	
KP000	10	18	67	53	16	7	6	4	14	34	27.3	29	M6	K000	P000	0.08
KP001	12	19	71	56	16	7	6	4	14.5	38	29.3	29	M6	K001	P001	0.10
KP002	15	22	80	63	16	7	7	4.5	16.5	43	34.3	31	M6	K002	P002	0.14
KP003	17	24	85	67	18	7	7	5	17.5	47	37.2	33	M6	K003	P003	0.17
KP004	20	28	100	80	20	10	9	5	21	55	46.5	36	M8	K004	P004	0.25

Se tabulan las dimensiones de chumaceras en el mercado y selecciona la más ajustada al diámetro del eje a utilizar. Fuente: (Bearings Direct, s.f.).

Tabla 22.
Capacidad de carga de rodamientos SFK

Dimensiones principales			Capacidad de carga básica				Carga límite de fatiga	
F_w	D	C	radial dinámica C	estática C_0	axial dinámica C	estática C_0	radial P_u	axial P_u
mm			kN				kN	
8	14	18	2,81	2,75	3,45	5	0,29	0,186
	14	18	2,81	2,75	3,45	5	0,29	0,186

Recuperado de: Catálogo de rodamientos SFK

Como se puede observar en la Tabla 22, la capacidad de carga radial de los rodamientos en las chumaceras seleccionadas es de 0,29 [kN], excediendo considerablemente a la carga de 50 [N] aplicada al eje.

3.3.1.4. Motores

El motor es el encargado de subir o bajar el brazo, por lo cual las características más importantes y alrededor de las cuales se basa el diseño son el torque y velocidad. Requiriéndose un alto torque a baja velocidad sin que esto suponga un motor grande. Es importante que el motor elegido no sea muy costoso.

Para realizar la tarea de elevación y descenso del brazo se tiene la opción de utilizar un motor DC con reductor o un motor a pasos de alto torque. En la Tabla 23 se realiza una matriz de ponderación de criterios para decidir el peso de cada opción. Las alternativas estudiadas son: costo, controlabilidad, potencia eléctrica necesaria (menor potencia es mejor), tamaño y disponibilidad. Se considera una escala de 1 a 5; siendo 5 el mejor.

Tabla 23.
Matriz ponderativa de criterios del motor

	Costo	Controlabilidad	Pot. Elec. Neces	Tamaño	Disponibilidad	Total	Porcentaje
Costo		4	4	2	5	15	31%
Controlabilidad	4		2	1	1	8	17%
Pot. Elec. Necesaria	4	2		3	1	10	21%
Tamaño	2	1	3		1	7	15%
Disponibilidad	5	1	1	1		8	17%

Se tabulan las alternativas de selección del motor y evalúa según su importancia para encontrar la ponderación correspondiente a cada una.

Una vez definidas las ponderaciones de cada criterio se pasa a la matriz de selección. En esta matriz se evalúa cada opción y por medio de la ponderación de cada criterio se escoge el mejor tipo de motor, como se verifica en la Tabla 24.

Tabla 24.
Matriz de selección del motor

CRITERIOS		Costo	Controlabilidad	Pot. Elec. Necesaria	Tamaño	Disponibilidad	Total Ponderado	Porcentaje
PONDERACIÓN		0,31	0,17	0,21	0,15	0,15		
Motor	DC con reductor	4	4	3	4	4	3,75	53%
	Paso a Paso	3	3	3	3	5	3,27	47%

Se tabulan los criterios con su correspondiente ponderación y se realiza un análisis evaluando qué opción de motor es la mejor.

A partir de la matriz de selección se elige el Motor DC con reductor para el movimiento de los dos mecanismos. El costo y potencia eléctrica necesaria del motor-reductor DC resultan menores al motor paso a paso, considerando iguales prestaciones de potencia-velocidad.

El Motor DC presenta un fácil control de su velocidad y torque, según el voltaje aplicado. Mantiene una relación proporcional entre voltaje-velocidad y voltaje-torque.

Cálculo del torque requerido:

Se diseña en función del peso total del brazo. En ciertas rutinas únicamente un motor trabaja, así que el peso no se verá distribuido entre ambos motores.

En la Ec. (33) se expresa el torque necesario de un motor para elevar una carga de cierto peso “F”, con un eje de radio “r” acoplado a su flecha; en la Figura 35 se esquematiza un diagrama de cuerpo libre demostrativo.

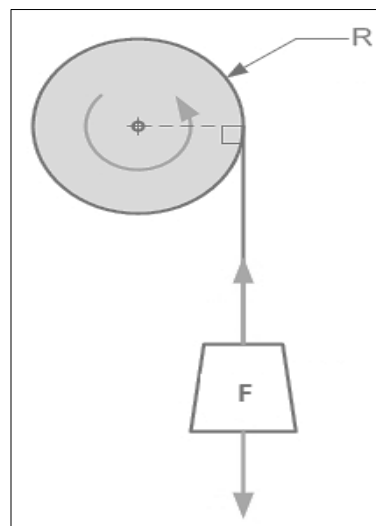


Figura 35. Torque desarrollado por un motor

$$T = F \times r \quad (33)$$

Reemplazando los valores de “F” y “r” calculados anteriormente se obtiene el torque requerido por el motor:

$$T = 5 \times 0.25$$

$$T = 1.25 [kg \times cm]$$

Cálculo de la velocidad requerida:

Se estima 7 segundos como tiempo de subida del brazo; desde la posición inicial (totalmente vertical) hasta formar 90° con el torso. La longitud del cable requerida para dicho fin es 29 [cm]. Con estos datos se calcula primero la velocidad lineal requerida y por medio del radio del eje se la transforma a velocidad angular.

$$l = 29 [cm]$$

$$t = 7 [s]$$

$$r = 0.5 [cm]$$

$$v = \frac{l}{t} \quad (34)$$

Se reemplazan los datos en (34)

$$v = \frac{29}{7} = 4.143 \left[\frac{cm}{s} \right]$$

$$v = \omega \times r \quad (35)$$

Se reemplaza la velocidad en (35)

$$\omega = \frac{v}{r} = \frac{4.143}{0.5} = 8.286 \left[\frac{rad}{s} \right]$$

Convirtiendo unidades tenemos la velocidad angular

$$\omega = 80 \text{ RPM}$$

Finalmente las especificaciones del motor requerido serán 80 [RPM] y un Torque de 1.25 [kg×cm] o 12 [oz×in]. En la Tabla 25 se puede observar la selección del motor con reductor más apropiado. La velocidad del motor es el factor más importante para la elección debido a que se requiere un movimiento lento y continuo del brazo; un torque mayor al requerido no afecta al desempeño del sistema y brinda mayor seguridad al motor.

Tabla 25.
Selección del motor

Gear Ratio	No-Load Speed @ 12 V	Stall Torque @ 12 V	Stall Current @ 12 V	 	
				With Encoder	Without Encoder
1:1	11,000 RPM	5 oz-in	5 A	motor without gearbox	
19:1	500 RPM	84 oz-in	5 A	37Dx68L mm	37Dx52L mm
30:1	350 RPM	110 oz-in	5 A	37Dx68L mm	37Dx52L mm
50:1	200 RPM	170 oz-in	5 A	37Dx70L mm	37Dx54L mm
70:1	150 RPM	200 oz-in	5 A	37Dx70L mm	37Dx54L mm
100:1	100 RPM	220 oz-in	5 A	37Dx73L mm	37Dx57L mm
131:1	80 RPM	250 oz-in	5 A	37Dx73L mm	37Dx57L mm

Se selecciona el motor de 100 RPM y un torque de 220 [oz-in] siendo el más apropiado y cercano a los requerimientos anteriormente calculados. Fuente: (Pololu MetalGear Motors, 2017)

3.3.2. Exoesqueleto

El exoesqueleto que sostiene el brazo durante la realización de la terapia se diseña tomando en cuenta el costo, apariencia, ergonomía y propiedades mecánicas del material, siendo las dos últimas las prioridades.

Para el desarrollo del modelo se analiza exoesqueletos ya existentes y se selecciona los de apariencia más ergonómica y agradables a la vista como referencia para el diseño. Se revisa especialmente la nueva tendencia de inmovilización de extremidades con el uso de técnicas de fabricación aditivas para pacientes que han sufrido fracturas, como se verifica en la Figura 36.



Figura 36. Férula para inmovilización de antebrazo.

Recuperado de: <http://tlife.guru/bienestar/escayola-ferula-impresora-3d/>

Las medidas del diseño son personalizadas a las características del brazo del sujeto de pruebas (ver Figura 37). Los agujeros del modelo tienen la finalidad de facilitar la ventilación del brazo, logrando así una mejor experiencia durante el tratamiento. El exoesqueleto es agradable a la vista conservando la estética sin sacrificar la ergonomía y resistencia.

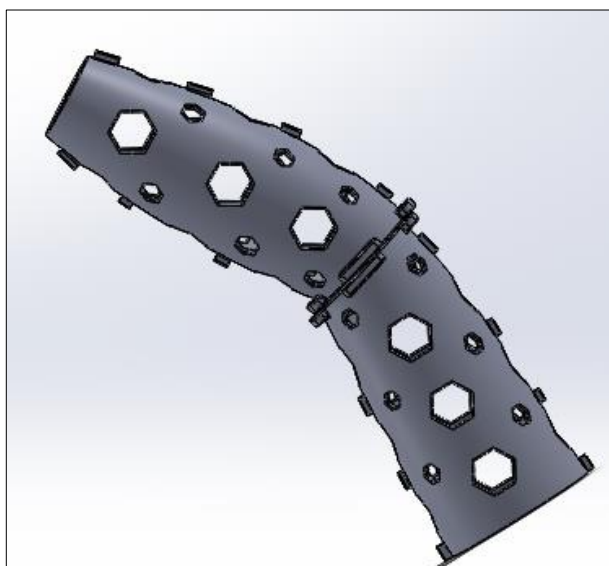


Figura 37. Diseño del exoesqueleto.

Para la fabricación del exoesqueleto se plantean distintos materiales. Las opciones a considerarse son:

- Fibra de vidrio: $S_y = 3400$ [MPa]
- Fibra de carbono: $S_y = 2410$ [MPa]
- Plástico PLA: $S_y = 35$ [MPa]
- Aluminio: $S_y = 230$ [MPa]

Tabla 26.

Matriz de selección de material del exoesqueleto.

CRITERIOS		Costo	Disponibilidad	Facilidad de manufactura	Peso	Apariencia	Total Ponderado	Porcentaje
PONDERACIÓN		0,05	0,25	0,30	0,20	0,20		
Material	Fibra de Vidrio	1	3	2	5	5	3.4	26.25%
	Fibra de Carbono	1	3	1	5	5	3.1	23.94%
	Plástico PLA	5	5	4	4	3	4.1	31.66%
	Aluminio	3	4	2	2	1	2.35	18.15%

Se tabulan las opciones de material para el exoesqueleto y realiza una ponderación de cada uno según la evaluación de varios criterios.

En la Tabla 26 se realiza una elección del material más adecuado, considerándose costo, disponibilidad del material, facilidad de manufactura, peso y apariencia. Se selecciona el Plástico PLA para la realización del exoesqueleto.

El material cuenta con las siguientes propiedades:

- Densidad: $1.25 \left[\frac{g}{cm^3} \right]$
- Módulo de Young: 3.5 [GPa]
- Módulo de flexión: 4 [GPa]
- Resistencia a la flexión: 80 [MPa]
- Módulo de corte: 2.4 [GPa]
- Resistencia a la tracción³ : 34.57 [MPa]

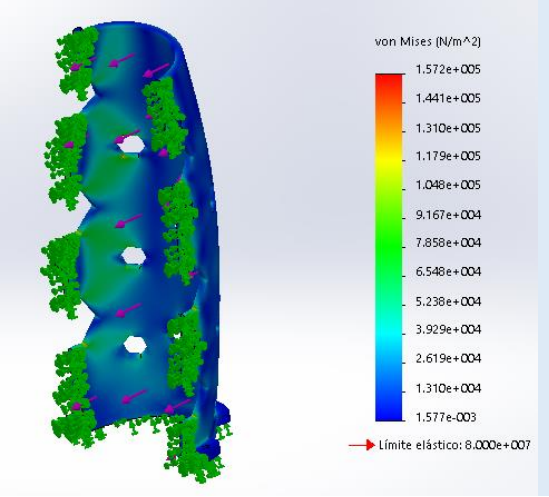
³ Resistencia de una impresión 3D con relleno del 100% (Álvarez, Lagos y Aizpun, 2016).

Una vez determinado el modelo final y el material adecuado se realiza una simulación, aplicando las fuerzas máximas a las que el exoesqueleto estará expuesto. El análisis estático se ejecuta sobre las piezas por separado para observar el comportamiento de cada parte ante la aplicación de la fuerza máxima. En la Tabla 27 se encuentra detallada cada pieza del exoesqueleto y el esfuerzo máximo correspondiente a su estudio.

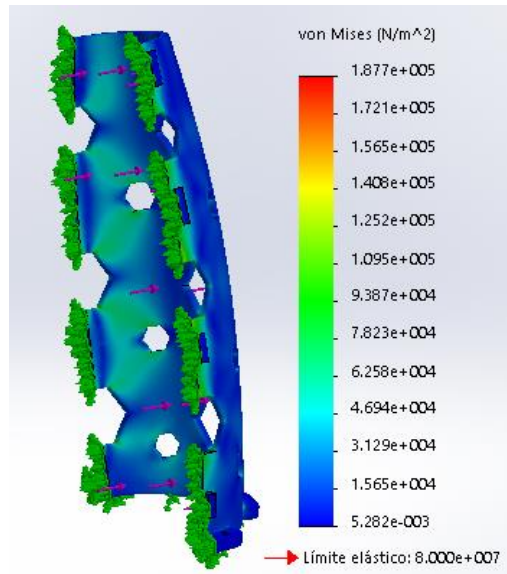
Adicionalmente, se ejecuta un análisis de todo el exoesqueleto sometido a la fuerza equivalente al peso del brazo. Tomando como sujeción a la fuerza de resistencia que ejercen los tensores sobre el modelo, como se ve en la Figura 38.

Al igual que con las simulaciones individuales, el resultado muestra que el diseño geométrico y material resisten ante las tensiones aplicadas (ver Figura 38). El esfuerzo máximo aplicado es de 4.9 [MPa], muy inferior al límite elástico de 35 [MPa]. Es importante señalar que el diseño fue impreso con un relleno del 100% para asegurar las características de resistencia del material, como afirman Álvarez, Lagos y Aizpun (2016).

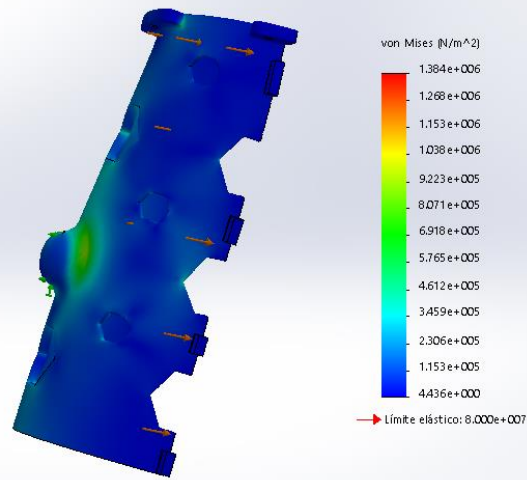
Tabla 27.
Estudio de esfuerzos de las partes del exoesqueleto.

Elemento estudiado	Esfuerzo máximo [MPa]	Esquema
Antebrazo superior	0.16	

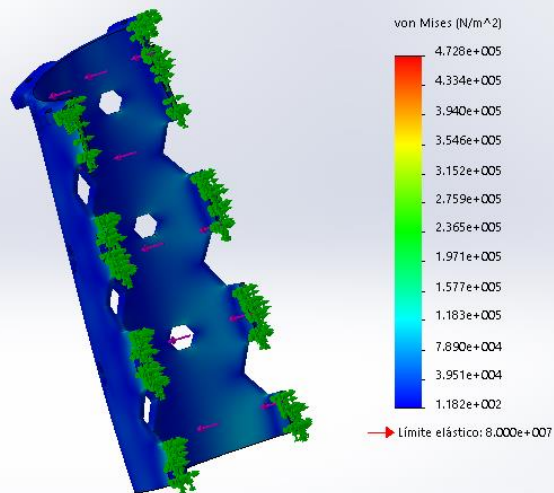
Antebrazo inferior 0.19



Brazo superior 1.38



Brazo inferior 0.47



Se tabulan los diferentes estudios de esfuerzo en el exoesqueleto junto al esfuerzo máximo que cada uno soporta.

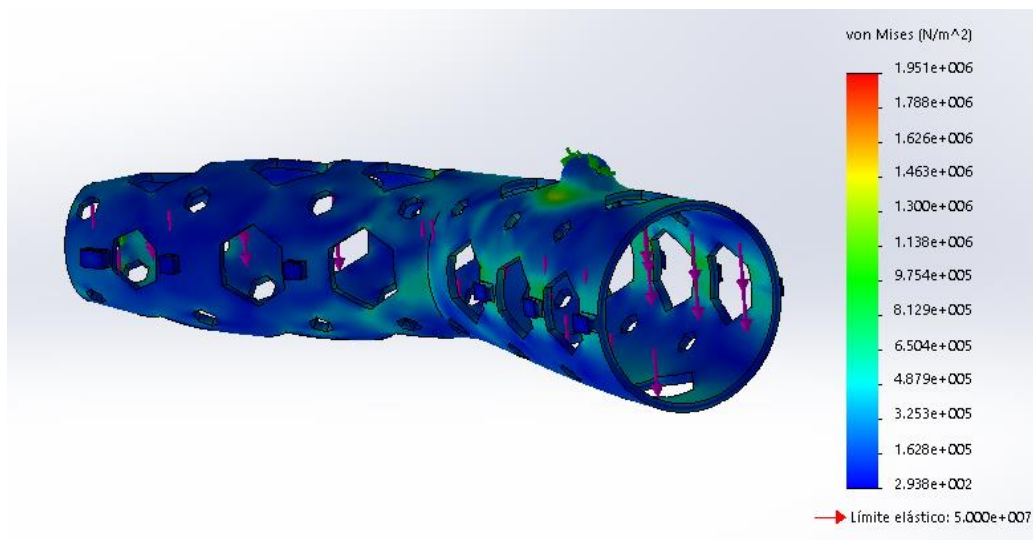


Figura 38. Análisis estático del modelo completo

3.4. Diseño de los Componentes eléctricos y/o electrónicos

3.3.1. Drivers del motor

Para controlar los motores se requiere de un circuito que separe la etapa de control de la etapa de potencia. La inclusión de un driver evita quemar el controlador debido a que los motores trabajan con un voltaje y corriente superior. El driver debe además ser capaz de controlar el sentido de giro de los motores.

La selección de los drivers se realiza comparando entre las opciones más accesibles. Se plantea el uso de un circuito comercial y el diseño y elaboración de una placa especializada para la estación. Ambas opciones son contempladas en una matriz de ponderación en la Tabla 28.

Para evaluar la mejor alternativa, se asigna una ponderación del 40% al costo del dispositivo mientras que al resto de criterios se les asigna una ponderación del 20%.

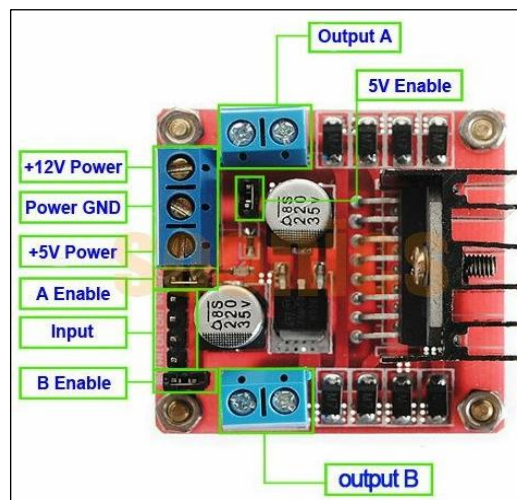
Tabla 28.

Matriz de selección del driver para el motor

CRITERIOS		Costo	Tiempo empleado	Tamaño	Disponibilidad	Total Ponderado	Porcentaje
PONDERACIÓN		0,4	0,2	0,2	0,2		
Driver	L298n	4	5	4	4	4,2	64%
	Circuito diseñado	2	1	2	5	2,4	36%

Se tabulan los criterios con su correspondiente ponderación y se realiza un análisis evaluando qué opción de driver del motor es la mejor opción.

El driver seleccionado es el L298N (ver Figura 39). Dispone de todos los elementos para lograr el control de 2 motores y de su sentido de giro. Cuenta con regulador de voltaje y diodos de protección. Se puede alimentar el controlador de los motores a 12 o 5 [V] dependiendo la aplicación deseada.

**Figura 39.** Driver del motor L298N.

Fuente: (makielectronic, s.f.)

3.3.2. Sección del cableado eléctrico

Se realiza pruebas con los motores, elevando un peso de 6 [kg]. Verificándose que la corriente que circula normalmente es de 0.6 [A] por cada actuador.

Se utiliza la fórmula (36) que toma en cuenta la caída de tensión en líneas por las cuales circula corriente directa debido a que el funcionamiento del sistema utiliza motores DC.

$$A = \frac{2\rho LI}{\Delta V} \quad (36)$$

Para el cálculo del área de la sección transversal se utilizan los siguientes datos:

$$\rho = 0.0171 \left[\text{Ohm} \cdot \frac{\text{mm}^2}{\text{m}} \right]$$

$$L = 3 [m]$$

$$I = 0.6 [A]$$

$$\Delta V = 0.1 [V]$$

Reemplazando los datos en (36) se obtiene una sección de:

$$A = \frac{2(0.0171)(3)(0.6)}{0.1}$$

$$A = 0.61 [mm^2]$$

Con el área calculada, despejando en (8) se puede obtener el diámetro.

$$d = 0.88 [mm]$$

Con la sección de cable calculada, se busca los cables disponibles en el mercado que cumplan el diámetro requerido. En la Figura 40 se puede ver la selección del cable más apropiado, resultando el AWG 19.

Conversion table - American Wire Gauge - mm. - mm ²						
AWG N°	Diam. mm.	Area mm ²		AWG N°	Diam. mm.	Area mm ²
1	7,350	42,400		16	1,290	1,3100
2	6,540	33,600		17	1,150	1,0400
3	5,830	26,700		18	1,024	0,8230
4	5,190	21,200		19	0,912	0,6530
5	4,620	16,800		20	0,812	0,5190
6	4,110	13,300		21	0,723	0,4120
7	3,670	10,600		22	0,644	0,3250
8	3,260	8,350		23	0,573	0,2590
9	2,910	6,620		24	0,511	0,2050
10	2,590	5,270		25	0,455	0,1630
11	2,300	4,150		26	0,405	0,1280
12	2,050	3,310		27	0,361	0,1020
13	1,830	2,630		28	0,321	0,0804
14	1,630	2,080		29	0,286	0,0646
15	1,450	1,650		30	0,255	0,0503

Figura 40. Conversión AWG a diámetro y sección del cable.

3.3.3. Elementos de protección del circuito

Para la selección de los fusibles se utiliza el criterio de determinación de la corriente nominal del fusible (I_N). Los datos conocidos son la intensidad eléctrica que circula regularmente y los picos de funcionamiento que tiene el motor.

Los conductores a utilizar son de cobre, con una sección de $0.61 [mm^2]$, por tanto se utiliza como corriente máxima admisible del conductor: 8 [A], como lo indica la Tabla 29.

Tabla 29.

Corriente máxima según sección transversal de conductores de cobre

Sección	Sin ventilación	Con ventilación
0,35 mm ²	1,00 A	1,00 A
0,50 mm ²	3,00 A	3,00 A
0,75 mm ²	8,00 A	10,0 A
1,00 mm ²	10,5 A	12,0 A
1,50 mm ²	13,0 A	15,5 A

Se selecciona la sección de $0.75 mm^2$ pues se aproxima más al área calculada

Con ambos datos, se utiliza el intervalo que nos da la teoría, requiriendo el sistema un fusible de 2 [A].

$$I_C(A) \leq I_N \text{ del fusible} < I_{m\acute{a}xadm}(A) \quad (37)$$

$$0.6 \leq I_N < 8 [A]$$

$$I_N = 2 [A]$$

3.3.4. Diseño del panel de control manual.

Para facilitar la interacción entre el paciente y la interfaz se instala un control manual ubicado junto a la estación. Por medio de dicho control el usuario podrá navegar en la interfaz y mover los motores. En la Tabla 30 se puede ver una descripción detallada de los botones e indicadores necesarios y su función correspondiente.

Tabla 30.

Lista de elementos del control manual

FUNCIÓN	ELEMENTO	Descripción
Botón encendido	Switch	Encender el controlador
Botón Emergencia	Switch	Parar el sistema en caso de emerg.
Luces indicadoras	Led Verde	Indicar el correcto funcionamiento o estado de emergencia del sistema
	Led Rojo	
Botones:	Pulsador:	Navegar en las ventanas de la HMI, configurar el sistema (repeticiones o tipo de movimiento) y calibrar los rangos de movimiento.
1. Siguiete	1. Verde	
2. Atrás	2. Rojo	
3. Más (+)	3. Azul	
4. Menos (-)	4. Amarillo	
Botones:		Mover los motores en la fase de calibración para establecer las posiciones máximas a las cuales puede llegar el brazo del paciente.
1. Motor 1 arriba	Pulsadores azules	
2. Motor 1 abajo		
3. Motor 2 arriba		
4. Motor 2 abajo		

Se tabulan los elementos con los que contará el control manual y su función respectiva.

3.3.5. Diseño de los sensores de protección del paciente

Es importante precautelar la seguridad e integridad del paciente, por lo tanto se debe notificar al sistema la posición del brazo a rehabilitar. Existen pacientes que no pueden elevar completamente la extremidad (hasta formar 90° con el torso) por lo cual antes de iniciar la fisioterapia se deberá calibrar el sistema de modo que se setee la altura máxima de elevación de la extremidad a la cual se podrá trabajar sin molestias o dolores para el usuario.

Como se expuso anteriormente, se necesitan 18 vueltas del eje roscado para enrollar el cable de modo que eleve la extremidad a la posición máxima. Por lo que se selecciona un potenciómetro de precisión de 5 [kOhms] y 25 vueltas. Dicho sensor es apto para contabilizar todas las vueltas que dará el eje roscado y se lo utiliza como divisor de voltaje, acoplándolo al eje roscado. Al girar junto al mecanismo de tensado cambia el valor del divisor; esta variación de potencial se traduce a longitud de cuerda liberada o enrollada.

3.3.6. Circuito esquemático de la placa de conexión central

El control manual, los sensores de protección del paciente, los drivers del motor y los motores están conectados al controlador AVR. Por ello se diseña una placa que se acopla a los terminales del controlador y que cuenta con borneras para el fácil ajuste de los cables. Se diseña el circuito esquemático de conexión de todos los elementos (ver Figura 41) y reemplaza cada elemento activo (Switchs, pulsadores, leds y potenciómetros) por borneras.

Para los pulsadores de navegación HMI se implementa un circuito RC. Esto con la finalidad de realizar lecturas correctas de las decisiones del usuario. Al mantener una comunicación serial con la computadora el pulso enviado por el usuario al activar un pulsador no es suficiente para que el dato registrado se envíe al computador.

Cálculo de resistencia y capacitor

La constante de tiempo para el circuito RC, define el tiempo que el controlador recibe la señal. Se plantea un tiempo de 0.05 [segs] de permanencia de la señal y una capacitancia de 1[uF]. Para que la carga almacenada se disipe del capacitor se necesita un tiempo aproximado de 5τ (Dorf y Svoboda, 2009, p.300), como se ve en la Ec. (38).

$$5 \times \tau = t \quad (38)$$

$$5 \times \tau = 0.05 [s]$$

$$\tau = R \times C \quad (39)$$

Reemplazando la constante de tiempo en la ecuación (39):

$$R \times 1 = \frac{0.05}{5}$$

$$R = 10 [kOhms]$$

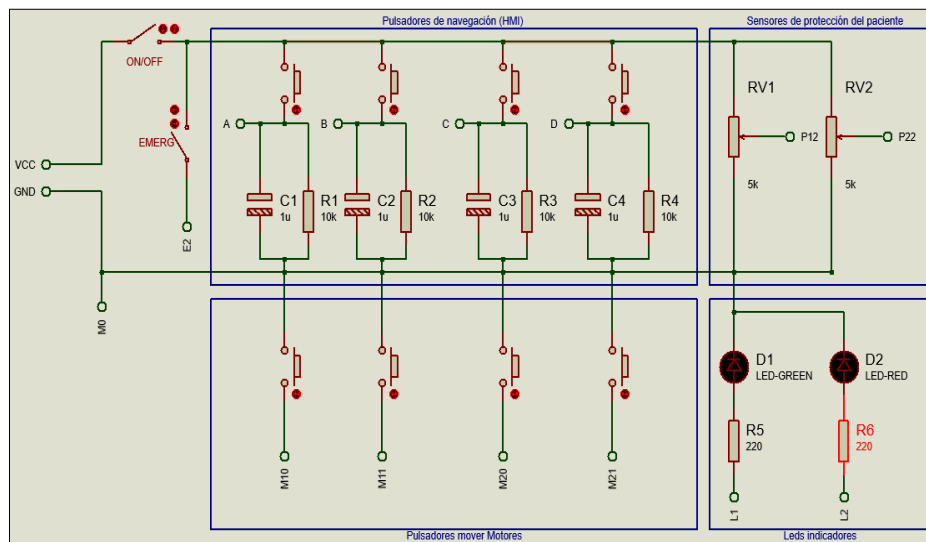


Figura 41. Circuito esquemático del control manual, indicadores y sensores.

3.5. Diseño de los componentes del sistema del Control

3.5.1. Esquema del sistema de control

La referencia del sistema de control es la posición del brazo izquierdo del paciente y está dada por el Kinect. Por medio del reconocimiento del esqueleto del usuario se obtiene la ubicación del brazo.

Mediante el movimiento de los motores y el mecanismo de retracción de los tensores se posiciona la extremidad lesionada en una orientación simétrica con el otro brazo.

El Kinect sirve también como una verificación del sistema, de manera que se pueda validar que el ejercicio se realiza de manera correcta. Un esquema del sistema de control a implementarse se puede ver en la Figura 42.

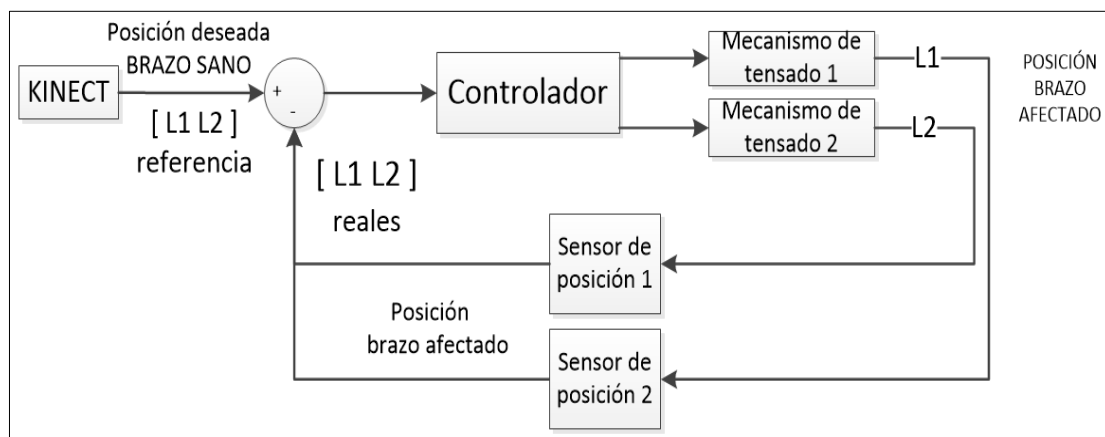


Figura 42. Esquema del sistema de control de la plataforma.

3.5.2. Diseño del tipo de controlador

Se realiza una matriz de selección para elegir el tipo de control adecuado. Comparándose las opciones más idóneas de implementación para la plataforma de rehabilitación (ver Tabla 31).

Tabla 31.

Matriz de selección de controladores

	Demanda computacional	Complejidad	Total	Porcentaje
Control ON/OFF	5	5	10	43,5%
Control Proporcional	4	4	8	34,8%
Control PID	3	2	5	21,7%

Se selecciona un control ON/OFF por su menor demanda de recursos y simplicidad. Este control asegura un movimiento a velocidad constante como se detalla en los requerimientos de diseño. El sistema verifica si el brazo se encuentra en la posición deseada, si no lo está activa los motores para que lleguen a dicha posición de manera sincronizada y al alcanzarla se apagan.

3.5.3. Kinect

En el proyecto se utiliza el sensor infrarrojo del Kinect. El dispositivo se utiliza para sensado de profundidad y como salida ofrece un mapa de píxeles. La cercanía se contextualiza según la opacidad de cada píxel, mientras más se acerquen al negro el objeto se encuentra más próximo. (Zeng, 2012).

Para la detección del movimiento se realiza un reconocimiento del “esqueleto” del paciente (ver Figura 43). El Kinect interpreta al cuerpo humano como una serie de articulaciones y eslabones como se observa en la Figura 44.

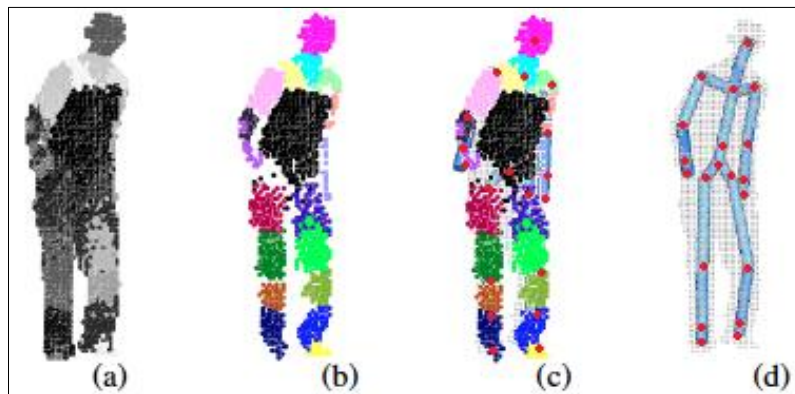


Figura 43. "Skeletal Tracking" Kinect.

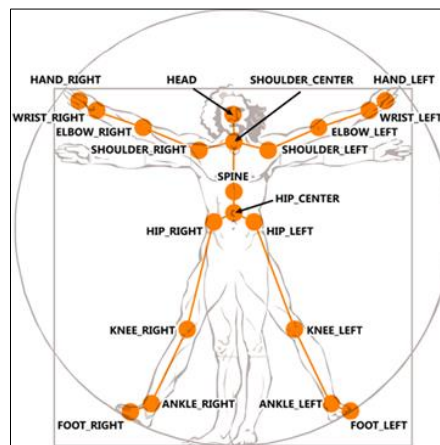


Figura 44. Esqueleto humano interpretado por el Kinect.

El proceso de rastreo del esqueleto de un usuario se divide en cuatro etapas como se ve en la Figura 43. Cada etapa se detalla a continuación:

- A) Imagen de profundidad: por medio del sensor infrarrojo se crea un mapa de píxeles en escala de grises.
- B) Deducción de partes del cuerpo: por medio de modelos preprogramados se subdivide al cuerpo en diferentes partes.
- C) Hipótesis de articulaciones: se sugiere la ubicación en el espacio de las distintas articulaciones del cuerpo.
- D) Rastreo del esqueleto: una vez ubicadas y definidas las articulaciones se mantiene un constante rastreo del usuario.

El software Processing cuenta con varias librerías con las cuales se puede obtener y manipular de manera simplificada los datos entregados por el Kinect. La librería utilizada es SimpleOpenNI, que permite reconocer de manera estructurada el esqueleto y rastrea las coordenadas del mismo.

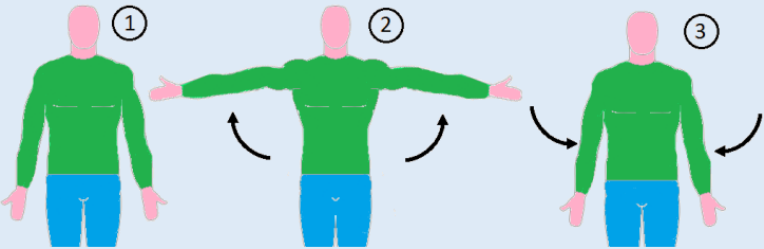
Debido a que el proceso de detección del esqueleto no es exacto, en la implementación del sistema de control se realiza un filtrado de posiciones incoherentes.

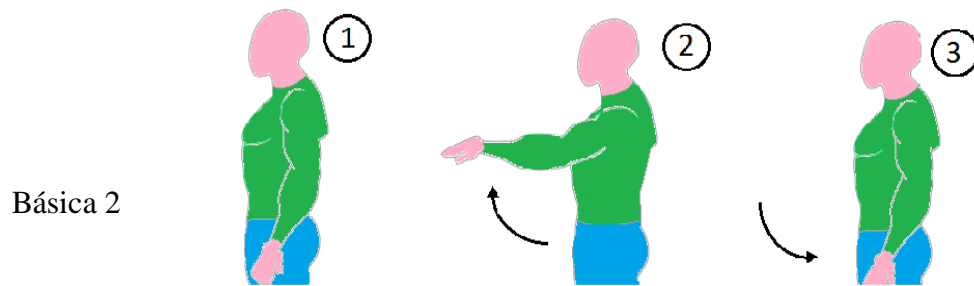
3.5.4. Programación de las rutinas de fisioterapia.

La plataforma permite al paciente realizar diferentes ejercicios y sesiones de fisioterapia. En la primera se realizan ejercicios simples un número de repeticiones previamente programado y en la segunda opción se realiza una combinación de los ejercicios anteriormente citados (ver Tabla 32).

Los movimientos que realice el paciente promueven una mejora del hombro y su diseño está verificado por la Lic. Clara Gualotuña, directora del centro de Fisioterapia del Sistema Integrado de Salud de la Universidad de las Fuerzas Armadas – ESPE.

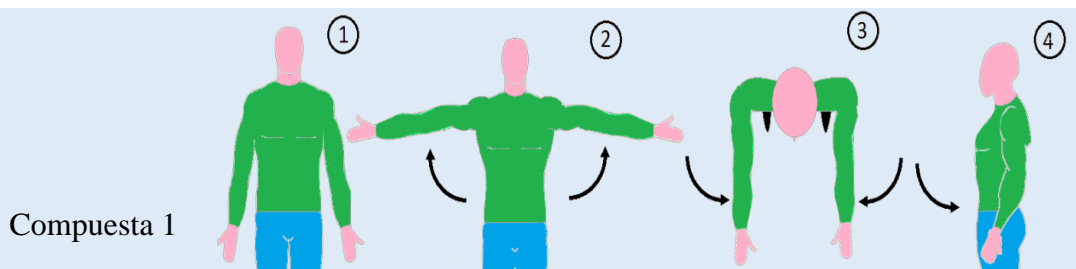
Tabla 32.
Rutinas de fisioterapia de la estación.

Rutina	Esquema de ejercicio
Básica 1	 <p style="text-align: center;"><u>Abducción – Aducción</u></p> <p style="text-align: center;">Eleva la extremidad hacia un costado hasta formar 90°</p>



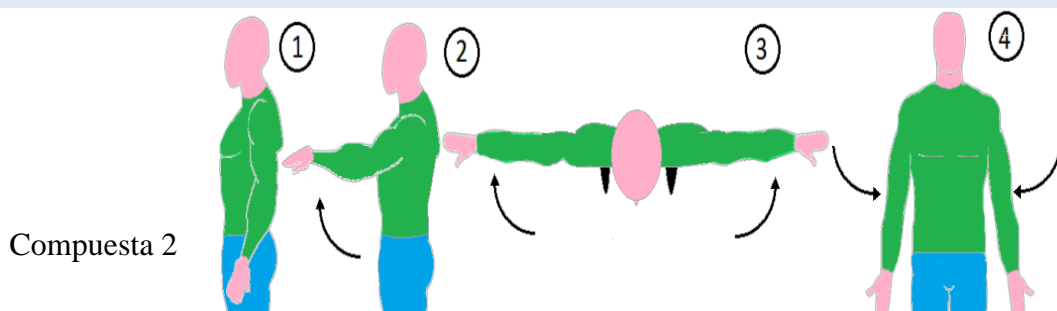
Flexión-Extensión frontal

Elevar la extremidad hacia el frente hasta formar 90°



Movimientos compuestos

Elevar la extremidad a un costado girar hasta tenerla elevada al frente y descender.



Movimientos compuestos

Elevar la extremidad al frente girar hasta tenerla elevada hacia el costado y descender.

Se diseñan las rutinas que efectuará la plataforma y describe su ejecución

En la Figura 45 se puede observar el diagrama de flujo para la programación de las rutinas de ejercicio.

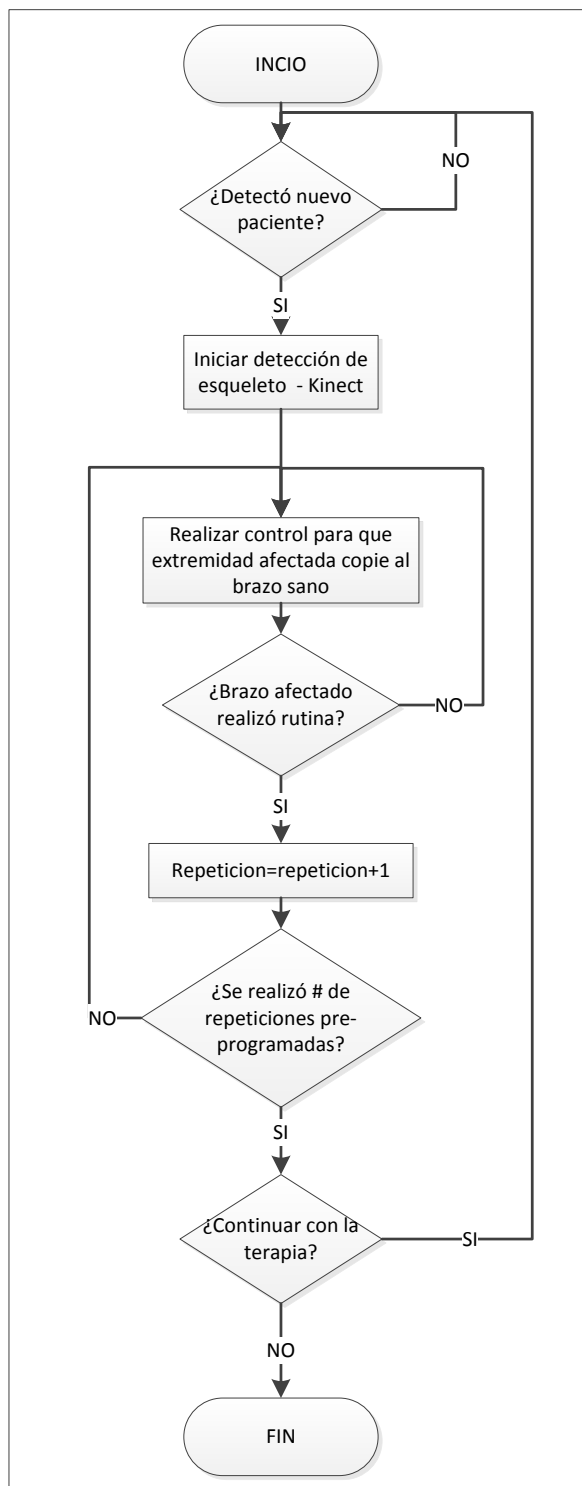


Figura 45. Diagrama de flujo de ejercicios de rutina.

3.5.5. Selección del Controlador

Para la selección del controlador se enlistan en la Tabla 33 las entradas y salidas requeridas por el sistema. Se desarrolla una matriz de selección para elegir el dispositivo más apropiado, sin sobredimensionarlo o elegir uno con prestaciones limitadas.

Tabla 33.

Entradas y Salidas requeridas para el microcontrolador.

ENTRADAS		SALIDAS		
Analógicas	Digitales	PWM	Digitales	
2 Sensores de protección del paciente	4 pulsadores de navegación	Motor 1. Sentido de giro horario	2 leds indicadores de estado (Verde y Rojo)	
	4 pulsadores para calibración de motores	Motor 1. Sentido de giro anti horario		
	1 pulsador de emergencia	Motor 2. Sentido de giro horario		
		Motor 2. Sentido de giro anti horario		
TOTAL	2	9	4	2

Se tabulan las entradas y salidas analógicas y digitales requeridas para el controlador y su función.

Tabla 34.
Matriz de selección del controlador.

Opciones de selección	Montaje y conexión	Programabilidad	Costo	Disponibilidad	Total
Microcontrolador PIC	2	3	5	5	30%
Arduino UNO	5	5	4	5	38%
Raspberry PI	5	4	3	4	32%

Se evalúan las opciones de implementación de controlador

El controlador elegido, basado en la matriz de selección de la Tabla 34, es el ATmega328P, sus prestaciones de programabilidad, costo, disponibilidad y su característica Open Source lo hacen una gran opción para cumplir el objetivo de la plataforma.

El microcontrolador está montado en la placa Arduino UNO y cuenta con 14 entradas/salidas digitales (seis pueden usarse como salidas PWM) y seis entradas analógicas. Permite comunicación serial y trabaja a 5 [V]

CAPÍTULO 4

IMPLEMENTACIÓN

La implementación de la plataforma interactiva para rehabilitación de hombro se divide en cinco partes principales: construcción de la estructura, acople de actuadores y mecanismo de movimiento, conexión de componentes eléctricos y electrónicos, sistema de control y finalmente la interfaz de usuario. En cada uno se detalla el procedimiento de manufactura, ensamble y programación para que integrándolos conformen la plataforma diseñada.

4.1. Implementación de la estructura.

La implementación de la estructura se divide en dos partes principales: la construcción y ensamble de la plataforma y la fabricación del exoesqueleto.

4.1.1. Fabricación y ensamble de la estructura principal

Los materiales listados en la Tabla 35 se utilizan para la fabricación de la estructura principal, siguiendo el procedimiento descrito en las Tablas 36 y 37.

Tabla 35.

Listado de materiales de la estructura principal

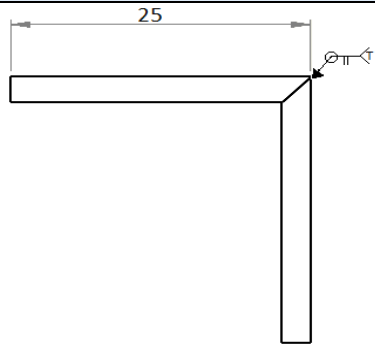
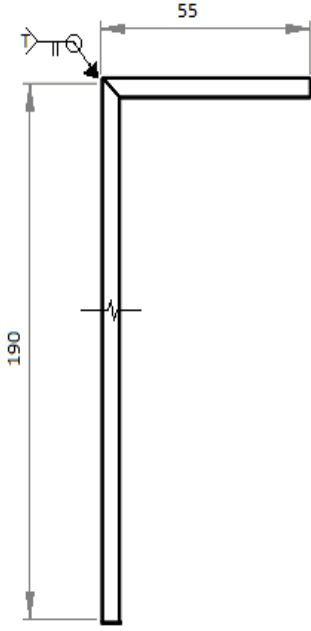
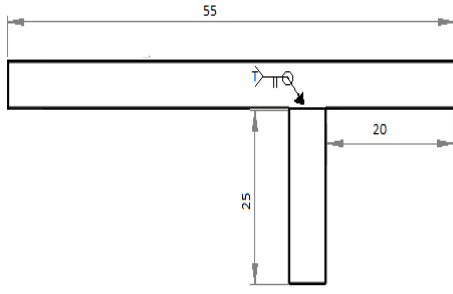
MATERIAL	Designación	Cant
Tubo cuadrado 40×40 (Espesor 1.5 mm)	4 [m]	1
Polea	½ [in]	5
Rueda	½ [in]	2
Regatón circular	¾ [in]	5

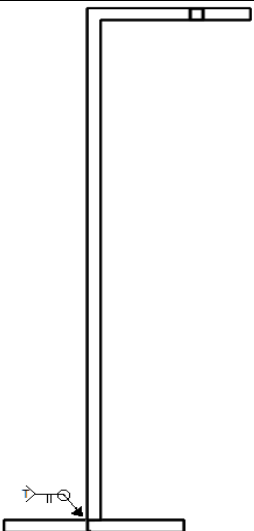
Se tabulan los materiales para la implementación de la estructura

Tabla 36.
Procedimiento de manufactura

Procedimiento de manufactura					
N°	Descripción	Utillajes Herramientas Aparatos de control	MATERIAL	Designación	CROQUIS [cm]
1	Medir	Entenalla Sierra manual Limas Flexómetro	Tubo cuad 40×40	4 pedazos 25 [cm] c/u	
	Marcar				
	Sujetar en entenalla				
	Cortar				
	Limar caras				
2	Medir	Entenalla Sierra manual Limas Flexómetro	Tubo cuad 40×40	2 retazos 25 [cm] c/u	
	Marcar				
	Sujetar en entenalla				
	Cortar				
	Limar caras				
3	Medir	Entenalla Sierra manual Limas Flexómetro	Tubo cuad 40×40	2 retazos 1) 190 [cm] 2) 55 [cm]	
	Marcar				
	Sujetar en entenalla				
	Taladrar				
	Limar caras				

Tabla 37.
Procedimiento de soldadura

Soldadura de la estructura						
Nº	A) Proceso de soldadura B) Tipo de soldadura	Unión	Aporte	Amperaje Voltaje	Observaciones	CROQUIS Se detalla el esquema de soldadura [cm]
1	A) TIG B) Manual	A tope Bisel cuadrado	ER308 1/16 in	95 [A] 11 [V]	Gas ARGÓN 10L/min Cordón continuo 1 pasada Soldar las dos patas laterales	
2	A) TIG B) Manual	A tope Bisel cuadrado	ER308 1/16 in	95 [A] 11 [V]	Gas ARGÓN 10L/min Cordón continuo 1 pasada Soldar al tubo principal la primera guía de cables	
3	A) TIG B) Manual	A tope Bisel cuadrado	ER308 1/16 in	95 [A] 11 [V]	Gas ARGÓN 10L/min Cordón continuo 1 pasada Soldar la guía de cables transversal	

4	A) TIG B) Manual	Filete Bisel cuadrado	ER308 1/16 in	95 [A] 11 [V]	Gas ARGÓN 10L/min Cordón continuo 1 pasada Soldar patas al tubo principal	
---	---------------------	--------------------------	------------------	------------------	---	--

Las características de amperaje, voltaje, caudal del gas de protección, diámetro y tipo de electrodo son los recomendados por el “Catálogo de electrodos comunes” (AGA, versión digital 2.0) para soldadura de tubo estructural de acero inoxidable 304 con espesor de 1.5 [mm].

Finalmente se acoplan las poleas, los regatones, las ruedas y se insertan los contrapesos en sus correspondientes posiciones. En la Figura 46 se puede ver la estructura terminada.



Figura 46. Estructura de fisioterapia implementada

4.1.2. Fabricación y ensamble del exoesqueleto

El exoesqueleto se elabora por fabricación aditiva, usando el plástico PLA como material. El diseño se divide en 4 partes diferentes debido al campo de trabajo limitado de las impresoras 3D comerciales. En la Figura 47 se puede ver el proceso de impresión de una de las partes del exoesqueleto y en la Tabla 38 algunos de los parámetros de impresión más importantes de las piezas.

Tabla 38.
Valores generales de la impresión 3D

Parámetro	Valor	Unidad
Altura de capa	0.2	mm
Densidad del relleno	100	%
Material de Soporte	Habilitado	N/A

Lista de los principales parámetros de configuración de la impresión 3D



Figura 47. Proceso de impresión 3D del exoesqueleto.

La parte interna y los bordes del exoesqueleto se recubren con etilvinilacetato (foamy) con el objetivo de mejorar la ergonomía. Se utiliza dicho material por ser un polímero termoplástico de fácil manipulación, bajo costo y sobre todo su característica hipoalergénica. El recubrimiento permite también evitar presión excesiva en el antebrazo, que puede afectar la circulación sanguínea de la extremidad.



Figura 48. Exoesqueleto implementado

4.2. Implementación de los actuadores y mecanismo de movimiento.

La implementación del mecanismo y sus actuadores se divide en dos etapas: la adaptación del eje roscado y el ensamble de todos los componentes. Paralelo a ello, se adquiere las chumaceras, acoples y los motores. Finalmente mediante tecnología de impresión 3D se elaboran unos soportes para los sensores de protección del paciente.

4.2.1. Fabricación del eje roscado

Para manufacturar el eje roscado donde se enrolla el cable tensor, se corta el espárrago a las dimensiones requeridas. Para ello se toman en cuenta las siguientes longitudes:

- Cable enrollado por completo: 25,4 [mm]
- Soporte de las dos chumaceras: 24 [mm]

- Longitud libre: 35 [mm]
- Acople: 15 [mm]
- **TOTAL: 100 [mm]**

Posteriormente se lima y pule el esparrago para reducir el diámetro de un extremo hasta 5 [mm] para la unión con el acople.

4.2.2. Ensamble de los componentes del mecanismo y sus actuadores

Se acoplan todos los componentes a la parte trasera de la estación. El motor se ajusta con el acople al eje roscado, el cual se encuentra asegurado entre las dos chumaceras. Las piezas se asientan por medio de pernos, cuidando de mantener la máxima alineación posible entre todos los componentes como se ve en la Figura 45.

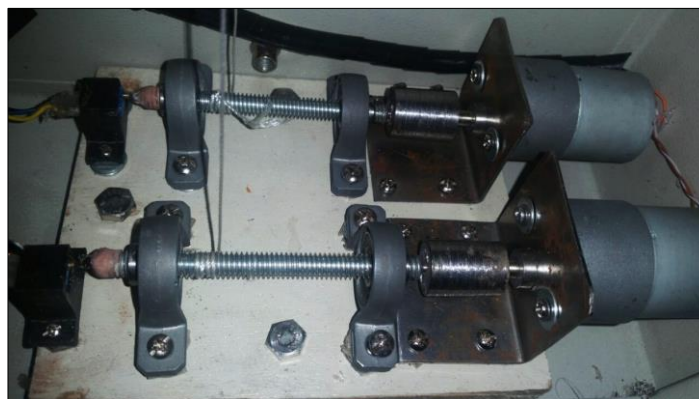


Figura 49. Mecanismo completo ensamblado

4.3. Implementación de los componentes eléctricos y/o electrónicos.

La implementación de los componentes eléctrico/electrónicos se divide en tres secciones: la implementación de la placa de circuito impreso, la elaboración del control manual y la conexión de todos los componentes en el controlador central. Para la alimentación de los motores DC se utiliza un convertidor AC-DC de 12 [V] y 2 [A], suficiente para suplir la demanda de 0.6 [A] de cada actuador.

4.3.1. Placa del circuito impreso

El cálculo del ancho de las pistas es un factor importante para asegurar el funcionamiento óptimo del circuito, evitando daños de los componentes, sobrecalentamiento o deterioro de la placa.

Para determinar el ancho adecuado de las pistas, se utilizan las ecuaciones (40) y (41) que se encuentran en función del tipo de placa, variación de temperatura e intensidad de corriente.

$$\text{Área} = \left[\frac{I}{(k_1 \cdot \Delta T^{k_2})} \right]^{\frac{1}{k_3}} \quad (40)$$

Al utilizarse una placa de circuito impreso estándar, se emplean los factores correspondientes a pistas de cobre externas, que son listados a continuación:

- $k_1 = 0.0647$
- $k_2 = 0.4281$
- $k_3 = 0.6732$

La corriente máxima que puede proporcionar el controlador es 150 [mA]. Para el cálculo de las pistas se utiliza un factor de seguridad de 1.3, resultando una corriente (I) de 200[mA]. La variación de temperatura (ΔT) se considera 15°C en relación a una temperatura ambiente máxima de 35°C. Reemplazando todos los datos en (40), se obtiene el área de las pistas.

$$\text{Área} = 1.96 [\text{mil}^2]$$

Por último se calcula el ancho con la ecuación (41)

$$\text{Ancho} = \frac{\text{Área}}{1.378 \times \text{Alto}} \quad (41)$$

El alto comercial para placas de circuito impreso estándar es $1 \frac{\text{onza}}{\text{pie}^2}$

$$\text{Ancho} = \frac{1.96}{1.378} = 1.4 [\text{mil}]$$

El esquema del circuito para conexión de todos los elementos al controlador se puede ver en la Figura 50. Finalmente los elementos se posicionan de manera simétrica y organizada en su posición correspondiente y se sueldan.

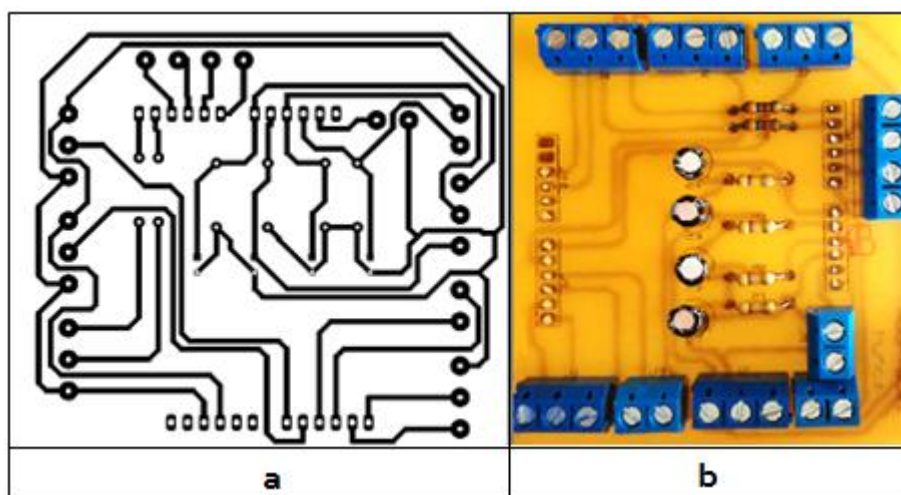


Figura 50. Placa PCB implementada.
a. esquema del circuito diseñado y b. placa PCB finalizada.

4.3.2. Control manual

Para la organización de los componentes en el panel de control manual se considera la guía de diseño GEDIS, que especifica el posicionamiento de los pulsadores en orden jerárquico y siguiendo la regla de visualización de izquierda a derecha y de arriba a abajo.

Los elementos más importantes como encendido general, paro de emergencia e indicadores de estado se encuentran en la parte superior. Mientras que los pulsadores de control se distribuyen en el centro y parte inferior del panel de control manual. Para una mejor comprensión de los componentes se añaden identificadores visuales a cada grupo de pulsadores, teniendo como resultado final el control de la Figura 51.

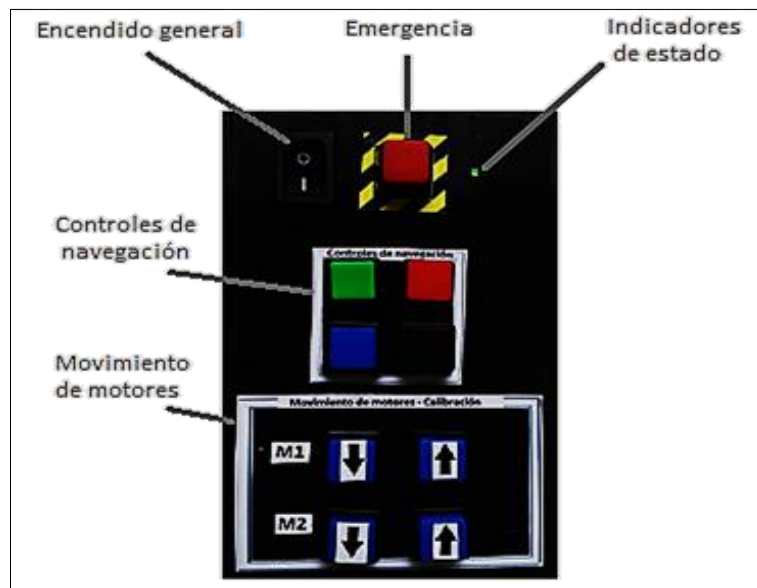


Figura 51. Mando/Control manual

4.3.3. Controlador central

El controlador se acopla a la placa PCB elaborada en 4.3.1, se ajustan los cables correspondientes en las borneras y dichos cables se sueldan a conectores DB9 y DB15. Estos conectores se acoplan a sus correspondientes terminales, enlazados a los sensores de protección, motores y al control manual respectivamente.

El controlador, los cables de conexión hacia los conectores DB9 y DB15 en adición al driver del motor se ajustan con tornillos y se ubican dentro de la caja de control (ver Figura 52).



Figura 52. Controlador central acoplado a la estación.

Los componentes electrónicos y de control se ajustan dentro de la caja central, junto al mecanismo de movimiento de los tensores, obteniéndose la estación finalizada como se ve en la Figura 53.



Figura 53. Estación de fisioterapia.

4.4. Implementación del sistema de control.

La programación se realiza en Processing, esta plataforma ofrece diversas herramientas para la obtención de datos del Kinect y la comunicación serial con la tarjeta de control. El software brinda también muchas ventajas en cuanto a programación de interfaces y elementos gráficos.

En la Figura 42 se puede observar el esquema del sistema de control, del cual se detallan y describen cada uno de sus componentes a continuación:

- **Referencia:** La referencia del sistema es la posición del brazo izquierdo, la cual es detectada por el Kinect y transformada a longitudes de cada tensor.
- **Controlador:** El controlador físico AVR permite la interpretación de las señales de referencia y retroalimentación para enviar una señal de control a los mecanismos de tensado.
- **Mecanismo de tensado 1 y 2:** Es la planta a la que llega la señal de control y efectúa el movimiento de retracción o liberación de los tensores. Cada planta funciona de manera independiente a la otra, razón por la cual se trató como dos sistemas separados, que trabajan para un mismo fin.
- **Sensores de posición 1 y 2:** Permiten determinar la longitud de tensor liberada de cada mecanismo de tensado y proporcionan la retroalimentación al sistema.
- **Salida:** La salida del sistema es la posición del brazo afectado.

4.4.1. Configuración del Kinect

Para el funcionamiento del Kinect es necesario como requisito de software instalar el programa Kinect SDK 2.0 para permitir el reconocimiento del sensor en el computador.

El funcionamiento general se fundamenta en la recepción de los datos de un usuario por parte del Kinect. Seguido a ello se envía la imagen captada para su análisis en la computadora. En Processing se transforma el “esqueleto” sensado a coordenadas y estas son convertidas a longitudes de tensor: L1 y L2.

Por medio del microcontrolador y los motores se recoge o libera ambos tensores a las medidas deseadas, de modo que el brazo afectado copie al brazo sano. En la Figura 54 se puede ver un esquema gráfico de dicho funcionamiento.

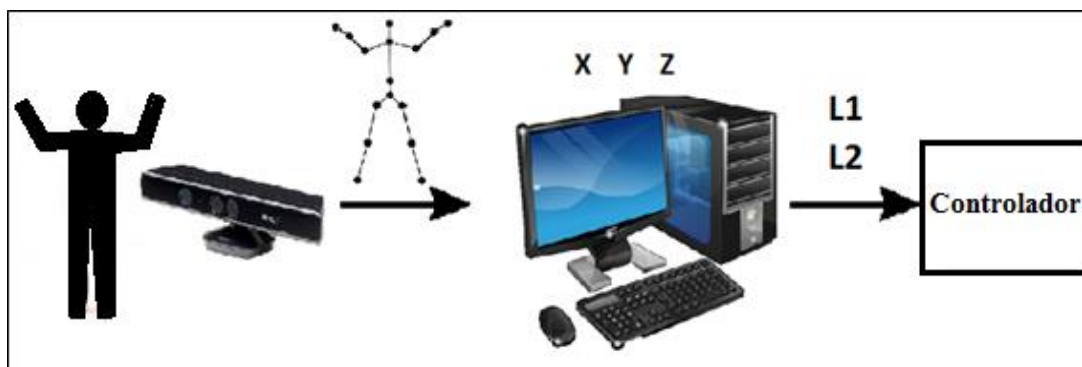


Figura 54. Funcionamiento y procesado de los datos captados por el Kinect.

4.4.2. Cálculo de coordenadas

Una vez identificado un usuario frente al dispositivo se inicia la detección del “esqueleto”. Esto significa estructurar al paciente detectado como articulaciones y eslabones. Por medio de dicha estructuración se obtienen las coordenadas en el espacio de cada articulación, siendo X el eje horizontal, Y el eje vertical y Z la profundidad.

Inicialmente se debe configurar el dispositivo y después definir las variables del “esqueleto” con las cuales se va a trabajar. Las coordenadas definidas corresponden al hombro y al codo del usuario.

Se obtiene las coordenadas relativas del codo respecto al hombro, tomando como referencia del sistema de coordenadas al hombro. En la Figura 55 se puede ver un diagrama de flujo en el cual se fundamenta la programación para la obtención de las coordenadas.

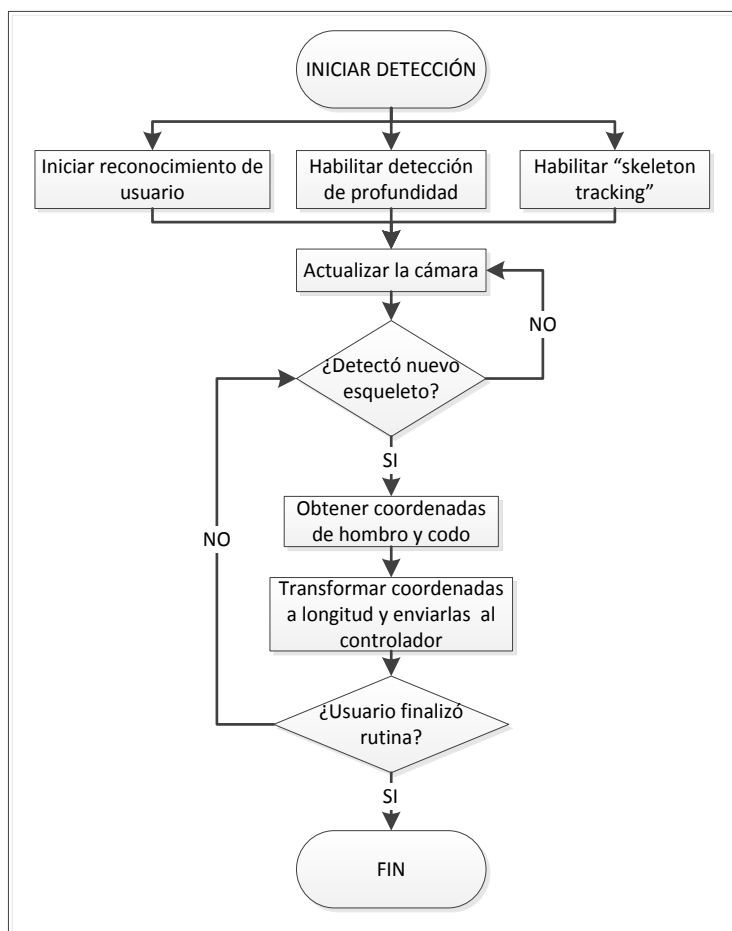


Figura 55. Código de generación y detección de articulaciones.

4.4.3. Filtro de datos

Los datos obtenidos por el Kinect varían significativamente entre mediciones sucesivas por lo cual se implementa un filtro digital. Se requiere un filtrado que suprima variaciones bruscas de los datos de entrada, por tanto se programa un filtro pasa bajos.

Un filtro promediador utiliza sólo muestras pasadas y la actual para obtener la salida y funciona como filtro pasa-bajos. Las ventajas son su característica de no deformar la señal de entrada y factibilidad de implementación digital. Su función es suavizar los datos de entrada y eliminar los cambios bruscos en las mediciones.

Programación del filtro:

Se plantea un filtro de 5 taps (retardos), por lo cual se guarda un historial de las 4 anteriores mediciones y la actual; como se muestra en (42). Para un filtro promediador, $h(k)$ es una constante igual al inverso del número de taps.

$$y(n) = \sum_{k=0}^M h(k) \times x(n - k) \quad (42)$$

$$y(n) = h(0) \times x(n - 0) + h(1) \times x(n - 1) + \dots + h(M) \times x(n - M)$$

$$M = 5$$

$$h(k) = \frac{1}{5}$$

Ejemplo de cálculo:

$$y(4) = 0.2 \times x(0) + 0.2 \times x(1) + 0.2 \times x(2) + 0.2 \times x(3) + 0.2 \times x(4)$$

Se programa el filtro como se muestra en el diagrama de bloques de la Figura 56. Guardándose un registro de las 4 anteriores mediciones junto a la medición actual, se multiplica cada una por 0.2 y suma todos los valores obtenidos.

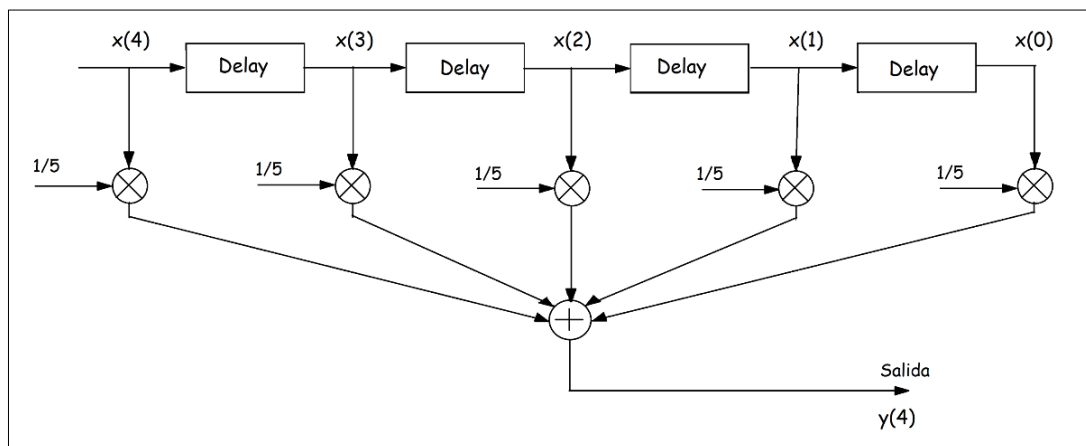


Figura 56. Diagrama de bloques del filtro promediador

4.4.4. Cálculo de L1 y L2

Para el cálculo de la longitud, se utiliza las ecuaciones (2), (3) y (4) reemplazándolas en (5) y (6). Con las coordenadas y los valores correspondientes a cada ecuación se obtiene L1 y L2.

Reemplazando la longitud “l” (del hombro al punto de sujeción de los sensores), por el valor de 150 [mm] y calculando el módulo de las coordenadas se obtiene directamente ambas longitudes, una parte del código implementado se puede ver en la Figura 57.

```
modulo=sqrt(pow(X[1],2) + pow(Y[1],2) + pow(Z[1],2));
longitud1=sqrt(pow(x*150/modulo-170,2)+pow(y*150/modulo-110,2)+pow(z*150/modulo,2));
longitud2=sqrt(pow(x*150/modulo,2)+pow(y*150/modulo-110,2)+pow(z*150/modulo-200,2));
```

Figura 57. Código de cálculo de longitudes L1 y L2.

Cálculo de bits correspondientes

Para liberar o retraer la cantidad requerida de longitud de tensor se acopla los sensores de protección al eje del mecanismo de liberación de cables. Al liberar tensor se disminuye su lectura analógica y al recoger se aumenta.

Las ecuaciones para obtener la longitud en base al voltaje de los potenciómetros se obtienen a partir de datos experimentales que al analizarlos muestran una relación lineal. Para obtener dicha relación se analiza los datos al variar la longitud de tensor liberada y su equivalencia en cada lectura analógica recibida (ver Tabla 39). Se obtiene así la relación entre longitud y bits, hallando una constante de proporcionalidad y llegando a la ecuación (43):

$$\text{Bits} = 2 \times \text{Longitud} \quad (43)$$

Tabla 39.

Datos obtenidos experimentalmente entre longitud y bits

Bits	Δ Bits	Longitud[mm]	Δ Bits/ Δ Longitud
1353	NA	0	NA
1342	11	5	2,2
1332	10	10	2
1323	9	15	1,8
1312	11	20	2,2
1300	12	25	2,4
1290	10	30	2
1280	10	35	2
1272	8	40	1,6
1263	9	45	1,8
1252	11	50	2,2
Media			2,02

Teniendo en cuenta la relación inversa entre los bits leídos y la longitud del tensor liberada, se obtiene una ecuación de cálculo de bits. Se debe tomar en cuenta la longitud inicial (long_inic1 y long_inic2) de cada tensor cuando el brazo está en la posición máxima lateral y frontal respectivamente. Finalmente la implementación de la ecuación para obtener la longitud de cada uno de los tensores se verifica en la Figura 58.

```
incomingByte1 = round(1023 - 2 * (longitud1 - long_inic1));
incomingByte2 = round(1023 - 2 * (longitud2 - long_inic2));
```

Figura 58. Implementación en código de la relación bit-longitud.

4.4.5. Validación de ejecución de rutinas de fisioterapia

Para una correcta ejecución de los ejercicios de fisioterapia el programa valida que la posición del brazo esté acorde a los parámetros del protocolo de terapia de hombro. La validación se realiza calculando la posición del brazo en el espacio como coordenadas polares, como se verifica en la Figura 59.

Valiéndose de dichas coordenadas se programa ciertas condiciones de posicionamiento, listadas en la Tabla 40, que han de cumplirse para que la terapia se lleve a cabo sin afectar al paciente.

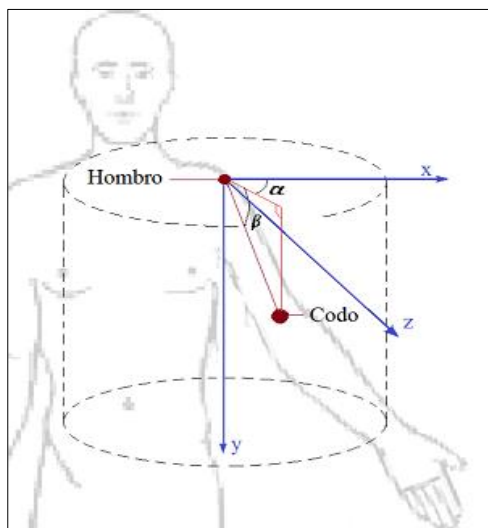


Figura 59. Sistema de coordenadas polares para ubicación del brazo en el espacio.

Tabla 40.

Parámetros de validación de rutinas de fisioterapia.

Validación de las rutinas de fisioterapia	
Rutinas básicas	Condiciones
Rutina 1	$\alpha < 5^\circ$
Rutina 2	$\alpha > 85^\circ$
Rutinas combinadas	Condiciones
Rutina 1	$\alpha < 5^\circ \rightarrow \beta < 5^\circ \rightarrow \alpha > 85^\circ$
Rutina 2	$\alpha > 85^\circ \rightarrow \beta < 5^\circ \rightarrow \alpha < 5^\circ$

4.4.6. Comunicación Serial

El microcontrolador y la Interfaz de Processing se comunican vía Serial enviando y recibiendo datos continuamente. La comunicación Serial se fundamenta en el envío de 2 cadenas de caracteres distintas (ver Figura 60).

El controlador informa a la interfaz si el usuario ha pulsado uno de los cuatro botones de navegación (B1, B2, B3 y B4), si el sistema está calibrado (C) o si se pulsó el switch de emergencia (Em). Por otro lado, el computador envía al controlador las longitudes L1, L2 y la ventana (Ve) en la cual se encuentra la interfaz para poder validar cuándo se han de mover los motores y cuándo se encuentra en configuración o eligiendo la rutina a realizar.

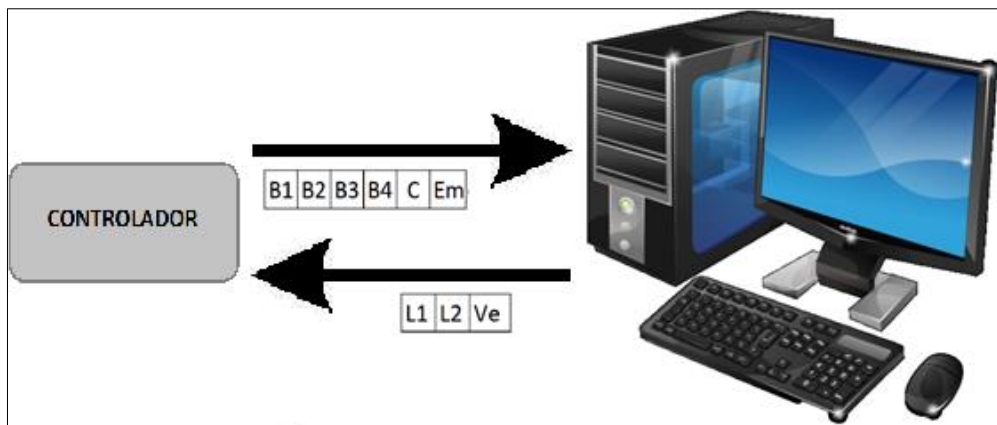


Figura 60. Comunicación Serial entre el controlador y el computador.

4.4.7. Microcontrolador

Las funciones del microcontrolador son varias: debe recibir las órdenes captadas por el control manual, controlar el movimiento de los motores (asegurando que lleguen a la posición requerida) y precautelar que el sistema no alcance posiciones fuera del rango de calibración inicial.

El controlador se encarga también de pausar todas las operaciones si se entra en estado de emergencia y continuamente envía y recibe datos como se mostró en la Figura 60. La programación del controlador central se fundamenta en el diagrama de flujo de la Figura 61.

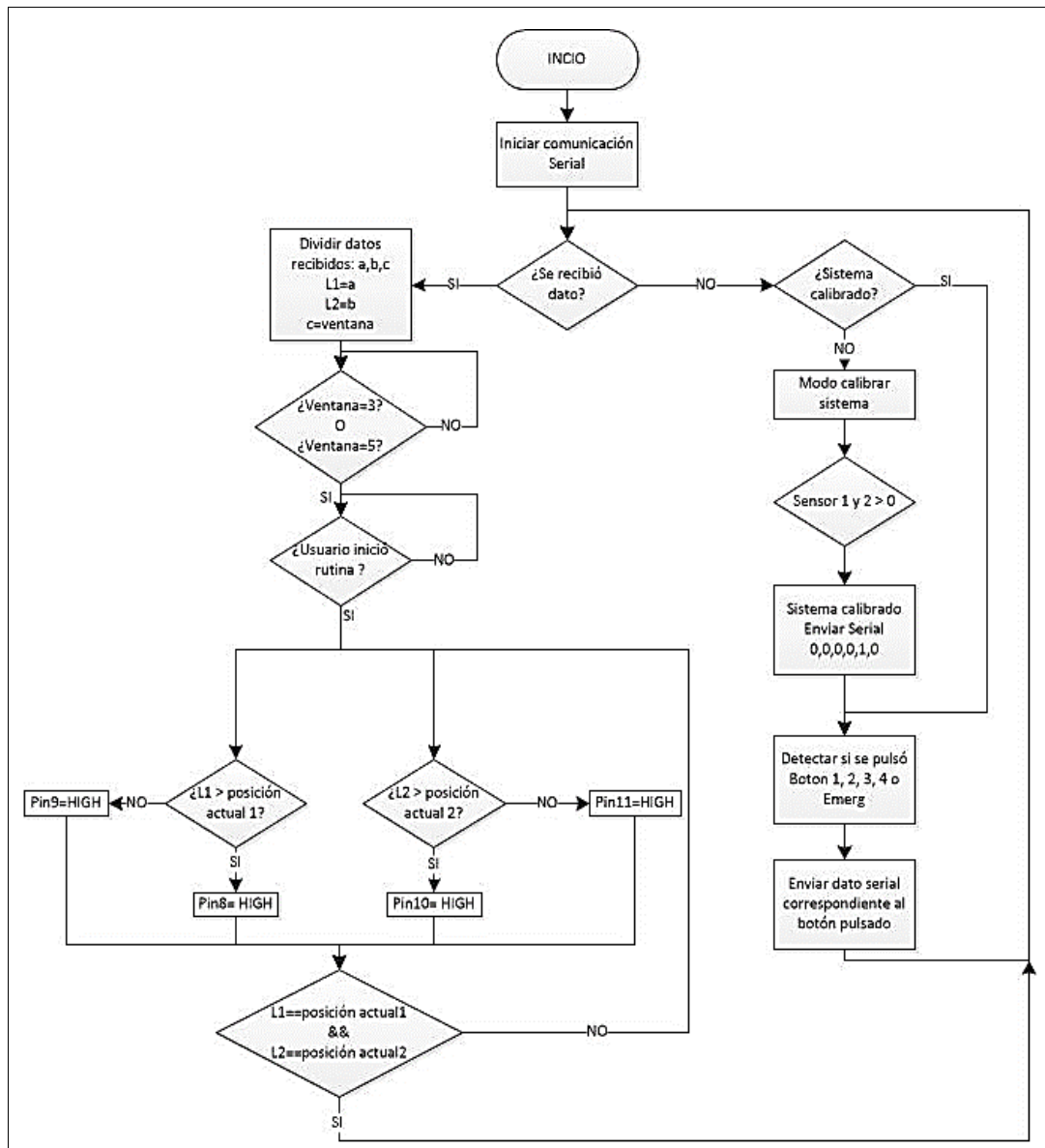


Figura 61. Diagrama de flujo del controlador central.

4.5. Implementación de la interfaz de usuario.

Para la elaboración de la interfaz se utiliza el programa Processing que, además de facilitar la comunicación Serial con el Arduino y reconocer las funciones del Kinect, es una herramienta de fácil uso para la generación de HMI's. Se realiza un diagrama de navegación de las ventanas de manera que se facilite la programación y evitar inconsistencias o puntos sin retorno entre las ventanas (ver Figura 62).

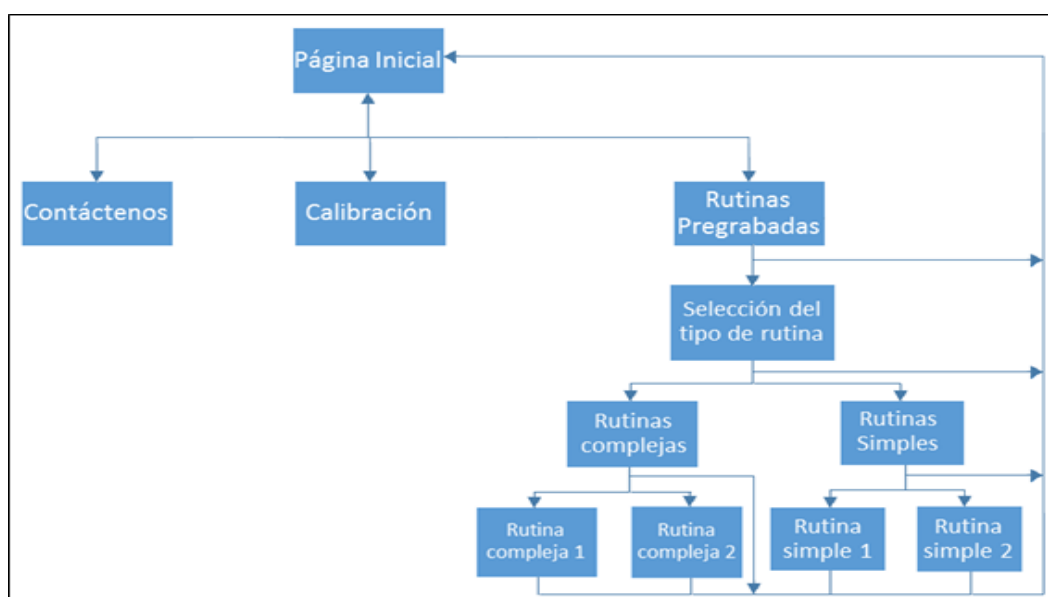


Figura 62. Diagrama de navegación de la interfaz

Cada ventana de la interfaz se diseña e implementa tomando en cuenta un diseño estético y fácil de utilizar, basándose en la guía ergonómica de diseño de interfaces de supervisión (GEDIS).

La navegación a través de la interfaz se puede realizar por medio del computador pulsando los botones de la interfaz, o por medio del control manual junto a la estación de fisioterapia. En el control manual se cuenta con 4 botones (verde, rojo, azul y negro) y en la interfaz se indica al usuario la acción que realizará cada botón al ser pulsado. Las capturas de pantalla más importantes de la interfaz se pueden ver desde la Figura 63 hasta la Figura 65.



Figura 63. Pantalla principal de la Interfaz.

La ventana de Calibración, como se ve en la Figura 64, indica al usuario los 3 pasos que deberá seguir para calibrar el equipo a sus propias medidas. Este procedimiento es muy importante ya que algunos pacientes no poseen el rango de movimiento completo por lo cual su tratamiento se debe realizar hasta una posición en la cual no se presente dolencias o malestar. De esta manera se asegura una adaptación de la estación a las necesidades de cualquier usuario.

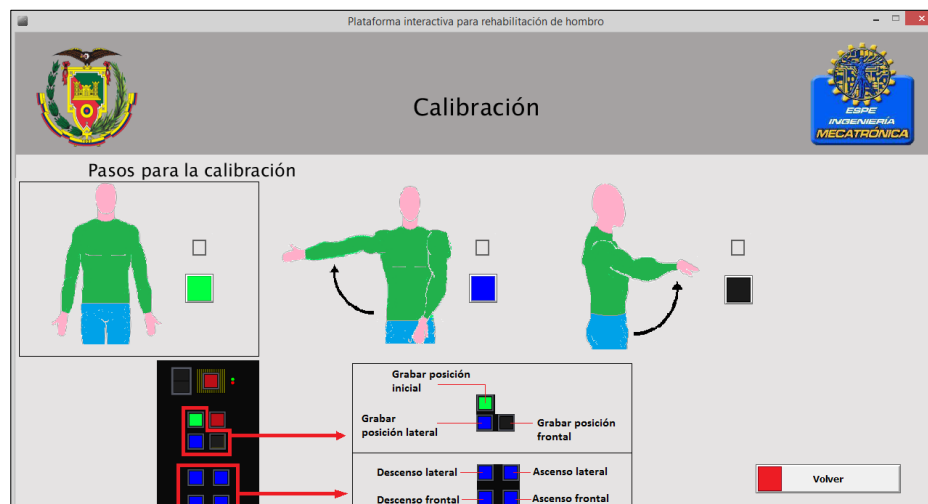


Figura 64. Ventana de calibración de la interfaz.

Una vez calibrado el equipo se puede regresar a la ventana principal donde se habilita el botón de Rutinas Pregrabadas. En esta última se puede configurar el número de repeticiones y tipo de ejercicio (abducción/aducción, flexión/extensión o combinadas) y proceder a su ejecución. Estos ejercicios fomentan la recuperación del paciente y están validados por un especialista en fisioterapia.

La Figura 65 muestra la ventana de ejecución de las rutinas. En ella se informa al usuario con indicadores visuales llamativos que la terapia se encuentra en estado “iniciado” o en “paro” y el botón necesario para iniciar o pausar la terapia según sea el caso. Se visualiza también el número de repeticiones (seteado en la ventana previa por el mismo usuario) a realizarse para finalizar la sesión de terapia y el ejercicio a realizarse.

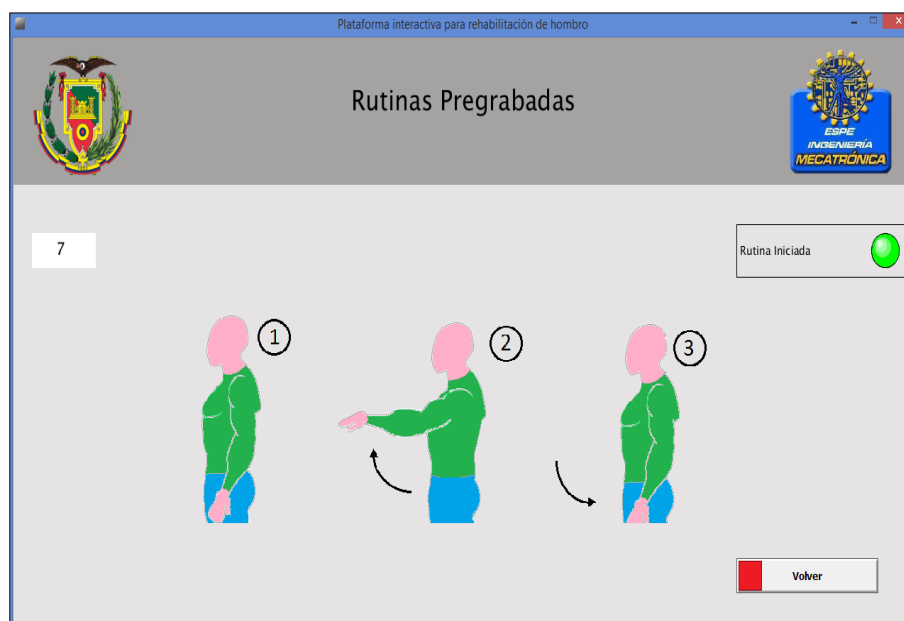


Figura 65. Ventana de ejecución de rutinas pregrabadas de la interfaz.

Finalmente en la Figura 66 se puede ver la plataforma interactiva de fisioterapia para hombro completa con un detalle de sus componentes generales.

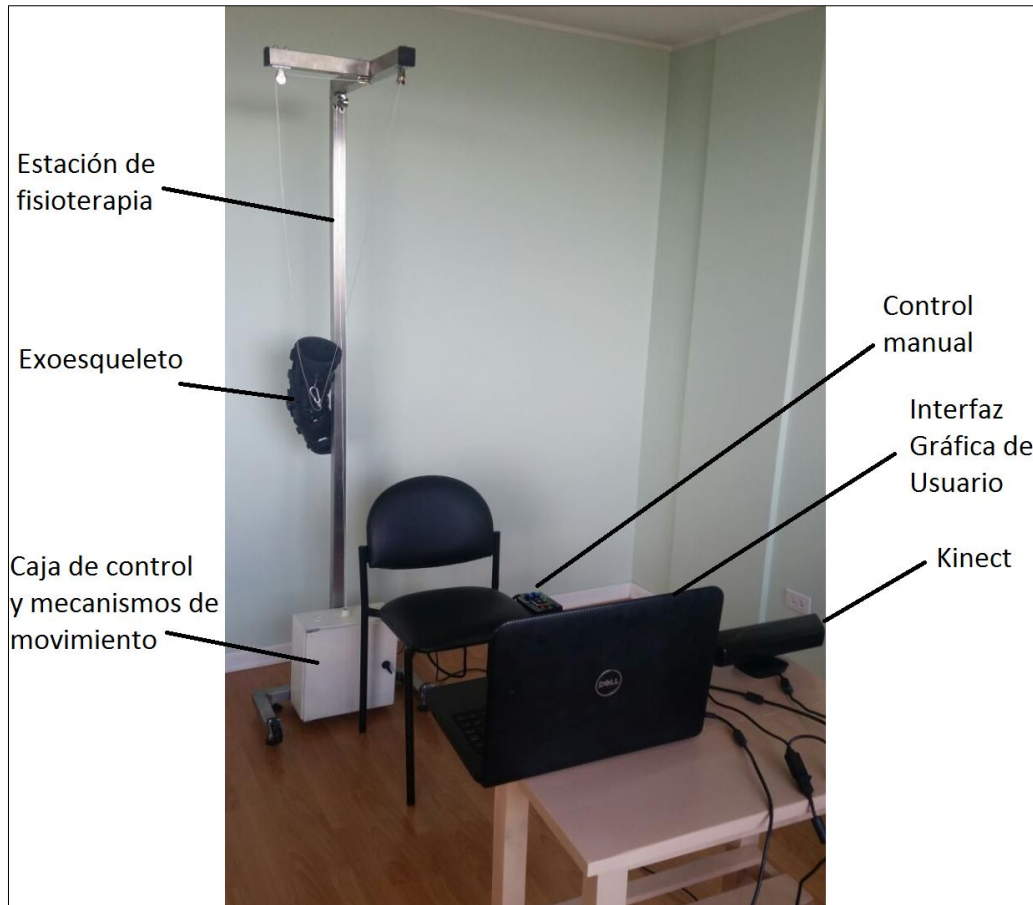


Figura 66. Plataforma interactiva de fisioterapia para hombro.

CAPÍTULO 5

PRUEBAS Y RESULTADOS

Se describe el protocolo de pruebas planeado para asegurar el correcto funcionamiento de cada uno de los componentes de la estación. Con la ejecución de cada uno de los ensayos se obtienen resultados del desempeño de los elementos de la plataforma y del funcionamiento en conjunto del equipo.

5.1. Pruebas del mecanismo de retracción/liberación de tensor

5.1.1. Protocolo de prueba para el mecanismo

Se verifica que el mecanismo de retracción/liberación de tensor transmita el torque requerido para enrollar el cable y ubicar la extremidad de forma correcta. En la Tabla 39 se detalla el protocolo de prueba.

Tabla 41.

Protocolo de pruebas de torque

PROTOCOLO DE PRUEBAS DE TORQUE	
Responsables	Juan Pablo Muñoz Rafael Rodríguez
Procedimiento	1) Se asegura el alambre al eje roscado de manera que al rotar permita enrollarse sobre el mismo 2) Al otro extremo del tensor se añade un peso similar al peso de todo el brazo.
Útiles	Pesas de 6 [kg]
Protocolo	Energizar los motores y llevar la pesa a las posiciones máximas de trabajo.
Verificación	Verificar especificaciones de velocidad y fuerza de los motores

5.1.2. Resultados de prueba del mecanismo

Tomando en cuenta el protocolo de prueba planteado se ajusta un peso de 6 [kg] al final de los tensores y durante 30 minutos se eleva y descende dicho peso a las posiciones máximas de trabajo de la estación, un motor a la vez. En la Figura 67 se verifica el proceso de prueba.



Figura 67. Proceso de prueba y validación del torque de los motores.

Los resultados obtenidos fueron satisfactorios ya que no se presentaron inconvenientes o fallas en el transcurso de la prueba, el peso fue elevado y descendido con normalidad por los motores cumpliendo un tiempo promedio de subida/bajada de 8 segundos elevando el peso de 6 [kg].

5.2. Pruebas de componentes eléctricos y electrónicos

5.2.1. Protocolo de prueba de sensores

Las pruebas se enfocan al funcionamiento de los potenciómetros, sus límites de trabajo y valor analógico sensado. El procedimiento de prueba se detalla en la Tabla 40.

Tabla 42.

Protocolo de pruebas de sensores.

PROTOCOLO DE PRUEBAS DE POTENCIÓMETROS		
Responsables	Juan Pablo Muñoz	Rafael Rodríguez
Procedimiento	1) Activar los motores	
Útiles	Puerto serial	
Protocolo	Energizar los motores y mover el tensor hasta la posición máxima y mínima.	
Verificación	1) Verificar el valor del potenciómetro con la ayuda del puerto Serial. 2) Comprobar que el potenciómetro no exceda sus límites de trabajo (25 vueltas).	

5.2.2. Resultados de funcionamiento de sensores

Se comprueba que los potenciómetros funcionen correctamente. En la Tabla 43 se enlistan los resultados de la prueba en ambos sensores.

Tabla 43.

Resultados de las pruebas en los potenciómetros.

Sensor	Valor mínimo	Valor máximo	Bits/Long	Minima variación	# vueltas
Pot 1	0 bits	1023 bits	2.03	1 bit	25,5
Pot 2	0 bits	1023 bits	2.01	1 bit	25

Resultados de cada prueba de los potenciómetros, se verifica un correcto funcionamiento.

5.2.3. Protocolo de prueba del mando de control

Para verificar el correcto desempeño de todos los componentes del mando de control manual se lleva a cabo el procedimiento detallado en la Tabla 44.

Tabla 44.

Protocolo de pruebas del mando de control.

PROTOCOLO DE PRUEBAS DEL MANDO DE CONTROL	
Responsables	Juan Pablo Muñoz Rafael Rodríguez
Procedimiento	<ol style="list-style-type: none"> 1) Energizar el control manual 2) Pulsar todos los elementos del control manual 3) Activar y desactivar el switch de emergencia
Útiles	Multímetro, Control Manual
Protocolo	Testear continuidad y los voltajes de salida en cada elemento del mando
Verificación	<ol style="list-style-type: none"> 1) Verificar continuidad entre los cables y elementos soldados 2) Comprobar que se identifique correctamente los voltajes de salida como 1 o 0 lógicos. 3) Comprobar el funcionamiento de los leds indicadores

5.2.4. Resultados de la prueba del mando de control

Las pruebas del mando de control se realizaron pulsando cada uno de los elementos y verificando su acción correspondiente, se mide la señal recibida por el controlador al enviar señal de activación y al no recibir señal alguna. El led verde se enciende en estado normal de funcionamiento y el led rojo al pulsar el estado de emergencia.

Tabla 45.

Pruebas y resultados del control manual.

Elemento	Funciona	Voltaje encendido medido [V]	Voltaje encendido esperado [V]	Error Volt encen %	Voltaje apagado medido [V]	Voltaje apagado esperado [V]	Error Volt apag %
ON / OFF	Correcto	5.04	5.00	0.8	0.34	0	NA
Verde	Correcto	5.03	5.00	0.6	0.26	0	NA
Rojo	Correcto	5.04	5.00	0.8	0.09	0	NA
Azul	Correcto	5.01	5.00	0.2	0.31	0	NA
Negro	Correcto	4.98	5.00	0.4	0.17	0	NA
Emerg.	Correcto	5.01	5.00	0.2	0.26	0	NA
Motor 1 +	Correcto	5.03	5.00	0.6	0.45	0	NA
Motor 1 -	Correcto	4.98	5.00	0.4	0.21	0	NA
Motor 2 +	Correcto	4.98	5.00	0.4	0.07	0	NA
Motor 2 -	Correcto	5.02	5.00	0.4	0.56	0	NA
Led Verde	Correcto	4.99	5.00	0.2	0.31	0	NA
Led Rojo	Correcto	5.01	5.00	0.2	0.17	0	NA

Se enlistan los elementos del control manual y se verifica y correcto funcionamiento. Los errores entre medidas esperadas y medidas son mínimos.

NOTA: el error porcentual del voltaje de encendido se tabula como No Aplicable (NA) ya que resultaría en un valor infinito debido a una división por cero. Los valores medidos son muy cercanos a cero y el funcionamiento e interpretación de dichos voltajes resulta en un cero lógico en todos los casos.

5.3. Pruebas del sistema de control

Las pruebas del sistema de control están orientadas a la verificación de los datos de referencia y a la comprobación de los movimientos durante las rutinas de fisioterapia.

5.3.1. Protocolo de pruebas de coordenadas de referencia

Se realiza analizando la cantidad de ruido que se obtiene con la señal dada por el Kinect. Se verifica que la programación permita obtener datos fiables de la posición del brazo, siguiendo el procedimiento descrito en la Tabla 46.

Tabla 46.

Protocolo de pruebas de coordenadas de referencia.

PROTOCOLO DE PRUEBAS DE COORD DE REFERENCIA	
Responsables	Juan Pablo Muñoz Rafael Rodríguez
Procedimiento	1) Inicializar la plataforma
	2) Sentarse en la estación de fisioterapia
	3) Esperar a la detección del Kinect
Útiles	Terminal de Processing
Protocolo	Durante la prueba mantener el brazo izquierdo estático
Verificación	1) Verificar el filtrado de las coordenadas
	2) Verificar la desviación estándar y relativa.

5.3.2. Resultados de la prueba de filtrado de datos

Para la validación de las coordenadas de referencia se verifica la efectividad del filtro digital. Cada coordenada obtenida se somete a dicho filtrado, obteniéndose las curvas de datos de las Figuras 68, 69 y 70.

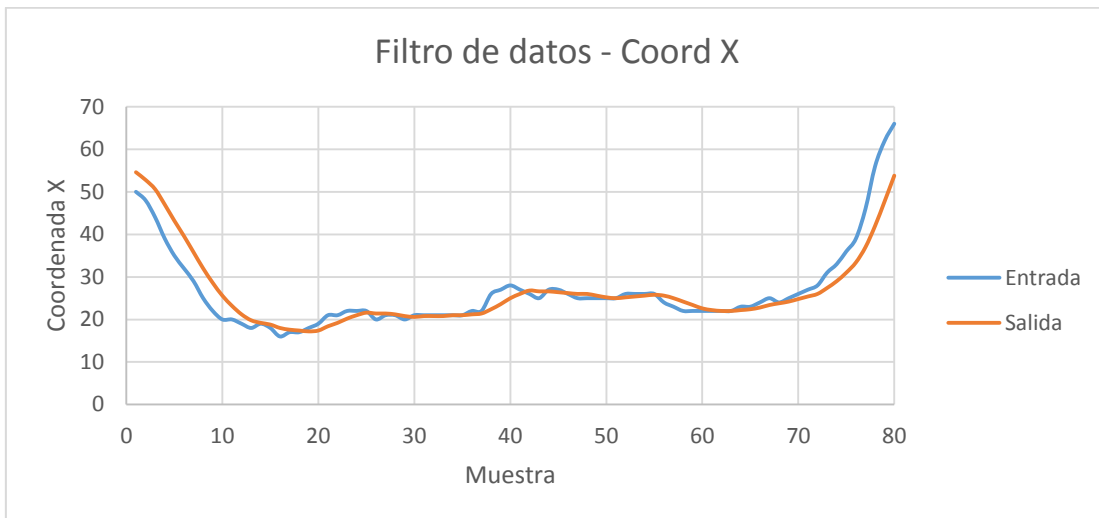


Figura 68. Filtrado de datos de coordenadas X

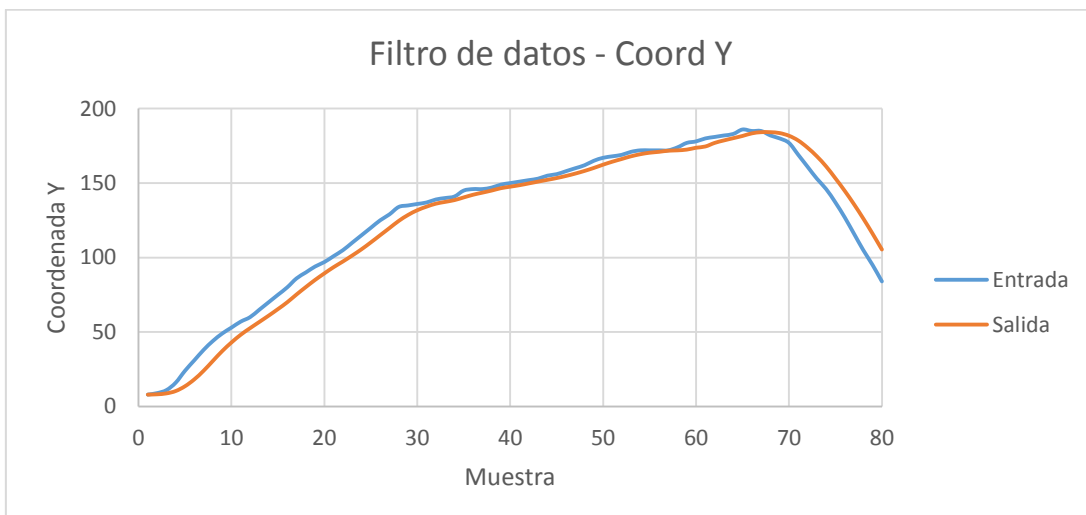


Figura 69. Filtrado de datos de coordenadas X

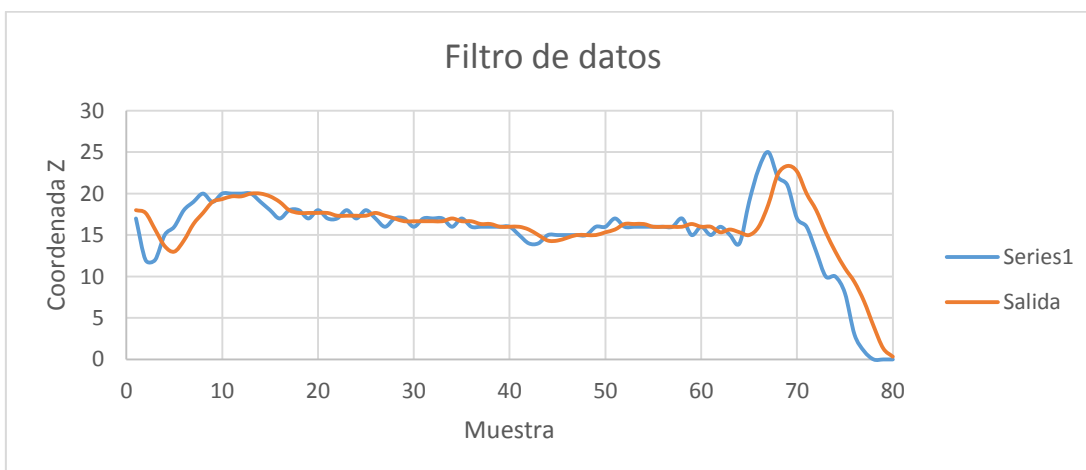


Figura 70. Filtrado de datos de coordenadas Z.

Se verifica que la implementación del filtro es exitosa debido a que la salida de los tres filtros es una curva suavizada que no presenta cambios bruscos como la curva de entrada.

5.3.3. Resultados de la prueba de desviación estándar

La prueba se realiza con el brazo izquierdo estático, obteniendo las coordenadas sensadas por el Kinect. Al permanecer el brazo en una misma posición se debería obtener las mismas coordenadas durante toda la prueba. En la Figura 71 se puede ver el desarrollo de la prueba.



Figura 71. Prueba de verificación de obtención de coordenadas.

En la Tabla 47 se registran las coordenadas X, Y y Z que se obtienen en el transcurso de la prueba; se toman 50 datos para evaluar la desviación que presenta la posición real del brazo, comparando entre si las coordenadas obtenidas.

Tabla 47.
 Coordenadas y análisis de desviación estándar y relativa.

MUESTRA	X	Y	Z
1	88,28847	63,434937	184,068
2	88,822845	62,087677	182,60376
3	88,19446	62,57155	182,92334
4	88,25592	61,647614	181,97998
5	88,27852	61,875595	183,54077
6	88,18118	62,67459	184,81909
7	88,621185	64,09572	187,63733
8	89,037994	64,644135	187,86084
9	89,25285	64,76524	185,932
10	89,25989	65,10013	186,61597
11	88,41548	64,359985	185,59558
12	88,82059	62,6008	184,06995
13	89,18889	62,9104	187,09314
14	89,28317	62,899445	187,02026
15	88,85669	62,898407	187,79333
16	88,85835	62,675735	187,61157
17	88,96434	62,310715	187,474
18	88,64099	63,30597	189,55542
19	87,80223	62,89514	187,54614
20	87,17227	62,84854	188,92163
21	86,68475	62,894333	189,25659
22	86,72815	63,255707	189,81128
23	86,62456	63,58838	191,12244
24	86,71338	64,92117	189,98486
25	86,65448	64,369965	189,95447
26	86,68443	63,985367	189,49158
27	86,90878	64,02788	189,1106
28	86,37665	64,3	190,6648
29	86,44304	64,05118	190,71533
30	86,57959	63,79834	189,85938
31	86,09566	63,515564	189,3855
32	85,96265	63,443024	191,05334
33	85,87227	63,30574	192,07275
34	86,26428	63,932663	189,82959
35	86,37195	64,238525	191,0426
36	86,12067	64,481964	191,58325
37	85,62964	64,524185	192,18713
38	85,43088	64,19461	191,271
39	85,71649	64,4225	191,64624
40	85,98648	64,888535	192,63184
41	86,19838	64,516205	191,63257

42	86,17319	65,0405	190,32117
43	86,15527	64,76047	192,82068
44	85,65039	65,04227	192,4137
45	85,32367	64,335495	190,099
46	84,95503	65,05986	190,80066
47	84,97476	65,033264	189,51965
48	85,48866	64,76596	191,65442
49	85,48761	64,120575	191,03125
50	85,74014	64,4418	191,3612
Desviación Media	1,37	0,94	2,85
Media	87,08	63,80	188,90
Desviación Relativa	1,57%	1,47%	1,51%

Coordenadas sensadas por el Kinect, desviación media y relativa de los datos obtenidos.

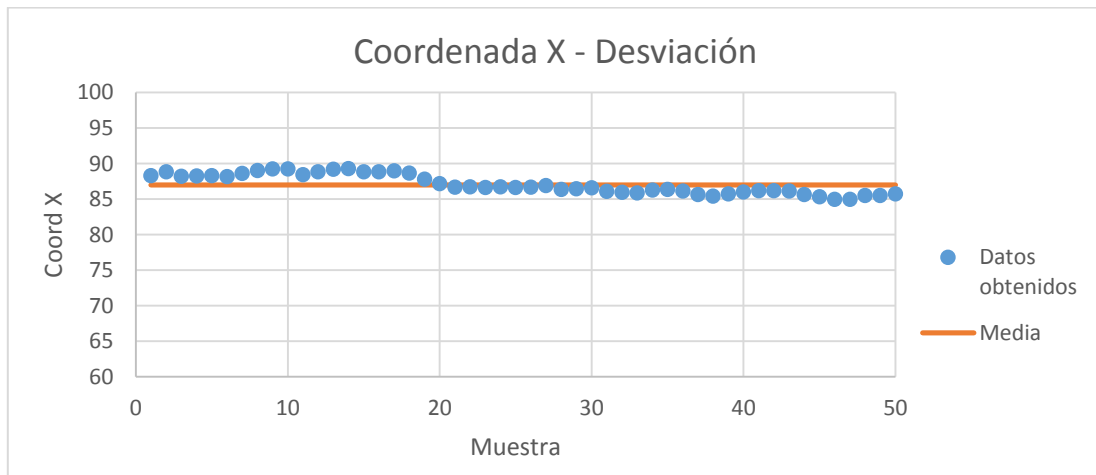


Figura 72. Coordenadas X sensadas y media.

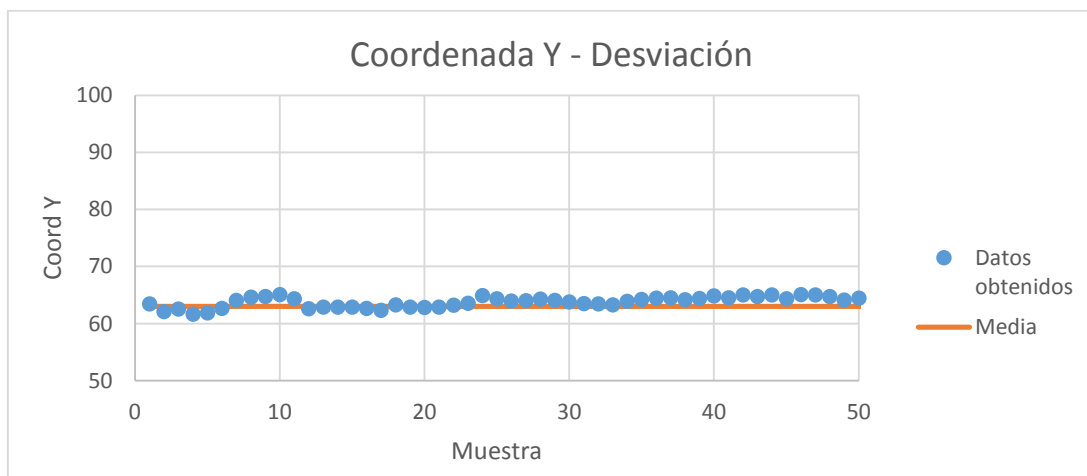


Figura 73. Coordenadas Y sensadas y media.

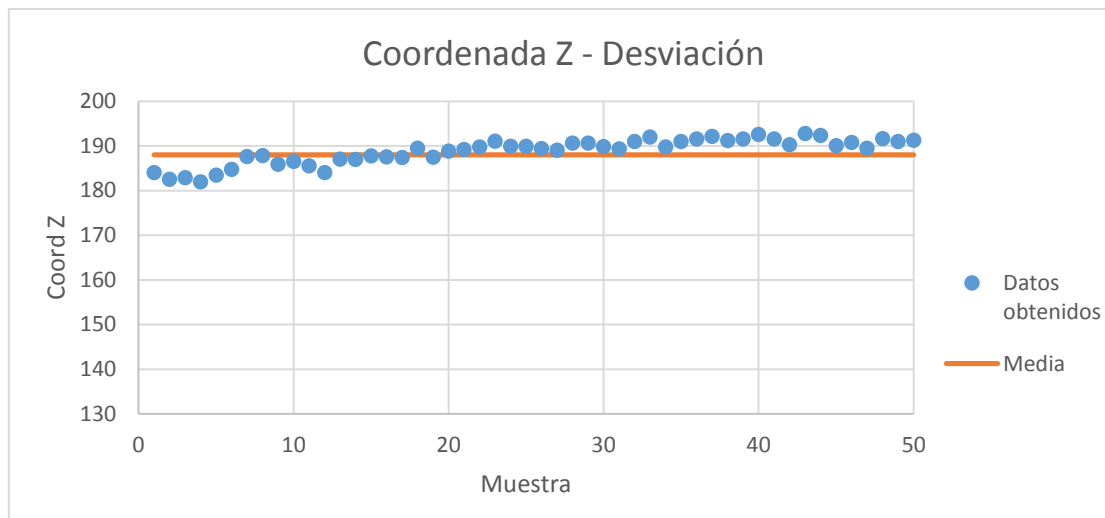


Figura 74. Coordenadas Z sensadas y media.

Como se verifica en la Tabla 47 y en las Figuras 72, 73 y 74 la desviación media de los datos obtenidos es muy baja; siendo la mayor desviación 2.85 en el eje Z. Por medio de las gráficas se puede evidenciar que la desviación es mínima, asegurándose una correcta obtención y validación de las coordenadas registradas para posicionamiento. La desviación relativa no supera el 2%, significando esto un excelente filtrado de los datos.

5.3.4. Protocolo de pruebas de posicionamiento

Se comprueba el posicionamiento de ambos brazos con el objetivo de observar el desfase existente entre los dos; siguiéndose el protocolo descrito en la Tabla 48. La importancia de esta prueba radica en el cumplimiento de la terapia de espejo.

Tabla 48.

Protocolo de pruebas de posicionamiento.

PROTOCOLO DE PRUEBAS DE POSICIONAMIENTO		
Responsables	Juan Pablo Muñoz	Rafael Rodríguez
Procedimiento	1) Inicializar la plataforma	
	2) Sentarse en la estación de fisioterapia	
	3) Esperar a la detección del Kinect	
Útiles	Terminal de Processing	
Protocolo	1) Mover el brazo lateralmente desde posición de reposo hasta formar 90°	
	2) Mover el brazo frontalmente desde posición de reposo hasta formar 90°	
	3) Mover el brazo a la posición inicial	
Verificación	1) Verificar el correcto posicionamiento del brazo afectado respecto al brazo sano en las posiciones: inicial, lateral y frontal.	

5.3.5. Resultados de pruebas de posicionamiento

Se ejecuta dos casos de estudio, el primero elevando el brazo hacia un costado y el segundo elevándolo hacia el frente. Estos dos casos de estudio (ver Figuras 76 y 77) corresponden a movimientos de abducción/aducción y flexión/extensión frontal respectivamente. Los ejercicios fueron delineados junto a un especialista en el tema y corresponden a las rutinas de fisioterapia planteadas en el diseño de la estación. Para la prueba se consideran dos ángulos: alfa y beta; suponiendo a la extremidad como un vector en coordenadas polares (ver Figura 75).

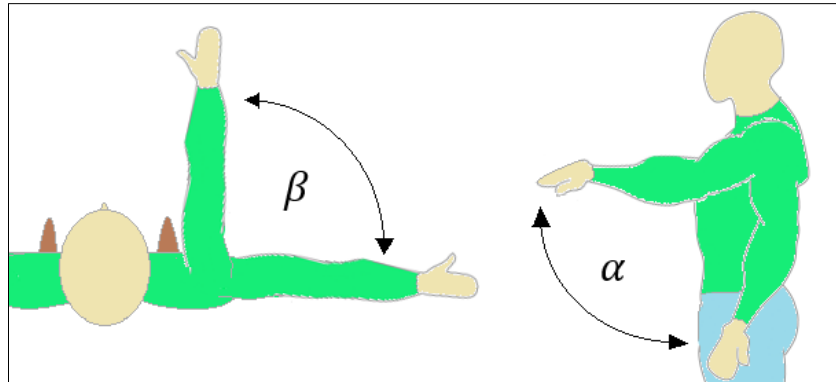


Figura 75. Esquema de identificación de ángulos alfa y beta.



Figura 76. Pruebas de posicionamiento - caso de estudio 1.

Tabla 49.

Ángulos alfa y beta muestreados en caso de estudio 1.

MUESTRA	Brazo Izquierdo		Brazo derecho	
	ALFA	BETA	ALFA	BETA
1	86,63°	5,1°	82,15°	5,7°
2	87,12°	4,8°	83,57°	6,4°
3	86,48°	6,1°	81,93°	6,2°
4	87,19°	6,7°	88,36°	6,5°
5	88,06°	5,6°	88,11°	4,8°
Promedio	87,1°	5,66°	84,8°	5,92°

Valores obtenidos para el posicionamiento de ambos brazos - caso de estudio 1.

Tabla 50.

Ángulos alfa y beta muestreados en caso de estudio 2.

MUESTRA	Brazo Izquierdo		Brazo derecho	
	ALFA	BETA	ALFA	BETA
	1	83,7	83,07°	84,5
2	86,6	85,66°	83,6	83,55
3	83,4	84,83°	82,2	83,26
4	84,1	84,94°	83,5	84,28
5	83,8	82,46°	85,7	82,93
Promedio	84,3°	84,2°	83,9°	83,4°

Valores obtenidos para el posicionamiento de ambos brazos - caso de estudio 1.

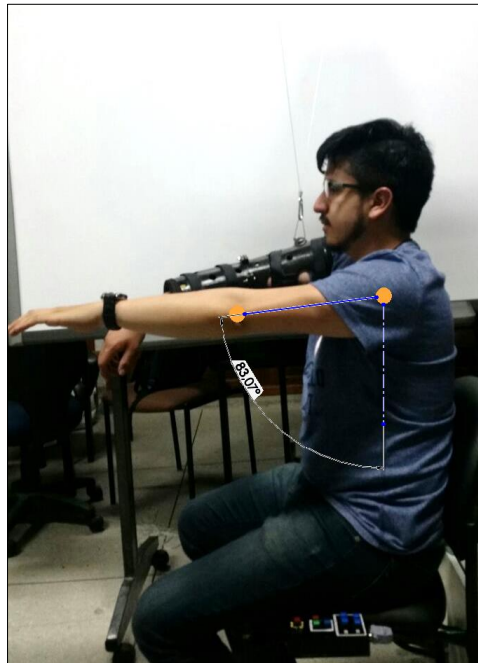


Figura 77. Pruebas de posicionamiento, brazo izquierdo – caso de estudio 2.



Figura 78. Pruebas de posicionamiento, brazo derecho – caso de estudio 2.

Tabla 51.

Resultados de las pruebas de posicionamiento.

CASO	ALFA			BETA		
	Referencia Brazo Izq.	Dato real Brazo dere.	Error	Referencia Brazo Izq.	Dato real Brazo dere.	Error
1	87,1°	84,8°	2,3°	6,2°	5,5°	0,7°
2	84,3°	83,9°	0,4°	84,2°	83,4°	0,8°

Analizando los errores porcentuales de posicionamiento en los casos de estudio 1 y 2 de la Tabla 51 se comprueba que la ubicación del brazo derecho respecto al izquierdo es correcta. Los ángulos calculados en las Figuras 76 y 77 corresponden a la primera muestra de cada caso y en estas se comprueba también un correcto posicionamiento de la extremidad derecha frente a la izquierda.

Se alcanza la posición de referencia con un mínimo error en todos los casos y se asegura que los ejercicios de abducción/aducción y flexión/extensión se ejecuten de manera correcta bajo los parámetros de fisioterapia planteados en el diseño de la estación.

5.4. Pruebas del sistema mecatrónico

Las pruebas del sistema mecatrónico se centran en el funcionamiento en conjunto de todos los elementos que conforman la plataforma. Se toman en cuenta el ámbito ingenieril y fisioterapéutico.

5.4.1. Protocolo de prueba del sistema conjunto

Se evalúa la facilidad de uso de la estación y la interfaz por varias personas. Los parámetros de evaluación son interactividad, así como comodidad y confortabilidad de la estación, siguiendo el procedimiento de la Tabla 52.

Tabla 52.

Protocolo de pruebas del sistema conjunto.

PROTOCOLO DE PRUEBAS DEL SISTEMA CONJUNTO		
Responsables	Juan Pablo Muñoz	Rafael Rodríguez
Involucrados	Encuestados varios	
Procedimiento	1) Inicializar la plataforma 2) Solicitar al usuario sentarse en la estación de fisioterapia 3) Interactuar con la interfaz gráfica	
Útiles	Kinect y estación de fisioterapia.	
Protocolo	Realizar encuesta de satisfacción	
Verificación	Verificar la correcta navegación en la interfaz y desempeño de la misma.	

5.4.2. Resultados de pruebas del sistema conjunto

Para verificación del sistema conjunto se realiza una encuesta a un grupo de 10 estudiantes de fisioterapia de últimos niveles de formación. Para lo cual, se solicita usar el equipo y realizar pruebas de conformidad con el mismo. El resultado de las encuestas realizadas se encuentra tabulado en la Tabla 53. El análisis detallado de cada uno de los parámetros evaluados por medio de la encuesta se puede ver de la Figura 79 a la 83.

Tabla 53.

Resultado de la encuesta realizada a estudiantes de fisioterapia

Parámetro	Resultados										Media	Eval /100
Encuestado/a	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10		
Edad	20	21	21	21	22	22	23	26	29	43	24,8	NA
Nivel de formación	Su	Su	Su	Su	Su	Su	Su	Su	Su	Su	Su	NA
Diseño de la interfaz	5	5	5	4	4	4	4	4	4	5	4,4	88
Facilidad de uso	5	5	4	4	5	5	5	5	5	5	4,8	96
Navegación	4	5	4	4	5	5	5	4	5	5	4,6	92
Comodidad de plataforma	5	4	5	4	5	4	4	4	4	4	4,3	86
¿Maquina o especialista?	S	S	A	A	N	S	A	S	A	A		
Total											4,53	90,5
Leyenda	S = Si											
	N = No											
	A = Ambos											
	Su = Superior											
	NA = No Aplica											

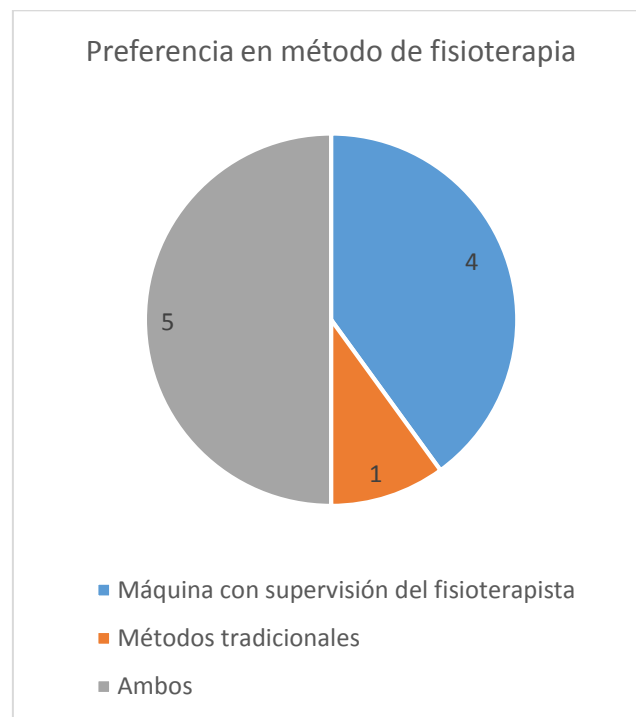


Figura 79. Preferencia en método de fisioterapia.

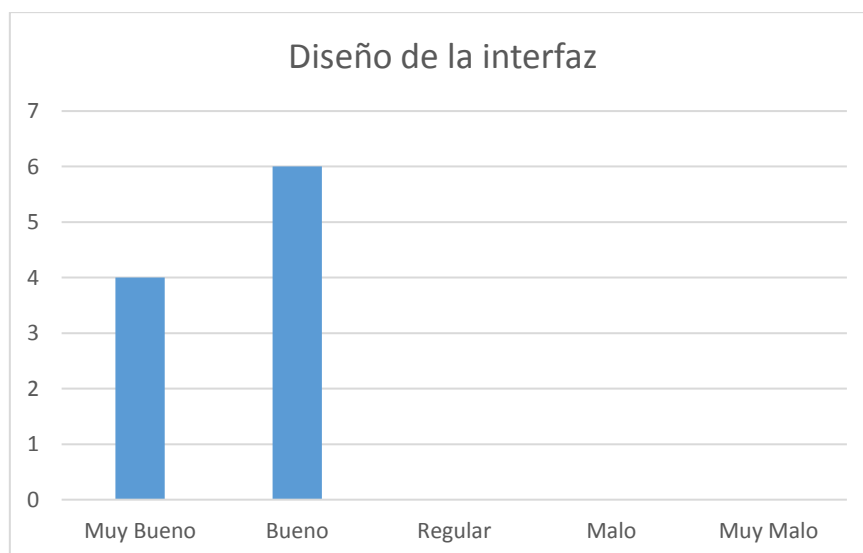


Figura 80. Evaluación del diseño de la interfaz

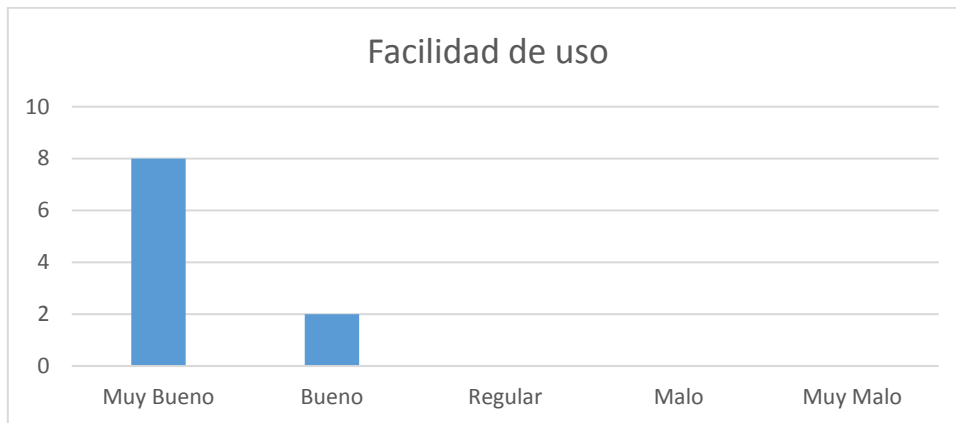


Figura 81. Evaluación de facilidad de uso de la plataforma.

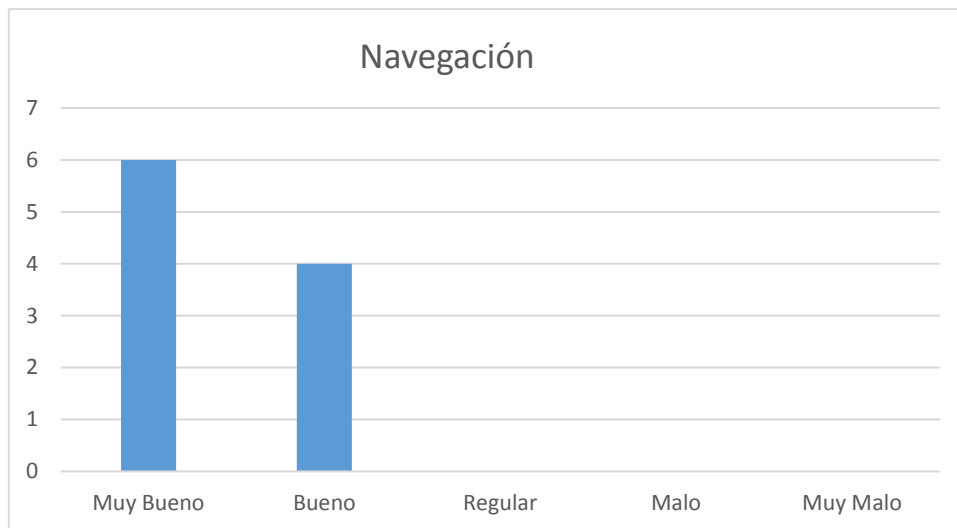


Figura 82. Evaluación de la navegación en la interfaz.

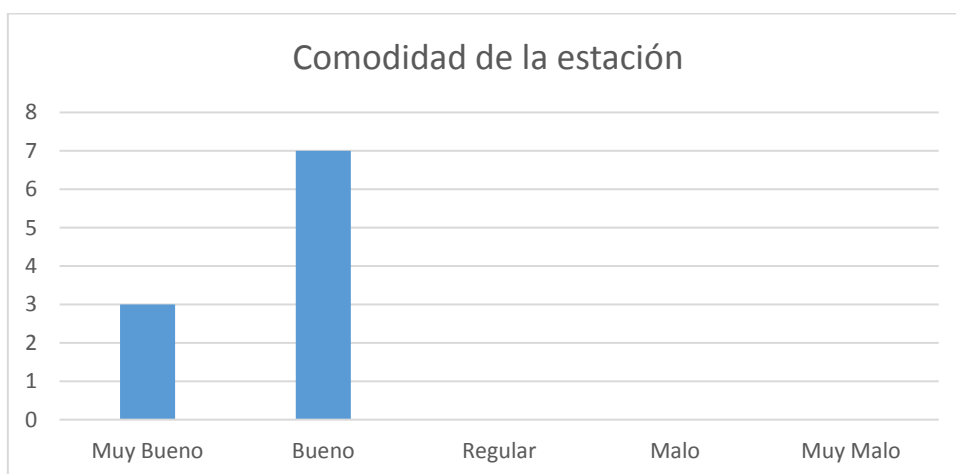


Figura 83. Evaluación de la comodidad de la estación.

La evaluación general de la estación es de 90.5 sobre 100, siendo el parámetro de mejor aceptación la facilidad de uso de la plataforma con un puntaje de 96. La navegación en la interfaz gráfica se encuentra en segundo lugar con 92 puntos. En tercer lugar se encuentra el diseño de la interfaz gráfica con 88 y finalmente se ubica el parámetro de comodidad de la estación con 86. Todos los parámetros en la evaluación se ubican entre los calificativos de “Muy bueno” y “Bueno”, correspondientes a la puntuación de 5 y 4 respectivamente.

Se pudo verificar que un 40% de los encuestados estaría dispuesto a utilizar la plataforma de rehabilitación para realizar terapia física de hombro, un 50% la utilizaría en complemento a terapia tradicional y el 10% restante preferiría los métodos convencionales.



Figura 84. Estudiantes de fisioterapia encuestados durante pruebas de la estación.

5.4.3. Protocolo de prueba fisioterapéutica de la plataforma

Se describen las pruebas finales con el equipo médico de fisioterapia de la Universidad de las Fuerzas Armadas – ESPE para verificar el funcionamiento general de la máquina, acentuando la evaluación en las técnicas de rehabilitación aplicadas por la plataforma (ver Tabla 54).

Tabla 54.

Protocolo de pruebas fisioterapéuticas del sistema conjunto

PROTOCOLO DE PRUEBAS FISIOTERAPEÚTICAS	
Responsables	Juan Pablo Muñoz Rafael Rodríguez
Especialista	Lic. Clara Gualotuña – Dir. Sistema Integrado de Salud ESPE
Procedimiento	1) Inicializar la plataforma
	2) Seleccionar rutina y repeticiones
	3) Ejecutar Rutinas de fisioterapia
Útiles	Kinect y estación de fisioterapia.
Protocolo	1) Comprobar el funcionamiento conjunto general
	2) Confirmar las ejecución de las rutinas de fisioterapia planteadas.
Verificación	1) Verificar la correcta implementación de la metodología de TERAPIA DE ESPEJO
	2) Verificar la correcta implementación de la metodología de MOVIMIENTO CONTINUO PASIVO
	3) Validar el desempeño de la estación y su aplicabilidad para rehabilitación de lesiones de hombro en etapas iniciales de tratamiento.

5.4.4. Resultados de prueba fisioterapéutica de la plataforma

Siguiendo el protocolo de pruebas planteado se realiza la verificación del funcionamiento en conjunto de la plataforma por parte de la Lic. Clara Gualotuña, fisioterapeuta del Sistema Integrado de Salud de la ESPE.

Durante la sesión de rehabilitación ejecutada en la estación se cumple con las técnicas de fisioterapia propuestas: terapia de espejo y movimiento continuo pasivo. En la Tabla 55 se muestra la evaluación de la plataforma interactiva por parte de la fisioterapeuta. La Figura 85 muestra el proceso de verificación y evaluación de la estación por parte de la fisioterapeuta.

Tabla 55.

Resultados de prueba conjunta con Fisioterapeuta Gualotuña C.

RESULTADOS					
Responsable de evaluación: Lic. Clara Gualotuña, Fisioterapeuta.					
	Excelente	Muy bueno	Bueno	Regular	Malo
Apariencia, ergonomía y confort	X				
Reconocimiento de usuario por el Kinect	X				
Exoesqueleto		X			
Navegación en la interfaz	X				
Terapia de Espejo	X				
Movimiento continuo-pasivo	X				
Interactividad		X			
Balance general de la plataforma	X				

Resultados de la prueba de funcionalidad evaluada por la fisioterapeuta Gualotuña C. Ver Anexos.

Dado que se tienen 5 niveles de satisfacción, desde “excelente” hasta “malo” se evalúa cuantitativamente cada resultado como sigue:

- Excelente=1
- Muy Bueno=0.75
- Bueno=0.50
- Regular=0.25
- Malo=0

En la Tabla 56 se enlista la evaluación de cada parámetro de diseño y se obtiene el porcentaje de satisfacción de uso de la plataforma por parte de la especialista de fisioterapia del Sistema Integrado de Salud de la ESPE. Se verifica que todos los parámetros planteados se satisfacen, obteniéndose una evaluación total de la plataforma de 94% aproximadamente. Los aspectos a mejorarse son el

exoesqueleto y la interactividad; sin que esto signifique que su desempeño es malo, ya que cada uno de ellos fue evaluado como “Muy Bueno”.

Tabla 56.

Evaluación cuantitativa de la plataforma.

Parámetro	Desempeño
Apariencia, ergonomía y confort	1
Kinect	1
Exoesqueleto	0.75
Navegación en la interfaz	1
Terapia de Espejo	1
Movimiento continuo-pasivo	1
Interactividad	0.75
Balance general de la plataforma	1
Evaluación final	7,5/8
Porcentaje	93.75%



Figura 85. Verificación de la plataforma por parte de la fisioterapeuta Gualotuña C.

Rutinas de fisioterapia

La fisioterapeuta especialista en el tema aprueba el funcionamiento de la estación, los ejercicios planteados para rehabilitación, así como el movimiento continuo-pasivo y la terapia de espejo implementados.

Se efectúan movimientos de abducción, aducción, flexión y extensión dentro de los ángulos de movimiento especificados para terapia inicial, sin realizar combinación de movimientos (que corresponden a una etapa posterior de terapia). Los ejercicios citados apoyan a una recuperación de la movilidad de la articulación del hombro y benefician al paciente en cuanto a flexibilidad y evitan una “oxidación” de la articulación.

La preselección del número de repeticiones y el tipo de ejercicio es una característica importante de personalización para los distintos pacientes que utilicen la estación.

Movimiento Continuo-Pasivo

La plataforma en conjunto realiza movimientos continuos pasivos al movilizar el brazo del paciente, con el uso de las poleas y tensores, dentro del octante de trabajo planteado.

Por medio de los motores, al girar a velocidad constante, se logra asistir al movimiento de la extremidad del usuario dentro del rango de movimiento predefinido.

Terapia de espejo

Se emplea la terapia de espejo al movilizar y posicionar el brazo derecho en forma análoga al brazo izquierdo del paciente. El usuario guía su brazo afectado por medio del brazo sano de forma efectiva.

5.5. Resultados de costos y producción

El costo resultante de la elaboración del proyecto es inferior al proyectado en la Tabla 6, cumpliendo así con una de las especificaciones más importantes. Comparado con varios precios de plataformas similares citadas en sección 1.3 como el “Optiflex S/Artromot Shoulder CPM” con un costo de \$6600 o el “Isokinetic kinesiological rehabilitation equipment for shoulder” con un precio de \$3150 se verifica que la plataforma se encuentra por debajo del rango de precios generales. El prototipo desarrollado significa una alternativa mucho más económica y con funciones similares significando un costo de elaboración de aproximadamente \$1440.

Tabla 57.
Resultados de costos de producción

Elemento	Observaciones	Costo (\$)
Elementos mecánicos		
Exoesqueleto	Plástico PLA	250
Esponjas		6
Foamy	Material Hipoalergénico	3,2
Ligas		1,38
Pernos	M3	0,9
Pernos	M6	2,75
Tuercas	M3	0,5
Caja de Control	Cajetín 30*30*15 cm	28
Tornillo	Autoroscante cabeza avell. 6x1/2	0,12
Tornillo	Autoroscante, cabeza redonda 4x3/4	0,1
Tornillo	Autoroscante, cabeza redonda 4x1	0,36
Tubo de acero inox 304	40x40*1.5	65
Varilla de aporte 308	1/16"	10
Poleas	1/2"	20
Pernos en U	1/8"	4
Espárrago	5/16-18 [in]	0,5
Chumaceras	8 [mm] diámetro interno	22
Impresión 3D	Cobertores de salida	4
Acoples		6
Prisioneros	M4	0,52
Machuelos	M4	5
Hilo Nylon	#18	6

Silla		21
Brocas		13,5
Base de apoyo motores		5
Cinta Doble Fase		3,5
Elementos de electrónica y control		
Kinect		150
Adaptador del Kinect		30
Conectores hembra y macho	DB 9	3
Conectores hembra y macho	DB 15	3,5
Pulsadores	Cuadrados, NA y NC	5,68
Switch	ON-OFF	0,93
Botón enclavable		0,6
Leds	rojo y verde	0,18
Potenciómetros de precisión	10 [kOhm]	1
Extensión de cable USB	Extensión de 5[m]	3,5
Adaptador eléctrico	110-12 [V], 2 [A]	7
Motores DC	100 RPM, 100:1	80
Caja plástica		5
Microcontrolador AVR		14
Driver de los motores		5,5
Canaletas		1,85
Impresión 3D	Soporte de potenciómetros	5
Resistencia	470 [Ω]	0,21
Resistencia	10 [k Ω]	0,21
Espadines		0,35
Capacitor		0,75
Cubre-cables espiral		2
Bornera	3 pines	1,56
Bornera	2 pines	1,12
Corte láser	Mando manual, acrílico negro 3[mm]	17
Estética		
Pintura		6
Lijas		1
Tapas de caucho		2,46
Masilla epóxica		6,56
Adhesivos		1,25
Ingeniería y Mano de Obra		600
TOTAL:		1436,54

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

Conclusiones

- Se diseñó y construyó una plataforma interactiva para rehabilitación de lesiones neurológicas a nivel de hombro, que satisface los parámetros planteados de ergonomía, estética, interactividad, funcionalidad y bajo costo. El prototipo utiliza el dispositivo Kinect para la adquisición de la posición del brazo del usuario y validación de la correcta ejecución de la terapia. A partir de pruebas realizadas con el Departamento de Fisioterapia del Sistema Integrado de Salud de la Universidad de las Fuerzas Armadas – ESPE se verifica que la estación cumple con los parámetros de diseño propuestos con una aceptación del 94%.
- Las rutinas de ejercicio de la estación están fundamentadas en las técnicas de rehabilitación de terapia de espejo y movimientos continuo-pasivos, ambos validados por un fisioterapeuta. La plataforma asiste al paciente en la movilización de la extremidad, reproduciendo de forma análoga el posicionamiento del brazo de referencia, elevando y descendiendo la extremidad a velocidad constante. Los movimientos programados se fundamentan en el estudio biomecánico de la articulación del hombro, en los ejercicios básicos del protocolo de terapia planteado para lesiones de hombro y la guía del personal de fisioterapia del Sistema Integrado de Salud de la ESPE.
- El diseño mecánico de la plataforma permite ejecutar movimientos de aducción, abducción, extensión y flexión con una amplitud de 90° para cada uno de ellos, dentro del octante de trabajo delineado para las primeras etapas de rehabilitación de hombro. El diseño e integración de los componentes mecánicos en la estructura permite la ejecución de rutinas de fisioterapia de manera óptima, para un usuario de hasta 120 [kg], con una velocidad lineal constante.
- La plataforma utiliza un sistema de control en lazo cerrado que, por medio de una retroalimentación del sistema, garantiza una ejecución confiable y precisa de las rutinas de fisioterapia, con un error angular máximo entre el brazo de referencia y el brazo a rehabilitar de 2,3°. La plataforma permite una calibración previa del

sistema, adaptándose a la altura de cualquier persona para un uso sin riesgos de la estación.

- El filtro implementado, para el análisis de los datos recibidos del Kinect, es apropiado para la aplicación, entregando valores precisos con una desviación relativa máxima de 1,57%. El filtro consume pocos recursos computacionales ya que su tiempo de respuesta es imperceptible, elimina cambios bruscos en la entrada y ofrece una salida rápida y suavizada, sin deformar la señal.
- Las pruebas realizadas en el equipo confirman el correcto diseño y funcionamiento de los sensores, control manual y del paro de emergencia, elementos esenciales para la seguridad en la ejecución de las rutinas. Las lecturas digitales de todos los componentes tienen un error máximo de 0.8%, resultado en una interpretación correcta del 1 y 0 lógicos en el 100% de los casos.
- La plataforma fue probada y valorada por una muestra de 10 personas, todos ellos estudiantes de últimos niveles de fisioterapia, con edades entre 20 y 29 años. Las opciones de respuesta se evalúan sobre 5 puntos (siendo 5 la máxima calificación y 1 la mínima). La tabulación de los resultados revela que el 52.5% de la muestra puntúa al conjunto con una valoración de 5 y el 47.5% restante la califica con 4.
- Las pruebas realizadas sobre la muestra antes descrita, revelan que un 40% aceptaría realizar la terapia de hombro utilizando la plataforma, un 50% la utilizaría en complemento a terapia convencional y finalmente el 10% restante prefiere únicamente realizar la rehabilitación por medio de terapia tradicional.

Recomendaciones

- El concepto de la plataforma puede ampliarse a varios tipos de afecciones como lesiones generales de hombro, donde el paciente pueda aplicar su propia fuerza para elevar el brazo y el equipo solamente ofrezca ayuda complementaria a los movimientos del usuario. Esta modificación ayudaría a incrementar fuerza en el brazo afectado. Un enfoque distinto bajo el mismo concepto de trabajo puede enfocarse a la inducción de tensión cervical para lesiones en el cuello, en el cual la plataforma podría programarse para ejercer una fuerza controlada generando tracción.

- Ampliar el rango de movimiento de la extremidad a más octantes, con el fin de admitir la realización de ejercicios más complejos en sesiones posteriores al proceso de rehabilitación inicial.
- Implementar en la plataforma un sistema que permita la rehabilitación de cualquier brazo; modificando tanto la estructura, como la interfaz y el algoritmo de control. Adicionalmente, reducir el ruido producido por los motores, optando por otro tipo de actuador o un tipo de aislamiento acústico en la caja de control.
- Implementar en la interfaz un almacenamiento de datos que permita guardar los parámetros de calibración y avance de los distintos usuarios. Llevando un registro de datos relevantes de las sesiones de terapia, por ejemplo: duración, amplitud de movimiento, ejercicios realizados, entre otros. Esto facilitará la medición de avances del paciente en su recuperación.
- Para muchas de las potenciales aplicaciones del equipo, es importante que los ejercicios se realicen sin que exista dolor durante la terapia, por lo cual se sugiere la implementación de electrodos para lectura de señales mioeléctricas que alerten en caso de molestia o sobreesfuerzos en la articulación.
- A pesar de que la interpretación de imágenes no presenta saturación de recursos computacionales, se puede implementar algoritmos para optimizar el reconocimiento del dispositivo Kinect con el fin de mejorar la velocidad de procesamiento.

REFERENCIAS

- Agencia EFE (2013). *La robótica avanza para mejorar la rehabilitación de discapacitados*. Madrid, España: EFE: Futuro. Recuperado de <http://www.efefuturo.com/noticia/la-robotica-avanza-para-mejorar-la-rehabilitacion-de-discapacitados/>
- Álvarez C, Kenny L, Lagos C, Rodrigo F, & Aizpun, Miguel. (2016). Influencia del porcentaje de relleno en la resistencia mecánica en impresión 3D, por medio del método de Modelado por Deposición Fundida (FDM). *Ingeniare. Revista chilena de ingeniería*, 24(Especial), 17-24. <https://dx.doi.org/10.4067/S0718-33052016000500003>
- American Academy of Orthopaedic Surgeons (2012). *Rotator Cuff and Shoulder Conditioning Program*. Ortho Info. Recuperado de: <http://orthoinfo.aaos.org/topic.cfm?topic=A00663>
- Banti, H., (2014). *La terapia de espejo en la rehabilitación del paciente amputado*, eFisioterapia. Recuperado de: <http://www.efisioterapia.net/articulos/terapia-espejo-rehabilitacion-paciente-amputado>
- Bearings Direct (s.f.) *Pillow Block Units*. Recuperado de: <https://bearingsdirect.com/content/38-pillow-block-units>.
- Budynas, R. y Nisbett, K., (2008), *Diseño en ingeniería mecánica de Shigley*, México, México D.F.: McGraw-Hill Interamericana.
- Burns, A. y Wilcox, R., (2009), *Anterior Stabilization of the Shoulder: Latarjet Protocol*, Brinham and Women's Hospital, Recuperado de: http://www.brighamandwomens.org/Patients_Visitors/pcs/rehabilitationservices/Physical-Therapy-Standards-of-Care-and-Protocols/Shoulder%20-20Latarjet%20Protocol.pdf
- Cerdeño, J., Virseda, A. y Peña, J., (2011). *Protocolo del hombro*. Recuperado de: <http://www.efisioterapia.net/articulos/protocolo-hombro>

- Cyrus, E., (2009). *Fisioterapia y amplitud de movimientos*, Terapia Física Aplicada – USP. Recuperado de: <http://terapiafisicaaplicada.blogspot.com/?view=magazine>
- De la Cruz, C. (s.f.). *Modalidades Terapéuticas*. Recuperado de <http://www.terapiayrehabilitacionfisica.com/modalidades.html>
- Del Hoyo, E., (2011). *Historia de la Fisioterapia*. Recuperado de: <http://fundafisio.blogspot.com/2011/01/historia-de-la-fisioterapia.html>
- Fukurama, K., Sugawara, K., Tanabe, S., Ushiba, J. y Tomita, Y., (2006). *Influence of mirror therapy on human motor cortex*. International Journal of Neuroscience, 117(7), 1039-1048, doi: 10.1080/00207450600936841
- Fundación ONCE, (2008). *Tecnologías con sentido*, Congreso Internacional sobre Domótica, Robótica y Teleasistencia para Todos, 2(1), 5-7.
- Gallego, T., (2007). *Bases Teóricas y Fundamentos de Fisioterapia*, Buenos Aires, Argentina: Editorial Panamericana
- García, C., (2016). *Robotics exoskeleton for shoulder rehabilitation*. Universidad Politécnica de Madrid. Recuperado de: http://www.upm.es/internacional/UPM/UPM_Channel/News/c8767d6ee2e52510VgnVCM10000009c7648aRCRD
- Grupo de Fisiatras del Hospital de Rehabilitación – IGSS, (2013). *Rehabilitación integral del hombro doloroso no quirúrgico*. Manejo Rehabilitativo del Hombro Doloroso, 52, 52-53
- Guillén, B. (2016). *Cuando la robótica busca solución a los desafíos médicos*. Madrid, España: El País. Recuperado de http://tecnologia.elpais.com/tecnologia/2016/02/03/actualidad/1454519388_851982.html
- Guzmán, A. (2015). *Neurorobótica “armeo” para mejorar la funcionalidad de miembro superior en pacientes con hemiparesia que acuden al área de rehabilitación del hospital del iess de Ambato* (Tesis de pregrado). Universidad Técnica de Ambato, Ambato, Ecuador.

- Hidler, J., Nichols, D., Pelliccio, M., Brady, K., Campbell, D., Kahn, J. y Hornby, G. (2009) Multicenter Randomized Clinical Trial Evaluating the Effectiveness of the Lokomat in Subacute Stroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 23(1), 5 – 13. doi: 10.1177/1545968308326632
- Hocoma-Armeo. (2015). *Armeo Therapy Concept*. Recuperado de https://www.hocoma.com/fileadmin/user/Dokumente/Armeo/bro_Armeo_16021_1_en_US_letter_web.pdf
- Horacio, A., (2006). *Fisioterapia: Pasado, presente y ¿Futuro?*. Recuperado de: <http://www.efisioterapia.net/articulos/fisioterapia-pasado-presente-y-futuro>
- Hospitales Nisa. (2013). *Terapia en Espejo*. Recuperado de <http://www.neurorhb.com/blog-dano-cerebral/terapia-en-espejo-2/>
- Instituto Ecuatoriano de Seguridad Social. (2016a). *IESS incorporó equipos robóticos para rehabilitación del paciente*. Recuperado de https://www.iess.gob.ec/en/web/afiliado/noticias/-/asset_publisher/3dH2/content/el-hcam-utiliza-tecnologia-robotica-en-medicina-de-rehabilitacion/10174?_101_INSTANCE_3dH2_redirect=%2Fen%2Fweb%2Fafiliado%2Fnoticias%3FmostrarNoticia%3D1
- Instituto Ecuatoriano de Seguridad Social. (2016b). *El HCAM utiliza tecnología robótica en medicina de rehabilitación* (041). Recuperado de https://www.iess.gob.ec/en/sala-de-prensa/-/asset_publisher/4DHq/content/iess-incorporo-equipos-roboticos-para-rehabilitacion-del-paciente/10174?
- Instituto Nacional de Estadística y Censos. (2014). *Anuario de Estadísticas Hospitalarias: Egresos y camas*. Recuperado de http://www.ecuadorencifras.gob.ec/documentos/web-inec/Estadisticas_Sociales/Camas_Egresos_Hospitalarios/Publicaciones-Cam_Egre_Host/Anuario_Camas_Egresos_Hospitalarios_2014.pdf
- Juvinall, R. y Marshek, K., (2012). *Fundamentals of Machine Component Design*, U.S.A., RRD-JC.
- Kindrick, S. (2008). *Weight of a human arm*. Ohio, EU.: NetWellnes. Recuperado de <http://www.netwellness.org/question.cfm/58065.htm>

- Kok, L., (2016), *Robot therapist hits the spot with athletes*, Nanyang Technological University. Recuperado de: <http://media.ntu.edu.sg/NewsReleases/Pages/newsdetail.aspx?news=7ab9433d-a40d-46ba-9803-c30d99cd9355>
- Lee, M. M., Chong, H., Song, C.H., (2012). *The Mirror Therapy Program Enhances Upper-Limb Motor Recovery and Motor Function in Acute Stroke Patients*. American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation, 91(8), 689-700, doi: doi: 10.1097/PHM.0b013e31824fa86d.
- López, M., (2014). *Cinesiterapia: Movimiento para mejorar la salud*. Recuperado de <http://www.vitonica.com/fisioterapia/cinesiterapia-movimiento-para-mejorar-la-salud>
- Lynch, D., Ferraro, M., Krol, J., Trudell, CM., Christos, P. y Volpe, BT., (2005). Continuous passive motion improves shoulder joint integrity following stroke. 19(6), 594-9, doi: 10.1191/0269215505cr901oa
- Makielectronic (s.f.). *Módulo Puente H doble – L298N*. Recuperado de: <http://www.makielectronic.com/detalle.php?productoid=251>
- Manna, S. y Bhaumik S. (2013). A Bioinspired 10 DOF Wearable Powered Arm Exoskeleton for Rehabilitation. *Journal of Robotics*, 2013(741359), 1-4. doi:10.1155/2013/741359
- McCarthy, M., O'Donoghue, P., Yates, C. y Yates-McCarthe, J., (1992). *The Clinical Use of Continuous Passive Motion in Physical Therapy*. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy, 15(3), 132-140, doi: 10.2519/jospt.1992.15.3.132
- Moya, P. y Vásquez, S., (2014). *Diseño y Construcción de un Prototipo para Rehabilitación de Codo y Muñeca*, Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE. Ecuador - Sede Sangolquí.
- Murie-Fernandez, M., Carmona M., Gnanakumar, V., Meyer, M., Foley, N. y Teasell R. (2011). Hombro doloroso hemipléjico en pacientes con ictus: causas y manejo. *Elsevier Doyma*, 27(4) 2-9. doi: 10.1016/j.nrl.2011.02.010

- Nagua, L. y Tupiza, A., (2015). *Diseño y construcción de un prototipo automático para rehabilitación pasiva de lesión por esguince de tobillo*. Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE. Ecuador - Sede Sangolquí.
- Norton, R., (2011), *Diseño de máquinas: un enfoque integrado*, México, México D.F.: Pearson Educación.
- Organización Mundial de la Salud. (2006). *Trastornos Neurológicos: desafíos para la salud pública*. Recuperado de http://www1.paho.org/hq/dmdocuments/2008/Trastornos_Neurológicos.pdf
- Pignolo, L., (2009). *Robotics in neuro-rehabilitation*, PubMed, 41(12), 955-960, doi: 10.2340/16501977-0434
- Pololu Metalgear Motors (2017). *Micro Metal GearMotor HPCB 12V*. Recuperado de: <https://www.pololu.com/product/3045>
- Prange, G., Jannink, M. J. A., Groothuis-Oudshoorn, G. M., Hermens, H. J. y IJzerman, M. J., (2006). *Systematic review of the effect of robot-aided therapy on recovery of the hemiparetic arm after stroke*. Journal of Rehabilitation Research & Development, 43(2), 171-184
- Princeton University-UHS (s.f). *Shoulder Rehabilitation*. Recuperado de: <https://uhs.princeton.edu/sites/uhs/files/documents/Shoulder-Rehab.pdf>
- Quintero, M. J., (2016). *Terapia de espejo en accidente cerebrovascular*. Recuperado de: <http://www.hablemosdeneurociencia.com/terapia-espejo-accidente-cerebrovascular/>
- Rodríguez, P. (2012). *Personalizan la fisioterapia con tecnología robótica*. Noticias Tecnológico de Monterrey. Recuperado de [http://www.itesm.mx/wps/wcm/connect/snc/portal+informativo/por+tema/investigacion/brazoroboticorehabilitacion\(7jun12\)](http://www.itesm.mx/wps/wcm/connect/snc/portal+informativo/por+tema/investigacion/brazoroboticorehabilitacion(7jun12)).
- Sabater, J.M., Azorín, J.M., Pérez, C., García, N. y Menchón, M., (2008). *Ayuda robótica para rehabilitación de miembros superiores*,

Congreso Internacional sobre Domótica, Robótica y Teleasistencia para Todos, 2(1), 19-28.

Salter, R., (2014). *Continuous Passive Motion: From Origination to Research to Clinical Applications*. Journal of Rheumatology, 31(11), 2104-2105,

Sánchez, B., Rodríguez, J. y Gonzáles, B., (2015). *Recovery from total knee arthroplasty through continuous passive motion*. Anales Sis San Navarra, 38(2), 297-310, doi: 10.4321/S1137-66272015000200014.

Sassi, F. (2006). Calculating QALYs, comparing QALY and DALY calculations. *Health Policy Plan*, 21(5), 402-408.

Science Daily. (2016). *Robotics exoskeleton for shoulder rehabilitation*. Universidad Politécnica de Madrid. Recuperado de www.sciencedaily.com/releases/2016/01/160120092317.htm

Suarez, M. y Osorio, A., (2013), *Biomecánica del hombro y bases fisiológicas de los ejercicios de Codman*, CES Medicina, 27 (2), 205-217

Thieme, H., Mehrholz, J., Pohl, M., Behrens, J., y Dohle, C. (2012). Mirror Therapy for Improving Motor Function After Stroke. *Stroke*. 2013(44), 1-2. doi: 10.1161/STROKEAHA.112.673087

Toth A. y Ermolaev I. (2006) Robots para los pacientes. *Revista ABB*, 2006(3), 22-23. Recuperado de http://www.ie.com.co/pdf/ABB/03-2006/21-24%203M644_SPA72dpi.pdf

Toth, A., Fazekas, G., Arz, G., Jurak, M. y Horvath, M., (2006). *Passive Robotic Movement Therapy of the Spastic Hemiparetic Arm with REHAROB: Report of the First Clinical Test and the Follow up System Improvement*, Rehabilitation Robotics, 2006. ICORR 2005. 9th International Conference on, doi: 10.1109/ICORR.2005.1501067

Traumatología Hellín, (2015). *Ejercicios de hombro*. Recuperado de: <https://traumatologiahellin.wordpress.com/ejercicios/ejercicios-de-hombro/>

- Universidad Politécnica de Madrid (2016). *Robotics exoskeleton for Shoulder Rehabilitation*. UPM Channel. Recuperado de: http://www.upm.es/internacional/UPM/UPM_Channel/News/c8767d6ee2e52510VgnVCM10000009c7648aRCRD
- Vaca, L., Tabie, M., Niels, W., Schmidt, S., Jordan, M. y Kirchner, E. (2013). Exoskeleton Technology in Rehabilitation: Towards an EMG-Based Orthosis System for Upper Limb Neuromotor Rehabilitation. *Journal of Robotics*. 2013(610589). 13
- Walpole, S., Prieto-Merino, D., Edwards, P., Cleland, J., Stevens, G. y Roberts, I. (2012). The weight of nations: an estimation of adult human biomass. *BMC Public Health*, 2012(12:439), 3. doi: 10.1186/1471-2458-12-439
- Worland, R. L., Arredondo, J., Angles, F., López-Jiménez, F. y Jessup, D., (1998). *Home continuous passive motion machine versus professional physical therapy following total knee replacement*, *The Journal of Arthroplasty*, 13(7), 784-787, doi: 10.1016/S0883-5403(98)90031-6.
- World Confederation for Physical Therapy (2015). *Description of Physical Therapy*. Recuperado de: <http://www.wcpt.org/policy/ps-descriptionPT>.
- Zeng, W., (2012). Microsoft Kinect Sensor and Its Effect, *IEEE Multimedia*, 19(2), 4-10, doi: 10.1109/MMUL.2012.24.