

DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO FUNCIONAL PARA LA
ASISTENCIA DE LA TÉCNICA DE FACILITACIÓN NEUROMUSCULAR
PROPIOCEPTIVA “SOSTENER-RELAJAR” A NIVEL DEL CODO

DANIEL RICARDO BARRERA RIVERA

MAYRA CAROLINA JAIMES MENDOZA

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE INGENIERÍAS FÍSICOMECÁNICAS
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA
BUCARAMANGA

2018

DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO FUNCIONAL PARA LA
ASISTENCIA DE LA TÉCNICA DE FACILITACIÓN NEUROMUSCULAR
PROPIOCEPTIVA “SOSTENER-RELAJAR” A NIVEL DEL CODO

DANIEL RICARDO BARRERA RIVERA

MAYRA CAROLINA JAIMES MENDOZA

Trabajo de Grado para optar al Título de Ingeniero Mecánico

Director

Ing. DIEGO FERNANDO VILLEGAS BERMÚDEZ. PhD., MSc.

Codirector(es)

Ing. CARLOS BORRÁS PINILLA. PhD., MSc.

MARTHA PATRICIA CABRALES GUZMÁN. MSc.

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE INGENIERÍAS FÍSICOMECÁNICAS
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA
BUCARAMANGA

2018

DEDICATORIAS

*A Dios,
por llevarme de victoria en victoria durante toda mi vida.*

*A mis padres,
por sostenerme en todo tiempo,
y por ayudarme a crecer en quien soy.*

*A mis hermanos,
por acompañarme durante todas las etapas de mi vida.*

*A mis amigos,
por atravesar junto a mí muchas dificultades y pruebas.*

Daniel Ricardo Barrera Rivera

DEDICATORIAS

*A mi madre,
por su amor incondicional,
por enseñarme a luchar por mis sueños y metas,
y nunca rendirme a pesar de las dificultades.*

*A mis abuelos y familiares,
por brindarme un techo y educación,
y haberme criado como la persona que soy.*

*A mis hermanos,
por darme su apoyo incondicional
y consejo durante todas las etapas de mi vida.*

*A mis amigos y compañeros,
por ser parte importante de mi carrera universitaria
y atravesar junto a mí muchas dificultades y pruebas.*

Mayra Carolina Jaimes Mendoza

AGRADECIMIENTOS

Los autores del proyecto de grado “DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO FUNCIONAL PARA LA ASISTENCIA DE LA TÉCNICA DE FACILITACIÓN NEUROMUSCULAR PROPIOCEPTIVA “SOSTENER-RELAJAR” A NIVEL DEL CODO” agradecen a las siguientes personas y entidades por su contribución durante el desarrollo del presente proyecto de grado:

A las fisioterapeutas Martha Patricia Cabrales y Milena Bonnet, quienes con su disposición y colaboración fueron guías indispensables, brindándonos su tiempo para la resolución de inquietudes relacionados con los temas de salud.

Al diseñador industrial, Israel Garnica Bohórquez, quien, con su conocimiento y experiencia aportó significativamente en el desarrollo de nuestro proyecto.

A los ingenieros Jaime Castillo Uribe y Luis Arnulfo Pinto, quienes mostraron siempre un interés en la búsqueda de obtener un proyecto exitoso, y contribuyeron en el desarrollo de las ideas de diseño.

A nuestro codirector y profesor Carlos Borrás Pinilla, por su guía, consejos y conocimientos que contribuyeron al correcto desarrollo del sistema de control y supervisión del prototipo.

A nuestro director y profesor Diego Fernando Villegas, por la confianza, motivación y asesoría brindada durante cada una de las etapas del proyecto. Por toda la colaboración prestada y el empeño invertido para nuestra formación como profesionales.

A la Escuela de Ingeniería Mecánica de la Universidad Industrial de Santander por cumplir con su misión, brindándonos una formación integral y científica, y a los profesores que nos acompañaron durante nuestra formación como Ingenieros mecánicos, por ser formadores de calidad, dándonos las herramientas necesarias para el correcto desarrollo de este proyecto de grado.

CONTENIDO

	Pág.
INTRODUCCIÓN	19
1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	21
1.1 IDENTIFICACIÓN DEL PROBLEMA.....	21
2. JUSTIFICACIÓN PARA SOLUCIONAR EL PROBLEMA	25
3. OBJETIVOS DEL TRABAJO DE GRADO	27
3.1 OBJETIVO GENERAL	27
3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	27
4. JUSTIFICACIÓN DE LA SOLUCIÓN	28
5. MARCO TEÓRICO	30
5.1 ANTECEDENTES INVESTIGATIVOS	30
5.1.1 A nivel internacional	30
5.1.2 A nivel nacional	30
5.1.3 A nivel regional.....	31
5.2 ANATOMÍA Y BIOMECÁNICA DE LA ARTICULACIÓN DEL CODO.....	32
5.2.1 Superficies articulares y estructuras óseas del codo.....	33
5.2.2 Ligamentos de la articulación del codo	38
5.2.3 Estabilidad del codo	40
5.3 MOVIMIENTOS DE LA ARTICULACIÓN DEL CODO	41
5.3.1 Flexión y extensión.....	41
5.4 CINÉTICA DE LA ARTICULACIÓN DEL CODO	43

5.4.1	Vectores de fuerzas sobre la articulación.....	43
5.4.2	Curva de tensión-elongación de los tejidos.....	44
5.4.3	Cinemática de la articulación del codo.....	46
5.4.4	Ángulo de carga de la articulación del codo.....	46
5.5	RETRACCIÓN MUSCULAR.....	49
5.6	FACTORES LIMITANTES DE LA MOVILIDAD DEL CODO.....	50
5.7	LIMITACIÓN DE MOVIMIENTO DE ORIGEN MÚSCULO ESQUELÉTICO DEL CODO.....	51
5.8	EPIDEMIOLOGIA.....	52
5.9	MANEJO DE LESIONES MUSCULOESQUELÉTICAS A NIVEL DE CODO.....	54
5.9.1	Mecanismos de lesiones del codo.....	54
5.9.2	Manejo médico.....	57
5.9.3	Manejo fisioterapéutico.....	58
5.10	TÉCNICAS DE FACILITACIÓN NEUROMUSCULAR PROPIOCEPTIVA	60
5.10.1	Técnicas específicas.....	61
5.10.2	Técnica sostener-relajar.....	63
5.10.3	Procedimiento de la aplicación de la TFNP sostener-relajar.....	66
6.	DISEÑO METODOLÓGICO.....	68
6.1	TIPOS DE INVESTIGACIÓN.....	68
6.2	IMPACTO SOCIAL.....	68
6.3	REQUERIMIENTOS DE DISEÑO.....	69
6.3.1	Funcionalidad.....	69
6.3.3	Mantenibilidad.....	69
7.	PROCESO DE DISEÑO DEL PROTOTIPO.....	71

7.1	PRE-FASE A.....	74
7.1.1	Ponderación de los requerimientos del usuario	74
7.1.2	Constantes de diseño.....	78
7.2	FASE A	79
7.2.1	Descripción de funcionalidad	79
7.2.2	Primera ronda del diseño conceptual del prototipo	80
7.2.3	Segunda ronda del diseño conceptual del prototipo	88
7.2.4	Despliegue de la función de calidad (Quality Function Deployment)..	93
7.3	FASE B	96
7.3.1	Diseño en detalle.....	97
7.3.2	Cálculos estructurales	110
7.3.2	Proceso de construcción del prototipo	124
7.3.3	Ensamblaje general.....	131
7.3.4	Primera prueba funcional	133
7.3.5	Desarrollo de la interfaz gráfica.....	135
7.3.6	Análisis de costos.....	146
7.4	FASE C	149
7.4.1	Optimización	150
7.4.2	Componentes del prototipo funcional	150
7.4.3	Segunda prueba funcional	151
8.	OBSERVACIONES Y RECOMENDACIONES.....	154
9.	CONCLUSIONES	155
	BIBLIOGRAFÍA.....	157

LSITA DE FIGURAS

	Pág.
Figura 1. Artromotor hombro/ codo/ muñeca. Fisiotek HP2	28
Figura 2. Articulación de codo.....	34
Figura 3. A) Tróclea y B) Cóndilo.....	35
Figura 4. a) Relación de los ejes de la articulación del codo; b) ángulo de alineación.....	35
Figura 5. Ángulo longitudinal del húmero.....	36
Figura 6. Orientación angular de la parte proximal del cúbito en los planos anteroposterior A y lateral B.....	37
Figura 7. Angulación de la cabeza/cuello radial en relación con la diáfisis radial. .	38
Figura 8. a) Ligamento colateral cubital de la articulación del codo; b) ligamento colateral radial de la articulación del codo.	39
Figura 9. Movimiento del codo: Flexión e hiperextensión	42
Figura 10. Movimientos de la articulación del codo; a) Flexión; b) Extensión.	42
Figura 11. Curva Tensión elongación de los tejidos.	45
Figura 12. El ángulo de carga del codo.	47
Figura 13. Movimiento angular del codo	48
Figura 14. Tipos de esfuerzos mecánicos.	54
Figura 15. Reflejo miotático inverso.....	65
Figura 16. Inervación reciproca.....	66
Figura 17. NASA ESMD Capstone Design Process	73
Figura 18. Pre-Fase A. Análisis del problema de diseño	74
Figura 19. Fase A. Diseño conceptual.....	79
Figura 20. Postura del paciente	81
Figura 21. Sistema de apoyo	81
Figura 22. Diseño del concepto A	82

Figura 23. Diseño del concepto B	83
Figura 24. Diseño del concepto C	84
Figura 25. Diseño del concepto D	88
Figura 26. Diseño del concepto E	89
Figura 27. Matriz de calidad QFD	95
Figura 28. Fase B: Diseño de nivel paramétrico	96
Figura 29. Medidas antropométricas Colombia – En posición de pie.	99
Figura 30. Medidas antropométricas Colombia – En posición sentado.	100
Figura 31. Medidas antropométricas Colombia – En posición de pie.	101
Figura 32. Rango de movimiento de la articulación del codo.....	102
Figura 33. Medición de ángulos entre segmentos	104
Figura 34. Posición del paciente	105
Figura 35. Variación estándar	107
Figura 36. Modelo en madera que simula las dimensiones del prototipo.	109
Figura 37. DCL para cálculos de volcamiento.	110
Figura 38. Resultado Cálculos de Volcamiento.	114
Figura 39. DCL Cálculo de deflexión	116
Figura 40. Simulación de deflexión del prototipo en SolidWorks	117
Figura 41. Lazo vectorial del mecanismo.....	118
Figura 42. DCL del apoyo del antebrazo	119
Figura 43. Resultados de fuerza máxima del actuador a flexión.....	121
Figura 44. Resultados de fuerza máxima del actuador a extensión.....	123
Figura 45. Prototipo final.....	124
Figura 46. Base.....	125
Figura 47. Apoyo del brazo.	126
Figura 48. Apoyo para el antebrazo.....	127
Figura 49. Apoyo potenciómetro	128
Figura 50. Proceso de moldeado finalizado	129
Figura 51. Tapizado finalizado	130
Figura 52. Ensamblaje general.	132

Figura 53. Interfaz gráfica del prototipo.	135
Figura 54. Configuración Inicial “SET/STOP”	136
Figura 55. Tipo de ejercicio – Flexión y extensión	137
Figura 56. Panel de control.....	138
Figura 57. Diagrama de flujo del sistema de control del prototipo	139
Figura 58. Detalle A) Diagrama de flujo del sistema de control del prototipo.....	140
Figura 59. Detalle B) Diagrama de flujo del sistema de control del prototipo.....	141
Figura 60. Detalle C) Diagrama de flujo del sistema de control del prototipo	142
Figura 61. Diagrama de ciclo cerrado de control para la configuración inicial del prototipo.....	143
Figura 62. Componentes electrónicos y eléctricos del prototipo	144
Figura 63. Diagrama esquemático del circuito del prototipo	145
Figura 64. Fase C – Optimización de los parámetros de diseño.....	149

LISTA DE TABLAS

	Pág.
Tabla 1. Población con registro para la localización y caracterización de las personas con discapacidad: Grupos de edad, según principal estructura o función corporal afectada.	22
Tabla 2. Requerimientos del consumidor.....	74
Tabla 3. Requerimientos del especialista	75
Tabla 4. Matriz de correlación.....	77
Tabla 5. Constantes de diseño	78
Tabla 6. Conceptos claves del diseño – Primera ronda.....	85
Tabla 7. Matriz de Pugh – Primera ronda	87
Tabla 8. Conceptos claves de diseño – Segunda ronda.....	90
Tabla 9. Matriz de Pugh – Segunda ronda	92
Tabla 10. Propiedades del acero SAE/AISI 1020 rolado en frío	98
Tabla 11. Predicción del momento medio máximo por articulación	105
Tabla 12. Porcentaje de la carga máxima recomendable en función de la repetitividad y la duración.	108
Tabla 13. Parámetros inerciales determinados por Dempster y Clauser.	112
Tabla 14. Propiedades del material AISI 1020.....	114
Tabla 15. Costo de materiales.	146
Tabla 16. Costo de manufactura.....	147
Tabla 17. Costos totales de fabricación	148
Tabla 18. Componentes del prototipo	150

LISTADO DE ANEXOS

(Ver anexos adjuntos en el CD y pueden visualizarlos en la Base de Datos de la Biblioteca UIS)

ANEXO A. MANUAL DE USO DEL PROTOTIPO

ANEXO B. ENCUESTA DE SATISFACCIÓN DE LOS FISIOTERAPEUTAS.

ANEXO C. PLANOS DEL PROTOTIPO FUNCIONAL.

ANEXO D. DATASHEET DE COMPONENTES ELECTRÓNICOS

ANEXO E. INTERFAZ GRÁFICA DE USUARIO

RESUMEN

TITULO: DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO FUNCIONAL PARA LA ASISTENCIA DE LA TÉCNICA DE FACILITACIÓN NEUROMUSCULAR PROPIOCEPTIVA “SOSTENER-RELAJAR” A NIVEL DEL CODO*

AUTORES: DANIEL RICARDO BARRERA RIVERA

MAYRA CAROLINA JAIMES MENDOZA**

PALABRAS CLAVES: BIOMECÁNICA, PROTOTIPO FUNCIONAL, FACILITACIÓN NEUROMUSCULAR PROPIOCEPTIVA, FNP, SOSTENER-RELAJAR, ASISTENCIA MECÁNICA, REHABILITACIÓN DEL CODO.

DESCRIPCIÓN:

En el presente proyecto de investigación se diseñó y construyó un prototipo funcional que asiste la técnica de facilitación neuromuscular propioceptiva (FNP) “sostener-relajar” a nivel del codo. Este prototipo, más allá de buscar cumplir eficaz y satisfactoriamente con el objetivo de la técnica de rehabilitación, y asimismo mejorar la repetibilidad y precisión del ejercicio gracias a la eliminación de factores humanos, también fue pensado para aliviar el trabajo efectuado por el fisioterapeuta, mediante la prevención de la realización de movimientos repetitivos y adopción de malas posturas durante la terapia, las cuales son causantes comunes de trastornos musculoesqueléticos de origen laboral. Igualmente, se promueve el uso de mecanismos de apoyo para las labores del profesional de la salud, el cual es muy limitado actualmente en Colombia. El prototipo consiste en un actuador lineal eléctrico que, mediante un mecanismo de barras convierte el movimiento lineal en rotacional, con eje de rotación en el codo; una interfaz gráfica de usuario que además de permitir la operación de la máquina, proporciona al fisioterapeuta información en tiempo real sobre el procedimiento y finalmente, un sistema de control basado en la posición, que permite la configuración inicial del prototipo. El dispositivo tiene un rango de rotación sagital del codo de hasta 130°, limitado mecánicamente por pulsadores de final de carrera incorporados en el actuador, y un botón de seguridad. Para el desarrollo del sistema de control y supervisión, se utilizó un potenciómetro lineal de precisión para medir el ángulo, ubicado en el eje del codo, y dos sensores de fuerza resistivos, ambos ubicados en el apoyo del antebrazo, uno en la correa y otro en el soporte acolchado, para medir la fuerza ejercida respecto al tipo de ejercicio. La validación de la funcionalidad y efectividad del prototipo se evidenció durante la evaluación realizada por el fisioterapeuta.

* Proyecto de grado

** Facultad de Ingenierías Físico Mecánicas, Escuela de Ingeniería Mecánica. Director: PhD., MSc Diego Fernando Villegas Bermúdez, Ingeniero Mecánico.

ABSTRACT

TITLE: DESIGN AND CONSTRUCTION OF A FUNCTIONAL PROTOTYPE FOR THE ASSISTANCE OF THE PROPRIOCEPTIVE NEUROMUSCULAR FACILITATION “HOLD-RELAX” TECHNIQUE AT THE LEVEL OF THE ELBOW*

AUTHORS: DANIEL RICARDO BARRERA RIVERA

MAYRA CAROLINA JAIMES MENDOZA**

KEYWORDS: BIOMECHANICS, FUNCTIONAL PROTOTYPE, PROPRIOCEPTIVE NEUROMUSCULAR FACILITATION, PNF, HOLD-RELAX, MECHANICAL ASSISTANCE, ELBOW REHABILITATION.

DESCRIPTION:

In this research, a functional prototype was designed and built in order to assist the Proprioceptive Neuromuscular Facilitation Technique (PNF) “Hold-Relax” at the level of the elbow. This prototype, beyond fulfilling effectively and satisfactorily the main objective of the rehabilitation technique, and improving the repeatability and accuracy of the therapy due to the removal of human factors, was also meant to relieve the work done by the physiotherapist, through the prevention of repetitive movements and the adoption of poor postures during the therapy, which are common causes of musculoskeletal disorders of occupational origin. Likewise, the use of mechanical assistance devices for the support of health professionals is promoted, which is currently very limited in Colombia. This prototype consists of an electric linear actuator, that converts the linear movement into rotational through a bar mechanism, with the rotation axis in the elbow; a graphical user interface that, in addition to allow the operation of the device, provides real time information about the procedure to the physiotherapist and finally, a position-based control system that allows the initial setting of the prototype. The device has a range of sagittal rotation of the elbow of up to 130°, mechanically limited by end of career push buttons incorporated in the linear actuator and an emergency button. For the development of the control and supervision system, a linear precision potentiometer located on the axis of the elbow was used to measure the angle, and two force-sensing resistors (FSR), both located on the forearm support, one on the belt and another in the padded support, to measure the force used in each type of exercise. Validation of the functionality and effectiveness of the prototype was evidenced during the evaluation realized by the physiotherapist.

* Bachelor Thesis

** Faculty of Physical-Mechanical Engineering. School of Mechanical Engineering. Director: PhD., MSc Diego Fernando Villegas Bermúdez, Mechanical Engineer

INTRODUCCIÓN

Entre las dolencias tratadas por los fisioterapeutas, las mayores incidencias se dan en casos de disminución de rango de movimiento de las extremidades (ROM). Siendo este tipo de afecciones bastante común debido a las numerosas causas que lo pueden provocar, ya sea por traumatismos, enfermedades del sistema musculo esquelético, o accidentes cerebrovasculares. A nivel mundial, las lesiones musculoesqueléticas de miembro superior son una de las más frecuentes, siendo el codo la segunda articulación en presentar más luxaciones en los adultos entre el 11% a 18%, con una incidencia anual de 7.4 a 10.000 personas durante el año 2014.^{1 2}

De igual manera en Colombia, de acuerdo con el sistema de vigilancia epidemiológica de este país, para el control del riesgo biomecánico en el año 2016, a nivel de codo se pueden hallar diferentes patologías que alteren su integridad, dentro de ellas encontrando la epicondilitis con una incidencia del 85% al 95% de los pacientes, asimismo la epicondilitis lateral, la cual corresponde solo al 10% con un pico máximo de entre los 40-50 años.³

Al presentarse una lesión en la articulación de codo se acompaña de dificultades y/o consecuencias como la rigidez, la pérdida de movilidad, pérdida de masa muscular, retracciones y dolor. Una de las medidas adoptadas en el tratamiento médico con el fin de recobrar el rango de movilidad en extremidades afectadas es el Estiramiento de Facilitación Neuromuscular Propioceptiva o FNP, centrado en la técnica sostener-relajar, ya que brinda resultados positivos en la gran mayoría de los casos. No obstante, este tipo de intervención le impone esfuerzos extenuantes al fisioterapeuta, debido a que se debe hacer una fuerza que compense la ejercida

¹ UNIVERSIDAD PONTIFICIA CATÓLICA DE CHILE. Op. cit., p. 3.

² AITKEN. Op. cit., p. 190.

³ DEPARTAMENTO NACIONAL DE PLANEACIÓN. Op. cit., p. 9.

por el paciente, antes de mover manualmente la extremidad entre su rango de movimiento, lo que también genera errores en cuanto factores humanos y variabilidad indeseada en la manipulación de las extremidades a la hora de realizar la terapia.

En el presente proyecto de investigación se plantea el diseño y la construcción de un prototipo que asista al fisioterapeuta durante la terapia de FNP “Sostener-relajar” a nivel del codo. El prototipo es seleccionado mediante la implementación de la metodología de diseño “NASA ESMD Capstone Design Process” propuesta por la NASA; metodología que consta de una serie de pasos lógicos secuenciales que permiten alcanzar los objetivos teniendo en cuenta las limitaciones para su desarrollo, permitiendo la optimización del tiempo y minimizando al máximo los costos. Tras una rigurosa evaluación de Pugh, se determinó el concepto ganador, el cual consiste de un actuador lineal eléctrico que a través de un mecanismo de barras convierte el movimiento lineal del actuador en rotacional del antebrazo, con eje de rotación en el codo; adicionalmente cuenta con una interfaz gráfica de usuario que implementa un sistema de control y monitoreo que, además de ofrecer información acerca del ángulo y la fuerza ejercida por el paciente en tiempo real durante la realización de la terapia, también incluye un sistema semiautomatizado para su reinicio o configuración inicial.

1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

1.1 IDENTIFICACIÓN DEL PROBLEMA

En el ámbito de la salud ocupacional, los desórdenes osteomusculares (musculoesqueléticos) del miembro superior han tenido gran relevancia en las últimas décadas, dado su alto grado de morbilidad generada en la población laboral. Cabe resaltar las patologías que afectan directamente los músculos, tendones, ligamentos y articulaciones del miembro superior, en particular hombro, codo y muñeca⁴.

Siendo frecuentes a nivel mundial las lesiones osteomusculares, se encuentra que el codo es la segunda articulación con mayor frecuencia de luxación en los adultos en un 11% a 28% y las asociadas a una fractura comprenden un 50%, presentado una incidencia anual de 6 a 8 casos por 100.000 personas al año^{5,6}.

Según las cifras del DANE⁷ presentadas en la tabla 1, tanto a nivel nacional como departamental, la principal alteración para el desarrollo de actividades cotidianas, respecto a estructuras o funciones corporales que presentan alteraciones, se centra en el movimiento del cuerpo, manos, brazos, piernas. A su vez, este grupo de

⁴ AVELLANEDA, Viviana; ASCENCIO, Zuly; BÁEZ Andrea. Prevalencia de patologías osteomusculares del miembro superior y su relación con factores ocupacionales en trabajadores de una empresa de flores, Bogotá, 2015. Trabajo de grado para optar al título de Especialista en Salud Ocupacional. Bogotá D.C.: Universidad de nuestra Señora del Rosario, Especialización en Salud Ocupacional, 2015.

⁵ CHANUSSOT, Jean; QUESNOT, Aude. Rehabilitación del miembro superior. Madrid: Médica Panamericana, 2010. p 395. ISBN 9788498352269.

⁶ TRAUMATOLOGÍA Y ORTOPEDIA. Recursos docentes del departamento de ortopedia y traumatología Escuela de Medicina. [En línea] Santiago D.C.: Pontificia Universidad Católica de Chile. (Recuperado en 15 de mayo 2017) Disponible en: <http://www.docenciatraumatologia.uc.cl/tautologia-traumatica-hombro-t/luxacion-y-luxofractura-de-codo>

⁷ DEPARTAMENTO ADMINISTRATIVO NACIONAL DE ESTADÍSTICAS. Población con registro para la localización y caracterización de las personas con discapacidad. Bogotá D.C. 2010.

alteraciones presenta mayor incidencia en la población adulta, por, sobre todo, en personas de la tercera edad.

Tabla 1. Población con registro para la localización y caracterización de las personas con discapacidad: Grupos de edad, según principal estructura o función corporal afectada.

Principal estructura o función corporal afectada	Total	De 0 a 4 años	De 5 a 14 años	De 15 a 44 años	De 45 a 59 años	De 60 años y más	Sin información
Total	857,132	23,004	95,322	245,550	168,222	324,929	105
El sistema nervioso	184,789	5,820	32,582	77,810	29,794	38,749	34
Los ojos	126,814	2,177	14,021	31,466	26,138	52,998	14
Los oídos	41,850	984	6,598	11,406	6,178	16,674	10
Los demás órganos de los sentidos (olfato, tacto, gusto)	4,176	215	726	1,576	720	939	0
La voz y el habla	45,390	2,567	12,939	18,751	5,782	5,343	8
El sistema cardiorrespiratorio y las defensas	128,866	3,715	7,805	20,124	29,897	67,319	6
La digestión, el metabolismo, las hormonas	41,131	971	2,143	10,814	10,792	16,410	1
El sistema genital y reproductivo	12,912	259	700	3,596	2,479	5,877	1
El movimiento del cuerpo, manos, brazos, piernas	260,003	5,696	16,127	66,250	54,441	117,458	31
La piel	8,945	475	1,293	2,945	1,552	2,680	0
Otra	2,256	125	388	812	449	482	0

Fuente: DEPARTAMENTO ADMINISTRATIVO NACIONAL DE ESTADÍSTICAS. Población con registro para la localización y caracterización de las personas con discapacidad. Bogotá D.C. 2010.

La principal dificultad de la rehabilitación de estas lesiones reside en la existencia concomitante de la rigidez y el dolor en la articulación del codo, que puede ser originada por lesiones traumáticas del complejo articular (como fracturas y luxaciones), secuelas postquirúrgicas, o tras un periodo de inmovilización prolongado (con escayola o férula)⁸.

Esta rigidez representa un gran impedimento para el desarrollo laboral y cotidiano del afectado. Es por esto que la tarea del fisioterapeuta toma tanta relevancia, ya que se ocupa de identificar y maximizar el potencial de la calidad de vida dentro de la promoción, prevención, tratamiento, habilitación y rehabilitación del paciente mediante la aplicación de diferentes técnicas^{9,10}.

Sin embargo, de acuerdo con la especialista en salud ocupacional Diana Castro, “los fisioterapeutas y terapeutas físicos son propensos a sufrir lesiones osteomusculares (LOMS) por la naturaleza propia de su trabajo, la cual es repetitiva y su labor intensiva”¹¹.

Según estudios del Ministerio de Salud y Protección Social de Colombia sobre el perfil profesional y competencias del fisioterapeuta realizados en el 2015, debido a las exigencias físicas propias del quehacer fisioterapéutico, estos profesionales se

⁸ GUERRERO, Álvaro. Rigidez en el codo. [En línea] Madrid. 2016. (Recuperado el 26 de mayo de 2017) Disponible en: <https://rehabilitacionpremiummadrid.com/blog/alvaro-guerrero/rigidez-en-el-codo/>

⁹ GAITA, M; MATUS, V; CONTRERAS, O. Cuerpo y movimiento humano: perspectiva histórica desde el conocimiento. En: Fisioterapia Iberoamericana. Diciembre, 2010, vol. 4, no. 1, pp. 73-79.

¹⁰ GUASH, J. Riesgos en trabajos de fisioterapia. En: ERGAFP. 2011. pp. 1-12. 792-11-005-0.

¹¹ CASTRO, Diana. Patologías osteomusculares de miembro superior relacionadas a la labor del fisioterapeuta y terapeuta ocupacional. [En línea] Medellín. 2011. (Recuperado el 25 de mayo de 2017) Disponible en: http://bdigital.ces.edu.co:8080/repositorio/bitstream/10946/1512/2/Patologias_osteomusculares.pdf

ven expuestos a variados factores de riesgos como malas posturas y movimientos repetitivos en un 72.2% y a levantamiento de cargas en un 49.4%, incidiendo específicamente sobre el sistema musculo esquelético, afectando principalmente la columna vertebral y extremidades superiores¹².

¹² MINISTERIO DE SALUD Y PROTECCIÓN SOCIAL DE COLOMBIA. Perfil profesional y competencias del fisioterapeuta en Colombia. Bogotá D.C. Mayo 2015. p. 19, 20.

2. JUSTIFICACIÓN PARA SOLUCIONAR EL PROBLEMA

Para los trabajadores del área de fisioterapia, la manipulación física y asistencia a pacientes que sufren afecciones del sistema musculoesquelético, trae consecuencias a nivel de la salud ocupacional. La mayoría de los procesos de rehabilitación física requieren movimientos repetitivos de los miembros afectados, que resultan agotadores para el fisioterapeuta y de igual manera en los tratamientos de zonas específicas tales como brazos, piernas, articulaciones, etc. suelen faltar elementos de apoyo, obligando al propio trabajador a sostener dicha parte del cuerpo. Esto; además de limitar la efectividad y precisión de la intervención, entorpeciendo la evolución de la condición del paciente, incrementa la fuerza ejercida por el fisioterapeuta y provoca posturas forzadas que comprometen su salud.¹³

De acuerdo con E. Badia¹⁴, diplomada en fisioterapia del Técnico Superior en Prevención de Riesgos Laborales, los trastornos más frecuentes y conocidos que padecen los profesionales en fisioterapia son también los relacionados con el aparato musculoesquelético, especialmente aquellos que afectan a la columna vertebral y extremidades superiores. Una de las causas más prominentes es la falta de ayudas mecánicas y equipos que faciliten el desarrollo de las sesiones de terapia.

Así mismo, el incremento en el número de pacientes a tratar por los servicios de fisioterapia ha originado un aumento en el ritmo de trabajo que ha multiplicado los movimientos repetitivos, actividades físicas intensas y sobreesfuerzos realizados por el personal, además de aumentar el tiempo necesario para atender a los pacientes.

¹³ Instituto de Biomecánica de Valencia. "Manual para la prevención de riesgos ergonómicos y psicosociales en los centros de atención a personas en situación de dependencia". 2006.

¹⁴ Instituto Nacional de Seguridad e Higiene en el trabajo. "Riesgos en trabajos de fisioterapia". Barcelona. 2011.

Entre los problemas tratados por los fisioterapeutas, las mayores incidencias se dan en casos de rango de movimiento limitado de las extremidades. Este tipo de afección es bastante común debido a las numerosas causas que lo pueden originar, ya sea por traumatismos, enfermedades del sistema musculoesquelético, o accidentes cerebrovasculares.

Uno de los ejercicios más comúnmente usados con el fin de recobrar el rango de movilidad en extremidades afectadas es el Estiramiento de Facilitación Neuromuscular Propioceptiva o FNP, centrado en la técnica sostener-relajar, ya que brinda resultados positivos en la gran mayoría de los casos. No obstante, este tipo de intervención le impone esfuerzos extenuantes al fisioterapeuta, lo que da pie a errores humanos y variabilidad indeseada en la manipulación de las extremidades a rehabilitar.

La naturaleza repetitiva de las terapias físicas de rehabilitación sustenta la idea de apoyar estos procesos con equipos mecánicos automatizados que otorgue mayor fiabilidad y repetibilidad en el desarrollo de los ejercicios y disminuya la carga física sobre los fisioterapeutas.

Dado que actualmente en Colombia existe de manera muy escasa dispositivos que sirvan de asistencia para la técnica de FNP “Sostener-relajar” y debido a que muy pocos de éstos van dirigidos al uso de los fisioterapeutas y profesionales de la salud durante la realización de las terapias, se propone el diseño y la construcción de un prototipo para el apoyo de las sesiones de rehabilitación de miembros superiores en la articulación del codo.

3. OBJETIVOS DEL TRABAJO DE GRADO

3.1 OBJETIVO GENERAL

Contribuir con el propósito del programa de Ingeniería Mecánica de la Universidad Industrial de Santander de aportar al desarrollo y a la transferencia de tecnologías; y la interrelación con la comunidad mediante el diseño y la construcción de un prototipo funcional que asista la técnica de facilitación neuromuscular propioceptiva “sostener-relajar” a nivel del codo.

3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Diseñar un mecanismo basado en las medidas antropométricas promedio de la población laboral colombiana de 20 a 59 años, y que se ajuste a los rangos de movimiento normales de las extremidades superiores con un grado de libertad en rotación a nivel de la articulación del codo.
- Construir un prototipo funcional que asista mecánicamente en el tratamiento terapéutico para las limitaciones de movimiento de origen musculoesquelético en la articulación del codo en extensión y flexión.
- Desarrollar un sistema de control basado en la posición de la extremidad y la fuerza ejercida por el paciente para la supervisión por parte del fisioterapeuta.
- Crear una interfaz gráfica de usuario que proporcione al fisioterapeuta y al paciente información en tiempo real acerca del procedimiento de rehabilitación.

4. JUSTIFICACIÓN DE LA SOLUCIÓN

Actualmente en el mundo se encuentra disponible una gran variedad de dispositivos mecánicos orientados a la rehabilitación de miembros superiores, sin embargo, la gran mayoría de ellos se encuentran enfocados a ejercicios de movilidad pasiva continua (CPM) y progresiva (PPM), y de movilidad activa (MA) propuestos a la mejora del rango de movimiento (ROM) en traumatologías y postoperatorios inmediatos, al igual que movimientos de flexo-extensión y pronosupinación. No obstante, estos dispositivos no incluyen el conjunto de requerimientos necesarios durante la realización de la terapia de FNP “Sostener-relajar” para extensión en la articulación del codo, la cual se caracteriza por la contracción isométrica resistida de los músculos antagonistas del bíceps seguida de la relajación.

Figura 1. Artromotor hombro/ codo/ muñeca. Fisiotek HP2



Fuente: RIMEC. Recuperado de <http://www.rimec.it/prodotti/fisiotek-hp2/>

En este proyecto se busca desarrollar un dispositivo mecánico que implemente esta técnica y que cumpla con el mismo objetivo de aumentar el rango de movimiento (ROM) en extensión y disminuir el dolor, aliviando simultáneamente el trabajo efectuado por el fisioterapeuta mediante la prevención de la realización de movimientos repetitivos y adopción de malas posturas durante la aplicación de la terapia, a su vez promoviendo el uso de mecanismos de apoyo para las labores del profesional de la salud, el cual es muy limitado actualmente en Colombia.

La asistencia de un dispositivo de este tipo durante la aplicación de la terapia no solo traería beneficios para el fisioterapeuta sino también para el paciente que se está tratando, pues debido a la eliminación del factor humano, mejorará la repetibilidad y precisión del ejercicio ofreciendo una estandarización de este, y por ende una óptima recuperación del rango de movilidad del afectado. De igual manera tendrá la capacidad de interactuar con la información del individuo recolectando datos que proporcionan un registro de la evolución del paciente durante la terapia y dando la posibilidad al fisioterapeuta de llevar un control del tratamiento.

5. MARCO TEÓRICO

5.1 ANTECEDENTES INVESTIGATIVOS

5.1.1 A nivel internacional:

- **“A proprioceptive neuromuscular facilitation integrated robotic ankle-foot system for post stroke rehabilitation”**¹⁵ En este artículo se presenta el diseño y desarrollo de un sistema de facilitación neuromuscular propioceptiva robótico integrado de rehabilitación de tobillo-pie posterior a accidentes cerebrovasculares. El sistema consiste en una plataforma robótica y un sistema de control con interfaz de usuario gráfica. Se emplearon cinco sujetos de pruebas sanos que conformaran el grupo de control para analizar la confiabilidad y viabilidad del sistema propuesto. Para validar la efectividad del sistema robótico integrado de FNP, fueron reclutados cinco pacientes que hubieran sufrido accidentes cerebrovasculares, y se llevó a cabo un tratamiento de FNP de seis semanas. Este artículo sirve de base y ejemplo antecedente para el desarrollo del proyecto presente, ya que guarda bastante similitud con el sistema propuesto y los objetivos planteados.

5.1.2 A nivel nacional:

- **“Patologías osteomusculares de miembro superior relacionadas a la labor del fisioterapeuta y terapeuta ocupacional”**¹⁶ Este trabajo consiste

¹⁵ ZHOU, Zhihao; *et al.* A proprioceptive neuromuscular facilitation integrated robotic ankle-foot system for post stroke rehabilitation. Beijing: Elsevier, 2014.

¹⁶ CASTRO RODRIGUEZ, Diana María. Patologías osteomusculares de miembro superior relacionadas a la labor del fisioterapeuta y terapeuta ocupacional. Trabajo de grado para optar al título de especialista en Gerencia en Salud Ocupacional. Medellín: Salud Pública, Especialización en Gerencia de la Salud Ocupacional, 2011.

en una revisión bibliográfica y se realiza con el fin de tener una visión clara de las diferentes patologías osteomusculares que se presentan, en el Terapeuta ocupacional y el Fisioterapeuta, a nivel de miembro superior como consecuencia de movimientos repetitivos, ausencia de periodos de descanso, vibración y fuerzas de impacto, factor psicosocial, condiciones ambientales, entre otras.

5.1.3 A nivel regional:

- **“Diseño y construcción de un sistema portátil utilizado en alternativas de rehabilitación a partir del análisis biomecánico del codo”** ¹⁷ El desarrollo del citado proyecto de grado comprende el estudio de un sistema hombre-máquina-entorno, en el que se fusiona el diseño, la electrónica y la medicina, alrededor de la articulación del codo. Se describe el diseño y construcción de “ARCO”, un sistema portátil de medición angular en la rehabilitación de pacientes con traumatismo de codo, ofreciendo la posibilidad de un registro y control del tratamiento a través del comportamiento de la articulación, permitiendo conocer el progreso en la terapia y a la vez tecnificando el proceso de medición angular.

El proyecto de grado consiste en el diseño, construcción y validación de un dispositivo que permita a los pacientes realizar terapias físicas para la recuperación del arco de flexo-extensión del codo en la comodidad del hogar, para complementar las sesiones de rehabilitación con el fisioterapeuta. Se propone el sistema “Arc-Bow”, un dispositivo portátil que emula el ejercicio sostener-relajar, el cual hace parte de la facilitación neuromuscular propioceptiva, cuyo uso resulta muy común en las terapias físicas.

¹⁷ VANEGAS DUARTE, Marisol Julieth. Diseño y construcción de un sistema portátil utilizado en alternativas de rehabilitación a partir del análisis biomecánico del codo. Trabajo de grado para optar al título de Diseñadora Industrial. Bucaramanga: Universidad Industrial de Santander, Facultad de ingenierías Físico-mecánicas, 2008.

- **“Diseño y construcción de un dispositivo movilizador para la recuperación de flexo-extensión en miembros superiores a nivel de codo”**

¹⁸El proyecto de grado consiste en el diseño, construcción y validación de un dispositivo que permita a los pacientes realizar terapias físicas para la recuperación del arco de flexo-extensión del codo en la comodidad del hogar, para complementar las sesiones de rehabilitación con el fisioterapeuta. Se propone el sistema “Arc-Bow”, un dispositivo portátil que emula el ejercicio sostener-relajar, el cual hace parte de la facilitación neuromuscular propioceptiva, cuyo uso resulta muy común en las terapias físicas.

5.2 ANATOMÍA Y BIOMECÁNICA DE LA ARTICULACIÓN DEL CODO

La articulación del codo es una articulación intermedia de las extremidades superiores, situada entre el brazo y el antebrazo. Ésta se encuentra conformada por el extremo inferior del húmero y el extremo superior del cúbito y del radio, se trata de una articulación en forma de bisagra con cierta estabilidad y un soporte óseo firme.¹⁹

La articulación del codo es una estructura compleja que proporciona una función importante como el enlace mecánico de la extremidad superior entre la mano, la muñeca y el hombro. Las funciones del codo incluyen posicionar la mano en el espacio para realizar movimientos finos, sostener fuerte y firmemente y de igual

¹⁸ DELGADO VERTEL, Andrés Guillermo; GÓMEZ MARIÑO, Gustavo Adolfo. Trabajo de grado presentado como requisito para optar al título de Diseñador Industrial. Bucaramanga: Universidad Industrial de Santander, Facultad de ingenierías Físico-mecánicas, 2012.

¹⁹ IZQUIERDO, Miguel. Biomecánica y bases neuromusculares de la actividad física y el deporte. Buenos aires. Médica Panamericana, 2008. 508p.

manera servir como punto de apoyo para el antebrazo.²⁰ Asimismo, es la responsable del acortamiento o alargamiento de las extremidades superiores, por ejemplo, la capacidad de llevarse la comida a la boca se debe a la flexión del codo.²¹ En consecuencia la pérdida de la función del codo puede afectar severamente las actividades de la vida diaria.

Esta articulación cuenta con poderosos ligamentos colaterales y los músculos del antebrazo se hallan agrupados a los lados de la articulación, donde no interfieren con el movimiento. La biomecánica de la articulación del codo puede ser dividida en cinemática, estructuras estabilizadoras (estabilizadores pasivos y activos), y transmisión de la fuerza a través de la articulación del codo.¹³

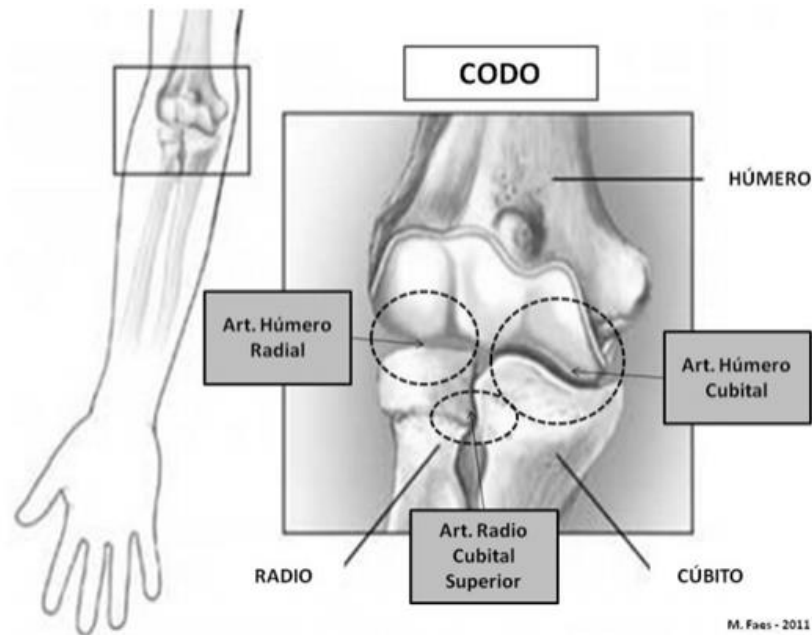
Los estabilizadores pasivos y activos proporcionan estabilidad biomecánica en la articulación del codo. Los estabilizadores pasivos incluyen la geometría articular ósea y los estabilizadores de tejidos blandos mientras que los estabilizadores activos son los músculos que proporcionan función y fuerza de compresión conjuntas. El conocimiento de la anatomía y biomecánica es esencial para el apropiado tratamiento de los trastornos del codo.¹³

5.2.1 Superficies articulares y estructuras óseas del codo: Tres huesos son los que intervienen en la articulación del codo: el extremo distal del húmero y los extremos proximales del radio y el cúbito.

²⁰ FORNALSKI, Stefan; GUPTA, Rajan; LEE, Thay Q. Anatomy and Biomechanics of the Elbow Joint. Long Beach. University of California, 2003. 11 p.

²¹ PALASTANGA, Nigel FIELD, Derek. SOAMES, Roger. Anatomía y movimiento humano. Estructura y funcionamiento. Barcelona: Paidotribo, 2000. 590 p.

Figura 2. Articulación de codo



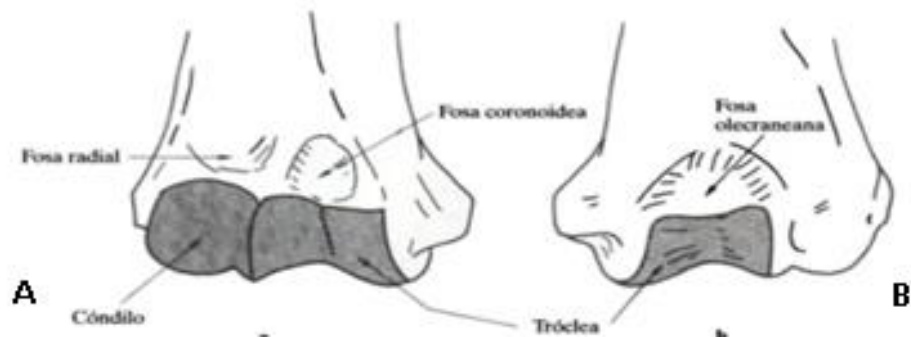
Fuente: NETTER, F. Atlas de Anatomía Humana. [Citado Nov 29]. 5ª Ed. Barcelona: Elsevier; 2011

5.2.1.1 Húmero: El húmero es un hueso largo que se articula con la escápula y los huesos del antebrazo, articulándose con el cúbito y el radio mediante la tróclea y el cóndilo²². La tróclea es una estructura ósea que forma parte del húmero, teniendo una forma de polea acanalada que presenta una superficie cóncava en el plano frontal y convexa en el plano sagital, formando casi un círculo completo y rodeada de cartílago. La tróclea posee una inclinación que conforma en parte el ángulo de alineación del codo, inmediatamente por encima de la tróclea y en sentido anterior se halla la fosa olécraneana (Fig. 3a).²³

²² KAPANDJI, Adalbert. Fisiología articular: miembro superior. Médica Panamericana. 6 ed. Madrid 2011. 84 p.

²³ PALASTANGA. Op. cit., p. 142-148.

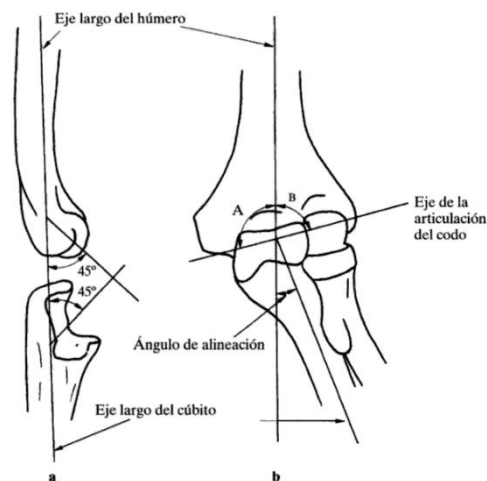
Figura 3. A) Tróclea y B) Cóndilo



Fuente: PALASTAGNA, Nigel. FIELD, Derek. SOAMES, Roger. Anatomía y movimiento humano. Estructura y funcionamiento. Barcelona. Paidotribo, 2000. 143p.

El cóndilo es una estructura ósea que forma parte del húmero, tiene forma semiesférica, ubicándose en la superficie anterior e inferior del húmero, su radio de curva no es constante y aumenta en sentido proximal a distal, su borde medial está truncado y forma el surco cóndilotroclear (Fig. 3b.)²⁴.

Figura 4. a) Relación de los ejes de la articulación del codo; b) ángulo de alineación.



²⁴ PALASTANGA. Op. cit., p. 143

Fuente: PALASTANGA, Nigel FIELD, Derek. SOAMES, Roger. Anatomía y movimiento humano. Estructura y funcionamiento. Barcelona: Paidotribo, 2000. 142p.

La tróclea y el cóndilo del húmero tienen un valgo al eje longitudinal del húmero de 94° (Fig. 5a). La tróclea comprende un labio medial y otro lateral con un surco interpuesto que se articula con la escotadura semilunar proximal del cúbito. La articulación de la tróclea se cubre de cartílago hialino en un arco de 330° (Fig. 5b) En la superficie del cóndilo se cubre de cartílago hialino formando un arco de 180° ²⁵.

Figura 5. Ángulo longitudinal del húmero

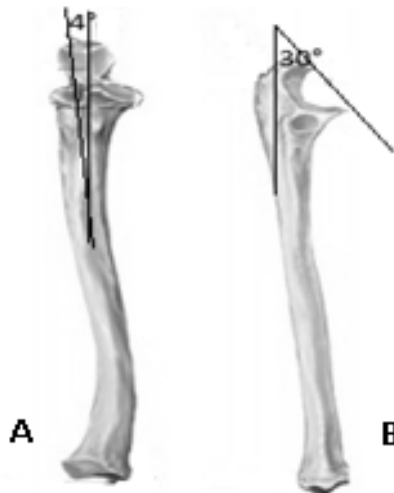


Fuente: CASCARELLI, Leonardo. Angulo longitudinal en la articulación del codo. [En línea] Disponible en: <http://leonardocoscarelli.blogspot.com.co/2009/04/articulacion-del-codo.html>.

²⁵ NORDIN, Margareta. FRANKEL, Victor. Biomecánica básica del sistema musculoesquelético. 3 ed. España.: McGraw-Hill, 2004. 353 p.

5.2.1.2 Cúbito: Por otra parte, el cúbito es un hueso largo ubicado en la parte medial del antebrazo. La superficie articular del cúbito se orienta con un ángulo de 4° a 7° del valgo al eje longitudinal de su diáfisis (Fig. 6A). La superficie articular del cúbito está rotada 30° posteriormente al eje longitudinal (Fig. 6B). Este se asocia con la angulación anterior de 30° de la parte distal del húmero, lo que conlleva a proporcionar estabilidad a la completa extensión de la articulación del codo.²⁶

Figura 6. Orientación angular de la parte proximal del cúbito en los planos anteroposterior A y lateral B.



Fuente: MILLAN, Juan. Visión anterior y posterior del brazo. [En línea] Disponible en: <http://tes.juanjosemillan.es/vision-anterior-y-posterior-del-brazo>

²⁶ NORDIN. Op. cit., p 353.

5.2.1.3 Radio: En cuanto a el radio es un hueso largo que forma parte del antebrazo hacia la zona lateral. El ángulo del cuello radial es de 15° respecto al eje longitudinal, en el plano anteroposterior alejándose de la tuberosidad bicipital la cabeza radial se cubre de cartílago hialino (Fig. 7).

Figura 7. Angulación de la cabeza/cuello radial en relación con la diáfisis radial.



Fuente: NORDIN, Margareta; FRANKEL, Víctor. Bases biomecánicas del sistema musculoesquelético. Biomecánica del codo.

La fisiología de la articulación del codo permite distinguir las funciones de pronosupinación efectuada por la articulación radio-cubital proximal y la flexo-extensión efectuada por dos articulaciones la húmero-cubital y la húmero-radial.²⁷

5.2.2 Ligamentos de la articulación del codo: Los ligamentos de la articulación del codo poseen como función mantener las superficies articulares en

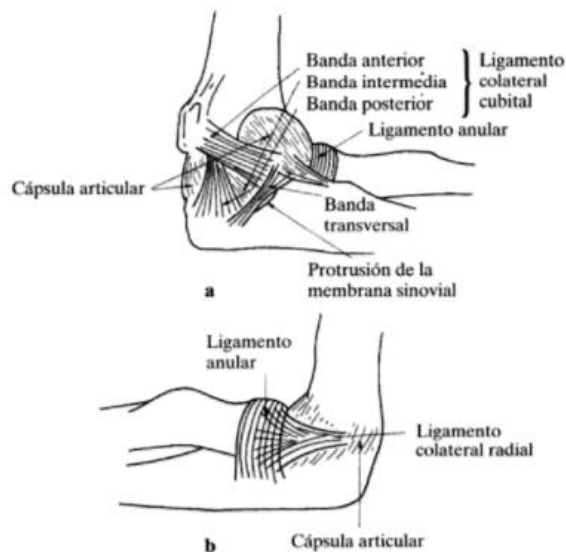
²⁷ NORDIN. Op. cit., p 354-355.

contacto. Tiene forma de abanico fibroso que se extienden desde las dos prominencias para articulares del húmero como lo son el cóndilo lateral y el cóndilo medial²⁸.

En la articulación del codo se encuentra los ligamentos colaterales (radial y cubital), que son engrosamientos de la capa fibrosa de la cápsula articular. El ligamento colateral radial está constituido por tres haces; un haz anterior, medio y posterior que parten desde el epicóndilo lateral del húmero y el ligamento colateral cubital que va desde el epicóndilo medial del húmero hasta la apófisis coracoides y olecranon del cúbito el cual consta de tres bandas: fascículo anterior, fascículo posterior y fascículo oblicuo. (Fig. 8)²⁹

La banda anterior del complejo del LLI se origina en la superficie inferior de la epitroclea en la parte distal del húmero y se inserta a lo largo del borde medial del olecranon.³⁰

Figura 8. a) Ligamento colateral cubital de la articulación del codo; b) ligamento colateral radial de la articulación del codo.



²⁸ KAPANDJ. Op. cit., p. 90.

²⁹ *Ibíd.*, p. 90.

³⁰ NORDIN. Op. cit., p. 359.

Fuente: PALASTANGA, Nigel FIELD, Derek. SOAMES, Roger. Anatomía y movimiento humano. Estructura y funcionamiento. Barcelona: Paidotribo, 2000. p.148

5.2.3 Estabilidad del codo: El codo es considerado la articulación más estable del cuerpo humano, su estabilidad proviene de la congruencia de sus superficies articulares, su complejo capsulo-ligamentario y el control neuromuscular periférico. Los factores de estabilidad se pueden dividir en estáticos y dinámicos. La estabilidad estática depende de las superficies articulares, la cápsula articular y los complejos ligamentarios y la estabilidad dinámica se considera secundaria y es producida por la contracción de las estructuras musculares que rodean al codo. 31

La estabilidad de la articulación del codo se logra en virtud de la forma de las superficies articulares de la tróclea y la cabeza del húmero, así como de la escotadura troclear del cúbito y la cabeza del radio, la articulación del codo no puede considerarse como una articulación estable en sí. Las superficies óseas se hallan en mayor contacto cuando el antebrazo se flexiona 90° hasta una posición de supinación pronación media. Por tanto, ésta es la posición de mayor estabilidad articular, la cual se adopta naturalmente cuando se requiere una manipulación cuidadosa de la mano y de los dedos.³²

Las fuerzas de valgo en el codo son resistidas por los ligamentos, principalmente por el complejo de ligamentos laterales internos, esto se da porque este complejo no se origina en el centro del eje de rotación. En extensión la resistencia la sollicitación del valgo es compartida en partes iguales por el complejo de ligamentos laterales internos, la cápsula y la función articular, mientras que en flexión la articulación del codo es quien se mantiene como estabilizadora primaria.³³

³¹ VARAONA, Juan. SIMONE, Juan. Inestabilidad del codo. En: Asoc Argent Ortop Traumatol. Octubre, 2006. Vol. 71, no. 4, p. 353- 361.

³² PALASTANGA, Nigel FIELD, Derek. SOAMES, Roger. Anatomía y movimiento humano. Estructura y funcionamiento. Barcelona: Paidotribo, 2000. p.150-151

³³ NORDIN. Op. cit., p. 358.

La inestabilidad posterolateral del codo se da por la supinación del cúbito sobre el radio y la luxación de la cabeza radial en dirección posterolateral, produciéndose por exceso de carga en valgo y rotación externa combinadas.³⁴

Las estructuras que limitan la flexión pasiva son la cápsula articular, el tríceps, la apófisis coronoides y la cabeza del radio, la extensión está limitada por el olecranon y la banda anterior del complejo de ligamentos laterales internos, mientras que la pronosupinación está limitada por las estructuras musculares más no por estructuras ligamentarias, y la estabilidad longitudinal del antebrazo está dada por la membrana interósea y el fibrocartílago triangular³⁵.

5.3 MOVIMIENTOS DE LA ARTICULACIÓN DEL CODO

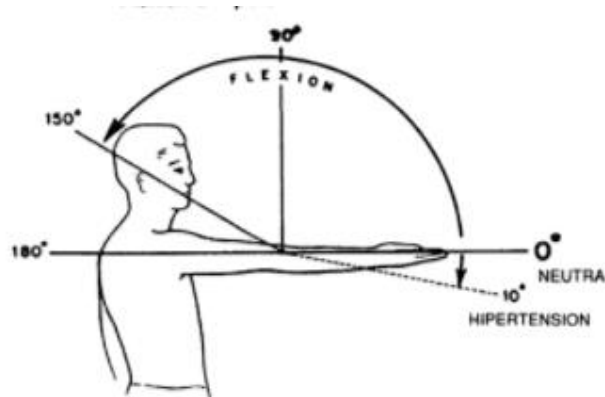
Los movimientos posibles de la articulación del codo son los de flexión y extensión en torno a un eje transversal a través de los epicóndilos del húmero. Este eje no adopta ángulos rectos al con el eje largo del húmero o del antebrazo o bisecciona el ángulo de alineación en el codo.

5.3.1 Flexión y extensión: La flexión es un movimiento del antebrazo en sentido anterior (Fig. 10a). Prosigue hasta que el contacto entre el antebrazo y el brazo impide la continuación del movimiento. La amplitud activa del movimiento de flexión es de 145°, pueden conseguirse 160° de flexión pasiva²⁵.

³⁴ *Ibíd.*, p. 360.

³⁵ *Ibíd.*, p. 361.

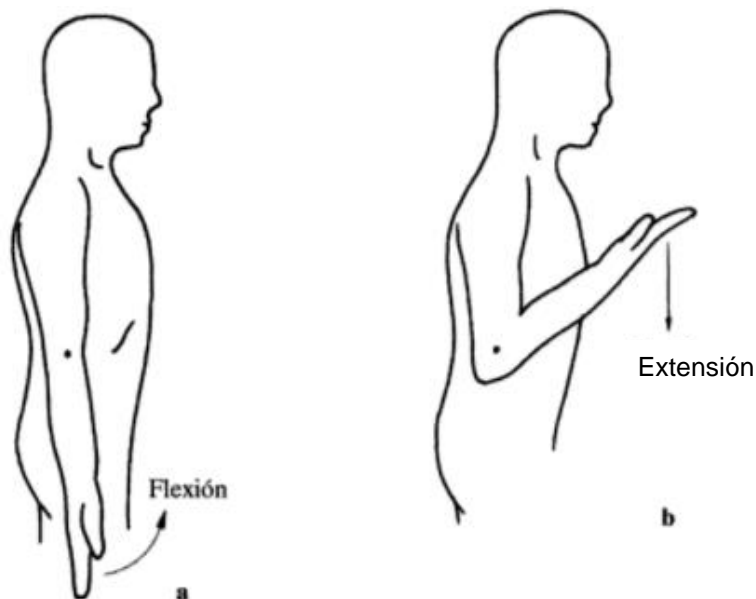
Figura 9. Movimiento del codo: Flexión e hiperextensión



Fuente: ALTER, Michael J. Los estiramientos, bases científicas y desarrollo de ejercicios. Barcelona: Editorial Paidotribo, 2004. p. 168

El movimiento de flexión está limitado sobre todo por la oposición de los músculos anteriores del brazo y el antebrazo, y la tensión se sitúa en la porción posterior de la cápsula y en el músculo tríceps; el impacto de las superficies óseas es insignificante.

Figura 10. Movimientos de la articulación del codo; a) Flexión; b) Extensión.



Fuente: PALASTANGA, Nigel FIELD, Derek. SOAMES, Roger. Anatomía y movimiento humano. Estructura y funcionamiento. Barcelona: Paidotribo, 2000. p.151

La extensión es el movimiento del antebrazo en dirección posterior y la mejor definición es la vuelta del antebrazo a la posición anatómica (Fig. 10b). Estrictamente hablando, la amplitud de extensión posible de la articulación es nula, porque la extensión completa corresponde a la posición anatómica. Sin embargo, siempre es posible una extensión relativa en cualquier posición articular. La extensión activa es producto de los músculos tríceps y ancóneo, mientras que la extensión pasiva se debe a la fuerza de la gravedad controlada por la contracción excéntrica de los músculos flexores del codo, sobre todo cuando se hace descender un peso. El movimiento de la extensión suele estar limitado por la tensión de la cápsula articular anterior y los músculos flexores y, hasta cierto grado, de las porciones anteriores de los ligamentos colaterales.²⁵

La hiperextensión es habitualmente más común en las mujeres que en los hombres. En este caso resulta de una curva superior encogida del proceso olécranon del brazo, más que de ligamentos flojos en la articulación. Cuando se presenta esta situación, el estiramiento no debería ir más allá de la extensión del codo.³⁶

5.4 CINÉTICA DE LA ARTICULACIÓN DEL CODO

5.4.1 Vectores de fuerzas sobre la articulación: Sobre la articulación del codo actúan fuerzas longitudinales y de rotación, las fuerzas longitudinales se transmiten a través de la articulación cúbito-trocLEAR y de la articulación radio-

³⁶ ALTER, Michael J. Los estiramientos, bases científicas y desarrollo de ejercicios. Barcelona: Editorial Paidotribo, 2004. p. 168

condílea. La transmisión de la fuerza rotacional es mayor en pronación que en supinación gracias al mecanismo de rodamiento específico del radio con respecto al cúbito con la migración proximal durante la pronación y traslación distal durante la supinación³⁷.

Los músculos flexores de codo tienen ventaja mecánica sobre los extensores, por lo tanto, la fuerza generada en la articulación es máxima cuando se inicia la flexión. La dirección del vector de la fuerza resultante en el codo cambia más de 180° a través del rango de flexo-extensión. Se ha demostrado que la fuerza generada en el codo es hasta tres veces mayor que el peso corporal en ciertas actividades. Estas fuerzas se producen sobre cuatro localizaciones, dos olécraneanas y dos coronoides.³⁸

5.4.2 Curva de tensión-elongación de los tejidos: La carga de los tejidos produce una curva característica de tensión/deformación, que ilustra la cantidad de tensión requerida para producir una deformación (porcentaje de alargamiento). Se tiene como referencia una distribución inicial del tejido y supone un cambio estructural por el alargamiento de las fibras de los tejidos, si se llega a aplicar una fuerza mayor a la tolerancia del tejido se presenta una micro insuficiencia progresiva³⁹.

Al aplicar una fuerza al músculo y según se vaya aumentando esta fuerza. El músculo llega a deformarse. La relación entre la fuerza aplicada (stress) y la deformación que padece el músculo (strain) determina la pendiente de la curva, y se llama módulo de elasticidad. (Fig. 11).⁴⁰

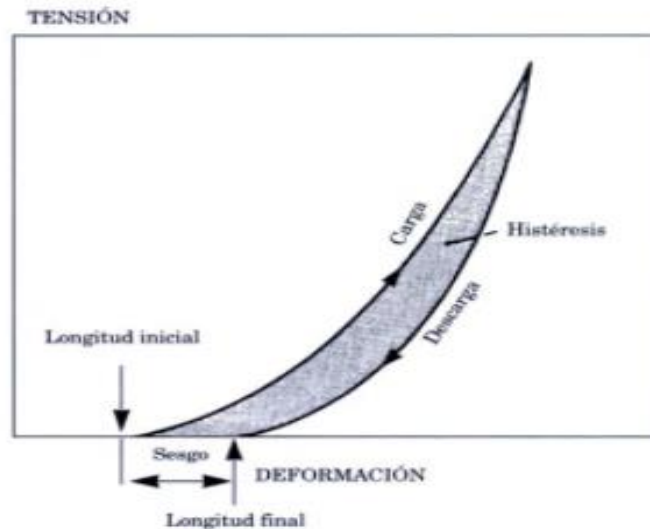
³⁷ NORDIN. Op. cit., p. 364.

³⁸ *Ibíd.*, p. 364.

³⁹ LIEBENSON, Craig, Manual de rehabilitación de columna vertebral. 2 ed. Barcelona.: Paidotribo, 2002. 34-36 p.

⁴⁰ MIRALLES, Rodrigo, MIRALLES, Iris. Biomecánica clínica de las patologías del aparato locomotor. Barcelona.: Elsevier, 2007.

Figura 11. Curva Tensión elongación de los tejidos.



Fuente: MIRALLES, Rodrigo, MIRALLES, Iris. Biomecánica clínica de las patologías del aparato locomotor. Barcelona.: Elsevier, 2007.

Un cuerpo que sufre una deformación durante la elongación se puede comportar de dos formas cuando cede a la fuerza deformante. Puede ser que este cuerpo o tejido regrese a su longitud inicial sin que presente ninguna deformidad. Esta deformidad se denomina elástica. Sin embargo, si la deformación se mantiene en alargamiento incluso cuando se interrumpe los esfuerzos de tracción. Hablamos de deformación plástica. Por ende, puede describir una primera fase elástica y, posteriormente, si sigue aumentando la fuerza de tracción, puede aparecer una deformación plástica.⁴¹

Por lo anterior cuando se somete un músculo a fuerza de tracción, este sufre una deformación de alargamiento en la zona denominada elástica, si se ejercen esfuerzos de tracción cada vez más intensos se desarrolla una fase imperceptible de desorganización molecular, con cambios internos en los diferentes elementos

⁴¹ LEÓN, Juan. Et al. Fisioterapeuta del servicio de salud en la comunidad de Madrid. 1 ed. Madrid, 2005. 110 p.

que componen el músculo correspondiendo con el inicio de la fase plástica. Teniendo en cuenta que la fase plástica se denomina la persistencia más o menos duradera de una deformación en alargamiento.⁴²

5.4.3 Cinemática de la articulación del codo: Cuando el brazo está en supinación el músculo bíceps es activo durante la flexión. El bíceps se origina a través del tendón de la cabeza larga a partir del tubérculo supraglenoideo y a través del tendón de la cabeza corta que viene de la apófisis corónides de la escapula y se inserta en la tuberosidad bicipital del radio.⁴³

Al movimiento de extensión, los músculos que actúan son: el tríceps y el ancóneo, siendo el tríceps quien tiene la mayor capacidad de trabajo durante la extensión, el cual está compuesto por tres cabezas, una cabeza larga que se origina en el en el tubérculo infraglenoideo y una cabeza medial y lateral originándose en la cara posterior del húmero, en la inserción se unifican las tres cabezas formando un tendón que se inserta sobre la apófisis olécraneana del cúbito.⁴⁴

5.4.4 Ángulo de carga de la articulación del codo: El valgo del codo en extensión completa se denomina ángulo de carga. Se determina como ángulo entre el eje anatómico del cúbito y el húmero, medido en el plano anteroposterior en extensión. El ángulo es mayor en los adultos que en los niños y menos en los hombres que en las mujeres, en un promedio de 10° a 15° de valgo, con una amplia presencia en ambos.⁴⁵

⁴² Ibid., p. 110.

⁴³ NORDIN. Op. cit., p. 354.

⁴⁴ NORDIN. Op. cit., p. 354.

⁴⁵ NORDIN. Op. cit., p. 357.

El ángulo de carga de codo, formado por la intersección del eje longitudinal del húmero y del cóndilo con el codo en extensión completa y el antebrazo en supinación. La angulación en valgo normalmente oscila entre los 10° y 15° (Fig. 12).

Figura 12. El ángulo de carga del codo.



Fuente: MALE, Jackson. El cúbito. [En línea] Disponible en: [http://anatomicbasic.blogspot.com.co/2014/04/el-cubito.html]

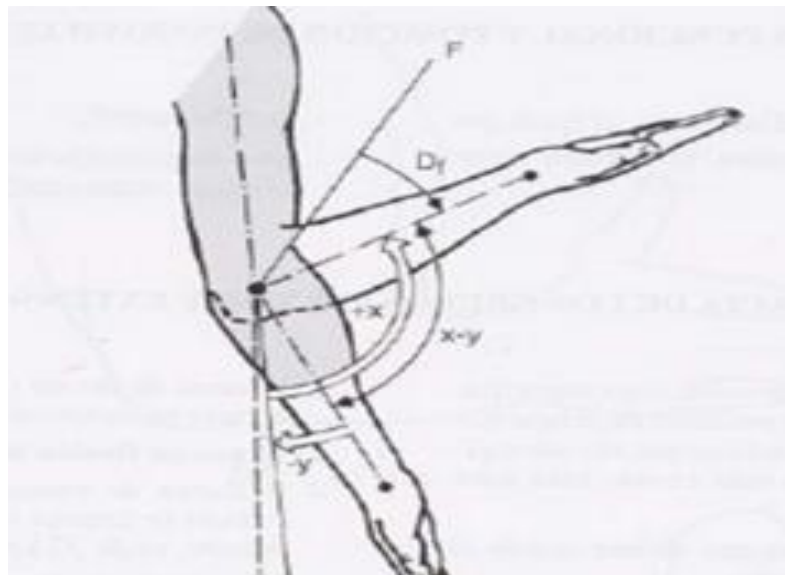
En mecánica, la fuerza es toda aquella interacción que produce o tiende a producir movimientos, deformaciones, reacciones y rupturas sobre un cuerpo. Las fuerzas son vectores que poseen un módulo y una dirección, y su medición se realiza en Newtons. La respuesta de la fuerza sobre un cuerpo o un segmento se puede predecir si se conoce la magnitud de la fuerza, punto de aplicación de la fuerza,

dirección de la fuerza, masas de cuerpos, forma, rigidez, textura, localización del centro de masa de los cuerpos y sus partes⁴⁶.

Se debe tener en cuenta que como en el resto del cuerpo, la articulación del codo interactúa con fuerzas tanto internas como externas. Las fuerzas externas resultan de la interacción con el medio, siendo el codo una de las articulaciones más funcionales a nivel corporal ya que con los movimientos de flexo-extensión se implican en acciones de empuje, tracción, lanzamiento, recepción, entre otras tareas desarrolladas por los miembros superiores. Por esto se deben tener en cuenta la interacción con los tipos de fuerza como son: fuerza de reacción, fuerza ascensional, fuerza de rozamiento, fuerza de resistencia, fuerza de sustentación, fuerza centrífuga y fuerza centrípeta⁴⁷.

En el cuerpo humano se dan movimientos angulares y lineales, en su mayor parte son movimientos angulares, en donde uno o varios segmentos rotan en torno a una articulación, considerándose los ejes de rotación⁴⁸ (Figura 13).

Figura 13. Movimiento angular del codo



⁴⁶ IZQUIERDO. Op. cit., p. 216.

⁴⁷ *Ibíd.*, p. 221-222.

⁴⁸ *Ibíd.*, p. 230.

Fuente: IZQUIERDO, Miguel. Biomecánica y bases neuromusculares de la actividad física y el deporte. Buenos aires.: Médica Panamericana, 2008

En la articulación del codo intervienen varios músculos en los movimientos de flexo-extensión del codo, unos más que otros deben estimar la fuerza de reacción articular en ciertas situaciones estáticas y dinámicas.

La fuerza generada en la articulación del codo es máxima cuando se inicia la flexión. El aumento de la fuerza de flexión y la disminución de las fuerzas en el codo se observan con el codo flexionado a 90°. Esto es debido al aumento de la ventaja mecánica de los flexores del codo secundario al alargamiento del brazo del momento de flexión. De forma curiosa, la dirección del vector de la fuerza resultante en el codo cambia más de 180° a través del rango de flexión y extensión. Se ha mostrado que la fuerza generada en el codo es hasta tres veces el peso corporal con ciertas actividades.⁴⁹

5.5 RETRACCIÓN MUSCULAR

Definiendo de manera sencilla este proceso, una retracción muscular o fascial es la pérdida o reducción de la movilidad de las fascias en dos niveles:

- Retracción muscular por reducción del deslizamiento entre estructuras
- Retracción muscular por reducción del deslizamiento íntimo entre las fibras fasciales

Las lesiones vitales de los músculos de los miembros han adquirido grande importancia en estos últimos tiempos. En efecto, una lesión de la inervación muscular, multiplicando extraordinariamente las contracciones, y aun haciéndolas permanentes, puede constituir la contractura muscular que es preciso distinguir de

⁴⁹ NORDIN. Op. cit., p. 359.

la retracción muscular. En efecto, el estado espasmódico que constituye la contractura, no se halla modificada la textura del órgano; siempre se encuentra la misma fibra roja pero sus zigzags están más aproximados; es, por último, un musculo que se pliega, que es más corto, pero que no por eso deja de ser un músculo. De consiguiente puede adquirir de nuevo su longitud natural espontáneamente o a beneficio de medios terapéuticos directos o indirectos; la fibra muscular en tal caso no hace más que desplegarse. Pero en la verdadera retracción se ha modificado la constitución del músculo, o bien uno de los elementos ha absorbido, más o menos al otro. Entonces domina el elemento fibroso, y el acortamiento es definitivo; la naturaleza no puede establecer ya el estado primitivo del órgano; es preciso someterle a un alargamiento.

Una enfermedad o un tratamiento puede obligar a un miembro en específico a estar mucho tiempo en la misma posición y producir retracciones. Si el miembro está mucho tiempo en flexión o extensión, su rigidez no reconoce otra causa que la retracción de los tejidos muscular y fibroso.⁵⁰

5.6 FACTORES LIMITANTES DE LA MOVILIDAD DEL CODO

La articulación de codo es una de las estructuras que más se lesiona a nivel general a causa de la ejecución de tareas repetitivas o por traumatismos, y pueden ser a nivel de tejidos blandos o por daño a las estructuras óseas. Las lesiones más frecuentes se encuentran la artrosis, fracturas, luxaciones, esguinces, epicondilitis, bursitis.

Al presentarse una lesión en la articulación de codo se acompaña de dificultades y/o consecuencias como la rigidez, la perdida de movilidad, pérdida de masa

⁵⁰ VIDAL, Aug. Tratado de patología externa y de medicina operatoria. Madrid: Imprenta de Gaspar y Roig. 2da edición.

muscular, retracciones y dolor. Una de las medidas adoptadas en el tratamiento médico es la inmovilización de la articulación, esto con el fin de lograr una estabilización de las estructuras y permitir su correcta recuperación tras una lesión.⁵¹

La rigidez produce la disminución de la capacidad de los tejidos blandos que involucran principalmente la cápsula fibrosa y los ligamentos. La cápsula fibrosa sufre una cicatrización excesiva, por la disminución en el contenido del agua y un aumento en la formación del colágeno, produciendo la contractura de la articulación.⁵²

Respecto a la pérdida de la movilidad, la musculatura en la zona del codo también se encuentra perjudicada por la rigidez de la articulación ya que al ser inmovilizada en la posición de flexión se sufre un acortamiento de los músculos flexores, lo que conlleva a una posterior pérdida de la movilidad, y a su vez un incremento en la resistencia a los movimientos pasivos impuestos de forma relativamente lenta.

5.7 LIMITACIÓN DE MOVIMIENTO DE ORIGEN MÚSCULO ESQUELÉTICO DEL CODO

Los trastornos musculoesqueléticos (TME) de origen laboral son un conjunto de lesiones inflamatorias o degenerativas de músculos, tendones, nervios, articulaciones, etc. Causadas o agravadas fundamentalmente por el trabajo y los efectos del entorno en el que este se desarrolla.

La mayor parte de los TME son trastornos acumulativos resultantes de una exposición repetida a cargas más o menos pesadas durante un período de tiempo prolongado. No obstante, los TME también pueden deberse a traumatismos agudos,

⁵¹ EVANS, P. NANDI, S. MASCHKE, S. HOVEN, H. LAWTON J. Prevention and treatment of elbow stiffness. En: Journal of hand surgery. Enero, 2009. Vol. 34, no 4, p. 769- 778.

⁵² LINDENHOOVIUS, A. JUPITER, J. The posttraumatic stiff elbow: a review of the literature. En: Journal of hand surgery. Enero, 2007. Vol. 32, no 10, p. 1605-1623.

como fracturas, con ocasión de un accidente. Éstos son de aparición lenta y en apariencia inofensivos hasta que se hacen crónicos y se produce el daño permanente.⁵³

Estas lesiones pueden aparecer en cualquier región del cuerpo, siendo más común zonas como la espalda, cuello, hombros, codos, manos y muñecas. Los síntomas principales son el dolor asociado a la inflamación, pérdida de fuerza y limitación funcional de la parte del cuerpo afectada, dificultando o impidiendo la realización de algunos movimientos.

Al presentarse una lesión en una de las articulaciones del miembro superior como en este caso el codo, las limitaciones funcionales se reflejarán en la realización de tareas como: realizar giros de perilla o utilización de llaves: limitación de la pronación y supinación, realizar tracción y empuje, realizar tareas que requieran la aproximación de la mano al rostro: limitación en la flexión de codo, realizar apoyos: percepción de dolor⁵⁴.

5.8 EPIDEMIOLOGIA

A nivel mundial las lesiones musculoesqueléticas de miembro superior son más habituales, siendo el codo la segunda articulación en presentar una luxación en los adultos entre el 11% a 18%, con una incidencia anual de 7.4 a 10.000 personas durante el año 2014.⁵⁵⁵⁶

⁵³ SECRETARIA DE SALUD LABORAL. Manual de Trastornos musculoesqueléticos. Valladolid: CC.OO. Castilla y León. 2008

⁵⁴ KISNER, C. COLBY, L. Ejercicio terapéutico fundamentos y técnicas. 1 ed. EE. UU. Paidotribo, 2006. 629p. ISBN 848019788.

⁵⁵ UNIVERSIDAD PONTIFICIA CATÓLICA DE CHILE. Op. cit., p. 3.

⁵⁶ AITKEN. Op. cit., p. 190.

En un estudio en España las lesiones tendinosas y ligamentosas a nivel del codo corresponden al 26%, dentro de ellas la más frecuente son las lesiones del codo con un 7%⁵⁷.

Según el sistema de vigilancia epidemiológica en Colombia para el control del riesgo biomecánico en el año 2016, a nivel de codo se pueden hallar diferentes patologías que alteren su integridad dentro de ellas encontrando la epicondilitis con una incidencia del 85% al 95% de los pacientes, de igual manera la epicondilitis lateral corresponde solo al 10% con un pico máximo de entre los 40-50 años.⁵⁸

Según un estudio realizado en el 2015 en la ciudad de Bogotá para determinar la prevalencia de los síntomas musculoesqueléticos en 223 trabajadores, tuvo como resultado que el 17% presentaban molestias a nivel de codo y el 6,7% síntomas manifestados por dolor en codo, influyendo más en el género femenino, siendo predominante en edades de 21-25 años.⁵⁹

En el Departamento de Santander, según los reportes de accidentes de tránsito para el 2013 la mortalidad por accidentes de transporte fue de 7,9 por cada 100.000 habitantes. Para las edades de 27 a 59 años se ha encontrado que la tasa de accidentes de transporte terrestre es de 33,2 por cada 100.000 habitantes. Estos datos son una causa de lesiones musculoesqueléticas, que pueden estar asociados con las lesiones a nivel de la articulación del codo.⁶⁰

⁵⁷ CORREA. Op. cit., p. 52.

⁵⁸ DEPARTAMENTO NACIONAL DE PLANEACIÓN. Op. cit., p. 9.

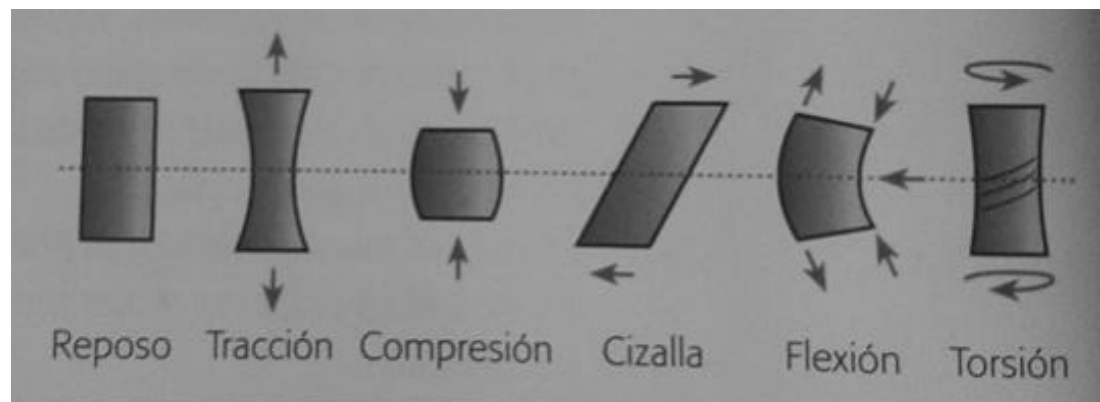
⁵⁹ ORJUELA, Andrea. Prevalencia de síntomas osteomusculares en miembros Superiores en trabajadores de un centro de atención telefónica. Universidad del Rosario, Bogotá, 2015. p. 17.

⁶⁰ OBSERVATORIO DE SALUD PÚBLICA DE SANTANDER. Op. cit., p 284.

5.9 MANEJO DE LESIONES MUSCULOESQUELÉTICAS A NIVEL DE CODO.

5.9.1 Mecanismos de lesiones del codo: La articulación del codo se somete a cargas externas, provocando un estrés mecánico y depende de la capacidad de los tejidos para resistir la aplicación de fuerzas, y pueden sufrir deformación momentánea o permanente como respuesta a ese estrés mecánico. En función de la dirección a la que es aplicada la carga se puede clasificar el esfuerzo en seis tipos como son esfuerzo por tracción, esfuerzo por flexión, esfuerzo por compresión, esfuerzo por cizalladura, esfuerzo por torsión y esfuerzo por carga combinada (Fig. 14).⁶¹

Figura 14. Tipos de esfuerzos mecánicos.



Fuente: IZQUIERDO, Miguel. Biomecánica y bases neuromusculares de la actividad física y el deporte. Buenos aires.: Médica Panamericana, 2008

La capacidad de los tejidos está determinada por sus propiedades mecánicas como son flexibilidad, rigidez, elasticidad, plasticidad, restitución, deslizamiento, rozamiento, homogeneidad, heterogeneidad, anisotropía, resistencia a la fractura y

⁶¹ IZQUIERDO. Op. cit., p. 490.

dureza. Las lesiones pueden definirse como el daño a los tejidos por las cargas y esfuerzos a los que se somete, y pueden comenzar a producirse mucho antes que la persona sea capaz de percibirla⁶².

Todos los tejidos reaccionan a las cargas gradualmente, siendo capaces de adaptarse a los esfuerzos repetitivos, recurriendo a los mecanismos de hipertrofia, sucediendo no solo en músculos sino también en tendones, ligamentos, cartílagos y huesos, cada uno de estos tejidos posee propiedades mecánicas que ofrecen una respuesta a las cargas tanto individual como conjunta⁶³.

Existen mecanismos de lesión de la articulación de codo que se dan con frecuencia, el más común es la sobrecarga en hiperextensión, cuando el hombro se encuentra en abducción, también se puede encontrar con frecuencia la luxación o subluxación de la articulación con ruptura de ligamentos, daños en epicóndilo lateral y epicóndilo medial por sobreuso (codo de tenista/codo de golfista), fracturas y bursitis⁶⁴.

5.9.1.1 Lesiones Óseas:

- **Artrosis:** Es una enfermedad degenerativa de la articulación del disco articular, membrana sinovial y cartílago articular con incremento de actividad de citoquinas y quimioquinas en el tejido articular. ^{65,66}
- **Fractura:** Es la ruptura que puede ser completa o incompleta de un hueso, llevando consigo la lesión de músculos, tendones, vasos y nervios lesionados en mayor o menor grado puede ir acompañado de hematomas y fenómenos inflamatorios locales. En el codo las fracturas se encuentran aquellas que afectan el húmero distal, el radio y cúbito proximales. ^{67,68}

⁶² IZQUIERDO. Op. cit., p. 491.

⁶³ *Ibíd.*, p. 496-504.

IZQUIERDO. Op. cit., p. 504-506.

⁶⁵ PAREDES, C. Artrosis. En: Revista de Actualización Clínica Investiga. Julio, 2013. vol. 34 no. 2, p 1767-1771.

⁶⁶ MARTÍN, Miguel. Artrosis. En: Real academia medica Valladolid. Mayo, 2013. Vol. 50, p. 181-203.

⁶⁷ MALAGON, Valentín. SOTO, Diego. Tratado de ortopedia y fracturas II. Bogotá, Celsus, 1994.

⁶⁸ FITZGERALD, Robert. Ortopedia: TOMO 1. Médica panamericana. Buenos aires, 2004. 546 p.

- **Luxaciones:** Es considerada la pérdida del contacto habitual entre dos superficies articulares, si se presenta pérdida de contacto total es llamada luxación completa, si es parcial es llamada subluxación. A medida que se da el traumatismo a nivel del codo los estabilizadores que están compuestos por partes blandas se ven afectados sufriendo una disrupción dada en forma circular.^{69,70}

5.9.1.2 Lesiones tejido blandos:

- **Esguince:** Son lesiones de las partes blandas de la articulación que puede ser cerrada o por mecanismo indirecto, causado por movimientos superando los rangos normales de movilidad y que sobrepasa la resistencia elástica de la cápsula y los ligamentos.^{71,72}
- **Epicondilitis:** Es una lesión inflamatoria dada por una carga reiterada y prolongada que puede producir degeneración hialina en los tendones flexores o extensores.⁷³ La epicondilitis se puede clasificar en lateral y medial, donde la lateral afecta el tendón común de los músculos extensores de muñeca y mano; la medial afecta principalmente el origen del músculo pronador y flexor común.⁷⁴
- **Bursitis:** es consecuencia de la fricción excesiva entre el tendón del tríceps y el olecranon. Puede ser causada por un traumatismo directo o tensión por sobreuso.^{75,76} La bursitis es la inflamación de las bursas que rodean las

⁶⁹ HUAROTO, Luis. Fracturas-luxaciones. En: Cirugía ortopédica y traumatología. 73- 83.

⁷⁰ VARAONA, José. Inestabilidad del codo. Asoc Argent Ortop Traumatol. Buenos aires: médica panamericana, 2006.

⁷¹ FIRPO, Carlos. Manual de ortopedia y traumatología. 3 ed. Buenos aires: Dunken, 2010. 183 p.

⁷² MELINO, Andrea. Fisioterapeutas, servicio andaluz de salud. 2 ed. España: ediciones rodio, 2017. 208 p.

⁷³ BAHR, Roald. MAEHLUM, Sverre. Lesiones deportivas diagnóstico, tratamiento y rehabilitación. Buenos aires.: médica panamericana. 2007. 209 p.

⁷⁴ SKINNER, Harry. Diagnóstico y tratamiento en ortopedia. IV edición. México, manual moderno, 2007.

⁷⁵ PRENTICE, William. Técnicas de rehabilitación en medicina deportiva. 3 ed. Barcelona: Paidotribo, 2001. 410 p.

⁷⁶ MOORE, Keith. Op cit. 487 p.

articulaciones, a nivel de codo es conocida como bursitis del olecranon, la función de las bursas es proporcionar una superficie para lubricar y reducir la fricción que se puede generar entre varios tejidos del cuerpo, las bursas se encuentran en las principales articulaciones del cuerpo incluyendo el hombro, las caderas, las rodillas y los codos.⁷⁷

5.9.2 Manejo médico: En el manejo médico se debe tratar dependiendo de la lesión que se presente, ya sea quirúrgica o no quirúrgica, teniendo en cuenta las complicaciones que se pueden presentar durante la lesión. Este manejo debe ser individualizado y estructurado dependiendo las necesidades del paciente.

5.9.2.1 Manejo no quirúrgico:

- **Punción con AINES:** El tratamiento consiste en evacuación del derrame mediante punción con AINES cuando no existe infección.
- **Aspiración con inyección de corticoides:** Puede reducir la posibilidad de concurrencia, pero se asocia con complicaciones como infecciones, atrofia subdérmica y dolor local crónico.

5.9.2.2 Manejo quirúrgico:

- **Cirugía en bursitis crónica:** Está indicado en bursitis crónicas que interfieren con las actividades de la vida diaria y consiste en bursectomía que puede realizarse con técnica abierta o por artroscopia.
- **Tratamiento quirúrgico en fracturas y luxaciones:** Este manejo se indica en fracturas desplazadas, abiertas o con compromiso vascular. Se realizan procedimientos como la fijación con agujas de Kirshner percutáneas (fracturas supracondíleas en niños y en adultos con huesos osteopenicos), reducción a cielo abierto y fijación interna (fracturas desplazadas

⁷⁷ WALKER, Brad. La anatomía de las lesiones deportivas. España: Paidotribo, 2010. 108p.

(usualmente a con abordaje posterior), osteotaxis, prótesis de codo y fijación con placas⁷⁸.

- **Inmovilización y protección máxima:** Se inmoviliza el codo con una férula y/o un vendaje de compresión, durante 3 a 5 días para protección máxima, el codo adopta una posición de 90°, mientras que el antebrazo se mantiene en posición neutral. También se eleva el brazo para prevenir el edema a nivel distal.
- **Protección moderada y mínima:** Se pasa durante las 3 a 6 semanas siguientes a la cirugía, se debe evitar levantar objetos pesados con el miembro intervenido, transcurridas las 6 semanas se permite la movilidad articular y completa, buscando la fuerza y resistencia muscular⁷⁹.

Después de las lesiones óseas se puede presentar un defecto en la osificación, lo cual limitará la realización del rango articular completo, cualquier alteración debe ser evaluada a profundidad por el terapeuta.

5.9.3 Manejo fisioterapéutico: El manejo de las lesiones depende si son agudas, subagudas y/o crónicas, también depende si es por estrés o por traumatismo, por lo tanto, se debe tener clara la lesión que se va a intervenir. Las pautas generales para el manejo terapéutico son:

5.9.3.1 Lesiones articulares agudas:

- **Control del dolor, el derrame y la rigidez refleja del músculo:** La inmovilización con cabestrillo permite el descanso de la articulación, introduciendo periodos de movimiento controlado dentro del rango de movimiento libre de dolor, la aplicación de técnicas de oscilación y tracción pueden inhibir el dolor.

⁷⁸ SOCIEDAD ESPAÑOLA DE CIRUGÍA ORTOPÉDICA Y TRAUMATOLOGÍA. Manual de cirugía ortopédica y traumatología. Barcelona.: Médica Panamericana. 2010.

⁷⁹ KISNER. Op. cit., p. 284.

- **Mantenimiento de la movilidad de los tejidos blandos:** Movilización pasiva o activa asistida, realizada libre de dolor, en lo posible se incluirán todos los movimientos de la articulación implicada, realización de ejercicios estáticos buscando la amplitud del movimiento y el trabajo de los músculos implicados en la articulación.
- **Mantenimiento de la integridad y función de las áreas relacionadas:** Las actividades incluidas dependen de la tolerancia individual, en caso de que se presente edema se realizará la elevación del segmento.⁸⁰

5.9.3.2 Lesiones articulares subagudas y crónicas:

- **Aumento del juego articular de la articulación húmero-cubital y húmero radial:** Se busca aumentar los movimientos de flexión y extensión.
- **Aumento del juego articular de la articulación radio-cubital proximal:** se busca aumenta los movimientos de pronación y supinación.
- **Aumento gradual de la flexibilidad del músculo y creación de una cicatriz móvil:** se aplican técnicas de inhibición activa para el músculo extensor del carpo, técnicas de auto estiramiento para los músculos flexores, técnicas de auto estiramiento para músculos extensores y aplicación de masaje transversal en el lugar de la cicatriz. Realizar inhibición muscular en caso de recuperar la flexibilidad, fortalecimiento y desarrollo de resistencia muscular, mediante ejercicios isométricos y progresar ejercicios de resistencia concéntrica.⁸¹

Dentro del manejo fisioterapéutico también se pueden encontrar diversas técnicas, las cuales tienen mayor interés las técnicas de facilitación neuromuscular

⁸⁰ KISNER. Op. cit., p. 280-281.

⁸¹ *Ibíd.*, p. 281-282.

propioceptiva que son utilizadas en la rehabilitación del paciente de acuerdo con los objetivos que se planteen.⁸²

5.10 TÉCNICAS DE FACILITACIÓN NEUROMUSCULAR PROPIOCEPTIVA

Las técnicas de facilitación neuromuscular propioceptiva (TFNP) son métodos terapéuticos utilizados con el fin de obtener respuestas específicas del sistema neuromuscular a partir de la estimulación de los propioceptores orgánicos.

El movimiento normal requiere la correcta integración entre la información sensitiva procedente de los receptores artrocinéticos (músculos, tendones, ligamentos y cápsulas articulares) y exteroceptores (piel), el sistema nervioso central y la musculatura esquelética como órgano efector de la respuesta motora. El funcionamiento anormal de alguno de estos componentes dará como resultado un movimiento desorganizado, es decir, una pérdida de la integración del movimiento.

La realización de los movimientos voluntarios está ligada a un mecanismo complejo de asociaciones musculares. Del mismo modo, los ejercicios terapéuticos en las técnicas de facilitación solicitan, frente a la fisioterapia analítica, grupos musculares o patrones cinéticos similares a la actividad motora normal del individuo para lograr así la reeducación neuromuscular y restablecer los movimientos funcionales que devuelven al paciente su independencia.⁸³

Es un enfoque del ejercicio terapéutico basado en los principios de la anatomía y la neurofisiología funcional humana, utilizados con el fin de obtener respuestas

⁸² GALLEGO, Tomas. Bases teóricas y fundamentos de la Fisioterapia. España: médica panamericana. 2007. 35p.

⁸³ BERNAL, Luis. Oposiciones de Fisioterapia. 2012 p.33 -40. [En línea] (Recuperado en 15 marzo 2018) Disponible en http://www.sld.cu/galerias/pdf/sitios/rehabilitacion-adulto/manual_de_fisioterapia_propioceptiva_4.pdf

específicas del sistema neuromuscular a partir de la estimulación propioceptiva, cutánea y auditiva para producir mejoras funcionales de la respuesta motora, siendo un mecanismo vital en el proceso de la rehabilitación del paciente.

El objetivo principal de las TFNP es promover el movimiento funcional mediante la facilitación, inhibición, fortalecimiento y la relajación de los grupos musculares.⁸⁴

5.10.1 Técnicas específicas: Con frecuencia estas técnicas se emplean de manera combinada, debiendo ser seleccionadas según el tipo de lesión. Pueden ser de dos tipos: de refuerzo y potenciación, o de relajación o estiramiento⁸⁵:

Refuerzo y potenciación:

- Contracciones repetidas: Se trata de repetir los mismos movimientos o patrón. La resistencia será la máxima que el paciente pueda soportar; se puede añadir el estiramiento y se realiza de dos maneras: por repetición del reflejo de estiramiento o por contracciones alternantes isométricas-isotónicas. En esta última, al final del recorrido isotónico se pide una contracción isométrica. Estas contracciones repetidas no están indicadas en post operados recientes y los ortopédicos agudos.
- Inversión lenta: E paciente realiza un patrón contra resistencia máxima seguido inmediatamente del patrón antagonista. El cambio debe realizarse con rapidez.
- Inversión lenta y sostén: Lo mismo que el anterior, pero se añade una contracción isométrica al final de cada amplitud de movimiento.
- Estabilización rítmica: Se emplea una fuerte contracción isométrica del patrón agonista, seguido de una contracción isométrica del antagonista.

⁸⁴ ADLER, Susan. BECKERS, Dominiek. BUCK, Math. La facilitación neuromuscular propioceptiva en la práctica. 3 ed. España.: Médica Panamericana, 2012.p. 20. ISBN 9788498352368.

⁸⁵ BERNAL. Op. cit., p. 38.

Relajación o estiramiento:

Estas técnicas facilitan la movilidad. Encontramos:

- **Sostener-relajar:** Se aplica en pacientes que presentan una importante limitación de la amplitud articular. No provoca dolor. Se coloca el segmento en la máxima amplitud articular y se pide una contracción isométrica, sin permitir el movimiento. Después se relaja y se intenta ganar amplitud articular.
- **Contraer-relajar:** Igual que la precedente, pero se permite el movimiento de rotación, puede hacerse en puntos sucesivos del recorrido.
- **Inversión lenta, sostén y relajación:** El objetivo es estimular al agonista después de relajar el antagonista. El paciente realiza el patrón 6 · Fisioterapia propioceptiva hasta el límite de la movilidad articular. Seguidamente se provoca una contracción isométrica de los antagonistas, y se mantiene si es posible 30 segundos. A continuación, relajación progresiva, seguida de contracción isotónica del patrón agonista.
- **Iniciación o técnica rítmica:** Está reservada para pacientes que sufren alteraciones extrapiramidales, como rigidez o temblor. Tiene el propositivo de promover la habilidad para iniciar el movimiento y aumentar la rapidez de este. Primero se ejecutarán los patrones de forma pasiva, por tanto, esta técnica estará contraindicada donde no se puedan realizar movilizaciones pasivas.⁸⁶

Dentro de las TFNP se pueden encontrar las técnicas dirigidas a la musculatura agonista, antagonista y las de relajación. De estas primeras se encuentran las técnicas de contracciones repetidas, sincronismo para el énfasis, sostén relajar movimiento activo, iniciación rítmica e inversión del agonista, cuyo objetivo principal

⁸⁶ BERNAL. Op. cit., p. 39.

es activar la musculatura agonista de un determinado patrón cinético⁸⁷; dentro de las técnicas dirigidas al antagonista está la inversión lenta, inversión lenta sostener, estabilización rítmica e isométricas alternas, basadas en el principio de inducción sucesiva de Sherrington, con el objetivo de la activación de una determinada musculatura que facilita la contracción de su antagonista. Por ende, se necesita que la musculatura antagonista sea fuerte con el objetivo de estimular a la musculatura agonista⁸⁸; en cuanto a las técnicas de relajación están las de contracción y relajación, rotación rítmica y sostener relajar, están basadas en el principio de inervación recíproca que sustituyen al estiramiento pasivo las cuales exigen una contracción de un patrón de facilitación con el objetivo de permitir el alargamiento, relajación o inhibición en el patrón antagonista. Es decir; cuando el músculo agonista se contrae, la musculatura antagonista se relaja o se inhibe y cuando dicho músculo se contrae al máximo inmediatamente se produce la relación e inhibición de mismo. ^{89,90}

5.10.2 Técnica sostener-relajar: La técnica sostener relajar se caracteriza por la contracción isométrica de los músculos antagonistas seguida de una relajación. Esta técnica tiene como objetivo aumentar el rango de movimiento pasivo y disminuir dolor.⁹¹

De igual manera, esta técnica está indicada en la presencia de dolor durante el movimiento activo y contraindicada en la imposibilidad para realizar la contracción isométrica.⁹²

⁸⁷ CARES, Ricardo M. CARLES, Marta. Manual teórico práctico métodos fisioterapéuticos de intervención en sistema nervioso. 1 ed. España.: 2015. 31p.

⁸⁸ CARES. Op. cit., p. 33.

⁸⁹ VOSS, Dorothy. IONTA, Marjorie. MYERS, Beverly. Facilitación neuromuscular propioceptiva. 3 ed. España.: medica panamericana, 1996. 488p.

⁹⁰ CARES. Op. cit., p. 35.

⁹¹ ADLER. Op. cit., p. 33

⁹² VOSS. Op. cit., p. 417.

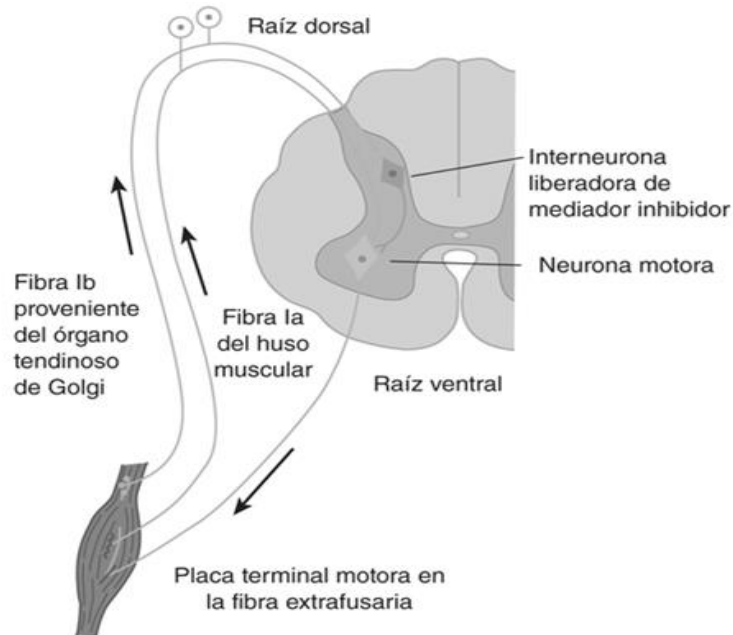
5.10.2.1 Bases neurofisiológicas de sostener- relajar: Durante la realización de la técnica se activan una serie de bases neurofisiológicas, dadas por el reflejo miotático inverso y el principio de inervación recíproca:

- Reflejo miotático inverso: Al exceder la intensidad del estiramiento sobre el tendón se produce un reflejo inmediato que inhibe a las neuronas motrices anteriores que inervan el músculo. El umbral de excitación de éstos es mucho más alto que el de los husos musculares. Por consecuencia, el músculo se relaja inmediatamente y la tensión excesiva es eliminada. Esta reacción se da porque el impulso del órgano tendinoso de Golgi anula los impulsores excitadores que provienen de los husos musculares, siendo un mecanismo de protección que previene la lesión de los tendones y músculos, evitando posibles lesiones tales como: distensión, desgarró, o roturas fibrilares. Provocados por una sobrecarga demasiado fuerte.⁹³

De acuerdo con la siguiente figura (Fig. 15), el órgano tendinoso durante la contracción por medio de las fibras envía información a las interneuronas, inhibiendo las motoneuronas reduciendo la tensión sobre el musculo.

⁹³ ALTER, Michael. Los estiramientos del desarrollo de ejercicios.6 ed. España. Paidotribo. 2004, p 63.

Figura 15. Reflejo miotático inverso



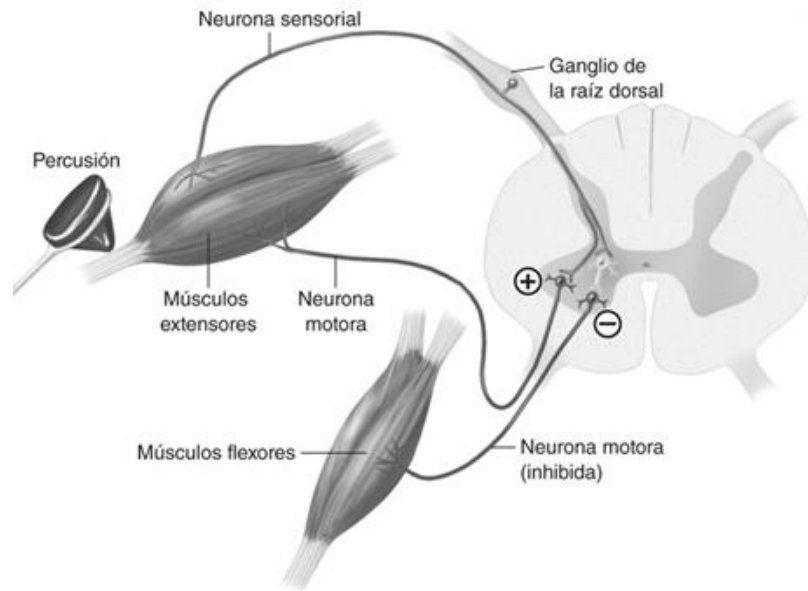
Fuente: FOX, Stuart. Fisiología humana. México.: MCGRAW-HILL. 2016.

Inervación recíproca (inhibición recíproca): En su mayoría las leyes de Sherrington aportan en el desarrollo de las técnicas de FNP. Dentro de las cuales se encuentra la inervación recíproca que tiene como objetivo lograr la máxima elongación del músculo deseado a través de la inhibición simultánea del músculo oponente. Por lo anterior, cuando se contrae el músculo bíceps, se inhibe recíprocamente el tríceps lo cual permite extender el codo.⁹⁴

De acuerdo con la siguiente figura (Fig.16), el estiramiento del músculo activa el aparato del huso muscular estimulando motoneuronas alfa donde el músculo agonista se contrae en el reflejo de estiramiento (extensores), por medio de la motoneurona inhibida el músculo antagonista.

⁹⁴ MCATEE, Robert. CHARLAND, Jeff. Estiramientos Facilitados. 2 ed. Barcelona.: Paidotribo, 2000. 16p.

Figura 16. Inervación recíproca



Fuente: FOX, Stuart. Fisiología humana. México.: McGRAW-HILL. 2016.

5.10.3 Procedimiento de la aplicación de la TFNP sostener-relajar:

- El fisioterapeuta o el paciente desplazará la articulación o el segmento corporal hasta el final de la amplitud articular pasiva o libre de dolor. Es preferible el movimiento activo. Si no produce dolor, el fisioterapeuta deberá resistirlo.
- El fisioterapeuta solicitará una contracción isométrica del músculo o patrón que limita (antagonista) con énfasis en la rotación. Se debe mantener la contracción por lo menos 5-8 segundos.
- Se aumentará la resistencia lentamente.
- Ni el paciente, ni el fisioterapeuta intentarán moverse.
- Tras mantener la contracción con el tiempo suficiente, el terapeuta le pedirá al paciente que se relaje.

- Tanto el fisioterapeuta como el paciente se relajarán gradualmente.
- Se colocará de nuevo la articulación o la parte del cuerpo bien activa, bien pasivamente en el nuevo límite de amplitud pasiva. Si no provoca dolor será preferible el movimiento activo. El movimiento se podrá resistir siempre y cuando no produzca dolor.

Se repetirán todos los pasos en la nueva amplitud del recorrido.⁹⁵

5.10.3.1 Aplicación de la TFNP sostener-relajar: Se debe mover el segmento hasta el punto de la limitación de la extensión de codo, se le pide al paciente realizar una contracción isométrica de los componentes del patrón antagonista (músculos flexores de codo) durante (5-8 segundos), relajar y continuar el recorrido del movimiento hasta sentir la limitación. Repetir la secuencia. Cuando la limitación es de la flexión de codo realizar la contracción isométrica del patrón antagonista (músculos extensores de codo) durante (5-8 segundos), relajar y continuar el recorrido del movimiento hasta sentir la limitación.

⁹⁵ ADLER. Op. cit.; p. 33 – 34.

6. DISEÑO METODOLÓGICO

6.1 TIPOS DE INVESTIGACIÓN

El diseño metodológico implementado en este proyecto se encuentra dividido en dos etapas: Inicialmente consta de una fase exploratoria donde se realiza una recopilación de información acerca de lo ya existente en el mercado; en esta etapa se seleccionan las variables de mayor importancia en cada diseño y, por ende, las características que hacen sobresalir a unas sobre otras. La segunda etapa es de tipo descriptivo; en ésta se analizan y se evalúan cada una de las variables seleccionadas en la primera etapa, logrando así obtener el mejor diseño.

6.2 IMPACTO SOCIAL

El proyecto está dirigido a los fisioterapeutas, con el fin de otorgar una asistencia mecánica durante las terapias, dedicadas a pacientes con limitaciones de movimiento de origen musculoesquelético en la articulación del codo, en extensión y flexión, ofreciéndole al paciente la eliminación de errores humanos, mejorando la repetibilidad y precisión del ejercicio, ofreciendo una estandarización del proceso y una recuperación óptima. En el caso del fisioterapeuta, se otorga un alivio con respecto al trabajo efectuado por el mismo, mediante la prevención de movimientos repetitivos y adopción de malas posturas durante la aplicación de la terapia, previniendo futuras enfermedades de ámbito profesional.

La naturaleza repetitiva y el consecuente esfuerzo que ejerce el fisioterapeuta durante la terapia de rehabilitación neuromuscular propioceptiva “Sostener-relajar” respalda la idea de apoyar este proceso con equipos mecánicos automatizados que otorguen mayor fiabilidad y repetibilidad en el desarrollo de los ejercicios, y disminuya la carga física sobre los fisioterapeutas, a su vez se promueve el uso de

mecanismos de apoyo para las labores del profesional de la salud, el cual es muy limitado actualmente en Colombia.

Para el óptimo desarrollo de la investigación implementada en este proyecto, se contó con la asesoría y colaboración de la fisioterapeuta Martha Patricia Cabrales, también profesora de la Universidad de Santander UDES y un grupo de estudiantes enfocados en la misma área del proyecto, con los cuales se realizó un trabajo conjunto de investigación y diseño.

6.3 REQUERIMIENTOS DE DISEÑO

Es de gran importancia determinar cuáles serán las variables que influenciarán directa o indirectamente en la calidad del producto, el alcance del proyecto y su correcto desarrollo.

6.3.1 Funcionalidad: El prototipo final debe cumplir con los rangos de desempeño establecidos en su diseño de manera confiable y segura. Esto incluye el movimiento entre los rangos proyectados, el soporte de cargas a las que será expuesto durante su vida útil, y la respuesta oportuna a los comandos enviados por el usuario, todo esto con el fin de ejecutar de manera efectiva la asistencia mecánica en las terapias planificadas.

6.3.2 Manufacturabilidad: La planeación del diseño debe contemplar los materiales, partes estándar, mecanismos de unión, métodos de manufactura, y otros procesos que vayan a ser implementados al momento de la fabricación del prototipo, de modo que resulte económico y fácil de realizar.

6.3.3 Mantenibilidad: Se deben contemplar las labores de reparación y cambio de partes averiadas o desgastadas, de modo que sea sencillo el desensamble y ensamble del mecanismo, así como la accesibilidad fácil y segura a

los componentes electrónicos del sistema. Así mismo, han de simplificarse los trabajos de limpieza e higienización de la máquina, ya que estará en contacto constante con los pacientes.

7. PROCESO DE DISEÑO DEL PROTOTIPO

Para la elaboración de este proyecto se utilizó la metodología implementada por la NASA, conocida como “NASA ESMD Capstone Design”, la cual consta de una ventajosa estructuración enfocada a mejorar los productos de tal manera que excedan las expectativas del consumidor, al mismo tiempo se centra en encontrar la solución que mejor se adecúe a las necesidades y requerimientos que se exigen en el problema planteado.

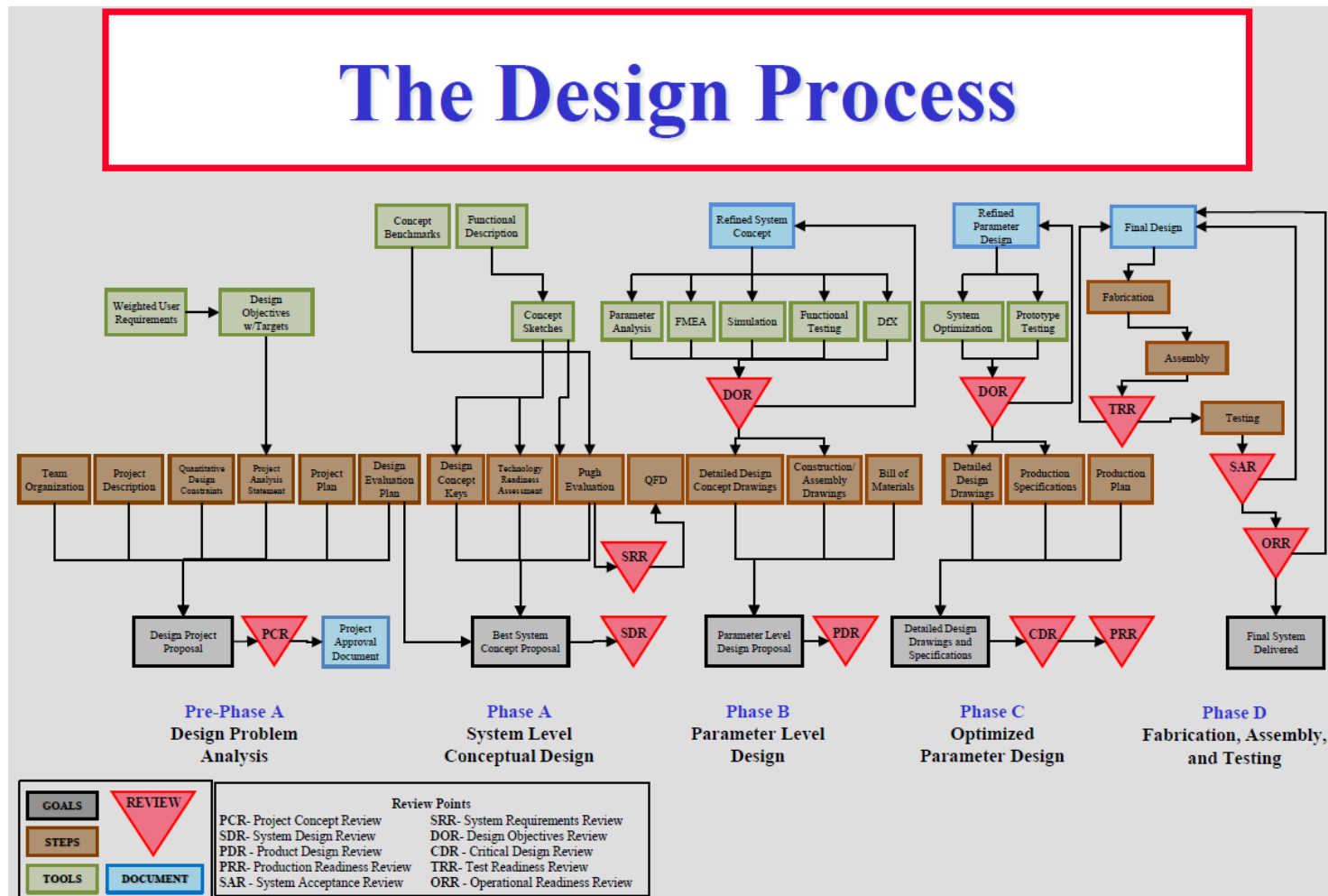
Esta metodología permite llegar a soluciones más creativas ahorrando tiempo y costos durante el proceso de diseño, su enfoque se centra en la idea de que cambiar los conceptos cuando aún están en papel es mucho más económico que durante el proceso de prototipado y construcción, gracias a esto se logra alcanzar el objetivo, de la forma más económica posible considerando el desempeño, costo, riesgo y cronograma, consiguiendo que cumpla su propósito.

El proceso de diseño basado en esta metodología consta de 5 fases:

- Pre- fase A: Consiste en el análisis del problema de diseño. El principal objetivo de esta fase consta en producir un amplio espectro de ideas y alternativas para solucionar el problema seleccionado. Determinar la viabilidad del proyecto, desarrollar conceptos, elaborar requisitos e identificar necesidades tecnológicas potenciales.
- Fase A: Consiste en el desarrollo del concepto. Su principal objetivo es determinar la viabilidad y conveniencia de un nuevo sistema sugerido y establecer una compatibilidad básica inicial con la metodología de la NASA. Desarrollar el concepto final, los requisitos del sistema y los desarrollos tecnológicos necesarios para la estructura del sistema. En esta fase se plantean diferentes alternativas de solución, para finalmente por medio de una evaluación para finalmente obtener una propuesta conceptual ganadora.

- Fase B: Consiste en el diseño preliminar. Su principal objetivo es definir el proyecto de manera detallada y establecer una base inicial capaz de cumplir con las necesidades del cliente. Desarrollar la estructura del sistema y los requerimientos del producto, generando un diseño preliminar para cada producto mediante bocetos y simulación.
- Fase C: Consiste en el diseño final y la fabricación. Su principal objetivo se centra en completar el diseño detallado, en la optimización de los parámetros de diseño, construcción de un prototipo funcional y la verificación de los parámetros del sistema.
- Fase D: Es la fase final, consiste en el ensamble del sistema, la integración y pruebas. Su principal objetivo es ensamblar e integrar los productos para crear el sistema, mientras que se hacen pruebas para comprobar que cumple con los requerimientos.

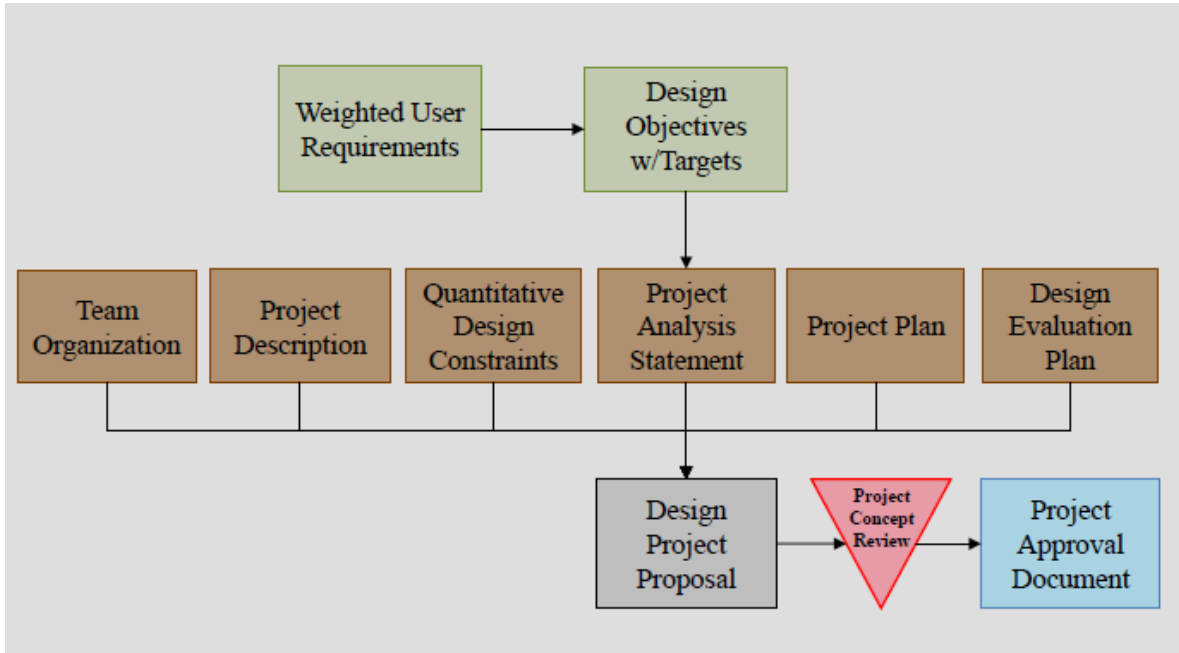
Figura 17. NASA ESMD Capstone Design Process



Fuente: NASA ESMD Capstone Design . John K. Gershenson, Ph.D.

7.1 PRE-FASE A

Figura 18. Pre-Fase A. Análisis del problema de diseño



Fuente: NASA ESMD Capstone Design. John K. Gershenson, Ph.D.

7.1.1 Ponderación de los requerimientos del usuario: Tras identificar las necesidades del cliente, en este caso el fisioterapeuta, se prosiguió a realizar una lista con las características más importantes especificadas por el usuario. Estas características fueron evaluadas y ponderadas de 1 a 5, siendo 5 el mayor valor dado y 1 el menor.

Tabla 2. Requerimientos del consumidor

Requerimientos del consumidor	Ponderación
SEGURIDAD	5
EFICACIA	5

ERGONOMIA	5
PRECIO ASEQUIBLE	3
FÁCIL MANTENIMIENTO	5
CONFIABILIDAD	5
TAMAÑO AJUSTABLE	4
DURABILIDAD	4
PORTABILIDAD	2
VERSATILIDAD	3
FÁCIL OPERACIÓN	4
ESTÉTICO	2

En base a la ponderación realizada se concluye que los requerimientos más importantes dados por el consumidor son: Seguridad, eficacia, ergonomía, fácil mantenimiento y confiabilidad.

A continuación, se presentan los requerimientos dados por el especialista, los cuales describen el producto y sus necesidades de diseño en términos técnicos usando características medibles.

Tabla 3. Requerimientos del especialista

Requerimientos del especialista
DISEÑO CONSERVATIVO
SEGURIDAD
MANUFACTURABILIDAD

ERGONOMIA
MANTENIBILIDAD
PARTES ESTANDAR
COMPACTO
FUNCIONALIDAD
COSTOS ADMISIBLES
VIDA ÚTIL

Conociendo los requerimientos dados por el usuario y el especialista (en este caso el diseñador), se procedió a realizar una matriz de correlación en donde se determinará los factores más importantes para tener en cuenta durante el proceso de diseño.

De la siguiente matriz, se obtiene que los principales parámetros de diseño son, en orden de importancia: Funcionalidad, manufacturabilidad, mantenibilidad, diseño conservativo y seguridad.

Tabla 4. Matriz de correlación

	PRIORIDAD		DISEÑO CONSERVATIVO		SEGURIDAD		MANUFACTURABILIDAD		ERGONOMÍA		MANTENIBILIDAD		PARTES ESTANDAR		COMPACTO		FUNCIONALIDAD		COSTOS ADMISIBLES		VIDA ÚTIL	
SEGURIDAD	5	9	45	9	45	3	15	1	5	1	5	3	15	1	5	9	45	3	15	3	15	
EFICACIA	5	9	45	9	45	9	45	1	5	1	5	3	15	0	0	9	45	3	15	1	5	
ERGONOMIA	5	1	5	3	15	3	15	9	45	1	5	0	0	9	45	3	15	1	5	1	5	
PRECIO ASEQUIBLE	3	0	0	0	0	9	27	1	3	9	27	9	27	0	0	0	0	9	27	3	9	
FÁCIL MANTENIMIENTO	5	3	15	3	15	9	45	3	15	9	45	9	45	1	5	3	15	9	45	9	45	
CONFIABILIDAD	5	9	45	9	45	3	15	0	0	9	45	9	45	1	5	9	45	3	15	9	45	
TAMAÑO AJUSTABLE	4	1	4	0	0	9	36	9	36	0	0	0	0	9	36	3	12	1	4	1	4	
DURABILIDAD	4	9	36	3	12	3	12	1	4	9	36	9	36	0	0	9	36	9	36	9	36	
PORTABILIDAD	2	1	2	0	0	3	6	9	18	0	0	0	0	9	18	3	6	1	2	1	2	
VERSATILIDAD	3	1	3	3	9	3	9	9	27	3	9	0	0	9	27	9	27	1	3	1	3	
FÁCIL OPERACIÓN	4	1	4	3	12	0	0	9	36	9	36	1	4	3	12	9	36	3	12	3	12	
ESTÉTICO	2	0	0	0	0	3	6	1	2	0	0	3	6	9	18	0	0	3	6	1	2	
TOTAL			204	198		231		196		213		193		171		282		185		183		

7.1.2 Constantes de diseño: Teniendo en cuenta los objetivos del proyecto, los requerimientos brindados por el cliente, así como los aspectos necesarios para el modelado y la construcción, se crean unas constantes de diseño que permitan un total desempeño de la máquina.

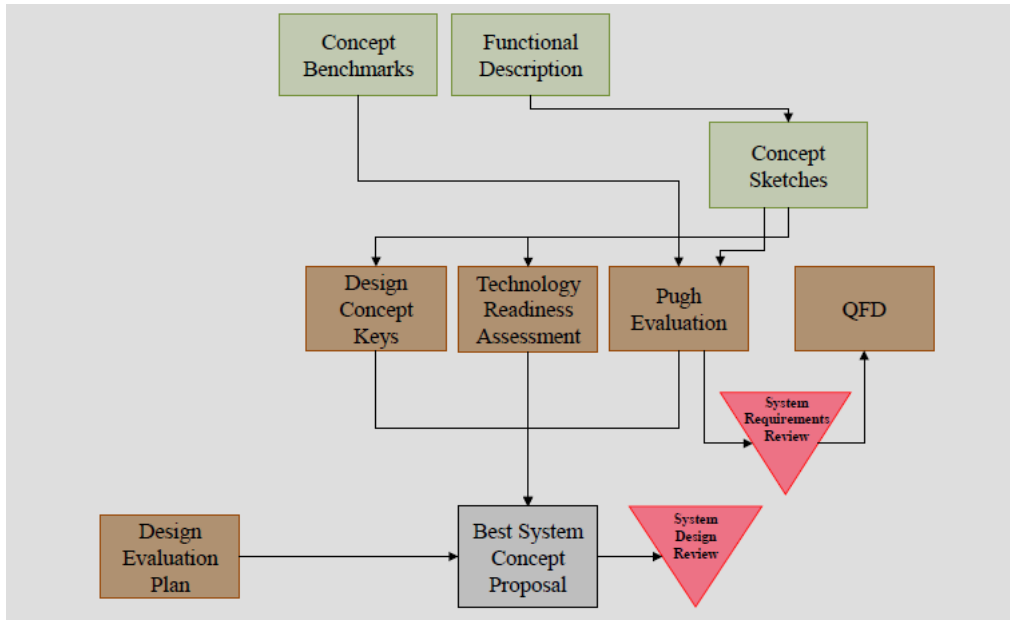
Tabla 5. Constantes de diseño

CONSTANTES	MÉTODO DE MEDICIÓN	OBJETIVO	LÍMITE ACEPTABLE
Costos	Precio de fabricación por unidad [COP]	\$ 2'000.000,00	< 2'800.000,00
Versatilidad	Simetría de la máquina - Capacidad de ser usada en ambos brazos sin necesidad de un desmontaje [%]	> 90%	70-80%
Vida útil	Tiempo operacional	8 - 10 años	> 4 años

La pre-fase A consta de otros pasos, los cuales ya se trabajaron y analizaron durante el plan de proyecto, por lo cual no serán contemplados en esta parte del proceso de diseño.

7.2 FASE A

Figura 19. Fase A. Diseño conceptual



Fuente: NASA ESMD Capstone Design. John K. Gershenson, PhD.

En esta etapa del proceso de diseño debe culminar con la elección de la propuesta óptima y definitiva; para llegar a esto se deben realizar unos pasos previos, como son: Establecer puntos de referencia conceptuales, diseñar conceptos claves, descripción funcional de cada una de las propuestas, despliegue de la Matriz de Pugh, estimar las tecnologías necesarias y despliegue de la función QFD.

7.2.1 Descripción de funcionalidad: En esta sección se realiza una descripción de la función que debe desempeñar el sistema a diseñar. La principal tarea que debe efectuar el prototipo es cumplir con los objetivos de la Técnica de Facilitación Neuromuscular Propioceptiva “Sostener-Relajar”, la cual es aumentar el rango de movimiento (ROM) ya sea en extensión o flexión, dependiendo del paciente y que tipo de limitaciones de tipo musculoesqueléticas tenga.

Para cumplir con esta función el dispositivo debe contar con:

- Un apoyo para el brazo y el antebrazo que se acomode apropiadamente a las medidas antropométricas promedio de la población laboral colombiana de 20 a 59 años. Teniendo en cuenta que la máquina debe ser diseñada para ser usada indistintamente de cual brazo se encuentra lesionado, sea el izquierdo o derecho, el prototipo debe ser en lo posible simétrico, asegurando su ergonomía y versatilidad.
- Un mecanismo controlado que se ajuste a los rangos de movimientos normales de las extremidades superiores con un grado de libertad en rotación a nivel de la articulación del codo, para este caso de 0° a 135°, siendo 0° la posición completamente horizontal del brazo en un plano paralelo al sagital del cuerpo. Para cerciorarse de la seguridad del paciente, los rangos de movimientos máximo y mínimo deben ser asegurados mediante restricciones o límites mecánicos.
- Se debe asegurar la versatilidad de la base, esta se debe ajustar adecuadamente a cualquier tipo de asiento de cuatro patas, sin incomodar al paciente o interferir con el desarrollo de la terapia y que igualmente posea una altura variable, que se ajuste fácilmente.

7.2.2 Primera ronda del diseño conceptual del prototipo: Se proponen tres alternativas de diseño iniciales para dar solución al problema planteado. Los conceptos de diseño que se presentan a continuación se centran en la selección del sistema mecánico. La estructura y chasis, y el sistema de apoyo se mantendrán constantes en todas las propuestas, de modo que se conserve una postura sedente en el paciente, con el brazo extendido en posición frontal y paralelo al plano sagital del cuerpo (Fig. 20)

Figura 20. Postura del paciente

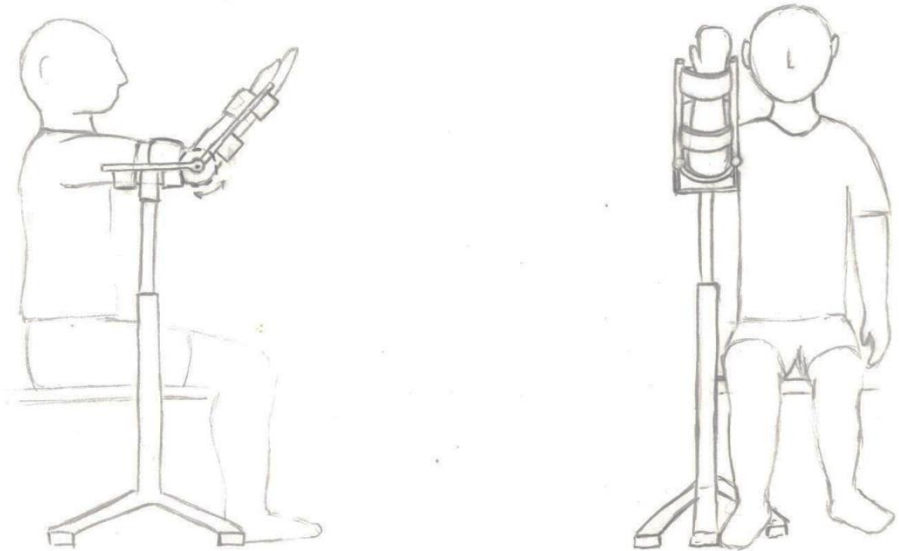
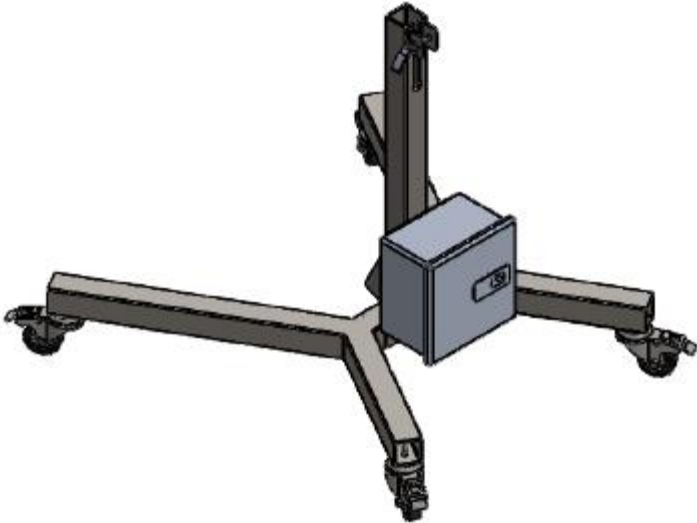


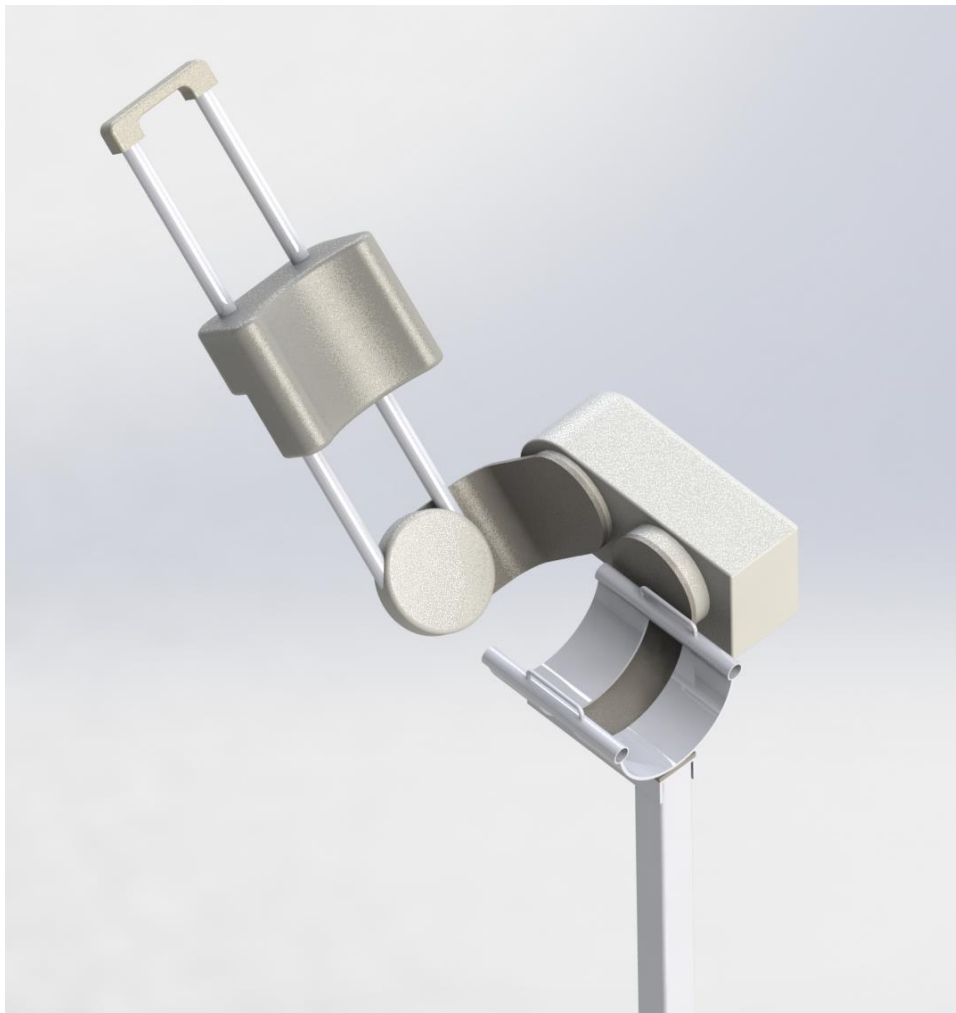
Figura 21. Sistema de apoyo



CONCEPTO A

Esta alternativa consiste en un sistema mecánico en el cual el motor se encuentra alineado con eje de giro del codo. Debido a que el movimiento de rotación se recibe directamente del motor es mucho más fácil controlar la posición rotacional. De igual manera, el ajuste de longitud del antebrazo se realiza mediante dos varillas guía por las cuales se mueve el agarre con bandas para la muñeca y el ante brazo.

Figura 22. Diseño del concepto A



CONCEPTO B

Esta alternativa se basa en un sistema tornillo-tuerca. Consta de un motor pivotado, el cual tiene un tornillo en su eje que permite el desplazamiento lineal de una tuerca; esta tuerca a su vez se encuentra fija al componente del antebrazo del mecanismo, de modo que convierte el desplazamiento lineal del sistema tornillo-tuerca en un movimiento rotacional para el brazo. Debido a que el sistema tornillo-tuerca es auto bloqueante, basta sólo con detener el motor para inmovilizar el mecanismo, y recibir cualquier cantidad de fuerza aplicada por el paciente sin que el motor tenga que contrarrestarlas.

Figura 23. Diseño del concepto B



CONCEPTO C

En esta alternativa el motor entrega potencia al mecanismo por medio de un par sinfín-corona; la corona a su vez es solidaria a dos piñones ubicados simétricamente que engranan con arcos dentados, que hacen parte de la sección del antebrazo del mecanismo. Esta propuesta además de su simetría (la cual permite de manera sencilla y rápida el cambio de brazo a tratar) permite el autobloqueo gracias al par otorgado por el sinfín-corona por lo que el motor no tiene que contrarrestar la fuerza ejercida por el paciente durante la terapia.

Figura 24. Diseño del concepto C



7.2.2.1 Evaluación de alternativas de los diseños de la primera ronda: A continuación, se agrupan en una tabla los conceptos claves de las diferentes propuestas de diseño planteadas anteriormente. De esta manera se logra comparar los sistemas mecánicos de cada diseño, sus aspectos positivos y negativos, de una manera mucho más visible, facilitando el proceso de evaluación durante la matriz de Pugh.





Tabla 6. Conceptos claves del diseño – Primera ronda

CONCEPTOS	DESCRIPCIÓN
CONCEPTO A	Se plantea la transmisión de movimiento mediante un motor alineado con el eje de giro del codo, permitiendo el control de la posición rotacional mucho más fácilmente debido a que recibe el movimiento de rotación directamente del motor.
CONCEPTO B	Se propone el uso de un sistema tornillo tuerca, el cual posee un mecanismo que convierte el desplazamiento lineal del sistema en un movimiento rotacional para el brazo.
CONCEPTO C	Mediante el uso de un par sinfín-corona se plantea entregar potencia al mecanismo, a su vez un mecanismo de piñones y arcos dentados ubicados simétricamente y los cuales trabajan en conjunto con la corona permite la transmisión de movimiento rotacional al brazo.

7.2.2.2 Matriz de Pugh para la primera ronda: La matriz de Pugh es una herramienta que consta de una tabla, la cual muestra el razonamiento cuantitativo detrás de la selección de los conceptos finales acompañados por una descripción del proceso de selección y de los conceptos finales. Consiste en establecer una

ponderación a cada uno de los conceptos con respecto a los criterios de diseño, de tal manera que se permita seleccionar la mejor propuesta mediante una comparación. Esta ponderación se realizará mediante signos, siendo el signo “+” una referencia a un comportamiento adecuado con respecto al criterio establecido, la letra “N” se refiere a una posición neutral y por último el signo “-”, el cual significa un comportamiento inadecuado.

Tabla 7. Matriz de Pugh – Primera ronda

		PUNTO DE REF.	ALTERNATIVAS		
					
No	Criterios	Kinetec Elbow CPM	Concepto A	Concepto B	Concepto C
1	Diseño conservativo		-	-	+
2	Seguridad		+	+	-
3	Manufacturabilidad		-	+	-
4	Ergonomía		+	+	+
5	Mantenibilidad		-	N	-
6	Piezas estándar		N	+	-
7	Bajos costos		N	N	+
8	Durabilidad		N	N	-
9	Versatilidad		-	+	N
10	Estética		+	N	+
	Total	+	3	5	3
		-	4	1	5

Se escoge como punto de referencia, o “datum”, el modelo “*Kinetec 6080 Elbow CPM*”, el cuál es uno de los más usados en lo que respecta a tratamientos terapéuticos asistidos mecánicamente al nivel del codo.

Tras haber evaluado los tres conceptos iniciales de diseño mediante la matriz de Pugh, se obtiene que la opción ganadora es la propuesta B, debido a que responde de manera más positiva a la necesidad de versatilidad respecto a la simetría del diseño, y al soporte de cargas ejercidas por el paciente.

7.2.3 Segunda ronda del diseño conceptual del prototipo: Teniendo en cuenta los resultados obtenidos en la ronda anterior, se procede a plantear nuevos conceptos de diseño, mejorando los puntos negativos y fortaleciendo las virtudes de las propuestas preliminares.

CONCEPTO D

Esta propuesta se basa en una transmisión de rueda sincrónica que permite por medio de reducción mecánica (piñón-corona) aumentar la fuerza ejercida en el eje del codo, y logra un buen control de movimiento con las bandas sincrónicas. La potencia se obtiene a través del mecanismo lo que logra un buen balance de las cargas

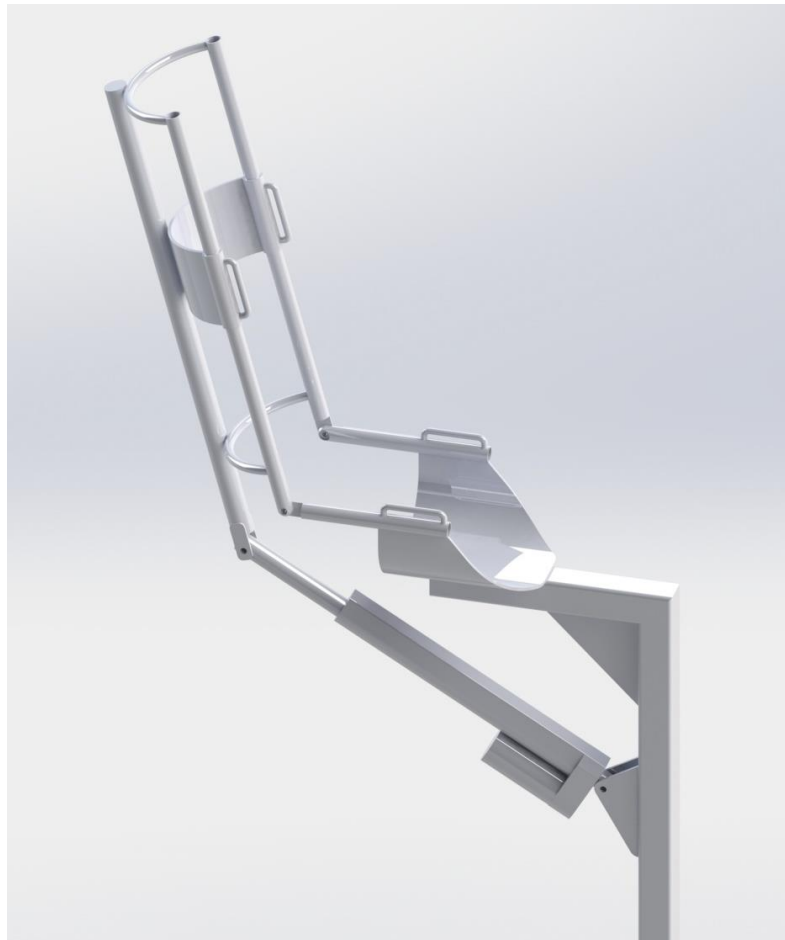
Figura 25. Diseño del concepto D



CONCEPTO E

Este concepto surgió de una serie de mejoras de los puntos negativos de la propuesta ganadora de la primera ronda, buscando de igual manera destacar sus virtudes. Mediante un actuador lineal eléctrico se logró quitar la carga que se aplicaba directamente al motor quedando únicamente sobre el tornillo que se encuentra en un eje aparte paralelo al del motor, lo que remueve la necesidad del uso de rodamientos que neutralizaran estas cargas. Además, estos actuadores vienen de fabrica (considerándose como piezas estándar), incorporados con interruptores de límite de carrera, que permiten establecer paradas automáticas correspondientes a los límites de movimiento del paciente.

Figura 26. Diseño del concepto E



7.2.3.1 Evaluación de alternativas de los diseños de la segunda ronda: Se reúnen nuevamente en una tabla los conceptos claves de los nuevos conceptos de diseño, facilitando el proceso de evaluación durante la segunda matriz de Pugh.

Tabla 8. Conceptos claves de diseño – Segunda ronda



CONCEPTOS	DESCRIPCIÓN
CONCEPTO D	Se plantea aumentar la fuerza ejercida en el eje del codo por medio de una transmisión sincrónica permitida mediante una reducción mecánica (piñón-corona). Con esto se logra un adecuado balance de cargas.
CONCEPTO E	Se propone mediante un actuador lineal eléctrico quitar la carga aplicada directamente al motor (lo cual ocurría en el concepto B), removiendo la necesidad del uso de rodamientos para neutralizar las cargas. Implementando de esta manera un elemento estándar, fácil de obtener en el mercado.

7.2.3.2 Matriz de Pugh para la segunda ronda: Se evalúan los nuevos conceptos de diseño junto con la propuesta ganadora de la ronda anterior, mediante una matriz de Pugh, buscando obtener el concepto ganador que se adecúe más para cumplir con los objetivos planteados en el proyecto y los requerimientos del usuario. Se tendrá en cuenta la misma representación de signos y respectiva ponderación.

Tras haber evaluado los conceptos D y E en la evaluación de Pugh, se pudo apreciar que la propuesta más acorde con los requerimientos y criterios establecidos corresponde al concepto E, debido a que presenta la mayor cantidad de características positivas (6), habiendo mejorado en un mayor porcentaje las falencias presentadas en la primera evaluación.

La propuesta ganadora se destacó por su diseño conservativo y facilidad de fabricación, ya que la selección del actuador lineal elimina los problemas observados en su iteración anterior, esto gracias a que se trata de un elemento disponible en el mercado y diseñado específicamente para el trabajo que va a desempeñar en el prototipo.

Tabla 9. Matriz de Pugh – Segunda ronda

		PUNTO DE REF.	ALTERNATIVAS	
				
No	Criterios	Concepto B	Concepto D	Concepto E
1	Diseño conservativo		-	+
2	Seguridad		-	N
3	Manufacturabilidad		+	+
4	Ergonomía		N	N
5	Mantenibilidad		+	+
6	Piezas estándar		+	+
7	Bajos costos		+	N
8	Durabilidad		-	+
9	Versatilidad		N	N
10	Estética		N	+
	Total +		4	6
	-		3	0

7.2.4 Despliegue de la función de calidad (Quality Function Deployment): Una vez seleccionado el concepto que mejor se adecua a los requerimientos del cliente y a los objetivos del proyecto, se procede a desplegar la matriz de calidad conocida también como QFD, por sus siglas en inglés “Quality Function Deployment”; esta herramienta permite recoger de forma sistemática y estructurada “la voz del cliente” en el proceso de diseño y desarrollo de productos y servicios. Interrelaciona las demandas o exigencias de los clientes con las características técnicas del prototipo a través de diferentes matrices, permitiendo analizar a la competencia y el descubrimiento de nichos de mercado no explotados.

Se pueden obtener varios beneficios a través de este QFD, tales como una mayor eficiencia, la cual se obtiene reduciendo el tiempo de desarrollo al centrarse en requerimientos de clientes específicos y claramente identificados; su orientación al cliente y diligente búsqueda a satisfacer sus necesidades; y, por último, su enfoque al trabajo en equipo, ya que las decisiones están basadas en el consenso e incluye discusión a fondo y tormenta de ideas.

Para la realización de esta matriz se deben tener en cuenta los requerimientos del cliente y la importancia que se le dan a los mismos, y los requerimientos funcionales (especificados por el diseñador), evaluándolos numérica y/o gráficamente mediante una serie de relaciones (fuerte, medio y débil) y correlaciones (positiva, negativa o ninguna).

El QFD también permite definir unas interacciones entre los requerimientos del especialista, proporcionando unos valores de orientación (maximizar, minimizar o mantener) que indican la dirección para la optimización de estos y el cumplimiento de los objetivos.

Tras analizar los resultados se deduce que las características más importantes, que mejor se relacionan con los requerimientos del cliente son, en orden de importancia: La funcionalidad del prototipo, la manufacturabilidad, la seguridad y la mantenibilidad. También se puede afirmar que el prototipo propuesto tiene mayor

relevancia en aspectos tales como: Precio, el fácil mantenimiento, y la versatilidad en comparación con los diseños ya disponibles en el mercado. Por el contrario, las características con menor relevancia fueron la estética y la portabilidad (que relaciona cuan compacta es la maquina); a pesar de que la estética es importante en el diseño, tiene un menor peso a la hora de diseñar y para el cliente, este aspecto no es tan significativo como la funcionalidad del prototipo.

Finalmente, se concluye que el prototipo propuesto tiene un mayor desempeño y aceptación con respecto a los requerimientos más importantes dados por el cliente y el diseñador, cumpliendo con los objetivos y expectativas del consumidor. Aspectos tales como costos, fácil mantenimiento, tamaño ajustable y versatilidad, sobresalen por encima de las demás características, y tendrán un peso importante durante el proceso de diseño en detalle. Por otro lado, los requerimientos con menor peso como la estética y la portabilidad se deberán fortalecer.

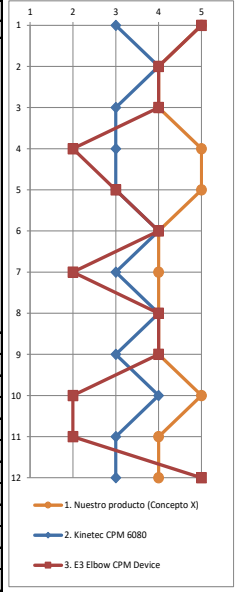
Figura 27. Matriz de calidad QFD

Mejoramiento	
Aumentar	▲
Mantener	◇
Disminuir	▼
Correlaciones	
Positiva	+
Negativa	-
Ninguna	
Relaciones	
Fuerte	9
Medio	4
Débil	1

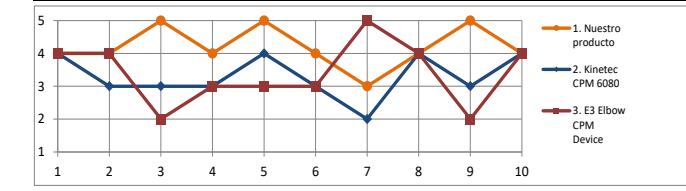
Conformidad	
Muy baja	1
Baja	2
Media	3
Alta	4
Muy alta	5

ITEM	Importancia del Consumidor	Peso relativo	Atributos	Requerimientos	Mejoramiento													
					▲	▲	▲	◇	◇	◇	◇	▲	▼	▲				
1	9	15%	SEGURIDAD		9	9	4	1	1	4	1	9	4	4	0.074	5	3	5
2	9	15%	EFICACIA		9	9	9	1	1	4	1	9	4	1	0.076	4	4	4
3	4	6%	ERGONOMÍA		1	4	4	9	1		9	4	1	1	0.055	4	3	4
4	4	6%	PRECIO ASEQUIBLE				9	1	9	9			9	4	0.066	5	3	2
5	9	15%	FÁCIL MANTENIMIENTO		4	4	9	4	9	9	1	4	9	9	0.1	5	3	3
6	4	6%	CONFIABILIDAD		9	9	4		9	9	1	9	4	9	0.102	4	4	4
7	4	6%	TAMAÑO AJUSTABLE		1		9	9			9	4	1	1	0.055	4	3	2
8	4	6%	DURABILIDAD		9	4	4	1	9	9		9	9	9	0.102	4	4	4
9	1	2%	PORTABILIDAD		1		4	9			9	4	1	1	0.047	4	3	4
10	4	6%	VERSATIBILIDAD		1	4	4	9	4		9	9	1	1	0.068	5	4	2
11	9	15%	FÁCIL OPERACIÓN		1	4		9	9	1	4	9	4	4	0.073	4	3	2
12	1	2%	ESTETICO				4	1		4	9		4	1	0.037	4	3	5
62		1	Totales	ITEM	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10				

Importancia de Diseño (0-2)	Alternativas		
	A	B	C
1. Nuestro producto (Concepto X)	5	3	5
2. Kinetec CPM 6080	4	3	4
3. E3 Elbow CPM Device	4	3	2



Metas	ITEM									
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Factor de seguridad apropiado para el diseño	4.7	5.1	5.5	4.2	5.0	4.4	3.0	6.8	4.7	4.3
Medidas de seguridad mecánicas y de emergencia	10%	11%	12%	9%	10%	9%	6%	14%	10%	9%
Fácil de producir/manufacturar	4	4	5	4	5	4	3	4	5	4
Comodidad tanto para el paciente como para el fisioterapeuta	4	3	3	3	4	3	2	4	3	4
Fácil mantenimiento y piezas reemplazables	4	4	2	3	3	3	5	4	2	4
Pesar fácil de encontrar en el mercado										
Fácil de transportar - Espacio ocupado reducido										
Cumplimiento adecuado de sus objetivos										
Costo de la máquina \$5,000,000.00 - \$8,000,000.00										
Una vida útil de entre 8-10 años										

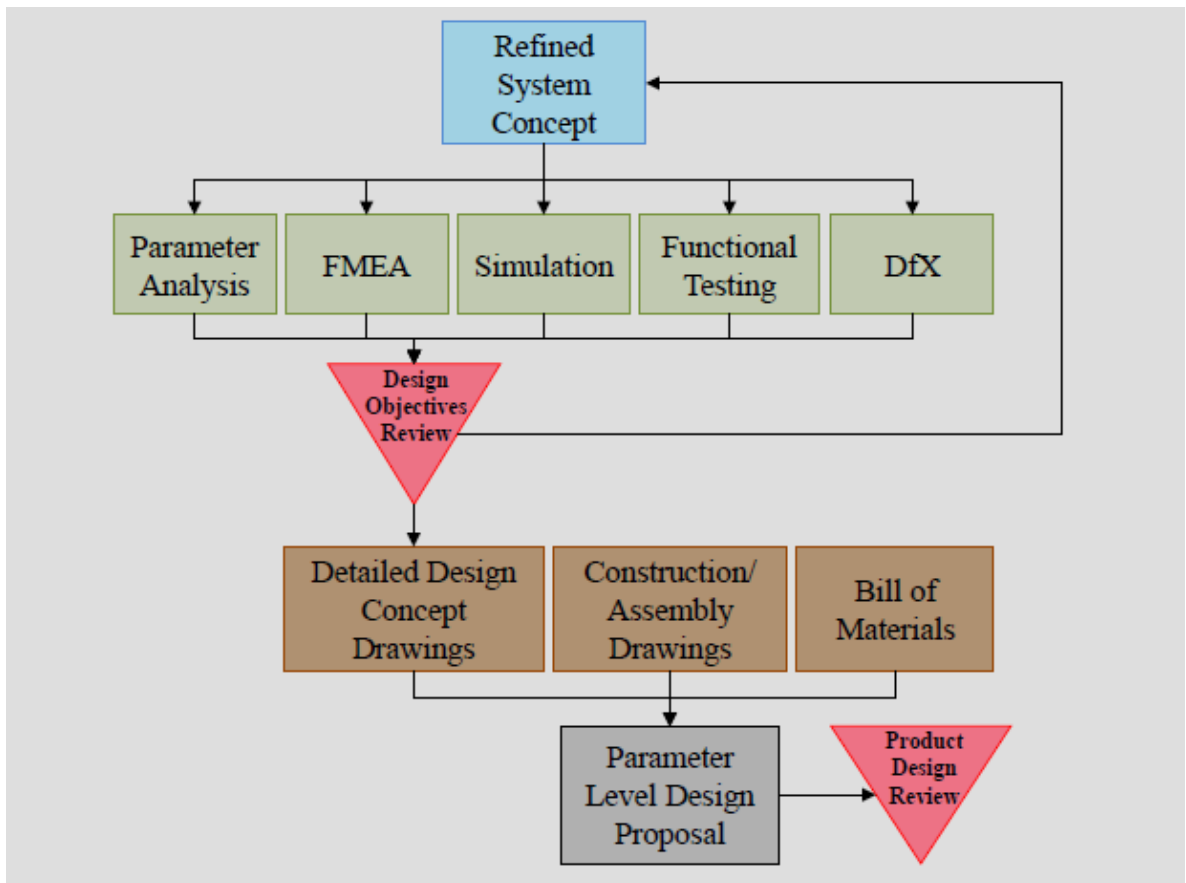


7.3 FASE B

La fase B gira en torno al diseño en detalle, haciendo referencia al análisis y cálculos de diseño, selección de materiales, dimensionamiento de la máquina, elaboración de planos, debido seguimiento y desarrollo de la construcción, respectivo ensamblaje y un análisis de costos, en el respectivo orden.

En esta fase se analizan los parámetros de diseño y se realizan las respectivas pruebas funcionales del prototipo.

Figura 28. Fase B: Diseño de nivel paramétrico



Fuente: NASA ESMD Capstone Design. Por John K. Gershenson, PhD.

7.3.1 Diseño en detalle

7.3.1.1 Selección de materiales: Durante la selección de materiales se tuvieron en cuenta las siguientes consideraciones: La fácil adquisición en el mercado, los costos, buenas condiciones mecánicas, su soldabilidad y su maquinabilidad.

Basados en las características del prototipo y su función, éste se consideró como un dispositivo médico no invasivo, de bajo riesgo debido a que únicamente tienen contacto con piel intacta del paciente. Según el INVIMA⁹⁶, este tipo de dispositivos médicos se clasifica como Clase I, rango I.

Los materiales más utilizados para la fabricación de dispositivos de este tipo son:

- a) Aluminio: Es un metal caracterizado por su ligereza, resistencia a la corrosión, su buena conductividad de electricidad y calor; no es magnético ni tóxico, es resistente, reciclable, impermeable y muy dúctil. Entre sus desventajas, la más destacada es su dificultad para ser soldado, requiriendo de procesos especiales para esto y su costo en comparación al acero.
- b) Acero al carbono: Por su contenido de carbono, estos aceros se utilizan para la fabricación de piezas estructurales o de maquinaria de mediana resistencia con una gran tenacidad. Es fácilmente soldable con soplete o con arco. Un acero al carbono como lo es el acero SAE/AISI 1020 se destaca por su fácil mecanizado, ductilidad, soldabilidad y bajo costo.
- c) Acero Inoxidable: Su principal característica es su alta resistencia a la oxidación, también posee buenas propiedades mecánicas, facilidad de

⁹⁶ MINISTERIO DE SALUD Y PROTECCIÓN SOCIAL – INVIMA. ABC de dispositivos médicos. Bogotá D.C. 2013. p. 13-24

conformado y unión, resistencia a altas temperaturas, entre otras. Entre sus desventajas podemos destacar su alto costo.

El material seleccionado fue el acero al carbono AISI 1020, debido a sus buenas propiedades mecánicas, bajo costo y fácil adquisición. Esta decisión se tomó de acuerdo con la calificación del prototipo, al no tener contacto directo con el paciente no es necesario un material inoxidable, siendo por el contrario una capa protectora de pintura suficiente para evitar la corrosión del prototipo, por esta razón, se decidió aplicar una capa de pintura termostática sobre la superficie metálica.

Tabla 10. Propiedades del acero SAE/AISI 1020 rolado en frío

Physical Properties	Metric	English
Density	7.87 g/cc	0.284 lb/in ³
Mechanical Properties	Metric	English
Hardness, Brinell	121	121
Hardness, Knoop	140	140
Hardness, Rockwell B	68	68
Hardness, Vickers	126	126
Tensile Strength, Ultimate	420 MPa	60900 psi
Tensile Strength, Yield	350 MPa	50800 psi
Elongation at Break	15 %	15 %
Reduction of Area	40 %	40 %
Modulus of Elasticity	186 GPa	27000 ksi
Bulk Modulus	148 GPa	21500 ksi
Poissons Ratio	0.29	0.29
Machinability	65 %	65 %
Shear Modulus	72.0 GPa	10400 ksi

Fuente: MatWeb, LLC – Material Property Data. 1996-2018 [En línea] Disponible en <http://www.matweb.com/search/DataSheet.aspx?MatGUID=10b74ebc27344380ab16b1b69f1cffbb>.

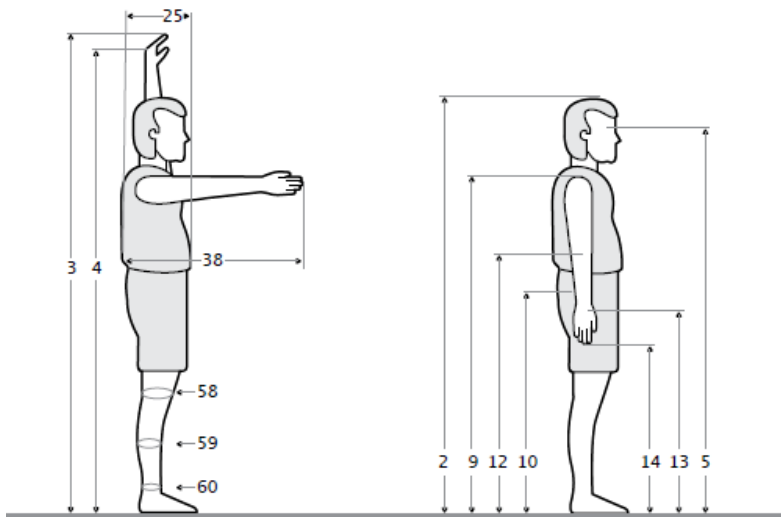
Para los elementos de unión tales como tornillos y tuercas se seleccionó el acero inoxidable.

Determinación de cargas y dimensiones

- **Medidas antropométricas:** El concepto ganador se diseñó bajo unas dimensiones antropométricas de la población laboral colombiana de 20 a 59 años sin distinción de sexo, tomadas del estudio antropométrico “Dimensiones antropométricas de población latinoamericana”⁹⁷ realizado por la Universidad de Guadalajara en el año 2007.

Para este estudio se tuvo una muestra poblacional de 2100 trabajadores colombianos; 1315 hombres y 785 mujeres, de edades entre los 20 y 59 años. Cabe destacar que la población objeto de esta investigación está distribuida a lo largo y ancho del país.

Figura 29. Medidas antropométricas Colombia – En posición de pie.

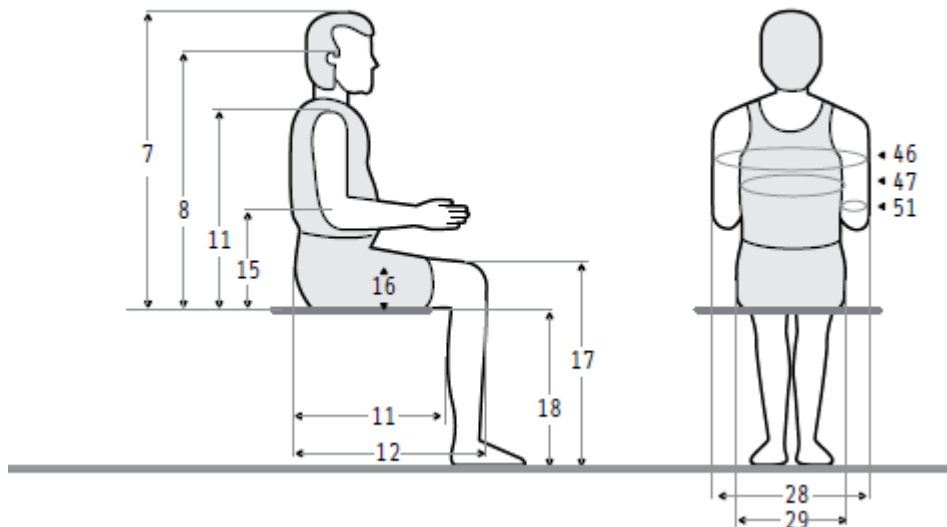


⁹⁷ AVILA CHAURAND, Rosalio; PRADO LEÓN, Lilia R.; GONZÁLEZ MUÑOZ, Elvia Luz. Dimensiones antropométricas de la población latinoamericana. Universidad de Guadalajara, Guadalajara. Segunda edición, 2007. p. 212-215.

Dimensiones		fem. 20 - 59 años (n= 785)					masc. 20 - 59 años (n= 1315)				
				Percentiles					Percentiles		
		\bar{x}	D.E.	5	50	95	\bar{x}	D.E.	5	50	95
1	Masa corporal (Kg)	59.8	9.43	46.7	59.1	76.9	69.8	10.40	53.7	69.1	87.8
2	Estatura (cm)	155.8	5.87	146.7	155.6	166.1	168.8	6.50	158.0	168.6	179.2
3	Alcance vertical máximo	195.2	8.14	182.4	194.8	209.4	213.2	8.89	198.3	213.1	227.8
4	Alcance vertical con asimiento	181.5	7.79	169.5	181.1	195.1	198.3	8.28	184.2	198.3	211.9
5	Altura de los ojos	145.3	5.71	136.5	145.1	155.2	158.0	6.38	147.4	157.9	168.2
9	Altura acromial	127.2	5.19	119.1	127.1	136.1	137.9	5.78	128.2	137.9	147.3
10	Altura cresta iliaca medial	92.5	4.54	85.6	92.3	100.4	100.6	4.87	92.5	100.7	108.5
12	Altura radial	98.1	4.16	91.4	97.8	105.2	106.4	4.64	98.7	106.5	114.3
13	Altura estiloides	75.2	3.41	69.7	75.0	80.8	81.3	3.96	75.0	81.4	87.9
14	Altura dactilea dedo medio	59.3	2.94	54.6	59.3	64.0	63.5	3.47	57.8	63.6	69.2
25	Anchura del tórax	18.6	1.91	15.6	18.5	21.9	20.4	1.90	17.4	20.3	23.8
38	Alcance anterior brazo	65.8	3.18	61.0	65.6	71.5	71.4	3.30	66.3	71.4	76.9
58	Perímetro rodilla media	35.5	2.70	31.5	35.3	40.3	36.5	2.38	32.9	36.4	40.6
59	Perímetro pierna media	34.2	2.64	30.4	34.2	39.1	35.9	2.59	31.7	35.9	40.1
60	Perímetro supramaleolar	20.6	1.39	18.5	20.6	23.1	21.8	1.36	19.7	21.9	24.2

Fuente: AVILA CHAURAND, Rosalio; PRADO LEÓN, Lilia R.; GONZÁLEZ MUÑOZ, Elvia Luz. Dimensiones antropométricas de la población latinoamericana. Universidad de Guadalajara, Guadalajara. Segunda edición, 2007. p. 212

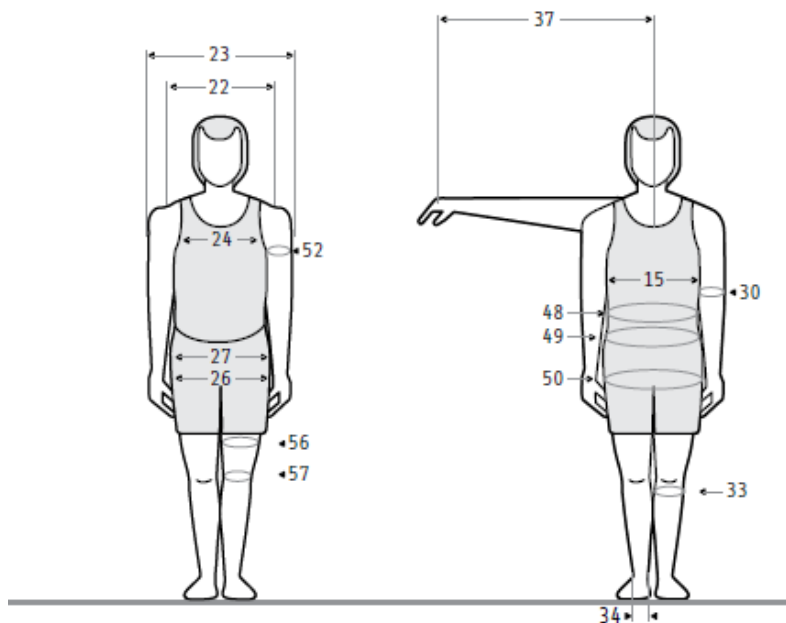
Figura 30. Medidas antropométricas Colombia – En posición sentado.



Dimensiones	fem. 20 - 59 años (n= 785)					masc. 20 - 59 años (n= 1315)					
	\bar{x}	D.E.	Percentiles			\bar{x}	D.E.	Percentiles			
			5	50	95			5	50	95	
6	Altura sentado normal	81.7	3.05	76.8	81.7	86.7	86.0	3.50	80.2	85.9	91.8
7	Altura sentado erguido	83.0	2.80	78.5	83.0	87.7	88.6	3.21	83.5	88.6	94.0
8	Altura de los ojos	72.9	2.80	68.4	72.9	77.4	78.4	3.24	73.2	78.4	83.6
11	Altura acromial	55.0	2.37	51.2	55.2	58.7	58.8	2.74	54.2	58.8	63.2
15	Altura radial	22.9	2.22	19.0	23.1	26.4	23.7	2.46	19.4	23.8	27.7
16	Altura del muslo	14.1	1.30	12.1	14.1	16.5	14.9	1.24	12.9	15.0	17.1
17	Altura de la rodilla	48.4	2.35	44.7	48.5	52.4	52.5	2.56	48.2	52.5	56.6
18	Altura de la fosa poplítea	38.3	2.09	35.1	38.3	41.9	42.3	2.29	38.7	42.4	46.1
28	Anchura codo a codo	41.0	4.64	33.9	40.6	49.4	44.6	4.44	37.7	44.7	52.3
29	Anchura de las caderas	37.3	3.13	32.6	37.3	42.5	34.9	2.58	30.9	34.9	39.2
41	Largura nalga - fosa poplítea	46.1	2.62	42.0	46.1	50.4	46.8	2.44	42.7	46.8	50.8
42	Largura nalga - rodilla	55.0	2.60	51.0	55.0	59.5	56.9	2.57	52.7	57.0	61.3
46	Perímetro bideltoides	104.1	6.94	93.4	103.5	116.0	113.4	6.83	102.5	113.4	124.6
47	Perímetro mesoesternal	88.7	6.33	78.9	88.3	100.0	96.4	6.46	86.2	96.3	107.0
51	Perímetro brazo flexionado	28.0	2.97	23.5	27.7	33.7	31.1	2.58	27.0	31.1	35.5

Fuente: AVILA CHAURAND, Rosalio; PRADO LEÓN, Lilia R.; GONZÁLEZ MUÑOZ, Elvia Luz. Dimensiones antropométricas de la población latinoamericana. Universidad de Guadalajara, Guadalajara. Segunda edición, 2007. p. 213

Figura 31. Medidas antropométricas Colombia – En posición de pie.

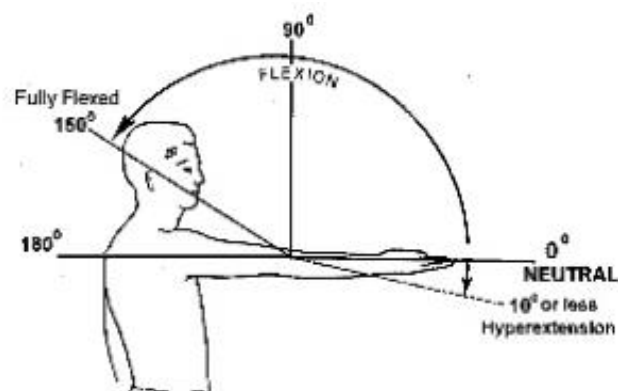


Dimensiones		fem. 20 - 59 años (n= 785)					masc. 20 - 59 años (n= 1315)				
				Percentiles					Percentiles		
		\bar{x}	D.E.	5	50	95	\bar{x}	D.E.	5	50	95
22	Anchura biacromial	35.1	1.76	32.3	35.2	37.9	39.6	2.05	36.3	39.6	43.2
23	Anchura bideltoidea	42.1	2.80	37.6	42.1	47.0	46.2	2.83	41.8	46.1	50.9
24	Anchura transversal tórax	26.5	2.06	23.6	26.3	30.4	29.2	2.47	25.4	29.1	33.6
26	Anchura bicrestal	25.7	2.52	21.7	25.7	30.0	27.9	2.20	24.4	27.8	31.6
27	Anchura bitrocanterea	32.2	2.15	28.8	32.1	36.0	32.1	1.81	29.3	32.1	35.2
30	Anchura del codo	6.0	0.37	5.5	6.0	6.7	6.7	0.35	6.2	6.8	7.4
33	Anchura de la rodilla	9.2	0.64	8.3	9.1	10.4	9.7	0.55	8.8	9.7	10.7
34	Anchura bimalleolar (del tobillo)	6.5	0.32	6.0	6.5	7.1	7.3	0.37	6.8	7.4	8.0
37	Largura lateral brazo	70.1	3.11	65.1	70.1	75.3	77.0	3.44	71.5	76.9	82.8
48	Perímetro de la cintura	76.3	8.95	63.1	75.0	93.4	84.7	8.81	71.3	84.3	99.2
49	Perímetro umbilical	86.1	9.54	71.6	85.4	103.4	88.1	9.20	73.8	87.7	103.7
50	Perímetro gluteal	97.4	7.11	87.0	96.6	110.0	94.8	6.35	84.9	94.5	105.2
52	Perímetro brazo	28.0	3.07	23.4	27.8	33.4	29.6	2.65	25.2	29.6	34.1
53	Perímetro antebrazo	23.5	1.83	20.9	23.4	26.8	26.8	1.77	24.0	26.8	29.8
56	Perímetro muslo superior	56.3	4.95	48.4	56.0	65.3	55.0	4.57	48.0	55.0	62.7
57	Perímetro muslo medio	51.3	4.57	44.5	51.0	60.0	51.9	4.10	45.3	52.0	59.1

AVILA CHAURAND, Rosalio; PRADO LEÓN, Lilia R.; GONZÁLEZ MUÑOZ, Elvia Luz. Dimensiones antropométricas de la población latinoamericana. Universidad de Guadalajara, Guadalajara. Segunda edición, 2007. p. 215

- Parámetros angulares: Para los límites angulares se tuvo en cuenta la amplitud del movimiento activo normal del codo, el cual oscila entre los 0° de extensión y los 140°-150° de flexión, siendo 150° la flexión máxima posible y existiendo también una hiperextensión de hasta -10°, siendo de manera más frecuente en mujeres. Para la realización de la técnica de facilitación neuromuscular propioceptiva “sostener-relajar”, se contempla un rango articular de entre 0° - 8° en extensión a 135°- 145° en flexión.

Figura 32. Rango de movimiento de la articulación del codo



Fuente: American Academy of Orthopedic Surgeons.

- Determinación de cargas máximas para flexión y extensión: Basados en el artículo “Análisis biomecánico estático y coplanar” de la Universidad Politécnica de Valencia realizada en el 2015, existen estudios que determinan las fuerzas musculares máximas en función de las posturas y tipos de movimientos, y, consecuentemente, permiten deducir los momentos máximos en cada caso.

El modelo estático y coplanar (plano sagital) de Chaffin (1969), el cual fue uno de los primeros en desarrollar un modelo biomecánico capaz de predecir el máximo esfuerzo permitido en cada articulación en función del tipo de movimiento (flexión o extensión). Este modelo, haciendo referencia a la limitación del par de fuerza del músculo, establece que debe cumplirse que:⁹⁸

$$-S_j < M_{j/L} < S_j$$

Donde:

-S_j es el momento máximo que puede producirse en la articulación **j** cuando actúan los músculos extensores.

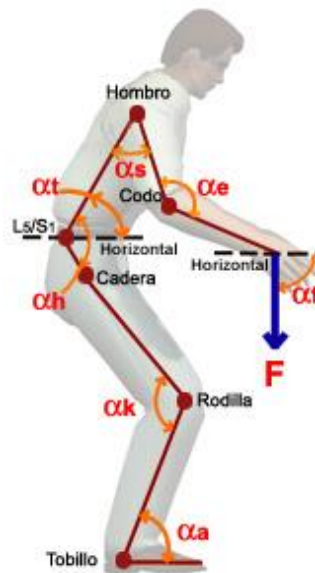
S_j es el momento máximo que puede producirse en la articulación **j** cuando actúan los músculos flectores.

M_{j/L} es el momento que actúa en cada articulación **j** debido a la carga externa **L** sostenida y al peso de los segmentos corporales que sostiene dicha articulación **j**.

⁹⁸ Diego-Mas, José Antonio. Análisis biomecánico estático y coplanar. Ergonautas, Universidad Politécnica de Valencia, 2015. [En línea] Disponible en : <https://www.ergonautas.upv.es/metodos/biomecanica/biomecanica-ayuda.php>

Chaffin (1999) propone los siguientes cálculos para hallar S_j y $-S_j$, en donde se utilizan datos obtenidos por Stobbe (1982), extraídos de trabajadores de la industria sin distinción de sexo, para ajustar los valores de la media previstos y estimar un coeficiente de variación alrededor de la misma.

Figura 33. Medición de ángulos entre segmentos



Fuente: Diego-Mas, José Antonio. Análisis biomecánico estático y coplanar [En línea] Disponible en : <https://www.ergonautas.upv.es/metodos/biomecanica/biomecanica-ayuda.php>

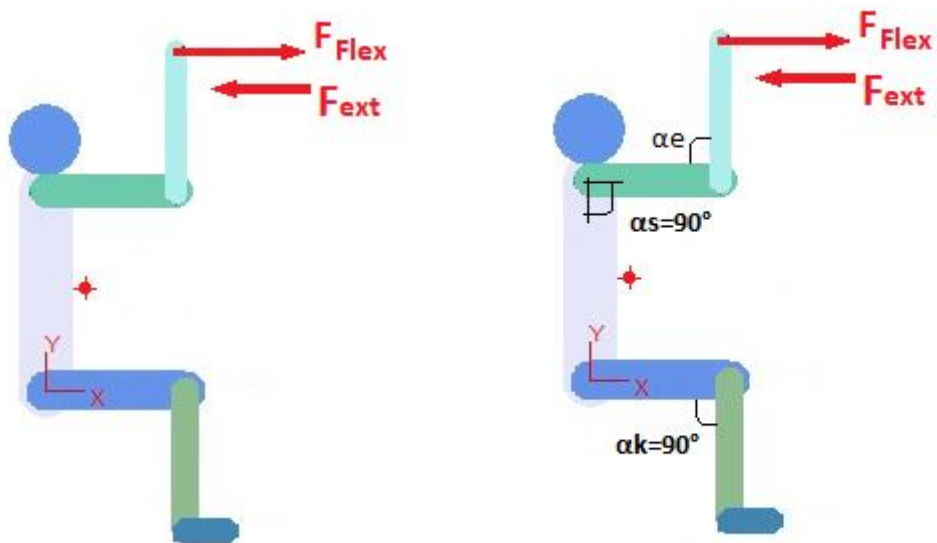
Tabla 11. Predicción del momento medio máximo por articulación

Esfuerzo	Articulación Primaria y Adyacente	Sj* (Nm)	G (Ajuste por sexo)		Coeficiente de variación	
			Hombre	Mujer	Hombre	Mujer
Flexión de codo	Codo/Hombro	$S_e = [336.29 + 1.544\alpha_e - 0.0085\alpha_e^2 - 0.5\alpha_s][G]$	0.1924	0.1011	0.2458	0.2629
Extensión de codo	Codo/Hombro	$-S_e = [264.153 - 0.575\alpha_e - 0.425\alpha_s][G]$	0.2126	0.1153	0.2013	0.3227
Flexión de hombro	Hombro/Codo	$S_h = [227.338 + 0.525\alpha_e - 0.296\alpha_s][G]$	0.3017	0.1488	0.2311	0.2634
Extensión de hombro	Hombro	$-S_h = [204.562 - 0.099\alpha_s][G]$	0.4957	0.2485	0.3132	0.3820

Fuente: Chaffin, D.B., Anderson, G.B.J. Y Bernard, J.M. Occupational Biomechanics (3ª Edición). John Wiley & Sons. Toronto. 1999.

Para nuestro caso, las variables de cálculo son:

Figura 34. Posición del paciente



$\alpha_s = 90^\circ$ (Angulo comprendido entre el brazo y el tronco)

α_e = Es un ángulo variable entre el ante brazo y el brazo, con límites entre 8° en extensión y 135° en flexión.

Durante el procedimiento de cálculo, el valor obtenido de Se será la media de la distribución normal. Para estimar la desviación estándar SD , se multiplica el coeficiente de variación (últimas dos columnas de la tabla 11) por Se (hay que tener en cuenta que $\pm 1 SD = 68\%$ de la población, $\pm 2 SD = 95 \%$, y $\pm 3 SD = 99.7\%$, suponiendo una distribución normal de los datos).

Para calcular la desviación estándar en la flexión del codo, se tiene que:

$$SD_{F_hombre} = 0.2458 * Se_{Flexion}$$

$$SD_{F_mujer} = 0.2629 * Se_{Flexion}$$

Siendo,

$$Se_{Flexion} = [336.29 + 1.544 * \alpha_e - 0.0085 * \alpha_e^2 - 0.5 * \alpha_s] * [G]$$

G: Ajuste por sexo

Del mismo modo, para calcular la desviación estándar en la extensión del codo, se tiene que:

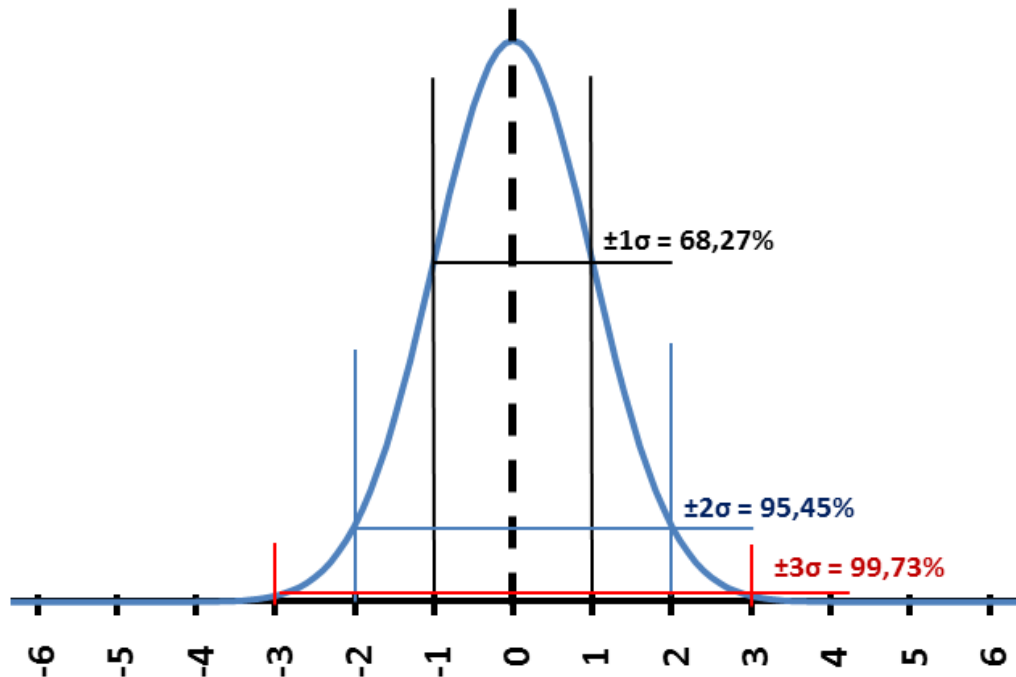
$$SD_{E_hombre} = 0.2013 * Se_{ext}$$

$$SD_{E_mujer} = 0.3227 * Se_{ext}$$

Siendo,

$$Se_{ext} = [264.153 + 0.575 * \alpha_e - 0.425 * \alpha_s] * [G]$$

Figura 35. Variación estándar



Ya que se desea que el dispositivo sea apto para la mayoría de la población contemplada, se toman 3 desviaciones estándar para tener una confiabilidad del 99.73%.

Hay que tener en cuenta que el valor calculado es el máximo recomendable para posturas y esfuerzos puntuales de corta duración. Este valor debe ser disminuido si los esfuerzos son realizados durante tiempos prolongados o con frecuencia, por lo tanto, los límites recomendados dependerán de la duración de la acción y de su repetitividad. La tabla a continuación muestra el porcentaje de la carga máxima soportable que no es recomendable sobrepasar en función de la repetitividad y la duración.

Tabla 12. Porcentaje de la carga máxima recomendable en función de la repetitividad y la duración.

Repetitividad	Duración	
	<= 1 hora	> 1 hora
Esfuerzo estático	5%	2%
Esfuerzos que se repiten cíclicamente más de una vez cada 5 minutos	14%	10%
Esfuerzos con una frecuencia inferior a una vez cada 5 minutos	70%	50%

Fuente: Diego-Mas, José Antonio. Análisis biomecánico estático y coplanar [En línea] Disponible en : <https://www.ergonautas.upv.es/metodos/biomecanica/biomecanica-ayuda.php>

Para el caso de la terapia FNP “sostener-relajar” se considera una duración total del ejercicio, menor o igual a una hora y una repetibilidad cíclica de más de una vez cada cinco minutos, por lo tanto, la carga permisible que ejercerá el paciente será un 14% del momento máximo Se , por la distancia de la articulación del codo a la muñeca.

De acuerdo a lo anteriormente planteado, se determina que la ecuación para hallar el momento máximo a flexión del codo al que pueda encontrarse expuesta la máquina es:

$$Se_{Flexión_{Máx}} = (Se_{Flexión} + 3 * SD_{F_{hombre}}) * 0.14$$

Y para extensión:

$$Se_{Ext_{Máx}} = (Se_{ext} + 3 * SD_{E_{hombre}}) * 0.14$$

7.3.1.3 Modelo para realización de pruebas dimensionales: Con el fin de realizar una comprobación, de las dimensiones del prototipo y las relaciones de movimiento entre el actuador y el brazo, se realizó un modelo en madera para asegurar el correcto funcionamiento del diseño propuesto y también asegurar la prevención del contacto entre el actuador y el codo.

Figura 36. Modelo en madera que simula las dimensiones del prototipo.



Este modelo se probó en cuatro sujetos de prueba, dos mujeres y dos hombres, de diferentes edades y medidas antropométricas. Dando un resultado positivo en cada muestra, debido a que se corroboró la relación dinámica del mecanismo y el ajuste dimensional.

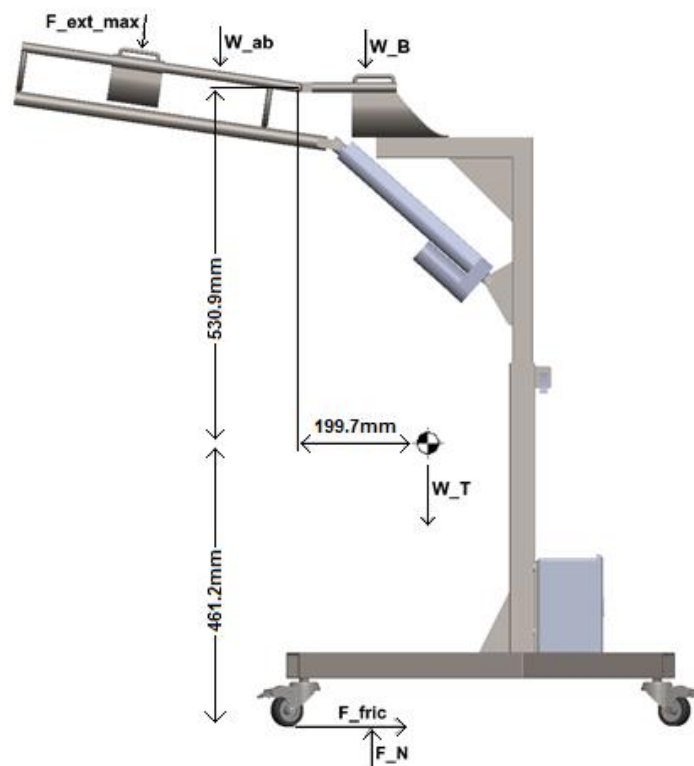
7.3.2 Cálculos estructurales:

Para el análisis estructural de la máquina, se aplica un cálculo de volcamiento, de deformación, y de resistencia del motor.

7.3.2.1 Cálculo de volcamiento: Para verificar el volcamiento de la máquina, se asume la posición de la máquina con mayor distribución de masa por fuera del punto de apoyo, es decir, cuando se encuentra a la máxima extensión. Para obtener el valor más crítico, se calcula la fuerza máxima que se ejercerá para un ejercicio de extensión. Debido a la simetría de la máquina, se puede simplificar a un modelo bidimensional.

Por medio de software CAD, se calcula el peso total y se ubica el centro de gravedad del conjunto completo de la máquina. Se asume un paciente con medidas dentro de la media, para completar el diagrama de cuerpo libre que se muestra en la siguiente imagen (Figura 35).

Figura 37. DCL para cálculos de volcamiento.



Los valores para tomar en cuenta en los cálculos son los siguientes:

$F_{ext_{max}}$ = Fuerza de extensión máxima

Se_{ext} = Momento de extensión máximo

W_{Cuerpo} = Peso corporal del paciente

W_{ab} = Peso del antebrazo

W_B = Peso del brazo

L_{ab} = Longitud del antebrazo

L_B = Longitud del brazo

W_T = Peso total de la máquina

F_{fric} = Fuerza de fricción con el piso

F_N = Resultante de la fuerza normal del piso

θ = ángulo de flexión del brazo

X_{cg} = Distancia de la fuerza normal al centro de gravedad

El objetivo es hallar un valor de X_{cg} que no sobrepase la distancia del centro de gravedad a los apoyos del prototipo.

Para determinar la fuerza a extensión máxima, se recurre a las ecuaciones descritas por Chaffin (1999) para la predicción del momento máximo por articulación (tabla 11).

Para hallar el valor más crítico de la fuerza máxima de extensión, se asume un paciente hombre ($G = 0.2126$), con fuerza de 3 sigma por encima de la media ($SD_{E_{hombre}} = 0.2013 * Se_{ext}$). Asimismo, se debe multiplicar el momento máximo por el factor de duración y repetibilidad del ejercicio.

Debido a que el ejercicio dura menos de una hora, y se repite la carga cíclicamente más de una vez cada 5 minutos, se determina que el valor del momento máximo será un 14% del máximo teórico.

$$S_{Ext\ Máx} = [(264.153 + 0.575 * \alpha_e - 0.425 * \alpha_s) * (0.2126)] * (1 + 3 * 0.2013) * 0.14$$

Se asume que la fuerza realizada en el ejercicio está siendo aplicada en la articulación de la muñeca, es decir, al final del antebrazo, es decir que la fuerza producida por el momento en el codo equivaldrá a:

$$F_{Ext\ Máx} = \frac{S_{Ext\ Máx}}{L_{ab}}$$

Para calcular el valor del peso de las secciones del brazo y sus centros de gravedad, se recurre a los parámetros inerciales determinados por Dempster (1955) y Clauser(1969).

Tabla 13. Parámetros inerciales determinados por Dempster y Clauser.

SEGMENTO	MASA	CG
Cabeza y cuello	7.3%	46.40%
Tronco	50.7%	38.03%
Brazo	2.6%	51.30%
Antebrazo	1.6%	38.96%
Mano	0.7%	82.00%
Muslo	10.3%	37.19%
Pantorrilla	4.3%	37.05%
Pie	1.5%	44.90%

Fuente: Diego-Mas, Jose Antonio. Análisis biomecánico estático coplanar. Ergonautas, Universidad Politécnica de Valencia, 2015. [En línea] Disponible en: <https://www.ergonautas.upv.es/metodos/biomecanica/biomecanica-ayuda.php>

Para el peso del brazo y antebrazo, tenemos que:

$$W_B = W_{Cuerpo} * 0.026 \text{ [N]}$$

$$W_{ab} = W_{Cuerpo} * 0.016 \text{ [N]}$$

Para la distancia del eje del codo al centro de gravedad del brazo y antebrazo:

$$CG_B = L_B * (1 - 0.5130) \text{ [mm]}$$

$$CG_{ab} = L_{ab} * (0.3896) \text{ [mm]}$$

A partir del DCL se sacan las ecuaciones de sumatoria de fuerzas en X y Y, y momentos en Z:

$$\Sigma F_x = 0 = F_{fric} - F_{Ext Máx} * \cos(90 - \theta) \text{ [N]}$$

$$\Sigma F_y = 0 = F_N - W_T - W_B - W_{ab} - F_{Ext Máx} * \sin(90 - \theta) \text{ [N]}$$

$$\Sigma M_z = 0$$

$$\Sigma M_z = N * X_{CG} - W_B * (0.1997 - CG_B) - W_{ab} * (0.1997 + CG_{ab} * \cos(\theta)) - F_{fric} * (0.461) - F_{Ext Máx} * [(\sin(90 - \theta) * 0.1997 + L_{ab} * \cos(\theta)) + (\cos(90 - \theta) * 0.5309 + L_{ab} * \sin(\theta))]$$

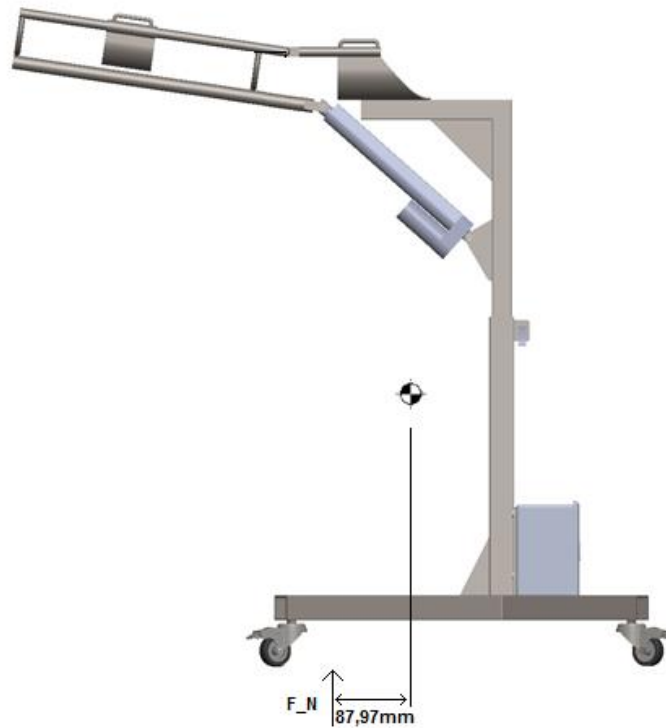
Para los cálculos se asume una persona con masa corporal de 80 Kg, brazos de longitud 31 cm, y antebrazos de longitud 25 cm, que corresponden a valores de medidas anatómicas dentro del promedio.

Al resolver el sistema de ecuaciones para la posición de mayor extensión de la máquina, se obtienen los siguientes resultados:

$$M_{ext_{max}} = 6,07 \text{ [N * m]} \quad F_{ext_{max}} = 2,47 \text{ [Kgf]} \quad X_{CG} = 87,97 \text{ [mm]}$$

El resultado indica que la resultante de la fuerza normal queda por dentro del área de apoyo de la base del prototipo, por lo tanto, no volcará.

Figura 38. Resultado Cálculos de Volcamiento.



7.3.2.2 Cálculos de deformación del prototipo: Conociendo las propiedades del material seleccionado (AISI 1020), se procede a realizar los cálculos de deformación utilizando el complemento CAE de SolidWorks.

Tabla 14. Propiedades del material AISI 1020

Propiedades del material AISI 1020	
Esfuerzo de deformación plástica	3.51571×10^8 [N/m ²]
Esfuerzo último a la tracción	4.20507×10^8 [N/m ²]
Módulo de elasticidad	2×10^{11} [N/m ²]
Módulo de Poisson	0.29
Densidad	7900 [kg/m ³]
Módulo cortante	7.7×10^{10} [N/m ²]

Coeficiente de expansión térmica	$1.5 \times 10^{-5} [K]$
----------------------------------	--------------------------

Para la realización de los cálculos se dispone el prototipo en su posición de mayor extensión, de manera que la fuerza esté a la mayor distancia del empotramiento de la base, con su fuerza de extensión correspondiente.

Se asume un paciente hombre, tres desviaciones estándar por encima de la fuerza media, con una medida de antebrazo de 25 cm.

Fuerza de extensión máxima

$$M_{Ext} = [264,153 - 0,575 \cdot \alpha_e - 0,425 \cdot \alpha_s] \cdot G_{Ext}$$

$$\alpha_e = 180 - \theta$$

$$\alpha_s = 90$$

$$G_{Ext} = 0,2126$$

$$M_{Ext;max} = (M_{Ext} + 3 \cdot SD_{Ext}) \cdot 0,14$$

$$SD_{Ext} = M_{Ext} \cdot 0,2013$$

$$F_{Ext;max} = \frac{M_{Ext;max}}{L_{ab}}$$

$$F_{Ext;max;Kg} = F_{Ext;max} \cdot \left| 0,1019 \cdot \frac{kgf}{N} \right|$$

$$L_{ab} = 0,25$$

$$\theta = 8,5$$

$$F_{Ext;max} = 24,31 [N]$$

Para la realización de los cálculos se consideró el plano inferior de la base del prototipo como superficie geométrica fija, es decir se consideró como un empotramiento y se dispuso una carga de extensión equivalente al valor en función a la inclinación del brazo.

Figura 39. DCL Cálculo de deflexión

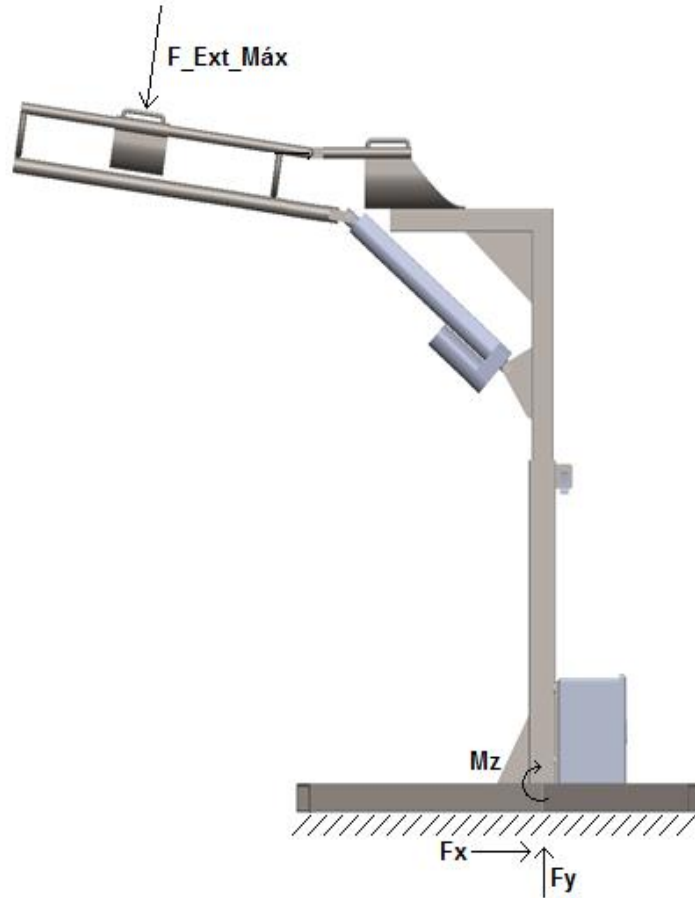
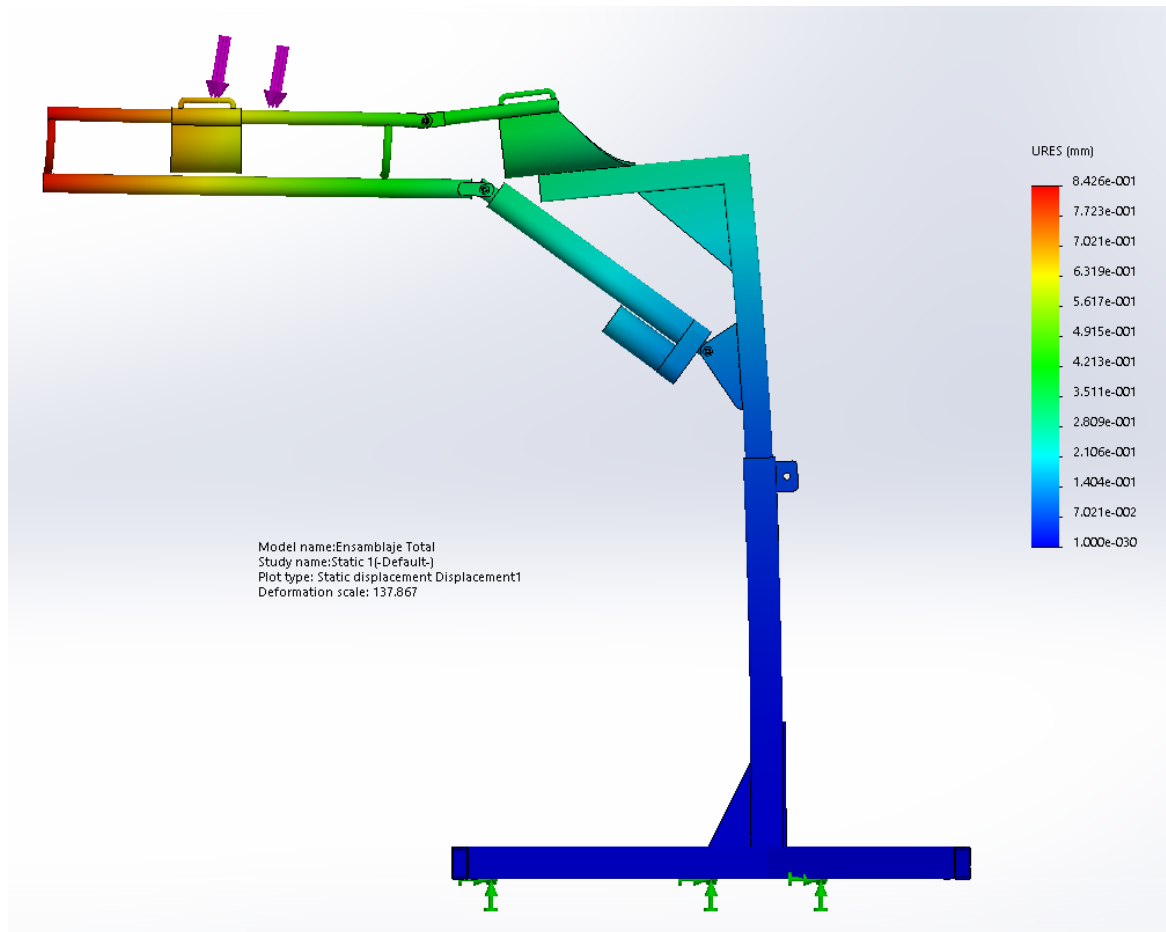


Figura 40. Simulación de deflexión del prototipo en SolidWorks

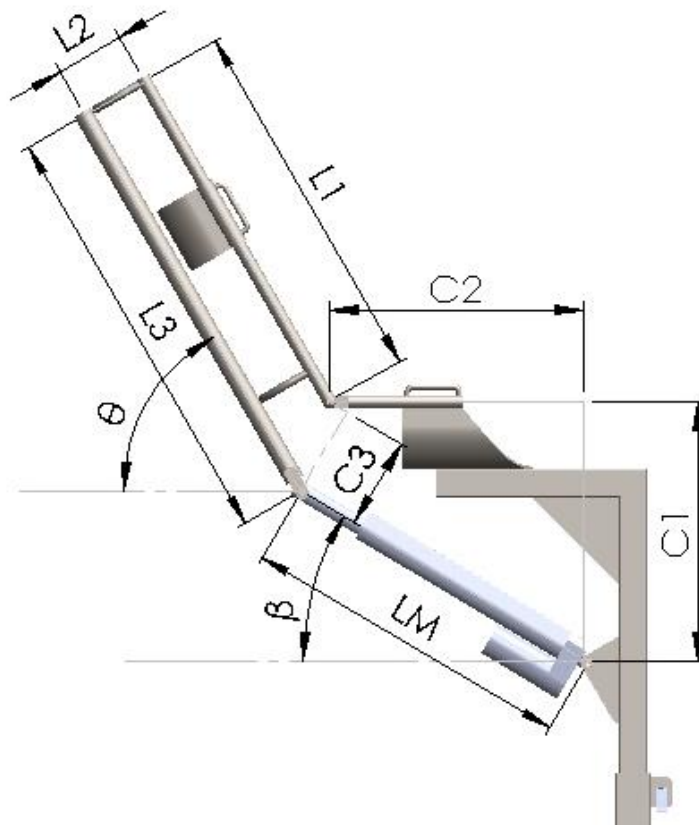


De acuerdo con los resultados obtenidos, el desplazamiento por deflexión máxima del mecanismo será de 8.426×10^{-1} [mm], por lo que se concluye que no fallará por deformación, ya que este valor se considera insignificante para las funciones que efectúa el prototipo.

7.3.2.3 Cálculos de resistencia del actuador: Se hace uso del software ingenieril EES para establecer los valores máximos de fuerza ejercidos tanto en flexión como en extensión, y determinar las cargas máximas a las que estará expuesto el actuador lineal en ambos ejercicios.

Primero que todo, se relacionan las distancias e inclinaciones de la máquina en función a la longitud del actuador, de acuerdo con el siguiente diagrama.

Figura 41. Lazo vectorial del mecanismo



Dimensiones

$$L_1 = 0,42706$$

$$L_2 = 0,08$$

$$L_3 = 0,5$$

$$C_1 = 0,301$$

$$C_2 = 0,2982$$

$$L_A = L_M - 0,104 - 0,214$$

$$L_1 \cdot \cos(\theta) + L_2 \cdot \sin(\theta) + C_2 = L_3 \cdot \cos(\theta) + L_M \cdot \cos(\beta)$$

$$C_1 + L_1 \cdot \sin(\theta) = L_2 \cdot \cos(\theta) + L_3 \cdot \sin(\theta) + L_M \cdot \sin(\beta)$$

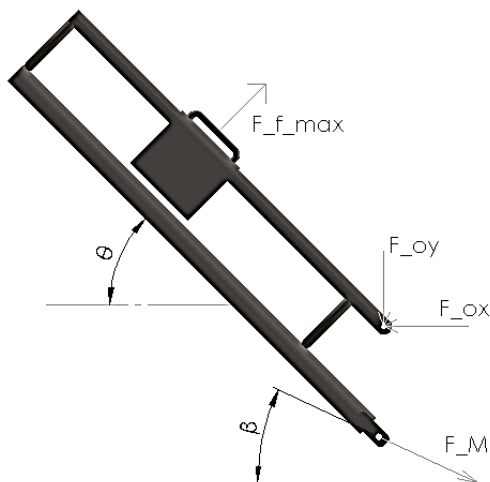
$$C_1 = C_4 \cdot \sin(\beta) + C_3 \cdot \sin(90 - \beta) + L_M \cdot \sin(\beta)$$

$$C_2 + C_3 \cdot \cos(90 - \beta) = C_4 \cdot \cos(\beta) + L_M \cdot \cos(\beta)$$

Ya teniendo relacionadas la longitud del actuador (L_A), su inclinación (β), y su brazo de momento respecto al codo (C_3) con el ángulo de inclinación del brazo (θ), se procede a realizar el DCL del apoyo del antebrazo para hallar la fuerza que resistirá el actuador. Para hallar las fuerzas máximas a flexión y extensión se hace uso de las fórmulas encontradas en la tabla 11.

- Cálculos a flexión

Figura 42. DCL del apoyo del antebrazo



Para los cálculos de la fuerza máxima se asume la longitud de antebrazo que se ha estado manejando para los anteriores cálculos, de 25 cm, y por su simetría, se simplifica el modelo como uno bidimensional.

Fuerza de flexión máxima

$$M_F = (336,29 + 1,544 \cdot \alpha_e - 0,0085 \cdot \alpha_e^2 - 0,5 \cdot \alpha_s) \cdot G_F$$

$$\alpha_e = 180 - \theta$$

$$\alpha_s = 90$$

$$G_F = 0,1924$$

$$M_{F,max} = (M_F + 3 \cdot SD_F) \cdot 0,14$$

$$SD_F = M_F \cdot 0,2458$$

$$F_{F,max} = \frac{M_{F,max}}{L_{ab}}$$

$$F_{F,max;Kg} = F_{F,max} \cdot \left| 0,1019 \cdot \frac{\text{kgf}}{\text{N}} \right|$$

$$L_{ab} = 0,25$$

Se hace sumatoria de fuerzas en x e y, y de momentos en z

Suma de fuerzas en x

$$F_{F,max} \cdot \cos(90 - \theta) + F_M \cdot \cos(\beta) = F_{o;x}$$

Suma de fuerzas en y

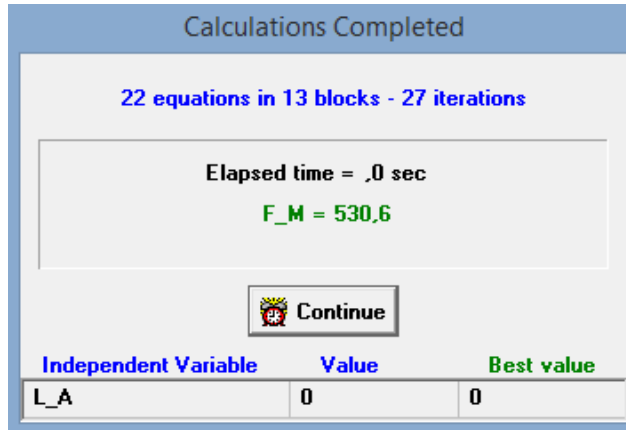
$$F_{F,max} \cdot \sin(90 - \theta) = F_M \cdot \sin(\beta) + F_{o;y}$$

Suma de momentos en z

$$M_{F,max} = F_M \cdot C_3$$

Se maximiza el valor de la fuerza del actuador, y se obtiene el siguiente resultado:

Figura 43. Resultados de fuerza máxima del actuador a flexión



Se halla que la fuerza máxima que soportará el actuador durante los ejercicios a flexión será de 530,6 N a tensión que, de acuerdo con la resistencia máxima a tensión de 1200 N, nos da un factor de seguridad de:

$$N_s = \frac{1200 [N]}{530,6 [N]} = 2,26$$

- Cálculos a extensión

Para el cálculo de la resistencia durante el ejercicio a extensión se usan las mismas condiciones que a flexión, sin embargo, cambia la dirección y la magnitud de la fuerza aplicada por el paciente, así como la dirección de la fuerza del actuador.

Fuerza de extensión máxima

$$M_{Ext} = (264,153 - 0,575 \cdot \alpha_e - 0,425 \cdot \alpha_s) \cdot G_{Ext}$$

$$\alpha_e = 180 - \theta$$

$$\alpha_s = 90$$

$$G_{Ext} = 0,2126$$

$$M_{Ext,max} = (M_{Ext} + 3 \cdot SD_{Ext}) \cdot 0,14$$

$$SD_{Ext} = M_{Ext} \cdot 0,2013$$

$$F_{Ext,max} = \frac{M_{Ext,max}}{L_{ab}}$$

$$F_{Ext,max;Kg} = F_{Ext,max} \cdot \left| 0,1019 \cdot \frac{kgf}{N} \right|$$

$$L_{ab} = 0,25$$

Suma de fuerzas en x

$$F_{Ext,max} \cdot \mathbf{cos} (90 - \theta) + F_M \cdot \mathbf{cos} (\beta) = F_{o;x}$$

Suma de fuerzas en y

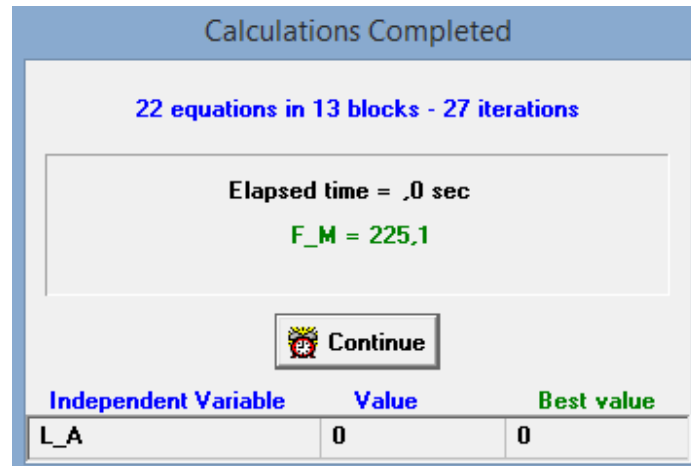
$$F_{Ext,max} \cdot \mathbf{sin} (90 - \theta) = F_M \cdot \mathbf{sin} (\beta) + F_{o;y}$$

Suma de momentos en z

$$M_{Ext,max} = F_M \cdot C_3$$

De igual forma que con el ejercicio a flexión, se maximiza el valor de la fuerza del actuador, de lo que se obtiene:

Figura 44. Resultados de fuerza máxima del actuador a extensión



Se halla que la fuerza máxima que soportará el actuador durante los ejercicios a flexión será de 225,1 N a tensión que, de acuerdo con la resistencia máxima a tensión de 1500 N, nos da un factor de seguridad de:

$$N_s = \frac{1500 [N]}{225,1 [N]} = 6,66$$

A partir de estos cálculos se concluye que el motor es capaz de resistir cualquier carga a la que será expuesto durante su servicio.

7.3.2 Proceso de construcción del prototipo: Para el proceso de construcción de la máquina se emplearon procesos de manufactura asequibles y sencillos tales como: Torneado, taladrado, doblado, fresado, soldadura, y un acabado con pintura electroestática. También se realizó un tapizado de los soportes del brazo y antebrazo, empleando espuma de poliuretano expandida y un recubrimiento de material sintético; para el soporte del potenciómetro se realizó una impresión 3D con material plástico PLA.

Figura 45. Prototipo final.



7.3.2.1 Base: Se denominó base al apoyo estructural que da equilibrio al prototipo y está en contacto a través de rodachinas con el suelo. Esta base se fabricó con perfiles estructurales cuadrados de 40x40 mm y espesor 3 mm, de acero estructural (AISI 1020). Las piezas cortadas a las medidas especificadas se unieron mediante soldadura siguiendo los planos de detalle, también se añadieron por el mismo método soportes de idéntico material y calibre 10 para fortalecer la estructura y para ensamblar la caja de paso (Pieza estándar de aluminio laminado y medidas 15x15x10 cm).

Figura 46. Base.



Se realizó un corte en el extremo superior de la base y se soldaron un par de aletas con sus respectivos agujeros, hechos por taladrado, para el ajuste de altura, el cual se logró con una aguja de bloqueo con tuerca, misma utilizada para los asientos de bicicletas. En la cara de contacto con el suelo se perforaron cuatro agujeros, de diámetro $\varnothing 8$ mm mediante taladrado para el ensamblaje de las rodachinas, de referencia 2" PG 17 E 3/8 con freno.

7.3.2.2 Apoyo del brazo: Se designó como apoyo del brazo, al subensamblaje entre el cuerpo del prototipo, la placa para el apoyo del brazo y las barras que serían la conexión entre el brazo y el antebrazo. Cada componente fue soldado entre sí, respectivamente como el plano de detalle lo especifica.

Figura 47. Apoyo del brazo.



El cuerpo de la máquina está conformado por un perfil estructural cuadrado de acero al carbono (AISI 1020), dimensiones 32x32 mm y espesor 3 mm; dispuesto en forma de “L” y unido mediante soldadura. Con la misma técnica y usando una placa del mismo material (calibre 10), se añadió un apoyo triangular para fortalecer la estructura y un par de aletas con su respectiva perforación para el posterior ensamblaje del actuador lineal.

La placa para el apoyo del brazo está hecha mediante el doblado de una lámina de acero estructural calibre 10, la cual fue cortada de acuerdo con la forma especificada en el plano.

Las barras para el brazo están fabricadas mediante una barra circular solida de diámetro $\varnothing 1/8$ de pulgada y de acero, mecanizada en torno; posteriormente se le realizó una ranura mediante fresado en el extremo que estará unido a las barras del antebrazo y su respectiva perforación mediante un taladrado. Adicionalmente se le añadió una barra metálica de diámetro $\varnothing 6$ mm en el extremo contrario, las cuales servirían de apoyo para las correas que ajustan al brazo.

7.3.2.3 Apoyo para el antebrazo: Se refiere al subensamblaje compuesto por un par de barras coplanares y paralelas que se conectan con las barras del brazo mediante tornillos con tuercas para permitir la rotación y, que contienen a la corredera que sirve de apoyo para en antebrazo. Este subensamblaje asimismo consta de un tubo que une el actuador con el resto del sistema, y está unido mediante soldadura a un par de barras dobladas en “U”, las cuales también se encuentran soldadas a las barras del antebrazo.

Figura 48. Apoyo para el antebrazo.



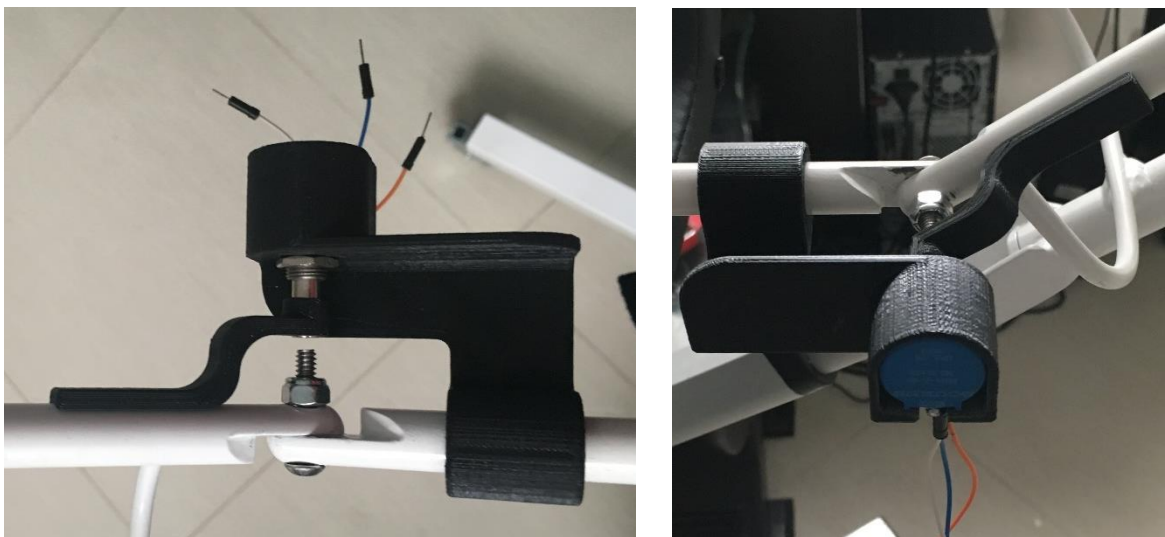
Las barras para el antebrazo constan de un par de barras circulares solidas de diámetro $\text{Ø}1/8$ de pulgada y de material AISI 1020, mecanizadas en torno; al igual que con las barras para el brazo, se les realizó una ranura mediante fresado en el extremo que conecta al brazo y su respectiva perforación mediante un taladrado.

Con el fin de dar apoyo al antebrazo se construyó una corredera, mediante una lámina de acero estructural calibre 10, la cual fue doblada y soldada a dos tubos de diámetro $\text{Ø} 1/8$ de pulgada, para de esta manera poder ensamblarla a las barras del antebrazo y así cumplir con su función de corredera. Adicionalmente, se le soldó de forma simétrica un par de barras metálicas, una a cada lado, de diámetro $\text{Ø}6$ mm, las cuales sirven de apoyo para las correas que ajustan al antebrazo.

El tubo de conexión con el actuador se trata de un tubo de acero al carbono hueco de calibre 10, al cual se encuentran soldadas dos aletas con sus respectivas perforaciones para el ensamblaje con el actuador lineal.

7.3.2.4 Apoyo potenciómetro: Se diseño un acople para el potenciómetro, mediante la herramienta SolidWorks, el cual debía ser ensamblado en el prototipo y ubicado colineal con el eje de giro del codo. Para esta pieza se utilizó impresión 3D en material plástico PLA.

Figura 49. Apoyo potenciómetro





7.3.2.5 Tapizado de brazo y antebrazo: Para la elaboración del tapizado del apoyo del brazo y del antebrazo, se utilizó espuma de poliuretano expandida, la cual se mezcló para posteriormente ser moldeada con la forma correspondiente a las placas de los apoyos. Tras finalizar el proceso de moldeo, se realizó un forro de material sintético.

Figura 50. Proceso de moldeo finalizado.



Para acoplar la espuma forrada y la máquina y darle mayor estabilidad al tapizado, se utilizó velcro, el cual fue unido a la maquina mediante pegamento y cocido al forro de sintético

Figura 51. Tapizado finalizado





7.3.3 Ensamblaje general: Una vez construidas y obtenidas todas las piezas necesarias para el diseño final del prototipo se procede a ensamblar. Se incluye también el ensamblaje del sistema de control (sensores, cables, botón de emergencia, botón de encendido y potenciómetro). El Arduino y su respectivo montaje se ubica dentro de la caja de paso, para mantener la estética y el orden del prototipo.

El primer paso es encajar la base con el cuerpo de la máquina, se incrusta el soporte del potenciómetro en una de las barras para el brazo (se decidió por el lado derecho de la máquina para evitar interferencia con los cables de los sensores, que están en la parte izquierda), posteriormente con ayuda de tornillos y tuercas se ensambla el actuador lineal con el apoyo del antebrazo y el anterior con el apoyo del brazo, uniéndose entre sí toda la estructura.

Por otro lado, se introducen los sensores de fuerza FSR, uno en el forro del antebrazo y otro en la correa de este. Una vez hecho esto, se procede a encajar el tapizado a la máquina.

Figura 52. Ensamblaje general.



7.3.4 Primera prueba funcional: Una vez construido el prototipo inicial se procedió a la realización de pruebas. Esta primera etapa de pruebas se efectuó sin la interfaz gráfica ni el sistema de control, centrándose únicamente en el funcionamiento mecánico del prototipo.

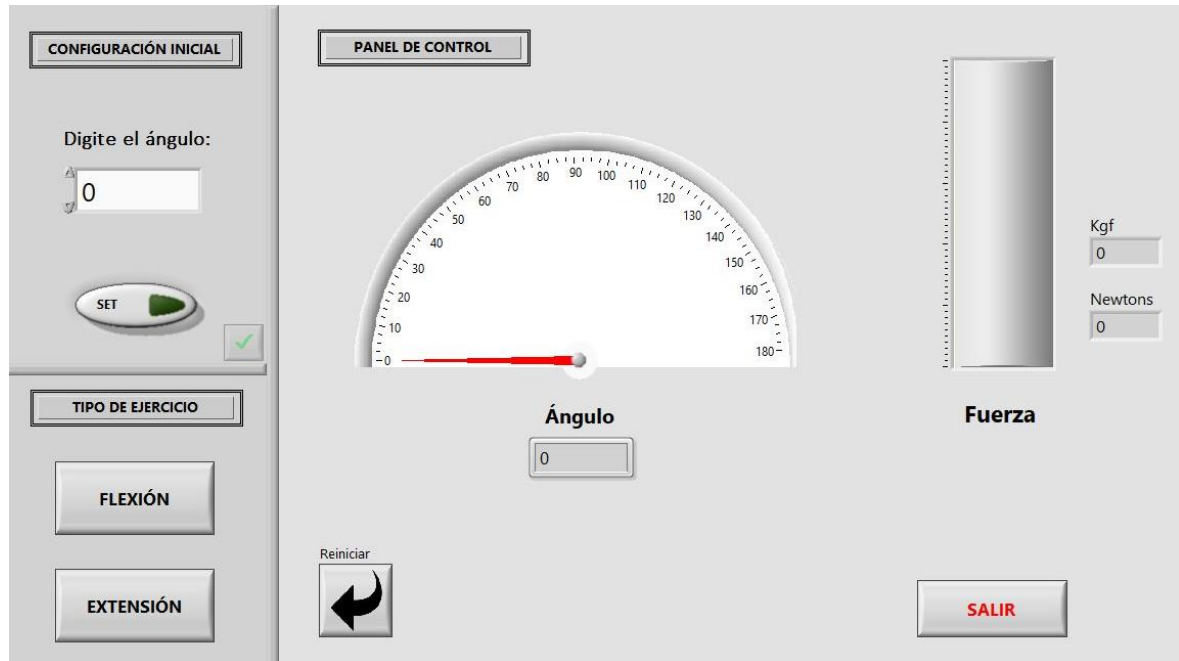
Durante esta fase se probaron y corroboraron los siguientes puntos:

- La carrera del prototipo. Se verificó que los límites de movimiento mecánicos del actuador lineal coincidieran con el rango de movimiento de la articulación del codo; comprobando que la posición máxima y mínima del dispositivo coincidieran con las especificadas en el diseño.
- Ajuste a las dimensiones antropométricas. Se cercioró que los apoyos para el brazo y antebrazo, al igual que la corredera del anterior mencionado y la altura del apoyo de la extremidad, se adaptaran adecuadamente a la media poblacional. Esto se corroboró con un muestreo de un total de ocho personas.
- Volcamiento. Uno de los puntos más importantes de esta fase de pruebas fue cerciorarse que los cálculos de volcamiento coincidieran con la realidad. Se hicieron pruebas, aplicando la fuerza máxima requerida para la realización de la terapia de rehabilitación, en ambas direcciones y en distintas posiciones angulares de la máquina, para esto también se tuvo en cuenta el aporte de ocho diferentes sujetos de prueba.
- Versatilidad y ergonomía. Se realizó la prueba de acoplar varios tipos de asientos de 4 patas, con diferentes alturas al prototipo, verificando que no hubiera interferencias entre las sillas, el dispositivo y la posición del paciente. Asimismo, se probó que cumpliera con los objetivos de versatilidad descritos en las especificaciones, comprobando que no existiera limitaciones distintivamente de la extremidad usada.

- Confort. Se comprobó la comodidad ofrecida por las almohadillas tapizadas del brazo y antebrazo, también el agarre ofrecido por las correas. Para este punto se tuvo en cuenta la opinión de 8 personas, concluyendo que el antebrazo debía tener un acolchado de mayor espesor para mejorar el ajuste.
- Seguridad. La seguridad primaria del prototipo yace en el cumplimiento de la carrera del prototipo y su estabilidad. Esta se otorga gracias a las rodachinas con freno, las cuales son muy fáciles de ejecutar y permiten un bloqueo del desplazamiento y la rotación.

7.3.5 Desarrollo de la interfaz gráfica: La interfaz gráfica de usuario del prototipo se desarrolló con ayuda del software LabVIEW. La interfaz se diseñó pensando en la comodidad, conveniencia y facilidad de operación, teniendo en cuenta las necesidades y preferencias del usuario, en este caso, el fisioterapeuta.

Figura 53. Interfaz gráfica del prototipo.

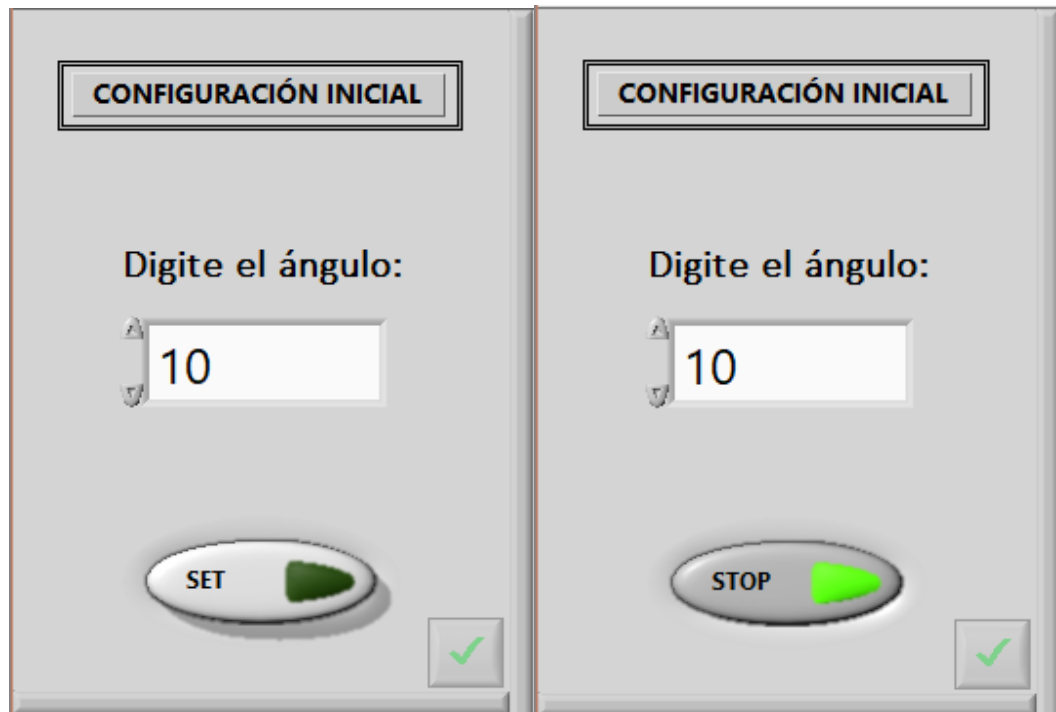


Como se puede apreciar en la imagen anterior, la interfaz se divide en tres secciones principales: Configuración inicial, tipo de ejercicio y panel de control.

- a. Configuración inicial: En esta sección de la interfaz se desarrolla el sistema de control cerrado, cuya función es el ajuste inicial del prototipo. En el recuadro “Digite el ángulo” se le pide al usuario que escriba el ángulo en el que desea que esté la máquina antes de poder iniciar con la terapia; al presionar el botón “SET”, el prototipo va a empezar a moverse a la posición requerida manteniendo una continua relación con el ángulo indicado por el potenciómetro a través del goniómetro mostrado en el panel de control, deteniéndose cuando éste ángulo coincida con el especificado inicialmente y

dando acceso al siguiente paso, selección del tipo de ejercicio. Adicionalmente, el usuario puede detener el motor en cualquier momento del recorrido, presionando el botón “STOP”, correspondiente al botón “SET” mientras está en funcionamiento.

Figura 54. Configuración Inicial “SET/STOP”.



- b. Tipo de ejercicio: Una vez configurado el prototipo, se puede iniciar la terapia. De acuerdo con el protocolo de la rehabilitación y tras terminar los preparativos de la terapia, el fisioterapeuta seleccionará el tipo de ejercicio que se desea realizar dependiendo de lo requerido por el paciente, ya sea para ganar rango de movimiento en flexión o extensión.

Figura 55. Tipo de ejercicio – Flexión y extensión

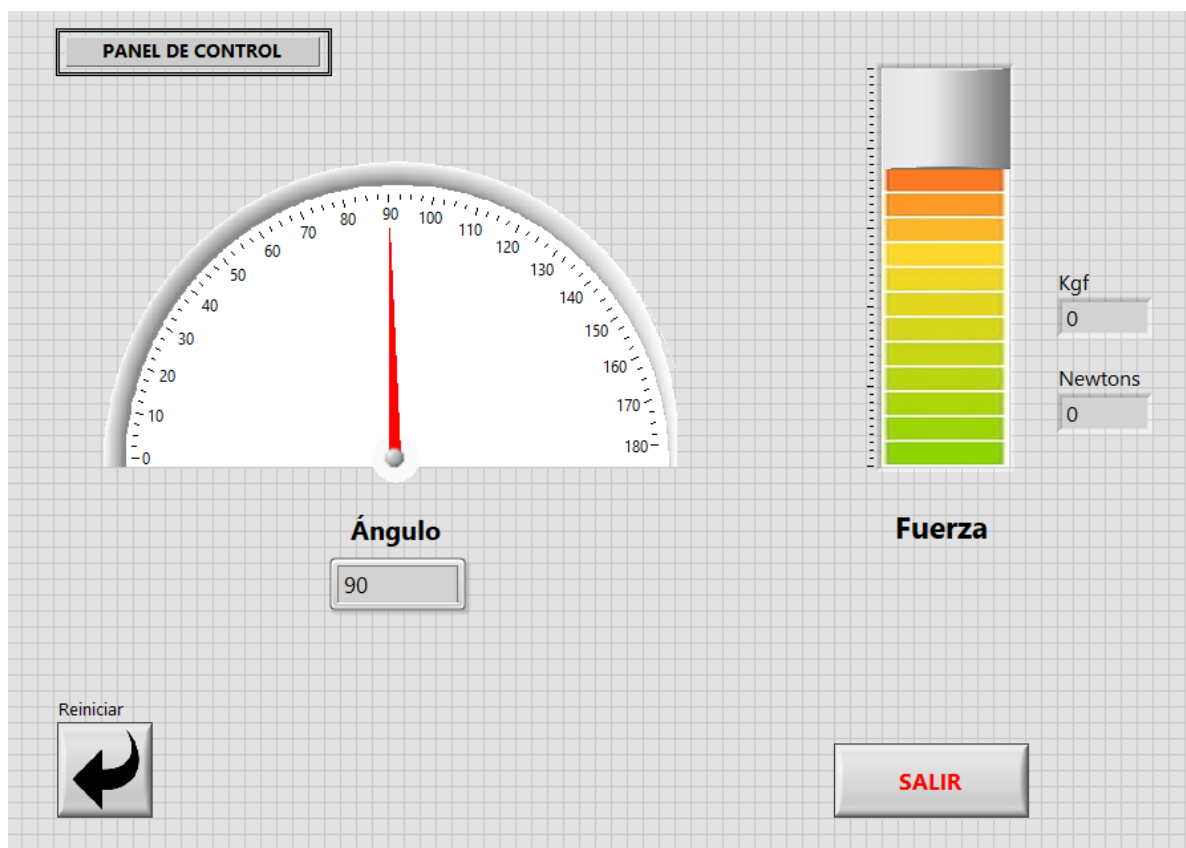


Esto se hace con el fin de definir la dirección del movimiento, el rango de fuerza, y qué sensor de fuerza será usado. Para el caso de “Flexión”, el movimiento irá en aumento de 0° a 130° , el rango de fuerza será de 0 a 10 Kgf y el sensor usado es el ubicado en la almohadilla del antebrazo (siempre contrario al movimiento). En “Extensión”, el movimiento va en un ángulo decreciente de 130° a 0° ; debido a que la fuerza ejercida por los tríceps es menor a la de los bíceps, el rango irá de 0 a 5 Kgf y el sensor usado, es el que se encuentra en la correa del antebrazo. Para invertir la dirección del motor o cambiar de ejercicio basta con deseleccionar el botón actual y presionar el deseado.

- c. Panel de control: Una vez seleccionado el tipo de ejercicio se habilita el “Panel de control”, el cual muestra el ángulo en tiempo real mediante un goniómetro y la magnitud de la fuerza mediante una barra de nivel, cada uno con sus respectivos valores numéricos, para el caso de la fuerza y por petición del usuario, se incluyeron dos unidades de medición, kilogramo

fuerza [Kgf] y Newtons [N]. Adicionalmente, se observa un botón llamado “Reiniciar” que tiene la función de retroceder a la primera sección “Configuración inicial” para empezar de nuevo el proceso; también podemos apreciar el botón “Salir”, el cual se encuentra activo durante todo el procedimiento y da la opción de detener cualquier proceso. Para el desplazamiento del motor se emplea un botón pulsador que le permite al usuario un control de la posición durante la terapia.

Figura 56. Panel de control.



7.3.5.1 Software

Figura 57. Diagrama de flujo del sistema de control del prototipo

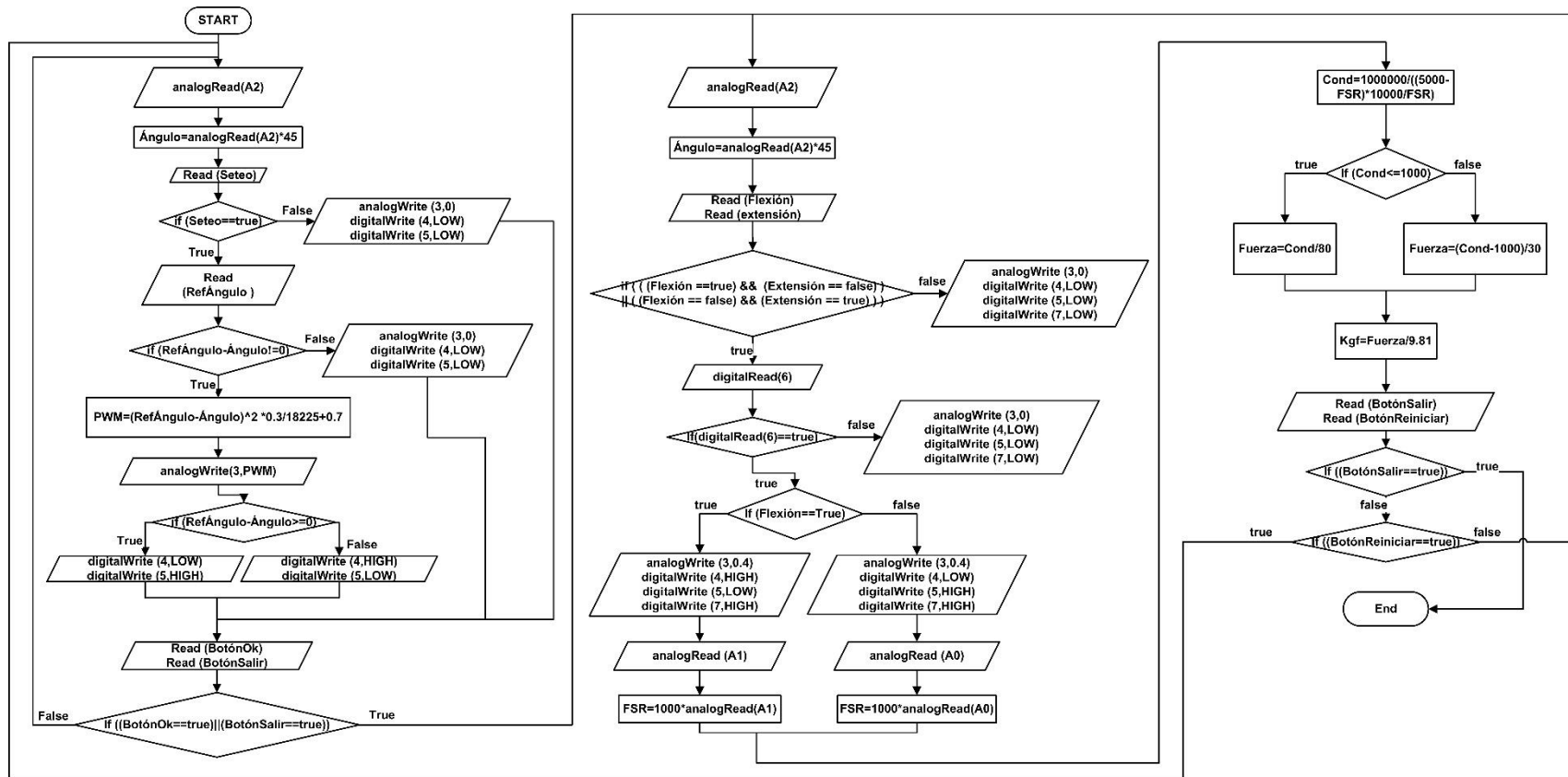


Figura 58. Detalle A) Diagrama de flujo del sistema de control del prototipo

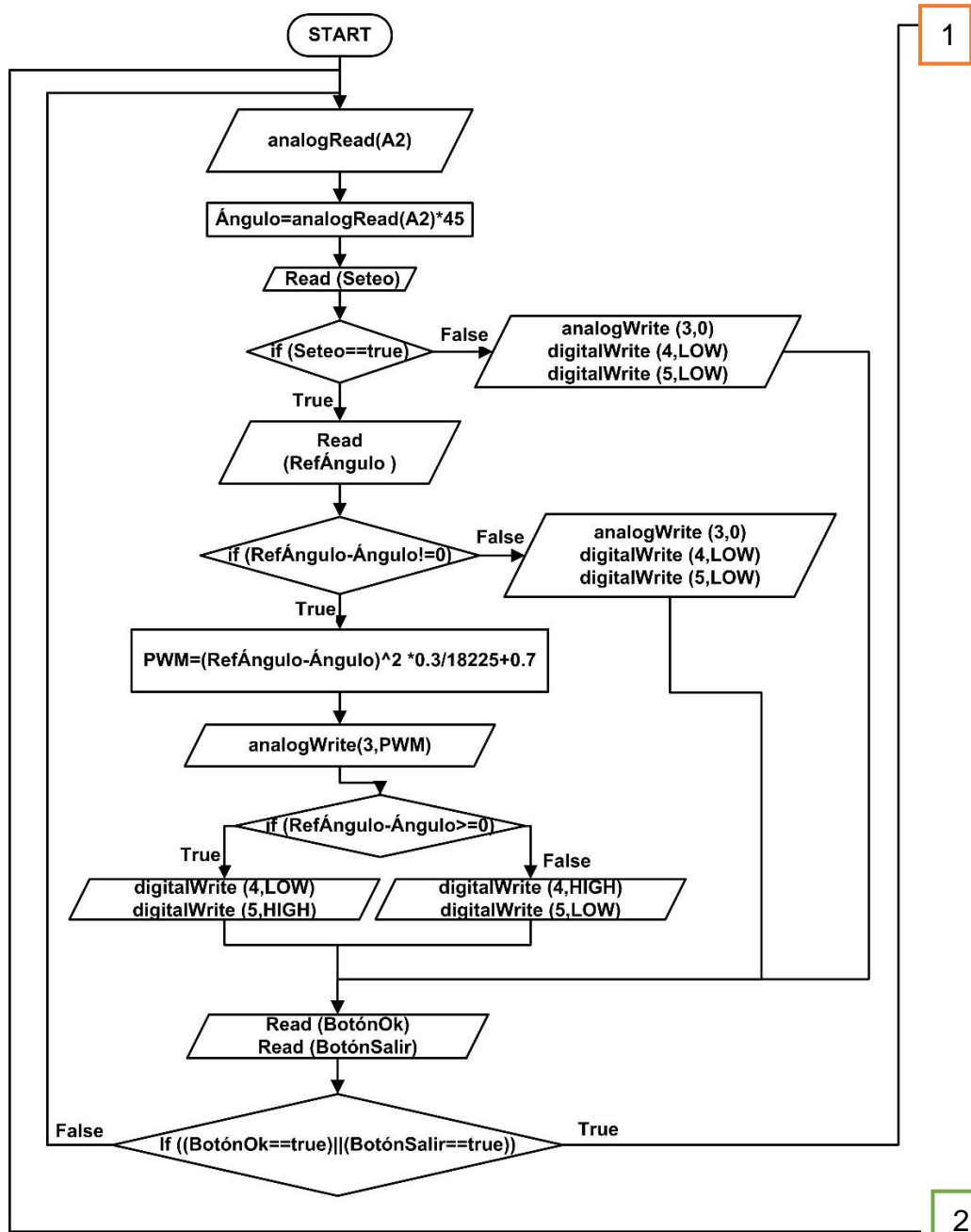


Figura 59. Detalle B) Diagrama de flujo del sistema de control del prototipo

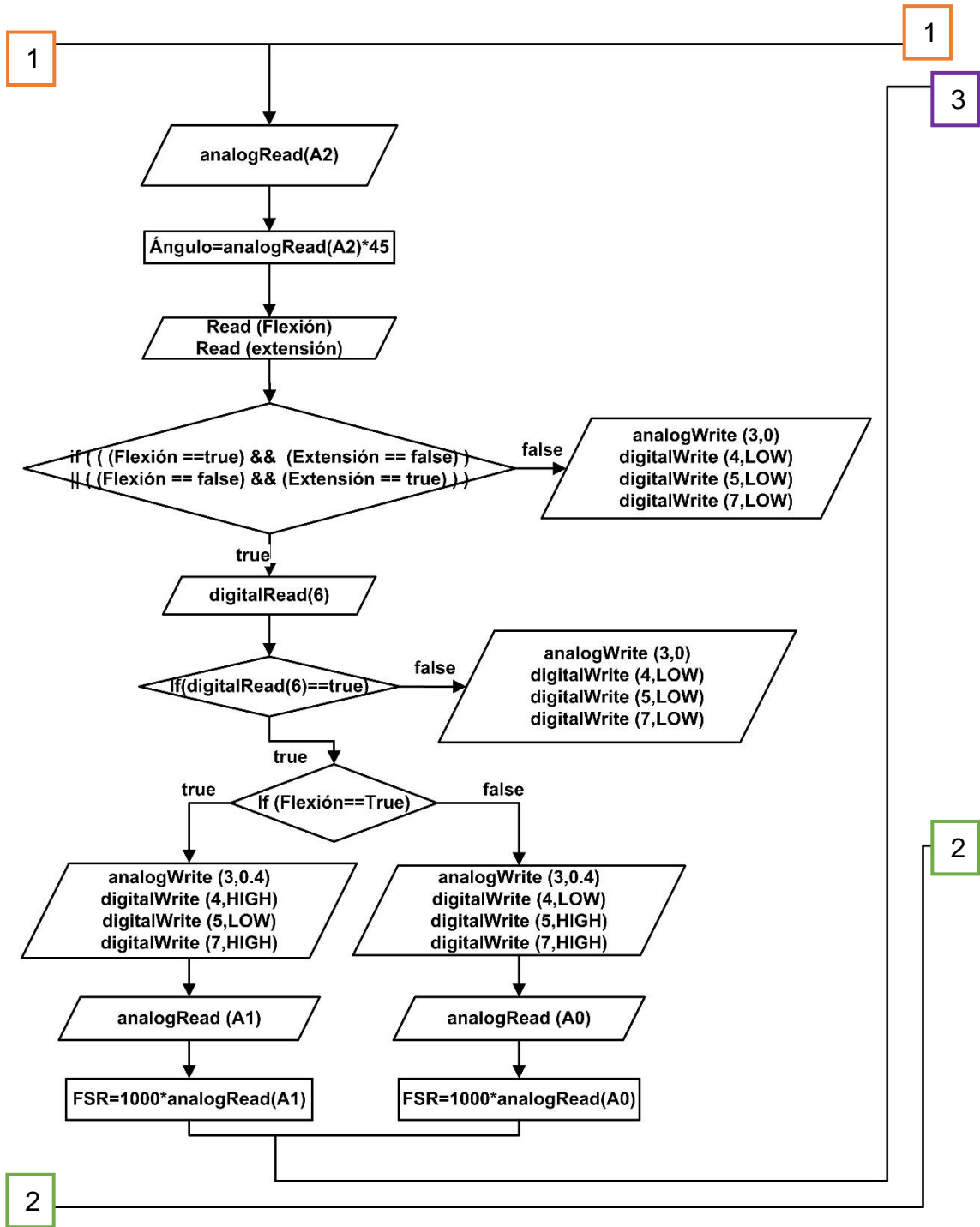


Figura 60. Detalle C) Diagrama de flujo del sistema de control del prototipo

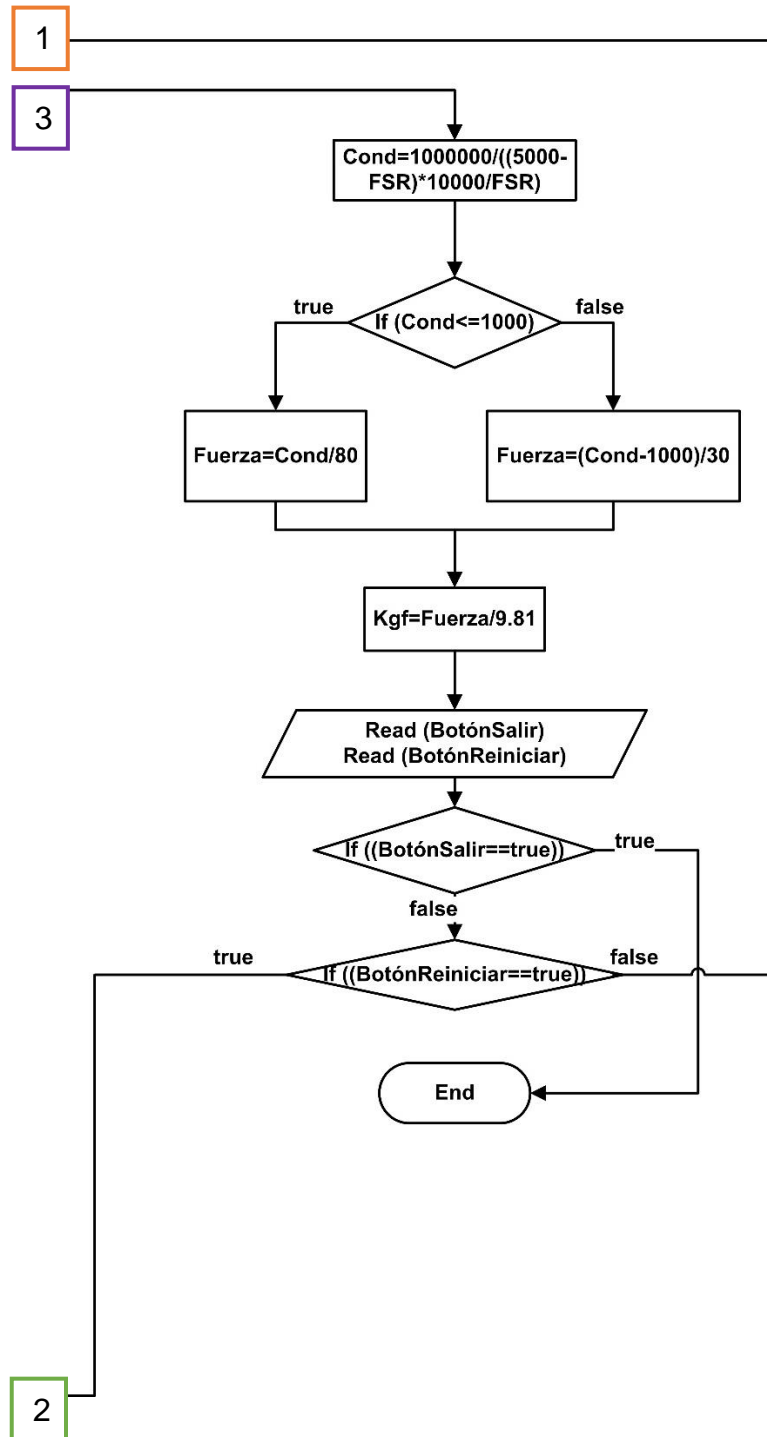
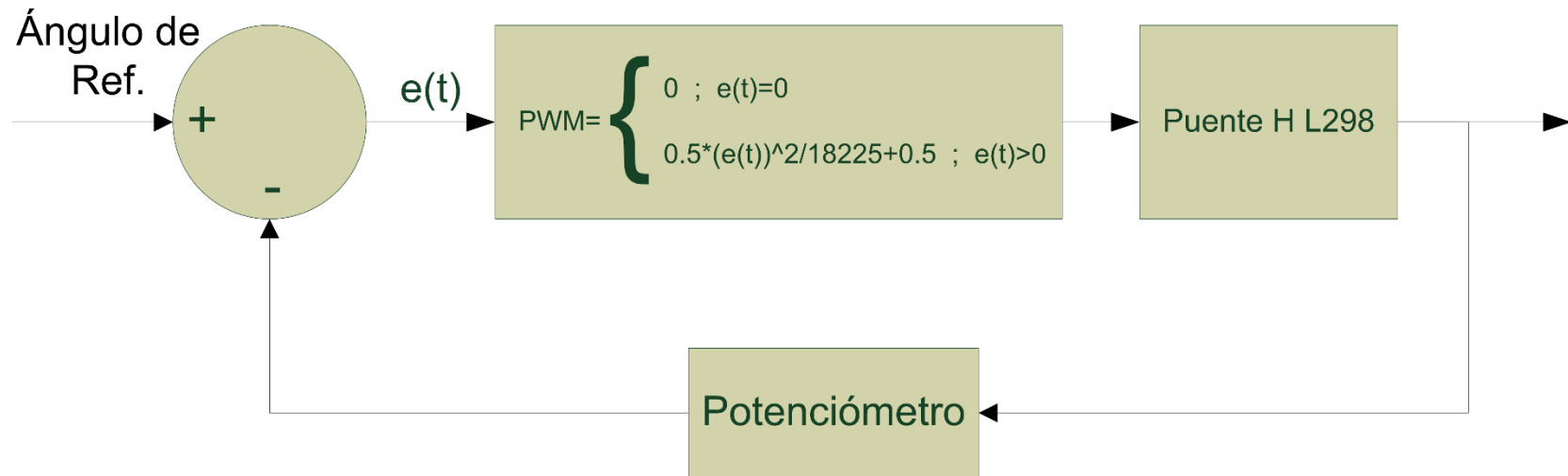
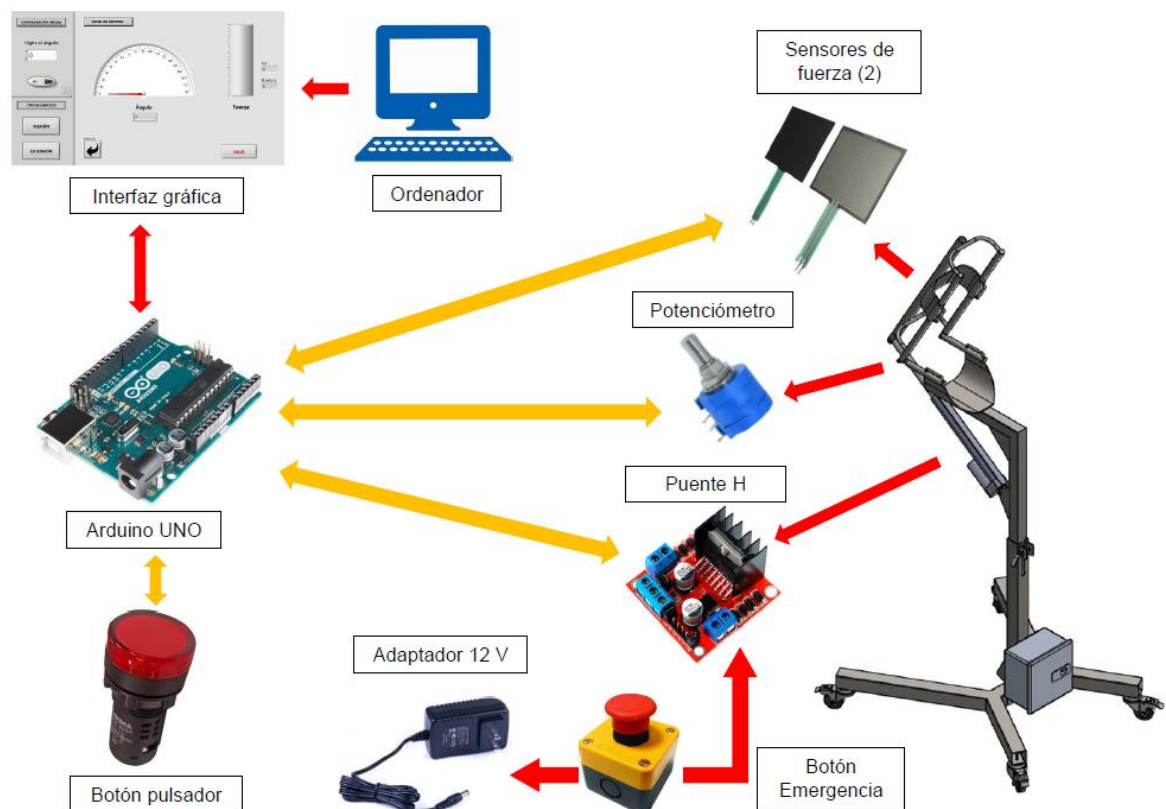


Figura 61. Diagrama de ciclo cerrado de control para la configuración inicial del prototipo.



7.3.5.2 Hardware: El hardware del sistema de control y supervisión del prototipo, consta de una serie de elementos y componentes conectados entre sí, que funcionan en conjunto y permiten que el usuario interactúe con el sistema de manera fácil y eficiente. Los elementos más importantes utilizados para el correcto funcionamiento de la interfaz fueron: un potenciómetro lineal de precisión, un par de sensores de fuerza resistivos (FSR 406), un controlador puente H L298N, un botón pulsador con led incluido, y la placa microcontroladora Arduino UNO R3. Un circuito integrado LM324 (Amplificador operacional), un par de baquelitas (utilizadas para soldar el circuito), adaptador de fuente de poder de 12 V y resistencias de distintos valores fueron otros de los componentes utilizados.

Figura 62. Componentes electrónicos y eléctricos del prototipo



7.3.6 Análisis de costos: Para la realización del análisis de costos se consideró todos los factores que representan un costo para el diseño, construcción y ensamblaje del prototipo. Estos costos se dividieron en dos principales, costo de materiales y costo de manufactura.

7.3.6.1 Costos de materiales: Estos costos incluyen los costos de materia prima, piezas estándar y los materiales necesarios para el desarrollo del sistema de control (sensores, pulsadores, Arduino, cables y demás).

Tabla 15. Costo de materiales.

COSTOS			
	MATERIAL	CANTIDAD	COSTO
COSTOS DE MATERIALES	MATERIA PRIMA		
	Acero AISI 1020		Incluido en costos de manufactura
	PIEZAS ESTANDAR		
	Actuador lineal Eco-worthy 8"	1	\$ 289,990.00
	Rodachina Espigo Freno (2" - 30 kg)	4	\$ 30,800.00
	Caja plástica	1	\$ 10,000.00
	Cables calibre 22 - 1m	30	\$ 15,000.00
	HARDWARE (SENSORES Y DEMÁS)		
	Sensor Fuerza FSR Interlink 406	2	\$ 102,340.00
	Potenciómetro Lineal de precisión	1	\$ 45,000.00
	Amplificador Operacional LM324N	1	\$ 1,666.00
	Fuente de voltaje 12V/2A	1	\$ 11,067.00
	Cable USB 2.0	1	\$ 6,309.00
	Cables conectores JST	6	\$ 8,568.00

Tubo termo encogible 1 m	10	\$	6,860.00
Baquelita Universal	2	\$	6,000.00
Pulsador de emergencia	1	\$	15,000.00
Pulsador Maquina	1	\$	3,400.00
Puente H L298	1	\$	7,500.00
Arduino UNO R3 - Original	1	\$	95,000.00
Bornera Terminal Block de 2P 5mm	1	\$	1,339.00
Conector Jack 2.1 mm		\$	1,499.00
TOTAL		\$	657,338.00

7.3.6.2 Costo de manufactura: En esta sección se tuvieron en cuenta, los costos de construcción del prototipo, el cual incluye el valor de mano de obra de todas las piezas, la materia prima, recubrimiento de pintura termostática, el proceso de amueblado y tapizado, y demás detalles que fueron necesarios para la fabricación del prototipo final.

Tabla 16. Costo de manufactura

COSTOS				
	CONCEPTO	DESCRIPCIÓN	MATERIAL	COSTO
COSTOS DE MANUFACTURA	Estructura	Manufactura de la estructura. Incluye: Materia prima, fabricación total del prototipo (Base, antebrazo, brazo y ajuste de altura), soldadura, elementos de fijación (tornillos, tuercas y arandelas), accesorios y pintura termo-electroestática blanca y ensamblaje.	AISI 1020	\$440,000.00

Tapizado	Proceso de tapizado, acolchado y correas para el brazo y ante brazo. Incluye todos los materiales involucrados en el proceso de manufactura		\$100,000.00
Impresión 3D	Impresión del soporte para el potenciómetro - Dos piezas.	Plástico PLA	\$20,000.00
TOTAL			\$560,000.00

7.3.6.3 Costo total: Teniendo en cuenta los costos de materiales, los costos de manufactura y costos de propiedad intelectual, se halló el valor del costo total de producción de una pieza unitaria.

Se calcula el costo de propiedad intelectual tomando un aproximado de 10 meses de trabajo (6 meses de investigación y diseño, y 4 meses de construcción y pruebas), lo cual equivale a un aproximado de 200 días hábiles, estimando 4 horas de trabajo diarias, con un valor por hora de \$4.900 (equivalente al pago horario de alrededor de 1.5 salarios mínimos legales vigentes), lo que equivale a un total por los dos autores de \$7'840.000.

Tabla 17. Costos totales de fabricación

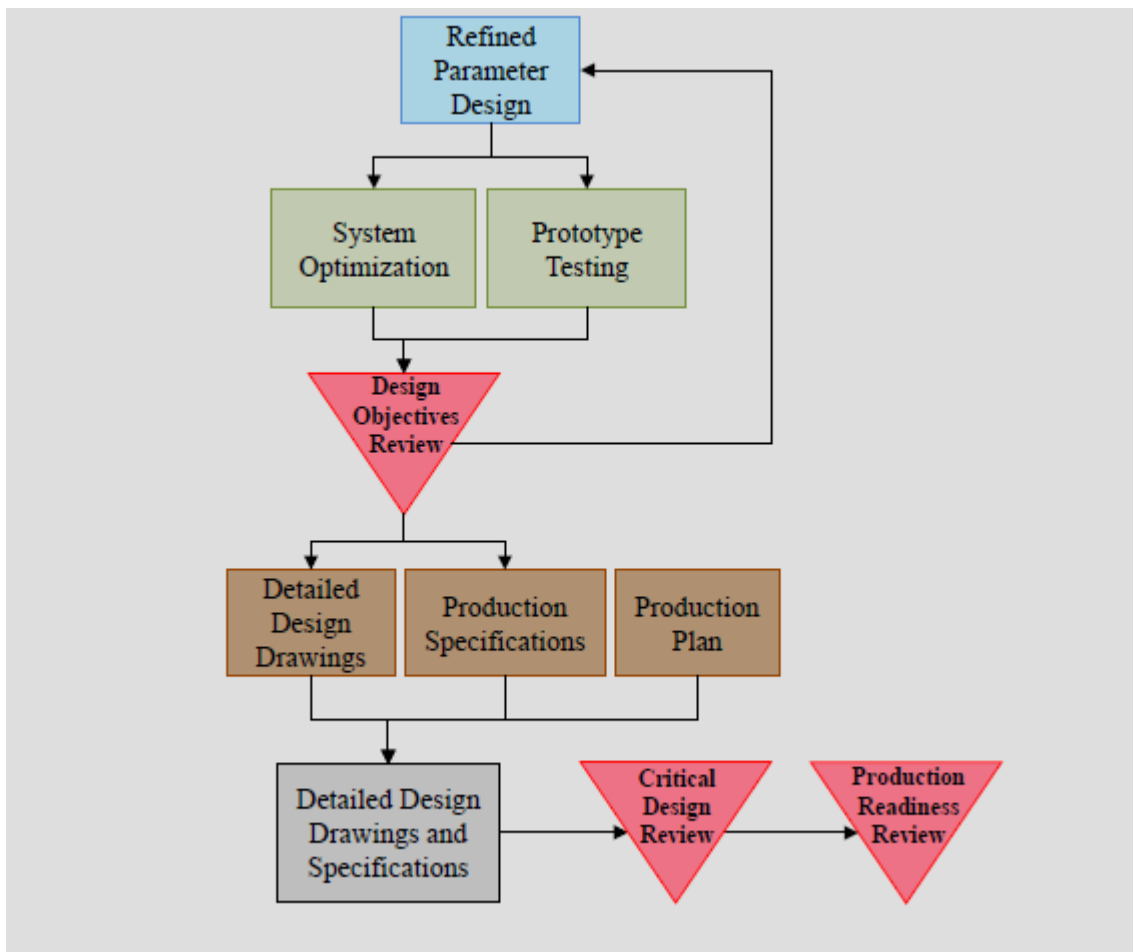
COSTOS		
COSTOS TOTALES	CONCEPTO	COSTO
	MATERIALES	\$ 657,338.00
	MANUFACTURA	\$ 560,000.00
	PROPIEDAD INTELECTUAL	\$ 7,840,000.00
	TOTAL	\$ 9,057,338.00

7.4 FASE C

Esta fase consiste en la redefinición de los parámetros de diseño, mediante la optimización y pruebas del prototipo. Durante esta fase se busca maximizar la calidad deseada del producto final y corroborar con una segunda prueba funcional; para obtener los planos en detalle y especificaciones finales del prototipo.

Teniendo en cuenta que los objetivos de este proyecto son el de elaborar un prototipo, más no un producto listo para la venta, cabe aclarar que la fase C no incluirá un plan de producción a gran escala del sistema diseñado y debido a esto, la Fase D tampoco será tenida en cuenta.

Figura 64. Fase C – Optimización de los parámetros de diseño



Fuente: NASA ESMD Capstone Design. Por John K. Gershenson, PhD.

7.4.1 Optimización: Teniendo presente los resultados y observaciones obtenidas de la primera prueba funcional, se realizaron los ajustes pertinentes para mejorar el desempeño del prototipo.

Las modificaciones consistieron en:

- Como solución al espacio extra que se encontraba en la almohadilla del antebrazo, se fabricó un cojín que, sin afectar la comodidad, permitiera el correcto ajuste con las correas.
- Se diseñó el soporte para el potenciómetro mediante impresión 3D, asegurándose que éste no interviniera con el confort del paciente.
- Se añadieron los sensores y actuadores, procurando mantener la estética del prototipo y su funcionalidad.
- Se diseñó y programó la interfaz gráfica de usuario de acuerdo con las preferencias e indicaciones dadas por los fisioterapeutas, en conjunto con el sistema de control.

7.4.2 Componentes del prototipo funcional: A continuación, se listan los componentes del prototipo final, incluyendo componentes electrónicos.

Tabla 18. Componentes del prototipo

ITEM	COMPONENTE	CANTIDAD	MATERIAL/REF
1	Rodachinas	4	2" PG 17 E 3/8 Freno
2	Base	1	AISI 1020
3	Tornillos y tuercas	16	SAE 304
4	Aguja de bloqueo con tuerca	1	N/A
5	Actuador lineal	1	Eco-Worthy 8"
6	Barra conexión actuador	1	AISI 1020

7	Arco antebrazo	2	AISI 1020
8	Corredera antebrazo	1	AISI 1020
9	Barra antebrazo	2	AISI 1020
10	Barra brazo	2	AISI 1020
11	Placa brazo	1	AISI 1020
12	Cuerpo máquina	1	AISI 1020
13	Caja de paso	1	Aluminio laminado
14	Tapizado	2	Espuma de poliuretano + cuero sintético
15	Correas	2	Reata + cuero sintético
16	Sensor de Fuerza FSR	2	FSR 408
17	Puente H	1	L298N
18	Arduino UNO R3	1	N/A
19	Potenciómetro lineal	1	3590S-2-502L Bourns
20	Botón pulsador	1	N/A
21	Botón de emergencia	1	N/A
22	Fuente de voltaje	1	12 v/ 3 A
23	Extensión cable USB	1	N/A
24	Amplificador operacional	1	LM324N
25	Conector Jack 2.1 mm	1	Hembra - Bornera
26	Baquelita universal	2	N/A

7.4.3 Segunda prueba funcional: Con el objetivo de validar la funcionalidad del prototipo final, y comprobar el correcto desempeño de los sensores, actuadores, interfaz gráfica y sistema de control, se realizó la segunda prueba funcional contando con el apoyo de la Universidad de Santander (UDES), bajo la supervisión de las fisioterapeutas Martha Patricia Cabrales Guzmán y Milena Bonet Collantes.

Durante esta segunda prueba funcional se consideraron los siguientes puntos:

- Funcionalidad del prototipo. En conjunto con las fisioterapeutas, se realizó una evaluación detallada del desempeño de cada uno de los componentes del prototipo. Una vez se explicaron las condiciones de uso del dispositivo y de la interfaz gráfica, se llevó a cabo una simulación de la terapia de rehabilitación siguiendo los parámetros fijados por las profesionales en el tema, con el fin de observar y validar cuan bien el dispositivo emulaba la técnica.

Tras varias pruebas con dos diferentes sujetos de prueba (en este caso, ambos autores se sometieron a la terapia), se pudo apreciar que el resultado obtenido fue satisfactorio y esto quedó evidenciado en la encuesta y visto bueno otorgado por las fisioterapeutas de la facultad de fisioterapia de la UDES.

- Interfaz gráfica de Usuario. Una serie de factores fueron tomados en cuenta para la valoración del desempeño de este componente, entre estos, la usabilidad, legibilidad, eficiencia, eficacia, facilidad de entendimiento de la interfaz gráfica, y la calidad y precisión de los datos proporcionados por los sensores y mostrados en el panel de control.
- Sensores. Los sensores estuvieron sometidos continuamente a pruebas con el fin de verificar su correcto funcionamiento y precisión de sus datos. Durante la segunda prueba funcional, se probaron los sensores de fuerza FSR y se establecieron los niveles de fuerza para la barra indicadora, mostrada en el panel de control de la interfaz gráfica basados en la fuerza óptima ejercida por los pacientes durante la terapia. En el caso del potenciómetro, se corroboró su precisión y desempeño tanto en el control como en la interfaz gráfica durante la terapia.

- Actuadores. Para el correcto funcionamiento y control del movimiento del prototipo durante la fase del ejercicio, se hizo uso de un botón pulsador con led incluido, el cual cumplió con las expectativas del fisioterapeuta al tener una rápida reacción al ser presionado y liberado.
- Velocidad. Se verificó que el movimiento del prototipo durante la terapia fuera estable y tuviera una velocidad adecuada y segura de acuerdo con los criterios de las fisioterapeutas.
- Seguridad. El prototipo cuenta con un botón de seguridad que consta de un pulsador normalmente cerrado y se encuentra conectado a la alimentación de 12 voltios del puente H; cuando este se presiona, abre el circuito, cortando la alimentación al puente H, y deteniendo así el motor. Para su restablecimiento es necesario girar la perilla como lo indican las flechas del motor. Adicionalmente se probó los pulsadores digitales que finalizan la práctica y detienen el dispositivo.

Con el fin de determinar el grado de satisfacción del usuario con respecto a cada uno de los puntos anteriores, se realizó una encuesta. Ésta evaluó aspectos del desempeño y funcionalidad del prototipo, ergonomía, interfaz gráfica y del software, en una escala desde deficiente hasta excelente pasando por regular y bueno; los resultados obtenidos fueron en su mayoría favorables (excelente) a excepción del punto de portabilidad del prototipo en el que se le calificó como bueno. También se dejó una sección de observaciones en las que las fisioterapeutas pudieran escribir sus opiniones, sugerencias y reconocimientos sobre el dispositivo. La encuesta podrá ser vista en el Anexo B.

8. OBSERVACIONES Y RECOMENDACIONES

- Se debe considerar el rediseño de la corredera del antebrazo, disminuyendo la profundidad del arco metálico, con el fin de reducir el tamaño del acolchado necesario.
- Respecto a las mejoras mecánicas del prototipo, se considera necesario reemplazar el actuador lineal por un modelo que posea potenciómetro incorporado, lo que elimina la necesidad de un acople externo para este sensor, y reduce la cantidad de cables expuestos en el mecanismo.
- En cuanto a los componentes electrónicos, se recomienda implementar una tarjeta integrada de mejores especificaciones técnicas que el Arduino. Una posible recomendación, es el dispositivo E/S USB 6525 de National Instruments, que posee una mayor robustez que el actualmente usado, y es compatible con el software Labview, ya que es fabricado por la misma compañía.
- Igualmente, se debe procurar simplificar las conexiones implementando la impresión de circuitos en tarjetas integradas, para reducir la cantidad de cables dentro del dispositivo.
- El siguiente paso a tomar en el desarrollo de la interfaz gráfica de usuario, es la adición de una base de datos para los pacientes, que registre el avance por cada sesión, llevando un historial de las terapias.

9. CONCLUSIONES

- Se determina que el prototipo final logra emular de manera exitosa la aplicación de la técnica de facilitación neuromuscular propioceptiva sostener-relajar, ya que ofrece la oposición a cargas isométricas ejercidas y mantenidas por los pacientes, eliminando los errores humanos al momento de inmovilizar la extremidad durante el sostenimiento de la contracción muscular, o al movilizarla durante la relajación y recuperación de rango de movimiento.
- Igualmente, permite suplir la necesidad del contacto físico entre el profesional y el paciente para la medición del esfuerzo realizado, por medio de sensores de fuerza ubicados en el cojín de apoyo y la correa sujetadora al nivel de la muñeca.
- El dispositivo de ninguna manera reemplaza la labor del fisioterapeuta. Por el contrario, la apoya, haciéndose cargo de las labores físicas que desgastan la salud del profesional. A su vez, se determina que es crucial la asistencia y supervisión del fisioterapeuta en todas las fases de la rehabilitación, para brindar instrucciones al paciente en la práctica de la terapia, y en los ejercicios de rehabilitación subsecuentes.
- Se halla que en el momento son escasas e incluso inexistentes en el mercado, máquinas que estén destinadas a la realización de la terapia de FNP sostener-relajar. Debido a esto, se nota que con el dispositivo se estaría atendiendo a una necesidad presente por mucho tiempo en el campo de la salud, en especial por la poca presencia de dispositivos de asistencia mecánica en general en los centros de asistencia médica en Colombia.

- Con respecto al costo de la máquina, se observa que resulta significativamente más económica que otros productos similares en el mercado. Sin embargo, esto se puede atribuir a que se trata únicamente de un prototipo, sin las regulaciones y miramientos necesarios para ser distribuido de forma comercial.

BIBLIOGRAFÍA

ADLER, Susan. BECKERS, Dominiek. BUCK, Math. La facilitación neuromuscular propioceptiva en la práctica. 3 ed. Editorial: Médica Panamericana. Barcelona, 2012. 299 p. ISBN 9788498352368.

ALTER, Michael J. Los estiramientos, bases científicas y desarrollo de ejercicios. Barcelona: Editorial Paidotribo, 2004. p. 168

AVELLANEDA, Viviana; ASCENCIO, Zuly; BÁEZ Andrea. Prevalencia de patologías osteomusculares del miembro superior y su relación con factores ocupacionales en trabajadores de una empresa de flores, Bogotá, 2015. Trabajo de grado para optar al título de Especialista en Salud Ocupacional. Bogotá D.C.: Universidad de nuestra Señora del Rosario, Especialización en Salud Ocupacional, 2015.

AVILA CHAURAND, Rosalio; PRADO LEÓN, Lilia R.; GONZÁLEZ MUÑOZ, Elvia Luz. Dimensiones antropométricas de la población latinoamericana. Universidad de Guadalajara, Guadalajara. Segunda edición, 2007. p. 212-215.

BAHR, Roald. MAEHLUM, Sverre. Lesiones deportivas diagnóstico, tratamiento y rehabilitación. Buenos aires.: médica panamericana. 2007. 209 p.

BERNAL, Luis. Oposiciones de Fisioterapia. 2012 p.33 -40. [En línea] (Recuperado en 15 marzo 2018) Disponible en http://www.sld.cu/galerias/pdf/sitios/rehabilitacion-adulto/manual_de_fisioterapia_propioceptiva_4.pdf

CARES, Ricardo M. CARLES, Marta. Manual teórico práctico métodos fisioterapéuticos de intervención en sistema nervioso. 1 ed. España.: 2015. 31p.

CASTRO RODRIGUEZ, Diana María. Patologías osteomusculares de miembro superior relacionadas a la labor del fisioterapeuta y terapeuta ocupacional. Trabajo de grado para optar al título de especialista en Gerencia en Salud Ocupacional. Medellín: Salud Pública, Especialización en Gerencia de la Salud Ocupacional, 2011.

Chaffin, D.B., Anderson, G.B.J. Y Bernard, J.M. Occupational Biomechanics (3ª Edición). John Wiley & Sons. Toronto. 1999.

CHANUSSOT, Jean; QUESNOT, Aude. Rehabilitación del miembro superior. Madrid: Médica Panamericana, 2010. p 395. ISBN 9788498352269.

COLOMBIA. MINISTERIO DE SALUD Y PROTECCIÓN SOCIAL. Perfil profesional y competencias del fisioterapeuta en Colombia. Bogotá, D.C. 2015.p. 19-20.

DELGADO, Andrés. GOMEZ, Gustavo. Diseño y construcción de un dispositivo movilizador para la recuperación de flexo-extensión en miembros superiores a nivel

de codo. Trabajo de grado para optar el título de diseñador industrial Bucaramanga. Universidad Industrial de Santander. 2012. 235p.

DEPARTAMENTO ADMINISTRATIVO NACIONAL DE ESTADÍSTICAS. Población con registro para la localización y caracterización de las personas con discapacidad. Bogotá D.C. 2010.

Diego-Mas, José Antonio. Análisis biomecánico estático y coplanar. Ergonautas, Universidad Politécnica de Valencia, 2015. [En línea] Disponible en : <https://www.ergonautas.upv.es/metodos/biomecanica/biomecanica-ayuda.php>

EVANS, P. NANDI, S. MASCHKE, S. HOVEN, H. LAWTON J. Prevention and treatment of elbow stiffness. En: Journal of hand surgery. Enero, 2009. Vol. 34, no 4, p. 769- 778.

FIRPO, Carlos. Manual de ortopedia y traumatología. 3 ed. Buenos aires: Dunken, 2010. 183 p.

FITZGERALD, Robert. Ortopedia: TOMO 1. 4 ed. Médica panamericana. Buenos aires 2004. 546 p.

FORNALSKI, Stefan; GUPTA, Rajan; LEE, Thay Q. Anatomy and Biomechanics of the Elbow Joint. Long Beach. University of California, 2003. 11 p.

GAITA, M. MATUS, V. CONTRERAS, O. Cuerpo y movimiento humano: perspectiva histórica desde el conocimiento. *Fisioterapia Iberoamericana*. Diciembre, 2010. Vol. 4, No. 1. p. 73-79.

GALLEGO, Tomas. *Bases teóricas y fundamentos de la Fisioterapia*. Editorial Médica panamericana. Barcelona, 2007. 35p.

GUASCH, Juan, *et al.* *Riesgos en trabajos de fisioterapia*. Instituto Nacional de Seguridad e Higiene en el Trabajo. Barcelona, 2011. ISBN 792-11-005-0.

GUERRERO, Álvaro. Rigidez en el codo. [En línea] Madrid. 2016. (Recuperado el 26 de mayo de 2017) Disponible en: <https://rehabilitacionpremiummadrid.com/blog/alvaro-guerrero/rigidez-en-el-codo/>

HUAROTO, Luis. *Lesiones traumáticas: Fracturas y luxaciones*. Cirugía ortopédica y traumatología. 73- 83.

INSTITUTO DE BIOMECÁNICA DE VALENCIA (IBV) *et al.* *Manual para la prevención de riesgos ergonómicos y psicosociales en los centros de atención a personas en situación de dependencia*. Valencia, 2006. I.S.B.N.: 84-95448-14-9

INSTITUTO NACIONAL DE SEGURIDAD E HIGIENE EN EL TRABAJO. “Riesgos en trabajos de fisioterapia”. Barcelona. 2011.

IZQUIERDO, Miguel. *Biomecánica y bases neuromusculares de la actividad física y el deporte*. Buenos aires.: Médica Panamericana, 2008. 508p.

KAPANDJI, Adalbert. Fisiología articular: miembro superior. Médica Panamericana. 6 ed. Madrid, 2011. 84 p.

KISNER, Carolyn. COLBY, Lynn. Ejercicio terapéutico fundamentos y técnicas. 1 ed. Editorial Paidotribo. Barcelona, 2015. 629p. ISBN 84-8019-788-9

LEÓN, Juan, *et al.* Fisioterapeuta del servicio de salud en la comunidad de Madrid. 1 ed. España.: MAD, 2005. 110 p.

LIEBENSON, Craig, Manual de rehabilitación de columna vertebral. 2 ed. Barcelona, Paidotribo, 2002. 34-36 p.

LINDENHOOVIUS, A. JUPITER, J. The posttraumatic stiff elbow: a review of the literature. En: Journal of hand surgery. Enero, 2007. Vol. 32, no 10, p. 1605-1623.

MELINO, Andrea. Fisioterapeutas, servicio andaluz de salud. 2 ed. Ediciones rodio, Barcelona, 2017. 208 p.

MINISTERIO DE SALUD Y PROTECCIÓN SOCIAL – INVIMA. ABC de dispositivos médicos. Bogotá D.C. 2013. p. 13-24.

MIRALLES, Rodrigo, MIRALLES, Iris. Biomecánica clínica de las patologías del aparato locomotor. Barcelona, Elsevier, 2007.

NORDIN, Margareta. FRANKEL, Victor. Biomecánica básica del sistema musculoesquelético. 3 ed. España.: McGraw-Hill, 2004. 353 p.

ORJUELA, Andrea. Prevalencia de síntomas osteomusculares en miembros Superiores en trabajadores de un centro de atención telefónica. Universidad del Rosario, Bogotá, 2015. p. 17.

PALASTAGNA, Nigel. FIELD, Derek. SOAMES, Roger. Anatomía y movimiento humano. Estructura y funcionamiento. Barcelona, Paidotribo, 2000. 143p.

PRENTICE, William. Técnicas de rehabilitación en medicina deportiva. 3 ed. Editorial Paidotribo. Barcelona, 2001. 410 p.

SECRETARIA DE SALUD LABORAL. Manual de Trastornos musculoesqueléticos. Valladolid: CC.OO. Castilla y León. 2008

SKINNER, Harry. Diagnóstico y tratamiento en ortopedia. IV edición. Manual moderno, Ciudad de México, 2007.

SOCIEDAD ESPAÑOLA DE CIRUGÍA ORTOPÉDICA Y TRAUMATOLOGÍA. Manual de cirugía ortopédica y traumatología. Editorial Médica Panamericana. Barcelona, 2010

TRAUMATOLOGÍA Y ORTOPEDIA. Recursos docentes del departamento de ortopedia y traumatología Escuela de Medicina. [En línea] Santiago D.C.: Pontificia Universidad Católica de Chile. (Recuperado en 15 de mayo 2017) Disponible en: <http://www.docenciatraumatologia.uc.cl/tautologia-traumatica-hombro-t/luxacion-y-luxofractura-de-codo>

VANEGAS DUARTE, Marisol Julieth. Diseño y construcción de un sistema portátil utilizado en alternativas de rehabilitación a partir del análisis biomecánico del codo. Trabajo de grado para optar al título de Diseñadora Industrial. Bucaramanga: Universidad Industrial de Santander, Facultad de ingenierías Físico-mecánicas, 2008.

VARAONA, Juan. SIMONE, Juan. Inestabilidad del codo. En: Asoc Argent Ortop Traumatol. Octubre, 2006. Vol. 71, no. 4, p. 353- 361.

VIDAL, Auguste Tratado de patología externa y de medicina operatoria. Madrid: Imprenta de Gaspar y Roig. 2da edición. 1846

VOSS, Dorothy. IONTA, Marjorie. MYERS, Beverly. Facilitación neuromuscular propioceptiva. 3 ed. España.: medica panamericana, 1996. 488p.

WALKER, Brad. La anatomía de las lesiones deportivas. España: Paidotribo, 2010. 108p.

ZHOU, Zhihao; *et al.* A proprioceptive neuromuscular facilitation integrated robotic ankle-foot system for post stroke rehabilitation. Beijing: Elsevier, 2014