

UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE



FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

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

TEMA:

**“PROTOTIPO REHABILITADOR PASIVO DE CODO PARA ASISTENCIA EN
ACTIVIDADES DE FISIOTERAPIA”**

AUTOR: JOHNNY MARCELO REVELO BURBANO

DIRECTOR: Dr. MARCO CIACCIA

Ibarra, julio 2017



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

BIBLIOTECA UNIVERSITARIA

AUTORIZACIÓN DE USO Y PUBLICACIÓN A FAVOR DE LA UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

1.- IDENTIFICACIÓN DE LA OBRA

La Universidad Técnica del Norte dentro del proyecto Repositorio Digital Institucional, determinó la necesidad de disponer de textos completos en formato digital con la finalidad de apoyar los procesos de investigación, docencia y extensión universitaria.

Por medio del presente documento dejo sentada mi voluntad de participar en este proyecto, para lo cual pongo a disposición la siguiente información:

DATOS DE CONTACTO			
CÉDULA DE IDENTIDAD:	0401427687		
APELLIDOS Y NOMBRES:	Revelo Burbano Johnny Marcelo		
DIRECCIÓN:	Ibarra, El Olivo, Luis Tobar y Luis Madera		
EMAIL:	jmrevelob@utn.edu.ec		
TELÉFONO FIJO:	06 2609152	TELÉFONO MÓVIL:	0996425455

DATOS DE LA OBRA	
TÍTULO:	PROTOTIPO REHABILITADOR PASIVO DE CODO PARA ASISTENCIA EN ACTIVIDADES DE FISIOTERAPIA
AUTOR:	Johnny Marcelo Revelo Burbano
FECHA:	24/07/2017
PROGRAMA:	Pregrado
TÍTULO POR EL QUE OPTA:	Ingeniero en Mecatrónica
DIRECTOR:	Dr. Marco Ciaccia

2.- AUTORIZACIÓN DE USO A FAVOR DE LA UNIVERSIDAD

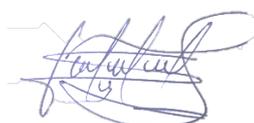
Yo, Johnny Marcelo Revelo Burbano con cédula de identidad Nro. 0401427687, en calidad de autor y titular de los derechos patrimoniales de la obra o trabajo de grado descrito anteriormente, hago entrega del ejemplar respectivo en formato digital y autorizo a la Universidad Técnica del Norte, la publicación de la obra en el Repositorio Digital Institucional y uso del archivo digital en la Biblioteca de la Universidad con fines académicos, para ampliar la disponibilidad del material y como apoyo a la educación, investigación y extensión; en concordancia con la Ley de Educación Superior Artículo 144.

3.- CONSTANCIAS

El autor manifiesta que la obra objeto de la presente autorización es original y se la desarrollo sin violar derechos de autores de terceros, por lo tanto, la obra es original y que es el titular de los derechos patrimoniales, por lo que asume la responsabilidad sobre el contenido de la misma y saldrá en defensa de la Universidad en caso de reclamación por parte de terceros.

Ibarra, a los 24 días del mes de julio de 2017

EL AUTOR:



Firma

Nombre: Johnny Marcelo Revelo Burbano

Cédula: 0401427687



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR DEL TRABAJO DE GRADO A FAVOR DE LA UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

Yo, Johnny Marcelo Revelo Burbano, con cédula de identidad Nro. 0401427687, manifiesto mi voluntad de ceder a la Universidad Técnica del Norte los derechos patrimoniales consagrados en la Ley de Propiedad Intelectual del Ecuador, artículos 4, 5 y 6, en calidad de autor (es) de la obra o trabajo de grado denominado: “PROTOTIPO REHABILITADOR PASIVO DE CODO PARA ASISTENCIA EN ACTIVIDADES DE FISIOTERAPIA”, que ha sido desarrollado para optar por el título de Ingeniero en Mecatrónica, en la Universidad Técnica del Norte, quedando la Universidad facultada para ejercer plenamente los derechos cedidos anteriormente. En mi condición de autor me reservo los derechos morales de la obra antes citada. En concordancia suscribo este documento en el momento que hago entrega del trabajo final en formato impreso y digital a la Biblioteca de la Universidad Técnica del Norte.

Ibarra, a los 24 días del mes de julio de 2017

Firma

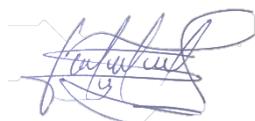
Nombre: Johnny Marcelo Revelo Burbano

Cédula: 0401427687

DECLARACIÓN

Yo, **Johnny Marcelo Revelo Burbano**, declaro bajo juramento que el trabajo aquí escrito es de mi autoría; que no ha sido previamente presentado para ningún grado o calificación profesional; y, que he consultado las referencias bibliográficas que se incluyen en este documento.

A través de la presente declaración cedo mis derechos de propiedad intelectual correspondiente a este trabajo, a la Universidad Técnica del Norte – Ibarra, según lo establecido por la Ley de Propiedad Intelectual, por su reglamento y por la normativa institucional vigente.



Nombre: Johnny Marcelo Revelo Burbano

Cédula: 0401427687

CERTIFICACIÓN

En calidad de tutor del trabajo de grado titulado: “PROTOTIPO REHABILITADOR PASIVO DE CODO PARA ASISTENCIA EN ACTIVIDADES DE FISIOTERAPIA”, certifico que el presente trabajo fue desarrollado por el señor Johnny Marcelo Revelo Burbano, bajo mi supervisión.



Dr. Marco Ciaccia

DIRECTOR

AGRADECIMIENTOS

A Dios por siempre estar conmigo y permitirme haber llegado hasta este momento tan importante en mi vida.

Al Doctor Marco Ciaccia por su guía, paciencia, dedicación y haber compartido sus conocimientos conmigo. Ha sido un privilegio poder contar con su guía y ayuda.

A mis amigos por todos los momentos compartidos durante nuestra vida universitaria y hacer de esta más alegre y mucho mejor.

DEDICATORIA

A mis padres Jesús y Marina, por el amor que siempre me han brindado, sus sabios consejos, su gran ejemplo de superación y valioso apoyo en todo momento de mi vida.

A Gissela el amor de mi vida, por todo el amor, estar a mi lado en todo momento, enseñarme a ser cada día mejor persona y ser mi motivación para salir adelante, sin ella el sueño de terminar mi carrera, se hubiera quedado siendo solo eso, un sueño.

A mis hermanos Erika y Geovanny, por darme fuerzas en todo momento, siempre dibujar una sonrisa en mi rostro y darme el mejor regalo, mis sobrinos.

Con mucho amor a mis sobrinos Martín y José Ignacio, por aportarle a mi vida tanta felicidad y cariño invaluable, que regenera en mí las ganas de seguir adelante cada día.

RESUMEN

Este proyecto presenta el diseño y construcción de un prototipo rehabilitador pasivo de codo con el movimiento de flexión-extensión, para asistencia en actividades de fisioterapia.

Para lograr el objetivo propuesto se inicia con la investigación de la anatomía del codo, datos antropométricos y biomecánica, así se consiguen los parámetros de diseño necesarios para la elaboración del mecanismo.

Aplicando el método de diseño conceptual se consigue la solución de diseño del mecanismo, para validarlo se utiliza un método numérico en software el cual permite aproximar al diseño a condiciones reales al cual se encontrará sometido.

Finalizada la construcción, se realizó pruebas de validación del dispositivo y corrección de errores, de esta manera con la implementación y construcción de este prototipo, se presenta una solución que beneficiaría a la comunidad.

ABSTRACT

This project presents the design and construction of a prototype elbow passive rehabilitator with flexion-extension movement, for assistance in physical therapy activities.

To achieve the proposed objective, the elbow anatomy, anthropometric data and biomechanics are investigated, this obtaining the necessary design parameters for the development of the mechanism.

Applying the conceptual design method, the design solution of the mechanism is achieved, to validate it, a numerical method is used in software which allows the design to approximate the real conditions to which it will be subjected.

Once the construction was completed, device validation tests and error correction were performed. In this way, with the implementation and construction of this prototype, a solution was presented that would benefit the community.

ÍNDICE GENERAL

UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE.....	I
1.- IDENTIFICACIÓN DE LA OBRA	II
2.- AUTORIZACIÓN DE USO A FAVOR DE LA UNIVERSIDAD	III
3.- CONSTANCIAS	III
CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR DEL TRABAJO DE GRADO A FAVOR DE LA UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE.....	IV
DECLARACIÓN	V
CERTIFICACIÓN	VI
AGRADECIMIENTOS	VII
DEDICATORIA	VIII
RESUMEN	IX
ABSTRACT.....	X
ÍNDICE GENERAL	XI
ÍNDICE DE FIGURAS.....	XVI
ÍNDICE DE TABLAS	XVIII
INTRODUCCIÓN	1
DESCRIPCIÓN DEL PROBLEMA.....	1
OBJETIVO GENERAL.....	2
OBJETIVOS ESPECÍFICOS	2
ANTECEDENTES	2
JUSTIFICACIÓN	6

ALCANCE.....	6
CAPÍTULO I	7
MARCO TEÓRICO	7
1.1 PLANOS DE REFERENCIA DEL CUERPO HUMANO	7
1.2 MOVIMIENTOS DEL CODO SEGÚN LOS PLANOS DE REFERENCIA	8
1.3 ARTICULACIÓN DEL CODO	8
1.4 FISIOLOGÍA DEL CODO.....	9
1.4.1 CINEMÁTICA DEL CODO	10
1.4.2 LIMITACIONES EN LA FLEXO-EXTENSIÓN.....	10
1.4.3 AMPLITUD DE MOVIMIENTO DEL CODO EN ACTIVIDADES DIARIAS.....	11
1.5 LIGAMENTOS DEL CODO	12
1.5.1 LIGAMENTO COLATERAL RADIAL.....	12
1.5.2 LIGAMENTO COLATERAL CUBITAL.....	13
1.4 MÚSCULOS ENCARGADOS DE REALIZAR LOS MOVIMIENTOS DEL CODO	13
1.4.1 MÚSCULOS MOTORES DE LA FLEXIÓN.....	13
1.4.2 MÚSCULOS MOTORES DE LA EXTENSIÓN	14
1.5 FUERZAS.....	15
1.6 PATOLOGÍAS	17
1.7 TRATAMIENTO Y COMPLICACIONES EN LESIONES DE CODO.....	18
1.7.1 TRATAMIENTO CONSERVADOR DE LESIONES DE CODO.....	19
1.7.2 TRATAMIENTO QUIRÚRGICO.....	19
1.7.3 TÉCNICA SOSTENER RELAJAR	20
1.8 ANTROPOMETRÍA	21
CAPÍTULO II.....	22
METODOLOGÍA.....	22
2.1 REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA.....	22
2.2 ANÁLISIS QUALITY FUNCTION DEPLOYMENT (QFD).....	22

2.3	CARACTERÍSTICAS DEL USUARIO	23
2.4	SELECCIÓN DE LA MEJOR SOLUCIÓN DE DISEÑO.....	23
2.5	SELECCIÓN DEL MATERIAL	23
2.6	MODELADO Y SIMULACIÓN DE LA SOLUCIÓN.....	23
2.7	SISTEMA ELECTRÓNICO.....	24
2.8	CONSTRUCCIÓN Y ENSAMBLAJE	24
2.9	PRUEBAS Y VALIDACIÓN	24
CAPÍTULO III.....		25
RESULTADOS		25
3.1	ANTROPOMETRÍA	25
3.2	ANÁLISIS QFD	26
3.3	REQUERIMIENTOS DE DISEÑO	26
3.4	PRODUCTOS EXISTENTES EN EL MERCADO.....	27
3.5	SELECCIÓN DE LA MEJOR SOLUCIÓN DE DISEÑO.....	29
3.6	DESCRIPCIÓN DE LA SOLUCIÓN SELECCIONADA.....	32
3.7	SELECCIÓN DEL MATERIAL	33
3.8	DIAGRAMA DE CUERPO LIBRE.....	37
3.9	SELECCIÓN DEL MOTOR	38
3.10	SELECCIÓN DE GUÍA LINEAL.....	38
3.10.1	SELECCIÓN DE LA SERIE.....	38
3.10.2	FACTOR DE SEGURIDAD	39
3.11	SELECCIÓN DEL PASADOR.....	40
3.12	SELECCIÓN DEL MÁSTIL.....	40
3.13	SELECCIÓN DE CORREA DENTADA.....	41

3.13.1	POTENCIA DE DISEÑO.....	41
3.13.2	PASO DE LA CORREA	41
3.13.3	LONGITUD Y ANCHO DE LA CORREA.....	41
3.14	MODELOS GEOMÉTRICOS Y CONDICIONES DE BORDE DE LA SOLUCIÓN.....	42
3.15	SIMULACIÓN DE LA ESTRUCTURA.....	46
3.16	ESFUERZO MÁXIMO	46
3.17	FACTOR DE SEGURIDAD	47
3.18	DESPLAZAMIENTO.....	48
3.19	SISTEMA ELECTRÓNICO.....	49
3.20	ANÁLISIS DE COSTOS DEL PROYECTO.....	50
3.20.1	COSTOS DIRECTOS DE FABRICACIÓN DEL DISPOSITIVO.....	50
3.20.2	COSTOS INDIRECTOS DE FABRICACIÓN	50
3.20.3	COSTO TOTAL	50
3.21	PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO.....	51
CAPÍTULO IV.....		54
4.1	CONCLUSIONES	54
4.2	RECOMENDACIONES.....	54
BIBLIOGRAFÍA		56
ANEXOS		59
ANEXO 1. MOTOR A PASOS NEMA 23		60
ANEXO 2. TABLA DE ANÁLISIS QFD.....		61
ANEXO 3. TABLA DE MEDIDAS ANTROPOMÉTRICAS (Lema, 2013).....		62
ANEXO 4. FACTORES DE SERVICIOS BÁSICOS (Intermec, 2015)		63
ANEXO 5. TABLA PARA LA SELECCIÓN DE PASOS DE TRASMISIÓN (Intermec, 2015)..		64
ANEXO 6. TABLA DE TRASMISIONES ESTANDAR (Intermec, 2015).....		65

ANEXO 7. TABLA DE CAPACIDAD DE TRASMISIÓN DE DIFERENTES ANCHOS (Intermec, 2015)	66
ANEXO 8. PROGRAMACIÓN	67
ANEXO 9. INFORME DEL DEPARTAMENTO DE TERAPIA FÍSICA UTN	69
ANEXO 10. MANUAL DE USUARIO	71

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Exoesqueleto de miembro superior (Mena & Veloz, 2013).....	3
Figura 2. Dispositivo pasivo de movilización (Patente nº US005.951499A, 1999).....	4
Figura 3. Sistema ortopédico de movilización continua (Patente nº US7,204.814B2, 2007).	4
Figura 4. Exoesqueleto robotizado de codo (Patente nº ES 2 544 890 B2, 2016).....	5
Figura 1. 1. Planos del cuerpo humano (Whittle, 2007).....	7
Figura 1.2. Movimientos de la articulación de codo según los planos corporales: a) flexión-extensión, b) pronación-supinación (Nordin, 2004).....	8
Figura 1.3. Articulación del codo (Kapandji A, 2006).	9
Figura 1. 4. Fisiología del codo (Mortgage y Corporation, 2010).....	9
Figura 1.5. Arco de movilidad del codo (Kapandji, 2006).	10
Figura 1.6. Limitaciones del codo; a) en extensión, b) en flexión (Kapandji, 2006).	11
Figura 1.7. Ligamento colateral radial (Kapandji, 2006).....	12
Figura 1.8. Ligamento colateral cubital (Kapandji, 2006).....	13
Figura 1.9. Músculos implicados en la flexión (Nordin, 2004).....	14
Figura 1.10. Músculos implicados en la extensión (Nordin, 2004).....	15
Figura 1.11. Fuerzas de flexión y extensión (Neuman, 2007).....	15
Figura 1.12. Momento máximo en flexión (Hale R, 2011).	16
Figura 1.13. Momento máximo en extensión (Hale R, 2011).	16
Figura 1.14. Medidas antropométricas del cuerpo humano (Valero, 2011).	21
Figura 3.1. Dimensiones antropométricas del miembro superior; (a) brazo y antebrazo; (b) perímetros de brazo, antebrazo y ancho de codo; (c) longitud codo - palma de la mano (adaptado de Lema, 2013).	25
Figura 3.2. Modelos propuestos: a) Solución 1, b) Solución 2, c) Solución 3.	29

Figura 3. 3. Partes de la alternativa seleccionada.	32
Figura 3.4. Gráfica de los materiales con limitación de propiedades.	34
Figura 3.5. Gráfica de materiales límite elástico vs densidad.....	35
Figura 3.6. Gráfica de materiales precio vs densidad.	35
Figura 3.7. Gráfica de materiales precio vs limite elastico.....	36
Figura 3.8. Antebrazo con las fuerzas aplicadas (Nordin, 2004).....	37
Figura 3.9. D.C.L. para el movimiento de flexión - extensión.	37
Figura 3.10. Guía lineal MGN/MGW (HIWIN, 2016).....	39
Figura 3. 11. Pasador seleccionado.....	40
Figura 3.12. Manubrio seleccionado.....	40
Figura 3.13. Correa dentada 425 5M 15 (Intermec, 2015).	42
Figura 3.14. Modelo geométrico del rehabilitador con las condiciones de borde.	42
Figura 3.15. Sujeción de la base.	43
Figura 3.16. Sujeción sobre cara cilíndrica en el pasador.....	43
Figura 3.17. Dirección y zonas de aplicación de fuerza 1.	44
Figura 3.18. Dirección y zonas de aplicación de fuerza 2.	44
Figura 3.19. Dirección y zona de aplicación de fuerza 3.....	45
Figura 3.20. Vista explosionada del rehabilitador con los contactos entre componentes.....	45
Figura 3.21. Esfuerzo máximo en la estructura.	46
Figura 3.22. Máximo esfuerzo pasador.....	47
Figura 3.23. Factor de seguridad de la estructura.	47
Figura 3.24. Factor de seguridad del pasador.	48
Figura 3. 25 Desplazamiento máximo de la estructura.....	48

Figura 3.26. Diagrama de conexiones.....	49
--	----

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1.1. Amplitud de flexión del codo en actividades diarias (Neuman, 2007).....	11
Tabla 3.1. Medidas antropométricas brazo y antebrazo (Lema, 2013).....	26
Tabla 3.2. Requerimientos de diseño.....	27
Tabla 3.3. Características de dispositivos existentes en el mercado.....	28
Tabla 3.4. Restricciones.....	29
Tabla 3.5. Criterios.....	30
Tabla 3.6. Ponderación de criterios.....	30
Tabla 3.7. Ponderación de las soluciones respecto al primer criterio.....	30
Tabla 3.8. Ponderación de las soluciones respecto al segundo criterio.....	31
Tabla 3.9. Ponderación de las soluciones respecto al tercer criterio.....	31
Tabla 3.10. Ponderación de las soluciones respecto al cuarto criterio.....	31
Tabla 3.11. Ponderación de las soluciones respecto al quinto criterio.....	31
Tabla 3.12. Ponderación final.....	31
Tabla 3.13. Características para dispositivos médicos (Canitrot y otros, 1989).....	33
Tabla 3.14. Propiedades recomendadas de materiales para dispositivos médicos (Lema, 2015).....	33
Tabla 3.15. Selección del material.....	36
Tabla 3.16. Características motor nema 23.....	38
Tabla 3.17. Características de la serie MGW (HIWIN, 2016).....	39
Tabla 3.18. Costos directos de fabricación.....	50

Tabla 3.19. Costos indirectos de fabricación.....	50
Tabla 3.20. Costo total.....	50
Tabla 3.21. Pruebas sin carga.....	51
Tabla 3.22. Características de los usuarios para las pruebas del rehabilitador.....	52
Tabla 3.23. Pruebas del rehabilitador con carga.....	52
Tabla 3. 24. . Conclusiones y recomendaciones de la evaluación por parte del departamento de fíosterapia de la Universidad Técnica del Norte.....	53

INTRODUCCIÓN

DESCRIPCIÓN DEL PROBLEMA

El codo es una de las articulaciones más importantes del cuerpo humano, la cual desempeña una función primordial que permite los movimientos esenciales del brazo, la misma que está muy expuesta a diferentes tipos de lesiones; las mismas que pueden ser tratadas o atendidas mediante terapia de movilización para una rápida recuperación, pudiendo ser de tipo activas y pasivas. La movilización pasiva se realiza a pacientes que sufren diferentes tipos de lesiones en dicha articulación, para lograr recuperar la función articular y además poder evitar la rigidez en la articulación afectada.

En lo que comprende Ecuador, la adquisición de equipos médicos de rehabilitación es de difícil acceso, debido al elevado costo que estos tienen en el mercado; por otra parte al adquirir un dispositivo del exterior se necesitan aditamentos especiales, colchones o férulas para poder ser utilizados, debido a que el tamaño de estos no está diseñado para la población ecuatoriana lo que se expresa una escasa tecnificación de los procesos fisioterapéuticos, generando limitantes en la pronta recuperación de los pacientes, tanto en una fase inicial postoperatoria como en una fase posterior de recuperación en pacientes intervenidos quirúrgicamente.

Con lo anteriormente descrito la investigación se basará en implementar un dispositivo rehabilitador pasivo de codo que cumplirá con todos los aspectos técnicos para una adecuada terapia, siendo diseñado con medidas antropométricas de la población ecuatoriana, para ayudar en la recuperación temprana e integral del paciente tanto en una etapa inicial antes de la intervención como también luego de una intervención quirúrgica, conllevando a un menor tiempo de recuperación, requerimiento analgésico y movilizaciones forzadas, mayor rango de movilidad articular para que el paciente recupere totalmente la motricidad articulación y desempeñar sus funciones cotidianas, mejorando así su calidad de vida.

OBJETIVO GENERAL

Diseñar y construir un prototipo rehabilitador pasivo de codo para asistencia en actividades de fisioterapia.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Determinar la solución óptima para el dispositivo, a partir de dispositivos ya existentes.
- Determinar requerimientos de diseño, basados en estudios de antropometría, biomecánica (ángulos de movimiento) y rehabilitación física del codo.
- Diseñar el dispositivo rehabilitador de codo para asistencia en terapia de recuperación.
- Construir el prototipo rehabilitador pasivo de codo.
- Validar el funcionamiento del dispositivo.

ANTECEDENTES

Las afecciones y trastornos de la articulación del codo siempre han sido muy comunes, no sólo al practicar un deporte sino también por las exigencias de nuestras actividades profesionales y domésticas. El ejercicio no moderado, el uso excesivo de esta articulación provoca muchos tipos de lesiones o a su vez empeorar las que ya estaban manifestadas, lo que puede conllevar a una intervención quirúrgica o a su vez un tratamiento de rehabilitación. Actualmente la mayoría de las personas carece un acceso a servicios de rehabilitación adecuados, causando que estas personas no puedan tener una buena calidad de vida, por tal razón se han creado diferentes prototipos de rehabilitadores por la gran ayuda que estos brindan para una mejor recuperación (Organización Mundial de la Salud, 2016).

Por ejemplo, en el Instituto Politécnico Nacional de México se diseñó un sistema para rehabilitación de miembro superior el cual limita el movimiento de flexión-extensión solo en 90° y sin contar con los movimientos de pronación y supinación, este

también cuenta con una interfaz gráfica compleja para el usuario y este no cuenta con una ergonomía adecuada causando incomodidad en el paciente (González y Peña, 2011).

En la Escuela Politécnica Nacional se diseñó un prototipo de exoesqueleto rehabilitador de miembro superior e inferior, el cual se puede observar en la figura 1, el cual tiene un rango de movimiento en la articulación del codo en flexión - extensión de 10° a 120° , contando con una interfaz agradable para el usuario, además es muy versátil y transportable (Mena y Veloz, 2013); en la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE, se diseñó un prototipo para rehabilitación de codo el cual cumple con los movimientos de flexión extensión de 0° a 145° , supinación en 90° y pronación en 85° todo esto controlando el rango de movilidad y la velocidad, sin embargo no se da énfasis en el aspecto ergonómico como a las medidas antropométricas pertenecientes a la población de ecuatoriana, además este rehabilitador no cuenta con una interfaz amigable con el usuario (Moya y Vásquez, 2014).



Figura 1. Exoesqueleto de miembro superior (Mena & Veloz, 2013).

En 1999, John H. Saringer y Jeffrey J. Culhane presentan una patente de un dispositivo pasivo de movilización continua (CPM), de extremidad superior (Estados Unidos Patente n° US005.951499A, 1999). El dispositivo se muestra en la figura 2, este está destinado a las articulaciones sinoviales más específicamente dirigido a extremidades superiores, el dispositivo incluye un soporte para el brazo con un actuador de accionamiento y un soporte del antebrazo ajustable unido al centro de rotación del actuador de accionamiento, con soportes para asegurar el brazo del paciente.

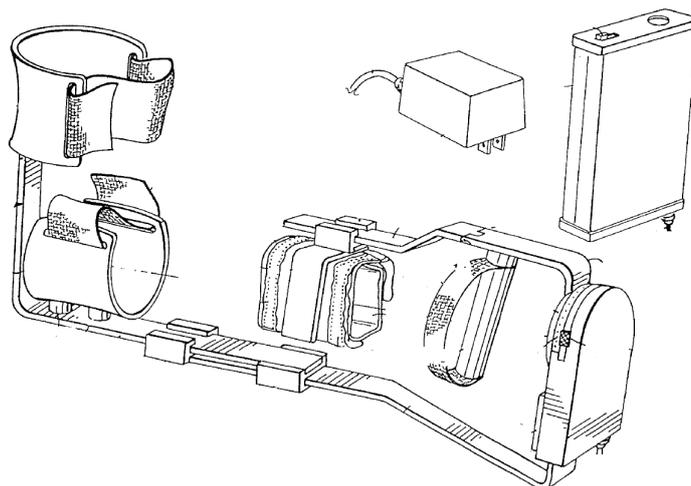


Figura 2. Dispositivo pasivo de movilización (Patente n° US005.951499A, 1999).

La patente de Kfar (Patente n° US7,204.814B2, 2007). Es un sistema ortopédico portátil pasivo de movilización continua mostrado en la figura 3, realizando el movimiento de la articulación del codo siendo flexión y extensión, además recoge datos relativos a la movilidad de la articulación, lleva a cabo un análisis de datos y muestra representaciones de los datos y resultados del análisis en tiempo real, con el fin de optimizar el proceso de rehabilitación realizado.

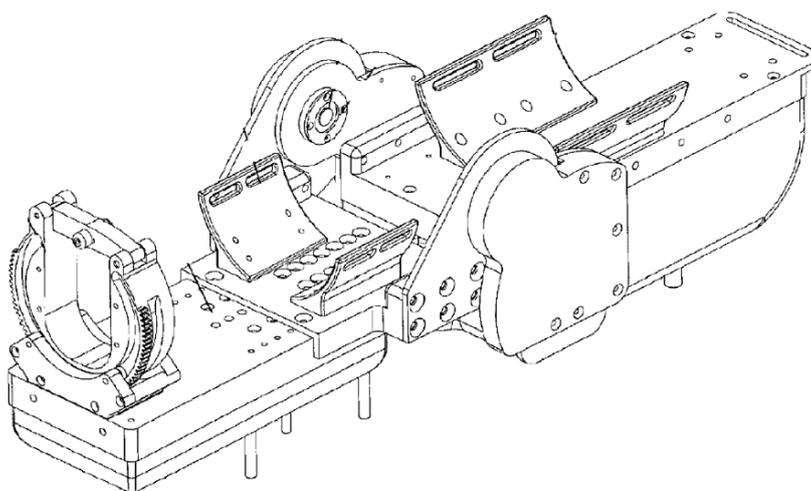


Figura 3. Sistema ortopédico de movilización continua (Patente n° US7,204.814B2, 2007).

La patente de un Exoesqueleto robotizado con soporte de codo para el brazo humano observado en la figura 4 de Sataren (España Patente n° ES 2 544 890 B2, 2016). Se refiere a un exoesqueleto que permite al usuario moverse cómodamente y realizar terapias médicas asistidas ayudando en campos como son: deportivo, militar entre otros, está formado por un exo-brazo, exo-antebrazo, una estructura de soporte con partes deslizantes que permiten realizar un movimiento adecuado, con actuadores de potencia que permiten mover de manera controlada el brazo articulado. El dispositivo comprende igualmente un sistema de alimentación autónomo y una unidad de control.

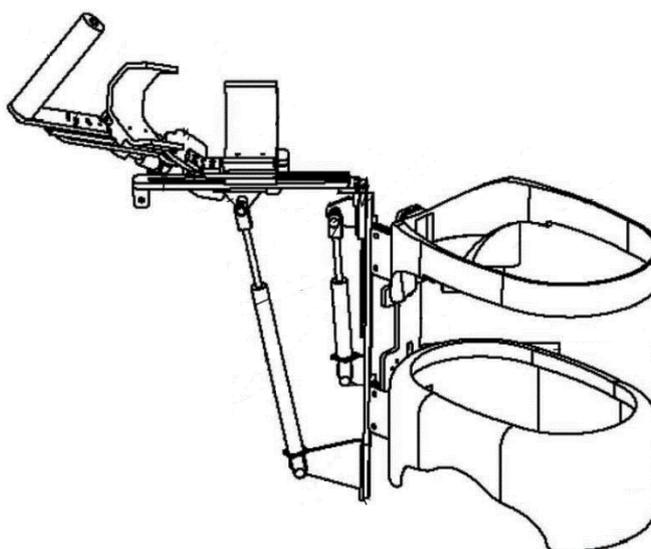


Figura 4. Exoesqueleto robotizado de codo (Patente n° ES 2 544 890 B2, 2016).

Con base en estos antecedentes en este trabajo se propone diseñar un rehabilitador pasivo de codo para apoyo en terapia física, tomando en cuenta los movimientos más importantes de la articulación como son flexión - extensión con sus rangos de movimiento además se tomará en cuenta los parámetros de ergonomía y las características antropométricas que se tiene en Ecuador, este dispositivo contara con un fácil manejo mediante una interfaz humano-máquina (HMI).

JUSTIFICACIÓN

En Ecuador el proceso de rehabilitación de miembro superior mediante el acceso a dispositivos terapéuticos es casi nulo debido al alto costo de adquisición de este tipo de rehabilitadores además en nuestro país son muy frecuentes los pacientes que necesitan este tipo de rehabilitación mediante dispositivos de movimiento pasivo, por lo tanto, los pacientes que requieren estos equipos deben poseer suficientes recursos económicos para acceder a tratamientos de rehabilitación.

Se pretende mejorar la ergonomía del dispositivo realizando un análisis de las medidas antropométricas propias de la zona 1 del Ecuador, reducir los costos de fabricación mediante la utilización de materiales presentes en el mercado nacional, permitiendo al paciente y al fisioterapeuta acceder a un programa de rehabilitación temprana mejorando las posibilidades de recuperar la articulación afectada.

ALCANCE

La construcción del rehabilitador pasivo de codo está destinado a la población adulta ecuatoriana, estableciendo un rango de altura fluctuante entre los 1,55 m hasta 1,80 m (Lema D., 2013), tratando de abarcar la mayor cantidad de pacientes posibles.

El dispositivo de rehabilitación constará de los movimientos esenciales para la rehabilitación de dicha articulación siendo: flexión y extensión del codo con los rangos que abarca la articulación.

CAPÍTULO I

MARCO TEÓRICO

1.1 PLANOS DE REFERENCIA DEL CUERPO HUMANO

Para describir las relaciones que existen entre las partes del cuerpo, se basan en la posición anatómica, en la que una persona está de pie en posición vertical, con los pies juntos y los brazos a lo largo del cuerpo y las palmas de la mano hacia delante como se observa en la figura 1.1. La posición del cuerpo se utiliza para describir las direcciones en relación al centro del cuerpo y se usan seis términos que son: anterior, posterior, superior, inferior, izquierda y derecha. Por otra parte, el movimiento de las extremidades se describe con el uso de los planos de referencia, siendo estos: el plano sagital el cual divide el cuerpo en porciones derecha e izquierda, el plano frontal el cual divide una parte del cuerpo en partes delantera y trasera, además el plano transversal siendo el que divide una parte del cuerpo en porciones superior e inferior (Whittle, 2007).

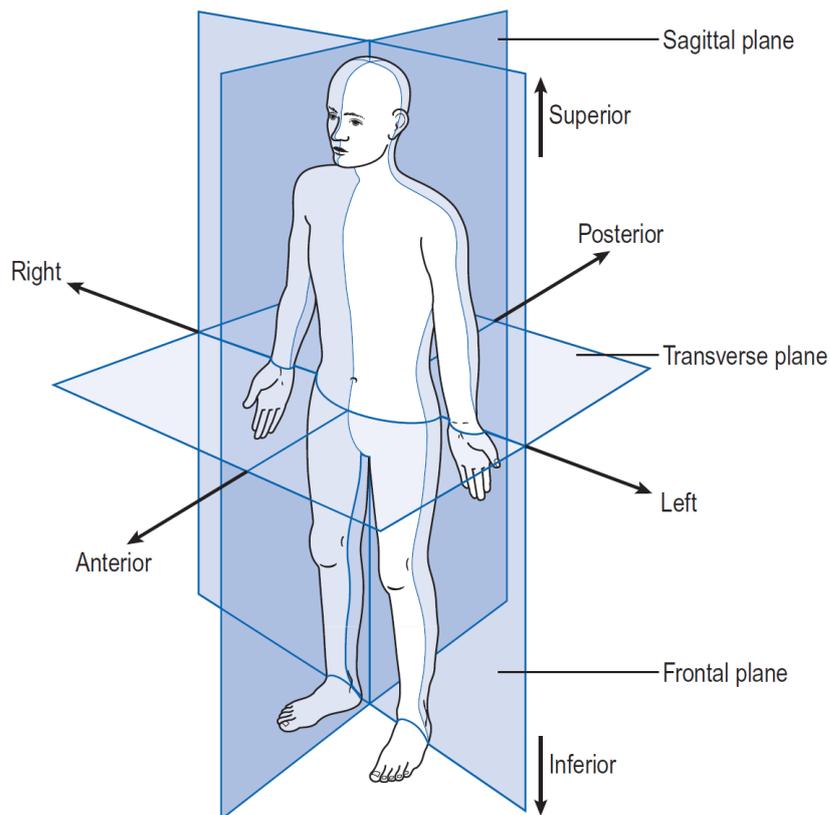


Figura 1. 1. Planos del cuerpo humano (Whittle, 2007).

1.2 MOVIMIENTOS DEL CODO SEGÚN LOS PLANOS DE REFERENCIA

En la articulación del codo se producen los movimientos de flexión – extensión mostrado en la figura 1.2, lo que se refiere a la reducción y aumento del ángulo entre los huesos o partes del cuerpo; este término solo se aplica cuando el movimiento se hace en un plano sagital o sagital medio, además se produce pronación – supinación observado en la figura 1.2, este movimiento se refiere a la rotación interna y externa que se realiza en el plano transversal (Nordin, 2004).

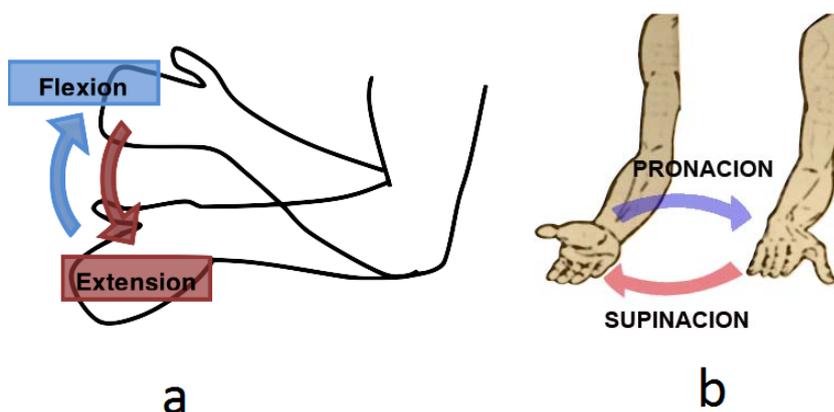


Figura 1.2. Movimientos de la articulación de codo según los planos corporales: a) flexión-extensión, b) pronación-supinación (Nordin, 2004).

1.3 ARTICULACIÓN DEL CODO

El codo es la articulación intermedia esencial del miembro superior, que funciona como punto de flexión para el sistema de palanca del antebrazo responsable de posicionar la mano. La figura 1.3 muestra una representación de esta articulación; Anatómicamente funciona como bisagra, realizando los movimientos de flexo-extensión. Función que permite al antebrazo alejarse o aproximarse del brazo, podría afirmarse que la flexión de la articulación del codo es fundamental para la función de la alimentación. Sin embargo, tiene otra función la pronosupinación que afecta a la articulación radio cubital proximal, la cual orienta la palma de la mano (Kapandji, 2006).

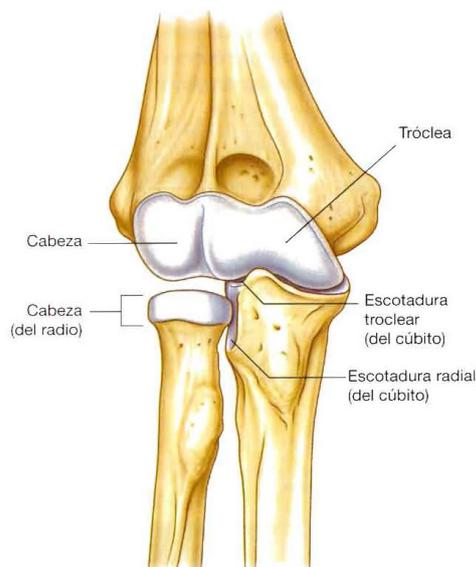


Figura 1.3. Articulación del codo (Kapandji A, 2006).

1.4 FISIOLÓGÍA DEL COD0.

La articulación del codo mostrada en la figura 1.4 comienza en la parte distal del húmero, donde se halla la paleta humeral, aplanada desde la parte delantera hacia la parte atrás y en cuyo borde inferior se localizan las superficies articulares tróclea y cóndilo. La tróclea humeral tiene forma de polea con una garganta que se localiza en el plano sagital. El cóndilo humeral es una superficie esférica que está situada por fuera de la tróclea. Este conjunto es atravesado longitudinalmente por el eje de movimiento de flexo-extensión del codo (Nordin, 2004).

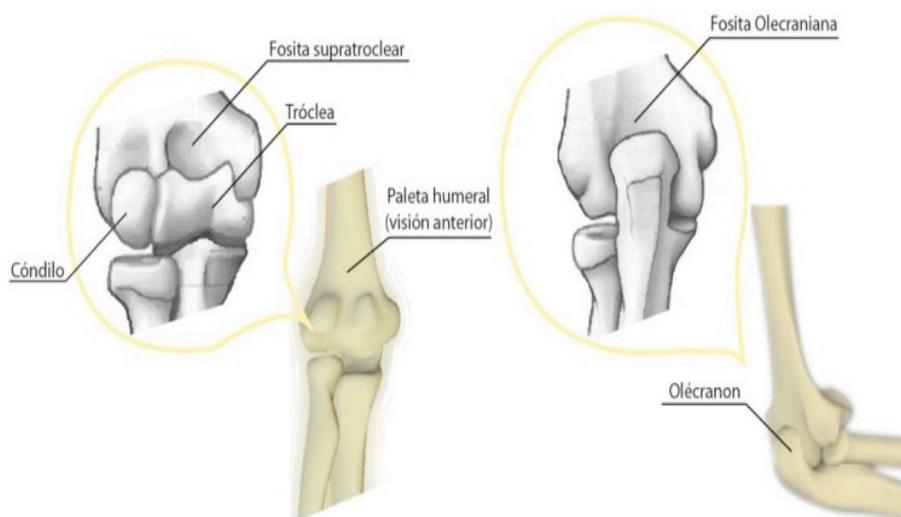


Figura 1. 4. Fisiología del codo (Mortgage y Corporation, 2010).

1.4.1 CINEMÁTICA DEL CODO

La flexión y extensión del codo se dan en la articulación húmero cubital y humero radial. El rango normal de flexión-extensión que se tiene en las personas es de 0° a 145° con un rango funcional de 30° a 130° se puede observar en la figura 1.5 (Nordin, 2004).

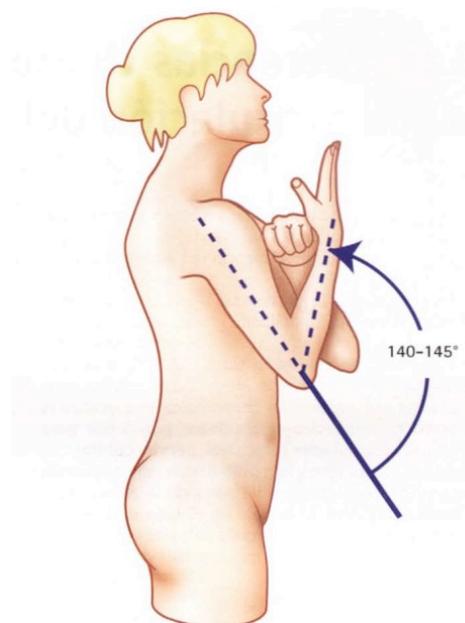


Figura 1.5. Arco de movilidad del codo (Kapandji, 2006).

En el movimiento de flexión se observa que la cara interna del antebrazo tiende acercarse a la cara interna del brazo. La amplitud de la flexión activa es de 140° - 145° y de manera pasiva 160° siendo impulsados por un factor externo (Kapandji, 2006).

1.4.2 LIMITACIONES EN LA FLEEXO-EXTENSIÓN

Las limitaciones de la flexo-extensión se relacionan con aquellos factores tanto óseos como musculares y de ligamentos que le ponen un tope al movimiento de la articulación. A nivel de extensión como indica la figura 1.5 se tienen tres factores principales, el primero es el impacto del pico olecraniano en el fondo de la fosita olecraniana ubicada en la paleta humeral. El segundo es la puesta en tensión de la parte anterior de la cápsula articular y la tercera es la resistencia que oponen los músculos flexores. Si la extensión prosigue, uno de los citados frenos se rompe. Si la flexión es pasiva indicada en la figura 1.6 por efectos de una fuerza aplicada que cierra la articulación: Las masas musculares sin contraer pueden aplastarse una contra otra de modo que la flexión sobrepasa el rango de movimiento en flexión activa que es de 145° .

Es entonces cuando aparecen los otros factores limitantes como son: el impacto de la cabeza radial contra la fosita supracondilea y de la coronoidea contra la fosita supratrocLEAR, la tensión de la parte posterior de la cápsula, tensión pasiva del músculo tríceps braquial, en estas condiciones, la flexión puede alcanzar los 160 ° debido a que el ángulo a aumenta (Kapandji, 2006).

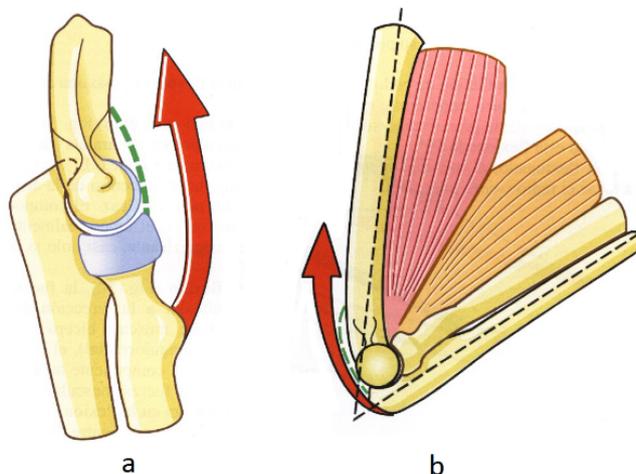


Figura 1.6. Limitaciones del codo; a) en extensión, b) en flexión (Kapandji, 2006).

1.4.3 AMPLITUD DE MOVIMIENTO DEL CODO EN ACTIVIDADES DIARIAS

En las actividades diarias las personas emplean diversos grados de movilidad realizando flexión, pronación y supinación. En la tabla 1.1 se presenta la amplitud de flexión del codo en actividades diarias. Estos grados permiten conocer las características funcionales para realizar la construcción del rehabilitador pasivo de codo. (Neuman, 2007).

Tabla 1.1. Amplitud de flexión del codo en actividades diarias (Neuman, 2007).

Actividad Realizada	Amplitud (°)
Abrir una puerta	De 22 a 58
Verter líquido de una jarra	De 38 a 60
Levantarse de una silla	De 20 a 100
Sostener un periódico	De 70 a 110
Cortar con un cuchillo	De 90 a 115
Llevarse el tenedor a la boca	De 80 a 130
Llevarse un vaso a la boca	De 40 a 130
Coger el teléfono	De 40 a 140

1.5 LIGAMENTOS DEL CODO

Los ligamentos del codo son tensores dispuestos a cada lado, cumpliendo la importante función de mantener las superficies articulares en contacto. En la mecánica de los ligamentos es importante la relación entre el lugar de anclaje y la geometría articular ya que los ligamentos próximos al eje de movimiento permanecen tensos durante todo el recorrido articular (Kapandji, 2006).

Los ligamentos que intervienen en la articulación son el ligamento colateral cubital y el ligamento colateral radial, sólo con la ruptura de uno de estos tensores se puede producir el movimiento de lateralidad hacia el lado contrario y con esto la pérdida de contacto de las superficies articulares; esta es una forma habitual de la luxación de codo (Kapandji, 2006).

1.5.1 LIGAMENTO COLATERAL RADIAL

Este ligamento está constituido por tres haces que parten del epicóndilo, siendo estos: Un haz anterior que tiene la función de reforzar al ligamento anular por la parte de adelante, un haz medio que cumple la función de reforzar al ligamento anular por la parte de atrás y un haz posterior, en la figura 1.7 se muestra la constitución del ligamento (Kapandji, 2006).

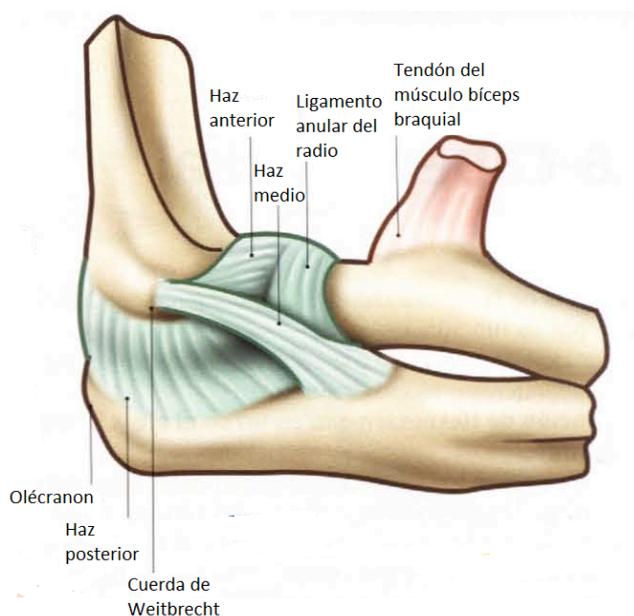


Figura 1.7. Ligamento colateral radial (Kapandji, 2006).

1.5.2 LIGAMENTO COLATERAL CUBITAL

Este ligamento está constituido por tres haces que son: Un haz anterior, las fibras más anteriores de este haz son las que refuerzan el ligamento anular del radio; un haz medio, el cual es el más potente de los tres y un haz posterior o también llamado ligamento de Bardinnet, el cual se encuentra reforzado por fibras transversales del ligamento de Cooper. Además, está formado por la epitróclea de donde inicia el abanico del ligamento colateral cubital, el olecranon, la cuerda oblicua de Weitbrecht y el tendón del músculo bíceps braquial en la figura 1.8 se muestra el ligamento (Kapandji, 2006).

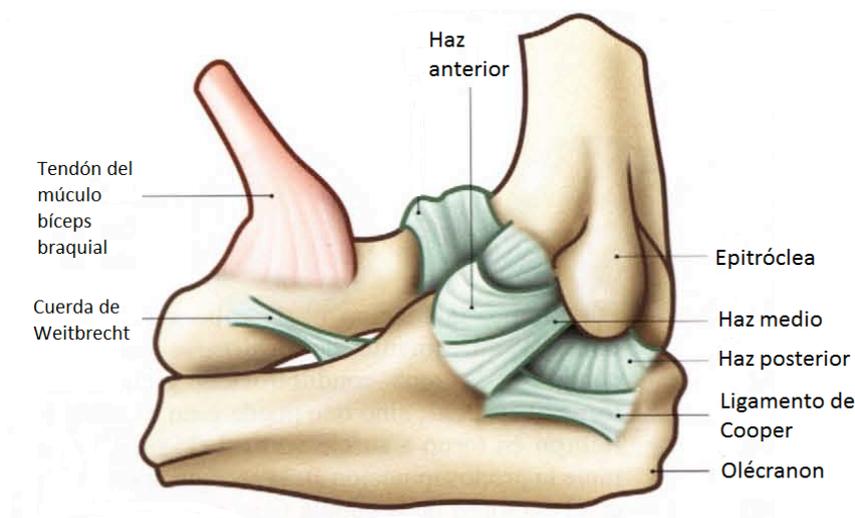


Figura 1.8. Ligamento colateral cubital (Kapandji, 2006).

1.4 MÚSCULOS ENCARGADOS DE REALIZAR LOS MOVIMIENTOS DEL CODO

Estos músculos se dividen en dos grupos: los encargados del movimiento de flexión y los responsables del movimiento de extensión.

1.4.1 MÚSCULOS MOTORES DE LA FLEXIÓN

En el movimiento de la flexión intervienen principalmente tres músculos causales: bíceps braquial, braquiorradial y braquial anterior. El músculo braquial anterior se extiende desde el tubérculo de la apófisis corónides del cúbito hasta la cara anterior del húmero, siendo mono articular, es exclusivamente flexor de codo y uno de los pocos

músculos del cuerpo que realizan una única función. El músculo braquiorradial que se extiende desde la apófisis estiloides del radio hasta el borde externo del húmero en la figura 1.9 se muestran los músculos implicados en la flexión. Su función primordial es también la flexión de codo, aunque como músculo accesorio y tan sólo en la pronación máxima se convierte en supinador, incluso es pronador en supinación máxima. El músculo bíceps braquial es el principal flexor. A nivel inferior se inserta en la tuberosidad bicipital del radio. Este músculo es considerado biarticular ya que en su extremo superior se inserta en el omóplato mediante dos partes, la parte larga que después de cruzar la articulación se implanta en el tubérculo supraglenoideo, y la parte corta que llega al pico de la apófisis coronoide (Kapandji A, 2006).

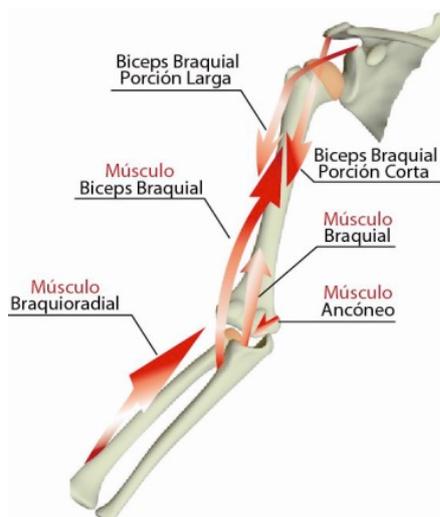


Figura 1.9. Músculos implicados en la flexión (Nordin, 2004).

1.4.2 MÚSCULOS MOTORES DE LA EXTENSIÓN

El tríceps braquial es el único músculo motor principal de la extensión del codo, y está conformado por tres cuerpos carnosos que terminan en un tendón común que va a incrustarse en el olecranon. En su parte superior este músculo se inserta de la siguiente manera:

La cabeza medial se fija en la cara posterior del húmero, por debajo de la corredera del nervio radial, la cabeza lateral se fija sobre el borde externo de la diáfisis humeral, principalmente por encima del canal del nervio radial y la cabeza larga, que no se inserta sobre el húmero sino sobre el omóplato, en el tubérculo subglenoideo, mostrados en la figura 1.10.

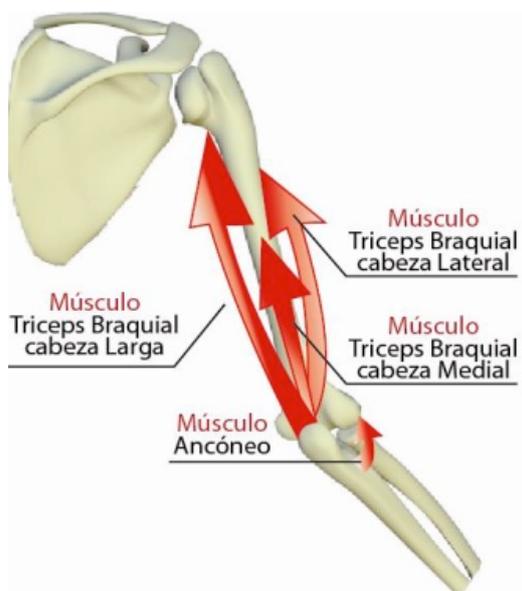


Figura 1.10. Músculos implicados en la extensión (Nordin, 2004).

1.5 FUERZAS

En toda persona el movimiento es debido a la distribución de fuerzas, tanto internas como externas, sobre el sistema esquelético. En el caso de la flexión del codo, las fuerzas son proporcionadas por los músculos braquial, braquiorradial y principalmente por el bíceps. En la extensión, el único músculo en trabajar es el tríceps lo que se puede observar en la figura 1.11 (Neuman, 2007).

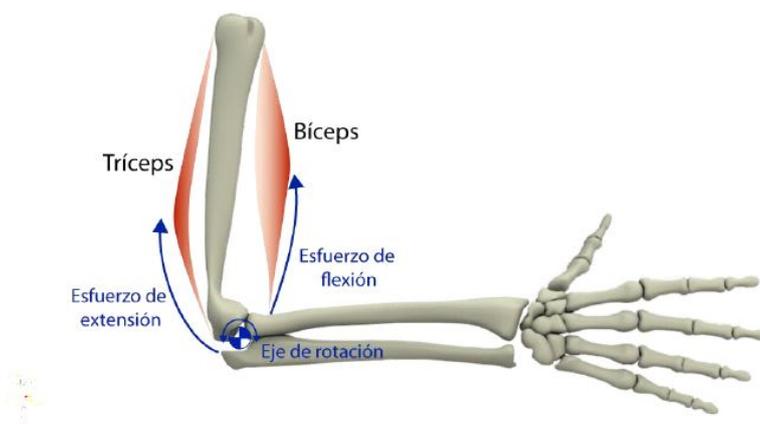


Figura 1.11. Fuerzas de flexión y extensión (Neuman, 2007).

El comportamiento de los músculos flexores corresponde al esquema de palancas de tercer grado, donde, a expensas de una gran fuerza aplicada, se consiguen movimientos amplios y veloces. La eficacia de los músculos involucrados en este movimiento es máxima con el codo en flexión de 70° a 90° , generando un momento promedio de $40 \text{ N}\cdot\text{m}$ durante una flexión isométrica. Los valores máximos de momento durante el movimiento se registran para hombres, con el codo en flexión de 80° , superando los $50 \text{ N}\cdot\text{m}$ y se pueden observar en la figura 1.12 (Hale R, 2011).

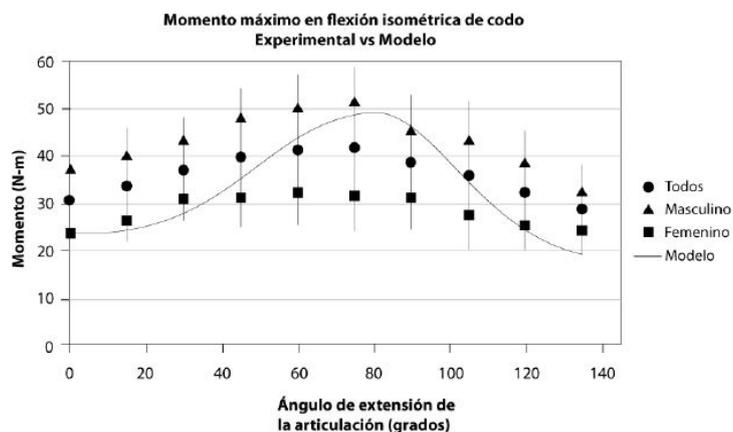


Figura 1.12. Momento máximo en flexión (Hale R, 2011).

En contraposición se encuentra el músculo tríceps braquial, único involucrado en la extensión del codo, el cual tiene su máxima eficacia cuando se encuentra flexionado a 30° , aunque experimentalmente se ha determinado que la variación que existe entre los 30° y los 100° de flexión es tan solo de $5 \text{ N}\cdot\text{m}$.

De esta manera se obtiene un valor medio de $35 \text{ N}\cdot\text{m}$ de momento generado en extensión isométrica, con un máximo registrado en los hombres de poco más de $40 \text{ N}\cdot\text{m}$, esto es mostrado en la figura 1.13 (Hale R, 2011).

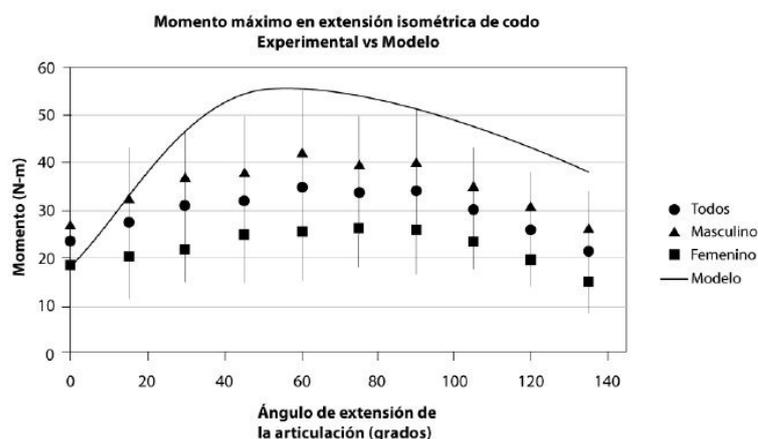


Figura 1.13. Momento máximo en extensión (Hale R, 2011).

1.6 PATOLOGÍAS

Las patologías que afectan más frecuentemente al codo son las luxaciones, las fracturas y en menor medida, las quemaduras.

Luxaciones: se producen por hiperextensión, hiperabducción y semiflexión-supinación del antebrazo, que tiene como consecuencia la pérdida de contacto de las superficies articulares. Tras la reducción de la lesión se debe inmovilizar la articulación durante un período de tres semanas (Perry y Elstrom, 2001).

Fractura supracondílea del humero: fractura transversal en el extremo distal del húmero. La retracción del bíceps obliga al desplazamiento del segmento fracturado, presionando sobre la arteria braquial, con lo que se disminuye el riego sanguíneo de los músculos en la parte anterior del brazo, produciendo contracciones y disminución de las funciones de los músculos, tanto flexores como extensores (Drake y Mitchell, 2005).

Fracturas transcondilares: fractura transversal que pasa a través de los epicóndilos, el olecranon y la fosa coronoides. En todos los pacientes se presenta una reducción de la movilidad del codo, especialmente en la extensión. (Perry y Elstrom, 2001).

Fractura de la cabeza del radio: Es una de las lesiones que suelen ocurrir cuando se produce una caída con la mano extendida. Estas fracturas suelen producir una pérdida de la extensión completa del codo y la reconstrucción quirúrgica puede precisar periodos prolongados de fisioterapia para conseguir una recuperación total de la movilidad articular. (Drake y Mitchell, 2005).

Fractura de olecranon: Son más frecuentes en la tercera edad, y son causadas por la caída sobre el antebrazo semiflexionado y supinado o por golpes directos en el punto del olecranon. (Ennis, Miller, y Kelly, 2015).

Fractura de la fosa coronoide: Es raro encontrarlas solas, pues se presentan generalmente con una dislocación del codo; 10% de las dislocaciones de codo son acompañadas por una fractura de la apófisis coronoide. (Ennis, Miller, y Kelly, 2015).

1.7 TRATAMIENTO Y COMPLICACIONES EN LESIONES DE CODO

La inmovilización de la articulación del codo es realizada con el fin de lograr una fijación estable y permitir su correcta recuperación tras una lesión, haciendo uso de una férula para mantener la posición de mayor volumen intracapsular, con el antebrazo flexionado entre 70 ° y 90 °, para acomodación del edema. La gravedad de la lesión, las características específicas del paciente y la patología subyacente determinan el procedimiento, así como la duración de la inmovilización.

Una de las complicaciones comunes de las lesiones de codo es la rigidez, que se puede presentar aun ante la mínima inmovilización, aunque se hace más fuerte con el paso del tiempo. Más del 25 % de las fracturas de húmero, y el 15 % de dislocaciones simples del codo resultan en rigidez y déficits de extensión. De igual manera, 21 % de los pacientes con dislocación uno humeral y fractura de la cabeza radial asociada presentan rigidez del codo (Peter, y otros, 2009).

Uno de los factores asociados con la rigidez de codo es la disminución en la capacidad de los tejidos blandos, que involucra principalmente a la capsula fibrosa y a los ligamentos. La capsula fibrosa sufre una cicatrización excesiva, consecuencia de una disminución en el contenido de agua y un aumento en la formación del colágeno, lo que tiene como consecuencia la contractura de la articulación. A su vez, el ligamento medial colateral es propenso a la cicatrización debido a la tensión continua a la que es sometido, a causa de la postura del codo (Anneluuk y Jesse, 2013).

Por otra parte, y como consecuencia de la disminución en la longitud de los músculos flexores, su antagonista, el tríceps, se ve forzado a una posición de estiramiento prolongado. Esto tiene como efecto un aumento en la longitud del musculo, debido a su naturaleza visco-elástica que le permite una deformación plástica o persistente. A causa de este estiramiento el área de sección transversal del musculo se ve disminuida, y ya que esta área está relacionada directamente con la fuerza, su disminución resulta en el debilitamiento del tríceps (Sahrmann, 2005).

1.7.1 TRATAMIENTO CONSERVADOR DE LESIONES DE CODO

Las retracciones postraumáticas del codo responden adecuadamente al tratamiento conservador, cuyo objetivo es proporcionar al paciente una articulación funcional, libre de dolor y estable, a partir de la realización de terapias de movilización de la extremidad. La realización temprana de movimientos activos incrementa las posibilidades de éxito de un tratamiento no invasivo, logrando la correcta recuperación de la movilidad en el menor tiempo posible. (Anneluuk y Jesse, 2013).

Recuperar el rango de movilidad es un primer paso importante, por lo que se utilizan diversos métodos para lograrlo, uno de estos son las férulas estáticas progresivas y dinámicas, que permiten forzar el arco de manera gradual, estas son incluidas en los programas de rehabilitación con el objeto de restablecer la longitud de los músculos retraídos. Adicionalmente, el programa de fisioterapia también debe reducir el dolor, fortalecer la musculatura y reeducar funcionalmente al individuo. (Peter, y otros, 2009).

Cuando un paciente no presenta ningún tipo de ganancia de arco durante la terapia estándar en el lapso determinado para la misma, se corre el riesgo de necesitar una terapia prolongada y costosa, o se puede presentar una contractura, que es la pérdida permanente de la movilidad articular, lo que puede llevar a practicar una nueva intervención quirúrgica. (Sahrmann, 2005).

1.7.2 TRATAMIENTO QUIRÚRGICO

Tradicionalmente, la cirugía se ofrece a pacientes con contracturas, tanto de flexión como de extensión, de por lo menos 30 °. Sin embargo, los resultados dependen del paciente, sus características y las habilidades del cirujano para este tipo de intervención, por lo que se deben considerar los riesgos y beneficios de la misma. Además, el paciente debe estar dispuesto a una prolongada y rigurosa rehabilitación tras la operación. Esta incluye la recuperación funcional del arco de movimiento, restablecer la fuerza muscular y reincorporar la extremidad a actividades cotidianas. (Anneluuk y Jesse, 2013).

1.7.3 TÉCNICA SOSTENER RELAJAR

La técnica sostener-relajar tiene como objetivo principal aumentar el rango de movimiento pasivo y disminuir el dolor.

Esta técnica se caracteriza por realizar resistencia en contracción isométrica de los músculos antagonistas (los músculos acortados), seguido por la relajación.

Descripción de la terapia:

1. El terapeuta o el paciente mueve la articulación o el segmento corporal hasta el final del movimiento pasivo o al rango de amplitud donde no se muestre dolor. Es preferible el movimiento activo y el terapeuta puede imponer resistencia sin causar dolor.

2. A continuación El terapeuta pide una contracción isométrica del músculo limitando el patrón de movimiento (antagonistas), con énfasis en la rotación. Los autores consideran que la contracción se mantiene durante al menos 5-8 segundos.

3. La resistencia se aumenta lentamente.

4. Después de mantener la contracción durante el tiempo suficiente, el terapeuta pide al paciente que se relaje.

5. Tanto el terapeuta como el paciente deben relajarse gradualmente.

6. La articulación o parte del cuerpo se coloca de nuevo ya sea activa o pasivamente con el nuevo límite de alcance. El movimiento activo es preferible si es sin dolor. El movimiento puede ser sin que cause dolor.

7. Repita todos los pasos en el nuevo límite de alcance.

Una de las condiciones fundamentales para lograr la disminución del dolor durante la realización de la terapia es que el paciente se encuentre en todo momento en una posición confortable. (Huter y Schewe, 2003).

CAPÍTULO II

METODOLOGÍA

2.1 REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA

Para el desarrollo de este proyecto es muy importante realizar una revisión bibliográfica en diversas fuentes de información, para conocer acerca de los dispositivos que cumplen la función de rehabilitador de codo en la actualidad, esto basado en productos existentes en el mercado además en publicaciones, trabajos de grado e investigaciones afines de diferentes dispositivos usados para la rehabilitación de esta articulación, con el fin de comprender los principios empleados para el diseño y construcción de los mismos.

Específicamente, en esta fase se recopila información acerca de los dispositivos empleados para el tratamiento de personas que sufren lesiones de codo. Se tomará en cuenta características que faciliten un óptimo funcionamiento y a su vez la utilización de materiales de comercialización nacional que permitan una fácil y rápida fabricación. Por otra parte, es primordial investigar sobre la rehabilitación para que el dispositivo brinde un tratamiento adecuado y este se lo realice en el menor tiempo posible, cumpliendo con los requerimientos para una rehabilitación optima siendo segura a la vez.

2.2 ANÁLISIS QUALITY FUNCTION DEPLOYMENT (QFD)

Se parte de un análisis QFD o despliegue de la función de calidad, el cual tiene como objetivo establecer una forma sistemática de capturar y procesar las necesidades reales del mercado para que todo el diseño del dispositivo este enmarcado en estas necesidades, lo que trata este análisis es de escuchar las necesidades del cliente, tomando esto como elemento fundamental del diseño. Del cual se obtiene la necesidades y características más importantes a destacar en el diseño del dispositivo.

2.3 CARACTERÍSTICAS DEL USUARIO

Para un óptimo diseño del dispositivo rehabilitador es necesario determinar las características del dispositivo tomando en cuenta las características antropométricas de los usuarios, por lo que se analiza y fundamenta acerca de las medidas antropométricas de la población ecuatoriana logrando con estos datos dimensionar correctamente el dispositivo.

2.4 SELECCIÓN DE LA MEJOR SOLUCIÓN DE DISEÑO

La selección de la mejor solución se la realiza con el método basado en criterios y restricciones, donde se presentan tres modelos para los cuales se consideran las características deseadas y las restricciones para el dispositivo. Dicho método permite una fácil selección mediante tablas de ponderaciones dando como resultado la mejor opción.

2.5 SELECCIÓN DEL MATERIAL

Para la selección del material se lo realiza analizando características que se necesitan para la manufactura, existencia en el mercado entre otras recalando que la mayor característica que se busca es que el peso sea bajo, todo esto mediante software que contiene las características de una amplia variedad de materiales comerciales, para la selección.

2.6 MODELADO Y SIMULACIÓN DE LA SOLUCIÓN

Teniendo definida la mejor solución se pasa a realizar cálculos preliminares usando teoría de mecánica de materiales y posteriormente una herramienta computacional basada en el Método de Elementos Finitos (SolidWorks®). Esta herramienta se empleará para realizar un análisis detallado de las piezas para determinar las zonas críticas del dispositivo y así evaluar el factor de seguridad, considerando también las máximas deformaciones.

2.7 SISTEMA ELECTRÓNICO

El sistema electrónico se basa en la selección del actuador, el cual se determina de acuerdo con las cargas existentes en el mecanismo, además se selecciona el tipo de control para el movimiento del actuador, alimentación eléctrica, el sistema de control se realiza mediante un controlador específico para el actuador.

2.8 CONSTRUCCIÓN Y ENSAMBLAJE

Finalizado el diseño, se procede a elaborar los planos y a su vez realizar la compra de los materiales para el mecanizado de las piezas y el posterior ensamblaje de la estructura; también se adquieren los materiales de la parte eléctrica y de control incluyendo el motor, alimentación y su controlador.

2.9 PRUEBAS Y VALIDACIÓN

Para las pruebas de validación del dispositivo se procederá a realizar terapias de recuperación en varios usuarios para poder verificar un adecuado funcionamiento, que cumpla los rangos de movilidad incluya todas las especificaciones de antropometría entre otras.

CAPÍTULO III

RESULTADOS

3.1 ANTROPOMETRÍA

Para poder dimensionar el dispositivo rehabilitador pasivo de codo, de tal forma que se adapte a las necesidades de las personas a usar dicho dispositivo, se hace una revisión de la antropometría de la población ecuatoriana para determinar las diferentes dimensiones que tendrá el rehabilitador.

Para lograr que el dispositivo sea útil para la mayoría de población se han tomado los datos de antropometría ecuatoriana de la investigación realizada por Daniela Lema (Lema, 2013). Para abarcar las dimensiones de la mayor parte de los posibles usuarios, se tomarán las medidas del percentil 5 (mínima) y el percentil 95 de los hombres (máxima).

Además, es necesario conocer otras características del miembro superior como son el perímetro del brazo, perímetro del antebrazo, anchura del codo y la longitud codo-palma de la mano, para así poder realizar el diseño del dispositivo en la figura 3.1 se indican estas medidas y en la tabla 3.1 se tienen los valores de dichas medidas.

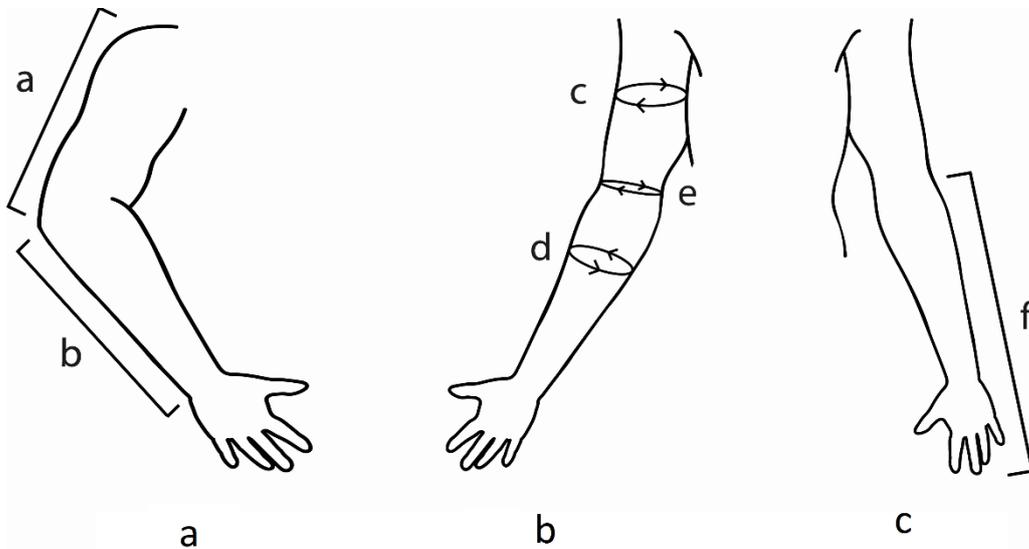


Figura 3.1. Dimensiones antropométricas del miembro superior; (a) brazo y antebrazo; (b) perímetros de brazo, antebrazo y ancho de codo; (c) longitud codo - palma de la mano (adaptado de Lema, 2013).

Tabla 3.1. Medidas antropométricas brazo y antebrazo (Lema, 2013).

	Longitud Mínima (cm)	Longitud Máxima (cm)
Longitud Hombro – Codo (a)	22,98	37,10
Longitud Codo - Mano (b)	29,84	45,00
Perímetro Brazo Flexionado (c)	23,10	35,60
Perímetro Antebrazo (d)	20,60	29,90
Anchura Codo (e)	5,40	7,40
Longitud Codo-Palma de la Mano (f)	55,24	65,00

3.2 ANÁLISIS QFD

El análisis QFD es un método de diseño de productos que escoge las demandas y expectativas en orden de prioridades del cliente. En el anexo 2, es posible observar a la matriz QFD empleada en el diseño del rehabilitador pasivo de codo, el cual se lo realizó con la ayuda de especialistas en fisioterapia, para poder incluir todas las necesidades que debe cumplir el dispositivo rehabilitador, tanto en la parte técnica como las necesidades en la parte de ergonomía.

Una vez terminado el análisis se puede concluir cuáles son los requerimientos más importantes con los que debe contar el dispositivo para satisfacer las necesidades tanto de los pacientes como de los especialistas en fisioterapia y así cumplir con una rehabilitación adecuada.

3.3 REQUERIMIENTOS DE DISEÑO

Con lo investigado acerca de las medidas antropométricas y el análisis QFD se llega a obtener los requerimientos para el diseño del dispositivo los cuales se detallan en la tabla 3.2.

Tabla 3.2. Requerimientos de diseño.

Requerimiento	Definición
Fácil desplazamiento	El peso y dimensiones del dispositivo, deben permitir su desplazamiento de manera sencilla y cómoda.
Variación de altura	Rango de altura ajustable en mínimo 8 cm, permitiendo la correcta acomodación del paciente.
Longitud de antebrazo	Mínima = 29,48 cm y Máxima = 45 cm
Diámetro brazo - antebrazo	Brazo = 11,4 cm y Antebrazo = 9,6 cm
Posición de antebrazo	Mantener la postura neutral del antebrazo.
Lateralidad	Configurar el dispositivo para ser utilizado tanto en el brazo izquierdo como en el derecho.
Aislar componentes	Los elementos electrónicos, mecánicos y demás que representen riesgo para el paciente deben ser aislados.
Interacción intuitiva	Fácil manejo del dispositivo por la minimización de comandos, correcta legibilidad y el uso de los controles.
Facilidad de montaje	Los componentes pueden ser ensamblados por el operador de manera rápida.
Comodidad	El dispositivo debe permitir su uso en posición sedente, manteniendo una postura adecuada a lo largo de la terapia.
Higiene	Los componentes que se encuentran en contacto directo con el paciente deben ser fácilmente higienizados.
Fácil mantenimiento	Fácil acceso y desmontaje de los componentes para la correcta realización de reparaciones y mantenimiento general.
Durabilidad	El material debe soportar el esfuerzo producido durante la terapia.
Fuerza del movimiento	Fuerza de salida de 39 N
Velocidad de movimiento	Desplazamiento del antebrazo a una velocidad máxima de 3 rpm
Transmisión de movimiento	El sistema de transmisión de movimiento debe minimizar las pérdidas de fuerza o velocidad.
Optimización de movimiento	Disminuir la fricción que se presente entre las piezas móviles del dispositivo.
Forma	Estilo determinado por el uso de formas sencillas, curvas suaves y limpias.

3.4 PRODUCTOS EXISTENTES EN EL MERCADO

Para realizar el diseño y la construcción del prototipo rehabilitador pasivo de codo se investiga varios equipos existentes en el mercado, diseñados para la rehabilitación de la articulación de codo, para así determinar la solución óptima del dispositivo, en la tabla 3.6 se muestran los diferentes dispositivos con sus ventajas y desventajas.

Tabla 3.3. Características de dispositivos existentes en el mercado.

Producto	Ventajas	Desventajas
ARTROMOT 	Ajuste de velocidad Permite acoplarse a cualquier tipo de silla, y bloquear el movimiento de sus llantas. Se puede variar su altura según las necesidades del paciente.	Es poco portable Su masa es de 16 kg Alto costo.
E3 ELBOW CPM DEVICE 	Uso de batería recargable. Memoria interna que almacena datos para revisión del terapeuta. Función de calentamiento inicial. Adaptable a cama o silla	Es necesario desarmar para cambio de brazo. El tamaño y la disposición de mandos lo hacen de difícil manipulación.
ARTROMOT- E2 437- OR8003 	Control de los motores para secuencias aisladas. Apoyo para brazo libre. Registro de la duración total del tratamiento. Tarjeta chip para almacenamiento de parámetros del tratamiento. Repetición de grados finales. Representación gráfica de todo el ciclo del tratamiento.	Poco portátil debido a su silla integrada. Difícil manipulación del control para una sola mano. Es necesario desarmar para cambio de brazo.
ARTROMOT E2 CODO CPM 	Permite ser ajustado a cualquier tipo de silla. Tarjeta chip personal para almacenar datos del tratamiento. Varía su altura dependiendo las necesidades del paciente. Apoya brazos de fácil desinfección.	Poco portable. Su masa es de 16 kg. Cableado a la vista. Alto costo.
KINETEC 6080 CODO CPM 	Versatilidad para adaptarse a cama o silla. Bloqueo de rango de movimiento. Control de velocidad variable para cambios progresivos de terapia.	Inestable al momento de usar. Difícil manipulación debido a su tamaño.

3.5 SELECCIÓN DE LA MEJOR SOLUCIÓN DE DISEÑO

Se proponen tres prototipos de diseño para el rehabilitador pasivo de codo a partir de diseños ya existentes en el mercado de acuerdo a las dimensiones y características que se necesitan para una adecuada terapia, en la figura 3.2 se muestran las tres propuestas, la solución (a) muestra un rehabilitador pasivo el cual tiene soporte para brazo y antebrazo, no cuenta con regulación de distancia del antebrazo y necesita de una mesa o una silla para poder ser utilizado; la propuesta (b) cuenta con soporte para brazo, antebrazo y muñeca, no cuenta con regulación de medida y necesita varios aditamentos especiales para ser utilizado, la propuesta (c) cuenta con apoyo para el antebrazo y regulación de este, tiene apoyo para la muñeca y no necesita silla ni otro accesorio especial para ser utilizado ya que tiene su propia base.

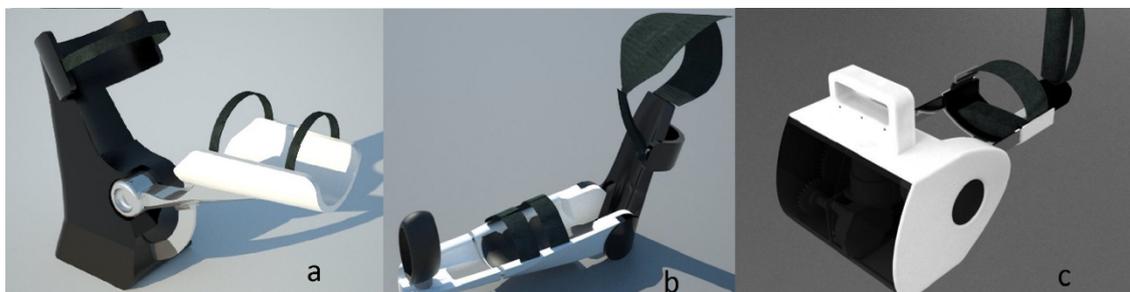


Figura 3.2. Modelos propuestos: a) Solución 1, b) Solución 2, c) Solución 3.

Para la selección de la mejor solución se hace uso del método basado en restricciones y criterios, se parte de definir las restricciones y sus variables las cuales se muestran en la figura 3.4 y a su vez los criterios con su respectiva variable los cuales están indicados en la tabla 3.5 para poder realizar un análisis con mayor facilidad.

Tabla 3.4. Restricciones.

RESTRICCIONES	NOMECLATURA
Costo máximo	R1
Tamaño máximo	R2
Peso máximo	R3
Lateralidad	R4
Fuente de energía	R5

Tabla 3.5. Criterios.

CRITERIOS	NOMECLATURA
Menor costo de fabricación	C1
Menor peso del dispositivo	C2
Mayor seguridad para usar	C3
Menor tamaño del dispositivo	C4
Mayor estética	C5

Luego se procede con una ponderación de criterios para dar un orden de importancia mostrado en la figura 3.6.

Tabla 3.6. Ponderación de criterios.

	C1	C2	C3	C4	C5	N. DE VECES	PCX
C1						0	1
C2	C2					4	5
C3	C3	C2				2	3
C4	C4	C2	C4			3	4
C5	C5	C2	C3	C4		1	2
ORDEN IMPORTANCIA	5	1	3	2	4		

Siendo PCX= Ponderación de cada criterio.

Una vez obtenida la importancia de cada uno de los criterios se realiza una ponderación de cada solución propuesta con respecto a cada uno de los criterios en la tabla 3.7 se muestra la ponderación respecto al primer criterio, en la tabla 3.8 respecto al segundo criterio, en la tabla 3.9 respecto al tercer criterio, en la tabla 3.10 respecto al cuarto criterio y en la tabla 3.10 se muestra la ponderación de las soluciones respecto al criterio 5.

Tabla 3.7. Ponderación de las soluciones respecto al primer criterio.

C1	S1	S2	S3	N. DE VECES	PX1=N	N
S1				0	P11=1	1
S2	S2			1	P21=2	2
S3	S3	S3		2	P31=3	3
ORDEN ACEPTADO	3	2	1			

Donde:

S= Solución.

PXN = Ponderación de cada solución con respecto a cada criterio.

Tabla 3.8. Ponderación de las soluciones respecto al segundo criterio.

C2	S1	S2	S3	N. DE VECES	PX2=N	N
S1				0	P12=1	1
S2	S2			2	P22=3	3
S3	S3	S2		1	P32=2	2
ORDEN ACEPTADO	3	1	2			

Tabla 3.9. Ponderación de las soluciones respecto al tercer criterio.

C3	S1	S2	S3	N. DE VECES	PX3=N	N
S1				0	P13=1	1
S2	S2			1	P23=2	2
S3	S3	S3		2	P33=3	3
ORDEN ACEPTADO	3	2	1			

Tabla 3.10. Ponderación de las soluciones respecto al cuarto criterio.

C4	S1	S2	S3	N. DE VECES	PX4=N	N
S1				0	P14=1	1
S2	S2			1	P24=2	2
S3	S3	S3		2	P34=3	3
ORDEN ACEPTADO	3	2	1			

Tabla 3.11. Ponderación de las soluciones respecto al quinto criterio.

C5	S1	S2	S3	N. DE VECES	PX5=N	N
S1				1	P15=2	2
S2	S1			0	P25=1	1
S3	S3	S3		2	P35=3	3
ORDEN ACEPTADO	2	3	1			

Con las ponderaciones de cada una de las soluciones con respecto a los criterios se realiza una ponderación final donde se obtiene el peso de cada una de las soluciones siendo la de mayor valor la mejor solución para el dispositivo rehabilitador de codo.

Tabla 3. 12 Ponderación final.

PCX	P1X	PCX.P1X	P2X	PCX.P2X	P3X	PCX.P3X
PC1	P11	1	P21	2	P31	3
PC2	P12	5	P22	15	P32	10
PC3	P13	3	P23	6	P33	9
PC4	P14	4	P24	8	P34	12
PC5	P15	4	P25	2	P35	6
		17		33		40
		X1=17		X2=33		X3=40

Siendo X cada una de las soluciones propuestas, de este modo da como mejor solución de diseño. La solución número 3 con un puntaje en la ponderación de 40.

3.6 DESCRIPCIÓN DE LA SOLUCIÓN SELECCIONADA

Una vez seleccionada la mejor alternativa, se realiza una descripción geométrica del dispositivo, en la figura 3.3 se muestran las partes más importantes, estas son: la carcasa donde se posiciona el brazo, además donde se acomoda el motor, la correa dentada con sus poleas y elementos electrónicos, apoyo del antebrazo, donde se encuentran las correas de ajuste para la sujeción del paciente, pasador el cual cumple la función de transmitir el movimiento desde el motor hasta el antebrazo, guía lineal utilizada para regular la longitud del antebrazo adaptándose así a las medidas del paciente, manubrio el cual permite la sujeción de la mano en el dispositivo, carro para guía; siendo este el que se mueve en la guía para regular la longitud del antebrazo, tubos para ajuste de altura que permiten adaptarse a la medida de diferentes personas, base siendo esta el soporte de todo el dispositivo y consta de tornillos mariposa los cuales permiten un fácil ensamblado del dispositivo .

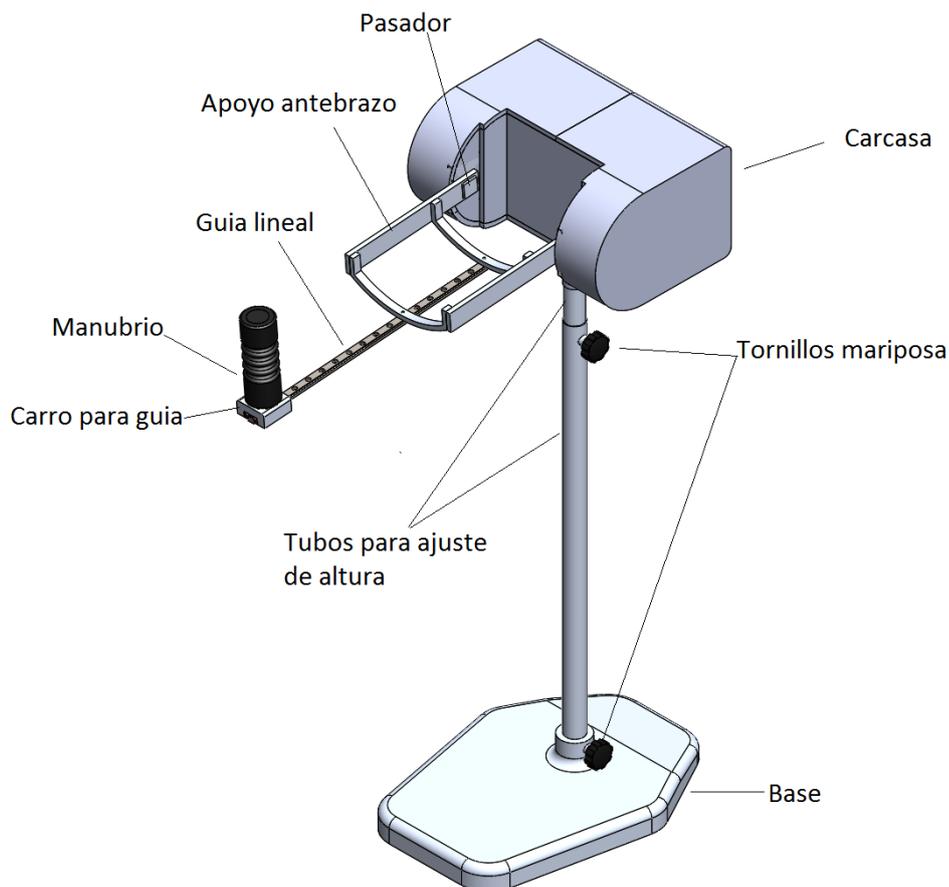


Figura 3. 3. Partes de la alternativa seleccionada.

3.7 SELECCIÓN DEL MATERIAL

Para un adecuado diseño del dispositivo rehabilitador de codo se debe tomar en cuenta varias características importantes como son: peso, resistencia a esfuerzos y resistencia a la corrosión.

Por otra parte, hay que tener en cuenta otras características ya que el dispositivo pertenece a la línea hospitalaria, en la tabla 3.13 se muestran los parámetros que los dispositivos deben cumplir.

Tabla 3. 13 Características para dispositivos médicos (Canitrot y otros, 1989).

Características	Descripción
Limpieza	Apto
Desinfección	Apto
Esterilización	Apto
Rugosidad	Aceptable para desinfección
Peso	Bajo
Corrosión	Mínima

Con el fin de facilitar la selección del material más adecuado, se utiliza el software CES EduPack®, en este programa la selección se la realiza por medio de mapas Ashby los cuales contienen una amplia variedad de materiales con sus propiedades, haciendo uso de estos se procede a delimitar el universo de materiales.

Tabla 3. 14 Propiedades recomendadas de materiales para dispositivos médicos (Lema, 2015).

Propiedad	Valor mínimo	Valor máximo	Unidades
Densidad	1500	8000	kg/m ³
Precio	1	80	USD/kg
Límite elástico	100	300	MPa

Una vez ingresadas las limitaciones de las propiedades de los materiales en el software, se muestran los materiales que cumplen con las características deseadas, estos materiales se muestran en la figura 3.3.

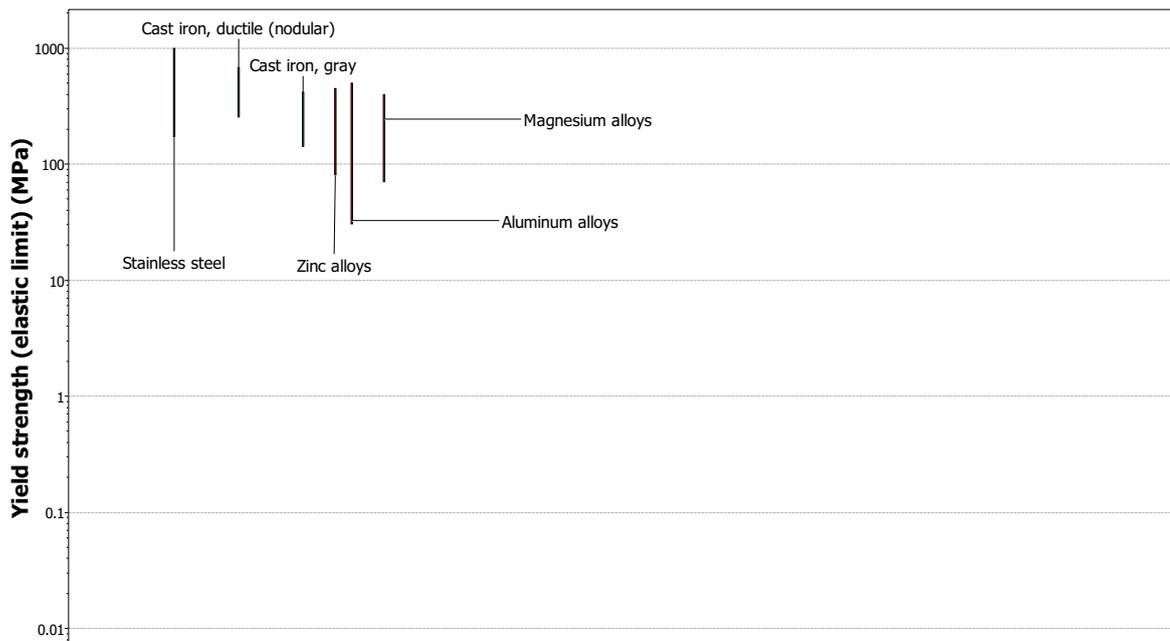


Figura 3.4. Gráfica de los materiales con limitación de propiedades.

Los materiales que aparecen en el universo debido a las condiciones que deben cumplir en este caso son: hierro fundido dúctil (nodular), acero inoxidable, hierro fundido gris, aleaciones de zinc, aleaciones de aluminio y aleaciones de magnesio, como se observa en la figura anterior, descartando de forma rápida materiales que no cumplen normas para equipos médicos al no ser inoxidables y otros al no existir en el mercado.

En la selección del material más adecuado se hace uso de gráficos comparativos de acuerdo con las relaciones de propiedades entre materiales para determinar el material exacto, la figura 3.4 muestra relación de límite elástico y densidad, la figura 3.5 muestra la relación entre precio y densidad, además la figura 3.5 indica la relación que hay entre límite elástico y precio.

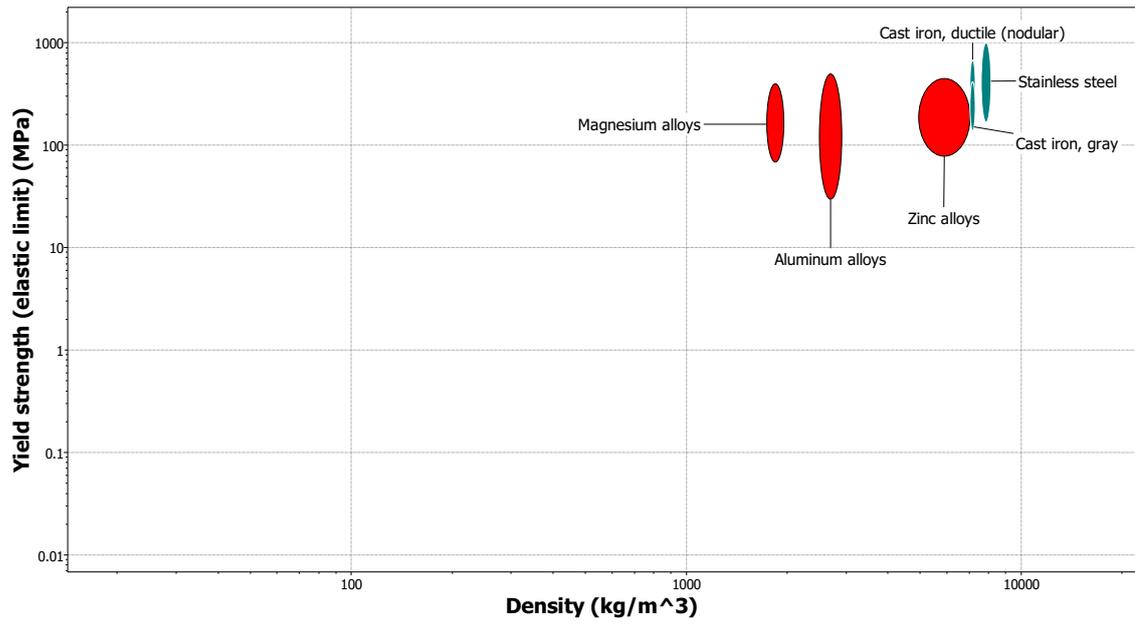


Figura 3.5. Gráfica de materiales límite elástico vs densidad.

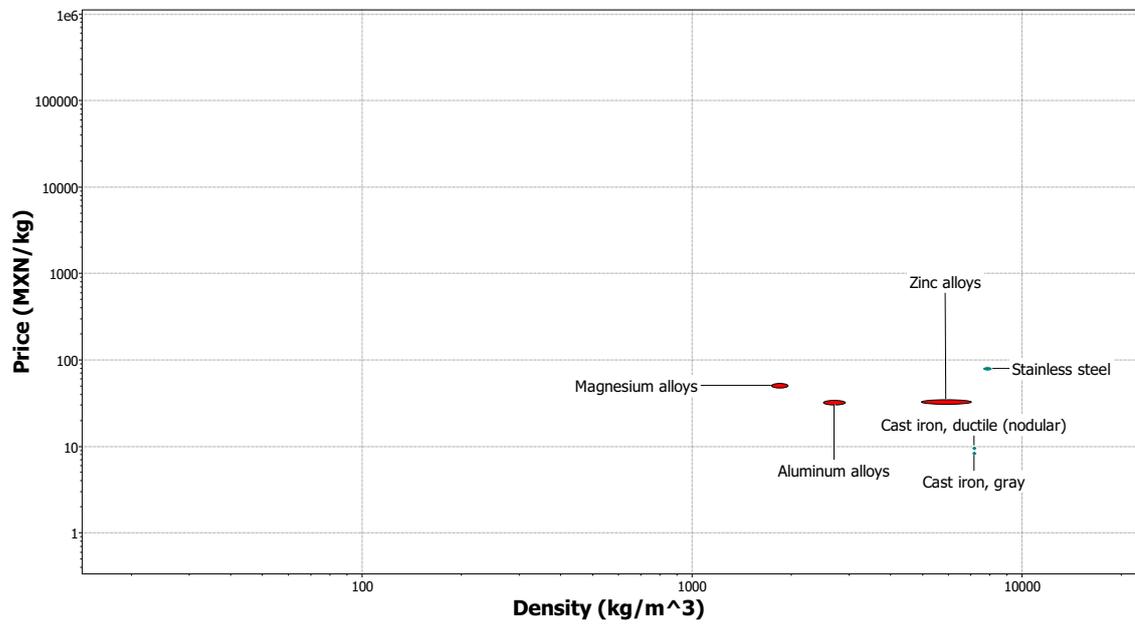


Figura 3.6. Gráfica de materiales precio vs densidad.

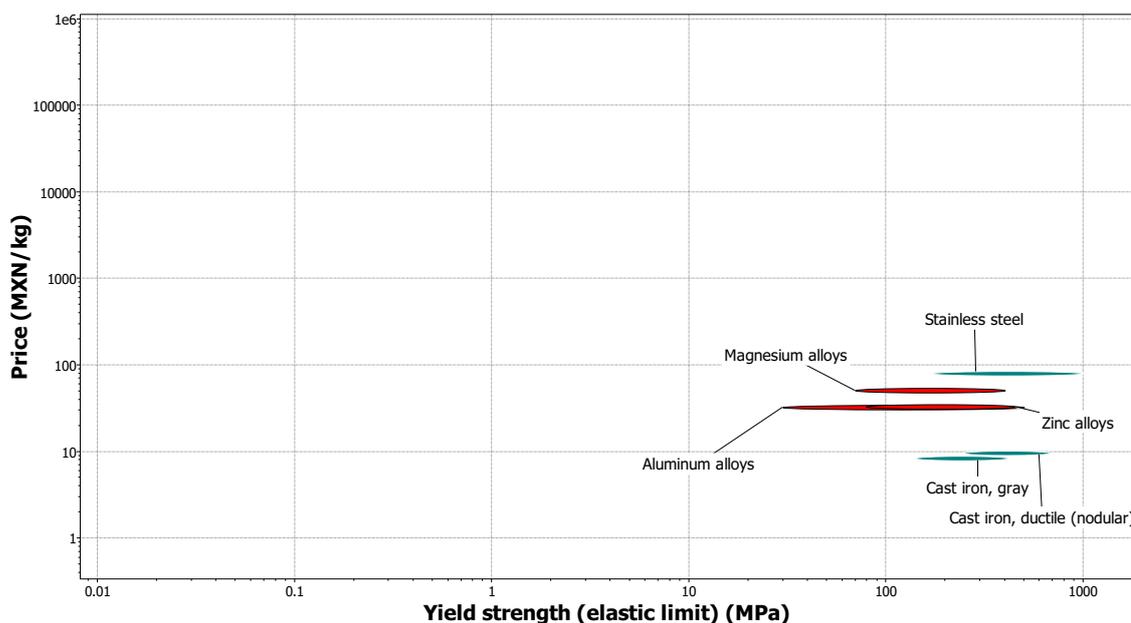


Figura 3.7. Gráfica de materiales precio vs limite elastico.

Para resumir las gráficas se realiza la tabla 3.15 donde se ubica la ponderación de cada material en orden empezando desde el mejor material dándole un valor de 1; determinado cual es el mejor material para el dispositivo.

Tabla 3.15. Selección del material.

Material	Relación límite elástico - densidad	Relación precio - densidad	Relación límite elástico - precio
Aleaciones de Aluminio	1	1	1
Aleaciones de Magnesio	2	2	3
Aleaciones de Zinc	4	3	2
Acero inoxidable	3	4	4

Con las condiciones que debe tener el material para la construcción del dispositivo, y las relaciones entre límite elástico – densidad, así como la relación entre precio – densidad y la relación precio – límite elástico. Se concluye que el material adecuado es el aluminio por su alta relación límite elástico – densidad y baja relación precio – densidad, en Ecuador se encuentra en aleaciones como 6061, 6063 T6. Para la construcción de este dispositivo se selecciona aleaciones de aluminio 6063 T6 por la disponibilidad en el mercado tanto en tubo como en plancha necesario para la construcción.

3.8 DIAGRAMA DE CUERPO LIBRE

Se muestra en la figura 3.8 las fuerzas aplicadas, F_{1y} por parte del antebrazo, $F_{1y} = 16 \text{ N}$ y se aplica F_2 por parte de la mano donde $F_{2y} = 7 \text{ N}$. En la figura 3.9 se indica el diagrama de cuerpo libre del antebrazo. Aplicando las ecuaciones de equilibrio se obtuvo:

$$R_{1y} = 23 \text{ N}.$$

$$MA = 9.1 \text{ N} \cdot \text{m}.$$

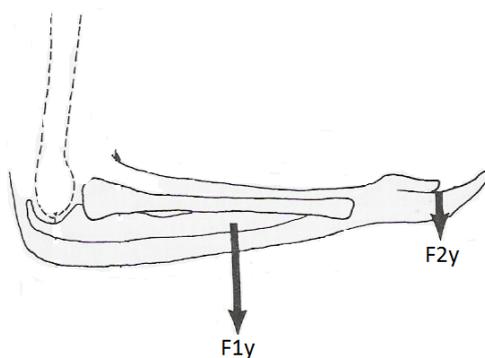


Figura 3.8. Antebrazo con las fuerzas aplicadas (Nordin, 2004).

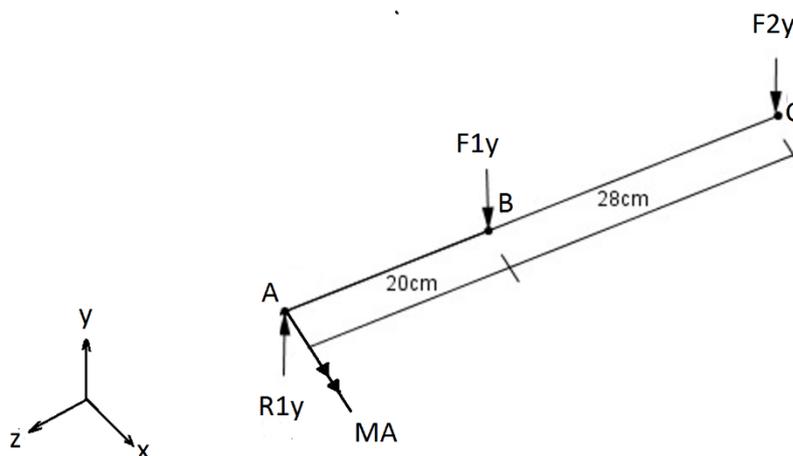


Figura 3.9. D.C.L. para el movimiento de flexión - extensión.

3.9 SELECCIÓN DEL MOTOR

Existen motores eléctricos de diferentes tipos; en el rehabilitador pasivo de codo se utiliza un motor a pasos, debido a que este motor cumple los requerimientos para el rehabilitador como son: baja velocidad, torque alto y por otra parte son de fácil control ya que con el driver se puede utilizar de forma fácil. Seleccionándose el motor a pasos nema 23, en la tabla 3.16 se observan las características del motor, por otra parte, se selecciona el controlador adecuado para el motor a pasos nema 23, la hoja de especificaciones se muestra en el anexo 1.

Tabla 3.16. Características motor nema 23.

Carga máxima	40 N•m
Voltaje	24 V
Corriente nominal	2.8 A
Peso	2 kg
Temperatura de uso	-10 °C a 50 °C
Número de fases	2

3.10 SELECCIÓN DE GUÍA LINEAL

Para poder regular la medida del antebrazo se utiliza una guía lineal, la cual permite una fácil adaptación para cualquier medida y tiene muchas ventajas como alta precisión de posicionamiento, larga vida útil, misma capacidad de carga en todas las direcciones, fácil montaje y fácil lubricación.

3.10.1 SELECCIÓN DE LA SERIE

Se selecciona la serie MGN/MGW, esta serie de guía puede ser observada en la figura 3.10, que es utilizada en dispositivos miniatura, dispositivos de fabricación de semiconductores, equipos médicos y de laboratorio en la tabla 3.17 se observan las características de esta serie.

Tabla 3.17. Características de la serie MGW (HIWIN, 2016).

Características de la Serie MGW
<ul style="list-style-type: none"> • Tiene un raíl y un patín más ancho y más largo para poder soportar mayores cargas y momentos de carga • Pequeña y ligera de peso • El acero, tanto del patín como del raíl, resistente a la oxidación, esto incluye también las bolas y el retenedor. Apropiaada para aplicaciones que requieran componentes anticorrosivos. • Diseñada con el principio de arco circular, lo cual le permite soportar cargas en dirección radial, radial inversa y lateral, mayor rigidez y alto grado de precisión, con un movimiento suave. • Sistema de recirculación de bolas: patín, raíl y retenedor de bolas. • Sistema de lubricación: engrasador para MGW15, aceite mineral • Sistema de protección anti-polvo: sellado frontal, sellado inferior.

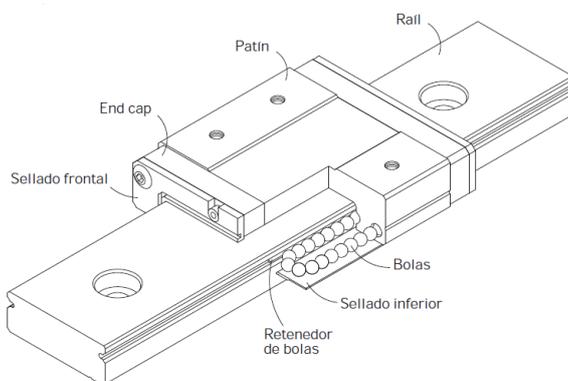


Figura 3.10. Guía lineal MGN/MGW (HIWIN, 2016).

3.10.2 FACTOR DE SEGURIDAD

Este factor indica la relación entre la carga posible (C_0) y la carga efectiva (P). Este depende de las condiciones operacionales y del entorno de trabajo, un factor de seguridad elevado es muy importante para guías lineales, se utiliza la ecuación para el cálculo del factor de seguridad del catálogo de HIWIN $f_s = C_0/P$, donde $C_0 = 2,55$ kN, es el valor de capacidad de carga según el catálogo de HIWIN y $P = 0,098$ kN, es la carga efectiva calculada con un peso de 10 kg.

Una vez reemplazados los datos se obtiene $f_s = 26$ que cumple con la condición de ser mayor a 3 indicado en el catálogo de HIWIN y por otra parte es un factor de seguridad alto que es muy importante en el uso de guías lineales.

3.11 SELECCIÓN DEL PASADOR

Esta pieza es la encargada de transmitir el movimiento al antebrazo, debido a que se necesita mover las piezas del antebrazo que son barras cuadradas y a su vez colocar una polea para transmitir el movimiento desde el motor, se selecciona un pasador con diferente forma de área mostrado en la figura 3.11, el cual cuenta con un área circular donde se sitúa la polea y un área cuadrada para la barra del antebrazo.

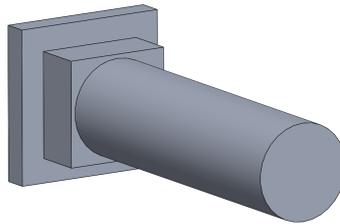


Figura 3. 11. Pasador seleccionado

3.12 SELECCIÓN DEL MÁSTIL

Para la realización de la terapia se necesita situar en antebrazo en el dispositivo, para ser usado en forma sedente además que tenga regulación en altura para que se adapte a las diferentes medidas de los pacientes, por lo que se selecciona dos tubos como mástil cuales se pueden observar en la figura 3.12, el mástil estará formado por un tubo exterior de 550 mm y un tubo interior de 600 mm.



Figura 3.12. Mástil seleccionado.

3.13 SELECCIÓN DE CORREA DENTADA

La transmisión de movimiento del motor al antebrazo se realiza mediante una correa dentada, ya que brinda muchas ventajas para el dispositivo rehabilitador pasivo de codo como son: poco ruido, no patinan por el engrane, tienen amplio rango de velocidades, no requieren lubricación, costo de mantenimiento mínimo, al no usar grasa o aceite se disminuye el desgaste de los elementos que giran solidarios.

3.13.1 POTENCIA DE DISEÑO

Para calcular la potencia de diseño según el manual de selección de Intermecc, hay que determinar el tipo de aplicación en el cual se va usar la correa, para encontrar el factor de diseño en la tabla de factores de servicios básicos señalada en el anexo 4, para multiplicarlo por la potencia de la unidad motriz que en este caso es un motor a pasos.

Con el dato de la potencia de la unidad motriz que es 0,84 hp y el factor de servicio encontrado en la tabla del anexo 4 que es de 1,5 se obtiene como resultado 1,26 hp de potencia de diseño.

3.13.2 PASO DE LA CORREA

Una vez determinada la potencia de diseño se procede a seleccionar el paso de la correa. Dicho paso se encuentra utilizando la tabla para la selección del paso de transmisiones que se encuentra en el anexo 5. Luego se procede a buscar en la gráfica la velocidad angular de la unidad motriz y la potencia de diseño, el cruce de estas líneas da como resultado el paso de la correa recomendada. En este caso se determina el paso la serie 5M de correas.

3.13.3 LONGITUD Y ANCHO DE LA CORREA

Luego de haber seleccionado el paso se debe seleccionar la longitud y el ancho en la tabla de transmisiones estándar anexo 6 y en la tabla de capacidad de transmisión con correas de diferentes anchos anexo 7 respectivamente. Para la longitud se relaciona el paso con la relación de velocidad deseada, en este caso se usa una relación de 2 debido a que se quiere reducir la velocidad a la mitad, con estos dos valores se selecciona la longitud en la tabla, en este caso la longitud determinada es 425. Para el ancho de la correa se relaciona la longitud con la potencia de transmisión dando como resultado 15.

Así de esta manera queda seleccionada la correa dentada 425 5M 15, en la figura 3.13 se muestra la correa dentada seleccionada.



Figura 3.13. Correa dentada 425 5M 15 (Intermec, 2015).

3.14 MODELOS GEOMÉTRICOS Y CONDICIONES DE BORDE DE LA SOLUCIÓN

Se muestra en la figura 3.14 el modelo geométrico del rehabilitador y las condiciones de borde impuestas en el software realizando sujeciones, es decir se restringe los movimientos del mecanismo en relación a sus partes fijas, así como las fuerzas que se ejercen por el antebrazo, mano y el motor.

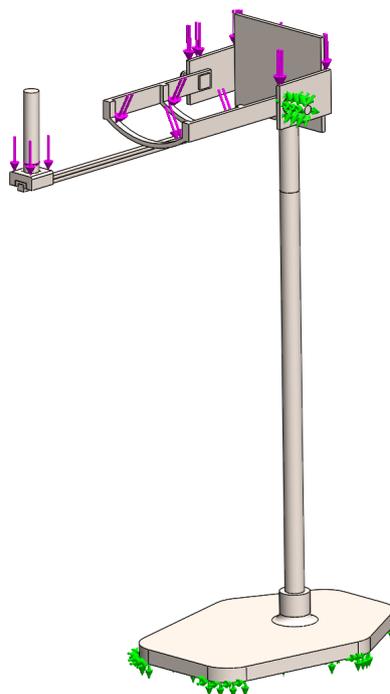


Figura 3.14. Modelo geométrico del rehabilitador con las condiciones de borde.

El mecanismo tiene una sujeción la cual se muestra en la figura 3.15. Creando una pared virtual en la parte inferior de la base para emular el apoyo de dispositivo al piso como se muestra a continuación.

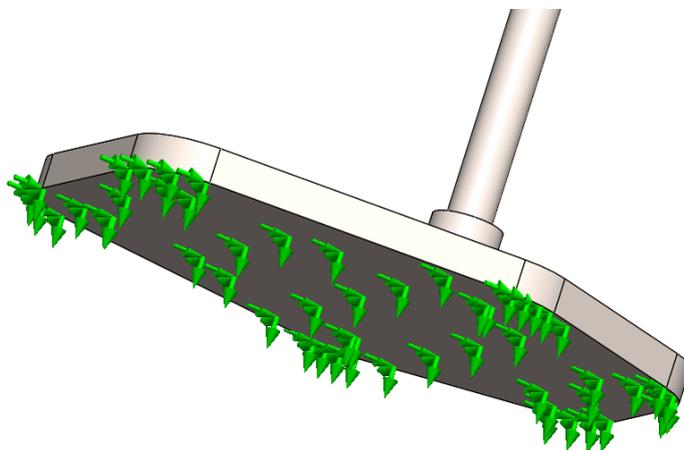


Figura 3.15. Sujeción de la base.

Por otra parte, en el mecanismo se realiza una sujeción sobre caras cilíndricas, ya que en el pasador existirá la transmisión de movimiento a través de la polea, debido a esto para la correcta simulación de la estructura, se emula esta restricción de este movimiento el cual se puede observar en la figura 3.16.

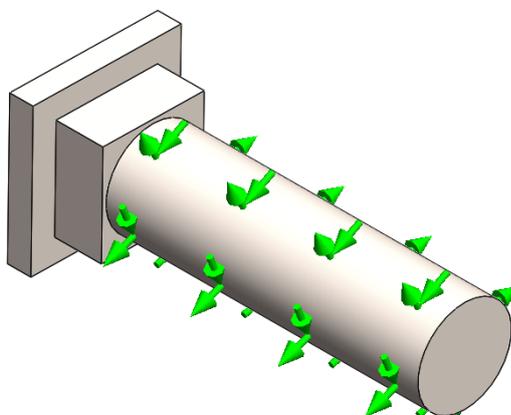


Figura 3.16. Sujeción sobre cara cilíndrica en el pasador.

Las fuerzas aplicadas en el mecanismo son por parte del antebrazo, mano y motor de este modo la fuerza 1 aplicada por parte del antebrazo que está distribuida en las dos barras que son el soporte del antebrazo. Siendo $F1 = 16 N$ en la figura 3.14 se muestra la dirección y la zona de aplicación de la fuerza 1.

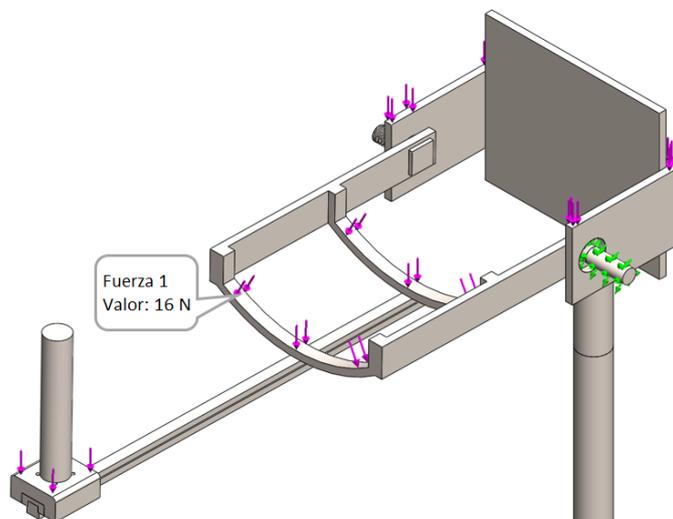


Figura 3.17. Dirección y zonas de aplicación de fuerza 1.

La fuerza 2 es aplicada por parte de la mano. Esta se encuentra distribuida en la base del manubrio; en la figura 3.15 se muestra la dirección y la zona de aplicación, donde $F2 = 7 N$.

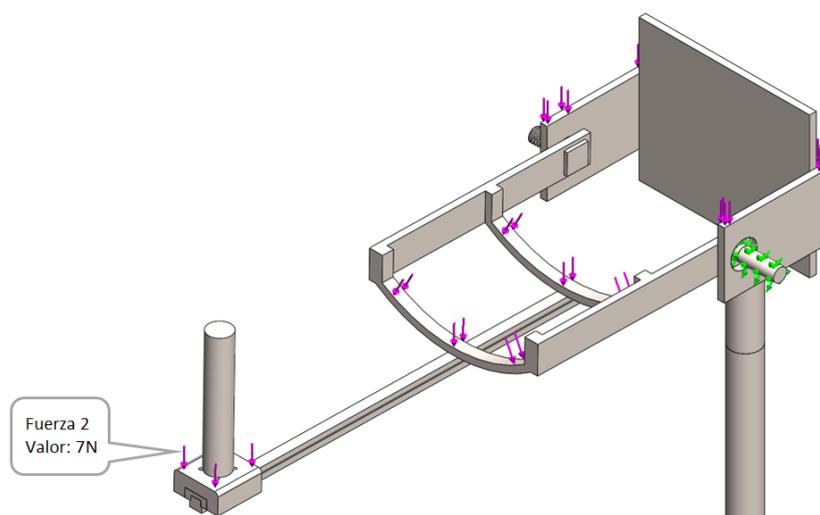


Figura 3.18. Dirección y zonas de aplicación de fuerza 2.

La fuerza 3 es aplicada por parte del motor; esta se encuentra distribuida en la parte donde va posicionado el motor; $F_3 = 17N$ en la figura 3.16 se muestra la dirección y la zona de aplicación el valor de la fuerza aplicada.

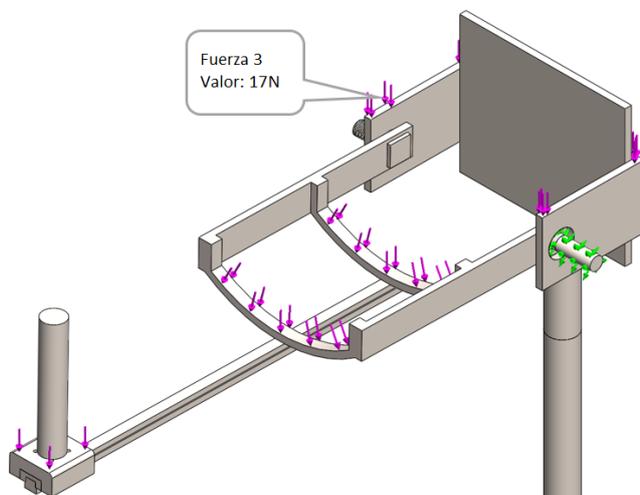


Figura 3.19. Dirección y zona de aplicación de fuerza 3.

En la simulación también se modelarán las superficies de contacto entre las distintas partes, en la figura 3.17 se muestran todos los contactos existentes en el dispositivo.

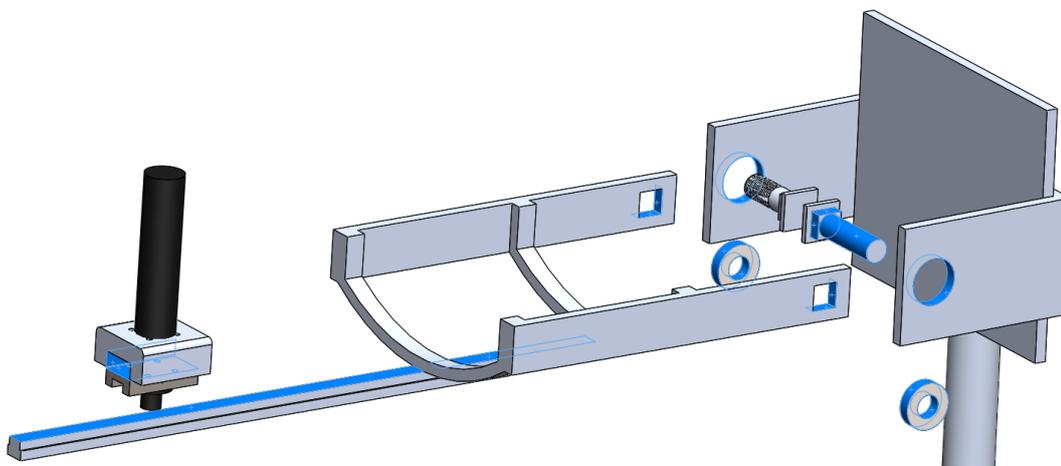


Figura 3.20. Vista explosionada del rehabilitador con los contactos entre componentes.

3.15 SIMULACIÓN DE LA ESTRUCTURA

Se realiza la simulación del prototipo rehabilitador pasivo de codo para determinar los esfuerzos equivalentes de Von Mises, esta teoría de falla es más precisa para materiales dúctiles. El modelo falla cuando los esfuerzos superan el límite elástico del material y es fácilmente comprobable a través del factor de seguridad. El factor de seguridad debe ser alto debido a que el rehabilitador pertenece a la línea de dispositivos médicos.

Para realizar el análisis estático se aplican todas las fuerzas que se aplican en el dispositivo.

3.16 ESFUERZO MÁXIMO

Se observa que el esfuerzo máximo se produce en el pasador, debido a que el movimiento del motor se transmite a través de la correa dentada hasta una polea la cual se encuentra asegurada en un pasador y este tiene el valor de 23,41 MPa esto se lo puede observar en la figura 3.18.

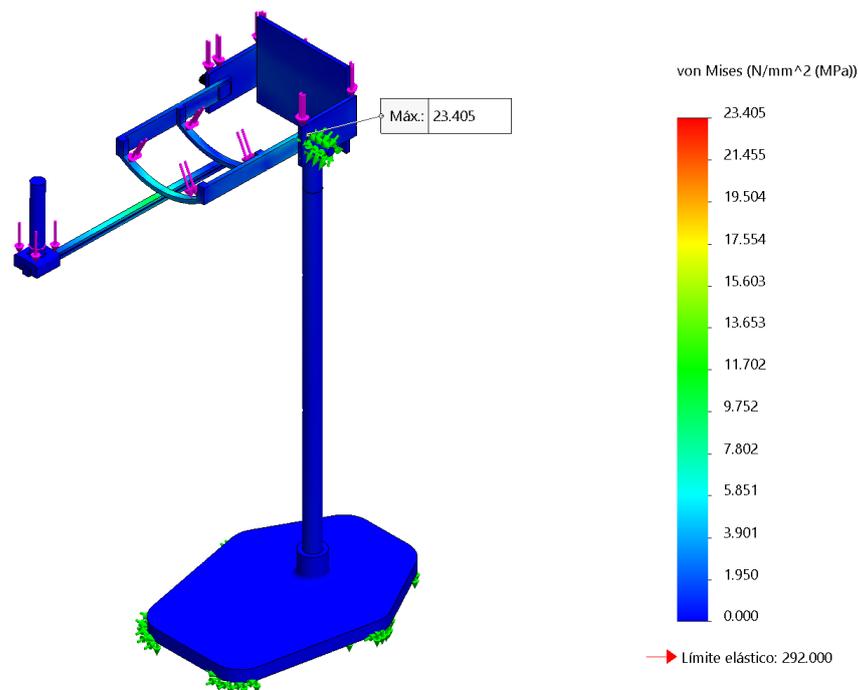


Figura 3.21. Esfuerzo máximo en la estructura.

El pasador es el encargado de transmitir el movimiento al antebrazo, por lo que el esfuerzo máximo se encuentra en dicho pasador, esto era esperado debido al cambio de área del pasador de circular a cuadrado, ocasionando una concentración de esfuerzos, en la figura 3.19 se muestra la distribución de esfuerzos en el pasador.

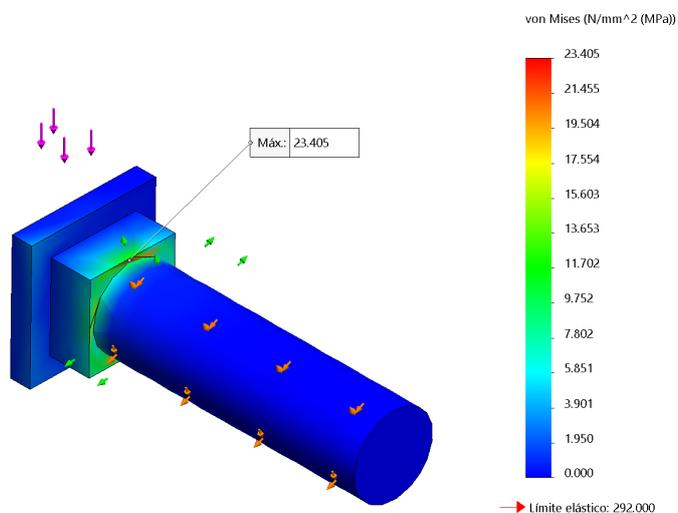


Figura 3.22. Máximo esfuerzo pasador.

3.17 FACTOR DE SEGURIDAD

Se muestra la distribución del factor de seguridad en el dispositivo, en la figura 3.20 se muestra esta distribución, donde se obtiene un factor de seguridad mínimo de 12.48.

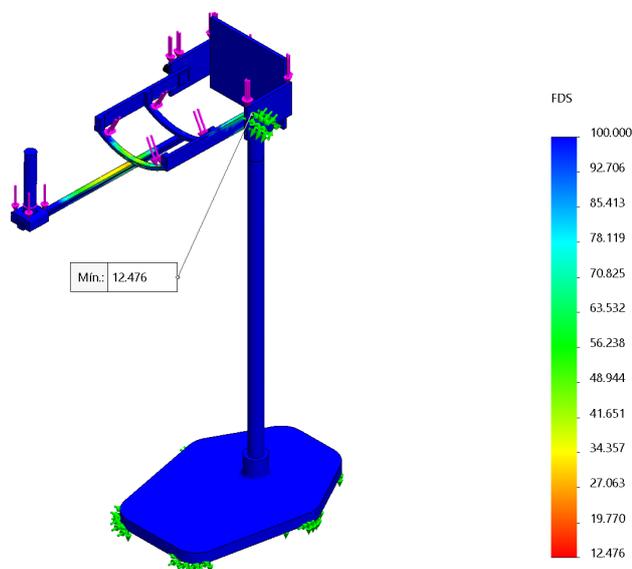


Figura 3.23. Factor de seguridad de la estructura.

En la figura 3.21 se indica en factor de seguridad mínimo, el cual se obtiene en el pasador debido a que este es el encargado de transmitir el movimiento al antebrazo.

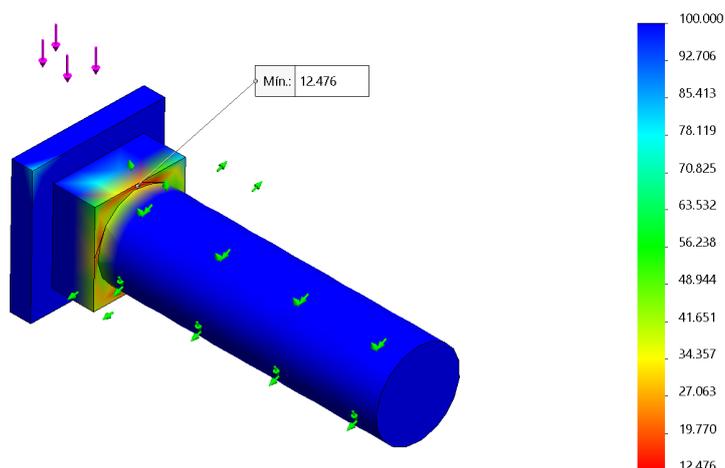


Figura 3.24. Factor de seguridad del pasador.

3.18 DESPLAZAMIENTO

En la figura 3.22 se observa el valor del desplazamiento de acuerdo a la simulación, se obtuvo un desplazamiento máximo de 0,411 mm. Debido a esto, el desplazamiento no se considera un factor crítico, ya que es casi despreciable.

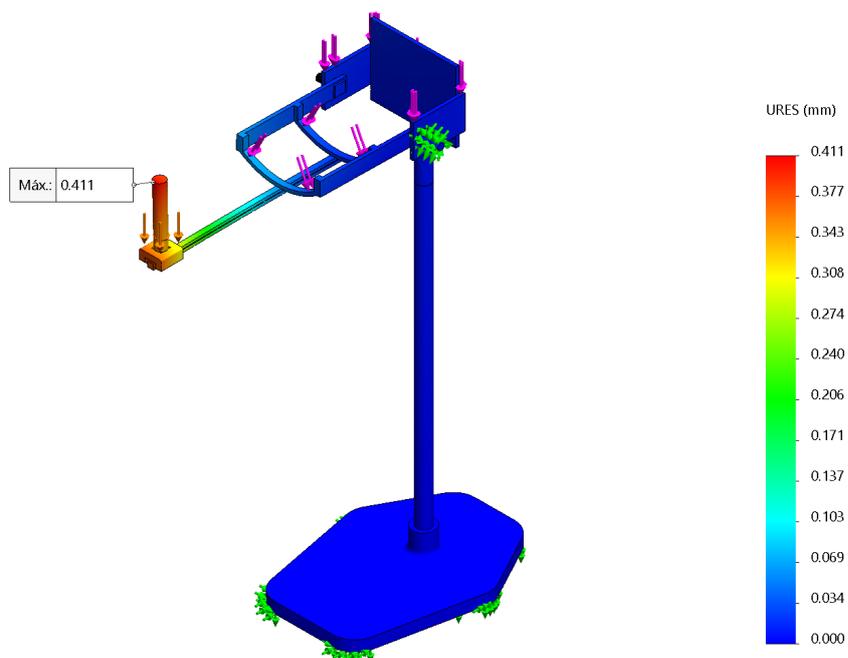


Figura 3. 25 Desplazamiento máximo de la estructura.

3.19 SISTEMA ELECTRÓNICO

Para que el dispositivo cumpla correctamente con los movimientos de la rehabilitación, se realiza la implementación de un sistema electrónico; el cual empieza desde el motor a pasos ya seleccionado nema 23, el controlador específico para el motor en este caso el ST – 6660. Debido a que la programación requiere sensar la señal de movimiento rotacional, se elige un transductor de carácter analógico, el cual cuenta con un rango establecido, así que se usa un potenciómetro como sensor. En la figura 2.23 se muestra el diagrama de conexiones utilizadas en el dispositivo.

El microcontrolador utilizado es una placa Arduino Nano, la cual es de tamaño reducido, ideal para este proyecto y cuenta con las librerías necesarias para motores paso a paso como también módulos externos que facilitan su uso. En el anexo 8 se encuentra el código implementado en el microcontrolador, mismo que fue desarrollado en el IDE de Arduino.

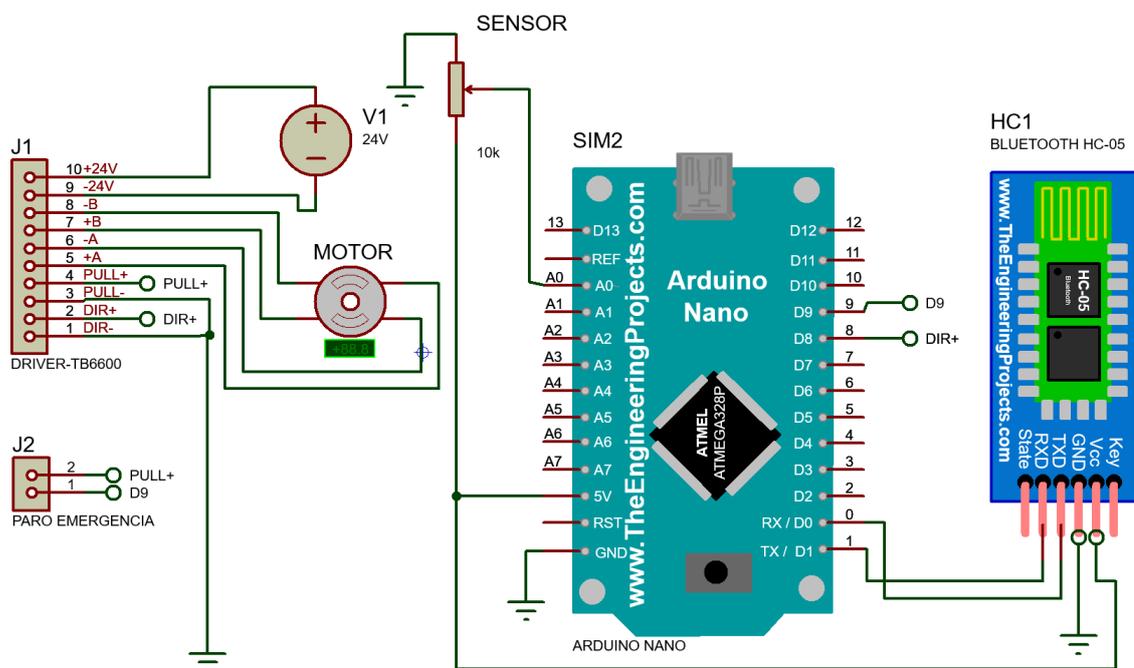


Figura 3.26. Diagrama de conexiones.

3.20 ANÁLISIS DE COSTOS DEL PROYECTO

3.20.1 COSTOS DIRECTOS DE FABRICACIÓN DEL DISPOSITIVO

En la tabla 3.19 se muestra los costos que intervinieron directamente en la fabricación del dispositivo rehabilitador pasivo de codo.

Tabla 3.18. Costos directos de fabricación.

Detalle	Costos (USD)
Motor a pasos	300
Materiales	180
Mano de Obra	350
Insumos Eléctricos	120
TOTAL	950

3.20.2 COSTOS INDIRECTOS DE FABRICACIÓN

Costos que no intervinieron directamente en la fabricación del dispositivo los cuales se observan en la tabla 3.20.

Tabla 3.19. Costos indirectos de fabricación.

Detalle	Costos (USD)
Material de oficina	40
Internet	20
Transporte	40
TOTAL	100

3.20.3 COSTO TOTAL

Suma de costos directos e indirectos los cuales intervinieron durante todo el diseño y construcción del dispositivo rehabilitador estos se observan en la tabla 3.21.

Tabla 3.20. Costo total.

Detalle	Costos (USD)
Costos directos	950
Costos indirectos	100
TOTAL	1050

3.21 PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO

Las pruebas de funcionamiento se realizaron durante cinco días. En los dos primeros días se evaluó el dispositivo sin paciente, probando así el funcionamiento correcto de los componentes electrónicos, motor, controlador y microcontrolador. En los días posteriores se procedió a verificar el funcionamiento correcto de los parámetros de rehabilitación como son: la posición, velocidad, ángulo y repeticiones. Los parámetros seleccionados para las pruebas de funcionamiento fueron tomados al azar con el fin de corregir la mayoría de los errores. La validación del prototipo rehabilitador de codo se hizo con evaluadores del departamento de Terapia Física de la Universidad Técnica del Norte quienes comprobaron el funcionamiento del dispositivo, emitiendo un informe con todas las observaciones el cual se encuentra en el anexo 9. En la tabla 3.22 se muestran las pruebas del rehabilitador y en la tabla 3.23 las pruebas realizadas con pacientes.

Tabla 3.21. Pruebas sin carga.

N°.	Tiempo de trabajo (min)	de Ángulos	Velocidad (rpm)	Repeticiones	Valoración
1	10	40°	15	8	Funciona correctamente
2	30	70°	15	20	Funciona correctamente
3	40	80°	25	15	Funciona correctamente
4	60	90°	35	14	Funciona correctamente
5	90	100°	50	16	Funciona correctamente
6	120	120°	70	35	Funciona correctamente

Para la evaluación del prototipo con carga, se emplearon cinco usuarios con diferentes estaturas y pesos, los parámetros de funcionamiento del rehabilitador fueron tomados de forma arbitraria, en la tabla 3.23 se muestran las características de los usuarios y en la tabla 3.24 se observan dichas pruebas.

Tabla 3.22. Características de los usuarios para las pruebas del rehabilitador.

N°.	Estatura (m)	Masa (kg)	Género
1	1,65	65	femenino
2	1,75	80	masculino
3	1,68	57	femenino
4	1,78	87	masculino
5	1,64	79	masculino

Tabla 3.23. Pruebas del rehabilitador con carga.

N°.	Tiempo de trabajo (min)	Ángulos	Velocidad (rpm)	Repeticiones	Valoración
1	20	60°	45	15	Funciona correctamente.
2	10	70°	25	12	Funciona correctamente.
3	30	80°	15	25	Funciona correctamente.
4	5	90°	65	15	Funciona correctamente.
5	20	100°	70	35	Funciona correctamente.

De acuerdo a las pruebas realizadas al prototipo rehabilitador de codo durante varias sesiones se obtuvo que este funciona de manera correcta, al cumplir con todos los parámetros que son seleccionados desde la aplicación y cumple con los requerimientos propuestos para este dispositivo. En la evaluación por parte de los especialistas en fisioterapia de la Universidad Técnica del Norte se emitieron conclusiones y recomendaciones las cuales se muestra en la tabla 3.24.

Tabla 3. 24. . Conclusiones y recomendaciones de la evaluación por parte del departamento de fisioterapia de la Universidad Técnica del Norte del Norte

CONCLUSIONES	RECOMENDACIONES
<ul style="list-style-type: none"> - Este prototipo trabaja la articulación de codo con una rotación interna de codo, cumpliendo con el objetivo de recuperar el movimiento funcional. - La regulación de la medida del antebrazo es la adecuada, así como la ergonomía para el antebrazo. - La aplicación para el control del dispositivo es muy intuitiva y de fácil acceso para el especialista. 	<ul style="list-style-type: none"> - Modificar la estructura de la parte superior del prototipo, ya que los bordes generan molestia. - Implementar la dirección del apoyo de muñeca, para que el movimiento parta desde una supinación hacia la flexión y extensión del codo. - Incentivar el trabajo conjunto complementándose la rehabilitación del paciente con el prototipo de muñeca para ganar mayor funcionalidad.

CAPÍTULO IV

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

4.1 CONCLUSIONES

Se realizó la construcción de un prototipo de dispositivo rehabilitador pasivo de codo para asistencia en actividades de fisioterapia el cual cumple con los requerimientos de diseño, funcionalidad y a su vez cumple con las características antropométricas de la población ecuatoriana investigadas de acuerdo a la zona de influencia.

El estudio de la antropometría y la realización del análisis QFD fueron de vital importancia para obtener los requerimientos y así poder seleccionar la mejor solución a partir de diseños de dispositivos ya existentes.

Una vez construido el prototipo rehabilitador pasivo de codo se realizaron las pruebas de funcionamiento donde se pudo observar el correcto funcionamiento de cada sesión de rehabilitación cumpliendo así con los ángulos de movimiento en flexión y extensión.

Durante la etapa de pruebas se evidenció que el uso de la guía lineal para la regulación de tamaño del antebrazo es correcto, adaptándose fácilmente al tamaño del antebrazo del paciente, por otra parte, la parte los bordes de la estructura superior generan molestias al momento de su uso.

De acuerdo al informe emitido por el departamento de fisioterapia de la Universidad Técnica del Norte, la aplicación móvil para el control del dispositivo es muy intuitiva y de fácil acceso para el especialista.

4.2 RECOMENDACIONES

Se recomienda implementar el movimiento de prono-supinación del codo, realizando un proceso similar al efectuado durante este proyecto, de manera que se emule el ejercicio más adecuado para la rehabilitación de la articulación.

Por otra parte, se sugiere implementar los ejercicios para la recuperación de la movilidad de la articulación de la muñeca, de manera que la persona que se vea afectada en la totalidad de los movimientos de la extremidad superior pueda realizar su rehabilitación con solo un dispositivo.

Para trabajos futuros se debe poner más énfasis en la ergonomía para que el dispositivo rehabilitador sea muy cómodo al momento de realizar los programas de rehabilitación, especialmente modificando la estructura superior del dispositivo, ya que los bordes generan molestia.

BIBLIOGRAFÍA

- Anneluuk, L., y Jesse, B. (2013). The Posttraumatic Stiff Elbow. *Hand and upper Extremity Service*.
- Canitrot, C., Fynr, C., Grula, S., Knoblovits, P., & Petrunaro, V. (1989). *Equipamiento Hospitalario: Dispositivos de uso médico, especificaciones técnicas*. Argentina: Panamericana de salud.
- CONADIS. (10 de 2014). *CONADIS*. Obtenido de www.CONADIS.gob.ec
- Culhane, J. H. (14 de Septiembre de 1999). *Estados Unidos Patente n° US005.951499A*.
- Drake, R. V., y Mitchell, A. G. (2005). *Anatomía para estudiante*. Madrid: Elsevier España.
- El Sistema Muscular. (25 de 2015). *Músculos del brazo*. Obtenido de <http://elsistemamuscular.blogspot.com/2012/02/musculosdelbrazo.html>
- Ennis, O., Miller, D., y Kelly, C. (2015). Mini Symposium: Adult Elbow Problems, Elbow, Fractures of the adult. *Shropshire*.
- González, O., y Peña, M. (2011). *Exoesqueleto robótico para la rehabilitación de miembro superior tesis pregrado Instituto Politécnico Nacional México*. Obtenido de <http://tesis.ipn.mx:8080/bitstream/handle/123456789/9942/9.pdf?sequence=1&isAllowed=y>
- Hale R., D. D. (2011). *Individual muscle force parameters and fiber operating ranges for elbow flexion-extension and forearm pronation*. *Journal of Biomechanics*.
- HIWIN. (2016). Guías Lineales.
- Huter, A., y Schewe, H. (2003). *Fisioterapia descripción y tratamientos*. Barcelona: Paidotribo.
- Intermec. (2015). Transmisiones por correas de tiempo y sincrónicas. Bogota, Colombia.
- Kapandji, A. (2006). *Fisiología Articular* : Tomo 1. Madrid: Médica Panamericana.

- Kfar, Z. P. (17 de abril de 2007). *Patente n° US7,204.814B2*.
- Lema, D. (2013). *Comparación estadística de medidas antropométricas entre mestizos, indígenas y afro ecuatorianos Trabajo de grado Universidad San Francisco De Quito*. Obtenido de <http://repositorio.usfq.edu.ec/bitstream/23000/2631/1/107724.pdf>
- Lema, J. (2015). *Mecanismo de articulacion de rodilla para prototipo de prótesis externa biomecatrónica Trabajo de grado Universidad Técnica del Norte*.
- Mena, N., y Veloz, P. (2013). *Diseño e implementación de un exoesqueleto mecánico lateral izquierdo para la rehabilitacion humana Tesis de Pregrado Escuela Politécnica* . Obtenido de <http://bibdigital.epn.edu.ec/handle/15000/6162>
- Mendez, A. (2015). *construcción de una articulación mecatrónica de codo con movimientos de flexión-extensión y prono-supinación del antebrazo Trabajo de grado Universidad Técnica del Norte*.
- Mott, R. (2006). *Diseño de elementos de máquinas* (Cuarta ed.). México: PEARSON EDUCATION.
- Moya, P., y Vásquez, S. (2014). *Diseño y construcción de un prototipo funcional controlado por computadora para la rehabilitación de codo y muñeca tesis pregrado ESPE Quito*. Obtenido de <http://repositorio.espe.edu.ec/handle/21000/8564>
- Neuman, D. A. (2007). *Fundamentos de Rehabilitación Física*. España: Paidotribo.
- Nordin, M. (2004). *Biomecánica básica del sistema muscuesquelético*. Madrid: Mc Graw Hill.
- Organización Mundial de la Salud. (2016). *Atención Médica y Rehabilitación*. Recuperado el 21 de junio de 2016, de www.who.int/disabilities/care/es/
- Perry, C., y Elstrom, J. (2001). *Manual de fracturass*. México D. F.: McGraw-Hill Interamericana.

- Peter, J., Sumon, N., Harry, A., Hoyen, Jeffrey, N., y Lawton, N. (2009). Prevention and Treatment of Elbow Stiffness. *Elsevier Inc. on behalf of the American Society for Surgery of the Hand*.
- Sahrmann, S. (2005). *Diagnóstico y tratamiento de las alteraciones del movimiento*. Barcelona: Paidotribo.
- Saringer, J., y Jeffrey, C. (1999). *Estados Unidos Patente n° US005.951499A*.
- Sataren Pazmiño, R. (09 de mayo de 2016). *España Patente n° ES 2 544 890 B2*.
- Shigley, J. E. (2002). *Diseño en Ingeniería Mecánica*. New Jersey: McGraw Hill.
- Valero, E. (2011). *Antropometría*. Madrid.
- Vay, D. (2008). *Anatomía y Fisiología Humana*. Barcelona: Reverte.
- Viladot, A. (2001). Lecciones básicas de biomecánica del aparato locomotor. En A. Viladot, *Lecciones básicas de biomecánica del aparato locomotor*. (pág. 159). Barcelona: Springer.
- Villaquirán, M. (2010). *Anatomía Humana*. Quito: Panorama.
- Walter, D. D. (2008). *Peterson's Stress Concentration Factors*. New York: Johnn Willey and Sons, Inc.
- Warren Young, R. G. (2002). *Roak's Formulas for Stress and Strain*. New Yersey: McGraw Hill.
- Whittle, M. (2007). *Gait Analysis an Introduction*. Tennessee: Elsevier.

ANEXOS

ANEXO 3. TABLA DE MEDIDAS ANTROPOMÉTRICAS (LEMA, 2013)

N.	Medidas Antropométricas	Hombres – Medias y (Desviaciones estándar)		
		Mestizos	Indígenas	Afroecuatorianos
1	Altura Normal	172,4 (6,162)	163,3 (8,313)	177,6 (5,223)
2	Altura posición sentado normal	89,81 (3,095)	89,07 (3,555)	95,02 (2,719)
3	Altura posición sentado relajado	88,09 (3,025)	88,49 (2,352)	93,45 (2,915)
4	Altura de la rodilla	52,39 (3,015)	52,08 (3,591)	58,69 (2,468)
5	Altura a la poplitea	41,45 (3,039)	41,50 (3,450)	48,58 (2,790)
6	Altura del codo en posición sentado	23,22 (2,958)	22,01 (2,615)	20,9 (1,972)
7	Grosor del muslo	13,20 (1,974)	13,08 (2,050)	15,29 (1,279)
8	Longitud Glúteo – Rodilla	57,11 (3,595)	55,17 (3,172)	58,38 (2,676)
9	Longitud Glúteo – Poplitea	46,36 (3,860)	46,10 (1,561)	49,29 (2,477)
10	Longitud Codo a posición sentado	44,70 (4,062)	44,84 (6,277)	49,85 (2,135)
11	Ancho de caderas posición sentado	35,62 (2,506)	37,89 (3,015)	40,63 (1,888)
12	Longitud Hombro – Codo	36,32 (1,700)	37,10 (3,464)	38,99 (2,587)
13	Longitud Codo – Mano	46,08 (2,385)	45,00 (3,229)	47,76 (2,801)

Datos Antropométricos - Hombres

N.	Medidas Antropométricas	Mujeres – Medias y (Desviaciones estándar)		
		Mestizas	Indígenas	Afroecuatorianas
1	Altura Normal	159,2 (6,000)	155,3 (6,209)	165,9 (6,086)
2	Altura posición sentado normal	84,76 (2,677)	81,74 (3,295)	87,83 (2,815)
3	Altura posición sentado relajado	83,29 (2,755)	80,24 (3,922)	86,27 (3,552)
4	Altura de la rodilla	48,50 (3,088)	48,32 (4,777)	50,73 (2,947)
5	Altura a la poplitea	38,56 (3,021)	39,60 (4,163)	40,35 (2,854)
6	Altura del codo en posición sentado	23,51 (2,785)	23,14 (2,564)	22,49 (2,072)
7	Grosor del muslo	12,42 (1,735)	12,29 (1,959)	12,22 (0,967)
8	Longitud Glúteo – Rodilla	54,06 (3,160)	52,71 (3,424)	53,11 (2,732)
9	Longitud Glúteo – Poplitea	43,68 (2,740)	43,27 (3,367)	42,85 (2,948)
10	Longitud Codo a posición sentado	40,00 (4,033)	45,60 (3,067)	38,83 (3,457)
11	Ancho de caderas posición sentado	35,63 (2,631)	39,12 (3,201)	36,06 (2,572)
12	Longitud Hombro – Codo	34,65 (2,747)	32,98 (2,338)	34,08 (2,650)
13	Longitud Codo – Mano	41,6 (3,060)	39,84 (3,037)	43,83 (2,316)

Datos Antropométricos - Mujeres

ANEXO 4. FACTORES DE SERVICIOS BÁSICOS (INTERMEC, 2015)

Factores de Servicio Básicos para Máquinas

Tabla 3

TIPO		FACTOR
Agitadores, batidores (Pala o propulsor)	Líquido	1.6
	Semilíquido	1.7
Maquinaria de panadería	Batidoras de masa	1.6
Maquinaria para ladrillos y barro	Taladros, batidoras y granuladores	1.7
	amasaderas	2.0
Centrifugadoras		1.9
Compresores	Recíprocos	2.2
	centrífugos	1.7
Transportadores	Banda, carga ligera;	1.5
	banda para horno; mineral, carbón,	1.7
	apron cangilón, espiral, helicoidal	1.8
Ventiladores, Sopladores	Centrífugos, propulsor, ventiladores	1.8
	para minas, sopladores positivos	2.0
Generadores y excitadores		1.8
Molinos para de martillos		1.9
Grúas, elevadores		1.8
Maquinaria para lavanderías	General	1.6
	Extractores, lavadoras	1.8
Eje de línea		1.7
Máquinas herramientas	Taladros, tornos	1.6
	máquinas de tornillo, esme-	1.7
	ril fresadoras, cepillos, troque-	1.7
Molinos	Bola, varilla, granulo, etc.	2.2
Maquinaria para papel	Agitadores, calandrias, secadoras,	1.6
	desfibradoras, bombas nash	1.9
Maquinaria para imprentas	Imprentas, periódicos, rotativas,	1.6
	planas, revista; máquinas de linotipo,	
	cortadoras, plegadoras	
Bombas	Centrífugas, engranes rotarias,	1.7
	tubular, recíprocas	2.2
Maquinarias para plantas de hule		1.8
Maquinarias para aserraderos		1.8
Cribas	Vibradoras, (agitadoras)	1.7
	tambor, cóni-	1.5
	co	
Maquinaria textil	Telares, hilanderías, carretes, urdimbre	1.8
		1.7
Maquinaria para trabajos en madera	Tornos, sierras sinfin, sierras circulares,	1.4
	cepillos	1.6

IMPORTANTE:

Es preferible elegir siempre una transmisión de mayor capacidad a la calculada que una ligeramente inferior. Recuerde que las transmisiones NO deben emplearse como "fusible", pues para ello existen dispositivos mecánicos y eléctricos específicos.

FACTORES DE SERVICIO ADICIONALES

CONDICIONES DE OPERACIÓN	
Por cada rueda loca	Sume 0.2
Por 10 a 16 horas de servicio	Sume 0.2
Por 16 a 24 horas de servicio	Sume 0.3

SÓLO CORREAS DE 14 mm y 20 mm

Hasta 200 RPM	Sume 0.3
201 a 400 RPM	Sume 0.2
401 a 600 RPM	Sume 0.1

TRANSMISIONES DE ACELERACIÓN

Para transmisiones de aceleración, añada al factor básico de servicio el factor adicional mostrado abajo.

Relación de Rango de Aceleración	Factor Adicional
1 a 1.24	ninguno
1.25 a 1.74	.10
1.75 a 2.49	.20
2.50 a 3.49	.30
3.50 o más	.40

Los factores de servicio adicionales se requieren para condiciones poco usuales tales como inversión de carga, carga pesada, freno eléctrico. Estos deben ser determinados por un especialista en transmisión.

Formula para el cálculo de la longitud de correas para transmisiones especiales que no se encuentran predeterminadas en este manual.

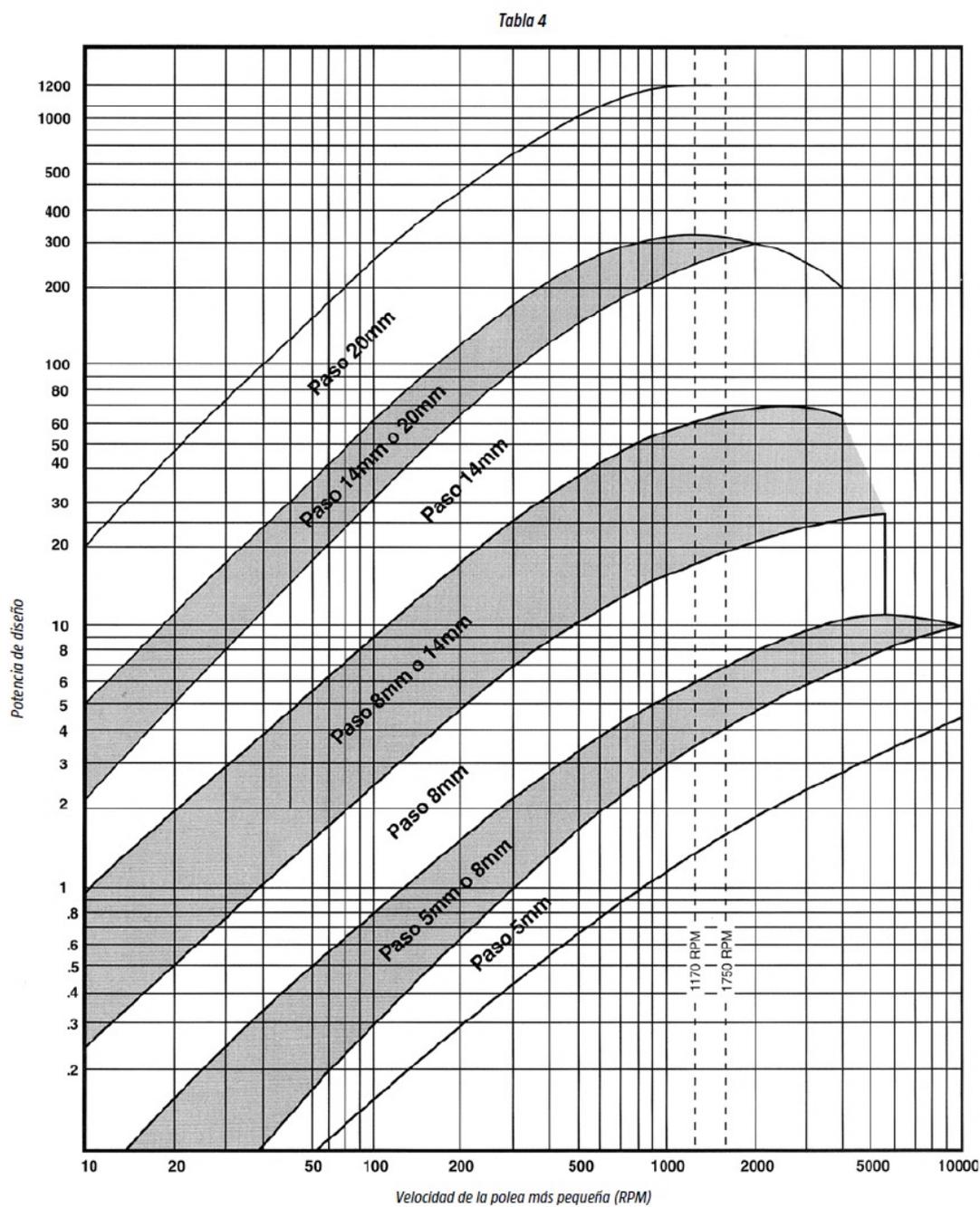
$$L_p = 2C + 1.57(D+d) + \frac{(D-d)^2}{4C}$$

Donde:

- L_p : largo de la correa en pulgadas
- D : diámetro de la polea mayor en pulgadas
- d : diámetro de la polea menor en pulgadas
- C : distancia entre centro en pulgadas

**ANEXO 5. TABLA PARA LA SELECCIÓN DE PASOS DE TRANSMISIÓN
(INTERMEC, 2015)**

Tabla de Selección del Paso para Transmisiones Sincrónicas



ANEXO 6. TABLA DE TRASMISIONES ESTANDAR (INTERMEC, 2015)

Tabla de Selección para Transmisiones Sincrónicas Estandar 5M

Combinación de Pares		Distancias de centros nominales mm/pulg.																						
Relación de Velocidad	Módulo	Designación de código de la correa mm/pulg.																						
		350	375	400	425	450	475	500	535	565	600	635	670	710	740	800	850	890	950	1000	1050	1125	1195	
		13.76	14.76	15.75	17.30	18.70	19.89	21.06	22.24	23.62	25.00	26.38	28.37	29.13	31.50	33.46	35.04	37.40	41.34	44.29	47.05	50.72	54.41	
1.38	32	72	111.4	126.5	144.1	161.7	179.3	198.4	214.4	244.5	269.5	291.6	319.6	344.5	369.7	394.5	424.2	447.2	472.2	497.2	522.2	547.2	572.2	597.2
1.40	40	56	91.6	104.2	116.8	129.4	146.9	162.0	179.5	197.18	214.6	234.7	246.7	279.7	304.7	324.8	354.8	379.8	404.8	429.8	454.8	479.8	504.8	529.8
1.41	64	90									141.0	161.2	176.3	206.5	231.6	251.6	281.7	306.8	331.9	357.0	382.1	407.2	432.3	457.4
1.44	34	48	84.3	96.9	109.4	121.9	134.5	147.1	164.6	179.7	197.2	214.7	232.2	254.7	277.2	299.7	322.2	344.7	367.2	389.7	412.2	434.7	457.2	479.7
1.42	48	66									168.3	206.4	224.4	244.5	264.5	284.5	299.5	329.6	354.7	379.8	404.9	429.9	455.0	480.1
1.43	56	80									126.6	146.3	165.9	184.0	199.1	229.2	254.3	274.3	304.4	329.4	354.5	379.5	404.6	429.7
1.44	36	52	89.1	101.7	114.3	126.9	139.4	157.0	172.0	189.6	207.1	224.6	244.7	259.7	289.7	314.7	334.8	364.8	389.8	414.8	439.8	464.8	489.8	514.8
1.45	44	64									195.4	216.4	234.5	254.5	284.5	289.6	309.6	339.6	364.7	389.7	414.8	439.8	464.8	489.8
1.47	38	56	93.3	106.5	119.1	131.7	149.3	164.4	181.9	199.3	217.0	237.1	252.1	282.1	307.2	327.2	357.2	382.2	407.2	432.2	457.2	482.2	507.2	532.2
1.50	60	80									127.8	145.5	165.8	180.9	211.1	236.3	256.4	286.5	311.6	336.7	361.8	386.9	412.0	437.1
	48	72									131.1	148.8	166.4	184.0	204.1	219.2	249.3	274.3	294.4	324.4	349.5	374.5	404.6	429.7
	40	60	98.7	111.4	124.0	141.6	156.7	174.3	191.8	205.4	226.4	244.5	274.5	299.6	319.6	349.6	374.7	399.7	424.8	449.8	474.9	499.9	525.0	550.1
	32	48	73.9	86.6	99.2	111.8	124.3	136.9	149.5	167.0	182.1	199.6	217.1	234.7	254.7	269.7	299.7	324.8	344.8	374.8	399.8	424.8	449.8	474.8
1.53	34	52									174.4	192.0	209.3	227.0	247.1	262.1	292.1	317.2	337.2	367.2	392.2	417.3	442.3	467.3
1.54	52	80									115.3	133.1	150.9	165.5	186.7	203.8	233.9	259.0	279.1	309.2	334.3	359.3	384.4	409.4
1.55	44	68									141.2	158.9	176.5	194.1	214.1	229.2	259.3	284.4	304.4	334.5	359.5	384.5	409.6	434.6
1.56	72	112									167.0	192.4	212.5	242.9	268.1	293.3	318.5	343.7	368.9	394.1	419.3	444.5	469.7	494.9
	36	56	96.2	108.8	121.5	134.1	151.7	166.7	184.3	201.9	216.4	236.5	254.5	284.6	309.6	329.6	359.7	384.7	409.8	434.8	459.9	484.9	510.0	535.0
1.58	38	60									101.0	115.6	128.3	143.9	159.0	176.6	194.2	211.8	231.8	246.9	276.9	302.0	327.1	352.2
1.60	40	64									105.8	118.5	136.2	151.3	168.9	186.5	204.1	224.2	239.2	269.3	294.4	314.4	344.5	369.5
1.61	56	90									132.2	150.1	176.3	185.5	215.8	241.0	261.1	291.2	316.3	341.4	366.5	391.6	416.7	441.8
1.63	32	52	80.0	93.6	106.3	118.9	131.5	144.1	161.7	176.8	194.3	211.9	226.4	246.5	264.5	284.6	299.6	329.7	354.8	379.9	405.0	430.1	455.2	480.3
1.64	44	72									135.7	153.4	171.0	187.7	208.8	223.9	254.0	279.1	299.2	329.3	354.4	379.5	404.6	429.7
1.65	68	112									171.4	196.9	217.2	247.5	272.7	297.9	323.1	348.3	373.5	398.7	423.9	449.1	474.3	499.5
	34	56	85.7	98.4	111.1	123.8	136.4	154.0	169.1	186.7	204.2	221.8	241.9	256.9	287.0	312.0	337.0	362.0	387.1	412.1	437.2	462.2	487.3	512.3
1.67	48	80									119.8	137.6	155.4	173.1	193.3	208.4	238.6	263.7	288.9	314.0	339.1	364.2	389.3	414.4
	36	60	90.8	103.2	115.9	128.6	146.3	161.4	179.0	196.6	214.1	234.2	246.3	286.3	296.3	326.3	351.4	376.5	401.6	426.7	451.8	476.9	502.0	527.1

ANEXO 7. TABLA DE CAPACIDAD DE TRANSMISIÓN DE DIFERENTES ANCHOS (INTERMEC, 2015)

Tablas de Capacidad de Transmisión con Correas 5M de Anchos Estándar

RANGO DE HP — 15mm (.91 pulg.) ancho de correa (5M-15)														
No. de Dientes	32	34	36	38	40	44	48	52	56	60	64	68	72	
D.P. mm in.	50.93 2.005	54.11 2.130	57.30 2.256	60.48 2.381	63.66 2.506	70.03 2.757	76.39 3.008	82.76 3.258	89.13 3.509	95.49 3.760	101.86 4.010	108.23 4.261	114.59 4.511	
RPM DE LA POLEA MENOR	10	0.016	0.018	0.019	0.020	0.022	0.025	0.028	0.032	0.034	0.036	0.039	0.041	0.044
	20	0.032	0.035	0.037	0.040	0.044	0.050	0.057	0.063	0.068	0.073	0.078	0.083	0.088
	40	0.065	0.070	0.076	0.082	0.088	0.100	0.114	0.126	0.136	0.146	0.156	0.165	0.175
	60	0.097	0.105	0.114	0.123	0.132	0.150	0.170	0.190	0.204	0.219	0.233	0.248	0.263
	100	0.162	0.175	0.190	0.204	0.219	0.251	0.284	0.316	0.340	0.365	0.389	0.413	0.438
	200	0.323	0.351	0.379	0.408	0.439	0.502	0.568	0.632	0.681	0.729	0.778	0.827	0.875
	300	0.435	0.472	0.509	0.548	0.588	0.670	0.757	0.840	0.905	0.970	1.034	1.099	1.163
	400	0.538	0.582	0.628	0.675	0.723	0.823	0.927	1.028	1.108	1.187	1.266	1.345	1.424
	500	0.634	0.686	0.739	0.793	0.849	0.965	1.086	1.203	1.295	1.388	1.480	1.572	1.665
	600	0.724	0.783	0.844	0.905	0.968	1.099	1.235	1.367	1.472	1.577	1.681	1.785	1.891
	700	0.811	0.877	0.944	1.012	1.082	1.227	1.377	1.523	1.639	1.756	1.873	1.989	2.106
	800	0.895	0.966	1.040	1.115	1.191	1.349	1.513	1.672	1.800	1.928	2.056	2.184	2.311
870	0.952	1.027	1.105	1.184	1.265	1.432	1.605	1.773	1.908	2.044	2.179	2.315	2.450	
1000	1.054	1.137	1.223	1.310	1.398	1.581	1.770	1.953	2.103	2.252	2.401	2.550	2.698	
1160	1.175	1.267	1.361	1.457	1.555	1.756	1.964	2.166	2.331	2.496	2.660	2.825	2.988	
1400	1.348	1.453	1.559	1.668	1.779	2.006	2.240	2.467	2.654	2.841	3.027	3.213	3.397	
1450	1.383	1.490	1.599	1.711	1.824	2.056	2.295	2.527	2.719	2.910	3.100	3.290	3.479	
1600	1.485	1.600	1.717	1.836	1.956	2.204	4.580	2.704	2.908	3.112	3.314	3.516	3.717	
1750	1.585	1.707	1.831	1.957	2.085	2.346	2.615	2.874	3.091	3.306	3.520	3.733	3.945	
1800	1.618	1.742	1.868	1.996	2.127	2.353	2.666	2.930	3.150	3.369	3.587	3.803	4.018	
2000	1.746	1.879	2.014	2.151	2.291	2.574	2.865	3.146	3.381	3.614	3.846	4.076	4.304	
2500	2.050	2.203	2.359	2.517	2.676	3.000	3.330	3.648	3.914	4.178	4.438	4.695	4.948	
3000	2.333	2.505	2.678	2.854	3.030	3.368	3.751	4.099	4.390	4.676	4.956	5.230	5.498	
3600	2.649	2.839	3.031	3.225	3.419	3.810	4.203	4.576	4.887	5.188	5.479	5.760	6.030	
5000	3.293	3.516	3.738	3.959	4.178	4.611	5.034	5.422	5.728	6.009	6.263	6.490	6.686	
8000	4.247	4.473	4.687	4.887	5.073	5.306	5.647							
10000	4.526	4.692	4.831	4.941										
12000	4.471													
RANGO DE HP — 25mm (.984 pulg.) ancho de correa (5M-25)														
No. de Dientes	32	34	36	38	40	44	48	52	56	60	64	68	72	
D.P. mm in.	50.93 2.005	54.11 2.130	57.30 2.256	60.48 2.381	63.66 2.506	70.03 2.757	76.39 3.008	82.76 3.258	89.13 3.509	95.49 3.760	101.86 4.010	108.23 4.261	114.59 4.511	
RPM DE LA POLEA MENOR	10	0.029	0.031	0.034	0.036	0.039	0.045	0.051	0.056	0.061	0.065	0.070	0.074	0.078
	20	0.058	0.063	0.068	0.073	0.078	0.090	0.101	0.113	0.122	0.130	0.139	0.148	0.156
	40	0.116	0.125	0.136	0.146	0.157	0.179	0.203	0.226	0.243	0.261	0.278	0.295	0.313
	60	0.173	0.188	0.203	0.219	0.235	0.269	0.304	0.339	0.365	0.391	0.417	0.443	0.469
	100	0.289	0.313	0.339	0.365	0.392	0.448	0.507	0.565	0.608	0.652	0.695	0.738	0.782
	200	0.578	0.627	0.678	0.730	0.784	0.896	1.015	1.129	1.216	1.303	1.390	1.477	1.564
	300	0.778	0.843	0.910	0.979	1.050	1.197	1.352	1.502	1.617	1.732	1.848	1.963	2.079
	400	0.961	1.041	1.122	1.206	1.292	1.470	1.657	1.838	1.979	2.120	2.261	2.403	2.544
	500	1.132	1.225	1.320	1.418	1.517	1.724	1.940	2.149	2.314	2.479	2.644	2.809	2.974
	600	1.295	1.400	1.507	1.618	1.730	1.964	2.207	2.442	2.630	2.817	3.005	3.192	3.379
	700	1.450	1.566	1.686	1.808	1.934	2.192	2.460	2.721	2.930	3.138	3.347	3.555	3.763
	800	1.599	1.727	1.858	1.992	2.129	2.411	2.703	2.987	3.216	3.445	3.674	3.902	4.131
870	1.700	1.836	1.975	2.116	2.261	2.559	2.868	3.168	3.410	3.653	3.895	4.137	4.379	
1000	1.883	2.032	2.185	2.340	2.499	2.825	3.163	3.491	3.758	4.025	4.291	4.557	4.823	
1160	2.099	2.264	2.433	2.604	2.779	3.139	3.511	3.871	4.166	4.461	4.755	5.049	5.342	
1400	2.408	2.596	2.787	2.981	3.179	3.585	4.004	4.409	4.744	5.078	5.412	5.744	6.075	
1450	2.471	2.663	2.858	3.057	3.260	3.675	4.103	4.517	4.860	5.202	5.543	5.883	6.221	
1600	2.655	2.860	3.068	3.281	3.497	3.939	4.393	4.834	5.199	5.564	5.927	6.288	6.648	
1750	2.833	3.051	3.273	3.498	3.726	4.194	4.674	5.139	5.526	5.912	6.296	6.677	7.057	
1800	2.892	3.114	3.339	3.569	3.801	4.277	4.766	5.239	5.633	6.025	6.416	6.804	7.190	
2000	3.121	3.359	3.601	3.846	4.095	4.603	5.123	5.626	6.047	6.466	6.881	7.294	7.703	
2500	3.665	3.940	4.218	4.500	4.786	5.366	5.957	6.527	7.006	7.480	7.948	8.411	8.867	
3000	4.173	4.480	4.791	5.105	5.422	6.065	6.715	7.340	7.865	8.380	8.886	9.382	9.867	
3600	4.739	5.081	5.426	5.773	6.122	6.826	7.532	8.206	8.768	9.314	9.844	10.357	10.851	
5000	5.902	6.303	6.704	7.104	7.501	8.287	9.055	9.765	10.331	10.855	11.336	11.749	12.153	
8000	7.663	8.081	8.480	8.856	9.208	9.834	10.340							
10000	8.232	8.557	8.838	9.071										
12000	8.238													

El área sombreada indica que las poleas pueden ser utilizadas a esas RPM solo si se permite una reducción en la vida de servicio de la correa.

ANEXO 8. PROGRAMACIÓN

```

#include <Stepper.h>

const int pasosPorRevolucion = 1600;

//Total de pasos en un minuto const int interrupt_Min = 2;

// interrupcion0 pin 2 const int interrupt_Max = 3;

// interrupcion1 pin 3

//Comandos de la APP String comando;

String angulo;

String velocidad;

String repeticiones;

// bool direccion = false;

int velMax;

// int repetReal = 0;

volatile bool final_carrera = false;

//"Volatile" se usa para interrupciones volatile bool pos_inicial = false;

float revoluciones = 0;

float anguloReal = 0;

const float constante = 120.0/65.0;

int final_carrera_loop = 0;

Stepper motor (pasosPorRevolucion, 8, 9);

void movimientoMotor(int speed, bool dir=false) { if (speed > 0) { motor.setSpeed(speed);

if (dir == true) { motor.step(+pasosPorRevolucion);

}

else{ motor.step(-pasosPorRevolucion);

} } }

void setup()

{ Serial.begin(9600);

attachInterrupt(digitalPinToInterrupt(interrupt_Min), anguloMin, FALLING);

```

```

// interrupciones attachInterrupt(digitalPinToInterrupt(interrupt_Max), anguloMax, FALLING);
} void loop () {if(comando=="iniciar"){ int anguloMax = angulo.toInt();

//String a Entero ".toInt()" int velMax = velocidad.toInt();

int numeroRepeticiones = repeticiones.toInt();

if (pos_inicial && (revoluciones >= 0)) { anguloReal = revoluciones * constante;

int giro = (int)anguloReal;

//Pasar a entero el giro Serial.print(",");

Serial.print(giro);

} if (anguloReal<=0) { final_carrera_loop = 1;

} if (anguloReal>=anguloMax) { final_carrera_loop = 2;

} if ((final_carrera)&&(final_carrera_loop == 1)) { movimientoMotor(velMax, true);

if (pos_inicial) {revoluciones++;} } else { movimientoMotor(velMax, false);

if (pos_inicial) {revoluciones--;

} } } } void serialEvent() { if (Serial.available()){ comando = Serial.readStringUntil(',');

angulo = Serial.readStringUntil(',');

velocidad = Serial.readStringUntil(',');

repeticiones = Serial.readStringUntil(',');

} } void anguloMin() { final_carrera = false;

} void anguloMax() { final_carrera = true;

pos_inicial= true;

}

```

ANEXO 9. INFORME DEL DEPARTAMENTO DE TERAPIA FÍSICA UTN.



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
FACULTAD CIENCIAS DE LA SALUD
TERAPIA FÍSICA MÉDICA

Ibarra, 12 de junio del 2017

ACTA DE CONSTANCIA REHABILITADOR DE CODO

La Universidad Técnica del Norte, en el área de Mecatrónica posee una investigación acerca de la creación de un REHABILITADOR DE CODO en el cual, un grupo especializado de la carrera de terapia física realizó la evaluación para posteriormente emitir un informe en donde se menciona varios aspectos:

1. ESTRUCTURA	Modificar la estructura de la parte superior del prototipo, ya que los bordes generan molestia.
2. AMPLITUD DE MOVIMIENTO	Implementar la dirección del apoyo de muñeca, para que el movimiento parta desde una supinación hacia la flexión y extensión del codo.

Conclusiones:

- Este prototipo trabaja la articulación de codo con una rotación interna de codo, cumpliendo con el objetivo de recuperar el movimiento funcional.
- La regulación de la medida del antebrazo es la adecuada, así como la ergonomía para el antebrazo.
- La aplicación para el control del dispositivo es muy intuitiva y de fácil acceso para el especialista.

Recomendaciones:

- Incentivar el trabajo conjunto complementándose la rehabilitación del paciente con el prototipo de muñeca para ganar mayor funcionalidad.

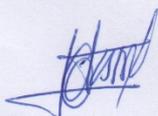
Para constancia firman las partes del comité evaluador:



MGS. KATHERINE ESPARZA E.

COORDINADORA TERAPIA FÍSICA

EVALUADORA



LIC. JUAN CARLOS VÁSQUEZ

EVALUADOR



LIC. VERÓNICA POTOSÍ

EVALUADOR



ANEXO 10. MANUAL DE USUARIO

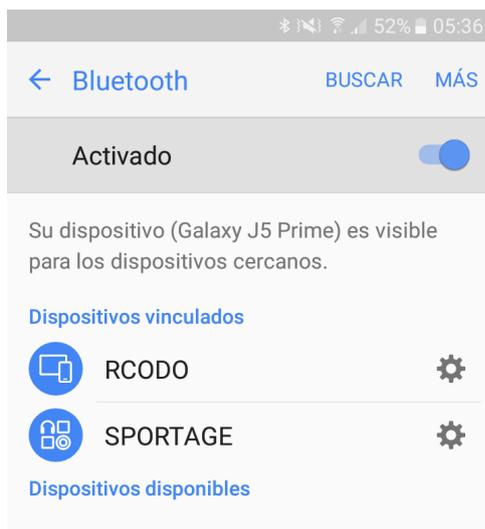
El dispositivo rehabilitador consta de una aplicación APK la cual puede ser descargada e instalada en cualquier dispositivo Android y de módulos electrónicos como son: motor a pasos, driver, placa arduino nano y fuente de alimentación.

Se puede desmontar fácilmente en varias piezas; la base, los tubos para regular la altura y el conjunto del antebrazo en donde se encuentra todo el sistema electrónico. Siendo de esta forma de fácil traslado.



Para un correcto funcionamiento del dispositivo se debe seguir los siguientes pasos:

1. Verificar que esté conectado la fuente de alimentación (110 v) hacia el Rehabilitador en este caso los 24v y los 5v que se necesita para el funcionamiento. Luego, se procede a pulsar el interruptor de encendido del dispositivo.
2. Vincular el teléfono del usuario, previamente instalada la aplicación de control para manejar el dispositivo vía bluetooth. Verificar si el dispositivo Android esté conectado al módulo bluetooth HC-05 de nombre “RCODO”.



3. Abrir la aplicación Android, donde se mostrará la pantalla de inicio. Dar clic en el botón iniciar para pasar a la siguiente pantalla de la aplicación móvil.



4. Dentro de la siguiente pantalla de la aplicación se ingresa el nombre del paciente, pudiendo guardar varios nombres de pacientes en la aplicación para poder seleccionarlos al momento de seguir con el tratamiento de rehabilitación.

INGRESO DE DATOS

Datos del Paciente:

Paciente: Johnny Revelo

Cargar Eliminar Exportar

Crear o Modificar Datos:

Nombre: Johnny

Apellido: R

Ángulo: 60°

Velocidad: 42.5 RPM

Número de Repeticiones: 1 Repetición

Aceptar Regresar

5. Ingreso del ángulo máximo, el rango de dicho ángulo está entre de 0 a 120°.

INGRESO DE DATOS

Paciente: Johnny Revelo

Cargar Eliminar Exportar

Crear o Modificar Datos:

Nombre: Johnny

Apellido: Revelo

Ángulo: 120°

Velocidad: 40 RPM

Número de Repeticiones: 3 Repeticiones

de y en >

1 2 3 4 5 6 7 8 9 0

q w e r t y u i o p

a s d f g h j k l ñ

↑ z x c v b n m ↵

Sym 😊 Español(US) . Realiz.

6. Ingreso de la velocidad siendo el rango entre 15 y 70 rpm.

INGRESO DE DATOS

Cargar Eliminar Exportar

Crear o Modificar Datos:

Nombre: Johnny

Apellido: Revelo

Ángulo: 120°

Velocidad: 70 RPM

Número de Repeticiones: 3 Repeticiones

RPM ROM TON >

1 2 3 4 5 6 7 8 9 0

q w e r t y u i o p

a s d f g h j k l ñ

↑ z x c v b n m ✕

Sym 🌐 Español(US) Realiz.

7. Ingreso de número de repeticiones, posee un rango de 1 a 35 repeticiones.

INGRESO DE DATOS

1 Repetición

2 Repeticiones

3 Repeticiones

4 Repeticiones

5 Repeticiones

6 Repeticiones

7 Repeticiones

8 Repeticiones

9 Repeticiones

8. Una vez completado todos los datos, dar clic en aceptar para que quede guardados los datos y se dirija a la siguiente pantalla donde empieza el rehabilitador a seguir las órdenes dichas.

9. Dentro de la pantalla de rehabilitación, se visualizan los datos cargados del paciente, así como también los botones: conectar el cual sirve para conexión mediante bluetooth, el botón iniciar para empezar con la terapia, el botón regresar para ingresar más datos y el botón posicionar para regresar a la posición de inicio.

10. Dar clic en el botón conectar, para establecer la conexión entre el dispositivo Android y el módulo bluetooth. Y, por último, dar clic en empezar para que el rehabilitador comience a desarrollar las indicaciones dadas. Cuando se acaben las repeticiones podemos dar clic en el botón regresar y cargar más datos de pacientes y luego exportarlas a un archivo Excel que se guardará en el dispositivo Android.



Observaciones:

Al momento de existir algún problema con el dispositivo o molestias en el paciente se debe pulsar el botón de pánico para que este se detenga y se pueda retirar el brazo con cuidado, luego pulsar posicionar en la pantalla de rehabilitación del dispersivo y por ultimo volver a pulsar el botón de pánico para que el dispositivo vuelva a su posición inicial.

En caso de existir algún problema en la aplicación esta mostrara diferentes mensajes para poder ser solucionados.