



**Pontificia Universidad Católica del Ecuador
Sede Ibarra**

ESCUELA DE DISEÑO

INFORME FINAL DEL PROYECTO

TEMA:

“DISEÑO DE ÓRTESIS ACTIVA PARA REHABILITACIÓN DE CODO”

**PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE LICENCIADO EN
DISEÑO DE PRODUCTOS Y CONTROL DE PROCESOS**

LÍNEA DE INVESTIGACIÓN:

Innovación e Industria

AUTOR: Gerardo Daniel Vaca Carranco
ASESOR: MSc. José Miguel Segnini Maizo

IBARRA, ENERO – 2019

CERTIFICACIÓN DE ASESOR

Ibarra, enero, 2019

MSc. José Miguel Segnini Maizo

CERTIFICA:

Haber revisado el presente informe final de investigación, el mismo que se ajusta a las normas vigentes en la Escuela de Diseño, de la Pontificia Universidad Católica del Ecuador Sede Ibarra (PUCESI); en consecuencia, autorizo su presentación para los fines legales pertinentes.

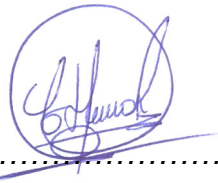
(f) 

MSc. José Miguel Segnini Maizo

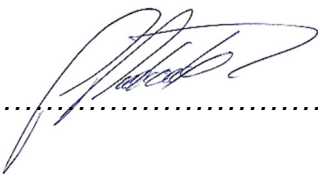
Pasaporte N° 102079863

PÁGINA DE APROBACIÓN

El jurado examinador, aprueba el presente informe de investigación en nombre de la Pontificia Universidad Católica del Ecuador Sede Ibarra (PUCESI):

(f): .....

Herrera Ramírez Melba Carolina
C.C.: 0401253059

(f): .....

Andrade Viana Servio Roberto
C.C.: 1001292927

(f): .....

Segnini Maizo José Miguel
C.C.: 102079863

ACTA DE CESIÓN DE DERECHOS

Yo, Gerardo Daniel Vaca Carranco, declaro conocer y aceptar la disposición del Art.66 del Instructivo de Trabajo de Grado de la Pontificia Universidad Católica del Ecuador Sede Ibarra (PUCESI), que en su parte pertinente manifiesta textualmente: “Forman parte del patrimonio de la universidad la propiedad intelectual de investigaciones, trabajos científicos o técnicos y tesis de grado que se realicen a través o con el apoyo financiero, académico o institucional de la universidad”

Ibarra, enero de 2019

f).....

C.C.:100313775-7

AUTORÍA

Yo, Gerardo Daniel Vaca Carranco, portador de la cédula de ciudadanía N° 100313775-7, declaro que la presente investigación es de total responsabilidad del autor, y que se ha respetado las diferentes fuentes de información realizando las citas correspondientes.



Gerardo Daniel Vaca Carranco
C.C.: 100313775-7

DECLARACIÓN y AUTORIZACIÓN

Yo: Gerardo Daniel Vaca Carranco, con CC: 100313775-7, autor del trabajo de grado intitulado: DISEÑO DE ÓRTESIS ACTIVA PARA REHABILITACIÓN DE CODO previo a la obtención del título profesional de LICENCIADO EN DISEÑO DE PRODUCTOS Y CONTROL DE PROCESOS en la Escuela de Diseño.

1.- Declaro tener pleno conocimiento de la obligación que tiene la Pontificia Universidad Católica del Ecuador Sede- Ibarra, de conformidad con el artículo 144 de la Ley Orgánica de Educación Superior de entregar a la SENESCYT en formato digital una copia del referido trabajo de graduación para que sea integrado al Sistema Nacional de Información de la Educación Superior del Ecuador para su difusión pública respetando los derechos de autor.

2.- Autorizo a la Pontificia Universidad Católica del Ecuador Sede Ibarra a difundir a través de sitio web de la Biblioteca de la PUCESI el referido trabajo de graduación, respetando las políticas de propiedad intelectual de Universidad.

Ibarra, enero del 2019



(f.).....
Gerardo Daniel Vaca Carranco

C.C. 100313775-7

DEDICATORIA

Dedico este trabajo primeramente a Dios, porque es el que guía mi camino día tras día, a mis padres Ulpiano Vaca y Aida Carranco porque han sido las personas más importantes en mi vida, sembrando en mí el ejemplo y apoyo incondicional de todas mis metas logros y aspiraciones alcanzadas.

A mis hermanos: Francisco, Carlos y Pablo por ser siempre mi motivación, mis principales consejeros y por estar siempre presentes acompañándome y por el apoyo moral, que me brindaron a lo largo de esta etapa de mi vida.

A Cinthya por ser ese pilar fundamental en mi vida quien me impulso para seguir adelante esforzándome en la universidad.

AGRADECIMIENTO

Agradezco a la Pontificia Universidad Católica del Ecuador sede Ibarra, a toda la Escuela de Diseño, a mis profesores en especial a MSc. José Miguel Segnini Maizo por ser el guía en cada una de las etapas de esta meta alcanzada, sobre todo le agradezco por su paciencia, dedicación, apoyo incondicional y amistad.

INDICE

	Pág.
Certificación del asesor	i
Página de aprobación	ii
Acta de cesión de derechos	iii
Autoría	iv
Declaración y Autorización	v
Dedicatoria	vi
Agradecimiento	vii
Índice	viii
Índice de tablas	xi
Índice de figuras	xii
Resumen ejecutivo	xiv
Abstract	xv
Introducción	1
Capítulo I: Presentación del problema	3
Situación actual	3
Identificación, descripción y diagnóstico de la problemática	4
Justificación	6
Alcance	7
Limitación	7
Objetivos del proyecto integrador	8
Originalidad y Aporte	9
Estructura del proyecto	9
Capítulo II: Marco teórico	11
Biomecánica de la extremidad superior del ser humano	11
Movilidad articular del miembro superior	12
Articulación del codo	14
Patologías	15
Tratamiento y complicaciones en lesiones de codo	16
Rehabilitación de codo	17

Rehabilitadores de codo	18
Tipos de rehabilitadores de codo	18
Rehabilitadores de codo existentes	20
El método de elementos finitos	24
Diseño en la sociedad	25
Programas para el diseño asistido por ordenador	26
Capítulo III: Metodología de diseño	28
La propuesta de metodología para el diseño	28
Definición estratégica: <i>¿Qué vamos hacer?</i>	29
Diseño de concepto: <i>El producto a grandes rasgos</i>	30
Diseño de detalle: <i>Afinando detalles</i>	30
Verificación y testeo: <i>Poniendo a prueba el diseño</i>	30
Producción: <i>Todo listo para producir</i>	31
Análisis de Requerimientos	31
Conceptualización	33
Selección y diseño de la propuesta	33
Alternativas para la forma de diseño	34
Alternativas de los mecanismos de la órtesis de rehabilitación de codo	34
Diseño personalizado del rehabilitador de codo	36
Alternativas de diseño personalizado para el rehabilitador de codo	37
Material	39
Capítulo IV: Análisis y presentación de resultados	40
Características del rehabilitador	40
Análisis jerárquico para selección de Alternativas	41
Selección de alternativas de mecanismo	41
Selección de la forma exterior	43
Generación de la geometría. Propuesta con Autodesk Inventor®	44
Órtesis superior e inferior	45
Análisis estructural	46
Verificación numérica del dispositivo. Convergencia	50
Propuesta final	51
Dimensiones generales de la órtesis de rehabilitación de codo	51

Identidad Corporativa	52
Gestión del proceso de producción	53
Construcción del prototipo	55
Cómputos métricos	55
Costo asociado a la construcción del prototipo	56
Conclusiones	58
Recomendaciones	60
Referencias Bibliográficas	61
Anexos	69
Anexo A. Encuesta realizada a pacientes del Hospital S.V.P	61
Anexo B. Planos constructivos del rehabilitador de codo	87
Anexo C. Manual de Usuario	93
Anexo D. Validación del Producto	96
Anexo E. Verificación y Testeo	97

ÍNDICE DE TABLAS

	Pág.
Tabla 1.1. Casas comerciales en Ecuador.	5
Tabla 2.1. Amplitud de flexión del codo en actividades diarias	15
Tabla 2.2. Patologías reportadas por el INEC en los últimos años	16
Tabla 2.3. Dispositivos automatizados disponibles	20
Tabla 2.4. Dispositivos ROM y Dinámicos disponibles	21
Tabla 2.5. Dispositivos desarrollados en academias ecuatorianas	24
Tabla 3.1. Lista de pacientes entrevistados	31
Tabla 4.1. Distribución del peso estimado del rehabilitador de codo	46
Tabla 4.2. Propiedades mecánicas del acero y ABS	47
Tabla 4.3. Cómputos métricos para el rehabilitador de codo.	55
Tabla 4.4. Presupuesto para fabricación del prototipo	56

ÍNDICE DE FIGURAS

	Pág.
Figura 1.1. Personas reportadas con traumas en el codo en los últimos 5 años	6
Figura 2.1. Partes principales del miembro superior	12
Figura 2.2. Sistema óseo que compone al codo	12
Figura 2.3. Posición del cuerpo humano	13
Figura 2.4. Planos que dividen al cuerpo humano	14
Figura 2.5. Movimiento de flexión-extensión en el codo	14
Figura 2.6. Movimiento de pronación-supinación en el codo	15
Figura 2.7. Rehabilitador CPM comercial	19
Figura 2.8. Rehabilitador ROM comercial	19
Figura 2.9. Rehabilitador dinámico comercial	19
Figura 3.1. Metodología de diseño propuesta por el INTI	29
Figura 3.2. Metodología de diseño utilizada	29
Figura 3.3. Propuesta Mecanismo 1 del Rehabilitador dinámico de codo	34
Figura 3.4. Propuesta Mecanismo 2 del Rehabilitador dinámico de codo	35
Figura 3.5. Propuesta Mecanismo 3 del Rehabilitador dinámico de codo	35
Figura 3.6. Propuesta Mecanismo 4 del Rehabilitador dinámico de codo	36
Figura 3.7. Propuesta Mecanismo 5 del Rehabilitador dinámico de codo	36
Figura 3.8. Vectorización de la silueta de la extremidad para cálculo de medidas antropométricas	37
Figura 3.9. Modelado 3D de la extremidad completa	37
Figura 3.10. Modelo 1: propuesta con orificios irregulares (diagrama de Voronoi)	38

Figura 3.11. Modelo 2: propuesta conceptualizada en el superhéroe Ironman®	38
Figura 3.12. Modelo 3: propuesta desarrollada en base a la musculatura del brazo	39
Figura 4.1. Resultados de encuestas con respecto a las características de la prótesis	40
Figura 4.2. Propuestas de diseño desarrolladas	42
Figura 4.3. Resultados para la síntesis de tipo y sistema de mecanismo	42
Figura 4.4. Propuestas desarrolladas	43
Figura 4.5. Resultados para la síntesis de forma exterior	44
Figura 4.6. Fusión del mecanismo y la forma seleccionada	44
Figura 4.7. Geometría propuesta para el rehabilitador de codo y sus partes	45
Figura 4.8. Sistema de acople y montura del rehabilitador	45
Figura 4.9. Fuerza ejercida por la banda elástica	47
Figura 4.10. Malla última en el refinamiento de las dos piezas críticas	48
Figura 4.11. Distribución de los esfuerzos de Von Mises en las dos piezas críticas del rehabilitador	49
Figura 4.12. Factor de seguridad en las dos piezas críticas	49
Figura 4.13. Desplazamiento máximo del rehabilitador esforzado	50
Figura 4.14. Convergencia de los esfuerzos máximos del rehabilitador	50
Figura 4.15. Imagen fotorrealista de la órtesis rehabilitadora de codo	51
Figura 4.16. Dimensiones generales de la órtesis de codo	51
Figura 4.17. Tipografía utilizada	52
Figura 4.18. Marca Producto RECO y cromática original	53
Figura 4.19. Fabricación en impresión 3D del rehabilitador de codo.	54
Figura 4.20. Proceso de Fabricación de la prótesis	55

RESUMEN EJECUTIVO

La articulación del codo es el puente de unión entre los movimientos realizados por el antebrazo y el brazo, este permite ejecutar múltiples actividades que incluyen movimientos de flexión y extensión, donde prácticamente no existe una actividad que implique sostener un cuerpo en la cual no se utilice ésta. Esto implica una disminución de la calidad de vida cuando el cuerpo humano sufre algún tipo de luxaciones, enfermedades degenerativas, accidentes viales, laborales o por deporte que pueden culminar o no con una intervención quirúrgica y en la mayoría de los casos requiere de una rehabilitación de codo. Para el año 2017, Ecuador registró 11.678 personas con algún tipo de trauma en el codo y antebrazo. Si bien existen dispositivos disponibles en el mercado nacional, distribuidos por casas comerciales, todas son productos de importación con altos costos de adquisición y mantenimiento. En esta investigación, se presenta un diseño conceptual de un rehabilitador de codo dinámico (entrada motriz dada por el usuario), con restricciones asociadas al uso de geometrías sencillas, material disponible en la zona y de bajo costo, que contribuye con la progresiva rehabilitación sin supervisión médica. Para esto, se propone un proceso de diseño donde se presentan alternativas de mecanismos y formas para seleccionar las más adecuadas según los requerimientos planteados. Posteriormente, utilizando programas CAD-CAE se realizan simulaciones numéricas validadas para definir un rehabilitador de codo con un grado de libertad, capaz de soportar cargas máximas dadas por el paciente sin deformarse permanentemente. Los resultados obtenidos, muestran que se puede materializar un diseño en el que se realiza un análisis cinemático y de resistencia de materiales utilizando programas CAD-CAE que sirven para definir totalmente la geometría y materiales del dispositivo en base a un mecanismo, el cual permite realizar movimientos de flexo-extensión de 117° a 180° que corresponden a las fases de rehabilitación del codo.

Palabras Claves: Dispositivo; codo; rehabilitación dinámica, modelado, CAD-CAE.

ABSTRACT

The elbow joint is the union bridge between the movements made by the forearm and the arm, this allows to perform multiple activities that includes flexion and extension movements, where practically there is no activity that involves a body that does not use this. Before this, it implies a quality life of decrement when the human body suffers dislocations, sicknesses, road accidents or by sports that can culminate or it can be treated with a surgical intervention and in most of the cases it requires an elbow rehabilitation. In the year 2017, Ecuador registered 11,678 people with some type of trauma in their elbows and forearms. Although there are devices available in the national market distributed by comercial houses, all are import products with high purchases and maintenance costs. This investigation presents a conceptual design of a dinamic elbow rehabilitator (motor input given by the user), with restrictions associated to the use of simple geometry, available material in the zone and of low cost, that contributes with the progressive rehabilitation without medical supervision. For this, its proposed a process of design where it presents alternative mecanisms and forms to select the most adequate according to the plant requirements. Later, using CAD-CAE programs that does valid numerical simulations to define an elbow rehabilitator with a degree of freedom, able to support maxium loads given by the pacient without permanently deforming. The obtained results, shows that it can be materialized by a design that can do a cinematic analysis and material resistance using CAD-CAE programs that sirves to define totally the geometry and materials of the device in base of a mecanism, in which it allows movements of flex-extension of 117 a 180 that corresponds to the elbow rehabilitation phase.

Keywords: Device; elbow; dynamic rehabilitation, modeling, CAD-CAE.

INTRODUCCIÓN

La articulación del codo es una de las más importantes, su importancia radica en que este sitio es el puente de unión entre los movimientos realizados por el antebrazo y el brazo (Cardozo, 2013), permite ejecutar múltiples actividades que incluyen movimientos de flexión y extensión, donde prácticamente no existe una actividad que implique sostener un cuerpo en la cual no se utilice ésta. Lo anterior, implica un decremento de la calidad de vida cuando el cuerpo humano sufre luxaciones, esguinces, torceduras de articulaciones, ligamentos del codo, y otras enfermedades asociadas a la misma, acompañadas con accidentes viales, laborales o por deporte que pueden culminar o no con una intervención quirúrgica y en la mayoría de los casos requiere de una rehabilitación pasiva de codo, donde una persona o dispositivo moviliza las extremidades sin ningún esfuerzo del paciente, así que la articulación se somete a un rango de movimiento angular preestablecido y por un período de tiempo determinado.

En el mercado internacional y nacional, existen rehabilitadores de codo, estos dispositivos pueden utilizar resortes lineales, de torsión, neumática, electrónica, hidráulica y mecatrónica para controlar los movimientos de la articulación del codo, tal como se muestra en (Pérez, 2012), (Mio, 2014), (Barrios, y otros, 2017), (Ospina, 2017), donde, además muestra la necesidad de realizar investigaciones direccionadas a dispositivos que sean portátil que permita la rehabilitación del movimiento de extremidades superiores a un bajo costo.

Bajo la luz de lo anterior, se han desarrollado investigaciones direccionadas a simular el movimiento natural del codo mediante diferentes mecanismos, tal como se detalla en (Mavroidis, y otros, 2005), (Gallucci, y otros, 2008), (Martínez, 2011), (Ayala-Lozano, y otros, 2015), (De Lima, 2016), (Escuder, 2017), (Wang, Song, Wang, & Liu, 2018). En los últimos cinco años universidades ecuatorianas han participado en el desarrollo de dispositivos rehabilitadores de codo, (Moya & Stephanie, 2014), (Macao & Nacipucha, 2016) , todas, direccionadas a crear dispositivos exoesqueleticos electrónicos para la rehabilitación de codo.

En este mismo contexto, desde hace una década, se han desarrollado patentes que muestran la evolución de los rehabilitadores con distintas configuraciones

geométricas que van desde sistemas netamente mecánicos hasta sistemas mecatrónicos avanzados, ver por ejemplo, (EEUU Patente nº US4433679, 1984), (EEUU Patente nº US4657000, 1987), (EEUU Patente nº US4665905, 1987), (EEUU Patente nº US4865024, 1989), (EEUU Patente nº US5036837, 1991), (EEUU Patente nº US005399154A, 1995), (EEUU Patente nº US006001075A, 1999), (EEUU Patente nº US6676612B1, 1999), (EEUU Patente nº US20100160986A1, 2008), (China Patente nº CN107260488A, 2017). Por esto, se observa que los movimientos de rehabilitación pueden ser realizados de manera autónoma por el paciente, Varias de estas patentes presentan un sistema con entrada motriz dada por el usuario, que posee un cierto grado de movilidad. Sin embargo, algunos pacientes pueden requerir diferentes extensiones y flexiones debido al grado de inmovilización que sufre el codo y por lo tanto es importante desarrollar mecanismos que sean capaces de cubrir esta necesidad.

En esta investigación, se presenta un diseño conceptual de un rehabilitador de codo dinámico, con restricciones asociadas al uso de geometrías sencillas, material disponible en la zona y de bajo costo, que contribuye con la progresiva rehabilitación sin supervisión médica. Para esto, se utilizará la propuesta de (Segnini, Chagna, & Vergara, 2018) donde plantean un proceso de diseño, en donde, presentan las alternativas de mecanismos, formas y materiales para seleccionar las más adecuadas según los requerimientos planteados. Posteriormente, utilizando programas CAD-CAE se realizan simulaciones numéricas validadas para definir la geometría del rehabilitador de codo con un grado de libertad, capaz de soportar cargas máximas dadas por el paciente sin deformarse permanentemente.

Los resultados muestran que se puede materializar un diseño en el que se realiza un análisis cinemático y de resistencia de materiales utilizando programas CAD-CAE que sirven para definir la geometría y materiales del dispositivo rehabilitador en base a un mecanismo, el cual permite realizar movimientos de flexo-extensión de 117° a 180° correspondiente a las fases de rehabilitación del codo.

CAPÍTULO 1

PRESENTACIÓN DEL PROBLEMA

En el presente capítulo se detalla el estudio realizado para formalizar el diagnóstico del problema a desarrollar, considerando para ello una descripción detallada de la situación actual, donde se desprende la necesidad de diseñar un dispositivo rehabilitador de codo manual, puntualizando las limitaciones de fabricación y producción que tiene Ecuador, donde los materiales y dispositivos específicos no se encuentran disponibles en el mercado a un bajo costo. Sin embargo, al considerar la población objetivo y al identificar y diagnosticar la necesidad de manera general, se observa la posibilidad de desarrollar un dispositivo de bajo costo con materiales que se encuentren disponibles en el país.

1.1. Situación actual

Para el 2017 en Ecuador se registró 11.678 personas con algún tipo de trauma en el codo y antebrazo (Instituto Nacional de Estadísticas y Censos [INEC], 2017), de igual manera, considerando que en el Ecuador las estadísticas dispuestas por el Consejo Nacional para la Igualdad de Discapacidades (CONADIS) indican que las personas con discapacidad registradas alcanzan los 442.002 habitantes, de los cuales existen 206.587 personas con discapacidad física (CONADIS, 2018). Por esto, es posible establecer que existe una necesidad en la población que necesita rehabilitación de codo y que en su primera etapa es posible que ésta sea pasiva, porque el paciente no puede realizar esfuerzos en esta.

Esta situación, es cada vez más preocupante, debido al alto costo de estos equipos traumatológicos de rehabilitación, sin olvidar, que la calidad de vida de la población debe recuperarse como principal objetivo para alcanzar la felicidad de sus ciudadanos ecuatorianos como se detalla en el Plan Nacional del Buen Vivir (SENPLADES, 2013). Lo anterior expone la existencia de una problemática asociada al alto porcentaje de la población que necesita de un rehabilitador de codo.

Según el Instituto nacional de estadística y censos (INEC), en su reporte anual de pobreza y desigualdad, estipula que el 21,5% de la población ecuatoriana vive con un promedio per cápita familiar de US\$ 84,49 mensuales, lo que equivale a US\$ 2,82 diarios (INEC, 2017). Si se contrasta estos datos con los reportados por la distribuidora RehabMart (2018) en donde indican que un rehabilitador de codo dinámico puede costar hasta US\$300, sí el rehabilitador posee un sistema electrónico puede alcanzar los US\$5,000 y sí el dispositivo es asistido por computadora puede alcanzar los US\$28,000 o más, según lo reportado por Mio(2014). Es evidente que este sector de la sociedad ecuatoriana no puede adquirir estos productos necesarios e indispensables para mejorar su calidad de vida.

Por lo anterior, es imprescindible que una porción de empresas de producción y ensamble se desarrollen específicamente en el área de la salud con equipos de rehabilitación, cuyo objetivo se direcciona a ofrecer la atención debida con productos más accesibles para el mercado ecuatoriano (Segnini, Chagna, & Vergara, 2018).

1.2. Identificación, descripción y diagnóstico de la problemática

El codo es una articulación importante del cuerpo humano, ya que, gracias a sus funciones, permite ejecutar múltiples actividades, por sus principales funciones que son flexión y extensión. Cuando esta articulación sufre algún tipo de lesión o trauma, el brazo tiende a perder movilidad, instintivamente los pacientes comenzarán a relegar su uso a un segundo plano, utilizando más su brazo “bueno” (Desrosiers, y otros, 2003). En general la dificultad para recuperar la movilidad total de miembro superior, tiene un impacto tan profundo, que de cada diez pacientes, solo tres logran una recuperación satisfactoria de sus brazos (Buma, Kwakkel, & Ramsey, 2013), de ahí la importancia de una correcta rehabilitación en el caso específico de miembro superior. Sin embargo, la disponibilidad e intensidad de las terapias de rehabilitación son insuficientes o de acceso precario en múltiples comunidades, donde el no contar con la cantidad de profesionales y aparatos médicos que requieren, es una circunstancia que redundo en rehabilitaciones incompletas, deficientes o en muchos casos, la total ausencia de un proceso de

rehabilitación, conllevando a una discapacidad permanente o degenerativa, tal como se resalta en el informe mundial sobre la discapacidad (OMS, 2011).

En Ecuador, actualmente la incidencia de este tipo de lesión es predecible tomando en cuenta la información diaria sobre accidentes de tránsito, además de la presencia de enfermedades crónico-degenerativas y neuronales. Si bien existen dispositivos disponibles en el mercado nacional, distribuidos por casas comerciales (ver tabla 1.1), todas son productos de importación con altos costos de adquisición y mantenimiento, como es el caso de Kinetec 6080®, Artromot E2®, E3® Elbow CPM, entre otros, que son líderes en el mercado, pero el costo de comercialización es por encima de los 5.000 dólares americanos.

Tabla 1.1. Casas comerciales en Ecuador.

Empresa	Descripción	Productos	Ciudad	Provincia
Improlab, S.A.	Empresa dedicada a la venta de equipos, productos y suministros médicos y rehabilitación.	Órtesis / Prótesis	Quito	Pichincha
ConexoMed	Entidad que produce y comercializa productos para el área de salud	Órtesis / Prótesis	Guayaquil	Guayas
Intermédica Cia. Ltda	Ofrece equipos médicos, terapéuticos y servicio técnico profesional.	Equipos desechables Aparatos ortopédicos	Quito	Pichincha
Orprosa S.A	Venta al por menor de instrumentos y aparatos ortopédicos	Órtesis / Prótesis	Guayaquil	Guayas

Así, se puede deducir que la falta de dispositivos y alternativas de rehabilitación de codo economicos en Ecuador, impulsan el diseño de un mecanismo que considere como principal requerimiento el bajo costo, el uso de materiales disponibles a nivel nacional y que el factor forma-función contribuya con la recuperación de la calidad de vida de los ecuatorianos, desarrollando un producto beneficioso para la sociedad

y que promueva la innovación y desarrollo de productos en el área médica. (Segnini, Chagna, & Vergara, 2018).

1.3. Justificación

El desarrollo del proyecto ofrece la posibilidad de diseñar un dispositivo de bajo costo cuya función principal sea la recuperación de la funcionabilidad del codo para personas que presentan lesiones pre o postoperatorias con una rehabilitación dinámica.

En Ecuador ocurren cerca de 49 mil lesiones entre esguinces, luxaciones y fracturas al año (INEC, 2014), de las cuales, una de cada treinta personas presenta algún tipo de problema asociado con el codo. Debido a las actuales estadísticas de traumas a nivel de miembros superiores en el Ecuador (ver figura 1.1) es común que se puedan presentar limitaciones para el desarrollo de las actividades de la vida diaria básicas cotidianas, e incluso aquellas articuladas con los roles laborales.

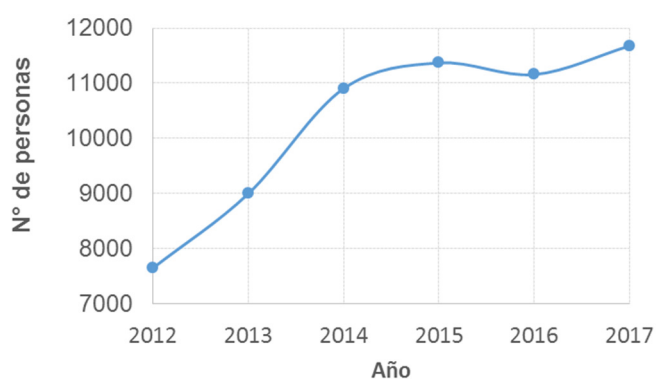


Figura 1.1. Personas reportadas con traumas en el codo en los últimos 5 años, (INEC, 2017).

La alta funcionalidad que se les atribuye a los miembros superiores, principalmente en los codos, genera mayor vulnerabilidad y estados de discapacidad cuando estos segmentos corporales se ven afectados. La incapacidad o la limitación para el uso de los segmentos superiores, requiere de aditamentos como órtesis para suplir las funciones alteradas y así evitar que estas lleven a una pérdida de la productividad, actividad laboral y por ende el ingreso salarial.

Generar proyectos de desarrollo e innovación, se hace necesario desde el argumento de poder asistir el desempeño en la movilidad del codo, que, al estar alterado, impide la realización de las actividades de la vida diaria, como es la conducción de un automóvil, en ocasiones como actividad laboral y muchas veces como mecanismo de desplazamiento y movilidad para muchas personas.

Por esta razón, a través del desarrollo de un rehabilitador se podría asistir en el proceso de la movilidad del codo, creando una alternativa para la reintegración de las personas con discapacidad a sus actividades que requieran el rol de realizar esfuerzos físicos.

Se pretende desarrollar un rehabilitador de bajo costo, con materiales que se puedan adquirir fácilmente, de acceso a cualquier estrato económico de población, que sea estéticamente agradable, de fácil limpieza, duradero y de utilización directa del paciente sin que requiera la ayuda de otros para poderla usar. A partir de esto se busca mayor independencia de las personas en la ejecución de los diversos roles, principalmente en aquellos quienes tiene como una de sus actividades principales o es de gran importancia en la movilidad.

1.4. Alcance

Considerando lo expuesto, y con la meta de satisfacer las necesidades de la población ecuatoriana afectada por traumatismo en el miembro superior, en ésta investigación se desarrollará un rehabilitador de codo de bajo costo. El diseño planteado, está acoplado a las medidas personalizadas del paciente, siguiendo un proceso de estudio biomecánico y el uso de programas comerciales de diseño, ingeniería y manufactura asistido por ordenador (CAD, CAE y CAM respectivamente), para lograr cumplir con las fases de diseño, análisis estructural y de funcionabilidad, con los que se propone la geometría y uso de materiales que puedan soportar las cargas introducidas por el usuario al dispositivo de rehabilitación.

1.5. Limitaciones

Existen tres limitaciones en esta investigación: la primera está asociada a que la PUCESI no cuenta con scanner 3D para mediciones corporales en 3D, por lo tanto,

se ha considerado la información contenida en (Burhan, y otros, 2017), (Simón, 2012) y (Mei, 2015) en donde utilizan un dispositivo comercial (Kinect®) utilizado en consolas video juegos (Xbox®) para realizar un scanner 3D y técnicas computarizadas de fotografía digital para levantar un modelo en 3D.

La segunda limitante tiene que ver con uso de programas de cálculos numéricos para la simulación y análisis de componentes mecánicos que no posee la PUCESI y por consiguiente se utilizan los programas de la Universidad de los Andes – Venezuela como parte de un convenio entre instituciones académicas.

La última limitante está relacionada al análisis de la oferta y la demanda, puesto que no es el objetivo de esta investigación y además que en la actualidad no se cuenta en el país con información pública confiable, se decidió no realizarlo.

1.6. Objetivos

1.6.1. Objetivo general

Diseñar el prototipo de una órtesis para rehabilitación activa de codo que ayude a una fácil movilidad y pronta recuperación de las lesiones ocasionadas por fracturas hasta llegar a la movilidad activa

1.6.2. Objetivos específicos

- Investigar en el mercado nacional la existencia de órtesis para la rehabilitación de codo
- Analizar los referentes investigados.
- Diseñar la órtesis basado en las medidas antropométricas en un paciente en específico
- Seleccionar alternativas y mecanismos de los diseños que cumplan los movimientos básicos requeridos para la órtesis del codo mediante el programa Expert Choose®.
- Construcción del prototipo y validación.

1.7. Originalidad y Aporte

Este proyecto incorpora un mecanismo de apoyo para la rehabilitación de codo y es el complemento para publicar un artículo científico y optar por una patente de diseño y una de utilidad en Ecuador. Además, al igual que (Chagna, 2017), incorpora básicamente tres aspectos: el primero: introduce una metodología de diseño con el uso de programas computacionales de simulación numérica (CAD, CAE y CAM), la segunda propone un diseño antropométrico personalizado utilizando tecnologías novedosas de escaneo corporal mediante un scanner 3D, y por último deja planteado una metodología de diseño que introduce nuevos elementos de diseño e ingeniería, que integra formas orgánicas y minimalistas produciendo una estructura mecánica más estética y amigable con el paciente.

1.8. Estructura del proyecto

Esta investigación se dividirá en cinco capítulos, cada uno de los cuales se desarrollan para cumplir con los objetivos planteados, puntualizando delimitaciones, y describiendo métodos de aplicación al problema, hasta llegar al diseño completo del rehabilitador de codo.

En el primer capítulo se incluye el planteamiento del problema, los antecedentes de la investigación, la justificación, objetivos, alcances y delimitación, la descripción del trabajo y las contribuciones. El capítulo dos corresponde al Marco Teórico Referencial, allí se presenta de forma resumida la sustentación teórica básica para el desarrollo de la órtesis y que se acompaña de la situación actual de los dispositivos rehabilitadores de codo que van desde los comerciales implantados en el mercado hasta las propuestas académicas y patentes industriales. En el tercer capítulo, con la incorporación de una metodología de diseño, se desarrolla variantes de solución y por medio de esta se involucran a expertos para asesoramiento particular en el área traumatológica y fisioterapeuta, donde se obtendrá la información necesaria para la conceptualización y proceso de diseño, que se realizará mediante el uso de paquetes computacionales de ingeniería estableciendo así, un proceso que no sólo introduce la estética en el diseño, sino, que introduce el cálculo estructural para validar los materiales y formas utilizadas

para el dispositivo. En el cuarto capítulo, se presentan los resultados en cada una de las fases del proceso de diseño, para llegar a una propuesta final y así generar el diseño de detalle de dicha propuesta, que incluye el dimensionamiento cinemático del mecanismo de la órtesis y el dimensionamiento estructural del dispositivo. Para finalizar se presentan las conclusiones y recomendaciones de la investigación.

CAPÍTULO II

MARCO TEÓRICO

En este capítulo se presenta la sustentación teórica-referencial para el desarrollo de la órtesis de rehabilitación del codo. Se tocan temas asociados a la articulación del codo, sus movimientos y su fisiología, despliega casos de lesiones relevantes, muestra una sinopsis de tipos de rehabilitación y tratamientos, haciendo especial énfasis en las órtesis de rehabilitación de codo dinámicas. Se incluyen también contenidos de interés y aporte para la fase de diseño del rehabilitador: el estudio biomecánico del codo, los programas computacionales utilizados para el modelado geométrico, el análisis de alternativas y análisis estructural mediante el método de elementos finitos. Se incluye también un esquema con dispositivos existentes en el mercado, desarrollo de equipos análogos por Institutos y Universidades nacionales e internacionales, y algunos productos patentados que sirven para referenciar el estado en que se encuentran los dispositivos como el propuesto en esta investigación.

2.1. Biomecánica de la extremidad superior del ser humano

La biomecánica se define como la ciencia que estudia la estructura mecánica en los seres vivos, fundamentalmente en el cuerpo humano. Se conoce también como la ciencia que aplica las leyes del movimiento al aparato locomotor (González, Peña, & Vázquez, 2012). La biomecánica se apoya en los conocimientos de ciencias como la mecánica, ingeniería, anatomía, fisiología y otras disciplinas necesarias para estudiar el comportamiento del cuerpo humano (Montenegro, Lugo, Nunez, Gonzalez, & Zaldivar, 2014).

El miembro superior está compuesto por cuatro partes (figura 2.1), el hombro, el brazo, el antebrazo y la mano. A su vez, es considerado como un mecanismo de cadena abierta que cuenta con cuatro eslabones. Dichos eslabones son el brazo, antebrazo, mano y tórax, donde el último representa la base (Rodríguez, Botero, & Quintero, 2007).

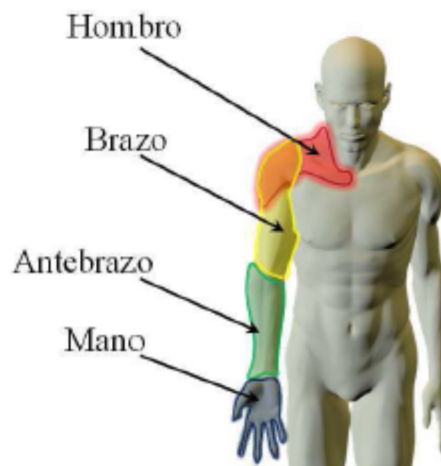


Figura 2.1. Partes principales del miembro superior Extraído de (Montenegro, Lugo, Nunez, Gonzalez, & Zaldivar, 2014)

El miembro superior es una de las extremidades con más movilidad del cuerpo humano ya que cuenta con articulaciones y tiene la capacidad de sujetar y manipular objetos a través de la mano (Lugo, 2013).

El codo está relacionado con el brazo y el antebrazo. El brazo está compuesto por el húmero y el antebrazo está compuesto por el radio y el cúbito. Las articulaciones que ayudan al movimiento del codo se llaman humerocubital, humeroradial y radiocubital proximal como se muestra en la figura 2.2

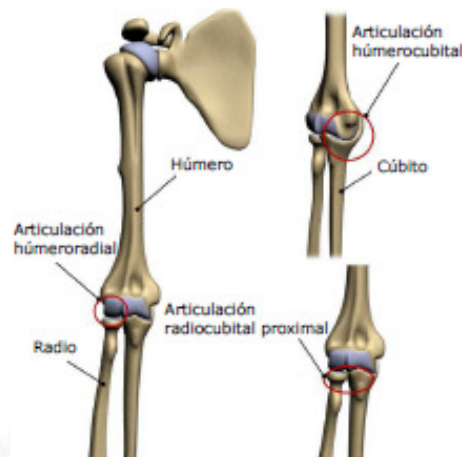


Figura 2.2. Sistema óseo que compone al codo. Extraído de (Lugo, 2013)

2.2. Movilidad articular del miembro superior

La descripción del movimiento del miembro superior hombro, codo y antebrazo se presenta sobre planos alrededor de los ejes longitudinales y se conoce como planimetría. La planimetría mide y da referencia a los movimientos articulares a

partir de las posiciones anatómica y de referencia cero, como posición inicial (Lugo, 2013). La posición anatómica del cuerpo humano, es la posición de referencia de un cuerpo humano sano que se utiliza para estudiar anatomía. En esta posición las palmas de las manos miran hacia adelante, el tronco se encuentra extendido y las extremidades inferiores rectas como se muestra en la figura 2.3(a). La posición de referencia cero conocida también como posición neutra, es una posición humana de referencia que se usa como punto de inicio para realizar la medición de ángulos. En esta posición, el individuo se encuentra parado de frente con la mirada hacia adelante, y los brazos extendidos con las palmas de las manos volteadas hacia adentro como se indica en la Figura 2.3(b). El objetivo de la posición de referencia cero es que todas las articulaciones se encuentren en una posición inicial de 0° , permitiendo medir el rango de movilidad de cada articulación.



Figura 2.3. Posición del cuerpo humano. (a) Posición anatómica. (b) Posición de referencia cero. Extraído de (Lugo, 2013).

Los rangos de movilidad se dan sobre tres planos principales que dividen al cuerpo humano, estos planos se conocen como sagital, frontal y transversal (ver figura 2.4) (Montenegro, Lugo, Nunez, Gonzalez, & Zaldivar, 2014). El plano sagital divide al cuerpo en una parte derecha y en otra izquierda, el plano frontal divide al cuerpo en una parte anterior y otra posterior y el plano transversal divide al cuerpo en una parte superior y otra inferior (Lugo, 2013).

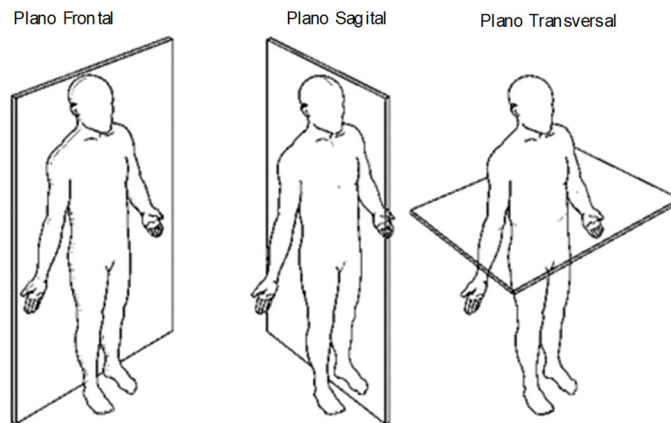


Figura 2.4. Planos que dividen al cuerpo humano. Imagen reconstruida de (Petit, 2017).

2.3. 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. Esta articulación une el brazo con el antebrazo, anatómicamente funciona como bisagra, realizando dos movimientos (2 GdL). El primero, es el de flexión-extensión cuyo rango de movilidad es de 0° a 140°-145° máximo como se observa en la figura 2.5.

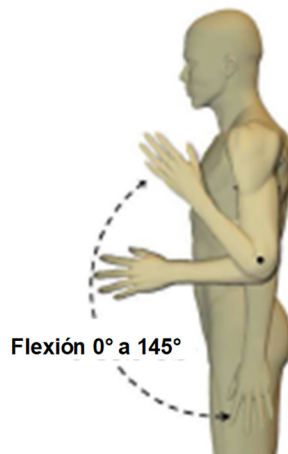


Figura 2.5. Movimiento de flexión-extensión en el codo. Extraído de (Montenegro, Lugo, Nunez, Gonzalez, & Zaldivar, 2014).

El segundo movimiento es el de pronación-supinación. El movimiento de pronación se da cuando la palma de la mano se dirige hacia arriba con un rango de 0° a 90°, y el de supinación se da cuando la palma de la mano se dirige hacia abajo con un

rango de 0° a 85° (figura 2.6). El movimiento de pronación-supinación del antebrazo gira sobre su propio eje (González, Peña, & Vázquez, 2012).

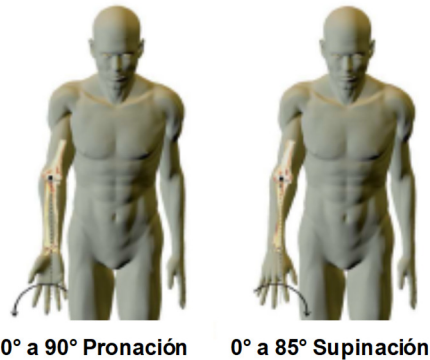


Figura 2.6. Movimiento de pronación-supinación en el codo.

En la tabla 2.1 se presenta la amplitud de flexión del codo en actividades diarias. Estos grados permiten conocer las características funcionales para realizar la construcción del rehabilitador de codo (Neumann, 2007).

Tabla 2.1. Amplitud de flexión del codo en actividades diarias

Actividad Realizada	Amplitud (°)
Abrir una puerta	De 22 a 58
Verter liquido 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

Nota: tabla reconstruida de (Neumann, 2007).

2.4. Patologías

Según el INEC en su reporte anual de Camas y Egresos Hospitalarios de los últimos años, las patologías que afectan más frecuentemente al codo son las fracturas, Luxación, esguince y torcedura de articulaciones y ligamentos del codo (ver tabla 2.2). A continuación, se describen algunas de estas patologías.

- **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 & Elstrom, 2001).
- **Fractura supracondílea del humero:** fractura transversal en el extremo distal del húmero. La retracción del bíceps obliga al desplazamiento del segmento fracturado, produciendo contracciones y disminución de las funciones de los músculos, tanto flexores como extensores.
- **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.
- **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 & Mitchell, 2005).

Tabla 2.2. Patologías reportadas por el INEC en los últimos años.

Causa de morbilidad/diagnósticos	2017	2016	2015	2014
Traumatismo superficial del antebrazo y del codo	173	181	197	246
Herida del antebrazo y del codo	386	320	368	337
Fractura del antebrazo	10.426	9.887	10.042	9.467
Luxación, esguince y torcedura de articulaciones y ligamentos del codo	351	408	391	448
Traumatismo de nervios a nivel del antebrazo	19	25	20	26
Traumatismo de los vasos sanguíneos a nivel del antebrazo	20	10	13	26
Traumatismo de tendón y músculo a nivel del antebrazo	165	167	166	129
Traumatismo por aplastamiento del antebrazo	10	22	19	14
Otros traumatismos y los no especificados del antebrazo	128	139	154	199

Nota: tabla reconstruida de (INEC, 2017)

2.5. 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 órtesis 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 (Revelo, 2017).

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 (Evans, Sumon, Maschke, Hoyen, & Lawton, 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 L.C. & Jesse B., 2007).

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).

2.6. Rehabilitación de codo

La rehabilitación es un proceso global y continuo de duración limitada y con objetivos definidos, encaminados a promover y lograr niveles óptimos de independencia física y las habilidades funcionales de las personas (Hernandez, 2011).

La rehabilitación del codo, es un procedimiento que se aplica para movilizar la articulación (flexión, extensión, así como pronación y supinación) y de esta manera fortalecer los músculos flexores y extensores del brazo.

Estos movimientos pueden ser guiados y/o asistidos por un especialista terapeuta, quien aplicará la fuerza para movilizar el brazo, o también puede ser guiado por un dispositivo (órtesis y maquina) que igualmente ejercerá la fuerza en vez del paciente. Una vez que el paciente recupera parte de la fuerza, podrá realizar ejercicios sin asistencia externa.

2.7. Rehabilitadores de codo

Los dispositivos de rehabilitación de codo están orientadas a personas con problemas de movilidad de sus extremidades superiores (antebrazo, codo y brazo), causadas por fracturas, enfermedades degenerativa o simplemente por proceso quirúrgicos. Tienen por objetivo mejorar y ayudar a las personas a lograr los movimientos por sí solas mediante la repetición de diversos ejercicios; facilitando de esta manera que retomen sus actividades cotidianas, mejorando así su calidad de vida.

2.7.1. Tipos de rehabilitadores de codo

La rehabilitación comprende diferentes fases de acuerdo a la movilidad y grado de deterioro de la misma con diferentes procesos para tratamiento. En el mercado existen tres tipos de rehabilitadores, los cuales se describirán a continuación:

- **Rehabilitador de movimiento pasivo continuo (CPM, por sus siglas en inglés):** es un dispositivo que mediante una fuerza externa motorizada permite a la extremidad moverse pasivamente sobre un rango de movimiento predeterminado (ver figura 2.7). Es aplicado a personas que no tienen fuerza en las extremidades y/o articulaciones.
- **Rehabilitador de rango de movimiento (ROM, por sus siglas en inglés):** es un dispositivo diseñado para personas con rigidez en las extremidades,

las cuales no pueden ejecutar movimientos de flexión y extensión (ver figura 2.8). Este dispositivo realiza inmobilizaciones regulables y controladas.

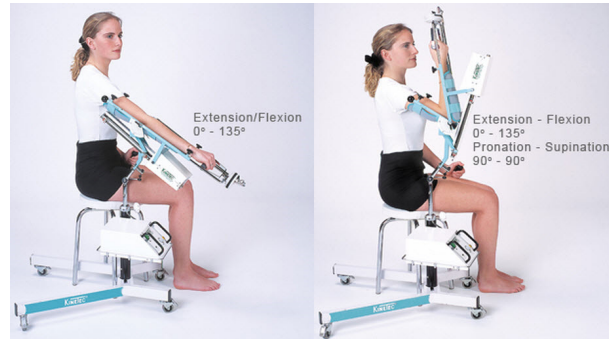


Figura 2.7. Rehabilitador CPM comercial. Extraído de (RehabMart, 2018)

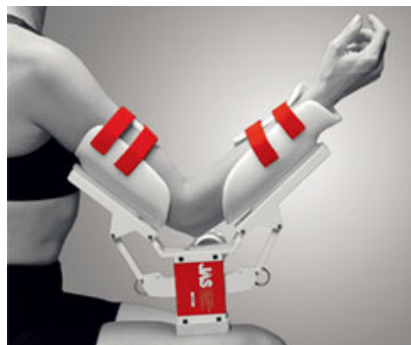


Figura 2.8. Rehabilitador ROM comercial. Extraído de (PrecisionRehab, 2012)

- **Rehabilitador de flexión y extensión dinámica:** estos dispositivos permiten o facilitan el movimiento. Este tipo de rehabilitador es utilizado principalmente para asistir al movimiento de músculos debilitados (ver figura 2.9). Es decir, para personas que pueden empezar el proceso de autorehabilitación.





Figura 2.9. Rehabilitador dinámico comercial. Extraído de (RehabStore, s.f.)

2.7.2. Rehabilitadores de codo existentes

Las empresas durante la última década se han dedicado al diseño y construcción de dispositivos dirigidos a la rehabilitación de codo, o a su vez, para la mejora de sus funciones, sin embargo, no se tienen investigaciones más contundentes para crear opciones viables dirigidas a una población de bajos recursos económicos y que utilicen materiales de la región (Prentice W. , 2001). Dichas empresas desarrollan, investigación y comercio de dispositivos terapéuticos para codo, entre las cuales se puede mencionar: Kinetec®, Chattanooga® y Biomag®. Estas se enfocan a la producción de CPM controlados y automatizados para reproducir movimientos de flexo-extensión con mecanismos. En la tabla 2.3 se encuentra un resumen de las más destacadas, donde se observa que tienen mecanismos análogos entre sí, con un amplio rango de flexión y extensión (Chagna, 2017). En Ecuador y a nivel mundial existen muchas empresas distribuidoras via web de estos productos.

Tabla 2.3. Dispositivos automatizados disponibles


Empresa	Dispositivo	Descripción	Ilustración
Kinetec	Centura Elbow Module	El dispositivo proporciona una extensión / flexión del codo anatómicamente correcta en una posición abducida para el tratamiento de lesiones y enfermedades del codo que limitan el movimiento de la articulación. Permite una extensión de 10° y un movimiento de flexión de 135 °	
Chattanooga	Artromot E2	El CPM Artromot E2 Elbow se utiliza en la terapia de rango de movimiento para proporcionar una gama completa de movimientos anatómicos para la articulación del codo del usuario, que incluyen pronación, supinación, flexión y extensión.	

Kinetec	6080	Sus movimientos anatómicamente correctos y los ajustes de rango de movimiento con bloqueo reducen el riesgo de lesiones y la velocidad de la máquina es ajustable para adaptarse al paciente y al cuidador. Se utiliza durante la primera fase de la rehabilitación después de un procedimiento quirúrgico de tejidos blandos o un traumatismo.	
Chattanooga	Artromot E3	El dispositivo E3 CPM funciona a una velocidad especificada entre el rango de movimiento programado y es ideal para el uso postoperatorio inmediato. El dispositivo viene con las siguientes características: Movimiento programable de 145 ° a -5 ° flexión / extensión y 80 ° - 80 ° pronación / supinación	

Nota: imágenes extraídas de (RehabStore, s.f.) y (PrecisionRehab, 2012)

De igual manera, comercialmente existen empresas encargadas de fabricar dispositivos rehabilitadores no automatizados (ROM y Dinámicos), como es el caso de Joint Active Systems Inc., Ormed GmbH, Weber Orthopedic, Inc. y Dynasplint Systems Inc., empresas pioneras en este campo. En la tabla 2.4 se encuentra un resumen de las más destacadas.

Tabla 2.4. Dispositivos ROM y Dinámicos disponibles

Empresa	Dispositivo	Descripción	Ilustración
Dynasplint Systems, Inc.	Elbow Extension Dynasplint® System	Órtesis de extensión dinámico del codo para tratar la rigidez de la articulación y restaurar el rango de movimiento perdido debido a una lesión, trauma, cirugía o enfermedad.	


ORMED GmbH	Donjoy X-Act ROM Elbow	<p>Órtesis de rotación del brazo ROM con limitador de flexión / extensión. Tiene ajuste de longitud mediante sistema telescópico de 36 a 46 cm - Extensión de -10° a 90° en incrementos de 10° y Flexión de -10° a 120° en incrementos de 10°.</p>	
Joint Active Systems, Inc.	JAS SPS Elbow	<p>Es un dispositivo ROM desarrollado para ser utilizado por los pacientes para recuperar el rango articular después de una lesión, enfermedad o reconstrucción articular. Su rango es 170° Flexión y 10° Hiperextensión</p>	
Weber Orthopedic, Inc.	469 Meals Freehand DEX Brace	<p>Permite al portador flexionar temporalmente el codo con una restricción mínima y proporciona resistencia para el fortalecimiento suave del bíceps</p>	
North Coast Medical	Dynamic Elbow Flexion Splint Kit	<p>Dispositivo diseñado para mantener el cable dinámico tenso con el codo en reposo. El cable dinámico se puede alargar o acortar para obtener la posición deseada de la articulación del codo protegida.</p>	

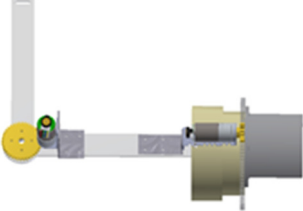
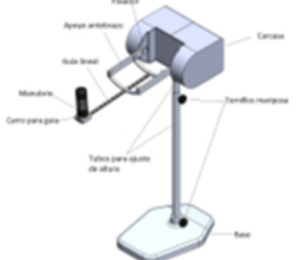
Nota: imágenes extraídas de (RehabStore, s.f.) y (PrecisionRehab, 2012)

En esta misma dirección, a nivel mundial, muchas Universidades y centros de investigación han desarrollado prototipos de interés, donde se siguen metodologías del proceso de diseño análogas entre si y que parten de la investigación de referentes que sirven para generar diversas alternativas de mecanismos, materiales y estética. Luego, se consideran matrices de decisión para conseguir la opción más apropiada y posteriormente al proceso se realiza un análisis cinemático, cinético y estructural a través de paquetes CAD-CAE para obtener simulaciones adecuadas que respaldan el modelo digital (Chagna, 2017). En este

sentido, países como Canadá, Estados Unidos, China, Holanda, Rumania e Italia han direccionado esfuerzos para desarrollar dispositivos de este tipo, la mayoría con características adicionales asociadas a la automatización y exoesqueletos robóticos, como se muestra en (Gelinas, Faber, Patterson, & King, 1999), (Mavroidis, y otros, Smart portable rehabilitation devices, 2005), (Garner, 2007), (Wu & Chen, 2014), (Kooren, Dunning, Janssen, Lobo-Prat, & Koopman, 2015), (Tarniță & Tarniță, 2016), (Schifino, 2016) y (Wang, Song, Wang, & Liu, 2018). Países latinoamericanos como Argentina, México, Perú, Colombia y Venezuela, documentan investigaciones en pro del desarrollo de equipos rehabilitadores de extremidades superiores y codo, tal como los presentados en (Gallucci, y otros, 2008), (Pérez, Diseño de órtesis activa de codo para rehabilitación de pacientes espásticos (Tesis de Grado), 2012), (González, Peña, & Vázquez, 2012), (Lugo M. , 2013), (Ayala-Lozano, y otros, Diseño mecánico de un exoesqueleto para rehabilitación de miembro superior, 2015), (Mio, 2014) y (Ospina, 2017). Académicamente en Ecuador, se han mostrados avances en el desarrollo de equipos rehabilitadores de codo, como el presentado por (Moya & Vásquez, 2014), quienes diseñaron y construyeron un prototipo funcional controlado por computadora para la rehabilitación de codo y muñeca, (Macao & Nacipucha, 2016) implementaron un prototipo de exoesqueleto destinado a la rehabilitación de codo y por último (Revelo, 2017), presenta el diseño y construcción de un prototipo rehabilitador pasivo de codo con el movimiento de flexión-extensión, para asistencia en actividades de fisioterapia, , a continuación se presentan en la tabla 2.5.

Tabla 2.5. Dispositivos desarrollados en academias ecuatorianas

Autor	Universidad	Proyecto	Figura
Moya y Vásquez	Universidad De Las Fuerzas Armadas-ESPE	Diseño y construcción de un prototipo funcional controlado por computadora para la rehabilitación de codo y muñeca	

Macaos y Nacipucha	Universidad de Cuenca	Diseño e implementación de un prototipo de exoesqueleto destinado a la rehabilitación de codo	
Revelo	Universidad Técnica del Norte	Prototipo rehabilitador pasivo de codo para asistencia en actividades de fisioterapia	

En este mismo contexto, existen muchas patentes industriales direccionadas a equipos de rehabilitador de codo, la mayoría están desarrollados por las casas fabricantes Kinetec, Dynasplints Systems, Inc., como los detallados en (EEUU Patente nº 6676612, 2004), (EEUU Patente nº US4657000, 1987) y (EEUU Patente nº US4665905, 1987).

Todos los productos desarrollados en las tablas anteriores están diseñados para cumplir la misma función que el producto a desarrollar en esta investigación, que es mejorar la calidad de vida del paciente, la diferencia radica en que se diseñará un dispositivo pensando en el bajo costo, en la adaptación fisionómica, y que además proporcione el valor agregado de la estética, aditamento esencial como lo expresa (Torrencillas, 2015) para realzar la autoestima del usuario.

2.8. El método de elementos finitos

El método de elementos finitos (MEF) representa una herramienta de análisis aproximado y consiste en “un procedimiento general de discretización de los problemas continuos planteados por expresiones definidas matemáticamente” (Zienkiewicz & Taylor, 2000). Es una herramienta numérica de cálculo que se basa en dividir el modelo o geometría a estudiar, en múltiples partes de pequeño tamaño denominadas elementos, los cuales comparten entre sí puntos de intersección que se denominan nodos (Amador B. , 2013).

A través del MEF un problema complejo se divide en muchos problemas de menor complejidad, que pueden ser resueltos simultáneamente, proporcionando una técnica numérica fiable para analizar los diseños de ingeniería. El proceso se inicia con la creación de un modelo geométrico, luego, ese modelo se subdivide en pequeñas partes o elementos, que están conectados por nodos. Los elementos conforman la malla, por tanto, el proceso de subdividir el modelo en elementos representa el mallado, paso crucial en el análisis de diseño. La precisión de la solución depende de la calidad de la malla, en general, cuanto más fina es la malla mayor es la precisión, de allí que sea necesario realizar un análisis de convergencia para obtener el tamaño de malla adecuado para el modelo analizado (Segnini, Vergara, Provenzano, & Della Prugna, 2010).

El análisis empleando el MEF implica tres etapas de actividad: preprocesamiento, procesamiento y posprocesamiento. El preprocesamiento incluye la preparación de los datos, como las coordenadas nodales, la conectividad, las condiciones de frontera y la información sobre cargas y material. La etapa de procesamiento implica la generación y cálculo de la rigidez, así como la solución de ecuaciones que resulta en la evaluación de las variables nodales. La etapa de posprocesamiento trata de la presentación de resultados, en general, en esta etapa se muestra la configuración deformada, las formas modales, la temperatura, la distribución de esfuerzos, entre otros (Madenci & Guven, 2015).

2.9. Diseño en la sociedad

En la actualidad el diseño tiene un propósito principal que se fundamenta en garantizar el beneficio social, económico y de conservación del medio ambiente. Esta es una disciplina integral a diferentes campos, generando estudios y soluciones para diferentes problemáticas del mundo actual.

La perspectiva de diseño es involucrarse e intervenir con soluciones efectivas y cualidades necesarias para el desarrollo de objetos que la sociedad requiera. Diseñar no solo implica crear para lucrar, si no crear para ayudar. Generar alternativas eficientes para el mundo, bajo la aspiración del desarrollo de objetos que brinden satisfacción a personas que necesiten de él (Chagna, 2017).

Llevar a cabo un buen proceso de diseño, para idear objetos que comuniquen impactos positivos promoviendo el interés hacia las personas y creando cosas emblemáticas. (López, 2015) que puedan ser usados en áreas: deportivas, médicas y laborales como es el caso del sistema de rehabilitación de codo.

2.10. Programas para el diseño asistido por ordenador

Actualmente los programas computacionales facilitan el proceso de fabricación, construcción y diseño con el fin de, documentar, evaluar y optimizar procesos. Entre estos programas se encuentra los programas de diseño asistido por computadora (CAD), de Ingeniería asistida por computadora (CAE) y Fabricación asistida por computadora (CAM), estos programas permiten una re-configuración y análisis previo de lo que se diseña o se plantea. A continuación, se describen los programas utilizados en esta investigación (Chagna, 2017).

- **Adobe Illustrator (AI):** es una aplicación informática dedicada al dibujo vectorial y al diseño de elementos gráficos casi para cualquier tipo de soporte y dispositivo (Carretero, 2014), pudiendo ser usado para la creación de bocetos de la propuesta de mecanismos, forma conceptual, marca, creación de gráficos y figuras y material auxiliar como el manual de uso que son de aspecto complementario al proyecto.

- **Autodesk Inventor (CAE):** es el programa para diseño mecánico avanzado en 3D, con modelado paramétrico, tiene una capacidad base para realizar diseño de piezas, sus dibujos y ensambles de partes (Álvarez S. , 2015). En el proyecto se realiza las piezas mecánicas, basándose en las dimensiones del dispositivo, con este se levanta la geometría 3D y se elabora la documentación y simulación de productos para dispositivo de rehabilitación.

- **Expert Choice ComparionTM.:** Es un programa computacional orientado a la toma de decisiones, que permite analizar y sintetizar por medio de valores numéricos asignados propiedades a las alternativas dadas. El programa es empleado en la toma de decisiones en cuanto a mecanismo, material, forma.

En resumen, en este capítulo como parte de la investigación requerida, se describen todos los componentes, métodos y técnicas relacionados con el entorno de los rehabilitadores de codo, así como los avances comerciales, académicos y estéticos en pro del desarrollo de equipos órtésicos de codo.

CAPÍTULO III

METODOLOGÍA DE DISEÑO

En este capítulo se describe el proceso metodológico usado para el desarrollo del dispositivo rehabilitador. Se considera la investigación ejecutada y pautas obtenidas por especialistas y teniendo presente el diseño de productos, se expone alternativas de: mecanismos y geometrías teniendo en cuenta la forma, estructura y estética, que posteriormente serán evaluadas y elegidas de acuerdo a requerimientos y determinantes que se acoplen a la estrategia sistemática que incorpora criterios metodológicos de diseño, con una introducción de simulación numérica. Estableciendo la conceptualización, imagen corporativa y la propuesta previa que será evaluada para obtener la propuesta final (Chagna, 2017).

3.1. La propuesta de metodología para el diseño

Una metodología de diseño es una guía, cuya meta se centra en orientar al diseñador durante el proceso proyectual, esta no es una fórmula para constituir rutinas, sino son pautas para lograr objetivos (Segnini, Chagna, & Vergara, 2018). La metodología que será utilizada es una modificación a la propuesta desarrollada por el Instituto Nacional de Tecnología Industrial (INTI), titulada Proceso de Diseño: fases para el desarrollo de productos (Instituto Nacional de Tecnología Industrial [INTI], 2009), en la cual proponen un proceso de diseño que esquematiza el recorrido para diseñar un producto. Está organizado en término de fases de trabajo (ver figura 3.1), que persiguen objetivos específicos. Conjuga instancias de mayor libertad creativa junto a otras de implementación y control.

Esta metodología está determinada por diferentes fases que abarcan desde la definición estratégica hasta el fin de vida del producto. Esto no significa que el proceso sea estrictamente secuencial, ya que algunas fases pueden darse de manera simultánea e integrada.



Figura 3.1. Metodología de diseño propuesta por el INTI. Extraído de (INTI, 2009)

En esta investigación adaptaremos este modelo a los primeros cinco pasos (ver figura 3.2), de manera, que el proceso terminaría en la fabricación del prototipo.



Figura 3.2. Metodología de diseño utilizada.

3.1.1. Definición estratégica: ¿Qué vamos a hacer?

Inicio del proceso de diseño. A partir de un problema detectado se comienza a analizar y procesar la información disponible. Se busca obtener una primera

orientación estratégica del proyecto, delimitando los márgenes de acción. Definir *Qué se va a hacer*, sin avanzar en *Cómo hacerlo* (INTI, 2009). En esta fase también se explora antecedentes pertinentes que contribuyan en la elaboración de una base de datos, para la estructuración, creación y registro del marco conceptual y teórico (Segnini, Chagna, & Vergara, 2018).

3.1.2. Diseño de concepto: El producto a grandes rasgos

En esta etapa el análisis y la creatividad dan forma a la idea del producto, de manera tal que pueda ser entendida por terceros. Marca el rumbo a seguir a partir de una conceptualización clara del producto. En esta etapa se analizan distintas alternativas para luego seleccionar una de ellas para llegar al diseño de detalle (INTI, 2009).

3.1.3. Diseño de detalle: Afinando detalles

Definir formalmente al producto y las especificaciones técnicas para su producción. Armado del proyecto definiendo aspectos perceptivos y utilitarios, conjuntos y subconjuntos, geometría y vínculos entre partes, materiales a utilizar y procesos de producción (INTI, 2009).

3.1.4. Verificación y Testeo: Poniendo a prueba el diseño

Durante todo el diseño de detalle del producto se debe verificar que éste cumpla efectivamente con las características conceptuales del producto. Verificar entre otros aspectos, la seguridad, la calidad, confiabilidad y mantenimiento.

Comprobar el cumplimiento de las especificaciones establecidas en las fases anteriores facilitando su paso a producción. En esta fase también se verifican tanto características técnicas como compatibilidades dimensionales, de ensamblado y montaje con miras a su fabricación. Se trata de un proceso iterativo en el que la solución técnica se convertirá progresivamente en una solución factible de ser producida (INTI, 2009).

3.1.5. Producción: Todo listo para producir

Puesta en marcha de la producción, fabricando una prueba piloto, utilizando y poniendo a punto los medios productivos necesarios. La fluidez del desarrollo de las actividades de esta fase reflejará de alguna manera las bondades del diseño trabajadas previamente (INTI, 2009).

3.2. Análisis de Requerimientos

Como lo estipula Amador (2013), para la identificación de las necesidades es básico crear un canal de información de alta calidad directamente con el usuario final del producto. La recopilación de datos involucra el contacto con los usuarios y con su experiencia con el ambiente de uso del producto, siendo el método primario de recopilación de datos para lograr este objetivo las entrevistas.

Los usuarios están representados por las personas que requieren rehabilitación de los miembros superiores. Se trabajó con los pacientes de la Unidad de Rehabilitación y Terapia Física del Hospital San Vicente de Paúl, ubicado en la ciudad de Ibarra, Ecuador. Se trabajó con diecisiete (17) pacientes que estaban realizando la rehabilitación en el periodo comprendido entre abril y junio del año en curso (ver tabla 3.1).

Tabla 3.1. Lista de pacientes entrevistados

Paciente	N° Historia clínica	Sexo	Edad (años)	Causa de la lesión
1	0000312400	M	17	Retiro de material
2	0000397178	M	16	Información no suministrada
3	0000399091	M	38	Información no suministrada
4	0401538699	M	32	Por caída de altura
5	1002988937	M	29	Información no suministrada
6	1004963912	M	15	Información no suministrada
7	1003245782	M	34	Información no suministrada
8	1000411718	M	84	Por caída de altura
9	1001175478	M	59	Resbalón mismo nivel
10	1002342929	F	41	Caída en el mismo nivel por deslizamiento
11	1004079925	M	12	Caída de bicicleta
12	1005444037	M	15	Caída en el mismo nivel por deslizamiento

13	1701699314	F	73	Caída en el mismo nivel por deslizamiento
14	1003388640	M	27	Caída de bicicleta
15	1087006211	M	13	Caída en el mismo nivel por deslizamiento
16	400810982	M	50	Retiro de material
17	1004079925	M	13	Retiro de material

Esta información es sintetizada, comparada y analizada con la bibliografía acerca del tema, para finalmente con el asesoramiento de un especialista fisioterapeuta, generar alternativas de diseño acorde con los requerimientos. Se establecieron seis variables fundamentales que se deben considerar en un rehabilitador de codo:

- **Comodidad:** referida al bienestar físico que proporciona el uso de la órtesis de rehabilitación de codo.
- **Fácil montura:** relacionada con la facilidad que tenga el paciente para colocarse la órtesis.
- **Estética:** asociada a la proyección visual de la órtesis de rehabilitación de codo, su apariencia física.
- **Funcionalidad:** relacionada directamente con la posibilidad de permitir la ejecución de movimientos similares a los de la articulación sana.
- **Peso:** relativo a lo pesado o liviano que sea el dispositivo.
- **Costo:** referido a la cantidad de dinero que es necesario invertir para la adquisición de la órtesis de rehabilitación de codo.

Adicionalmente se indagó respecto a información relevante como:

- El grado de movilidad del paciente.
- Los aspectos que el paciente considera que se pueden mejorar en el rehabilitador.
- Las características especiales que el paciente desea incluir en el rehabilitador.

Para establecer el grado de movilidad del paciente se emplea como referencia lo reportado por (Barcelona, Gomá, Miralles, & Montull, 1999) y (Gallucci, 2000). Después se acude a distintas visitas con especialistas, con el fin de consolidar información y establecer perspectivas generales sobre los aspectos asociados a la rehabilitación del paciente, visto desde la visión del terapeuta. Los especialistas

participantes son: Dra. Gladys Molina (Terapista Ocupacional), Dra. Liliana Antúnez (Fisiatra) y, Dr. Kleber F. Martínez (Terapista Físico).

Al igual que la investigación realizada por Chagna (2017), el objetivo de las entrevistas fue conocer el criterio de expertos en el tema de rehabilitación y tomar nota sobre los beneficios que se adquieren al desarrollar un dispositivo de rehabilitación de codo dinámico de bajo costo, considerando movimientos de flexión y extensión, también se especifican los rangos de movilidad, posturas y dar carta abierta a recomendaciones mediante la experiencia de los participantes, obteniendo así un compendio de datos más completo y significativo.

Las preguntas elaboradas a los especialistas fueron abiertas y espontáneas, ellos tuvieron la intención manifiesta de establecer cada detalle, tales como: la importancia del dispositivo, la síntesis de gravedad del paciente y los grados de rehabilitación de acuerdo a la recuperación del codo.

3.3. Conceptualización

El producto parte del análisis de la documentación y se encamina a un concepto minimalista, que es aplicado desde el origen del diseño mecánico, el cual tiene el principio de transmitir ligereza y armonía a través de su estructura, permitiendo percibir la geometría de la forma establecida que compone el dispositivo bajo factores de seguridad y armonía. El diseño planteado, contiene tendencias modernas líneas orgánicas, formas suaves, acabados lizos y detalles sutiles reflejando un producto abierto que atienden la forma del sistema, y transmite confianza entre el dispositivo y el usuario.

3.4. Selección y Diseño de la Propuesta

Para la selección de mecanismos y formas se sigue un proceso analítico jerárquico necesario para ejecutar el paquete computacional Expert Choice Comparion®, se les da un valor numérico a las opciones planteadas que están regidas bajo el principio de la metodología y acorde a propiedades y procesos analíticos, para que la herramienta sintetice dichos valores y tome las decisiones que se adapten a los requerimientos y determinantes del proyecto (Expert Choice, 2018).

3.5. Alternativas para la forma de Diseño

En el bosquejo preliminar del diseño de la forma, se exponen alternativas geométrías orgánicas que concilian el concepto de diseño y se asocian a los sistemas de rehabilitación contemporáneos, para ello, se consideran mecanismos que cumplen con las restricciones de movimiento asociadas a la órtesis de rehabilitación de codo.

3.5.1. Alternativas de los Mecanismos de la órtesis de rehabilitación de codo

En esta sección se presentarán tres configuraciones de los mecanismos:

Mecanismo 1: Está compuesto por dos elementos (Soporte de brazo y soporte del antebrazo) los cuales, se unen a través de una articulación tipo bisagra, el sistema dinámico de fuerza está compuesto por un elemento elástico sujetado a los soportes del brazo y antebrazo, como se muestra en la figura 3.3.

Mecanismo 2: Está compuesto por dos elementos (Soporte de brazo y soporte del antebrazo) los cuales, se unen a través de una articulación tipo bisagra, el sistema dinámico de fuerza está compuesto por un elemento neumático (pistón) sujetado a los soportes del brazo y antebrazo, ver figura 3.4.

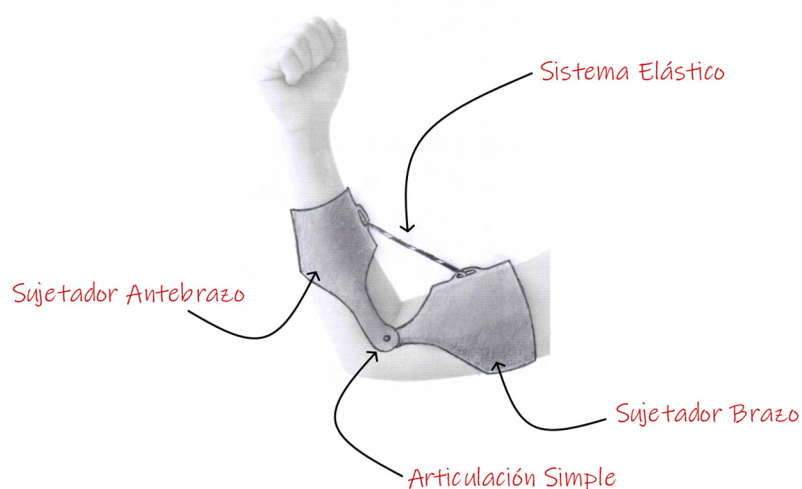


Figura 3.3. Propuesta Mecanismo 1 del Rehabilitador dinámico de codo.

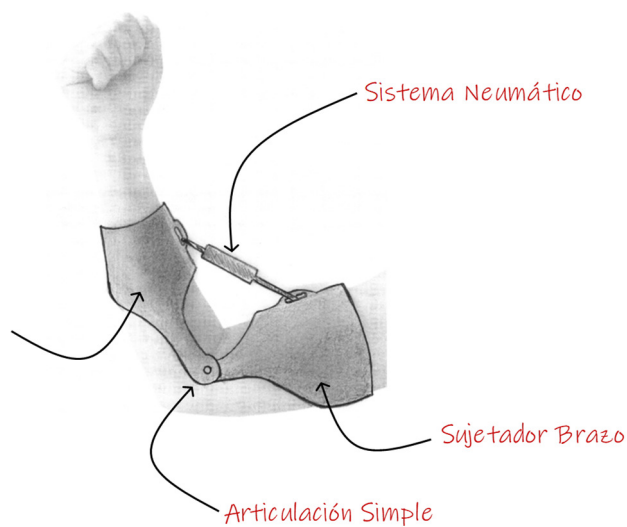


Figura 3.4. Propuesta Mecanismo 2 del Rehabilitador dinámico de codo.

Mecanismo 3: Está compuesto por dos elementos (Soporte de brazo y soporte del antebrazo) los cuales, se unen a través de una articulación tipo bisagra, el sistema dinámico de fuerza está compuesto por un resorte de torsión ubicado en la articulación, ver figura 3.5.

Mecanismo 4: Está compuesto por dos elementos (Soporte de brazo y soporte del antebrazo) los cuales, se unen a través de una articulación tipo bisagra, el sistema dinámico de fuerza está compuesto por un resorte lineal, un cable mecánico y un sistema de poleas ubicado en la estructura central de los soportes, ver figura 3.6.

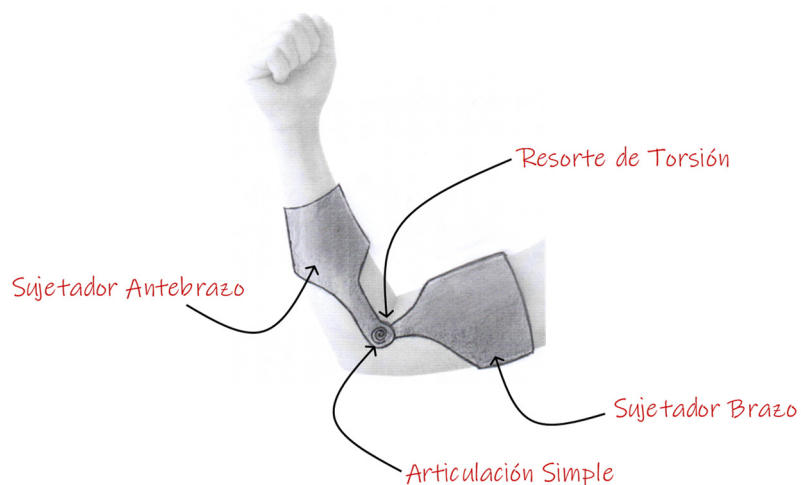


Figura 3.5. Propuesta Mecanismo 3 del Rehabilitador dinámico de codo.

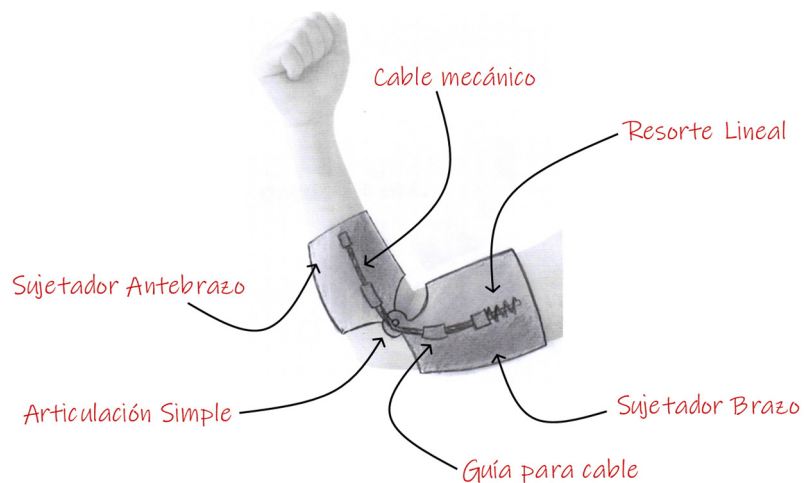


Figura 3.6. Propuesta Mecanismo 4 del Rehabilitador dinámico de codo.

Mecanismo 5: Está compuesto por dos elementos (Soporte de brazo y soporte del antebrazo) los cuales, se unen a través de una articulación tipo bisagra ubicada en la parte inferior de los soportes, el sistema dinámico de fuerza está compuesto por un elemento elástico sujetado a los soportes del brazo y antebrazo, como se muestra en la figura 3.7.

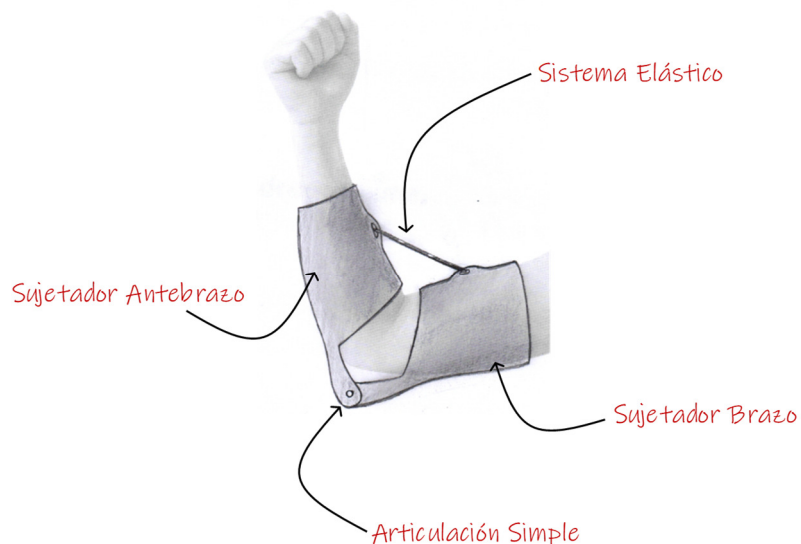


Figura 3.7. Propuesta Mecanismo 5 del Rehabilitador dinámico de codo.

3.5.2. Diseño personalizado del rehabilitador de codo

En este apartado se presenta una modificación del método propuesto por Mei (2015), para medir la extremidad a diferentes niveles. Este método se utilizará para diseñar y desarrollar el dispositivo de bajo costo con tecnología de impresión 3D.

El objetivo es crear un método de medición personalizado que sea útil para crear un dispositivo órtésico anatómicamente idéntico a su extremidad. El método consiste en capturar imágenes fotográficas de la extremidad, estas imágenes son procesadas y vectorizadas en un software especializado (Autodesk Inventor®) para poder obtener silueta de la extremidad (ver figura 3.8) y así con las siluetas en varios perfiles poder realizar el modelado 3D de la extremidad (ver figura 3.9). Para este caso en particular, se realizan dos piezas, una para el antebrazo y otra para el brazo.

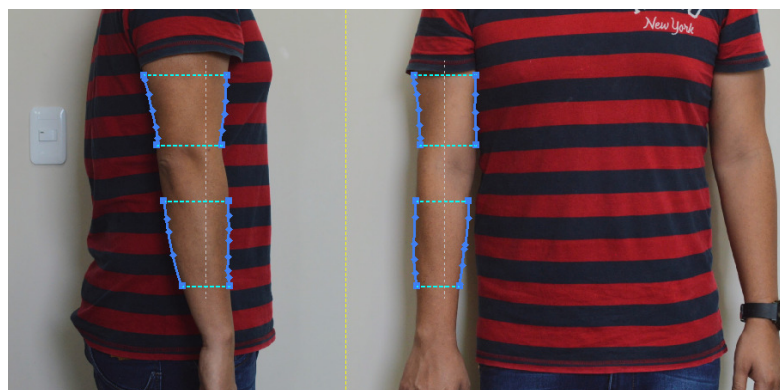


Figura 3.8. Vectorización de la silueta de la extremidad para cálculo de medidas antropométricas.

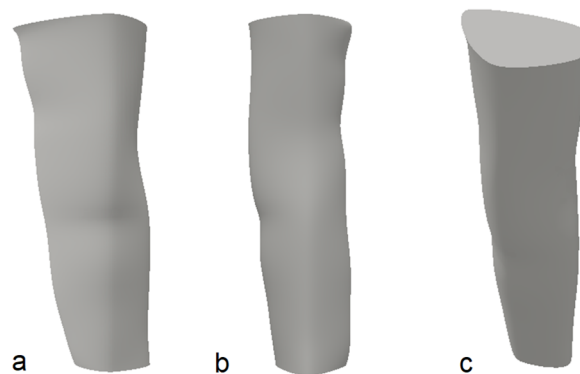


Figura 3.9. Modelado 3D de la extremidad completa. a) Vista lateral b) Vista Frontal c) Isometría.

3.5.3. Alternativas de diseño personalizado para el rehabilitador de codo

Una vez procesada la extremidad y modelada en 3D, se procede a generar alternativas de formas para el diseño.

Modelo 1: Esta propuesta, se diseñó pensando en la ligereza de la estructura, para ello se propone generar orificios irregulares en la parte central de la extremidad modelada (ver figura 3.10), la forma de dicho orificio se desarrolló

pensando en el diseño generativo, el cual, es un proceso de búsqueda de formas que puede imitar el enfoque evolutivo de la naturaleza para el diseño y en el diagrama de voronoi, detallado en (Grima, 2017).

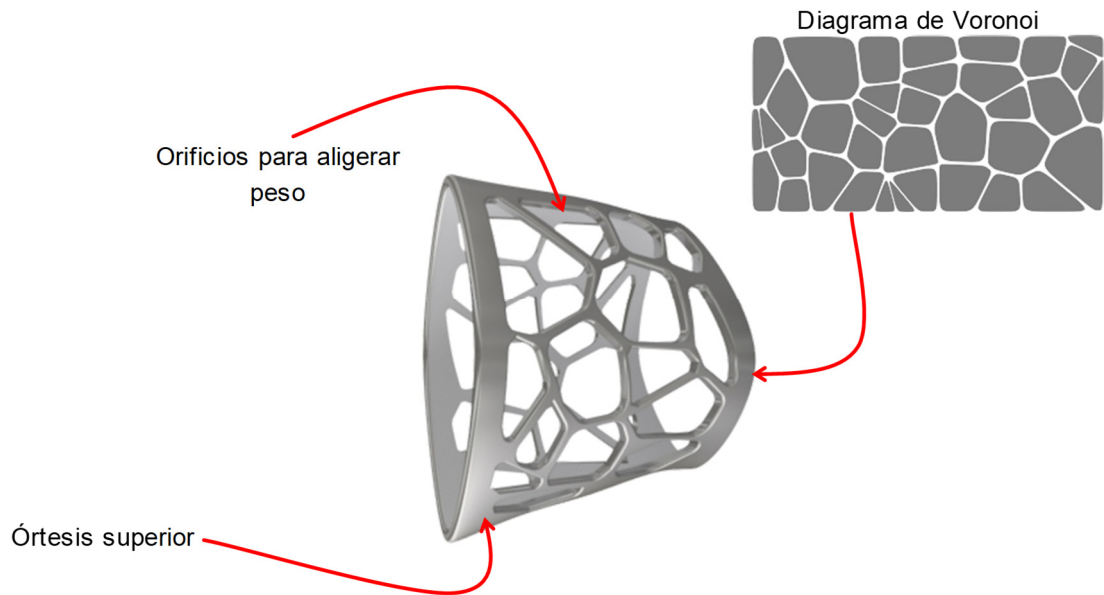


Figura 3.10. Modelo 1: propuesta con orificios irregulares (diagrama de Voronoi).

Modelo 2: Esta propuesta muestra un texturizado en la zona central de la órtesis modelada, dicho texturizado se basó en el personaje de las historietas infantiles Ironman®, el cual muestra un concepto robótico con los colores característicos de la armadura del superhéroe, (ver figura 3.11).



Figura 3.11. Modelo 2: propuesta conceptualizada en el superhéroe Ironman®.

Modelo 3: este diseño se apoyó en la conceptualización de la musculatura humana, en el cual se buscó imitar parte de los músculos ubicados en el brazo y antebrazo, la silueta fue desarrollada con un patrón de orificios circulares (ver figura 3.12), que al igual que las demás propuestas ayudan a aligerar el dispositivo.

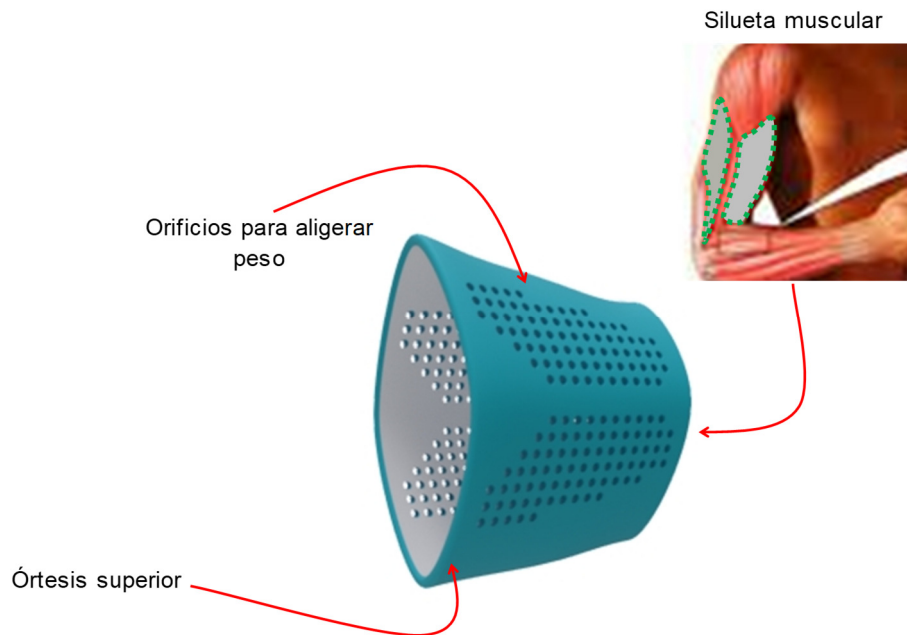


Figura 3.12. Modelo 3: propuesta desarrollada en base a la musculatura del brazo.

3.5.4. Material

Como se especificó en el apartado 3.5.2, la órtesis se diseñó para ser procesada con tecnología aditiva (impresión 3D). Motivo por el cual se utilizará el material Acrilonitrilo Butadieno Estireno (ABS), el cual es el segundo material más popular para este tipo de tecnología en Ecuador. Por esta razón y su resistencia mecánica, el ABS es el termoplástico mejor posicionado para usarse en la impresión 3D.

En resumen, en este capítulo se han presentado las alternativas para los mecanismos y las formas que serán evaluadas según varios criterios asociados a los requerimientos de diseño. También se presentó el material a utilizar, el cual es fácil adquisición dentro del país.

CAPÍTULO IV

ANÁLISIS Y PRESENTACIÓN DE RESULTADOS

En este capítulo se evalúa las alternativas jerárquicamente, donde se consideran los factores asociados a: mecanismos y formas. Se han utilizado programas CAD y CAE para desarrollar el rehabilitador de codo. Así mismo, el paquete computacional Expert Choice Comparion™ es la herramienta encargada de realizar la selección de alternativa.

Adicionalmente, se presenta el análisis estructural que establece las condiciones de fuerza para la posición crítica del modelo, y una vez obtenida son simuladas para conseguir la geometría adecuada para finalmente validar numéricamente con la convergencia hacia la solución y disponer de los datos necesarios para la fabricación del dispositivo rehabilitador.

4.1. Características del rehabilitador

En la figura 4.1 se presentan los resultados obtenidos en las entrevistas realizadas a los 17 pacientes en relación a las características de la prótesis.

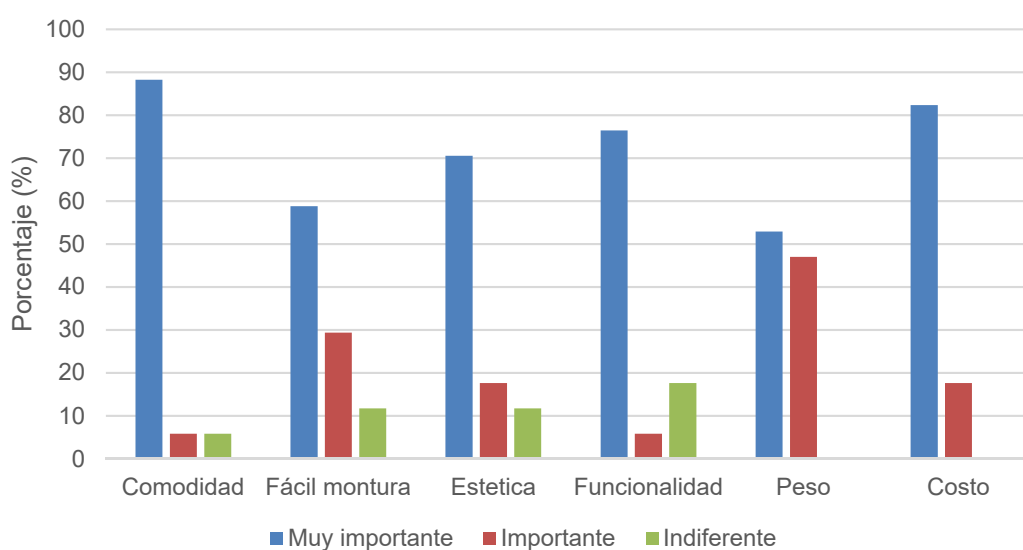


Figura 4.1. Resultados de encuestas con respecto a las características de la prótesis

Para el 88% de los pacientes la comodidad es muy importante, debido a que estas terapias son ejercicios repetitivos, un equipo cómodo les proporciona una sensación de confort y bienestar. De igual manera, para el 82% de los pacientes el costo es muy importante. Es recurrente el comentario sobre los costoso que resultan la adquisición de estos equipos rehabilitadores y del poco tiempo de uso que tienen. La funcionalidad (76%) es un tema sensible para los usuarios, puesto que ellos asocian la función con el recuperamiento acelerado de la extremidad. Para los pacientes a los cuales la estética es muy importante (71%), la órtesis debe incorporar formas modernas y atractivas, que visualmente no reflejen sensación de dolor y enfermedad.

A pesar que solo al 53% de los pacientes consideran imprescindible el factor peso, el otro 47% lo considera “importante”, en otras palabras, para ningún paciente es “indiferente” una órtesis pesada. Otro dato a tomar en cuenta, es que ningún paciente considero el costo como “indiferente”, esto tiene relación directa con el centro de rehabilitación estudiado, ya que es una institución pública que brinda servicios gratuitos, y las personas que recurren a este centro son personas con poder adquisitivo moderado y bajo.

4.2. Análisis jerárquico para selección de Alternativas

El esquema de proceso de diseño propuesto establece alternativas para: mecanismo a desarrollar y forma externa del rehabilitador de codo. De esta manera, se presentan diferentes alternativas dirigidas a la órtesis de rehabilitación, las cuales son sometidas a evaluación y selección por la herramienta Expert Choice Comparion™, que se detallan a continuación. (Segnini, Chagna, & Vergara, 2018).

4.2.1. Selección de alternativas de mecanismo

El proceso parte con el planteamiento de alternativas y configuración de criterios para la selección de mecanismos que cumplen con los movimientos de flexión y extensión del codo. De los cinco mecanismos planteados (ver figura 4.2) se escoge uno para la estructuración interna del dispositivo, para lo cual se considera como objetivo el tipo de mecanismo y sistema de actuación, los criterios que sirven para

seleccionar la alternativa son: fácil apertura del sistema, estabilidad, costos del mecanismo, número de elementos y complejidad del sistema mecánico.

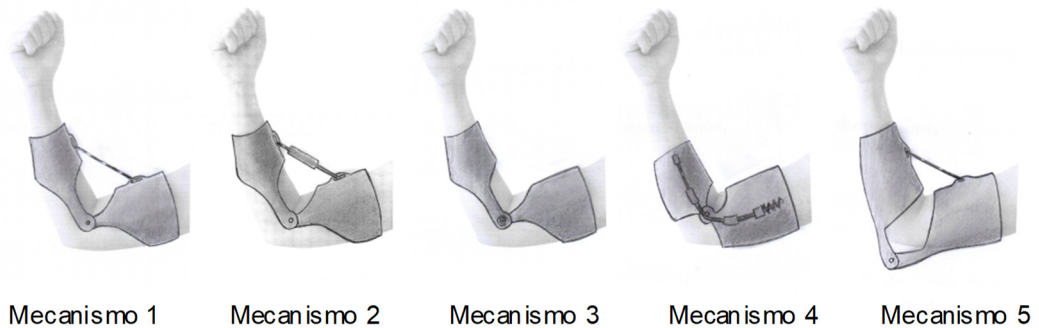


Figura 4.2. Propuestas de diseño desarrolladas.

Los criterios se plantean según el grado de importancia, donde se busca la facilidad de apertura de la órtesis para poder describir el movimiento de flexión y extensión, considerando además que éstos estén disponibles al menor costo, que cuenten con una estabilidad considerable, que utilice la menor cantidad de elementos posible y con piezas sencillas de ensamblar.

Una vez que se evalúan las alternativas de acuerdo a los criterios y su ponderación se obtiene que el más apropiado es el mecanismo cinco (5) según se aprecia en la figura 4.3

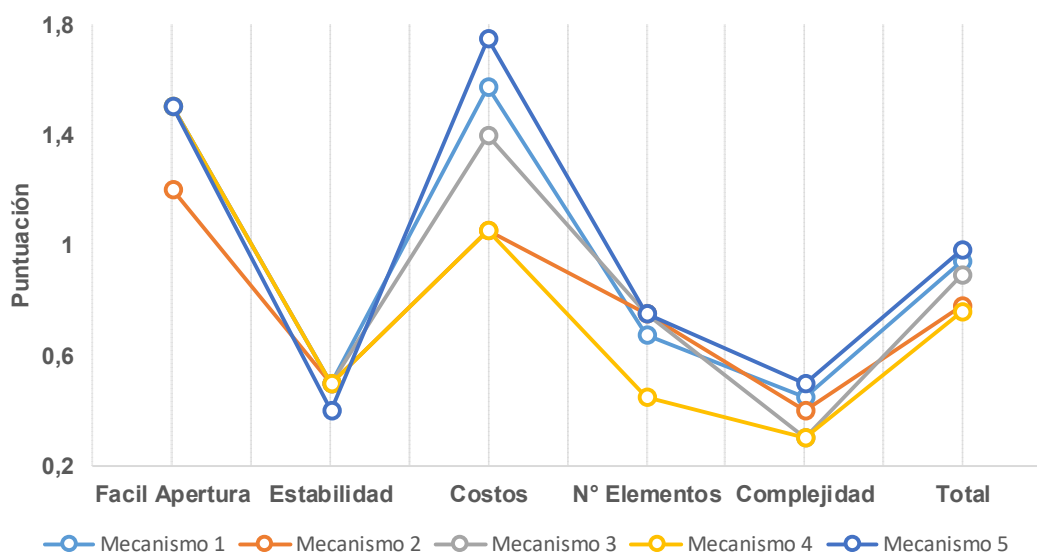


Figura 4.3. Resultados para la síntesis de tipo y sistema de mecanismo.

De igual manera, se observa que el mecanismo 1 presenta una puntuación buena, pero al ser un dispositivo con dos articulaciones, eleva el presupuesto en comparación al mecanismo 1, motivo por el cual se descarta. Así mismo, el mecanismo 3 (resorte de torsión) tiene una excelente estabilidad y apertura para el movimiento flexo-extensión, pero tiene un nivel de complejidad de armado mayor que la propuesta seleccionada.

4.2.2. Selección de la forma exterior

En el capítulo anterior se presentaron tres propuestas (ver figura 4.4) en cuanto a la forma exterior, las cuales fueron proyectadas bajo la condición de acoplarse a los diferentes mecanismos para que se puedan armonizar y obtener la órtesis de rehabilitación deseada. Estas, se desarrollaron siguiendo el método de medición personalizado planteada por Mei (2015), tomando en cuenta el cuadro de determinantes y requerimientos. Se involucró un proceso creativo apoyado del concepto de formas orgánicas y minimalistas para mejorar la estética del producto.

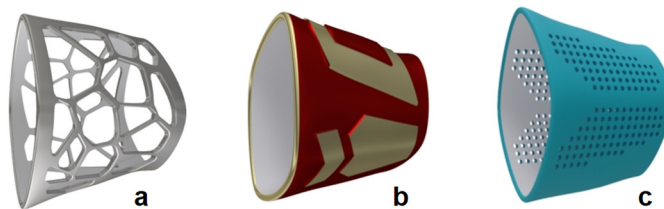


Figura 4.4. Propuestas desarrolladas. a) Modelo 1 b) Modelo 2 c) Modelo 3

Los criterios considerados por orden de importancia son: estética del producto, la ligereza, la dificultad de fabricación, y la resistencia mecánica. Cabe destacar, que las variables “ligereza del producto” y “resistencia mecánica” fueron calculados en el software Autodesk Inventor®.

Después de desarrollar, ejecutar y sintetizar los datos en el programa se obtiene que el modelo 1 es la propuesta con mejores resultados, tal como lo muestra la figura 4.5.

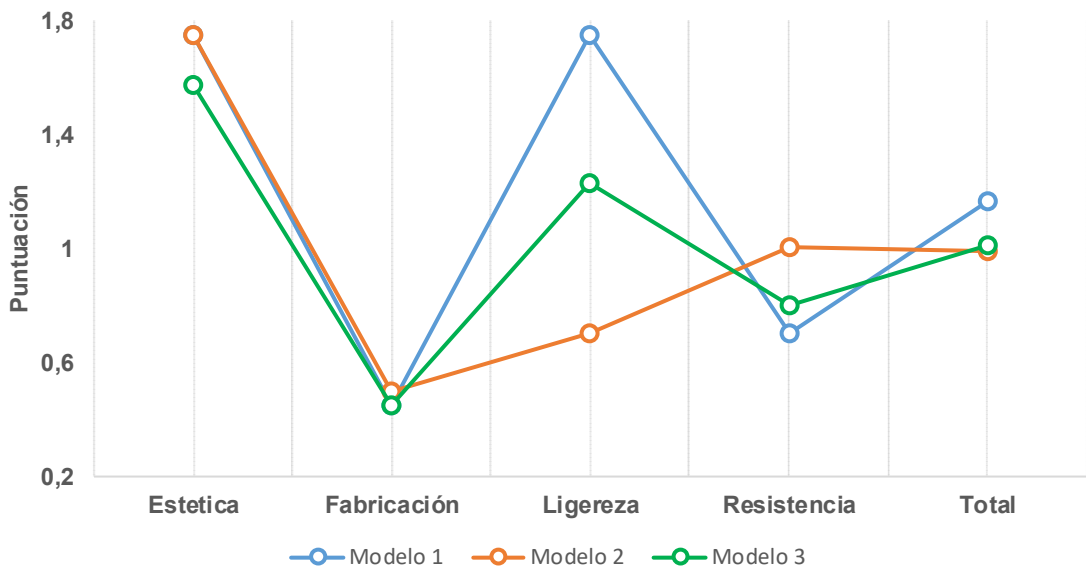


Figura 4.5. Resultados para la síntesis de forma exterior.

Como se observa en la figura 4.5, los tres modelos tienen comportamientos estéticos similares al igual que en dificultad de fabricación, las diferencias más significativas se presentan en ligereza del producto, en donde el modelo 1 se destacó por encima de las demás propuestas. A pesar de presentar diferencias en la resistencia mecánica, todas las propuestas resisten las cargas de diseño.

4.3. Generación de la geometría. Propuesta con Autodesk Inventor®

Una vez seleccionado mediante el análisis jerárquico el mecanismo y la forma (ver figura 4.6), se fusionan en un solo producto.

Las figuras 4.7 y 4.8 muestran el resultado de la generación de la geometría en Inventor® para cada uno de los componentes que conforman el dispositivo de rehabilitación de codo.

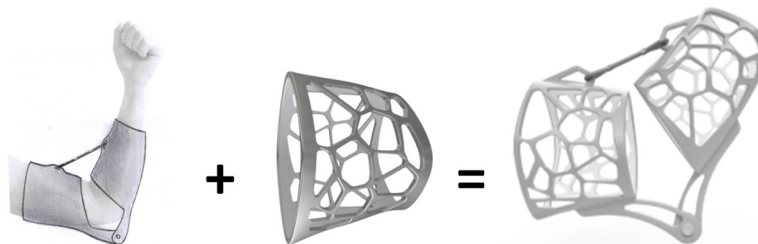


Figura 4.6. Fusión del mecanismo y la forma seleccionada.

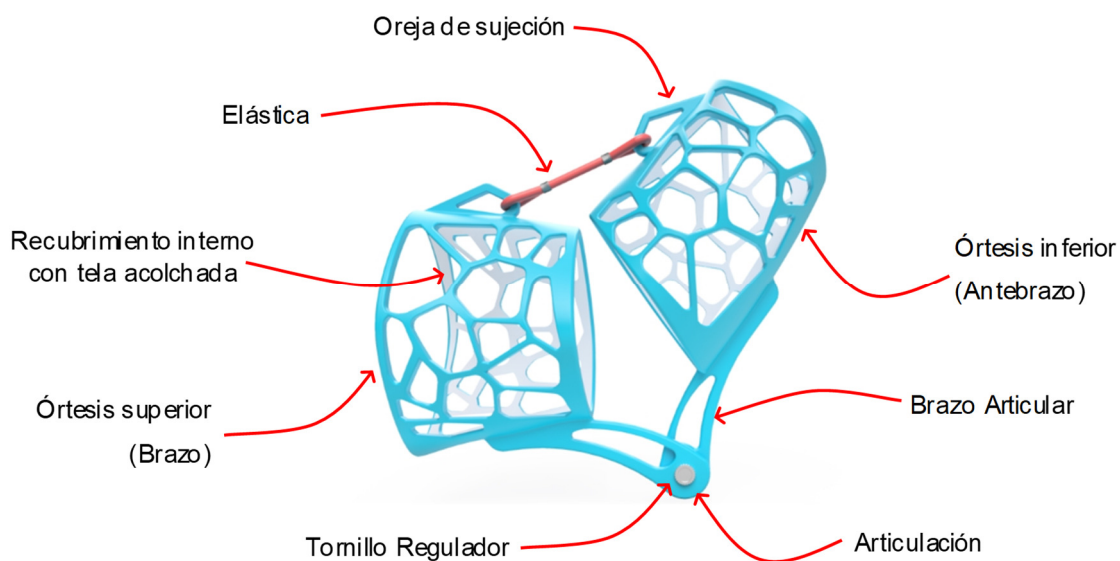


Figura 4.7. Geometría propuesta para el rehabilitador de codo y sus partes.

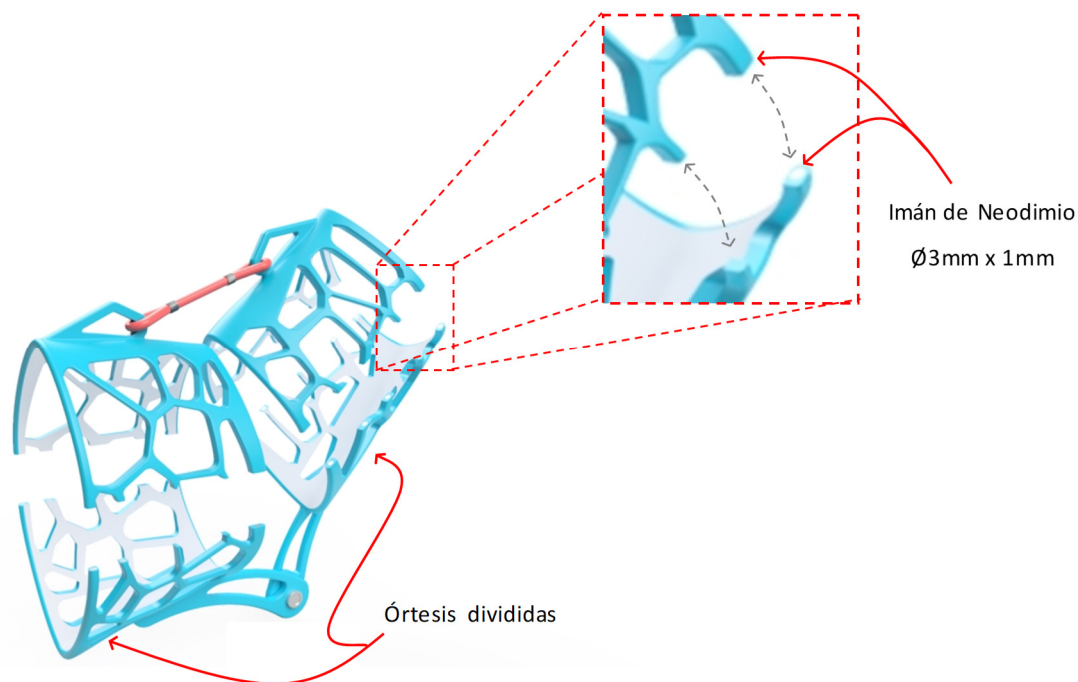


Figura 4.8. Sistema de acople y montura del rehabilitador.

4.3.1. Órtesis superior e inferior

Las órtesis superior e inferior están fabricadas como dos piezas de ABS, cuentan con un brazo articular en la parte inferior y una oreja de sujeción de la elástica en la parte superior.

4.3.2. Elástica

Se utilizó bandas elásticas comerciales de alta resistencia utilizadas para rehabilitación y acondicionamiento físico.

4.3.3. Tornillo regulador

Es un tornillo comercial M6 x 12 mm de largo. Este tornillo es utilizado para regular el apriete de la articulación.

4.3.4. Peso de la propuesta

Con ayuda del software de diseño se hizo una estimación del peso del rehabilitador. Para ello, se introdujeron las densidades respectivas de acuerdo al material de cada pieza, obteniendo como resultado la tabla 4.1, donde se muestra la contribución de cada uno de los componentes al peso total del sistema rehabilitador de codo.

Tabla 4.1. Distribución del peso estimado del rehabilitador de codo

Componente	N° Piezas	Material	Peso por pieza (kg)	Peso Estimado (kg)
Órtesis superior	1	ABS	0,098	0,098
Órtesis inferior	1	ABS	0,096	0,096
Tornillo regulador (M6)	1	Acero	0,007	0,007
Tuerca M6	1	Acero	0,003	0,003
Arandela	2	Acero	0,002	0,004
Imán	16	Neodimio	0,001	0,008
Banda elástica	1	Latex	0,010	0,010
			Total	0,226

4.4. Análisis estructural

El análisis de esfuerzos fue hecho utilizando el método de elementos finitos (MEF), a través del software ANSYS®. De acuerdo al diseño mostrado en la figura 4.7. las piezas involucradas en éstos, con sus respectivos materiales, son las siguientes: las órtesis superior e inferior en ABS y el tornillo regulador y componentes de acero, la elástica será el elemento productor de fuerza, dicha fuerza será de 50N (Elástica comercial de 5Kg). Las propiedades mecánicas de los materiales se muestran en la tabla 4.2.

Tabla 4.2. Propiedades mecánicas del acero y ABS

Material	Módulo de Poisson	Esfuerzo de Fluencia (MPa)	Esfuerzo último de Tensión (MPa)	Módulo Young (GPa)	Densidad (g/cm ³)
ABS	0,38	20	29,6	2,240	1,060
Acero	0,29	350	420,0	200,000	7,850

Nota: Tabla extraída de Autodesk Inventor®

El análisis de esfuerzo utilizado fue estático, debido a que la variación de carga con respecto al tiempo es poca. La fuerza ejercida (ver figura 4.9) será de 50N correspondiente al valor máximo de las elásticas utilizada (conocidas comercialmente como banda elástica de 5 Kg). En este tipo de análisis, los materiales se consideran lineales e isotrópicos.

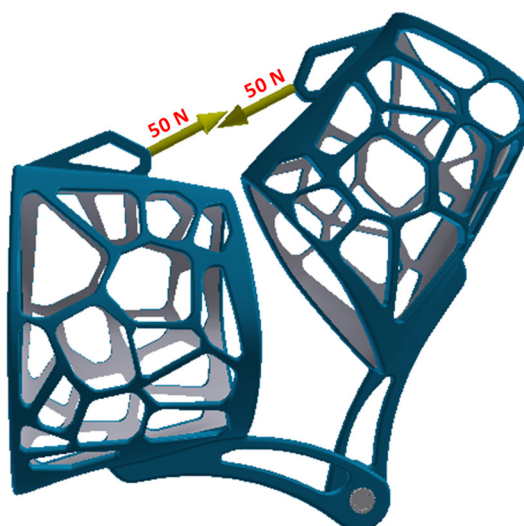


Figura 4.9. Fuerza ejercida por la banda elástica.

Al igual que lo mostrado en (Chagna, 2017), para la simulación de análisis estructural estático, se utiliza la plataforma de ANSYS® con mallas refinadas de topologías tetraédricas (ver figura 4.10) que convergen hacia la solución con relación de convergencia menor al 3%.

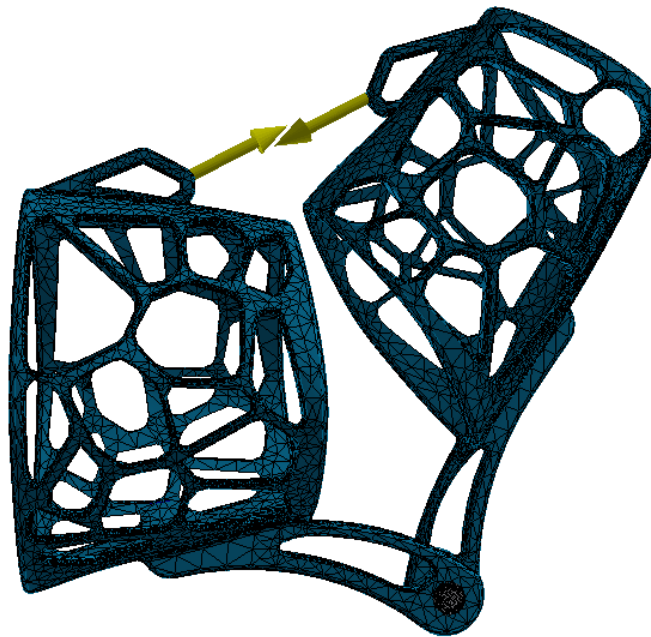


Figura 4.10. Malla última en el refinamiento de las dos piezas críticas.

Al obtener resultados donde la geometría y material del sistema son capaces de soportar las cargas máximas sin deformarse permanentemente, se precisa la geometría final para pasar al diseño de detalle con la realización de los planos. En la figura 4.11 y 4.12 se muestran el esfuerzo equivalente de Von Mises en el último refinamiento de malla y el factor de seguridad estático, respectivamente. En estas, puede observarse que el esfuerzo producido por la carga de impulso (50N) es menor que la resistencia del material, ya que, éste no sobrepasa los 10.1 MPa; mientras que la resistencia a la fluencia del ABS es de 20 MPa. Por lo anterior, se puede verificar que el factor de seguridad presentado en las ecuaciones 4.1, es superior a la unidad y por lo tanto el rehabilitador no se deforma permanentemente y está lejos del límite de rotura del material.

$$\text{Factor de seguridad}_{\text{ABS}} = 20/10.10 = 1.98 \quad (4.1)$$

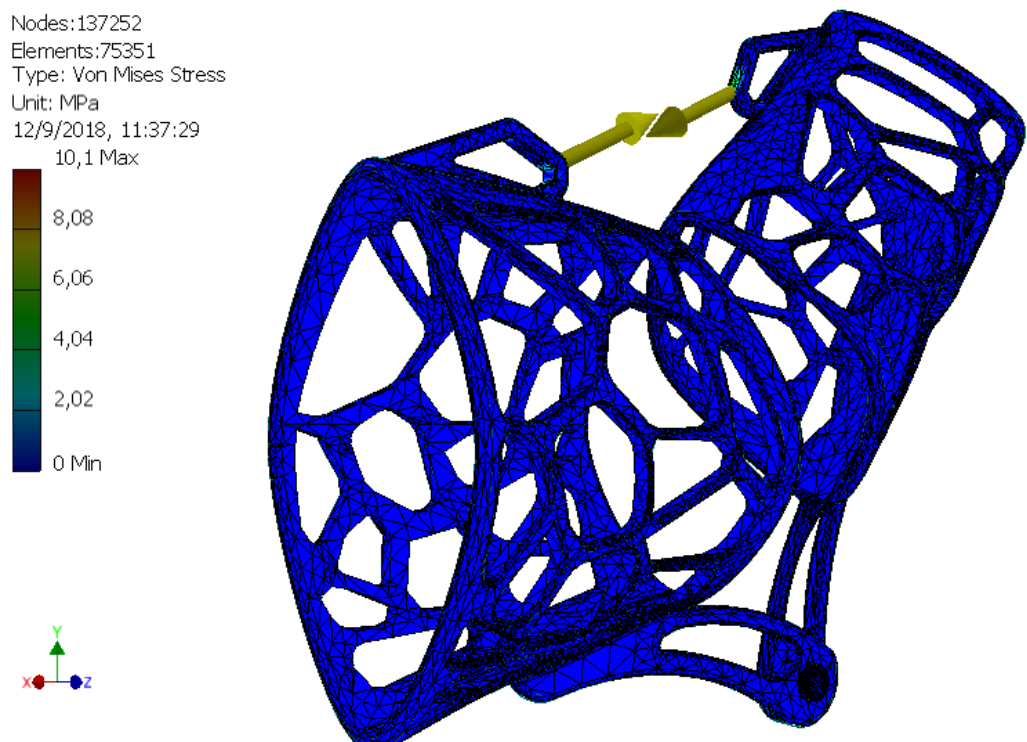


Figura 4.11. Distribución de los esfuerzos de Von Mises en las dos piezas críticas del rehabilitador.

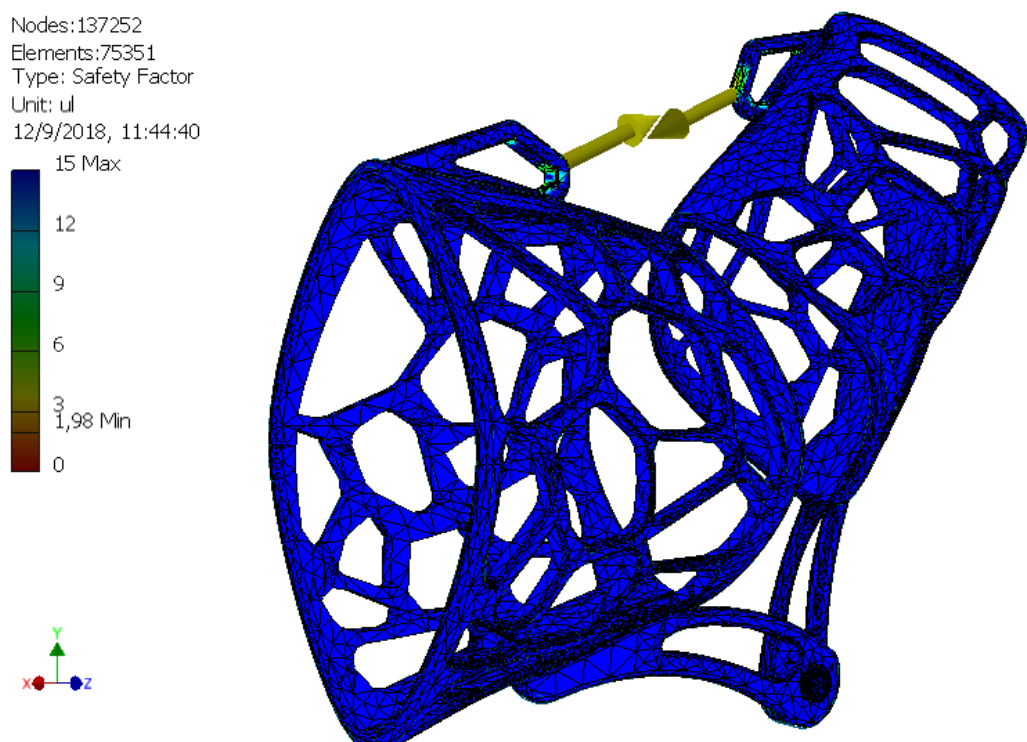


Figura 4.12. Factor de seguridad en las dos piezas críticas.

Por lo anterior, es fácil visualizar que, con estas magnitudes de trabajo, el rehabilitador no fallará y tendrá deformaciones pequeñas (ver figura 4.13).

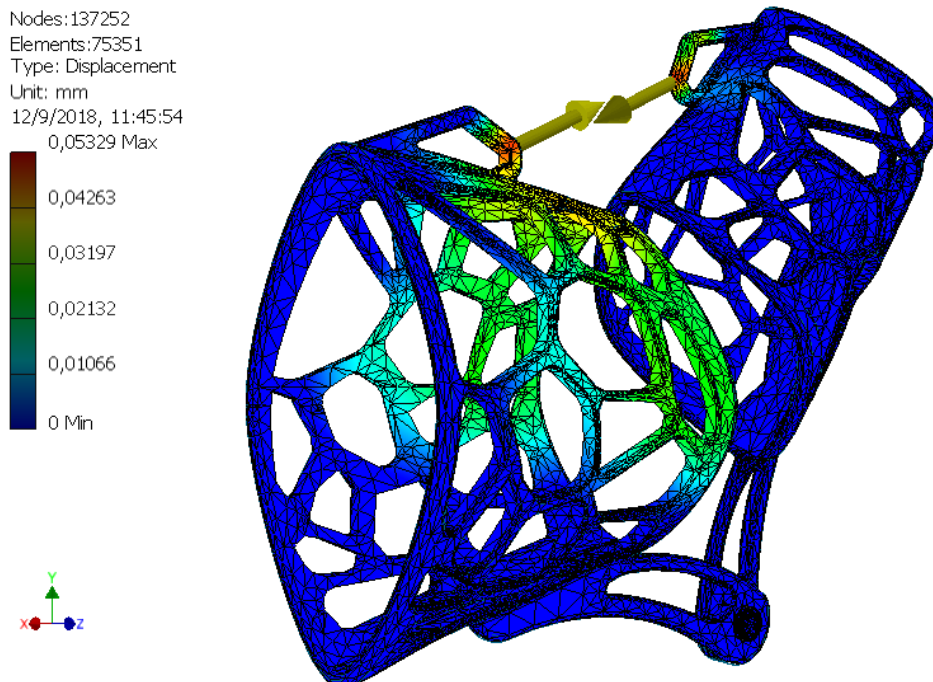


Figura 4.13. Desplazamiento máximo del rehabilitador esforzado.

4.5. Verificación numérica del dispositivo. Convergencia

Para la verificación de la simulación realizada se analiza la curva de convergencia de esfuerzos de Von-Mises hacia la solución.

En la figura 4.14, se muestra que se realizaron 9 refinamientos, de los cuales, a partir del cuarto paso, converge hacia el esfuerzo máximo de 10.10 MPa, lo que define que este es el valor esperado según las cargas introducidas para la rehabilitación del usuario, con una tasa de convergencia inferior al 0,003%.

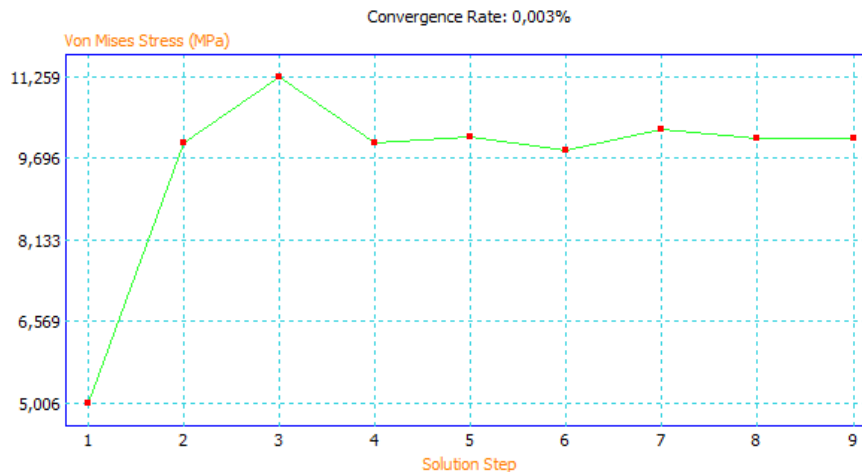


Figura 4.14. Convergencia de los esfuerzos máximos del rehabilitador.

4.6. Propuesta final

El producto final es una órtesis para rehabilitación de codo, dicho producto está compuesto por cuatro cuerpos, antebrazo superior, antebrazo inferior, brazo superior y brazo inferior, a su vez, las partes superiores e inferiores están unidos por imanes de neodimio (imanes de gran poder de atracción), formando dos cuerpos, órtesis superior (brazo) y órtesis inferior (antebrazo), que se unen por medio de una articulación. En la parte superior de las órtesis se acopla un elemento elástico, en la figura 4.15 se observa una imagen fotorrealista del producto.

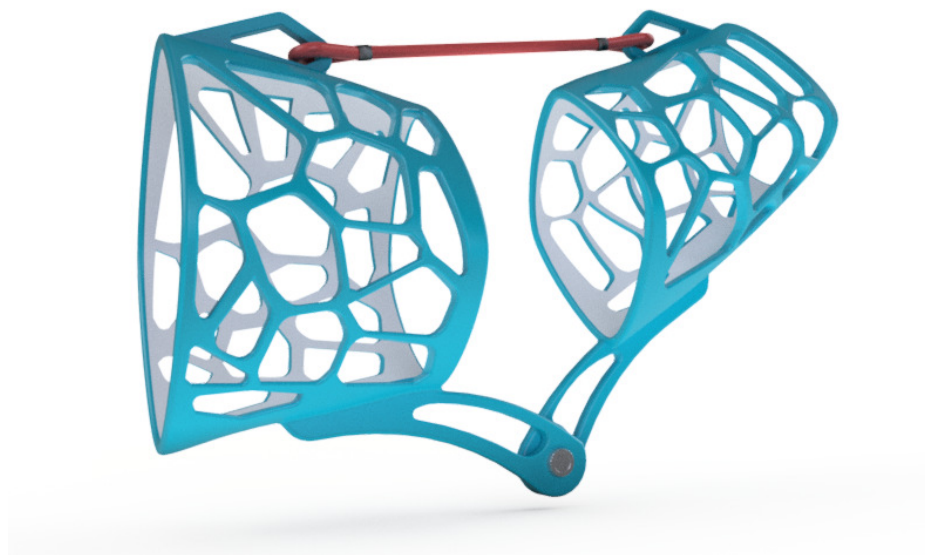


Figura 4.15. Imagen fotorrealista de la órtesis rehabilitadora de codo.

4.7. Dimensiones generales de la órtesis de rehabilitación de codo

Para tener una idea general del espacio ocupado por la órtesis, en este apartado se presenta el dimensionamiento general del producto (ver figura 4.16). Los planos detallados del producto se encuentran en el apartado Anexo B.

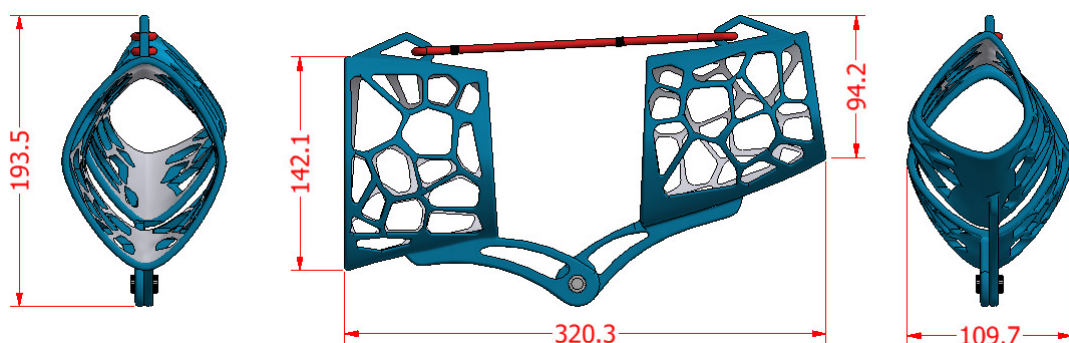


Figura 4.16. Dimensiones generales de la órtesis de codo.

Se debe destacar que los planos constructivos se realizaron tomando en cuenta las medidas más generales del producto, puesto que la órtesis se diseñó para ser construido en una impresora 3D, motivo por el cual cuenta con muchas formas irregulares difícil de acotar. Es por ello, que en esta investigación se hará entrega de los archivos digitales en formato informático (stl) que define la geometría de objetos 3D.

4.8. Identidad Corporativa

Como valor agregado a esta investigación se desarrolla la imagen corporativa. La creación de la marca RECO está relacionada al producto y su función. El desarrollo de la misma, como se observa en la figura 4.18. Conlleva: la marca, tipografía y colores que se detallan a continuación:

4.8.1. Marca del producto

Tal como lo expresa Corbin (2018), el color gris es capaz de transmitir sensaciones, valores, estados de ánimo Características propias que integran el producto y materiales incorporados.

El color azul es uno de los colores más usados en la medicina es sinónimo de paz y descanso, aporta una sensación de protección y sobretodo transmite seguridad mientras que el color azul celeste transmite una sensación de calma (Corbin, 2018).

La tipografía utilizada es Queen of Melbourne Regular (ver figura 4.17), la cual, presenta rasgos geométricos, modernos y de estilo espontáneo crean pertinencia y fortaleza con el producto reforzando el mensaje.



Figura 4.17. Tipografía utilizada.

Una vez seleccionado la tipografía y la paleta de colores, se generó la parte gráfica de la marca, tomando como referencia la extremidad superior de la persona, tomando como eje principal el codo. El mallado presente busca crear relación con la forma generativa del producto, como se presenta en la figura 4.18.

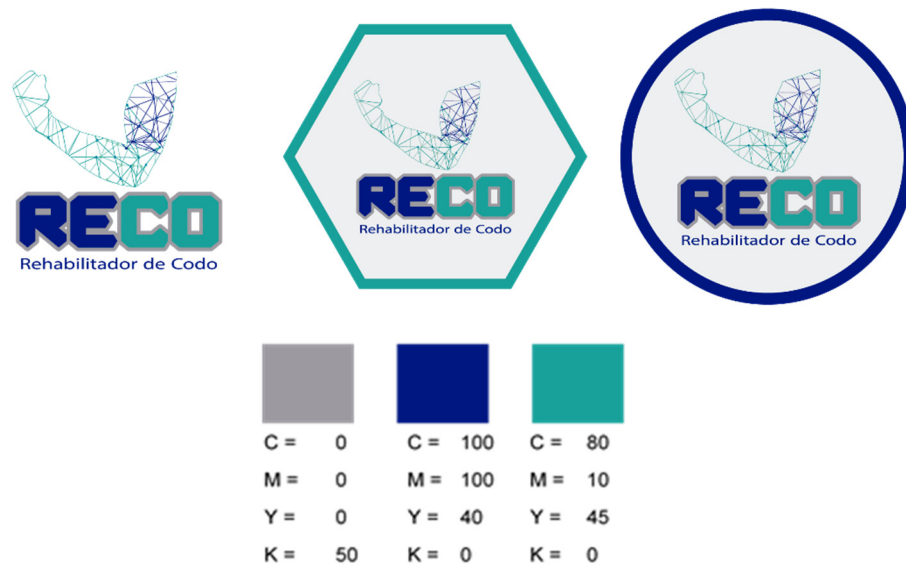


Figura 4.18. Marca Producto RECO y cromática original.

4.9. Gestión de Proceso de Producción

En este apartado se define el proceso de fabricación del producto diseñado, donde se considera desde la tecnología disponible hasta la diagramación de dicho proceso.

4.9.1. Descripción de los procesos

Con el objetivo de examinar tanto la viabilidad técnica de la fabricación, según los procesos de manufactura disponibles para el rehabilitador de codo, como el tamaño y la localización óptima del proyecto, se presenta a continuación la gestión del proceso de producción donde se considera:

- **Descripción del proceso productivo**

El proceso productivo propuesto en este proyecto es de manera automatizada, pues requiere en sus fases la intervención de máquinas. Los siguientes pasos definen el proceso de producción de cada uno de los dispositivos.

Con la ayuda de la manufactura aditiva (impresora 3D) se fabrica el rehabilitador de codo (ver figura 4.19), el cual consta de dos partes, que serán impresas de manera individual.

El tornillo regulador y la banda elástica son dispositivos comerciales estándar, por lo cual no necesitan de proceso de fabricación.



Figura 4.19. Fabricación en impresión 3D del rehabilitador de codo.

- **Tecnología disponible**

Una vez modelado el rehabilitador de codo mediante la metodología planteada en la sección 3.5.2, para producir las partes que componen el rehabilitador utilizamos procesos automatizados, formado por impresión 3D.

- **Selección de la tecnología disponible**

Tal como lo plantea Segnini et al, (2018), este proyecto persigue fundamentalmente cubrir deficiencias en el sector salud, específicamente en el área traumatológica y fisioterapia, lo que implica formar parte activa de la industria manufacturera del país y capacitar mano de obra especializada, seleccionando un proceso automático para cumplir con los objetivos iniciales planteados, las máquinas-herramientas se usará para la construcción de prototipos para investigación y desarrollo de nuevos productos.

- **Diagramación del proceso productivo**

El proceso de producción del rehabilitador, supone una serie de “pasos” fijos secuenciales interrelacionados, requeridos para transformar la materia prima y añadirle valor, de modo que se obtengan los productos finales diseñados. En la figura 4.20, se detalla el proceso de producción, resaltando los actores, actividades, tecnologías y factores que definen el proceso de estudio.

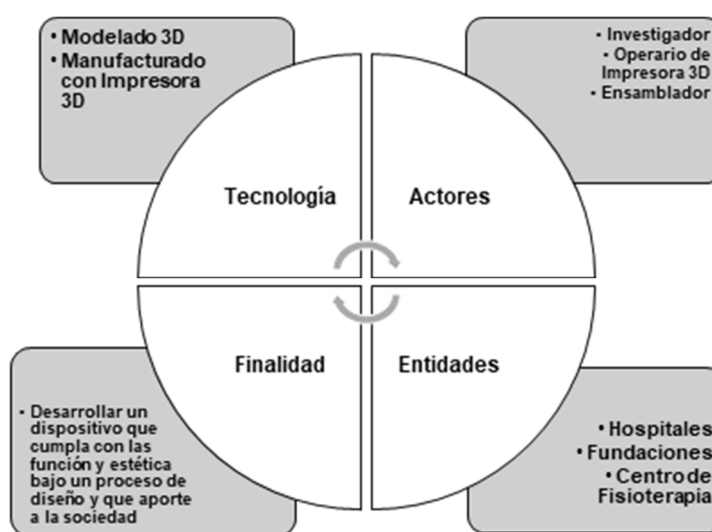


Figura 4.20. Proceso de Fabricación de la prótesis.

4.10. Construcción del prototipo

A continuación, se presentan todos los factores relacionados con la fabricación del prototipo

4.10.1. Cómputos métricos

En este apartado se listará todos los materiales necesarios para construir el prototipo a escala real. En la tabla 4.3 se muestran los cómputos métricos estimados para la construcción del mismo.

Tabla 4.3. Cómputos métricos para el rehabilitador de codo.

Cantidad	Descripción	Material	Cómputos métricos	Unidad
1	Banda elástica de resistencia	Látex	1,00	pza.
1	Tornillo Allen M6 x 12mm - cabeza plana	Acero	1,00	pza.

1	Tuerca Allen M6	Acero	1,00	pza.
2	Arandela para tornillo M6	Acero	1,00	pza.
16	Imán de Neodimio	Neodimio	1,00	pza.
		o		
2	Impresión en 3D de las órtesis inferior y superior	Servicio	1,00	serv.
1	Ensamblado y calibrado	Servicio	1,00	serv.

4.10.2. Costo asociado a la construcción del prototipo

Una vez estimado los cálculos métricos, se presupuestó el prototipo (ver tabla 4.4), tomando como precios referenciales la casa comercial Kiwi® y MercadoLibre®, ubicadas en Ecuador. Para la tercerización de los procesos de fabricación, la empresa LaFabrica3D® ubicada en Guayaquil y el FabLab Yachay ubicada en Urcuquí.

Tabla 4.4. Presupuesto para fabricación del prototipo

Descripción	Precio		Cantidad	Costo (USD)
	Unitario (USD)			
Banda elástica de resistencia	7,00	1,00	pza.	7,00
Tornillo Allen M6 x 12mm - cabeza plana	0,40	1,00	pza.	0,40
Tuerca Allen M6	0,30	1,00	pza.	0,30
Arandelas para tornillo M6	0,30	2,00	pza.	0,60
Imán de Neodimio Ø3mm x 1mm	0,40	16,00	pza.	6,40
Impresión en 3D de las órtesis inferior y superior	180,00	1,00	serv.	180,00
• Ensamblado y calibrado	3,00	1,00	serv.	3,00
Total USD				197,70

El proyecto de investigación inicio tras la recopilación de información sobre el codo, las lesiones de los miembros superiores, investigaciones, equipos rehabilitadores existentes y patentes, con el fin de entender de mejor manera el contenido de investigación, desde este punto, se desarrolló propuestas que podrían ser idóneas para lo requerido en el proceso de diseño. Al igual que Segnini, Chagna, & Vergara (2018), se evaluó las opciones presentadas y se comparó con equipos desarrollados por empresas dedicadas a esta área y se proyectó un plan de trabajo donde se definió la creación de un equipo mecánico, aplicando un método

heterogéneo de diseño, donde se introdujo la simulación del mecanismo seleccionado considerando la geometría y material, finalizando con una verificación numérica donde se demuestra que el dispositivo diseñado no se deforma permanentemente y resistirá las cargas a las que será sometido por el usuario. El capítulo finaliza presentando la imagen corporativa del producto, un manual de uso acompañado del proceso y costos de construcción del prototipo y cálculos métricos.

CONCLUSIONES

El proceso de diseño seguido para el desarrollo de un prototipo de rehabilitación de codo consideró la evaluación y selección de posibles alternativas de solución para el sistema de accionamiento y material, el modelado y documentación de la geometría del dispositivo de rehabilitación en un paquete CAD, la realización del estudio cinemático con la ayuda de herramientas CAE, el análisis estructural del dispositivo en base a simulaciones hechas en un paquete CAE, y la manufactura del prototipo con un programa CAM.

Las conclusiones y recomendaciones producto del proceso de diseño seguido se presentan a continuación:

- Se ha desarrollado una propuesta de diseño que corresponde a un dispositivo de rehabilitación dinámico de codo, que cumple con movimientos de flexión y extensión del brazo, basado en un mecanismo sencillo con un grado de libertad y con materiales disponibles en el mercado nacional.
- Los resultados de análisis estructural obtenidos para la distribución del esfuerzo y el factor de seguridad muestran que la geometría planteada, cumplen con los requisitos preestablecidos donde el rehabilitador no se deformara permanentemente y los desplazamientos son menores a 0.1 mm. Por lo tanto, el dispositivo de rehabilitación de codo no fallará desde el punto de vista de resistencia y deflexión del material.
- Se realizó un estudio de convergencia y error, encontrándose que los valores convergen y representan un porcentaje de error menor al 1%, lo cual refleja la precisión del estudio realizado y a la vez hace válida la simulación para el análisis con carga estática.

- Se ha introducido dentro del proceso de diseño el uso de CAD, CAE y CAM proponiendo una metodología de diseño combinada que considerando factores estéticos y funcionales pueden llevar a corto plazo a la innovación de productos en el mercado nacional, ya que antes de construir el prototipo puede realizarse simulaciones que sirvan para visualizar el comportamiento en servicio en el menor tiempo posible.
- Una vez validado por expertos en el área de fisioterapia del Hospital San Vicente de Paul, se evidenció que el diseño propuesto cubre los requisitos y necesidades para el que fue diseñado, proporcionando estabilidad, comodidad, estética a un precio relativamente bajo. No obstante, es cierto que todavía existe un cierto margen de mejora en el producto, pues sería necesario ensayarlo (pruebas físicas-mecánicas) para comprobar su correcto funcionamiento y realizar el proceso de retroalimentación pertinente.

RECOMENDACIONES

De acuerdo a los resultados obtenidos en el estudio del sistema del rehabilitador de codo, se sugiere tomar en cuenta las siguientes recomendaciones:

- Realizar diferentes simulaciones con materiales alternativos como por ejemplo el poliácido láctico (PLA) o el polietileno (PE) y hacer un análisis de factibilidad para detallar costos reales del rehabilitador con este tipo de materiales.
- Realzar simulaciones adicionales, considerando la fatiga del material por cargas repetitivas, ya que, en procesos de rehabilitación de codo, es interesante valorar cual podría ser la duración de los diferentes elementos que resisten cargas variantes en el tiempo.
- Evitar emplear el rehabilitador de codo con elásticas mayores a 5kg de fuerza.

Referencias Bibliográficas

- Álvarez, S. (2015). *Autodesk Inventor un sistema de diseño mecánico inteligente con modelado 3D*. Recuperado el 05 de Mayo de 2018, de 3dCADPortal.com: <http://www.3dcadportal.com/autodesk-inventor-un-sistema-de-diseno-mecanico-inteligente-con-modelado-3d.html>
- Amador, B. (2013). *Desarrollo de prótesis de rodilla basado en plataforma de cómputo de dimensionamiento de mecanismos de cuatro barras (Tesis Doctoral)*. Caracas-Venezuela: Universidad Simon Bolivar.
- Anneluuk L.C., L., & Jesse B., J. (2007). The Posttraumatic Stiff Elbow: A Review of the Literature. *American Society for Surgery of the Hand*, 32(10), 1605–1623. doi:<https://doi.org/10.1016/j.jhsa.2007.09.015>
- Ayala-Lozano, J. F., Urriolagoitia-Sosa, G., Romero-Angeles, B., Miguel, C. R.-S., Aguilar-Pérez, L. A., & Urriolagoitia-Calderón, G. M. (2015). Diseño mecánico de un exoesqueleto para rehabilitación de miembro superior. *Revista Colombiana de Biotecnología*, XVII(1), 79-90. doi:10.15446/rev.colomb.biote.v17n1.44188
- Ayala-Lozano, J. F., Urriolagoitia-Sosa, G., Romero-Angeles, B., Torres-San Miguel, C. R., Aguilar-Pérez, L. A., & Urriolagoitia-Calderón, G. M. (2015). Diseño mecánico de un exoesqueleto para rehabilitación de miembro superior. *Revista Colombiana de Biotecnología*, XVII(1), 79-90. doi:10.15446/rev.colomb.biote.v17n1.44188
- Barcelona, N., Gomá, M., Miralles, I., & Montull, S. (1999). Physical therapy for elbow stiffness. *Fisioterapia*, 21(1), 2-9. Obtenido de <http://www.elsevier.es/es-revista-fisioterapia-146-articulo-tratamiento-fisioterapeutico-rigidez-del-codo-13008950>
- Barrios, L. J., Minguillón, J., Perales, F. J., Ron-Angevin, R., Solé-Casals, J., & Mañanas, M. A. (2017). Estado del Arte en Neurotecnologías para la Asistencia y la Rehabilitación en España: Tecnologías Auxiliares, Tránsito Tecnológico y Aplicación Clínica. *Revista Iberoamericana de Automática e Informática Industrial*, 14(4), 355 - 361. doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.riai.2017.06.004>
- Beny, L., & Oster, L. (1999). *EEUU Patente nº US6676612B1*.

- Brown, C. S. (1987). *EEUU Patente nº US4665905*.
- Brown, C. S. (1987). *EEUU Patente nº US4665905*.
- Buma, F., Kwakkel, G., & Ramsey, N. (2013). Understanding upper limb recovery after stroke. *Restorative Neurology and Neuroscience*, 31(6), 707-722.
- Burhan, M. H., Nor, N. H., Yarwindran, M., Ibrahim, M., Hassan, M. F., Azlan, M. A., . . . Johan, K. (2017). Designing an Orthotic Insole by Using Kinect® XBOX Gaming Sensor Scanner and Computer Aided Engineering Software. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, 226(1). doi:doi:10.1088/1757-899X/226/1/012026
- Cardozo, D. A. (2013). *La importancia del codo*. Obtenido de SlideShare: Salud y medicina: <https://es.slideshare.net/DaNiEIHeRrAn/la-importancia-del-codo>
- Carretero, A. (2014). *Adobe Illustrator: Que es y para que sirve*. Recuperado el 05 de Mayo de 2018, de CreativosOnline: <https://www.creativosonline.org/blog/adobe-illustrator-que-es-y-para-que-sirve.html>
- Chagna, A. (2017). *Diseño conceptual de un dispositivo para rehabilitación de rodilla (Tesis de pregrado)*. Ibarra: Pontificia Universidad Católica del Ecuador. Sede Ibarra.
- Clemens, L. M., Rembold, W. T., & Ashford, D. L. (1999). *EEUU Patente nº US006001075A*.
- CONADIS. (2018). *Estadística y Análisis de datos de Personas con Discapacidad Registradas*. Obtenido de Consejo Nacional para la Igualdad de Discapacidades: <http://www.consejodiscapacidades.gob.ec/estadistica/index.html>
- De Lima, H. (2016). *Análisis cinemático de un exoesqueleto para rehabilitación del miembro superior (Tesis de Maestría)*. España: Universidad Politécnica de Madrid.
- Desrosiers, J., Malouin, F., Richards, C., Bourbonnais, D., Rochette, A., & Bravo, G. (2003). Comparison of changes in upper and lower extremity impairments and disabilities after stroke. *Int. J. Rehabil. Res*, 26(2), 109-116.
- Drake, R. V., & Mitchell, A. G. (2005). *Anatomía para estudiante*. Madrid: Elsevier España.

- Escuder, E. (2017). *diseño de órtesis de miembro superior aplicable a rehabilitaciones y como exoesqueletos (Tesis de Grado)*. Madrid: Escuela Técnica Superior de Ingenieros Industriales (UPM).
- Evans, P., Sumon, N., Maschke, S., Hoyen, H., & Lawton, J. (2009). Prevention and Treatment of Elbow Stiffness. *American Society for Surgery of the Hand*, 34(4), 769–778. doi:<https://doi.org/10.1016/j.jhsa.2009.02.020>
- Expert Choice. (2018). *Nuestra metodología de toma de decisiones* . Obtenido de Soluciones Expert Choice: cómo funciona nuestro proceso de decisión: <https://expertchoice.com/our-decision-making-methodology/>
- Gallucci, G. (2000). Rigidez postraumática de la articulación del codo. *Rev. Asoc. Arg. Ortop. y Traumatol.*, 177-186.
- Gallucci, G. L., Boretto, J. G., Alfie, V. A., Donndorff, A. G., Dávalos, M. A., & Carli, P. D. (2008). Ortesis dinámicas para el tratamiento de la rigidez del codo. *Revista de la Asociación Argentina de Ortopedia y Traumatología*, 171-176.
- Gallucci, G. L., Boretto, J. G., Alfie, V. A., Donndorff, A. G., Dávalos, M. A., & De Carli, P. (2008). Ortesis dinámicas para el tratamiento de la rigidez del codo. *Revista de la Asociación Argentina de Ortopedia y Traumatología*(73), 171-176.
- Garner, B. A. (2007). Designing Strength-Proportional Hydraulic Resistance for an Elbow Flexion-Extension Exercise Machine. *Journal of Medical Devices*, 1. doi:10.1115/1.2355684
- Gelinas, J. J., Faber, K. J., Patterson, S. D., & King, G. J. (1999). The effectiveness of turnbuckle splinting for elbow contractures. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 74-78.
- González, O., Peña, M., & Vázquez, J. P. (2012). *Exoesqueleto robótico para rehabilitación de miembro superior (Tesis de Doctorado)*. Mexico: Instituto Politécnico Nacional.
- Grima, C. (05 de 08 de 2017). *El diagrama de Voronoi, la forma matemática de dividir el mundo*. Obtenido de Abc Diario: https://www.abc.es/ciencia/abci-diagrama-voronoi-forma-matematica-dividir-mundo-201704241101_noticia.html
- Hensley, D. E., & Kielman, B. (1989). *EEUU Patente nº US4865024*.

- Hepburn, G. R. (1987). *EEUU Patente n° US4657000*.
- Hepburn, G. R. (1987). *EEUU Patente n° US4657000*.
- Hernandez, S. (2011). *Conceptos básicos en rehabilitación*. Obtenido de Medicina de rehabilitación: <http://files.sld.cu/arteydiscapacidad/files/2011/10/conceptos-basicos-en-rehabilitacion.pdf>
- INEC. (2017). *Instituto nacional de estadística y censos*. Obtenido de Reporte de Pobreza y Desigualdad: http://www.ecuadorencifras.gob.ec/documentos/web-inec/POBREZA/2017/Diciembre/Reporte%20pobreza%20y%20desigualdad%20_dic17.pdf
- Instituto Nacional de Tecnología Industrial [INTI]. (2009). *Proceso de diseño: fases para el desarrollo de productos*. Obtenido de Centro de Investigaciones y Desarrollo en Diseño Industrial: https://www.inti.gob.ar/prodiseno/pdf/n141_proceso.pdf
- Jianbin, Z., Xiaofeng, L., Zhong, L., Zhongyi, L., & Weihai, C. (2017). *China Patente n° CN107260488A*.
- Kipnis, A., & Belman, Y. (1995). *EEUU Patente n° US005399154A*.
- Kooren, P. N., Dunning, A. G., Janssen, M. M., Lobo-Prat, J., & Koopman, B. F. (2015). Design and pilot validation of A-gear: A novel wearable dynamic arm support. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 12(83). doi:10.1186/s12984-015-0072-y
- Laurent, B., & Laurent, O. (2004). *EEUU Patente n° 6676612*. Obtenido de <https://patentimages.storage.googleapis.com/35/35/26/f4ca6efd50d380/US6676612.pdf>
- Lugo, M. (2013). *Diseño robótico de un exoesqueleto pediátrico de miembro superior basado en criterios clínicos y antropométricos para análisis de movimiento y rehabilitación (Tesis de Maestría)*. Centro De Investigación Y De Estudios Avanzados Del Instituto Politécnico Nacional.
- Macao, C., & Nacipucha, J. (2016). *Diseño e implementación de un prototipo de exoesqueleto destinado a la rehabilitación de codo (Tesis de Grado)*. Cuenca: Universidad de Cuenca.

- Madenci, E., & Guven, I. (2015). *The Finite Element Method and Applications in Engineering Using ANSYS®* (2da Edición ed.). New York: Springer International Publishing. doi:10.1007/978-1-4899-7550-8
- Martínez, M. (2011). *Diseño de un banco de pruebas para un exoesqueleto de miembro superior (Tesis de Grado)*. Madrid: Universidad Carlos III de Madrid.
- Mauldin, D. M., & Jones, R. E. (1984). *EEUU Patente nº US4433679*.
- Mavroidis, C., Nikitczuk, J., Weinberg, B., Danaher, G., Jensen, K., Pelletier, P., . . . Yasevac, D. (2005). Smart portable rehabilitation devices. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2-18. doi:10.1186/1743-0003-2-18
- Mavroidis, C., Nikitczuk, J., Weinberg, B., Danaher, G., Jensen, K., Pelletier, P., . . . Yasevac, D. (2005). Smart portable rehabilitation devices. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2(18). doi:10.1186/1743-0003-2-18
- Mei, Z. (2015). *An Approach For The Development of Low Cost Prosthetic Limbs With 3D Printing Technology (master's thesis)*. Auburn, Alabama: Auburn University.
- Mio, R. (2014). *Diseño de un exoesqueleto para rehabilitación de miembro superior accionado por una interfaz cerebro-máquina (Tesis de Grado)*. Lima: Pontificia Universidad Católica de Perú.
- Mio, R. A. (2014). *Diseño de un exoesqueleto para rehabilitación de miembro superior accionado por una interfaz cerebro-máquina (Tesis de Grado)*. Lima: Pontificia Universidad Católica del Perú.
- Mitchell, A., Muir, W. L., & DeLorenzo, R. (1991). *EEUU Patente nº US5036837*.
- Montenegro, M., Lugo, A., Nunez, V., Gonzalez, K., & Zaldivar, U. (2014). Análisis y diseño de un prototipo virtual de tipo exoesqueleto para rehabilitación de codo. *Congreso Mexicano de Robótica*. México.
- Moya, P., & Stephanie, V. (2014). *Diseño y construcción de un prototipo funcional controlado por computadora para la rehabilitación de codo y muñeca (Tesis de Grado)*. Sangolqui: Universidad de las Fuerzas Armadas.
- Moya, P., & Vásquez, S. (2014). *Diseño y construcción de un prototipo funcional controlado por computadora para la rehabilitación de codo y muñeca (Tesis de Grado)*. Sangolqui: Universidad de las Fuerzas Armadas.

- Neumann, D. (2007). *Fundamentos de la rehabilitación física: Cinesiología del sistema musculoesquelético*. Paidotribo.
- OMS. (2011). *Informe mundial sobre la discapacidad*. Organización Mundial de la salud.
- Ospina, P. (2017). *Diseño e implementación de un prototipo funcional a escala de exoesqueleto, para rehabilitación de miembro superior, con dos grados de libertad en el plano sagital (Tesis de Grado)*. Bogota: Universidad Santo Tomás.
- Pérez, N. (2012). *Diseño de órtesis activa de codo para rehabilitación de pacientes espásticos (Tesis de grado)*. Mexico: Universidad Nacional Autónoma De México.
- Pérez, N. (2012). *Diseño de órtesis activa de codo para rehabilitación de pacientes espásticos (Tesis de Grado)*. Mexico: Universidad Nacional Autónoma de México.
- Perry, C., & Elstrom, J. (2001). *Manual de fracturas*. Mexico D.F.: McGraw-Hill Interamericana.
- Petit, L. (2017). *Planos y ejes. Posiciones y Movimientos del Cuerpo*. Obtenido de Anatomía y Kinesiología: Diario: <https://anatomiadidiario.wordpress.com/2017/10/15/planos-y-ejes-posiciones-y-movimientos-del-cuerpo/>
- PrecisionRehab. (2012). *Ottawa, Ontario Suppliers of JOINT ACTIVE SYSTEMS ROM Therapy*. Obtenido de Precision Rehabilitation: <http://www.precisionrehab.ca/serviceAreas/ottawa.cfm>
- Prentice, W. (2001). *Técnicas de rehabilitación en medicina deportiva (Vol. 44)*. Paidotribo.
- RehabMart. (2018). *Elbow CPM Machine*. Obtenido de Range of Motion Therapy: <https://www.rehabmart.com/>
- RehabStore. (s.f.). *Hely & Weber Freehand Dynamic Extension Elbow Brace*. Obtenido de Elbow Orthosis and Braces: <https://www.rehab-store.com/p-hely-weber-freehand-dynamic-extension-elbow-brace.html>

- Revelo, J. (2017). *Prototipo rehabilitador pasivo de codo para asistencia en actividades de fisioterapia (Tesis de Grado)*. Ibarra: Universidad Técnica del Norte.
- Rodríguez, C., Botero, J., & Quintero, H. (2007). Aplicación de la teoría de robots manipuladores a la biomecánica del brazo humano. *Revista Iberoamericana de Automática e Informática Industrial RIAI*, 4(4), 51-57. doi:[https://doi.org/10.1016/S1697-7912\(07\)70244-3](https://doi.org/10.1016/S1697-7912(07)70244-3)
- Sahrmann, S. (2005). *Diagnóstico y tratamiento de las alteraciones del movimiento*. Barcelona: Paidotribo.
- Schifino, G. (2016). *Mechanical device to support the flexion-extension of the elbow in post-stroke spasticity (Tesis de Maestría)*. Milan: POLITECNICO DI MILANO.
- Segnini, J. M., Vergara, M., Provenzano, S., & Della Prugna, F. (2010). Análisis numérico de la dinámica en la estructura base de una plataforma giroestabilizada. En R. Chacon, F. León, V. Duarte, & O. Verastegui (Ed.), *Memorias del X congreso internacional de métodos numéricos en ingeniería y ciencias aplicadas CIMENICS'2010*, (págs. 55 - 60). Merida.
- Segnini, J., Chagna, A., & Vergara, M. (2018). Diseño de un dispositivo para autorehabilitación pasiva de rodilla. *Axioma*, XIV(18).
- SENPLADES. (2013). *Plan Nacional para el Buen Vivir 2013-2017. Construyendo un Estado plurinacional e intercultural*. Quito: SENPLADES.
- Simmons, R. (2008). *EEUU Patente nº US20100160986A1*.
- Simón, J. N. (2012). *Reconocimiento De Objetos Mediante Sensor 3D Kinect (Tesis de pregrado)*. Madrid: Universidad Carlos III.
- Tarniță, D., & Tarniță, D.-N. (2016). Experimental measurement of flexion-extension movement in normal and corpse prosthetic elbow joint. *Romanian Journal of Morphology & Embryology*, 57(1), 145-151.
- Torrencillas, T. (2015). *Ortopedia 'fashion' para mejorar la autoestima*. Recuperado el Julio de 2018, de El País: <https://smoda.elpais.com/moda/ortopedia-fashion-para-mejorar-la-autoestima/>

- Wang, X., Song, Q., Wang, X., & Liu, P. (2018). Kinematics and Dynamics Analysis of a 3-DOF Upper-Limb Exoskeleton with an Internally Rotated Elbow Joint. *Applied Sciences*, 8(3), 464. doi:10.3390/app8030464
- Wang, X., Song, Q., Wang, X., & Liu, P. (2018). Kinematics and Dynamics Analysis of a 3-DOF Upper-Limb Exoskeleton with an Internally Rotated Elbow Joint. *Applied Sciences*, 8(464). doi:10.3390/app8030464
- Wu, T.-M., & Chen, D.-Z. (2014). Biomechanical study of upper-limb exoskeleton for resistance training with three-dimensional motion analysis system. *JRRD*, 51(1), 111-126. doi:http://dx.doi.org/10.1682/JRRD.2012.12.0227
- Zienkiewicz, O., & Taylor, R. (2000). *The Finite Element Method. Volumen 1: The Basic* (5ta Edición ed.). Butterworth Heinemann.

Anexos

Anexo A. Entrevista con pacientes del Hospital San Vicente de Paul

Fecha: 09/04/2018

Datos Paciente

Historia Clínica:	10040+9925
Edad:	13
Sexo:	Masculino
Causa de la lesión:	Retiro de material

Importancia de las siguientes características en la prótesis:

	Muy Importante	Importante	Indiferente
Comodidad: referida al bienestar físico que proporciona el uso de la órtesis de rehabilitación de codo.	X		
Fácil montura: relacionada con la facilidad que tenga el paciente para colocarse la órtesis.	X		
Estética: asociada a la proyección visual de la órtesis de rehabilitación de codo, su apariencia física.	X		
Funcionalidad: relacionada directamente con la posibilidad de permitir la ejecución de movimientos similares a los de la articulación sana.	X		
Peso: relativo a lo pesado o liviano que sea el dispositivo.	X		
Costo: referido a la cantidad de dinero que es necesario invertir para la adquisición de la órtesis de rehabilitación de codo.	X		



Heber Martínez

Especialista a Cargo

HOSPITAL SAN VICENTE DE PAUL
 DR. Heber Martínez
 C.I. 108321941-2

Datos Paciente

Fecha: 09/04/2018

Historia Clínica: 400810982

Edad: 50

Sexo: Masculino

Causa de la lesión: Lesión de material

Importancia de las siguientes características en la prótesis:

	Muy Importante	Importante	Indiferente
Comodidad: referida al bienestar físico que proporciona el uso de la órtesis de rehabilitación de codo.	X		
Fácil montura: relacionada con la facilidad que tenga el paciente para colocarse la órtesis.	X		
Estética: asociada a la proyección visual de la órtesis de rehabilitación de codo, su apariencia física.	X		
Funcionalidad: relacionada directamente con la posibilidad de permitir la ejecución de movimientos similares a los de la articulación sana.	X		
Peso: relativo a lo pesado o liviano que sea el dispositivo.	X		
Costo: referido a la cantidad de dinero que es necesario invertir para la adquisición de la órtesis de rehabilitación de codo.	X		



Kleber Martínez

Especialista a Cargo

HOSPITAL SAN VICENTE DE PAUL
Dr. Kleber Martínez
C.I. 10021941-5

Datos Paciente

Fecha: 16/04/2018

Historia Clínica: 1087006211

Edad: 13

Sexo: Masculino

Causa de la lesión: Caída por el mismo nivel por deslizamiento

Importancia de las siguientes características en la prótesis:

	Muy Importante	Importante	Indiferente
Comodidad: referida al bienestar físico que proporciona el uso de la órtesis de rehabilitación de codo.	X		
Fácil montura: relacionada con la facilidad que tenga el paciente para colocarse la órtesis.		X	
Estética: asociada a la proyección visual de la órtesis de rehabilitación de codo, su apariencia física.	X		
Funcionalidad: relacionada directamente con la posibilidad de permitir la ejecución de movimientos similares a los de la articulación sana.	X		
Peso: relativo a lo pesado o liviano que sea el dispositivo.	X		
Costo: referido a la cantidad de dinero que es necesario invertir para la adquisición de la órtesis de rehabilitación de codo.	X		



Kleber Martinez

Especialista a Cargo

HOSPITAL SAN VICENTE DE PAUL
 Dr. Kleber Martinez
 C.A. 100321941-5

Datos Paciente

Fecha: 16/04/2018

Historia Clínica: 1003388640

Edad: 27

Sexo: Masculino

Causa de la lesión: Caída de bicicleta

Importancia de las siguientes características en la prótesis:

	Muy Importante	Importante	Indiferente
Comodidad: referida al bienestar físico que proporciona el uso de la órtesis de rehabilitación de codo.	X		
Fácil montura: relacionada con la facilidad que tenga el paciente para colocarse la órtesis.		X	
Estética: asociada a la proyección visual de la órtesis de rehabilitación de codo, su apariencia física.	X		
Funcionalidad: relacionada directamente con la posibilidad de permitir la ejecución de movimientos similares a los de la articulación sana.	X		
Peso: relativo a lo pesado o liviano que sea el dispositivo.		X	
Costo: referido a la cantidad de dinero que es necesario invertir para la adquisición de la órtesis de rehabilitación de codo.	X		



Kleber Martinez
Especialista a Cargo

HOSPITAL SAN VICENTE DE PAUL
Lic. Kleber Martinez
C.A. 1003210410

Datos Paciente

Fecha: 23/04/2018

Historia Clínica: 1701699314

Edad: 73

Sexo: Femenino

Causa de la lesión: Caída al mismo nivel por deslizamiento

Importancia de las siguientes características en la prótesis:

	Muy Importante	Importante	Indiferente
Comodidad: referida al bienestar físico que proporciona el uso de la órtesis de rehabilitación de codo.	X		
Fácil montura: relacionada con la facilidad que tenga el paciente para colocarse la órtesis.	X		
Estética: asociada a la proyección visual de la órtesis de rehabilitación de codo, su apariencia física.	X		
Funcionalidad: relacionada directamente con la posibilidad de permitir la ejecución de movimientos similares a los de la articulación sana.	X		
Peso: relativo a lo pesado o liviano que sea el dispositivo.		X	
Costo: referido a la cantidad de dinero que es necesario invertir para la adquisición de la órtesis de rehabilitación de codo.	X		



Keber Martinez
Especialista a Cargo

HOSPITAL SAN VICENTE DE PAUL
Lic. Keber Martinez
C.A. 100321041-5

Datos Paciente

Fecha: 23/04/2018

Historia Clínica: 1005444037

Edad: 15

Sexo: Masculino

Causa de la lesión: Caída del mismo nivel por deslizamiento

Importancia de las siguientes características en la prótesis:

	Muy importante	Importante	Indiferente
Comodidad: referida al bienestar físico que proporciona el uso de la órtesis de rehabilitación de codo.	x		
Fácil montura: relacionada con la facilidad que tenga el paciente para colocarse la órtesis.		x	
Estética: asociada a la proyección visual de la órtesis de rehabilitación de codo, su apariencia física.	x		
Funcionalidad: relacionada directamente con la posibilidad de permitir la ejecución de movimientos similares a los de la articulación sana.			x
Peso: relativo a lo pesado o liviano que sea el dispositivo.		x	
Costo: referido a la cantidad de dinero que es necesario invertir para la adquisición de la órtesis de rehabilitación de codo.	x		



Kleber Martínez

Especialista e Cargo

HOSPITAL SAN VICENTE DE PAUL
 Lic. Kleber Martínez
 C.I. 100321941-0

Datos Paciente

Fecha: 30/04/2018

Historia Clínica:	1004079925
Edad:	12
Sexo:	Masculino
Causa de la lesión:	Caida de bicicleta

Importancia de las siguientes características en la prótesis:

	Muy Importante	Importante	Indiferente
Comodidad: referida al bienestar físico que proporciona el uso de la órtesis de rehabilitación de codo.	X		
Fácil montura: relacionada con la facilidad que tenga el paciente para colocarse la órtesis.		X	
Estética: asociada a la proyección visual de la órtesis de rehabilitación de codo, su apariencia física.	X		
Funcionalidad: relacionada directamente con la posibilidad de permitir la ejecución de movimientos similares a los de la articulación sana.			X
Peso: relativo a lo pesado o liviano que sea el dispositivo.		X	
Costo: referido a la cantidad de dinero que es necesario invertir para la adquisición de la órtesis de rehabilitación de codo.	X		



Kleber Martínez

Especialista a Cargo

HOSPITAL VICENTE DE PAUL
 Lic. Kleber Martínez
 C.I. 100321041-2

Fecha: 07/05/2018

Datos Paciente

Historia Clínica:	1002342929
Edad:	41
Sexo:	Femenino
Causa de la lesión:	Caida en el mismo nivel por deslizamiento

Importancia de las siguientes características en la prótesis:

	Muy Importante	Importante	Indiferente
Comodidad: referida al bienestar físico que proporciona el uso de la órtesis de rehabilitación de codo.	X		
Fácil montura: relacionada con la facilidad que tenga el paciente para colocarse la órtesis.	X		
Estética: asociada a la proyección visual de la órtesis de rehabilitación de codo, su apariencia física.	X		
Funcionalidad: relacionada directamente con la posibilidad de permitir la ejecución de movimientos similares a los de la articulación sana.	X		
Peso: relativo a lo pesado o liviano que sea el dispositivo.		X	
Costo: referido a la cantidad de dinero que es necesario invertir para la adquisición de la órtesis de rehabilitación de codo.	X		



Kleber Martínez
Especialista a Cargo

HOSPITAL A UN VICENTE DE PAUL
DR. Kleber Martínez
C.A. 100321041-0

Datos Paciente

Fecha: 07/05/2018

Historia Clínica:	1001175478
Edad:	59
Sexo:	Masculino
Causa de la lesión:	Rotación mismo nivel

Importancia de las siguientes características en la prótesis:

	Muy Importante	Importante	Indiferente
Comodidad: referida al bienestar físico que proporciona el uso de la órtesis de rehabilitación de codo.	X		
Fácil montura: relacionada con la facilidad que tenga el paciente para colocarse la órtesis.	X		
Estética: asociada a la proyección visual de la órtesis de rehabilitación de codo, su apariencia física.		X	
Funcionalidad: relacionada directamente con la posibilidad de permitir la ejecución de movimientos similares a los de la articulación sana.	X		
Peso: relativo a lo pesado o liviano que sea el dispositivo.	X		
Costo: referido a la cantidad de dinero que es necesario invertir para la adquisición de la órtesis de rehabilitación de codo.		X	



Kleber Martínez

Especialista a Cargo

HOSPITAL SAN VICENTE DE PAUL
Lic. Kleber Martínez
C.I. 100321044-7

Fecha: 14 / 05 / 2018

Datos Paciente

Historia Clínica:	1000411713
Edad:	84
Sexo:	Hombre
Causa de la lesión:	Caida de altura

Importancia de las siguientes características en la prótesis:

	Muy Importante	Importante	Indiferente
Comodidad: referida al bienestar físico que proporciona el uso de la órtesis de rehabilitación de codo.	X		
Fácil montura: relacionada con la facilidad que tenga el paciente para colocarse la órtesis.	X		
Estética: asociada a la proyección visual de la órtesis de rehabilitación de codo, su apariencia física.	X		
Funcionalidad: relacionada directamente con la posibilidad de permitir la ejecución de movimientos similares a los de la articulación sana.	X		
Peso: relativo a lo pesado o liviano que sea el dispositivo.	X		
Costo: referido a la cantidad de dinero que es necesario invertir para la adquisición de la órtesis de rehabilitación de codo.	X		



Kleber Martínez
Especialista a Cargo

HOSPITAL SAN VICENTE DE PAUL
QUITO, ECUADOR
Dr. Kleber Martínez
C.I. 198321641-2

Datos Paciente

Fecha: 4/05/2018

Historia Clínica: 1003245782

Edad: 34

Sexo: Masculino

Causa de la lesión: — 0 —

Importancia de las siguientes características en la prótesis:

	Muy Importante	Importante	Indiferente
Comodidad: referida al bienestar físico que proporciona el uso de la órtesis de rehabilitación de codo.	X		
Fácil montura: relacionada con la facilidad que tenga el paciente para colocarse la órtesis.	X		
Estética: asociada a la proyección visual de la órtesis de rehabilitación de codo, su apariencia física.	X		
Funcionalidad: relacionada directamente con la posibilidad de permitir la ejecución de movimientos similares a los de la articulación sana.	X		
Peso: relativo a lo pesado o liviano que sea el dispositivo.	X		
Costo: referido a la cantidad de dinero que es necesario invertir para la adquisición de la órtesis de rehabilitación de codo.	X		



Kleber Martínez
 Especialista a Cargo

HOSPITAL SAN VICENTE DE PAUL
 Lic. Kleber Martínez
 C.I. 100327044-0

Datos Paciente

Fecha: 21/05/2018

Historia Clínica: 1004963912

Edad: 15

Sexo: Masculino

Causa de la lesión: —————

Importancia de las siguientes características en la prótesis:

	Muy Importante	Importante	Indiferente
Comodidad: referida al bienestar físico que proporciona el uso de la órtesis de rehabilitación de codo.	X		
Fácil montura: relacionada con la facilidad que tenga el paciente para colocarse la órtesis.			X
Estética: asociada a la proyección visual de la órtesis de rehabilitación de codo, su apariencia física.			X
Funcionalidad: relacionada directamente con la posibilidad de permitir la ejecución de movimientos similares a los de la articulación sana.			X
Peso: relativo a lo pesado o liviano que sea el dispositivo.	X		
Costo: referido a la cantidad de dinero que es necesario invertir para la adquisición de la órtesis de rehabilitación de codo.		X	



Kleber Martínez

Especialista a Cargo

HOSPITAL SAN VICENTE DE PAUL
 Lic. Kleber Martínez
 C.A. 100221941-0

Datos Paciente

Fecha: 21/05/2018

Historia Clínica: 1002988937

Edad: 29

Sexo: Masculino

Causa de la lesión: — 0 —

Importancia de las siguientes características en la prótesis:

	Muy importante	Importante	Indiferente
Comodidad: referida al bienestar físico que proporciona el uso de la órtesis de rehabilitación de codo.	X		
Fácil montura: relacionada con la facilidad que tenga el paciente para colocarse la órtesis.	X		
Estética: asociada a la proyección visual de la órtesis de rehabilitación de codo, su apariencia física.	X		
Funcionalidad: relacionada directamente con la posibilidad de permitir la ejecución de movimientos similares a los de la articulación sana.	X		
Peso: relativo a lo pesado o liviano que sea el dispositivo.	X		
Costo: referido a la cantidad de dinero que es necesario invertir para la adquisición de la órtesis de rehabilitación de codo.	X		



HOSPITAL SAN VICENTE DE PAUL
Lic. Kleber Martínez
C.A. 100321041-5

Kleber Martínez

Especialista a Cargo

Datos Paciente

Fecha: 25/05/2019

Historia Clínica:	0400538699
Edad:	32
Sexo:	Masculino
Causa de la lesión:	Caída de altura

Importancia de las siguientes características en la prótesis:

	Muy Importante	Importante	Indiferente
Comodidad: referida al bienestar físico que proporciona el uso de la órtesis de rehabilitación de codo.		X	
Fácil montura: relacionada con la facilidad que tenga el paciente para colocarse la órtesis.			X
Estética: asociada a la proyección visual de la órtesis de rehabilitación de codo, su apariencia física.		X	
Funcionalidad: relacionada directamente con la posibilidad de permitir la ejecución de movimientos similares a los de la articulación sana.		X	
Peso: relativo a lo pesado o liviano que sea el dispositivo.		X	
Costo: referido a la cantidad de dinero que es necesario invertir para la adquisición de la órtesis de rehabilitación de codo.	X		



Kleber Martínez

Espedalecita a Cargo

HOSPITAL SAN VICENTE DE PAUL
Lic. Kleber Martínez
C.I. 100321841-5

Datos Paciente

Fecha: 06/06/2018

Historia Clínica: 0000 39 9091

Edad: 38

Sexo: Masculino

Causa de la lesión: — 0 —

Importancia de las siguientes características en la prótesis:

	Muy Importante	Importante	Indiferente
Comodidad: referida al bienestar físico que proporciona el uso de la órtesis de rehabilitación de codo.	X		
Fácil montura: relacionada con la facilidad que tenga el paciente para colocarse la órtesis.		X	
Estética: asociada a la proyección visual de la órtesis de rehabilitación de codo, su apariencia física.			X
Funcionalidad: relacionada directamente con la posibilidad de permitir la ejecución de movimientos similares a los de la articulación sana.	X		
Peso: relativo a lo pesado o liviano que sea el dispositivo.		X	
Costo: referido a la cantidad de dinero que es necesario invertir para la adquisición de la órtesis de rehabilitación de codo.	X		

Kleber Martínez

Especialista a Cargo



HOSPITAL SAN VICENTE DE PAUL
Lic. Kleber Martínez
C.I. 108321941-0

Fecha: 06/06/2018

Datos Paciente

Historia Clínica: 0000 39 71 78
Edad: 16
Sexo: Masculino
Causa de la lesión: 0

Importancia de las siguientes características en la prótesis:

	Muy Importante	Importante	Indiferente
Comodidad: referida al bienestar físico que proporciona el uso de la órtesis de rehabilitación de codo.			X
Fácil montura: relacionada con la facilidad que tenga el paciente para colocarse la órtesis.		X	
Estética: asociada a la proyección visual de la órtesis de rehabilitación de codo, su apariencia física.	X		
Funcionalidad: relacionada directamente con la posibilidad de permitir la ejecución de movimientos similares a los de la articulación sana.	X		
Peso: relativo a lo pesado o liviano que sea el dispositivo.		X	
Costo: referido a la cantidad de dinero que es necesario invertir para la adquisición de la órtesis de rehabilitación de codo.	X		



Kleber Martínez

Especialista a Cargo

HOSPITAL SAN VICENTE DE PAUL
Dr. Kleber Martínez
C.E. 109321941-0

Datos Paciente

Fecha: 11/06/2019

Historia Clínica: 0000312400

Edad: 17

Sexo: Masculino

Causa de la lesión: Peleo de material.

Importancia de las siguientes características en la prótesis:

	Muy importante	Importante	Indiferente
Comodidad: referida al bienestar físico que proporciona el uso de la órtesis de rehabilitación de codo.	X		
Fácil montura: relacionada con la facilidad que tenga el paciente para colocarse la órtesis.	X		
Estética: asociada a la proyección visual de la órtesis de rehabilitación de codo, su apariencia física.	X		
Funcionalidad: relacionada directamente con la posibilidad de permitir la ejecución de movimientos similares a los de la articulación sana.	X		
Peso: relativo a lo pesado o liviano que sea el dispositivo.	X		
Costo: referido a la cantidad de dinero que es necesario invertir para la adquisición de la órtesis de rehabilitación de codo.	X		



Kleber Martínez

Especialista a Cargo

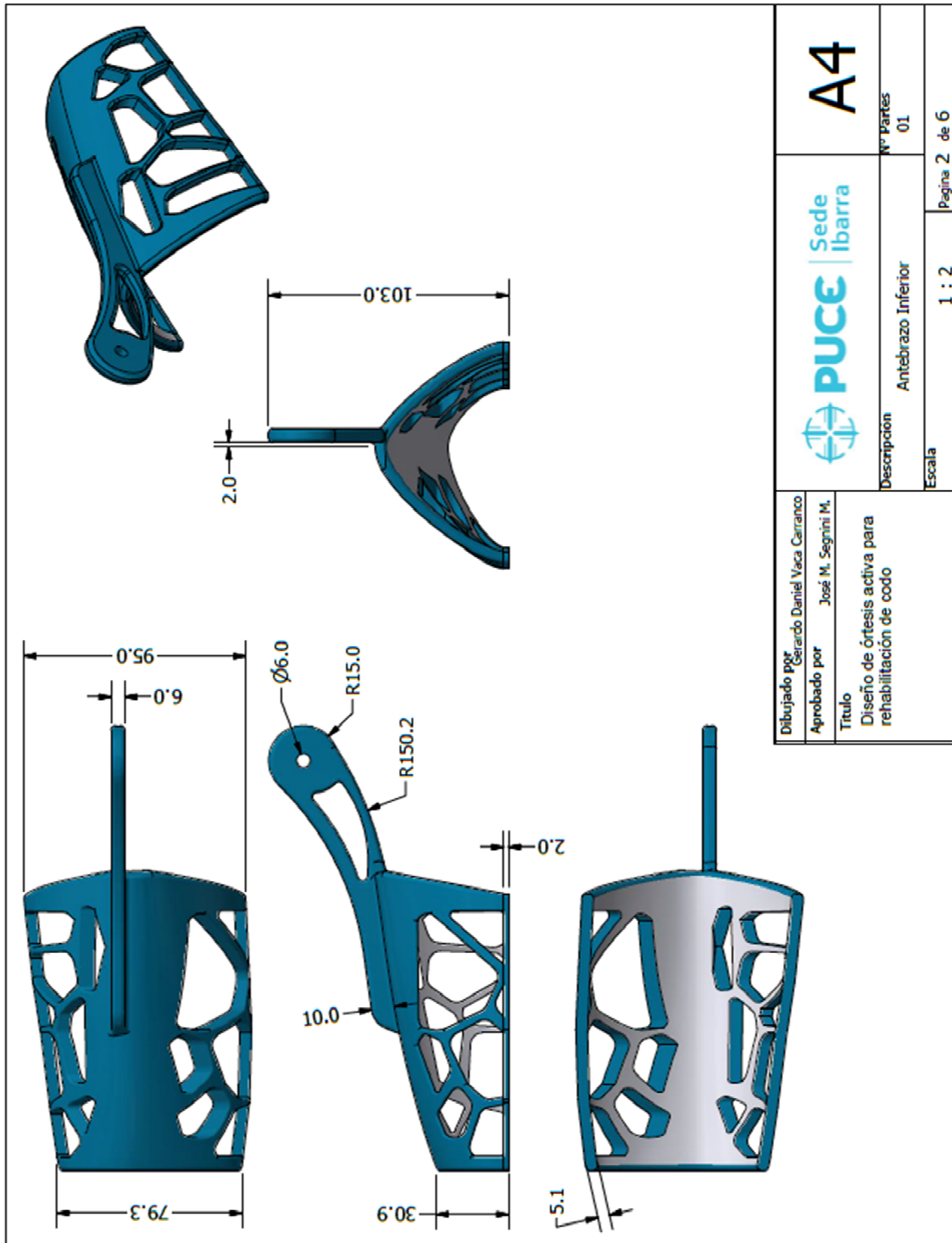
HOSPITAL SAN VICENTE DE PAUL
 Dr. Kleber Martínez
 C.E. 100321041-5

Anexo B. Planos constructivos del rehabilitador de codo

Lista de Partes		
Item	Cant.	Nombre
1	1	AnteBrazo Inferior
2	1	AnteBrazo Superior
3	1	Brazo Inferior
4	1	Brazo Superior
5	1	Eje Articular (Art. Comercial)
6	1	Elastica (Art. Comercial)

Dibujado por Gerardo Daniel Vaca Carranco		A4 N° Partes
Aprobado por José M. Seghini M.		
Título Diseño de órtesis activa para rehabilitación de codo		
Descripción Ensamble y lista de ensamble		Escala 1:2 Página 1 de 6
Escala		

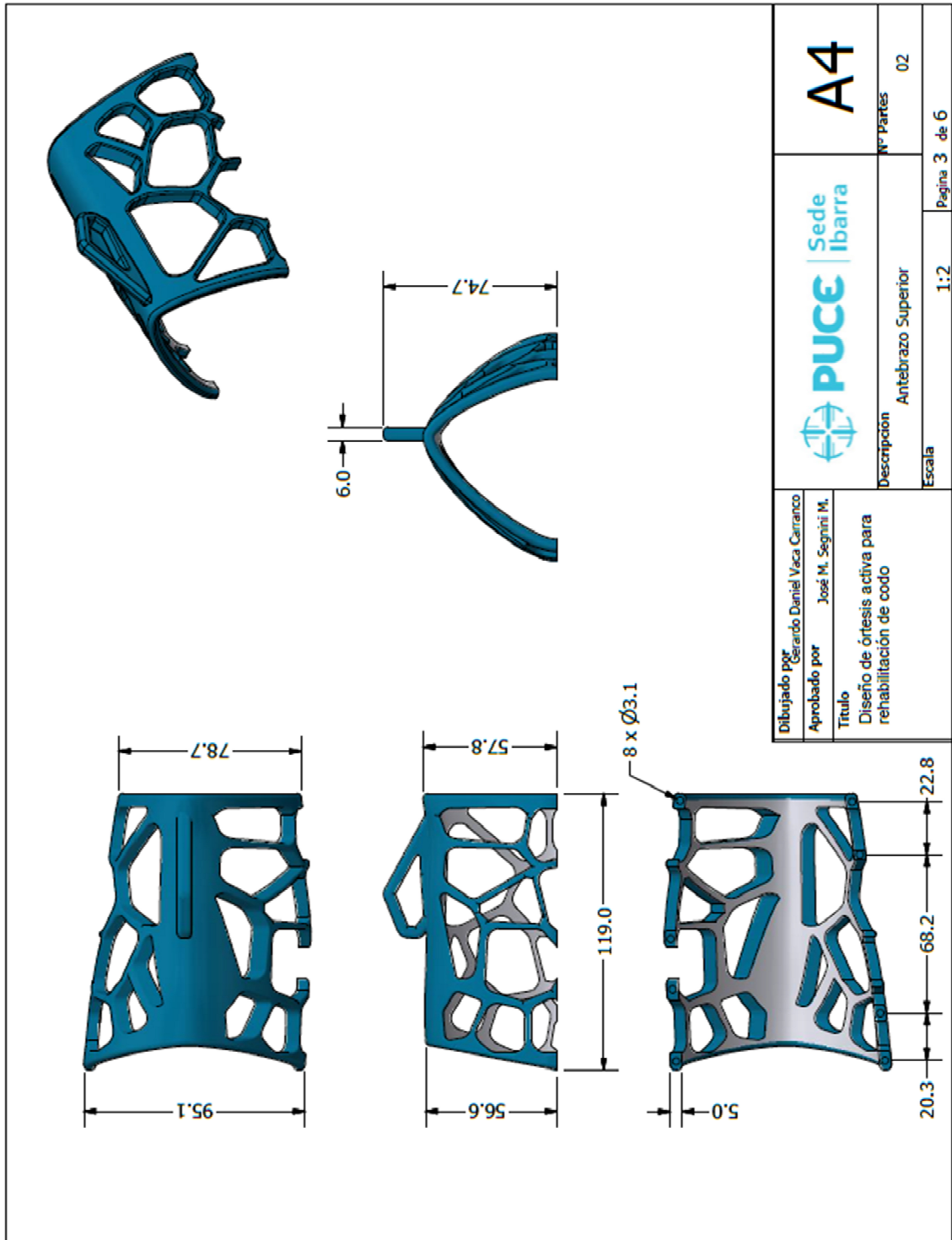
Dimensiones en mm



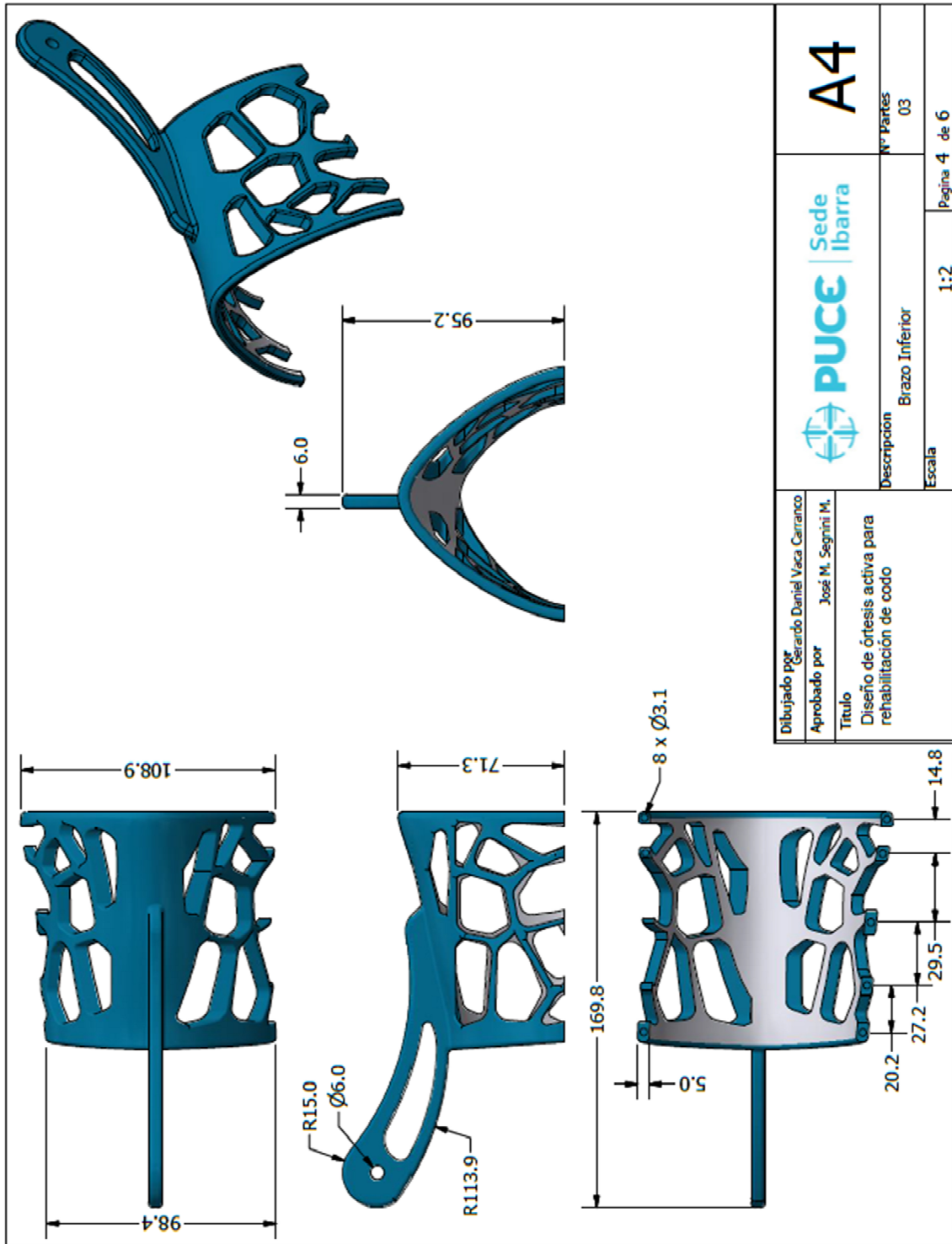
Dibujado por: Gerardo Daniel Vaca Carranco
 Aprobado por: José M. Segnini M.
 Título: Diseño de órtesis activa para rehabilitación de codo

		A4	
Descripción: Antebrazo Inferior	N° Partes: 01	Escala: 1 : 2	
		Pagina 2 de 6	

Dimensiones en mm



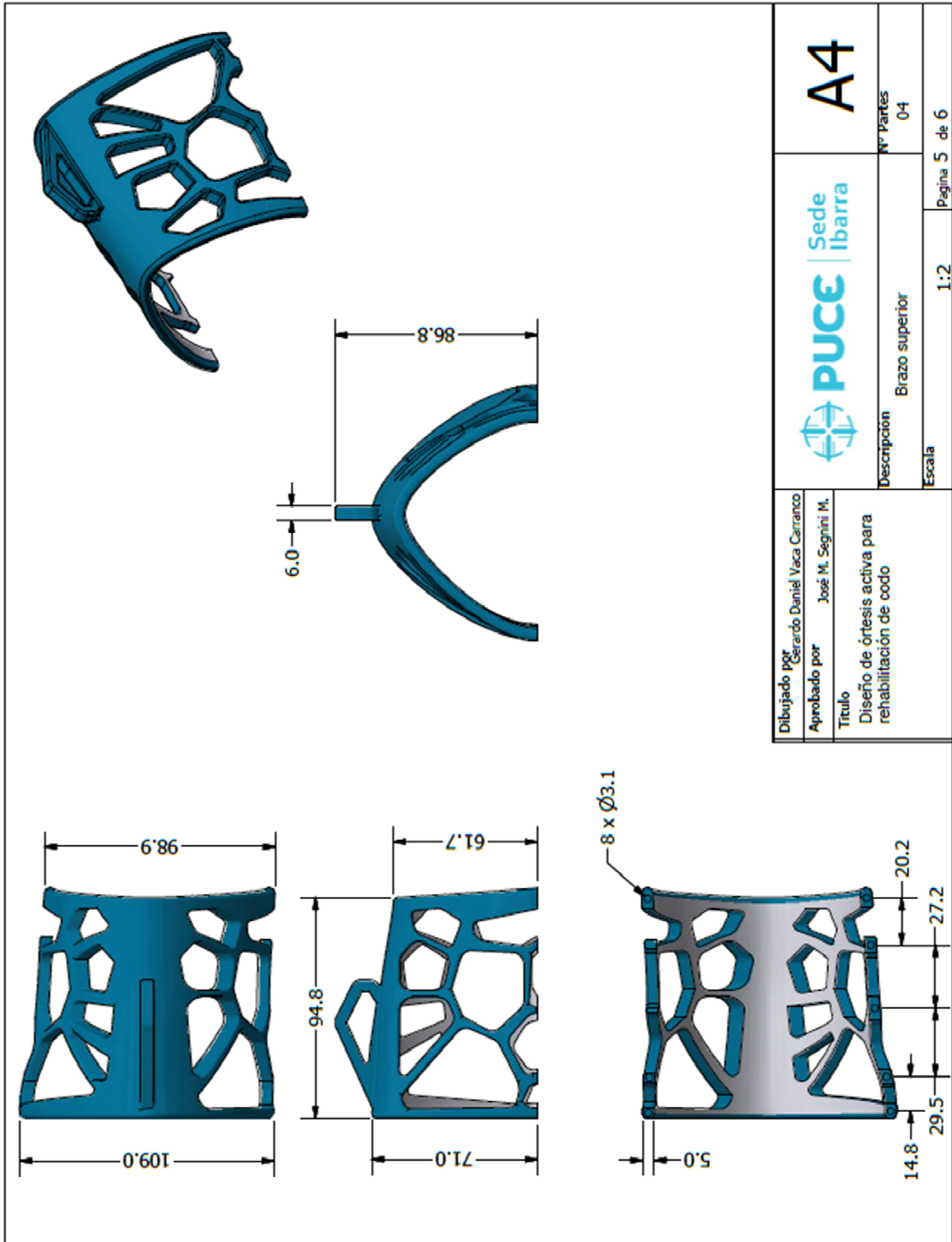
Dimensiones en mm



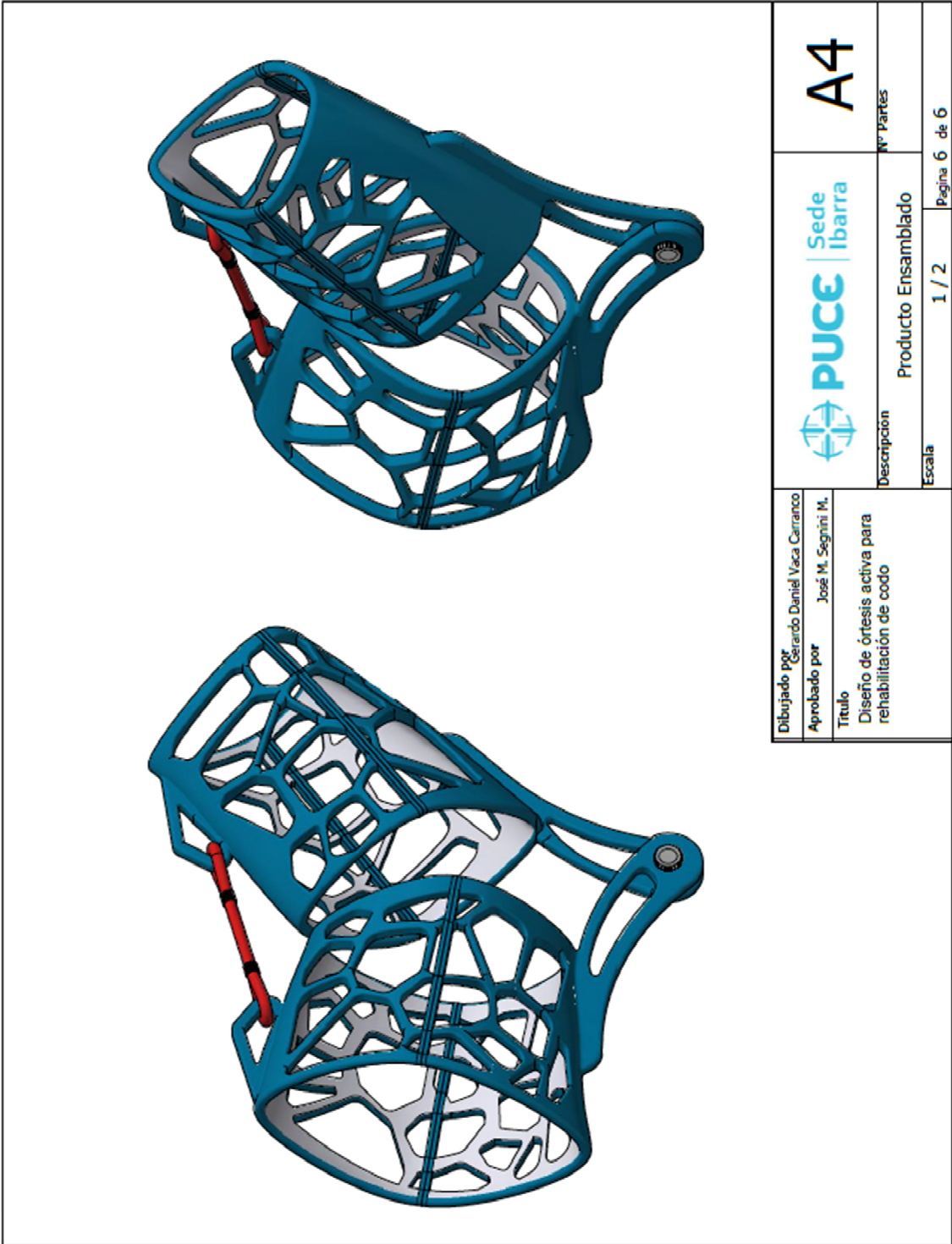
Dibujado por	Gerardo Daniel Vaca Carranco
Aprobado por	José M. Segnini M.
Título	Diseño de órtesis activa para rehabilitación de codo

		A4	
Descripción Brazo Inferior		N° Partes 03	
Escala 1:2		Pagina 4 de 6	

Dimensiones en mm



Dimensiones en mm



Dibujado por Gerardo Daniel Vacca Carranco	 PUCE Sede Ibarra	A4
Aprobado por José M. Segnini M.		
Título Diseño de órtesis activa para rehabilitación de codo		
Descripción Producto Ensamblado		Nº Partes
Escala 1 / 2		Página 6 de 6

Dimensiones en mm

Anexo C. Manual de Usuario

Reco es un prototipo de una órtesis para rehabilitación activa de codo que ayude a una fácil movilidad y pronta recuperación de las lesiones ocasionadas por fracturas hasta llegar a la movilidad activa.

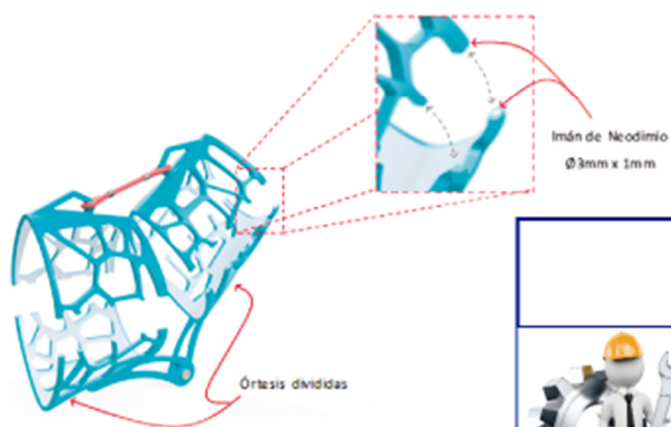
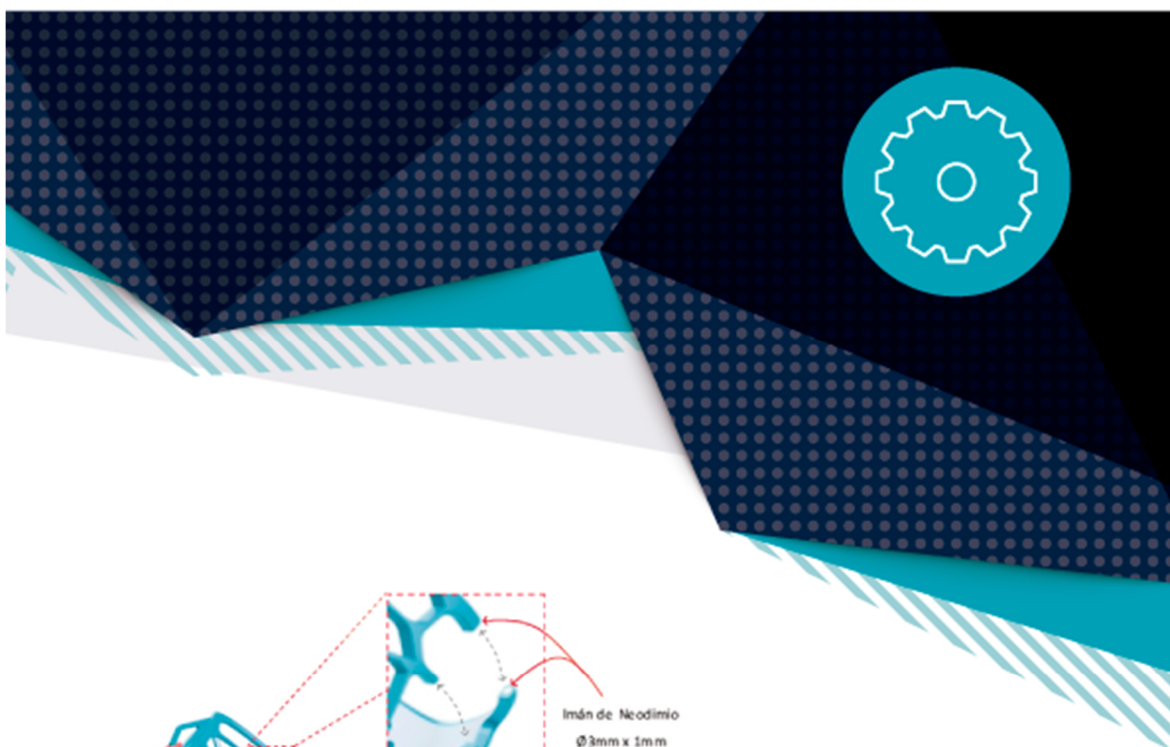


- COMODIDAD
- FACIL MONTURA
- ESTÉTICA
- FUNCIONALIDAD
- COSTO



Consta de 3 Partes:

- 01** **ÓRTESIS SUPERIOR E INFERIOR:**
Cuentan con un brazo articular en la parte inferior y una oreja de sujeción de la elástica en la parte superior.
- 02** **ELASTICAS:**
Bandas elásticas comerciales de alta resistencia utilizadas para rehabilitación y acondicionamiento físico.
- 03** **TORNILLO REGULADOR:**
Tornillo comercial M6 x 12 mm de largo. Este tornillo es utilizado para regular el apriete de la articulación.



	
Mantenimiento	
	<p>Lávalos a mano con agua fría y detergente suave. Enjuáguelos bien. Séquelos al AIRE, no utilice un secador eléctrico. Se recomienda limpiar el estabilizador con regularidad.</p>



Anexo D. Validación del Producto

Ibarra, 30 de Octubre del 2018

Yo, Gladys Molina con número de cédula 170683927-9 Terapista Ocupacional Hospital San Vicente de Paúl.

A QUIEN LE INTERESE

Que la "ORTESIS PARA LA REHABILITACION DE CODO" realizado por el Señor Gerardo Daniel Vaca Carranco con número de cédula 100313775-7 cumple con los requisitos establecidos siendo este dispositivo de gran ayuda para pacientes con trauma y fortalecimiento de codo.

Es todo en cuanto puedo decir en honor a la verdad, facultado a la interesado hacer uso del mismo como estime conveniente:

Atentamente:

Gladys Molina

T.M. Gladys Molina, P.
T. TERAPEUTA OCUPACIONAL
C.I. 1706839279

Terapista Ocupacional

Anexo E. Verificación y Testeo del rehabilitador de codo.

