

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ

FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA



**DISEÑO CONCEPTUAL DE UN DISPOSITIVO PORTÁTIL
PARA LA REHABILITACIÓN FÍSICA DEL HOMBRO DE
ADULTOS DE MEDIANA EDAD**

**Trabajo de investigación para obtener el grado académico de BACHILLER EN
CIENCIAS CON MENCIÓN EN INGENIERÍA MECATRÓNICA**

AUTOR:

JOHN VICTOR LEÓN MEZA

ASESOR:

DANTE ANGEL ELÍAS GIORDANO

Lima, Agosto, 2020

RESUMEN

El documento presentado a continuación muestra el diseño conceptual de un dispositivo de rehabilitación de hombro, teniendo en cuenta sus tres grados de libertad. Para lograr esto, se utilizó como base de la metodología a la norma VDI 2221, la cual establece una serie de pasos que se siguieron para lograr obtener un concepto de solución óptimo, con el cual se planteó un proyecto preliminar.

En primer lugar, se investigó sobre la problemática y la necesidad existente para el desarrollo de un dispositivo de este tipo, teniendo en cuenta datos actuales como el déficit de terapia física del Perú y cantidad de accidentes que lesionan al hombro cada año. Además, fue necesario el análisis de dispositivos con características similares, que estén en desarrollo o disponibles en el mercado, para tener una idea general de cómo resolver el problema.

Luego, se sintetizaron las ideas recopiladas en la parte anterior para así poder determinar ciertos requerimientos que el sistema propuesto debe cumplir, como peso de este y capacidad de movimiento. Con estos requisitos, se pudo pasar a la etapa de diseño conceptual, donde se presentaron posibles soluciones teóricas, las cuales fueron evaluadas para determinar cuál de esta sería trabajada en este documento.

Posteriormente, con el concepto de solución determinado, se pasó a la propuesta de proyectos preliminares, los cuales también fueron evaluados de acuerdo con criterios técnicos y económicos para obtener así un proyecto óptimo.

Finalmente, se concluyó que con la ayuda de la norma VDI 2221, la cual otorgó la metodología utilizada para el desarrollo de este proyecto, se puede obtener satisfactoriamente un concepto de solución y un proyecto preliminar óptimo. Con esto se estarían dando las bases para posibles trabajos futuros relacionados al tema de la rehabilitación del hombro.

ÍNDICE DE CONTENIDO

Introducción	pg.1
Capítulo 1. Estado del Arte	pg.3
1.1. Problemática	pg.3
1.2. Marco Teórico	pg.6
1.3. Estado de la Tecnología	pg.8
1.3.1. Productos comerciales	pg.8
1.3.2. Proyectos en desarrollo	pg.10
1.3.3. Patentes	pg.15
1.3.4. Tesis enfocadas en rehabilitación	pg.18
1.3.5. Materiales para la estructura	pg.21
1.3.6. Componentes comerciales	pg.25
1.3.7. Fuentes de alimentación	pg.31
1.4. Normas y modelos útiles para este diseño	pg.34
1.4.1. Normas existentes	pg.34
1.4.2. Modelos físicos y matemáticos	pg.35
Capítulo 2. Diseño Conceptual	pg.40
2.1. Requerimientos del dispositivo	pg.40
2.2. Caja Negra	pg.43
2.3. Estructura de Funciones	pg.44
2.3.1. Primera Estructura de Funciones	pg.45
2.3.2. Segunda Estructura de Funciones	pg.48
2.3.3. Tercera Estructura de Funciones	pg.50
2.3.4. Evaluación de las Estructuras de Funciones	pg.52
2.4. Matriz Morfológica	pg.52
2.5. Conceptos de Solución	pg.57
2.5.1. Primer Concepto de Solución	pg.57
2.5.2. Segundo Concepto de Solución	pg.60
2.5.3. Tercer Concepto de Solución	pg.62
2.6. Evaluación Técnica-Económica de los Conceptos	pg.63
2.6.1. Evaluación Técnica	pg.63
2.6.2. Evaluación Económica	pg.64
Capítulo 3. Proyecto Preliminar	pg.63
3.1. Diagrama de Operaciones	pg.67
3.2. Primer Proyecto Preliminar	pg.69
3.3. Segundo Proyecto Preliminar	pg.72
3.4. Tercer Proyecto Preliminar	pg.74
3.5. Evaluación de los Proyectos Preliminares	pg.77
3.5.1. Evaluación Técnica	pg.77
3.5.2. Evaluación Económica	pg.78
Conclusiones	pg.80
Bibliografía	pg.81

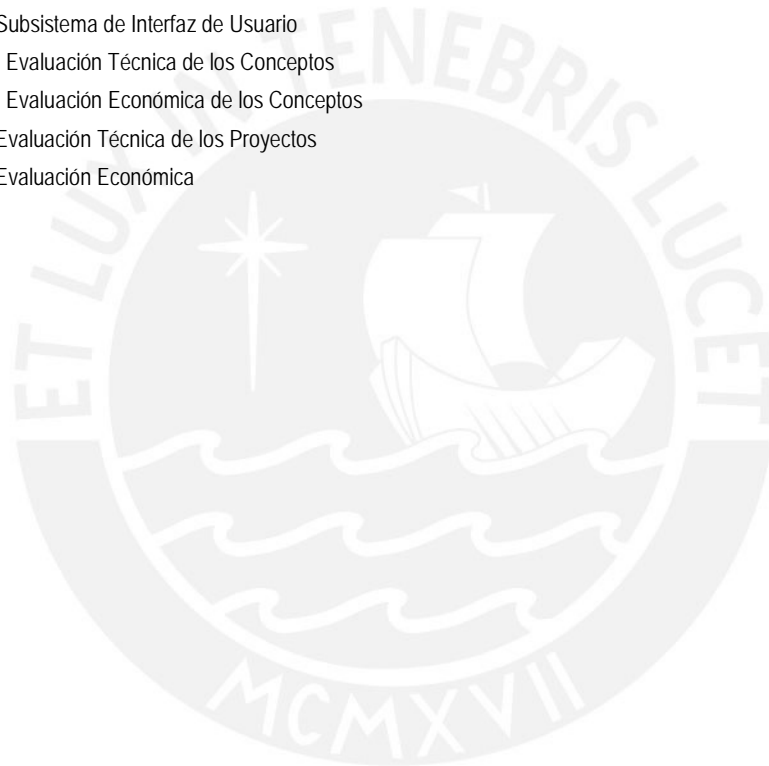
ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1. Pirámide de la población 2019	pg.4
Figura 1.2. Porcentajes de población asegurada con accidente atendida por un médico, según grupo de Edad	pg.4
Figura 1.3. Anatomía del hombro	pg.6
Figura 1.4. Planos anatómicos	pg.7
Figura 1.5. Movimientos del Hombro	pg.7
Figura 1.6. Órtesis de rehabilitación MyoPro	pg.9
Figura 1.7. JACE S600 instalado en una silla	pg.10
Figura 1.8. Alineamiento del actuador en los planos horizontal y vertical para los movimientos de elevación oblicua, flexión/extensión y horizontal abducción/aducción	pg.11
Figura 1.9. Prototipo del exoesqueleto CAREX 7	pg.12
Figura 1.10. Diagrama de bloques del sistema de control de Carex 7	pg.12
Figura 1.11. Modelo tridimensional de IntelliArm	pg.13
Figura 1.12. Esquema del mecanismo que permite el movimiento del ICR	pg.14
Figura 1.13. Modelo CAD del mecanismo que permite el movimiento del ICR del hombro en el plano anteroposterior	pg.15
Figura 1.14. Ensamble del Mecanismo A y B y sus ejes	pg.15
Figura 1.15. Esquema de la patente de Carignan	pg.16
Figura 1.16. Prototipo del dispositivo de Carignan	pg.17
Figura 1.17. Controlador de la articulación escapular	pg.17
Figura 1.18. Esquema de la patente US 2011/0251533 A1	pg.18
Figura 1.19. Emotiv EPOC	pg.19
Figura 1.20. Mecanismo propuesto por Virhuez	pg.19
Figura 1.21. Electrodo para señales EMG	pg.20
Figura 1.22. Esquema de control de impedancias para robot de rehabilitación	pg.21
Figura 1.23. Tarjeta con el circuito de Henao	pg.21
Figura 1.24. Ejemplos de un componente de geometría complicada hecho de ABS	pg.22
Figura 1.25. Figura construida con PLA	pg.23
Figura 1.26. Persona utilizando exoesqueleto Cray X	pg.24
Figura 1.27. Comparación entre estructura de un calamar y el músculo artificial	pg.26
Figura 1.28. Esquema de funcionamiento en músculos artificiales neumáticos	pg.26
Figura 1.29. Ejemplo de activación de láminas pretensas	pg.27
Figura 1.30. IMU de 6 grados de libertad	pg.28
Figura 1.31. Sensor de posición angular magnético ASM PRAS1-2	pg.29
Figura 1.32. Sensor de torque de reacción TDD400 de Logibus.	pg.29
Figura 1.33. Arduino	pg.30
Figura 1.34. Raspberry Pi	pg.31
Figura 1.35. Baterías NiHM de marca Maxell	pg.32
Figura 1.36. Batería de iones de Litio	pg.33
Figura 1.37. Batería de polímero de litio de un teléfono celular	pg.33
Figura 1.38. Convertidor electroneumático PC13 de Valcom	pg.34
Figura 1.39. Relación entre coordenadas de dos sistemas de referencias de articulaciones de 1 GDL	pg.36
Figura 1.40. Modelo cinemático de velocidades de un robot con tres articulaciones	pg.36
Figura 1.41. Diagrama de bloques del sistema de control	pg.38
Figura 1.42. Diagrama del controlador de impedancias	pg.38
Figura 1.43. Ejemplo de un control PID	pg.39

Figura 2.1. BlackBox del sistema propuesto	pg.43
Figura 2.2. Estructura de Funciones 1	pg.47
Figura 2.3. Estructura de Funciones 2	pg.49
Figura 2.4. Estructura de Funciones 3	pg.51
Figura 2.5. Vista general del Concepto de Solución 1	pg.58
Figura 2.6. Vista frontal del Concepto	pg.58
Figura 2.7. Vista de la placa trasera	pg.59
Figura 2.8. Concepto de Solución 2	pg.60
Figura 2.9. Vista trasera del Concepto de Solución 2	pg.61
Figura 2.10. Concepto de Solución 3	pg.62
Figura 2.11. Caja de componentes eléctricos y de control	pg.63
Figura 2.12. Gráfico de la Evaluación Técnica-Económica de los Conceptos	pg.66
Figura 3.1. Diagrama de Operaciones del Terapista	pg.68
Figura 3.2. Diagrama de Operaciones del Usuario	pg.69
Figura 3.3. Vista general del Proyecto Preliminar 1	pg.70
Figura 3.4. Articulación de Eslabones con Servomotor	pg.70
Figura 3.5. Ubicación del sensor inercial	pg.71
Figura 3.6 Vista de la caja de componentes electrónicos	pg.72
Figura 3.7. Vista general del Proyecto Preliminar 2	pg.73
Figura 3.8. Vista de la caja de componentes	pg.74
Figura 3.9. Vista general del Proyecto Preliminar 3	pg.75
Figura 3.10. Posición de los Acelerómetros	pg.75
Figura 3.11. Vista del sistema de compensación de peso	pg.76
Figura 3.12. Evaluación Técnica-Económica de los Proyectos	pg.79

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1.1 Valores máximos de ángulo y torque para cada movimiento del hombro	pg.7
Tabla 1.2. Comparación de propiedades mecánicas entre materiales	pg.23
Tabla 2.1. Requerimientos del Dispositivo	pg.43
Tabla 2.2. Relación de color y Subsistema	pg.45
Tabla 2.3. Comparación de Estructuras de Funciones	pg.52
Tabla 2.4. Subsistema de Materia	pg.53
Tabla 2.5. Subsistema de Energía	pg.54
Tabla 2.6. Subsistema de Actuación	pg.55
Tabla 2.7. Subsistema de Sensores	pg.55
Tabla 2.8. Subsistema de Control	pg.56
Tabla 2.9. Subsistema de Interfaz de Usuario	pg.53
Tabla 2.10. Evaluación Técnica de los Conceptos	pg.64
Tabla 2.11. Evaluación Económica de los Conceptos	pg.65
Tabla 3.1. Evaluación Técnica de los Proyectos	pg.78
Tabla 3.2. Evaluación Económica	pg.79



INTRODUCCIÓN

El hombro es la articulación con mayor movilidad del cuerpo humano, cuenta con 3 grados de libertad y está compuesto por un conjunto de articulaciones, huesos, músculos, tendones y ligamentos. Es por ello por lo que las personas suelen padecer del síndrome del hombro doloroso [Oliveira, 2007]. Este síndrome suele ser causado por afectaciones de partes blandas, como los tendones del manguito rotador y la porción larga del bíceps, la cápsula articular y bolsas sinoviales; y tiene como principal consecuencia la pérdida de movilidad [Oliveira, 2007].

Los principales factores de riesgos asociados con la aparición del hombro doloroso son: posturas mantenidas por un largo periodo de tiempo (2 horas a más) o en posiciones poco cómodas, esfuerzos que superan la capacidad del individuo en periodos largos sin descansos, esfuerzos repetitivos que causan fatiga a la articulación, vibraciones, frío, deportes que requieren ubicar los brazos por encima de la cabeza o que los utilicen de manera constante, diabetes, accidentes cerebro vasculares, y algunos factores hereditarios [LOAYZA, 2017].

Si este síndrome perdura, es necesario que el individuo reciba terapia de rehabilitación. Entre las principales terapias están: la crioterapia, la termoterapia, la laserterapia y la cinesiterapia. Esta última consiste en que el paciente, con ayuda del terapeuta, realice movimientos en cada uno de los grados de libertad del hombro de acuerdo con los rangos normales de los movimientos del hombro (aducción, abducción, flexión, extensión, rotación externa e interna) [Suárez, 2013].

Es debido a que esta dolencia es bastante frecuente y causa daños graves, existe un gran interés por innovar en el campo de la rehabilitación. Existen numerosas publicaciones sobre exoesqueletos que controlan los movimientos del hombro o todo el miembro superior para este propósito, como ejemplo tenemos a IntelliArm, exoesqueleto no portátil de brazo con 9 grados de libertad [Park, 2008]. Similarmente, el CAREX, es un exoesqueleto no portátil de brazo con 7 grados de libertad que se mueve por cables [Cui, 2017].

Sin embargo, pese a la creciente demanda de terapeutas físicos en el Perú, debido a la gran cantidad de personas que llegan a sufrir esta dolencia en sus trabajos y la

poca regularización presente en las industrias informales, no existen muchos proyectos nacionales que se enfoquen en la rehabilitación física del hombro.

Por lo tanto, el objetivo del presente trabajo es el planteamiento del diseño conceptual de un dispositivo portátil que ayude con la rehabilitación física del hombro. Para ello, se tienen como objetivos secundarios un estudio sobre la problemática nacional actual que consiste en el déficit de rehabilitadores físicos, la elaboración de un estudio sobre el estado de la tecnología actual, la cual servirá de base para los requerimientos del sistema, los que serán utilizados posteriormente para la elaboración de posibles conceptos de solución y posteriores proyectos preliminares. Esto se realizará siguiendo la metodología expresada en la norma VDI 2221 “Enfoque sistemático al diseño de sistemas técnicos y productos”.

Así pues, primero se presentará una explicación más detallada de la problemática encontrada a nivel nacional, para luego presentar conceptos básicos a tratar como los movimientos del hombro y un poco de anatomía. Luego, se realizará un estudio del estado de la tecnología de dispositivos cuyos objetivos sean la rehabilitación física del hombro u otras articulaciones del cuerpo, con los cuales se podrá formar una lista de requerimientos para el sistema que se quiere plantear. Una vez definidos los requerimientos, se definirán las funciones principales de los subsistemas presentes, para luego realizar una matriz morfológica donde se puedan comparar distintos conceptos y mecanismos que cumplan con las funciones planteadas. Con la matriz se pueden elaborar diferentes conceptos de solución que satisfagan la función principal de la propuesta, la cual es la rehabilitación física del hombro, con estos conceptos se podrá pasar al planteamiento de proyectos preliminares que permitan un análisis más real de estos.

CAPÍTULO 1

ESTADO DEL ARTE

El primer paso para el diseño conceptual de cualquier proyecto es el análisis de la problemática y las condiciones actuales de otros sistemas que tengan objetivos similares al planteado o que contengan mecanismos favorables con el desarrollo de este diseño conceptual.

La importancia de tener un buen entendimiento sobre la problemática actual es que permite el planteamiento de un objetivo para el proyecto, sin lo cual no se podría tener una idea clara de lo que se quiere obtener como producto final. Por otro lado, la importancia de conocer el estado de la tecnología actual es que permite conocer los requerimientos que otros desarrolladores se plantearon y solucionaron, lo que servirá como base para el planteamiento de los propios.

1.1. Problemática

De acuerdo con la “Guía de práctica clínica 2017 – Servicio medicina física y rehabilitación” del Hospital Nacional Arzobispo Loayza, el 40% de las personas sufren del síndrome del hombro doloroso en algún momento de su vida. Un tercio de las personas que lo padecen lo atribuyen a causas laborales, otro tercio a actividades deportivas donde el hombro tiene una gran influencia como el tenis o la natación, y el resto no identifica las causas.

Además, es de las dolencias más frecuentes para personas mayores a 40 años. Esto es especialmente preocupante, ya que existe un envejecimiento poblacional peruano acelerado, actualmente la proporción de población adulta mayor es de 10.7% y de mediana edad es de 18% aproximadamente, como se puede ver en la pirámide de la población de la Figura 1.1 [INEI, 2019]. Adicional a esto, en el 2015, EsSalud mostró en que la mayoría de los asegurados atendidos en casos de accidentes tenían entre 30 a 59 años, con una diferencia de 10% frente a los que tienen entre 0 y 29 años como se muestra en la Figura 1.2 [EsSalud, 2015]. Con esto se puede concluir que la población más propensa a sufrir un accidente que los deje incapacitados son los que tienen entre 30 y 59 años, los cuales también están en aumento, por lo que serían el público objetivo de este dispositivo.

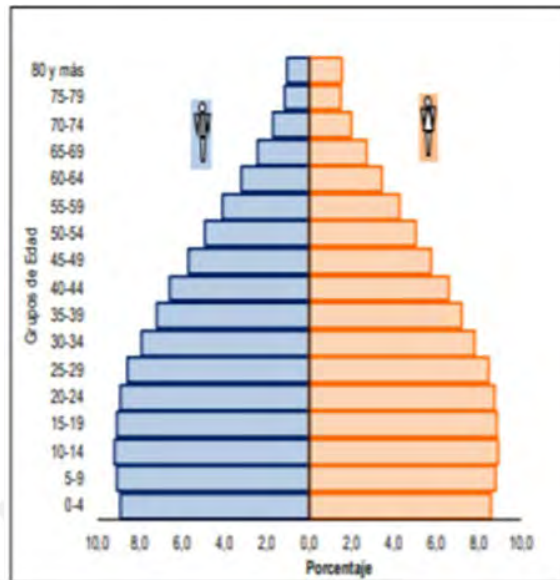


Figura 1.1. Pirámide de la población 2019 [INEI, 2019]

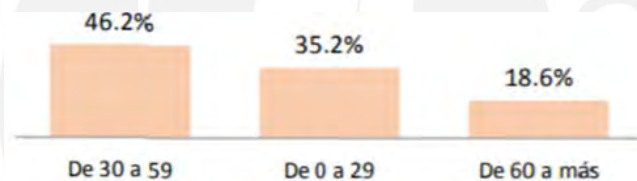


Figura 1.2. Porcentajes de población asegurada con accidente atendida por un médico, según grupo de Edad [EsSalud, 2015]

Asimismo, el Ministerio de Trabajo y Promoción de Empleo, en su anuario estadístico 2018, mostró que en ese año en el sector formal hubo 573 casos de accidentes que afectaron directamente al hombro, y otros 585 que afectaron al brazo y de manera indirecta al hombro [MTPE, 2018]. Sin embargo, la mayor parte de los afectados por accidentes se encuentran en el sector informal, ya que ellos cuentan con menos regulaciones de seguridad y en general, están expuestos a más riesgos. Para el 2016 el porcentaje de empleados informales era de 72% [INEI, 2016], por lo que se puede estimar que el número de accidentados se triplica, llegando a más de 3 mil quinientos casos de accidentes que lesionan de manera directa o indirecta al hombro.

También, según el boletín estadístico del SIS¹, el Instituto Nacional de Rehabilitación (INR) atendió a alrededor de 50 mil personas en 2018, y en el primer trimestre del

¹ SIS: Seguro Integral de Salud

2019 brindó más de 33 mil sesiones de terapia física [INR, 2019]. Adicionalmente, en 2003, existían solamente 75 establecimientos que brindaban atención especializada para la rehabilitación de personas discapacitadas, sin embargo, más de un millón de ellos necesitaban dicha atención [Arroyo, 2004]. Esto, sumado a que la directora de la Escuela de Terapias de Rehabilitación de la Universidad Nacional Federico Villarreal comentó que existe un déficit de terapeutas físicos, especialmente en provincia², muestra la necesidad de encontrar una manera de ayudar a los terapeutas actuales a agilizar sus tratamientos y a evitar que ellos sufran problemas debido a la fatiga generada por realizar la cinesiterapia a su aumentante cantidad de pacientes.

Muchas veces las personas tienen dificultades para poder asistir a sus sesiones de terapias. En un estudio que analizaba la efectividad de un programa de rehabilitación autoadministrado en casa, el 19% de los pacientes que llevaban cinesiología estándar solicitaron cambiarse al programa estudiado argumentando que tenían problemas para transportarse, horarios ajustados, necesidad de trabajar y que preferían la libertad que generaba el realizar las terapias en casa [Contreras, 2018]. Además, debido a la aparición de la enfermedad conocida como COVID-19, la cual causó una pandemia mundial³, las personas deberían evitar el trasladarse en ambientes públicos de mucho aforo, por lo que un sistema que les permita tener el tratamiento en casa es muy favorable.

Entonces, se puede notar que en el Perú existe la necesidad de facilitar la rehabilitación física del hombro a las personas que lo tengan lesionado, siendo una manera efectiva el desarrollo de un dispositivo que permita esto, ya que este tendría una mayor precisión que un terapeuta humano. Además, el paciente podría recibir su tratamiento en casa, lo que permitiría atender a más personas en paralelo.

A continuación, se presentará una breve explicación del hombro y sus movimientos naturales, con lo que se tendrá un conocimiento básico de estos y se podrán establecer los requerimientos cinemáticos del sistema

² Noticia "Existe un déficit de 30% de terapeutas físicos en el país" Diario El Peruano <https://elperuano.pe/noticia-existe-un-deficit-30-terapeutas-fisicos-el-pais-73500.aspx> fecha de última revisión: 10 de octubre de 2019

³ Fecha de redacción: Agosto de 2020

1.2. Marco Teórico

El hombro está compuesto por un conjunto de articulaciones, huesos, músculos, tendones y ligamentos. Los huesos principales que conforman el hombro son la escápula, la clavícula y el húmero; el conjunto clavícula-escápula es denominado cintura escapular [Oliveira, 2007]. La Figura 1.3, muestra la distribución de huesos y principales músculos, tendones y ligamentos del hombro.



Figura 1.3. Anatomía del hombro [El Camino, s.f.].

Las articulaciones presentes en el hombro le otorgan una gran movilidad, siendo sus movimientos: flexión-extensión, dados en el plano sagital con un rango de movimiento máximo de 180° para flexión y 45° para extensión; abducción-aducción, dados en el plano frontal con un rango de movimiento máximo de 180° para abducción y 30° para aducción; rotación externa e interna con rangos máximos de 60° en ambos casos, estos datos están resumidos en la Tabla 1.1 junto a los torques máximos ejercidos por el hombro para cada uno de los movimientos según lo propuesto en [Ruíz, 2008]. Estos planos y sus movimientos se pueden ver en las Figuras 1.4 y 1.5. Los músculos ayudan a la estabilidad y soporte para poder realizar estos movimientos [Oliveira, 2007].

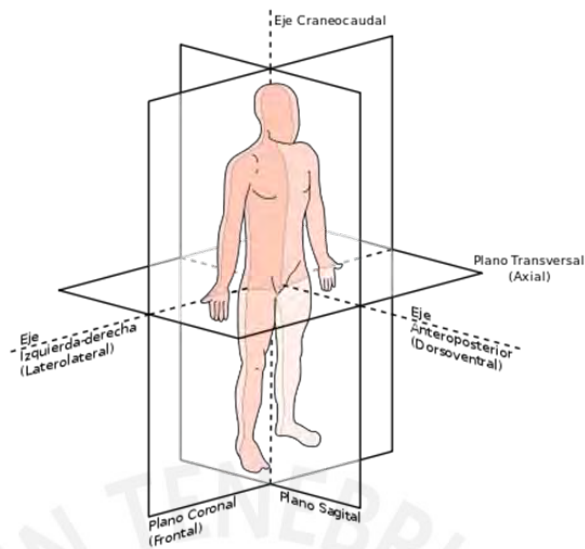


Figura 1.4. Planos anatómicos⁴

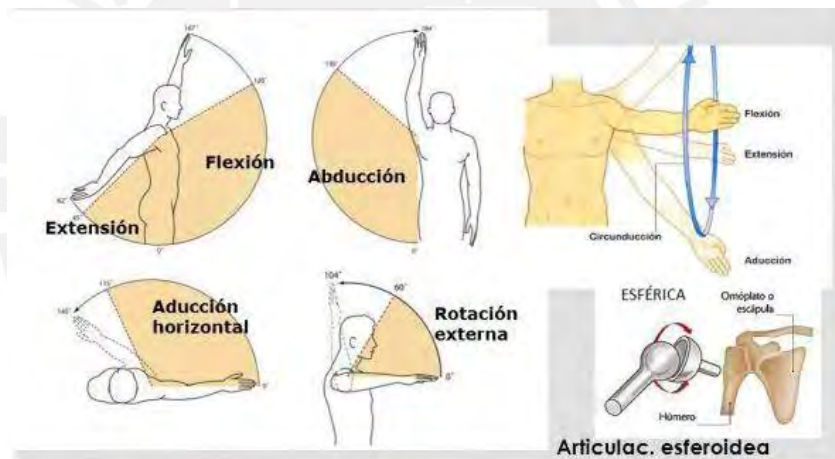


Figura 1.5. Movimientos del Hombro⁵

Tabla 1.1 Valores máximos de ángulo y torque para cada movimiento del hombro

Movimiento	Ángulo máximo de movimiento	Torque máximo para cada movimiento
Abducción	180°	125 Nm
Aducción	30°	125 Nm
Flexión	180°	110 Nm
Extensión	45°	110 Nm
Rotación Interior y Exterior	60°	-

⁴ Plano anatómico. Wikipedia. https://es.wikipedia.org/wiki/Plano_anat%C3%B3mico fecha de última revisión: 24 de octubre de 2019

⁵ Belmonte A. Músculos del hombro. <https://www.unprofesor.com/ciencias-naturales/musculos-del-hombro-3259.html> fecha de última revisión: 24 de octubre de 2019

Es debido a esta gran movilidad que el hombro es de las articulaciones que más probabilidad tiene de lesionarse, causando así el síndrome del hombro doloroso. Sus síntomas son dolor y movilidad reducida, por lo que las personas que lo padecen suelen acudir a consultas de rehabilitación [Oliveira, 2007].

Para su diagnóstico y futuro tratamiento se suele analizar la movilidad activa, donde se le pide al paciente que realice los movimientos del hombro en sus rangos naturales e indique donde sufre dolor, y pasiva [Gabucio, 2008]. Posteriormente, existen distintas técnicas de rehabilitación, como crioterapia, masajes e insistir en los movimientos que se dificultaron al paciente. Es aquí donde los exoesqueletos de rehabilitación actúan.

Entonces, los movimientos del hombro que serán tratados por el sistema propuesta son: abducción, aducción, flexión, extensión, rotación interior y rotación exterior, con los rangos de movimientos especificados en la Tabla 1.1.

1.3. Estado de la Tecnología

En el diseño de una nueva propuesta que pueda solucionar la problemática se debe tomar en cuenta dispositivos diseñados y desarrollados con anterioridad para tener una base de lo que se pudo lograr y poder implementar ciertas ideas a la propuesta.

Los dispositivos presentados a continuación son una muestra de productos comerciales, proyectos, patentes y tesis que solucionan problemáticas similares, y de las cuales se pueden extraer ciertos mecanismos o algoritmos que ayuden con el desarrollo del diseño conceptual presentado.

1.3.1. Productos comerciales

Actualmente, existen empresas que se dedican a la comercialización de dispositivos que ayuden a las personas con discapacidad física a poder sobrellevarla, por ejemplo, se tiene a nivel nacional las empresas Pixed Peru que se dedica a la

fabricación de prótesis usando impresión 3D⁶ y Ortopedia Santa Fe que ofrece prótesis, órtesis y equipos de rehabilitación como sillas de ruedas, bastones, muletas y andadores⁷. A nivel internacional se tiene empresas como ARMAC que tiene en su catálogo una variedad de artículos ortopédicos⁸ y Hanger Clinic⁹.

Asimismo, existen empresas que cuentan con aparatos de rehabilitación, entre ellas se encuentran MyoMo, cuyo producto “MyoPro” (Figura 1.6), se realizó teniendo como objetivo ayudar a la recuperación de funciones de miembro superior paralizadas o debilitadas. Su funcionamiento se basa en la lectura de señales mioeléctricas de la superficie de la piel para activar motores que muevan el miembro dañado, esto significa que es el usuario quien controla su brazo¹⁰. Este sistema propone un posible sistema de control donde la variable medida son los movimientos musculares deseados, lo cual podría ser aplicado a un dispositivo de rehabilitación de hombro como el que se desea plantear.



Figura 1.6. Órtesis de rehabilitación MyoPro

Otra empresa que desarrolló un dispositivo de rehabilitación física es JACE con el producto JACE S600 que se puede ver en la Figura 1.7, el cual se enfoca en la rehabilitación de hombro mediante un mecanismo que utiliza motores para activarse y el cual debe ser instalado a una silla. Sus rangos de acción son de 40°-110° para aducción/abducción, 30°-100° para flexión/extensión y 60°-70° para rotación interna

⁶ Pixed Peru <https://www.pqs.pe/regiones/pixed-peru-empresa-peruana-protesis-3d> Fecha de última revisión: 24 de octubre de 2019

⁷ Ortopedia Santa Fe. <http://www.santafeortopedia.com/index.html> Fecha de última revisión: 24 de octubre de 2019

⁸ ARMAC <https://www.armac.us/> Fecha de última revisión: 24 de octubre de 2019

⁹ Hanger Clinic <http://hangerclinic.com/Pages/default.aspx> Fecha última revisión: 24 de octubre de 2019

¹⁰ MyoMo <https://myomo.com/what-is-a-myopro-orthosis/> Fecha de última revisión: 24 de octubre de 2019

y externa¹¹. Este producto se asemeja bastante al proyecto que se desea plantear, por lo que se pueden tomar algunos datos, como los rangos, de referencia para los requerimientos. Además, al requerir un soporte, indica que esta clase de dispositivos puede llegar a tener un peso considerable, algo que también se debe tomar en cuenta en el proyecto.



Figura 1.7. JACE S600 instalado en una silla

Habiendo descrito y comentado productos comerciales que tienen objetivos similares a los propuestos, se presentarán algunos proyectos en desarrollo que también quieran cumplir los mismos objetivos.

1.3.2. Proyectos en desarrollo

Los proyectos presentados a continuación fueron propuestos y publicados en conferencias o revistas de ingeniería en relación con el tema de rehabilitación de miembro superior. Y de la misma manera que con los productos comerciales, estos pueden servir como base para el desarrollo del diseño conceptual de este documento.

¹¹ JACE S600 <http://www.jace-systems.de/produkte/schulter/s600.html> Fecha de última revisión: 24 de octubre de 2019

i. Diseño compacto de un dispositivo robótico para rehabilitación de hombro

Este dispositivo robótico de rehabilitación de miembro superior [Park, 2017] cuenta con un solo actuador, un mecanismo de seguimiento de hombro tridimensional para permitir el movimiento de traslación de las articulaciones del hombro, y un mecanismo de compensación de gravedad para compensar el peso del dispositivo y que el paciente no sienta alguna inconveniencia debido al peso. Debido a su capacidad de permitir el movimiento de traslación del hombro, el dispositivo es capaz de realizar los cinco típicos movimientos de éste. La Figura 1.8 muestra el alineamiento del actuador cuando se requieran movimientos en los planos horizontales y verticales.

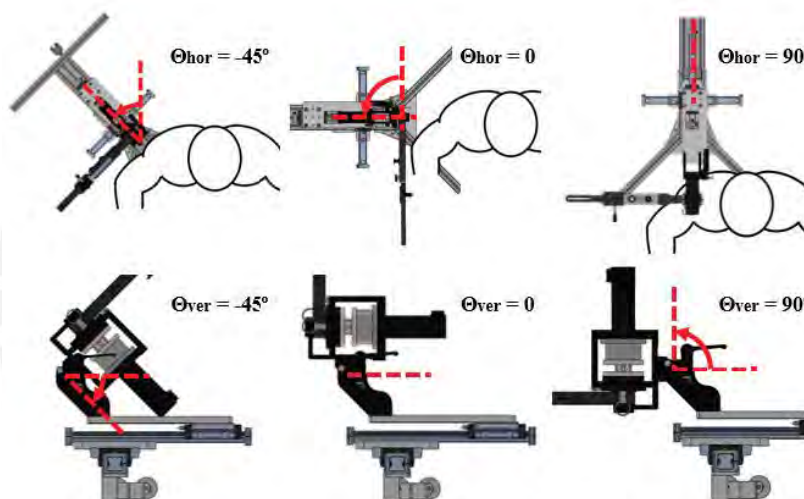


Figura 1.8. Alineamiento del actuador en los planos horizontal y vertical para los movimientos de elevación oblicua, flexión/extensión y horizontal abducción/aducción [Park, 2017].

Este proyecto muestra que no es necesario que cada movimiento del hombro cuente con un actuador propio, ya que uno solo, en diferentes posiciones, es suficiente. Además, el sistema de compensación de peso muestra que, al ser estos dispositivos diseñados únicamente para un brazo, suele existir un desbalance de pesos que podría incomodar al paciente, aspecto que se tendrá en cuenta al momento del diseño conceptual.

ii. Carex-7

Carex-7 es un exoesqueleto no portátil de brazo de 7 grados de libertad accionado por cables, diseñado para entrenamiento o asistencia en los movimientos de

traslación o rotación del brazo para personas con discapacidad [Cui, 2017]. La Figura 1.9 muestra el prototipo del dispositivo.

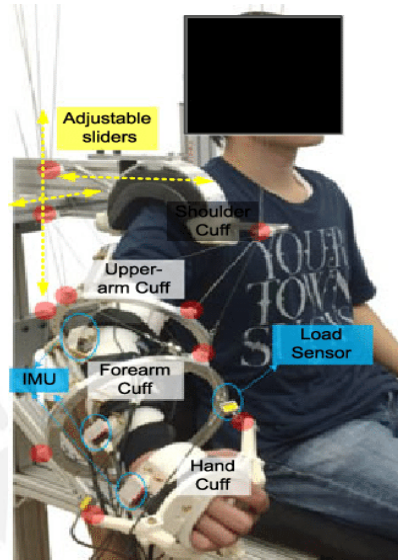


Figura 1.9. Prototipo del exoesqueleto CAREX 7 [Cui, 2017].

En su análisis y posterior control se toman en cuenta mediciones de sensores inerciales (IMU). El diagrama de control se presenta en la Figura 1.10.

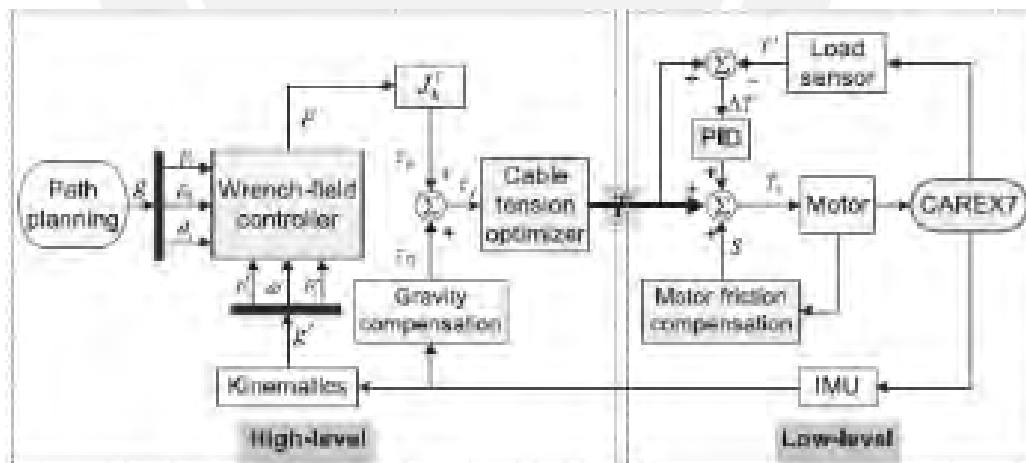


Figura 1.10. Diagrama de bloques del sistema de control de Carex 7 [Cui,2017]

Este proyecto muestra otros posibles mecanismos que pueden ser utilizados para el movimiento de las partes de un exoesqueleto, en este caso por cables. Sin embargo, para ello se necesitaría una estructura de mayor tamaño y que se encuentre soportado por un sistema inercial, como puede ser una silla. Además, muestra el

sistema de control de este, por lo que puede servir de base para proponer uno que solucione un dispositivo similar.

iii. IntelliArm

Exoesqueleto no portátil de miembro superior de 9 grados de libertad, 7 activos y 2 pasivos, para personas con discapacidades neurológicas. Cuenta con sensores de fuerza/torque de 6 y 18 grados de libertad, estos últimos son usados para un diagnóstico preciso difícilmente conseguible en las evaluaciones clínicas tradicionales [Park, 2008]. La Figura 1.11 muestra el modelo 3D del dispositivo.

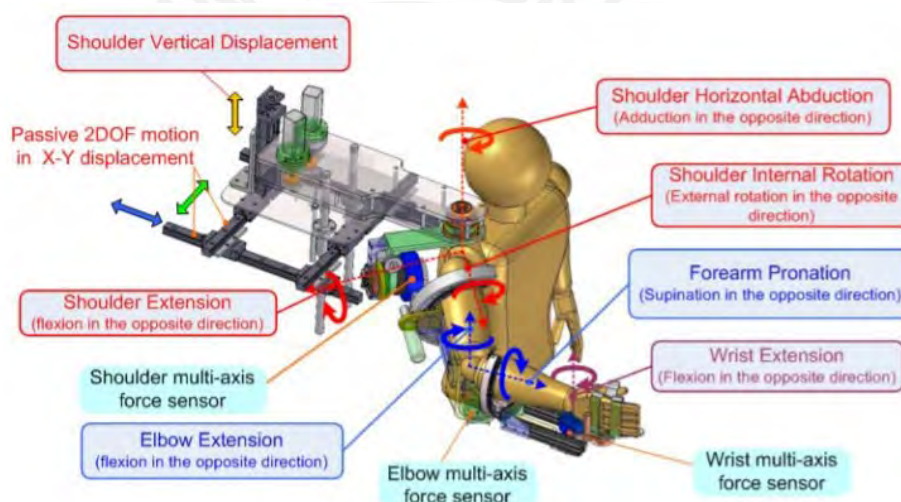


Figura 1.11. Modelo tridimensional de IntelliArm [Park, 2008]

Este proyecto cuenta con dos tipos de controlador: control inteligente de estiramiento y control regulatorio con resistencia nula. El primero se utiliza para la prueba del rango de movimiento pasivo durante el diagnóstico y el tratamiento de estiramiento pasivo, y se basa en el control de la velocidad para obtener ángulos deseados. El segundo se utiliza para probar el rango de movimientos activos y entrenamiento de movimientos voluntarios, permite que el usuario pueda tener libertad de movimiento sin sentir la resistencia del robot y se basa en medidas de fuerza y torque [Park, 2008].

Este proyecto muestra que un dispositivo similar al que se desea plantear necesitará sensores que permitan la recolección de datos sobre los rangos de movimientos que el paciente y dispositivo son capaces de otorgar.

iv. Control del centro de rotación instantáneo del hombro

En [Islam, 2019], se presenta un exoesqueleto de rehabilitación de hombro que considera los tres GDL activos que se encargarán de realizar los movimientos naturales del hombro, así como los GDL pasivos que permiten el movimiento del centro de la articulación glenohumeral. Por ello que desarrollaron un mecanismo que da seguimiento al centro de rotación instantáneo (ICR) del hombro para los movimientos de abducción/aducción y flexión/extensión en los planos frontal y anteroposterior respectivamente.

En el plano frontal se tiene el mecanismo (A) mostrado en la Figura 1.12 y para su geometría se debe tener en cuenta una proporción entre la distancia del elemento deslizante y la articulación 1, y el arco donde se puede mover el ICR.

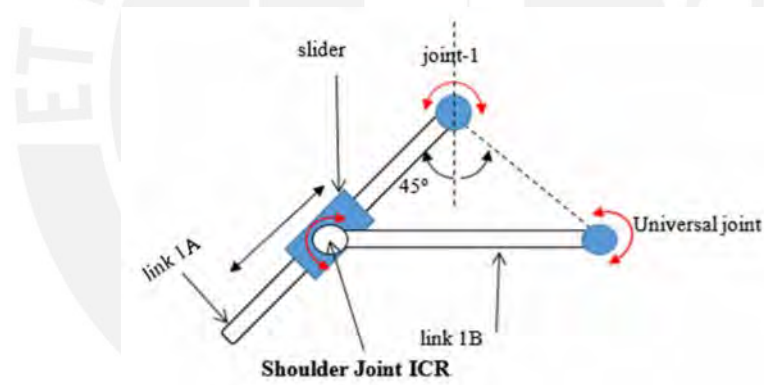


Figura 1.12. Esquema del mecanismo que permite el movimiento del ICR del hombro en el plano frontal

En el plano anteroposterior se usa un mecanismo (B) parecido y su modelo CAD se puede apreciar en la Figura 1.13. El ensamblaje de ambos mecanismos se puede apreciar en la Figura 1.14.

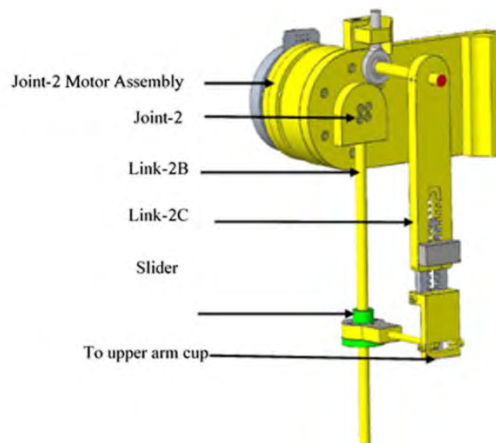


Figura 1.13. Modelo CAD del mecanismo que permite el movimiento del ICR del hombro en el plano anteroposterior

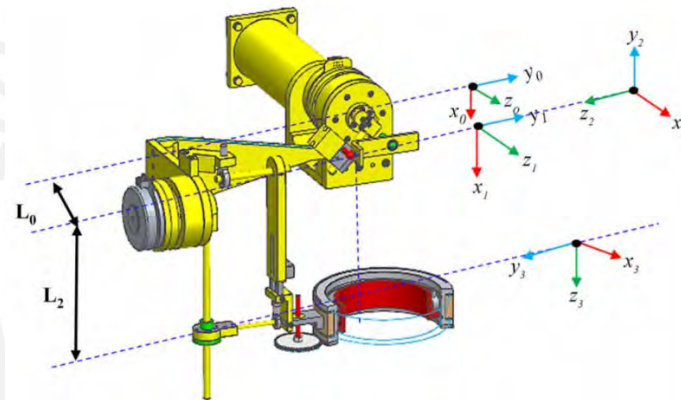


Figura 1.14. Ensamble del Mecanismo A y B y sus ejes

Este proyecto muestra que el hombro podría tener un movimiento relativo respecto al exoesqueleto, por lo que es útil tener un mecanismo que permita ajustar el ICR de este.

Una vez explicados los proyectos actuales con objetivos y requerimientos similares a los que se desea plantear, se pasará a la explicación y análisis de patentes que también tengan similares objetivos.

1.3.3. Patentes

Las patentes mostradas a continuación muestran el interés de ciertas entidades e inventores por registrar sus diseños para posteriormente poder desarrollarlos y

comerciarlos. Cabe destacar que todos estos cuentan con objetivos similares a los del proyecto que se desea plantear.

i. Exoesqueleto portátil de brazo para rehabilitación de hombro

La patente US 7,862,524 B2, que se muestra en las Figuras 1.15 y 1.16, es un exoesqueleto de miembro superior que consiste en cinco articulaciones móviles soportadas por una estructura rígida que se coloca en el torso del usuario. Utiliza una serie de motores DC y módulos de transmisión de accionamiento armónico para alimentar a las articulaciones [Carignan, 2007].

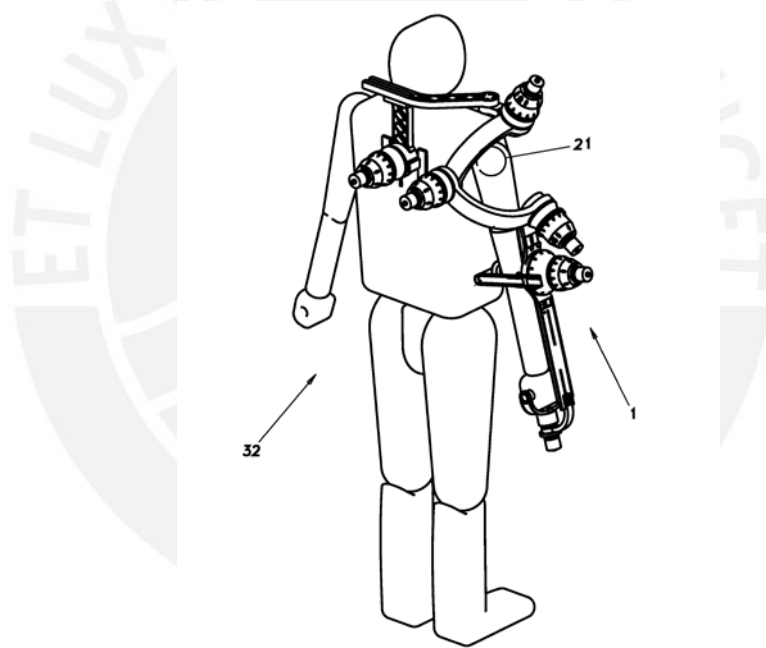


Figura 1.15. Esquema de la patente de Carignan [Carignan, 2007].



Figura 1.16. Prototipo del dispositivo de Carignan [Carignan, 2005]

Este dispositivo contaba con dos modos al momento de ser diseñado, uno de realidad virtual y otro de terapia física. Este último modo cuenta con un control de impedancias presentado en la Figura 1.17. [Carignan, 2005].

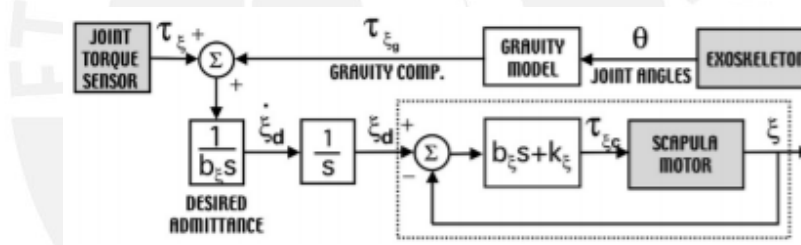


Figura 1.17. Controlador de la articulación escapular [Carignan, 2005]

Esta patente muestra una posible estructura que se asemeja con los objetivos que se plantean para el proyecto, ya que esta patente también se diseñó teniendo la portabilidad en mente. Además, muestra un sistema de control que podría ser utilizado para este.

ii. Sistema robótico usable para el entrenamiento de rehabilitación de miembros superiores.

La patente US 2011/0251533 A1, que se muestra en la Figura 1.18, es un sistema robótico usable por una persona que busca reducir el volumen de otros dispositivos aumentando el espacio de acción de este. El objetivo de este dispositivo es servir

como base para entrenamientos de rehabilitación, ya que puede sentir la intención de movimiento del miembro y activarse [Jungsoo, 2011].

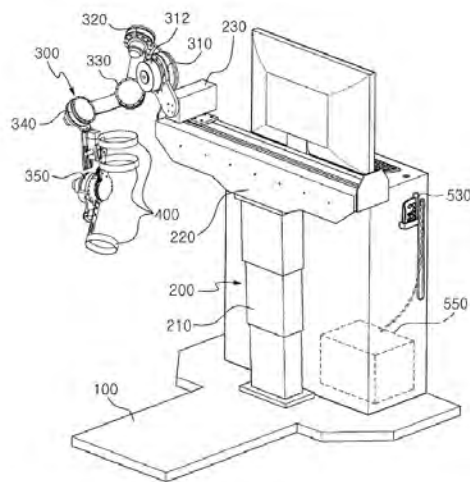


Figura 1.18. Esquema de la patente US 2011/0251533 A1 [Jungsoo, 2011]

Esta patente muestra un dispositivo no portátil que, sintiendo la intención de movimiento, sirve como soporte para ayudar a lograr los rangos deseados por la terapia.

1.3.4. Tesis de dispositivos para rehabilitación de miembros superiores

Debido al gran interés de desarrollar tecnologías nuevas en el campo de la biomecánica existen varias tesis que abordan dicho tema. Estas se caracterizan por otorgar soluciones creativas e interesantes respecto a la manera en que estos mecanismos son controlados.

Por ejemplo, se tiene la tesis de [Mio, 2014], la cual consiste en el diseño de un exoesqueleto de 3 GDL orientado a la rehabilitación del miembro superior de personas que sufrieron accidentes cardiovasculares, por lo que propuso una interfaz cerebro-computadora para controlar el movimiento del dispositivo. Para lograrlo planteó el uso del equipo mostrado en la Figura 1.19, el cual puede procesar la información entregada por la actividad bioeléctrica cerebral, la cual se traduce en un electroencefalograma, y enviarla de manera inalámbrica al computador donde con el software propio de dicho equipo puede distinguir entre 13 pensamientos distintos. Sin embargo, debido a que los patrones mentales de las personas son distintos, es

necesario que estas prueben el dispositivo antes para poder obtener los parámetros particulares de su cerebro.



Figura 1.19. Emotiv EPOC¹²

Otra tesis interesante es la de [Virhuez, 2018], quien propone un mecanismo robótico de 2 GDL que ayude con la rehabilitación del miembro superior de personas que hayan sufrido un infarto cerebral, mecanismo que se puede apreciar en la Figura 1.20. Así como en el caso anterior, también se propone el uso de una interfaz cerebro-computadora, la cual entregará una señal que se usará referencia de las posiciones deseadas del mecanismo, el cuál será accionado por motores DC que usarán encoders y acelerómetros para la retroalimentación del sistema. Además, cuenta con un subsistema de protección frente a riesgo térmico, buscando mantener las zonas en contacto con el usuario a menos de la temperatura del cuerpo humano normal de 36° mediante el uso de sensores de temperatura. Esto último es especialmente útil cuando se utilizan baterías que tengan riesgo de causar daños graves si su temperatura sube.

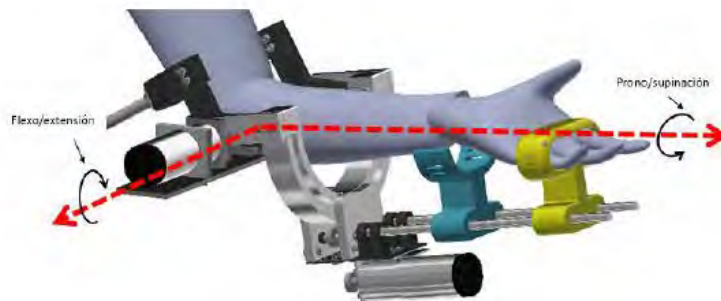


Figura 1.20. Mecanismo propuesto por [Virhuez, 2018]

¹² Emotiv EPOC <https://www.emotiv.com/product/emotiv-epoc-14-channel-mobile-eeeg/> fecha de última revisión: 23 de octubre de 2019

También, en la tesis de [Molina, 2015] se propone un exoesqueleto de 6 GDL para potenciar las capacidades de personas que han perdido parcialmente la movilidad del miembro superior derecho. A diferencia de las anteriores, esta considera los 3 GDL del hombro para su funcionamiento y no se basa en una interfaz cerebro-máquina, tomando como referencia señales electromiográficas (EMG) las cuales se obtienen mediante unos electrodos colocados en los músculos que se deseen rehabilitar, estos se pueden apreciar en la Figura 1.21. Debido a la naturaleza de la piel humana, se debe considerar la impedancia de esta, así como amplificar la señal recibida y filtrarla para evitar el ruido existente.



Figura 1.21. Electrodo para señales EMG¹³

Asimismo, la tesis de [Sosa, 2017] propone un exoesqueleto para rehabilitación del hombro, teniendo como particularidad considerar la dinámica no lineal del sistema para su modelado y posterior control. Utiliza el método propuesto por Denavit-Hartenberg para el análisis cinemático del sistema y la mecánica lagrangiana para llegar al modelo dinámico de un robot. Para el control utiliza el control de impedancias, ya que permite implementar un comportamiento compatible del robot, reduciendo el riesgo de daño, el diagrama de este sistema de control se puede apreciar en la Figura 1.22. Además, consideró como par de torsión máximo, teniendo en cuenta las medidas antropométricas promedio de la población mexicana, 28Nm para flexión/extensión, 35Nm para abducción/aducción y 28Nm para rotación interna y externa.

¹³ Pololu. Advancer Technologies Muscle Sensor V3 <https://www.pololu.com/product/2726> Fecha de última revisión: 23 de octubre de 2019

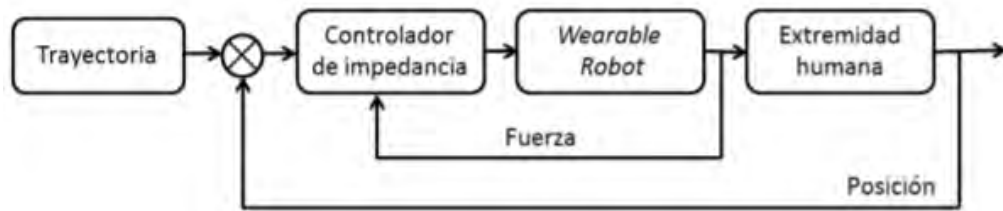


Figura 1.22. Esquema de control de impedancias para robot de rehabilitación [Sosa, 2017]

La tesis de [Henaó, 2013] presenta el diseño e implementación de un dispositivo que, con la ayuda de sensores inerciales, acelerómetro y giroscopios, puede medir la posición angular de las articulaciones del cuerpo y luego enviarlas mediante comunicación inalámbrica al teléfono móvil del paciente para que se pueda tener seguimiento de su proceso de rehabilitación. La tarjeta del circuito propuesto puede verse en la Figura 1.23.



Figura 1.23. Tarjeta con el circuito [Henaó, 2013]

La manera de conseguir los ángulos es mediante la obtención de la fuerza medida por el acelerómetro, ya sea gravitatoria, inercial o una combinación, y sus proyecciones en los ejes principales. Usando el mismo procedimiento se consiguen los ángulos con el giroscopio, sin embargo, este es menos sensible a los movimientos mecánicos lineales, por lo que al hacer un promedio entre ambas mediciones se puede obtener una mejor estimación.

1.3.5. Materiales para estructuras en dispositivos de rehabilitación

Los materiales que se deben usar para la elaboración de la estructura del dispositivo deberían ser ligeros, pero resistentes, para que el usuario no tenga que soportar un gran peso y el dispositivo sea capaz de resistir la carga de mover las extremidades

de este. Además, debido a que las partes de este podrían necesitar una geometría compleja, es recomendable que los materiales sean de fácil mecanizado o que puedan ser utilizados en impresión 3D. Por ello, se presentan los siguientes materiales que cumplen con estas características, teniendo en cuenta que los presentados no son los que tradicionalmente se usan en aplicaciones de ingeniería, como el aluminio y acero.

i. ABS

Las siglas ABS significan Acrilonitrilo Butadieno Estireno. Este es un termoplástico amorfo resistente al impacto. Es llamado plástico de ingeniería debido a que su elaboración y procesamiento es complejo.

Sus principales características son su resistencia a altas temperaturas, resistencia al impacto, resistencia mecánica, rigidez y dureza. Además, es uno de los materiales más usados para la impresión 3D, por lo que la geometría de los componentes en los que se utilizaría puede ser compleja, como se muestra en la Figura 1.24. Sin embargo, tiene un precio elevado, especialmente en comparación con otros materiales de impresión 3D¹⁴.



Figura 1.24. Ejemplos de un componente de geometría complicada hecho de ABS¹⁵.

ii. PLA

El ácido poliláctico, también conocido como PLA, es un termoplástico biodegradable fácil de extruir, lo que permite que sea uno de los materiales más usados en

¹⁴ ABS y PLA: diferencias, ventajas y desventajas <https://www.impresoras3d.com/abs-y-pla-diferencias-ventajas-y-desventajas/> Fecha de última revisión: 24 de octubre de 2019

¹⁵ Examples of models made of ABS plastic https://www.researchgate.net/figure/Examples-of-models-made-of-ABS-plastic-a-PC-b-by-FDM-methods_fig1_305346356 Fecha de última revisión: 24 de octubre de 2019

impresión 3D, por lo que podría ser utilizado si la geometría de la estructura es bastante complicada.

Entre las características principales de este material se tiene que es fácil de imprimir a altas velocidades, si se imprime de manera adecuada tendría una alta resistencia a la tracción con una buena calidad de superficie, además, se puede utilizar doble extrusión para agregar otro material a la estructura¹⁶. La Figura 1.25 muestra un ejemplo de un elemento que fue realizado utilizando este material.



Figura 1.25. Figura construida con PLA

iii. Polímeros reforzados con fibra de carbono

También conocido como plástico reforzado con fibras de carbono o PMC, este material consiste en una base o matriz polimérica en la que se colocaron refuerzos en forma de fibras de carbono, esto le permite adquirir las propiedades de esta, lo que le otorga una mayor resistencia mecánica y rigidez. Los valores de esta resistencia varían de acuerdo con el porcentaje volumétrico del refuerzo usado.

Entre las características principales de estos materiales están su baja densidad, la cual puede llegar a ser alrededor de 40% menor a la del aluminio, una buena resistencia mecánica, resistencia a la fatiga y bajo coeficiente de fricción [Chung, 1994]. La Figura 1.26 muestra el exoesqueleto Cray X, el cual utiliza una estructura reforzada con fibra de carbono.

¹⁶ Ultimaker PLA. <https://ultimaker.com/es/materials/pla> Fecha de última revisión: 17 de agosto de 2020



Figura 1.26. Persona utilizando exoesqueleto Cray X¹⁷

iv. Comparación entre materiales

Una vez definidos algunos materiales que suelen ser usados para las estructuras de exoesqueletos enfocados en rehabilitación, se procederá con la comparación de estos. Cabe destacar que se utilizará el aluminio para realizar una comparación más precisa, ya que este material también es comúnmente usado para exoesqueletos debido a su baja densidad y alta resistencia. La Tabla 1.2 muestra una comparación de las propiedades mecánicas de los materiales considerados para la estructura. Cabe destacar que el PMC considerado es una resina epoxi reforzada con carbono cuyo volumen es fibra en un 62%.

Tabla 1.2. Comparación de propiedades mecánicas entre materiales

	Plástico ABS	Plástico PLA	Aluminio	PMC
Densidad (g/cm ³)	1.03	1.24	2.70	1.55
Módulo de elasticidad (GPa)	1.6	2.3	70	145
Elongación a la rotura (%)	4.8	5.3	5 - 40	0.3
Límite elástico (MPa)	39	49	90 - 300	2353

Entonces, utilizando la Tabla 1.2, se puede concluir que, si la carga presente en la estructura es alta, sería mejor utilizar como material a un polímero reforzado por fibra de carbono, sin embargo, si no es muy alta, sería mejor utilizar el ABS debido a su menor densidad.

¹⁷ German Bionics. Cray X <https://www.germanbionic.com/en/crayx/> Fecha de última revisión: 22 de agosto de 2020

Una vez hecha la comparación entre materiales, se procederá con la presentación de componentes comerciales que puedan ayudar a cumplir algunas de las funciones que se plantearán posteriormente.

1.3.6. Componentes comerciales

Los dispositivos presentados a continuación serán importantes al momento de elegir mecanismos y tecnologías que puedan ser útiles para la solución de ciertas funciones que el proyecto debe cumplir. Entonces, estos dispositivos o componentes serán divididos en actuadores, sensores y controladores. Cabe destacar que los componentes descritos a continuación fueron elegidos debido a que no son los que tradicionalmente se usan, lo que permite conocer nuevas tecnologías que se pueden aplicar.

i. Actuadores

El accionamiento de los mecanismos del dispositivo se necesita actuadores que puedan otorgar la fuerza necesaria para mover la extremidad afectada de los pacientes, teniendo en cuenta además un bajo peso para evitar molestias a los mismos. Por ello, además de los actuadores tradicionales, como motores eléctricos y servomotores, en los siguientes apartados sólo se presentarán actuadores que se basan en sistemas biológicos para su funcionamiento, específicamente en la musculatura animal, lo que causa una mayor adaptabilidad al cuerpo humano y tiene un menor efecto psicológico en los usuarios. Además, presentan una mayor proporción potencia/peso, sin embargo, los actuadores tradicionales también cumplen con los requerimientos de peso y potencia.

a) Músculos Artificiales Neumáticos

Actuadores compuestos de un cilindro hueco de material elástico cuya superficie está reforzada por dos fibras helicoidales con ángulos opuestos. Como se puede ver en la Figura 1.27, se basan en los sistemas esqueléticos de animales invertebrados

como pulpos, estrellas de mar y calamares, quienes utilizan fluidos para el accionamiento de estos [Krishnan, 2015].

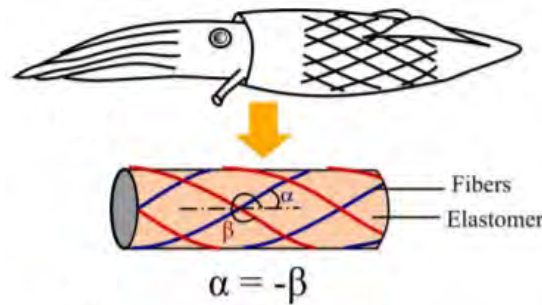


Figura 1.27. Comparación entre estructura de un calamar y un músculo artificial [Krishnan, 2015]

Su funcionamiento se basa en la expansión neumática del cilindro, logrando así expansión axial y reducción radial cuando el ángulo de una de las fibras es mayor a 54.74° o lo contrario de ser menor, como lo muestra la Figura 1.28 [Krishnan, 2015]. Debido a esto, para accionar una articulación de revolución se necesitan dos de ellos, uno que flexione y otro que se extienda, factor que afecta el ángulo de carrera de la articulación [Tavakoli, 2009].

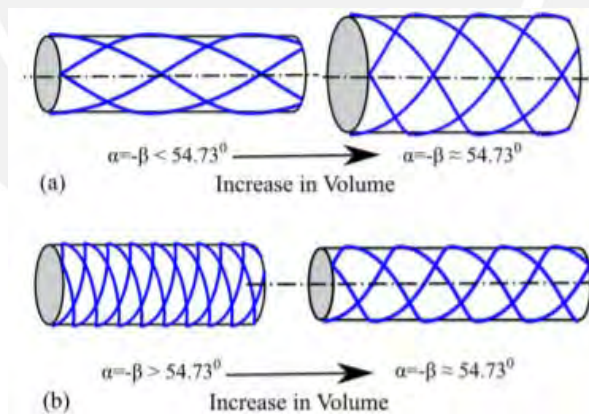


Figura 1.28. Esquema de funcionamiento en músculos artificiales neumáticos a) ángulo de inclinación de las fibras menor a 54.73° b) ángulo de inclinación de las fibras mayor a 54.73° [Krishnan, 2015]

Además, la literatura menciona que tienen una mayor proporción potencia/peso en comparación con otros actuadores como cilindros neumáticos y motores eléctricos. Sin embargo, un estudio demostró que este factor puede no ser tan precisa si se necesita una velocidad de acción baja [Tavakoli, 2009].

b) Elastómeros Dielectricos

Consisten en una lámina delgada de elastómero envuelta por ambos lados de electrodos obedientes, los cuales al aplicárseles un campo eléctrico permiten que haya atracción por un lado y repulsión por otro, generando así tensión en la lámina y causando que esta se contraiga en espesor y expanda en área como se ve en la Figura 1.29 con dos ejemplos de láminas [Brochu, 2009].

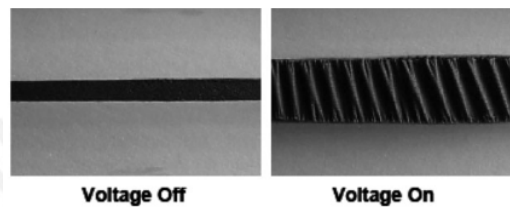


Figura 1.29. Ejemplo de activación de láminas pretensas [Brochu, 2009]

c) Ventajas y desventajas de los actuadores

Los actuadores que se basan en sistemas biológicos para su funcionamiento, específicamente en la musculatura animal, poseen una mejor adaptabilidad al cuerpo humano y tiene un menor efecto psicológico en los usuarios. Además, presentan una mayor proporción potencia/peso, sin embargo, los actuadores tradicionales también cumplen con los requerimientos de peso y potencia.

La principal desventaja presente en estos actuadores es su alto costo, ya que, debido a que es una tecnología nueva, no existen muchas compañías que los elaboren, y estas se encuentran en el extranjero.

ii. Sensores

La seguridad del usuario es muy importante cuando el dispositivo actúa directamente sobre una persona, por lo que es necesario tener un control preciso de los ángulos en que el dispositivo actúa y la fuerza con la que lo hace. Por ello se consideraron los siguientes sensores.

a) Sensores inerciales

Este tipo de sensores miden aceleración lineal o velocidad angular. Esto sumado con la ayuda de operaciones trigonométricas entrega una buena estimación del ángulo de inclinación.

Estos sensores están compuestos por acelerómetros, giroscopios y magnetómetros, los cuales suelen ser usados conjuntamente para dar una estimación más precisa del ángulo de inclinación, y los cuales también podrían dar una medición de la fuerza ejercida por el dispositivo [Henao, 2013]. Un ejemplo de un dispositivo que utiliza un acelerómetro y giroscopio se presenta en la Figura 1.30.



Figura 1.30. IMU de 6 grados de libertad¹⁸

b) Sensores magnéticos de posición angular

Son sensores que se basan en la variación del campo magnético de un imán al momento de rotarlo. El eje cuya rotación se quiere medir se acopla al imán, de esta manera es capaz de medir una rotación completa. Además, debido a que no hay contacto entre el imán y el circuito detector, no existe rozamiento y esto alarga la vida útil del sensor¹⁹. Un ejemplo de uno de estos sensores es el presentado en la Figura 1.31.

¹⁸ SparkFun 6 Degrees of Freedom IMU Digital Combo Board. <https://www.sparkfun.com/products/retired/10121>
Fecha de última revisión: 17 de octubre de 2019

¹⁹ Sensores de posición angular (Catálogo). Sensing sensores de medida. <https://sensores-de-medida.es/medicion/sensores-y-transductores/sensores-de-angulo-y-rotacion/sensores-de-posicion-angular/> fecha de última revisión: 20 setiembre 2019.



Figura 1.31. Sensor de posición angular magnético ASM PRAS1-2

c) Sensor de torque

Estos sensores utilizan galgas extensiométricas en las partes más sensibles del elemento flexor en una configuración de puente de Wheatstone. Las ventajas de este tipo de sensores son su alta exactitud, construcción robusta, amplia variedad de capacidades y alta respuesta frecuencial. La Figura 1.32. muestra uno de estos sensores comerciales.



Figura 1.32. Sensor de torque de reacción TDD400 de Logicbus.²⁰

d) Ventajas y desventajas de los sensores

En primer lugar, se compararán aquellos sensores que puedan medir los ángulos de posición del dispositivo, estos son los inerciales y los rotacionales. Los primeros tienen la ventaja de también poder medir fuerzas, sin embargo, para la medición de ángulos, con este sensor solo se logra una estimación matemática del mismo, por lo que tiene un mayor riesgo de error. Los rotacionales tienen la ventaja de generar la

²⁰ Sensores de torque. https://www.logicbus.com.mx/torque_sensor.php fecha última revisión: 1 octubre 2019. Sensores de torque.

medición del ángulo, lo que reduce el error en comparación al anterior, sin embargo, son más pesados

Finalmente, se compararán los sensores que miden fuerza, estos son los inerciales y el sensor de torque. Como fue especificado anteriormente, los sensores inerciales tienen la función incluida de medir fuerzas y estimar ángulos, sin embargo, son los sensores de torque los que tienen una mayor exactitud debido a su principio de funcionamiento, pero a un mayor costo.

iii. Controladores

Una vez se mostraron algunos actuadores y sensores que cumplen funciones que posiblemente sean necesarias para el desarrollo del diseño presentado en este documento, es necesario encontrar controladores que puedan conectarse con estos dispositivos.

Un sistema computación embebido es diseñado para realizar pocas funciones en los que se pueden programar usando el lenguaje ensamblador del microcontrolador o compiladores compatibles con otros lenguajes de programación, como C o C++ [UNED, 2011]. La Figura 1.33 muestra un ejemplo de un sistema embebido simple.



Figura 1.33. Arduino²¹

Sin embargo, existen otros sistemas más complejos, que cuentan con elementos que le dan un mayor rango de actividades y que pueden contar con un sistema operativo.

²¹ Arduino UNO <https://navlampmechatronics.com/arduino-tarjetas/8-arduino-uno-r3-00008.html> fecha de última revisión: 10 de octubre de 2019

La Figura 1.34 muestra uno de estos, el cual cuenta con la característica adicional de poder conectarse a internet sin la necesidad de periféricos.



Figura 1.34. Raspberry Pi²²

En el caso de los controladores, es importante tener en cuenta su capacidad de procesamiento y cantidad de puertos que puede utilizar, ya que estos limitan en gran parte la cantidad de acciones posibles y periféricos que se puedan utilizar. Entonces, de los dos tipos de controlador presentados anteriormente, el controlador más complejo sería la que tiene una mayor capacidad de procesamiento, sin embargo, el sistema más simple tiene una mayor cantidad de puertos digitales lo que permite una conexión con una mayor cantidad de periféricos.

1.3.7. Fuentes de alimentación

Debido a que el dispositivo propuesto es de tipo portable, es necesario que tenga una fuente de energía incorporada que evite que esté conectado todo el tiempo a la red eléctrica doméstica. En las siguientes líneas se presentan algunos tipos de baterías comerciales que se pueden usar en mecanismos robóticos portables.

a) Baterías Níquel-Hidruro Metálico (NiMH)

Baterías recargables que utilizan como ánodo un compuesto de níquel y como cátodo una aleación de hidruro metálico. Estas baterías suelen ser comparadas con las níquel-cadmio (NiCd), siendo las diferencias más significativas el hecho de que las baterías NiMH tienen una mayor capacidad, se pueden recargar más veces que las

²² Raspberry Pi 3 <https://www.pishop.us/product/raspberry-pi-4-model-b-4gb/> fecha de última revisión: 10 de octubre de 2019

NiCd, no les afecta tanto el efecto memoria y contaminan menos por no utilizar cadmio, sin embargo, tienen mucha mayor tasa de descarga en comparación con las NiCd.

Cada celda otorga 1.25V, por lo que para alimentar al sistema se necesitarían varias de estas, además su capacidad es de alrededor de 1200 mAh y tienen una vida de servicio de hasta 1000 ciclos. Como se puede ver en la Figura 1.35, tienen tipo de celda AA o AAA.



Figura 1.35. Baterías NiHM de marca Maxell²³.

b) Baterías de Litio

Este tipo de baterías utiliza un ion de litio para facilitar el intercambio de carga entre ánodo y cátodo. Las primeras baterías de litio utilizaban metal, sin embargo, esto causaba problemas al momento de volverlas recargables debido a la inestabilidad de este, es por esto por lo que se desarrollaron las que utilizaban iones de litio²⁴.

En comparación con las NiCd, este tipo de baterías tienen una densidad energética mucho mayor y el efecto memoria le afecta mucho menos. Cada celda otorga 3.6V, tienen una capacidad de alrededor de 2000mAh y pueden durar hasta 1200 ciclos; sin embargo, un gran problema que tienen estas baterías es que son frágiles y necesitan un circuito de protección para evitar que el voltaje de cada celda baje demasiado, además, se necesita controlar su temperatura, ya que a altas

²³ Maxell. Comparison NiMH vs NiCd http://www.maxellcanada.com/battery/nimh/NiMH_vs_NiCd.htm fecha de última revisión: 10 de octubre de 2019

²⁴ How do Lithium Batteries Work https://batteryuniversity.com/learn/article/lithium_based_batteries fecha de última revisión: 10 de octubre de 2019

temperaturas tienen riesgo de explosión, y su capacidad disminuye considerablemente a lo largo del tiempo, suelen fallar después de 3 años. La Figura 1.36 muestra una de estas baterías.



Figura 1.36. Batería de iones de Litio²⁵

Otra opción de batería de litio es la que utiliza un polímero que permite el intercambio de iones sin conducir electricidad. A comparación de las que utilizan iones de litio, estas baterías pueden tener perfiles más delgados, son más ligeros y son más resistentes a sobrecargas; sin embargo, tienen menor densidad energética, duran menos ciclos y suelen costar más. La Figura 1.37 muestra una de estas baterías usada para un teléfono celular.



Figura 1.37. Batería de polímero de litio de un teléfono celular.²⁶

c) Sistema convertidor electroneumático

Algunos de los actuadores considerados utilizan la presión del aire para su activación, es por ello por lo que también se deben considerar una fuente de aire comprimido que se active mediante una señal eléctrica para su control. Para lograr esto, se puede

²⁵ La batería de litio <https://tecnologia-facil.com/que-es/bateria-de-litio/> fecha de última revisión: 10 de octubre de 2019

²⁶ Batería de polímero de litio https://es.wikipedia.org/wiki/Bater%C3%ADa_de_pol%C3%ADmero_de_litio fecha de última revisión: 10 de octubre de 2019

utilizar un convertidor electroneumático, el cual utiliza un electroimán para accionar válvulas neumáticas²⁷. La figura 1.38 muestra un ejemplo de estos convertidores.



Figura 1.38. Convertidor electroneumático PC13 de Valcom²⁸

1.4. Normas y modelos útiles para este diseño

Además de considerar componentes para el desarrollo del diseño de la propuesta, es importante tener conocimientos respecto a las diferentes normas que se pueden aplicar a este y sobre modelos físicos o matemáticos que ayuden con el control y cálculo de resistencias.

1.4.1. Normas existentes

Debido a que este dispositivo está orientado a la rehabilitación física, es importante tomar en cuenta las normas publicadas por el Ministerio de Salud (MINSA) y la Organización Mundial de la Salud (OMS) respecto al trato con los pacientes, así como una norma técnica del diseño de dispositivos orientados a la rehabilitación física.

De acuerdo con el MINSA, en sus normas técnicas de salud para la atención integral de las personas adultas mayores, el paciente debe tener acceso a información fácilmente comprensible por el adulto mayor, familia, cuidador y público en general,

²⁷ Manual neumática actuadores válvulas tecsup <https://www.scribd.com/doc/268970548/manual-neumatica-actuadores-valvulas-tecsup-pdf> fecha de última revisión: 10 de octubre de 2019

²⁸ Convertidor electroneumático <https://www.directindustry.es/prod/valcom/product-27908-1792076.html> fecha de última revisión: 10 de octubre de 2019

respecto a los tratamientos que se llevarán a cabo para que puedan tomar una decisión informada. Esto implica que el dispositivo debe contar con una interfaz que le muestre el seguimiento de su tratamiento.

Además, la OMS publicó normas de ortoprotésica, con el fin de reforzar y extender los servicios de rehabilitación, habilitación, tecnología auxiliar, asistencia y apoyo en países donde no se ha implementado ampliamente.

También, se puede considerar la norma ISO/TC 168 que trata de la estandarización en el campo de prótesis y órtesis, cubriendo aspectos como desempeño, seguridad, entre otros [ISO, s.f.]. En el ámbito de seguridad se encuentra la norma ISO 13482, en ella se especifican aspectos como los riesgos debido a la forma, interferencia electromagnética, esfuerzos, posturas, contacto con elementos móviles, etc. Para pruebas y algunos requerimientos extras se tiene la norma ISO 22523.

1.4.2. Modelos físicos y matemáticos utilizados en este tipo de proyectos

Los exoesqueletos pueden ser representados como un tipo de brazo robótico, ya que ambos cuentan con estructuras rígidas unidas mediante articulaciones, por lo tanto, pueden ser modelados de la misma manera. Se pueden obtener varios modelos de un robot, por un lado, están los modelos cinemáticos, los cuales se pueden basar en la posición de este o en su velocidad, y por otro los modelos dinámicos, los cuales se pueden obtener de un análisis de fuerza o uno de energía. A continuación, se explicarán ambos tipos de modelos.

Los modelos cinemáticos se dividen en dos: modelos que se basan en la posición y modelos que se basan en la velocidad. Además, ambos tienen dos formas de estar representados, de manera directa o inversa; la manera directa indica que se obtiene la posición o velocidad del punto terminal teniendo en cuenta las variables de cada articulación, mientras que, la manera inversa encuentra las variables de las articulaciones mediante la posición del punto terminal.

El modelo cinemático directo de posición utilizado usualmente para sistemas robóticos es la representación Denavit-Hartenberg (D-H), el cual es un procedimiento

sistemático para describir la estructura cinemática de una cadena articulada constituida por articulaciones con un solo grado de libertad [Cortés, 2008]. A cada articulación se le asigna un sistema de referencia local con origen en esta, para luego relacionarlo con la articulación anterior a esta mediante una matriz como se puede observar en la Figura 1.39.

$$\begin{bmatrix} x_{i-1} \\ y_{i-1} \\ z_{i-1} \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos\theta_i & -\text{sen}\theta_i \cos\alpha_i & \text{sen}\theta_i \text{sen}\alpha_i & a_i \cos\theta_i \\ \text{sen}\theta_i & \cos\theta_i \cos\alpha_i & -\cos\theta_i \text{sen}\alpha_i & a_i \text{sen}\theta_i \\ 0 & \text{sen}\alpha_i & \cos\alpha_i & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_i \\ y_i \\ z_i \\ 1 \end{bmatrix}$$

Figura 1.39 Relación entre coordenadas de dos sistemas de referencias de articulaciones de 1 GDL [Cortés, 2008]

Sin embargo, esta no es la única manera de modelarlo. Otro tipo común de modelo es el geométrico, el cual utiliza trigonometría y geometría para la obtención la posición del punto terminal del robot; este tipo de modelo es útil si se tienen pocos eslabones, ya que al aumentar estos el análisis se vuelve más complicado. En el caso de los modelos inversos, estos pueden ser obtenidos mediante relaciones matemáticas explícitas o por medio de procedimientos iterativos. Si el robot tiene 6 grados de libertad, se recomienda el uso de desacoplamiento cinemático, el cual se basa en resolver el posicionamiento y la orientación de manera independiente.

Los modelos cinemáticos que se basan en la velocidad utilizan una matriz Jacobiana para su representación, es decir, se usa matriz de derivadas parciales. Así pues, derivando las ecuaciones de posición respecto a cada variable del robot se puede obtener la matriz Jacobiana que se utilizará para el modelo. Se puede observar este modelo en la Figura 1.40, donde se consideraron tres articulaciones.

$$\begin{bmatrix} \dot{x} \\ \dot{y} \\ \dot{z} \\ \dot{\phi} \\ \dot{\theta} \\ \dot{\psi} \end{bmatrix} = J_a \begin{bmatrix} \dot{q}_1 \\ \dot{q}_2 \\ \dot{q}_3 \end{bmatrix} \quad J_a = \begin{bmatrix} \frac{\partial f_x}{\partial q_1} & \dots & \frac{\partial f_x}{\partial q_3} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ \frac{\partial f_\psi}{\partial q_1} & \dots & \frac{\partial f_\psi}{\partial q_3} \end{bmatrix}$$

Figura 1.40. Modelo cinemático de velocidades de un robot con tres articulaciones²⁹

²⁹ Ejemplo de cálculo de la matriz Jacobiana <http://manufacturaintegradaporcomputadora.blogspot.com/2019/02/ejemplo-de-calculo-de-la-matriz.html> Fecha de última revisión: 22 de agosto de 2020

De la misma manera, para obtener el modelo inverso se necesitaría la inversa de la matriz Jacobiana, sin embargo, si esta no resulta ser cuadrada, se utilizaría su pseudoinversa [Cardoso, 2017].

El modelo dinámico del sistema se puede obtener mediante la formulación Lagrange-Euler, que se basa en el balance de energía mediante el lagrangiano que es la resta de la energía cinética y potencial, o la formulación Newton-Euler, que se basa en un balance de fuerzas y momentos. Debido a que un análisis de fuerzas y momentos no es práctico para un conjunto de cuerpos conectados como lo es un sistema robótico, se suele utilizar la formulación Lagrange-Euler para modelarlo. La ecuación que comúnmente se suele usar es:

$$D(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + g(q) = \tau,$$

donde se puede apreciar las matrices inerciales $D(q)$, de efecto Coriolis $C(q, \dot{q})$ e influencia de la gravedad $g(q)$ ³⁰.

Entonces, con estos modelos se puede controlar un sistema robótico utilizando diversos métodos, entre ellos están los métodos adaptativos y de impedancias. Cada uno utiliza una diferente variable física a controlar, mientras que el control adaptativo se enfoca en el campo de velocidades, el de impedancia trabaja con la fuerza.

Un ejemplo de un control adaptativo se presenta en [Fang, 2016], donde se considera un campo de velocidades tridimensional. El diagrama de control se puede apreciar en la Figura 1.41 Cabe destacar, que el controlador necesita como entradas variables en espacio articular, por lo que se utiliza la pseudo inversa de la matriz Jacobiana.

³⁰ Dinámica de robots y control
https://ocw.ehu.eus/pluginfile.php/15328/mod_resource/content/6/T6%20DINAMICA%20OCW_Revision.pdf Fecha de última revisión: 24 de octubre de 2019

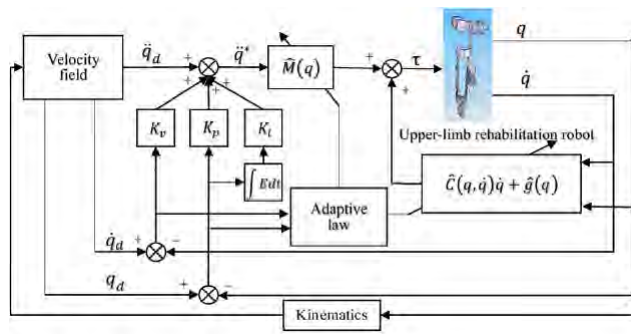


Figura 1.41. Diagrama de bloques del sistema de control [Fang, 2016]

El control de impedancias se puede apreciar en [Carignan, 2005], donde se quieren controlar los torques, sin embargo, estos no pueden ser medidos directamente, por lo que se utiliza el controlador de impedancia para obtener el perfil de resistencia deseado. El diagrama de control de este sistema se puede apreciar en la Figura 1.42.

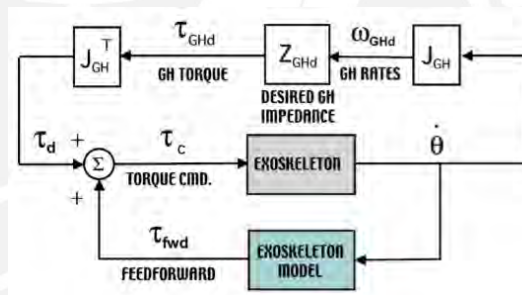


Figura 1.42. Diagrama del controlador de impedancias [Carignan, 2005].

Sin embargo, si el modelo que se desea controlar es simple, por ejemplo, si se puede modelar de manera geométrica por tener pocos eslabones, se puede utilizar un método de control clásico, el cual consiste en un sistema de actuación retroalimentado por un sistema de sensores. De esta manera se tratará de alcanzar una referencia deseada. Además, a este control se le puede agregar una unidad PID, la cual consiste en tres, un control proporcional que le otorga una ganancia a la señal, un control integral que disminuye el error en estado estacionario, y un control derivativo, que predice cambios en el error y lo trata de suprimir. La Figura 1.43 muestra un ejemplo de este método de control.

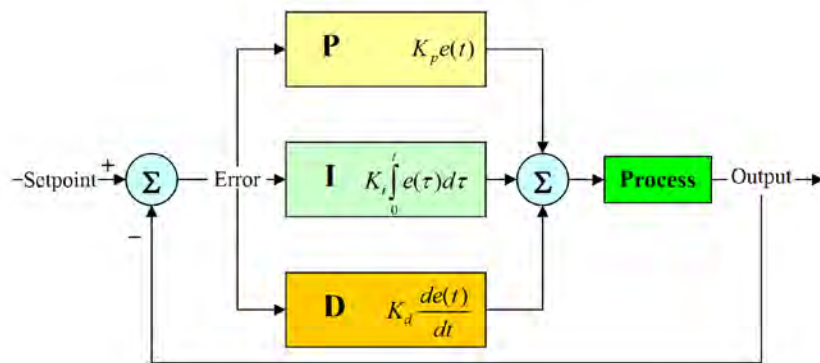


Figura 1.43. Ejemplo de un control PID³¹

Entonces, se presentaron varios dispositivos que permiten tener una idea más clara de los requerimientos comerciales actuales para este tipo de proyectos. Además, se plantearon algunas soluciones para funciones que podrían ser necesarias para alcanzar estos requerimientos. A continuación, se procederá con la etapa del diseño conceptual teniendo en cuenta algunos aspectos vistos en este capítulo.

³¹ Programación Siemens <https://programacionsiemens.com/pid-en-step7/> Fecha de última revisión: 22 de agosto de 2020

CAPÍTULO 2

DISEÑO CONCEPTUAL

Una vez estudiados dispositivos con objetivos similares al que se plantea, es necesario proceder con la siguiente etapa del diseño, es decir, se hará el diseño conceptual del proyecto. Para ello, este documento se basa en la norma VDI 2221, por lo que primero se redactaron los requerimientos del dispositivo, los cuales se basan en el contenido del capítulo anterior. Con estos requerimientos se determinaron la función principal y funciones específicas que permiten el cumplimiento de estos, las cuales estarán distribuidas en una estructura de funciones, siendo tres las opciones que se elaboraron para tener una mayor capacidad de comparación entre ellas.

Finalmente, con estas funciones, se puede elaborar una matriz morfológica donde se aprecian soluciones para cada función. Con esta matriz se pueden construir tres conceptos de solución, siendo esta cantidad necesaria para poder tener una mejor comparación entre estos, los cuales se utilizarán posteriormente para el planteamiento de proyectos preliminares.

2.1 Requerimientos del Dispositivo

El dispositivo que solucione la problemática planteada anteriormente debe tener ciertas especificaciones que le permitan cumplir su labor de manera óptima. Estas especificaciones se listarán a continuación como requerimientos del sistema.

Función principal: Realizar la rehabilitación física del hombro de adultos de mediana edad según las especificaciones de un terapeuta profesional. Esto incluye los movimientos de abducción, aducción, flexión, extensión, rotación interna y externa. Además, lo hará de manera portátil, es decir, no estará conectado a la red eléctrica doméstica, ni necesitará de algún apoyo extra para su funcionamiento.

Geometría: La estructura que estará en contacto con el usuario debe tener las medidas antropométricas promedio de un adulto de mediana edad. Se tendrán en

cuenta el largo del antebrazo y distancia hombro a hombro. Además, deberá ser capaz de adecuarse a las dimensiones específicas del cuerpo del usuario.

Cinemática: Dependiendo del movimiento se tendrá una velocidad y ángulo de acción diferente. Para flexión/extensión se tendrá una velocidad máxima de 30°/s y ángulos de 180° para flexión y 45° para extensión, para abducción/aducción una velocidad media de 45°/s y ángulos de 180° para abducción y 30° para aducción, y para rotación externa e interna de 15°/s con un ángulo de 60° en ambos casos. Estos datos fueron basados en los propuestos por [Park, 2017].

Fuerzas: El dispositivo deberá ser capaz de otorgar la fuerza suficiente para lograr el movimiento de todo el brazo de un adulto peruano de mediana edad promedio. Tomando en cuenta el trabajo de [Ruíz, 2008], los torques máximos serán de 50 N-m para cada movimiento. Además, el peso del dispositivo deberá no ser perjudicial para el usuario, por ello su peso máximo no deberá superar el peso máximo establecido por el gobierno en la Norma básica de Ergonomía y de Procedimiento de Evaluación de Riesgo Disergonómico³² y debe asegurar la comodidad de su uso, por lo que debe ser menor a 7kg.

Energía: El dispositivo tendrá una batería recargable incorporada que le permita operar sin estar conectado al suministro eléctrico. Esta batería será cargada por 220 VAC y 60Hz.

Señales: El dispositivo deberá recibir las instrucciones del terapeuta para poder realizar la rehabilitación acorde a ellas, una señal de inicio y parada de emergencia. Además, deberá avisarle al usuario el estado del tratamiento, es decir, los movimientos y duración, y el nivel de carga.

Comunicación: La comunicación entre los actuadores, sensores y controlador será de manera alámbrica, además, el dispositivo debe poder enviar la información sobre el tratamiento al terapeuta hecho mediante internet.

³² Resolución Ministerial N° 375-2008-TR
[http://www2.congreso.gob.pe/sicr/cendocbib/con4_uibd.nsf/982841B4C16586CD05257E280058419A/\\$FILE/4_RESOLUCIO_N_MINISTERIAL_375_30_11_2008.pdf](http://www2.congreso.gob.pe/sicr/cendocbib/con4_uibd.nsf/982841B4C16586CD05257E280058419A/$FILE/4_RESOLUCIO_N_MINISTERIAL_375_30_11_2008.pdf)

Seguridad: El dispositivo deberá tener en cuenta medidas de seguridad rígidas debido a que se coloca en el cuerpo del paciente. Los circuitos eléctricos deberán estar completamente aislados, la estructura deberá ser de un diseño ergonómico sin partes punzocortantes y los mecanismos deberán ser inaccesibles una vez el usuario se coloca el dispositivo. Además, debe contar con un mecanismo de parada de emergencia que detenga inmediatamente su operación.

Ergonomía: El usuario deberá poder colocarse y retirarse el dispositivo con una gran facilidad. Además, debe garantizar la comodidad de uso y su geometría debe adaptarse al cuerpo de este.

Material: La estructura del dispositivo deberá ser de un material ligero y resistente para que no sea una carga extra para el usuario, pero que pueda ser capaz de soportar el peso del brazo de este.

Fabricación: Los diferentes componentes de la estructura deberán poder ser manufacturados en los talleres del país. Además, los componentes electrónicos deben ser de fácil adquisición, ya sea que se encuentren disponibles en el mercado nacional o que se puedan importar con un costo económico y temporal bajo.

Montaje: Cada parte de la estructura deberá ser de fácil montaje para facilitar el mantenimiento. Los subsistemas de control, actuación y sensado tendrán una dificultad de acceso media, es decir, que se necesitarán de herramientas para poder acceder a estos.

Uso: Funcionamiento en general óptimo bajo condiciones ambientales de la costa (altura máxima 1000 m.s.n.m. con temperatura normal de 18°C a 25°C y humedad de 90%). Además, su uso debe ser simple en el caso de la programación de la terapia por el profesional.

Mantenimiento: Se realizará una revisión mensual general de todo el dispositivo, donde se realizarán calibraciones en el sistema de control.

Unas síntesis de estos requerimientos se presentan en la Tabla 2.1.

Tabla 2.1. Requerimientos para el dispositivo

Tipo	Detalle
Geométricos	Medidas antropométricas promedio de un adulto peruano de mediana edad. Adecuable a medidas de cada paciente.
Cinemáticos	Velocidades máximas de 30°/s, 45°/s y 15°/s para los movimientos de flexión/extensión, abducción/aducción y rotación externa e interna respectivamente
	Rangos máximos de movimiento de 180° para flexión y abducción, 45° para extensión, 30° para aducción, y 60° para ambas rotaciones
Fuerza	El torque máximo realizable será de 50 N-m. Peso máximo de 7kg.
Energía	Uso de batería recargable, la cual se cargará con el uso de la red eléctrica doméstica.
Material	Estructura de material ligero pero resistente
Señales	Recepción de tratamiento a realizar y envío de tratamientos terminados al terapeuta. Asimismo, señales básicas de operación como inicio de tratamiento, parada de emergencia, interfaz de usuario.
Comunicación	Dispositivos internos del sistema conectados de manera alámbrica, con envío de información al terapeuta de manera inalámbrica.
Seguridad	Medidas de seguridad rígidas debido al contacto con el cuerpo del paciente.
Ergonomía	Fácil de colocar y retirar por el paciente.
Fabricación	Manufacturable en talleres nacionales.
Montaje	Los subsistemas tendrán dificultad de acceso medio.
Uso	Funcionamiento óptimo en condiciones ambientales de la costa peruana.
Mantenimiento	Revisiones periódicas generales del dispositivo

2.2 Caja Negra

Teniendo en cuenta lo establecido en los requerimientos del sistema, se plantea como función principal resumida el realizar la rehabilitación física del hombro en adultos de mediana edad. Con esta se puede realizar una caja negra, o BlackBox, que muestra las entradas y salidas de energía, materia e información que se necesitará para el proyecto. Este BlackBox se puede observar en la Figura 2.1.

Las entradas del sistema serán las señales de inicio de tratamiento, el tratamiento a realizar programado por el terapeuta, energía eléctrica para cargar las baterías, energía mecánica humana para ajustar el dispositivo al paciente y a este que será tratado.

Las salidas del sistema serán el reporte del tratamiento, el cual debe ser enviado al terapeuta, el estado del tratamiento mientras este se realice, energía mecánica de vibración y el paciente satisfecho.

Figura 2.1. BlackBox del sistema propuesto

2.3. Estructura de Funciones

Una vez se entiende la función principal del sistema, es necesario proponer funciones específicas que solucionen las exigencias de este. Para ello, se decidió dividirlo en seis subsistemas, los cuales son: subsistema de actuación, sensores, control, materia, energía e interacción al usuario.

A continuación, se dará una breve descripción de los subsistemas:

- El subsistema de actuación se encargará de aquellas funciones y componentes que permitan la activación de los mecanismos del sistema.
- El subsistema de sensores se encargará de las mediciones necesarias para el control.
- El subsistema de control se encargará de obtener señales externas y de los sensores para poder procesar esta información y decidir qué actuadores activar.
- El subsistema de materia se encargará de procesar, mediante mecanismos, la materia que ingresa al sistema.
- El subsistema de energía se encargará de alimentar todos los componentes que necesiten electricidad para su funcionamiento.

- El subsistema de interacción al usuario se encargará de entregar y recibir información sobre el tratamiento y poder comunicársela al paciente y a su terapeuta.

Entonces, se lograron construir tres estructuras de funciones, donde las subfunciones necesarias serán agrupadas, y se podrá apreciar el flujo de energía, materia o datos. Cabe destacar que los subsistemas serán agrupados por color según se muestra en la Tabla 2.2.

Tabla 2.2. Relación de color y subsistema

Color	Subsistema
Amarelo	Control
Ciano	Interacción con el usuario
Verde	Actuación
Púrpura	Sensado
Azul	Materia/Mecanismos
Rojo	Energía

2.3.1. Primera Estructura de Funciones

Esta estructura de funciones se basa en recibir las instrucciones de las terapias por parte del terapeuta, las cuales se seguirán mediante el uso de mecanismos movidos por actuadores que serán controlados teniendo en cuenta datos como el torque entregado y rango de movimiento. Por ello, se consideraron las siguientes funciones:

- Subsistema de actuación: accionamientos de los mecanismos de los movimientos de abducción/aducción, flexión/extensión y rotación interna y externa. Esto debido a que es necesario tener actuadores que permitan accionar los movimientos necesarios para la terapia del hombro, en este caso los movimientos naturales de este.
- Subsistema de sensores: sensado de fuerza y posición angular de los mecanismos que realizan movimientos. Estos son necesarios debido a que el control utilizado debe asegurarse de lograr los rangos de movimientos necesarios

para la terapia, así como regular la fuerza con la que los mecanismos interactúan con el cuerpo para evitar perjudicar al paciente.

- Subsistema de control: controlar mediante la recepción de datos por parte del subsistema de sensores y regular la activación del subsistema de actuación.
- Subsistema de materia: mecanismo de ajustar el dispositivo al paciente, los de cada movimiento del hombro y el de fin de tratamiento y liberación. Estos son necesarios debido a que se encargarán de la interacción con el cuerpo del paciente, entonces, es esencial que se pueda ajustar el dispositivo al cuerpo de este, así como permitir los movimientos del brazo, y liberar al paciente cuando se termine el tratamiento.
- Subsistema de energía: cargado de batería, la regulación de voltaje para cada componente y su energización. Las funciones de este subsistema se basan en que el dispositivo debe ser portátil y utilizar una batería como fuente de energía en todo momento. Además, es necesario que esta energía eléctrica obtenida de la batería se regule para el correcto funcionamiento de los otros subsistemas.
- Subsistema de interacción al usuario: recepción del tratamiento a realizar, el envío del reporte del tratamiento y la visualización del estado de tratamiento.

Estos subsistemas con sus respectivas funciones se muestran representados gráficamente en la estructura de funciones de la Figura 2.2.

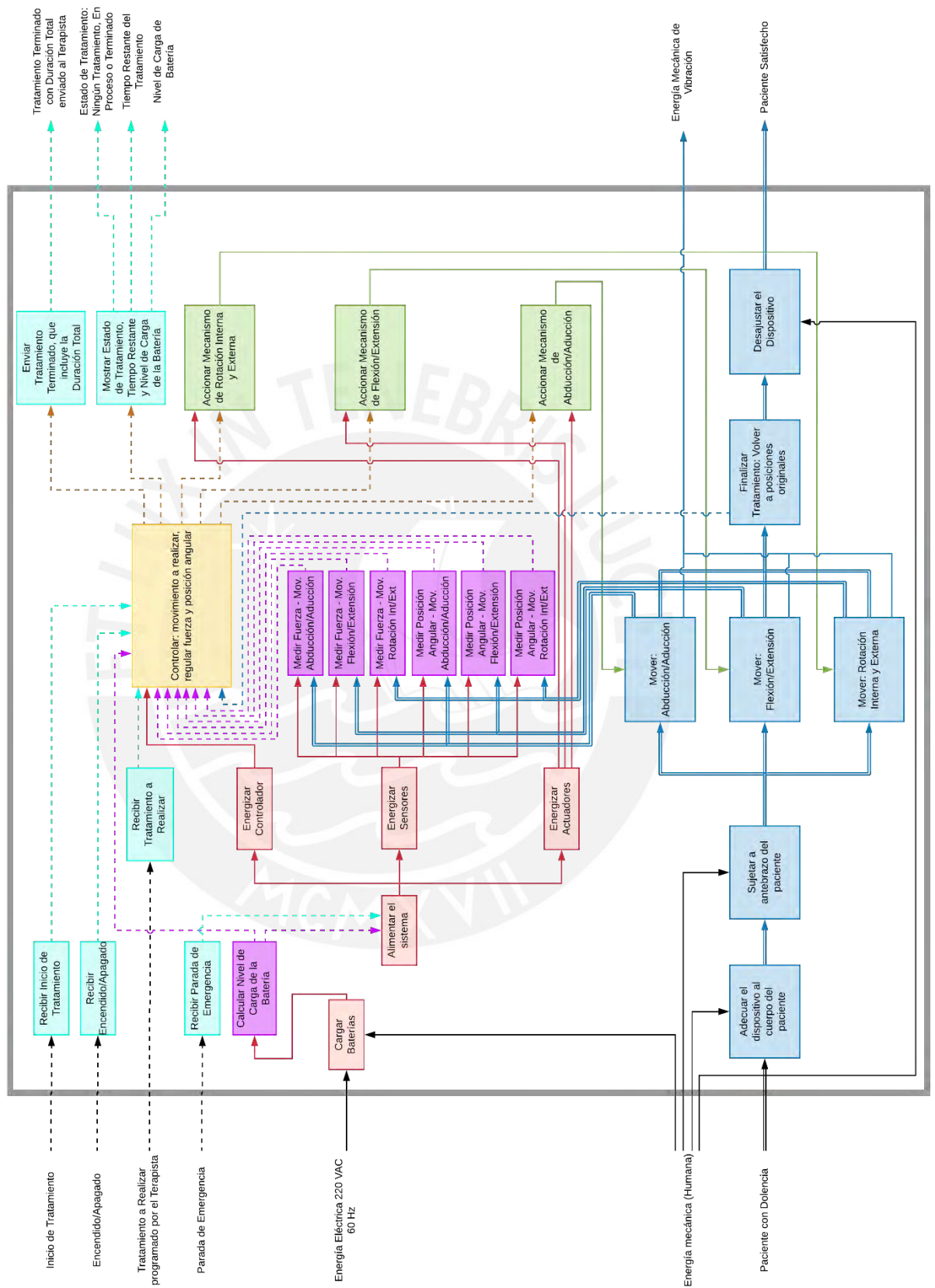


Figura 2.2. Estructura de Funciones 1

2.3.2. Segunda Estructura de Funciones

Esta estructura de funciones se basa en la recepción de instrucciones por parte del terapeuta, las cuales seguirá mediante sus mecanismos, sin embargo, para una mayor comodidad, el ajuste al cuerpo será regulado mediante actuadores controlados por el paciente, así como, tendrá un mecanismo de regulación del centro de rotación del sistema, lo que permitirá que este coincida con el del hombro para una mayor efectividad. Por ello se consideraron las siguientes funciones:

- Subsistema de actuación: accionamientos de los mecanismos de los movimientos de abducción/aducción, flexión/extensión y rotación interna y externa, accionamiento de mecanismo de regulación de ajuste al brazo y accionamiento de mecanismo de regulación del centro de rotación del dispositivo.
- Subsistema de sensores: sensado de fuerza, posición angular de los mecanismos que realizan movimientos, y medición de la posición del centro de rotación del hombro.
- Subsistema de control: controlar mediante la recepción de datos por parte del subsistema de sensores y regular la activación del subsistema de actuación.
- Subsistema de materia: mecanismo de ajustar el dispositivo al paciente, los de cada movimiento del hombro, un mecanismo de regulación del centro de rotación del dispositivo, y uno de fin de tratamiento y liberación.
- Subsistema de energía: cargado de batería, la regulación de voltaje para cada componente y su energización. Debido a la presencia de varios actuadores, estas funciones deben ser cumplidas mediante métodos que permitan una mayor conexión y entrega de potencia.
- Subsistema de interacción al usuario: recepción del tratamiento a realizar, el envío del reporte del tratamiento, la visualización del estado de tratamiento, y recepción de señal de ajuste. Con esto último, el dispositivo sería capaz de recibir la retroalimentación directamente del paciente para el ajuste del brazo de este con el dispositivo.

Estas funciones están representadas gráficamente en la Figura 2.3.

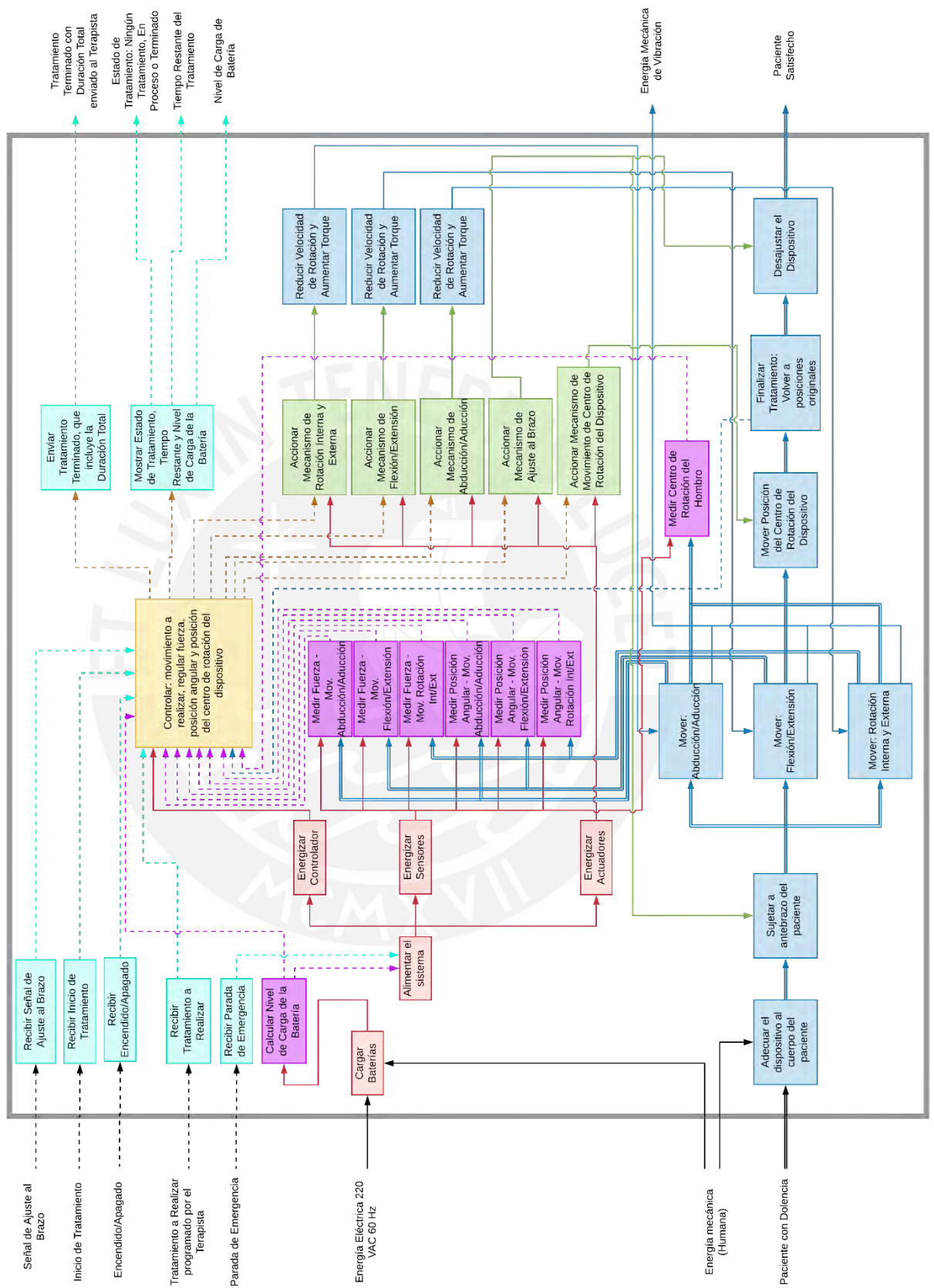


Figura 2.3. Estructura de Funciones 2

2.3.3. Tercera Estructura de Funciones

Esta estructura de funciones muestra un sistema que se basa en la intención de movimiento para la decisión del siguiente movimiento a realizar, es decir, que este sistema servirá como apoyo para que el paciente realice su tratamiento. Primero se le mostrará el movimiento que tiene que realizar y hasta donde debe llegar, con esto el paciente debe tratar de imitar las instrucciones, sin embargo, si no logra llegar a los rangos deseados, el sistema le ayudará a hacerlo mediante sus actuadores. Es por ello por lo que se plantearon las siguientes funciones:

- Subsistema de actuación: accionamientos de los mecanismos de los movimientos de abducción/aducción, flexión/extensión y rotación interna y externa.
- Subsistema de sensores: sensado de fuerza y posición angular de los mecanismos que realizan movimientos, además, cuenta con receptores de señales eléctricas emitidas por los músculos del paciente, con lo que se mide la intención de movimiento.
- Subsistema de control: controlar mediante la recepción de datos por parte del subsistema de sensores, comparar los datos recibidos por el sensor de señales mioeléctricas para la predicción del movimiento a realizar, y activación de los actuadores según estos parámetros.
- Subsistema de materia: mecanismo de ajustar el dispositivo al paciente, el de sentir la intención de movimiento del brazo del paciente, los de cada movimiento del hombro y el de fin de tratamiento y liberación.
- Subsistema de energía: la regulación de voltaje para cada componente y su energización. Estas funciones son necesarias debido a que la corriente eléctrica proviene de la red doméstica, la cual es necesario primero transformar la corriente alterna en directa y posteriormente regularla según la necesidad de cada dispositivo.
- Subsistema de interacción al usuario: recepción del tratamiento a realizar, el envío del reporte del tratamiento, la visualización del estado de tratamiento y muestra de instrucciones a seguir por el paciente según el tratamiento que se está realizando.

Estas funciones están representadas gráficamente en la Figura 2.4.

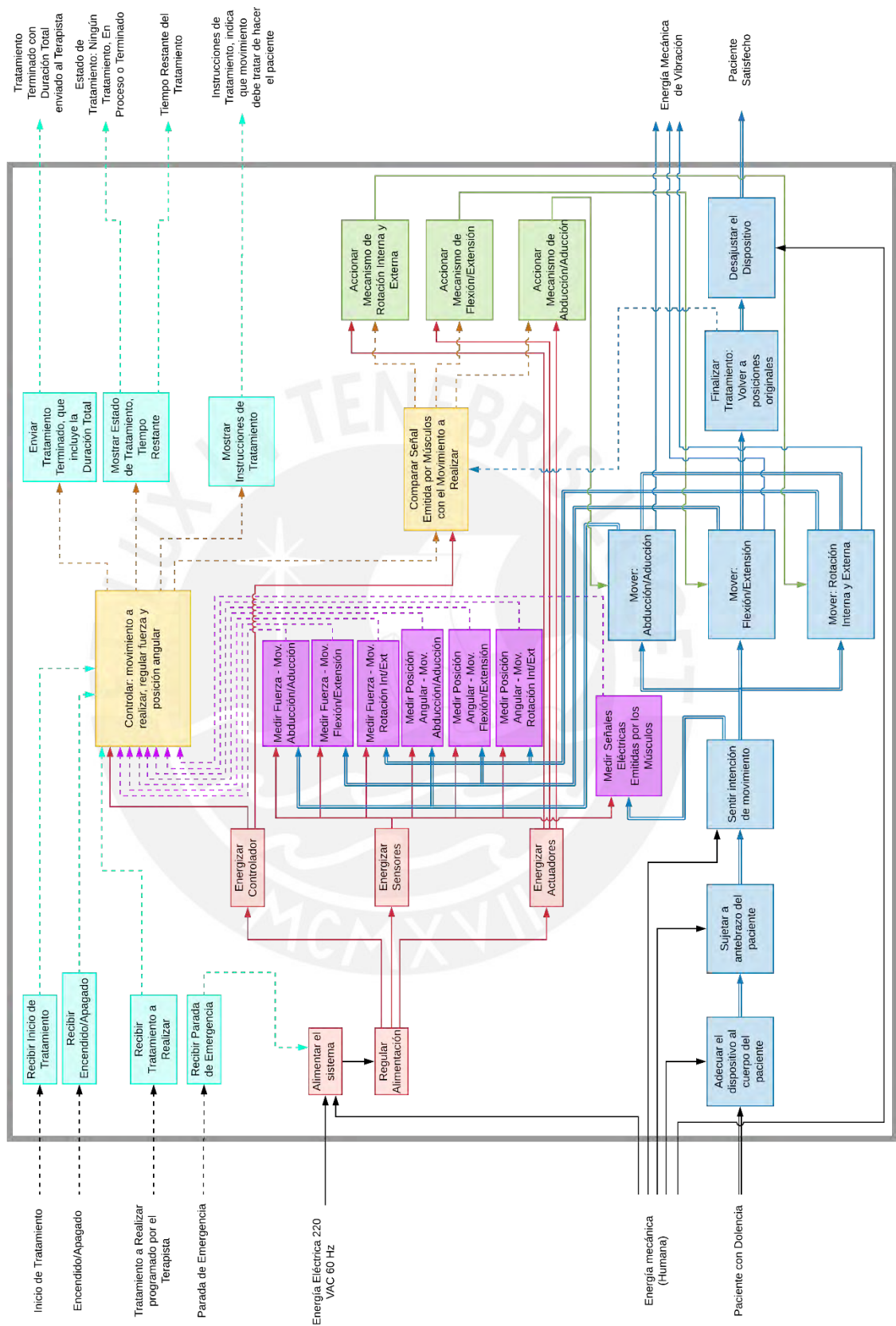


Figura 2.4. Estructura de Funciones 3

2.3.4. Evaluación de las Estructuras de Funciones.

Una vez definidas las tres estructuras de funciones, estas deben ser cotejadas y evaluadas con el fin de determinar cuál es la óptima. Con esta se puede desarrollar una matriz morfológica que permita decidir el concepto que permitirá la solución de las funciones presentadas.

La evaluación radicará en la comparación de ciertos indicadores técnicos los cuales tendrán un puntaje numérico del 1 al 3. Estos son:

- Simplicidad del sistema: comparará la cantidad de funciones, teniendo un puntaje mayor si se tienen menos.
- Portabilidad: comparará si las funciones permiten una mayor portabilidad al dispositivo.
- Automatización: comparará que tan automático es el sistema, teniendo un mayor puntaje si el usuario requiere utilizar menos energía para las funciones.

Entonces, aquella estructura que cuente con un mayor puntaje será determinada como óptima. Así pues, se presenta la Tabla 2.3, esta contiene los puntajes otorgados a cada estructura y la suma de estos.

Tabla 2.3. Comparación de Estructuras de Funciones

Estructura	Estructura 1	Estructura 2	Estructura 3
Simplicidad del Sistema	3	1	2
Portabilidad	2	2	1
Automatización	1	2	1
Total	6	5	4

En conclusión, la primera estructura de función es determinada como óptima, por lo que se trabajará sobre esta en los próximos capítulos.

2.4. Matriz Morfológica

Una vez obtenida una estructura de funciones óptima, se hará una matriz morfológica donde se detallen diversas alternativas de solución que permitan realizarlas. Esta

matriz se presenta a continuación en las Tablas 2.4 a 2.9. Cabe destacar que el flujo de color azul corresponde con el primer concepto de solución, mientras que el verde con el segundo y el naranja con el tercero.

Tabla 2.4. Subsistema de Materia







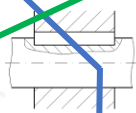


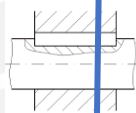
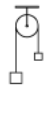

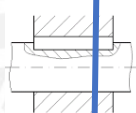
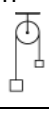

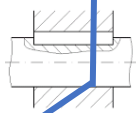
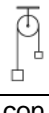



Función Parcial	Alternativa de Solución 1	Alternativa de Solución 2	Alternativa de Solución 3
Adecuar dispositivo a cuerpo del paciente	Cremalleras y engranajes 	Conjunto de agujeros y un eje 	
Sujetar a antebrazo del paciente	Correas de Ajuste 	Bridas de Plástico Reutilizables 	Correas con Velcro 
Mover: Abducción/Aducción	Sistema de Engranajes 	Unión Eje-Cubo 	Sistema de Tensión/Extensión 
Mover: Flexión/Extensión	Sistema de Engranajes 	Unión Eje-Cubo 	Sistema de Tensión/Extensión 
Mover: Rotación Interna y Externa	Sistema de Engranajes 	Unión Eje-Cubo 	Sistema de Tensión/Extensión 
Finalizar Tratamiento: Volver a posiciones originales	Sistema de Engranajes 	Unión Eje-Cubo 	Sistema de Tensión/Extensión 
Desajustar el Dispositivo	Correas de Ajuste 	Bridas de Plástico Reutilizables 	Correas con Velcro 

Tabla 2.5. Subsistema de Energía



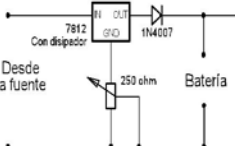












Función Parcial	Alternativa de Solución 1	Alternativa de Solución 2	Alternativa de Solución 3
Cargar Baterías	Módulo para cargar baterías 	Dispositivo Cargador de Batería 	Circuito de carga de Batería 
Alimentar el sistema	Baterías Ion-Litio 	Baterías Ni-Cd 	Baterías Ni-MH 
Energizar Controlador	Regulador de voltaje conmutado 	Regulador de Voltaje Lineal 	Driver 
Energizar Sensores	Regulador de voltaje conmutado 	Regulador de Voltaje Lineal 	Driver 
Energizar Actuadores	Regulador de voltaje conmutado 	Regulador de Voltaje Lineal 	Driver 

Tabla 2.6. Subsistema de Actuación










Función Parcial	Alternativa de Solución 1	Alternativa de Solución 2	Alternativa de Solución 3
Accionar Mecanismo de Rotación Interna y Externa			
Accionar Mecanismo de Flexión/ Extensión			
Accionar Mecanismo de Abducción/ Aducción			

Tabla 2.7. Subsistema de Sensores



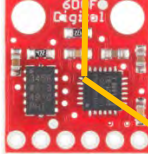


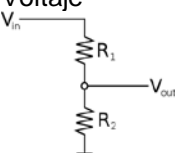

















Función Parcial	Alternativa de Solución 1	Alternativa de Solución 2	Alternativa de Solución 3
Medir Fuerza			
Medir Posición Angular			
Calcular Nivel de Carga de la Batería			

Tabla 2.8. Subsistema de Control

Función Parcial	Alternativa de Solución 1	Alternativa de Solución 2	Alternativa de Solución 3
Controlar	Sistema Embebido Simple 	Sistema embebido complejo 	

Tabla 2.9. Subsistema de Interfaz de Usuario

Función Parcial	Alternativa de Solución 1	Alternativa de Solución 2	Alternativa de Solución 3
Recibir Inicio de Tratamiento	Pulsador 	Instrucción desde App 	
Recibir Encendido/ Apagado	Switch On-Off 	Conmutador 	Pulsador 
Recibir Parada de Emergencia	Pulsador de emergencia tipo hongo 	Imanes 	Palanca 
Recibir Tratamiento a Realizar	Instrucción desde PC con USB 	Enviado por Internet 	Memoria externa 
Enviar Tratamiento Terminado, que incluye la Duración Total	Enviado por Internet 	Memoria externa 	
Mostrar Estado de Tratamiento, Tiempo Restante y Nivel de Carga de la Batería	Indicadores visuales simples y Stickers 	Pantalla 	App de Teléfono Celular 

CS1

CS3

CS2

2.5. Conceptos de Solución

El siguiente paso para el diseño conceptual es la propuesta de soluciones para las funciones establecidas en el diagrama de funciones, para ello se utilizará la matriz morfológica presentada anteriormente.

Cabe destacar que algo común en los tres conceptos de solución será el concepto de control. Este será similar en los tres debido a que la estructura es simple, por lo que el modelado sería geométrico, ya que son pocas articulaciones y la orientación del punto terminal no es importante. El control en los conceptos se desarrollará de manera digital, mediante la retroalimentación de las señales digitales emitidas por los sensores de posición angular y torque, las cuales se compararán con los requerimientos según el tratamiento. Luego, el controlador utilizará esta comparación para activar los actuadores.

Así pues, se presentan tres conceptos de solución que integran soluciones para cada una de las funciones establecidas. Cada uno de estos se mostrará con un boceto donde se aprecie la estructura básica de cada uno.

2.5.1. Primer Concepto de Solución

Este concepto tiene como base la estructura de un exoesqueleto, el cual utilizaría actuadores rotativos para permitir el movimiento relativo entre sus partes. La Figura 2.5 muestra un boceto de la estructura de este para el brazo izquierdo de la persona.

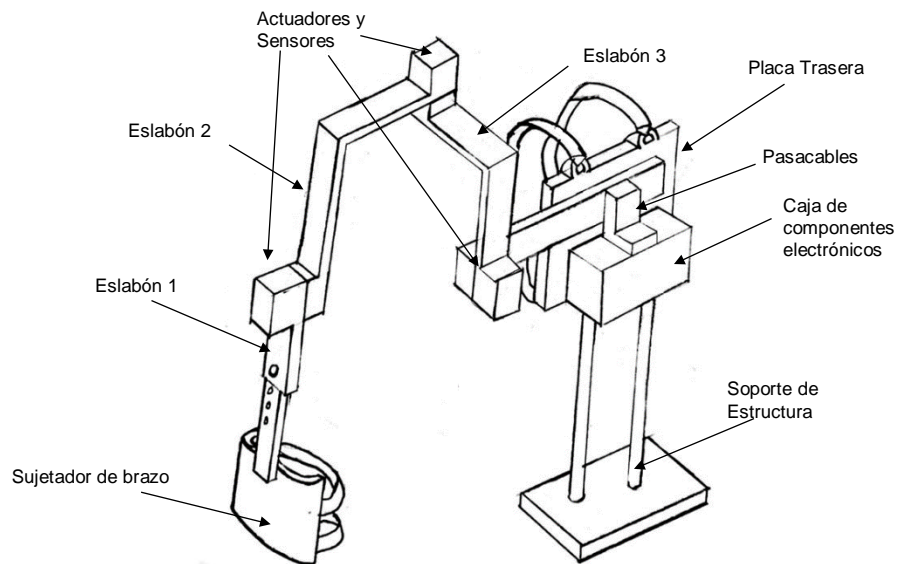


Figura 2.5. Vista general del Concepto de Solución 1

El principio de uso de este concepto es encenderlo mediante un interruptor en la caja de componentes electrónicos, luego colocárselo como si fuera una mochila mediante las correas y ajustar el sistema de soporte de estructura para una mayor comodidad. Se recomienda que el paciente se encuentre en sentado en una superficie plana, para que así el soporte pueda estar estable en esta y pueda ayudar a disminuir la carga sobre el paciente. Luego, se debe ajustar la longitud del eslabón sujetador de brazo mediante un mecanismo discreto, para adecuarse a las dimensiones del paciente. Una vez hecho esto, el usuario debe indicar que se encuentra listo para el inicio del tratamiento mediante el uso de la aplicación móvil. La Figura 2.6 muestra una vista frontal del modo de uso del dispositivo por el paciente.

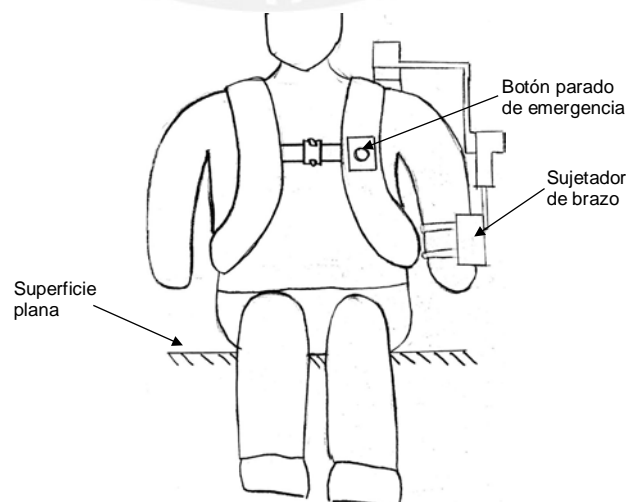


Figura 2.6 Vista frontal del Concepto

Cada par de movimientos que realiza el hombro, es decir abducción/aducción, flexión/extensión y rotación interna/externa, será realizado mediante la actuación de un actuador rotativo con un sensor de posición angular y torque en la articulación de dos eslabones. Para los movimientos de flexión y extensión se utilizarán los eslabones 1 y 2, siendo 1 el que se moverá en relación con 2; de la misma manera para la rotación interna y externa se utilizarán los eslabones 2 y 3, siendo 2 el que se mueva, y para la abducción y aducción se utilizarán el eslabón 3 y la placa trasera, donde será 3 quien se mueva.

En la placa trasera se ubicarán los componentes eléctricos y electrónicos (Figura 2.7 a)), como la batería, reguladores, y el controlador, que en este caso sería una computadora compacta (pequeña); todo esto contenido en un compartimiento especial como se aprecia en la Figura 2.7 b). Además, en la parte superior de esta caja se hallará un agujero por donde pasarán los cables necesarios para la comunicación entre el controlador y aquellos componentes electrónicos que no se encuentren en esta caja, como los actuadores y sensores. Estos cables irán protegidos mediante una pieza hueca la cual se llamará pasacables. También, en esta caja estarán el interruptor de encendido y un pequeño LED que indique si la batería está con baja carga, sin embargo, para mostrar los datos como tiempo de tratamiento y carga exacta de la batería se utilizará una aplicación móvil.

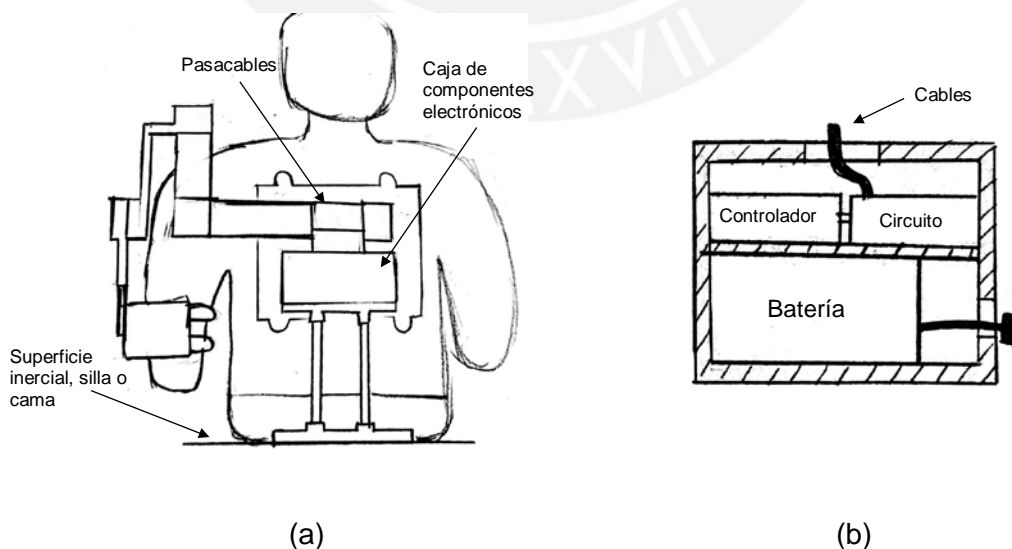


Figura 2.7. Vista de la placa trasera a) Vista general de la placa b) Detalle y vista del interior del compartimiento de componentes electrónicos.

El control se realizará como el descrito para todos los conceptos de solución, es decir, este será digital y utilizará sensores de posición angular y torque, los cuales permitirán al controlador tener una comparación con los requerimientos y poder activar los actuadores.

2.5.2. Segundo Concepto de Solución

El principio de uso de este dispositivo es similar al anterior en lo que respecta a la colocación del dispositivo, sin embargo, utiliza un mecanismo de actuación y movimiento distinto, ya que se emplearían músculos artificiales unido por cuerdas que moverían una polea conectada al eslabón que no realiza el movimiento. Se aprecia una vista general de este concepto en la Figura 2.8 a) y el mecanismo de actuación en la Figura 2.8 b).

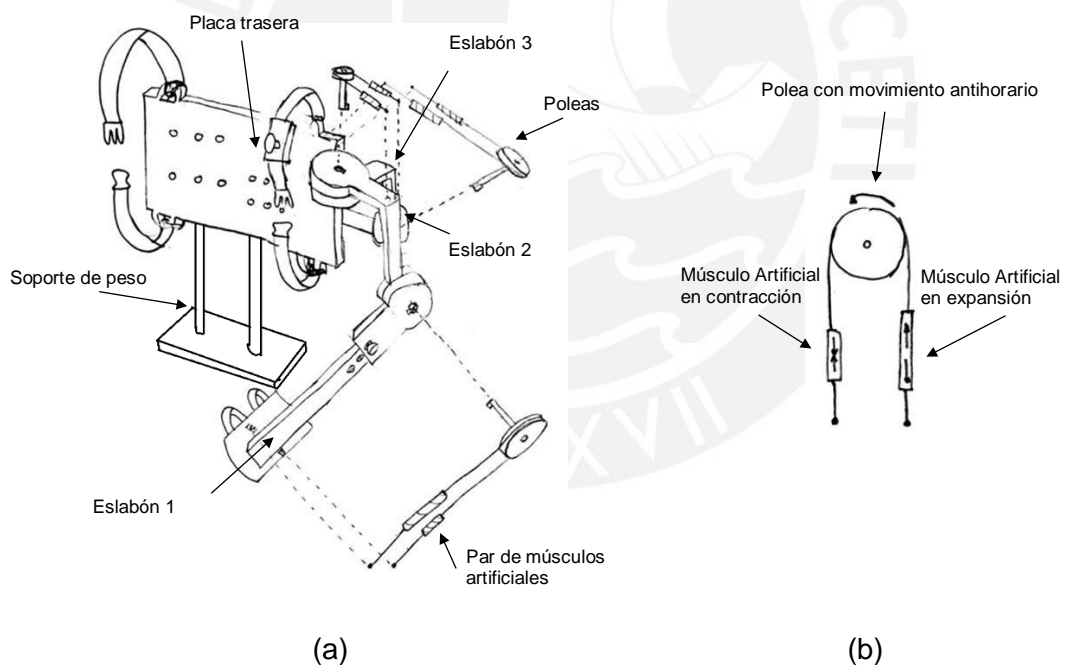


Figura 2.8. Concepto de Solución 2 (a) Vista General del concepto (b) Detalle del mecanismo de actuación

Este mecanismo necesita que ambos músculos artificiales trabajen en conjunto, mientras uno se contraiga, el otro debe expandirse, de esta manera se lograría un mayor torque. Para medir este torque y la posición de cada eslabón se utilizarán sensores inerciales.

Así como el concepto anterior, el controlador y la batería se encontrarán en una caja de componentes electrónicos en la placa trasera. Esta también contará con un agujero por donde pasarán los cables y con una pieza hueca pasacables. Una vista de la parte trasera de este dispositivo se encuentra en la Figura 2.9, donde además se puede apreciar como el dispositivo se apoya en una superficie plana mediante su sistema de soporte.

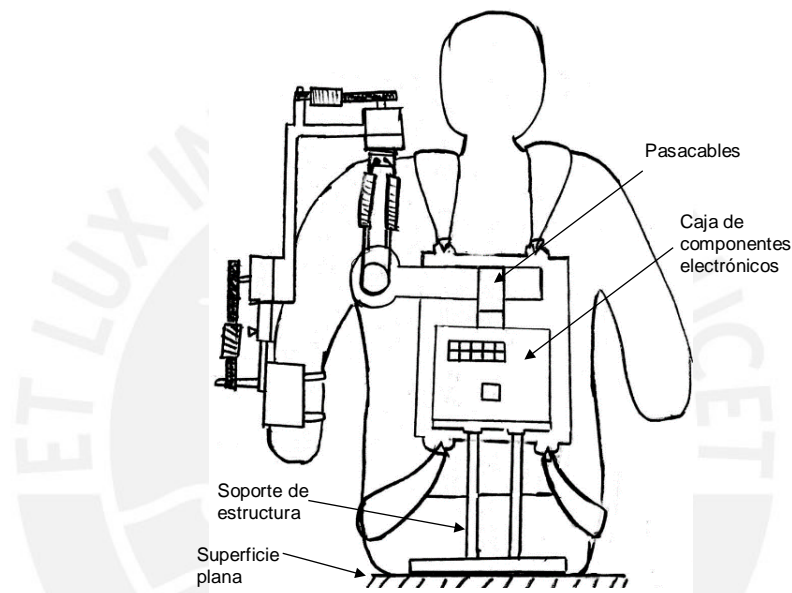


Figura 2.9. Vista trasera del Concepto de Solución 2

La parada de emergencia en este caso se daría mediante un pulsador tipo hongo en la parte frontal. El botón de encendido se encontrará en la caja de los componentes electrónicos y la información adicional, como tipo de tratamiento y tiempo de duración se dará mediante una aplicación móvil.

El sistema de control será similar a los pertenecientes a los otros conceptos, sin embargo, su complejidad será mayor debido a que el movimiento relativo entre eslabones depende de dos actuadores distintos. Por eso mismo, será necesario que el controlador sea de mayor capacidad.

2.5.3. Tercer Concepto de Solución

El concepto de uso de este dispositivo es similar a los otros, teniendo como diferencia un mecanismo de ajuste al largo del brazo continuo, lo que le otorga una mayor precisión en este. Este concepto también sería un exoesqueleto como se aprecia en, sin embargo, los actuadores contarán con un mecanismo de reducción, con esto se podrá lograr tener un mayor torque a una menor velocidad. La Figura 2.10 a) muestra una vista general de este concepto de solución y la b) muestra el mecanismo de regulación del largo del eslabón 1.

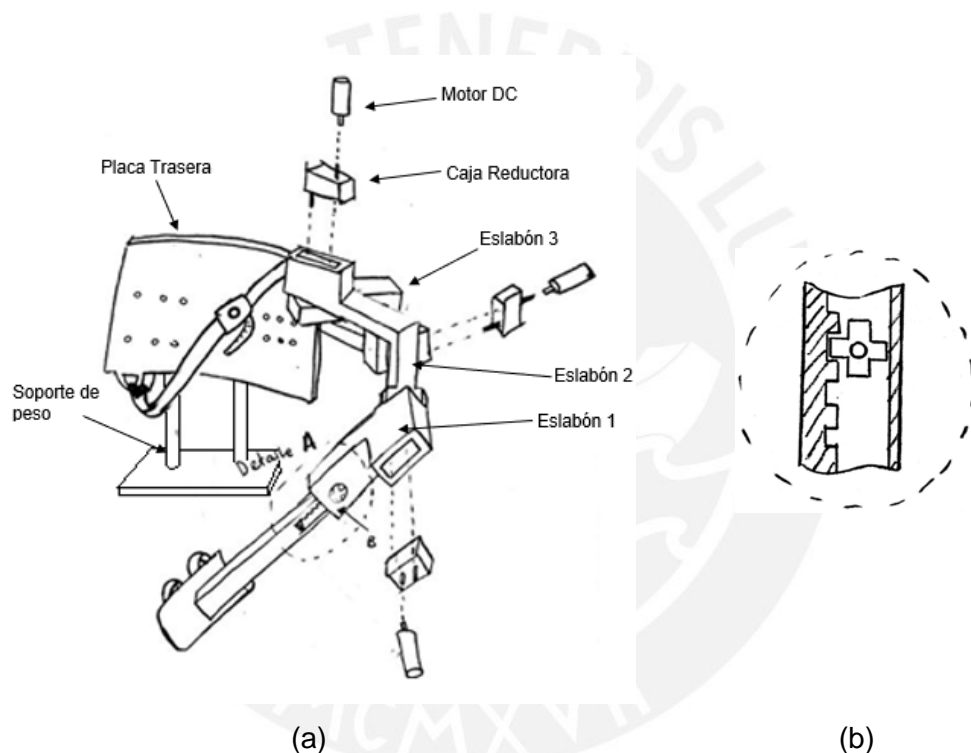


Figura 2.10. Concepto de Solución 3 (a) Vista General del Concepto (b) Detalle del sistema de regulación de largo del eslabón 1

Así como en los otros conceptos, los componentes eléctricos, electrónicos y de control se colocarán en una caja, sin embargo, este contará ahora con una pantalla pequeña que muestre el nivel de carga, un pulsador de encendido y la presencia de un ventilador para evitar el sobrecalentamiento de estos componentes, ya que se utilizarán potencias mayores en comparación a los otros conceptos. Esta caja se puede apreciar en la Figura 2.11.

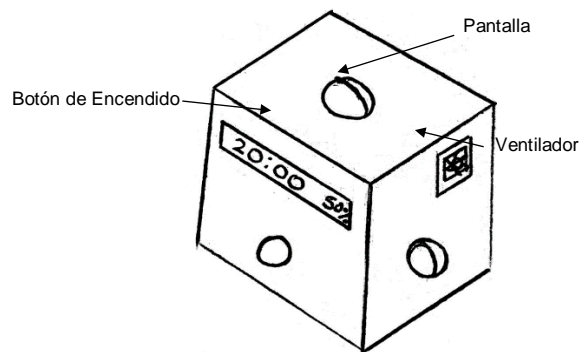


Figura 2.11. Caja de componentes eléctricos y de control

El control del dispositivo es similar a los anteriores, estando compuesto por un controlador que recibe señales digitales por parte de los sensores y envía señales a los controladores de los actuadores para lograr así la activación de estos.

2.6. Evaluación Técnica-Económica de los Conceptos

Una vez definidos y explicados los conceptos de solución, se deberán evaluar éstos para obtener uno que pueda cumplir con la función principal de manera óptima, para ello se deberán considerar aspecto tanto técnicos como económicos. Estos aspectos tendrán en cuenta lo establecido en los requerimientos del sistema y le objetivo final de este, la cual es el tratamiento físico de una persona.

2.6.1. Evaluación Técnica

En el ámbito técnico se consideran aspectos ligados a la construcción, uso y mantenimiento. Por ello se consideraron los siguientes criterios de evaluación:

- Facilidad de construcción: este criterio abarca desde la facilidad con la que se pueden manufacturar los componentes de la estructura, así como la capacidad de ensamble de estos.
- Facilidad de uso: este criterio considera la facilidad con la que el usuario pueda utilizar el dispositivo, desde la colocación hasta el entendimiento de las señales emitidas en la interfaz de usuario.

- Facilidad de mantenimiento: este criterio considera la frecuencia con la que se deben realizar mantenimientos y facilidad con la que un técnico pueda realizarlos.
- Adaptabilidad al usuario: este criterio considera la capacidad del dispositivo de adecuarse a los distintos cuerpos de los usuarios.
- Peso del dispositivo: este criterio considera el peso del dispositivo, ya que este es un factor importante para el bienestar del usuario.
- Torque entregable: este criterio evalúa la capacidad de entrega de torque por los actuadores.

Cada criterio llevará un puntaje otorgado según la eficacia con la que cumplen estos con respecto a los otros, por lo que se tendrán un puntaje entre 1 y 3. Además, cada criterio también contará con un peso, teniendo uno mayor si este influye directamente sobre la facilidad de uso y la comodidad para el usuario.

Estos criterios junto al puntaje otorgado a cada concepto de solución se encuentran ordenados en la Tabla 2.10.

Tabla 2.10. Evaluación Técnica de los Conceptos

Técnicos		Ideal			Solución 1		Solución 2		Solución 3	
Nro.	Criterio	G	P	PxG	P	PxG	P	PxG	P	PxG
1	Facilidad de Contrucción	1	3	3	2	2	1	1	2	2
2	Facilidad de Uso	3	3	9	3	9	2	6	2	6
3	Facilidad de Mantenimiento	2	3	6	3	6	1	2	2	4
4	Adaptabilidad al Usuario	2	3	6	2	4	2	4	3	6
5	Peso del Dispositivo	3	3	9	2	6	3	9	1	3
6	Torque entregable	2	3	6	2	4	1	2	3	6
Suma			18	39	14	31	10	24	13	27
Valor de suma relativo			1	1	0.778	0.795	0.556	0.615	0.722	0.692

2.6.2. Evaluación Económica

En el ámbito económico se consideran aspectos ligados a la facilidad de obtención de los materiales y componentes, el precio de estos y el costo de mantenimiento. Por ello se consideraron los siguientes criterios:

- Facilidad de obtención de componentes: en este criterio se evalúa la facilidad con la que se pueden encontrar los materiales de la estructura o componentes necesarios en el mercado peruano, otorgando menor puntaje si es necesaria la importación de estos.

- Costo de estructura: este criterio evalúa el costo de los materiales usados en la estructura, así como el costo de manufactura de estos. Se dará mayor puntaje al concepto que tenga menor costo.
- Costo de componentes: este criterio evalúa el costo de todos los componentes, ya sean mecanismos, dispositivos eléctricos o electrónicos, y actuadores. Se dará mayor puntaje al concepto que tenga menor costo.
- Costo de mantenimiento: este criterio evalúa cuánto costaría el cambio de piezas dañadas o la reparación de estas. Se dará mayor puntaje al concepto que tenga menor costo.
- Consumo energético: este criterio evalúa cuanta energía se consumiría por tratamiento y la frecuencia de cargado de la batería. Se dará mayor puntaje al concepto que tenga menor consumo.

Estos criterios fueron agrupados en la Tabla 2.11, donde se colocaron su puntaje, el cual representa una comparación en la eficacia de cada concepto frente a los demás en cada criterio, por lo que su valor estará entre 1 y 3. Además, esta tabla también contendrá los pesos de cada criterio, el cual fue otorgado teniendo en cuenta el efecto de cada criterio frente al costo del dispositivo.

Tabla 2.11. Evaluación Económica de los Conceptos

Económicos			Ideal		Solución 1		Solución 2		Solución 3	
Nro.	Criterio	G	P	PxG	P	PxG	P	PxG	P	PxG
1	Facilidad de Obtención de Componentes	2	3	6	3	6	1	2	3	6
2	Costo de Estructura	3	3	9	2	6	2	6	1	3
3	Costo de Componentes	3	3	9	3	9	1	3	2	6
4	Costo de Mantenimiento	2	3	6	2	4	1	2	2	4
5	Consumo Energético	1	3	3	2	2	2	2	1	1
Suma			15	33	12	27	7	15	9	20
Valor de suma relativo			1	1	0.8	0.818	0.467	0.455	0.6	0.606

Entonces, teniendo estos datos de las evaluaciones técnicas y económicas, se realizó el gráfico de la Figura 2.12, donde se considera como óptimo aquel que se acerque más a la línea de tendencia ideal y esté más cerca del concepto ideal.

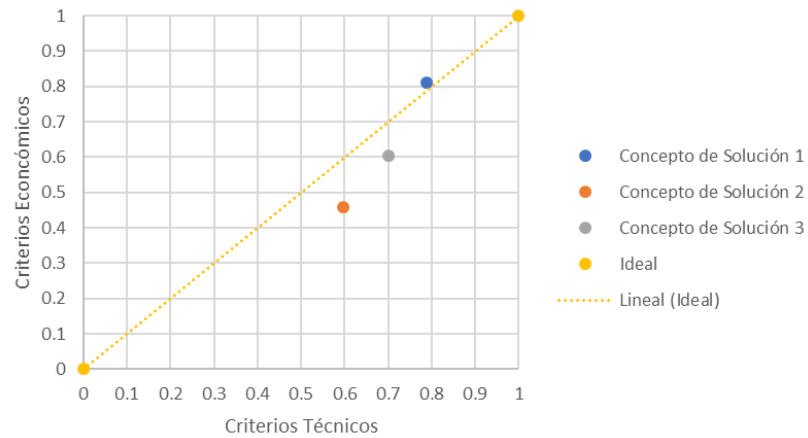


Figura 2.12. Gráfico de la Evaluación Técnica-Económica de los Conceptos

Entonces, de esta evaluación se obtiene que el concepto de solución 1 obtuvo una calificación promedio de 0.79 en los criterios técnicos y 0.8 en los criterios económicos, lo que permite que se acerque más a la recta ideal, por lo que se considerará como concepto óptimo. Por lo tanto, será con este concepto de solución con el que se pudieron plantear los proyectos preliminares del siguiente capítulo.

CAPÍTULO 3

PROYECTO PRELIMINAR

Una vez definido el concepto de solución óptimo, donde se analizaron las posibles formas en las que se pueden resolver las funciones principales del sistema, se debe pasar al análisis de la tecnología que permitiría llevar esos conceptos a la realidad.

Entonces, en este capítulo primero se describirán los diagramas de operación realizados para el funcionamiento del dispositivo, y luego se presentarán los proyectos preliminares planteados.

3.1. Diagrama de Operaciones

De acuerdo con lo propuesto por el concepto de solución óptimo obtenido, las operaciones que se deben realizar se pueden dividir en tres conjuntos, el primero que será realizado por el terapeuta, el segundo que será realizado por el usuario o quien le ayude, y el tercero que indica qué acciones realizar en caso de emergencia.

El terapeuta deberá primero encender el dispositivo, luego cargar el archivo con el tratamiento a realizar mediante internet, posteriormente esperará hasta que el paciente realice el tratamiento para recibir la duración de este y que se terminó. Estos pasos se pueden apreciar en la Figura 3.1.

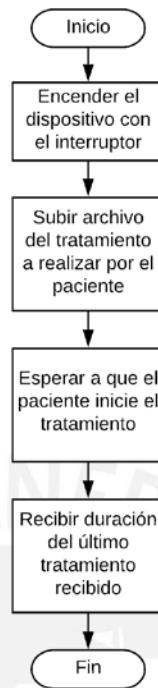


Figura 3.1. Diagrama de Operaciones del Terapeuta

El usuario, o quien le ayude a operar el dispositivo, deberá primero encenderlo, luego revisar cuanta carga le queda a la batería, cargarla si es necesaria y desconectarla. Con la batería cargada de energía, se deberá abrir la aplicación móvil y conectarse al dispositivo, posteriormente deberá colocárselo y ajustar el eslabón del antebrazo a este, teniendo en cuenta su longitud y sujetándolo con correas. Luego, elegir la opción de iniciar en la aplicación, esperar a que se termine el tratamiento, desajustar el dispositivo, quitárselo, salir de la aplicación y, finalmente, apagar el dispositivo. Estos pasos se pueden apreciar en la Figura 3.2.

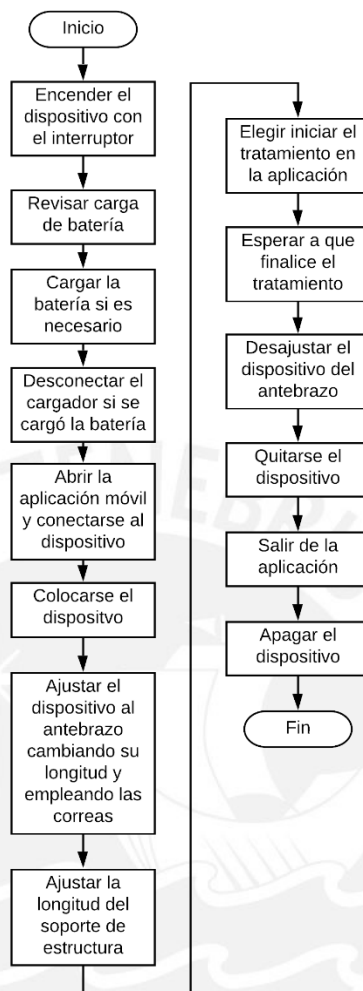


Figura 3.2. Diagrama de Operaciones del Usuario

3.2. Primer Proyecto Preliminar

Este proyecto contempla el uso de tres barras, que serán llamadas eslabones en este documento, que se moverán accionados por un actuador rotativo tipo servomotor, que tendrá como sensores de posición angular un encoder y de torque un sensor inercial. Además, el mecanismo que se usará como soporte de este dispositivo son dos barras rígidas donde un extremo estará conectado la placa trasera y en otro una base que se podrá apoyar en una superficie inercial, como una silla o el suelo. La Figura 3.3. muestra una vista general del proyecto planteado, indicando las partes más importantes de su estructura.

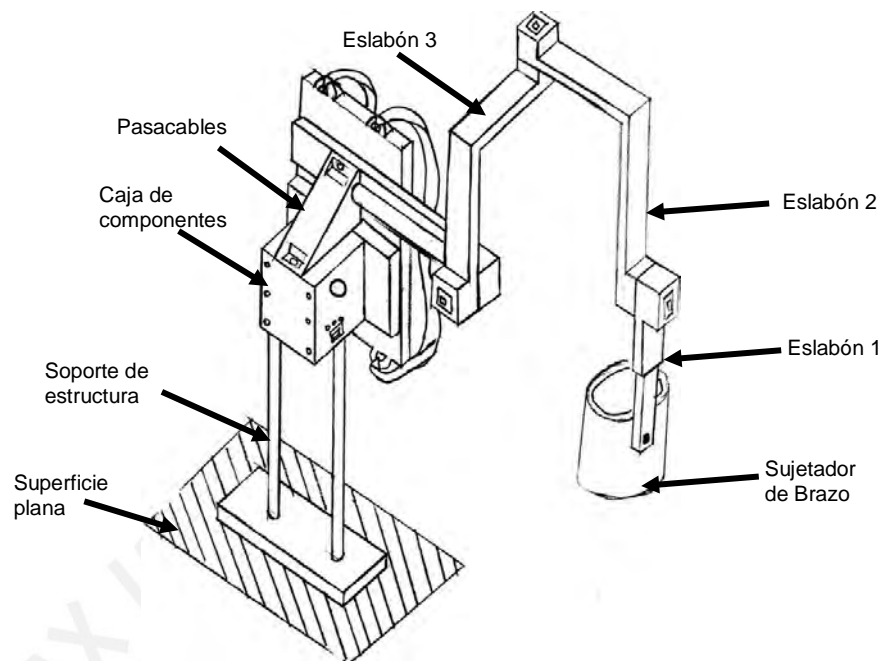


Figura 3.3. Vista general del Proyecto Preliminar 1

Los mecanismos usados para los movimientos naturales del hombro serán por medio de eslabones los cuales tendrán articulaciones que los unan entre sí y permitan un movimiento rotatorio entre sí. Para ello se utilizará un servomotor comercial que permite obtener con precisión los ángulos necesarios para cada movimiento, además, se tendrá como sensor de posición angular un encoder digital que irá conectado al controlador. Por lo tanto, se necesitarán tres servomotores que permitan los tres movimientos. La Figura 3.4 muestra estos servomotores junto con una vista interna de la articulación donde se acoplan los eslabones.

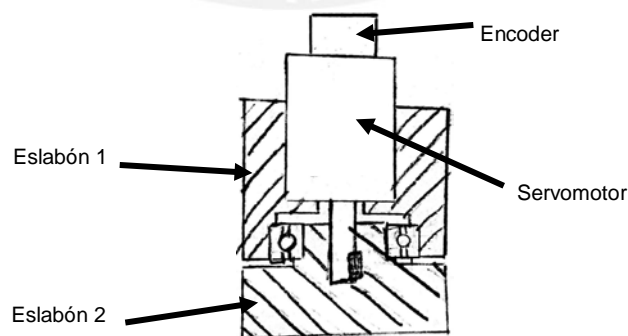


Figura 3.4. Articulación de Eslabones con Servomotor

Entonces, serían necesarios tres servomotores, uno para cada movimiento, y tres encoders. El sensor que se usará para la medición del torque estaría basado en un

sensor inercial, que mediante el uso de un acelerómetro puede determinar la fuerza a la que está sometido, y con un giroscopio la dirección de esta. Su ubicación estaría en la zona donde el brazo se ajusta al dispositivo, de esta manera solo se necesitaría uno de estos sensores. La Figura 3.5 muestra la posición de este sensor.

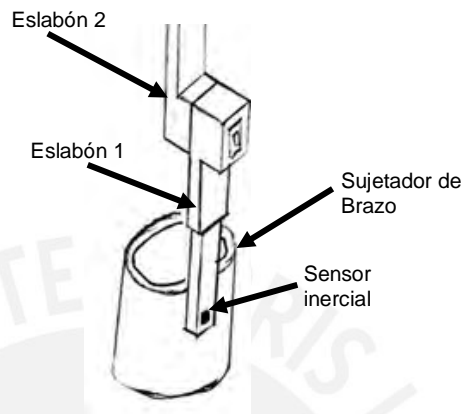


Figura 3.5. Ubicación del sensor inercial

Los sensores y actuadores mencionados con anterioridad estarán conectados mediante cables al controlador, los cuales saldrán de la caja de componentes electrónicos por un agujero ubicado en la parte superior. Además, estos cables pasarán dentro de piezas huecas que se pueden acoplar a los eslabones para que tengan un grado de protección, y para que las personas no puedan estar en contacto con estos.

El controlador se ubicará dentro de la caja en la placa trasera y podría ser un Raspberry Pi debido a que su capacidad de procesamiento es suficiente para la cantidad de datos que se controlarán, además, este puede conectarse a internet sin la necesidad de un periférico específico. Debido a que los servomotores tienen como principio de funcionamiento la recepción de señales mediante una modulación del largo de pulso, no será necesaria la adición de un controlador específico para estos.

La interacción con el usuario será completamente mediante la aplicación web que se conectará a un servidor, siendo los únicos indicadores en el dispositivo el interruptor de encendido y apagado, un diodo LED que indique que el dispositivo se encuentra encendido, y un par que indique el nivel de batería, si se enciende el de color rojo la batería tiene muy poca carga, y si se enciende el verde la carga es adecuada. La

distribución de estos elementos de interacción al usuario se puede apreciar en la Figura 3.6 junto a su ubicación en la caja de componentes.

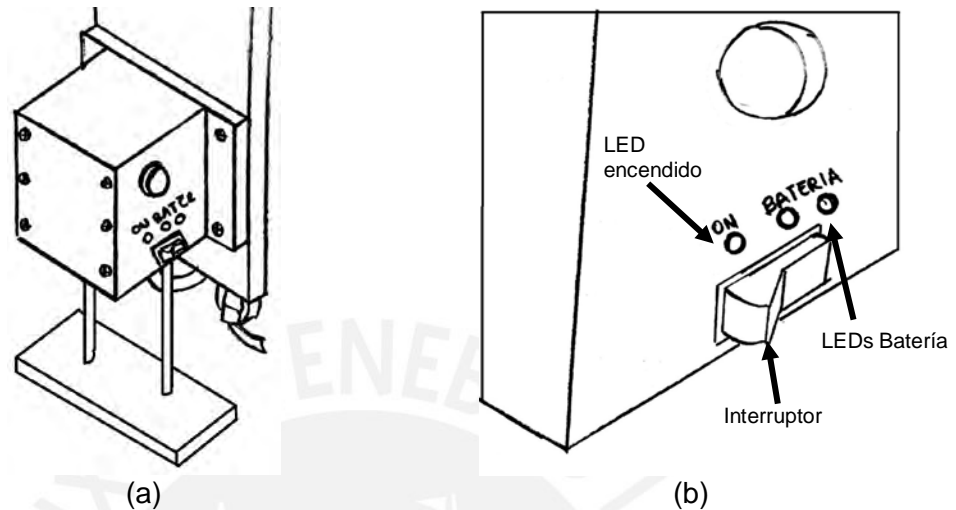


Figura 3.6. Vista de la caja de componentes electrónicos (a) Vista general de la caja (b) Vista de los elementos de interacción con el usuario.

La batería también se encontrará en la caja de componentes electrónicos, y esta debe ser capaz de alimentar a los sensores, actuadores y al controlador, por lo que se plantea que sea una batería de ión litio recargable. Para el correcto funcionamiento de este sistema, se le deberá realizar un mantenimiento preventivo cada 6 meses, esto debido a que el usuario final, es decir, el paciente, puede descuidar la batería, por lo que será necesario una revisión de este cada cierto tiempo.

3.3. Segundo Proyecto Preliminar

Este proyecto contempla el uso de dos eslabones accionados por actuadores rotativos que permitan el movimiento en ángulos específicos. Para lograr un control preciso, se utilizará un encoder para la medición de posición angular y un módulo sensor inercia que incluya un acelerómetro y giroscopio.

Los movimientos del hombro también serán activados mediante rotación relativa, siendo los pares de movimientos de abducción/aducción y flexión/extensión activados cada uno por un actuador diferente, sin embargo, el par de movimiento de las rotaciones necesitarán una combinación de ambos actuadores para poder realizarse.

En este proyecto se consideró el uso de motorreductores rotativos cuya reducción incluida permita la obtención de ángulos precisos, logrando así tener un mayor torque. Cada motor contará con un encoder para la medición de posición angular y un sensor inercial compuesto por un acelerómetro y un giroscopio para la medición del torque. Además, la estructura contará con un soporte conformado por dos cilindros de gas activados mediante un botón, los cuales tendrán un extremo colocado en la placa trasera y otro en una base. Esto permite que el soporte tenga una longitud variable, lo que le otorga la capacidad al usuario de tener una variedad de lugares donde realizar su tratamiento. La Figura 3.7 muestra una vista de este proyecto, donde se pueden apreciar las posiciones de los motores, sensores, eslabones y el soporte.

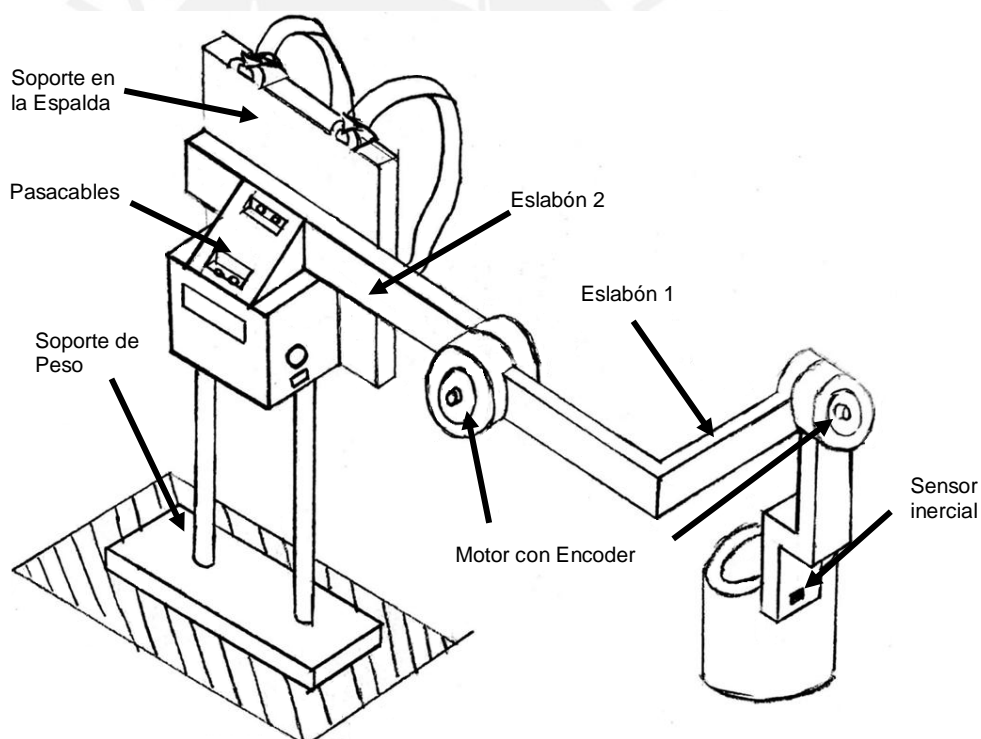


Figura 3.7. Vista general del Proyecto Preliminar 2

El controlador en este proyecto podría ser un Raspberry Pi, debido a su capacidad de procesamiento y facilidad de conexión con internet. La interacción con el usuario se dará mediante la aplicación móvil, la cual se conectará a un servidor creado por el dispositivo, y le mostrará datos como el tratamiento a realizar, la duración y un registro de tratamientos pasados. Adicional a esta, se contará con una pantalla para

poder ver datos como la carga de la batería, una señal si se encontró algún error con el encendido y el tiempo que se lleva en un tratamiento; además, se contará con un diodo LED para mostrar que el dispositivo se encuentra encendido. La Figura 3.8 muestra la ubicación de esta pantalla en la caja de componentes.

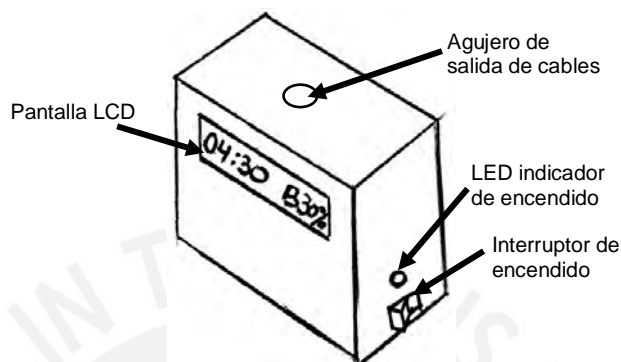


Figura 3.8. Vista de la caja de componentes

En el interior de esta caja estarán colocados el controlador principal, los controladores de cada motor, también llamados drivers, el sensor de carga de batería y la batería. Estos componentes se encontrarán soldados a una tarjeta en el interior de la caja y utilizarán cables para la comunicación con los sensores y actuadores que se encuentren fuera. Además, la batería debe ser capaz de alimentar al sistema y tener una carga que permita realizar terapias que duren por lo menos una hora, por lo tanto, una batería de ion litio satisface estas condiciones.

3.4. Tercer Proyecto Preliminar

Este proyecto plantea el uso de dos eslabones para su funcionamiento, los cuales se moverán mediante el uso de motores paso a paso, ya que estos permiten tener una gran precisión cuando se quieren obtener ángulos específicos. Los movimientos naturales del hombro se lograrán mediante la activación conjunta de estos motores, por lo que será necesario el uso de sensores a pesar de la precisión de los motores paso a paso. La Figura 3.9 muestra una vista general de este proyecto preliminar.

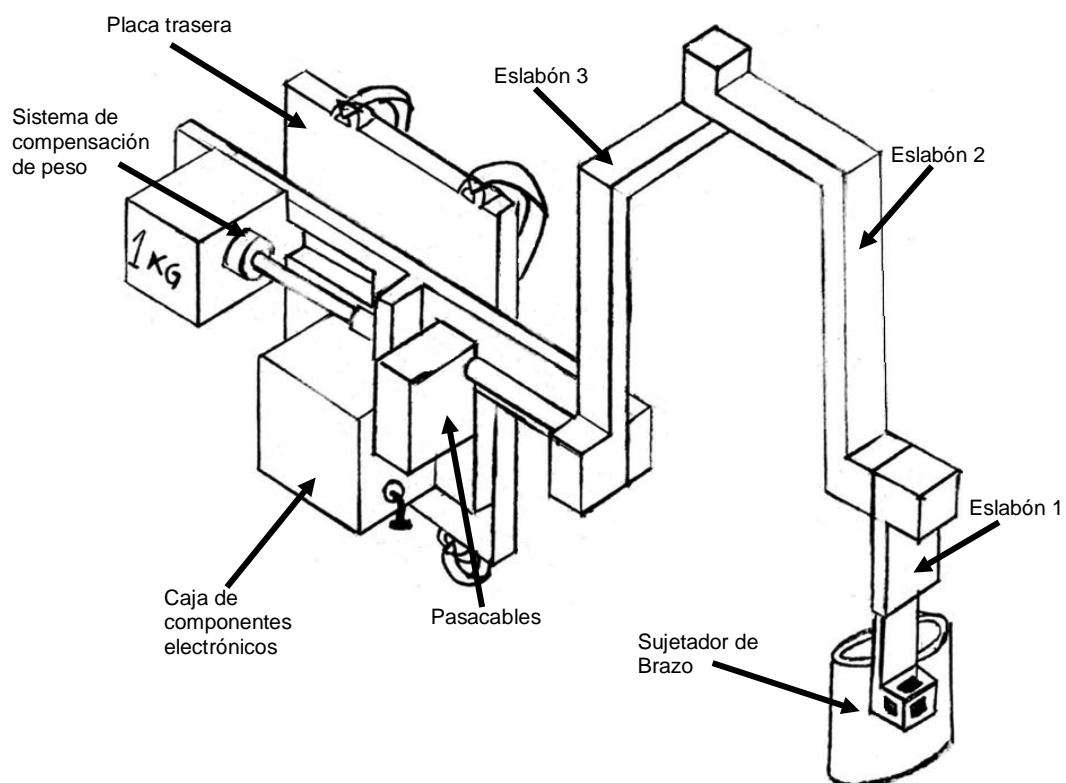


Figura 3.9. Vista general del Proyecto Preliminar 3

Se utilizarán como sensor de posición angular un encoder, y para medir el torque tres acelerómetros posicionados cada uno en un eje distinto, de esta manera se podrá construir un vector fuerza y así calcular el torque. La Figura 3.10 muestra la posición de estos tres acelerómetros en relación con el eslabón que contiene el sujetador de brazo.

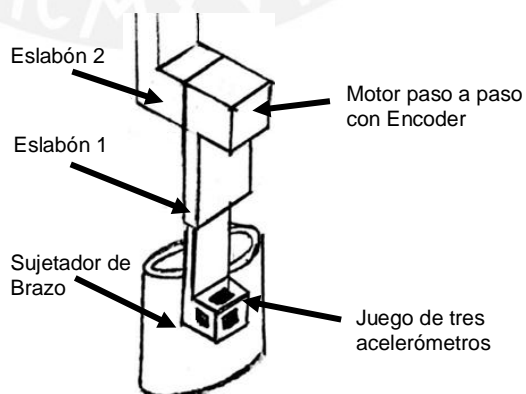


Figura 3.10. Posición de los Acelerómetros

El sistema de soporte se dará en este caso mediante la compensación de peso, es decir, contará con un contrapeso variable que le permitirá al usuario no tener mucha

carga sobre un lado de su cuerpo. El sistema consta de un actuador lineal neumático, en cuyos extremos se encontrará un bloque de masa 1kg el cuál irá variando su posición para que genere un torque en sentido contrario al generado por la parte móvil. Este sistema se puede observar en la Figura 3.11.

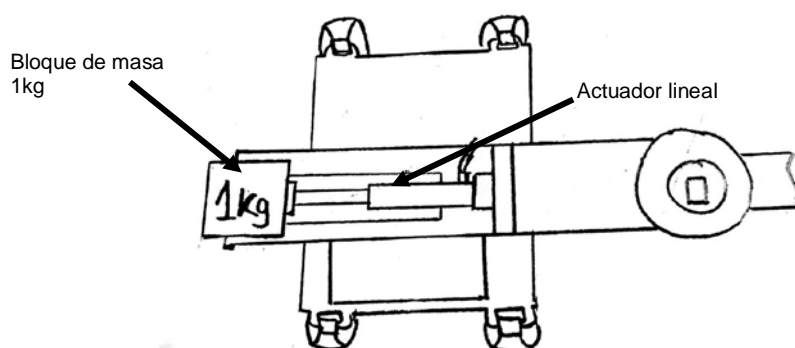


Figura 3.11. Vista del sistema de compensación de peso

Los controladores, en este proyecto, serían un par de placas Arduinos, siendo uno el que controle los motores y sensores, mientras que el otro controlará el actuador neumático y servirá de servidor web, ya que contará con los periféricos necesarios. Esto debido a que esta división del control permitirá que cada uno necesite una menor capacidad de procesamiento. Las conexiones entre componentes electrónicos se darán por cables, por lo que la estructura contará con piezas huecas que se pueden colocar sobre los eslabones para que puedan pasar los cables, evitando, de esta manera, que los usuarios puedan estar en contacto con estos y evitar un riesgo eléctrico. Además, dentro de la caja de componentes electrónicos se encontrará una tarjeta donde irán soldados los controladores.

Una batería de ion de litio cumple con los requerimientos de este sistema, sin embargo, se necesitará también un sistema conversor electroneumático, por lo que la potencia de esta batería debe ser alta. Además, esta también debe tener la suficiente energía para poder alimentar a todo el dispositivo por al menos una hora de terapia.

La interacción con el usuario se dará principalmente mediante la aplicación móvil. Los únicos indicadores que se encontrarán en la caja de componentes electrónicos serían un diodo LED para indicar el encendido y un par de estos para indicar el estado

de batería. La distribución de estos es similar a las del primer proyecto preliminar presentado, como se mostró en la Figura 3.6.

3.5. Evaluación de los Proyectos Preliminares

Una vez explicados los proyectos preliminares que surgieron de la elección del concepto de solución óptimo, se dará paso a la evaluación de estos con lo que se podrá obtener un proyecto preliminar óptimo.

Debido a que los proyectos preliminares están basados en el concepto de solución óptimo, los criterios a evaluar serán similares a los usados para los conceptos de solución. La evaluación se dividirá en aspectos técnicos y económicos.

3.5.1. Evaluación Técnica

En el ámbito técnico se consideran aspectos ligados a la construcción, uso y mantenimiento. Estos se basan en los requerimientos del sistema, teniendo un puntaje entre 1 y 3, el cual representa que tan efectivo es en cumplir cada criterio en comparación con los otros proyectos, así como un peso distinto por criterio, teniendo mayor peso aquellos que tengan un efecto directo en lo que respecta a los tratamientos efectuados, estos pesos tienen valores entre 1 y 4. Entonces, los criterios que serán evaluados son los siguientes:

- Facilidad de construcción
- Facilidad de uso
- Facilidad de mantenimiento
- Adaptabilidad al usuario
- Peso del dispositivo
- Torque entregable.

Estos criterios y la puntuación obtenida por cada proyecto se encuentran ordenados en la Tabla 3.1.

Tabla 3.1. Evaluación Técnica de los Proyectos

Técnicos			Ideal		Proyecto 1		Proyecto 2		Proyecto 3	
Nro.	Criterio	G	P	PxG	P	PxG	P	PxG	P	PxG
1	Facilidad de Contrucción	1	3	3	2	2	3	3	2	2
2	Facilidad de Uso	3	3	9	2	6	3	9	2	6
3	Facilidad de Mantenimiento	2	3	6	1	2	3	6	2	4
4	Adaptabilidad al Usuario	3	3	9	3	9	2	6	3	9
5	Peso del Dispositivo	4	3	12	1	4	2	8	1	4
6	Torque entregable	2	3	6	2	4	1	2	3	6
Suma			18	45	11	27	14	34	13	31
Valor de suma relativo			1	1	0.611	0.6	0.778	0.756	0.722	0.689

3.5.2. Evaluación Económica

En el ámbito económico se consideran aspectos ligados a la facilidad de obtención de los materiales y componentes, el precio de estos y el costo de mantenimiento. De la misma manera que con los criterios técnicos, estos contarán con una evaluación con un valor entre 1 y 3, el cual dependerá de su eficacia en comparación con las otras alternativas. Además, cada criterio tiene un peso ligado a su efecto en el costo total de fabricación del dispositivo. Así pues, los criterios evaluados fueron los siguientes:

- Facilidad de obtención de componentes
- Costo de estructura
- Costo de componentes
- Costo de mantenimiento
- Consumo energético

Entonces, la Tabla 3.2 muestra el resumen de estos criterios junto al puntaje dado a cada proyecto preliminar.

Tabla 3.2. Evaluación Económica

Económicos			Ideal		Proyecto 1		Proyecto 2		Proyecto 3	
Nro.	Criterio	G	P	PxG	P	PxG	P	PxG	P	PxG
1	Facilidad de Obtención de Componentes	2	3	6	3	6	1	2	2	4
2	Costo de Estructura	3	3	9	1	3	3	9	2	6
3	Costo de Componentes	3	3	9	3	9	1	3	2	6
4	Costo de Mantenimiento	2	3	6	1	2	3	6	2	4
5	Consumo Energético	1	3	3	2	2	3	3	1	1
Suma			15	33	10	22	11	23	9	21
Valor de suma relativo			1	1	0.667	0.667	0.733	0.697	0.6	0.636

Una vez obtenidas las tablas con las evaluaciones técnica y económica, se procederá a realizar un gráfico que utilice los valores de suma relativos y compararlo con una curva ideal para encontrar el proyecto preliminar óptimo. Este gráfico se muestra en la Figura 3.12.

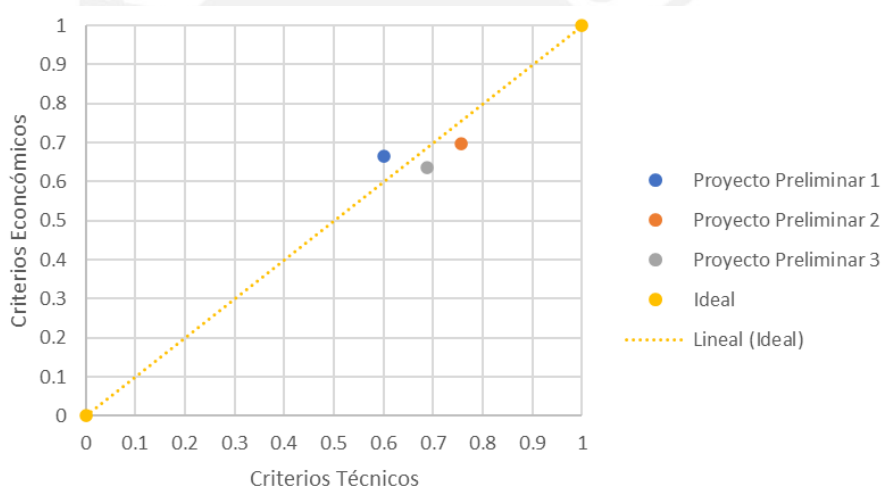


Figura 3.12. Evaluación Técnica-Económica de los Proyectos

Finalmente, teniendo en cuenta el resultado ofrecido por el gráfico de la Figura 3.8, Se tiene que el segundo proyecto propuesto tiene una calificación de 0.78 en el aspecto técnico y 0.71 en el aspecto económico, teniendo en cuenta los criterios considerados en este documento, lo que permite que se acerque bastante a la curva ideal. Entonces, el proyecto mostrado en la Figura 3.7 se selecciona, de acuerdo a las consideraciones adoptadas a lo largo de este documento, como el proyecto preliminar óptimo.

CONCLUSIONES

El estudio presentado en este documento, acerca de la realidad nacional en cuestión a lesiones de hombro y sus tratamientos, permite conocer que actualmente existe una necesidad de encontrar maneras de facilitar el trabajo de los terapeutas físicos. Esto se puede lograr mediante la elaboración de dispositivos que permitan al paciente realizar sus tratamientos en casa, lo que genera que el terapeuta pueda tener varios pacientes en paralelo.

La síntesis realizada acerca del estado de la tecnología actual de dispositivos que faciliten la rehabilitación física del hombro muestra que existe un interés por parte de equipos de desarrolladores por generar nuevas ideas en este campo. Además, presenta un futuro favorable para las personas que sufren de lesiones, ya que estas tecnologías están constantemente en un proceso de mejora que permitirá entregarles tratamientos de calidad.

Finalmente, con la metodología usada, la cual se basa en la norma VDI 2221, se llegó a un concepto de solución óptimo, el cual se caracteriza por ser de fácil colocación y operación por el usuario, y que utilizaría componentes más ligeros para una mayor comodidad de uso. Además, con este concepto se consiguió un proyecto preliminar óptimo, el cual puede servir de base, en opinión del autor, para una futura implementación.

BIBLIOGRAFÍA

- [Arroyo, 2004] Arroyo J. (2004) El derecho a la salud de las personas con discapacidad: Estado de cuestión. CEEDIS. Recuperado de http://repositoriocdpd.net:8080/bitstream/handle/123456789/245/Inf_ArroyoJ_DerechoSaludPersonas_2004.pdf?sequence=1
- [Brochu, 2009] Brochu, P. and Pei, Q. (2010), Advances in Dielectric Elastomers for Actuators and Artificial Muscles. *Macromol. Rapid Commun.*, 31: 10-36. Recuperado de <https://doi-org.ezproxybib.pucp.edu.pe/10.1002/marc.200900425>
- [Cardoso, 2017] Cardoso, E., Fernández, A., Marrero-Osorio, S., & Guardado, P. (2017). Modelos cinemático y dinámico de un robot de cuatro grados de libertad. *Ingeniería Electrónica, Automática y Comunicaciones*, 38(3), 56-75. Recuperado de http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1815-59282017000300006&lng=es&tlng=es.
- [Carignan, 2005] S. Roderick, M. Liszka, C. Carignan, S. Roderick, M. Liszka and C. Carignan, (2005) Design of an arm exoskeleton with scapula motion for shoulder rehabilitation, ICAR '05. Proceedings., 12th International Conference on Advanced Robotics, Seattle, WA, 2005, pp. 524-531. Recuperado de <http://ieeexplore.ieee.org.ezproxybib.pucp.edu.pe:2048/stamp/stamp.jsp?tp=&number=1507459&isnumber=32295>
- [Carignan, 2011] Carignan C. y Liszka S. (2011) Portable Arm Exoskeleton for Shoulder Rehabilitation. Estados Unidos. Recuperado de <https://patents.google.com/patent/US7862524B2/en>
- [Chung, 1994] Chugn, D. (1994). Carbon Fiber Composites. doi: <https://doi.org/10.1016/C2009-0-26078-8>
- [Contreras, 2018] Contreras Julio, Liendo Rodrigo, Díaz Cristóbal, Díaz María, Osorio Matías, Guzmán Ricardo, Soza Francisco, Beltrán Manuel, Palomo Héctor, Córdova Carlos, Manosalvas Daniel, Lecaros Juan, Torres Ramón, Grau Gilberto, Silva Pablo, Parada Cristián, Cibie Dominique, Martínez Rodrigo, & Pérez Iván. (2018). Efectividad de un programa de rehabilitación autoadministrado en el tratamiento del síndrome de hombro doloroso en atención primaria de salud: un estudio clínico aleatorizado, simple ciego. *Revista médica de Chile*, 146(9), 959-967. <https://dx.doi.org/10.4067/s0034-98872018000900959>
- [Cortés, 2008] Cortés J. (2018) La representación Denavit-Hartenberg. Recuperado de https://personal.us.es/jcortes/Material/Material_archivos/Articulos%20PDF/RepresentDH.pdf
- [Cui, 2017] Cui, Xiang & Chen, Weihai & Jin, Xin & Agrawal, Sunil. (2016). Design of a 7-DOF Cable-driven Arm Exoskeleton (CAREX-7) and a Controller for Dexterous Motion Training or Assistance. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*. 22. 1-1. Recuperado de https://www.researchgate.net/publication/310823709_Design_of_a_7-DOF_Cable-driven_Arm_Exoskeleton_CAREX-7_and_a_Controller_for_Dexterous_Motion_Training_or_Assistance
- [EL CAMINO, s.f.] El Camino Hospital (s.f.) Datos acerca de la espina dorsal, el hombro y la pelvis. El Camino Health. Recuperado de <https://www.elcaminohealth.org/es/library/datos-acerca-de-la-espina-dorsal-el-hombro-y-la-pelvis>
- [EsSalud, 2015] EsSalud (2015) Perfil Epidemiológico de la Población Asegurada por Redes Asistenciales y sus elementos condicionantes 2015. Recuperado de http://www.essalud.gob.pe/downloads/estadistica/perf_epidem_poblac_aseg_r_asistenc_elementos_condicionantes_2015.pdf

- [Fang, 2016] X. Fang, B. Han, J. Wang and D. Liu, "Adaptive velocity field control of upper-limb rehabilitation robot," *2016 Chinese Control and Decision Conference (CCDC)*, Yinchuan, 2016, pp. 5438-5443, doi: 10.1109/CCDC.2016.7531969.
- [Gabucio, 2008] Gabucio P. (2008) Tratamiento del hombro doloroso mediante terapia manual. Universidad Católica San Antonio de Murcia. pp 23-33. Recuperado de https://www.ucam.edu/sites/default/files/revista-fisio/03-tratamiento_del_hombro_doloroso_mediante.pdf
- [Heno, 2013] Heno J. y López J. (2013) Diseño y desarrollo de un goniómetro basado en sensores cinemáticos con comunicación inalámbrica en tiempo real (Tesis de pregrado). Universidad Pontificia Bolivariana. Recuperado de <https://repository.upb.edu.co/bitstream/handle/20.500.11912/1097/PROYECTO%20DE%20GRADO.pdf?sequence=1&isAllowed=y>
- [INEI, 2019] Instituto Nacional de Estadística e Informática (2019) Situación de la Población Adulta Mayor – Informe Técnico Enero-Febrero-Marzo 2019. Recuperado de <https://www.inei.gob.pe/media/MenuRecursivo/boletines/adultomayorjunio.pdf>
- [INEI, 2016] Instituto Nacional de Estadística e Informática (2016) Producción y Empleo Informal en el Perú. Cuenta Satélite de la Economía Informal 2007-2016. Recuperado de https://www.inei.gob.pe/media/MenuRecursivo/publicaciones_digitales/Est/Lib1471/libro.pdf
- [INR, 2019] Instituto Nacional de Rehabilitación (2019) Catálogo de Servicios y Actividades Estandarizadas – I Trimestre 2019. Recuperado de http://www.inr.gob.pe/transparencia/Estadistica/informacion%20estadistica/2019/meses/CPMyAE_Mar19.pdf
- [Islam, 2019] Islam, M.R., Assad-Uz-Zaman, M. & Rahman, M.H. (2019). Design and control of an ergonomic robotic shoulder for wearable exoskeleton robot for rehabilitation. *International Journal of Dynamic and Control*. Recuperado de <https://doi-org.ezproxybib.pucp.edu.pe/10.1007/s40435-019-00548-3>
- [Jungsoo, 2011] Jungsoo H, Changsoo H, Hyeyoen J, Jacho J, Youngsu L y Sungjoon H (2011). Wearable robotic system for rehabilitation training of the upper limbs. Estados Unidos. Recuperado de <https://patents.google.com/patent/US8968220B2/en?q=Wearable&q=robotic&q=system&q=rehabilitation+training&q=upper&q=limbs&oq=Wearable+robotic+system+for+rehabilitation+training+of+the+upper+limbs>
- [Krishnan, 2015] Krishnan G., Bishop-Moser J., Kim C. y Kota S (2015) Kinematics of a Generalized Class of Pneumatic Artificial Muscles. *Journal of Mechanisms and Robotics ASME*. Vol. (7) Recuperado de <https://doi-org.ezproxybib.pucp.edu.pe/10.1115/1.4029705>
- [LOAYZA, 2017] Hospital Nacional Arzobispo Loayza (2017) Guía de Prácticas Clínicas – Servicio de Medicina Física y Rehabilitación pp.100-121 Recuperado de http://www.hospitalloayza.gob.pe/files/TRAS_d7b24bc89b41933.pdf
- [Mio, 2014] Mio R (2014). Diseño de un exoesqueleto para rehabilitación de miembro superior accionado por una interfaz cerebro-máquina (Tesis de pregrado). Pontificia Universidad Católica del Perú, Lima. Recuperado de <http://tesis.pucp.edu.pe/repositorio/handle/20.500.12404/6198>
- [Molina, 2015] Molina M. y Sancho J. (2015) Diseño y construcción de un exoesqueleto de 6 GDL para potenciar las capacidades en personas que han perdido la movilidad parcial del miembro superior derecho (Tesis de titulación). Universidad de las Fuerzas Armadas, Ecuador. Recuperado de <http://repositorio.espe.edu.ec/xmlui/handle/21000/9937>
- [MTPE, 2018] Ministerio de Trabajo y Promoción del Empleo (2018) Anuario Estadístico 2018. Recuperado de <https://www.gob.pe/institucion/mtpe/informes-publicaciones/279944-anuario-estadistico-2018>

- [Oliveira, 2007] Oliveira, C., Navarro, R., Navarro, R., Ruiz, J., Jiménez, J., y Brito, E. (2007) Biomecánica del hombro y sus lesiones. *Canarias Médica y Quirúrgica*, 4(12): 8-16. Recuperado de https://accedacris.ulpgc.es/bitstream/10553/5977/1/0514198_00012_0002.pdf
- [Park, 2008] H. Park, Yupeng Ren and Li-Qun Zhang, (2008) IntelliArm: An exoskeleton for diagnosis and treatment of patients with neurological impairments, 2nd IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics, Scottsdale, AZ, 2008, pp. 109-114. Recuperado de <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=4762876&isnumber=4762753>
- [Park, 2017] K. Lee, J. Park and H. Park (2017). Compact design of a robotic device for shoulder rehabilitation. 14th International Conference on Ubiquitous Robots and Ambient Intelligence (URA), Jeju, 2017, pp. 679-682. Recuperado de <http://ieeexplore.ieee.org.ezproxybib.pucp.edu.pe:2048/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=7992794&isnumber=7992653>
- [Ruiz, 2008] Ruíz A. (2008) Sistema robótico multimodal para análisis y estudios en biomecánica, movimiento humano y control neuromotor (Tesis doctoral). Universidad Carlos III de Madrid, Leganés, España. Recuperado de <https://e-archivo.uc3m.es/handle/10016/5636#preview>
- [SIS, 2018] Seguro Integral de Salud (2018) Boletín Estadístico Mensual 2018. Recuperado de <http://www.sis.gob.pe/portal/estadisticas/boletinestadistico.html>
- [Sosa, 2017] Sosa D. (2017) Desarrollo de un exoesqueleto para rehabilitación del hombro (Tesis de maestría). Universidad Tecnológica de la Mixteca, Oaxaca, México. Recuperado de http://jupiter.utm.mx/~tesis_dig/13134.pdf
- [Suarez, 213] Suarez N., Osorio A. (2013) Biomecánica del hombro y bases fisiológicas de los ejercicios de Codman. *Revista CES Medicina Volumen 27 No. 2* pp.205-217. Recuperado de <http://revistas.ces.edu.co/index.php/medicina/article/view/2190/2030>
- [Tavaloki, 2009] Tavakoli, Mahmoud & Marques, Lino & de Almeida, Aníbal. (2009). A comparison study on Pneumatic Muscles and electrical motors. 2008 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics, ROBIO 2008. 1590 – 1594. Recuperado de https://www.researchgate.net/publication/224441600_A_comparison_study_on_Pneumatic_Muscles_and_electrical_motors
- [UNED, 2011] UNED (2011) Ingeniería de los Sistemas Embebidos. Universidad Nacional de Educación a Distancia. Recuperado de http://www.ieec.uned.es/investigacion/Dipseil/PAC/archivos/Informacion_de_referencia_ISE5_3_1.pdf
- [Virhuez, 2018] Virhuez W (2018). Diseño de un mecanismo robótico de dos grados de libertad para rehabilitación de miembro superior en usuarios con posinfarto cerebral (Tesis de pregrado). Pontificia Universidad Católica del Perú, Lima. Recuperado de <http://tesis.pucp.edu.pe/repositorio/handle/20.500.12404/12795>