

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ

FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA



**DISEÑO CONCEPTUAL DE UN DISPOSITIVO MECATRÓNICO PARA
LA REHABILITACIÓN Y MONITOREO DE RODILLA EN
PACIENTES MAYORES DE 45 AÑOS DIAGNOSTICADOS CON
GONARTROSIS LEVE O MODERADA**

**TRABAJO DE INVESTIGACIÓN PARA LA OBTENCIÓN DEL GRADO
DE BACHILLER EN CIENCIAS CON MENCIÓN EN INGENIERÍA
MECATRÓNICA**

AUTOR

Alejandro Benjamin Jimenez Panta

ASESOR

Mag. Victoria Elizabeth Abarca Pino

Lima, enero del 2021

RESUMEN

La gonartrosis (o artrosis de rodilla) representa un problema de gran predominancia en adultos mayores de 45 años, siendo esta una enfermedad degenerativa natural. Entre las distintas alternativas para ralentizar el progreso de esta condición se encuentra el ejercicio físico, el cual puede ser realizado con exoesqueletos de rehabilitación que permitan apoyar al terapeuta en su intensiva labor y de esta manera mejorar la eficiencia en su labor y permitir mayor acceso de pacientes a estas sesiones a través de la ampliación de frecuencia, duración y disponibilidad de cada sesión. Así, se propone realizar el diseño conceptual de un exoesqueleto de rehabilitación como respuesta a la problemática de gonartrosis. Para lograr este objetivo, se implementó la metodología VDI2206 partiendo de un estudio del miembro inferior, así como de las tecnologías existentes y arribando a un concepto óptimo de solución del dispositivo propuesto. Este dispositivo, de uso clínico, contribuye a resolver los desafíos que actualmente existen en exoesqueletos rígidos como la falta de confortabilidad y adaptabilidad a la situación única de cada paciente. Al mismo tiempo que resuelve falencias en los actuales dispositivos tipo Soft como la garantía de seguridad y transmisión de fuerza necesaria para los ejercicios comunes en las prácticas de rehabilitación de personas con gonartrosis.



DEDICATORIA

“A mis padres y hermanos”

ÍNDICE DE CONTENIDO

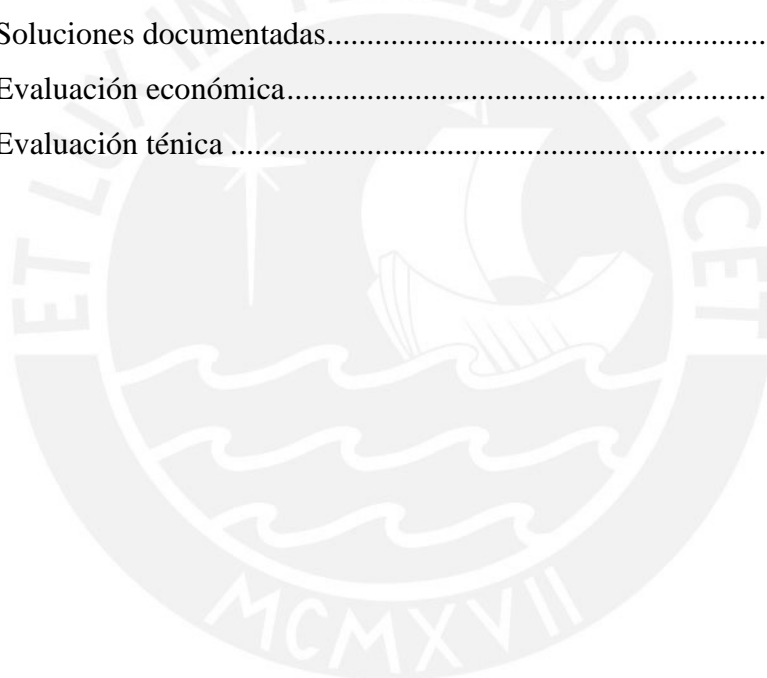
	Pág
INDICE DE TABLAS	v
INDICE DE FIGURAS.....	vi
Introducción	1
CAPITULO I: BIOMECÁNICA DEL MIEMBRO INFERIOR.....	4
1.1 Anatomía de miembro inferior.....	4
1.1.1 Huesos	4
1.1.2 Meniscos	7
1.1.3 Ligamentos:.....	8
1.1.4 Músculos y tendones:.....	8
1.2 Biomecánica del miembro inferior	11
1.2.1 Planos y ejes de movimiento	11
1.2.2 Rangos de movimiento de las articulaciones	12
1.3 PATRONES DE MOVIMIENTO	20
1.3.1. Análisis de la marcha	20
1.4 Tipos de rehabilitación de gonartrosis.....	26
1.4.1. Fisioterapia de la artrosis de rodilla	30
CAPÍTULO II: ESTADO DE LA TECNOLOGÍA.....	32
2.1 Robots rígidos de rehabilitación de rodilla.....	32
2.1.1 Productos tecnológicos en desarrollo.....	32
2.1.2 Productos tecnológicos comerciales	35
2.2 Robots soft de rehabilitación de rodilla.....	38
2.2.1 Robots Soft en desarrollo.....	38
CAPÍTULO III: DISEÑO CONCEPTUAL.....	41
3.1 Requerimientos del sistema.....	41
3.1.1 Requerimientos mecánicos del sistema	42
3.1.2 Requerimientos eléctrico-electrónicos:	43
3.2 Contexto de funcionamiento:	44
3.3 Diagrama de operaciones	45
3.4 Black Box del sistema rehabilitador	46
3.5 Estructura de funciones:	48
3.6 Matriz morfológica	52
3.7 Soluciones preliminares.....	54

a) Solución I:	55
b) Solución II:	59
c) Solución III:	63
3.8 Análisis técnico económico	66
3.9 Concepto óptimo de solución	68
Conclusiones	71
Bibliografía	73



INDICE DE TABLAS

Tabla 1. Ángulos máximos de flexión y extensión de cadera.....	14
Tabla 2 Valores máximos de flexión de rodilla.....	18
Tabla 3. Máximos ángulos de movimiento según articulación.....	20
Tabla 4. Torques máximos normalizados según articulación	25
Tabla 5. Rango de movimiento y arco de movimiento coronal (frontal) para cada articulación.....	26
Tabla 6. Momentos pico medios para cada articulación	26
Tabla 7. Soluciones parciales para el dominio Mecánico	52
Tabla 8. Soluciones parciales para dominio electrónico	53
Tabla 9. Soluciones parciales para dominios de interfaz y energía.....	54
Tabla 10. Soluciones documentadas.....	54
Tabla 11. Evaluación económica.....	67
Tabla 12. Evaluación técnica	67



INDICE DE FIGURAS

Figura 1. Huesos en la rodilla: Fémur, rótula, tibia y fíbula (peroné).....	5
Figura 2. Fémur, (a) Vista superior, (b) Vista inferior	5
Figura 3. Rótula y ligamentos.	6
Figura 4. Tibia y sus partes.....	7
Figura 5. Meniscos, lateral y medial.	7
Figura 6. Ligamentos de la rodilla.....	8
Figura 7. Músculos del miembro Inferior.....	9
Figura 8. Músculos semitendinoso, semimembranoso, poplíteo, gastrocnemio en (a), y pata de ganso en (b).	10
Figura 9. Planos y ejes del cuerpo	11
Figura 10. La circunducción de la cadera y el cono de circunducción.....	13
Figura 11. Flexión (a) y extensión (b) de la Cadera	14
Figura 12. Abducción (a) y aducción (b) de la cadera	15
Figura 13. Rotación longitudinal (interna/externa) de la rodilla	16
Figura 14. Los ejes de la articulación de la rodilla.....	17
Figura 15. Flexo extensión de la rodilla	17
Figura 16. Desplazamiento lateral activa (a) pasiva (b) y automática (c)	18
Figura 17. Ejes de movimiento del tobillo	19
Figura 18. Flexo-extensión del tobillo.....	19
Figura 19. Ciclo de Marcha; fuerzas de reacción y movimiento verticales de centro de masa a una velocidad de 1.72m/s.....	21
Figura 20. Fases de marcha de ciclo normal. (a) Fases del periodo de apoyo; (b) Fases del periodo de balanceo	22
Figura 21. Torques normalizados en la Cadera durante la marcha	23
Figura 22. Torques normalizados en la rodilla durante la marcha	24
Figura 23. Torques normalizados del tobillo durante la marcha	24
Figura 24. Ejercicio de rehabilitación física.....	27
Figura 25. Diagrama de programas de ejercicio para rehabilitación de gonartrosis	28
Figura 26. Ejercicios de flexibilidad. (a) estiramiento isquiotibial (b) estiramiento cuádriceps	28
Figura 27. Ejercicios de fortalecimiento muscular. (a) Isométrico, (b) dinámico concéntrico de isquiotibiales, (c) dinámico excéntrico de isquiotibiales.....	29

Figura 28. Ejercicio de propiocepción monopodal.....	30
Figura 29. Ejercicios prioritarios en la fisioterapia de la rodilla. (a) Elevación pierna recta, (b) Pasar de sentado a postura en pie (c) Equilibrio sobre piernas	31
Figura 30. Exoesqueleto de Renquan Lu. A) diseño completo, b) diseño mecánico, c) conexión sistemática	33
Figura 31. Exoesqueleto de Pieter Beyl. A) Vista completa, b) Vista de armazón de la pierna.....	34
Figura 32. Diseño CAD de AKROD de Weinberg.	35
Figura 33. LokoMat. a) Funcionamiento de dispositivo, b) Esquema de interacción de usuario.....	36
Figura 34. HAL. A) Vista completa del dispositivo. B) Controlador del dispositivo	37
Figura 35. Persona utilizando ReWALK.....	37
Figura 36. Exoesqueleto de Sridar. (a) Estructura de actuadores probados, (b) Accionamiento de actuador (c) Disposición del dispositivo.....	38
Figura 37. Exoesqueleto de Wehner. (a) Actuadores McKibben, (b) Disposición del dispositivo.....	39
Figura 38. Exoesqueleto de Wehner. (a) Actuadores McKibben, (b) Disposición del dispositivo.....	40
Figura 39. Diagrama de operaciones del usuario	46
Figura 40. Black Box del dispositivo	48
Figura 41. Estructura de funciones del dispositivo según dominio.....	51
Figura 42. Vista general de Solución I.....	57
Figura 43. Vista explosionada de Arreglo Paralelo PAM. Detalle A.....	57
Figura 44. Vista explosionada de correa de ajuste inflable	58
Figura 45. Detalle de Soporte Plantar.....	58
Figura 46. Vista de caja electrónica de Solución I.....	59
Figura 47. Vista general de Solución II.....	61
Figura 48. Vista explosionada de Cilindro Rotacional.....	61
Figura 49. Vista explosionada posterior de Cilindro Rotacional	62
Figura 50. Detalle de Soporte Plantar.....	62
Figura 51. Vista de Caja neumática-electrónica de Solución II.....	62
Figura 52. Vista general de Solución III	64
Figura 53. Detalle de Correa de Ajuste Inflable para la Solución III.....	65

Figura 54. Vista de caja electrónica de Solución III	65
Figura 55. Vista de dispositivo de interfaz de la Solución III	65
Figura 60. Gráfica de dispersión sobre el análisis técnico económica de las soluciones preliminares, valor técnico (en X) y valor económico (en Y)	68
Figura 57. Solución óptima	69
Figura 58. Detalle de conexión entre motor, reducción y segmentos	69
Figura 59. Detalle de soporte de cadera de concepto óptimo.....	70
Figura 60. Detalle de soporte plantar	70
Figura 61. Detalles estructurales (a) Estructura telescópica, (b) Sistema de cuatro barras para el biomimetismo de la rodilla.....	70



Introducción

La osteoartritis, también denominada artrosis, es un tipo de artritis producida por el desgaste del tejido flexible de los huesos de las articulaciones. Esta condición figura entre las enfermedades con diagnóstico más frecuente en todo el mundo; con una incidencia que, según reportado en múltiples estudios, se incrementa según la edad de la persona. Así, el Instituto de Evaluación en Tecnologías en Salud e Investigación (IETSI) del Perú reportó: “La incidencia de artrosis fue de 17.9 casos/1000 habitantes-año (12.3 en hombres y 23.7 en mujeres). La incidencia fue mayor en el grupo etario de mayores de 59 años (72.6/1000 habitantes-año)” (IESI, 2018, p. 5). Entre las diferentes variantes de osteoartrosis que existen en las distintas articulaciones del cuerpo humano, una de las más frecuentes es la artrosis de rodilla, también denominada gonartrosis con una incidencia entre 19.2% y 27.8% para sujetos americanos de 45 años (Muñoz et al., 2016, p. 1-21). En estos casos, pese a no tener una posibilidad de recuperación, existen ejercicios de rehabilitación que ralentizan el progreso de esta enfermedad y han probado tener beneficios importantes para el alivio del dolor en los casos de gonartrosis leve y moderada.

Esta rehabilitación requiere de ejercicios en su mayoría repetitivos y que suponen una intensiva labor de parte de los terapeutas, por lo que las sesiones suelen ser limitadas en frecuencia, duración y disponibilidad (Chen et al., 2019, p. 499-511). Asimismo, requiere de una naturaleza adaptativa de ejercicios que le permita acomodarse al progreso del usuario. Un dispositivo robótico como un exoesqueleto puede tomar en cuenta ambas características (naturaleza adaptativa y movimientos repetitivos), asumir el trabajo intensivo, monitorear dicho progreso y, de esta manera, permitir un seguimiento del usuario durante la rehabilitación.

Entre la variedad de exoesqueletos de rehabilitación existen exoesqueletos rígidos como LokoMat (Rusek et al., 2020, p. 1-4), ALEX¹ (Hidayah et al., 2019, p. 3948-3954), o AKROD² (Aggogeri, Borboni, Pellegrini y Adamini, 2019, p. 911-918) de gran destreza pero aún con desafíos de costo y falta de adaptabilidad a las medidas únicas de cada paciente, y otros exoesqueletos tipo Soft con actuadores blandos con facilidad para el agarre del miembro, confortabilidad y bajo costo, pero aún con dificultades propias de requerir un accionamiento neumático o hidráulico cuyos componentes dificultan su portabilidad. Una sinergia de ambas tecnologías en un exoesqueleto “mixto” es ideal, donde la parte rígida se encargue de la transmisión de fuerza, sujeción y seguridad, y la parte “Soft” ofrezca confort sin necesidad de ajustes adicionales en el dispositivo (Chen et al., 2019, p. 499-511). Así, se propone un diseño conceptual de un dispositivo mecatrónico para la rehabilitación y monitoreo de rodilla en pacientes mayores de 45 años diagnosticados con gonartrosis leve o moderada; para lo cual se plantean como objetivos específicos: Estudiar la biomecánica del miembro inferior, investigar sobre los dispositivos disponibles en el estado de la tecnología, y determinar el concepto de solución óptimo para la problemática presentada.

A través del uso de la metodología **VDI2206**³, en el Capítulo I, se cubrirá un estudio de la anatomía del miembro inferior, así como de la biomecánica de la rodilla y los tipos de rehabilitación de rodilla. En el Capítulo II, se realizará una investigación del estado del arte de los exoesqueletos para rehabilitación de rodilla rígidos y soft. Finalmente, en el Capítulo III, se obtendrá un concepto de solución del exoesqueleto sobre la base de una lista de requerimientos que considere, entre otros factores, los esfuerzos y rangos de movimiento analizados en el Capítulo I.

¹ Advanced Lower-Extremity Exoskeleton

² Active Knee Rehabilitation Device

³ Metodología VDI 2206: Estándar alemán como “Metodología de diseño de sistemas mecatrónicos”

Este trabajo busca fomentar el desarrollo de más dispositivos Soft orientados a la salud que contribuyan a la búsqueda de una de mejor calidad de vida de los peruanos, y que además sean económicamente viables dentro de la realidad nacional. Asimismo, promueve el uso de tecnología en los centros de rehabilitación con el objetivo de que los terapeutas puedan atender a más personas en menor tiempo y evitar, así, la limitación de frecuencia y disponibilidad actual.



CAPÍTULO I

BIOMECÁNICA DEL MIEMBRO INFERIOR

En el presente capítulo se cubrirá principalmente: un estudio del miembro inferior, enfocado principalmente en la rodilla y el tobillo; así como de los distintos tipos de rehabilitación y ejercicios en torno a la rodilla.

1.1 Anatomía de miembro inferior

La rodilla es la articulación más compleja en el cuerpo humano. Se encarga de brindar estabilidad y resistencia al peso soportado al mismo tiempo que ofrece movilidad suficiente para el movimiento (Girard, 2008, c. 2). La anatomía de la rodilla está compuesta por los huesos, meniscos, ligamentos, músculos y tendones.

1.1.1. Huesos

Los huesos se definen como “piezas duras, resistentes, que sirven de sostén a los músculos que los rodean” (Latarjet & Ruiz Liard, 2019). Cumplen una función tanto de protección de órganos vulnerables como de articulación en conjunto con ligamentos y

músculos. En el miembro inferior, y particularmente para el análisis de rehabilitación de rodilla, se destacan los huesos que rodean la rodilla y que, a su vez, permiten la marcha. Estos son el fémur, la rótula, y la tibia y peroné (Girard, 2008, c. 2), que conforman la pierna mostrada en la Figura 1.



Figura 1. Huesos en la rodilla: Fémur, rótula, tibia y fíbula (peroné).

Tomado de “Qué es condromalacia rotuliana”, por Fisiokinetic, 2018

a) *Fémur:*

El fémur es el hueso más largo del cuerpo humano, y sobre el cual yace el muslo. Posee una forma oblicua que se conecta con la parte superior de la cadera (Figura 2.a). En cuanto a su estructura, se compone de cabeza, cuello, y dos trocánteres: uno mayor y otro menor. Presenta, además, una forma tubular que le permite a los músculos del muslo insertarse sobre él. En su parte inferior, se ubican los cóndilos, que junto con la tibia conforman la articulación (Figura 2.b).

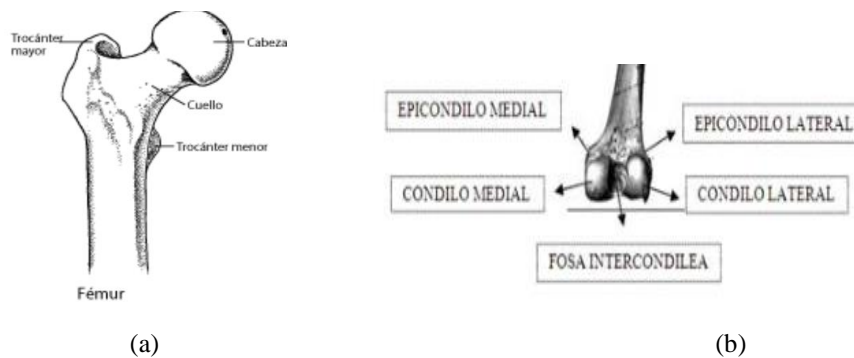


Figura 2. Fémur, (a) Vista superior, (b) Vista inferior

Tomado de “Huesos y articulaciones de los miembros inferiores”, por DoctorsCrush, 2017 y “El fémur: parte de la articulación de la cadera”, por Campagne D., 2019

b) Rótula:

Es un hueso de apariencia ovalada en el exterior y plana en el interior.; posee cara anterior subcutánea y una posterior con superficie articular para el fémur. La base recibe el tendón de los cuádriceps. Los bordes laterales reciben los músculos vastos medial o lateral, que limitan su desplazamiento lateral, como se muestra en la Figura 3.

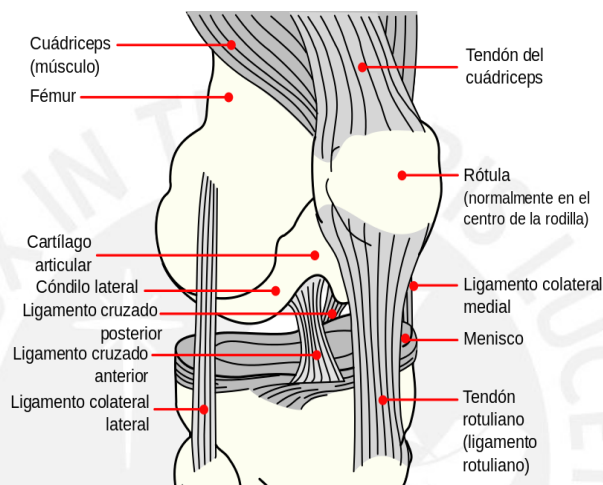


Figura 3. Rótula y ligamentos.

Tomado de “Anatomía de la articulación de la rodilla: ligamentos, huesos y músculos”, por Cid, 2019

c) Tibia:

Es el hueso más robusto del miembro inferior. Se encarga de transmitir las fuerzas de la rodilla al tobillo y de soportar el peso corporal. Asimismo, presenta una diáfisis (Figura 4) con cara medial subcutánea sobre la que reposa la pata de ganso, una cara lateral para inserción de tibial anterior y una cara posterior para el músculo poplíteo. En su extremo superior o proximal se ubican las mesetas tibiales, sobre las que se apoyan los cóndilos femorales, separados por una zona intercolínea donde se ubican los ligamentos cruzados tanto anterior como posterior que evitan el desplazamiento de la tibia.

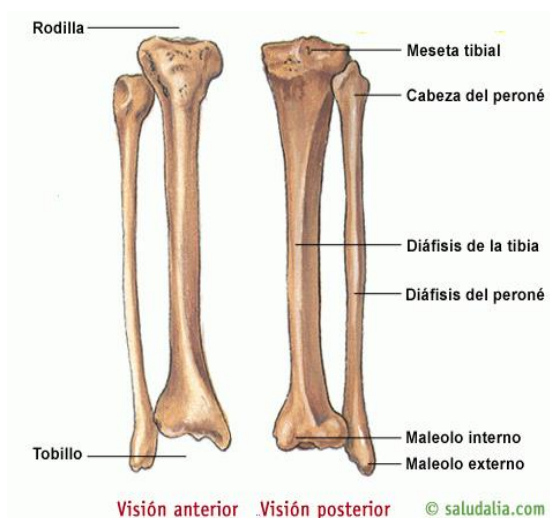


Figura 4. Tibia y sus partes

Tomado de “Huesos, Articulaciones y Crecimiento”, por Blog de la Naturaleza, 2016

1.1.2 Meniscos

Son fibrocartílagos fijados fuertemente en forma de medialuna ubicados entre los cóndilos y platillos tibiales. Uno ancho y corto llamado lateral, y otro largo y estrecho llamado medial (Figura 5). Los meniscos cumplen un papel fundamental en el desplazamiento relativo entre el fémur y la tibia, y como amortiguadores para la transmisión del peso a los huesos de la articulación (Girard, 2008, c. 2).

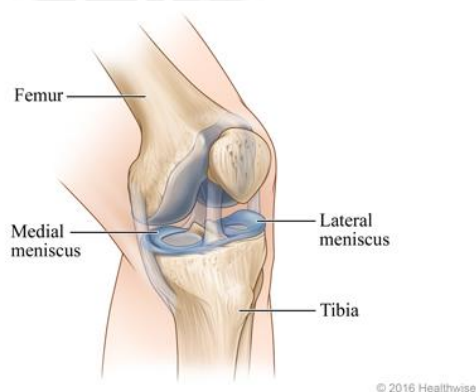


Figura 5. Meniscos, lateral y medial.

Tomado de “Menisci of the knee joint”, por Healthwise, 2016

1.1.3 Ligamentos:

Son bandas de tejido tensadas y conectadas en los extremos de los huesos. En la rodilla se ubican cuatro ligamentos fundamentales: dos laterales, uno externo y otro interno, según el lado de la rodilla donde se encuentren, denominándose ligamento lateral interno (LLI) y ligamento lateral externo (LLE) respectivamente. Además, existen dos ligamentos cruzados que constituyen el pivote principal, los cuales se encuentran ubicados en el plano sagital y frontal (Figura 6): el ligamento cruzado posterior (LCP) y el ligamento cruzado anterior (LCA) (Girard, 2008, c. 2).



Figura 6. Ligamentos de la rodilla

Tomado de “Lesiones de los ligamentos de la rodilla” por ITrained, 2018

1.1.4 Músculos y tendones:

Existe tres polos mecánicos sobre los que se distribuyen los músculos del miembro inferior: proximal con la cadera, intermedio con la rodilla y distal (con el tobillo y el pie). Una gran cantidad de músculos componen la cadera, muslo, pierna y pie; sin embargo, los más relevantes son aquellos responsables de los movimientos de flexión o extensión, llamados flexores y extensores, respectivamente (Girard, 2008, c. 2).

a) Extensores:

Son los músculos que permiten la extensión de las articulaciones principales del miembro inferior (cadera, rodilla y tobillo). Entre los músculos extensores, el cuádriceps femoral es el más importante. Tiene como función principal la extensión de la rodilla evitando, a su vez, que la rótula deslice. Está formado por el recto femoral y los vastos lateral, intermedio y medial, los cuales se unen al tendón del cuádriceps, de mayor tamaño y sujeta, además, a la rótula pasando por arriba de ella, y convirtiéndose en el tendón rotuliano. La cintilla iliotibial, ubicada entre la cabeza del peroné y la tuberosidad tibial, actúa como flexor y extensor en función a la posición de la rodilla (Véase Figura 7).

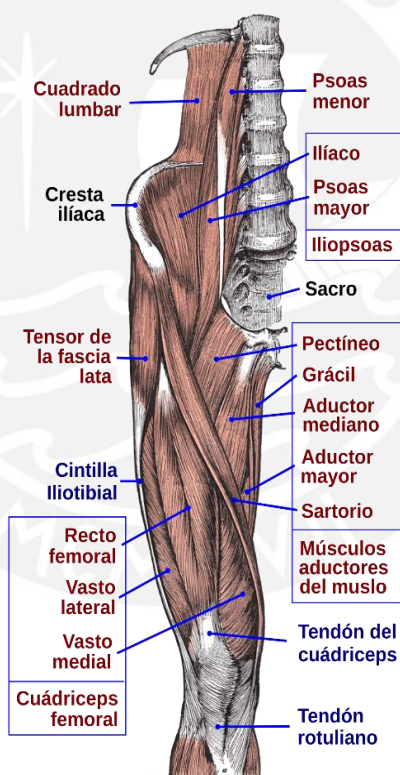


Figura 7. Músculos del miembro Inferior

Tomado de “Articulación de la rodilla”, Wikipedia, 2019

b) Flexores:

Son los músculos que permiten la flexión de las articulaciones en el miembro inferior, en su mayoría ubicados por la parte posterior del muslo:

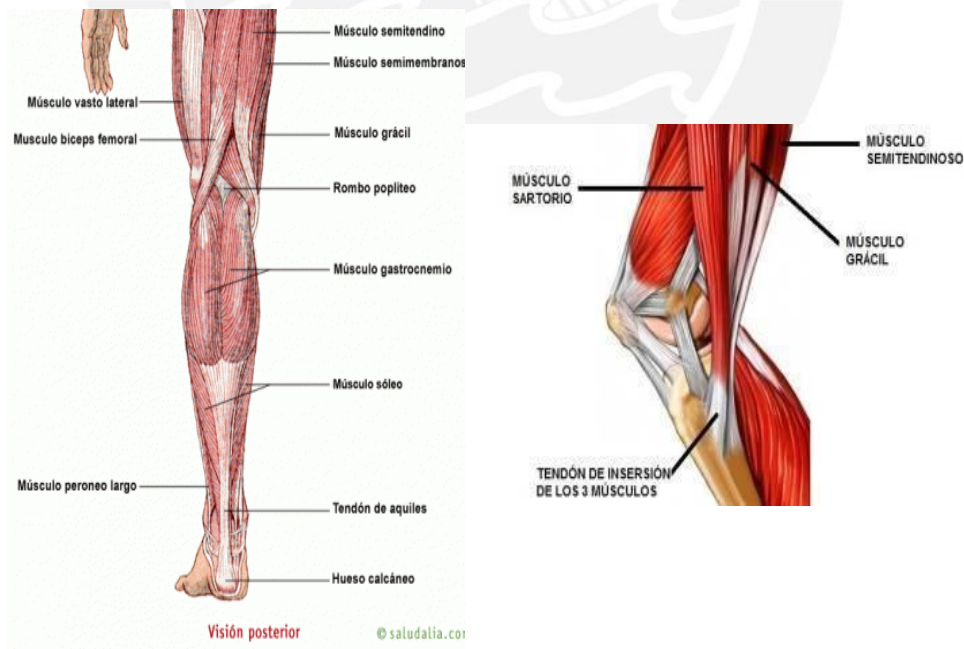
* **Semitendinoso y semimembranoso:** responsables de la rotación interna de la pierna durante flexión.

* **Bíceps femoral:** responsable de la rotación externa post flexión.

* **Pata de ganso:** formado por tres músculos: sartorio, recto interno y semitendinoso. También se le conoce como músculos isquiotibiales (Figura 8.b).

* **Gastrocnemio:** también conocido como gemelo, parte de la cara posterior del fémur y llega hasta el talón.

* **Poplíteo:** Conecta el cóndilo externo y la parte posterior de la tibia. Tiene como función flexionar la rodilla y crear una rotación externa, presenta en la marcha (Figura 8.a).



(a)

(b)

Figura 8. Músculos semitendinoso, semimembranoso, poplíteo, gastrocnemio en (a), y pata de ganso en (b).

(a) Tomado de “Músculos humanos”, por Saludalia, 2020 y (b) Tomado de “Tendinitis de pata de ganso”, por Clínica FisioLuchana, 2020

1.2 Biomecánica del miembro inferior

Con el objetivo de comprender la biomecánica que rodea el miembro inferior, que se asocia directamente con el diseño del concepto de solución, en esta sección se describirán, en primer lugar, los ejes de movimiento y planos utilizados en el análisis biomecánico del cuerpo; a continuación, se presentarán los rangos de movimiento y grados de libertad de cada articulación, y finalmente se realizará un análisis de los patrones de movimiento como la marcha normal, marcha ascendente y descendente, y ejercicios de rehabilitación .

1.2.1 Planos y ejes de movimiento

Existen tres planos para describir el movimiento del cuerpo humano (Figura 9). Estos tres planos, ortogonales entre sí se pueden definir a partir del punto común de intersección, el cual puede, a su vez, elegirse como “el centro de la articulación estudiada o el centro de masa de todo el cuerpo” (Girard, 2008, c. 2).

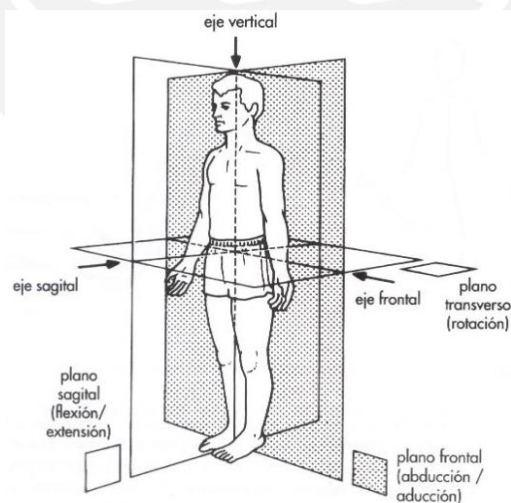


Figura 9. Planos y ejes del cuerpo

Tomado de “Diseño y construcción de prototipo de prótesis de rodilla” por Girard, 2020

- Plano sagital: vertical que divide el cuerpo en mitades izquierda y derecha, va de la parte posterior a la frontal, conocido también como plano anteroposterior.
- Plano frontal: vertical que segmenta el cuerpo en mitades anterior y posterior, va de derecha a izquierda, conocido también como plano coronal
- Plano horizontal: segmenta al cuerpo en las mitades superior e inferior, conocido también como plano transversal.

Con la intersección de los ejes previamente mencionados se definen los siguientes ejes de rotación, que caracterizan el movimiento de ligamentos del miembro inferior:

- Eje sagital: formado por el plano sagital y el horizontal, va de mitad posterior a la mitad anterior.
- Eje frontal: formado por el plano frontal y horizontal, va de izquierda a derecha.
- Eje vertical: formado por el plano sagital y frontal, va de la mitad inferior a la superior

1.2.2 Rangos de movimiento de las articulaciones

Las restricciones angulares en las articulaciones constituyen un factor importante en las consideraciones de diseño, debido a que el exoesqueleto brindará fuerza motriz, permitiendo la obtención de un movimiento natural según la biomecánica natural del cuerpo humano. Es importante mencionar que las amplitudes de rangos referidas a continuación refieren a individuos “normales” sin ningún previo entrenamiento. Estos valores de rangos de movimiento pueden aumentar con ejercicio y entrenamiento apropiado (Kapandji, 2011, p. 12-24).

a) Cadera

Es la articulación más próxima del miembro inferior, acompañada de su articulación principal llamada coxofemoral. Posee características de estabilidad según funciones de soporte del peso corporal y locomoción realizadas por el miembro inferior. Adicionalmente, posee tres grados de libertad y tres ejes: uno transversal sobre el que se ejecuta la flexo-extensión, un eje anteroposterior sobre el que se ejecuta la abducción-aducción, y uno longitudinal sobre el que se realiza rotación externa o interna. Todos estos movimientos componen conjuntamente lo que se define como la circunducción de las caderas definido en el espacio de amplitud máxima dentro de un cono circunducción (Figura 10), cuyo vértice parte del centro de la articulación coxofemoral (Kapandji, 2011, p. 12-24).

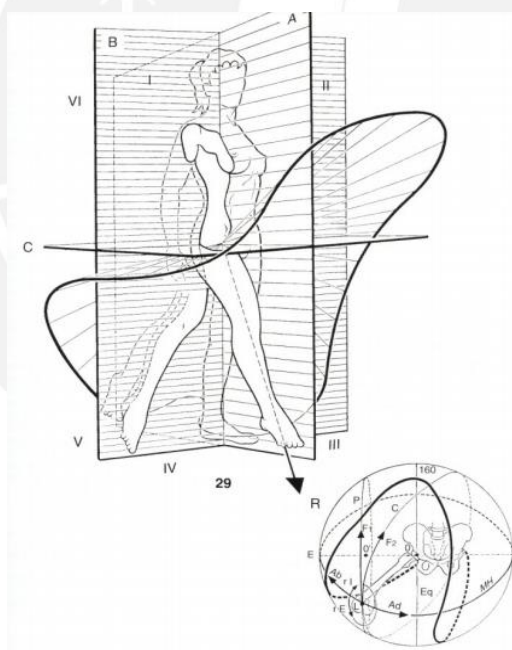


Figura 10. La circunducción de la cadera y el cono de circunducción.

Tomado de “Fisiología Articular”, Tomo II (5ta edición), por Kapandji, 2011

Flexión/extensión

La flexión y extensión de cadera son movimientos que producen que el miembro se encuentre delante o detrás del plano frontal de la articulación, se visualizan en el plano sagital (Figura 11).

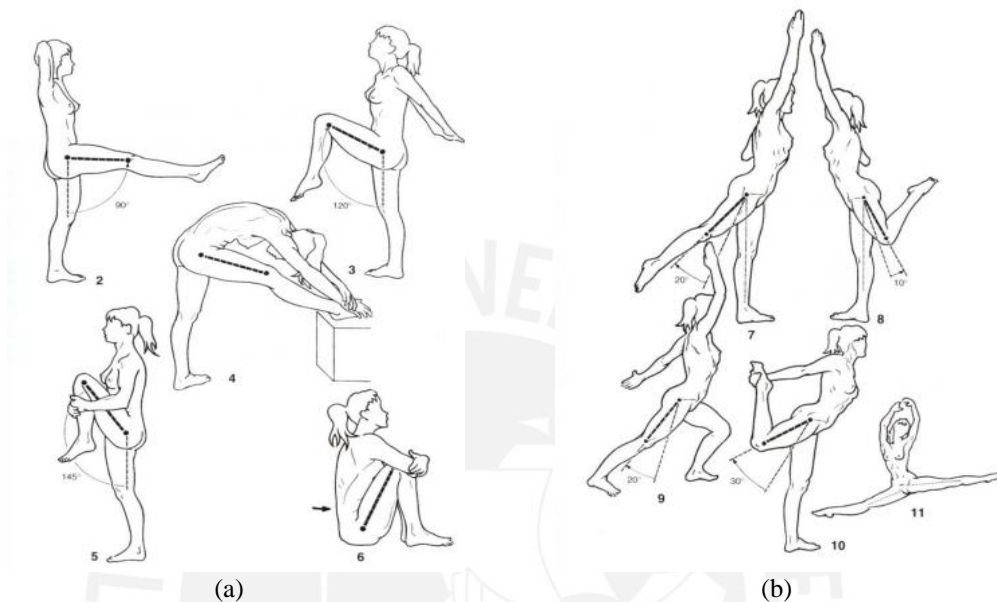


Figura 11. Flexión (a) y extensión (b) de la Cadera

Tomado de “Fisiología Articular”, Tomo II (5ta edición), por Kapandji, 2020

En la flexión y extensión la amplitud varía según acción pasiva o activa, y si la rodilla está involucrada. Con esta información, se elaboró la tabla a continuación:

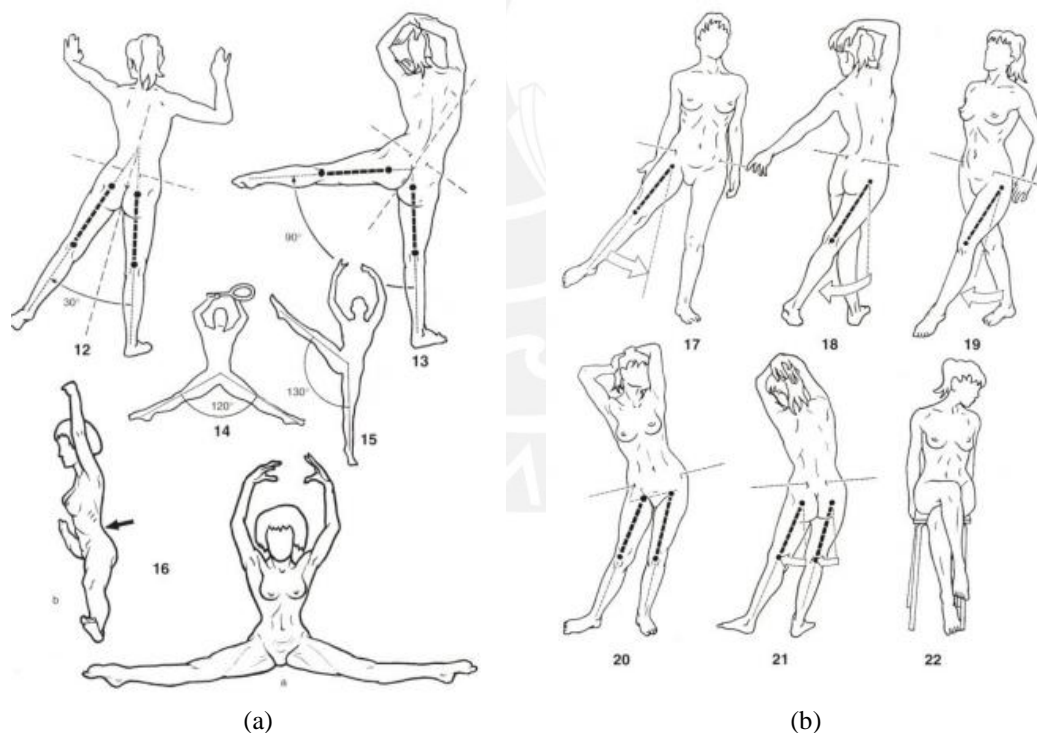
Tabla 1. Ángulos máximos de flexión y extensión de cadera.

Información obtenida de “Fisiología Articular”, Tomo II (5ta edición), por Kapandji, 2011

		Rodilla extendida	Rodilla flexionada
Flexión	Pasivo	>120°	>140°
	Activo	<90	~120°
Extensión	Pasivo	~20°	~30°
	Activo	~10°	~20°

Abducción/Aducción de la cadera

La abducción y aducción dirigen el miembro inferior hacia afuera y adentro, alejándolo y acercándolo, respectivamente, del plano de simetría se visualizan mayormente en el plano frontal. En la práctica se da una abducción idéntica de ambas caderas, midiéndose el ángulo entre miembro izquierdo y derecho. En forma **activa**, puede llegar 90° para una persona normal, 130° para una persona entrenada, y 180° de manera frontal de manera **pasiva**. En la aducción, en cambio, surgen movimientos relativos cuando, partiendo de la abducción, el miembro inferior se lleva hacia dentro; existen, asimismo, movimientos combinados con flexión y abducción de la cadera (Véase figura 12).



(a) (b)
Figura 12. Abducción (a) y aducción (b) de la cadera

Tomado de “Fisiología Articular”, Tomo II (5ta edición), por Kapandji, 2020

Rotación interna/externa

También denominados de rotación longitudinal. Sólo se presentan con la rodilla flexionada, y con la cadera como la única responsable de los movimientos de rotación, 30 ° hacia afuera y 60° hacia adentro (Figura 13).



Figura 13. Rotación longitudinal (interna/externa) de la rodilla

Tomado de “Fisiología Articular”, Tomo II (5ta edición), por Kapandji, 2011

b) Rodilla

Ubicada en una posición intermedia en el miembro inferior. Es sometida sobre todo a compresión, bajo la acción de la gravedad, y posee principalmente dos grados de libertad: uno de **flexión-extensión** en el plano sagital y eje transversal (Figura 14); y otro de **rotación longitudinal** cuando la articulación se encuentra flexionada, a través del eje longitudinal, donde la rotación axial no se ubica más en la rodilla, si no en la cadera que la releva. La rodilla, finalmente, resuelve una gran estabilidad en extensión máxima y, al mismo tiempo, una ágil movilidad que posibilita la marcha (Kapandji, 2011, p. 74-83).

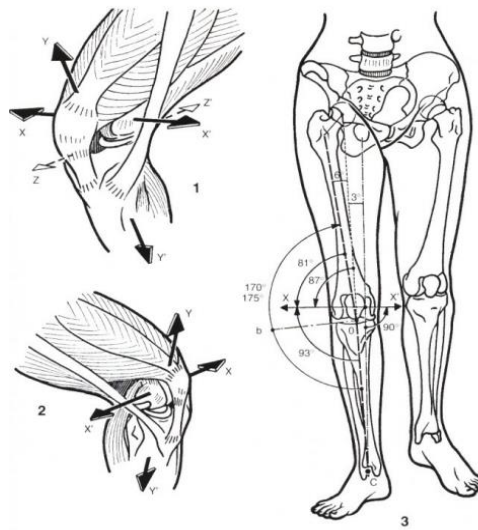


Figura 14. Los ejes de la articulación de la rodilla

Tomado de “Fisiología Articular”, Tomo II (5ta edición), por Kapandji, 2011

Flexo-extensión de la rodilla

Medida a partir de una referencia posicional en la que el eje de pierna se ubica en la prolongación del eje del muslo (Figura 15). Varía según el movimiento pasivo y activo que se realice, y según la posición de la cadera.

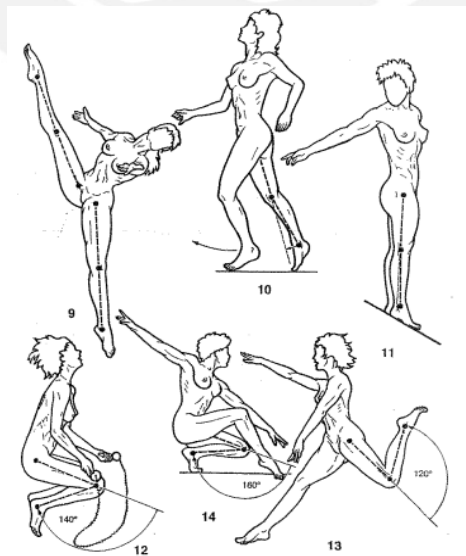


Figura 15. Flexo extensión de la rodilla

Tomado de “Fisiología Articular”, Tomo II (5ta edición), por Kapandji, 2011

Su extensión medida a partir de esta posición de referencia, es muy cercana a cero y, de manera pasiva, solo llega a 5° o 10° en caso de hiperextensión. Así, con estos valores se elaboró la tabla a continuación:

Tabla 2 Valores máximos de flexión de rodilla.

Información obtenida de “Fisiología Articular”, Tomo II (5ta edición), por Kapandji, 2011

		Cadera extendida	Cadera flexionada
Flexión	Pasivo	~160°	160°
	Activo	>120°	>140°

Adicionalmente, existe un **desplazamiento lateral** mínimo (Figura 16), no considerado rotación, que se observa cuando la rodilla está flexionada. Este desplazamiento lateral dependerá de la fisiología de cada persona, y está relacionada con el ángulo *valgus*, que lo forman el eje de la pierna y el eje del muslo (Kapandji, 2011, p. 78).

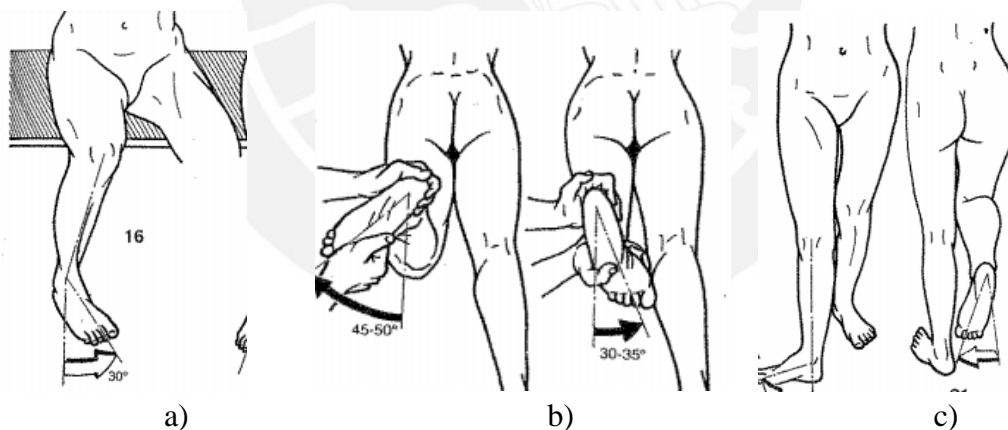


Figura 16. Desplazamiento lateral activa (a) pasiva (b) y automática (c)

Tomado de “Fisiología Articular”, Tomo II (5ta edición), por Kapandji, 2011

c) **Tobillo**

Es el más distante en el miembro inferior. Esta articulación funciona como una tróclea, con un único grado de libertad (Figura 17). Dicho grado de libertad se muestra como una rotación en el plano sagital, respecto a la pierna. Esta articulación es, además, fundamental en

el complejo articular del retropié. Los grados de libertad logrados en total en el pie se deben, además, a la rodilla y cadera que permiten su desplazamiento en el eje transversal, lateralmente, en el eje longitudinal, adelante o hacia atrás, y longitudinal en el eje Z, flexión-extensión y es propia del tobillo (Kapandji, 2011, p. 158-163).

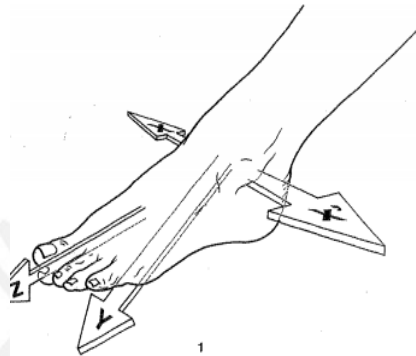


Figura 17. Ejes de movimiento del tobillo

Tomado de “Fisiología Articular”, Tomo II (5ta edición), por Kapandji, 2011

Tomando como referencia una posición en la que la planta del pie se ubica a 90° del eje de la pierna. Se miden los ángulos máximos en la flexo-extensión del tobillo desde el eje sagital (Figura 18). En flexión (aproximando el pie al lado anterior de la pierna), logra una amplitud de 20° a 30° (margen de variaciones de 10°), y en extensión su amplitud varía entre 30 y 50° (margen de variaciones de 20°).

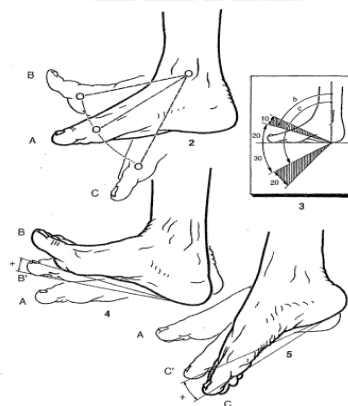


Figura 18. Flexo-extensión del tobillo

Tomado de “Fisiología Articular”, Tomo II (5ta edición), por Kapandji, 2011

Con toda esta información se obtiene una Tabla 3 de rangos máximos de las articulaciones en el miembro inferior. Es a partir de esta información y los grados de libertad descritos en esta sección que se elaboró la tabla a continuación con los rangos requeridos de movimiento por articulación.

Tabla 3. Máximos ángulos de movimiento según articulación.

Información obtenida de “Fisiología Articular”, Tomo II (5ta edición), por Kapandji, 2011

	Movimiento	Máximo
Cadera	Flexión	145°
	Extensión	30°
	Abducción	60°
	Aducción	30°
	Rotación interna	60°
	Rotación externa	30°
Rodilla	Extensión	5°
	Flexión	160°
Tobillo	Flexión	30°
	Extensión	50°
	Abducción	25°
	Aducción	25°

1.3 PATRONES DE MOVIMIENTO

Con el objetivo de comprender las fuerzas y torques asociadas a movimientos fundamentales, es imprescindible estudiar la biomecánica de distintos patrones como la marcha, la subida/bajada de escalones.

1.3.1. Análisis de la marcha

El ciclo de marcha comprende una secuencia de eventos desde el contacto inicial del pie con la superficie hasta el subsiguiente contacto del mismo pie. Durante este ciclo el Centro de Masa del cuerpo se propulsa hacia adelante y a la distancia viajada se le denomina longitud de

zancada. En la Figura 19 se muestra una representación de dicho ciclo con velocidades y fuerzas de reacción verticales (vGRFs por sus siglas en inglés), dividido en dos fases principales, fase de apoyo y la fase de balanceo.

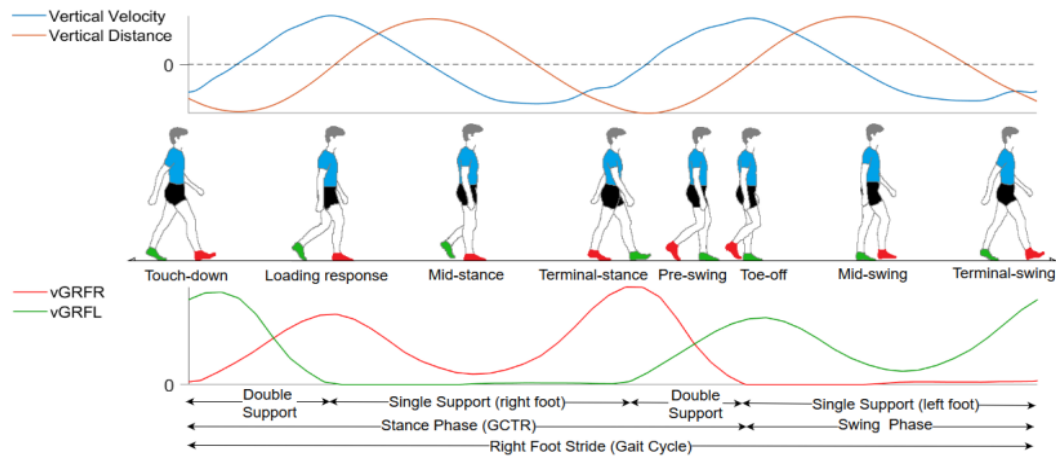


Figura 19. Ciclo de Marcha; fuerzas de reacción y movimiento verticales de centro de masa a una velocidad de 1.72m/s

Tomado de “Application of machine learning methods for human gait analysis”, por Sharma, 2018

Tao (2012) describe el proceso de marcha dividiendo cada una de las fases previamente mencionadas en otras cuatro, con un total resultante de 8 fases: primer contacto, respuesta a la carga, apoyo medio, apoyo terminal, pre-oscilación, oscilación inicial, oscilación media y oscilación terminal (p. 2258) (Figura 20). El proceso es continuo, por lo que el comienzo de una fase coincide con el término de la fase anterior.

- Primer contacto: El momento en el que el pie toca el suelo. La postura de las articulaciones en este punto determina el patrón de respuesta a la carga.

- Respuesta a la carga: Es el inicio del periodo de doble apoyo. Esta fase culmina cuando el otro pie se levanta para su balanceo. La rodilla se flexiona para la absorción del impacto.

- Apoyo medio: Es la primera parte del intervalo de apoyo único. En esta fase, el miembro continúa sobre el pie estacionario a través de la dorsiflexión del tobillo, mientras la rodilla y la cadera se extienden. Termina cuando el peso corporal se alinea con el antepié.

- Apoyo terminal: Esta fase culmina con la llegada del talón del otro pie.
- Pre-balanceo: Esta fase culmina con el despegue del pie. El objetivo es posicionar el miembro para el balanceo.
- Balanceo inicial: Cubre un tercio del periodo de balanceo. Empieza con el despegue del pie y culmina el pie en balanceo se opone al pie en apoyo. El pie se levanta, y el miembro avanza a través de flexión de rodilla e incremento en la flexión de rodilla.
- Balanceo medio: Culmina con el pie de balanceo hacia adelante y la tibia en vertical. La rodilla puede extenderse como respuesta de la gravedad, mientras el tobillo continúa dorsiflexándose.
- Balanceo terminal: Culmina cuando el pie de balanceo toca el suelo. El avance del miembro se completa con la extensión de la rodilla. Durante esta fase, la cadera mantiene su flexión y el tobillo mantiene su dorsiflexión a neural.

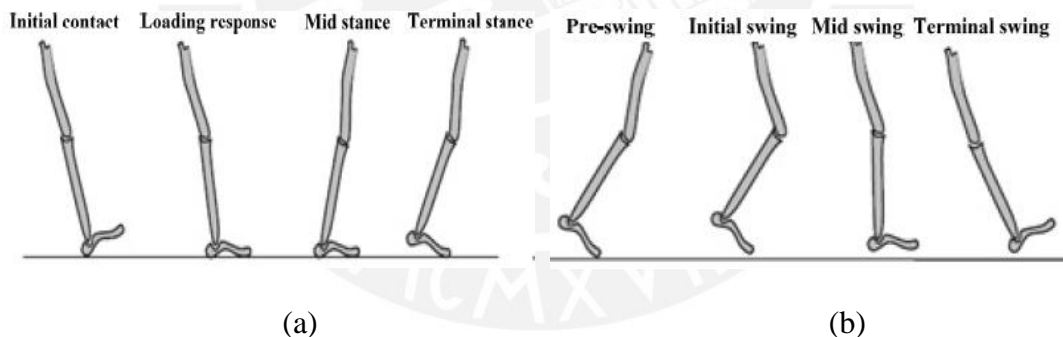


Figura 20. Fases de marcha de ciclo normal. (a) Fases del periodo de apoyo; (b) Fases del periodo de balanceo

Tomado de "Gait Analysis Using Wearable Sensors", Tao, 2012

Baker (2006), en una investigación sobre los torques ejercidos del miembro inferior en la marcha normal, juntó a nueve adultos y un niño con parálisis cerebral (CP por sus siglas en inglés), y mostró los torques normalizados (y su banda de variación), obtenidos del torque medido entre el peso del sujeto en las articulaciones de la cadera (Figura 21), rodilla (Figura 22) y tobillo (Figura 23).

a) Cadera:

Se analizaron los momentos en la cadera en sus movimientos de flexión-extensión, torque máximo normalizado (TMN no supera 1.5 Nm/Kg), abducción-aducción (TMN no supera 1 Nm/Kg) y rotación (TMN no supera 0.3 Nm/Kg) en diferentes marcos de referencia, incluyendo uno ortogonal y uno no ortogonal.

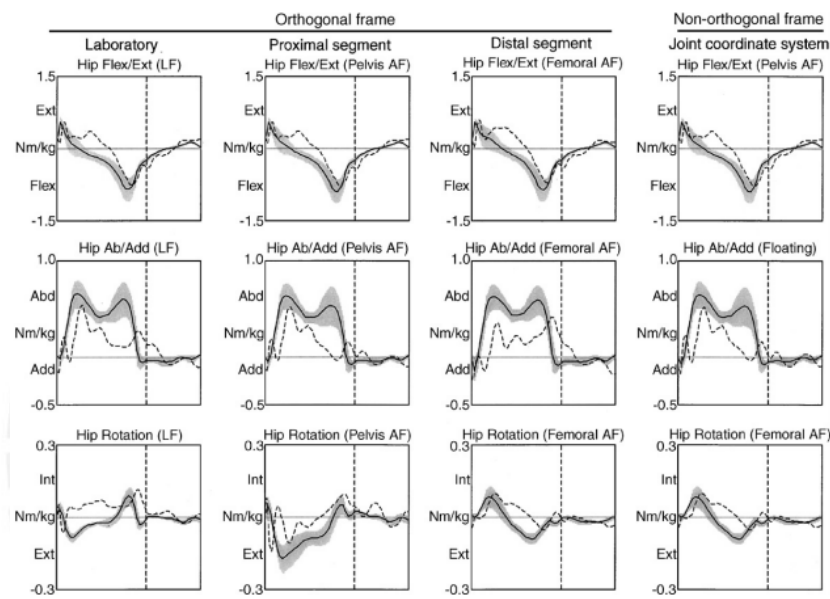


Figura 21. Torques normalizados en la Cadera durante la marcha

Tomado de “On the expression of joint moments of during gait”, Baker, 2006

b) Rodilla:

Se analizaron los momentos en la rodilla en sus movimientos de flexión-extensión (TMN menor a 1 Nm/Kg), valgus-varus⁴ (TMN menor a 0.5 Nm/Kg) y rotación (TMN menor a 0.15 Nm/Kg) en diferentes marcos de referencia, incluyendo uno ortogonal.

⁴ Valgus y varus: son los ángulos positivo y negativo, respectivamente, del arco que se forma entre el muslo y la pierna.

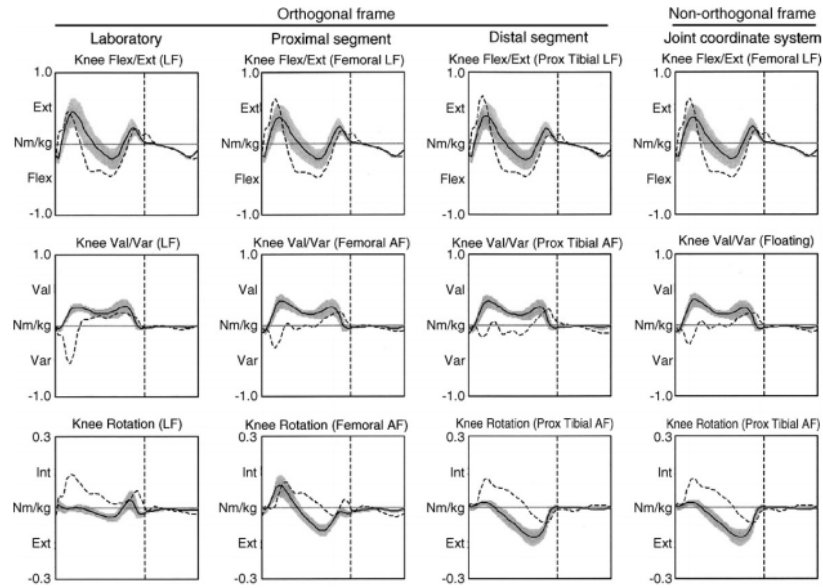


Figura 22. Torques normalizados en la rodilla durante la marcha

Tomado de “On the expression of joint moments of during gait”, Baker, 2006

c) **Tobillo:**

Se analizaron los momentos en el tobillo en sus movimientos de dorsiflexión-planarflexión (TMN menor a 2 Nm/Kg), rotación (TMN menor a 0.1 Nm/Kg) e inversión-eversión (TMN menor a 0.4 Nm/Kg) en diferentes marcos de referencia, incluyendo uno ortogonal.

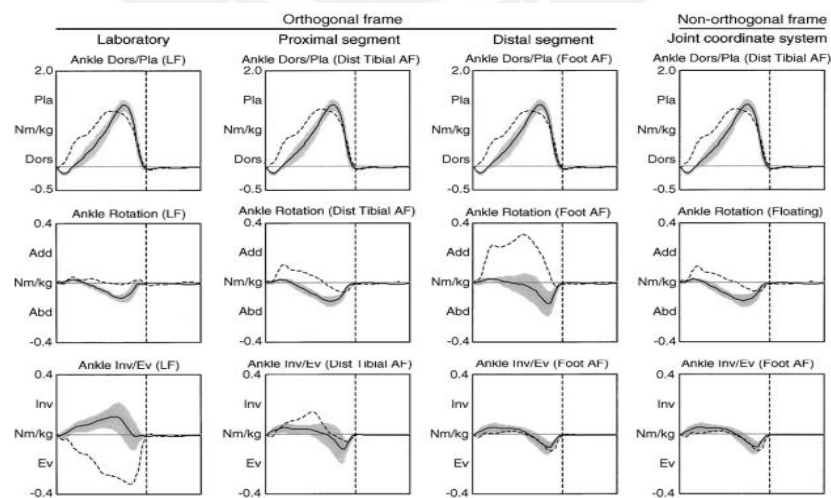


Figura 23. Torques normalizados del tobillo durante la marcha

Tomado de “On the expression of joint moments of during gait”, Baker, 2006

Estos datos se resumen como torques máximos normalizados (TMN) por articulación en la Tabla 4, de elaboración propia.

Tabla 4. Torques máximos normalizados según articulación

Información obtenida de “On the expression of joint moments of during gait”, Baker, 2006

Articulación	Movimiento	Límite torque máximo normalizado [Nm/Kg]
Rodilla	Flexión/Extensión	1
	Valgus/Varus	0.5
	Rotación	0.15
Cadera	Flexión/Extensión	1.5
	Abducción/Aducción	1
	Rotación	0.3
Tobillo	Dorsiflexión/Planarflexión	2
	Rotación	0.1
	Inversión/Eversión	0.4

1.3.2 Diferencias de la biomecánica de la marcha en presencia de artrosis de rodilla

Los valores de torques y ángulos de flexión/extensión máximos serán claves para el desarrollo de conceptos preliminares del dispositivo a diseñar. Sin embargo, es fundamental comprender que dichos valores varían de manera significativa con el desarrollo de la artrosis como se discute en Astephen et al., 2008; Favre & Jolles, 2016; y Huang et al., 2008. Comprender la diferencia entre estos valores en ambos casos nos permitirá determinar el porcentaje de compensación que se espera del dispositivo, para poder emular una marcha normal. Ro et al. (2019) registraron los efectos de la gonartrosis en pacientes con edad promedio de 65 años, y altura promedio de 151.7 cm, estos datos se muestran en las tablas a continuación (Tabla 5 y Tabla 6), mostrando la reducción tanto del rango de movimiento como de los momentos ejercidos en las articulaciones de la rodilla, cadera, y tobillo. Estas medidas se pueden resumir en una necesidad de compensación de 0.94, 0.54, 0.53 %BW*Ht (% *Body*

*Weight*Height*) respectivamente para la rodilla, tobillo y cadera (Nótese como la asistencia es mayormente necesaria en la rodilla). Estos valores serán claves para el desarrollo de un dispositivo de asistencia para pacientes con esta condición.

Tabla 5. Rango de movimiento y arco de movimiento coronal (frontal) para cada articulación

		Knee OA group (n=89)	Control group (n=42)	p-value
		Mean	Mean	
Range of motion (°)	Knee	51	63	<0.001
	Hip	43	48	<0.001
	Ankle	26	28	0.004
Coronal motion arc (°)	Knee	4	9	<0.001
	Hip	8	12	<0.001

Nota: Tomado de “Effects of Knee Osteoarthritis on Hip and Ankle Gait Mechanics”, por Ro et al., 2019

Tabla 6. Momentos pico medios para cada articulación

		Knee OA group (n=89)	Control group (n=42)	p-value
		Mean (SD)	Mean (SD)	
Sagittal	Knee extension	2.44 (1.16)	3.38 (1.03)	<0.001
	Hip flexion/extension	6.41 (1.19)	6.94 (0.89)	0.010
	Ankle plantar flexion	7.1 (1.15)	7.64 (0.61)	0.005
	Total sagittal moment	15.94 (2.43)	17.97 (1.59)	<0.001
Coronal	Knee adduction	3.27 (0.92)	2.76 (0.65)	0.002
	Hip abduction	4.93 (0.83)	5.34 (0.54)	0.005
	Ankle varus	0.69 (0.44)	0.46 (0.36)	0.005
	Total coronal moment	8.89 (1.58)	8.56 (1.13)	0.239

The unit of moment is %Bw*Ht. SD: standard deviation

Nota: Tomado de “Effects of Knee Osteoarthritis on Hip and Ankle Gait Mechanics”, por Ro et al., 2019

1.4 Tipos de rehabilitación de gonartrosis

Los tratamientos de rehabilitación se suelen enfocar en el tratamiento del dolor debido a que la artrosis es una enfermedad degenerativa y progresa naturalmente con la edad:

Benito, Cupeiro y Calderón (2010) explican que los tratamientos de rehabilitación puestos en práctica en la actualidad no se centran en mejorar el estado del cartílago en donde aparece la artrosis [...], sino en tratar el dolor producido por la enfermedad, además de intentar maximizar la independencia funcional y mejorar la calidad de vida. (p. 154)

Dentro de las distintas alternativas a tratamientos de rehabilitación, existe una alternativa de tratamiento no farmacológico que ha probado tener resultados positivos y que permite la reducción de síntomas comunes de la artrosis: el ejercicio físico (Benito et al., 2010, p. 154).



Figura 24. Ejercicio de rehabilitación física

Tomado de “Artrosis de rodilla: tratamiento en fisioterapia”, por Cruz Roja Española, 2020

El ejercicio (Figura 24) es considerado como “un tratamiento efectivo y recomendado por ser de primera elección” (Echávarri y Aboitiz, 2010, p. 1-27). Sin embargo, para conseguir los objetivos de la rehabilitación, es de gran importancia una adecuada administración de las dosis de ejercicio. Con este objetivo en mente, existen parámetros del ejercicio que deben ser acomodados según las condiciones únicas del paciente y el estado de su enfermedad, entre estos tenemos la frecuencia, volumen, intensidad, densidad, progresión metodológica, y selección de ejercicios.

Estos parámetros varían en función al grado de progreso de la artrosis y el potencial lesivo a nivel articular: A mayor carga menor las repeticiones necesarias para causar alguna lesión, la cual debe evitarse. Asimismo, los movimientos de ejercicio se realizan dentro del rango de movimiento que la persona puede alcanzar puesto que el sobreentrenamiento incrementa de manera directa el riesgo de lesión. Con el objetivo de lograr eficacia, los programas de ejercicios deben contener un componente aeróbico, uno de flexibilidad, y uno de

fortalecimiento muscular. (Ortiz, 2017, p.49,50). Con el objetivo de esclarecer la clasificación de estos ejercicios, se elaboró la figura a continuación (Figura 25).

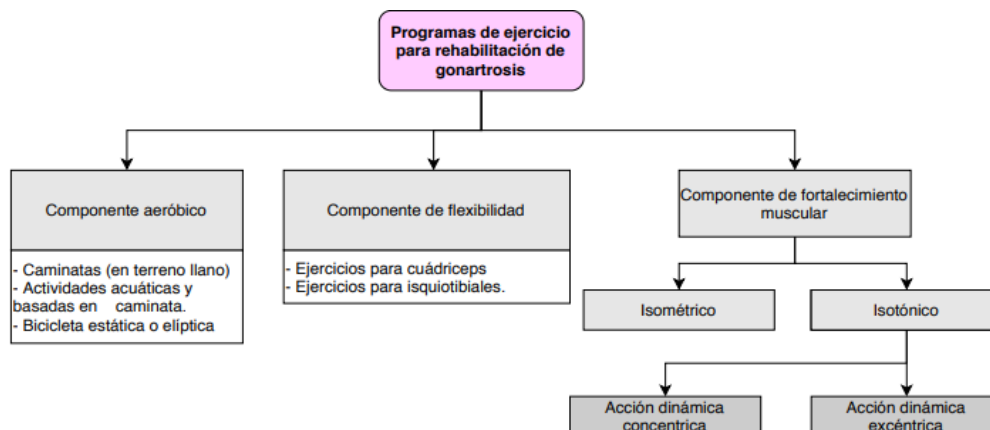


Figura 25. Diagrama de programas de ejercicio para rehabilitación de gonartrosis

Información obtenida de “Empleo del ejercicio en la fisioterapia como tratamiento de la osteoartrosis de rodilla en adultos mayores”, Ortiz, 2017

1) **Componente aeróbico:** Actividades con base en la caminata, y movimientos de bicicleta estática y elíptica. La caminata, por ejemplo, se debe realizar en terreno llano con calzado cómodo y a una velocidad adecuada.

2) **Componente de flexibilidad:** Consiste en estiramientos de miembro inferior enfocados en los isquiotibiales y en el cuádriceps (Figura 1.27) para lograr el máximo alcance del rango de movilidad. Asimismo, previene la contractura muscular en los tejidos blancos e incrementa la activación neuronal. Pese a ser variable la recomendación general es no estirar en exceso las articulaciones con dolor.



Figura 26. Ejercicios de flexibilidad. (a) estiramiento isquiotibial (b) estiramiento cuádriceps

Tomado de “Ejercicios para la artrosis de rodilla”, por Ponce, 2017

3) **Componente de fortalecimiento muscular:** evita la inactividad física y la atrofia muscular. Existen dos principales tipos de fortalecimiento muscular: isotónico e isométrico:

- Fortalecimiento isométrico: en el cual se le pide al paciente realizar una contracción muscular sin desplazar la articulación. Se recomienda empezar ejercicios con una baja intensidad e ir incrementando de manera gradual de un 30 a un 75% de fuerza máxima. Véase Figura 27.a.

- Fortalecimiento de tipo isotónico: son movimientos musculares a través de la interacción con algún tipo de resistencia. Existen dos tipos, ambas acciones dinámicas:

a) Concéntrica: el musculo se acorta y se mueve venciendo una resistencia. (Figura 27.b)

b) Excéntrica: el musculo se extiende porque la resistencia es mayor a la tensión ejercida (Figura 27.c)

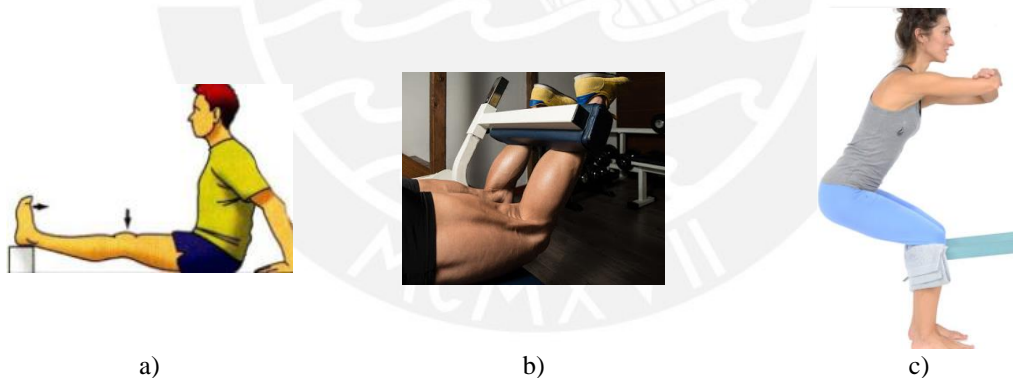


Figura 27. Ejercicios de fortalecimiento muscular. (a) Isométrico, (b) dinámico concéntrico de isquiotibiales, (c) dinámico excéntrico de isquiotibiales

(a) Tomado de “Isométricos”, por Domínguez, 2020, (b) Tomado de “Cinco ejercicios para entrenar isquiotibiales en el gimnasio”, por Vitonica, 2020 (c) Tomado de “Ejercicio de potenciación excéntrica para el cuádriceps”, por Fisioterapia Online, 2019

Se aconseja empezar a 40% del rango articular máximo del paciente, con incrementos de 5 a 10% por semana. Gran parte de las investigaciones se centran en el fortalecimiento de los cuádriceps, y con enfoque importante en el vasto medial dado su papel como estabilizador del

cuerpo durante el movimiento. Sin embargo, elementos en la cadera y la banda iliotibial no deben dejarse de lado, puesto que permite estabilización de la rótula y los músculos abductores reducen fuerzas compresivas.

Por último, deben incluirse ejercicios de **propiocepción**⁵ (equilibrio); la gonartrosis disminuye la función sensoriomotora, por lo que ejercicios de este tipo ayudan a aumentar la estabilidad, distribuir mejor las fuerzas en las articulaciones, lo que aumenta la participación del cuádriceps en el movimiento (Ortiz, 2017, p.51) (Figura 28).



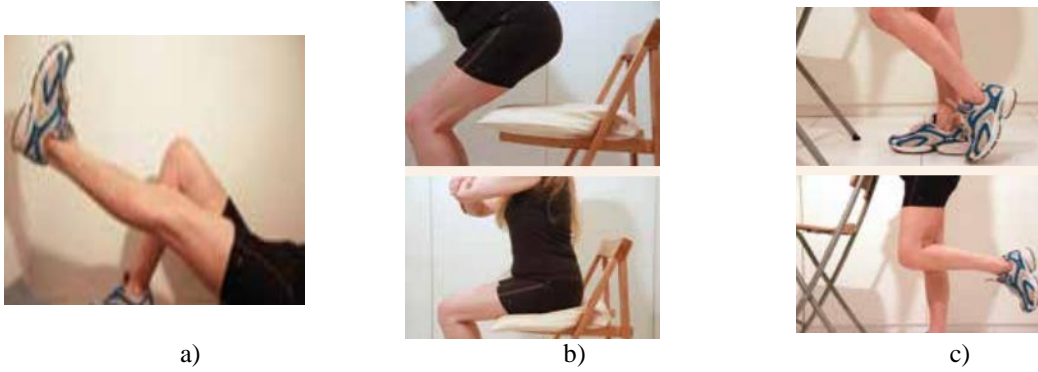
Figura 28. Ejercicio de propiocepción monopodal.

Tomado de “Ejercicios de equilibrio para adultos mayores”, de National Institute on Aging, 2014

1.4.1. Fisioterapia de la artrosis de rodilla

Sañudo y Mingueza (2013) mostraron diez distintos tipos de ejercicios comunes en la fisioterapia de la rodilla, de los cuales la elevación de pierna recta, el pasar de sentado a postura de pie, y el equilibrio sobre piernas son los ejercicios prioritarios para lesiones del tipo osteoartrosicas. (Sañudo y Mingueza, 2013, p. 18-23). Estos ejercicios se muestran en la Figura 29.

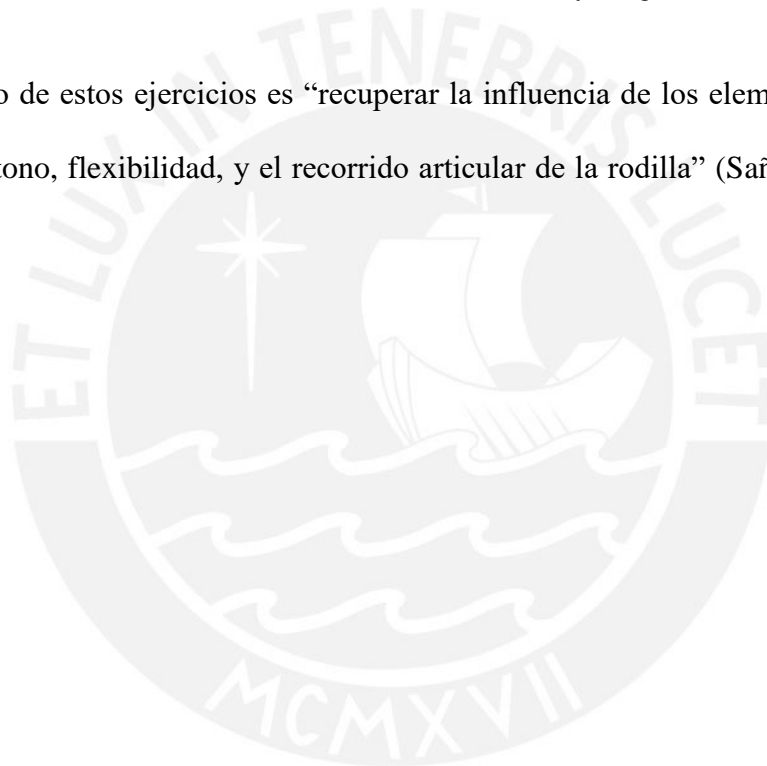
⁵ Propiocepción: Capacidad de sentir la posición relativa de partes corporales contiguas.



a)
Figura 29. Ejercicios prioritarios en la fisioterapia de la rodilla. (a) Elevación pierna recta,
(b) Pasar de sentado a postura en pie (c) Equilibrio sobre piernas

Tomado de “Guía de cuidado de la rodilla”, Sañudo y Mínguez, 2013

El objetivo de estos ejercicios es “recuperar la influencia de los elementos musculares que mejoren el tono, flexibilidad, y el recorrido articular de la rodilla” (Sañudo y Mínguez, 2013, p. 18-23).



CAPÍTULO II

ESTADO DE LA TECNOLOGÍA

El presente capítulo incluirá un estudio de los dispositivos previos desarrollados: tanto de naturaleza rígida como Soft diferenciándolos entre productos tecnológicos comerciales y en desarrollo.

2.1 Robots rígidos de rehabilitación de rodilla

Dentro de la literatura, se consideraron también dispositivos orientados también a la rehabilitación de la marcha. A continuación, se analizarán tres ejemplos de robots en investigación y tres ejemplos de robots comerciales orientados a la rehabilitación.

2.1.1 Productos tecnológicos en desarrollo

Entre los robots de investigación se resaltan las propuestas por Renquan Lu, Pieter Beyl, Weinberg B. (con AKROD):

a) Exoesqueleto rígido Renquan. Lu

Propone un exoesqueleto rígido de miembro inferior de asistencia física y rehabilitación. El diseño mecánico del dispositivo muestra 4 grados de libertad (Figura 30), todos rotatorios para las articulaciones de la cadera, rodilla y tobillo actuados en el plano sagital. Cada articulación es motorizada por motores Maxon brushless a través de una transmisión armónica, lo que permite un torque continuo de 43,4 y cortos de hasta de 60 N.m, como se muestra en la Figura 30.c. Posee, además, un esquema de control adaptativo de retroceso con una estabilidad asintótica para un modelo muscular no lineal y un modelo de exoesqueleto en la presencia de perturbaciones no lineales limitadas (Lu, Li, Su y Xue, 2014, p. 3776-3784)

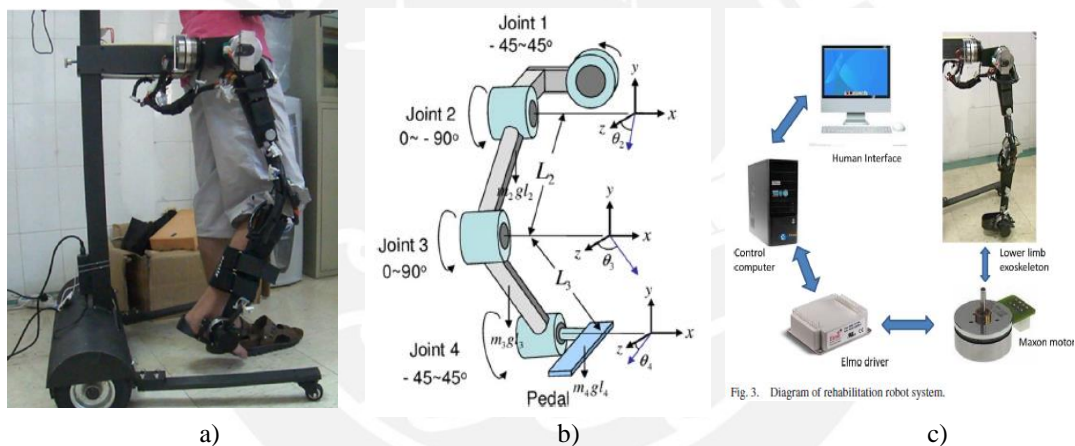


Figura 30. Exoesqueleto de Renquan Lu. A) diseño completo, b) diseño mecánico, c) conexión sistemática

Tomado de “Development and Learning Control of a Human Limb with a Rehabilitation Exoskeleton”, Lu et al., 2014

b) Órtesis de rodilla Kristel Knaepen

Por otro lado, propone el diseño mecánico de una órtesis de rodilla activa, motorizada por músculos artificiales neumáticos plisados (PPAM, por sus siglas en inglés). Estos actuadores se encuentran adjuntos en un marco unilateral (Figura 31.a), que consisten en barras laterales para la pierna superior e inferior interconectados a través de una bisagra en la rodilla.

Un reposapiés con correa se conecta al soporte de la pierna inferior a través de una bisagra a nivel del tobillo soporta el peso del usuario y evita que se deslice de forma no intencional en la pierna del usuario con dos piezas (31.b). Para el ajuste, dos armazones rígidos termoplásticos con incrustaciones de espuma y correas Velcro se utilizan tanto en el muslo como en la pierna (Knaepen, et al., 2014, 1128-1135).



Figura 31. Exoesqueleto de Pieter Beyl. A) Vista completa, b) Vista de armazón de la pierna

Tomado de “Design of a Knee Rehabilitation Exoskeleton”, Knaepen et al., 2014

c) **Órtesis de miembro inferior Weinberg B**

Weinberg presenta su órtesis “Active Knee Rehabilitation Orthotic Device” (AKROD) diseñado para rehabilitar a pacientes con accidente cerebrovascular (ACV) a partir de la corrección de la hiperextensión durante postura y marcha rígida. Comprende dos tecnologías principales: La primera es un componente de freno basado en fluido electrorreológico resistivo y de amortiguación variable (*ERF*, por sus siglas en inglés) que facilita la flexión de rodilla durante la postura previniendo el pandeo de la rodilla. La segunda tecnología es una rodillera que brinda un control de amortiguación variable (Figura 32) y, además, se utiliza para asistir al control de la rodilla durante el swing de la marcha (Weinberg et al., 2007).

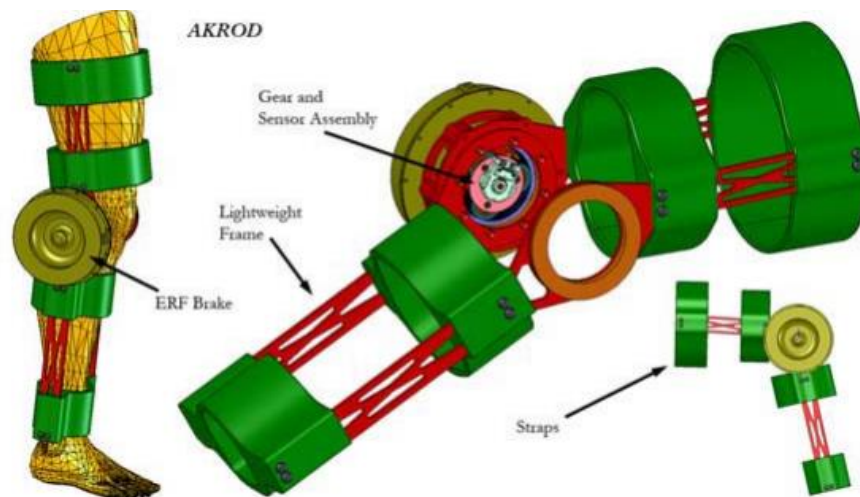


Figura 32. Diseño CAD de AKROD de Weinberg.

Tomado de “Design, control and human testing of an active knee rehabilitation orthotic device”,
Weinberg, 2007

2.1.2 Productos tecnológicos comerciales

Los dispositivos robóticos disponibles en la literatura nos muestran dispositivos orientados principalmente a la recuperación de la marcha y rehabilitación del miembro inferior completo, no únicamente orientados a la rehabilitación de rodilla. Dado que ambas tareas están sumamente relacionadas y el ejercicio de la marcha es parte de los ejercicios cruciales en la terapia física del paciente de artrosis, se considerarán dentro del estado del arte de esta investigación. Se resaltan como robots comerciales: LokoMat, HAL y ReWALK:

a) LokoMat

Es un dispositivo robótico que brinda un entrenamiento de marcha repetitivo y fisiológico a pacientes con discapacidades graves (Jezernik, Colombo, Keller, Frueh y Morari, 2008, p. 108-115). Con aproximadamente 1000 dispositivos alrededor del mundo en 651 facilidades, LokoMat busca la efectividad a través de la óptima explotación de neuroplasticidad y potencial de recuperación a través de ejercicios en forma de juego. Además, posee una distribución

natural de presión plantar (Figura 33.a), un sistema de retroalimentación de performance aumentado (que permite modificar los parámetros de velocidad, carga y soporte robótico de manera dinámica), feedback de sensores (Figura 33.b) y desplazamiento fisiológico vertical durante el ciclo completo de marcha. (Hocoma, 2020, p. 1-9)



Figura 33. LokoMat. a) Funcionamiento de dispositivo, b) Esquema de interacción de usuario

Tomado de “Lokomat”, Hocoma, 2020

b) **Hybrid Assisted Limb (HAL) for Medical use – Lower Limb Model**

Es un dispositivo médico para personas con Complejo de síntomas de discapacidad ambulatoria musculo esquelética (*MADS*, por sus siglas en inglés), quienes sufren de daños de medula espinal, daños cerebrales traumáticos, enfermedades cerebrovasculares, entre otros (Figura 34.a). Se basa en señales bio-eléctricas (*BES* en inglés) que son leídas e interpretadas para detectar la intención de movimiento del usuario compensando la potencia de los músculos de miembro inferior y los asiste durante la marcha, y funciones de parado y sentado del usuario. HAL tiene distintos elementos ajustables para las medidas únicas de cada usuario y permite que este controle el inicio y fin de proceso, algunos parámetros del dispositivo y visualizar el status de movimientos a través de su controlador libremente separable (Figura 34.b) (Cyberdine, 2020, p. 1).



Figura 34. HAL. A) Vista completa del dispositivo. B) Controlador del dispositivo

Tomado de “HAL for medical use (Lowe Limb Type)”, Cyberdine, 2020

c) **ReWALK**

Es un exoesqueleto tipo wearable⁶ robótico que brinda movimientos energizados de cadera y rodilla para permitir la rehabilitación principalmente de pacientes con daño de médula espinal (SCI, en sus siglas en inglés) pararse derecho, caminar, girar, subir y bajar escaleras (Figura 35). Con un diseño para un uso diario en casa y en la comunidad, el sistema ofrece un exoesqueleto de peso ligero con motores en las articulaciones de la cadera y de la rodilla (Rewalk, 2020, p.1)



Figura 35. Persona utilizando ReWALK

Tomado de “ReWalk Personal 6.0”, Rewalk, 2020

⁶ Wearable: dispositivo electrónico que se usa sobre el cuerpo humano.

2.2 Robots soft de rehabilitación de rodilla

De la revisión realizada, no se encontraron robots Soft comerciales a la fecha, por lo que se decidió incluir únicamente robots Soft en desarrollo. Se detallan a continuación, tres ejemplos de robots Soft encontrados en la literatura.

2.2.1 Robots Soft en desarrollo

Entre los robots de investigación se resaltan las propuestas por Saivimal Sridar, Michael Wehner, y Yong-Lae Park

a) Exoesqueleto inflable de Sridar

Se trata de un exoesqueleto orientado a la rehabilitación de rodilla; el exoesqueleto se compone de actuadores neumáticos fabricados a partir de poliuretano termoplástico en dos estructuras diferentes según la sección transversal (Figura 36.a). Estos son colocados con una activación que simula el estiramiento de los músculos isquiotibiales (Figura 36.b). Se utilizó, además, una suela de silicona Soft con resistencias de detección de fuerza (FSR por sus siglas en inglés) para detectar la duración de activación del dispositivo (Figura 36.c) (Sridar, 2017, p. 3722-3727).

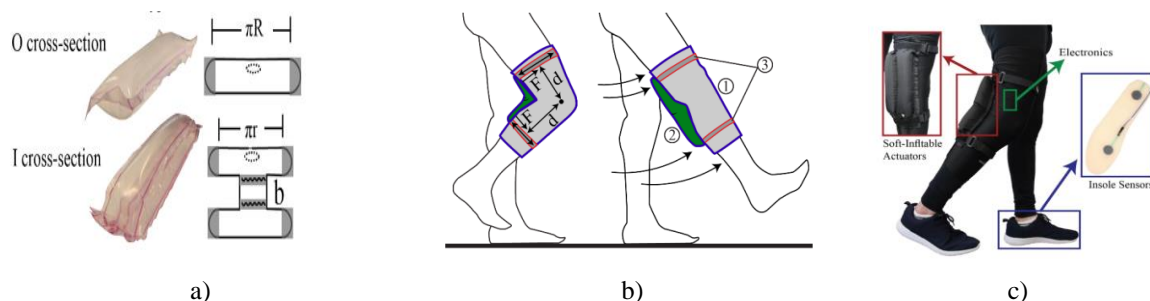


Figura 36. Exoesqueleto de Sridar. (a) Estructura de actuadores probados, (b) Accionamiento de actuador (c) Disposición del dispositivo

Tomado de "Development of a Soft-Inflatable Exosuit for Knee Rehabilitation," Sridar, 2017

b) Exoesqueleto Soft de Wehner

Se trata de un exoesqueleto de miembro inferior orientado a la aumentación de las funciones normales musculares en individuos saludables. El dispositivo es ultraligero y consta de actuadores neumáticos tipo McKibben (Figura 37.a) que asisten a la cadera, rodilla y tobillo. Los actuadores se adhieren al exoesqueleto a través de una red de cintas Soft inextensibles trianguladas (Figura 37.b) a puntos estratégicos en el cuerpo, que ayudan a transferir las fuerzas donde el cuerpo permite recibir la carga, a través de una técnica a la que denomina: técnica de anclaje virtual (Wehner, 2013, p. 3362-3369).

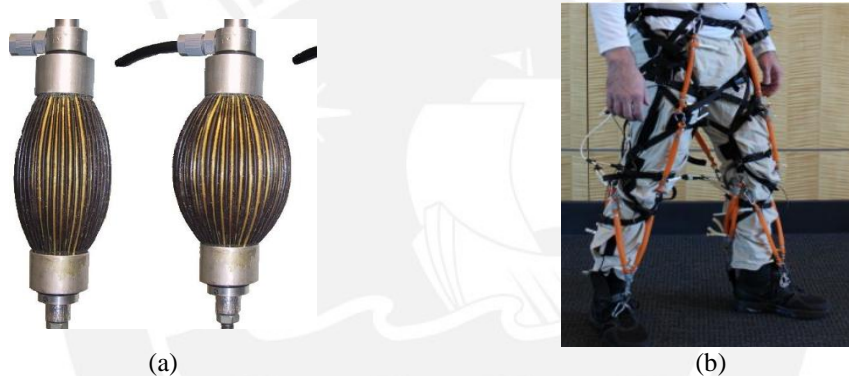


Figura 37. Exoesqueleto de Wehner. (a) Actuadores McKibben, (b) Disposición del dispositivo.⁷

Tomado de “A lightweight soft exosuit for gait assistance”, Wehner, 2013

c) Dispositivo robótico Soft tipo Wearable de Park

Park presenta un diseño de un dispositivo wearable compuesto de cuatro actuadores elastoméricos, para la flexión y extensión de la rodilla, y mangas de tela sueva para la asistencia activa de movimientos de rodilla. Un diseño bidimensional de los actuadores permite la compacidad del dispositivo, al mismo tiempo que simplifica significativamente el proceso de manufactura (Figura 38) (Park et al., 2014, 4805-4810).

⁷ A lightweight soft exosuit for gait assistance. Wehner, 2013



Figura 38. Exoesqueleto de Wehner. (a) Actuadores McKibben, (b) Disposición del dispositivo.

Tomado de “A Soft Wearable Robotic Device for Active Knee Motions using Flat Pneumatic Muscles”, Park et al., 2014



CAPÍTULO III

DISEÑO CONCEPTUAL

En el presente capítulo se expone el diseño conceptual del dispositivo, que comprenderá, según la metodología planteada, la elaboración de una lista de requerimientos a partir de la cual se realizarán un Black Box inicial de la solución, la definición de subsistemas y un esquema de estructura de funciones. Finalmente, se realizará una matriz morfológica desde la cual se definirán las soluciones con un análisis comparativo técnico-económico para definir el concepto de solución óptimo.

3.1 Requerimientos del sistema

El sistema robótico tipo exoesqueleto debe ser capaz de reproducir movimientos en el plano sagital de los ejercicios de la fisioterapia común para la gonartrosis. Estos movimientos, como se observó en la literatura, deberán ser: tobillo, rodilla, rodilla-cadera, apoyo monopodal y marcha normal. Para realizar esta función se consideraron los siguientes requerimientos mecánico, y eléctricos-electrónicos

3.1.1 Requerimientos mecánicos del sistema

Geométricos: El mecanismo se ajustará con la estatura de una persona adulta con un rango de valores de 1.50 a 1.75 m y peso entre 60 y 80 Kg según antropometría de un adulto mayor⁸

Ergonomía: El dispositivo deberá poder ajustarse al miembro inferior del paciente sin generarle ningún tipo de dolor o incomodidad. No deberá rebasar los límites fisiológicos del usuario, según previa evaluación del terapeuta.

Cinemático: El dispositivo deberá permitir el movimiento libre y asistido de las articulaciones según su rango de movimiento máximo, como registrado en el estado del arte. Asimismo, El dispositivo debe mantener la estabilidad de la persona durante todo el tiempo de realización de los movimientos dirigidos. En la rodilla de más de 160° para flexión; en el tobillo de 50° en la flexión-extensión, y 25° en aducción-abducción; y en la cadera de un máximo de 120° para la flexión-extensión.

Cinético: El dispositivo debe soportar las cargas generadas por su movimiento, su propio peso y el de la persona. Asimismo, deberá ser capaz de reproducir los torques de compensación necesarios según observados en la literatura por articulación. En la rodilla de 1 Nm/Kg para la flexión, En el tobillo de 2 para dorsiflexión-planarflexión; en la cadera de 1.5 Nm/Kg para flexión-extensión.

Material: Se debe considerar un tipo de material Soft en contacto con el usuario que evite discomfort o rozaduras por presiones o fricciones mantenidas del dispositivo con partes del cuerpo del usuario debido a talla inadecuada, mal ajuste, uso prolongado o rangos

⁸ Antropometría y composición corporal en personas mayores de 60 años. Importancia de la actividad física. Alemán-Mateo, 1999. Consultado: 09 mayo 2020

excesivos. Esta exigencia es común tanto para la **seguridad** como para la **ergonomía** del usuario.

Fabricación: Se utilizarán materiales disponibles en el mercado local.

Montaje: El dispositivo deberá ser de fácil montaje y desmontaje

Mantenimiento: El dispositivo deberá considerar en su diseño un acceso rápido a las partes que requieran mantenimiento como el sistema de ajuste en cadera, rodilla y tobillo.

Seguridad: El dispositivo deberá mantener el equilibrio de la persona, tanto en la fase de uso como la de retiro del dispositivo, con el fin de evitar caídas de la persona usuario.

Higiene: El dispositivo deberá contar con elementos textiles adecuados que permitan la transpiración y ventilación de las partes en contacto con este.

Usabilidad: Se orienta su uso dentro de las indicaciones de los terapeutas, y según los ejercicios que este indique para el tratamiento único de la persona. Asimismo, se recomienda mantener una higiene semanal del dispositivo. Su uso está orientado de manera conjunta y con la supervisión de un terapeuta que administre su uso, así como la frecuencia, volumen, y potencia en los ejercicios.

3.1.2 Requerimientos eléctrico-electrónicos:

Energía: El dispositivo debe contar con energía necesaria para su funcionamiento mínimo de 50 minutos (según sesiones de rehabilitación de artrosis en la literatura⁹).

Señales: Se contará con las señales propias de la interfaz: encendido, ejercicio seleccionado, así como sensores inerciales, de activación muscular (EMG) y de fuerza. Las señales de salida (que se visualizarán en la interfaz) serán indicadores del porcentaje de

⁹ Ejercicio físico como terapia. Reumatología Clínica. Accedido desde: <https://www.reumatologiaclinica.org/es-ejercicio-fisico-como-terapia-no-articulo-S1699258X09001272>.

Consultado: 09 mayo 2020

cumplimiento del ejercicio, indicadores de esfuerzo y del movimiento realizado (señales de los sensores previamente mencionados). Otras salidas inevitables como calor, vibraciones y ruido también se consideran.

Control: El control del dispositivo deberá garantizar un control adaptable según el progreso del paciente y deberá poder variar entre modos de compensación y de libertad de uso (libertad de movimiento del usuario).

Seguridad: La fuente de energía del dispositivo deberá contar con una conexión de tres hilos con uno neutro a tierra. Asimismo, las corrientes de fuga durante la carga del dispositivo no deben superar los 500 microamperios según norma de equipos médicos IEC 60601. Finalmente, la vibración de los actuadores no deberá superar el valor límite de 3Hz con el fin de no generar molestia en el usuario, según ISO 2631.

Usabilidad: El dispositivo contará con una interfaz visual por la cual se podrá administrar los ejercicios, por el terapeuta y al mismo tiempo realizar el monitoreo de la realización de estos a través de indicadores clave seleccionables. Si bien se consideran las salidas digitales para alimentar dicha interfaz, el diseño visual de esta se encuentra fuera del alcance de este trabajo de investigación.

3.2 Contexto de funcionamiento:

El dispositivo funciona como un accesorio parte del proceso de rehabilitación del usuario **en clínica**. Como tal, para su correcto funcionamiento, comprende una serie de pasos previos al funcionamiento propio como dispositivo rehabilitador, realizados por un terapeuta o doctor especializado:

- Diagnóstico: donde se le evalúa el grado de gonartrosis que posee. Realizado por un doctor.
- Recomendación de ejercicios: que realiza el terapeuta.

- Calibración del dispositivo: por parte del terapeuta en la cual se determinan los ejercicios predeterminados por el paciente y los parámetros de control necesarios para su correcto funcionamiento (postura, rangos límites únicos de la condición del paciente).

Después de estos pasos, el usuario puede realizar los ejercicios predeterminados, indicados por el terapeuta, así como movimientos libres, según su elección, para lo cual se prevén dos modos de funcionamiento: modo de ejercicio seleccionado y modo libre. Asimismo, el sistema entrega una serie de indicadores, únicamente bajo el modo de entrenamiento, que serán enviados a otro dispositivo a través del cual el terapeuta podrá supervisar el avance del paciente.

3.3 Diagrama de operaciones

Se propone la secuencia de operaciones que realizará el usuario en interacción con el sistema propuesto (Figura 39). Debido a que se trata de un dispositivo tipo Wearable, la interacción con el dispositivo considera la participación activa del usuario en la colocación del dispositivo, el ajuste y selección del ejercicio a realizar. En todo momento, existe un flujo asíncrono que permite la parada de emergencia, en caso lo requiera el usuario, que consiste en la detención de los actuadores y el posicionamiento lento a base. A partir de dicha posición el usuario puede decidir retomar la sesión de ejercicios o dar por terminada la sesión.

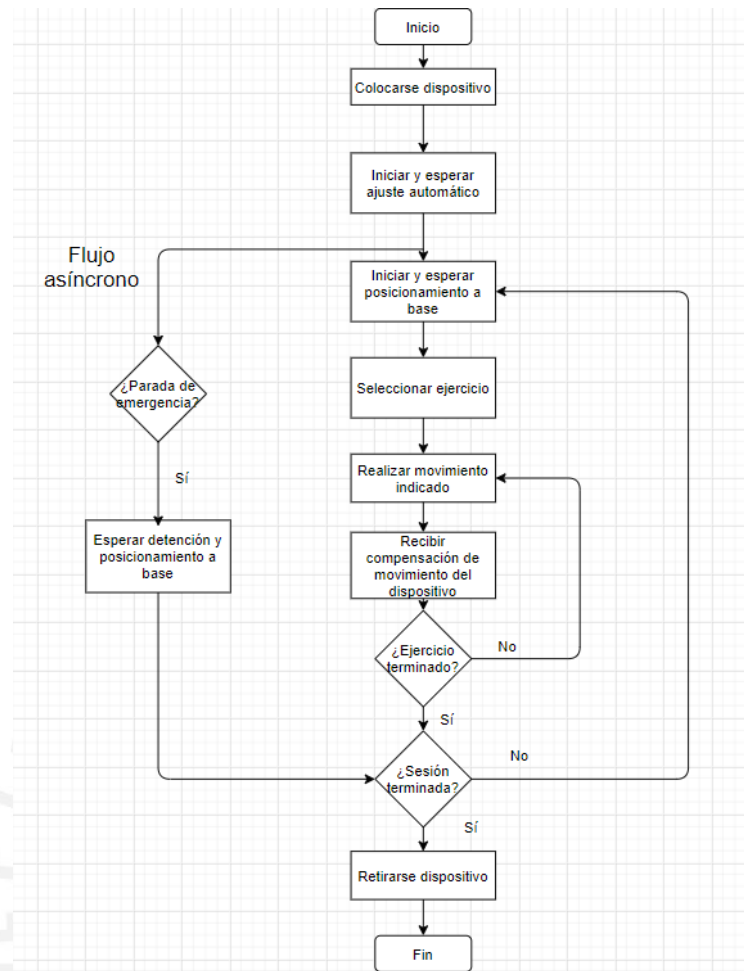


Figura 39. Diagrama de operaciones del usuario

3.4 Black Box del sistema rehabilitador

La visualización del sistema a través de una caja negra (Black Box) nos permite obtener una visualización de nuestro sistema como una función general que posee entradas y salidas en forma de señales. Esta caja negra ha sido evaluada en función a cada ciclo de funcionamiento del dispositivo, donde un ejercicio a rehabilitar se considera un ciclo. En la Figura 40, de elaboración propia, se muestra el Black Box del sistema propuesto. En este se detallan las siguientes entradas y salidas:

Entradas:

- a) ON/OFF: Es la señal de encendido o apagado de todo el sistema
- b) Parada de emergencia: Una señal requerida para la seguridad del usuario, en caso ocurra alguna complicación con el dispositivo
- c) Modo: El modo de funcionamiento del dispositivo: Libre o predeterminado (ejercicios del terapeuta)
- d) Ejercicio escogido: El ejercicio a realizar por el paciente, que entrará en funcionamiento únicamente si se encuentra en modo predeterminado.
- e) 220 Vac /60Hz: El sistema se prevé como un dispositivo wearable de uso clínico portátil para lo que necesitará una batería interna que se recargará con las condiciones de energía en clínica.
- f) Batería recargable: La cual se cargará automáticamente con un circuito de recarga.
- g) Usuario: El cual realizará los movimientos en el dispositivo

Salidas:

- a) Indicadores de movimiento, indicadores de esfuerzo, indicadores del ejercicio y cumplimiento: métricas clave para la supervisión de parte del terapeuta. Habilitado únicamente en el modo predeterminado.
- b) Calor, Ruido, Vibración: Generados de manera natural por el proceso de los actuadores y sensores.
- c) Usuario con ejercicio culminado: El usuario habiendo terminado uno de los ejercicios de indicación.

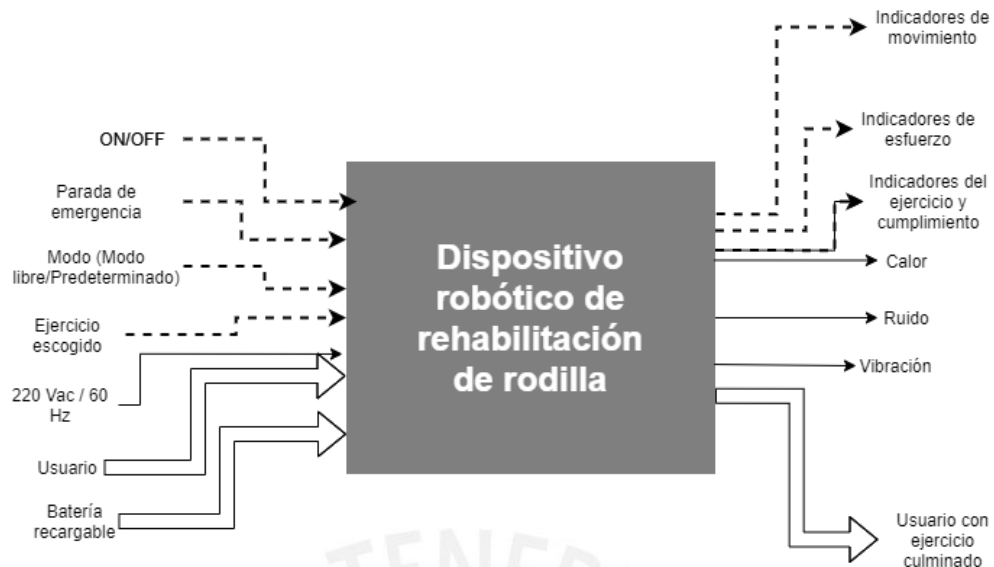


Figura 40. Black Box del dispositivo

3.5 Estructura de funciones:

Tomando como base las entradas y salidas, así como el contexto de funcionamiento del dispositivo, se formulan funciones parciales lo suficientemente generales como para permitir el desarrollo de una solución innovadora y no delimitada por previas soluciones dentro del estado del arte. Estas funciones parciales se dividieron según dominio mecánico, electrónico, de control, de energía, y de interfaz. En la Figura 41 se observa la estructura de funciones propuesta para el sistema. De igual manera, a continuación, se detallan las funciones parciales indicadas según dominio.

Dominio mecánico:

- a) Soportar al usuario: Función que enmarca la estructura del mecanismo para soportar el peso del usuario
- b) Ajustar miembro inferior del usuario: Se considera un ajuste que permita el uso del dispositivo sin deslizamientos y el correcto funcionamiento del dispositivo.

- c) Posicionar a base: Comprende la primera acción dentro del ejercicio para alinear los sensores y empezar el ejercicio y las mediciones de manera conjunta
- d) Girar articulaciones: Comprende dos partes: Una pasiva, en la cual el dispositivo debe mantener una posición fija o mantener la posición base mientras el usuario realiza el ejercicio seleccionado. Otra pasiva, en esta se realiza el movimiento de manera activa en el dispositivo a manera de compensación y para lograr los rangos indicados según el tipo de ejercicio y los parámetros únicos del usuario

Dominio electrónico:

- a) Mediciones de activación de músculo y fuerzas: mediciones propias del movimiento del usuario y que tienen como objetivo describir el estado actual en el ejercicio y obtener métricas que permitan un control preciso y no sobre compensado. La medición de fuerzas se puede realizar de manera indirecta, por ejemplo, realizando una medición única de la fuerza en la suela del pie, e infiriendo el resto de fuerzas en las articulaciones, o de manera directa a través de sensores de fuerza en cada articulación.
- b) Mediciones de ángulos: mediciones del dispositivo para el autocontrol de este en la tarea de realización de movimientos. Se miden los ángulos para establecer un sistema de coordenadas relativo.
- c) Accionamiento de movimiento y equilibrio: Estas fases se separaron previendo un control diferente para ambas fases de movimiento (una activa y otra pasiva).

Dominio de control:

Recepción de señales de sensores y cálculo de señales de control: Estas funciones se consideraron dentro de un concepto de abstracción general del control; esto con el objetivo de no ocluir alguna solución distinta del estado del arte actual.

Dominio de comunicación:

Tiene como funciones parciales únicamente el envío y recepción de las señales recibidas y procesadas por la interfaz del usuario.

Dominio de energía:

Tiene como funciones el acondicionamiento de la energía para la carga de la batería interna del sistema y para los circuitos de potencia y electrónicos necesarios para el correcto funcionamiento del sistema.

Dominio interfaz:

Dentro del dominio interfaz se consideran, la obtención de la información necesaria para el funcionamiento del dispositivo, así como **la salida de los indicadores de medición (de distintos tipos) que entrarían a otro flujo dentro de la interfaz propia del terapeuta.**

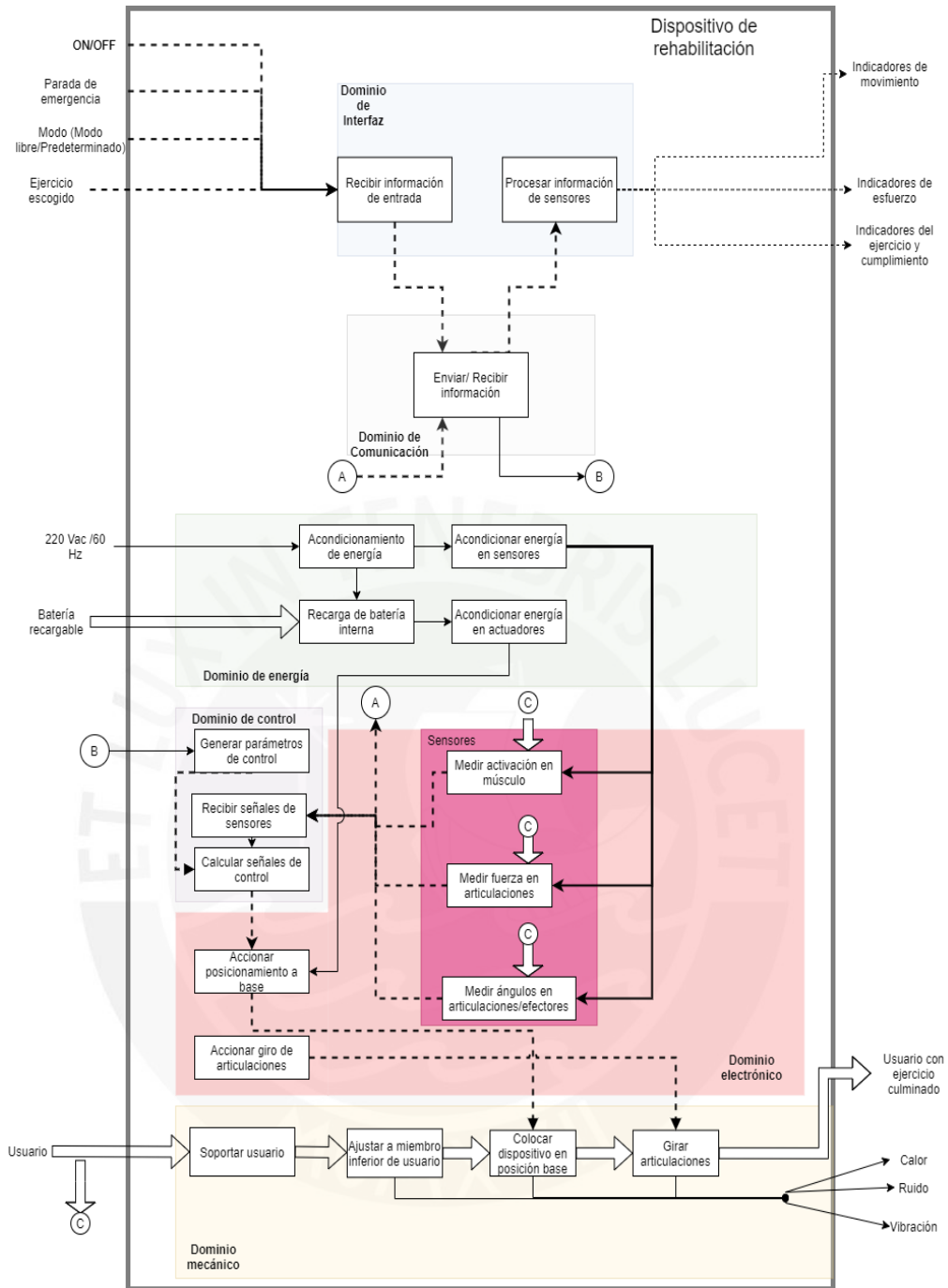


Figura 41. Estructura de funciones del dispositivo según dominio.

3.6 Matriz morfológica

Tomando como base las funciones parciales se consiguen, a partir del estado del arte una serie de opciones de soluciones que permita lograr dichas funciones parciales. Es a partir de estas opciones que se obtienen los conceptos preliminares. En las Tablas 7, 8, 9 y 10 se muestra la Matriz Morfológica del sistema rehabilitador según dominio.

Tabla 7. Soluciones parciales para el dominio Mecánico



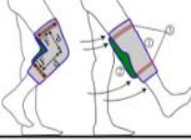


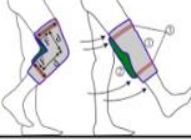


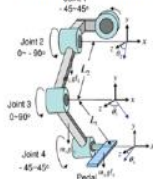

Función		S1	S2	S3
Dominio Mecánico	Ajuste de miembro inferior	<p>Ajuste inflable</p>  <p>Actuadores rotatorios</p>	<p>Correas textiles</p>  <p>Actuadores PPAM</p>	<p>Soft actuadores giratorios</p> 
	Girar articulaciones	 <p>Actuadores rotatorios</p>	 <p>Actuadores PPAM</p>	
	Posicionar a base	 <p>Actuadores rotatorios</p>	 <p>Actuadores PPAM</p>	
	Soportar usuario	<p>Estructura podal</p> 	<p>Estructura de red</p> 	

Tabla 8. Soluciones parciales para dominio electrónico


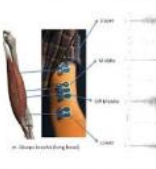

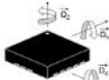




	Función	S1	S2	S3
Dominio electrónico	Medir activación de muslo	sEMG (Electromiografía) 	Miografía Acústica (Fonografía) 	Mecanomiografía 
	Medir fuerza en articulaciones	Galgas extensiométricas 	Resistor sensible a fuerzas 	Anillo piezoelectrico 
	Medir angulos en articulaciones	Sensor de giroscopio 	Flex sensors 	Sensor angular 
	Accionar giro de articulaciones	Driver 	Electroválvula + compresor 	
	Accionar posicionamiento a base	Driver 	Electroválvula + compresor 	

Tabla 9. Soluciones parciales para dominios de control, comunicación


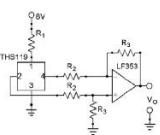







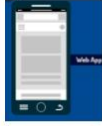


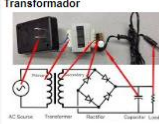

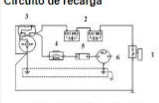
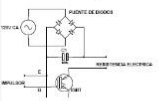


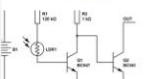


	Función	S1	S2	S3	S4
Dominio de control	Recibir señales	Data Acquisition Systems 	Circuito de acondicionamiento 		
	Generar parametros de control Calcular señales de control	FPGA 	System on chip (SoC) 	Micro PLC 	
Dominio de comunicación	Enviar/Recibir Información	Bluetooth/BLE 	Zigbee 	WiFi 	Wired 

Tabla 9. Soluciones parciales para dominios de interfaz y energía

Función		S1	S2	S3
Dominio interfaz	Recibir Información de entrada	Web app 	App móvil 	HMI 
	Procesar información de salida			
Dominio de energía	Acondicionar energía	Transformador 	Fuente switching 	
	Recargar batería interna	Circuito de recarga 		
	Acondicionar energía en actuadores	Circuito de potencia 	Convertidor Buck-Boost(Stepup-Stepdown) 	Fuente switching 
	Acondicionar energía en sensores	Circuito 	Convertidor Buck-Boost(Stepup-Stepdown) 	Fuente switching 

3.7 Soluciones preliminares

A partir de la matriz morfológica previo se elaboran tres soluciones preliminares a partir del cruce de las soluciones parciales en los dominios indicados y tomando en cuenta los requerimientos definidos al inicio del presente capítulo. En la Tabla 7, de elaboración propia, se muestra la matriz morfológica documentada para cada solución.

Tabla 10. Soluciones documentadas

Función	S1	S2	S3
Dominio mecánico	Ajustar miembro inferior	Ajuste inflable	Ajuste inflable
	Girar articulaciones	Actuadores PPAM	Actuadores rotatorios
	Posicionar a base	Actuadores PPAM	Actuadores rotatorios
	Soportar usuario	Estructura podal	Estructura de red
Dominio electrónico	Medir activación de muslo	Sensores EMG	Sensores FMG
	Medir fuerza en articulaciones	Galgas extensiométricas	Resistor sensible a fuerzas
	Medir angulos en articulaciones	Sensor de giroscopio	Sensor angular
	Accionar giro de articulaciones	Electroválvula + (bomba de aire)	Driver
Dominio de control	Recibir señales	Circuito de acondicionamiento	Data Acquisition System
	Generar parametros de control	Micro PLC	FPGA (Field Programmable Gate Array)
	Calcular señales de control		System on a Chip (SoC)
Dominio de comunicación	Enviar/Recibir Información	Comunicación cableada	Zigbee
Dominio de interfaz	Procesar información de entrada		
	Procesar información de salida	Web app	App móvil
Dominio acondicionamiento de energía	Acondicionar energía	Transformador	Fuente switching
	Recargar batería interna	Circuito de recarga	Módulo de recarga
	Acondicionar energía en actuadores	Circuito de potencia	Convertidor Buck-Boost
	Acondicionar energía en sensores	Circuito reductor	Convertidor Buck-Boost

a) Solución I:

El concepto de solución I (Figura 46) se muestra más fiel a las representaciones clásicas de órtesis. Se introduce el concepto de “Arreglo paralelo PAM”: Un conjunto de enlaces rígidos pivotados que permiten la transformación del movimiento lineal de contracción de actuadores PAM¹⁰ a un movimiento rotacional, de la subsecuente articulación; para ello, se colocan dos actuadores PAM para cumplir las funciones de flexión y extensión respectivamente (Véase Figura 47). Así, la solución I cuenta con una estructura podal lograda a través de estos arreglos seriales para realizar el giro y el posicionamiento a base de las articulaciones de la cadera y rodilla. En el tobillo, sin embargo, se ubican actuadores PAM directamente anclados a un Soporte Plantar (Figura 49) en el pie, esto por el espacio entre el ajuste de la pierna y el soporte en el pie, que permite en enlace directo de los actuadores, al mismo tiempo que maneja un rango de movimiento más reducido para el tobillo en ambos sentidos (30° en flexión y 50° en extensión)

Las fuerzas en las articulaciones se aproximan de manera indirecta a través de un cálculo en función a la fuerza de presión en el Soporte Plantar con galgas extensiométricas, esto permite conocer la fuerza y esfuerzos en rodilla y cadera. Asimismo, un sistema de control con observadores permitirá obtener valores aproximados de la fuerza en las articulaciones.

El ajuste en la cadera, muslo y pierna se realiza a través de un concepto nuevo y común en las distintas soluciones planteadas a continuación: Correas de ajuste inflables (Figura 48). Estas correas inflables cuentan con un interior de material Soft que se infla para ajustarse a la medida única del usuario y un exterior rígido que permite el apoyo y anclaje de los sistemas

¹⁰ PAM: Pneumatic Artificial Muscle. Concepto introducido en el Capítulo I

rígidos de arreglos seriales, y soporte de la caja neumática-electrónica. La caja electrónica contiene el sistema neumático-electrónico, y está localizada en la espalda a nivel de la cintura para poder reducir la carga de la ortesis. Dentro de las correas de ajuste, de igual manera contienen los sensores de activación muscular: en este caso EMG, que permiten detectar la activación del músculo y con ello la intención del movimiento. Asimismo, sensores de inercia localizados en el exterior con el objetivo de localizar el giro de la articulación relativo a la cadera.

El sistema electrónico consta de un PLC y una única electroválvula de varios canales para el ajuste de las correas inflables. Se cuenta con una tarjeta PCB que contiene los circuitos de acondicionamiento energético de señal de sensores y actuadores. Adicionalmente, debido a la gran presión y flujo requerido, se requiere de un compresor externo que se encargue de recolectar el aire que se utiliza tanto para las correas de ajuste como para los actuadores neumáticos, y un transformador externo permite el acondicionamiento de la energía, además que las baterías recargables se ubican dentro de la misma caja electrónica (Figura 50).

Finalmente, la interfaz se maneja a través de una Web App a la que accederá el usuario a través de su celular. El sistema creará un servicio local (localhost) [inalámbrico], por lo que el uso del dispositivo no requerirá WiFi para su funcionamiento. Al mismo tiempo que los datos almacenados de indicadores para el terapeuta se almacenarán en una base de datos local mientras no se conecte a Internet; caso contrario, estos datos se enviarán en lotes, en cuanto se encuentre internet, a un Storage en Cloud para su aprovechamiento en una aplicación propia del terapeuta (cuyo desarrollo no se encuentra al alcance de esta investigación).

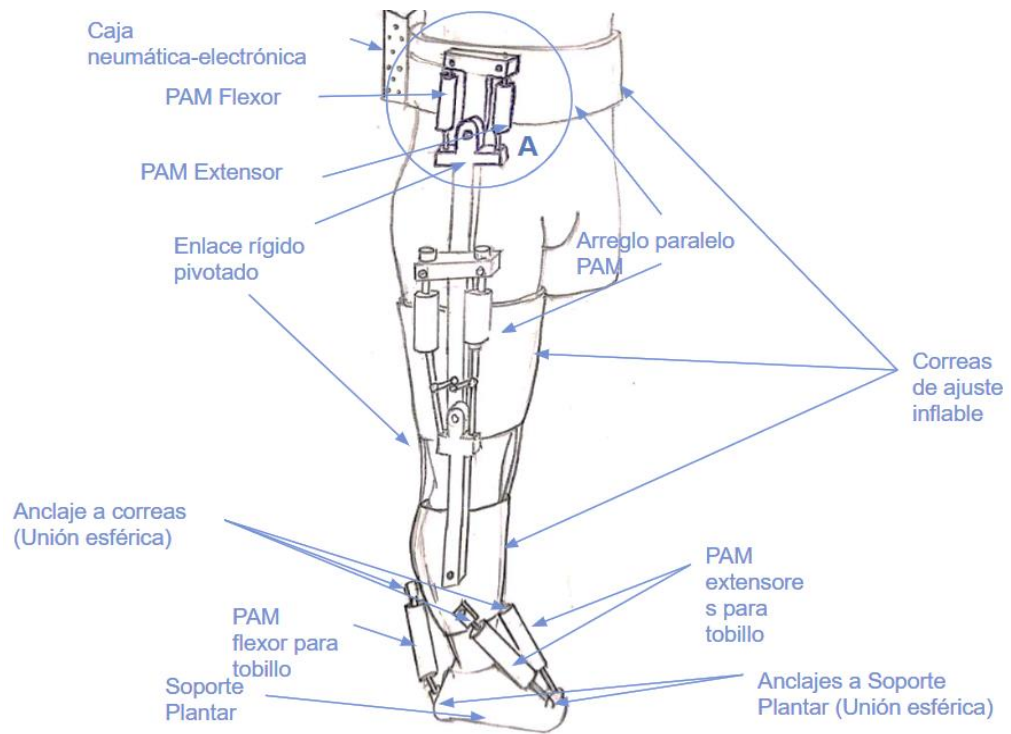


Figura 42. Vista general de Solución I

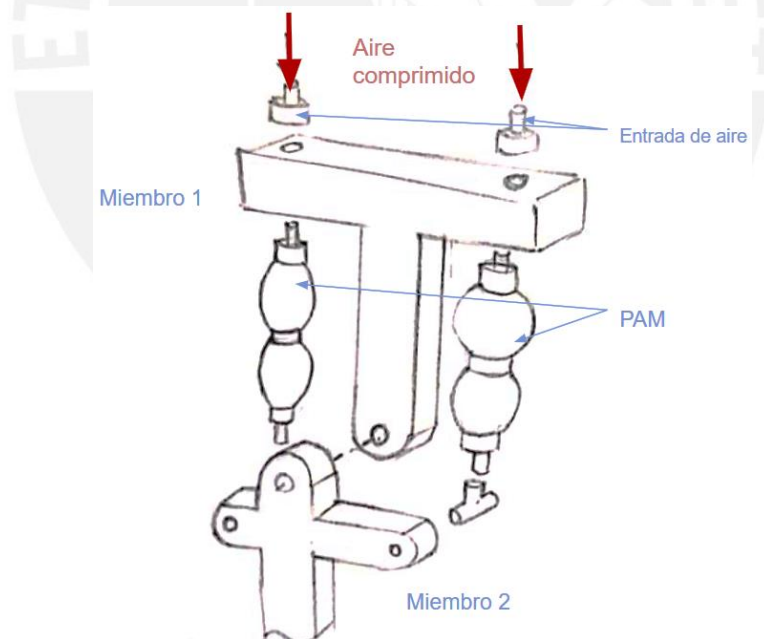


Figura 43. Vista explosionada de Arreglo Paralelo PAM. Detalle A.

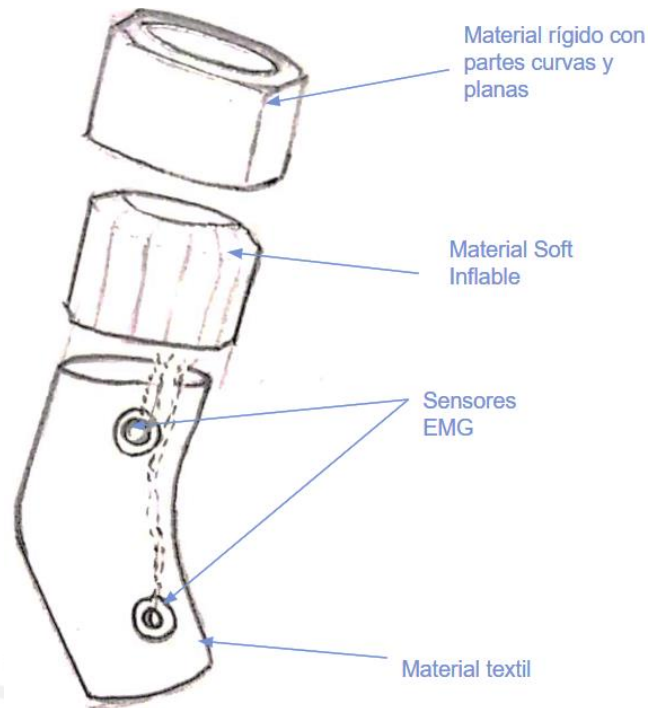


Figura 44. Vista explosionada de correa de ajuste inflable

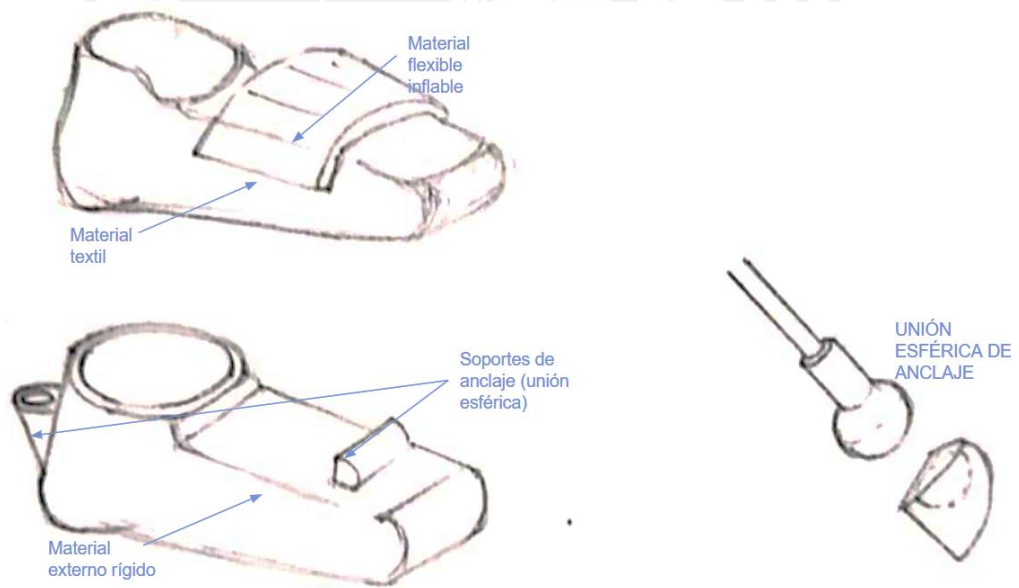


Figura 45. Detalle de Soporte Plantar

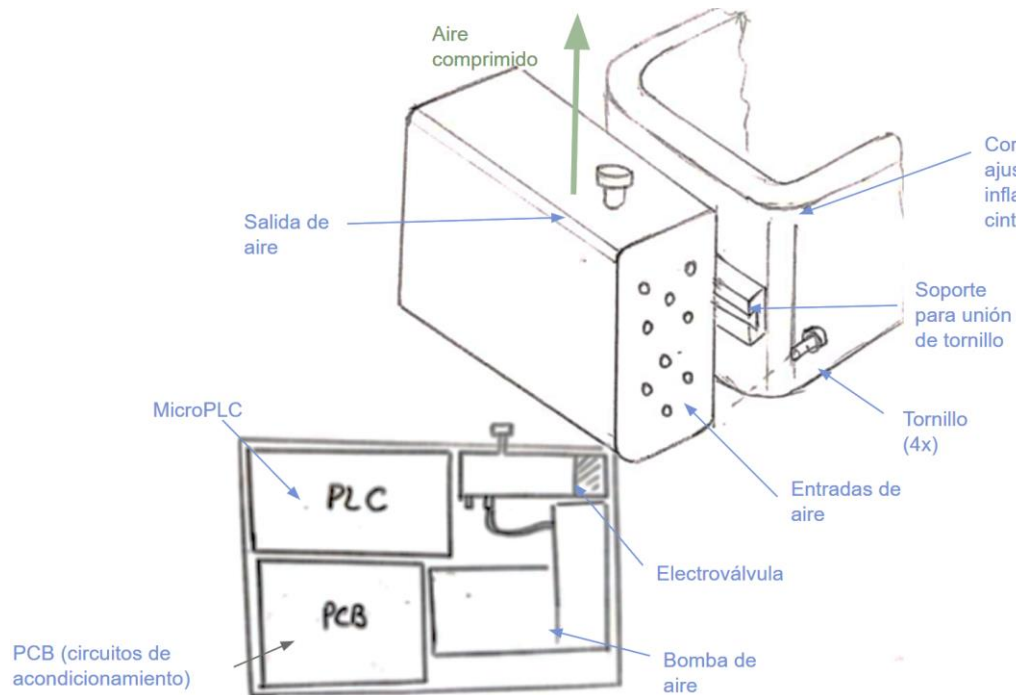


Figura 46. Vista de caja electrónica de Solución I

b) Solución II:

La solución II (Figura 51) cuenta con una estructura podal lograda a través de actuadores giratorios, uno para cada articulación (cadera, rodilla y tobillo), y enlaces rígidos que permiten el giro y posicionamiento a base de estas articulaciones.

El giro rígido de la articulación se consigue a través de Cilindros Rotacionales (Figura 52, 53). Cada cilindro rotacional se compone de un motor rotacional, un sensor de giro (para el control), y un sistema armónico que permite la reducción sin ocupar demasiado espacio y peso. Se colocan, adicionalmente, resistores sensibles a fuerzas (o FSR, por sus siglas en inglés) en el Soporte Plantar (Figura 54) y entre enlaces rígidos de articulación a articulación para una medición indirecta y directa, respectivamente, de los esfuerzos en las articulaciones (rodilla, cadera y tobillo) a través de una formulación en función a la fuerza de presión en la planta del pie.

La caja neumática-electrónica (mostrada en la Figura 55), por un lado, consta de un Field Programmable Gate Array (FPGA) para el procesamiento de las señales y un sistema de adquisición de datos (DAS). Para la recepción de estas. La comunicación entre componentes se realiza a través de una comunicación tipo Zigbee. Por otro lado, una única electroválvula de varios canales se dedica para el ajuste de las correas inflables. En este caso, la bomba de aire se encarga únicamente de recolectar el aire que se utiliza para las correas de ajuste, por lo que se trata de una bomba de menor capacidad interna en la propia caja neumática, sin compresor externo necesario. Además, una Fuente Switching externa permite el acondicionamiento de la energía, además que las baterías recargables se ubican dentro de la misma caja electrónica.

El ajuste en la cadera, muslo y pierna se realiza, de igual forma, con el concepto ya introducido de correas inflables (Figura 48) que, en esta ocasión contiene los sensores FMG para la medición de activación de musculo. Asimismo, módulos bluetooth colocado en cada correa permitirá enviar la información sensada al FPGA a través de la comunicación Zigbee.

Finalmente, la interfaz se maneja a través de una App móvil a la que accederá el usuario a través de su celular, con las funcionalidades de selección de ejercicio y observación progreso, además que la iniciación, parada de emergencia y desactivación del dispositivo.

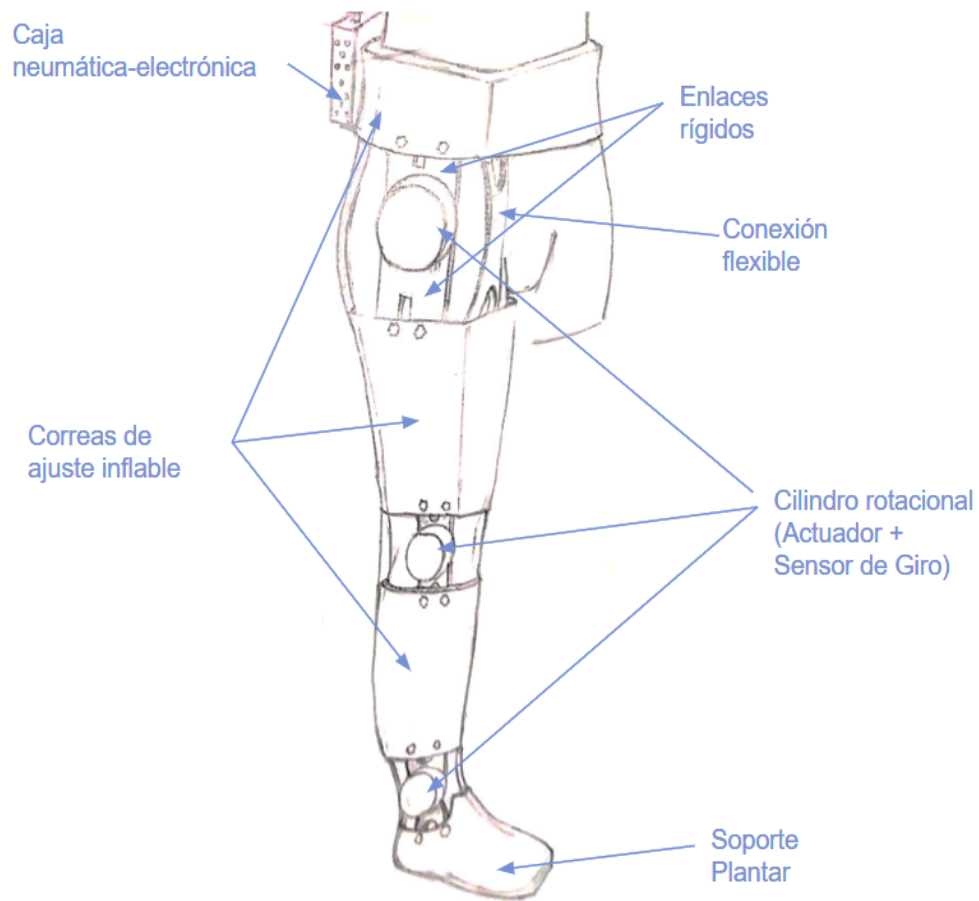


Figura 47. Vista general de Solución II

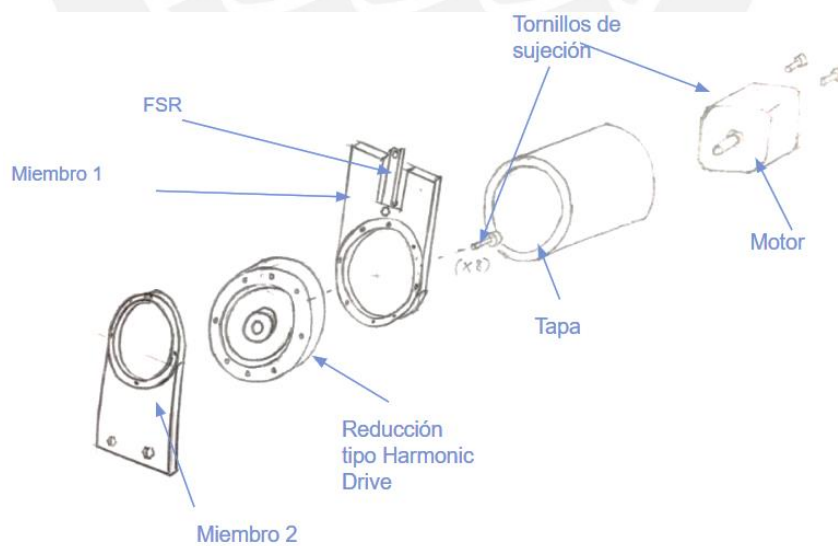


Figura 48. Vista explosionada de Cilindro Rotacional

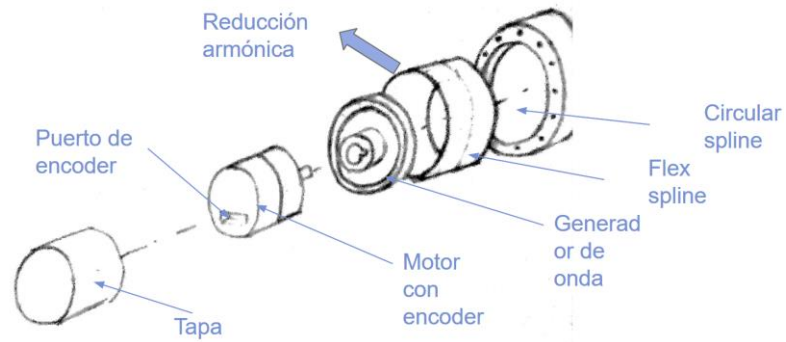


Figura 49. Vista explosionada posterior de Cilindro Rotacional

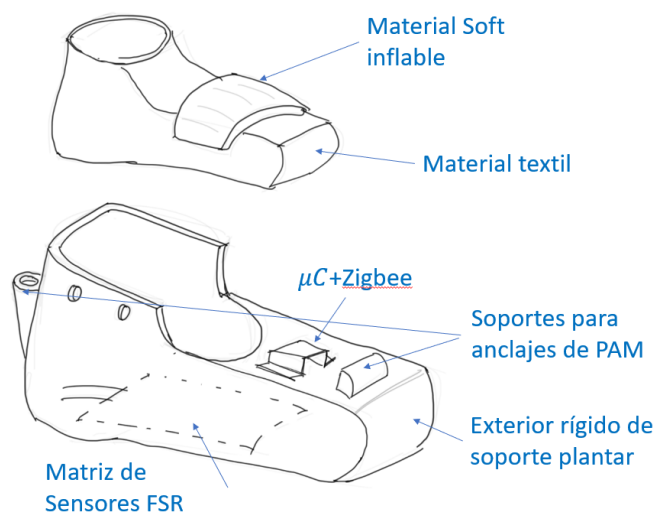


Figura 50. Detalle de Soporte Plantar

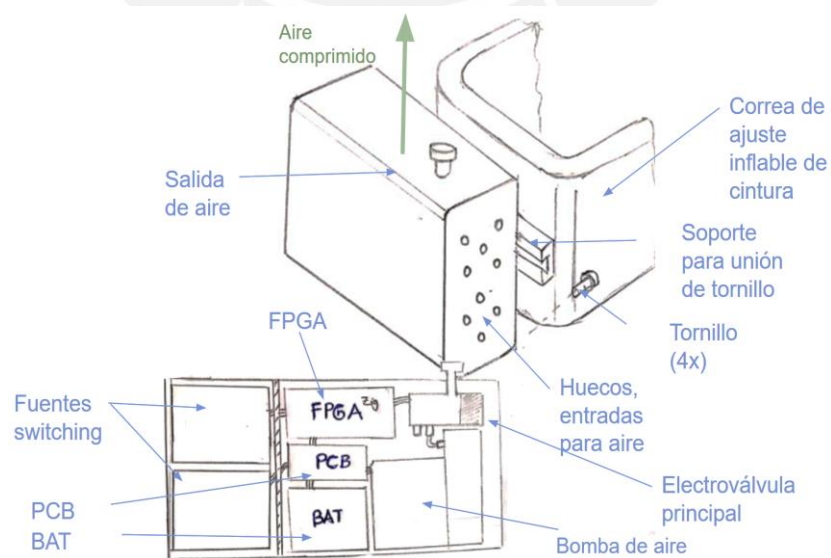


Figura 51. Vista de Caja neumática-electrónica de Solución II

c) Solución III:

La solución III (Figura 56) comprende una estructura diferente a las otras presentadas en la medida que se trata de una estructura de red cuyo propósito es el de distribuir las fuerzas para reducir la carga ejercida en el usuario. Así, se colocan al exterior de las Correas de Ajuste Inflable actuadores PAM a modo de anclajes en posiciones que permitan el movimiento natural de flexión/extensión de la articulación.

Se consideran dos actuadores PAM para la extensión y flexión de la cadera, tres actuadores para la extensión y flexión del tobillo, y un actuador Soft giratorio para la flexión y extensión de la rodilla. En este sistema se contempla que todos los actuadores sean de naturaleza neumática por lo que la capacidad de una bomba de aire requerirá el arreglo de un compresor externo que permita mantener un flujo constante a mayor presión de aire comprimido en los actuadores.

El ajuste al miembro inferior del usuario se realiza, como en las soluciones previas, con Correas de Ajuste Inflable (Figura 57) de exterior rígido e interior inflable; y se utilizan sensores MMG (mecano miografía, miden la contracción muscular física) dentro de estas para la medición de la activación de músculo. Además, el cálculo de las fuerzas se realiza de manera indirecta a través de anillos piezoeléctricos dentro del soporte de la planta del pie.

El sistema eléctrico-neumático (Figura 58) funciona como un sistema embebido convencional tipo System on Chip (SoC) con conexión bluetooth para la transmisión de información entre componentes. El acondicionamiento de energía de VAC a VDC se realiza con un transformador externo, un módulo de recarga y una batería interna en la caja electrónica-neumática. El acondicionamiento de energía para sensores y actuadores se realiza con Fuentes

Switching. Asimismo, se contempla el uso de un compresor externo para suplir la presión y flujo necesario para el accionamiento de los actuadores neumáticos

A diferencia de las soluciones anteriores, esta solución propone una interfaz con HMI (Figura 59), a través de un dispositivo cableado que se guardará en un bolsillo, a la altura de la cadera, para su rápido acceso.

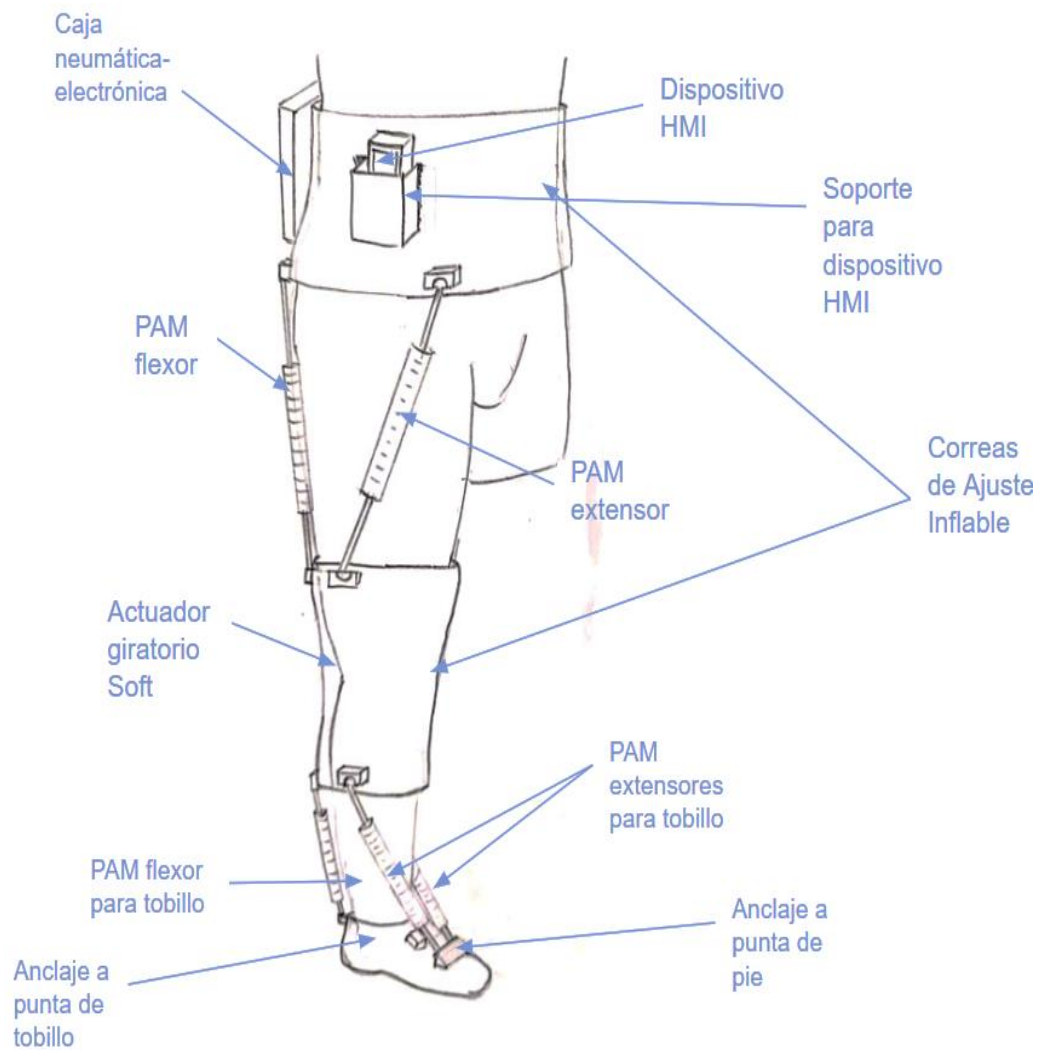


Figura 52. Vista general de Solución III

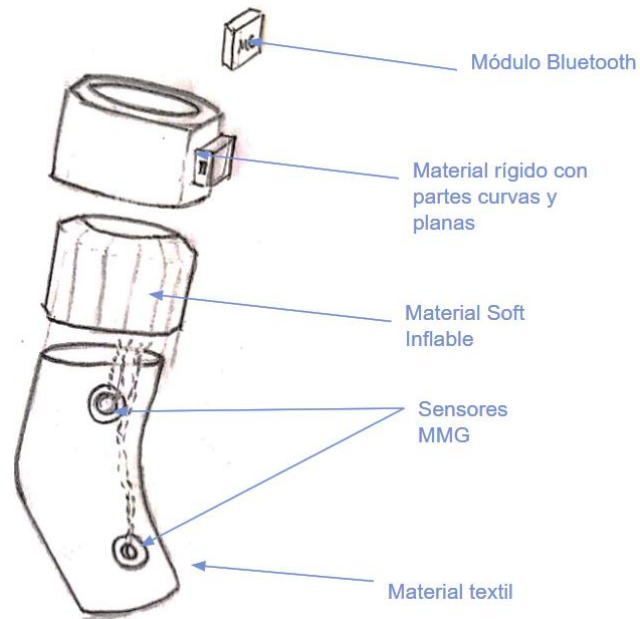


Figura 53. Detalle de Correa de Ajuste Inflable para la Solución III

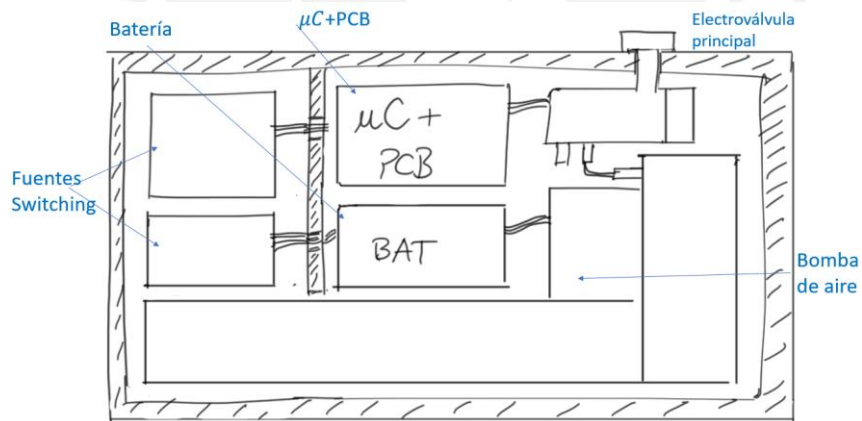


Figura 54. Vista de caja electrónica de Solución III

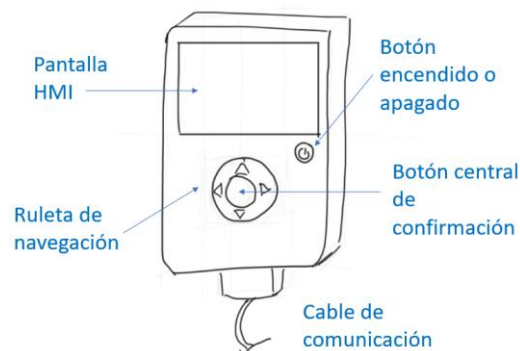


Figura 55. Vista de dispositivo de interfaz de la Solución III

3.8 Análisis técnico económico

Las soluciones previamente presentadas se someten a un análisis cuantitativo técnico y económico a partir del cual se selecciona el concepto óptimo. A partir de la lista de requerimientos se identificaron seis factores para la evaluación económica (Tabla 8): costo de materiales, mantenimiento, diseño, fabricación, consumo de energía y costo de instalación.

De igual forma se identificaron siete factores de evaluación técnica (Tabla 9): seguridad, portabilidad, ergonomía, complejidad, mantenimiento, facilidad de montaje y tamaño. Cada uno de estos factores dentro de su evaluación fueron asignados un factor de importancia (g) a partir del cual la suma ponderada de cada solución nos dará un valor para la evaluación de dicha solución.

Finalmente, los valores obtenidos de cada solución tanto en el análisis técnico (en X) como económico (en Y) se muestran en la Figura 60, encontrando la solución ideal.

Según norma la solución que se acerca a la línea proporcional de la Figura 60, y, que, a su vez, se acerca más a la solución ideal es la solución óptima. De esta forma, **se logró seleccionar la Solución II como la óptima** dentro de las opciones de soluciones preliminares propuesta.

Tabla 11. Evaluación económica

DISEÑO MECATRÓNICO - EVALUACIÓN DE PROYECTOS										
Valor económico(Yi)										
Proyecto: Máquina productora de etanol a partir de cáscara y mosto de fruta										
p : puntaje de 0 a 4 (Escala de valores según VDI 2225)										
0 = No satisface, 1 = Aceptable a las justas, 2 = Suficiente, 3 = Bien, 4 = Muy bien (ideal)										
g : es el peso ponderado y se da en función de la importancia de los criterios de evaluación.										
Soluciones/Proyectos			Solución 1		Solución 2		Solución 3		Ideal	
Nro.	Criterios de evaluación	Importancia	p	gp	p	gp	p	gp	p	gp
1	Costo de materiales	4	2	8	3	12	3	12	4	16
2	Costos de mantenimiento	3	3	9	3	9	2	6	4	12
3	Costos de diseño	3	2	6	3	9	3	9	4	12
4	Costo de fabricación	3	3	9	3	9	2	6	4	12
5	Consumo de energía	4	2	8	3	12	2	8	4	16
6	Costo de instalación	2	3	6	3	6	2	4	4	8
Puntaje máximo Σp ó Σgp		76	15	46	18	57	14	45	24	76
Valor económico (Yi)			0,61		0,75		0,59		1,00	
Orden			2		1		3			

Tabla 12. Evaluación técnica

DISEÑO MECATRÓNICO - EVALUACIÓN DE PROYECTOS										
Valor técnico(Xi)										
Proyecto: Máquina productora de etanol a partir de cáscara y mosto de fruta										
p : puntaje de 0 a 4 (Escala de valores según VDI 2225)										
0 = No satisface, 1 = Aceptable a las justas, 2 = Suficiente, 3 = Bien, 4 = Muy bien (ideal)										
g : es el peso ponderado y se da en función de la importancia de los criterios de evaluación.										
Soluciones/Proyectos			Solución 1		Solución 2		Solución 3		Ideal	
Nro.	Criterios de evaluación	Importancia (g)	p	gp	p	gp	p	gp	p	gp
1	Seguridad	4	3	12	3	12	2	8	4	16
2	Portabilidad	4	3	12	3	12	2	8	4	16
3	Ergonomía	4	2	8	3	12	3	12	4	16
4	Complejidad	2	3	6	3	6	3	6	4	8
5	Mantenimiento	3	2	6	3	9	3	9	4	12
6	Facilidad de montaje	2	2	4	3	6	2	4	4	8
7	Tamaño	3	2	6	2	6	2	6	4	12
Puntaje máximo Σp ó Σgp		88	17	54	20	63	15	53	24	88
Valor técnico(Xi)			0,61		0,72		0,60		1,00	
Orden			3		1		2			

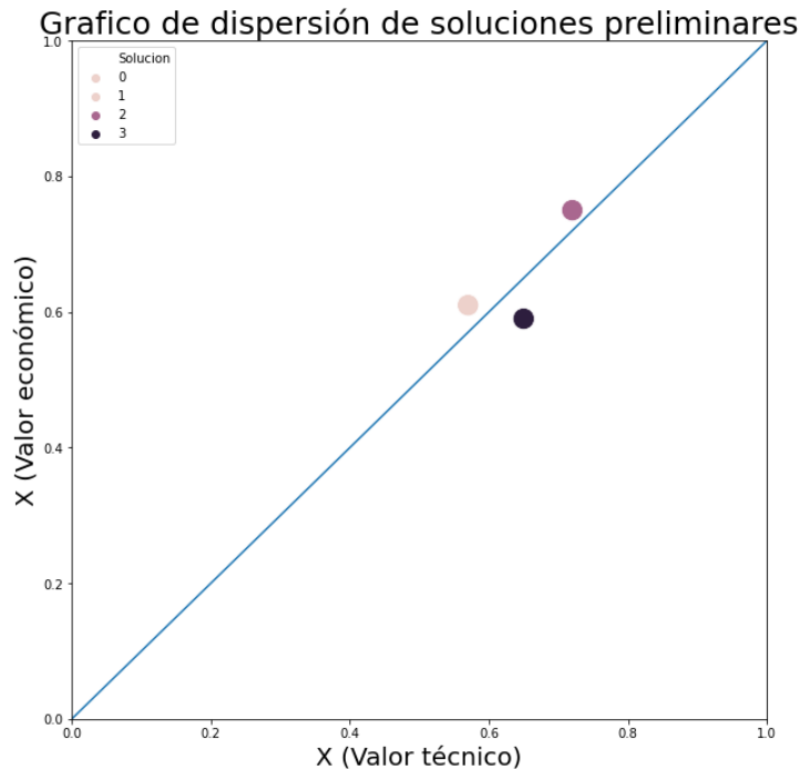


Figura 56. Gráfica de dispersión sobre el análisis técnico económica de las soluciones preliminares, valor técnico (en X) y valor económico (en Y)

3.9 Concepto óptimo de solución

A partir del concepto ganador en la etapa de análisis se realizaron algunos ajustes al concepto de solución. Entre los principales cambios se registran:

- Adopción de un mecanismo de 4 barras: para compensar el desalineamiento causado por el movimiento de deslizamiento en la articulación de la rodilla.
- Cambio de la comunicación interna entre dispositivos a cableada: lo que permite un control en tiempo real de las variables de lectura de sensores, y realimentación a los actuadores rotacionales.
- Cambio en la estructura del soporte plantar: ahora con un calzado externo para el recubrimiento del pie, mientras que una estructura interna se encarga de transmitir el torque y movimiento.

El concepto de solución óptimo se presenta en la Figura 61. Detalles del soporte plantar y el de cadera (con el actuador Soft permitiendo el ajuste del dispositivo al usuario) se muestran en la Figura 63 y 64. Asimismo, la conexión entre motor, reducción y los segmentos estructurales se puede visualizar en Figura 62. Finalmente, se agregaron imágenes del mecanismo telescópico del exoesqueleto, así como del mecanismo de cuatro barras planteado en las Figuras 65.a y 65.b.

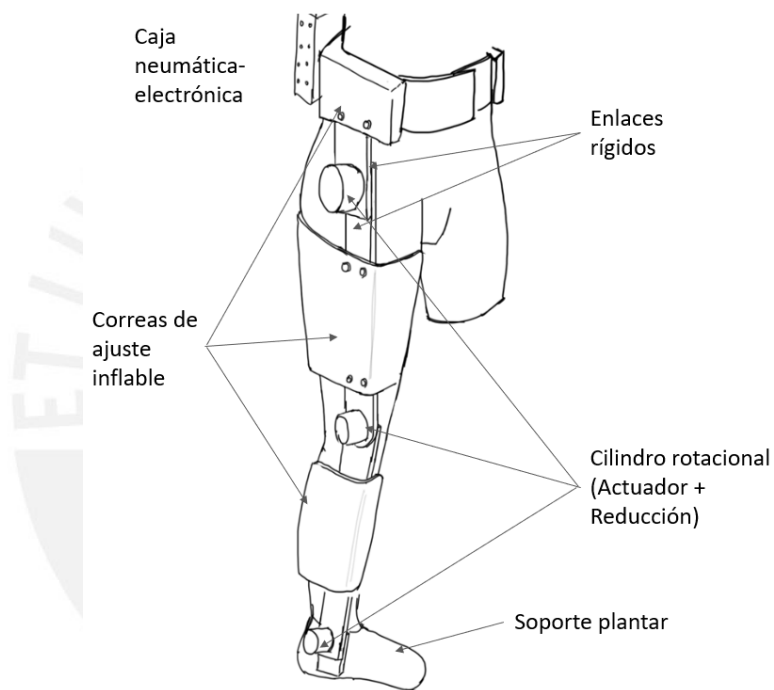


Figura 57. Solución óptima

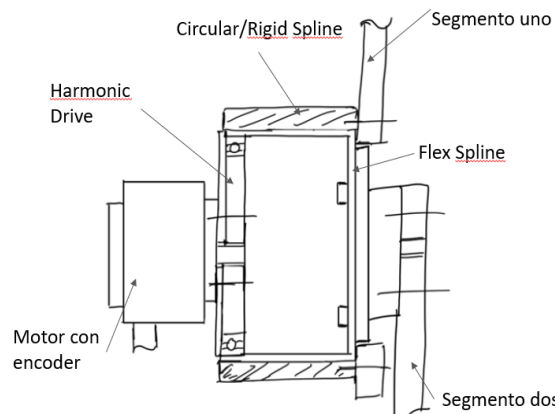


Figura 58. Detalle de conexión entre motor, reducción y segmentos

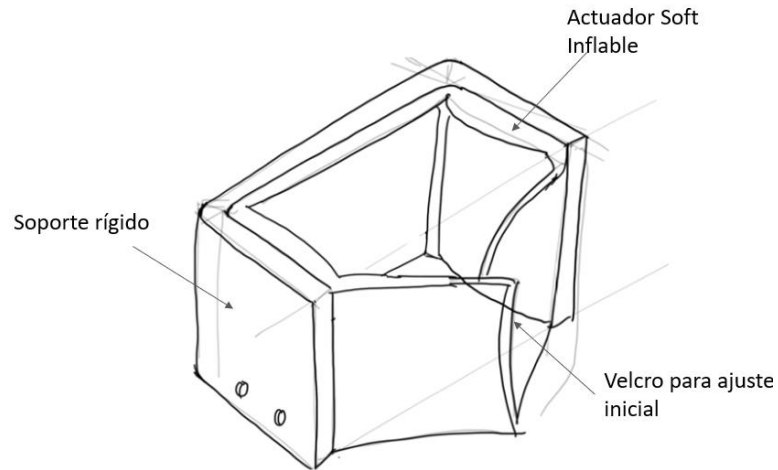


Figura 59. Detalle de soporte de cadera de concepto óptimo

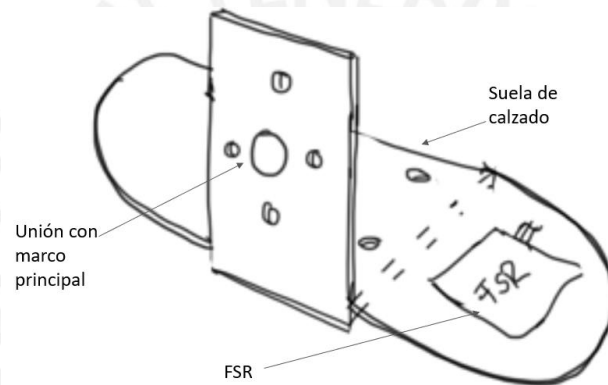


Figura 60. Detalle de soporte plantar

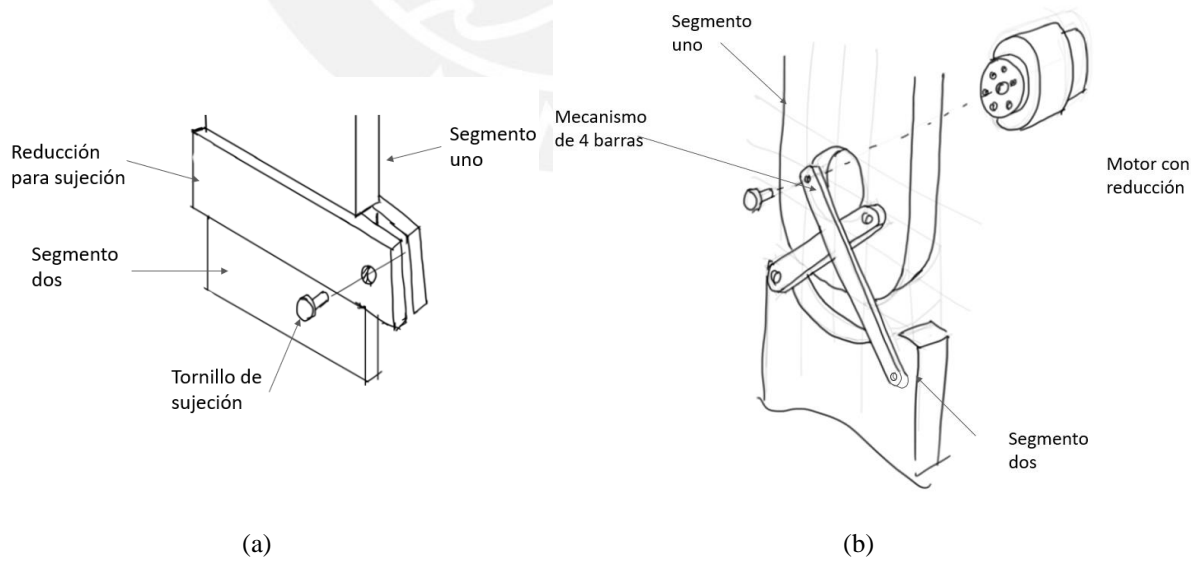


Figura 61. Detalles estructurales (a) Estructura telescópica, (b) Sistema de cuatro barras para el biomimetismo de la rodilla

Conclusiones

- En el presente trabajo de investigación, se obtuvo un diseño conceptual para un exoesqueleto de uso clínico de rehabilitación y monitoreo de rodilla orientado a personas mayores de 45 años diagnosticadas con gonartrosis leve o moderada, etapas donde aún se puede observar un claro beneficio del ejercicio dosificado según fisioterapia.
- El diseño conceptual propuesto contempla un mecanismo de sujeción tipo Soft para un ajuste confortable al usuario además de un marco sólido para una adecuada transmisión de fuerza y seguridad. La consideración de ambas características permite resolver las problemáticas observadas en exoesqueletos rígidos (falta de confortabilidad) y soft (baja transmisión de fuerza y seguridad) en la revisión de literatura.
- Se propone resolver el problema de desalineamiento de rodilla observado también en la revisión de literatura a través del uso de un sistema de cuatro barras, y un mecanismo telescópico en los segmentos del marco del exoesqueleto que permite adaptabilidad a las medidas únicas de cada usuario, obteniendo así un diseño ergonómico. Esto resulta de gran relevancia en el caso de estudio debido a la vulnerabilidad de las personas dentro del rango de edad de uso y la afección de la propia condición cuyo progreso dificulta el uso de dispositivos de similar índole.
- Se establecieron requerimientos y lineamientos base para el diseño detallado mecánico, electrónico, y control de exoesqueletos de rehabilitación para pacientes con gonartrosis en futuras investigaciones.

Recomendaciones

Sobre el trabajo de investigación presentado se realizan las siguientes recomendaciones:

- Se recomienda que el cálculo de longitudes del mecanismo de cuatro barras planteado en un diseño mecánico detallado se realice a partir de la optimización de la curva marcada por el punto geométrico de la articulación, a través de métodos de inteligencia artificial como algoritmos genéticos, búsqueda Taboo, entre otros, de tal manera que asemeje de mejor manera la biomecánica de la rodilla y la mimética.
- Se sugiere que el diseño de la estructura de soporte lateral del dispositivo planteado se optimice a través de un proceso de diseño generativo con el propósito de optimizar el uso de material y reducir costos de fabricación.
- Se suscita el uso de los requerimientos de diseño planteados en este trabajo de investigación (antropométricos, cinéticos y cinemáticos y requerimientos electrónicos, por ejemplo) como línea base para el diseño mecánico, electrónico y de control detallado de un exoesqueleto de rehabilitación de personas con gonartrosis.

Bibliografía

- Aggogeri, F., Borboni, A., Pellegrini, N., & Adamini, R. (2019). Design and Development of a Mechanism for Lower Limb Movement. *International Journal of Mechanical Engineering and Robotics Research*, 8(6).
- Blog de la Naturaleza (2016). Huesos, Articulaciones y Crecimiento. Tomado de: <http://blogdelanaturaleza5.blogspot.com/2016/03/huesos-articulaciones-y-crecimiento.html>
- Campagne D. (2019). El fémur: parte de la articulación de la cadera. Tomado de: <https://www.msmanuals.com/es-pe/hogar/traumatismos-y-envenenamientos/fracturas/fracturas-de-cadera>
- Cid (2019). Anar sobre rodes: Programa de prevenció del genu valg en el doble Salchow del patinatge artístic. Tomado de: <http://premisrecerca.udg.edu/Portals/0/CS/Premis%202019/2338-tdr-mariona-2018-amb-permis-direccio-per-udg.pdf>
- Chen, B., Zi, B., Wang, Z., Qin, L., & Liao, W. H. (2019). Knee exoskeletons for gait rehabilitation and human performance augmentation: A state-of-the-art. *Mechanism and Machine Theory*, 134, 499-511. Doi: <https://doi.org/10.1016/j.mechmachtheory.2019.01.016>
- Cruz Roja Española (2020). Artrosis de rodilla: tratamiento en fisioterapia. Tomado de: <https://hospitalveugenia.com/fisioterapia-sevilla/ejercicio-terapeutico-artrosis-de-rodilla-tratamiento/>
- Cyberdyne (2020). HAL For Medical Use (Lower Limb Type). Tomado de: https://www.cyberdyne.jp/english/products/LowerLimb_medical.html
- DoctorsCrush (2017). MyMedicinaOrg. Tomado de: https://mymedicinaorg.files.wordpress.com/2017/04/img_54661.jpg?w=768
- Dominguez (2020). Isométricos. Tomado de: https://www.pinterest.es/ly_nna/isom%C3%A9tricos/
- Dufour, M. (2003). Anatomía del aparato locomotor (Vol. 1). Elsevier España.
- Clínica Fisioluchana (2020). Tendinitis de pata de ganso. Tomado de: <https://www.picuki.com/media/2253644374349596659>
- Fisioterapia Online (2019). Ejercicios de potenciación excéntrica para el cuádriceps. Tomado de: <https://www.fisioterapia-online.com/articulos/los-musculos-o-grupos-musculares-mas-importantes-la-hora-de-entrenar-la-fuerza>
- Girard, L. M. (2008). Diseño y construcción de prototipo de prótesis de rodilla. Capítulo 2. Universidad de las Américas Puebla. México.

- Healthwise (2016). Menisci of the knee joint. Tomado de: <https://myhealth.alberta.ca/Health/Pages/conditions.aspx?hwid=tp12238&lang=en-ca>
- Hidayah, R., Chamarchy, S., Shah, A., Fitzgerald-Maguire, M., & Agrawal, S. K. (2019). Walking with augmented reality: a preliminary assessment of visual feedback with a cable-driven active leg exoskeleton (C-ALEX). *IEEE Robotics and Automation Letters*, 4(4), 3948-3954.
- Hocoma (2020). Lokomat: Relearning to walk from the beginning. Tomado de: <https://www.hocoma.com/solutions/lokomat/>
- Hurley, E. A. (2006). Use of KAFOs for patients with cerebral vascular accident, traumatic brain injury, and spinal cord injury. *JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics*.
- IETSI (2018). Carga de enfermedad asociada a la artrosis en la población atendida en el seguro social de salud del Perú durante el 2016. Lima. Recuperado de: http://www.essalud.gob.pe/ietsi/pdfs/direcc_invest_salud/1Carga_de_enfermedad_asociada_a_la_artrosis.pdf
- ITrained (2018). Lesiones de los ligamentos de la rodilla. Tomado de: <https://itrained.com/lesiones-de-los-ligamentos-de-la-rodilla/>
- Jezernik, S., Colombo, G., Keller, T., Frueh, H. & Morari, M. (2003), Robotic Orthosis Lokomat: A Rehabilitation and Research Tool. *Neuromodulation: Technology at the Neural Interface*, 6: 108-115.
- Kapandji, A. I. (2011). Fisiología articular. Vol. 2. Médica Panamericana.
- Knaepen, K., Beyl, P., Duerinck, S., Hagman, F., Lefeber, D., & Meeusen, R. (2014). Human-robot interaction: Kinematics and muscle activity inside a powered compliant knee exoskeleton. *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, 22(6), 1128-1137.
- Lu, R., Li, Z., Su, C. Y., & Xue, A. (2013). Development and learning control of a human limb with a rehabilitation exoskeleton. *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, 61(7), 3776-3785.
- Marcial, F. P. (2011). Diseño, Análisis y Modelado Cinemático de un Exoesqueleto Pasivo de Extremidad Inferior con Propósito de Rehabilitación. Capítulo 3. Universidad de las Américas Puebla. México.
- Muñoz, J. C., Bustamante-Fustamante, J., Luján, C. C., Suárez, J. B., Guzmán, J. B., Toribio, L. C., & Azaña, G. B. (2016). Artrosis de rodilla: factores modificables y no modificables. *Revista Médica de Trujillo*, 11(4), 1-21. Doi: <http://dx.doi.org/10.17268/rmt>.
- National Institute on Aging (2014). Ejercicios de equilibrio para adultos mayores. Tomado de: <https://www.nia.nih.gov/espanol/ejercicios-equilibrio-adultos-mayores>

- Ortiz, L. S. (2017). Empleo del ejercicio en la fisioterapia como tratamiento de la osteoartritis de rodilla en adultos mayores. *Anales Médicos de la Asociación Médica del Centro Médico ABC*, 62(1), 44-53.
- Park, Y. L., Santos, J., Galloway, K. G., Goldfield, E. C., & Wood, R. J. (2014, May). A soft wearable robotic device for active knee motions using flat pneumatic artificial muscles. In *2014 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)* (pp. 4805-4810). IEEE.
- Peinado, P. J. B., COTO, R. C., & Montero, F. J. C. (2010). Ejercicio físico como terapia no farmacológica en la artrosis de rodilla. *Reumatología clínica*, 6(3), 153-160.
- Ponce (2017). Ejercicios para la artrosis de rodilla. Tomado de: <https://www.doctorponce.com/ejercicios-para-la-artrosis-de-rodilla/>
- Rewalk (2020). ReWalk: More Than Walking. Tomado de: <https://rewalk.com/>
- Rusek, W., Adamczyk, M., Baran, J., Leszczak, J., & Pop, T. (2020). Feasibility of Using Erigo and Lokomat in Rehabilitation for Patient in Vegetative State: A Case Report. *J Clin Case Rep*, 10(1318), 2.
- Saludalia (2020). Músculos humanos. Tomado de: <https://www.saludalia.com/atlas/musculos-humanos>
- Sañudo, I., Mingueza, Y. (2013) Guía para el cuidado de la rodilla: Ejercicios, consejos y prevencios. *Fundación MAPFRE*. 19-22
- Schache, A. G., & Baker, R. (2007). On the expression of joint moments during gait. *Gait & posture*, 25(3), 440-452.
- Sharma, D. K. (2019). Application of Machine Learning Methods for human gait analysis.
- Sridar, S., Nguyen, P. H., ZHU, M., Lam, Q. P., & POLYGENIROS, P. (2017). Development of a soft-inflatable exosuit for knee rehabilitation. *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*.
- Tao, W., Liu, T., Zheng, R., & Feng, H. (2012). Gait analysis using wearable sensors. *Sensors*, 12(2), 2255-2283.
- Umchied, S., & Taraphongan, P. (2017) Design and development of a smart continuous passive motion device for knee rehabilitation. 2016 9th Biomedical Engineering International Conference (BMEiCON).
- Vitonica (2020). Cinco ejercicios para entrenar tus isquiotibiales en el gimnasio. Tomado de: <https://www.vitonica.com/entrenamiento/cinco-ejercicios-para-entrenar-tus-isquiosurales-gimnasio>

Wehner, M., Quinlivan, B., Aubin, P. M., Martinez-Villalpando, E., Baumann, M., Stirling, L., ... & WALSH, C. (2013, May). A lightweight soft exosuit for gait assistance. In *2013 IEEE international conference on robotics and automation* (pp. 3362-3369). IEEE.

Weinberg, B., Nikitzuk, J., Canavan, P. K., & Mavroidis, C. (2009). Active knee rehabilitation orthotic device with variable damping characteristics implemented via an electrorheological fluid. *IEEE/ASME transactions on Mechatronics*, 15(6), 952-960.

Wikipedia (2019). Articulación de la rodilla. Tomado de: <https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/thumb/3/3b/Gray430-es.svg/200px-Gray430-es.svg.png>

