



UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DEL
ESTADO DE MÉXICO

FACULTAD DE INGENIERÍA
Maestría en Ciencias de la Ingeniería

Diseño y fabricación de un exoesqueleto movilizador amplificador de fuerza para rodilla.

TESIS

Que para obtener el grado de:
Maestro en Ciencias de la Ingeniería

P R E S E N T A:

Ing. Juan Ramón Meda Gutiérrez

Comité tutorial.

Dr. Luis Adrián Zúñiga Áviles

Dra. Adriana H. Vilchis González

Dr. Juan Carlos Ávila Vilchis

Toluca, México, 2021



Gracias al Señor por cada oportunidad y todas sus bendiciones en estos tiempos de pandemia. Quiero dedicar este proyecto de tesis a mi esposa, hijas e hijo junto a mi amada madre por la vida, educación y apoyo que me brindo y quien será parte de todos mis objetivos.

Agradecimientos

- Me gustaría reconocer la invaluable ayuda de todos mis asesores Dr. Luis Adrián Zúñiga Áviles, Dra. Adriana Vilchis González, y Dr. Juan Carlos Ávila Vilchis por todo su compromiso durante este proyecto y mis estudios de maestría.
- También quiero agradecer a la Universidad Autónoma del Estado de México y Conacyt (1009754) por su apoyo financiero para lograr este proyecto.
- Expreso mi más profundo agradecimiento al Dr. José Martín Herrera Ramírez por toda su ayuda para realizar mi estancia de investigación en el Centro de Investigación de Materiales Avanzados, S.C. (CIMAV).
- De igual forma agradezco a todas las personas del departamento de estudios avanzados de la facultad de ingeniería que hacen posible el programa de estudios.

Resumen

Según datos del Instituto Nacional de Estadística y Geografía (INEGI) del año 2020, en el rubro de discapacidad reporta que el 16.53% de la población presenta alguna limitación o discapacidad, de los cuales el 38.85% lo presenta para caminar; siendo en este grupo de personas la limitación o discapacidad de mayor prevalencia. Los dos principales factores de esta limitación o discapacidad para caminar están relacionados con la enfermedad y la edad avanzada. Este trabajo presenta el diseño y fabricación de un modelo físico experimental (MFE) de un exoesqueleto movilizador amplificador de fuerza (EXOMAF) para la rodilla de dos grados de libertad (GDL). El diseño del EXOMAF es producto de la aplicación de una metodología enfocada en las necesidades del usuario y los requerimientos funcionales que satisfagan esas necesidades. Se validó parcialmente el EXOMAF comparando el rango de movilidad generadas por el EXOMAF contra los ángulos articulares reportados en la literatura, el rango de movimiento máximo del EXOMAF es de 135.21° , la fuerza que proporciona producto del uso de resortes en su diseño para una caminata normal es del 15.5%, esta medición de fuerza se hizo de forma estática sin considerar la velocidad de marcha. Otro criterio que se utilizó para el diseño está relacionado con el índice de diseño para el ensamblaje por sus siglas en inglés DFA Index, el cual indica lo fácil que puede ser ensamblar un componente y reducir sus costos de ensamble, en el caso del EXOMAF el DFA que se obtuvo es del 76.9%, la validación de la asistencia durante la marcha no se realizó debido a las restricciones sanitarias impuestas por las autoridades con motivo de la pandemia de Covid-19.

Abstract

According to data from the National Institute of Statistics and Geography (INEGI) of the year 2020, in the area of disability it reports that 16.53% of the population has some limitation or disability, of which 38.85% present it to walk; being the most prevalent limitation or disability in this group of people. The two main factors this limitation or disability to walk is related to disease and advanced age. This work presents the design and manufacture of an experimental physical model (MFE) of a mobilizing force amplifying exoskeleton (EXOMAF) for the knee with two degrees of freedom (GDL). The design of EXOMAF is the product of the application of a methodology focused on the needs of the user and the functional requirements that satisfy those needs. The EXOMAF was partially validated by comparing the range of mobility generated by the EXOMAF against the articular angles reported in the literature, the maximum range of motion of the EXOMAF is 135.21° , the force provided by the product, from the use of springs in its design for a normal walking is 15.5%, this force measurement was made statically without considering walking speed. Another criterion that was used for the design is related to the design index for assembly by its acronym in English DFA Index, which indicates how easy it can be to assemble a component and reduce its assembly costs, in the case of EXOMAF the DFA obtained is 76.9%, the validation of the assistance during the march was not carried out due to the sanitary restrictions imposed by the authorities due to the Covid-19 pandemic.

Tabla de contenido

Agradecimientos.....	iv
Resumen.....	v
Abstract	vi
Lista de figuras.....	x
Lista de tablas.....	xii
Capítulo 1	1
Introducción	1
1.1 Definición del proyecto.	2
1.2 Justificación.	3
1.3 Objetivo.....	4
1.3.1 Objetivos específicos.	4
1.4 Hipotesis.	4
1.5 Alcances y limitaciones.....	4
1.5.1 Alcances.....	4
1.5.2 Limitaciones.	5
1.6 Estructura de la tesis.	5
Capítulo 2	6
Marco teórico	6
2.1 Anatomía del miembro inferior.....	6
2.2 Rango de movimiento.	8
2.3 Biomecánica de la marcha.....	8

2.4	Cinética del miembro inferior en marcha normal.	9
2.5	Conclusión del capítulo.	12
Capítulo 3	13
Estado del arte y la técnica.....		13
3.1	Revisión de artículos de investigación.	19
3.2	Dispositivos de miembro inferior.....	23
3.3	Clasificación de exoesqueletos y órtesis.	24
3.4	Exoesqueletos motorizados o activos.....	25
3.5	Exoesqueletos pasivos.	25
3.6	Resultado y conclusión.	26
Capítulo 4	30
Metodología del diseño.....		30
4.1	Metodología de diseño del EXOMAF.....	30
4.2	Diseño conceptual del EXOMAF.	31
4.3	Determinación del elemento elástico.	34
4.4	Diseño conceptual y diagrama estructural del EXOMAF.....	34
4.5	Fabricación en 3D del modelo físico experimental del EXOMAF.	40
4.6	Experimentación y evaluación del EXOMAF.	43
Capítulo 5	44
Resultados y Discusión.....		44
5.1	Resultado del análisis por el método de elemento finito.	44
5.2	Resultado del análisis de los ángulos formados durante un ciclo de marcha.	47

5.3 Resultado del análisis de fuerza del EXOMAF.....	49
Capítulo 6	51
Conclusión y trabajo futuro	51
Referencias	54
Anexo A. Dibujos	64
A.1 EXO00000 EXOMAF.....	65
A.2 EXO00001 Brazo superior	66
A.3 EXO00002 Brazo inferior	67
A.4 EXO00003 Eje central.....	68
A.5 EXO00004 Eje guía.....	69
A.6 EXO00005 Correa superior.....	70
A.7 EXO00006 Broche	71
A.8 EXO00007 Guía	72
A.9 EXO00008 Buje.....	73
A.10 EXO00009 Disco tapa.....	74
A.11 EXO000010 Resorte	75
A.12 EXO000011 Correa.....	76
A.13 EXO000012 Polea.....	77
A.14 EXO000013 Contra eje	78
A.15 EXO000014 Eje del resorte.....	79
A.16 EXO000015 EXOMAF explosionado	80

Lista de figuras

Figura 1. Regiones del miembro inferior y sus partes.....	6
Figura 2. Movimientos de la rodilla con seis grados de libertad.....	7
Figura 3. Ciclo de marcha para la pierna izquierda y derecha.	9
Figura 4. Ángulos, momentos y potencia normalizados de la rodilla en un ciclo de marcha normal.....	11
Figura 5. Documentos por año.....	14
Figura 6. Produccion anual de articulos encontrados por base de datos	19
Figura 7. Exoesqueletos: a) Ekso Bionics; b) ReWalk; c) Indego; d) Rex Bionics; e) BLEEX; f) Roki; g) Fortis; h) RoboKnee	24
Figura 9. Ejemplo de exoesqueletos pasivos; a) Exo pasivo [169]; b) BioNEEK ...	26
Figura 10. Número de documentos por articulación del miembro inferior	27
Figura 11. Descripción y cobertura principal de la patente	27
Figura 12. Tipo de tecnología usado en la articulación de la rodilla	28
Figura 13. Metodológica para el diseño del EXOMAF.	31
Figura 14. QFD de los requerimientos del cliente.....	32
Figura 15. Matriz de solución TRIZ.	33
Figura 16. Evolución del diseño conceptual del EXOMAF	36
Figura 16. Explosionado y ensamble del EXOMAF.....	39
Figura 17. Rango de movimiento del EXOMAF.	40
Figura 19. Imágenes del proceso de impresión y resultado.....	41

Figura 20. Ensamble de las piezas que conforman estructura principal.....	41
Figura 21. Medición del ángulo de rotación del EXOMAF.....	42
Figura 22. Colocación de la estructura del EXOMAF en la rodilla.....	43
Figura 23. Distribución de esfuerzo en el brazo superior de EXOMAF.....	44
Figura 24. Distribución de esfuerzos en el brazo inferior del EXOMAF.....	45
Figura 25. Distribución de esfuerzo en el eje de rotación del EXOMAF.....	46
Figura 26. Distribución de esfuerzos en polea guía del EXOMAF.....	46
Figura 27. Trayectoria del EXOMAF durante un ciclo de marcha normal.....	47
Figura 28. Fuerza generada por el resorte del EXOMAF.....	49

Lista de tablas

Tabla 1. Características anatómicas de la rodilla.....	8
Tabla 2. Valores cinéticos pico durante un ciclo de caminata normal.....	10
Tabla 3. Resultado por motor de búsqueda	15
Tabla 4. Patentes de órtesis y exoesqueletos de miembro inferior.....	16
Tabla 5. Número de documentos obtenidos por motor de búsqueda	20
Tabla 6. Artículos relacionados con el miembro inferior.....	20
Tabla 7. Características de exoesqueletos pasivos	29
Tabla 8. Requerimientos funcionales y de usuario para el EXOMAF	33
Tabla 9. Valores cinéticos de la articulación de la rodilla en plano sagital.....	34
Tabla 10. Piezas que conforman al EXOMAF.....	36
Tabla 11. Trayectorias del EXOMAF durante marcha normal	48
Tabla 12. Características finales del EXOMAF	50

Capítulo 1

Introducción

Una función que dota de independencia y autonomía al ser humano es la movilidad, es decir la capacidad de poder desplazarse de un lugar a otro sin la ayuda de otra persona. Sin embargo, la pérdida o disminución de esta capacidad ha ido en aumento como lo reporta el Instituto Nacional de Estadística y Geografía (INEGI) en su censo del año 2020 sobre discapacidad, el cual reporta que en México 16.53% [1] de la población general presenta alguna limitación o discapacidad y de esta el 38.85% de la población presenta la limitación o discapacidad para caminar y subir o bajar escaleras [2].

Son las articulaciones las que permiten el movimiento del cuerpo siendo, en el caso de la locomoción, las articulaciones de la cadera, rodilla y tobillo las que permiten el movimiento de los miembros inferiores del cuerpo, cada una de estas articulaciones con características y funciones específicas en la marcha.

En el caso de la articulación de la rodilla está soporta y amortigua el peso del cuerpo durante la marcha al mismo tiempo que dota de flexión y extensión al miembro inferior [3]. Esto lo logra debido a su poco acoplamiento característico que la hace propensa a sufrir lesiones, la articulación de la rodilla trabaja bajo la acción de la gravedad por lo que el sobrepeso o exceso de carga provocan el deterioro gradual y desgaste de la articulación, presente en el 23.5 % de la población con edad de 50 a 64 años de edad, generando en ellos limitaciones para moverse de forma natural [4].

1.1 Definición del proyecto.

En aplicaciones de soporte el uso de exoesqueletos mecánicos u órtesis mecánicas se ha destacado como un área potencial para superar y facilitar las tareas de rehabilitación o de asistencia debido a su menor costo comparados con exoesqueletos motorizados o activos. Los exoesqueletos u órtesis son dispositivos que se adosan al cuerpo buscando ser una extensión natural del mismo a través de materiales que resulten aceptables para los usuarios. Se clasifican en función de su uso: a) rehabilitación para el ejercicio de fisioterapia y b) asistencia para la locomoción que se centra en tareas de caminar, correr, subir o bajar y sentarse [5].

Este proyecto surge de la necesidad de atender la prevalencia del deterioro de la movilidad que presenta el ser humano como parte de un proceso de desgaste natural por la edad. Las soluciones de movilidad existentes son diversas, centran su diseño en dos tipos de usuario: a) usuarios sanos que no presentan ningún problema de movilidad con lo cual las soluciones van encaminadas a aumentar la capacidad física y b) usuarios con algún problema de salud que limita su movilidad natural con lo cual para este grupo de personas las soluciones tienen un enfoque rehabilitatorio y de recuperación de la locomoción y rango de movilidad.

Es importante basar el diseño de soluciones a los problemas de movilidad del miembro inferior tomando en cuenta las necesidades del usuario y su contexto lo que permitirá una mejor aceptación; de la misma forma el uso de metodologías como el DFA Index permite reducir costos desde el diseño al generar soluciones menos complejas facilitando su ensamblaje, con lo que se buscaría que un número mayor de personas pudiera tener acceso a dispositivos de movilidad que atiendan su necesidad a un menor costo.

Esta investigación buscó satisfacer la necesidad de asistencia y apoyo a la movilidad que requieren las personas adultas, a través del diseño y fabricación de un exoesqueleto amplificador de fuerza (EXOMAF), orientado a aumentar la

movilidad al proporcionar una fuerza de apoyo que disminuya las cargas de la rodilla, de lo contrario el deterioro a la articulación y la pérdida de la locomoción se seguirán presentando.

Es importante promover el uso activo de la extremidad inferior a través de rutinas de ejercicios que permitan fortalecer la estructura muscular asociada, con el fin de alargar el tiempo de aparición de enfermedades y mejorar los desplazamientos de movilidad en las actividades de la vida diaria.

1.2 Justificación.

El número de personas con problemas de movilidad sigue aumentando en todo el mundo, más de 200 millones se ven afectadas cada año [6]. Los dispositivos que se encuentran disponibles en el mercado su costo los hace poco accesibles para la mayoría de las personas en México, donde hay 61.1 millones de personas con ingresos por debajo de la línea de pobreza [7], esto sin tomar en cuenta el rechazo por parte del usuario al utilizarlo, debido a que no atiende a sus necesidades particulares.

Estas circunstancias han motivado esta investigación para proponer el diseño y fabricación de un modelo físico experimental del EXOMAF, reduciendo el consumo de recursos, mejorando la calidad de vida de las personas al permitir contar con una solución de menor costo.

El propósito del EXOMAF es ayudar a las personas adultas a prevenir cambios en la marcha apoyando la movilidad de la articulación de la rodilla. El EXOMAF representa una solución alternativa y rentable para superar las limitaciones motoras de las extremidades inferiores. Se encuentra en el nicho de los sistemas pasivos de fácil adaptabilidad y aceptación por los usuarios.

1.3 Objetivo.

Diseñar y fabricar un prototipo de exoesqueleto que amplifique la fuerza determinando los requerimientos y restricciones del mismo con el fin de que asista a la articulación de la rodilla durante la marcha.

1.3.1 Objetivos específicos.

- Definir los requerimientos y restricciones del diseño.
- Realizar el diseño mecánico del EXOMAF.
- Obtener el modelo CAD del EXOMAF
- Simulación y análisis físico del diseño por Ansys.
- Obtener del modelo físico experimental del EXOMAF.
- Validar y documentar el diseño del EXOMAF.

1.4 Hipotesis.

Un exoesqueleto con 2 grados de libertad de arquitectura modular con un índice DFA mayor al 60% incrementará la fuerza en un 15% y proporcionará soporte durante la marcha.

1.5 Alcances y limitaciones.

1.5.1 Alcances.

- Generación de planos de ingeniería para su manufactura.
- Obtención del modelo físico experimental del exoesqueleto.
- Redacción y discusión de resultados de las pruebas de desempeño sobre la articulación de la rodilla.

1.5.2 Limitaciones.

- El proyecto no incluye simulaciones numéricas del modelo.
- El proyecto no incluye normas por riesgo sanitario.
- El proyecto no incluye los materiales óptimos del producto.
- No incluye patrones de marcha.

1.6 Estructura de la tesis.

Esta tesis está organizada de la siguiente manera: El capítulo 1 presenta la introducción, motivación y propuesta de este proyecto. Básicamente, se establecen las bases de un movilizador amplificador de fuerza llamado EXOMAF. En el Capítulo 2, se resumen los antecedentes teóricos y los conceptos relacionados con esta investigación. El Capítulo 3 informa sobre la literatura sobre dispositivos de miembros inferiores. Además, en el Capítulo 4 se describe la metodología de diseño para el desarrollo del EXOMAF. Esta metodología resume el proceso de fabricación del modelo físico experimental; El Capítulo 5 presenta los resultados y discusión obtenidos de esta investigación. Finalmente, la conclusión y el trabajo futuro se discuten al final de este documento.

Capítulo 2

Marco teórico

2.1 Anatomía del miembro inferior.

El miembro inferior del cuerpo humano está conformado por seis segmentos: cadera, muslo, rodilla, pierna, tobillo y pie, todos ligados secuencialmente y unidos al cuerpo [8]. La principal función del miembro inferior es dar soporte, estabilidad y potencia al cuerpo humano como parte de la movilidad (locomoción) [9]. En la Figura 1 se muestran las regiones del miembro inferior, así como los huesos que lo conforman.

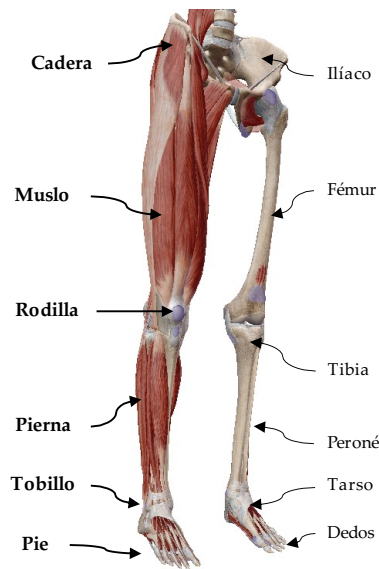


Figura 1. Regiones del miembro inferior y sus partes [10].

Las restricciones en personas mayores son a) cambios en el patrón de marcha, b) disminución en el rango de movilidad de la flexión de la rodilla, c) pérdida de extensión de la cadera, d) pérdida de equilibrio e inestabilidad, e) disminución de la velocidad de marcha, y f) pérdida de fuerza propulsiva [11]. Esta investigación se

centrará en la articulación de la rodilla la cual representa la articulación mayor del cuerpo humano y la articulación intermedia del miembro inferior, la que permite acercar o alejar al cuerpo del suelo y dividir al miembro inferior en dos partes al mismo tiempo que proporciona soporte y estabilidad, trabajando esta articulación a compresión bajo la acción de la gravedad [3].

La complejidad de la articulación de la rodilla permite proporcionar gran estabilidad a extensión máxima y una gran movilidad necesarias para correr permitiendo orientar el pie a las irregularidades del terreno esto lo logra a través del poco acoplamiento de las superficies articulares lo cual la vuelve propensa a lesiones [3].

La Figura 2 muestra los movimientos que desarrolla la articulación de la rodilla representando los seis grados de libertad que le permite una gran adaptación durante la movilidad (caminar, correr, subir, decender, sentarse y ponerse en cuclillas).

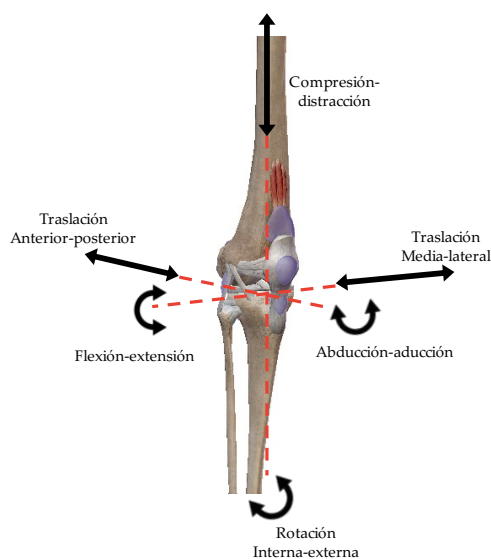


Figura 2. Movimientos de la rodilla con seis grados de libertad [10].

2.2 Rango de movimiento.

El cuerpo humano es un conjunto de fuerzas mecánicas que no puede rebasar los límites de la propia materia [12], esta visión permite entender cómo el diseño del cuerpo humano puede realizar muchas acciones en diferentes posiciones en espacios de trabajo adecuados debido a la movilidad de las articulaciones que se puede medir por su rango de movimiento (RDM) [13].

El RDM es la distancia como dirección en las que las articulaciones del cuerpo puede moverse, a la reducción en el rango de movimiento de cualquier articulación se le conoce como RDM limitado [14].

La Tabla 1 ejemplifica cada movimiento anatómico con respecto a las extremidades, tipo de movimiento, grados de libertad (GDL), articulación, músculo y RDM natural.

Tabla 1. Características anatómicas de la rodilla.

Movimiento	GDL	RDM
Flexión	1	140° [15]
Extensión		0° [15]
Rot. Interna	1	30° [15]
Rot. Externa		50° [15]
Traslación mediolateral	1	5-10mm [16]
Traslación anterior-posterior	1	1-2mm [16]
Abducción-aducción	1	6° [16]
Compresión-distracción	1	8° [16]

2.3 Biomecánica de la marcha.

La Figura 3 muestra un ciclo de marcha para la pierna izquierda y derecha. El ciclo de la marcha es el periodo de tiempo para una zancada, es decir, el tiempo desde un evento (generalmente el contacto inicial del pie) hasta la siguiente ocurrencia del mismo evento con el mismo pie. Para cada pierna, el ciclo de la

marcha se puede dividir en una fase de apoyo y una fase de oscilación. Dentro de la fase de apoyo, hay un periodo de doble apoyo: ambos pies en el suelo. A medida que aumenta la velocidad al caminar, disminuye el periodo de apoyo doble. A medida que la velocidad continúa aumentando, el periodo de doble apoyo puede desaparecer y puede haber un periodo de "vuelo" cuando ambos pies no toquen el suelo. La aparición de esta fase de vuelo es una definición de carrera que se aplica a todos los casos [17].

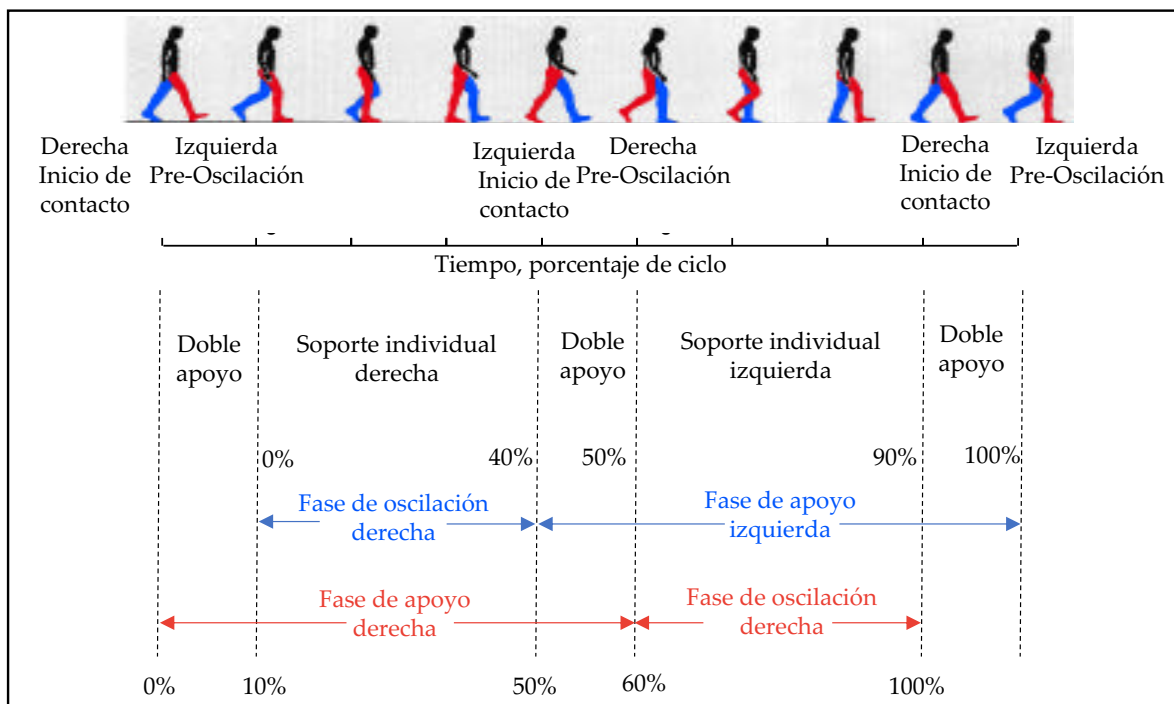


Figura 3. Ciclo de marcha para la pierna izquierda y derecha [17].

2.4 Cinética del miembro inferior en marcha normal.

Los datos cinéticos normalizados¹ para los tres planos de movimiento son importantes para el diseño de exoesqueletos. La potencia articular (P) es el "producto escalar" del momento (M) en la articulación y la velocidad angular (w) del

¹ Los valores del ángulo, momento y potencia articular normalizados se refieren a valores cinéticos unitarios por unidad de masa.

segmento distal con respecto al segmento proximal (es decir, $P = M \cdot w$). Dependiendo de la dirección del momento y la dirección de la velocidad angular, la potencia puede ser positiva o negativa. Si los signos del momento y la velocidad angular son positivos o negativos, la potencia es positiva. Si los signos del momento y la velocidad angular son diferentes, la potencia es negativa; la potencia positiva se denomina "potencia generada" y la potencia negativa se denomina "potencia absorbida" [17].

La Tabla 2 muestra los valores cinéticos picos normalizados durante un ciclo de marcha normal en los tres planos reportados por Crowell III et al. (2002), en los que se pueden observar los valores más altos en el plano sagital.

Tabla 2. Valores cinéticos pico normalizados durante un ciclo de caminata normal [17].

Variable	Plano	Acción	Magnitud
Momento (Nm/kg)	Sagital	Extensor	0.46 (\pm 0.35)
		Flexión	0.43 (\pm 0.18)
	Frontal	Abducción	1.10 (\pm 0.20)
		Aducción	0
	Transversal	Inversión	0.11 (\pm 0.03)
		Eversión	0.09 (\pm 0.05)
Potencia (W/kg)	Sagital	Generación	0.60 (\pm 0.50)
		Absorción	1.50 (\pm 0.50)
	Frontal	Generación	0.18 (\pm 0.13)
		Absorción	0.18 (\pm 0.12)
	Transversal	Generación	0.04 (\pm 0.02)
		Absorción	0.15 (\pm 0.10)

La Figura 4 muestra la relación de la potencia, momento y ángulo articular normalizados de la rodilla durante un ciclo de marcha normal [17], el ángulo máximo que se presenta es de 60° , el momento de 0.46 Nm/kg y la potencia máxima es de 1.5 W/kg; las líneas continuas en la gráfica son valores medios y las líneas de puntos representan \pm una desviación estándar.

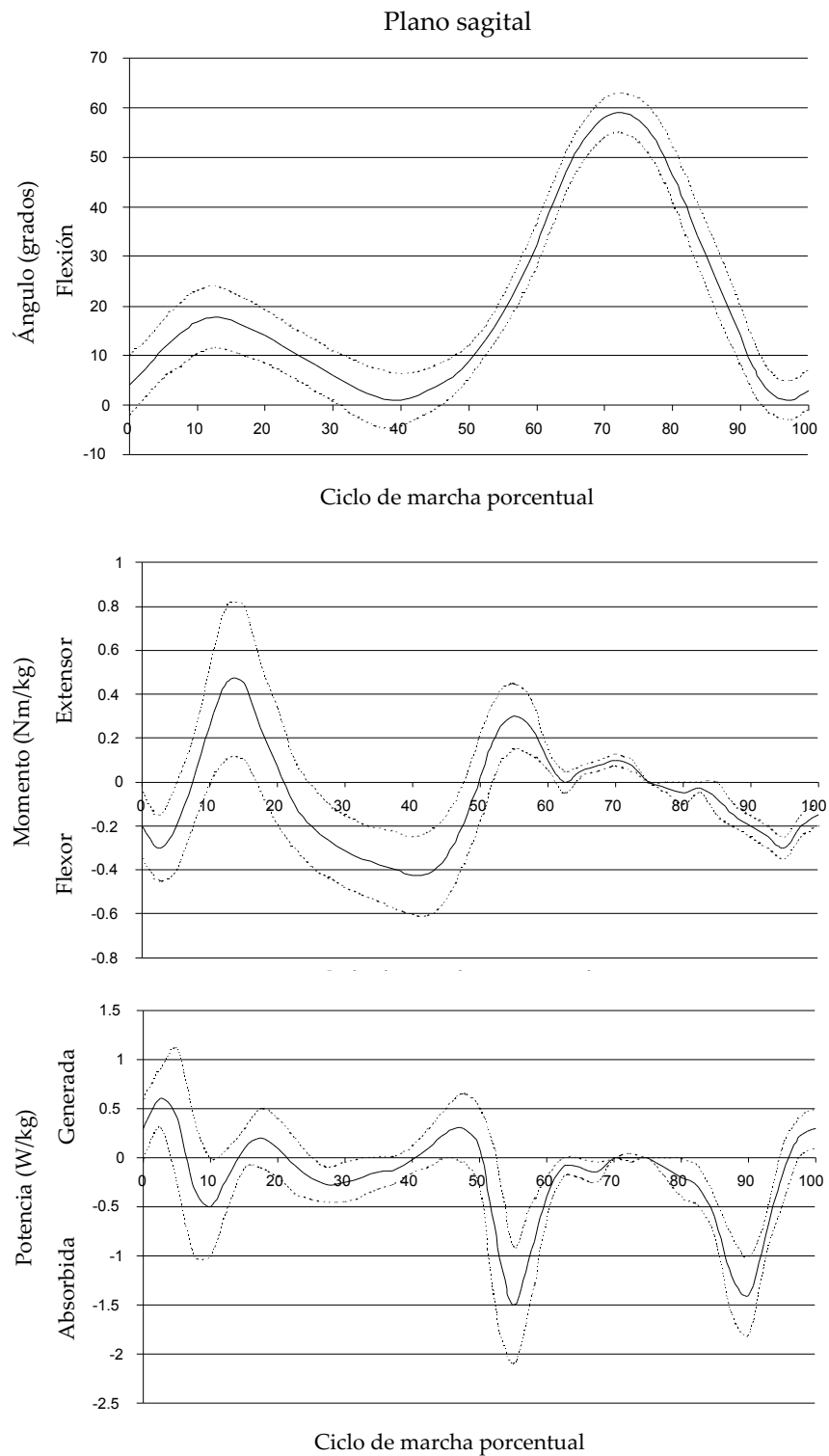


Figura 4. Ángulos, momentos y potencia normalizados de la rodilla en un ciclo de marcha normal [17].

2.5 Conclusión del capítulo.

El marco teórico desarrollado en este capítulo presentó las bases necesarias que formaran parte de los criterios funcionales para el diseño del EXOMAF, partiendo de los datos biomecánicos de la articulación de la rodilla, para el grado de libertad relacionado con la flexión-extensión el rango de movimiento es de 0° a 140° y para el grado de libertad de la traslación anterior-posterior de 0 a 10 mm, de igual forma se presentó los valores cinéticos normalizados para la articulación de la rodilla que servirán para determinar la fuerza máxima para el diseño de los resortes partiendo de los valores máximos, en el caso del momento articular de 0.46 Nm/kg y del ángulo articular de 60° para la caminata el cual servirá para determinar junto con el rango de movimiento de la flexión-extensión, la distancia de compresión o extensión del resorte según sea el diseño que se adopte.

Capítulo 3

Estado del arte y la técnica

La revisión del estado del arte y de la técnica actual se realizó mediante una estrategia de búsqueda que se dividió en dos partes; 1) obtención de patentes y 2) obtención de literatura científica, en ambos casos, la disposición de palabras clave y operadores booleanos fueron ((rodilla o (miembro inferior)) y (exoesqueletos u órtesis)), se seleccionó un período de búsqueda de 10 años, es decir, de 2011 a 2020 como primer filtro (Filtro_1), posteriormente los datos obtenidos fueron procesados para su análisis aplicando tres filtros, los cuales se detallan más adelante.

Se utilizaron cinco buscadores por lo que respecta a las patentes (Derwent Innovation, Espacenet, Google Patents, Patentscope y The Lens), en los que se aplicó la disposición de palabras clave y operadores booleanos mencionados en el párrafo anterior, así como el Filtro_1 relacionado con el período de tiempo de la búsqueda de 10 años. La Figura 5 muestra el crecimiento del registro de patentes de exoesqueletos de miembros inferiores en la última década lo que deja ver un aumento en el desarrollo tecnológico en este tipo de dispositivos, también se observa una caída en el último año (2020) esto puede ser debido a la pandemia de covid-19 que ha impuesto a la humanidad restricciones a las actividades de la vida diaria.

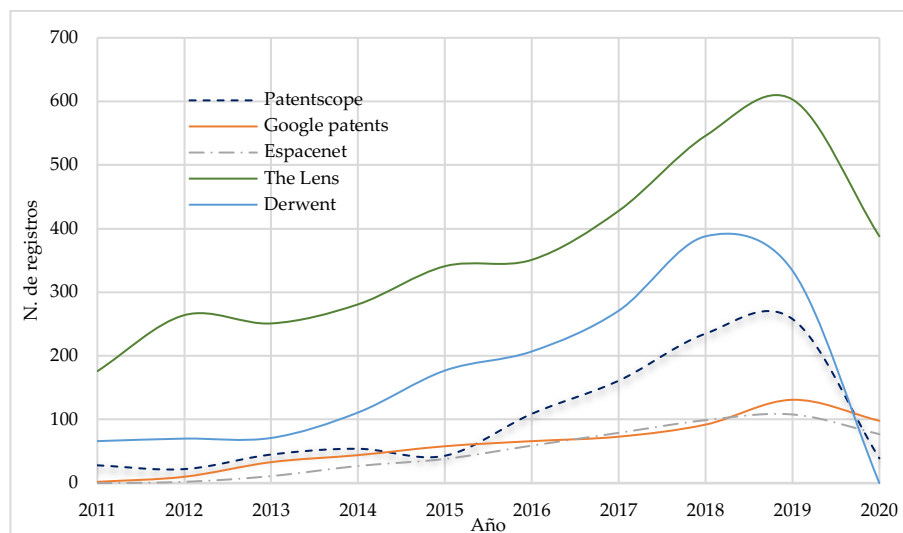


Figura 5. Documentos por año

Posteriormente se utilizaron otros dos filtros; el segundo (Filtro_2) relacionado con la clasificación internacional de patentes (IPC) A61H3/00 y A61F5/01 que pertenecen al grupo de dispositivos o aparatos no quirúrgicos para ayudar a caminar, aplicado directamente en el buscador correspondiente, ya que el objetivo es determinar el estado de la técnica de exoesqueleto pasivo de rodilla, el tercer filtro aplicado (Filtro_3) tiene que ver con la inclusión de la palabra rodilla; con lo que se obtuvo como resultado de las bases de datos después de aplicar los tres filtros, se integró un solo registro realizando una "limpieza de los datos" utilizando el software gratuito Open Refine®, desagregando los datos y efectuando una revisión manual de cada registro aplicando criterios para restringir y seleccionar patentes de interés, a continuación se enlista los criterios de inclusión y exclusión.

A. Criterios de inclusión:

- a) La patente pertenece a un tipo de exoesqueleto u órtesis de miembro inferior.
- b) La patente corresponde a un componente de un exoesqueleto u órtesis de miembro inferior.
- c) La patente describe el diseño o método de fabricación de un exoesqueleto u órtesis de miembro inferior.

- d) La patente puede registrarse en cualquier oficina de patentes de cualquier país.

B. Criterios de exclusión:

- a) Relacionado con otros dispositivos para miembros del cuerpo distintos del inferior.
- b) Relacionados con sistemas complementarios no relacionados con la articulación de la rodilla.
- c) Las patentes se encuentran en más de una base de datos; Solo se consideró la patente encontrada en la primera base de datos para evitar duplicación de información.
- d) Patentes anteriores a 2011, considerando avances en el desarrollo y gestión administrativa en materia de patentes.

Esta acción de discriminar a través de los criterios de inclusión y exclusión corresponde al cuarto filtro (Filtro_4), obteniendo un único registro de patentes consolidado, con datos de inventor, oficina de registro, año de publicación, título de patente y clave de registro, en este último dato la primera clave encontrada en la base de datos en orden, para evitar duplicados ya que en varios casos en los que una misma patente puede tener varias claves de registro en función del número de oficinas de patentes donde está registrada, en la Tabla 3 se muestra el efecto de reducción de los registros al aplicar cada filtro

Tabla 3. Resultado por motor de búsqueda

Motor de búsqueda	Filtro_1	Filtro_2	Filtro_3	Filtro_4
Patentscope	1235	320	32	
Google patents	1254	65	4	
Espacenet	500	132	16	74
The Lens	3629	719	57	
Derwent	2000	905	96	
Total	8618	2141	205	74

La Tabla 4 se muestra el listado de patentes consultadas ordenadas por oficina de patentamiento, la parte del miembro inferior que atiende y la tecnología más relevante que utilizan.

Tabla 4. Patentes de órtesis y exoesqueletos de miembro inferior

Cita	Título	Solicitante principal	Parte cuerpo	Tipo	Tecnología
[18]	Knee Brace Hinges With Adaptive Motion.	Dj Orthopedics Llc	Knee	Brace	Mecánica
[19]	Knee-joint Hinge Of Standing Period Control Orthosis.	Li Jianjun	Knee	Orthosis	Mecánica
[20]	Stretching Assisting Orthosis Of Knee Joints.	Children's Hospital Of Chongqing Medical University	Knee	Orthosis	Mecánica
[21]	Knee-powered Radian Pulley-type Foot Drop And Hemiplegic Gait Orthosis.	Guangdong Provincial Work Injury Rehabilitation Center	Foot	Orthosis	Mecánica
[22]	Unlocking Adaptive Exoskeleton Knee Joint Support Plate.	Univ Electronic Science & Tech China	Knee	Device	Mecánica
[23]	Knee Joint Load-bearing Power Assisting Exoskeleton Device And Working Method Thereof.	Fuzhou University	Knee	Exoskeleton	Electrónica
[24]	Gait-based Wearable Flexible Knee Joint Robot Exoskeleton Facility.	Beijing Inst Technology	Knee	Exoskeleton	Neumática
[25]	Self-driven Self-adaption Gait Wearable Knee Joint Walking Aid Device.	Beijing Inst Technology	Knee	Device	Mecánica
[26]	Hip And Knee Integrated Joint Device Used For Exoskeleton Robot And Exoskeleton Robot.	Hefei Inst Physical Sci Cas	Hip-Knee	Exoskeleton	Electrónica
[27]	Quasi-passive Knee Joint And Ankle Joint Coupling Lower Limb Exoskeleton And Control Method Thereof.	Univ Tsinghua	Knee-Ankle	Exoskeleton	Mecánica
[28]	Lower Limb Exoskeleton Knee Joint Based On Torsional Spring Clutch.	Univ Shanghai Science & Tech	Knee	Exoskeleton	Mecánica
[29]	Intelligent Knee Osteoarthritis Correction Integrated Instrument.	The Second Affiliated Hospital To Nanchang University	Knee	Device	Mecánica
[30]	A Knee Joint Exoskeleton Mechanism Driven By A Connecting Rod.	Inner Mongolia University Of Technology	Knee	Exoskeleton	Electrónica
[31]	Lower Limb Knee Joint And Ankle Joint Assisting Exoskeleton Stiffness Adjusting Device.	Jiangsu Collection Micro Automation System And Equipment Tech Research Institute Limited Company	Knee-Ankle	Device	Electromecánica
[32]	Lower Extremity Exoskeleton Heterogeneous Knee Joint Based On Parallel Elastomer.	Harbin Institute Of Technology	Knee	Exoskeleton	Electromecánica
[33]	Lower Limb Exoskeleton Structure Integrated With Self-adaptive Knee Joints And Robot.	Southern University Of Science And Technology	Knee	Exoskeleton	Electromecánica
[34]	Wearable Lower-limb Walking-assisting Exoskeleton Capable Of Imitating Movement Curve Of Human Knee Joint.	Hebei University Of Technology	Hip-Knee-Ankle	Exoskeleton	Electrónica
[35]	Knee Joint Orthosis.	Shandong First Medical Univ & Shandong Academy Of Medical Sciences	Knee	Orthosis	Mecánica
[36]	Self-adaptive Variable-stiffness In-vitro Knee Joint Device With Intelligent Tensioning Function.	Tianjin University Of Technology	Knee	Exoskeleton	Mecánica
[37]	Knee Orthosis.	Otto Bock Healthcare Gmbh	Knee	Orthosis	Electromecánica

Continúa...

Tabla 4. Continuación.

Cita	Título	Solicitante principal	Parte cuerpo	Tipo	Tecnología
[38]	Joint For Knee Orthotics, Prosthetics and Supports.	Wayd Kurt	Knee	Orthosis	Mecánica
[39]	Device For Holding The Knee Cap And Knee Orthosis.	Gibaud	Knee-Cap	Orthosis	Mecánica
[40]	Knee Orthosis Adapted For A Prolonged Sitting Position.	Millet Innovation	Knee	Orthosis	Mecánica
[41]	Single Bar Knee-ankle-foot Orthosis.	Nagasaki Kanae Kk	Knee- Ankle-Foot	Orthosis	Mecánica
[42]	Knee Joint Mechanism Of Movement Assist Device.	Honda Motor Co Ltd	Knee	Mechanism	Mecánica
[43]	Knee Brace.	United Surgical, Inc.	Knee	Brace	Mecánica
[44]	Reciprocal Action Type Knee Brace By Different Movement In Medial-lateral Hinge.	Triple-C Medical Corporation	Knee	Brace	Mecánica
[45]	Auxiliary Apparatus For Bracing Knee.	Korea University Research And Business Foundation	Knee	Device	Mecánica
[46]	Self Adjusting Knee Brace.	Nelson Ronald E.	Knee	Brace	Mecánica
[47]	Knee Ankle Foot Orthosis.	The Governors Of The University Of Alberta	Knee- Ankle-foot	Orthosis	Mecánica
[48]	Orthotic Joint And Knee-ankle-foot Orthotic Device Incorporating Same.	Becker Orthopedic Appliance Company	Knee- Ankle	Device	Mecánica
[49]	Orthotic System And Method Utilizing Hydrostatic Compression Of Soft Tissue To Unload The Knee And/or Heel Up To 100%.	Leos Alexander N.	Knee- Ankle	Device	Mecánica
[50]	Knee Brace With Adjustable Bolster.	Knecht Steven S.	Knee	Brace	Mecánica
[51]	Active Knee Orthosis.	De Cortanze André	Knee	Orthosis	Mecánica
[52]	Power-Assisted Orthosis With Hip-knee Synergy.	Case Western Reserve University	Hip-Knee	Orthosis	Electromecánica
[53]	Knee Brace With Tool-Less Length Adjuster.	Knecht Steven S.	Knee	Brace	Mecánica
[54]	Dynamic Load Bearing Shock Absorbing Exoskeletal Knee Brace.	Desousa Egas Jose-Joaquim	Knee	Brace	Mecánica
[55]	Knee Orthosis Device And Associated Methods.	University Of Connecticut	Knee	Orthosis	Mecánica
[56]	Knee Joint Supporter.	Kowa Company, Ltd.	Knee	Device	Mecánica
[57]	Method For Controlling A Knee Orthosis.	Otto Bock Healthcare Gmbh	Knee	Orthosis	Electromecánica
[58]	Knee Orthosis For Treatment Of Pcl Injury.	Medical Alliance, S.A.	Knee	Orthosis	Mecánica
[59]	Artificial Knee Joint.	Fillauer Europe Ab	Knee	Orthosis	Mecánica
[60]	Adjustable Knee Brace.	Deroyal Global Healthcare Solutions Limited	Knee	Brace	Mecánica
[61]	Orthopedic Knee Brace.	Humphrey Jay C.	Knee	Brace	Mecánica
[62]	Method For Controlling An Artificial Knee Joint.	Otto Bock Healthcare Products Gmbh	Knee	Method	Mecánica
[63]	Soft Inflatable Exosuit For Knee Rehabilitation.	Arizona Board Of Regents On Behalf Of Arizona State University; Dignity Health	Knee	Exosuit	Neumática
[64]	Knee Joint Orthotic Device Manufacturing Apparatus And Knee Joint Orthotic Device Manufacturing Method, And Knee Joint Treatment Support Apparatus And Knee Joint Treatment Support Method.	CYBERDYNE Inc.; University Of Tsukuba	Knee	Device	Electromecánica
[65]	Unpowered Wearable Walking Assistance Knee Equipment With Gait Self-adaptivity.	Beijing Institute Of Technology	Knee	exoskeleton	Mecánica

Continua...

Tabla 4. Continuación.

Cita	Título	Solicitante principal	Parte cuerpo	Tipo	Tecnología
[66]	Soft Knee Exoskeleton Driven By Negative-pressure Linear Actuator.	Beijing Institute Of Technology	Knee	Exoskeleton	Neumática
[67]	Actuator Unit For Knee-ankle-foot Orthosis.	Suncall Corporation	Knee-Ankle-Foot	Orthosis	Electromecánica
[68]	Hip And Knee Actuation Systems For Lower Limb Orthotic Devices.	Ekso Bionics, Inc.	Hip-Knee	Orthosis	Electromecánica
[69]	Knee Brace With Expandable Members And Method Of Using The Same.	Colaco Glenn	Knee	Brace	Mecánica
[70]	Controllable Passive Artificial Knee.	The Regents Of The University Of California	Knee	Exoskeleton	Mecánica
[71]	Ankle And Knee Motorized Orthosis.	Ospedale Pediatrico Bambino Gesù Irccs	Knee-Ankle	Orthosis	Electromecánica
[72]	Dynamic Force Hinge Joint For Knee Brace And Knee Brace Equipped Therewith.	Knecht Steven S.	Knee	Brace	Mecánica
[73]	Knee Joint Orthosis Having Offloading Function.	Luo Yun	Knee	Orthosis	Mecánica
[74]	Knee Joint Orthosis.	Luo Yun	Knee	Orthosis	Mecánica
[75]	Knee Joint Orthosis.	Matsumoto, Hideo	Knee	Orthosis	Mecánica
[76]	Low Profile Knee Brace And Method Of Using Same.	Djo, Llc	Knee	Brace	Mecánica
[77]	Interactive Exoskeleton Robotic Knee System.	The Hong Kong Polytechnic University	Knee	Exoskeleton	Electrónica
[78]	Passive Power-conservative Artificial Knee.	The Regents Of The University Of California	Knee	Device	Mecánica
[79]	Knee Joint Control Method And Lower Extremity Orthosis.	Kawamura Gishi Co., Ltd.	Knee-Ankle-Foot	Orthosis	Electromecánica
[80]	Knee Retractor.	Chang Ki Yong	Knee	Orthosis	Mecánica
[81]	Knee Joint Brace.	Matsumoto Hideo	Knee	Brace	Mecánica
[82]	Stabilizing System For A Knee Brace.	Spring Loaded Technology Incorporated	Knee	Brace	Mecánica
[83]	Actuator-equipped Knee Ankle Foot Orthosis.	Nat Univ Corp Kyoto Inst Technology	Knee-Ankle-Foot	Orthosis	Mecánica
[84]	Knee Support Orthosis Adapted To A Prolonged Seated Position.	Millet Innovation	knee	Orthosis	Mecánica
[85]	Device For Producing Knee Joint Correction Tool, Method For Producing Knee Joint Correction Tool, Device For Assisting Knee Joint Treatment, And Method For Assisting Knee Joint Treatment.	Cyberdyne, Inc.	Knee	Method	Electromecánica
[86]	Knee Brace And System For Custom Fabricating Knee Brace For A User.	Laboratoire Viethom Inc.	Knee	Brace	Mecánica
[87]	Orthosis, In Particular Of The Knee, Including Deformable Lateral Supports.	Gibaud	Knee	Orthosis	Mecánica
[88]	Limb Orthosis, In Particular Knee Brace.	Bauerfeind Ag	Knee	Brace	Mecánica
[89]	Knee Orthosis With Helicoidal Axis And Method Of Design And Fabrication Thereof.	2330-2029 Québec Inc.	Knee	Orthosis	Mecánica
[90]	Powered Prosthetic Knee With Battery Recharging During Regeneration Phase.	Oessur Iceland Ehf [Is]; Ossur Americas Inc	Knee	Prosthetic	Electromecánica
[91]	Joint Mechanism, Knee Joint Assist Device, Joint Member, And Clutch Unit.	Fujikura Kasei Co., Ltd.	Knee	Mechanism	Electromecánica

3.1 Revisión de artículos de investigación.

Para el análisis de la literatura se utilizaron los buscadores Web of Science y The Lens, debido a que proporcionan herramientas de análisis que permiten volar la calidad de la búsqueda; en los que se aplicó la disposición de palabras clave y operadores booleanos mencionados al comienzo de esta sección, así como el período de tiempo de 10 años como primer filtro (Filtro_1). A partir de los registros se muestra la producción de artículos por año, la Figura 6 muestra la tendencia creciente en el caso del buscador Web of Science (WoS) a lo largo de toda la serie de tiempo, pero no en el caso de los datos obtenidos con el buscador The Lens donde no se aprecia una tendencia clara.

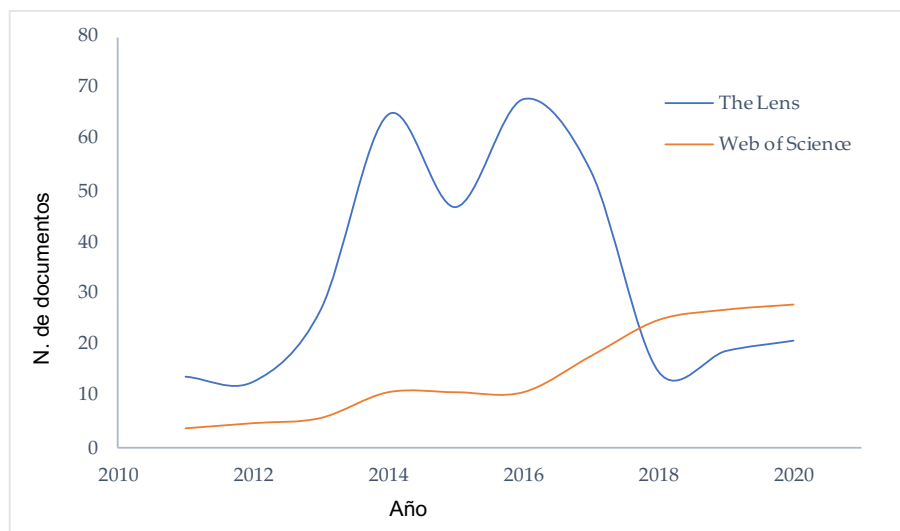


Figura 6. Produccion anual de articulos encontrados por base de datos

Con los datos obtenidos de cada buscador se cruzaron los resultados de ambos, aplicando un segundo filtro (Filtro_2) utilizando criterios de inclusión y exclusión para restringir y seleccionar información sobre el tema:

A. Criterios de inclusión:

- a) Relacionado con el diseño de exoesqueletos.
- b) Relacionado con el tipo de exoesqueletos y ortesis centrado en el tipo de aplicación.

- c) Relacionado con pruebas y métricas de evaluación de exoesqueletos u órtesis.
- d) Relacionado con los exoesqueletos del miembro inferior o articulación de la rodilla.
- e) Relacionado con el desarrollo de exoesqueletos u órtesis.
- f) Métodos de fabricación de exoesqueletos.

B. Criterios de exclusión:

- a) Relacionado con exoesqueletos de miembros superiores.
- b) Relacionado con exoesqueletos activos o potenciados.
- c) Relacionado con el control de la marcha.
- d) Relacionado con EMG, EEG.
- e) Registro duplicado.
- f) Artículos anteriores a 2011.

La Tabla 5 muestra el efecto reductor de los registros al aplicar cada filtro; Se obtuvieron 63 registros, realizando el análisis de la información.

Motor de búsqueda	Filtro_1	Filtro_2
The Lens	343	
Web of Science	146	63
Total	489	63

La Tabla 6 se muestra el listado de artículos consultados, en la revisión del estado del arte sobre dispositivos para el miembro inferior.

Tabla 6. Artículos relacionados con el miembro inferior

Cita	Autor principal	Título	Año
[92]	Heike Vallery	Complementary limb motion estimation for the control of active knee prostheses	2011
[93]	Sancisi, N.	A one-degree-of-freedom spherical mechanism for human knee joint modelling	2011
[94]	Jungwon Yoon	An Adaptive Foot Device for Increased Gait and Postural Stability in Lower Limb Orthoses and Exoskeletons	2011
[95]	Nam, Y	Calculation of Knee Joint Moment in Isometric and Isokinetic Knee Motion	2011
[96]	Akdogan, E	The design and control of a therapeutic exercise robot for lower limb rehabilitation: Physiotherobot	2011

Continua...

Tabla 6. Continuación.

Cita	Autor principal	Título	Año
[97]	Kim, K	Development of the Exoskeleton Knee Rehabilitation Robot Using the Linear Actuator	2012
[98]	Mefoued, S	Toward Movement Restoration of Knee Joint Using Robust Control of Powered Orthosis	2013
[99]	Lalami, ME	Output feedback control of an actuated lower limb orthosis with bounded input	2013
[100]	Thomas C. Bulea	Stance-controlled knee flexion improves stimulation-driven walking after spinal cord injury.	2013
[101]	Andrew Q. Tan	Evaluation of lower limb cross planar kinetic connectivity signatures post-stroke	2014
[102]	Sujay S. Galen	Isometric hip and knee torque measurements as an outcome measure in robot-assisted gait training	2014
[103]	Yan, H.	Design and validation of a lower limb exoskeleton employing the recumbent cycling modality for post-stroke rehabilitation	2014
[104]	Seungnam Yu	Design Considerations of a Lower Limb Exoskeleton System to Assist walking and Load-Carrying of Infantry Soldiers	2014
[105]	Lukas Jaeger	Brain activation associated with active and passive lower limb stepping	2014
[106]	Walid Hassani	Powered orthosis for lower limb movements assistance and rehabilitation	2014
[107]	Antoinette Domingo	Reliability and validity of using the Lokomat to assess lower limb joint position sense in people with incomplete spinal cord injury	2014
[108]	Kamran Shamaei	Design and Evaluation of a Quasi-Passive Knee Exoskeleton for Investigation of Motor Adaptation in Lower Extremity Joints	2014
[109]	Mohammed, S	Robust Control of an Actuated Orthosis for Lower Limb Movement Restoration	2015
[110]	Louis Flynn	Ankle-knee prosthesis with active ankle and energy transfer	2015
[111]	Meng, W.	The recent development of mechanisms and control strategies for robot-assisted lower limb rehabilitation	2015
[112]	Dominic James Farris	Revisiting the mechanics and energetics of walking in individuals with chronic hemiparesis following stroke: from individual limbs to lower limb joints.	2015
[113]	Damiano Zanotto	Knee Joint Misalignment in Exoskeletons for the Lower Extremities: Effects on User's Gait	2015
[114]	Seung-Kook Jun	Smart Knee Brace Design With Parallel Coupled Compliant Plate Mechanism and Pennate Elastic Band Spring	2015
[115]	Shamaei, K	Biomechanical Effects of Stiffness in Parallel With the Knee Joint During Walking	2015
[116]	Viet Anh Dung Cai	Transparency enhancement for an active knee orthosis by a constraint-free mechanical design and a gait phase detection based predictive control	2016
[117]	Zhang, F.	iLeg- A Lower Limb Rehabilitation Robot: A Proof of Concept	2016
[118]	Elena Garcia	An Active Knee Orthosis for the Physical Therapy of Neurological Disorders	2016
[119]	Michael Windrich	Active lower limb prosthetics: a systematic review of design issues and solutions	2016
[120]	Michael S. Cherry	Running With an Elastic Lower Limb Exoskeleton.	2016
[121]	Vouga, T	EXiO-A Brain-Controlled Lower Limb Exoskeleton for Rhesus Macaques.	2017
[122]	Y. Feng	Research on Safety and Compliance of a New Lower Limb Rehabilitation Robot.	2017
[123]	Kopitzsch, Rm.	Optimization-based analysis of push recovery during walking motions to support the design of rigid and compliant lower limb exoskeletons.	2017

Continua...

Tabla 6. Continuación.

Cita	Autor principal	Título	Año
[124]	Jun Zhu	Unidirectional variable stiffness hydraulic actuator for load-carrying knee exoskeleton:	2017
[125]	Ho-Jun Kim	Development of a Passive Knee Mechanism for Lower Extremity Exoskeleton Robot.	2017
[126]	Santhakumar Mohan	Design, development and control of a 2PRP-2PPR planar parallel manipulator for lower limb rehabilitation therapies.	2017
[127]	Zachary F. Lerner	The Effects of Exoskeleton Assisted Knee Extension on Lower-Extremity Gait Kinematics, Kinetics, and Muscle Activity in Children with Cerebral Palsy.	2017
[128]	Samuel L. Nogueira	Global Kalman filter approaches to estimate absolute angles of lower limb segments.	2017
[129]	Hala Rifai	Toward Lower Limbs Functional Rehabilitation Through a Knee-Joint Exoskeleton.	2017
[130]	Michael R. Tucker	Design and Characterization of an Exoskeleton for Perturbing the Knee During Gait.	2017
[131]	Juan M. Castellote	Evidence for Startle Effects due to Externally Induced Lower Limb Movements: Implications in Neurorehabilitation.	2017
[132]	Kosuke Kitahara	Target-directed motor imagery of the lower limb enhances event-related desynchronization.	2017
[133]	Yang Liu	A novel cable-pulley underactuated lower limb exoskeleton for human load-carrying walking.	2017
[134]	R.K.P.S. Ranaweera	Development of A Passively Powered Knee Exoskeleton for Squat Lifting.	2018
[135]	Muhammad Aizzat Zakaria	Forward and Inverse Predictive Model for the Trajectory Tracking Control of a Lower Limb Exoskeleton for Gait Rehabilitation: A simulation modeling analysis.	2018
[136]	Syed Faiz Ahmed	Robotic Exoskeleton Control for Lower Limb Rehabilitation of Knee Joint.	2018
[137]	Ronnapee Chaichaowarat	Unpowered Knee Exoskeleton Reduces Quadriceps Activity during Cycling.	2018
[138]	Bo Li	Biomechanical design analysis and experiments evaluation of a passive knee-assisting exoskeleton for weight-climbing.	2018
[139]	Yosuke Eguchi	Standing Mobility Device With Passive Lower Limb Exoskeleton for Upright Locomotion.	2018
[140]	Steffen Ringhof	Does a Passive Unilateral Lower Limb Exoskeleton Affect Human Static and Dynamic Balance Control.	2019
[141]	Rafael Mendoza Crespo	An Adaptable Human-Like Gait Pattern Generator Derived From a Lower Limb Exoskeleton	2019
[142]	Yang, Mx	Development and control of a robotic lower-limb exoskeleton for paraplegic patients	2019
[143]	Zhao, Yj	The control system research of the brain-controlled medical lower limb exoskeleton	2019
[144]	Christian Di Natali	Design and evaluation of a soft assistive lower limb exoskeleton	2019
[145]	Fangzheng Wang	Design and simulation analysis of an improved wearable power knee exoskeleton.	2019

Continua...

Tabla 6. Continuación.

Cita	Autor principal	Título	Año
[146]	Bing Chen	Knee exoskeletons for gait rehabilitation and human performance augmentation: A state-of-the-art .	2019
[147]	Ho-Jun Kim	Development of a Passive Modular Knee Mechanism for a Lower Limb Exoskeleton Robot and Its Effectiveness in the Workplace	2020
[148]	De La Tejera, JA	Smart health: the use of a lower limb exoskeleton in patients with sarcopenia	2020
[149]	Tu Yao	An Adaptive Sliding Mode Variable Admittance Control Method for Lower Limb Rehabilitation Exoskeleton Robot	2020
[150]	Lavrovsky, E.	About the Operator's Gaits in the Passive Exoskeleton of the Lower Extremities when Using the Fixed Knee Mode	2020
[151]	Libo Zhou	Design of a passive lower-limb exoskeleton for walking assistance with gravity compensation	2020
[152]	Ettore Etenzi	Passive-elastic knee-ankle exoskeleton reduces the metabolic cost of walking.	2020
[153]	Chang Yihua	A Lower Limb Exoskeleton Recycling Energy From Knee and Ankle Joints to Assist Push-Off	2020
[154]	Wen, Y	Online Reinforcement Learning Control for the Personalization of a Robotic Knee Prosthesis	2020

De la lectura de los artículos se selecciono tres por tratarse del diseño y/o desarrollo de exoesqueletos pasivos para la articulación de la rodilla los cuales presentan RDM de 120° y 140°, así como el uso de resortes con los cuales proporcionan torque durante el movimiento angular de la rodilla y que se muestran en la Tabla 7.

3.2 Dispositivos de miembro inferior

El desarrollo del EXOMAF se basará en la revisión del estado de la técnica para encontrar enfoques novedosos, partiendo de los diferentes diseños de exoesqueletos existentes. Por ello, se realizó una profunda revisión sobre los exoesqueletos, sus sistemas y usos.

La Figura 7 muestra exoesqueletos de miembro inferior existentes en el mercado actualmente y cuyos proyectos presentan un mayor grado de maduración y desarrollo tecnológico, los exoesqueletos de la Figura 7 a), b), c), d) y f) su aplicación es para rehabilitación y se trata de exoesqueletos activos, en tanto que el exoesqueleto de la Figura 7 e) y g) su uso es para aumentar las capacidades

humanas el primero es activo y el otro es pasivo, por lo que respecta a la Figura 7 h) se trata de un exoesqueleto activo para reducción de gasto metabólico.

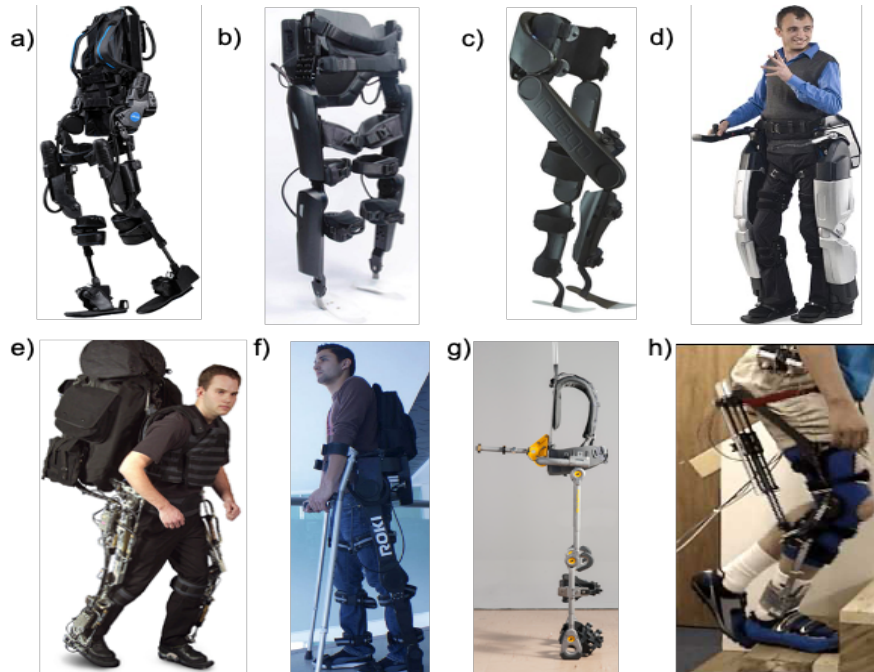


Figura 7. Exoesqueletos: a) Ekso Bionics [155]; b) ReWalk [156]; c) Indego [157]; d) Rex Bionics [158]; e) BLEEX [159]; f) Roki [160]; g) Fortis [161]; h) RoboKnee [162]

3.3 Clasificación de exoesqueletos y órtesis.

Existen diversos criterios para clasificar a los exoesqueletos, en función de su aplicación, fuente de energía, método de control entre otros. Con base en el uso de métodos de energía, los exoesqueletos se pueden agrupar en motorizados y pasivos [163]. Los exoesqueletos alimentados energéticamente generalmente son impulsados por motores eléctricos o hidráulicos que usan baterías o energía externa. El entrenamiento de rehabilitación con exoesqueletos motorizados es sencillo y eficaz, y se han desarrollado muchos exoesqueletos motorizados [146,156,159,160,164]. Una limitación de estos exoesqueletos es que los pacientes no tienen el control, se mueven en una trayectoria predeterminada. Por lo tanto, es un desafío para los usuarios practicar patrones de movimiento apropiados para sus

propias recuperaciones. Los exoesqueletos pasivos no requieren una fuente de energía externa y sus movimientos están bajo el control de quienes los llevan. En general, los exoesqueletos pasivos son más ligeros, más baratos y es probable que los pacientes se sientan más seguros al entrar en un exoesqueleto pasivo que en uno activo [151].

3.4 Exoesqueletos motorizados o activos.

Un exoesqueleto motorizado es un sistema que se basa en una fuente de energía portátil y actuadores para convertir la energía eléctrica, neumática o hidráulica en trabajo mecánico para obtener un movimiento controlado de su estructura de soporte. Los actuadores insertan energía en las articulaciones de las extremidades inferiores para ayudar a la movilidad del usuario durante la marcha. Generalmente, cuentan con sensores para detectar el estado de movimiento del usuario, mientras que su unidad de control procesa las señales de los sensores para formular la respuesta adecuada de los actuadores [155–160,162] ejemplo de este tipo de exo esqueletos se muestran en la Figura 7.

Una limitación de estos exoesqueletos es que los usuarios no tienen el control, sino que se mueven en una trayectoria predeterminada.

3.5 Exoesqueletos pasivos.

Los exoesqueletos pasivos son dispositivos que no dependen de una fuente de energía externa para ayudar a su usuario con la locomoción. Este grupo de exoesqueletos solo utiliza elementos pasivos como resortes, amortiguadores y embragues mecánicos para complementar la marcha, no requieren una fuente de energía externa y sus movimientos están bajo el control de quienes los llevan. Los diseños pasivos intentan mejorar el intercambio de energía entre la energía cinética y potencial de los segmentos corporales y reducir la energía consumida por los músculos para producir movimiento [151].

La mayoría de los diseños de exoesqueletos pasivos se basan en el equilibrador de la gravedad, utilizando un resorte para compensar la gravedad de la carga [165].

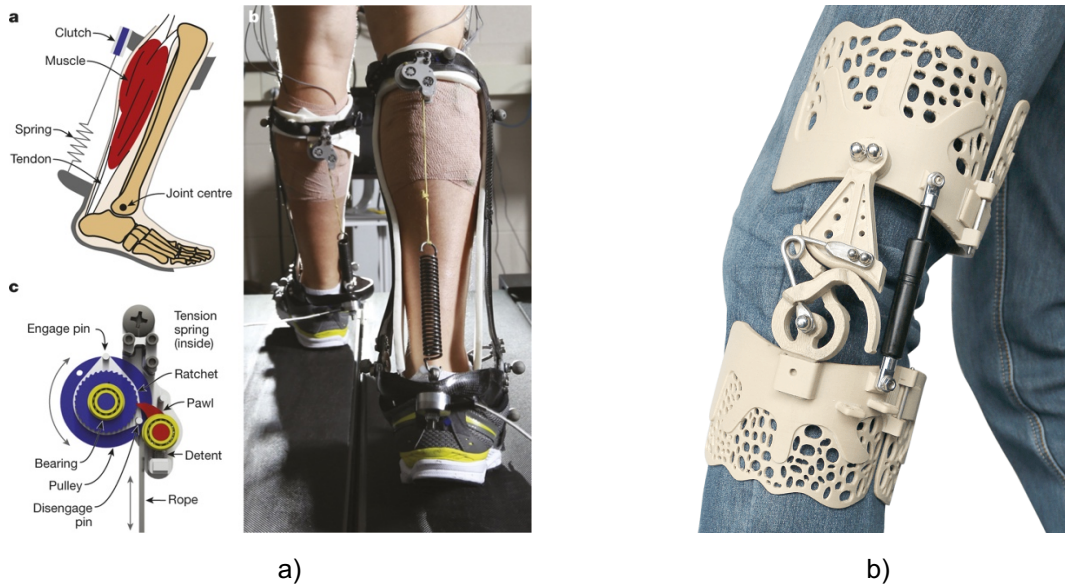


Figura 8. Ejemplo de exoesqueletos pasivos; a) Exo pasivo [166]; b) BioNEEK [167]

3.6 Resultado y conclusión.

De la revisión de patentes y artículos realizadas en este capítulo la Figura 9 muestra que de las patentes analizadas 59 se relacionan únicamente con la articulación de la rodilla 15 tratan sobre dispositivos que involucra a la articulación de la rodilla en conjunto con otra articulación o parte del miembro inferior.

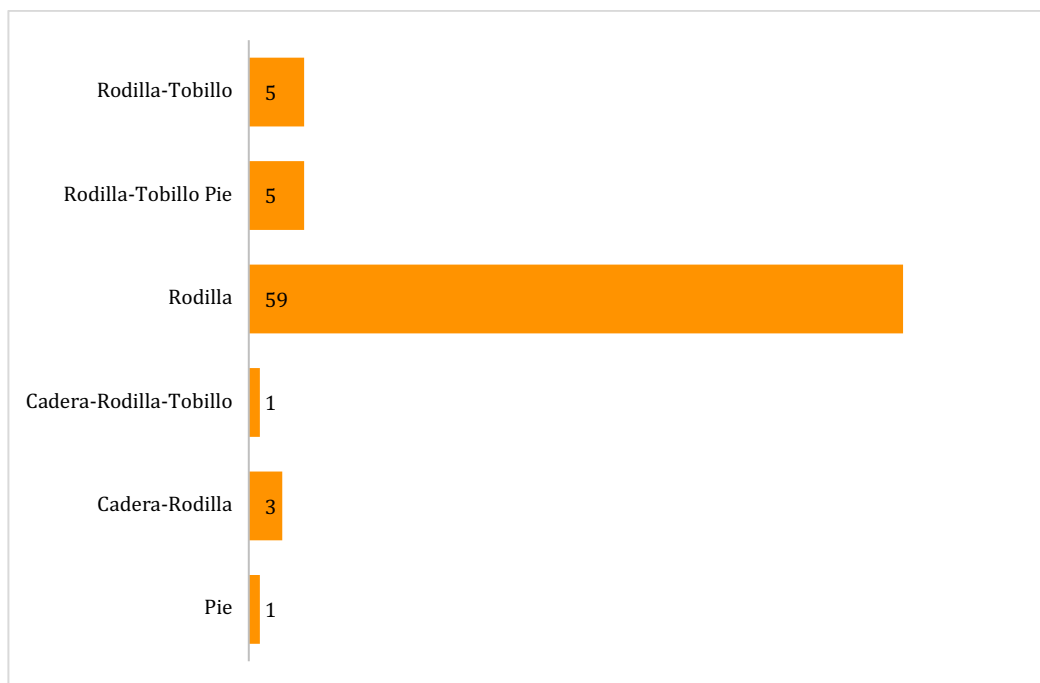


Figura 9. Número de documentos por articulación del miembro inferior

De las 74 registro de patentes, 29 coinciden con órtesis, 16 con abrazadera, 14 con exoesqueletos, 7 con dispositivos, 2 con mecanismos, 1 con exotrajes y 1 con prótesis. Además, tres resultados están asociados con metodologías (métodos de fabricación, métodos de diseño, pruebas). La Figura 10 muestra estos resultados en tamaño y distribución con la parte del cuerpo del miembro inferior que cubre.

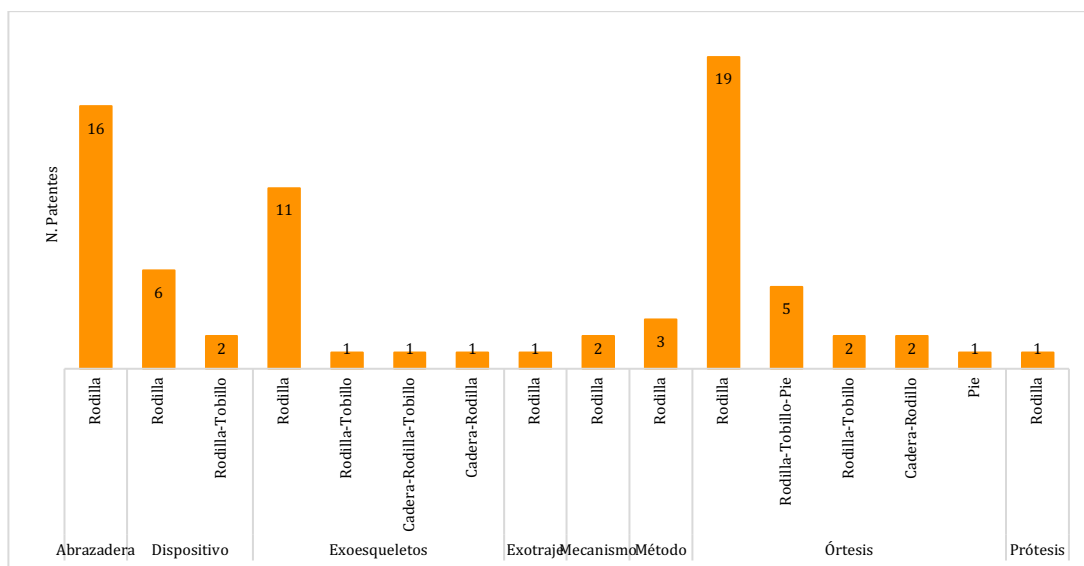


Figura 10. Descripción y cobertura principal de la patente

Entre los resultados, 59 se refieren a patentes relacionadas únicamente con la articulación de la rodilla, de las cuales en 45 patentes la tecnología predominante es la mecánica utilizando levas, bisagras, brazos pivotantes, bandas elásticas, muelles y resortes como elementos principales para llevar a cabo la movilidad de la articulación; en 11 patentes la tecnología predominante es electromecánica-electrónica utilizando actuadores, servomotores, motores y una combinación de motor-resorte, con el que realizan el movimiento del dispositivo y en 3 patentes, la tecnología utilizada es neumática, realizando el movimiento de los dispositivos con elementos blandos o flexibles que se expande o contraen utilizando aire para este propósito. La Figura 11 muestra la tecnología utilizada en las patentes con el cual realizan la movilidad del dispositivo.

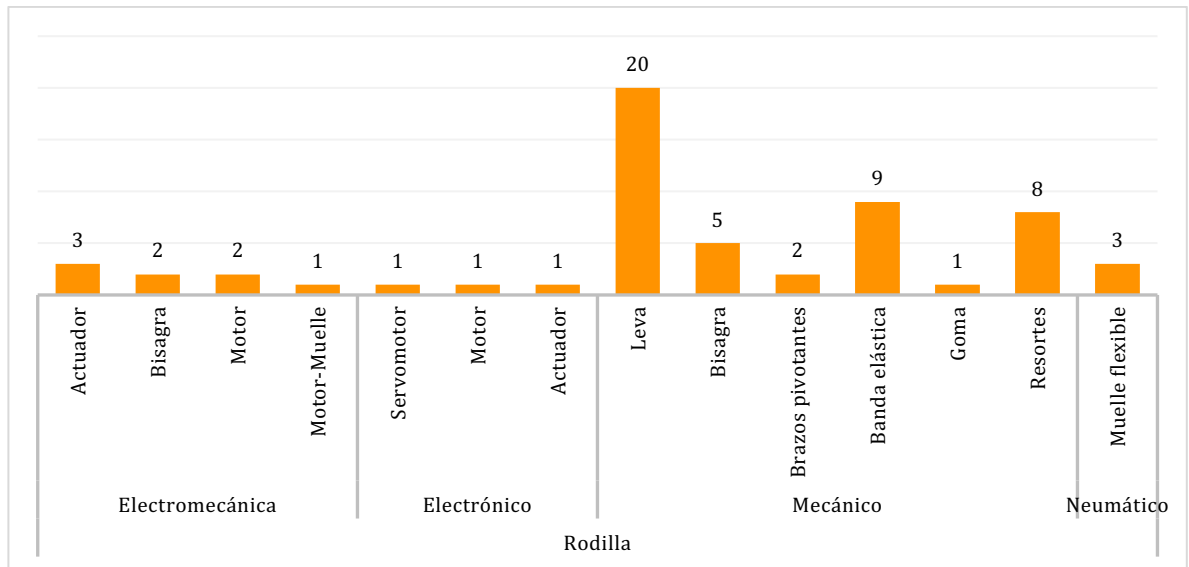

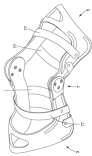

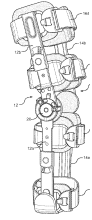



Figura 11. Tipo de tecnología usado en la articulación de la rodilla

Los exoesqueletos y órtesis de rodilla son estructuras rígidas articuladas, las cuales se une al miembro inferior abrazandolo por un costado o ambos; esta estructura articulada constituye la base del exoesqueleto u órtesis sobre la cual se agregan elementos mecánicos, electromecánicos o neumáticos para movilizar la estructura dependiendo de su uso.

De las patentes y artículos consultado se seleccionó 5 dispositivos por su simplicidad, solo actúan sobre la articulación de la rodilla, y son pasivos es decir no cuentan con fuente de energía y de los cuales servirán de referencia para el diseño del EXOMAF, en la Tabla 7 se muestran sus características más relevantes como grados de libertad (GDL), rango de movimiento (RDM), función principal y DFA estimado.

Tabla 7. Características de exoesqueletos pasivos

Cita	Descripción	GDL	RDM	Fuerza o Momento	Función	DFA ²	Imagen
[168]	Exoesqueleto de rodilla potenciado pasivamente	1	0° a 140°	532 N	Levantamiento de sentadilla	54%	
[169]	Órtesis de rodilla con eje helicoidal	2	0° a 120° 0-10mm	No disponible	Soporte	52%	
[137]	Exoesqueleto de rodilla sin potenciar	2	0° a 120°	0.25 Nm por cada grado	Reducción de costo de energía en ciclismo	No disponible	
[170]	Órtesis de rodilla ajustable	1	0° a 120°	No disponible	Soporte	46%	
[114]	Rodillera inteligente PCCP/PEB	1	0° a 60°	2.4 Nm	Limitar hiperflexión e hiperextensión	No disponible	

² El DFA index se estimó a partir de la información analizada del documento de referencia.

Capítulo 4

Metodología del diseño

4.1 Metodología de diseño del EXOMAF

Los criterios de diseño para el desarrollo del modelo físico experimental del EXOMAF se establecerán a partir de los requerimientos de los usuarios y los requerimientos funcionales para ello este capítulo presenta la metodología de diseño que se adaptó para el desarrollo del EXOMAF. La metodología de diseño se centra en la creación de un exoesqueleto pasivo con elementos elásticos basados en un diseño centrado en el usuario como una solución alternativa que minimiza las tareas de prueba y error. La metodología de diseño propuesta busca satisfacer con las necesidades de los usuarios y proporcionarles una solución a su requerimiento de movilidad.

Para lograr este objetivo, la metodología se divide en 3 etapas. La primera etapa consiste en identificar aspectos y actividades relacionadas con la vigilancia tecnológica e identificación de la necesidad del usuario para establecer los que requiere. La etapa 2 implica el diseño de modelos físicos virtuales. La etapa 3 está relacionada con la fabricación del modelo físico experimental y evaluación de los requerimientos, a continuación se presenta el conjunto de actividades a desarrollar.

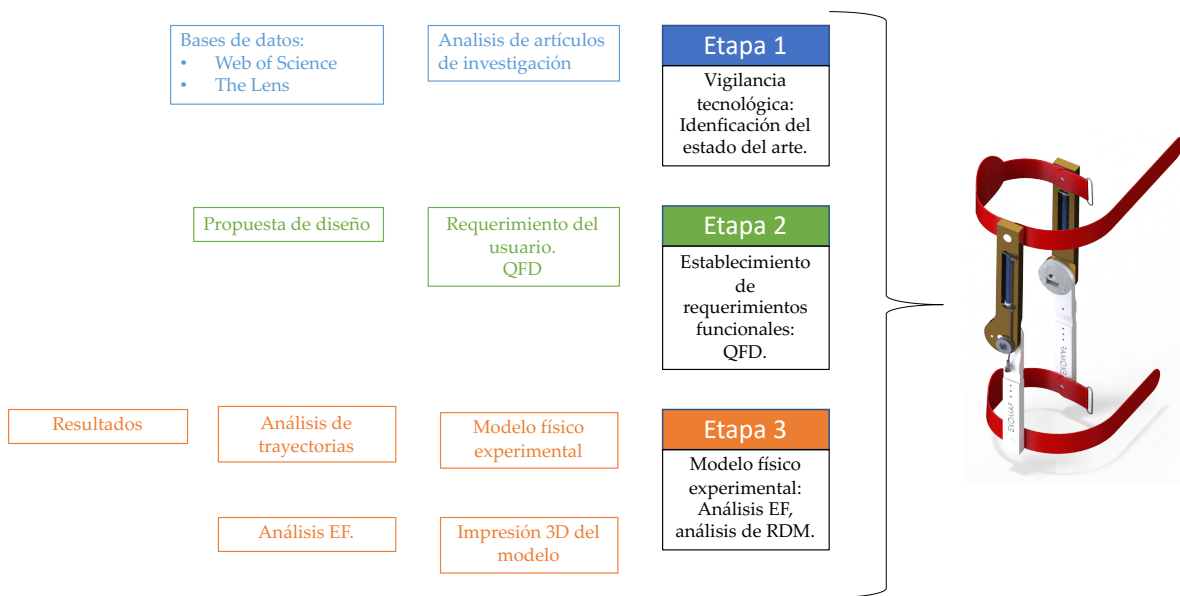


Figura 12. Metodológica para el diseño del EXOMAF.

4.2 Diseño conceptual del EXOMAF.

Para establecer el diseño conceptual se partió de determinar los requerimientos del usuario, es decir cuáles son sus expectativas con respecto al EXOMAF, para lo cual se utilizó la metodología de despliegue de la función de la calidad (QFD) [171], con el fin de encontrar posibles contradicciones entre los requerimientos del usuario y los requerimientos funcionales al mismo tiempo que se comparó con otras propuestas de solución.

En la Figura 13 se representa el QFD del EXOMAF donde se analizan los requerimientos del usuario con los requerimientos funcionales del EXOMAF al mismo tiempo que se compara con otros exoesqueletos encontrados en el estado del arte y de la técnica reportados en la Tabla 7; de este QFD también se observan algunas contradicciones entre los requerimientos como el mecanismo de fuerza con respecto al peso, dimensiones, capacidad de carga .

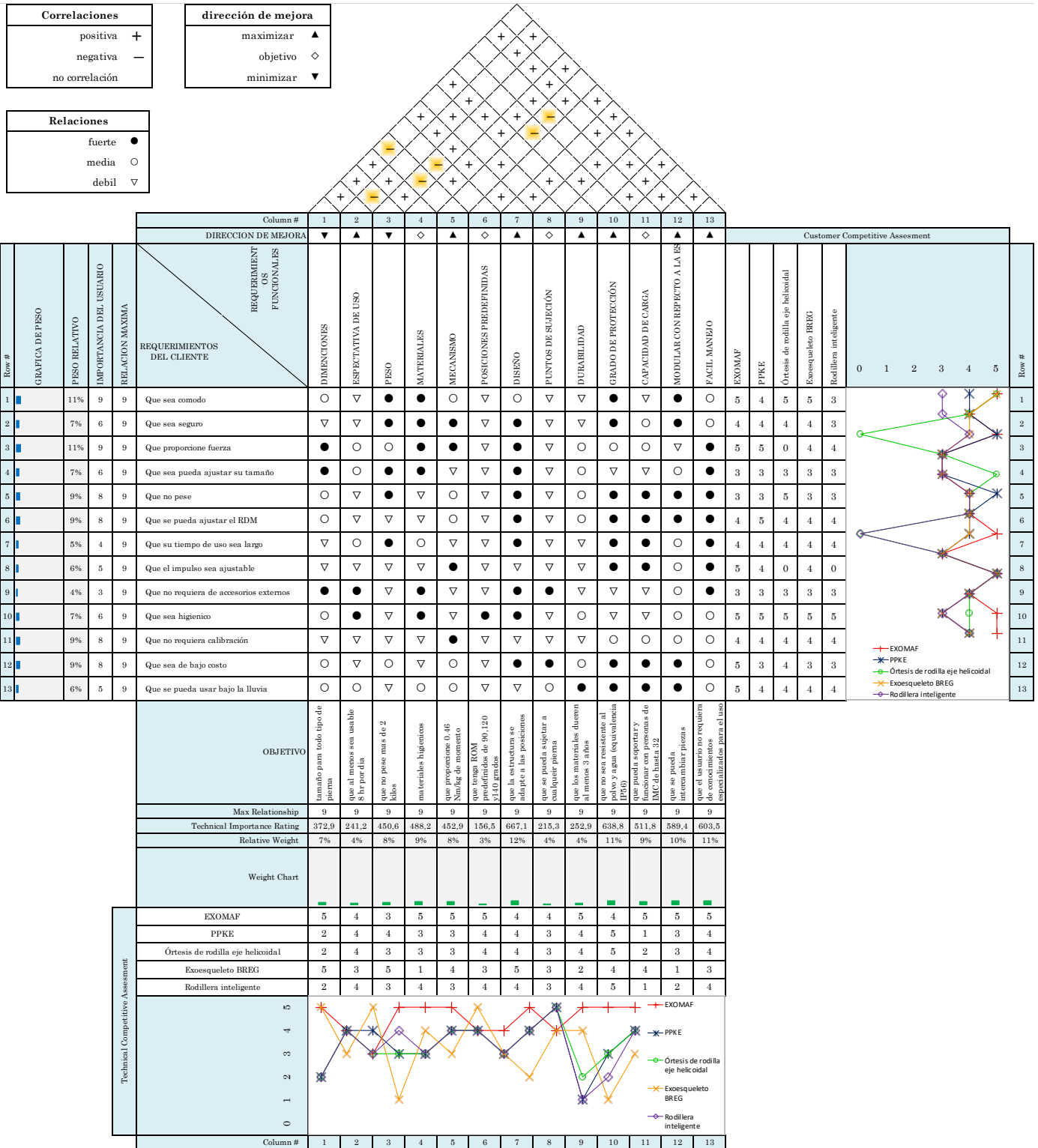


Figura 13. QFD de los requerimientos del cliente.

Para resolver las contradicciones entre los requerimientos funcionales de EXOMAF se utilizó el método TRIZ [172], este método consiste en una matriz donde se evalúa el conflicto inventivo dando soluciones a estos.

La Figura 14 muestra las posibles principios inventivos a elegir para resolver el conflicto entre los requerimientos usando la matriz de solución TRIZ programada en excel por Tennant, G. (2003); el número a la izquierda del principio corresponde al número del principio inventivo en cuanto el número a la derecha entre corchetes se trata del orden de popularidad de uso del principio inventivo, el cual se tomo como primera solución para resolver las contradicciones.

Altshuller Matrix

Parameter to improve: 10 - Force

Undesired results (conflict): 2 - Weight of stationary object

Principles:

- 18 Mechanical vibration [8]
- 13 Other way around [10]
- 1 Segmentation [3]
- 28 Replace a mechanical system [4]

Select the parameter you wish to improve, and the feature that thereby requires a trade-off
The *suggested* group of inventive principles to use will be shown above!

Figura 14. Matriz de solución TRIZ.

Después de utilizar QFD y TRIZ se establecieron los requerimientos funcionales y del usuario, requisitos que guiarán el diseño del EXOMAF. La tabla 3 muestra los requerimientos para el EXOMAF.

Tabla 8. Requerimientos funcionales y de usuario para el EXOMAF

Requerimientos Funcionales	Dato	Requerimientos del usuario
Grados de libertad	2	Portabilidad
Movimientos	Rotación-traslación	Higiénico
Rango de rotación	0°-140°	Fácil colocación
Rango de translación	10mm	Que sea fiable
Fuerza Máxima	80 N	Que no requiera calibración.
Peso	Menor a 2 kg	Que sea de bajo costo
Material	Aluminio	Que proporcione fuerza

4.3 Determinación del elemento elástico.

De los datos de potencia, momento y ángulo articular para una caminata normal (velocidad de 1.1 m/s y 52 paso/minut) se tomaron los valores máximos reportados en [17] y se estimaron los requerimientos para una persona promedio de peso de 75kg, el ángulo máximo que desarrolla la articulación de la rodilla en un ciclo de marcha es de 60° y el momento articular máximo de la rodilla, reportando los valores en la Tabla 9.

Tabla 9. Valores cinéticos de la articulación de la rodilla en plano sagital.

Variable	Plano	Acción	Dato
Momento (Nm)	Sagital	Extensor	113
		Flexión	73
Potencia (W)	Sagital	Generación	157
		Absorción	225

Del momento articular en la acción del extensor de 113 Nm para un brazo de 220 cm como punto de aplicación de la fuerza para el EXOMAF se tendría una fuerza producto del momento articular de 513.64 N de los cuales el EXOMAF aportaría cuando menos el 15% esto es 77.1 N, lo cual la fuerza del resorte que se empleará será de 80 N.

4.4 Diseño conceptual y diagrama estructural del EXOMAF

El diseño del EXOMAF surgió a partir de los modelos existentes en las patentes y artículos de investigación dibujando un primer diseño que se muestra en la

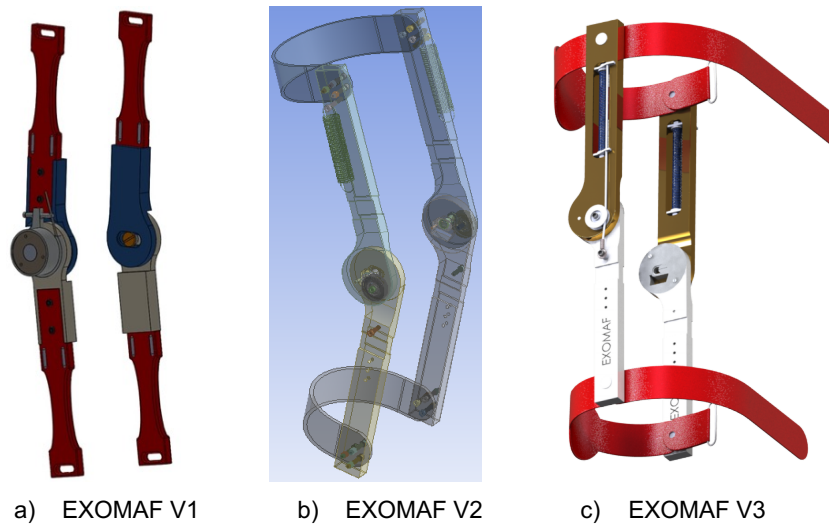


Figura 15 a), el cual se dibujó en solidworks, después se buscó simplificar el diseño de las partes por geometrías más simples al igual que el mecanismo de muelle, con lo cual se dibujó en solidworks una actualización del modelo cambiando los muelles de torsión por resorte de tensión ver

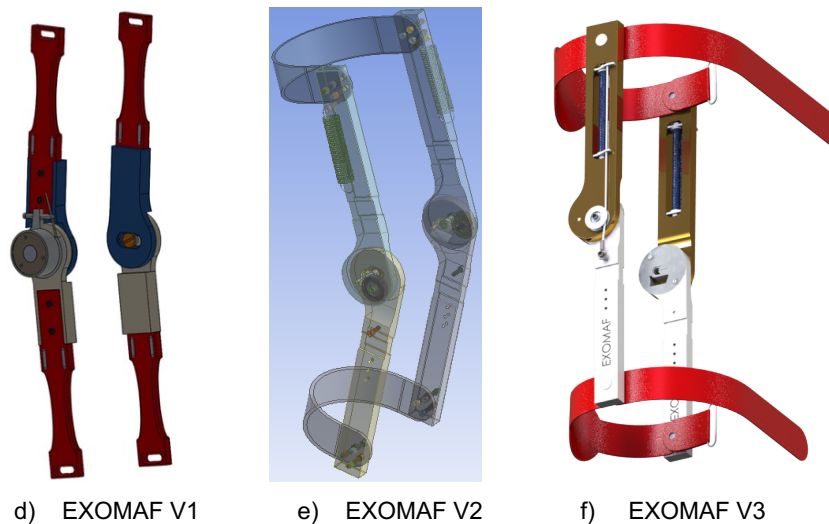


Figura 15 b), después de esta idea se realizó un tercer modelo con el fin de mejorar la ubicación de los resortes e imagen del EXOMAF, como se muestra en la

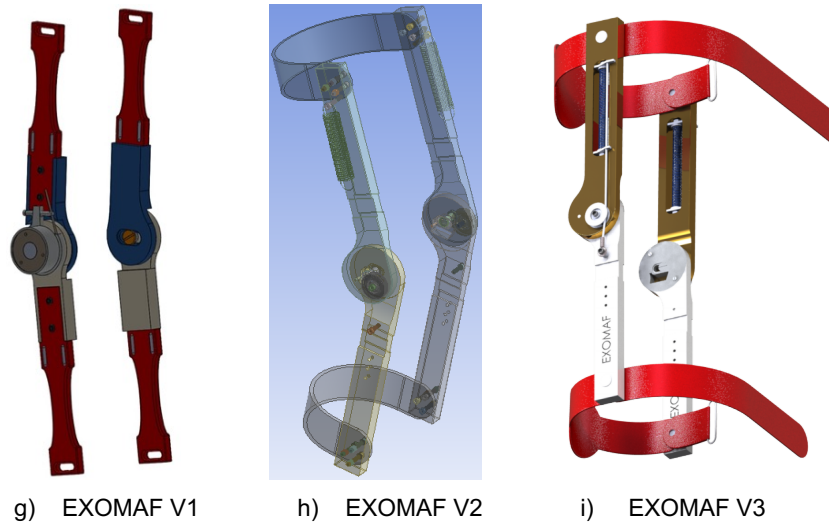


Figura 15 c).

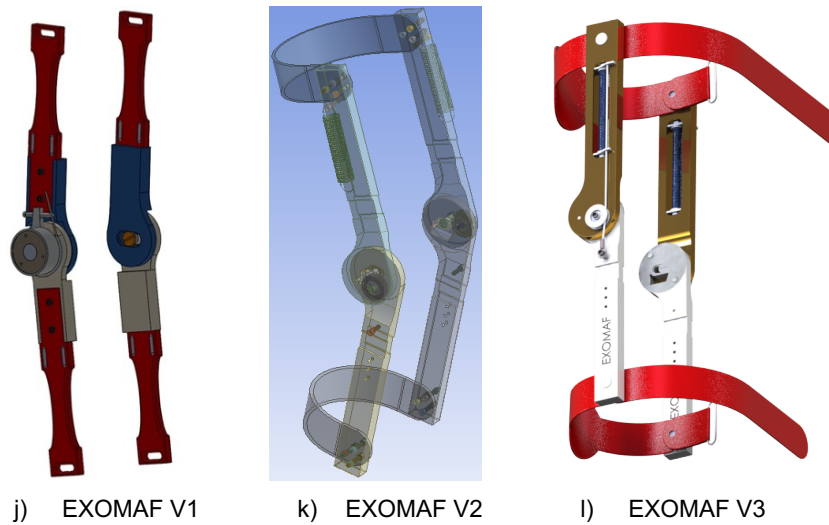









Figura 15. Evolución del diseño conceptual del EXOMAF

Esta última versión del EXOMAF consta de 26 elementos diferentes y 52 piezas en total, en la Tabla 10 se muestran los elementos del EXOMAF y sus cantidades, la Figura 16 muestra el despiece del EXOMAF para su integración.




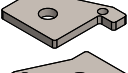








Tabla 10. Piezas que conforman al EXOMAF.





No.	Dibujo	Descripción	Cantidad
1		Brazo inferior	1

2		Brazo inferior der.	1
3		Brazo superior	1
4		Brazo superior der.	1
5		Broche	2
6		Buje	2
7		Contra eje	2
8		Correa inferior	1
9		Correa superior	1

Continua...

Tabla 10. Continuación

No.	Dibujo	Descripción	Cantidad
10		Eje cuerda	2
11		Eje principal	2
12		Eje secundario	2
14		Guia derecha	2
15		Guia izquierda	2
16		Perno	4
17		Polea	2
18		Resorte	2
19		Respaldo inferior	1
20		Respaldo superior	1
21		Rondana	4
22		Tapa	2

23		Terminal	2
24		Tornillo allen	4
25		Tornillo tapa	4
26		Tuerca	4

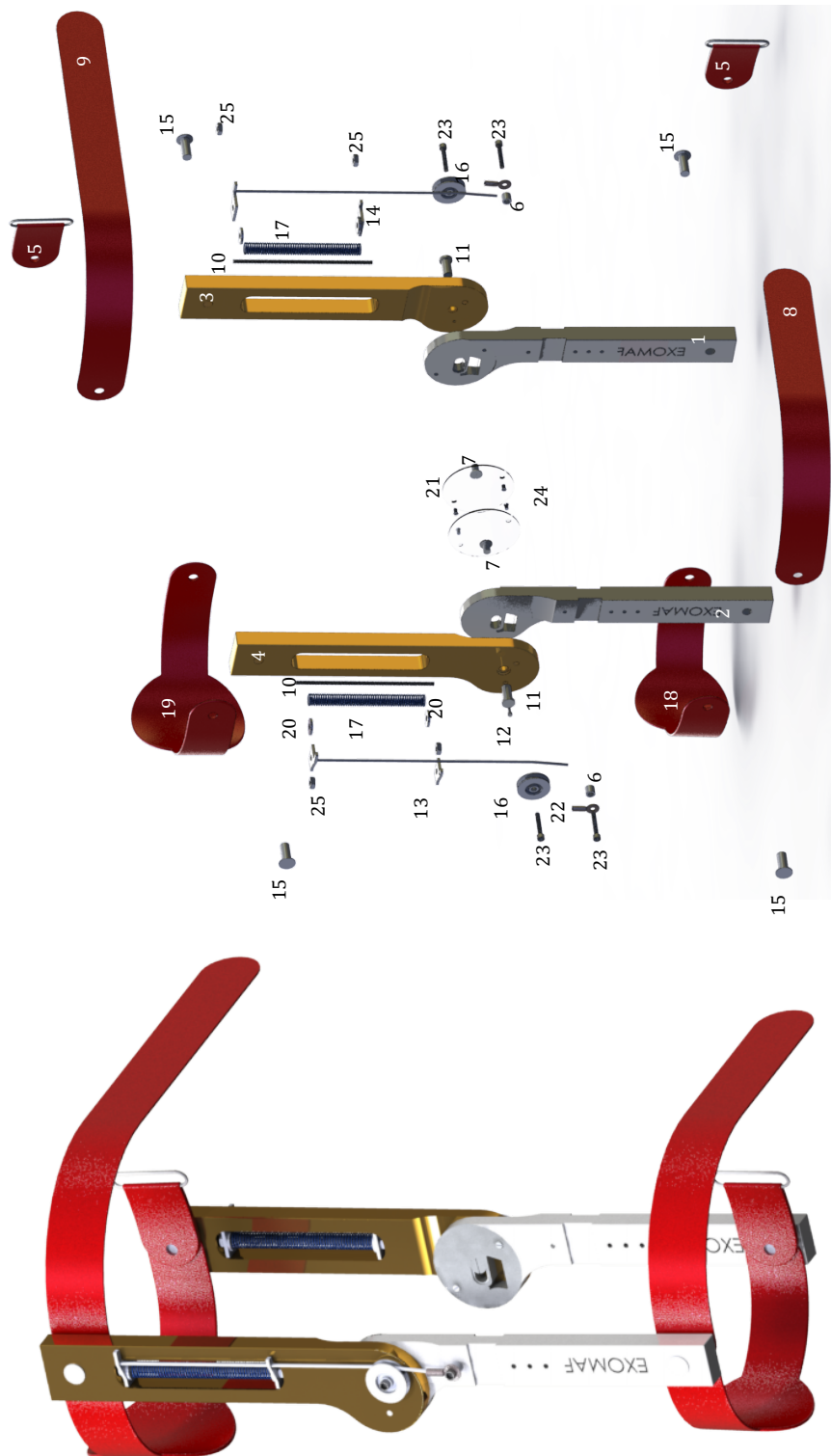


Figura 16. Explosionado y ensamble del EXOMAF.

Del diseño conceptual del EXOMAF presentado en la Figura 16 en lo que se refiere al rango de movilidad con 2 grados de libertad se logra a través de una solución de diseño de centro móvil como se muestra en la Figura 17 donde el eje central se desplaza hasta 10mm cuando el eje guía pasa de la posición (A) a la posición (B).

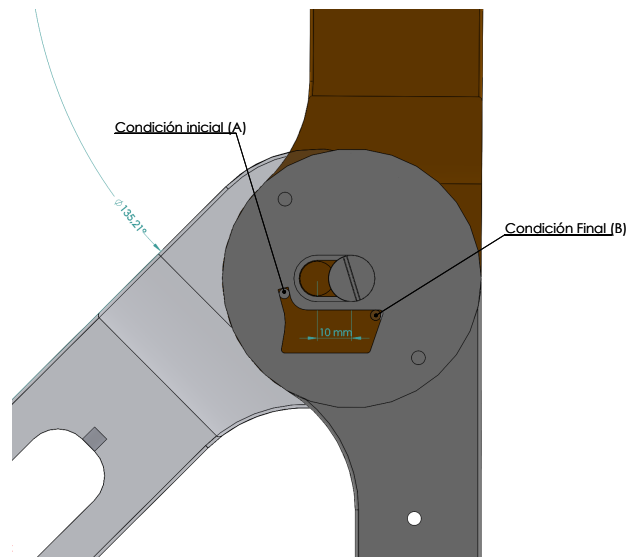


Figura 17. Rango de movimiento del EXOMAF.

4.5 Fabricación en 3D del modelo físico experimental del EXOMAF.

La obtención del modelo físico experimental se obtuvo mediante impresión 3D utilizando filamento PLA (ácido poliláctico) debido a su bajo costo y menor temperatura de trabajo y poseer una resistencia a la tracción de 47 a 70 MPa suficientes para realizar pruebas de concepto del diseño, la Figura 18 muestra la obtención de las partes del EXOMAF.

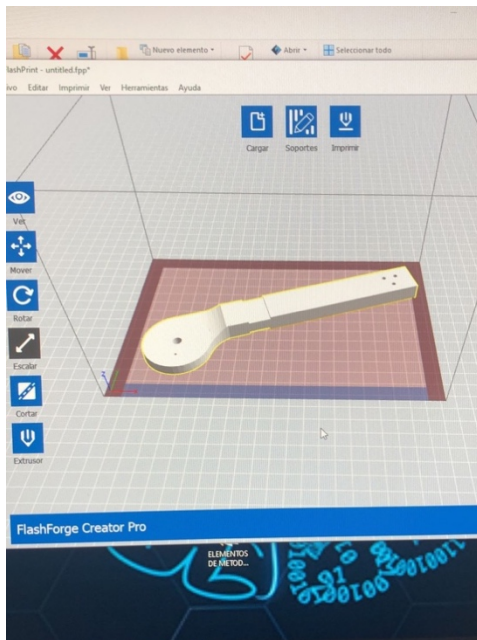


Figura 18. Imágenes del proceso de impresión y resultado.

Las piezas que se obtuvieron fueron posteriormente ajustadas retirando el exceso de material para un mejor ajuste de las piezas, la Figura 19 muestra el brazo inferior (Figura 19. a) y superior (Figura 19. b) que ensamblados forman la estructura principal del EXOMAF (Figura 19. c).



a) brazo inferior



b) brazo superior



c) ensamble

Figura 19. Ensamble de las piezas que conforman estructura principal.

Una vez ensamblada la estructura principal como partes de las pruebas de concepto se verificó el rango de movilidad con el que cuentan las piezas obteniendo un RDM de $\approx 0^\circ$ - 135.21° al mismo tiempo que se da la traslación de 10 mm durante la flexión como muestra la Figura 20.



Figura 20. Medición del ángulo de rotación del EXOMAF.

Las partes de la estructura se probaron en una persona sana para ver su sujeción a la articulación de la rodilla del miembro inferior como se muestra en la Figura 21.



a) vista posterior

b) vista frontal

Figura 21. Colocación de la estructura del EXOMAF en la rodilla.

4.6 Experimentación y evaluación del EXOMAF.

Una vez integrando todos los elementos del EXOMAF se realizaron pruebas para verificar los requerimientos funcionales establecido en la Tabla 8, así como, análisis por elemento finito de esfuerzos de las partes, que permitiera conocer la resistencia del EXOMAF bajo la acción del momento articular máximo reportado en [17] para una caminata, que se indican en el capítulo siguiente.

Capítulo 5

Resultados y Discusión

5.1 Resultado del análisis por el método de elemento finito.

Se obtuvieron resultados simulados del esfuerzo en las piezas del EXOMAF donde se realiza el movimiento de rotación y traslación bajo la acción del momento articular para una persona de 75 kg de peso y un momento máximo de 130 Nm para una caminata normal [17] aplicado en el eje de rotación del EXOMAF, la Figura 22 muestra el esfuerzo máximo equivalente de 0.19782 MPa en la zona de la caja del eje de rotación lo que resulta menor a los reportados para el PPKE [168], esto tiene que ver con el material del EXOMAF que se trata de aluminio mientras que el PPKE es de placa de acrílico.

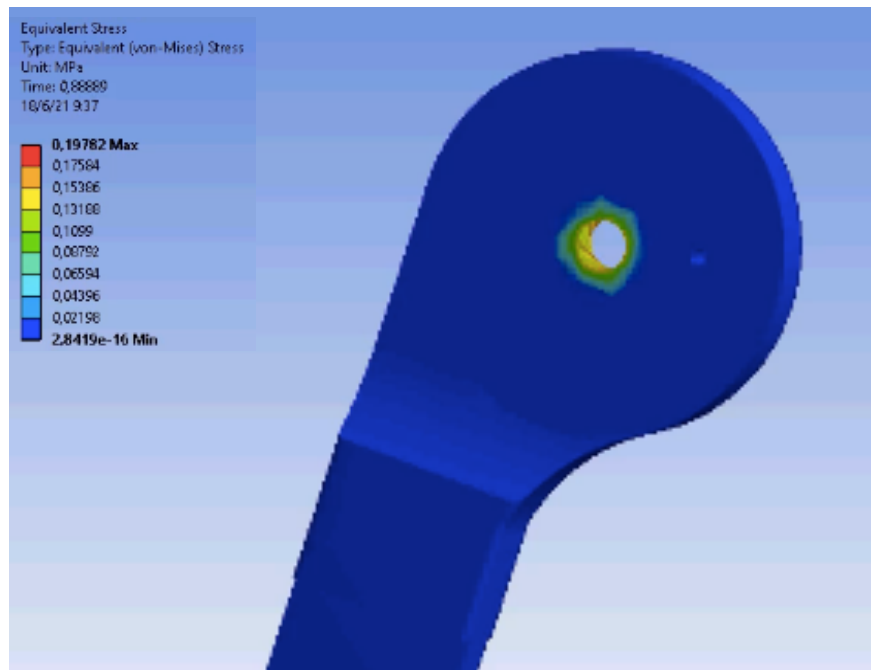
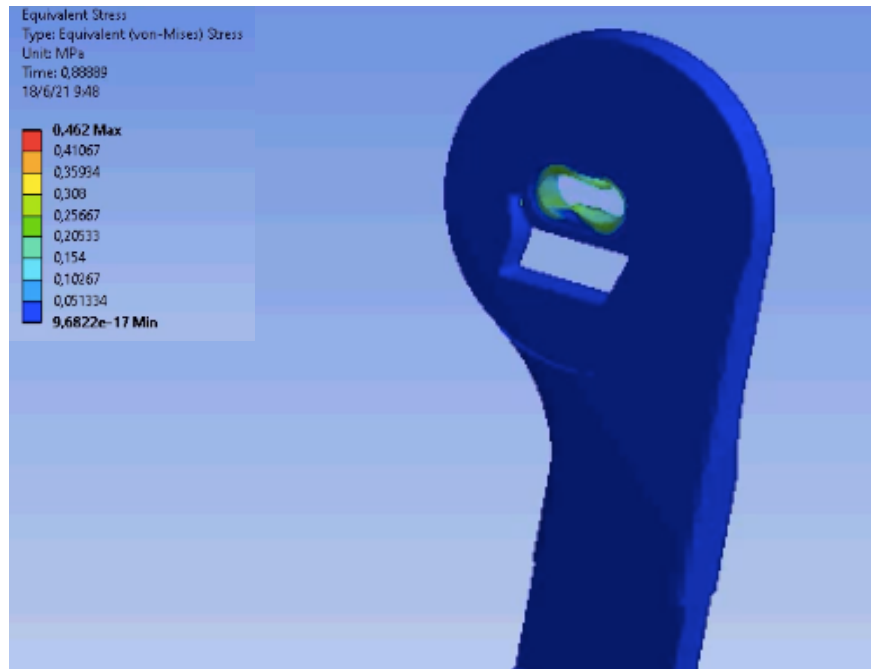


Figura 22. Distribución de esfuerzo en el brazo superior de EXOMAF

La Figura 23 muestra bajo las mismas condiciones de simulación un esfuerzo máximo de 0.462 MPa valor que se encuentra por abajo del límite elástico para el aluminio, sin embargo, un esfuerzo mayor al de la pieza anterior y esto es debido a que en esta pieza es donde se ejerce la acción de rotación y de traslación del brazo superior del EXOMAF.



Las Figuras 24 y 25 muestran las piezas del EXOMAF sujetas a mayor esfuerzo por ser las que están en acción directa en el movimiento de rotación y bajo la acción del momento de la articulación de la rodilla, 0.89513 MPa en el eje de rotación y 0.8196 MPa en la polea.

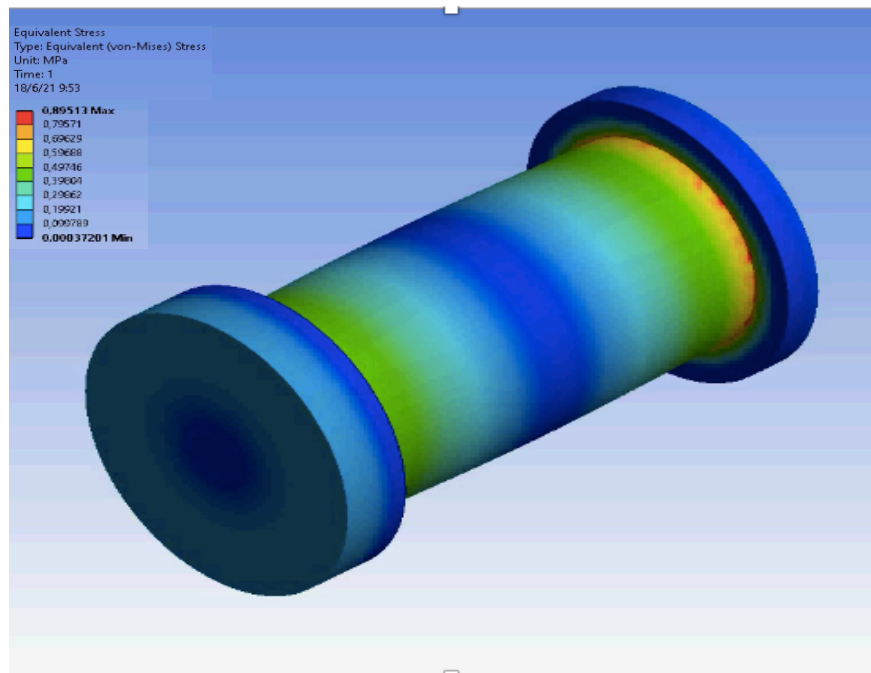


Figura 24. Distribución de esfuerzo en el eje de rotación del EXOMAF

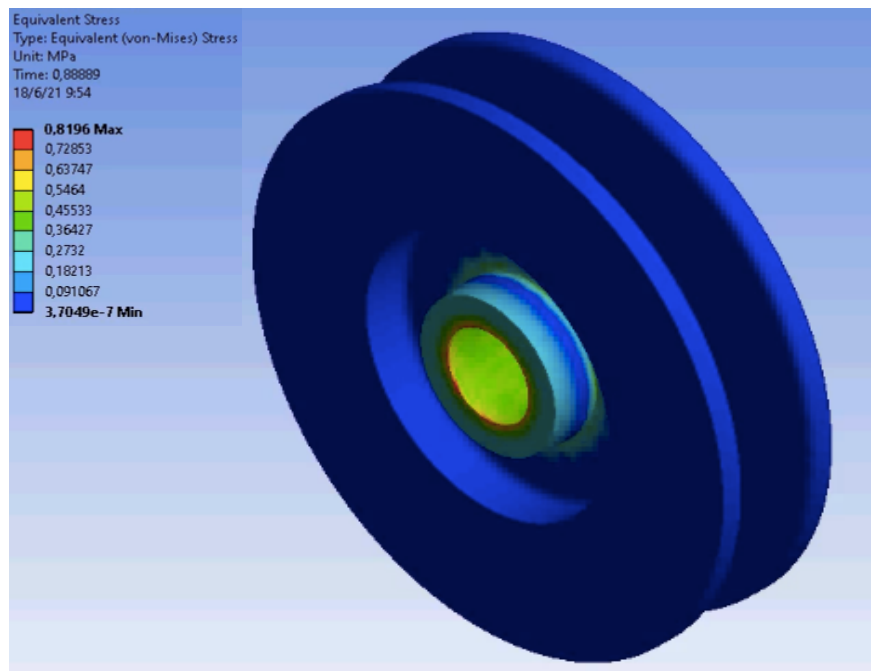


Figura 25. Distribución de esfuerzos en polea guía del EXOMAF

5.2 Resultado del análisis de los ángulos formados durante un ciclo de marcha.

Se realizó la medición del rango de movilidad del EXOMAF con transportador, el cual resultó de $\approx 135.21^\circ$ que corresponde al diseño, de igual forma se calculó el ángulo articular formado por el EXOMAF durante un ciclo de marcha utilizando el software Tracker video analysis and modeling tool versión 6.0.0 de código abierto (<https://physlets.org/tracker/>), la Figura 26 muestra las trayectorias de los puntos de interés con respecto a punto inferior del EXOMAF.

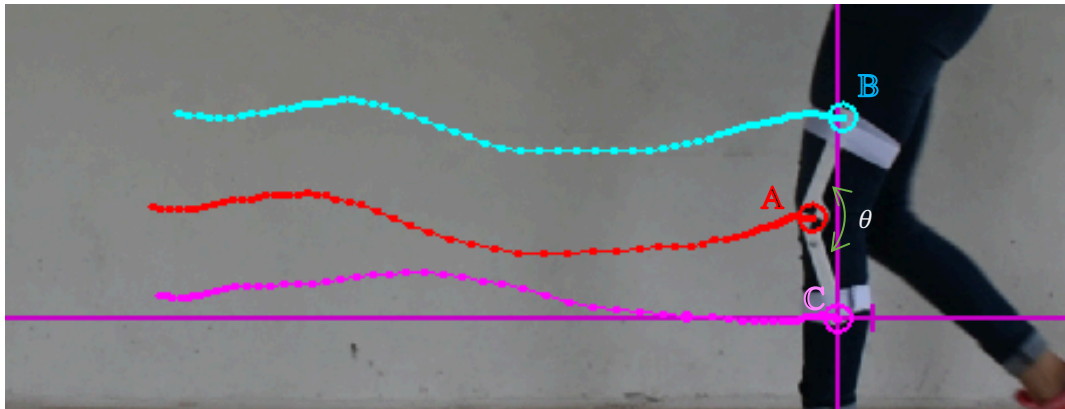


Figura 26. Trayectoria del EXOMAF durante un ciclo de marcha normal

La Tabla 11 muestra las coordenadas (x,y) de los puntos de interés A y B con respecto a C, así como, la magnitud de sus vectores de posición (r) y sus ángulos formados con respecto al sistema de referencia C, datos utilizados para el cálculo del ángulo articular θ .

Tabla 11. Trayectorias del EXOMAF durante marcha normal

Punto A				Punto B				Dif. ($\theta_1-\theta_2$)	Ángulo articular θ (grados)
x1 (m)	y1 (m)	r1 (m)	θ_1 (r) (grados)	x2 (m)	y2 (m)	r2 (m)	θ_2 (r) (grados)		
-0,06	0,26	0,27	103,31	0,01	0,53	0,53	88,40	14,92	30,10
-0,07	0,26	0,27	104,43	0,00	0,53	0,53	89,73	14,70	29,72
-0,07	0,26	0,27	105,37	-0,01	0,53	0,53	90,99	14,38	28,99
-0,08	0,26	0,27	106,21	-0,02	0,53	0,53	92,08	14,13	28,46
-0,08	0,26	0,27	107,06	-0,03	0,53	0,53	93,16	13,90	28,00
-0,08	0,26	0,27	108,07	-0,04	0,53	0,53	94,36	13,71	27,60
-0,09	0,26	0,27	108,98	-0,05	0,53	0,53	95,55	13,43	27,03
-0,09	0,25	0,27	109,88	-0,06	0,53	0,53	96,77	13,11	26,42
-0,10	0,25	0,27	110,66	-0,07	0,53	0,53	97,91	12,76	25,70
-0,10	0,25	0,27	111,41	-0,08	0,52	0,53	99,07	12,34	24,90
-0,10	0,25	0,27	112,14	-0,09	0,52	0,53	100,24	11,90	24,06
-0,10	0,25	0,27	112,78	-0,11	0,52	0,53	101,50	11,28	22,78
-0,11	0,25	0,27	113,38	-0,12	0,52	0,53	102,71	10,67	21,49
-0,11	0,24	0,27	114,13	-0,13	0,51	0,53	103,93	10,20	20,56
-0,11	0,24	0,27	114,88	-0,14	0,51	0,53	105,16	9,72	19,63
-0,11	0,24	0,26	115,59	-0,15	0,51	0,53	106,37	9,23	18,64
-0,12	0,24	0,26	116,40	-0,16	0,50	0,53	107,66	8,73	17,61
-0,12	0,23	0,26	117,54	-0,17	0,50	0,52	109,08	8,46	17,01
-0,13	0,23	0,26	118,44	-0,18	0,49	0,53	110,24	8,20	16,52
-0,13	0,23	0,26	119,47	-0,19	0,49	0,53	111,32	8,15	16,48
-0,13	0,23	0,26	120,69	-0,20	0,49	0,53	112,29	8,39	16,96
-0,14	0,22	0,26	121,81	-0,21	0,48	0,52	113,28	8,52	17,27
-0,14	0,22	0,26	123,56	-0,22	0,47	0,52	114,55	9,01	18,18
-0,15	0,21	0,26	125,49	-0,23	0,47	0,52	115,70	9,78	19,76
-0,16	0,21	0,26	127,47	-0,23	0,46	0,52	116,79	10,68	21,55
-0,17	0,20	0,26	129,62	-0,24	0,46	0,52	117,70	11,92	24,03
-0,17	0,20	0,26	131,81	-0,25	0,45	0,51	118,72	13,09	26,26
-0,18	0,19	0,26	134,24	-0,25	0,44	0,51	119,54	14,70	29,50
-0,19	0,18	0,26	136,36	-0,25	0,44	0,51	120,05	16,31	32,78
-0,18	0,17	0,25	136,82	-0,24	0,43	0,49	118,90	17,92	37,12
-0,18	0,16	0,25	138,06	-0,23	0,43	0,48	117,90	20,15	42,80
-0,19	0,16	0,24	140,24	-0,22	0,42	0,48	117,17	23,07	49,79
-0,19	0,15	0,24	142,22	-0,20	0,42	0,46	115,94	26,27	58,45
-0,12	0,21	0,24	120,97	-0,03	0,45	0,45	93,62	27,36	59,45
-0,11	0,22	0,24	116,54	-0,01	0,46	0,46	91,60	24,94	53,83
-0,09	0,22	0,24	112,20	0,00	0,47	0,47	89,69	22,51	48,01
-0,07	0,23	0,24	107,87	0,02	0,47	0,47	87,51	20,36	43,27
-0,06	0,23	0,24	103,71	0,04	0,48	0,48	85,21	18,51	39,32
-0,04	0,23	0,24	100,05	0,06	0,48	0,48	83,26	16,78	35,63
-0,03	0,23	0,24	96,22	0,07	0,48	0,48	81,15	15,07	32,05
-0,01	0,23	0,23	92,90	0,09	0,47	0,48	79,24	13,66	29,08
0,00	0,23	0,23	90,08	0,10	0,47	0,48	77,64	12,43	26,53
0,01	0,23	0,23	87,92	0,11	0,47	0,48	76,47	11,45	24,39
0,02	0,23	0,23	86,26	0,12	0,47	0,48	75,43	10,83	23,11
0,02	0,23	0,23	85,63	0,12	0,47	0,48	75,08	10,55	22,47
0,02	0,23	0,23	85,50	0,12	0,47	0,48	75,28	10,22	21,68
0,02	0,23	0,23	86,14	0,12	0,47	0,48	75,93	10,21	21,64
0,01	0,23	0,23	87,61	0,11	0,47	0,48	77,18	10,43	22,08
0,00	0,23	0,23	88,80	0,10	0,47	0,48	78,41	10,38	22,10
0,00	0,23	0,23	90,08	0,08	0,47	0,48	79,84	10,24	21,71
-0,01	0,23	0,23	91,32	0,08	0,47	0,48	80,83	10,48	22,17
-0,01	0,23	0,23	92,15	0,07	0,47	0,48	81,77	10,38	21,95
-0,02	0,23	0,23	93,86	0,06	0,48	0,48	83,19	10,67	22,50
-0,02	0,23	0,23	95,26	0,05	0,48	0,48	84,47	10,79	22,72

5.3 Resultado del análisis de fuerza del EXOMAF.

La fuerza de restitución del resorte se midió de forma estática sobre mesa de trabajo fijando el extremo inferior del EXOMAF y empujando con un dinamómetro el extremo superior hasta alcanzar el ángulo articular de acuerdo al porcentaje del ciclo de marcha, esto sin control de la velocidad de empuje del instrumento, los resultados obtenidos se graficaron y se muestran en la Figura 27 para fines cualitativos y de orientación; esto debido a que no fue posible diseñar e instrumentar un sistema de medición de fuerza que considerara la velocidad de marcha y el peso del sujeto, debido al cierre de las instalaciones universitarias y de las actividades no prioritarias, como medidas de mitigación frente a la pandemia de Covid-19.

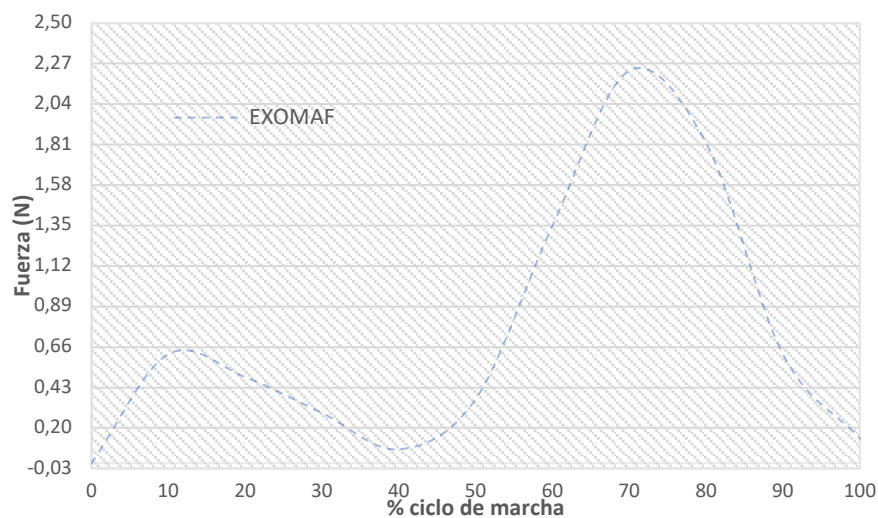


Figura 27. Fuerza generada por el resorte del EXOMAF


En resumen, la Tabla 12 muestra las características del modelo físico experimental del EXOMAF obtenidos, comparados con los requerimientos funcionales y de usuario establecidos en la Tabla 8, por lo que respecta a los requerimientos 1, 2, 4, 6, 8, 10 y 12 de la Tabla 12 el EXOMAF cumple al 100%, con respecto al requerimiento 3 cumple en 96.58%, y referente a los requerimientos 5, 9, 11, 13 y 14 se encuentran pendientes de validar en un nivel de maduración tecnológica TRL4 o TRL5, es decir en una etapa de desarrollo de producto.

Tabla 12. Requerimientos de diseño vs. características del EXOMAF

No.	Requerimientos Funcionales	Dato	EXOMAF
1	Grados de libertad	2	2
2	Movimientos	Rotación-traslación	Rotación-traslación
3	Rango de rotación	0°-140°	0°-135.21°
4	Rango de traslación	10 mm	10mm
5	Fuerza Máxima	80 N	Por validar
6	Peso	Menor a 2 kg	1.1kg
7	Material	Aluminio	PLA
8	DFA		76.9%
Requerimientos del usuario			% de cumplimiento
8	Portabilidad		100
9	Higiénico		Por validar
10	Fácil colocación		100
11	Que sea fiable		Por validar
12	Que no requiera calibración		100
13	Que sea de bajo costo		Por validar
14	Que proporcione fuerza		Por validar

La Tabla 13 muestra las características finales del diseño conceptual del EXOMAF.

Tabla 13. Características finales del EXOMAF

	Características	Descripción
	Aplicación	Aumento de la capacidad
	Modo de asistencia	Pasivo
	Configuración	Abierta
	Articulación	Rodilla
	GDL	2
	RDM flexión-extensión	0° to 135.21°
	RDM traslación anterior-posterior	0 to 10 mm
	Fuerza máx.	80 N
	Longitud total	575 mm
	Peso	1100 g
	Puntos de fijación	2

Capítulo 6

Conclusión y trabajo futuro

Esta disertación propuso el diseño y desarrollo de un exoesqueleto amplificador de fuerza denominado EXOMAF con dos grados de libertad, mismo que fue diseñado y fabricado mediante impresión 3D. Este sistema se diseñó para realizar dos movimientos ligados y conseguir en la articulación de la rodilla (flexión-extensión) una rotación y traslación, lo que permite cubrir el rango de movilidad de la articulación de la rodilla de manera más natural.

Se obtuvo el modelo físico experimental del EXOMAF que corresponde a un nivel de maduración tecnológica TRL3 a nivel de prueba de concepto (validación de la idea, prueba de laboratorio para validar físicamente predicciones de los elementos separados de la tecnología).

En la Tabla 13 se definieron las características del diseño del EXOMAF de las cuales el rango de movilidad de la flexión-extensión cubierto, es del 96.58% del rango anatómico para la articulación de la rodilla y con respecto a los exoesqueletos [114,137,169,170] citados en la Tabla 7 se ofrece cuando menos un 12.68% mayor rango de movilidad; por lo que hace al rango de movilidad de traslación anterior-posterior el EXOMAF este cubre el 100% del rango anatómico de la articulación de la rodilla igualando al [169] y superando a [114,137,168,170] cuatro de los exoesqueletos seleccionados como referencia y reportados en la Tabla 7.

Por lo que respecta a la fuerza que proporciona el EXOMAF durante la marcha esta se midió de manera estática sin considerar la velocidad de marcha para una caminata normal obteniéndose una fuerza máxima de 2.231 N para un ángulo de 59.45°.

El análisis por el método de elemento finito mostró que el esfuerzo equivalente máximo simulado para un torque de 130 Nm para una caminata normal, aplicados en el eje de rotación del EXOMAF es de 0.895 MPa muy por debajo de los 241 MPa de límite elástico para el aluminio 6061-T6.

El índice DFA del EXOMAF que constan de 26 parte y 52 elementos es de 76.9% esto es cuando menos 22.9% mayor que los exoesqueletos tomados de referencia y reportados en la Tabla 7.

La hipótesis se validó parcialmente debido a que no se realizaron pruebas con usuarios en los que se pudiera medir el grado de asistencia en la movilidad a sí como la fuerza del EXOMAF de manera dinámica, debido a las restricciones sanitarias impuestas por las autoridades con motivo de la pandemia de Covid-19 que aún se encuentra en curso al momento de presentar este trabajo.

Los principales productos y actividades de esta investigación realizadas:

- Dos artículos elaborados en proceso de revisión: a) Design methodology for passive mobility devices: application in a lower limb exoskeleton; b) Knee exoskeletons design approaches to boost strength capability.
- El diseño conceptual del EXOMAF.
- La obtención del modelo físico experimental del EXOMAF a nivel TRL3.
- La elaboración de los dibujos de cada pieza del EXOMAF, se presentan en el anexo A.
- Una estancia de investigación del 01 de marzo al 28 de mayo cumplida: en los Laboratorios del Centro de Investigación en Materiales Avanzados (CIMAV) de la Unidad de la ciudad de Chihuahua, Chihuahua.

Como trabajo futuro, se considera la validación del sistema EXOMAF como elemento de asistencia a la movilidad en usuarios. Además, parte de esta evaluación se considera que los usuarios pueden realizar cambios en el diseño del

dispositivo EXOMAF para mejorar su rendimiento. Podría ser conveniente desarrollar un sistema de ajuste más anatómico al miembro inferior y poder evaluar si el apoyo adicional en la marcha también proporciona energía que permita la reducción en el costo metabólico de la marcha. Además, se podría explorar la posibilidad de realizar pruebas al EXOMAF en entornos relevantes.

Se espera que el sistema EXOMAF ayude a retrasar el deterioro mecánico que sufre la articulación de la rodilla con la edad y prevenga la rigidez articular de la rodilla. Con base en el trabajo reportado en este documento, el sistema EXOMAF servirá como referencia para el desarrollo de una posible plataforma de producto.

Referencias

1. Población Con Limitación o Discapacidad Por Entidad Federativa y Grupo Quinquenal de Edad Según Sexo, 2020 Available online: https://www.inegi.org.mx/app/tabulados/interactivos/?pxq=Discapacidad_Discapacidad_01_44ae2514-5d2b-4c7e-ad80-49a3c772ed44 (accessed on 30 June 2021).
2. Población Con Limitación o Discapacidad Por Entidad Federativa y Tipo de Actividad Que Realiza o Condición Mental Según Sexo, 2020 Available online: https://www.inegi.org.mx/app/tabulados/interactivos/?pxq=Discapacidad_Discapacidad_02_b73245cd-6c24-42c6-b7e2-d8eff80939e2 (accessed on 30 June 2021).
3. Kapandji, A.I. *Fisiología articular / miembros inferiores / lower limb.*; Editorial Medica Panameri: Place of publication not identified, 2010; ISBN 978-84-9835-459-1.
4. La discapacidad en México, datos al 2014, versión 2017. **2017**, 365.
5. Herr, H. Exoskeletons and Orthoses: Classification, Design Challenges and Future Directions. *J. NeuroEngineering Rehabil.* **2009**, 6, 21, doi:10.1186/1743-0003-6-21.
6. Salud, O.M. de la; Mundial, B. *Informe mundial sobre la discapacidad 2011*; Organización Mundial de la Salud, 2011; ISBN 978-92-4-068823-0.
7. Pobreza En México | CONEVAL Available online: <https://www.coneval.org.mx/Medicion/Paginas/PobrezaInicio.aspx> (accessed on 17 June 2021).
8. Miembro Inferior | Manual de Disecciones | AccessMedicina | McGraw-Hill Medical Available online: <https://accessmedicina.mhmedical.com/content.aspx?bookid=1458§ionid=97951247> (accessed on 16 June 2021).
9. Dufour, M. Anatomía del miembro inferior. *EMC - Podol.* **2012**, 14, 1–12, doi:10.1016/S1762-827X(12)61929-4.
10. Human Anatomy Atlas 2021 Available online: <https://websuite.visiblebody.com/es/apps/launch?j=%0C%1B%02%07TS%247%2A%14%0B%05a%2BX%08&k=&type=Atlas> (accessed on 16 June 2021).
11. Cerda, L. Manejo Del Trastorno de Marcha Del Adulto Mayor | Elsevier Enhanced Reader Available online: <https://reader.elsevier.com/reader/sd/pii/S0716864014700379?token=07265B994F6C7454CFDFA28650260FF70D2F77595979AA1FB9CA65F24D50D57E3AB5295DBF6FD9233DE05F740CC26F57&originRegion=us-east-1&originCreation=20210616204924> (accessed on 16 June 2021).
12. Arévalo, J.A.G.; Cifuentes, A.S. En torno al concepto de cuerpo desde algunos pensadores occidentales. *Hallazgos* **2008**, 5, doi:10.15332/s1794-3841.2008.0009.06.
13. Advanced Technologies for Movement Rehabilitation Available online: <https://www.hocoma.com/us/> (accessed on 17 June 2021).
14. AARP herramienta de salud Available online: <https://healthtools.aarp.org/es/health/rango-de-movimiento-limitado> (accessed on 17 June 2021).
15. Dunai, L.D.; Lengua, I.L.; Lengua, I.L.; Garcia, B.D. Diseño de un exoesqueleto de

- extremidades inferiores. *DYNA* **2019**, *94*, 297–303, doi:10.6036/9010.
16. Shenoy, R.; Pastides, P.S.; Nathwani, D. (Iii) Biomechanics of the Knee and TKR. *Orthop. Trauma* **2013**, *27*, 364–371, doi:10.1016/j.mporth.2013.10.003.
 17. Crowell III, H.P.; Boynton, A.C.; Mungiole, M. Exoskeleton Power and Torque Requirements Based on Human Biomechanics. *ARL-TR-2764* **2002**, 54.
 18. Nathanson, J.J. Knee Brace Hinges with Adaptive Motion 2005.
 19. Li Jianjun; Liu Jinsong; Wang Yiji; Wang Lin Control orthosis knee joint hinge during stance. 2013.
 20. Long, Y.; Zhou, S. Stretching Assisting Orthosis of Knee Joints 2015.
 21. Deng, X.; Fang, L.; Hu, J.; Sun, T.; Zhang, R. Knee-Powered Radian Pulley-Type Foot Drop and Hemiplegic Gait Orthosis 2016.
 22. Chen, Y.; Deng, Q.; Lin, X.; Qiu, J.; Yin, Z.; Zhou, C. Unlocking Adaptive Exoskeleton Knee Joint Support Plate 2016.
 23. Chen, Z.; Wu, Y. Knee Joint Load-Bearing Power Assisting Exoskeleton Device and Working Method Thereof 2017.
 24. Huang, Q.; Wang, W.; Wang, Z.; Zhang, L. Gait-Based Wearable Flexible Knee Joint Robot Exoskeleton Facility 2017.
 25. Huang, Q.; Zhang, L. Self-Driven Self-Adaption Gait Wearable Knee Joint Walking Aid Device 2017.
 26. Chen, S.; Wang, M.; Ye, X.; Zhao, J. Hip and Knee Integrated Joint Device Used for Exoskeleton Robot and Exoskeleton Robot 2017.
 27. Chang, Y.; Fu, C.; Wang, W. Quasi-Passive Knee Joint and Ankle Joint Coupling Lower Limb Exoskeleton and Control Method Thereof 2017.
 28. Hu, B.; Lu, H.; Tan, W.; Yu, H.; Yu, H. Lower Limb Exoskeleton Knee Joint Based on Torsional Spring Clutch 2018.
 29. Fu, S.; Li, Y.; Ren, D.; Wang, J.; Wang, L.; Wang, Q.; Xu, G.; Yang, P.; Zou, H. Intelligent Knee Osteoarthritis Correction Integrated Instrument 2018.
 30. Cao, J.; Guo, Z.; Lei, X.; Liang, W.; Tang, S. A Knee Joint Exoskeleton Mechanism Driven by a Connecting Rod 2019.
 31. Gu, S.; Ru, C.; Wang, Y.; Zhu, J. Lower Limb Knee Joint and Ankle Joint Assisting Exoskeleton Stiffness Adjusting Device 2019.
 32. Chen, C.; Dong, W.; Du, Z.; Mao, W. Lower Extremity Exoskeleton Heterogeneous Knee Joint Based on Parallel Elastomer 2019.
 33. Guo, K.; Zhang, M.; Zhong, B. Lower Limb Exoskeleton Structure Integrated with Self-Adaptive Knee Joints and Robot 2019.
 34. Cui, G.; Li, K.; Liu, X.; Zhang, J.; Zhao, X.; Zhu, L. Wearable Lower-Limb Walking-Assisting Exoskeleton Capable of Imitating Movement Curve of Human Knee Joint 2019.
 35. Chen, H.; Jia, Y.; Ma, B.; Qi, J.; Wang, H.; Xie, D.; Zhang, T.; Zhu, X. Knee Joint Orthosis 2019.
 36. Li, B.; Liu, Z.; Ma, X.; Yang, Y.; Zhao, H.; Zhao, X. Self-Adaptive Variable-Stiffness in-Vitro Knee Joint Device with Intelligent Tensioning Function 2020.
 37. Auberger, R. Knee Orthosis 2011.
 38. Frass, A.; Grafinger, J.; Wayd, K. Joint for Knee Orthotics, Prosthetics and Supports 2019.

39. Anglada, G.; Girard, F. Device for Holding the Knee Cap and Knee Orthosis 2015.
40. Millet, D. Knee Orthosis Adapted for a Prolonged Sitting Position 2019.
41. Ninomiya, M. Single Bar Knee-Ankle-Foot Orthosis 2014.
42. Amari, T. Knee Joint Mechanism of Movement Assist Device 2018.
43. Bryan, K.B.; Jeffrey, T.M.; Russell, S.M. Knee Brace 2019.
44. Han, G.B.; Kim, C.W. Reciprocal Action Type Knee Brace by Different Movement in Medial-Lateral Hinge 2014.
45. Kim, J.G. Auxiliary Apparatus for Bracing Knee 2020.
46. Nelson, R. Self Adjusting Knee Brace 2004.
47. Schofield, J.S. Knee Ankle Foot Orthosis 2013.
48. Campbell, J.H.; Shamoun, M.C.; Gallagher, M.; Zalinski, N.C. Orthotic Joint and Knee-Ankle-Foot Orthotic Device Incorporating Same 2013.
49. Leos, A.N.; Matthews, K.C. Orthotic System and Method Utilizing Hydrostatic Compression of Soft Tissue to Unload the Knee and/or Heel up to 100% 2014.
50. Knecht, S.S. Knee Brace with Adjustable Bolster 2014.
51. Cortanze, A.D.; Lecurieux-Clerville, R. Active Knee Orthosis 2014.
52. Audu, M.L.; Bulea, T.C.; Kobetic, R.; Nandor, M.; Quinn, R.D.; to, C.S.; Triolo, R.J. Power Assisted Orthosis with Hip-Knee Synergy 2014.
53. Knecht, S.S. Knee Brace with Tool Less Length Adjuster 2014.
54. DeSousa, E.J.-J. Dynamic Load Bearing Shock Absorbing Exoskeletal Knee Brace 2014.
55. Eschbach, M.; Huber, M.; Ilies, H.; Kazerounian, K. Knee Orthosis Device and Associated Methods 2015.
56. Koga, H.; Matsuo, K. Knee Joint Supporter 2015.
57. Auberger, R.; James, K.B. Method for Controlling a Knee Orthosis 2015.
58. Nace, R.A. Knee Orthosis for Treatment of PCL Injury 2015.
59. Ramirez, C. Artificial Knee Joint 2016.
60. Mc, D.A.; Costello, M.; French, I.C.J.; Hodge, G.S.; Ledwith, B.; Parker, K.L.; Zufelt, N. Adjustable Knee Brace 2017.
61. Humphrey, J.C. Orthopedic Knee Brace 2018.
62. Seifert, D. Method for Controlling an Artificial Knee Joint 2018.
63. Polygerinos, P.; Sridar, S.; Maruyama, T.; Clair, C.S.; Kwasnica, C. Soft Inflatable Exosuit for Knee Rehabilitation 2019.
64. Sankai, Y. Knee Joint Orthotic Device Manufacturing Apparatus and Knee Joint Orthotic Device Manufacturing Method, and Knee Joint Treatment Support Apparatus and Knee Joint Treatment Support Method 2019.
65. Huang, Q.; Zhang, L. Unpowered Wearable Walking Assistance Knee Equipment With Gait Self-Adaptivity 2019.
66. Huang, Q.; Wang, W.; Zhang, L. Soft Knee Exoskeleton Driven by Negative-Pressure Linear Actuator 2020.
67. Adachi, Y.; Fujita, Y.; Ichihashi, N.; Ohata, K.; Tsuboyama, T. Actuator Unit for Knee-Ankle-Foot Orthosis 2020.
68. Angold, R.; Zoss, A.B.; Burns, J.W.; Harding, N.H. Hip and Knee Actuation Systems for Lower Limb Orthotic Devices 2015.
69. Colaco, G.; Hunter, D.J.; Stamenovic, D. Knee Brace with Expandable Members and

- Method of Using the Same 2009.
70. Hyun, D.J.; Kazerooni, H.; Mckinley, S.; Tung, W. Controllable Passive Artificial Knee 2014.
 71. Cappa, P.; Castelli, E.; Patané, F.; Petrarca, M.; Rossi, S. Ankle and Knee Motorized Orthosis 2014.
 72. Knecht, S.S. Dynamic Force Hinge Joint for Knee Brace and Knee Brace Equipped Therewith 2014.
 73. Gan, Y.; Luo, Y.; Xu, M. Knee Joint Orthosis Having Offloading Function 2015.
 74. Gan, Y.; Luo, Y. Knee Joint Orthosis 2016.
 75. Matsumoto, H.; Sakima, T. Knee Joint Orthosis 2016.
 76. Seligman, S. Low Profile Knee Brace and Method of Using Same 2016.
 77. Ho, S.K.; Ockenfeld, C.U.; Pang, M.-K.; Tong, K.-Y.; Wai, H.-W.; Yeung, L.F. Interactive Exoskeleton Robotic Knee System 2016.
 78. Kazerooni, H.; Wu, S.-L. Passive Power-Conservative Artificial Knee 2016.
 79. Kawaguchi, T.; Yamamoto, S.; Yasui, T. Knee Joint Control Method and Lower Extremity Orthosis 2017.
 80. Chang, K.Y. Knee Retractor 2017.
 81. Matsumoto, H.; Sakima, T. Knee Joint Brace 2017.
 82. Garrish, R. Stabilizing System for a Knee Brace 2017.
 83. Higashi, Y.; Ichihashi, N.; Kawaguchi, T.; Ohata, K.; Sawada, Y.; Takahashi, R.; Tsuboyama, T. Actuator-Equipped Knee Ankle Foot Orthosis 2017.
 84. Millet, D. Knee Support Orthosis Adapted to a Prolonged Seated Position 2018.
 85. Sankai, Y. Device for Producing Knee Joint Correction Tool, Method for Producing Knee Joint Correction Tool, Device for Assisting Knee Joint Treatment, and Method for Assissting Knee Joint Treatment 2018.
 86. Boucher, S.; Desrosiers, L. Knee Brace and System for Custom Fabricating Knee Brace for a User 2018.
 87. Anglada, G.; Devillers, L. Orthosis, in Particular of the Knee, Including Deformable Lateral Supports 2018.
 88. Bauerfeind, H.B.; Hebenstreit, S.; Stier, G. Limb Orthosis, in Particular Knee Brace 2019.
 89. Bleau, J.; Hinse, S.; Labelle, M. Knee Orthosis with Helicoidal Axis and Method of Design and Fabrication Thereof 2019.
 90. Stefansson, G. Powered Prosthetic Knee with Battery Recharging During Regeneration Phase 2019.
 91. Anzai, H.; Mitsui, K.; Nagatsuma, A. Joint Mechanism, Knee Joint Assist Device, Joint Member, and Clutch Unit 2020.
 92. Vallery, H.; Burgkart, R.; Hartmann, C.; Mitternacht, J.; Riener, R.; Buss, M. Complementary Limb Motion Estimation for the Control of Active Knee Prostheses. **2011**, 56, 45–51, doi:10.1515/bmt.2010.057.
 93. Sancisi, N.; Zannoli, D.; Parenti-Castelli, V.; Belvedere, C.; Leardini, A. A One-Degree-of-Freedom Spherical Mechanism for Human Knee Joint Modelling. *Proc. Inst. Mech. Eng. [H]* **2011**, 225, 725–735, doi:10.1177/0954411911406951.
 94. Yoon, J.; Kumar, R.P.; Özer, A. An Adaptive Foot Device for Increased Gait and Postural Stability in Lower Limb Orthoses and Exoskeletons. *Int. J. Control Autom.*

- Syst.* **2011**, *9*, 515, doi:10.1007/s12555-011-0311-3.
95. Nam, Y.; Kim, S.; Baek, S.-R. Calculation of Knee Joint Moment in Isometric and Isokinetic Knee Motion. *Int. J. Precis. Eng. Manuf.* **2011**, *12*, 921–924, doi:10.1007/s12541-011-0124-6.
 96. Akdoğan, E.; Adli, M.A. The Design and Control of a Therapeutic Exercise Robot for Lower Limb Rehabilitation: Physiotherobot. *Mechatronics* **2011**, *21*, 509–522, doi:10.1016/j.mechatronics.2011.01.005.
 97. Kim, K.; Kang, M.; Choi, Y.; Jang, H.; Han, J.; Han, C. Development of the Exoskeleton Knee Rehabilitation Robot Using the Linear Actuator. *Int. J. Precis. Eng. Manuf.* **2012**, *13*, 1889–1895, doi:10.1007/s12541-012-0248-3.
 98. Mefoued, S.; Mohammed, S.; Amirat, Y. Toward Movement Restoration of Knee Joint Using Robust Control of Powered Orthosis. *IEEE Trans. Control Syst. Technol.* **2013**, *21*, 2156–2168, doi:10.1109/TCST.2012.2228194.
 99. E. Lalami, M.; Rifai, H.; Mohammed, S.; Hassani, W.; Fried, G.; Amirat, Y. Output Feedback Control of an Actuated Lower Limb Orthosis with Bounded Input. *Ind. Robot Int. J.* **2013**, *40*, 541–549, doi:10.1108/IR-05-2013-363.
 100. Bulea, T.C.; Kobetic, R.; Audu, M.L.; Triolo, R.J. Stance Controlled Knee Flexion Improves Stimulation Driven Walking after Spinal Cord Injury. *J. NeuroEngineering Rehabil.* **2013**, *10*, 68, doi:10.1186/1743-0003-10-68.
 101. Tan, A.Q.; Dhaher, Y.Y. Evaluation of Lower Limb Cross Planar Kinetic Connectivity Signatures Post-Stroke. *J. Biomech.* **2014**, *47*, 949–956, doi:10.1016/j.jbiomech.2014.01.025.
 102. Galen, S.S.; Clarke, C.J.; Mclean, A.N.; Allan, D.B.; Conway, B.A. Isometric Hip and Knee Torque Measurements as an Outcome Measure in Robot Assisted Gait Training. *NeuroRehabilitation* **2014**, *34*, 287–295, doi:10.3233/NRE-131042.
 103. Yan, H.; Yang, C. Design and Validation of a Lower Limb Exoskeleton Employing the Recumbent Cycling Modality for Post-Stroke Rehabilitation. *Proc. Inst. Mech. Eng. Part C J. Mech. Eng. Sci.* **2014**, *228*, 3517–3525, doi:10.1177/0954406214527578.
 104. Yu, S.; Han, C.; Cho, I. Design Considerations of a Lower Limb Exoskeleton System to Assist Walking and Load-Carrying of Infantry Soldiers Available online: <https://www.hindawi.com/journals/abb/2014/585837/> (accessed on 23 February 2021).
 105. Jaeger, L.; Marchal-Crespo, L.; Wolf, P.; Riener, R.; Michels, L.; Kollias, S. Brain Activation Associated with Active and Passive Lower Limb Stepping. *Front. Hum. Neurosci.* **2014**, *8*, doi:10.3389/fnhum.2014.00828.
 106. Hassani, W.; Mohammed, S.; Rifai, H.; Amirat, Y. Powered Orthosis for Lower Limb Movements Assistance and Rehabilitation. *Control Eng. Pract.* **2014**, *26*, 245–253, doi:10.1016/j.conengprac.2014.02.002.
 107. Domingo, A.; Lam, T. Reliability and Validity of Using the Lokomat to Assess Lower Limb Joint Position Sense in People with Incomplete Spinal Cord Injury. *J. NeuroEngineering Rehabil.* **2014**, *11*, 167, doi:10.1186/1743-0003-11-167.
 108. Shamaei, K.; Cenciarini, M.; Adams, A.A.; Gregorczyk, K.N.; Schiffman, J.M.; Dollar, A.M. Design and Evaluation of a Quasi-Passive Knee Exoskeleton for Investigation of Motor Adaptation in Lower Extremity Joints. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **2014**, *61*, 1809–1821, doi:10.1109/TBME.2014.2307698.
 109. Mohammed, S.; Huo, W.; Rifai, H.; Hassani, W.; Amirat, Y. Robust Control of an

- Actuated Orthosis for Lower Limb Movement Restoration. In *Intelligent Assistive Robots: Recent Advances in Assistive Robotics for Everyday Activities*; Mohammed, S., Moreno, J.C., Kong, K., Amirat, Y., Eds.; Springer Tracts in Advanced Robotics; Springer International Publishing: Cham, 2015; pp. 385–400 ISBN 978-3-319-12922-8.
110. Flynn, L.; Geeroms, J.; Jimenez-Fabian, R.; Vanderborght, B.; Vitiello, N.; Lefeber, D. Ankle–Knee Prosthesis with Active Ankle and Energy Transfer: Development of the CYBERLEGS Alpha-Prosthesis. *Robot. Auton. Syst.* **2015**, *73*, 4–15, doi:10.1016/j.robot.2014.12.013.
 111. Meng, W.; Liu, Q.; Zhou, Z.; Ai, Q.; Sheng, B.; Xie, S. (Shane) Recent Development of Mechanisms and Control Strategies for Robot-Assisted Lower Limb Rehabilitation. *Mechatronics* **2015**, *31*, 132–145, doi:10.1016/j.mechatronics.2015.04.005.
 112. Farris, D.J.; Hampton, A.; Lewek, M.D.; Sawicki, G.S. Revisiting the Mechanics and Energetics of Walking in Individuals with Chronic Hemiparesis Following Stroke: From Individual Limbs to Lower Limb Joints. *J. NeuroEngineering Rehabil.* **2015**, *12*, 24, doi:10.1186/s12984-015-0012-x.
 113. Zanutto, D.; Akiyama, Y.; Stegall, P.; Agrawal, S.K. Knee Joint Misalignment in Exoskeletons for the Lower Extremities: Effects on User’s Gait. *IEEE Trans. Robot.* **2015**, *31*, 978–987, doi:10.1109/TRO.2015.2450414.
 114. Jun, S.; Zhou, X.; Ramsey, D.K.; Krovi, V.N. Smart Knee Brace Design With Parallel Coupled Compliant Plate Mechanism and Pennate Elastic Band Spring. *J. Mech. Robot.* **2015**, *7*, doi:10.1115/1.4030653.
 115. Shamaei, K.; Cenciarini, M.; Adams, A.A.; Gregorczyk, K.N.; Schiffman, J.M.; Dollar, A.M. Biomechanical Effects of Stiffness in Parallel With the Knee Joint During Walking. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **2015**, *62*, 2389–2401, doi:10.1109/TBME.2015.2428636.
 116. Cai, V.A.D.; Ibanez, A.; Granata, C.; Nguyen, V.T.; Nguyen, M.T. Transparency Enhancement for an Active Knee Orthosis by a Constraint-Free Mechanical Design and a Gait Phase Detection Based Predictive Control. *Meccanica* **2017**, *52*, 729–748, doi:10.1007/s11012-016-0575-z.
 117. Zhang, F.; Hou, Z.; Cheng, L.; Wang, W.; Chen, Y.; Hu, J.; Peng, L.; Wang, H. iLeg—A Lower Limb Rehabilitation Robot: A Proof of Concept. *IEEE Trans. Hum.-Mach. Syst.* **2016**, *46*, 761–768, doi:10.1109/THMS.2016.2562510.
 118. Garcia, E.; Sanz-Merodio, D.; Cestari, M.; Perez, M.; Sancho, J. An Active Knee Orthosis for the Physical Therapy of Neurological Disorders. In Proceedings of the Robot 2015: Second Iberian Robotics Conference; Reis, L.P., Moreira, A.P., Lima, P.U., Montano, L., Muñoz-Martinez, V., Eds.; Springer International Publishing: Cham, 2016; pp. 327–337.
 119. Windrich, M.; Grimmer, M.; Christ, O.; Rinderknecht, S.; Beckerle, P. Active Lower Limb Prosthetics: A Systematic Review of Design Issues and Solutions. *Biomed. Eng. OnLine* **2016**, *15*, 140, doi:10.1186/s12938-016-0284-9.
 120. Cherry, M.S.; Kota, S.; Young, A.; Ferris, D.P. Running With an Elastic Lower Limb Exoskeleton. *J. Appl. Biomech.* **2016**, *32*, 269–277, doi:10.1123/jab.2015-0155.
 121. Vouga, T.; Zhuang, K.Z.; Olivier, J.; Lebedev, M.A.; Nicolesis, M.A.L.; Bouri, M.; Bleuler, H. EXiO—A Brain-Controlled Lower Limb Exoskeleton for Rhesus

- Macaques. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.* **2017**, *25*, 131–141, doi:10.1109/TNSRE.2017.2659654.
122. Feng, Y.; Wang, H.; Yan, H.; Wang, X.; Jin, Z.; Vladareanu, L. Research on Safety and Compliance of a New Lower Limb Rehabilitation Robot Available online: <https://www.hindawi.com/journals/jhe/2017/1523068/> (accessed on 23 February 2021).
 123. Kopitzsch, R.M.; Clever, D.; Mombaur, K. Optimization-Based Analysis of Push Recovery during Walking Motions to Support the Design of Rigid and Compliant Lower Limb Exoskeletons. *Adv. Robot.* **2017**, *31*, 1238–1252, doi:10.1080/01691864.2017.1395363.
 124. Zhu, J.; Wang, Y.; Jiang, J.; Sun, B.; Cao, H. Unidirectional Variable Stiffness Hydraulic Actuator for Load-Carrying Knee Exoskeleton. *Int. J. Adv. Robot. Syst.* **2017**, *14*, 1729881416686955, doi:10.1177/1729881416686955.
 125. Ho-Jun Kim; Dong-Hwan Lim; Chang-Soo Han Development of a Passive Knee Mechanism for Lower Extremity Exoskeleton Robot. *J. Korea Robot. Soc.* **2017**, *12*, 107–115, doi:10.7746/jkros.2017.12.2.107.
 126. Mohan, S.; Mohanta, J.K.; Kurtenbach, S.; Paris, J.; Corves, B.; Huesing, M. Design, Development and Control of a 2PRP-2PPR Planar Parallel Manipulator for Lower Limb Rehabilitation Therapies. *Mech. Mach. Theory* **2017**, *112*, 272–294, doi:10.1016/j.mechmachtheory.2017.03.001.
 127. Lerner, Z.F.; Damiano, D.L.; Bulea, T.C. The Effects of Exoskeleton Assisted Knee Extension on Lower-Extremity Gait Kinematics, Kinetics, and Muscle Activity in Children with Cerebral Palsy. *Sci. Rep.* **2017**, *7*, 13512, doi:10.1038/s41598-017-13554-2.
 128. Nogueira, S.L.; Lambrecht, S.; Inoue, R.S.; Bortole, M.; Montagnoli, A.N.; Moreno, J.C.; Rocon, E.; Terra, M.H.; Siqueira, A.A.G.; Pons, J.L. Global Kalman Filter Approaches to Estimate Absolute Angles of Lower Limb Segments. *Biomed. Eng. OnLine* **2017**, *16*, 58, doi:10.1186/s12938-017-0346-7.
 129. Rifai, H.; Mohammed, S.; Djouani, K.; Amirat, Y. Toward Lower Limbs Functional Rehabilitation Through a Knee-Joint Exoskeleton. *IEEE Trans. Control Syst. Technol.* **2017**, *25*, 712–719, doi:10.1109/TCST.2016.2565385.
 130. Tucker, M.R.; Shirota, C.; Lamercy, O.; Sulzer, J.S.; Gassert, R. Design and Characterization of an Exoskeleton for Perturbing the Knee During Gait. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **2017**, *64*, 2331–2343, doi:10.1109/TBME.2017.2656130.
 131. Castellote, J.M.; Kofler, M.; Mayr, A.; Saltuari, L. Evidence for Startle Effects Due to Externally Induced Lower Limb Movements: Implications in Neurorehabilitation Available online: <https://www.hindawi.com/journals/bmri/2017/8471546/> (accessed on 23 February 2021).
 132. Kitahara, K.; Hayashi, Y.; Yano, S.; Kondo, T. Target-Directed Motor Imagery of the Lower Limb Enhances Event-Related Desynchronization. *PLOS ONE* **2017**, *12*, e0184245, doi:10.1371/journal.pone.0184245.
 133. Liu, Y.; Gao, Y.; Zhu, Y. A Novel Cable-Pulley Underactuated Lower Limb Exoskeleton for Human Load-Carrying Walking. *J. Mech. Med. Biol.* **2017**, *17*, 1740042, doi:10.1142/S0219519417400425.
 134. Ranaweera, R.K.P.S.; Gopura, R. a. R.C.; Jayawardena, T.S.S.; Mann, G.K.I.

- Development of A Passively Powered Knee Exoskeleton for Squat Lifting. *J. Robot. Netw. Artif. Life* **2018**, *5*, 45–51, doi:10.2991/jrnal.2018.5.1.11.
135. Zakaria, M.A.; Majeed, A.P.P.A.; Taha, Z.; Alim, M.M.; Baarath, K. Forward and Inverse Predictive Model for the Trajectory Tracking Control of a Lower Limb Exoskeleton for Gait Rehabilitation: Simulation Modelling Analysis. *IOP Conf. Ser. Mater. Sci. Eng.* **2018**, *319*, 012052, doi:10.1088/1757-899X/319/1/012052.
 136. Ahmed, S.F.; Joyo, M.K.; Ali, A.; Ali, A.M.M.; Kadir, K.A.; Naqvi, Y.R.; Bakar, B.A.; Shah, A. Robotic Exoskeleton Control for Lower Limb Rehabilitation of Knee Joint. *Int. J. Eng. Technol.* **2018**, *7*, 56–59, doi:10.14419/ijet.v7i2.34.13912.
 137. Chaichaowarat, R.; Kinugawa, J.; Kosuge, K. Unpowered Knee Exoskeleton Reduces Quadriceps Activity during Cycling. *Engineering* **2018**, *4*, 471–478, doi:10.1016/j.eng.2018.07.011.
 138. Li, B.; Yuan, B.; Tang, S.; Mao, Y.; Zhang, D.; Huang, C.; Tan, B. Biomechanical Design Analysis and Experiments Evaluation of a Passive Knee-Assisting Exoskeleton for Weight-Climbing. *Ind. Robot Int. J.* **2018**, *45*, 436–445, doi:10.1108/IR-11-2017-0207.
 139. Eguchi, Y.; Kadone, H.; Suzuki, K. Standing Mobility Device With Passive Lower Limb Exoskeleton for Upright Locomotion. *IEEEASME Trans. Mechatron.* **2018**, *23*, 1608–1618, doi:10.1109/TMECH.2018.2799865.
 140. Ringhof, S.; Patzer, I.; Beil, J.; Asfour, T.; Stein, T. Does a Passive Unilateral Lower Limb Exoskeleton Affect Human Static and Dynamic Balance Control? *Front. Sports Act. Living* **2019**, *1*, doi:10.3389/fspor.2019.00022.
 141. Mendoza-Crespo, R.; Torricelli, D.; Huegel, J.C.; Gordillo, J.L.; Pons, J.L.; Soto, R. An Adaptable Human-Like Gait Pattern Generator Derived From a Lower Limb Exoskeleton. *Front. Robot. AI* **2019**, *6*, doi:10.3389/frobt.2019.00036.
 142. Yang, M.; Wang, X.; Zhu, Z.; Xi, R.; Wu, Q. Development and Control of a Robotic Lower Limb Exoskeleton for Paraplegic Patients. *Proc. Inst. Mech. Eng. Part C J. Mech. Eng. Sci.* **2019**, *233*, 1087–1098, doi:10.1177/0954406218761484.
 143. Zhao, Y.; Jia, B.; Liu, W.; Ge, W.; Dong, R. The Control System Research of the Brain Controlled Medical Lower Limb Exoskeleton. *J. Comput. Methods Sci. Eng.* **2019**, *19*, 27–33, doi:10.3233/JCM-191004.
 144. Natali, C.D.; Poliero, T.; Sposito, M.; Graf, E.; Bauer, C.; Pauli, C.; Bottenberg, E.; Eyto, A.D.; O’Sullivan, L.; Hidalgo, A.F.; et al. Design and Evaluation of a Soft Assistive Lower Limb Exoskeleton. *Robotica* **2019**, *37*, 2014–2034, doi:10.1017/S0263574719000067.
 145. Wang, F.; Yan, L.; Xiao, J.; Fan, L. Design and Simulation Analysis of an Improved Wearable Power Knee Exoskeleton. *J. Vibroengineering* **2019**, *21*, 1472–1482, doi:10.21595/jve.2019.19920.
 146. Chen, B.; Zi, B.; Wang, Z.; Qin, L.; Liao, W.-H. Knee Exoskeletons for Gait Rehabilitation and Human Performance Augmentation: A State-of-the-Art. *Mech. Mach. Theory* **2019**, *134*, 499–511, doi:10.1016/j.mechmachtheory.2019.01.016.
 147. Kim, H.-J.; Lim, D.-H.; Kim, W.-S.; Han, C.-S. Development of a Passive Modular Knee Mechanism for a Lower Limb Exoskeleton Robot and Its Effectiveness in the Workplace. *Int. J. Precis. Eng. Manuf.* **2020**, *21*, 227–236, doi:10.1007/s12541-019-00217-7.

148. de la Tejera, J.A.; Bustamante-Bello, M.R.; Ramirez-Mendoza, R.A.; Navarro-Tuch, S.A.; Izquierdo-Reyes, J.; Pablos-Hach, J.L. Smart Health: The Use of a Lower Limb Exoskeleton in Patients with Sarcopenia. *Int. J. Interact. Des. Manuf. IJIDeM* **2020**, *14*, 1475–1489, doi:10.1007/s12008-020-00731-3.
149. Tu, Y.; Zhu, A.; Song, J.; Shen, H.; Shen, Z.; Zhang, X.; Cao, G. An Adaptive Sliding Mode Variable Admittance Control Method for Lower Limb Rehabilitation Exoskeleton Robot. *Appl. Sci.* **2020**, *10*, 2536, doi:10.3390/app10072536.
150. Lavrovsky, E.K.; Pismennaya, E.V. About the Operator's Gaits in the Passive Exoskeleton of the Lower Extremities when Using the Fixed Knee Mode Available online: <https://mech.novtex.ru/jour/article/view/746> (accessed on 23 February 2021).
151. Zhou, L.; Chen, W.; Chen, W.; Bai, S.; Zhang, J.; Wang, J. Design of a Passive Lower Limb Exoskeleton for Walking Assistance with Gravity Compensation. *Mech. Mach. Theory* **2020**, *150*, 103840, doi:10.1016/j.mechmachtheory.2020.103840.
152. Etenzi, E.; Borzuola, R.; Grabowski, A.M. Passive-Elastic Knee-Ankle Exoskeleton Reduces the Metabolic Cost of Walking. *J. NeuroEngineering Rehabil.* **2020**, *17*, 104, doi:10.1186/s12984-020-00719-w.
153. Chang, Y.; Wang, W.; Fu, C. A Lower Limb Exoskeleton Recycling Energy From Knee and Ankle Joints to Assist Push-Off. *J. Mech. Robot.* **2020**, *12*, doi:10.1115/1.4046835.
154. Wen, Y.; Si, J.; Brandt, A.; Gao, X.; Huang, H.H. Online Reinforcement Learning Control for the Personalization of a Robotic Knee Prosthesis. *IEEE Trans. Cybern.* **2020**, *50*, 2346–2356, doi:10.1109/TCYB.2019.2890974.
155. Kolakowsky-Hayner, S.A. Safety and Feasibility of Using the Ekso™ Bionic Exoskeleton to Aid Ambulation after Spinal Cord Injury. *J. Spine* **2013**, doi:10.4172/2165-7939.S4-003.
156. Zeilig, G.; Weingarden, H.; Zwecker, M.; Dudkiewicz, I.; Bloch, A.; Esquenazi, A. Safety and Tolerance of the ReWalk™ Exoskeleton Suit for Ambulation by People with Complete Spinal Cord Injury: A Pilot Study. *J. Spinal Cord Med.* **2012**, *35*, 96–101, doi:10.1179/2045772312Y.0000000003.
157. Farris, R.J.; Quintero, H.A.; Goldfarb, M. Preliminary Evaluation of a Powered Lower Limb Orthosis to Aid Walking in Paraplegic Individuals. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.* **2011**, *19*, 652–659, doi:10.1109/TNSRE.2011.2163083.
158. Kilicarslan, A.; Prasad, S.; Grossman, R.G.; Contreras-Vidal, J.L. High Accuracy Decoding of User Intentions Using EEG to Control a Lower-Body Exoskeleton. In Proceedings of the 2013 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC); July 2013; pp. 5606–5609.
159. Kazerooni, H.; Steger, R. The Berkeley Lower Extremity Exoskeleton. *J. Dyn. Syst. Meas. Control* **2005**, *128*, 14–25, doi:10.1115/1.2168164.
160. Roki Robotics Available online: <https://www.rokirobotics.com> (accessed on 17 June 2021).
161. Exoskeleton Technologies: Industrial Available online: <https://www.lockheedmartin.com/en-us/products/exoskeleton-technologies/industrial.html> (accessed on 17 June 2021).
162. Pratt, J.E.; Krupp, B.T.; Morse, C.J.; Collins, S.H. The RoboKnee: An Exoskeleton for Enhancing Strength and Endurance during Walking. In Proceedings of the IEEE

-
- International Conference on Robotics and Automation, 2004. Proceedings. ICRA '04. 2004; IEEE: New Orleans, LA, USA, 2004; pp. 2430-2435 Vol.3.
163. Lovrenovic, Z.; Doumit, M. Review and Analysis of Recent Development of Lower Extremity Exoskeletons for Walking Assist. In Proceedings of the 2016 IEEE EMBS International Student Conference (ISC); IEEE: Ottawa, ON, Canada, May 2016; pp. 1–4.
 164. Li, X.; Pan, Y.; Chen, G.; Yu, H. Multi-Modal Control Scheme for Rehabilitation Robotic Exoskeletons. *Int. J. Robot. Res.* **2017**, *36*, 759–777, doi:10.1177/0278364917691111.
 165. Nathan, R.H. A Constant Force Generation Mechanism. *J. Mech. Transm. Autom. Des.* **1985**, *107*, 508–512, doi:10.1115/1.3260755.
 166. Un exoesqueleto pasivo que reduce el coste energético al caminar. *Cienc. Mula Francis* 2015.
 167. impresoras3d.com Exoesqueleto fabricado en PEEK con impresión 3D. *impresoras3d.com* 2018.
 168. Ranaweera, R.K.P.S.; Gopura, R.; Jayawardene, T.; Mann, G.K.I. Design and Evaluation of Passively Powered Knee Exoskeleton (PPKE) for Squat Lifting.; February 1 2018.
 169. Bleau, J.; HINSE, S.; LABELLE, M. Knee Orthosis with Helicoidal Axis and Method of Design and Fabrication Thereof 2019.
 170. Costello, M.; III, C.J.F.; Hodge, G.S.; Ledwith, B.; Dermott, A.M.; Parker, K.L.; Zufelt, N. Adjustable Knee Brace 2017.
 171. ReVelle, J.B.; Moran, J.W.; Cox, C.A. *The QFD Handbook*; John Wiley & Sons, 1998; ISBN 978-0-471-17381-6.
 172. Chamorro, C.V. Metodología TRIZ para la innovación tecnológica e inventiva. 9.

Anexo A. Dibujos

A.1 EXO00000 EXOMAF

2
1

B
B

2
1

A
A

INFORMACIÓN CONFIDENCIAL Y DE MARCA
 LA INFORMACIÓN INCLUIDA EN ESTE DIBUJO PERTENECE EXCLUSIVAMENTE A <NOMBRE DE LA COMPAÑÍA> QUEDA PROHIBIDA LA REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL SIN EL PREVIO CONSENTIMIENTO POR ESCRITO DE <NOMBRE DE LA COMPAÑÍA>.

UAEMéx.		TÍTULO: EXOMAF	
DIBUJADO	NOMBRE	FECHA	
VERIFICADO	JRMG	16/06/21	
INGENIERÍA			
FABRICACIÓN			
CALIDAD			
COMENTARIOS:			
SI NO SE INDICA LO CONTRARIO: LAS COPIAS SE EXPRESAN EN MILIMETROS FRACCIONALES: ANGULAR: MÁQUINA ± PLEGUE ± 2 LUGARES DECIMALES ± 3 LUGARES DECIMALES ±		TAMAÑO N.º DE DIBUJO A EXO00000	
INTERPRETA TOLERANCIA GEOMÉTRICA POR MATERIAL		REV 00	
ACABADO		ESCALA: 1:1 (PESO):	
UTILIZADO EN		HOJA 1 DE 1	
APLICACIÓN			
NO CAMBIE LA ESCALA			

A.2 EXO00001 Brazo superior

2
1

SECCIÓN A-A

B
A

DIBUJADO		NOMBRE		FECHA	
VERIFICADO		JRMG		16/06/21	
INGENIERÍA					
FABRICACIÓN					
CALIDAD					
COMENTARIOS:					
SI NO SE INDICA LO CONTRARIO: LAS COTAS SE EXPRESAN EN MILIMETROS					
TOLERANCIAS:					
FRACCIONAL: ±					
ANGULAR: MÁQUINA: ±					
2 LUGARES DECIMALES ±					
3 LUGARES DECIMALES ±					
INTERPRETAR TOLERANCIA GEOMÉTRICA POR:					
MATERIAL		Aluminio 2024			
ACABADO		UTILIZADO EN			
SIGUIENTE ENSAMBLAJE		APLICACIÓN			
		NO CAMBIA LA ESCALA			

2
1

INFORMACIÓN CONFIDENCIAL Y DE MARCA

LA INFORMACIÓN INCLUIDA EN ESTE DIBUJO PERTENECE EXCLUSIVAMENTE A <NOMBRE DE LA COMPAÑÍA>. QUEDA PROHIBIDA LA REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL SIN EL PREVIO CONSENTIMIENTO POR ESCRITO DE <NOMBRE DE LA COMPAÑÍA>.

UAEMéx.

TÍTULO:
Brazo superior

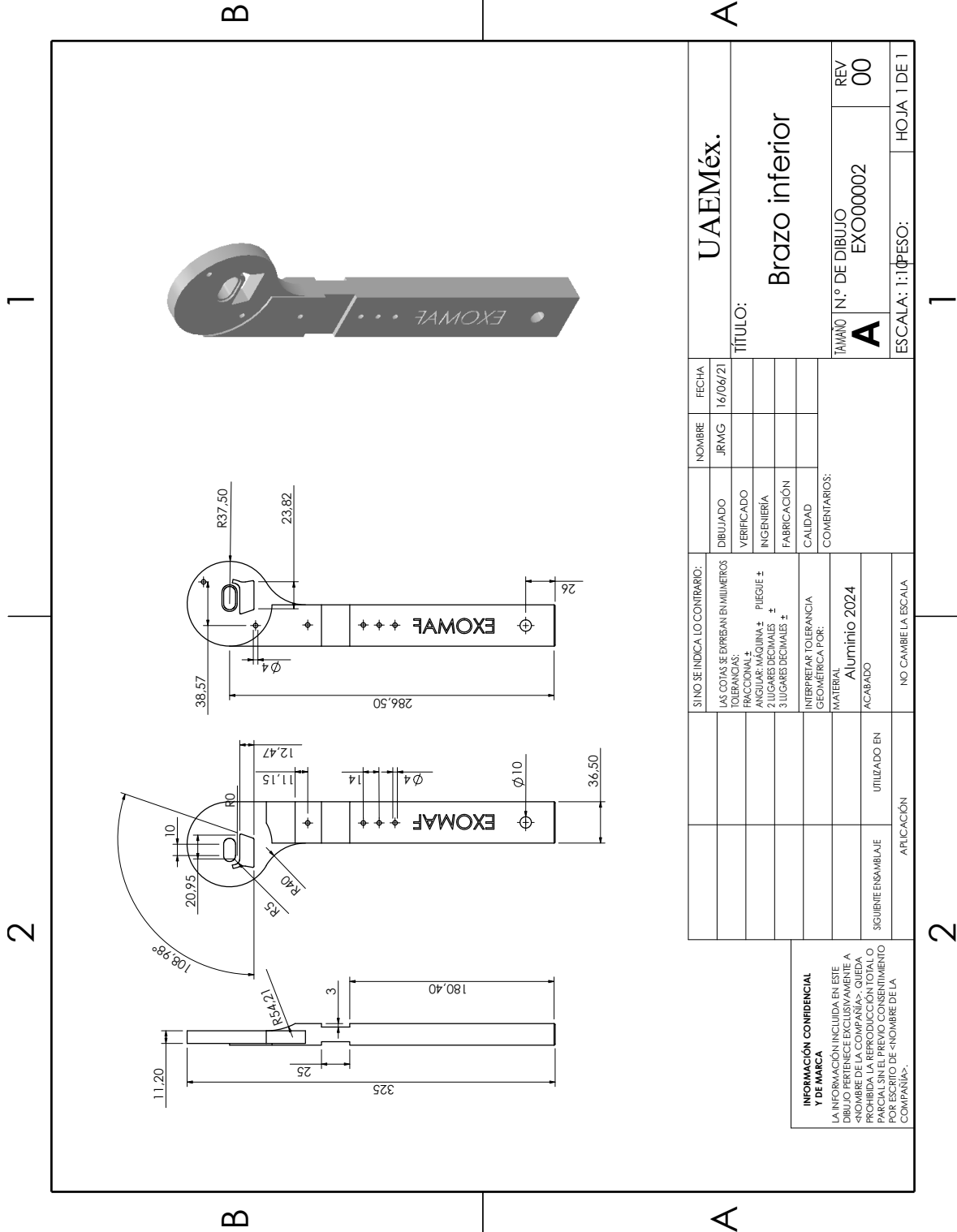
TAMAÑO N.º DE DIBUJO
A EXO00001

REV
00

ESCALA: 1:5 PESO: HOJA 1 DE 1

COMENTARIOS:

A.3 EXO00002 Brazo inferior



<p>INFORMACIÓN CONFIDENCIAL Y DE MARCA</p> <p>LA INFORMACIÓN INCLUIDA EN ESTE DIBUJO PERTENECE EXCLUSIVAMENTE A LA COMPAÑÍA QUE LE HA ENTREGADO. Queda prohibida su reproducción total o parcial sin el previo consentimiento por escrito de «NOMBRE DE LA COMPAÑÍA».</p>		<p>SINO SE INDICA LO CONTRARIO: LAS COTAS SE EXPRESAN EN MILIMETROS TOLERANCIAS: FRACCIONAL ± ANGULAR: MÁQUINA ± 2 LUGARES DECIMALES ± 3 LUGARES DECIMALES ±</p>		<p>DIBUJADO</p>	<p>NOMBRE</p>	<p>FECHA</p>
<p>UTILIZADO EN</p>		<p>INTERPRETAR TOLERANCIA GEOMÉTRICA POR:</p>		<p>VERIFICADO</p>	<p>JRMG</p>	<p>16/06/21</p>
<p>SIGUIENTE ENSAMBLAJE</p>		<p>MATERIAL</p>		<p>INGENIERIA</p>		
<p>APLICACIÓN</p>		<p>Aluminio 2024 ACABADO</p>		<p>FABRICACIÓN</p>		
<p>NO CAMBIA LA ESCALA</p>		<p>COMENTARIOS:</p>		<p>CALIDAD</p>		
<p>1</p>		<p>1</p>		<p>UAEMéx.</p>		
<p>2</p>		<p>2</p>		<p>TÍTULO: Brazo inferior</p>		
<p>A</p>		<p>A</p>		<p>TAMAÑO N.º DE DIBUJO EXO00002</p>		
<p>B</p>		<p>B</p>		<p>REV 00</p>		
<p>1</p>		<p>1</p>		<p>ESCALA: 1:1 PESO: HOJA 1 DE 1</p>		

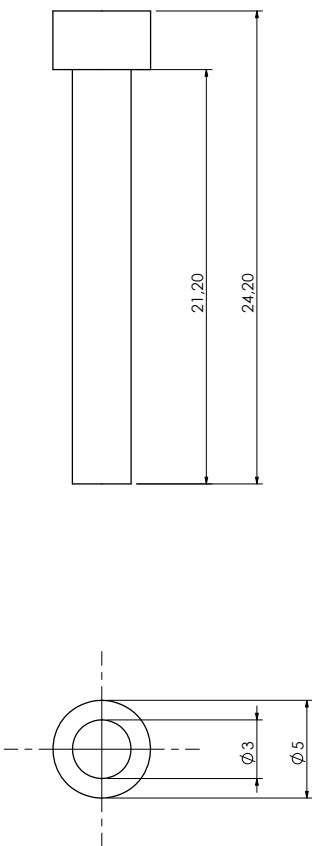
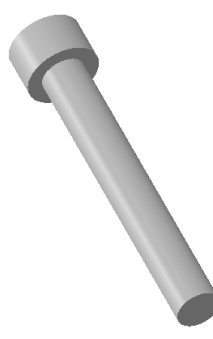
A.5 EXO00004 Eje guía

2
1

B
B

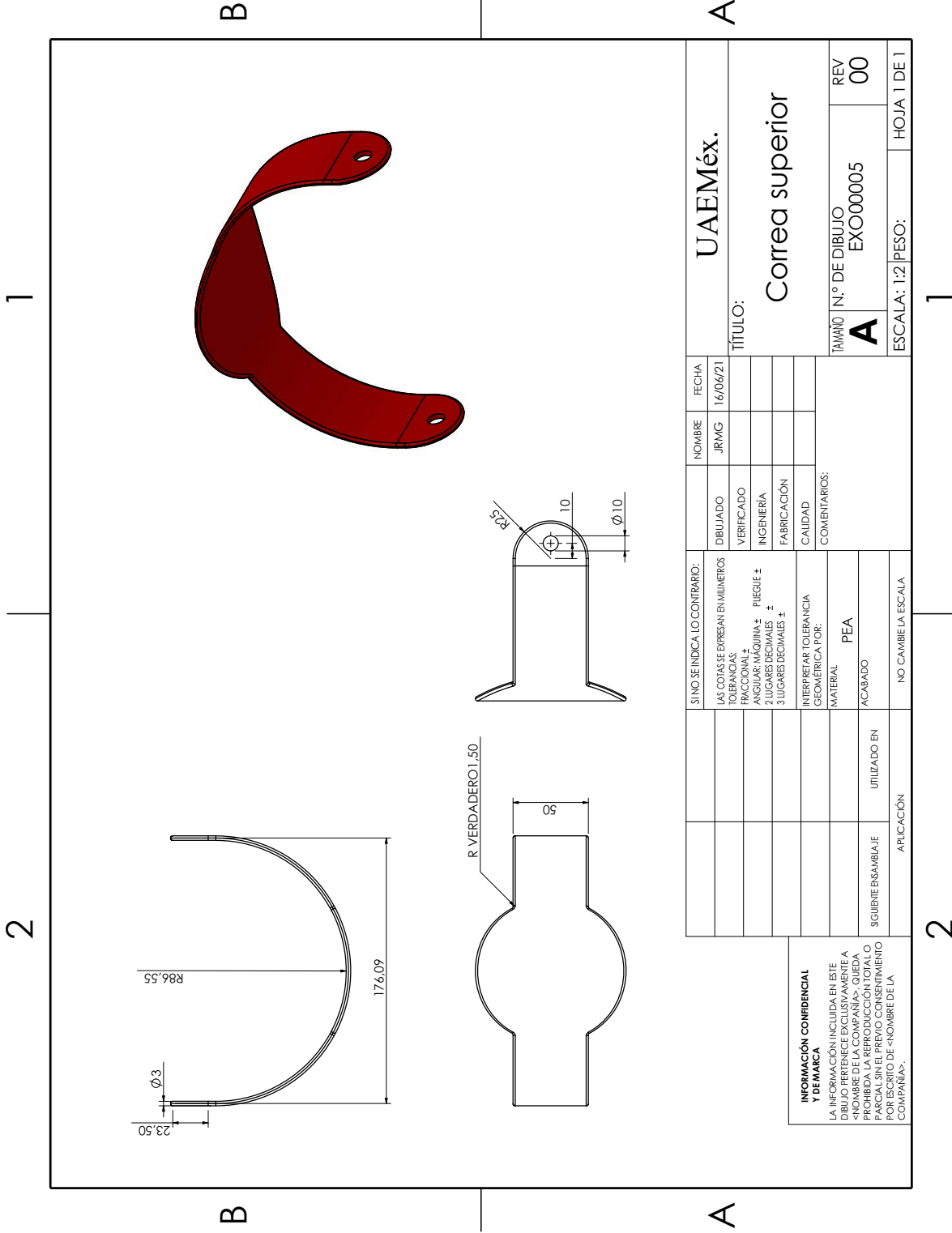
A
A

2
1

<p>INFORMACIÓN CONFIDENCIAL 1 DE MARCA</p> <p>LA INFORMACIÓN INCLUIDA EN ESTE DIBUJO PERTENECE EXCLUSIVAMENTE A U.A.E.M. S.A. DE C.V. Y NO DEBE SER REPRODUCIDA, COPIADA, FOTOCOPIADA, REPRODUCCION O PARCIAL SIN EL PREVIO CONSENTIMIENTO POR ESCRITO DE «NOMBRE DE LA COMPAÑIA».</p>		SI NO SE INDICA LO CONTRARIO:	NOMBRE	FECHA	U.A.E.Méx.	
		1. LAS COTAS SE EXPRESAN EN MILIMETROS 2. TOLERANCIAS: FRACCIONAL ± ANGULAR: MÁQUINA ± PLEGUE ± 3. LUGARES DECIMALES ± 4. LUGARES DECIMALES ±	JRMG	16/06/21	TÍTULO:	
		5. INTERPRETAR TOLERANCIA GEOMÉTRICA POR: MATERIAL Aceto 304 ACABADO	DIBUJADO			TAMANO N.º DE DIBUJO
		6. SIGUIENTE ENSAMBLAJE UTILIZADO EN APLICACIÓN NO CAMBIE LA ESCALA	VERIFICADO			REV
			INGENIERÍA			00
			FABRICACIÓN			ESCALA: 2:1 PESO:
			CALIDAD			HOJA 1 DE 1
			COMENTARIOS:			

A.6 EXO00005 Correa superior



INFORMACIÓN CONFIDENCIAL Y DE MARCA		UAEMéx.	
LA INFORMACIÓN INCLUIDA EN ESTE DIBUJO PERTENECE EXCLUSIVAMENTE A <NOMBRE DE LA COMPAÑÍA>. QUEDA PROHIBIDA LA REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL SIN EL PREVIO CONSENTIMIENTO POR ESCRITO DE <NOMBRE DE LA COMPAÑÍA>.		TÍTULO: Correa superior	
SIGUIENTE ENSAMBLAJE		TAMAÑO N.º DE DIBUJO A EXO00005	
UTILIZADO EN		REV 00	
APLICACIÓN		ESCALA: 1:2 PESO: HOJA 1 DE 1	
NO CAMBIE LA ESCALA		COMENTARIOS:	
SINO SE INDICA LO CONTRARIO: LAS COTAS SE EXPRESAN EN MILÍMETROS TOLERANCIAS: FRACCIONALES ± ANGULAR: MÁQUINA ± PLEGUE ± 2 LUGARES DECIMALES ± 3 LUGARES DECIMALES ±		DIBUJADO	FECHA
INTERPRETAR TOLERANCIA GEOMÉTRICA POR:		VERIFICADO	16/06/21
MATERIAL		INGENIERÍA	
ACABADO		FABRICACIÓN	
PEA		CALIDAD	

2

2

1

1

B

A

B

A

A.7 EXO00006 Broche

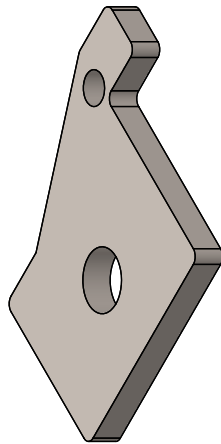
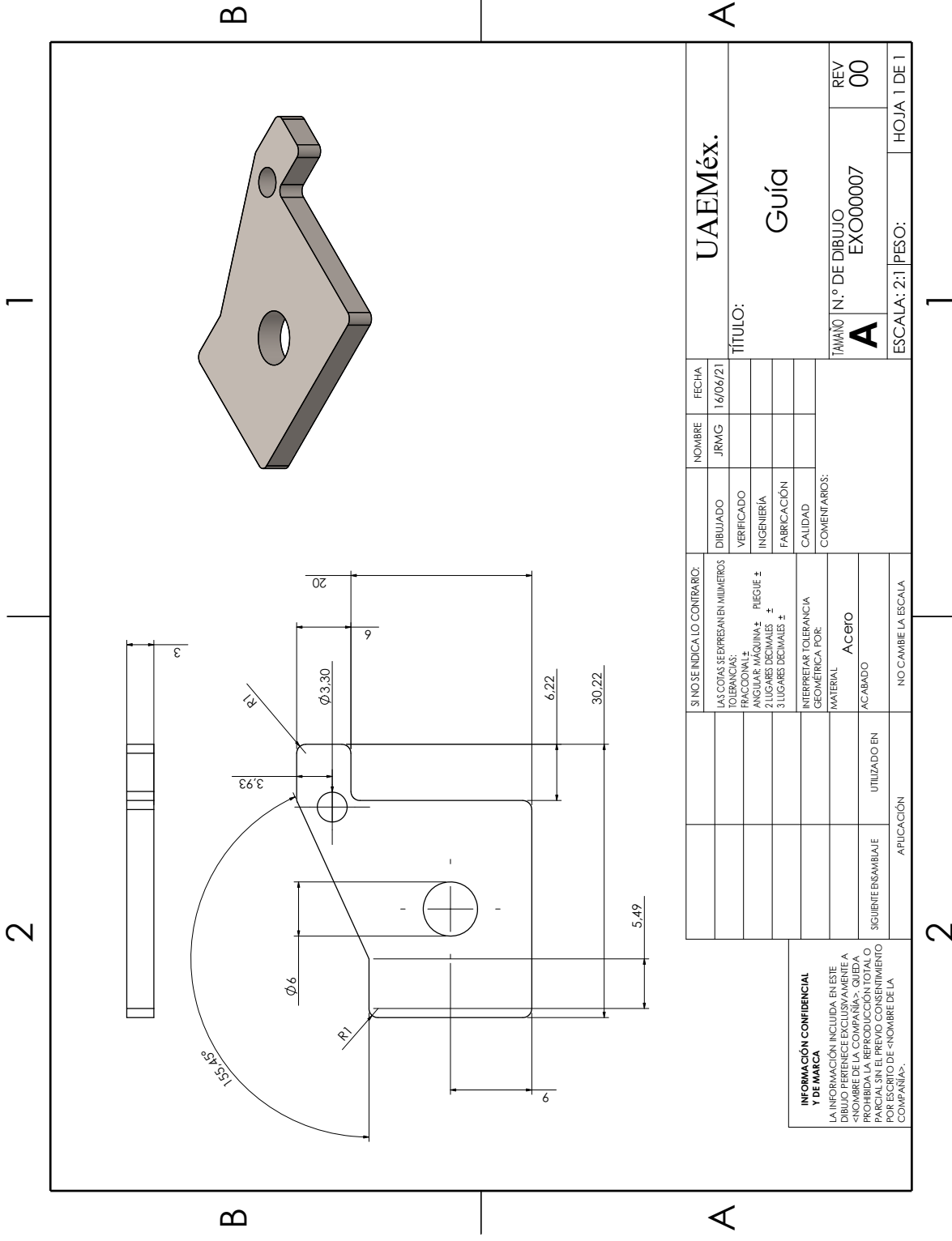
2
1

B
A

<p>INFORMACIÓN CONFIDENCIAL Y DE MARCA LA INFORMACIÓN INCLUIDA EN ESTE DIBUJO ES PROPRIEDAD DE LA EMPRESA. Queda prohibida la reproducción total o parcial sin el previo consentimiento por escrito de «NOMBRE DE LA COMPAÑÍA».</p>		DIBUJADO	NOMBRE	FECHA	UAEMéx.	
		VERIFICADO	JRMG	16/06/21	TÍTULO:	
		INGENIERÍA			Broche	
		FABRICACIÓN			TAMAÑO N.º DE DIBUJO A EXO00006 REV 00	
		CALIDAD			ESCALA: 1:1 PESO: HOJA 1 DE 1	
		COMENTARIOS:				
		MATERIAL				
		ACABADO				
SIGUIENTE ENSAMBLAJE		UTILIZADO EN		NO CAMBIE LA ESCALA		
APLICACIÓN						

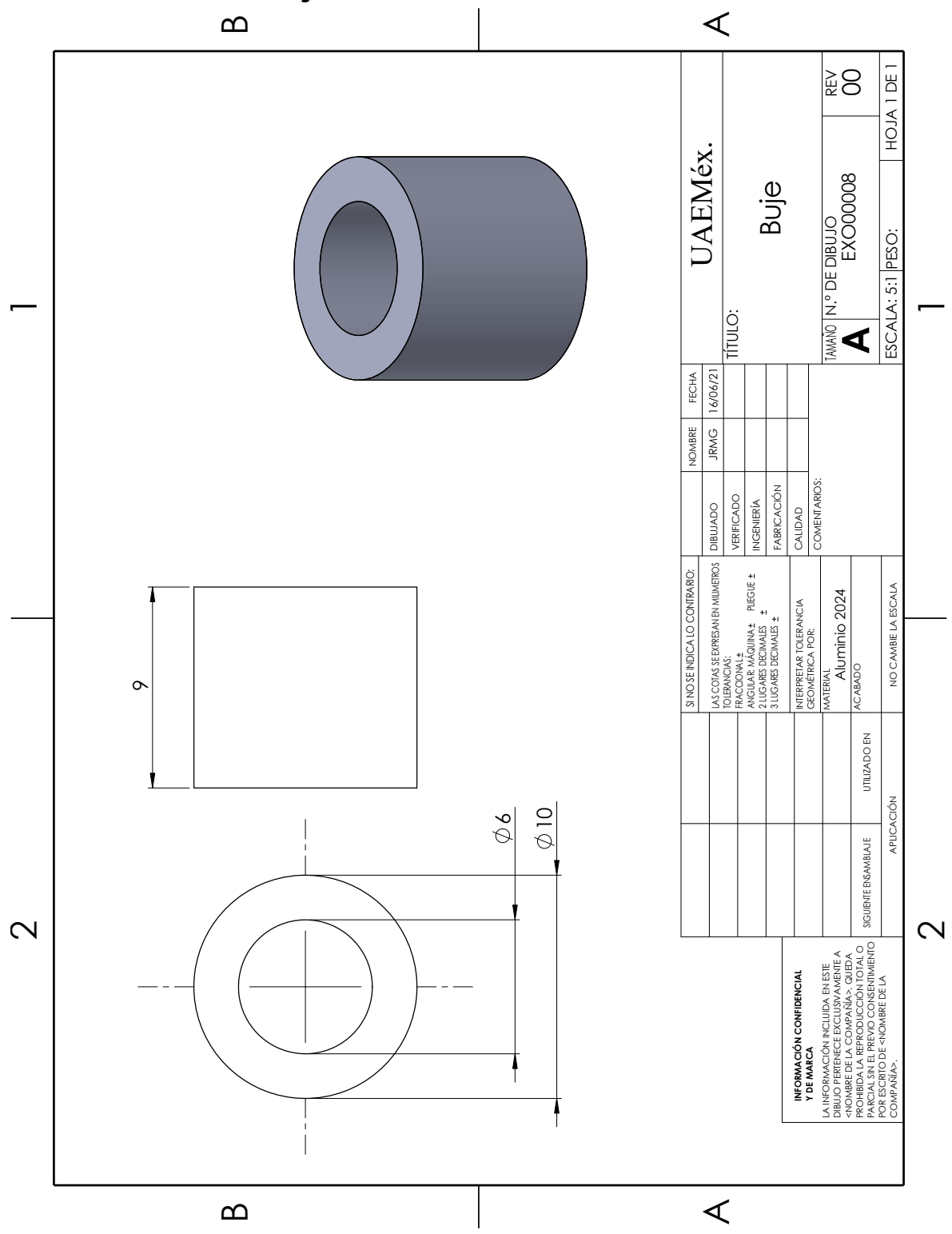
2
1

A.8 EXO00007 Guía



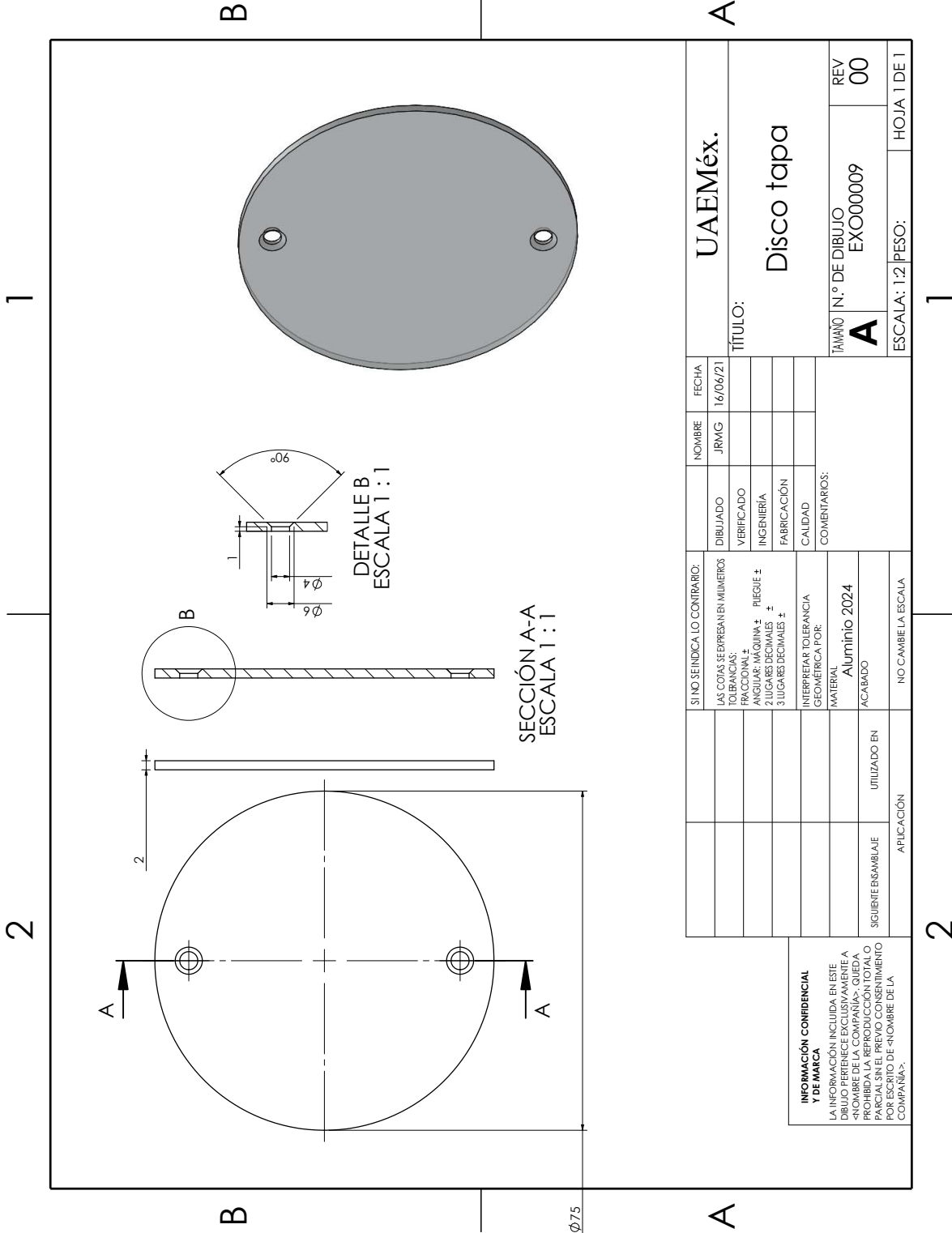
<p>INFORMACIÓN CONFIDENCIAL Y DE MARCA LA INFORMACIÓN INCLUIDA EN ESTE DIBUJO PERTENECE EXCLUSIVAMENTE A <NOMBRE DE LA COMPAÑÍA>. QUEDA PROHIBIDA LA REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL SIN EL PREVIO CONSENTIMIENTO POR ESCRITO DE <NOMBRE DE LA COMPAÑÍA>.</p>		<p>SI NO SE INDICA LO CONTRARIO: LAS COTAS SE EXPRESAN EN MILÍMETROS TOLERANCIAS: FRACCIONALES: PLEGUE ± ANGULAR/MÁQUINA: ± 2 LUGARES DECIMALES ± 3 LUGARES DECIMALES ± INTERPRETAR TOLERANCIA GEOMÉTRICA POR: MATERIAL: Acero ACABADO: UTILIZADO EN SIGUIENTE ENSAMBLAJE</p>		<p>NO CAMBIE LA ESCALA</p>		<p>APLICACIÓN</p>		<p>NO CAMBIE LA ESCALA</p>		<p>COMENTARIOS:</p>		<p>TAMAÑO: A N.º DE DIBUJO: EXO00007 REV: 00</p>	
<p>DIBUJADO</p>		<p>VERIFICADO</p>		<p>INGENIERÍA</p>		<p>FABRICACIÓN</p>		<p>CALIDAD</p>		<p>NOMBRE: JRMG</p>		<p>FECHA: 16/06/21</p>	
<p>UAEMéx.</p>		<p>TÍTULO: Guía</p>		<p>ESCALA: 2:1</p>		<p>PESO:</p>		<p>HOJA 1 DE 1</p>		<p>1</p>		<p>1</p>	

A.9 EXO00008 Buje



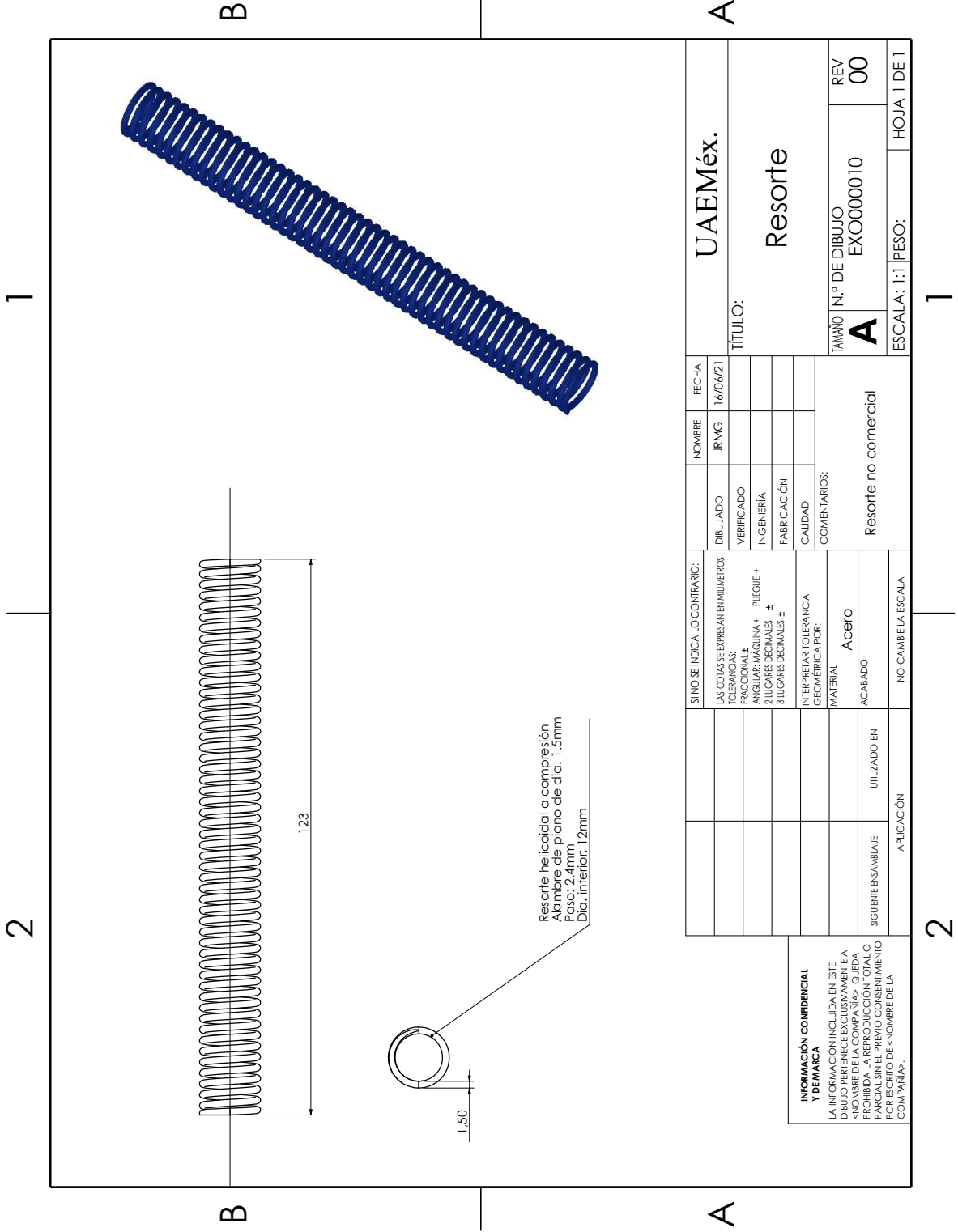
<p>INFORMACIÓN CONFIDENCIAL Y DE MARCA LA INFORMACIÓN INCLUIDA EN ESTE DIBUJO PERTENECE EXCLUSIVAMENTE A U.A.E.M. S. DE C.V. Y NO DEBE SER REPRODUCIDA, COPIADA, PARCIAL O TOTALMENTE, SIN EL PREVILO CONSENTIMIENTO POR ESCRITO DE «NOMBRE DE LA COMPAÑÍA».</p>		<p>SI NO SE INDICA LO CONTRARIO: LAS COTAS SE EXPRESAN EN MILÍMETROS</p>	<p>NOMBRE JRMG</p>	<p>FECHA 16/06/21</p>	<p>UAEMéx.</p>
<p>TOLERANCIAS: FRACCIONAL ± ANGULAR: MÁQUINA ± 2 LUGARES DECIMALES ± 3 LUGARES DECIMALES ±</p>	<p>DIBUJADO VERIFICADO INGENIERÍA FABRICACIÓN CALIDAD</p>	<p>TÍTULO: Buje</p>	<p>TAMANO A</p>	<p>N.º DE DIBUJO EXO00008</p>	<p>REV 00</p>
<p>INTERPRETAR TOLERANCIA GEOMÉTRICA POR: MATERIAL Aluminio 2024 ACABADO</p>	<p>COMENTARIOS: NO CAMBIE LA ESCALA</p>	<p>ESCALA: 5:1</p>	<p>PESO:</p>	<p>HOJA 1 DE 1</p>	<p>1</p>
<p>UTILIZADO EN APLICACIÓN</p>	<p>2</p>	<p>1</p>	<p>1</p>	<p>1</p>	<p>1</p>

A.10 EXO00009 Disco tapa



<p>INFORMACIÓN CONFIDENCIAL Y DE MARCA LA INFORMACIÓN INCLUIDA EN ESTE DIBUJO PERTENECE EXCLUSIVAMENTE A «NOMBRE DE LA COMPAÑÍA». QUEDA PROHIBIDA LA REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL SIN EL PREVIO CONSENTIMIENTO POR ESCRITO DE «NOMBRE DE LA COMPAÑÍA».</p>		<p>SINO SE INDICA LO CONTRARIO: LAS COTAS SE EXPRESAN EN MILIMETROS TOLERANCIAS: FRACCIONAL ± DECIMAL ± DECIMALES ± DECIMALES ±</p>		<p>DIBUJADO</p>	<p>NOMBRE</p>	<p>FECHA</p>	<p>UAEMéx.</p>
<p>UTILIZADO EN</p>		<p>VERIFICADO</p>		<p>JRMG</p>	<p>16/06/21</p>	<p>TÍTULO: Disco tapa</p>	
<p>SIGUIENTE ENSAMBLAJE</p>		<p>INGENIERÍA</p>		<p>FABRICACIÓN</p>	<p>INGENIERÍA</p>	<p>TAMAÑO</p>	<p>N.º DE DIBUJO</p>
<p>APLICACIÓN</p>		<p>INTERPRETA Y TOLERANCIA GEOMÉTRICA POR:</p>		<p>COMENTARIOS:</p>	<p>INGENIERÍA</p>	<p>A</p>	<p>REV</p>
<p>NO CAMBIE LA ESCALA</p>		<p>MATERIAL</p>		<p>ALUMINIO 2024</p>		<p>EXO00009</p>	<p>00</p>
<p>HOJA 1 DE 1</p>		<p>ACABADO</p>		<p>ESCALA: 1:2</p>		<p>PESO:</p>	

A.11 EXO000010 Resorte



Resorte helicoidal a compresión
 Alambre de piano de dia. 1.5mm
 Paso: 2.4mm
 Dia. interior: 12mm

INFORMACIÓN CONFIDENCIAL Y DE MARCA LA INFORMACIÓN INCLUIDA EN ESTE DIBUJO PERTENECE EXCLUSIVAMENTE A <NOMBRE DE LA COMPAÑÍA>. QUEDA PROHIBIDA LA REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL SIN EL PREVIO CONSENTIMIENTO POR ESCRITO DE <NOMBRE DE LA COMPAÑÍA>.		SIN O SE INDICA LO CONTRARIO: LAS COTAS SE EXPRESAN EN MILÍMETROS TOLERANCIAS: FRACCIONAL ± ANGULAR: MÁQUINA ± PLEGUE ± 2 LUGARES DECIMALES ± 3 LUGARES DECIMALES ±		DIBUJADO VERIFICADO INGENIERÍA FABRICACIÓN CALIDAD COMENTARIOS: Resorte no comercial	NOMBRE JRMG	FECHA 16/06/21	UAEMéx.
		INTERPRETAR TOLERANCIA GEOMÉTRICA POR: MATERIAL: Acero ACABADO		TÍTULO: Resorte		TAMAÑO N.º DE DIBUJO A EXO000010	REV 00
SIGUIENTE ENSAMBLAJE UTILIZADO EN APLICACIÓN		NO CAMBIE LA ESCALA		ESCALA: 1:1 PESO:		HOJA 1 DE 1	

A.12 EXO000011 Correa

2
1

B
B

A
A

2
1

Technical Drawing Details:

- Main View:** A red curved belt with a total length of 398.32 and a width of 270. The curve is defined by a radius of R1726.32.
- End View:** Shows a cross-section of the belt with a width of 50 and a rounded end with a radius of R25.
- Detail View:** Shows a close-up of the rounded end with a radius of R5 and a height of 94.04.

INFORMACIÓN CONFIDENCIAL Y DE MARCA
 LA INFORMACIÓN INCLUIDA EN ESTE DIBUJO PERTENECE EXCLUSIVAMENTE A <NOMBRE DE LA COMPAÑÍA> QUEDA PROHIBIDA LA REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL SIN EL PREVIO CONSENTIMIENTO POR ESCRITO DE <NOMBRE DE LA COMPAÑÍA>.

UAEMéx.

TÍTULO: Correa

TAMAÑO N.º DE DIBUJO: A

REV: 00

ESCALA: 1:5 PESO: HOJA 1 DE 1

1

A.13 EXO000012 Polea

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

B
A

2
1

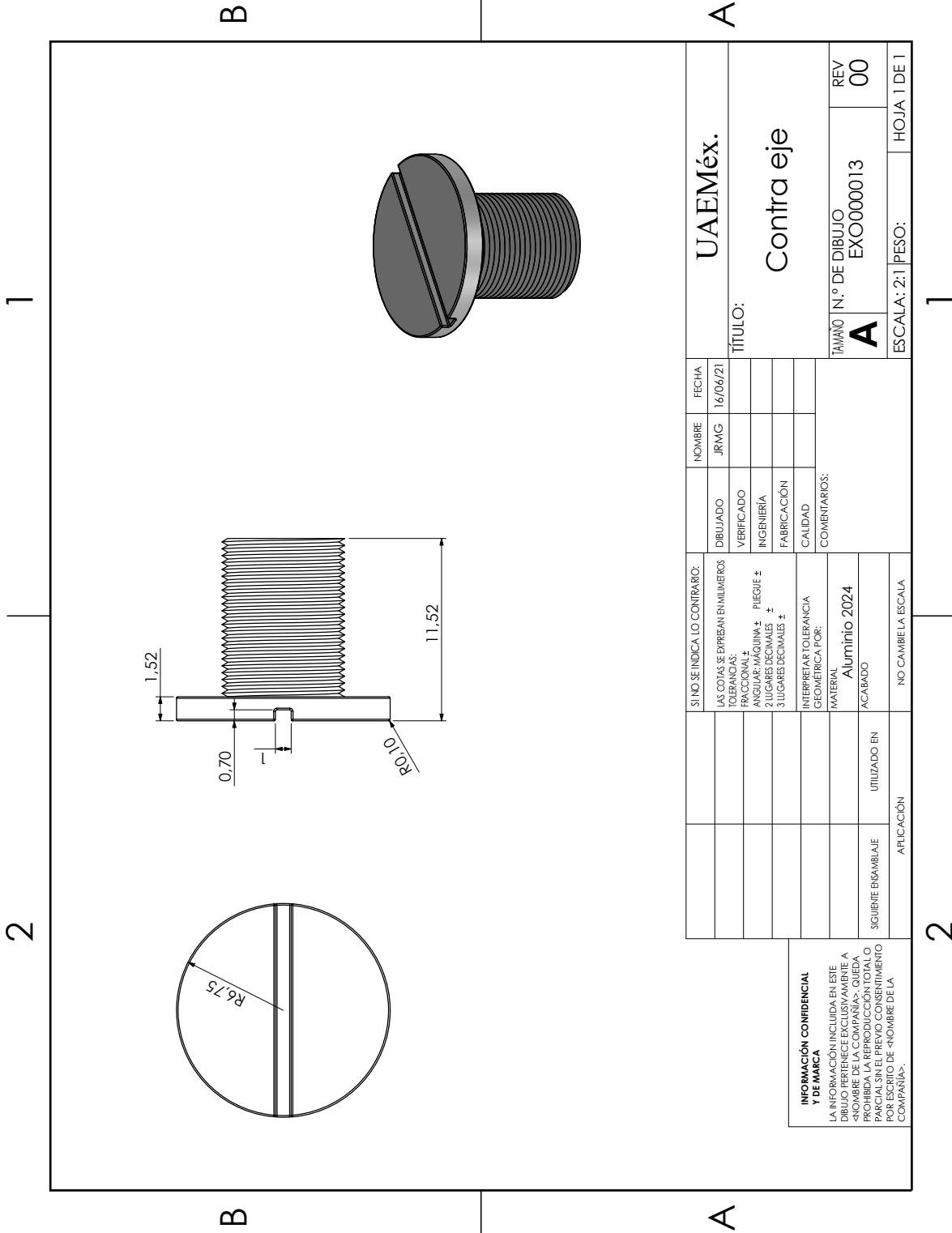
B
A

2
1

B
A

2
1

A.14 EXO000013 Contra eje



<p>INFORMACIÓN CONFIDENCIAL Y DE MARCA LA INFORMACIÓN INCLUIDA EN ESTE DIBUJO PERTENECE EXCLUSIVAMENTE A <NOMBRE DE LA COMPAÑÍA>. QUEDA PROHIBIDA LA REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL SIN EL PREVIO CONSENTIMIENTO POR ESCRITO DE <NOMBRE DE LA COMPAÑÍA>.</p>		<p>SI NO SE INDICA LO CONTRARIO: LAS COTAS SE EXPRESAN EN MILÍMETROS TOLERANCIAS: FRACCIONALES: ANGULAR: MÁQUINA ± PLEGUE ± ALGORES DECIMALES ± 3 ALGORES DECIMALES ±</p>		<p>DIBUJADO VERIFICADO INGENIERÍA FABRICACIÓN CALIDAD COMENTARIOS:</p>	<p>NOMBRE JRMG</p>	<p>FECHA 16/06/21</p>	<p>UAEMéx. Contra eje</p>
<p>TÍTULO: CONTRA EJE</p>		<p>TAMAÑO N.º DE DIBUJO A EXO000013</p>		<p>REV 00</p>		<p>ESCALA: 2:1 PESO: HOJA 1 DE 1</p>	

2

1

B

B

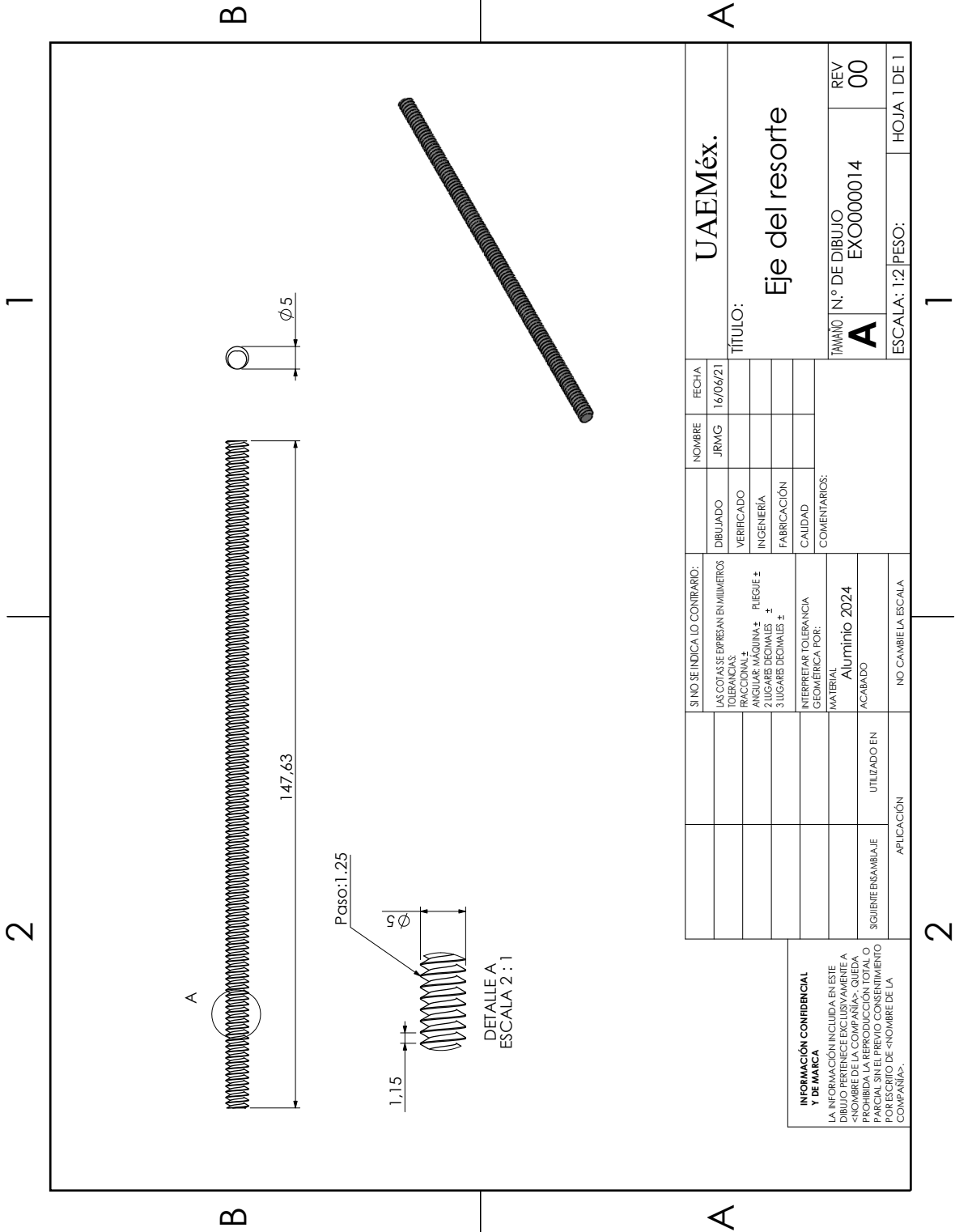
A

A

2

1

A.15 EXO000014 Eje del resorte



INFORMACIÓN CONFIDENCIAL Y DE MARCA LA INFORMACIÓN INCLUIDA EN ESTE DIBUJO PERTENECE EXCLUSIVAMENTE A <NOMBRE DE LA COMPAÑÍA>. QUEDA PROHIBIDA LA REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL SIN EL PREVIO CONSENTIMIENTO POR ESCRITO DE <NOMBRE DE LA COMPAÑÍA>.		SI NO SE INDICA LO CONTRARIO: LAS COTAS SE EXPRESAN EN MILÍMETROS TOLERANCIAS: FRACCIONALES: ± ANGULAR/MÁQUINA: ± PLEGUE ± 2 LUGARES DECIMALES ± 3 LUGARES DECIMALES ±		DIBUJADO VERIFICADO INGENIERÍA FABRICACIÓN CALIDAD	NOMBRE JRMG	FECHA 16/06/21	UAEMéx.
TÍTULO: Eje del resorte		COMENTARIOS: MATERIAL Aluminio 2024 ACABADO		TAMANO N.º DE DIBUJO A EXO000014 REV 00		ESCALA: 1:2 PESO: HOJA 1 DE 1	
APLICACIÓN		UTILIZADO EN		NO CAMBIA LA ESCALA		1	

A.16 EXO000015 EXOMAF explosionado

2

1

2

1

N.º de elemento	N.º de pieza	Cantidad
1	Brazo inferior	1
2	Brazo superior	1
3	Eje principal	2
4	Eje secundario	2
5	Contra eje	2
6	Brazo superior der.	1
7	Brazo inferior der.	1
8	Respaldo superior	1
9	Respaldo inferior	1
10	Eje cuerda	2
11	Polea	2
12	Tapá	2
13	Tornillo tapa	4
14	Resorte	2
15	Terminal	2
16	Rondana	4
17	Tuerca	4
18	Perno	4
19	Guja	1
20	Buje	2
21	Guja derecha	2
22	Tornillo allen	4
23	Broche inferio	1
24	Correa inferior	2
25	Correa superior	1
26	Guja izquierda	1

2

1

	NOMBRE	FECHA	
	JRWG	16/06/21	UAEMéx.
TÍTULO:			
EXOMAF (Explosionado)			
COMENTARIOS:		TAMAÑO	REV
INTERPRETAR TOLERANCIA GEOMÉTRICA POR MATERIAL		N.º DE DIBUJO	00
ACABADO		EXO000015	
UTILIZADO EN		ESCALA: 1:2 PESO:	HOJA 1 DE 1
SIGUIENTE ENSAMBLAJE			
APLICACIÓN			

INFORMACIÓN CONFIDENCIAL Y DE MARCA

LA INFORMACIÓN INCLUIDA EN ESTE DIBUJO PERTENECE EXCLUSIVAMENTE A «NOMBRE DE LA COMPAÑÍA». QUEDA PROHIBIDA LA REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL SIN EL PREVIO CONSENTIMIENTO POR ESCRITO DE «NOMBRE DE LA COMPAÑÍA».