

# Órtesis posturales y estabilizadoras para adultos mayores afectados con gonartrosis en una articulación diartrosis condílea controlado por un sistema embebido

Cruz María<sup>3</sup>, Pacori Claudia<sup>2</sup>, Quispe Rosario<sup>1</sup>, Sanchez Dangelo<sup>1</sup>, Suarez Alessandra<sup>3</sup>, Uribe Sharon<sup>1</sup>, Valderrama Indira<sup>2</sup>, Vasquez Christoffer<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Universidad de Ingeniería y Tecnología - UTEC. Ingeniería Mecatrónica

<sup>2</sup>Universidad de Ingeniería y Tecnología - UTEC. Ingeniería Electrónica

<sup>3</sup>Universidad de Ingeniería y Tecnología - UTEC. Bioingeniería

---

## Resumen

Llegada la vejez en los humanos, una de las enfermedades corporales más frecuentes es la famosa artrosis de rodilla, que afecta progresiva y degenerativamente a esta articulación. Por tal motivo, actividades que permitan la rehabilitación de los pacientes toma una mayor importancia en la actualidad. Con base en esto, el presente trabajo de investigación busca diseñar una órtesis activa para adultos mayores con gonartrosis con el propósito de rehabilitación. Para lograr este objetivo se desarrolló una investigación de diversas fuentes y se empleó una serie de metodologías con diversos pasos para delimitar el tema en específico y cumplir pequeños objetivos mediante actividades en un tiempo establecido. Los resultados obtenidos del trabajo de investigación se dividen en el diseño mecánico, realizado en Autodesk Inventor, y el diseño electrónico, realizado en Tinkercad. Cada diseño tomó en cuenta los parámetros de diseño provenientes del análisis cinemático y de la medición física de la paciente seleccionada. De los diseños realizados, se concluyó que la órtesis dinámica elaborada en este trabajo de investigación es factible de usarse en la etapa de rehabilitación de los pacientes con gonartrosis, ya que las simulaciones de ambos diseños tienen un correcto funcionamiento y cumplen con todos los parámetros de diseño.

**Palabras clave:** *Órtesis pasivas, Órtesis dinámicas, IDEF, Sistema planetario, Tinkercad, Gonartrosis, Inventor.*

---

## 1. Introducción

Hace aproximadamente 3000 a. C el hombre, de acuerdo a las condiciones de vida y los materiales que disponía en aquella época, supo cómo adaptarse si presentaba alguna deficiencia en el aspecto cultural y funcional. De esa manera, hasta el día de hoy, a lo largo de su evolución ha ido innovando en diversas tecnologías que ayudan en la mejora de la calidad de vida de las personas, contribuyendo a que vuelvan a realizar sus actividades de la vida diaria, quizá no de la misma manera que antes, pero obteniendo un beneficio[1]. Una de esas nuevas tecnologías son las órtesis. Las órtesis se definen como dispositivos médicos que se utilizan en el caso de lesiones, enfermedades del sistema óseo y aparato locomotor para modificar los aspectos estructurales o funcionales del sistema neuromusculo-esquelético, es decir, para mejorar o incrementar su movilidad[2]. Su clasificación se relaciona con la función que desempeñan: activas y pasivas; y el tiempo a utilizar: temporales y definitivas.

En este caso, se describirá un tipo de órtesis pasiva. Esta es la pasiva postural, la cual, tiene como función principal mantener un ángulo articular obtenido por otros medios. Otro tipo, dentro de la rama de las activas, es la activa estabilizadora, que tiene como objetivo sustituir la función de uno o varios ligamentos[1]. Otra forma de clasificación es de acuerdo a la articulación a la cual está dirigida: para miembros inferiores, superiores o para columna. En el primer caso, cumple para articulaciones como la rodilla, la cadera, el tobillo y el pie. Y en el segundo, para brazos, hombro, codo, manos y muñeca; aunque también incluye el tronco y el cuello.

Para profundizar un poco en el tema de alguno de estos tipos se eligió el de la rodilla, el cual es indicado para tratar lesiones, patologías o dolores como reumatismo, gonartrosis, lesión meniscal, tendinitis, entre otras. Y su clasificación se divide en cuatro: órtesis de comprensión-sujeción suave, las cuales usualmente son de tejido elástico y sirven para sujetar y dar una suave estabilización en problemas de gonartrosis o reumáticas; órtesis de comprensión media, estas son de neopreno y aportan mayor sujeción para realizar actividad deportiva; órtesis de sujeción con estructura metálica, que proporciona buena estabilidad para tratar problemas traumáticos; y las infra rotulianas, las cuales tienen unas bandas que ejercen presión sobre el tendón rotuliana proporcionando estabilidad, ya que sirven en problemas de tendinitis rotuliana[3].

Se investigó un poco más acerca de las órtesis. Durante esa búsqueda, se encontró dos proyectos que presentan similitudes, pero al mismo tiempo diferencias con el proyecto desarrollado. El primero tiene como título: "Ajuste de un modelo de rodilla basado en el mecanismo 4R para movimientos planos, usando video análisis para capturar el movimiento"; y el segundo: "dispositivo acoplable a servomotor para la rehabilitación de la articulación de la rodilla". En las similitudes por ambas partes encontramos que la órtesis o los modelos creados están dirigidos a la articulación de la rodilla, explican su anatomía, los movimientos que desempeña y sus ángulos dependiendo del movimiento. Sin embargo, todos los proyectos tienen objetivos diferentes. El primero, como dice el título, busca realizar el ajuste de un modelo matemático que describa el comportamiento de un mecanismo de cuatro barras para movimientos planos, basándose en la geometría anatómica de los ligamentos cruzados de la articulación, para ello usa la ecuación de Freudenstein y el método de mínimos cuadrados[4]. Por otro lado, el objetivo del segundo proyecto es desarrollar una estructura a la que se le pueda acoplar un servomotor para que sea capaz de realizar la movilización pasiva, pero también el objetivo es que esa estructura sea de tamaño y peso reducido. Este usa tablas antropométricas de Zatsiorsky y las de Drillis y Contini con parámetros obtenidos del instituto nacional de higiene y seguridad en el trabajo[5]. En cambio, el proyecto interdisciplinario que se desarrolla en este documento tiene como objetivo principal diseñar una órtesis tanto activa como pasiva para adultos mayores con la enfermedad de gonartrosis. Asimismo, que esta tenga un mecanismo de ejes planetarios en vez de planares, como señalan los otros proyectos anteriormente mencionados; y su modelo matemático se basa en dos métodos: el método de análisis geométrico y el método de euler. Además, se utilizó el programa de Adobe Inventor Professional para el diseño del dispositivo, en cambio, en el segundo trabajo utilizaron CAD SolidWorks. Y de forma adicional, Arduino para programar la parte electrónica que en ese caso ninguno de los proyectos contenía.

Para el desarrollo del proyecto propuesto se siguió una serie de pasos que llevaron a diseñar una órtesis pasiva postural y dinámica estabilizadora para adultos mayores con gonartrosis. Para ello, se siguieron las siguientes especificaciones. Las actividades comprenden desde organizadores de ideas, el planteamiento de la problemática y el análisis bibliométrico. Posteriormente, se empezó a trazar los objetivos a cumplir con el proyecto, tanto el general como los secundarios. Más adelante, se llevó a cabo el desarrollo de cada objetivo secundario. El término de uno significaba un paso más cerca del producto final. Se situó también un apartado en donde se muestra el diagrama de Gantt, el cual exhibe la planificación y organización del equipo tanto de electrónica como de mecánica para cumplir con todas las tareas. Seguidamente, en el penúltimo apartado se colocó las conclusiones obtenidas a partir del desarrollo de todos los apartados. Por último, se posicionó una sección de trabajo futuro, la cual, contiene un plan y algunas especificaciones de lo que se viene después de diseñar la órtesis.

## 2. Metodología

En esta sección, se mostrarán las actividades realizadas durante el desarrollo de este proyecto. Esto incluirá la etapa de definición del tema, generación de ideas, problematización y búsqueda de fuentes que serán relevantes para la elaboración de la órtesis.

### 2.1. Organizador de ideas

En primer lugar, se hizo uso de dos herramientas para la definición de la idea: el mapa mental y el diagrama de Lotus. Ambos permitieron un conocimiento más profundo de la temática del proyecto, ya que organizan la información de manera visual y dinámica.

#### 2.1.1. Mapa mental

El primer organizador de ideas empleado fue el mapa mental, el cual es una representación de pensamientos y puntos clave, ramificados a partir de un tema central. Esta herramienta nos brindó un mejor panorama de la problemática y de las ideas más importantes relacionadas con el tema general.

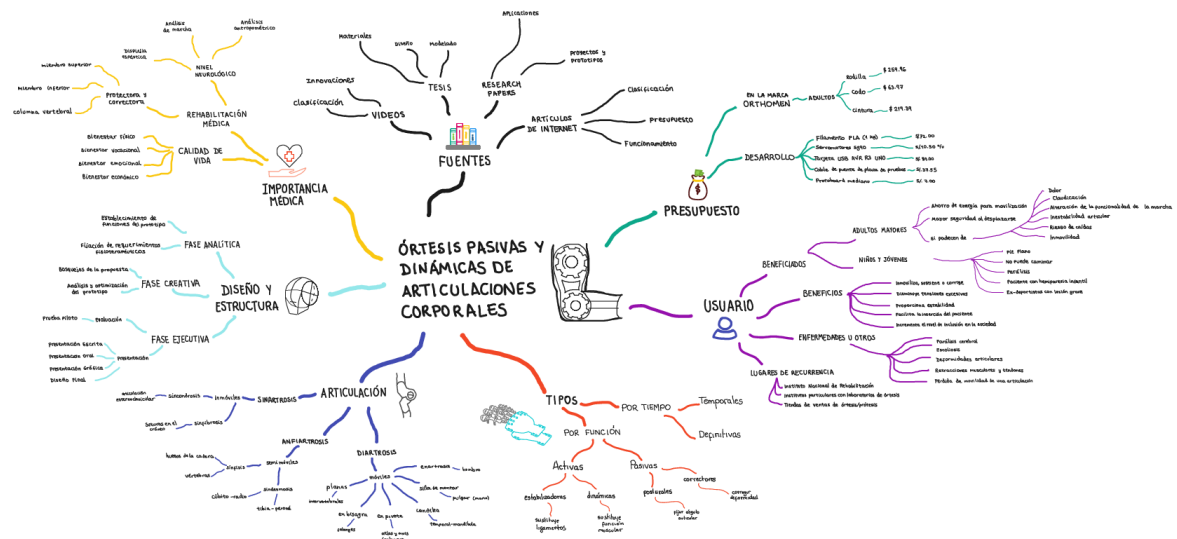


Figura 1: Mapa Mental de la idea base

Nuestro tema central fue *Órtesis pasivas y dinámicas de articulaciones corporales* y nuestras ramas principales abarcaron temas como la importancia médica, las fuentes a usar, el presupuesto, el usuario al cual iría dirigido nuestra órtesis, los tipos de órtesis, las articulaciones corporales y el diseño y estructura de la órtesis. Posterior a ello, se completó las ramas secundarias de cada rama principal y se complementó el mapa con imágenes adecuadas a cada idea principal.

### 2.1.2. Diagrama de Lotus

El siguiente diagrama de Lotus brindó una gran ayuda para profundizar y enfatizar el alcance esperado con el presente proyecto. Esta herramienta permite visualizar gráficamente la relación entre un tema principal y conceptos secundarios relacionados.

En este caso, se analizaron y eligieron los siguientes puntos: aplicaciones (rehabilitación), tipos (activa), materiales, articulaciones mecánicas (planetarias), usuario (adulto mayor), simulación (por Inventor y Tinkercad), articulaciones corporales (diartrosis condílea, específicamente la rodilla), sensores y actuadores. De esta manera, se obtuvo información pertinente relacionada con el tema de investigación y se delimitó este mismo.



Figura 2: Diagrama de Lotus

## 2.2. Situación Problemática

La articulación femorotibial se encuentra cubierta en su superficie de contacto por tejido cartilaginoso, el cual se encarga de distribuir las cargas, disminuyendo a su vez el rozamiento entre las dos superficies óseas durante los movimientos de la articulación de rodilla. El origen de la gonartrosis es debido al envejecimiento, golpes, infecciones o el propio rozamiento de las superficies articulares, puesto que el hueso presenta irregularidades. Además, existen otros factores significativos que influyen como la edad, obesidad, la artrosis generalizada, la práctica de deportes de impacto y actividades de movimientos repetitivos [22]. Esta enfermedad afecta a personas mayores a 40 años, especialmente a mujeres. A continuación, se analizará en diferentes ámbitos geográficos.

A nivel mundial, la gonartrosis es una de las enfermedades degenerativas más frecuentes y un problema de salud principal debido a los costos asociados. Según la Organización Mundial de la Salud, la osteoartritis afecta al 80 % de la población mayor a 65 años en los países industrializados, con una mayor frecuencia en mujeres (18 %) que en varones (9,6 %). Además, junto con el aumento de la esperanza de vida y el envejecimiento de la población, existe el riesgo de que la osteoartritis se pueda convertir para el año 2020 en la cuarta causa de discapacidad [21]. En este sentido, con el gran aumento de casos a través de los años y sin el tratamiento adecuado, la artrosis de rodilla es y será una enfermedad tan común pero perjudicial en personas de la tercera edad.

Con respecto a Latinoamérica, se han llevado estadísticas para enfermedades reumáticas (COPCORD) donde predomina la artrosis de rodilla en los siguientes porcentajes: Cuba 20,4 %, Perú 14,4 %, México 10,5 %, Brasil 4,1 % y Guatemala 2,8 %. Es por ello que en Reumatología Clínica [20] desarrollaron un estudio de pacientes con artrosis de rodilla, residentes en Argentina, Brasil y México. La finalidad es poder conocer las limitaciones funcionales, el acceso a la atención médica y la medicación empleada en una muestra de 1210 pacientes de esas regiones. De este estudio se obtuvo que la mitad de los pacientes presentaban dolor generalizado, los dos tercios presentaban crepitación y una cuarta parte hinchazón en las rodillas. Sobre la medicación, el fármaco AINE es el que predomina en las tres regiones, los no usuarios de este fármaco aquejan altos índices de dolor. Con respecto a la atención médica, el 66,6 % de los pacientes no tenía acceso a ningún sistema de atención médica, más bien dependían de sí mismo para costearse su tratamiento; el 23 % tienen una cobertura parcial, sin incluir los medicamentos, y el 13 % tienen acceso a una cobertura médica total.

En Perú, según el Instituto de Evaluación de Tecnología en Salud e Investigación [24] se presentaron 17,9 casos/1000 habitantes-año con artrosis, de los cuales 5,6 casos/1000 habitantes-año son de rodilla. Además, el 60 % con enfermedad de artrosis en la rodilla eran mujeres, y el 25 % son mayores de 59 años. En este sentido, la gonartrosis en el Perú es una enfermedad que afecta a las personas mayores, en especial a las mujeres. También, hay tratamientos no quirúrgicos y quirúrgicos. Los no quirúrgicos suelen tratarse con medicamentos o inyecciones, pero debe ser de uso periódico. Y los quirúrgicos, uno de ellos es la artroplastia unicompartimental. Según Aguilera et al. (2007) señala que este tratamiento es uno de los menos invasivos, pero puede generar síntomas residuales. Luego, las opciones no quirúrgicas son solo temporales para aliviar el dolor o los quirúrgicos que mejoran la movilidad, pero no necesariamente alivian el dolor de manera completa.

En la región Lima, según un estudio del Ministerio de Salud [25] sobre las enfermedades y lesiones, existen diferentes factores que predisponen el desarrollo de esta enfermedad como la edad, obesidad, factores nutricionales, ocupacionales y hereditarios, entre otros. Al tratarse de una enfermedad degenerativa no existe cura para la gonartrosis, entonces el tratamiento busca aliviar los dolores y recuperar los grados de movimiento de las articulaciones. En cuanto a tratamientos registrados que comprenden desde los casos más leves en los cuales se incluye ejercicios, mejoras en actividades rutinarias y suplementos nutricionales, hasta los más severos en los que consideran uso de órtesis e intervenciones quirúrgicas.

A nivel local, en Lima, nos enfocamos en el Hospital Nacional Sergio E. Bernales debido a que se realizó un estudio [23], el cual estuvo conformado por 99 pacientes con gonartrosis. El 61,6 % fue femenino y el 38,3 % masculino. El grado de gonartrosis según el sexo fue 16,2 % que pertenecieron al sexo femenino, mientras que el 14,1 % pertenecieron al sexo masculino. Según el grupo etario se encuentran entre los 30 a 59 años, la cual el 20 % presentó gonartrosis de grado II, el 19,2 % de grado III, el 17,2 % grado I, 13,1 % presentó grado 0 y no hubo pacientes de grado IV. Los factores causales para indicación de cirugía en pacientes artrósicos de cadera – rodilla son la edad, sobrepeso, presencia de impotencia funcional y llevar tratamiento no farmacológico y el grado de artrosis. Es por ello que el gran índice de gonartrosis también se ve afectado por la ocupación laboral, ya que esto influye de manera crítica en el desgaste del paciente al pasar los años, viéndose así afectado en edades más avanzadas.

Por lo tanto, la gonartrosis en el Perú es una enfermedad que tiene mayor frecuencia en personas de entre 40 a 60 años y se prevé que continúe en aumento debido al envejecimiento de la población peruana y la creciente presencia de obesidad [19], esto provoca que los pacientes tengan una peor calidad de vida que la población en general, ya que las articulaciones femorotibial y femorrotuliana son afectadas, esto produce dolor que aumenta

al caminar, incapacidad funcional y deformidad en genu varo o genu valgo [28], es decir, una desalineación entre el fémur y la tibia. Por tal motivo, se plantea el diseño de una órtesis dinámica postural y estabilizadora manufacturada en un software de simulación digital y controlada con Arduino UNO.

## 2.3. Análisis bibliométrico

El análisis bibliométrico es considerado un método de seguimiento y búsqueda de información en diversas bases de datos de fuentes bibliográficas de todo tip (por ejemplo tesis, artículos científicos, reviews, entre otros). Por una lado las bases de datos o buscadores son denominadas también bibliotecas académicas las cuales proporcionan revistas o textos académicos a los educadores, científicos y estudiantes (pueden ser gratis o de paga). Por otro lado, las bases de datos es un proceso pilar para la selección del tema adecuado y acorde a los objetivos y por esa razón se debe cumplir ciertas condiciones. Por lo tanto, es muy importante tener en cuenta los motores de búsqueda y el análisis morfológico realizado a través de las bases de datos.

### 2.3.1. Ecuación de Búsqueda

Las ecuaciones de búsqueda son útiles para evidenciar de la forma más precisa posible las necesidades de información de los usuarios. En la Figura 1 3 se observa que existe un procedimiento que involucra la retroalimentación en ciertos pasos, es decir, se puede regresar al paso anterior en caso de que una fuente no sea evaluada positivamente en beneficio del proyecto.

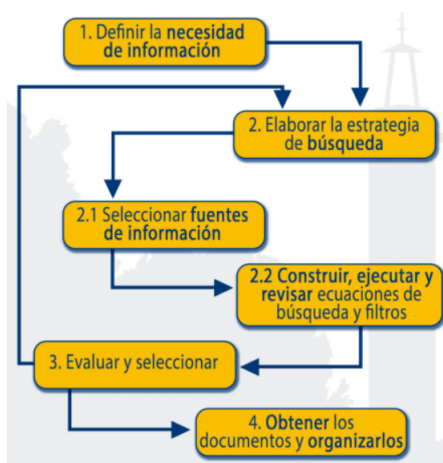


Figura 3: Procedimiento de búsqueda

En la Figura 1 4 se observa una tabla que compone conceptos expresados en forma de unas palabras claves y de uno o más operadores de búsqueda que articulan la relación entre ellas. En definitiva, se trata de utilizar un lenguaje de intermediación entre la necesidad de información de un ser humano, que por definición es inobservable, y el robot al que le pedimos que la solucione (o al menos, que lo intente). Se debe considerar las siguientes condiciones para seleccionar correctamente la fuente en el proceso de búsqueda información:

- La información debe ser actualizada.
- La información debe provenir de una fuente confiable.
- La información debe tener un respaldo institucional.
- La información debe ser escrita por autores con credenciales académicas.
- La información debe corresponder a trabajos de grado de universitarios.

Integrantes	Año	Ecuación de Búsqueda	Fuente	Filtro Aplicado
Alessandra Paula Suarez Paz	2017	"ortesis" Y "rodilla" Y "adultos mayores"	Google Académico	Intervalo de tiempo: 2017 N°Resultados: 26
		"rodilla" Y "movimiento"	Google Académico	Intervalo de tiempo: 2017 N°Resultados: 7970
		"rodilla" Y "movimiento" Y "servomotor"	Google Académico	Intervalo de tiempo: 2017 N°Resultados: 755
		"planetary" AND "joints" AND "orthosis" AND "knee"	IEEE Xplore	Intervalo de tiempo: 2017 N°Resultados: 49
		"planetary" AND "joints" AND "orthosis"	IEEE Xplore	Intervalo de tiempo: 2017 N°Resultados: 60
Christoffer Angel Vasquez Chirito	2022	"orthotic" Y "gonarthrosis"	Google Académico	Intervalo de tiempo: 2022 N°Resultados: 9
		"osteoarthritis" and "knee"	Charles University Digital Repository	Date Issued: 2022 N°Resultados: 1
		"biomechanical" and "knee"	Google Académico	Intervalo de tiempo: 2022 N°Resultados: 475
		"orthosis" and "knee"	Springer Link	Intervalo de tiempo: 2022 N°Resultados: 12

Figura 4: Extracto de tabla de Ecuación de búsqueda

### 2.3.2. Análisis Morfológico

El análisis morfológico es una técnica analítica combinatoria, su aplicación se centra en la exploración de las posibilidades existentes de que un sistema particular se desarrolle conforme a las nuevas tecnologías. Este método tiene tres etapas fundamentales que están diferenciadas en: el análisis, la combinación y la búsqueda morfológica, estas etapas están comprendidas en 5 pasos.

1. Primer Paso: Definición del tema Se debe especificar claramente cuál es el problema que estudiar para poder descomponerlo en sus elementos más básicos o cual es el tema de investigación que se desea realizar.

**Tema original:**

Órtesis posturales y estabilizadoras para adultos mayores afectados con gonartrosis en una articulación diartrosis condílea en impresión 3D y controlado por un Sistema Embebido

Figura 5: Planteamiento del tema inicial

2. Segundo Paso: Identificación y caracterización Se debe identificar 40 documentos que tengan relación directa e indirecta Una vez recolectados, se procede a caracterizarlos, es decir, se debe filtrar y obtener 20 documentos Para la caracterización se debe tener en cuenta que los documentos deben ser pertinentes y relevantes para la investigación. Finalmente, se hace una última caracterización para obtener los 10 documentos principales que se deben utilizar si o si en el desarrollo del tema de investigación

Integrantes	Año	Ecuación de Búsqueda	Fuente	Filtro Aplicado	Bibliografía	Enlace	Tipo de Fuente
Alexandra Paula Suarez Paz	2017	"ortesis" Y "rodilla" Y "adultos mayores"	Google Académico	Intervalo de tiempo: 2017 N° Resultados: 36	Chouka, M. C., Pilonica, C. E. A., Cortés, M. E. D., Sánchez, J. D., Franco, J. P. F., Hernández, P. J. L., ... y Ramirez, D. V. (2017). Recomendaciones sobre diagnóstico, prevención y tratamiento farmacológico y no farmacológico de la coxartrosis (OA) de rodilla. <i>Revista Colombiana de Medicina Física y Rehabilitación</i> , 27(2), 160-184. <a href="https://revistascmf.org/index.php/cmfr/article/view/196">https://revistascmf.org/index.php/cmfr/article/view/196</a>	<a href="https://revistascmf.org/index.php/cmfr/article/view/196">https://revistascmf.org/index.php/cmfr/article/view/196</a>	Artículos científicos
		"rodilla" Y "movimiento"	Google Académico	Intervalo de tiempo: 2017 N° Resultados: 7970	Gómez, M. (2017). <i>Ajuste de un modelo de rodilla basado en el mecanismo de para movimientos plano, espacio plano y espacio para caminar y movimiento</i> [Tesis de Pregrado, Escuela Politécnica Nacional] BBDigital. <a href="http://biblioteca.ecn.edu.ec/handle/15000/17948">http://biblioteca.ecn.edu.ec/handle/15000/17948</a>	<a href="http://biblioteca.ecn.edu.ec/handle/15000/17948">http://biblioteca.ecn.edu.ec/handle/15000/17948</a>	Tesis
		"rodilla" Y "movimiento" Y "servomotor"	Google Académico	Intervalo de tiempo: 2017 N° Resultados: 755	Moya, A. (2017). <i>Dispositivo adaptable a servomotor para la rehabilitación de la articulación de la rodilla</i> [Tesis de pregrado, Universidad de Málaga]. Repositorio Institucional Universidad de Málaga. <a href="https://uma.es/uma-es/uma/handle/10630/12663">https://uma.es/uma-es/uma/handle/10630/12663</a>	<a href="https://uma.es/uma-es/uma/handle/10630/12663">https://uma.es/uma-es/uma/handle/10630/12663</a>	Tesis
		"planetary" AND "joints" AND "orthosis" AND "knee"	IEEE Xplore	Intervalo de tiempo: 2017 N° Resultados: 49	Yusuf, A. S., Che Ani, A. I., Hussain, Z., Hamzah, N., Boudville, R., & Rahman, M. F. A. (2017). Back-divisibility of powered knee orthosis for knee free saving and knee extension. <i>IEEE International Conference on Control System, Computing and Engineering (ICCSCE)</i> , 7, 31-335. <a href="https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/7934422">https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/7934422</a>	<a href="https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/7934422">https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/7934422</a>	Artículos científicos
		"planetary" AND "joints" AND "orthosis"	IEEE Xplore	Intervalo de tiempo: 2017 N° Resultados: 60	Zhu, H., Doan, J., Steiner, C., Lu, G., Chen, T., & Gregg, R. (2017). Design and validation of a torque dense, highly backdrivable powered knee ankle orthosis. <i>IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)</i> , 504-510. <a href="https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/7930062">https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/7930062</a>	<a href="https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/7930062">https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/7930062</a>	Artículos científicos
Christopher Angel Vazquez Chirio	2022	"orthotic" Y "gonarthrosis"	Google Académico	Intervalo de tiempo: 2022 N° Resultados: 9	Fernandez, N., Silva, F., Carvalho, O., & Leal, A. (2002). Effect of lower limb orthoses on cartilage in patients with knee osteoarthritis: a narrative review. <i>Prosthetics and Orthotics International</i> . <a href="https://journals.lww.com/pojournal/Abstract/9900/Effect_of_lower_limb_orthoses_on_cartilage_in_32.aspx">https://journals.lww.com/pojournal/Abstract/9900/Effect_of_lower_limb_orthoses_on_cartilage_in_32.aspx</a>	<a href="https://journals.lww.com/pojournal/Abstract/9900/Effect_of_lower_limb_orthoses_on_cartilage_in_32.aspx">https://journals.lww.com/pojournal/Abstract/9900/Effect_of_lower_limb_orthoses_on_cartilage_in_32.aspx</a>	Artículos científicos
		"osteoarthritis" and "knee"	Charles University Digital Repository	Date issued: 2022 N° Resultados: 9	Lee, W. (2022). <i>Case study of physiotherapeutic treatment of a patient after Total Knee Replacement</i> . [Tesis de pregrado, Charles University]. Charles University Digital Repository. <a href="http://hdl.handle.net/20.500.11956/171233">http://hdl.handle.net/20.500.11956/171233</a>	<a href="http://hdl.handle.net/20.500.11956/171233">http://hdl.handle.net/20.500.11956/171233</a>	Tesis
		"biomechanical" and "knee"	Google Académico	Intervalo de tiempo: 2022 N° Resultados: 475	Freire, J.P.C.D. et al. (2022). Mechanical Design of an Active Hip and Knee Orthosis for Rehabilitation Applications. <i>Brazilian Congress on Biomedical Engineering</i> , 83(5). <a href="https://www.litlink.com.br/chapter/10.1007/978-3-030-70601-2_97">https://www.litlink.com.br/chapter/10.1007/978-3-030-70601-2_97</a>	<a href="https://www.litlink.com.br/chapter/10.1007/978-3-030-70601-2_97">https://www.litlink.com.br/chapter/10.1007/978-3-030-70601-2_97</a>	Artículos científicos
		"orthosis" and "knee"	Springer Link	Intervalo de tiempo: 2022 N° Resultados: 12	Puigercer, S., Baydal, J., Piqueras, P., Soriano, C., Uriel, J., Requena, J., Iordanov, D., Bermejo, I., Fernández, L., Fernández, P., Gallego, G. y Martínez, L. (2019). Co-creación + Biomecánica: claves de éxito para el diseño de ortesis de rodilla. <i>Revista de biomecánica</i> , 66, 68-79. <a href="https://doi.org/10.1016/j.rvbm.2019.04.004">https://doi.org/10.1016/j.rvbm.2019.04.004</a>	<a href="https://doi.org/10.1016/j.rvbm.2019.04.004">https://doi.org/10.1016/j.rvbm.2019.04.004</a>	Artículos científicos
Claudia Milagros Paez Palomino	2019	"rodilla" Y "ortesis"	Dialnet	Tipo de documento: Artículo de revista N° Resultados: 17	Junquera, I. (2019). <i>Sistema de ayuda a la rehabilitación de pacientes con distorsión en extremidades inferiores</i> . [Tesis de pregrado, Universidad de Valladolid] UvaDOC. <a href="https://uvadoc.uva.es/handle/10324/38817">https://uvadoc.uva.es/handle/10324/38817</a>	<a href="https://uvadoc.uva.es/handle/10324/38817">https://uvadoc.uva.es/handle/10324/38817</a>	Tesis
		"ortosis" AND "knee"	Science Direct	Intervalo de tiempo: 2019 Tipo de artículo: De investigación N° Resultados: 27	Leite, M., Soares, B., Lopes, V., Santos, D., & Silva, M. (2019). Design for personalized medicine in orthosis and prosthetics. <i>Procedia CIRP</i> , 84, 457-461. <a href="https://doi.org/10.1016/j.procir.2019.04.254">https://doi.org/10.1016/j.procir.2019.04.254</a>	<a href="https://doi.org/10.1016/j.procir.2019.04.254">https://doi.org/10.1016/j.procir.2019.04.254</a>	Artículos científicos
		"ortosis" Y "rodilla"	Repositorio Institucional de la UNALM	Intervalo de tiempo: 2019 N° Resultados: 1	Herrera, P. (2019). <i>Ortesis preventivo y de rehabilitación para rodilla. Financ</i> . [Tesis de licenciatura, Universidad Nacional Autónoma de México] Repositorio de Tesis DGBSOL. <a href="https://repositorio.unam.mx/handle/UNAM/TC00100078654">https://repositorio.unam.mx/handle/UNAM/TC00100078654</a>	<a href="https://repositorio.unam.mx/handle/UNAM/TC00100078654">https://repositorio.unam.mx/handle/UNAM/TC00100078654</a>	Tesis
Dangel Alexander Sanchez Quipe	2020	"ortosis" Y "rodilla"	Dialnet	Intervalo de tiempo: 2020 N° Resultados: 1	Florian, M. (2020). <i>Neuromusculoskeletal human multibody models for the gait of healthy and spinal cord-injured subjects</i> . [Tesis de doctorado, Universidad de Coruña] Repositorio de Tesis Universidad de Coruña. <a href="https://hdl.handle.net/10261/132188">https://hdl.handle.net/10261/132188</a>	<a href="https://hdl.handle.net/10261/132188">https://hdl.handle.net/10261/132188</a>	Tesis
		"orthosis" AND "knee"	Science Direct	Intervalo de tiempo: 2020 N° Resultados: 356	Walck, C., Huayamave, V., Osabiro, D., Furman, T., & Farnese, T. (2020). A patient-specific lower extremity biomechanical analysis of a knee orthosis during a deep squat movement. <i>Medical Engineering &amp; Physics</i> , Volume 86, 2020, 1. <a href="https://doi.org/10.1016/j.medengphys.2020.04.027">https://doi.org/10.1016/j.medengphys.2020.04.027</a>	<a href="https://doi.org/10.1016/j.medengphys.2020.04.027">https://doi.org/10.1016/j.medengphys.2020.04.027</a>	Artículos científicos
		"joints" AND "orthosis" AND "knee"	Google Académico	Intervalo de tiempo: 2020 N° Resultados: 74	Lee, D., Kwak, E., McClain, B., Kang, J., & Young, A. (2020). Effects of Assistance During Early Stance Phase Using a Robotic Knee Orthosis on Energetic, Muscle Activity, and Joint Mechanics During Incline and Decline Walking. <i>IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering</i> , 28(4), 814-823. doi: 10.1109/TNSRE.2020.2927233	<a href="https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/9088668">https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/9088668</a>	Artículos científicos
		"passive" AND "dynamic" AND "orthosis" AND "knee"	Google Académico	Intervalo de tiempo: 2020 N° Resultados: 1460	Lahiff, C., Reed, K., Kim, S., & Ramakrishnan, T. (2020) Knee orthosis with variable stiffness and damping. <i>USF Patents</i> , 1190. <a href="https://scholarcommons.usf.edu/usf_patents/1190">https://scholarcommons.usf.edu/usf_patents/1190</a>	<a href="https://scholarcommons.usf.edu/usf_patents/1190">https://scholarcommons.usf.edu/usf_patents/1190</a>	Artículos científicos

Figura 6: Más de 40 fuentes

Año	Bibliografía	Tipo	Palabras clave
2019	Junquera, I. (2019). <i>Sistema de ayuda a la rehabilitación de pacientes con distorsión en extremidades inferiores</i> . [Tesis de pregrado, Universidad de Valladolid] UvaDOC. <a href="https://uvadoc.uva.es/handle/10324/38817">https://uvadoc.uva.es/handle/10324/38817</a>	Tesis	rehabilitación, personas mayores, arduino
2019	Puigercer, S., Baydal, J., Piqueras, P., Soriano, C., Uriel, J., Requena, J., Iordanov, D., Bermejo, I., Fernández, L., Fernández, P., Gallego, G. y Martínez, L. (2019). Co-creación + Biomecánica: claves de éxito para el diseño de ortesis de rodilla. <i>Revista de biomecánica</i> , 66, 68-79. <a href="https://doi.org/10.1016/j.rvbm.2019.04.004">https://doi.org/10.1016/j.rvbm.2019.04.004</a>	Artículos científicos	ortopedia, CAD, adaptación
2022	Fernandez, N., Silva, F., Carvalho, O., & Leal, A. (2002). Effect of lower limb orthoses on cartilage in patients with knee osteoarthritis: a narrative review. <i>Prosthetics and Orthotics International</i> . <a href="https://journals.lww.com/pojournal/Abstract/9900/Effect_of_lower_limb_orthoses_on_cartilage_in_32.aspx">https://journals.lww.com/pojournal/Abstract/9900/Effect_of_lower_limb_orthoses_on_cartilage_in_32.aspx</a>	Artículos científicos	ortesis
2022	Freire, J.P.C.D. et al. (2022). Mechanical Design of an Active Hip and Knee Orthosis for Rehabilitation Applications. <i>Brazilian Congress on Biomedical Engineering</i> , 83(5). <a href="https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-030-70601-2_97">https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-030-70601-2_97</a>	Artículos científicos	rehabilitación
2020	Cajigas Melgoza, JC, Ariza Andraca, R., Espinosa Morales, R., Méndez Medina, C., Mirassou Ortega, M., Robles San Román, M., Santillán Barrera, E., Trillo Aparicio, GI, Ventura Ríos, L., Weiss Skivinsky, S., Bello, AE, Velasco, JA, y Cantú Ruiz, AT (2011). Guía de práctica clínica basada en la evidencia para el diagnóstico y tratamiento de la osteoartritis. <i>Medicina Interna de México</i> , 27(6), 552-572. <a href="https://www.medigraphic.com/pdfs/medintmex/mim-2011/mim116h.pdf">https://www.medigraphic.com/pdfs/medintmex/mim-2011/mim116h.pdf</a>	Artículos científicos	Diagnóstico, rehabilitación, osteoartritis, rodilla.
2021	Jimenez, A. (2021). <i>Diseño conceptual de un dispositivo mecatrónico para la rehabilitación y monitoreo de rodilla en pacientes mayores de 45 años diagnosticados con gonartrosis leve o moderada</i> . [Tesis de Licenciatura, Pontificia Universidad Católica]. Repositorio Digital de Tesis y Trabajos de Investigación PUCP. <a href="https://tesis.pucp.edu.pe/repositorio/handle/20.500.12404/18519">https://tesis.pucp.edu.pe/repositorio/handle/20.500.12404/18519</a>	Tesis	Personas mayores, PLC, exoesqueleto, amortiguación variable
2021	Salamanca, J. (2021). <i>Diseño de órtesis de rodilla para monitoreo de variables mecánicas de interés en rehabilitación kinesiológica</i> . [Tesis de Licenciatura, Universidad de Chile]. Repositorio Académico de la Universidad de Chile. <a href="https://repositorio.uchile.cl/handle/2250/180781">https://repositorio.uchile.cl/handle/2250/180781</a>	Tesis	Impresión 3D, Arduino UNO, CAD
2020	Lahiff, C., Reed, K., Kim, S., & Ramakrishnan, T. (2020) Knee orthosis with variable stiffness and damping. <i>USF Patents</i> , 1190. <a href="https://scholarcommons.usf.edu/usf_patents/1190">https://scholarcommons.usf.edu/usf_patents/1190</a>	Artículos científicos	ortesis, rodilla, rigidez y amortiguación variables , amortiguador de resorte, fluido magnetorreológico (MRF)
2020	Schwarze, M., Bartsch, L., Block, J., Wolf, S. & Alimusaj, M. (2020). Insoles, knee braces and ankle-foot orthoses in the treatment of medial gonarthrosis : A literature review. <i>Der Orthopade</i> . <a href="https://europespmc.org/article/med/31471643">https://europespmc.org/article/med/31471643</a>	Artículos científicos	Tratamiento, ortesis
2021	Kalita, B., Narayan, J., & Dwivedy, S. (2021). Development of Active Lower Limb Robotic-Based Orthosis and Exoskeleton Devices: A Systematic Review. <i>International Journal Of Social Robotics</i> , 13(4), 775-793. <a href="https://doi.org/10.1007/s12369-020-00662-9">https://doi.org/10.1007/s12369-020-00662-9</a>	Artículos científicos	rehabilitación, miembro inferior, ortesis, exoesqueleto
2018	Rodríguez, E. & De La Corte, H. (2019). The role of orthoses in knee osteoarthritis. <i>Hospital Practice</i> , 47(1). <a href="https://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/21548331.2018.1527168">https://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/21548331.2018.1527168</a>	Artículos científicos	ortesis, rodilla
2020	Lanas, D., Lanas-Perez, J., Mayorga, L. E., y Garcia, M. V. (2020). Análisis biomecánico de esfuerzos de la rodilla basado en reconstrucción digital de imagen. <i>Revista Iberoica de Sistemas e Tecnologías de Información</i> , (E27), 690-703. <a href="https://www.proquest.com/openview/92966bde2a47ca616bcf72bca2eb3ae/">https://www.proquest.com/openview/92966bde2a47ca616bcf72bca2eb3ae/</a>	Artículos científicos	Simulación, esfuerzo, rodilla

Figura 7: Primer filtrado: 20 fuentes

N°	Año	Bibliografía	Tipo	Palabras clave
1	2019	Puigcercer, S., Baydal, J., Piqueras, P., Soriano, C., Uriel, J., Requena, J., Jordanov, D., Bermejo, L., Fernández, L., Fernández, P., Gallego, G. y Martínez, L. (2019). Co-creación + Biomecánica: claves de éxito para el diseño de ortesis de rodilla. <i>Revista de Biomecánica</i> , 66, 68-79. <a href="https://dialnet.unirioja.es/servlet/articulo?codigo=7437353">https://dialnet.unirioja.es/servlet/articulo?codigo=7437353</a>	Artículos científicos	ortopedia, CAD, adaptacion
2	2021	Jimenez, A. (2021). <i>Diseño conceptual de un dispositivo mecatrónico para la rehabilitación y monitoreo de rodilla en pacientes mayores de 45 años diagnosticados con gonartrosis leve o moderada</i> . [Tesis de Licenciatura, Pontificia Universidad Católica]. Repositorio Digital de Tesis y Trabajos de Investigación PUCP. <a href="https://tesis.pucp.edu.pe/repositorio/handle/20.500.12404/18519">https://tesis.pucp.edu.pe/repositorio/handle/20.500.12404/18519</a>	Tesis	Personas mayores, PLC, exoesqueleto
3	2021	Salamanca, J. (2021). <i>Diseño de ortesis de rodilla para monitoreo de variables mecánicas de interés en rehabilitación kinesiológica</i> . [Tesis de Licenciatura, Universidad de Chile]. Repositorio Académico de la Universidad de Chile. <a href="https://repositorio.uchile.cl/handle/2250/180761">https://repositorio.uchile.cl/handle/2250/180761</a>	Tesis	Impresión 3D, Arduino UNO.
4	2020	Lahiff, C., Reed, K., Kim, S., & Ramakrishnan, T. (2020) Knee orthosis with variable stiffness and damping. <i>USF Patents</i> . 1190. <a href="https://scholarcommons.usf.edu/usf_patents/1190">https://scholarcommons.usf.edu/usf_patents/1190</a>	Artículos científicos	ortesis, rodilla, rigidez y amortiguacion variables, amortiguador de resorte, fluido magnetorreológico (MRF)
5	2021	Kalita, B., Narayan, J., & Dwivedy, S. (2021). Development of Active Lower Limb Robotic-Based Orthosis and Exoskeleton Devices: A Systematic Review. <i>International Journal Of Social Robotics</i> , 13(4), 775-793. <a href="https://doi.org/10.1007/s12369-020-00662-9">https://doi.org/10.1007/s12369-020-00662-9</a>	Artículos científicos	rehabilitación, miembro inferior, ortesis, exoesqueleto
6	2017	López-Gutiérrez, R., Aguilar-Sierra, H., & Lozano, R. (2017). Adaptive Control in Passive rehabilitation routines using ELLTIO. <i>Mexican Journal of Biomedical Engineering</i> , 38(2), 458-478. <a href="https://doi.org/10.17468/RMIB-38-2-3">https://doi.org/10.17468/RMIB-38-2-3</a>	Artículos científicos	"ortesis" y "rodilla"
7	2017	Dos Santos, W. M., Caurin, G., & Siqueira, A. (2015). Design and control of an active knee orthosis driven by a rotary Series Elastic Actuator. <i>Control Engineering Practice</i> , 58, 307-318. <a href="http://dx.doi.org/10.1016/j.conengprac.2015.09.008">http://dx.doi.org/10.1016/j.conengprac.2015.09.008</a>	Artículos científicos	"orthosis" y "knee"
8	2020	Walck, C., Huayamave, V., Oebahr, D., Furman, T. & Farnese, T. (2020). A patient-specific lower extremity biomechanical analysis of a knee orthotic during a deep squat movement. <i>Medical Engineering &amp; Physics</i> , Volume 80, 2020,1-7. <a href="https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2020.04.007">https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2020.04.007</a>	Artículos científicos	ortesis de articulación de rodilla (KJO) con resorte no lineal (NLSL).
9	2017	Moya, A. (2017). <i>Dispositivo acoplable a servomotor para la rehabilitación de la articulación de la rodilla</i> [Tesis de pregrado, Universidad de Málaga]. Repositorio Institucional Universidad de Málaga. <a href="https://numa.uma.es/xmlui/handle/10830/12663">https://numa.uma.es/xmlui/handle/10830/12663</a>	Tesis	diseño, dimensiones, anatomía
10	2017	Gómez, M. (2017). <i>Ajuste de un modelo de rodilla basado en el mecanismo 4R para movimientos planos, usando video análisis para capturar el movimiento</i> [Tesis de Pregrado, Escuela Politécnica Nacional]. BIBDigital. <a href="http://bibdigital.epn.edu.ec/handle/15000/17948">http://bibdigital.epn.edu.ec/handle/15000/17948</a>	Tesis	ejes de rotación, anatomía,

Figura 8: Segund filtrado: 10 fuentes

3. Tercer Paso: Construcción de la caja morfológica Se debe identificar los 3 términos que están involucrados en los 20 documentos que se realizará en la investigación Una vez identificado los términos, se debe empezar a encontrar todos temas específicos de cada término que se encuentran en los documentos. A partir de los 3 términos se forma la caja morfológica y se debe colocar los 20 documentos obtenidos de la primera caracterización en la caja morfológica en forma de números.

Diseño	Mecanismo	Aplicación	Estructura
Arduino	amortiguacion variables	Rehabilitacion	Dimensiones
CAD	amortiguador de resorte	Anatomia	PLC (Programmable Logic Controller)
Impresión 3D	fluido magnetorreológico (MRF)	Personas mayores	eje de rotación

Figura 9: Caja Morfológica

Análisis Morfológico	Mecanismo		
	Diseño	Amortiguación variable	Amortiguador de resorte
Arduino	1, 10, 6, 8	1, 10	1, 10 y 8
CAD	2, 7, 6, 8	2, 7 y 8	2, 7 y 8
Impresión 3D	7, 6, 8	7 y 8	7 y 8

Figura 10: Caja Morfológica 1

Análisis Morfológico	Aplicación		
	Diseño	Rehabilitación	Anatomía
Arduino	1, 7	1,7, 20	1
CAD	7, 20	7, 20	2
Impresión 3D	1,7,20	1,7	1,2

Figura 11: Caja Morfológica 2



Análisis Morfológico	Mecanismo		
Estructura	Amortiguación variable	Amortiguador de resorte	Fluido magnetorreológico
Dimensiones	6, 8	20	-
PLC	6	6	-
Eje de rotación	6	19	8

Figura 12: Caja Morfológica 3

Análisis Morfológico	Estructura		
Diseño	Dimensiones	PLC	Eje de rotación
Arduino	20	6	20
CAD	2, 7	6,7	20
Impresión 3D	7	6,7	7, 20

Figura 13: Caja Morfológica 4

Análisis Morfológico	Estructura		
Aplicación	Dimensiones	PLC	Eje de rotación
Arduino	1, 7	1, 6 y 7	7
CAD	2, 7	7	-
Impresión 3D	7	-	7

Figura 14: Caja Morfológica 5

Análisis Morfológico	Mecanismo		
Aplicación	Amortiguación variable	Amortiguador de resorte	Fluido magnetorreológico
Rehabilitación	6	8,5,1,4,6	4,5
Anatomía	6	8	8
Personas mayores	6,2	8	2

Figura 15: Caja Morfológica Final

4. Cuarto Paso: Combinar posibilidades Con la caja morfológica completa con todos los números de los 20 documentos se empieza a obtener todas las posibles combinaciones de los temas. Se debe tener en cuenta que hay combinaciones de temas que ya se han estudiado o trabajado y hay combinaciones de temas que no se han estudiado, lo que significa hay vacíos de investigación.

**Combinaciones:**

- Diseño de impresión 3D con amortiguador variable para rehabilitación
- Diseño CAD con un amortiguador de resorte para personas mayores
- Diseño CAD con un amortiguador de resorte y PLCs para la rehabilitación de personas mayores
- Diseño en CAD con amortiguación variable para rehabilitación
- Diseño en CAD para personas mayores con amortiguación
- Diseño en 3D con amortiguación de resorte para personas mayores

Figura 16: Posibles combinaciones

5. Quinto Paso: Evaluación y análisis Una vez que se haya obtenido todas las posibilidades de combinaciones, se debe evaluar las ideas a partir de la viabilidad y aplicabilidad. Trata de considerar varios criterios como tiempo, costos, viabilidad económica, conocimientos, entre otras. Con esta técnica se puede obtener temas

específicos de investigación que se toma en cuenta para la realización de un proyecto de investigación o temas de aplicación de cómo se realizó dichas investigaciones.

**Tema específico:**

Diseño CAD con un mecanismo de ejes planetarios para la rehabilitación de personas mayores

Figura 17: Tema específico

En la Figura 17 se observa que no aparece el término de "amortiguador de resorte" puesto que fue cambiado por el término "mecanismo de ejes planetarios". Este cambio se debe a que durante el proceso de los siguientes pasos para el desarrollo del proyecto, se encontró una mejor viabilidad, practicidad y factibilidad en relación con el uso del mecanismo de ejes planetarios el lugar del uso de amortiguador de resorte.

### 3. Objetivos

#### 3.1. Objetivo General

Diseñar una órtesis pasiva y activa para adultos mayores con gonartrosis.

#### 3.2. Objetivos Específicos

- Realizar una revisión bibliográfica de proyectos previos relacionados con la gonartrosis.
- Analizar el movimiento mecánico de la articulación diartrosis condílea.
- Determinar los parámetros de diseño de la órtesis.
- Seleccionar los actuadores y componentes electrónicos.
- Realizar el diseño electrónico.
- Integrar los parámetros de diseño.

#### 3.3. IDEF 0

El IDEF 0 es una técnica que representa las actividades de un sistema de forma jerárquica y estructurada. Esta metodología se realiza a través de gráficos y/o diagramas, que presentan un flujo de procesos y subprocesos para lograr la productividad de dichas actividades. A continuación, se precisa la representación de una actividad.

- Mecanismos: Son los recursos necesarios para efectuar una actividad. Se colocan al lado inferior.
- Control: Son objetos que regulan cuando, como y si la actividad se ejecutará o no. Se colocan al lado superior.
- Entradas: Son el material y/o la información consumida por una actividad para producir salidas. Se colocan al lado izquierdo.
- Salidas: Son los objetos producidos por la actividad. Se colocan al lado derecho.

Por ello, se presenta un diagrama general A0 con sus respectivos 6 procesos para lograr diseñar órtesis pasivas y activas como se muestra en las dos figuras 18 y 19. Posteriormente, cada proceso se detalla en sus respectivos subprocesos a través de diagramas.

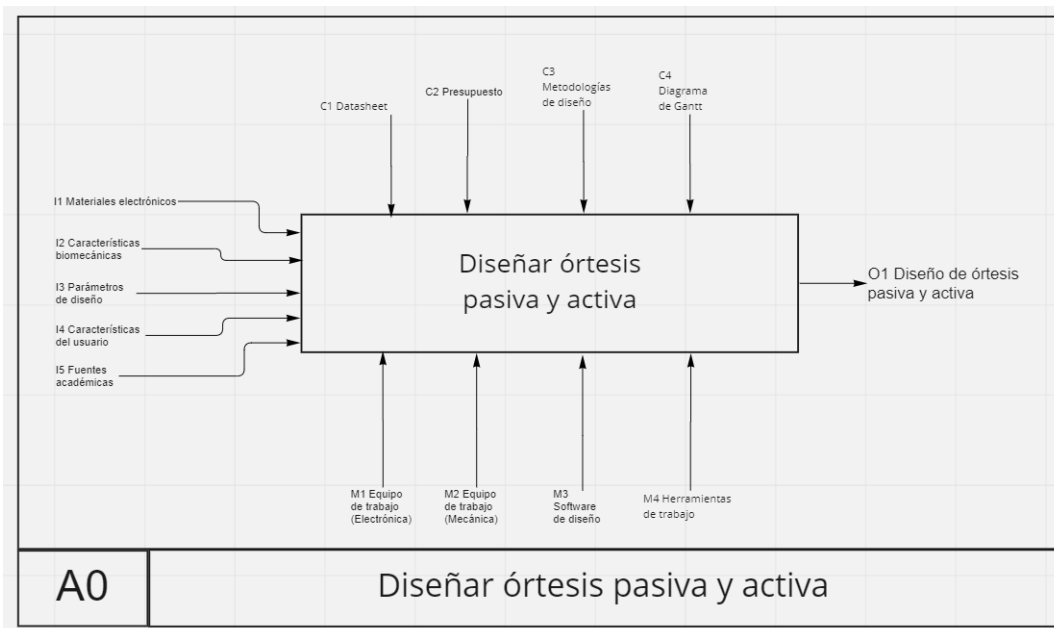


Figura 18: Diagrama A0 General

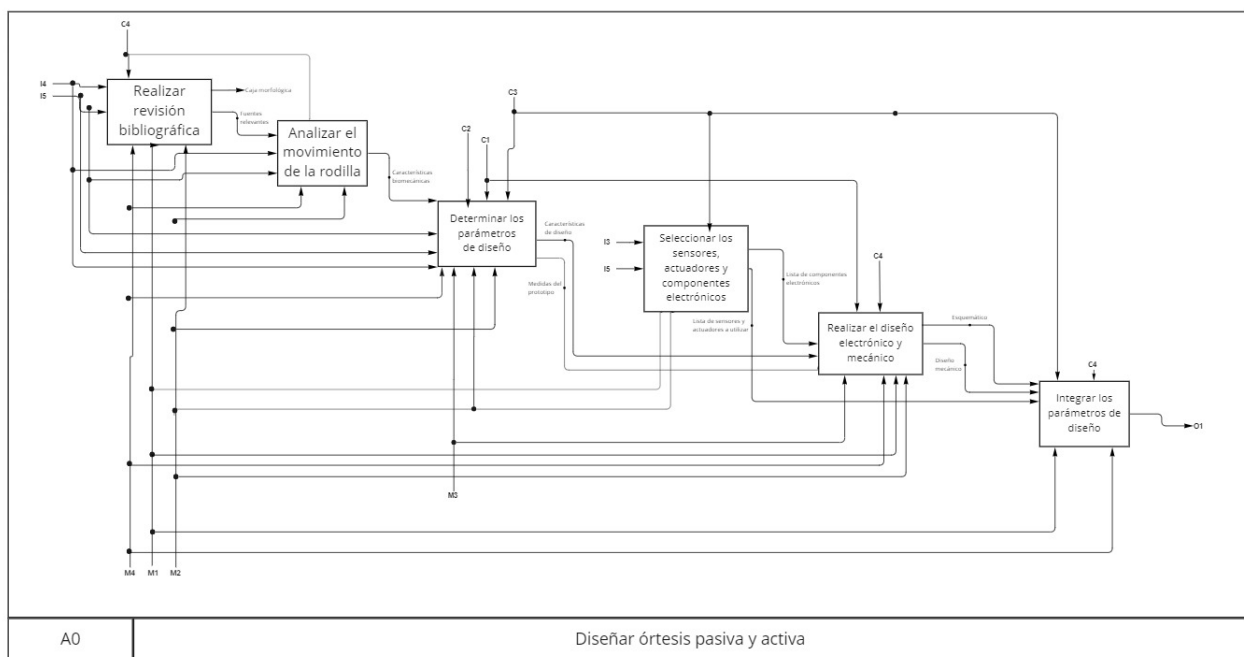


Figura 19: Diagrama A0 con sus respectivos 6 procesos

### 3.3.1. A1: Morfológico

Este proceso se basa en la revisión bibliográfica de las fuentes. Tiene cuatro subprocesos: buscar cuarenta fuentes, seleccionar veinte fuentes, seleccionar diez fuentes y construir la caja morfológica. Los controles, mecanismos, entradas y salidas se detallan en la Figura 20

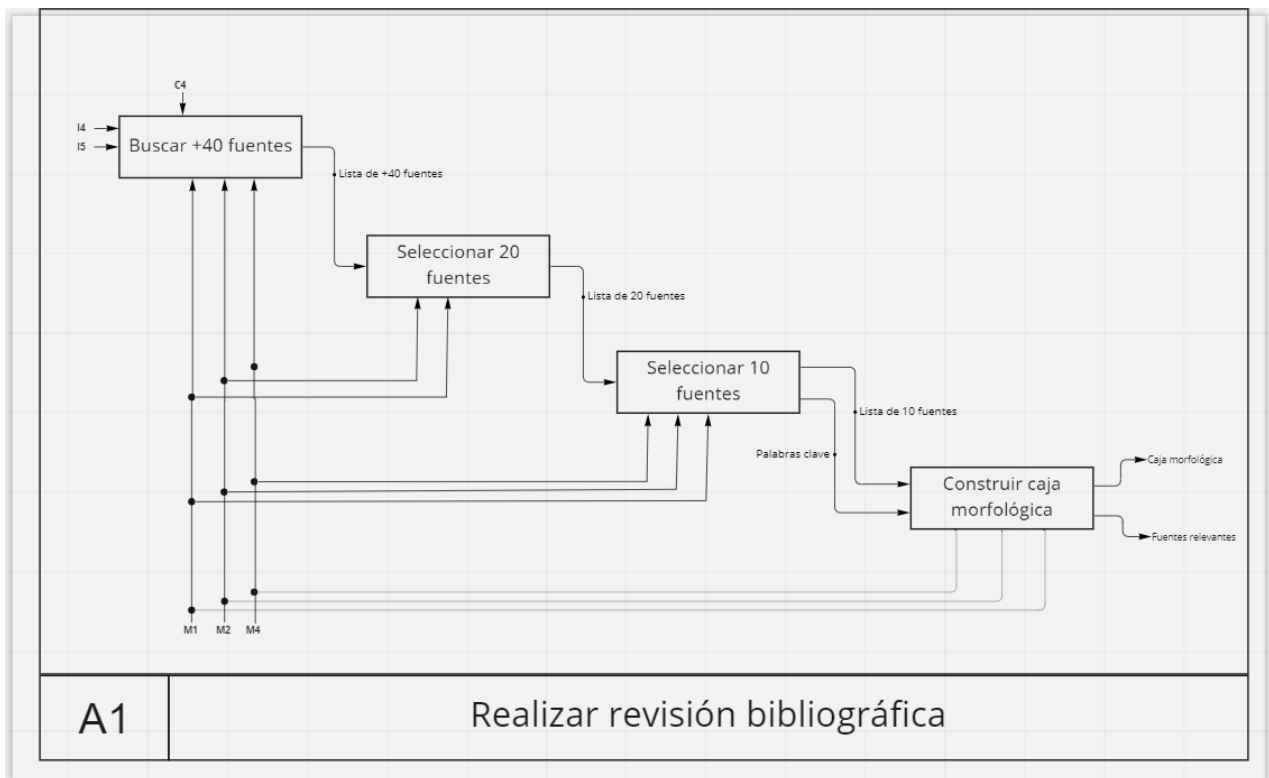


Figura 20: Diagrama A1: Revisión bibliográfica

Con ello, el desarrollo de esta etapa del proyecto fue descrita en la Subsección 2.3 del presente informe.

### 3.3.2. A2: Análisis de la rodilla

Este proceso se basa en el análisis del movimiento de la rodilla. Para ello, es necesario llevar a cabo cuatro subprocesos: seleccionar y analizar fuentes específicas sobre la rodilla; describir los huesos, ligamentos y meniscos de la rodilla; definir los movimientos realizados por la rodilla y los ángulos permitidos; y finalmente hacer un análisis de las fuerzas, grados de libertad y movilidad de la rodilla para obtener el modelo matemático codificado en MATLAB. Así como se menciona en el anterior proceso, los controles, mecanismos, entradas y salidas se detallan en la Figura 21, que se presenta a continuación:

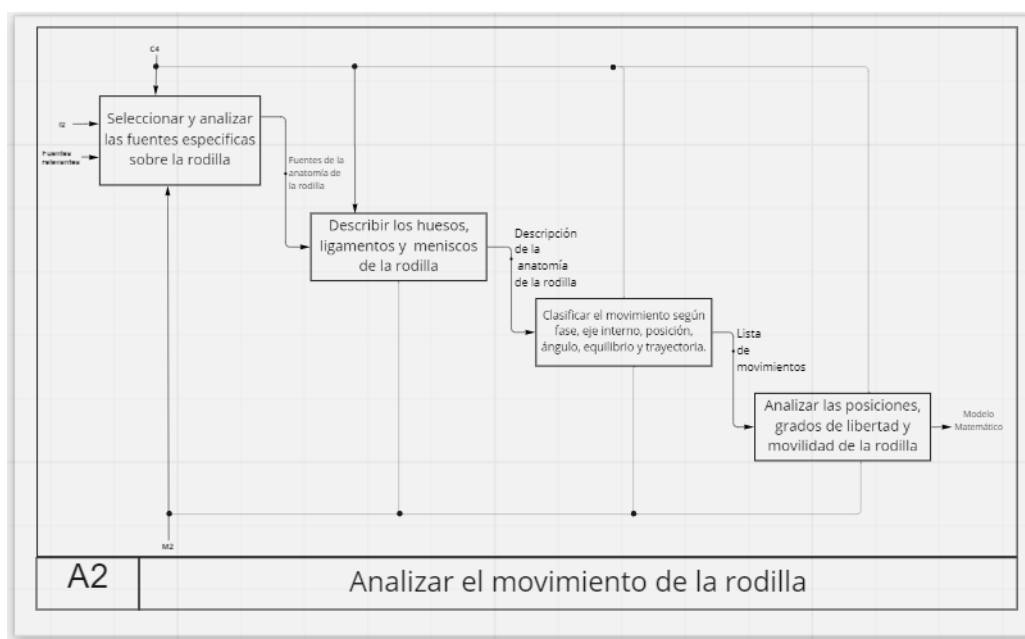


Figura 21: Diagrama A2: Analizar el movimiento de la rodilla

## 1. Primer Paso:

Se realizó la selección y el análisis de fuentes específicas sobre la rodilla para obtener referencias sobre la anatomía de la rodilla. Estas serán de utilidad para el desarrollo del siguiente paso. Para ello, se necesitó de las fuentes relevantes elegidas durante el análisis morfológico, así como de otras fuentes que complementan la información a usar relacionadas con el tema de características biomecánicas de la rodilla. Asimismo, cabe resaltar que este paso fue desarrollado por el equipo de trabajo de mecánica y planificado mediante el diagrama de Gantt.

Estas son las fuentes elegidas que se utilizarán para el siguiente paso:

- a) [5]
- b) [7]
- c) [8]
- d) [9]
- e) [10]
- f) [11]
- g) [12]
- h) [13]
- i) [14]
- j) [4]

## 2. Segundo Paso:

Se describió los huesos, ligamentos y meniscos de la rodilla para obtener una descripción detallada de la anatomía de la rodilla. Para ello, se necesitó de las fuentes de la anatomía de la rodilla seleccionadas en el paso anterior por los integrantes del equipo de mecánica, que también son los encargados del desarrollo de este paso. Cabe resaltar que este objetivo se llevó a cabo con la planificación del diagrama de Gantt y su descripción se mostrará en breve:

Primeramente, para conocer un poco de la anatomía de la rodilla se debe saber que es una articulación sinovial, es decir, que está envuelta en una cápsula articular, como se muestra en la Figura 22. Esta última está compuesta por una capa externa formada por fibras de colágeno y una capa interna formada por membranas, en donde se produce el líquido sinovial.

El líquido sinovial actúa como lubricante y está compuesto de proteínas y plasma. Entre sus principales funciones se encuentra minimizar el desgaste de las diferentes estructuras que componen la articulación debido a la fricción ocasionada por el movimiento, eliminar los residuos de trabajo articular y patógenos, así como nutrir las células del cartílago. Este último protege a todos los huesos en su zona de contacto para que no sufran daños estructurales[5].

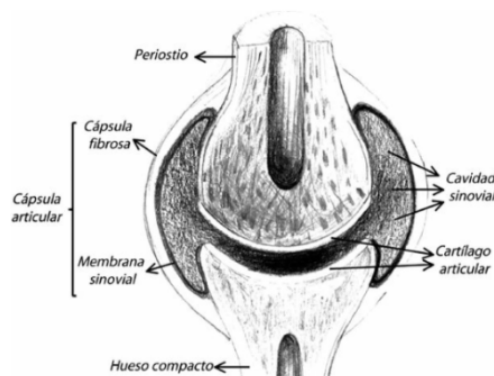


Figura 22: Vista general de la anatomía de la rodilla

### a) Huesos

La rodilla está conformada por 3 huesos principales: el fémur, la rótula y la tibia. Asimismo, se integra el peroné con menor relevancia debido a que presenta muy poco movimiento en la articulación. Estas estructuras son relevantes para familiarizarnos con la anatomía de la rodilla y comprender su movimiento. De esa manera, se detallarán en los siguientes párrafos y visualizarán en la Figura 23:

- Fémur

Es el hueso más largo y fuerte del cuerpo humano. Este está compuesto por dos extremidades. La superior es una cabeza articular redondeada, que sobresale medialmente y la extremidad inferior sirve como soporte para dirigir el cuerpo hacia el extremo superior de la tibia[14]. La extremidad distal, que es el otro nombre de la inferior cuenta con dos cóndilos de gran tamaño dispuestos medial y lateralmente, de tal forma que entran en contacto con la tibia y de esa forma transfieren el peso del fémur a la parte inferior. Por un lado, el cóndilo lateral es más sólido y robusto que el medial, aunque no es tan prominente como el anterior y se encuentra medialmente para abajo de forma horizontal[12].

Por otro lado, existen dos epicóndilos lateral y medial que se encuentran lateralmente a los cóndilos. A su vez, existe la fosa intercondilar, la cual separa los cóndilos y se encuentra dentro de la cápsula articular y está posicionada extrasinovial y extra articularmente como los ligamentos de esa área. Asimismo, el fémur cuenta con una superficie poplíteica de forma triangular delimitada por la línea supracondílea y por la intercondilar. Un dato de esta estructura es que cuenta con relaciones neurovasculares importantes como la vena femoral, las arterias poplíteicas y el sitio de inserción de diversos grupos musculares. Cabe destacar que la angulación del fémur está dada por la ubicación del cóndilo femoral, es decir, por debajo de la cabeza del fémur. Eso permite que la línea de soporte de peso atraviese el centro de la articulación y posteriormente el centro del talus[14].

- **Tibia**

Se encuentra posicionada verticalmente y se encuentra acompañada del peroné que es el más robusto de ambos. Es por eso que soporta el peso del cuerpo y es el encargado de transmitir las fuerzas de la rodilla al tobillo[12]. Una de las funciones principales de esta estructura es soportar el peso del cuerpo y transmitirlo del fémur al pie porque se articula con este último. Los platillos tibiales lateral y medial son esenciales para promover una superficie articular con el fémur. El primero acompaña el movimiento del cóndilo femoral lateral, es por eso que es más largo que el segundo. Entre los planillos se encuentra la intercondílea, la cual participa ante la excesiva extensión y como punto de pivote para el fémur, así como recibir los meniscos que se detallarán en los siguientes ítems.

La tibia a su vez presenta dos cóndilos (medial y lateral) en su extremo proximal que entre ellos se encuentra la tuberosidad tibial. Por otro lado, para que se promueva la estabilidad en la flexión y extensión y se conserve el tiempo de movilidad, se requiere de estructuras articulares accesorias como los meniscos y los ligamentos cruzados y colaterales.

- **Rótula**

Es el hueso sesamoideo más grande del cuerpo. Tiene forma triangular, curva y plana. Una de sus funciones principales es el de proveer protección a la rodilla y construir el mecanismo exterior “apex”. Dentro de la rótula se encuentra la cara anterior que tiene forma convexa y como utilidad actuar como una especie de polea para los tendones del rotuliano y cuádriceps. Por otro lado, la cara posterior se orienta más al interior, la cual tiene una cara medial y otra lateral que se articulan con los cóndilos del fémur. Entonces, la faceta medial se subdivide en lateral y medial, donde la primera es más grande y más larga que la segunda. Teniendo eso en cuenta, en el movimiento de extensión el aspecto inferior articula con la superior y durante el movimiento de flexión la superior articula con la región posterior de la tróclea femoral. Es así como la superficie posterior de la patela promueve el movimiento brindando estabilidad con el cóndilo femoral. Por otra parte, una de las funciones de la superficie anterior es permitir el paso de vasos sanguíneos y se encuentra separada de la piel por las fibras del tendón del cuádriceps, mientras que la superficie distal es el sitio de unión del ligamento patelar[14].

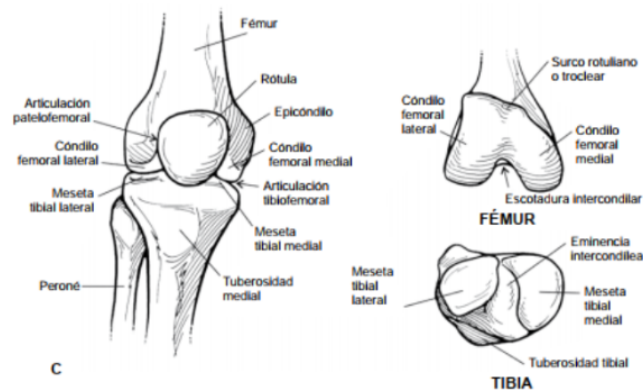


Figura 23: *Huesos principales de la rodilla y otras estructuras*

b) Ligamentos

Los ligamentos son tiras de tejido duro que conectan los extremos de los huesos y son parte fundamental de la rodilla para obtener estabilidad de las articulaciones. Por tanto, las lesiones de los ligamentos repercuten de forma negativa sobre la estabilidad de la articulación. En la Figura 24 se exhibe una muestra de los ligamentos desde 3 diferentes perspectivas: anterior, la de la izquierda; posterior, la de la derecha; y medial, la de abajo.

Los ligamentos se dividen en dos clases importantes que se encuentran a los lados de la rodilla: el ligamento colateral medial (LCM) y el ligamento colateral lateral (LCL). El primero tiene forma triangular y aplanada. Se le describe como una resistente cinta fibrosa que se encarga de reforzar la cápsula articular en su parte medular, así como de brindar unión al menisco medial. Su extensión empieza en el cóndilo medial del fémur y termina en el extremo superior de la tibia y se ubica hacia abajo y adelante. Por otra parte, el segundo se ubica de forma oblicua hacia abajo y atrás y empieza en el cóndilo lateral hasta el peroné. Este se encuentra reforzado por la fascia lata, las expansiones tendinosas del vasto lateral del cuádriceps y no tiene uniones con el menisco lateral.

Por otra parte, dentro de la articulación de la rodilla, también participan otra clase de ligamentos. Uno de estos es el ligamento cruzado anterior (LCA), el cual presenta dos bandas, la anteromedial y posterolateral. Este ligamento pasa por debajo del ligamento transversal, se extiende posterior y superiormente para juntarse en la sección posteromedial del cóndilo femoral lateral y se une al área anterior de la espina de la tibia[12]. Una de las funciones del LCA es evitar que la tibia se movilice muy por delante del fémur. Otro de estos ligamentos es el cruzado posterior (LCP) este es menos oblicuo, más corto y más fuerte que el LCA. El LCP se ubica en la extremidad posterior del menisco lateral y en el área fija intercondílea posterior de la tibia. De esa manera se ensancha para colocarse en la superficie lateral del cóndilo medial del fémur[8]. Su función dentro de la rodilla es desplazar a la tibia muy por detrás del fémur.

Existe también el ligamento rotuliano que se representa como una banda ancha, corta y plana que comienza en el vértice de la rótula y termina en la tuberosidad anterior de la tibia. Además, las fibras superiores que lo componen llegan hasta la cara anterior de la rótula con las del tendón del cuádriceps femoral. Cabe resaltar que su función es fijar a la rótula a los cóndilos femorales mediante los alerones interno y externo. Asimismo, otro de los ligamentos que componen la rodilla es el poplíteo, que se divide en dos: el oblicuo y el arqueado. El primero se le confunde con la cápsula fibrosa, se expande cerca de la inserción con la tibia dirigiéndose hacia arriba y afuera para posteriormente unirse con la parte del costado de la línea intercondílea y el cóndilo lateral del fémur. Y por último, el segundo, cuya rama posterior se arquea medialmente sobre el tendón que sale del músculo poplíteo para integrarse en el borde posterior de la sección intercondílea de la tibia. Por otro lado, la rama anterior llega hasta el epicondilo lateral del fémur. En ese lugar se une con la cabeza lateral del gastrocnemio. Cabe resaltar que su tronco se encuentra unido a la cabeza del peroné y actúa como un sistema de fibras capsulares en forma de "Y".

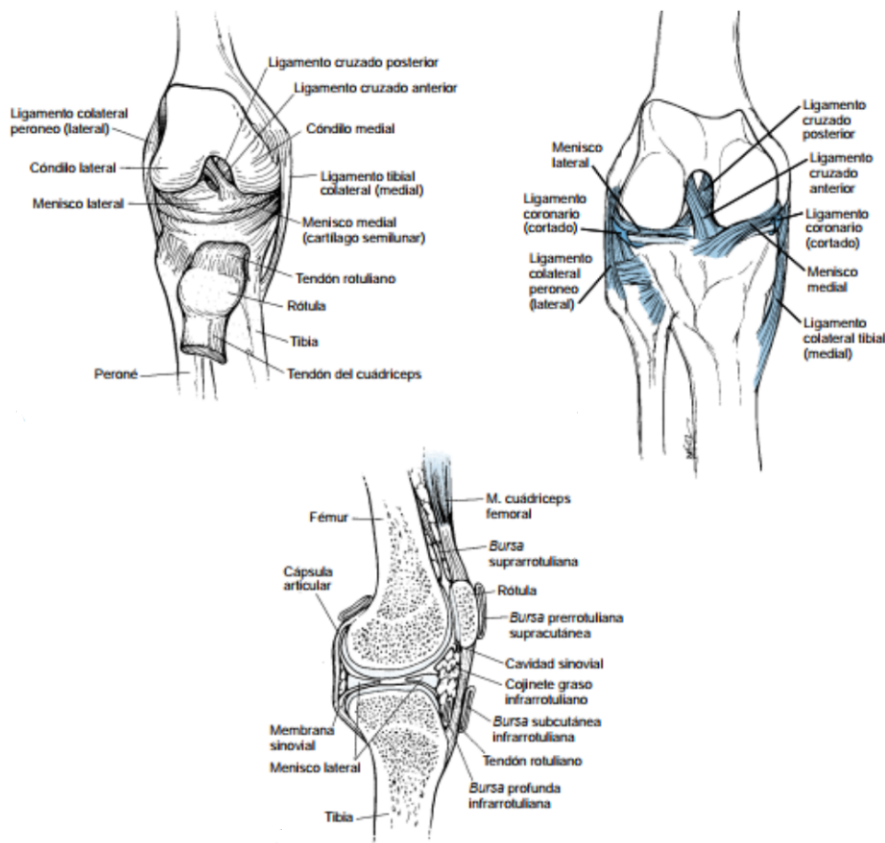


Figura 24: *Vista general de los ligamentos de la rodilla*

### c) Meniscos

Los meniscos son estructuras de fibrocartílago que tienen forma de cuña debido a su mayor grosor en la periferia. Estos están conectados uno a otro a nivel de los cuernos Z por el ligamento transversal, como se muestra en la Figura 25. Los meniscos reciben irrigación a los cuernos en los extremos anterior y posterior de los arcos de cada menisco, pero no tienen irrigación en la porción interna del fibrocartílago. Por tanto, si ocurre un desgarro en la periferia de los meniscos sí puede haber curación, a diferencia de desgarros en la porción interna y más delgada del menisco[11].

Las estructuras de fibrocartílago en la articulación de la rodilla los componen dos aspectos muy diferentes: los cóndilos femorales curvados junto con los patillos tibiales bastante planos. Los primeros se dividen en cóndilo lateral, que adiciona inestabilidad a la articulación, y el cóndilo medial que es cóncavo. Debido a los meniscos, se consigue una distribución de presiones homogénea, es decir, se incrementa la estabilidad de la articulación, profundizando la superficie de contacto con la tibia[5]. Asimismo, participan en la absorción del choque al transmitir la mitad de la carga en extensión completa y son una parte importante de la carga en flexión. Asimismo, mejora la lubricación a nivel articular. Estos actúan como mecanismo para llenar espacio, permitiendo la dispersión de mayor líquido sinovial a la superficie del fémur y la tibia, así como limitan el movimiento entre estos dos huesos[11].

Específicamente, en la rodilla se encuentra el menisco lateral y el menisco medial. El menisco lateral es ovalado y tiene un mayor porcentaje del área en el compartimiento lateral que el menisco medial en su respectivo compartimiento. Tiene inserción en los cuernos anterior y posterior; y recibe inserciones musculares del cuádriceps femoral y del músculo poplíteo y el ligamento cruzado posterior. Por otro lado, el menisco medial tiene forma de media luna, es más grande y más móvil, capaz de moverse más del doble de la distancia en dirección anteroposterior. Asimismo, tiene una amplia base de unión en los cuernos anterior y posterior mediante los ligamentos coronarios. Este se conecta anterior al cuádriceps femoral y al ligamento cruzado anterior, lateral al ligamento tibial colateral y al músculo semimembranoso posteriormente.

En los movimientos de flexión y extensión, los meniscos se mueven junto con los cóndilos femorales. Al flexionar la pierna, los meniscos se mueven posteriormente debido a la rotación del fémur y la acción muscular del poplíteo y semimembranoso. El movimiento de flexión termina y los meniscos actúan como un amortiguador al llenar la porción posterior de la articulación. Lo opuesto ocurre en el movimiento de la extensión. El cuádriceps femoral y la rótula ayudan en el movimiento de



los meniscos hacia adelante y a la parte superficial. De manera adicional, los meniscos siguen a la tibia durante la rotación. Sin embargo, en el movimiento de la flexión, el menisco lateral se lleva la mayor parte de la carga. Al absorber parte de la carga, este protege al cartílago articular subyacente y hueso subcondral transmitiendo la carga a través de la superficie articular, disminuyendo el peso por unidad de área en los sitios de contacto tibiofemoral. El área de contacto en la articulación es reducida en dos tercios cuando los meniscos se encuentran ausentes. Esto aumenta la presión en las superficies de contacto e incrementa la susceptibilidad a lesiones. Durante situaciones de baja carga, el contacto es principalmente en el menisco, pero en situaciones con alta carga, la zona de contacto incrementa[4].

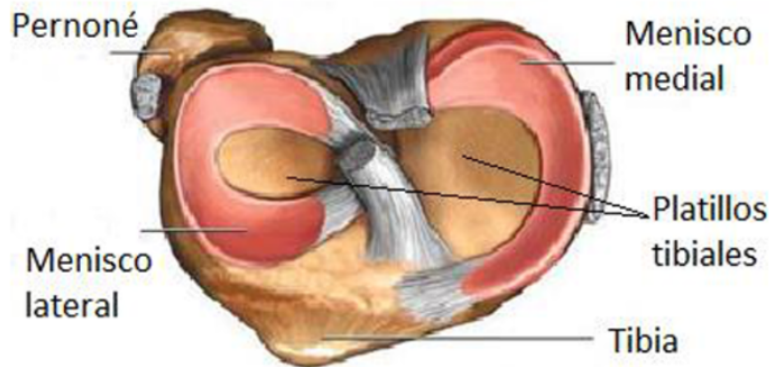


Figura 25: Meniscos y otras estructuras de la rodilla

### 3. Tercer Paso:

En este paso se mostrará como se logró definir los movimientos y los ángulos permitidos realizados por la rodilla:

La articulación de la rodilla normal tiene varios movimientos básicos: flexión, extensión, angulación hacia adentro, angulación hacia fuera, movimiento anteroposterior y rotación axial. Estos movimientos o grados de libertad están controlados mediante la restricción primaria y secundaria. Con la flexión y la extensión de la articulación de la rodilla, hay un movimiento de rodamiento y de deslizamiento de los cóndilos femorales en relación con la meseta tibial. Al contrario, cuando la articulación está en extensión, hay un movimiento anterior de los cóndilos femorales en relación con la meseta tibial. La restricción primaria de este grado normal de movimiento son los ligamentos cruzados anterior y posterior. Las funciones principales del ligamento cruzado anterior es evitar el desplazamiento hacia delante de la tibia en relación con el fémur (movimiento cajón anterior), mientras que el ligamento cruzado posterior evita el movimiento hacia atrás de la tibia en relación con el fémur (cajón posterior). La lesión de los ligamentos cruzados anterior y posterior conducen a un movimiento anómalo entre el fémur y la tibia durante la flexión y extensión. Las limitaciones secundarias del movimiento anteroposterior anómalo del fémur y de la tibia durante la flexión y la extensión, son la cápsula articular fibrosa, los meniscos lateral y media, los ligamentos colaterales lateral y medial. Por lo cual se definió que para este proyecto realizaremos el análisis del movimiento de la rodilla de flexión a extensión.

Por otra parte, en cuanto a los ángulos un rango normal para el movimiento de flexión es de  $130^{\circ}$  a  $140^{\circ}$ . Sin embargo, cabe destacar que si la cadera toma una posición de hiperextensión el rango de movimiento puede disminuir a  $120^{\circ}$ , es decir, cuando la cadera se encuentra en extensión como se muestra en el apartado B de la figura 26. Esto es debido a la fuerza de tensión que provoca el músculo recto anterior en el movimiento de flexión así como que los isquiotibiales no poseen la misma eficacia al estar la cadera en extensión. En contraste, puede llegar hasta un grado de  $160^{\circ}$  cuando la cadera se encuentra en máxima flexión. Por otro lado, para el movimiento de extensión lo que usualmente llega una persona es de  $0^{\circ}$ . Sin embargo, puede llegar hasta 5 o máximo  $10^{\circ}$  cuando ocurre un movimiento conocido como hiperextensión, en donde la rodilla realiza una acción de extensión máxima [12].

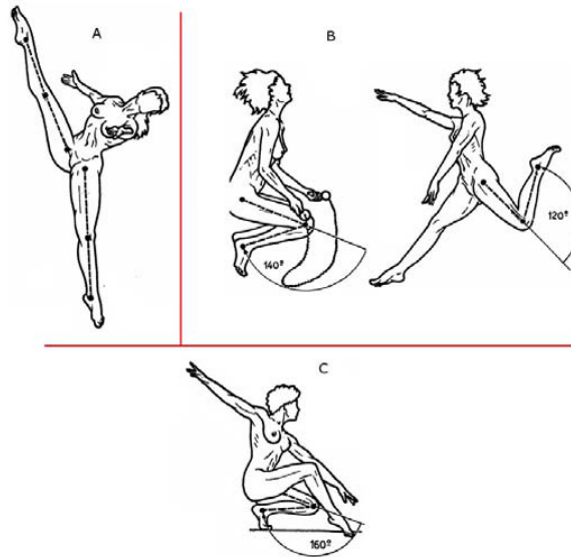


Figura 26: A) Posición de referencia B) Flexión activa, C) Flexión pasiva

4. Cuarto Paso:

Se analizó las fuerzas, grados de libertad y movilidad de la rodilla para obtener el modelo matemático codificado en MATLAB. Para que se lleve a cabo el proceso se necesitó de la lista de movimientos de la rodilla obtenidas en el paso anterior, una adecuada planificación con el diagrama de gantt y se destaca la participación del equipo de mecánica en este proceso:

a) Análisis mediante cinemática directa: Método de análisis geométrico

Aplicamos Cinemática Directa para establecer una relación entre las articulaciones que posee el diseño de nuestra ortesis y la posición del extremo inferior de este. En este caso realizamos el análisis mediante el Método Geométrico, ya que permite asignar sistemas de referencias arbitrarios con base en nuestro criterio y no posee una matriz de transformación homogénea general, ya que las relaciones entre sistemas de referencia son diferentes. Para nuestro análisis seguimos el siguiente procedimiento:

- En primer lugar, asignamos los sistemas de referencia arbitrarios a nuestro eslabón como se muestra en la figura 27

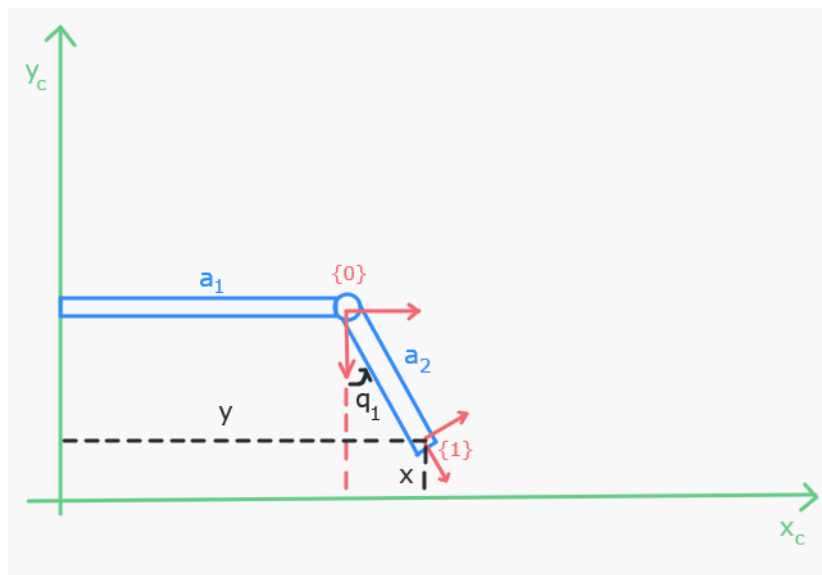


Figura 27: Sistema de referencia

En donde:  
 $Y_c$ : Eje Y  
 $X_c$ : Eje X

- a1: Largo de la ortesis correspondiente al muslo (m)
  - a2: Largo de la ortesis correspondiente a la pierna (m)
  - q1: Desplazamiento angular de la articulación (°)
  - y: Distancia de la articulación al eje Yc
  - x: Distancia de la articulación al eje Xc
- Describimos los sistemas con respecto al anterior para obtener una multiplicación de matrices como se muestra en la parte inferior al párrafo, la cual integra parámetros como el largo de la ortesis y su desplazamiento respecto a un sistema de referencia:

$$\begin{aligned}x &= a_1 + a_2 \cdot \sin q_1 \\y &= a_2 \cdot (1 - \cos q_1) \\z &= 0 \\R_z(q_1)\end{aligned}$$

$$H_1^0 = \begin{bmatrix} R_z(a_1) & T(x, y, z) \\ 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$T_1^0 = Trot_z(q_1) \times Trasl_x(a_2)$$

$$T_1^0 = \begin{bmatrix} \cos(q_1) & -\sin(q_1) & 0 & 0 \\ \sin(q_1) & \cos(q_1) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & a_2 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

- Obtenemos el efector final que se muestra en la matriz de la parte inferior con respecto al sistema de base

$$H_1^0 = \begin{bmatrix} \cos(q_1) & -\sin(q_1) & 0 & x \\ \sin(q_1) & \cos(q_1) & 0 & y \\ 0 & 0 & 1 & z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

b) Método de Euler

- El sistema de coordenadas elegido para elaborar el modelo matemático en la rodilla se muestra en la figura28:

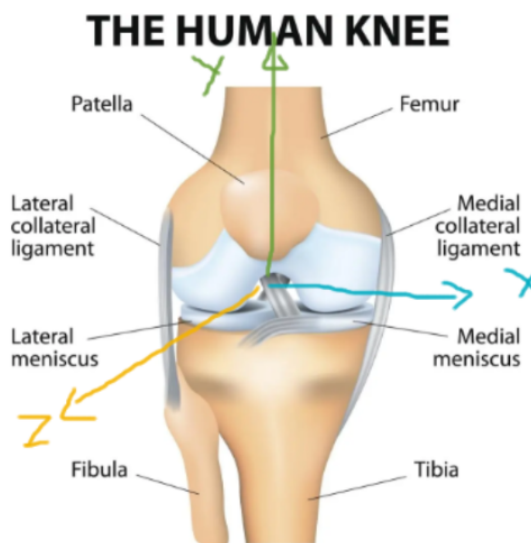


Figura 28: Sistema de coordenadas

■ Rotación ZZ

$$X_{R,eulerZZ} = \begin{pmatrix} z_1 \\ x \\ z_2 \end{pmatrix} \quad (1)$$

$$C_{AD} = C_{AD}(z_1)C_{BC}(x)C_{CD}(z_2)$$

$$C_{AD} = \begin{bmatrix} \cos z_1 & -\sin z_1 & 0 \\ \sin z_1 & \cos z_1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos x & -\sin x \\ 0 & \sin x & \cos x \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos z_2 & -\sin z_2 & 0 \\ \sin z_2 & \cos z_2 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$C_{AD} = \begin{bmatrix} c_{z_1}c_{z_2} - c_x s_{z_1}s_{z_2} & -c_{z_1}s_{z_2} - c_x c_{z_2}s_{z_1} & s_x s_{z_1} \\ c_{z_2}s_{z_1} + c_x c_{z_1}s_{z_2} & c_x c_{z_1}c_{z_2} - s_{z_1}s_{z_2} & -c_{z_1}s_x \\ s_x s_{z_2} & c_{z_2}s_x & c_x \end{bmatrix}$$

$$C_{AD} = \begin{pmatrix} c_{11} & c_{12} & c_{13} \\ c_{21} & c_{22} & c_{23} \\ c_{31} & c_{32} & c_{33} \end{pmatrix} \quad (2)$$

$$X_{R,eulerZZ} = \begin{pmatrix} z_1 \\ x \\ z_2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \text{atan2}(c_{13}, -c_{23}) \\ \text{atan}(\sqrt{c_{13}^2 + c_{23}^2}, c_{33}) \\ \text{atan2}(c_{31}, c_{32}) \end{pmatrix}$$

### 3.3.3. A3: Parámetros del diseño

En esta etapa determinamos las dimensiones de la ortesis basado en las medidas que posee la extremidad afectada de la paciente.

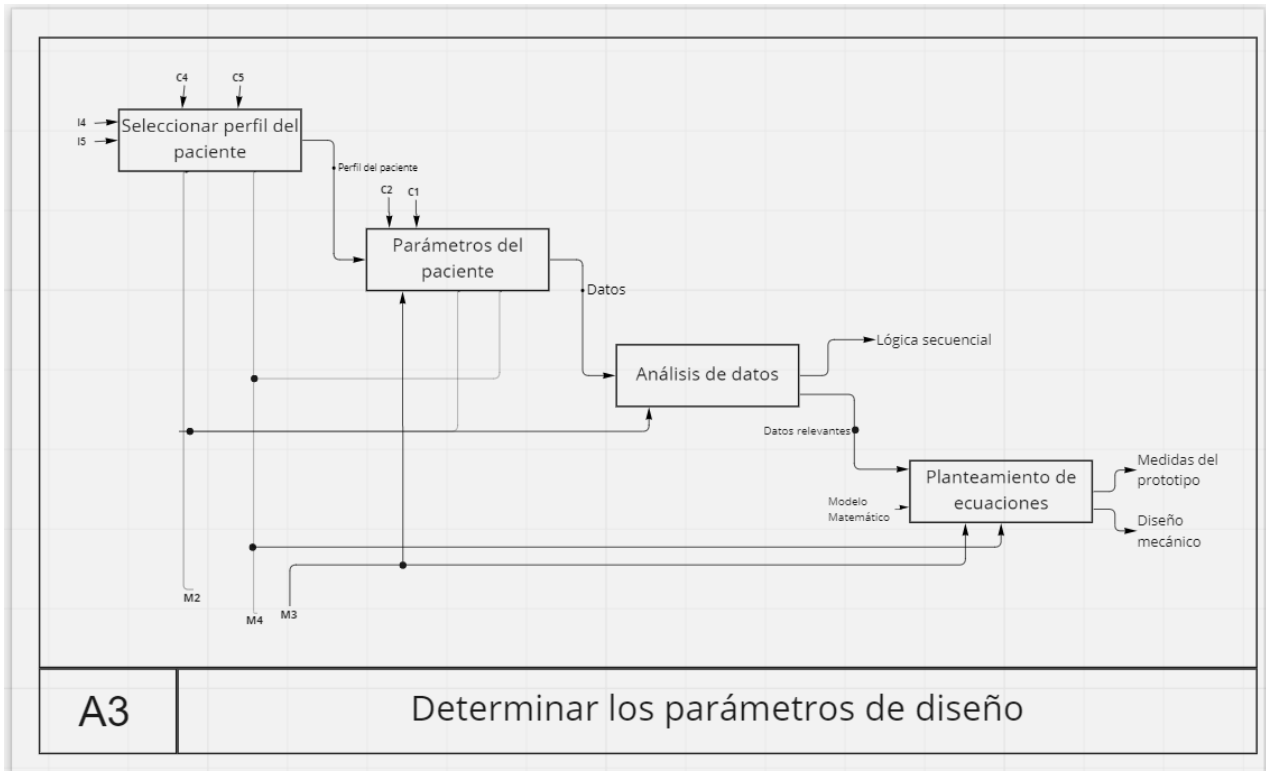


Figura 29: A3: Determinar los parámetros de diseño

1. Primer Paso: La paciente seleccionada para el estudio tiene 58 años de edad, fue diagnosticada con osteoartritis primaria en la rodilla lo cual le impide realizar una flexión con un ángulo superior a 93 grados sexagesimales entre su pierna y muslo
2. Segundo Paso: Medimos las dimensiones de la extremidad inferior afectada de la paciente y obtenemos los siguientes parámetros:
  - a) Muslo:
    - Largo: 42.2 cm
    - Ancho: 17.9 cm
    - Perímetro: 53.6 cm
  - b) Pierna:
    - Largo: 34.4 cm
    - Ancho: 12.7 cm
    - Perímetro: 37.3 cm
  - c) Rodilla:.
    - Ancho: 13.9 cm
    - Perímetro: 43.2 cm
3. Tercer Paso: Con base en las medidas de la extremidad inferior tomadas de la paciente, procedemos a determinar los parámetros que nos permitan crear el modelo cinemático de la órtesis de rodilla y que no excedan las que posee la paciente. Las medidas de las piezas de la órtesis son las siguientes:

- El largo de la pieza del muslo: 35 cm
- El largo de la pieza de la pierna: 30 cm

Asimismo, en el análisis cinemático implementaremos el ángulo de flexión máximo que la paciente puede alcanzar sin dificultad.

- Grado de flexión: 93°

#### **3.3.4. A4: Selección de componentes electrónicos**

Esta etapa corresponde a la selección de componentes electrónicos, para lo cual se deben realizar 3 subprocesos: Determinar el tipo de alimentación requerido, establecer la ubicación y medio de instalación y finalmente seleccionar el tipo del actuador y componentes requeridos.

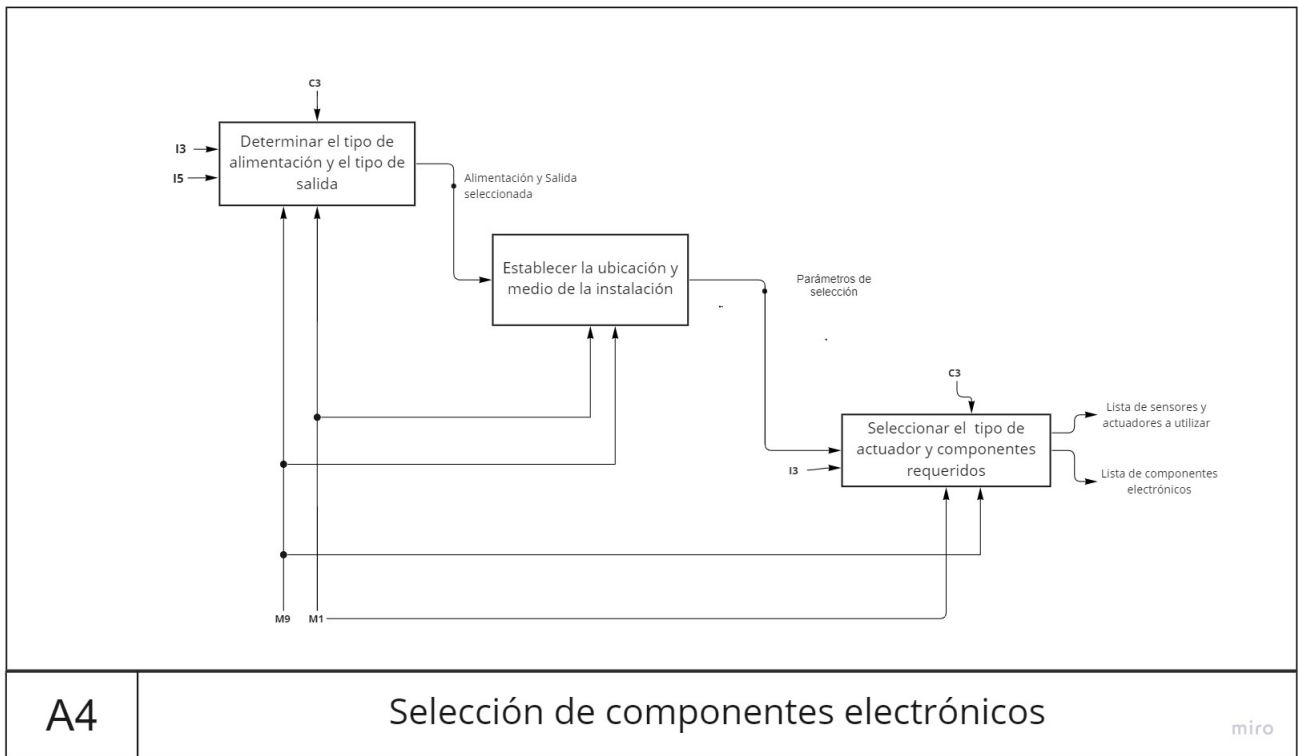


Figura 30: A4: Selección de componentes electrónicos

1. Primer paso: Determinar el tipo de alimentación y el tipo de salida

Para la etapa de control, se emplea la tarjeta Arduino UNO, que trabaja con el microcontrolador ATmega 328P. Esta funciona con una alimentación de 5 V, y posee 20 pines de entradas/salidas (14 digitales y 6 analógicas). Además, cuenta con una frecuencia de procesamiento de 16 MHz de clock como se referencia en la Figura 31

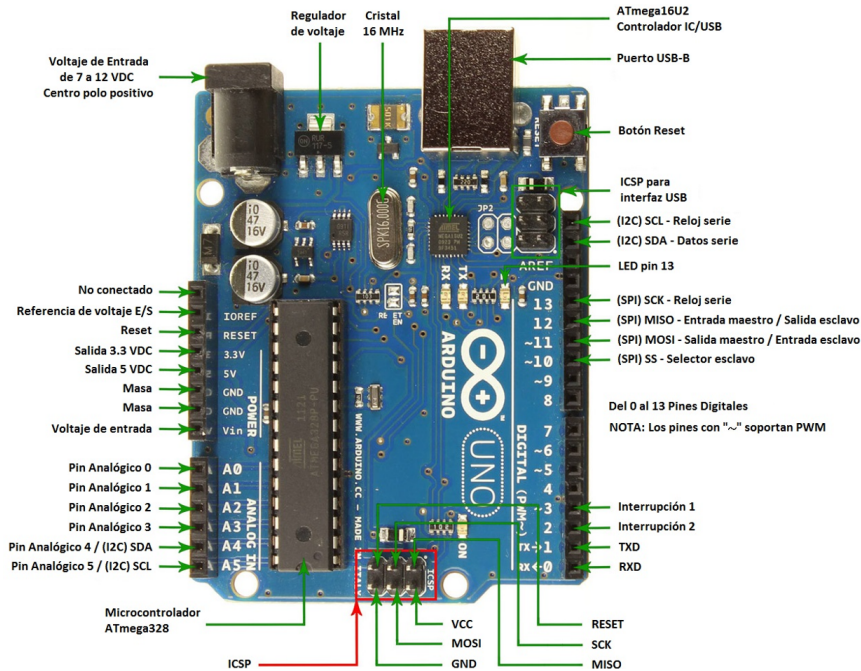


Figura 31: Puertos del microcontrolador Arduino UNO

De esta manera, para el presente proyecto será necesario utilizar una fuente de alimentación externa que permita el funcionamiento del sistema sin estar conectado a una computadora. En ese sentido, se optará

por una batería de 9V con un conector a Arduino.

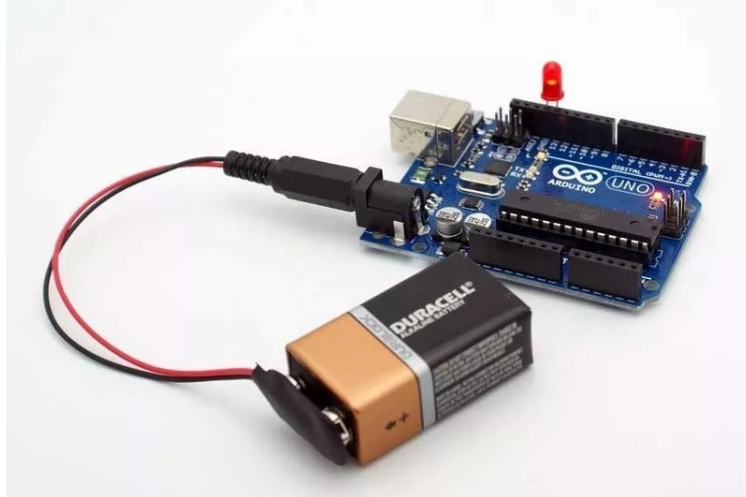


Figura 32: Fuente de alimentación para la tarjeta de procesamiento

## 2. Segundo paso: Establecer ubicación y medio de instalación

Con respecto a la ubicación del sistema electrónico en la órtesis de rodilla a implementar, este irá situado en uno de los extremos de esta misma. Un bosquejo inicial se observa en la Figura 33, con lo que se establece como necesario el contar con un empaque para las conexiones.

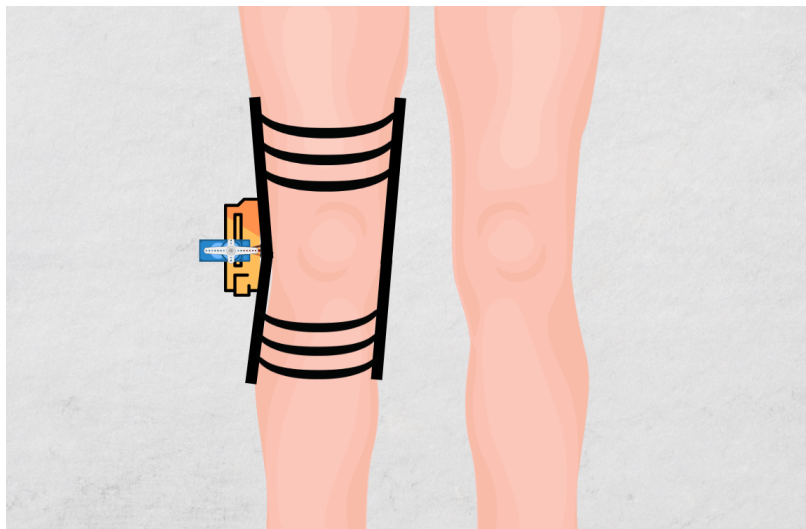


Figura 33: Ubicación del sistema electrónico en la órtesis a implementar

Para ello, se optará por un case transparente adaptado a Arduino que garantizará que el sistema se mantenga alimentado permanentemente. Con eso, el circuito y las conexiones funcionarán de la manera adecuada sin causar incomodidad en el usuario, ya que el tamaño es compacto con respecto a la tarjeta que se está utilizando.



Figura 34: Case transparente para la tarjeta Arduino UNO

3. Tercer paso: Seleccionar el tipo de actuador y componentes requeridos

El actuador seleccionado para la órtesis, que permita producir la potencia mecánica necesaria para que se pueda realizar el movimiento angular y cumpla los parámetros dimensionales, es el motor de engranaje Chihai modelo GM37-3525. Cuenta con las siguientes características: voltaje de alimentación de 12 V, un esfuerzo de torsión de 25 Kg.cm, una velocidad de 60 rpm, un peso de 110 gr, posee una carcasa metálica y es muy duradero. Para tener una referencia del actuador seleccionado vea la Figura 35



Figura 35: Servomotor HD-9660MG

El control de movimiento se realiza mediante un teclado matricial de membrana de 16 teclas (4x4) con hasta 16 opciones de selección de desplazamiento, la conexión del teclado con la tarjeta de Arduino uno es a través del conector tipo DuPont hembra con 8 pines y salida digital, su máximo voltaje operativo es de 24 VDC, su máxima corriente operativa es de 30 mA, temperatura hasta 50°C referencia en la Figura 36, que se presenta a continuación:



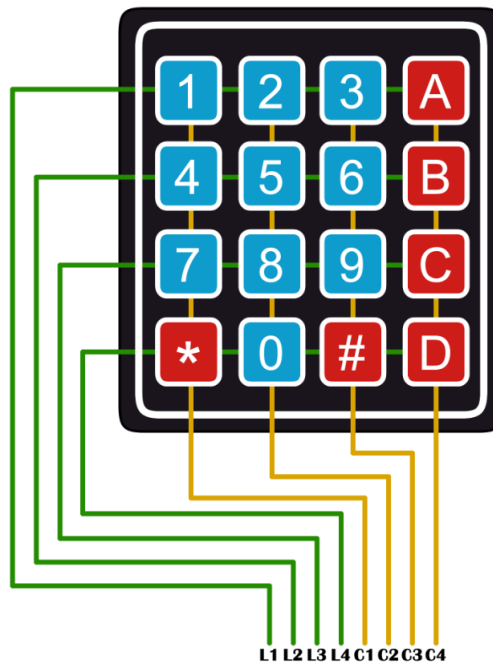


Figura 36: Teclado matricial 4x4

### 3.3.5. A5: Diseño electrónico y mecánico

En esta etapa se realizó el diseño electrónico y mecánico. Con ese fin, se realizó una primera actividad de definir las conexiones entre componentes y luego un análisis cinemático aplicado, con lo que se pudo obtener el esquemático, sistema en Tinkercad y modelo cinético para la órtesis que serán utilizados en los siguientes pasos. De esta manera, los controles, mecanismos, entradas y salidas se detallan en la Figura 37, que se presenta a continuación:

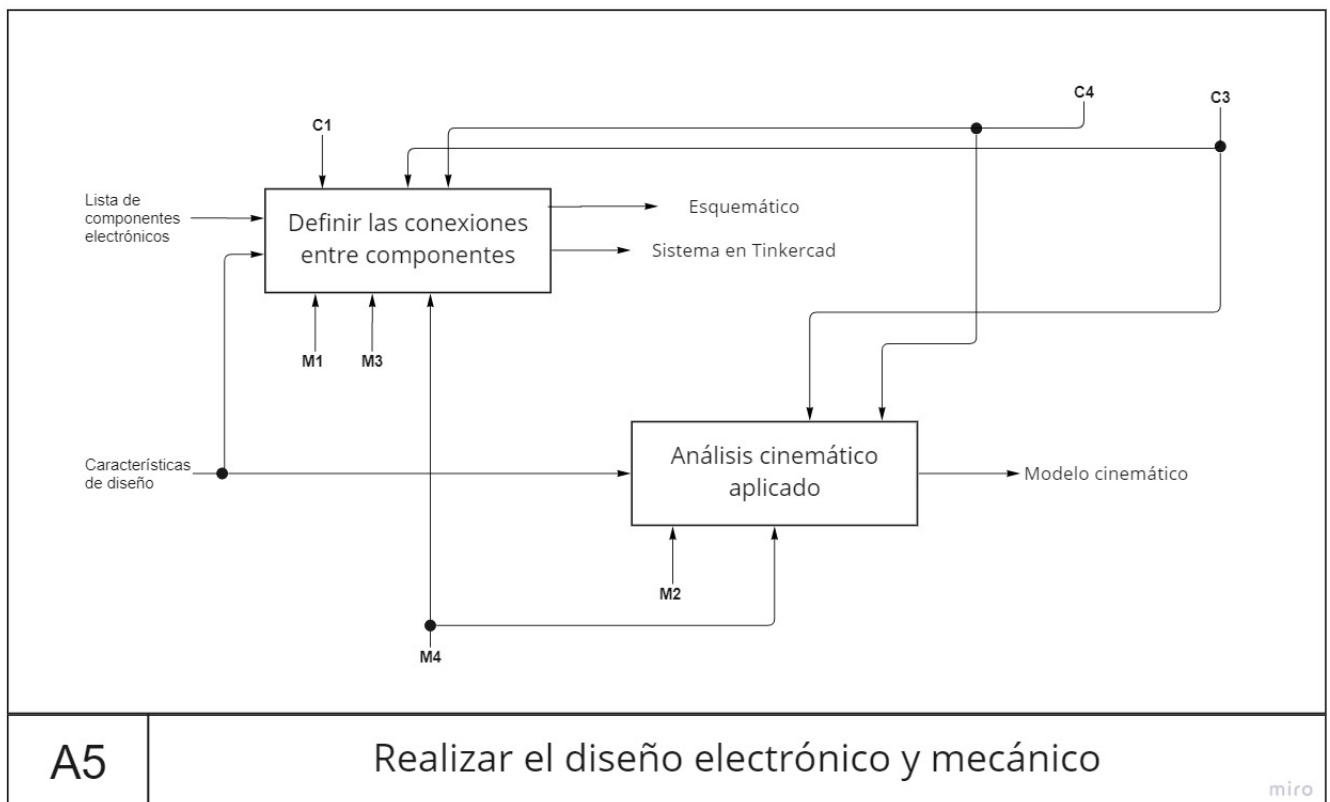


Figura 37: A5: Realizar el diseño electrónico y mecánico

## 1. Primer paso:

A partir de los componentes seleccionados se creó un circuito en la plataforma Tinkercad de Autodesk. Se utilizaron: teclado matricial, servomotor y la placa Arduino UNO.

### a) Configuración del teclado matricial

En primer lugar, se probó el funcionamiento del teclado matricial con el ingreso de información a través de los números y letras que son representados en el monitor serial. Para ello, se conectaron los pines de filas y columnas a los pines 9-6 y 5-2 respectivamente de la tarjeta Arduino. La implementación se muestra en la Figura 38.

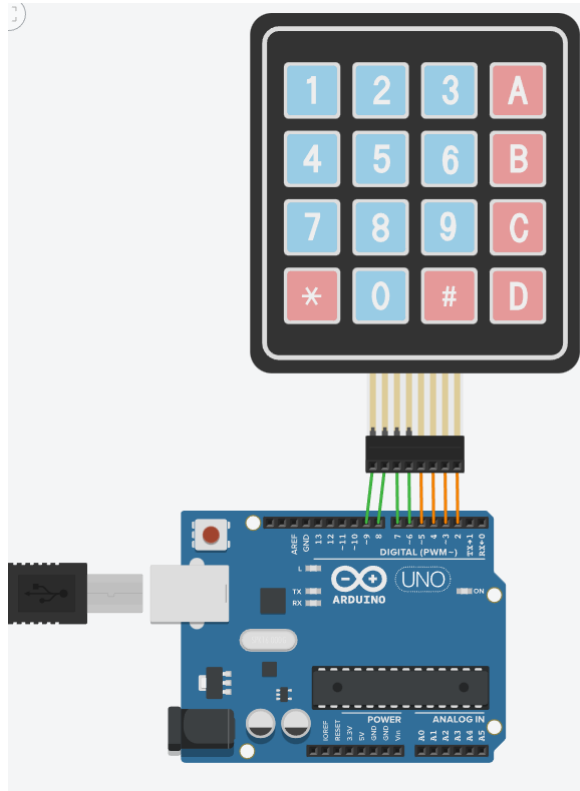


Figura 38: Implementación del teclado matricial en Tinkercad

### b) Configuración del servomotor

En segundo lugar, se realizaron las conexiones para el servomotor. La implementación de la Figura 39 muestra los pines de alimentación del motor conectados al VDD y GND de la tarjeta Arduino. Además, el servomotor funciona con una señal PWM, por lo que se utilizó el pin 9.

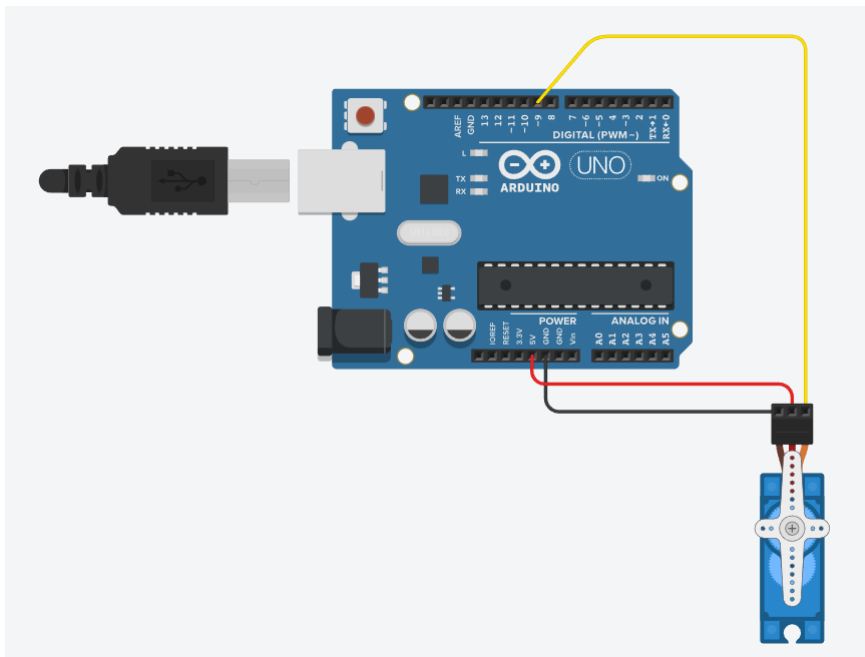


Figura 39: Implementación del servomotor en Tinkercad

c) Integración

En tercer lugar, se prosiguió con la integración de ambas partes en Tinkercad, como se puede ver en la Figura 40. Para ello utilizamos nuevamente las conexiones del teclado matricial, para sus filas y columnas, respectivamente, y el pin 11 para el servomotor. De esta manera, se definen las conexiones entre los componentes electrónicos seleccionados obteniendo el esquemático y el sistema en Tinkercad para el programa en la siguiente etapa.

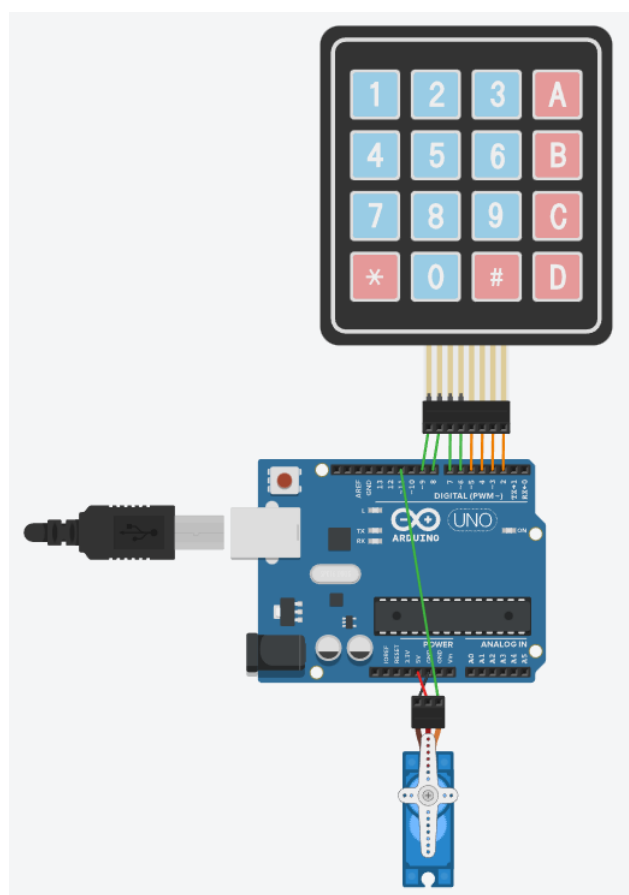


Figura 40: Implementación de la integración en Tinkercad

Finalmente, se muestra el esquemático, incluyendo los componentes anteriormente descritos: servomotor, teclado y tarjeta Arduino. Se incluyen las conexiones respectivas para futuras implementaciones en la Figura 41.

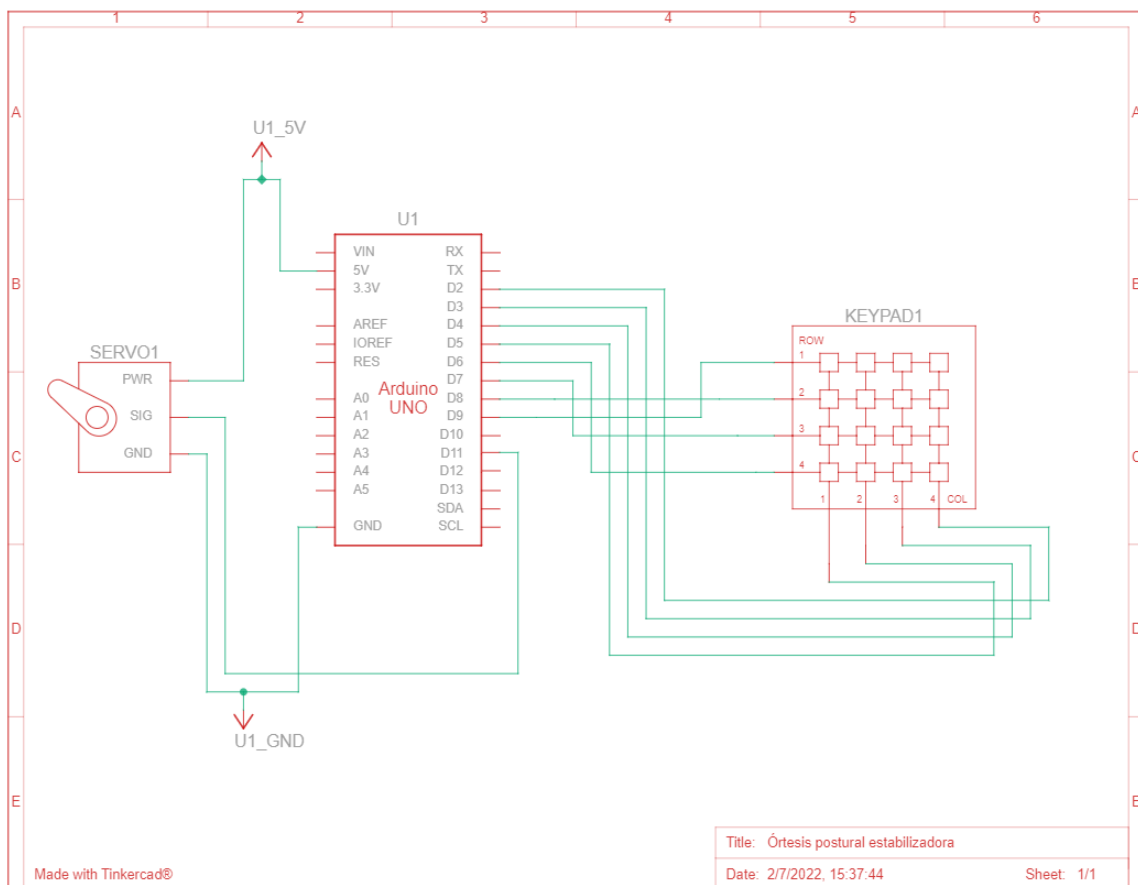


Figura 41: Esquemático del circuito implementado

2. Segundo paso: Luego de obtener los parámetros del paciente en el A3, se reemplazó los valores en el análisis cinemático del movimiento de la rodilla de flexión a extensión por el Método Geométrico y Método de Euler que fueron demostrados anteriormente en el A2:

a) Método Geométrico:

Ecuaciones de cinemática implementadas en MATLAB para obtener finalmente el modelo matemático de la figura42:

```

1 %% CODIGO METODO GEOMETRICO
2 clear all;
3 %Obtenemos el efector final con respecto al sistema de base
4 clc;
5 a1 = 0.35; % Longitud de la pieza del muslo (metros)
6 a2 = 0.30; % Longitud de la pieza de la pierna (metros)
7 q0 = 93; % Angulo de flexion
8 q1 = 90 - q0;
9 x = a1 + a2*sind(q1);
10 y = a2*(1 - cosd(q1));
11 z = 0;
12 T = [x y z];
13 SE3(rotz(q1),T);

```

■ La salida por el movimiento de flexión para 93°, resulta en una matriz 3x4 que se muestra en la Figura

-0.9900	0.1411	0	0.3343
-0.1411	-0.9900	0	0.0004111
0	0	1	0
0	0	0	1

Figura 42: Modelo matemático obtenido mediante el método geométrico

b) Método de Euler:

- Se mostrará el código elaborado en MATLAB del método de Euler

```

1
2 %% CODIGO METODO DE EULER EN MATLAB
3
4 clear all; close all;
5 % alpha = deg2rad();
6 % beta = deg2rad();
7 % gamma = deg2rad();
8
9 syms alpha;
10 syms beta;
11 syms gamma;
12
13 % Construccion de las matrices individuales
14 z1_rot_Mat = [cos(alpha) -sin(alpha) 0;
15              sin(alpha)  cos(alpha) 0;
16              0           0          1];
17
18 x_rot_Mat = [1      0      0
19             0  cos(beta) -sin(beta);
20             0  sin(beta)  cos(beta)];
21
22 z2_rot_Mat = [cos(gamma) -sin(gamma) 0;
23              sin(gamma)  cos(gamma) 0;
24              0           0          1];
25 % Combinacion de rotacion de la matriz
26 R = z1_rot_Mat * x_rot_Mat * z2_rot_Mat;
27
28 % convertir a grados/ inversa
29
30 alp = atan2(R(1, 3),-R(2,3));
31 bet = atan2(sqrt((R(1,3)^2+R(2,3)^2)),R(3, 3));
32 gam= atan2(R(3, 1),R(3, 2));

```

- Por ejemplo la salida por el movimiento de flexión para 93°, resulta en una matriz 3x3 que se muestra en la Figura 43 que se visualiza a continuación:

```

R =
    -0.0523    -0.9986         0
     0.9986    -0.0523         0
         0         0         1.0000

```

Figura 43: Modelo matemático codificado en Matlab

### 3.3.6. A6: Integrar los parámetros del diseño

Nam dui ligula, fringilla a, euismod sodales, sollicitudin vel, wisi. Morbi auctor lorem non justo. Nam lacus libero, pretium at, lobortis vitae, ultricies et, tellus. Donec aliquet, tortor sed accumsan bibendum, erat ligula aliquet magna, vitae ornare odio metus a mi. Morbi ac orci et nisl hendrerit mollis. Suspendisse ut massa. Cras nec ante. Pellentesque a nulla. Cum sociis natoque penatibus et magnis dis parturient montes, nascetur ridiculus mus. Aliquam tincidunt urna. Nulla ullamcorper vestibulum turpiss. Pellentesque cursus luctus mauris..

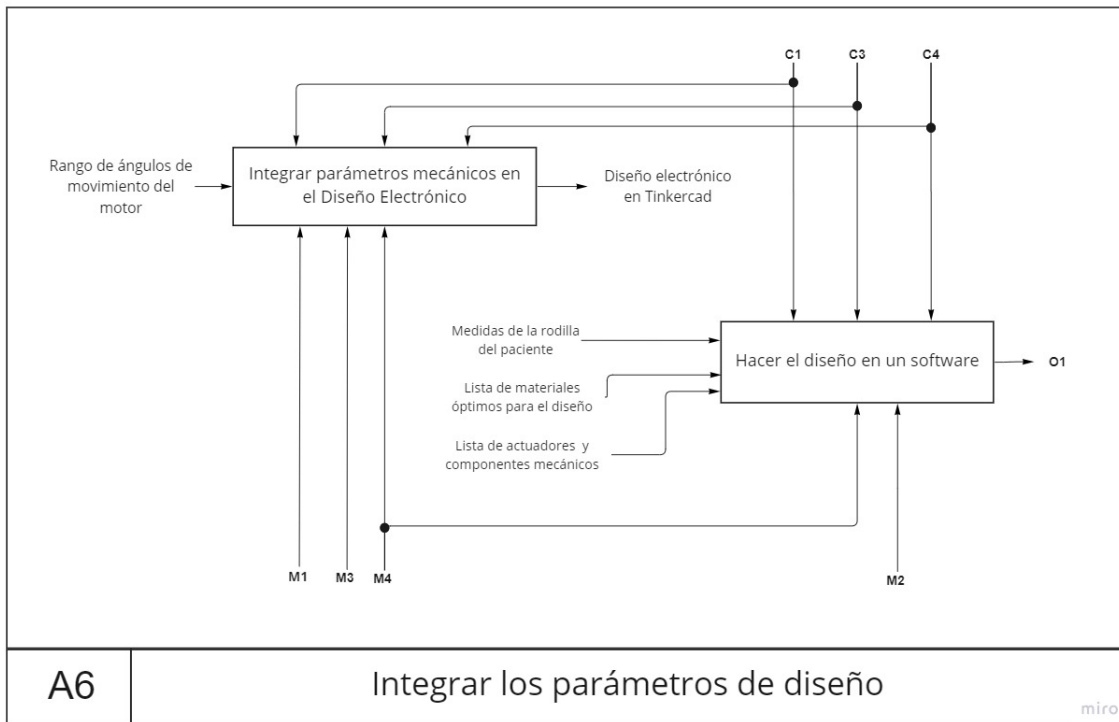


Figura 44: A6: Integrar los parámetros de diseño

### 1. Primer paso: Integrar parámetros mecánicos en el Diseño Electrónico

Para el teclado matricial se utilizó la librería *Keypad.h* que permite un manejo más eficiente de este mismo, asignándole un valor a cada tecla a través de una matriz.

```

1 #include <Keypad.h>
2 const byte filas = 4;
3 const byte columnas = 4;
4 byte pinesFilas[] = {9,8,7,6};
5 byte pinesColumnas[] = {5,4,3,2};
6 char teclas[4][4] = {{'1','2','3','A'},
7                      {'4','5','6','B'},
8                      {'7','8','9','C'},
9                      {'*','0','#','D'}};
10 Keypad teclado1 = Keypad( makeKeymap(teclas), pinesFilas, pinesColumnas, filas, ...
11                          columnas);
12 void setup() {
13     Serial.begin(9600);
14     Serial.println("Teclado 4x4 con Biblioteca Keypad");
15     Serial.println();
16 }
17 void loop() {
18     //Verifica si alguna tecla fue presionada
19     char tecla_presionada = teclado1.getKey();
20
21     //Monitor Serial
22     if (tecla_presionada)
23     {
24         Serial.print("Tecla: ");
25         Serial.println(tecla_presionada);
26     }
27 }

```

Listing 1: Código para la configuración del teclado matricial

Con respecto a la configuración del servomotor, el siguiente código hace girar el servo de 0 a 180° y luego de manera inversa de 180 a 0°. Para ello se utilizó la librería *Servo.h* y se configuró un objeto de la clase "Servo" en la que se escribirá la posición en ángulos.

```

1 #include <Servo.h>
2
3 Servo servo;
4
5 int pos = 0;
6
7 void setup() {
8     servo.attach(9);
9 }
10
11 void loop() {
12     for (pos = 0; pos <= 180; pos += 1){
13         servo.write(pos);
14         delay(10);
15     }
16     for (pos = 180; pos >= 0; pos -= 1){
17         servo.write(pos);
18         delay(10);
19     }
20 }

```

Listing 2: Código para la configuración del servomotor

Para la integración de ambos componentes, el sistema reconoce cierto rango de ángulos, correspondiente a la extensión de una pierna con gonartrosis, para cada opción del teclado, yendo en diferentes intervalos según la tecla que se presione. De esta manera el motor gira y regresará hasta el ángulo seleccionado.

```

1 #include <Servo.h>
2 #include <Keypad.h>
3
4 const byte filas = 4; //Byte utiliza 8 bits
5 const byte columnas = 4; //Byte utiliza 8 bits
6 byte pinesFilas[] = {9,8,7,6};
7 byte pinesColumnas[] = {5,4,3,2};
8 char teclas[4][4] = {{'1','2','3','A'},
9                      {'4','5','6','B'},
10                     {'7','8','9','C'},
11                     {'*','0','#','D'}};
12
13 Keypad teclado1 = Keypad( makeKeymap(teclas), pinesFilas, pinesColumnas, filas, ...
14                          columnas);
15
16 //Variable donde almacenaremos el valor del potenciómetro
17 float valor;
18 const byte pinServo = 11;
19 Servo servoMotor;
20
21 void setup() {
22     //Inicializamos la comunicaci n serial
23     Serial.begin(9600);
24     servoMotor.attach(pinServo);
25
26     //Escribimos por el monitor serie mensaje de inicio
27     Serial.println("Teclado 4x4 con Biblioteca Keypad");
28
29 }
30
31 void loop() {
32     //Verifica si alguna tecla fue presionada
33     char tecla_presionada = teclado1.getKey();
34
35     switch(tecla_presionada){
36         case '1': //De 0 a 60
37             valor = 60;
38             break;
39         case '2': //De 0 a 90
40             valor = 90;
41             break;
42         case '3': //De 0 a 100
43             valor = 100;
44             break;
45         case '4': //De 0 a 110

```

```

46     valor = 110;
47     break;
48     case '5': //De 0 a 120
49         valor = 120;
50         break;
51     case '6': //De 0 a 130
52         valor = 130;
53         break;
54     case '7': //De 0 a 140
55         valor = 140;
56         break;
57     case '8': //De 0 a 150
58         valor = 150;
59         break;
60     case '9': //De 0 a 160
61         valor = 160;
62         break;
63     default:
64         valor = 0;
65         break;
66     }
67     if(tecla_presionada){
68         Serial.print("Tecla: ");
69         Serial.println(tecla_presionada);
70         Serial.print("Moviendo hasta este angulo: ");
71         Serial.println(valor);}
72
73
74     //Imprimimos por el monitor serie
75     for(int i=0; i<=valor; i+=5){
76         delay(100);
77         servoMotor.write(i);
78     }
79     for(int i=valor; i>=0; i-=5){
80         delay(100);
81         servoMotor.write(i);
82     }
83
84 }

```

Listing 3: Código para la integración de los componentes electrónicos

## 2. Segundo paso: Hacer el diseño en un software

- Se realiza el diseño del engranaje planetario que se ajuste a las medidas de la rodilla de la paciente. El engranaje central tiene una relación de 2:1 respecto a los engranajes planetarios, asimismo, la rotación de este engranaje está dada por el servomotor seleccionado. Por otro lado, la rotación generada en los engranajes planetarios producirá el torque para los movimientos de flexión y extensión en la ortesis.

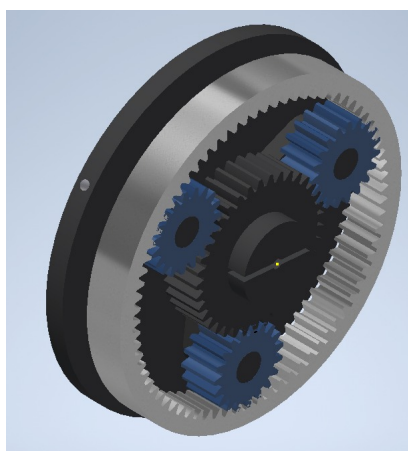


Figura 45: Engranaje planetario

- Para un mejor acoplamiento entre las piezas se crea el modelo 3D del servomotor en Autodesk Inventor basado en los parámetros mostrados en su ficha de datos.



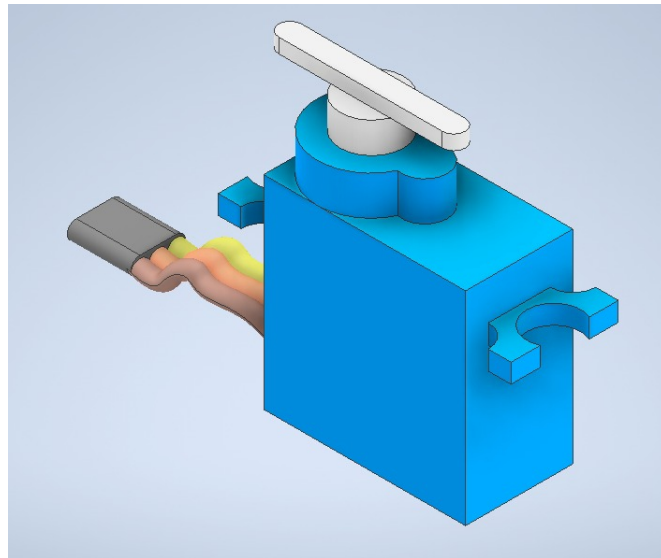


Figura 46: Motor

- Se acopla el servomotor al engranaje solar el cual producirá la rotación de los ejes planetarios y con ello el torque.

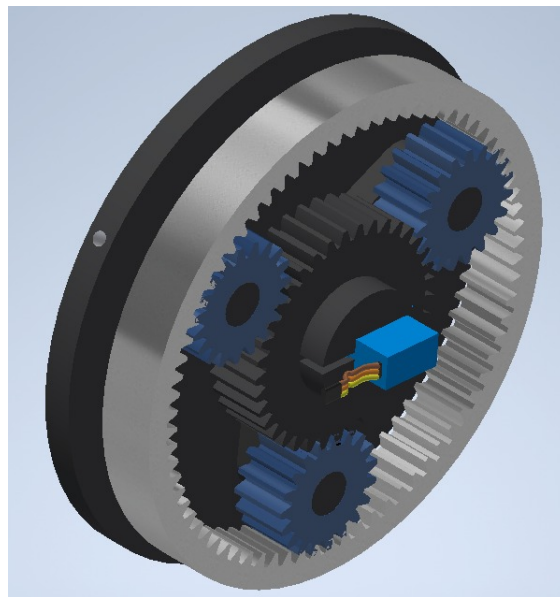


Figura 47: Diseño del engranaje más motor

- La pieza del engranaje planetario con el servomotor se colocan en una base, la cual se mantendrá fija con el soporte que se mantiene asegurado al muslo de la paciente, mientras que la parte móvil corresponde a la pieza que realiza el movimiento de flexión y extensión de la pantorrilla de la paciente,

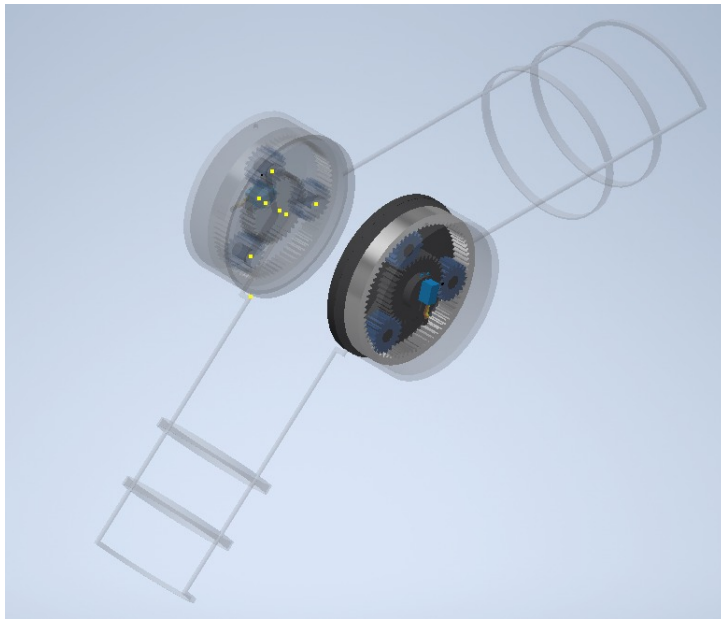


Figura 48: Diseño mecánico de la órtesis a detalle

- En este diseño se eligió como material de soporte al velcro para mantener a las piezas fijas a la extremidad inferior de la paciente y que a su vez se muestre ajustable a sus medidas.

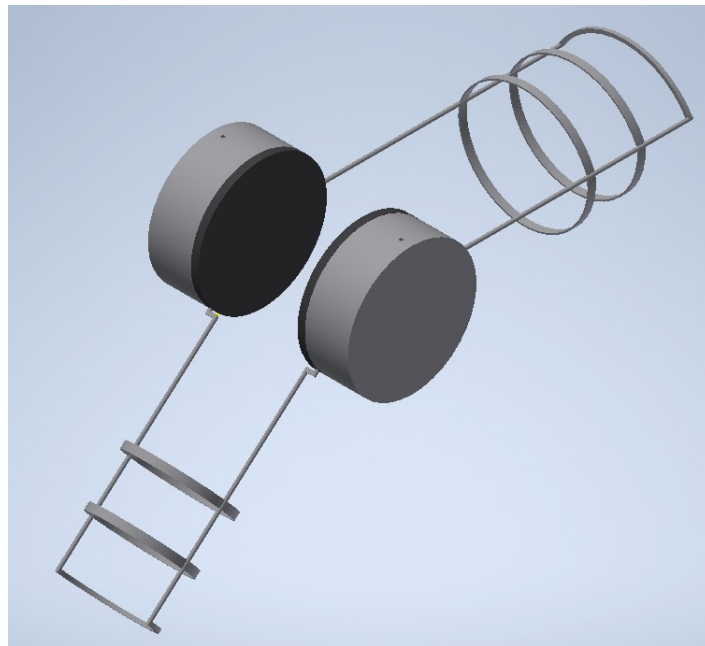


Figura 49: Diseño terminado de la órtesis

## 4. Diagrama de Gantt

A continuación, se muestra el diagrama de Gantt utilizado para el desarrollo de todas las etapas descritas en el presente proyecto. Para ello, se han dividido las tareas relacionadas con los objetivos IDEF en respectivas subtarefas. Tanto del punto 1 al punto 3 corresponden a una primera etapa de definición de aspectos generales del proyecto. Posteriormente, se procede a ejecutar las actividades de cada objetivo a la vez de algunas herramientas para la organización como los objetivos de investigación o el diagrama de Gantt. Asimismo, la distribución temporal fue planeada para un periodo de 16 semanas como parte del semestre académico. El detalle y descripción del avance de las etapas se muestra en la Figura 50:

## Proyectos interdisciplinarios III

Órtesis posturales y estabilizadoras para adulto mayor afectados con gonartrosis en una articulación diartrosis condílea en impresión 3D y controlado por un Sistema Embebido

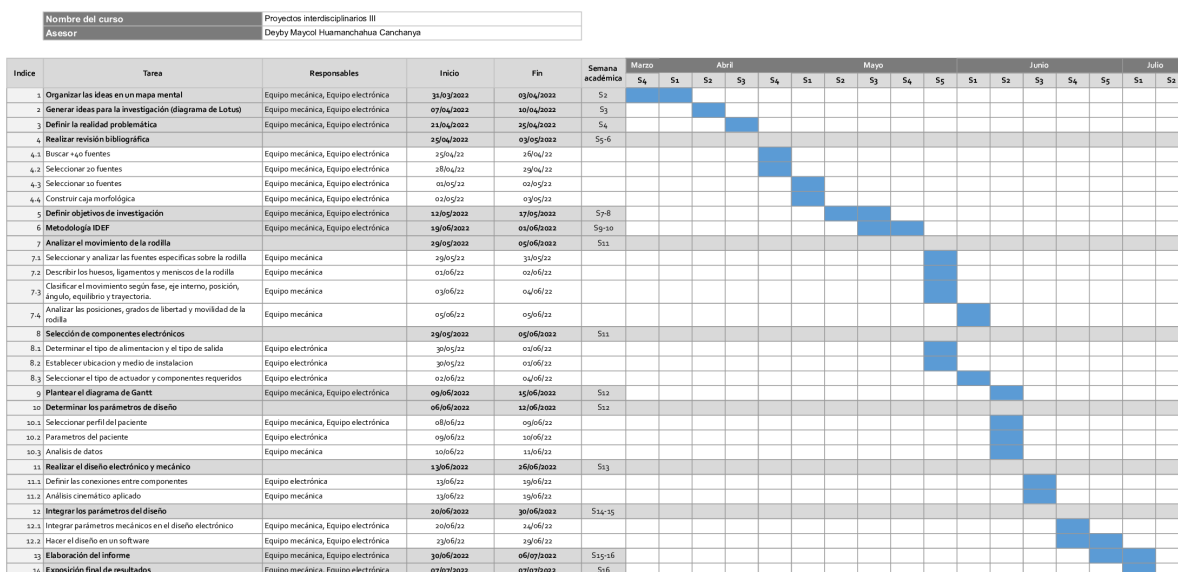


Figura 50: Diagrama de Gantt del proyecto

Por otro lado, se optó por una división de las tareas en equipos de trabajo de dos áreas: Mecánica y Electrónica. Esto permitió una mayor eficiencia en el desarrollo de las actividades y una mejor organización en las reuniones de avance. La distribución de los investigadores se detalla en la Figura 51:

Distribución de equipos	Mecánica	Electrónica
Encargado del Área	Dangelo Sanchez	Claudia Pacori
Integrante 1	Alessandra Suarez	Christoffer Vasquez
Integrante 2	Maria Ximena	Indira Valderrama
Integrante 3	Rosario Quispe	Wilmer Rojas
Integrante 4	Sharon Uribe	

Figura 51: Distribución de los equipos de trabajo

## 5. Conclusión

- Se cumplió con el objetivo general al diseñar una ortesis pasiva y activa para adultos mayores con gonartrosis, para lo cual fue óptimo dividir la realización de este proyecto en etapas mediante la técnica del IDEF 0.
- Se corroboró nuestras fuentes bibliográficas mediante el análisis morfológico y del cual también se definió nuestro tema en específico.
- Se definió las medidas antropométricas en pacientes de 40 a 60 años las cuales se utilizaron para realizar el análisis cinemático de la rodilla.
- Para tratar correctamente la gonartrosis se definió ángulos para la recuperación del movimiento de rodilla de flexión a extensión de manera gradual.
- Se logró diseñar la ortesis en Inventor Autodesk con los materiales óptimos como el velcro y la fibra de carbono que nos aseguran la resistencia de nuestra ortesis.
- Se seleccionó el actuador adecuado para el movimiento de la rodilla de extensión y compresión teniendo en consideración el peso de este y tamaño de acuerdo a su torque, también se definió el microcontrolador como Arduino por su facilidad al implementarlo.

- Se implementó en Tinkercad el sistema eléctrico, para lo cual se necesitó los ángulos de la rodilla como data para poder definir los parámetros al realizar el diseño de la ortesis final.

## 6. Trabajo a futuro

Para trabajos futuros, se recomienda lo siguiente:

- Plantear ecuaciones dinámicas para determinar el torque correspondiente de la órtesis y así poder elegir un motor más apropiado.
- Cotejar a través de una simulación del modelo CAD con los parámetros realizados en el análisis de cinemática directa y orientación.
- Realizar un análisis de esfuerzos de la órtesis a través de programas como Inventor y/o SolidWorks por su facilidad para la simulación estática.
- Realizar la impresión 3D del primer prototipo de la órtesis considerando los materiales como fibra de carbono por su resistencia.
- Realizar pruebas de eficiencia, primero de forma virtual y después a través de proceso de rehabilitación en físico del primer prototipo de este modelo de órtesis.
- Implementar sensores para una mejor precisión en los ángulos requeridos para la rehabilitación. A partir de ello, se podrá obtener un sistema de lazo cerrado y se podrá desarrollar un sistema de control PID para la mejora de la eficacia y precisión del diseño.
- Incorporar el diseño electrónico y mecánico de forma más compacta a través de una placa de circuito impreso para un mejor beneficio con respecto al espacio empleado.

## Referencias

- [1] K. Galli and S. Pelozo. (2017). *Órtesis y prótesis* Monografía Auditoria medica.
- [2] A. Morrás. (2020). *Diseño de órtesis para deambulacion en apoyo monopodal* [Tesis de pregrado]. Universidad Pública de Navarra.
- [3] A. Monterde. (2022). *Qué tipos de ortesis existen* Ortoprono. <https://ortoprono.es/blog/ortopedia-tecnica/tipos-de-ortesis/>
- [4] M. Gómez. (2017) *Ajuste de un modelo de rodilla basado en el mecanismo 4R para movimientos planos, usando video análisis para capturar el movimiento* [Tesis de Pregrado]. BIBDigital.
- [5] A. Moya. (2017). *Dispositivo acoplable a servomotor para la rehabilitación de la articulación de la rodilla.* [Tesis de pregrado]. Universidad de Málaga.
- [6] A. Sotelo and A. Vilca. (2020). *Diseño de un sistema electromecánico para la recuperacion de movilidad de los dedos de la mano.* Editorial.
- [7] B. Siciliano and L. Villani and G. Oriolo. (2008) *Robotics: Modelling, Planning and Control* Springer.
- [8] D. Mundo and G. Danieli. (2010) *Kinematic analysis and performance evaluation of 6R instrumented spatial linkages* <https://www.researchgate.net/publication/>
- [9] E. Grood. (1983) *A Joint Coordinate System for the Clinical Description of Three-Dimensional Motions: Application to the Knee* <https://www.researchgate.net/publication/>
- [10] H. Aguilar and R. López and R. Lozano. (2017) *Adaptive Control in Passive rehabilitation routines using ELLTIO* <http://www.rmib.mx/index.php/rmib/article/view/65>
- [11] H.J. PhD and K.K. PhD and T. Derrick. (2017). *Biomecánica. Bases del movimiento humano* (Fourth ed.). LWW.
- [12] I. Guzmán and M. Panesso and M. Trillos. (2008). *Biomecánica clínica de la rodilla* Universidad del Rosario.
- [13] K. Hainaut. (1976) *Introducción a la Biomecánica* (First ed.). JIMS.

- [14] L. De Leonardo (2008, mayo). *Diseño y construcción de prototipo de prótesis de rodilla* Universidad de las Américas Puebla.
- [15] M. Spong and M. Vidyasagar and S. Hutchinson. (2020) *Robot Modeling and Control* (2nd ed.). Wiley.
- [16] O. Ramos. (2021) *Fundamentos de Robótica-Tema 3: Cinemática Directa I*. Universidad de Ingeniería y Tecnología <http://oramosp.epizy.com/teaching/notes.pdf>
- [17] D. Mundo and G. Danieli. (2010) *Kinematic analysis* Nombre de la revista. Año y mes. Numeracion de la pagina.
- [18] Aguilera, J., Gutiérrez, G. y Pérez, J. (2007) Actualidades en la cirugía de reconstrucción articular de la rodilla *Reumatología clínica*, 3, S54-S56. <https://www.reumatologiaclinica.org/es-pdf-13111161>
- [19] Baez, A., Taípe, I. y Espíritu, N. (2020) Factores asociados a gonartrosis en pacientes mayores de 40 años atendidos en el Hospital Santa Rosa- 2018. *Horizonte Médico (Lima)*, 20(4), e1119. <https://doi.org/10.24265/horizmed.2020.v20n4.03>
- [20] Burgos-Vargas, R., Cardiel, M., Loyola-Sánchez, A. Mendes, M., Pons-Estel, B., Rossignol, M., Avouac, B., Bosi, M y Halhol, H. (2014). Characterization of knee Osteoarthritis in Latin America. A comparative Analysis of Clinical and Health Care Utilization in Argentina, Brazil, and Mexico. *Reumatología Clínica*, 10(3), 152-159 <https://www.reumatologiaclinica.org/es-pdf-S1699258X13002064>
- [21] Cortes, M. (2013) *Gonartrosis, presentación de un caso y revisión de la literatura* [Tesis de pregrado, Escuela Universitaria de Fisioterapia Izquierdo, Universidad de Valladolid, España]. Repositorio Documental de la Universidad de Valladolid. <https://uvadoc.uva.es/bitstream/10324/2571/1/TFG%20JAVIER%20MATEO.pdf>
- [22] Gomar, V. (2014) *Guía de Patologías y sus indicaciones ortésicas*. España: PRIM Ortopedia. [https://international.prim.es/images/products\\_pdf/patologias\\_catalogo\\_es.pdf](https://international.prim.es/images/products_pdf/patologias_catalogo_es.pdf)
- [23] Huaman, J. (2020) *Factores causales para indicación de cirugía en pacientes artrósicos de cadera - rodilla del Hospital Sergio E. Bernales, 2016- 2019* [Tesis de pregrado, Universidad Privada San Juan Bautista]. Repositorio Institucional de la Universidad Privada San Juan Bautista. <http://repositorio.upsjb.edu.pe/handle/upsjb/2599>
- [24] Instituto de Evaluación de Tecnología en Salud e Investigación. (2016) *Carga de enfermedad asociada a la artrosis en la población atendida en el seguro social de salud del Perú durante el 2016* [http://www.essalud.gob.pe/ietesi/pdfs/direcc\\_invest\\_salud/1Carga\\_de\\_enfermedad\\_asociada\\_a\\_la\\_artrosis.pdf](http://www.essalud.gob.pe/ietesi/pdfs/direcc_invest_salud/1Carga_de_enfermedad_asociada_a_la_artrosis.pdf)
- [25] Ministerio de Salud del Perú. (2008) *La carga de enfermedad y lesiones en el Perú* Lima: Biblioteca Nacional del Perú <http://bvs.minsa.gob.pe/local/MINSA/2236.pdf>
- [26] Soler-Vizan, E., Luna-Cabrera, F., Rodríguez-Brey, L. (2015) Estrategias biomecánicas conservadoras para la gonartrosis mediante ortesis plantares. *Rehabilitación*, 49 (2),63-69. <https://doi.org/10.1016/j.rh.2014.12.004>
- [27] Subervier Ortiz, L. (2017) Empleo del ejercicio en la fisioterapia como tratamiento de la osteoartritis de rodilla en adultos mayores *Medigraphic Literatura Biomédica*, 62(1), 44-53. <https://www.medigraphic.com/pdfs/abc/bc-2017/bc171i.pdf>
- [28] Vargas, R. (2018) *Limitación funcional por lesiones de rodilla en pacientes que asisten al departamento de medicina física y rehabilitación del Hospital Regional de Loreto durante el año 2017 utilizando la encuesta KOOS* [Tesis de pregrado, Universidad Científica del Perú]. Repositorio Institucional Digital. <http://repositorio.ucp.edu.pe/bitstream/handle/UCP/582/VARGAS-1-Trabajo-Limitaci%C3%B3n.pdf?sequence=1&isAllowed=y>
- [29] Vargas, R. (2018) *Limitación funcional por lesiones de rodilla en pacientes que asisten al departamento de medicina física y rehabilitación del Hospital Regional de Loreto durante el año 2017 utilizando la encuesta KOOS* [Tesis de pregrado, Universidad Científica del Perú]. Repositorio Institucional Digital. <http://repositorio.ucp.edu.pe/bitstream/handle/UCP/582/VARGAS-1-Trabajo-Limitaci%C3%B3n.pdf?sequence=1&isAllowed=y>