

**UNIVERSIDAD DE INGENIERÍA Y TECNOLOGÍA**  
**CARRERA DE INGENIERÍA MECÁNICA**



**EVALUACIÓN DE LOS CRITERIOS DE DISEÑO  
MECÁNICO PARA UN EXOESQUELETO DE  
MIEMBROS INFERIORES EN PACIENTES POST  
ACV DEL PERÚ**

**TRABAJO DE INVESTIGACIÓN**

Para optar el grado de bachiller en Ingeniería Mecánica

**AUTOR(ES)**

Carloandhre Ario Edwar Pareja Lazarte (ORCID: 0000-0001-8236-5019)

**ASESOR(ES)**

Samuel Charca Mamani (ORCID: 0000-0002-8302-7393)

Lima – Perú

# TABLA DE CONTENIDO

	Pág.
RESUMEN .....	11
ABSTRACT .....	12
CAPÍTULO I .....	21
MARCO TEÓRICO .....	21
1.1    Problemas del sistema nervioso humano .....	21
1.1.1    Derrame cerebral .....	22
1.1.1.1    Tipos de derrame cerebral .....	22
1.1.1.2    Efectos del derrame cerebral .....	23
1.2    Impacto del derrame cerebral.....	23
1.2.1    Impacto del derrame cerebral a nivel del Perú .....	24
1.3    Rehabilitación física para el post derrame cerebral en la actualidad .....	24
1.3.1    Procedimiento.....	25
1.3.2    Tipos de ejercicios de rehabilitación física para derrame cerebral.....	25
1.4    Exoesqueletos robóticos .....	26
1.4.1    Tipos de exoesqueletos.....	26
1.4.2    Exoesqueletos para la rehabilitación física.....	27
1.4.3    Parámetros de diseño mecánico de un exoesqueleto en rehabilitación .....	28
1.5    Conceptos de antropometría .....	29
1.5.1    Antropometría en el Perú.....	29
1.6    Biomecánica de los miembros inferiores.....	30
1.6.1    Cadera.....	31
1.6.2    Rodilla .....	32
1.6.3    Tobillo .....	33
1.6.4    Rangos de movimiento .....	33
1.6.5    Diseño biomecánico del exoesqueleto.....	34
1.6.6    Cinemática de la marcha de pacientes tras un ACV.....	34

1.7	Materiales aplicados en exoesqueleto robóticos de rehabilitación física.....	36
1.7.1	Materiales compuestos .....	36
1.7.1.1	Matriz .....	36
1.7.1.2	Refuerzo.....	37
1.7.1.3	Propiedades anisotrópicas .....	37
1.7.1.4	Propiedades ortotrópicas.....	38
1.8	Análisis estructural .....	39
1.8.1	Modelo estático .....	39
1.8.2	Método de elementos finitos (FEM).....	40
1.8.2.1	Procedimiento del método .....	40
1.9	Principio de análisis de OpenSim .....	41
1.9.1	Escalado.....	41
1.9.2	Cinemáticas y dinámicas inversas .....	42
1.9.3	Algoritmo de reducción de residuales .....	42
1.10	Optimización estática.....	42
1.11	Principio de análisis de ANSYS .....	43
CAPÍTULO II.....		44
METODOLOGÍA.....		44
2.1	Selección del diseño conceptual .....	45
2.2	Selección del material .....	50
2.3	Adaptar condiciones al modelo musculoesquelético de OpenSim .....	53
2.3.1	Escala.....	54
2.3.1.1	Selección de modelo .....	54
2.3.1.2	Escalado.....	54
2.3.2	Cinemáticas y dinámicas inversas .....	55
2.3.3	Optimización estática .....	56
2.3.7	Validación de los resultados de OpenSim .....	57
2.4	Diseño mecánico de los componentes del exoesqueleto.....	57
2.4.1	Soporte de la cadera y pies .....	57

2.4.2	Columnas .....	58
2.4.3	Articulaciones hembra/macho .....	59
2.4.4	Ejes y rodamientos .....	60
2.5	Análisis estructural estático .....	61
2.5.1	Propiedades mecánicas de los materiales a emplear .....	61
2.5.2	Geometría de los materiales .....	62
2.5.3	Configuración del laminado del material compuesto .....	62
2.5.4	Análisis Estructural .....	64
2.5.4.1	Análisis estático de las columnas .....	64
2.5.4.2	Análisis estático del ensamblaje .....	66
2.5.5	Análisis por pandeo .....	68
2.5.6	Verificación por criterio de falla de material isotrópico.....	68
2.5.7	Verificación por criterio de falla de material compuesto .....	68
2.6	Diseño óptimo de exoesqueleto .....	69
CONCLUSIONES.....		70
AGRADECIMIENTOS.....		71
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....		72
ANEXOS .....		81

# ÍNDICE DE TABLAS

	Pág.
Tabla 1.1 Características generales de pacientes con diagnóstico de ACV en un hospital público de Perú, entre 2000 a 2009 .....	24
Tabla 1.2 Análisis estadísticos de los parámetros antropométricos. ....	30
Tabla 1.3. Rangos de rotación de las articulaciones de las extremidades inferiores .....	34
Tabla 2.1. Matriz morfológica de los conceptos generados .....	46
Tabla 2.2. Matriz morfológica de los conceptos generados representados .....	47
Tabla 2.3. Generación de conceptos de forma determinada.....	47
Tabla 2.4. Criterios de concepto aplicando su peso y el sistema de valores de satisfacción preestablecido .....	48
Tabla 2.5. Tabla de puntajes de los conceptos en función de los criterios de conceptos junto a sus pesos de importancia y el valor de satisfacción.....	50
Tabla 2.6. Criterios técnicos de satisfacción del material .....	50
Tabla 2.7. Características técnicas de los materiales empleados para exoesqueletos médicos .....	51
Tabla 2.8 Valores de satisfacción a los criterios técnicos. ....	52
Tabla 2.9. Tabla de puntajes de los materiales en función de los criterios técnicos junto a sus pesos de importancia y el valor de satisfacción s .....	53
Tabla 2.10. Fuerzas vectoriales y resultantes máximas en las articulaciones de los miembros inferiores en función de peso del cuerpo (PC) durante la marcha humana .....	57
Tabla 2.11. Propiedades del Aluminio 6061-T62.....	62
Tabla 2.12. Propiedades del tejido de fibra de carbono de tejido de sarga 3K con matriz epóxica al 50% de fracción volumétrica.....	62
Tabla 2.13. Propiedades de resistencia de esfuerzo ortotópicas de la fibra de carbono con matriz epóxica.....	69
Tabla 3.1. Factor de relación de dimensión $kb$ . ....	84

Tabla 3.2. Factor de nivel de confiabilidad  $k_c$ ..... 84

# ÍNDICE DE FIGURAS

	Pág.
Figura 0.1 Fisioterapeuta en el proceso de tratamiento .....	18
Figura 0.2 Porcentaje de la población censada en el ámbito rural y urbano .....	19
Figura 1.1 Tipos de derrame cerebral .....	22
Figura 1.2 Mapa mundial de la mortalidad del derrma cerebral .....	23
Figura 1.3 Ejercicios realizados en los miembros inferiores en la rehabilitación física tras el derrame cerebral .....	26
Figura 1.4 Tipos de exoesqueletos, pasivos y activos .....	27
Figura 1.5 Paciente de derrame cerebral utilizando un exoesqueleto para la rehabilitación física .....	27
Figura 1.6 Dimensiones antropométricas relevantes .....	29
Figura 1.7 Planos de referencia del cuerpo humano.....	31
Figura 1.8 Grados de libertad de la cadera .....	32
Figura 1.9 Grados de libertad de la rodilla .....	32
Figura 1.10 Grados de libertad del tobillo .....	33
Figura 1.11 Diferencias entre los ángulos de desplazamiento del tobillo y la rodilla en el plano sagital en personas sanas y en recuperación tras ictus.....	35
Figura 1.13 Clasificación del compuesto según su matriz .....	35
Figura 1.14 Clasificación del compuesto según su refuerzo .....	37
Figura 1.15 Discretización de un objeto irregular .....	40
Figura 1.16 Proceso de operación de OpenSim.....	41
Figura 2.1. Diagrama de flujo sobre la metodología realizada.....	44
Figura 2.2. Procedimiento de operación de OpenSim .....	54
Figura 2.3. Escalado del modelo genérico hacia el modelo de estudio .....	55
Figura 2.4. Aplicación de las dinámicas inversas al modelo de investigación.....	56
Figura 2.5 Aplicación de la optimización estática al modelo de investigación.....	56

Figura 2.6. Al lado izquierdo la cadera y al lado derecho los soportes de los pies del exoesqueleto de los miembros inferiores.....	58
Figura 2.7. Columna fémur del cuerpo robótico .....	59
Figura 2.8. Articulación de la cadera junto a su rodamiento .....	59
Figura 2.9. Procedimiento de análisis de ANSYS .....	61
Figura 2.10. Dirección de las fibras 0°/90° del tejido del material compuesto en la columna .....	63
Figura 2.11. Propiedades polares de la fibra al colocar la configuración 0°/90° 45°/-45° en el laminado .....	63
Figura 2.12 Condiciones de contorno doblemente articuladas de las columnas del exoesqueleto. ....	65
Figura 2.13. Cinemáticas de la marcha humana. En el lado izquierdo el descanso, en medio el despegue y en el lado derecho el aterrizaje .....	65
Figura 2.14 Fuerzas y momentos aplicados en las articulaciones de la columna del fémur en la instancia del aterrizaje del pie.....	66
Figura 2.15. Condiciones de contorno del ensamblaje del exoesqueleto .....	67
Figura 2.16. Cargas y apoyos aplicados al modelo ensamblado, en función de la cinemática crítica seleccionada.....	67
Figura 2.17. Direcciones de la fibra con respecto al área transversal de la columna .....	68
Figura 3.1. Fuerzas de reacción de la cadera.....	81
Figura 3.2. Fuerzas de reacción del tobillo.....	81
Figura 3.3. Fuerzas de reacción de la rodilla .....	82
Figura 3.4. Antropometría del promedio máximo en posición erguida.....	83
Figura 3.5. Antropometría del promedio máximo en posición sentada.....	83
Figura 3.6. Factor de acabado superficial $ka$ .....	84



## ÍNDICE DE ANEXOS

	Pág.
Anexo 1: Fuerzas de reacción en las articulaciones inferiores .....	88
Anexo 2: Antropometría empleada en centímetros .....	90
Anexo 3: Factores de diseño de eje .....	91

## SIMBOLOGÍA

ACV	-Accidente cerebrovascular
HSA	-Hemorragia subaracnoidea
CIT	-Crisis isquémica transitoria
ACV-ih	-Accidente cerebrovascular isquémico-hemorrágico
$\sigma_i$	-Esfuerzo sobre un eje
$\varepsilon_j$	-Deformación sobre un eje
$[K^e]/C_{ij}$	-Matriz de rigidez del elemento
$[F^e]$	-Vector de fuerza equivalente del elemento
$\{u^e\}$	-Vector de desplazamiento nodal del elemento
$\{\dot{u}\}$	-Vector de velocidad nodal
$\{\ddot{u}\}$	-Vector de aceleración nodal
$t_i$	-Tiempo en un instante determinado
$(M)$	-Matriz de masa
$(C)$	-Matriz de amortiguación
$\{F(t)\}$	-Vector de carga en función del tiempo
$de_{1,2}$	-Distancia entre ambos marcadores experimentales
$dv_{1,2}$	-Distancia entre ambos marcadores virtuales
$x_i^{exp}$	-Posición de marcador experimental
$x_i$	-Posición de marcador virtual
$q$	-Vector de posiciones generalizadas
$\dot{q}$	-Vector de velocidades generalizadas
$\ddot{q}$	-Vector de aceleraciones generalizadas
$G(q)$	-Vector gravitacional de fuerzas
$C(q, \dot{q})$	-Vector de Coriolis y fuerzas centrífugas
$\bar{k}_v$	-Constante derivativa

$\bar{k}_p$	-Constante proporcional
$a_m$	-Activación muscular
$F_m^0$	-Fuerza muscular máxima isométrica
$l_m$	-Elongación muscular
$v_m$	-Velocidad de elongación muscular
$r_{m,j}$	-Brazo de fuerza muscular para la articulación j
$\tau_j$	-Momento generalizado la articulación
$\sigma_{eq}$	-Esfuerzo equivalente de Von Mises
$\sigma_i$	-Esfuerzo normal en una dirección i
$\sigma_{yp}$	-Esfuerzo de fluencia del material
$\rho$	-Densidad
E	-Módulo de elasticidad
G	-Módulo de corte
$\nu$	-Coeficiente de Poisson

## **RESUMEN**

La presente tesis tiene como objetivo el diseño y análisis estructural de un exoesqueleto de miembros inferiores que asista en la rehabilitación física tras un derrame cerebral en pacientes peruanos; debido a que, esta enfermedad elevó la demanda de fisioterapeutas en el Perú, ocasionado un déficit en la cantidad de tratamientos realizados en el país. Como principio ergonómico del diseño, se optó por utilizar datos antropométricos de una muestra de trabajadores peruanos de minas en altura y se empleó materiales ligeros como la fibra de carbono y el aluminio. Posteriormente, se utilizó el software biomecánico OpenSim a fin de obtener la cinemática y dinámica del paciente en tres instantes críticos de la marcha humana. Finalmente, se exportaron las cargas hacia el software estructural Ansys, con el propósito de verificar que el cuerpo robótico resista las cargas aplicadas por el paciente a lo largo del tratamiento.

### **PALABRAS CLAVES:**

Rehabilitación; derrame cerebral; exoesqueleto; diseño; análisis estructural; materiales livianos.

## **ABSTRACT**

# **EVALUATION OF THE MECHANICAL DESIGN CRITERIA FOR A LOWER LIMB EXOSKELETON IN POST-STROKE PATIENTS IN PERU**

The objective of this thesis is the design and the structural analysis of a lower limb exoskeleton that assists peruvian patients in physical rehabilitation after a stroke; because this disease increased the demand for physical therapists in Peru, causing a deficit in the amount of treatments carried out in the country. As an ergonomic design principle, it was opted to use anthropometric data from a sample of peruvian high-altitude mine workers and used lightweight materials such as carbon fiber and aluminum. Subsequently, the biomechanical software OpenSim was used to obtain the kinematics and dynamics of the patient in three critical moments of human gait. Finally, the loads were exported to the Ansys structural software, in order to verify that the robotic body resists the loads applied by the patient throughout the treatment.

### **KEYWORDS:**

Rehabilitation; stroke; exoskeleton; design; structural analysis; lightweight materials.

# INTRODUCCIÓN

El derrame cerebral es uno de los principales accidentes que genera discapacidades físicas en el mundo, teniendo una concurrencia de quince millones de afectados al año, de los cuales, 9.8 millones quedan con discapacidades motoras [1]. En el Perú ocurren alrededor de trescientos mil casos de este padecimiento al año, donde el 59.2% ocasionan problemas en el sistema motor de las extremidades del cuerpo humano [2].

Existen dos causas que generan el ataque cerebral; el isquémico, que es la obstrucción o bloqueo de un vaso sanguíneo del cerebro; y el hemorrágico, que es la rotura de un vaso sanguíneo del cerebro; siendo la primera la que presenta mayor índice de ocurrencias, además de incapacitar el movimiento de las personas; y el segundo, el más peligroso, debido a que tiene una mayor tasa de mortalidad [3].

Los efectos generales que produce el ictus son dificultades en el habla, visión, alimentación, sensibilidad, entre otros; siendo el más ocurrente, la dificultad de movimiento de la persona [4]. Estas dificultades son tratadas en centros de rehabilitación física, los cuales cuentan con métodos modernos de restablecimiento físico a fin de recuperar las funciones olvidadas por el paciente; estos consisten en contar con un grupo de fisioterapeutas que asistan al paciente, sesiones de ejercicios físicos, y el uso de un lugar específico para la realización de las pruebas [5].

Con el avance de la tecnología, en los últimos cinco años se empezaron a utilizar cuerpos robóticos, llamados exosqueletos, que asisten a la rehabilitación física; dando como resultado mayor autonomía a los pacientes en la etapa de su recuperación física [6].

Un exoesqueleto es un cuerpo robótico mecánico activo que es antropomorfo, manejado por un operario y adecuado al cuerpo de este [6]. Su función principal es asistir a al portador, otorgándole una fuerza adicional en las articulaciones del cuerpo humano con el propósito de lograr una labor en específico, debido a los actuadores del cuerpo mecánico [7]. Gracias a la asistencia dada, se utiliza en distintas aplicaciones con el propósito de soportar

al humano, como lo son: en la industria, conflictos bélicos, calidad de vida y la rehabilitación física [7].

En el caso de la asistencia de la industria, actualmente hay en uso 26 tipos de exoesqueletos oficiales, aprobados por la norma IEC 80601-2-78, que asisten en la labor de los trabajadores, 19 utilizando actuadores pasivos y 7 actuadores activos [8]. Mayormente la funcionalidad de los exoesqueletos pasivos es de reducir la carga sobre la espalda, entre 10 a 40%, y los activos son para la carga de objetos pesados [8].

Por otro lado, en el sector bélico, la función principal de los exoesqueletos es la carga de objetos armamentísticos [9]. La aplicación del exoesqueleto en el ejército, en la actualidad, reduce la energía metabólica en alrededor de un 15% como límite para no sufrir lesiones físicas con el tiempo [9].

En el uso cotidiano se han realizado estudios para asistir a personas mayores de edad utilizando exoesqueletos a fin de mejorar su calidad de vida, además de reducir el estrés que se genera en los músculos y articulaciones del cuerpo de la persona [10].

Finalmente, en el ámbito médico, los exoesqueletos mecánicos son utilizados en el proceso de rehabilitación física, empezado a expandirse por el mundo en la última década, obteniendo buenos resultados en su empleabilidad, dado que mejora los estándares de restablecimiento físico; siendo el más importante la autonomía del paciente al restablecer las funcionalidades olvidadas del sistema motor [11].

Debido al avance de la tecnología, la rehabilitación con asistencia robótica no necesita de elementos mecánicos y baterías grandes para su aplicación, lo cual disminuye el peso de la estructura; además que, con la mejora de los algoritmos de control, se ha vuelto más preciso al asemejar los reflejos humanos [11]. Uno de los principales objetivos, en este equipamiento, es la reducción de peso, ya que ello prolongará el tiempo de uso o servicio (menor consumo de energía); por ello, la importancia del diseño adecuado de la parte estructural del exoesqueleto.

Países como los de Europa, Japón o Estados Unidos han adaptado los exoesqueletos para la utilización de sus habitantes a fin de que sean ergonómicos y precisos en el proceso

de rehabilitación física [12]. En cambio, en Perú no se cuenta con ningún centro de rehabilitación que cuente con asistencia robótica, además de no existir diseños mecánicos sobre el empleo de exoesqueletos que estén adecuados para realizar el procedimiento de recuperación física [13]. Asimismo, el exportar uno de estos resulta desfavorable, debido a que no está orientado para las medidas de los habitantes y por el alto costo de importación [13].

Por todo lo descrito, la presente tesis busca analizar la estructura de un exoesqueleto de miembros inferiores para el uso de rehabilitación física, con el propósito de corroborar de que el diseño mecánico realizado, cumpla con las funciones de restablecer el sistema motor de un paciente que haya sufrido un derrame cerebral.

## **Alcance**

El presente trabajo de tesis está orientada al análisis y diseño estructural de un exoesqueleto de miembros inferiores que sea capaz de asistir a pacientes peruanos entre 47 a 81 años, que estén en los primeros cuatro meses de rehabilitación tras un derrame cerebral. El análisis y diseño implica el pre-dimensionamiento usando el software CAD, para luego analizar el comportamiento usando OpenSim en tres posiciones críticas de la caminata; con el objetivo de determinar las cargas que se ejercen sobre exoesqueleto y las fuerzas adicionales que necesita el modelo para realizar el proceso de rehabilitación. Y, por último, se emplea el programa ANSYS a fin de realizar simulaciones del análisis estático. El exoesqueleto se basa en recomendaciones del estándar de calidad ISO 13485 y el estándar de diseño IEC 80601-2-78, ambas normas sujetas al ámbito médico de los cuerpos robóticos.

## **Antecedentes**

Debido a la incapacitación que deja el derrame cerebral en el sistema motor del cuerpo humano, se realizaron varios estudios para restablecer las capacidades motoras. Estos estudios empezaron a tomarse en cuenta a partir del año 1928, donde se estableció el nombre



de derrame cerebral o ataque cerebrovascular; que es definido como la falta de suministro sanguíneo en el cerebro debido a un bloqueo o la ruptura de un vaso sanguíneo en el cerebro [14].

A mediados del siglo XX se integraron los primeros programas de rehabilitación física profesional para el derrame cerebral, que se originaron en Estados Unidos por el médico Frank Krusen [15].

A comienzos de la década de los cincuentas, el fisioterapeuta americano Twitchell realizó un estudio a 121 pacientes que se recuperaban del derrame cerebral [16]. Descubriendo que, a las cuatro semanas, si presenta alguna recuperación del movimiento de la mano, la restauración del ataque cerebral será total o favorable. Además de informar que la mayor parte de la recuperación ocurre en los tres primeros meses [16].

Contemporáneamente a Twitchell, la fisioterapeuta americano-sueca Brunnstorm describió el proceso de recuperación física para el derrame cerebral, dividiéndolo en 7 etapas; que consisten en ejercicios básicos hasta avanzados conforme va evolucionando la rehabilitación. [16].

En la década de los sesenta, la rehabilitación asistida por robots empezó oficialmente con dos grupos científicos, el de Estados Unidos y Yugoslavia, cada uno con su propio objetivo; el segundo grupo con mayor intención de asistir a personas con dificultades en el movimiento de las extremidades humanas tras una enfermedad o accidente [11]. En 1965, General Electric de Estados Unidos realizó el primer exoesqueleto, llamado Hardiman, que fue creado con el fin de que el portador pueda cargar hasta 1500 libras de masa [11].

En el año 1992, la universidad de Tsukuba de Japón, realizó el primer prototipo de exoesqueleto para la asistencia de rehabilitación física, llamado Hybrid Assistive Limb (HAL) [17]. La siguiente versión de este prototipo, HAL 3, fue desarrollada en el año 2000, una versión solo para la asistencia de las piernas que pesaba alrededor de veinte kilogramos. La última versión, HAL 5, se lanzó en el año 2012, siendo esta una versión que incluía miembros inferiores y superiores, pesando diez kilogramos [17]. En este mismo año se implementó la

norma ISO 13485, brindando los requisitos mínimos que los dispositivos médicos deben de cumplir para la venta y uso en centros medicinales [18].

Desde el año 2009 hasta el 2016, se realizaron once estudios sobre la rehabilitación física para pacientes con post derrame cerebral, crónico y agudo, utilizando exoesqueletos inferiores HAL; de los cuales cinco eran de Estados Unidos, cinco de Japón y uno de Suecia [19]. Las investigaciones consistieron en realizar cuatro tipos de ejercicios básicos de restablecimiento físico: six minute walk test (6MWT), ten meter walk test (10MWT), timed up and go (TUG) y functional ambulation category (FAC) [19]. Las pruebas dieron como resultados que los pacientes con post derrame cerebral agudo pueden experimentar una mejora progresiva en la rehabilitación por la marcha exoesquelética en comparación al método tradicional y, además, asegurar que el proceso no cuenta con riesgo alguno, debido a que no se experimentó ningún accidente durante los exámenes [19].

En el año 2015 se realizó uno de los primeros estudios en España, por el instituto Cajal, a tres pacientes con hemiparesia utilizando un exoesqueleto que los asista en su procedimiento de restablecimiento físico durante cuatro semanas con aproximadamente doce sesiones, teniendo como objetivo evaluar la seguridad y la usabilidad de los exoesqueletos en la rehabilitación física [20].

En el año 2017, se hizo una investigación sobre las medidas necesarias que debe tener un exoesqueleto en la rehabilitación física de miembros inferiores, en la universidad de Xi'an Jiaotong [21]. Como medidas obligatorias: tener un diseño mecánico de las piernas robóticas que se asemeje a las piernas humanas, tener un control con los datos de entrada exactos, el diseño del sistema de la caminata debe detectar las fuerzas de interacción y movimiento entre el paciente y el exoesqueleto, tener un mecanismo de protección y seguridad. Como sugerencias: que mida las señales de los músculos de las piernas y que sea compatible con un sistema de realidad virtual [21].

En el año 2018 se realizó uno de los primeros exoesqueletos con el propósito de mejorar el equilibrio postural en pacientes de rehabilitación utilizando señales de electromiografía (EMB) en el Instituto Politécnico de Torino, dando como resultado una reacción de admisión del movimiento del cuerpo robótico sobre el cuerpo humano [22].

Como se detalla, existe una vasta información del desarrollo de exoesqueletos funcionales para diferentes aplicaciones; sin embargo, en casi todas de ellas, no se analiza en detalle la parte estructural. Por ello, y en la mayoría de los casos, se sobredimensiona, resultando un exoesqueleto con mayor peso y mayor consumo de energía, reduciendo el tiempo de duración de las baterías.

La presente tesis se diferencia de los anteriores estudios en que se quiere comprobar el diseño de un exoesqueleto, utilizando la herramienta de análisis estructural, para pacientes peruanos entre 47 a 81 años que estén en los primeros cuatro meses de rehabilitación. Con el fin de que exista un estudio que documente y afirme que se pueden realizar rehabilitaciones físicas de los miembros inferiores causadas por el derrame cerebral utilizando cuerpos robóticos en el Perú.

## Justificación y motivación

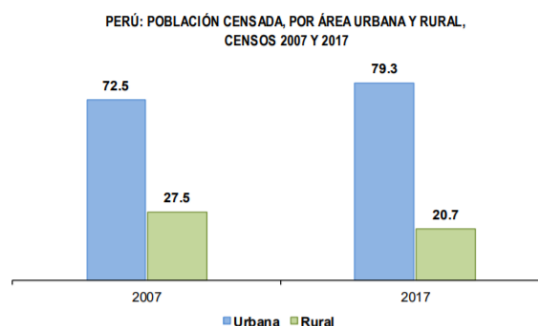
El restablecimiento físico tras un derrame cerebral es un proceso que necesita de personal calificado para la completa recuperación del paciente, el más importante es el fisioterapeuta [23]. Este es el encargado de realizar la supervisión y el tratamiento para la reconstitución del sistema motor del paciente; la tarea de supervisión se basa en realizar un seguimiento del desarrollo de la recuperación física y la tarea de tratamiento se fundamenta en la realización de ejercicios para recuperar las funciones motrices perdidas por el paciente [24], como se puede apreciar en la **Figura 0.1**.



**Figura 0.1.** Fisioterapeuta en el proceso de tratamiento [25].

Teniendo esta información en cuenta, el tratamiento de rehabilitación física en el Perú sufre un déficit del 30%, debido a que no se cuenta con los suficientes fisioterapeutas que realicen el procedimiento; asimismo, Lima cuenta con el 70% de estos profesionales, dejando al resto de departamentos con pocos médicos para este proceso [26].

Además, existe una prevalencia de ataques cerebrales de un 6.8% en zonas urbanas y de 2.7% en zonas rurales, con más probabilidad en adultos mayores a 55 años, realizada en el año 2014 [27]. Como se puede observar en la **Figura 0.2**, de un total de 29 381 884 personas censadas en el año 2017, se puede inferir que en la zona urbana existen alrededor de 1 585 208 en la zona urbana, y en la zona rural 158 520 casos de derrame cerebral [28].



**Figura 0.2.** Porcentaje de población censada en el ámbito rural y urbano [28].

Los casos existentes de derrame cerebral representan aproximadamente el 8% de la población peruana lo cual es un número alarmante comparado con las cifras en otros países del mundo. Por lo que, tener un déficit en la rehabilitación física a nivel nacional resulta muy inconveniente para la población peruana.

Por otro lado, los estudios actuales de exoesqueletos se centran en la parte automatizada y no toman importancia a la parte estructural del cuerpo robótico, o solo consideran la condición menos crítica del posicionamiento de la prótesis, poniendo en riesgos la integridad del paciente al que asiste o sobredimensionando el cuerpo robótico [29].

Por ello, se quiere implementar un exoesqueleto de miembros inferiores que asista a la rehabilitación en pacientes post derrame cerebral en la tarea de tratamiento físico; lo cual no significa reemplazar el trabajo de un fisioterapeuta, sino asistirlo en esta labor y no depender en su totalidad del profesional. De este modo, se reduciría el déficit de

rehabilitación física en el Perú, además de obtener otros beneficios que el cuerpo robótico puede brindar, como la reducción de tiempo, no necesitar de un lugar específico y la autonomía y seguridad del paciente en el restablecimiento físico.

## **Objetivo general**

Diseñar y analizar la estructura de un exoesqueleto de miembros inferiores para la rehabilitación física en pacientes con post derrame cerebral del Perú.

## **Objetivos específicos**

- Revisión de la antropometría de los habitantes del Perú
- Análisis biomecánico computacional del mecanismo inferior de pacientes en recuperación tras el ACV con el software OpenSim durante la marcha humana.
- Diseño y análisis estructural computacional del exoesqueleto de miembros inferiores, en las condiciones críticas, durante el procedimiento de rehabilitación del desarrollo de la marcha humana, utilizando el software ANSYS.

# CAPÍTULO I

## MARCO TEÓRICO

En este capítulo se presenta el principal problema que afecta al sistema nervioso humano: el derrame cerebral; así mismo, el impacto mundial como nacional y el proceso de rehabilitación que existe en la actualidad sobre el ictus; de igual manera se muestra la aplicación de los exoesqueletos y los parámetros de diseño mecánico en el ámbito médico según la normativa contemporánea del restablecimiento físico tras el ataque cerebral. Adicionalmente se expone el uso de la antropometría del Perú, la biomecánica de los miembros inferiores en personas sanas y en recuperación física tras el ACV, y los materiales empleados, en este caso compuestos, en la estructura del exoesqueleto; a fin de cumplir con los estándares de ergonomía en el cuerpo robótico. De la misma manera se da a conocer el uso del análisis estructural como verificación de los efectos que producen las cargas sobre el exoesqueleto en el proceso de recuperación física; por último, se presenta los principios de los softwares a emplearse en el desarrollo de la presente tesis: OpenSim, en el análisis biomecánico y ANSYS, en el análisis estructural.

### **1.1 Problemas del sistema nervioso humano**

El sistema nervioso es la estructura encargada de coordinar todas las funciones de los seres humanos, controlando las acciones y sensaciones entre el individuo y su alrededor [29]. Al ser un sistema tan complejo puede presentar problemas que se originan interna o externamente de la estructura; clasificados en trastorno vasculares, traumatismos, congénitos, salud mental, exposición a toxinas, infecciones, degenerativos, entre otros [29].

De los problemas mencionados, las complicaciones vasculares son las que tienen una mayor presencia; debido a que, de los casos registrados, son las que tiene mayor tasas incidencias en los seres humanos. Siendo el derrame cerebral o ictus el más significativos a nivel mundial [30].

### 1.1.1 Derrame cerebral

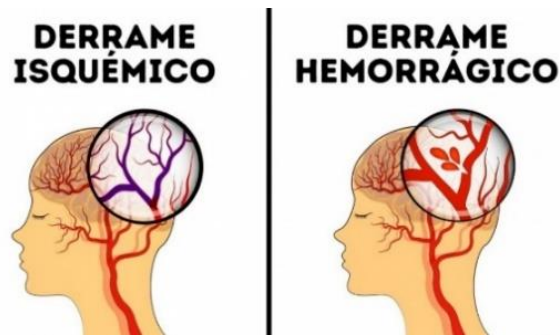
El derrame cerebral, también llamado accidente cerebrovascular o ictus, es definido como un déficit neurológico debido a una lesión aguda en el sistema central nervioso; causada por una interrupción en el flujo sanguíneo, en su mayoría por infarto o hemorragia cerebral [31]. Esta suspensión del flujo sanguíneo en el cerebro provoca que las neuronas no se abastezcan del oxígeno y nutrientes suficientes, por lo que empiezan a morir; originando una pérdida de las funcionalidades del cuerpo humano conforme vaya avanzado el accidente, llegando hasta a un daño permanente del cerebro o incluso la muerte [32].

#### 1.1.1.1 Tipos de derrame cerebral

Existen dos tipos de causas que originan el accidente cerebrovascular: los isquémicos y hemorrágicos [3], mostrada en la **Figura 1.1**.

El ataque cerebrovascular isquémico es causado por el bloqueo de un vaso sanguíneo debido a una coagulación de sangre o un depósito de grasa, lo cual interrumpe el paso del flujo sanguíneo al cerebro [33]. Es el tipo más común de accidentes cerebrovasculares en el mundo, representado el 75% de los casos de ictus, además de ser el que deja incapacitadas las extremidades inferiores en a la mayoría de gente que lo padece [34].

El ictus hemorrágico es causado por la ruptura de un vaso sanguíneo, liberando sangre en parte del cerebro y aumentando su presión. Siendo el más peligroso de los ictus, puesto que la tasa de neuronas que mueren con respecto al tiempo es mayor al isquémico, lo cual representa una mayor tasa de mortalidad [35].



**Figura 1.1.** Tipos de derrame cerebral [36].

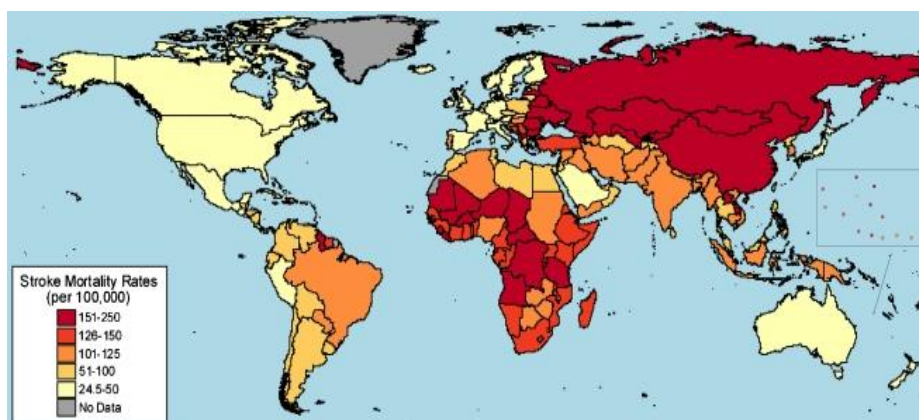
### 1.1.1.2 Efectos del derrame cerebral

El infarto cerebral es un daño directo al cerebro que trae efectos negativos dependiendo de la cantidad del tiempo en el cual ha sido afectado el paciente, el área involucrada y el tipo de causa que originó el ictus; de manera que para cada individuo el resultado difiere, en donde algunos solo pueden ocasionar daños leves y agudos, no obstante, para otros puede volverse crónico y severos [3].

Tras el derrame cerebral, existe la posibilidad de perder las conexiones nerviosas del paciente hacia los sentidos del cuerpo humano; adicionalmente se posibilita la pérdida del sistema de equilibrio corporal en el individuo y el control sobre los músculos voluntarios e involuntarios, siendo más propenso a perder el movimiento de los miembros inferiores [4].

## 1.2 Impacto del derrame cerebral

A nivel mundial el derrame cerebral es la tercera causa de discapacidad y la segunda en mortalidad [30]. Asimismo, el 70% de los ictus y el 87% de muerte/incapacidades se originan en países de bajo y medio ingreso [30], visto en la **Figura 1.2**. Esto es debido a que los países subdesarrollados presentan un sector de salud infravalorado, lo cual trae problemas en el cuidado de la sociedad y la tecnología necesaria para tratar este mal [37]. Adicionalmente, las ocurrencias del ataque cerebrovascular se han duplicado en los últimos cuarenta años en los países mencionados, sucediendo a los 50 años de edad en promedio, en contraste con la edad promedio de 65 años en habitantes de países desarrollados [37].



**Figura 1.2.** Mapa mundial de mortalidad del derrame cerebral [37].



### 1.2.1 Impacto del derrame cerebral a nivel del Perú

En la actualidad, en el Perú ocurren alrededor de 300 mil casos de derrame cerebral al año [2]. Asimismo, de los 29 millones de peruanos en el 2017, los casos de ictus tienen una incidencia del 6.8% en zonas rurales y 2.7% en zonas urbanas [27].

El estudio peruano realizado por la Revista Peruana de Medicina Experimental y Salud Pública, señala que, de 2225 pacientes registrados en el Hospital Nacional Cayetano Heredia, el promedio de edad es de  $64.1 \pm 17,2$  años, la relación entre hombre/mujer es de 1.09 y la hospitalización fue de 9 días aproximadamente [38]. Adicionalmente, el porcentaje de accidente cerebrovascular isquémico es el más alto, con un 48,1% frente al 24.9% del tipo hemorrágico y al 16.1% del no especificado, como se puede observar en la **Tabla 1.1**.

Tipo de ACV.	N (%)	Razón hombre mujer/mujer	Edad promedio $\pm$ DE (años)	Tiempo de hospitalización	Mortalidad n (%)
General	2225 (100)	1.09	$64.1 \pm 16.9$	7	434 (19.5)
ACV-i	1071 (48.1)	1.08	$65.5 \pm 16.5$	10 (1 - 229)	146 (13.6)
ACV-h	554 (24.9)	1.19	$63.1 \pm 16.4$	9 (1 - 245)	176 (31.8)
ACV-ne	358 (16.1)	1.08	$65.7 \pm 14.7$	8 (1 - 142)	74 (20.7)
HSA	183 (8.2)	0.93	$54.3 \pm 20.7$	8 (1 - 203)	32 (17.5)
ACV-ih	49 (2.2)	0.88	$68.8 \pm 14.5$	44.5 (1 - 54)	5 (10.2)
CIT	10 (0.5)	2.33	$62.7 \pm 25.4$	6.5 (1 - 16)	1 (10)

**Tabla 1.1.** Características generales de pacientes con diagnóstico de ACV en un hospital público de Perú, entre 2000 a 2009 [38].

### 1.3 Rehabilitación física para el post derrame cerebral en la actualidad

La rehabilitación física para el post derrame cerebral se define como el proceso dinámico de disminuir los efectos causados por el ataque cerebrovascular y el restablecimiento de las funciones olvidadas por el paciente; a fin de cumplir la realización eficiente de la rehabilitación física se debe realizar un procedimiento periódico que consta de evaluar, establecer objetivos e intervenir y reevaluar al paciente [39].

### **1.3.1 Procedimiento**

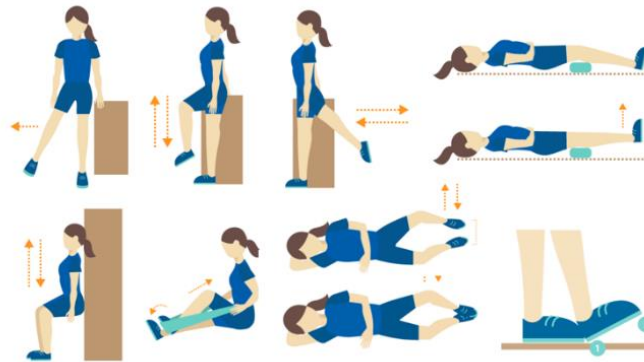
El restablecimiento del ictus varía según las condiciones del individuo y la causa del derrame cerebral, asimismo, la recuperación se ve obstaculizada por daños o desconexiones en la región del hipocampo, un área que es importante para el aprendizaje y reaprendizaje de las neuronas [40]. No obstante, se tienen tres procedimientos básicos a trabajar para lograr la recuperación, los cuales son: actividades físicas, cognitivas y experimentales [41].

Todas estas actividades dependen del momento de iniciación de la terapia; es decir, cuanto más temprano se realizan las actividades, mejor será el resultado [41]. El proceso de restablecimiento físico para un paciente que ha sufrido un ictus severo dura aproximadamente un año, con la restauración de fases y tejidos del cerebro conforme pase el tiempo, hasta la recuperación casi total de las funciones del cuerpo humano [24].

### **1.3.2 Tipos de ejercicios de rehabilitación física para derrame cerebral**

Los ejercicios de rehabilitación física del derrame cerebral dependen del área afectada en el cuerpo, dividiéndose en el hombro, abdomen, brazos, manos, piernas y balance corporal [42]. La pérdida de sistema motor de las piernas y el balance son los que más afectan a los pacientes luego del ictus, por lo que se han generalizado algunos ejercicios para la fortaleza de los miembros inferiores y el equilibrio [40].

Los ejercicios que se utilizan en la rehabilitación física tras el derrame cerebral de miembros inferiores y de balance constan de diez, mostrado en la **Figura 1.3**. Consistiendo en oscilación asistida lateral de la pierna, elevación asistida de la rodilla, oscilación asistida inversa de la pierna, ejercicio de puente, rango interno de movimiento de elevación de pierna, sentadillas apoyado sobre la pared, sentadillas apoyado sobre la pared en pilates, movimiento de almejas en sitio, elevación de caderas y la caminata [43]. Estos ejercicios se hacen de manera progresiva, conforme evoluciona el tratamiento [43]



**Figura 1.3.** Ejercicios normalizados de los miembros inferiores tras el derrame cerebral [42].

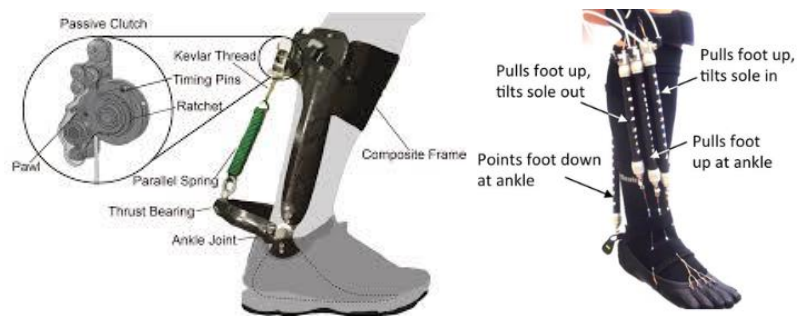
El desarrollo de los ejercicios descritos es asistido por un fisioterapeuta en todo momento; no obstante, con el avance de la tecnología, la dependencia del fisioterapeuta ha disminuido por la asistencia de miembros robóticos que apoyan en el proceso del restablecimiento físico, llamados exoesqueletos robóticos [23].

## 1.4 Exoesqueletos robóticos

Un exoesqueleto robótico es una estructura de soporte mecánico externo y portátil que se equipa en personas con el fin de mejorar su rendimiento físico, debido al aumento de la fuerza, resistencia, y otras capacidades físicas en las articulaciones del cuerpo humano [44]. El aumento de las capacidades físicas es debido a los actuadores que el cuerpo robótico posee en sus juntas [44].

### 1.4.1 Tipos de exoesqueletos

Generalmente se clasifican en dos tipos, los pasivos y activos [45]. Los exoesqueletos pasivos son lo que no incluyen actuadores activos, el movimiento natural de la persona genera la energía necesaria para activar los dispositivos pasivos; por otro lado, los exoesqueletos activos utilizan actuadores para generar el movimiento del cuerpo robótico, siendo hidráulicos, motores, servomotores, neumáticos, entre otros dispositivos [45]. En la **Figura 1.4** se observan dos tipos de exoesqueletos; el del lado izquierdo es un pasivo con una cuerda de tensión y el del lado derecho es un activo con actuadores neumáticos. La selección del tipo de actuadores que utiliza un exoesqueleto depende del objetivo para el cual va a ser utilizado [46].



**Figura 1.4.** Tipos de exoesqueletos, pasivo y activo [47].

Existen otras clasificaciones más particulares para los exoesqueletos; como la zona del cuerpo que asiste, el material, la movilidad, y control [46].

### 1.4.2 Exoesqueletos para la rehabilitación física

Inicialmente los exoesqueletos robóticos se crearon con el objetivo principal de cargar objetos pesados en fábricas; sin embargo, con el avance de la tecnología, la industria médica adaptó los cuerpos robóticos a fin de asistir en el restablecimiento físico tras un accidente físico o neuronal [11]. Utilizado en sesiones de rehabilitación física, con el propósito de recuperar la movilidad del miembro afectado; realizando ejercicios como la caminata o extensión de extremidades, durante los cuatro primeros meses luego de haber ocurrido el accidente [48], apreciado en la **Figura 1.5**.



**Figura 1.5.** Paciente de derrame cerebral utilizando un exoesqueleto para la rehabilitación física [20].

El cuerpo robótico ortopédico para el uso en la rehabilitación física, se utiliza en las etapas tempranas luego de haber sufrido el ataque o accidente hacia el sistema nervioso: dado que, en este periodo, el paciente se encuentra en etapa de reaprendizaje de los reflejos humanos [48]. El exoesqueleto aporta aproximadamente el 50% de la fuerza requerida para realizar el ejercicio de restablecimiento físico; pero esto depende de la gravedad del accidente que experimenta el paciente [7].

En la actualidad, no existe una norma general establecida para el uso de exoesqueletos como dispositivos en la asistencia humana; pero para el sector médico, la norma ISO13485 incluye a los exoesqueletos como dispositivos medicinales, dando las pautas necesarias a fin de tener un índice de calidad en su uso en los centros de rehabilitación física [18]. Asimismo, la norma IEC 80601-2-78, aplicada por la administración de comida y medicamentos de los Estados Unidos, brinda los materiales adecuados necesarios para la construcción de un exoesqueleto robótico en el sector médico [49].

### **1.4.3 Parámetros de diseño mecánico de un exoesqueleto en rehabilitación**

Los parámetros de diseño mecánico de un componente ortopédico se definen en tres categorías: zona de aplicación, cinemáticas de la articulación del miembro, y la selección de material del exoesqueleto [50].

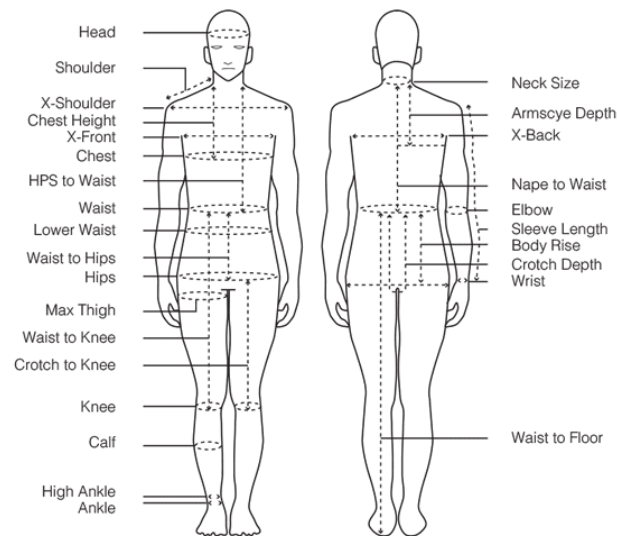
La zona de aplicación es definida por las dimensiones del miembro en el cual se empleará el cuerpo robótico; la antropometría del sector establecido ofrece datos sobre este requerimiento ergonómico [51].

Las cinemáticas generadas en las articulaciones humanas son estudiadas por la biomecánica, con resultados más precisos utilizando programas musculoesqueléticos como OpenSim o AnyBody [52].

La selección de materiales depende de los requerimientos anteriores y del costo económico. Asimismo, se utilizan herramientas como el análisis estructural para verificar que el diseño general del cuerpo robótico soporte las cargas a las que va a ser sometido; programas como ANSYS o ABAQUS brindan facilidades para realizar este cálculo numérico. [53].

## 1.5 Conceptos de antropometría

La antropometría es la ciencia que estudia las medidas de los miembros del cuerpo humano, siendo uno de los principales términos al momento de realizar un diseño ergonómico [54]. Se basa en la estadística, debido que realiza muestras de una porción de la población, que varían dependiendo del sexo, nivel socioeconómico, edad, entre otros [55]. Los principales índices que se realizan en una cédula antropométrica son las dimensiones, estatura, peso y demás, del cuerpo humano [55], observado la **Figura 1.6**.



**Figura 1.6.** Dimensiones antropométricas relevantes [56].

### 1.5.1 Antropometría en el Perú

El uso del estudio antropométrico es utilizado en diferentes sectores como la alimentación, vestimenta, deportes, etcétera; por lo cual diferentes países del mundo han realizado sus propias investigaciones para adaptar distintos dispositivos a sus habitantes [57]. En el Perú no existe ningún estudio normalizado, según la investigación de la Universidad Pacífico que permita realizar el diseño ergonómico para diferentes aplicaciones [58]. Por otro lado, la Universidad Mayor de San Marcos realizó un estudio antropométrico de los trabajadores peruanos mineros de ControMin Perú S.A. en altura; siendo tres mil encuestados, desde 21 a 60 años, residentes en zonas superiores a los 3500 msnm y sanos [59]; teniendo como resultados los promedios mostrados en la **Tabla 1.2**; que muestran el

rango y media estadística, en centímetros, de cada sección de las extremidades inferiores involucradas en la rehabilitación física de miembros inferiores, como medio para realizar el diseño ergonómico del exoesqueleto.

Parámetros (centímetros)	Media	Valores extremos	Desviación estándar media
Altura fosa poplítea sentado	41.1	39.2 - 43.9	3.06
Altura a muslo desde asiento (sentado)	13	12.5 - 15.0	0.4
Altura muslo desde suelo (sentado)	54	52.8 - 55.3	2.65
Ancho pie	9.2	8.9 - 9.4	2.3
Largo pie	23.9	22.7 - 24.4	2.91
Ancho de caderas	36.5	34.5 - 38.0	4.74
Distancia sacro-poplítea	46	43.0 - 48.5	1.56
Distancia sacro-rótula	50	47.0 - 53.1	2.45
Perímetro abdominal (cintura)	88.4	85.0 - 95.3	3.84
Perímetro cadera	91.5	89.0 - 96.1	1.06
Perímetro superior muslo	55	54.5 - 58.4	1.18
Perímetro medio pierna	33.1	34.0 - 35.7	2.12

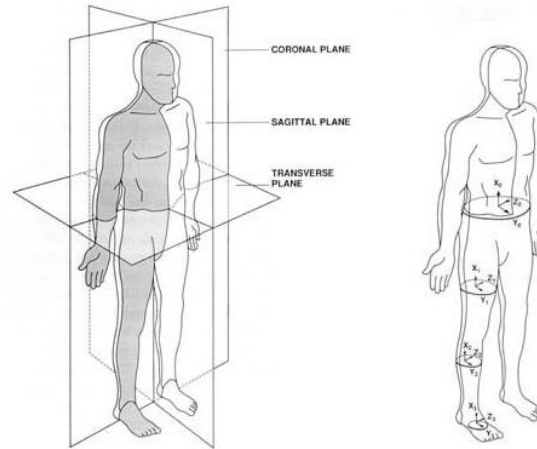
**Tabla 1.2.** Análisis estadísticos de los parámetros antropométricos en el Perú [59].

Este estudio es muy particular, siendo el único en el Perú para población adulta, por lo que se toma como base para la realización del diseño ergonómico del exoesqueleto, pero se agrega una tolerancia, explicada en el siguiente capítulo de metodología, para adecuar al público masculino general peruano entre 47 a 81 años; los cuales son los más afectados por el derrame cerebral.

## 1.6 Biomecánica de los miembros inferiores

Es un estudio interdisciplinario con el fin de conocer las reacciones naturales que surgen en el cuerpo humano al momento de realizar una fuerza, sin importar el origen; además de obtener una proporción medible que va relacionado con la optimización del gasto energético del ser humano [60].

Para localizar la biomecánica del cuerpo, se utilizan tres planos que se intersecan, dependiendo del punto de referencia, del centro del cuerpo estudiado; los cuales son: el plano sagital, frontal y horizontal; además de presentar ejes longitudinal, transversal y sagital [61]; cómo se puede apreciar en la **Figura 1.7**.



**Figura 1.7.** Planos de referencia del cuerpo humano [62].

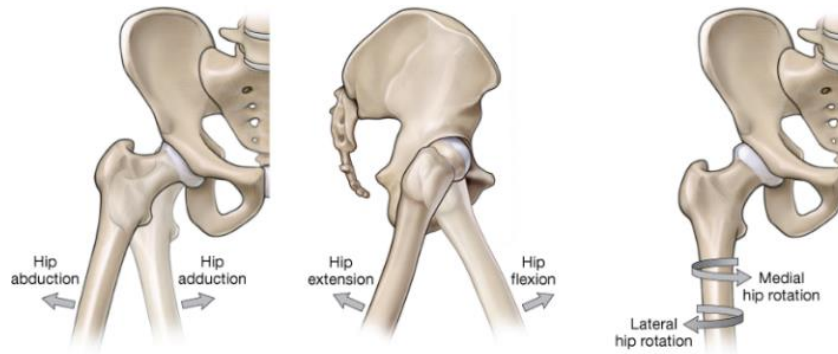
En el área de los miembros inferiores, la biomecánica se centra en tres partes, el tobillo/pie, rodilla y cadera; estudiando las reacciones musculares, su estructura ósea, los grados de libertad de las articulaciones, tendones y ligamentos que trabajan en conjunto para generar el movimiento de las piernas [63].

### 1.6.1 Cadera

La articulación de la cadera es la encargada de unir las extremidades inferiores con el tronco del cuerpo humano, siendo la cabeza del fémur, de tipo esferoidal, la que conecta hacia la pelvis [64]. Posee tres tipos de movimientos: flexión/extensión en el plano sagital, abducción/aducción en el plano frontal y rotación externa e interna en el plano transversal [64]; mostrado **Figura 1.8**.

Su principal función es la de soportar el peso de los brazo, cabeza y tronco, ya sea en posición estática o dinámica [65].



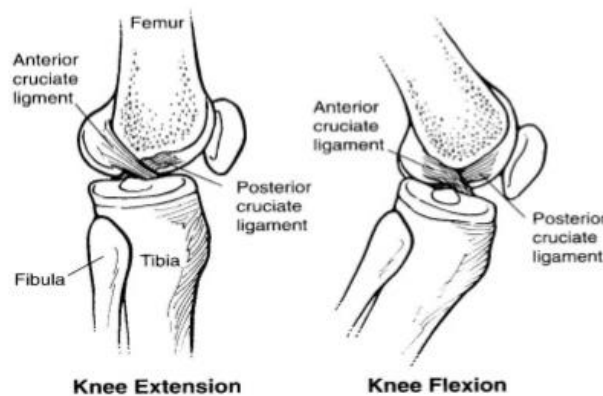


**Figura 1.8.** Grados de libertad de la cadera [55].

### 1.6.2 Rodilla

La rodilla es la articulación más grande y compleja del cuerpo humano, encargada de unir la tibia, el fémur y la patela [66]. Posee solo un tipo de movimiento fundamental, flexión/extensión en el plano sagital, como se puede apreciar en la **Figura 1.9**; además, tiene cinco grados de libertad complementarios que asisten a la flexión/extensión, presentando dos rotaciones y tres traslaciones [67].

Su función principal es la de permitir la locomoción con un gasto energético mínimo de los músculos involucrados y de otorgar estabilidad de los miembros inferiores en cualquier tipo de terreno [67].



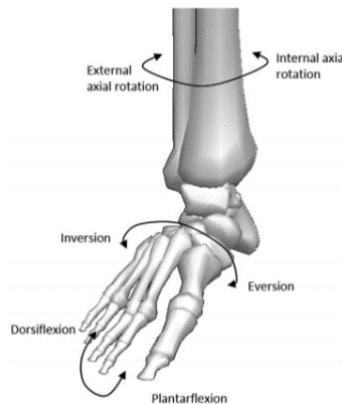
**Figura 1.9.** Grados de libertad de la rodilla [55].

### 1.6.3 Tobillo

El tobillo es la articulación que conecta la parte inferior de la pierna con los pies, formando vínculo cinético que permite la interacción de los miembros inferiores con el suelo, realizando la marcha u otras actividades [68].

Es la articulación que resiste más cargas de compresión y corte durante la marcha, siendo la que más estabilidad posee del cuerpo humano [69]. Dispone tres tipos de movimiento: flexión/extensión plantar en el plano sagital, eversión/inversión en el plano frontal y rotación axial interna y externa en el plano transversal [68]; como se observa en la **Figura 1.10**.

Su función principal es la disipación de energía al momento del contacto con una superficie, para evitar lesiones o degeneraciones de la articulación; además de ser el encargado de unir el cuerpo con los pies [69].



**Figura 1.10.** Grados de libertad del tobillo [70].

### 1.6.4 Rangos de movimiento

El rango de movimiento de las articulaciones de los miembros inferiores varía dependiendo de la edad y la habilidad de la persona, pero existe una media que han realizado distintos institutos de Estados Unidos para establecerlos como estándares en la rehabilitación física [71]. En la **Tabla 1.3** se pueden observar los estudios del Instituto Escandinavo, American Academy of Orthopaedic Surgeons (AAOS) y Boone & Anzen (B & A) sobre el rango de rotación de la cadera, rodilla y tobillo de adultos entre 30 a 40 años de edad, en

grados sexagesimales con su desviación estándar entre paréntesis, utilizando un goniómetro con el fin de obtener los resultados [72].

Articulación	Movimiento	Derecho	Izquierdo	AAOS	B & A
Cadera ( <i>n</i> =105)	Extensión	9.4 (5.3)	9.5 (5.2)	28	12.1 (5.4)
	Flexión	120.3 (8.3)	120.4 (8.3)	113	121.3 (6.4)
	Abducción	38.8 (7.0)	38.4 (7.3)	48	40.5 (6.0)
	Aducción	30.5 (7.3)	30.5 (7.3)	31	25.6 (3.6)
	Rotación interna	32.6 (8.2)	32.5 (8.2)	35	44.4 (4.3)
	Rotación externa	33.6 (6.8)	33.7 (6.7)	48	44.2 (4.8)
Rodilla ( <i>n</i> =90)	Extensión	(-)1.6 (2.8)	(-) 1.7 (3.0)	10	-
	Flexión	143.8 (6.4)	143.7 (6.6)	134	141 (5.3)
Tobillo ( <i>n</i> =96)	Extensión (dorsiflexión)	15.3 (5.8)	15.3 (5.8)	18	12.2 (4.1)
	Flexión (plantar)	39.7 (7.5)	39.6 (7.7)	48	54.3 (5.9)
	Valgus (eversión)	27.6 (4.6)	27.9 (5.0)	18+5	19.2 (4.9)
	Varus (inversión)	27.7 (6.9)	27.8 (6.9)	33+5	36.2 (4.2)

**Tabla 1.3.** Rangos de rotación de las articulaciones de las extremidades inferiores [72].

### 1.6.5 Diseño biomecánico del exoesqueleto

La biomecánica de los miembros inferiores se utiliza para diseñar un exoesqueleto robótico ergonómico con el fin de definir los rangos de movimiento de la estructura mecánica y el control; logrando una estructura ortopédica antropomórfica o cuasi antropomórfica que asemeje el movimiento del cuerpo humano [73].

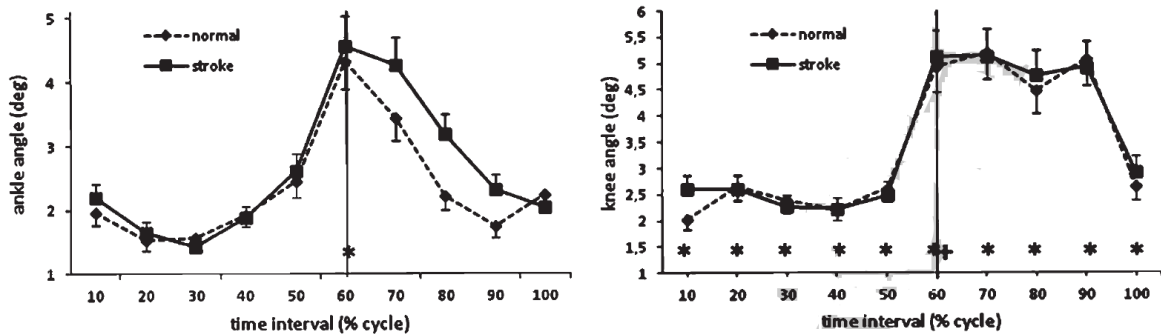
Dependiendo del objetivo del proyecto y su alcance, el rango de movimiento de la estructura humanoide puede obtener menores grados de libertad, comparado con las extremidades inferiores del ser humano, para facilitar su control y estructura [74]. En el caso de un paciente que se está recuperando de un ictus, el cuerpo robótico debe de tener como mínimo seis grados de libertad, en las articulaciones del cuerpo robótico [74].

### 1.6.6 Cinemática de la marcha de pacientes tras un ACV

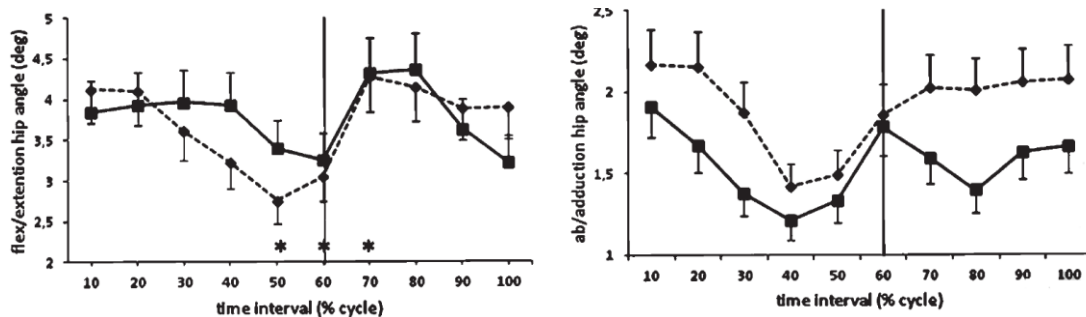
Realizar la marcha o caminata es uno de los ejercicios más utilizados al momento de restablecer el movimiento de las extremidades inferiores tras un derrame cerebral; debido a

que, durante esta práctica se utilizan la mayoría de los músculos, ligamentos y tendones de los miembros inferiores, los cuales han perdido parte de su movilidad por el ictus [75].

Debido al derrame cerebral, la cinemática de la marcha de un paciente en rehabilitación física difiere a la de una persona sana y, por consecuencia, la dinámica y la energía consumida varían de igual manera [76]. Por lo que se han realizado estudios sobre la diferencia que existe al momento de realizar la caminata en estos pacientes con los de una persona saludable, permitiendo tener una rehabilitación física precisa para el diagnosticado; cómo se puede observar en la **Figura 1.11** y **1.12**, se aprecia la diferencia en la rotación de los ángulos promedio de la cadera, rodilla y tobillo derecho, de una muestra de pacientes en proceso de recuperación tras el derrame cerebral, en una prueba de marcha de 20 metros, en intervalos de tiempo al realizar dos pasos; donde el diagnosticado tiene una velocidad preferida por sí mismo [77].



**Figura 1.11** Diferencias entre los ángulos de rotación del tobillo y la rodilla en el plano sagital en personas sanas y en recuperación tras ictus [77].



**Figura 1.12.** Diferencias entre los ángulos de rotación de la cadera en el plano sagital y el plano frontal en personas sanas y en recuperación tras ictus [77].

## **1.7 Materiales aplicados en exoesqueleto robóticos de rehabilitación física**

Los exoesqueletos con funciones de rehabilitación física, según la norma IEC 80601-2-78, deben de presentar materiales de baja densidad, alta resistencia, tenacidad y no ser perjudiciales para los pacientes; como ejemplo general, se considera el material compuesto de base polimérica reforzado con fibras sintéticas, tales como la fibra de carbono y/o la fibra de vidrio en el área estructural [49]. Asimismo, el uso de materiales isotrópicos como los metales o aleaciones metálicas se toman en consideración, según el estándar [49]

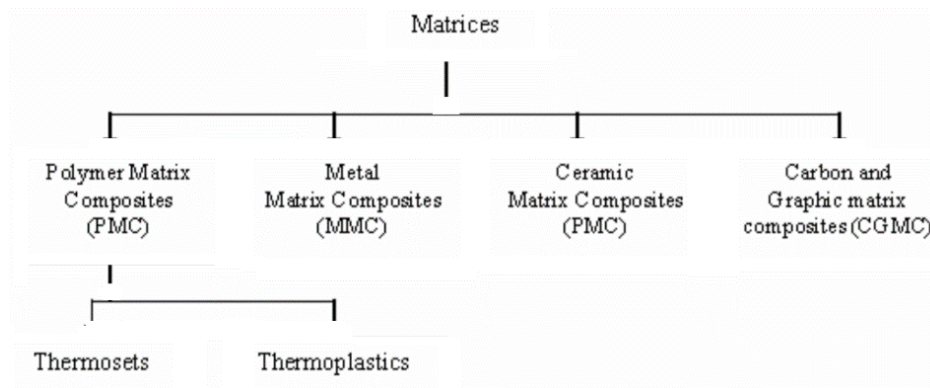
### **1.7.1 Materiales compuestos**

Un material compuesto se define como la combinación de dos o más materiales a nivel macroscópico, dando como resultado una mejora en las propiedades de la composición que las de los componentes por separado; en contraste con las aleaciones metálicas, cada elemento del compuesto mantiene sus propiedades químicas, físicas y mecánicas tras el proceso [78]. Los materiales compuestos se constituyen por dos partes: la matriz y el refuerzo; unidos por una interfaz superficialmente [79].

El comportamiento que presentan puede ser homogéneo y heterogéneo, además de poseer propiedades ortotrópicas y anisotrópicas [79].

#### **1.7.1.1 Matriz**

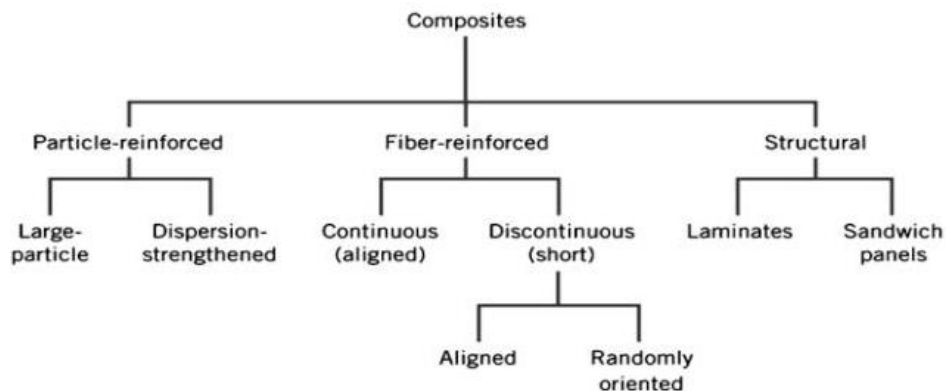
La matriz es un material homogéneo, consistente y continuo en el que está insertado el refuerzo del compuesto [80]. Es la encargada de proporcionar un medio para juntar y sostener los refuerzos en el sólido; además de ofrecer protección contra daños exteriores, transferir cargas, durabilidad y funcionalidad del compuesto [80]. Los materiales empleados para la generación de matrices pueden ser polímeros termoplásticos o termoestables, metales, cerámicos y carbón [81]; cómo se puede observar en la **Figura 1.13**.



**Figura 1.13.** Clasificación del compuesto según su matriz [81].

### 1.7.1.2 Refuerzo

El refuerzo es el que otorga alta resistencia, rigidez y otras propiedades mecánicas al compuesto; asimismo contribuye en propiedades como el coeficiente de expansión térmica, conductividad, entre otros [82]. Se clasifican en tres tipos de refuerzos: partículas, largas y dispersas; fibras, continuas y discontinuas; y estructurales, laminales y sándwich [81]. La clasificación se observa en la **Figura 1.14**.



**Figura 1.14.** Clasificación del compuesto según su refuerzo [81].

### 1.7.1.3 Propiedades anisotrópicas

Algunos materiales compuestos presentan la particularidad de ser anisotrópicos, lo que se define como la variación de sus propiedades con respecto a la orientación en el sistema

[83]. En contraste de los materiales isotrópicos, que solo requieren dos constantes elásticas, los anisotrópicos requieren 21 constantes para representar su comportamiento [84].

La ley generalizada de Hooke enuncia una ecuación constituida, que está en función de la deformación y el esfuerzo, con el fin de regir el comportamiento del material anisotrópico, donde se utilizan las constantes elásticas del elemento [84]. Las constantes elásticas del material se representan en la matriz de rigidez, que se puede observar en (1.1) o representado matricialmente en (1.2).

$$\sigma_i = C_{ij}\varepsilon_j \quad (1.1)$$

Representación matricial:

$$\begin{bmatrix} \sigma_1 \\ \sigma_2 \\ \sigma_3 \\ \tau_{23} \\ \tau_{31} \\ \tau_{12} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} C_{11} & C_{12} & C_{13} & C_{14} & C_{15} & C_{16} \\ C_{12} & C_{22} & C_{23} & C_{24} & C_{25} & C_{26} \\ C_{13} & C_{23} & C_{33} & C_{34} & C_{35} & C_{36} \\ C_{14} & C_{24} & C_{34} & C_{44} & C_{45} & C_{46} \\ C_{15} & C_{25} & C_{35} & C_{45} & C_{55} & C_{56} \\ C_{16} & C_{26} & C_{36} & C_{46} & C_{56} & C_{66} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \varepsilon_1 \\ \varepsilon_2 \\ \varepsilon_3 \\ \gamma_{23} \\ \gamma_{31} \\ \gamma_{12} \end{bmatrix} \quad (1.2)$$

#### 1.7.1.4 Propiedades ortotrópicas

Un material ortotrópico posee tres ejes de simetría octogonales entre sí, donde sus propiedades difieren dependiendo de la direccione en la que se mida [85]. A diferencia del material anisotrópico, el ortotrópico presenta 9 constantes elásticas para determinar el comportamiento mecánico del elemento; debido a la simetría que presenta en sus planos (cartesiano, cilíndrico, esférico, etc.) [85]. La ecuación generalizada de Hooke se aplica en materiales ortotrópicos, simplificando la matriz de rigidez por su simetría [84]; como se observa en (1.3), representada matricialmente.

$$\begin{bmatrix} \sigma_1 \\ \sigma_2 \\ \sigma_3 \\ \tau_{23} \\ \tau_{31} \\ \tau_{12} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} C_{11} & C_{12} & C_{13} & 0 & 0 & 0 \\ C_{12} & C_{22} & C_{23} & 0 & 0 & 0 \\ C_{13} & C_{23} & C_{33} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & C_{44} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & C_{55} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & C_{66} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \varepsilon_1 \\ \varepsilon_2 \\ \varepsilon_3 \\ \gamma_{23} \\ \gamma_{31} \\ \gamma_{12} \end{bmatrix} \quad (1.3)$$

## **1.8 Análisis estructural**

El análisis estructural es un procedimiento que determina los efectos que producen las cargas sobre estructuras físicas y sus componentes; utilizándolas ecuaciones de resistencia de los materiales para hallar deformaciones, tensiones y esfuerzos internos sobre el objeto a analizar [86]. Este análisis se realiza principalmente para obtener dos criterios de seguridad: rigidez y resistencia; el primero consiste en que los puntos de la estructura no sobrepasen la tensión límite admisible y el segundo se fundamenta que, bajo cargas aplicadas en el mecanismo, las deformaciones y desplazamientos no exceda un límite preestablecido [86].

Dependiendo de la complejidad de la estructura; geometría, tamaño y dimensiones, siendo armaduras, vigas, columnas, pórticos, entre otros; se realizan distintos métodos, como el de elementos finitos o el matricial para la obtención de las variables importantes en este análisis: esfuerzos, desplazamientos y tensiones [87]. Asimismo, el material seleccionado del mecanismo posee su propio comportamiento: modelos elástico lineal o no lineal; isotrópico/ortotrópico, y plasticidad/viscoplasticidad [87].

Existen modelos de análisis estructurales con sus objetivos específicos a realizar, como los análisis estructurales estáticos, modales, harmónicos, dinámicos transitorios, espectrales, pandeos y dinámicas explícitas [88]. En la presente tesis se realiza el análisis estático; estando en equilibrio estático el modelo a estudiar.

### **1.8.1 Modelo estático**

El modelo estático del análisis estructural se utiliza para obtener los desplazamientos, tensiones, deformaciones y fuerzas en las estructuras o en sus componentes originadas por cargas que no ocasionan inercias significativas y consecuencias de amortiguamiento [89]. Asimismo, las variaciones de las cargas y de la estructura con respecto al tiempo son mínimas, lo que quiere decir que las condiciones de carga y respuestas de la estructura son constantes. Los tipos de cargas que son aplicables en el método estático son [89]:

- Fuerzas y presiones aplicadas externamente
- Fuerzas inerciales en estado estacionario
- Desplazamientos impuestos



- Temperaturas (deformación térmica)

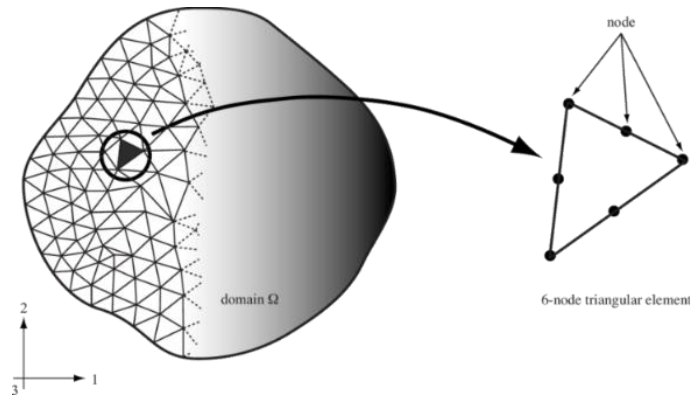
Este análisis puede ser de tipo lineal o no lineal, dependiendo del material, geometría y carga.

## 1.8.2 Método de elementos finitos (FEM)

El método de elementos finitos, FEM por sus siglas en inglés, es una técnica de aproximación numérica que soluciona problemas complejos en diferentes áreas, principalmente en el análisis estructural estático [84]. Utilizado mayormente en estructuras con geometrías, cargas y propiedades de materiales complicados, donde las soluciones analíticas son complejas.

### 1.8.2.1 Procedimiento del método

Este método se basa en discretizar el modelo a analizar, lo cual significa idealizar el modelo real, dividiéndolo en un sistema equivalente de pequeños cuerpos o geometrías que están interconectados por nodos o líneas de frontera; para luego colocar la ecuación matemática que rige al nuevo modelo con el fin de crear el modelo discretizado (enmallado) [90]; cómo se puede observar la **Figura 1.15**.



**Figura 1.15.** Discretización de un objeto irregular [91].

El modelo a analizar se puede clasificar en elementos de una dimensión que son utilizado para tubos, vigas, entre otros; dos dimensiones para membranas, placas, otros; y tres dimensiones en campos, temperaturas, desplazamientos, esfuerzos, etc. [90]. Al ser un análisis complicado; el método de elementos finitos se realiza con la ayuda de un ordenador.

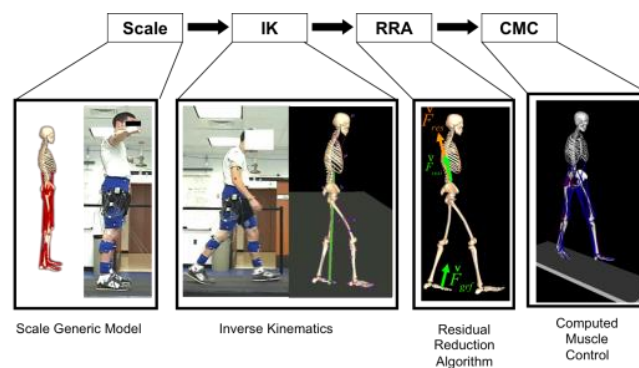
En el análisis estructural, el desplazamiento de los nodos o líneas de frontera se halla utilizando las fuerzas que intervienen en cada geometría seleccionada con anterioridad; asimismo la matriz de rigidez, dependiendo de las propiedades del material, se involucra proporcionalmente al vector de desplazamiento nodal [84], observándose en (1.4).

$$[K^e]\{u^e\} = [F^e] \quad (1.4)$$

## 1.9 Principio de análisis de OpenSim

El software OpenSim es un programa biomecánico que permite generar y analizar modelos musculoesqueléticos y simulaciones dinámicas del cuerpo humano [92]. Utilizado en la presente tesis como herramienta para adaptar modelos, según los estudios antropométricos, con el fin de obtener los datos de la energía consumida por el paciente y fuerzas de contacto en el cuerpo robótico al realizar el procedimiento de caminata en la rehabilitación física.

Su proceso de funcionamiento se divide en cuatro etapas: el escalado del modelo, las cinemáticas inversas en conjunto con dinámicas inversas, el algoritmo de reducción de residuales (RRA) y el control muscular computarizado (CMC) [92]; cómo se puede apreciar en la **Figura 1.16**.



**Figura 1.16.** Proceso de operación de OpenSim [93].

### 1.9.1 Escalado

El escalado es una herramienta para escalar el modelo predeterminado que ha sido generado en los laboratorios del equipo de OpenSim con el fin de realizar un propio modelo

a analizar [94]. Utilizando la distancia de error medio entre marcadores virtuales y marcadores experimentales, en (1.5).

$$S_{1,2} = \frac{\sum_{i=1}^n de_{1,2}(t_i)}{dv_{1,2} n} \quad (1.5)$$

### 1.9.2 Cinemáticas y dinámicas inversas

Las cinemáticas inversas es la herramienta que permite encontrar valores de las coordenadas generalizadas (posiciones, velocidades y aceleraciones de las articulaciones) de un modelo generado hacia el modelo predeterminado. Esta diferenciación se hace a través de marcadores virtuales, del modelo generado, y marcadores reales, del modelo predeterminado [95]; utilizando (1.6), siendo diferencia de mínimos cuadrados para minimizar los errores de los marcadores virtuales y reales.

$$\left[ \sum_{i \in \text{markers}} p_i \left| x_i^{\text{exp}} - x_i(q) \right|^2 + \sum_{j \in \text{free.coord.}} p_j (q_j^{\text{exp}} - q_j)^2 \right] \quad (1.6)$$

La dinámica inversa trabaja en conjunto con la cinemática inversa para obtener las fuerzas y pares que se generan en el nuevo modelo escalado, a fin de inferir el movimiento que realiza un músculo para producir cierta fuerza [94]. Utilizando la ecuación de equilibrio de fuerzas para un sistema de N grados de libertad, presentado en la (1.7).

$$M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q}) + G(q) = \tau \quad (1.7)$$

### 1.9.3 Algoritmo de reducción de residuales

El algoritmo de reducción de residuales es la herramienta que permite minimizar los errores del modelado y el procesado para obtener datos que se asemejen a la realidad. Variando la masa y las cinemáticas para obtener un modelo consistente con los datos de entrada del sistema [94]. El algoritmo se rige por (1.8).

$$F + F_{\text{residual}} = ma \quad (1.8)$$

### 1.10 Optimización estática

La optimización estática es una extensión de la dinámica inversa que brinda la funcionalidad de una serie de cálculos para conocer las activaciones musculares y las

reacciones que se generan en las articulaciones del modelo de investigación [95]. Empleando (1.9), método que calcula las fuerzas en cada instante de la marcha, según los intervalos de tiempo seleccionados.

$$\Sigma_{m=1}^n = [a_m f(F_m^0, l_m, v_m) r_{m,j} = \tau_j] \quad (1.9)$$

### 1.11 Principio de análisis de ANSYS

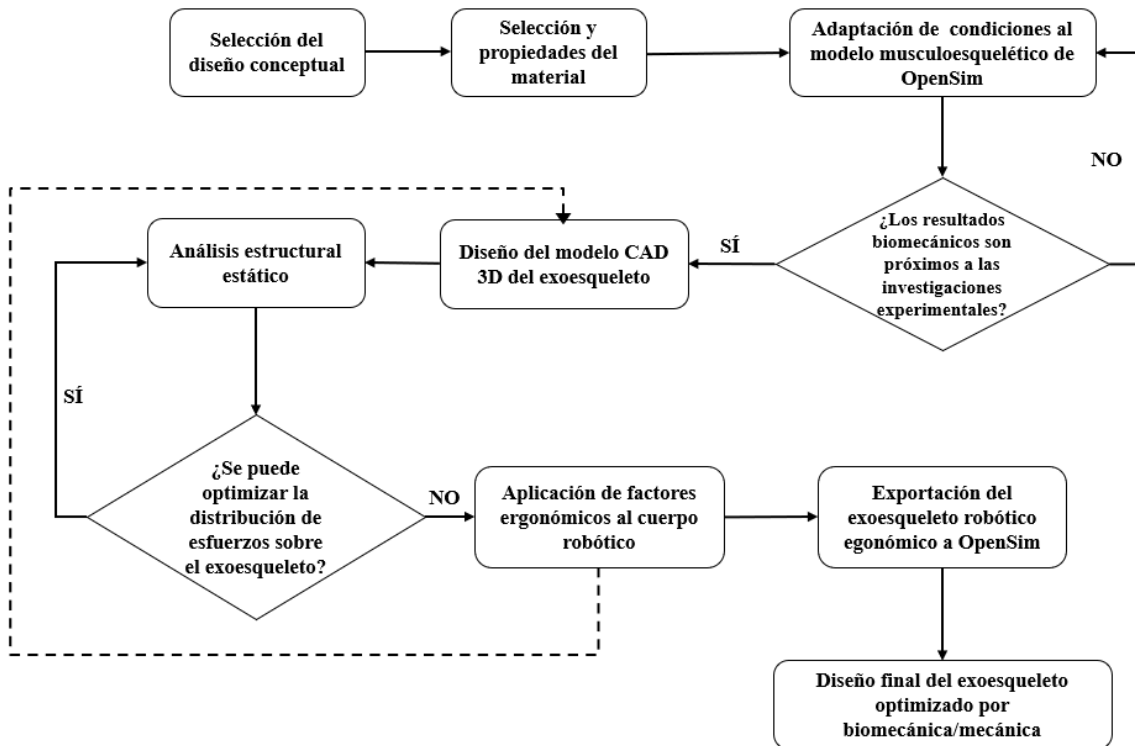
El análisis estructural otorgado por el programa ANSYS permite determinar problemas que analíticamente resultan complicados de resolver; empleando FEM, mencionado con anterioridad, con el fin de obtener múltiples resultados para diferentes escenarios del diseño estructural [96]. Empleado en a la presente tesis a fin de obtener el análisis estructural estático del exoesqueleto al momento de soportar al paciente y al realizar los ejercicios de restablecimiento físico.

El procedimiento del funcionamiento de ANSYS Structural va enlazado al FEM, por lo que es necesario tener las propiedades del material empleado, además de las cargas a las que se somete para obtener desplazamientos en las geometrías colocadas en la discretización [96].

# CAPÍTULO II

## METODOLOGÍA

El objetivo de la presente tesis es realizar el análisis estructural y diseño de un exoesqueleto de miembros inferiores para pacientes post ACV del Perú, por lo cual se ha ideado un plan metodológico para conseguir lograr el propósito principal, expresado en la **Figura 2.1**, en el diagrama de flujo.



**Figura 2.1.** Diagrama de flujo sobre la metodología realizada [97], [98], [99].

Como se puede apreciar en el flujograma; primero se generó un diseño conceptual, utilizando la matriz creativa de Zwicky con el fin de obtener diferentes modelos de exoesqueleto. Luego, se realizó una selección de materiales para el cuerpo robótico aprobados por la norma IEC 80601-2-78, utilizando los criterios de densidad, resistencia,

rigidez y costo; posteriormente, se colocaron las propiedades mecánicas específicas del material seleccionado. Esta sección se basa en la metodología de diseño de libro de Ulrich [97].

En segundo lugar, se realizó el análisis biomecánico computacional en el software OpenSim, con el fin de obtener las cargas ejercidas en las articulaciones del cuerpo humano al realizar la caminata y las cargas que debe de soportar el exoesqueleto al soportar al paciente: además se llevó a cabo la validación del modelo musculoesquelético empleado en OpenSim [98]. Seguidamente, se ratificó el modelo generado del exoesqueleto en el programa de análisis estructural ANSYS, exportando las fuerzas obtenidas en OpenSim con el objetivo de realizar el análisis estático [99]. Asimismo, los materiales sujetos a pandeo serán evaluados en el análisis de pandeo.






Por último, se procedió a mejorar el diseño inicial con una serie de iteraciones en el procedimiento de ANSYS, a fin de lograr una estructura del exoesqueleto ergonómica y volver a exportar el nuevo boceto hacia OpenSim para corroborar los nuevos resultados en el modelo musculoesquelético.

## **2.1 Selección del diseño conceptual**

La selección del diseño conceptual del exoesqueleto de miembros inferiores se planificará en una matriz morfológica de Zwicky, mostrada en la **Tabla 2.1**, donde se colocarán cinco tipos de diseños conceptuales en las columnas; conjuntamente, se ubicarán seis tipos de funciones en las filas con respecto a la representación del cuerpo robótico. En consecuencia, los diseños conceptuales se juntarán con las funciones a fin de formar un concepto de solución, ver **Tabla 2.2**.

Función	Concepto de Solución 1	Concepto de Solución 2	Concepto de Solución 3	Concepto de Solución 4	Concepto de Solución 5
Modelo	 Estático	 Dinámico	 Pasivo	 Pseudo-pasivo	 Híbrido
Movilidad	 Fijado	 Sujeto	 Móvil		
Material	 Rígido	 Flexible			
Cambio de altura	 Sistema telescópico	 Sin sistema telescópico			
Accionamiento	 Servomotor	 Hidráulico/Neumático	 Motor de paso	 Elástico	
Restricción de movimiento	 Topes mecánicos	 Límite de cambio	 Sin restricciones		

Tabla 2.1 Matriz morfológica de los conceptos generados.

Concepto	Línea
A	
B	
C	
D	
E	

**Tabla 2.2.** Matriz morfológica de los conceptos generados representados.

De la generación de conceptos se obtendrán cinco diseños, nombrados de la A la E, cada uno con sus propias especificaciones, seguidamente se situaron en la **Tabla 2.3.** los conceptos generados de forma determinada.

Conceptos	Letras
Estático – Móvil – Rígido – Sin Sistema Telescópico – Servomotor – Sin Restricciones	A
Dinámico – Fijado – Rígido – Sistema Telescópico – Hidráulico/Neumático – Tope Mecánico	B
Pasivo – Móvil – Flexible – Sin Sistema Telescópico – Elástico – Sin Restricciones	C
Pseudo Pasivo – Móvil – Flexible – Sin Sistema Telescópico – Elástico – Sin Restricciones	D
Híbrido – Sujeto – Rígido – Sistema Telescópico – Motor de Paso – Límite de Cambio	E

**Tabla 2.3.** Generación de conceptos de forma determinada.

Con el fin de seleccionar el concepto óptimo para la rehabilitación de miembros inferiores se implementará una serie de criterios que influyen en el tipo de exoesqueleto seleccionado, basados en criterios de cuerpos robóticos de restablecimiento físico; como son la ergonomía, ruido, nivel de actividad, y demás. A cada uno de los criterios se les otorgará un peso de importancia a fin de conocer el grado de relevancia que presentan. Seguidamente se explicarán cada uno de los criterios seleccionados.

- Ergonomía: El paciente debe de sentirse cómodo al utilizar el exoesqueleto en las sesiones de rehabilitación, las cuales tienen un tiempo de aproximadamente de dos a tres horas. Por lo cual se le implementó un peso de 20.
- Ruido sonoro: El ruido que generan ciertos actuadores de los exoesqueletos pueden llegar a ser molestos para el paciente al momento de realizar su terapia, por lo que se le dio un peso de 15.



- Nivel de actividad: El exoesqueleto debe presentar un nivel de movilidad libre a fin de que el usuario pueda desplazarse sin incomodidad alguna; se le dio un peso de 15.
- Efectividad: El cuerpo robótico debe de ser especializado para la rehabilitación física, cumpliendo con la labor asistir en el movimiento de caminata, se le dio un peso de 20.
- Mantenimiento: El mantenimiento del exoesqueleto debe poder realizarse en la misma instalación donde se ubica, además de contar con todas las piezas de repuestos necesarias para el cambio de ciertos componentes. Se le dio 15 de peso.
- Manufactura: Los componentes de la prótesis robótica deben de poder manufacturarse en Perú sin necesidad de exportar materiales del extranjero para su elaboración, se le dio 15 de peso.

De mismo modo, se le aplicará un sistema de satisfacción a los criterios de concepto con valores 1, 3 y 5, representado alto, medio y bajo respectivamente. Como se puede apreciar en la **Tabla 2.4**.

Criterios de concepto	Peso	Valores		
		Alto	Medio	Bajo
Ergonomía	20	5	3	1
Ruido sonoro	15	5	3	1
Nivel de actividad	15	5	3	1
Efectividad	20	5	3	1
Mantenimiento	15	5	3	1
Manufactura	15	5	3	1

**Tabla 2.4.** Criterios de concepto aplicando su peso y el sistema de valores de satisfacción preestablecido.

Consecutivamente, se expresan el significado de los valores de satisfacción de los criterios de concepto.

- Ergonomía: Se considera el nivel de comodidad que tiene el paciente frente al exoesqueleto, considerando el peso, la instalación y la interacción del exoesqueleto en el proceso de restablecimiento físico. Colocando el valor de alto a una buena aceptación, medio a una aceptación regular y bajo a una aceptación mala [24].

- Ruido sonoro: Se considera el nivel de tolerancia del paciente frente a los ruidos sonoros que generan los actuadores del cuerpo robótico; siendo bajo un nivel de ruido sonoro mayor de 60db, medio entre 40 a 50db y alto en menores a 40db [45].
- Nivel de actividad: Se examina la movilidad que tiene el exoesqueleto para representar la caminata humana, siendo alta una movilidad con restricciones mínimas, media con una restricción moderada y baja con una restricción elevada [20].
- Efectividad: Se examina el grado de reducción de esfuerzo que otorga el exoesqueleto hacia el paciente al realizar la acción de caminata; siendo alta una reducción aproximada del 60%, media una reducción desde 20 % hasta el 40% y baja una reducción del menor a 20% [49].
- Mantenimiento: Se analiza la cantidad de mantenimientos que debe de tener el exoesqueleto durante el año; siendo alta una vez por año, media de dos a tres veces por año y baja más de 3 veces al año [45].
- Manufactura: Se considera la dificultad de manufacturar las piezas del exoesqueleto (columnas, articulaciones y soportes); siendo alta un tipo de componente difícil de fabricar, medio de entre dos a tres tipos de componentes difíciles de fabricar y baja más de 3 tipos de componentes difíciles de fabricar [45].

Los cinco criterios de conceptos se evaluarán junto a los pesos de importancia otorgados a cada uno y multiplicándolos por los valores de satisfacción que están en función al concepto generado; apreciado en la **Tabla 2.5**. Luego, se sumarán los resultados con cada criterio de cada concepto para obtener un resultado total, con el fin de realizar una comparación global entre los conceptos de diseño y obtener el diseño más óptimo.

Criterios de concepto	Peso	Concepto A		Concepto B		Concepto C		Concepto D		Concepto E	
		Valor	Punt.	Valor	Punt.	Valor	Punt.	Valor	Punt.	Valor	Punt.
Ergonomía	20										
Ruido sonoro	15										
Nivel de actividad	15										
Efectividad	20										
Mantenimiento	15										
Manufactura	15										
TOTAL	100										

**Tabla 2.5.** Tabla de puntajes de los conceptos en función de los criterios de conceptos junto a sus pesos de importancia y el valor de satisfacción.

## 2.2 Selección del material

Luego de haber optado por el diseño conceptual óptimo del exoesqueleto de miembros inferiores, se proseguirá a seleccionar el material; adoptando las recomendaciones por la norma IEC 80601-2-78 para el uso médico [49]. Asimismo, se situarán criterios evaluados en pauta propia, expresado en la **Tabla 2.6**, con el fin de ponderar y filtrar los materiales seleccionados.

N°	Criterios Técnicos	Unidades	Alto	Medio	Bajo
1	Módulo de elasticidad	GPa	>200	40 - 200	>40
2	Resistencia a la tracción	MPa	>800	100 - 800	>100
3	Resistencia a la abrasión	-	Excelente	Buena	Mala
4	Densidad	Kg/m <sup>3</sup>	<1000	1000-7500	<7500
5	Costo	\$/Kg	>1	1-5	<5

**Tabla 2.6.** Criterios técnicos de satisfacción del material [100].

Seguidamente, se colocarán los materiales de fibra de carbono en base epóxica, ABS, policarbonato, titanio grado 2, aluminio 6061 y acero inoxidable ASTM-A276 en la **Tabla 2.7** comparativa de criterios técnicos.

Criterio Técnicos	Fibra de carbono con matriz epóxica	ABS	Polycarbonato	Titanio GR-2	Aluminio 6061	Acero Inoxidable ASTM A276
Módulo de elasticidad (GPa)	98,12	2.5	2.35	110	88	200
Resistencia a la tracción (MPa)	829	43	66	420	320	515
Resistencia a la abrasión	Baja	Media	Media	Buena	Buena	Buena
Densidad (g/cm <sup>3</sup> )	1.48	1.07	1.21	4.5	2.7	8.03
Costo (\$/Kg)	19.5	0.8	0.95	25	3.5	4

**Tabla 2.7.** Características técnicas de los materiales empleados para exoesqueletos médicos [101], [102], [103], [104].

A los criterios técnicos se les atribuirá un peso de importancia con el fin de comparar el grado su grado de relevancia; explicando en los siguientes puntos.

- **Módulo de elasticidad:** Las piezas del exoesqueleto, en especial las columnas entre las articulaciones, deben de tener un índice alto de rigidez y de tenacidad a fin de aguantar la acción de caminata; en consecuencia, se le dio un peso de 15.
- **Resistencia a la tracción:** Los componentes del cuerpo robótico deben de tener una elasticidad alta para evitar deformaciones que pueden surgir por los esfuerzos generados por el accionamiento del paciente. Por lo que se le dio un peso de 20.
- **Resistencia a la abrasión:** Las articulaciones de la prótesis robótica están sometidas a constante abrasión debido al movimiento rotacional que generan los actuadores. Por tanto, deben de tener una alta resistencia a la abrasión, otorgándole un peso de 20.
- **Densidad:** El exoesqueleto robótico debe de ser ligero, con el fin de no presentar dificultad alguna en el paciente durante su tratamiento. Por tanto, se le dio un peso de importancia de 20.
- **Costo:** El costo de los materiales a emplear en el soporte robótico están en relación a los demás criterios técnicos mencionados, por este motivo se espera que el precio sea accesible. Por esta razón se le dio 15 en el peso de importancia.

Al igual que en la generación de conceptos del diseño, se le agregará valores de satisfacción a los criterios técnicos, visto en la **Tabla 2.8**.

Criterios Técnicos	Peso	Valores		
		Alto	Medio	Bajo
Módulo de elasticidad	15	5	3	1
Resistencia a la fluencia	20	5	3	1
Resistencia a la abrasión	20	5	3	1
Densidad	20	5	3	1
Costo	15	5	3	1

**Tabla 2.8.** Valores de satisfacción a los criterios técnicos.

Adicionalmente, se explicarán los argumentos de valores de satisfacción a cada criterio técnico.

- **Módulo de elasticidad:** El material debe presentar una rigidez elevada; debido a esto, se le colocó un valor alto a módulo de Young mayores a 200 GPa, medio entre 40 a 200 GPa y bajo a menores de 40 GPa.
- **Resistencia a la tracción:** El material debe mostrar una elasticidad prominente por las cargas a las que va a estar sometida; por tanto, se otorgó el valor alto a mayores de 800 MPa, medio entre 40 a 800 MPa y bajo a menores de 100 MPa.
- **Resistencia a la abrasión:** El constante giro de las articulaciones genera abrasión en la pieza de un grado de libertad; por lo tanto, se dispuso a darle un valor alto a una resistencia de abrasión excelente, medio a una buena resistencia y bajo una mala oposición a la fricción,
- **Densidad:** El exoesqueleto robótico como máximo debe pesar 15 kg. Por lo que tiene que componerse de materiales livianos; otorgando valores de alto a densidades menores de 1000 kg/m<sup>3</sup>, medios entre 1000 a 7500 kg/m<sup>3</sup> y bajos a mayores de 7500 kg/m<sup>3</sup>.
- **Costo:** Con el fin de obtener un cuerpo robótico accesible económicamente, se necesitan costos mínimos en los materiales; por ello, se le dio alto a costos menores de 1 \$/kg, medio entre 1 a 5 \$/kg y bajo a precios mayores de 5 \$/kg.

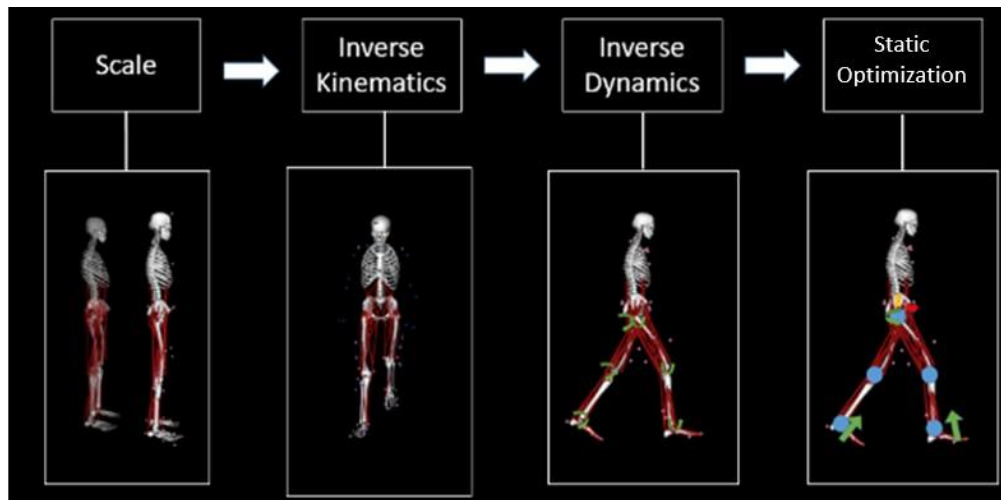
Por último, se ubicarán los criterios técnicos juntos los pesos de importancia y multiplicados por los valores de satisfacción para obtener el total de relevancia que tienen los materiales frente a otros, expresado en la **Tabla 2.9**.

Criterios Técnico	Peso	Fibra de carbono con matriz epóxica		ABS		Policarbonato		Titanio GR 2		Aluminio 6061		Acero Inoxidable	
		Val	Pun	Val	Pun	Val	Pun	Val	Pun	Val	Pun	Val	Pun
Módulo de elasticidad	15												
Resistencia a la fluencia	20												
Resistencia a la abrasión	20												
Densidad	20												
Costo	15												
TOTAL	100												

**Tabla 2.9.** Tabla de puntajes de los materiales en función de los criterios técnicos junto a sus pesos de importancia y el valor de satisfacción.

### 2.3 Adaptar condiciones al modelo musculoesquelético de OpenSim

El análisis biomecánico computacional se realizará en el programa OpenSim, a fin de obtener las cargas que tiene que transmitir el exoesqueleto hacia el paciente y viceversa; para lograr realizar la rehabilitación física. En la **Figura 2.2**. se muestra el procedimiento a seguir en el software; empleando las herramientas de escalado, cinemáticas inversas, dinámicas inversas, algoritmo de reducción de residuales y el control muscular computarizado.



**Figura 2.2.** Procedimiento de operación de OpenSim.

### 2.3.1 Escala

El procedimiento se utilizará a fin de escalar un modelo musculoesquelético dependiendo de las exigencias de la investigación, aplicando (1.5).; este desarrollo se subdivide en dos secciones, la selección del modelo y el escalado a seleccionar.

#### 2.3.1.1 Selección de modelo

El modelo musculoesquelético que se seleccionará es el “Generic Model Gait 2392”, puesto que el modelo cuenta con 92 musculo-tendones, 76 músculos en las extremidades inferiores y torso, mide 1.80 metros y pesa 75 kilos; asimismo es uno de los modelos más empleados en las investigaciones biomecánicas.

#### 2.3.1.2 Escalado

El escalado del modelo se realizará según la investigación antropomórfica previa, incluyendo los valores importantes de la investigación, como las dimensiones promedio de las secciones de los miembros inferiores; escalando cada geometría del modelo inicial con respecto a las medidas del modelo promedio antropométrico, generando el modelo de investigación de 1.75 metros de altura y 72 kilogramos de masa; observado en la **Figura 2.3**.



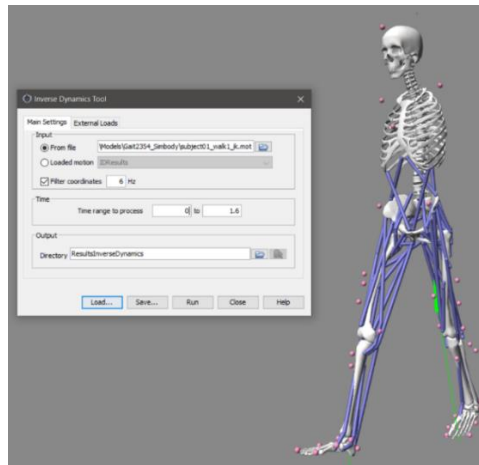
**Figura 2.3.** Escalado del modelo genérico hacia el modelo de estudio.

### 2.3.2 Cinemáticas y dinámicas inversas

En el proceso de cinemáticas inversas (CI), al modelo seleccionado se le atribuirá un archivo de desplazamiento (.mot) que incluye las fases de movimiento de la marcha humana, y las coordenadas experimentales y virtuales; para las extremidades inferiores, con el fin de obtener las posiciones, velocidades y aceleraciones en las coordenadas generalizadas de las articulaciones de las extremidades inferiores, empleando (1.6). Para el caso de estudio, se tomará la marcha humana predeterminada del software OpenSim, debido a no contar con los datos experimentales de una persona en el proceso de rehabilitación física luego del derrame cerebral, las cuales presentan mayores cargas de reacción, comparadas con las del paciente post ACV [77]. La marcha seleccionada consta de una caminata empleando ambos pies, en un intervalo de 1.6 segundos.

A partir de los resultados de movimientos del modelo analizado en CI, se aplicará la herramienta de dinámicas inversas (DI), aplicando (1.7); a fin de obtener las fuerzas y momentos generados en las coordenadas generalizadas de las articulaciones de las piernas, y las fuerzas de contacto entre las geometrías del cuerpo; originadas por la cinemática atribuida al modelo de estudio. Apreciado en la **Figura 2.4**.

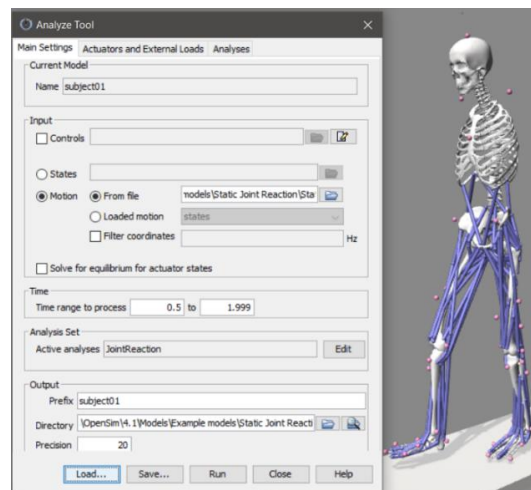




**Figura 2.4.** Aplicación de las dinámicas inversas al modelo de investigación.

### 2.3.3 Optimización estática

Finalmente, a los resultados obtenidos de DI, se le aplicará el algoritmo de reducción de residuales (1.8), a causa de los errores que pueden haber surgido al momento de escalar el modelo entre la interacción de las fuerzas del modelo y del suelo. Seguidamente, se empleará optimización estática (OI) a fin de obtener las fuerzas de reacción que se generan en las articulaciones de los miembros inferiores del modelo de estudio aplicando (1.9). Asimismo, se colocarán las coordenadas, articulaciones y geometrías de interés: cadera, rodilla y tobillo, con el intervalo de tiempo de la caminata seleccionada; apreciado en la **Figura 2.5**.



**Fig. 2.5.** Aplicación de la optimización estática al modelo de investigación.

### 2.3.7 Validación de los resultados de OpenSim

El resultado principal que se tomará en cuenta son las reacciones que se ejercen en las articulaciones con respecto al suelo durante la caminata, obtenidas con la herramienta de optimización estática de OpenSim. La solución será contrastada con resultados experimentales sobre el tobillo [105], rodilla [106] y cadera [107] con respecto a las fuerzas máximas individuales y resultantes de los ejes X, Y, y Z; según la orientación a utilizar [61]. Los resultados experimentales están en función al peso del cuerpo (PC), visto en la **Tabla 2.10**. De la misma manera, se pueden observar las gráficas de las fuerzas de reacción de las articulaciones inferiores en el **Anexo 1**.

Articulación	Fx (%PC)	Fy (%PC)	Fz (%PC)	Fuerza resultante (%PC)
Cadera	20	380	65	386.03
Rodilla	90	390	9	400.35
Tobillo	-	600	-	600

**Tabla 2.10.** Fuerzas vectoriales y resultantes máximas en las articulaciones de los miembros inferiores en función de peso del cuerpo (PC) durante la marcha humana [105], [106], [107].

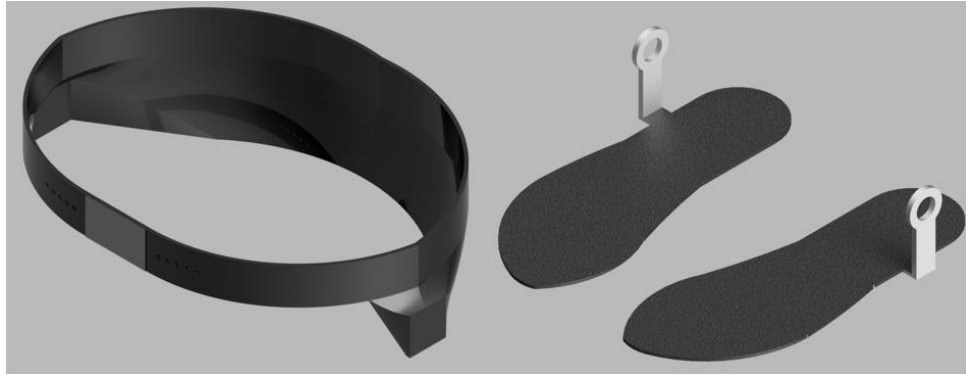
## 2.4 Diseño mecánico de los componentes del exoesqueleto.

Posteriormente de haber seleccionado el diseño conceptual del exoesqueleto, se empezará con el diseño mecánico de cada uno de los componentes del cuerpo robótico. Asimismo, se generarán computacionalmente los modelos CAD 3D de los materiales isotrópicos en el programa Autodesk Inventor y el laminado de los materiales compuestos en ANSYS. Adicionalmente, los componentes serán verificados en el software ANSYS para su verificación en el siguiente apartado. El exoesqueleto de miembros inferiores constará de un soporte de la cadera, doce articulaciones hembra/macho, cuatro columnas, seis ejes, doce rodamientos y dos soportes de los pies.

### 2.4.1 Soporte de la cadera y pies

La cadera y soporte de los pies del exoesqueleto son las bases superior e inferior, respectivamente, de donde van a estar conectadas las extremidades inferiores robóticas, visto en la **Fig. 2.6**; siendo diseñadas en función a la dimensión promedio máxima de la cadera y

los pies del paciente de estudio, de la **Tabla 1.2** y **Anexo 2**. Además, al funcionar como soportes del paciente, no estarán sujetas a cargas críticas del cuerpo robótico; estando sometidas principalmente a cargas de corte en la cadera y de compresión en los pies.



**Figura 2.6.** Al lado izquierdo la cadera y al lado derecho los soportes de los pies del exoesqueleto de los miembros inferiores.

#### 2.4.2 Columnas

El diseño del largo de las columnas se efectuará en función de las dimensiones de la distancia sacro-rótula para el fémur y de la altura poplíteo para la tibia, extraída de la **Tabla 1.2** y **Anexo 2**. Con relación a la magnitud de la base de las columnas, serán diseñadas en forma rectangular y se utilizará la ecuación (2.1) de carga crítica de Euler para su aproximación, teniendo como mínimo un factor de seguridad de 1.5 [108].

$$P_{cr} = \frac{\pi^2 \cdot E \cdot I_{min}}{(S_K \cdot L)^2} \quad (2.1)$$

Donde:

$P_{cr}$ : Carga crítica de Euler.

E: Módulo elástico.

$I_{min}$ : Inercia mínima.

L: Longitud de la columna.

$S_K$ : Coeficiente de contorno de pandeo.

Cabe destacar que la formulación de Euler es una aproximación idealizada de columna, tomando en cuenta que el material es isotrópico, validada por la ley de Hooke y la

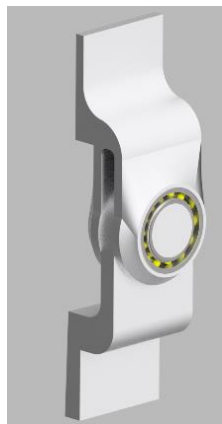
de Bernoulli; no obstante, puede ser utilizada para obtener un acercamiento de las dimensiones de la base de la columna. Las columnas son un componente crítico en el exoesqueleto, sujetas a cargas de compresión, cortes, momentos y torsión; en consecuencia, necesitará de un material de mejores propiedades mecánicas con el fin de no aumentar el peso del cuerpo robótico, por lo que se optará en utilizar un material compuesto en su diseño mecánico, visto en la **Figura 2.7**. Por lo tanto, se llevará a cabo el análisis de la columna en el software ANSYS para su análisis de material compuesto.



**Figura 2.7.** Columna fémur del cuerpo robótico.

### 2.4.3 Articulaciones hembra/macho

Las articulaciones hembra macho de los miembros inferiores del exoesqueleto se diseñarán con respecto al dimensionamiento de las columnas del cuerpo robótico, los rodamientos y ejes. Adicionalmente, proporcionarán un grado de libertad de rotación en el eje sagital en cada una de las seis articulaciones de los miembros inferiores, visto en la **Figura 2.8**. Las articulaciones estarán sometidas a las mismas cargas de la columna, además de una torsión generada por los actuadores activos acoplados en los ejes; por lo cual necesitarán de materiales resistentes a la abrasión y que sea ligero.



**Figura 2.8.** Articulación de la cadera junto a su rodamiento.

#### 2.4.4 Ejes y rodamientos

El diseño de los ejes estará en función de los diagramas de fuerzas cortantes y momentos flectores que se desarrollan sobre la flecha de cada una de las articulaciones del exoesqueleto, tomando su punto crítico como referencia; además, se agregarán las torsiones máximas generadas por los actuadores activos en el análisis. Por lo tanto, se emplearán las ecuaciones del criterio de Von Mises y el cálculo del eje del diámetro por el código *ASME* [109], (2.2) y (2.3) respectivamente y en conjunto a los factores del **Anexo 3**.

$$d = \sqrt[3]{\left(\frac{32\eta_s}{\pi s_y}\right) \sqrt{M^2 + \frac{3}{4}T^2}} \quad (2.2)$$

$$d = \sqrt[3]{\left(\frac{32\eta_s}{\pi}\right) \sqrt{\left(\frac{M}{S_e}\right)^2 + \frac{3}{4}\left(\frac{T}{S_y}\right)^2}} \quad (2.3)$$

Donde:

$d$ = Diámetro del eje.

$\eta_s$ = Factor de seguridad.

$S_y$ = Límite de fluencia.

$S_e$ = Límite de fluencia corregido.

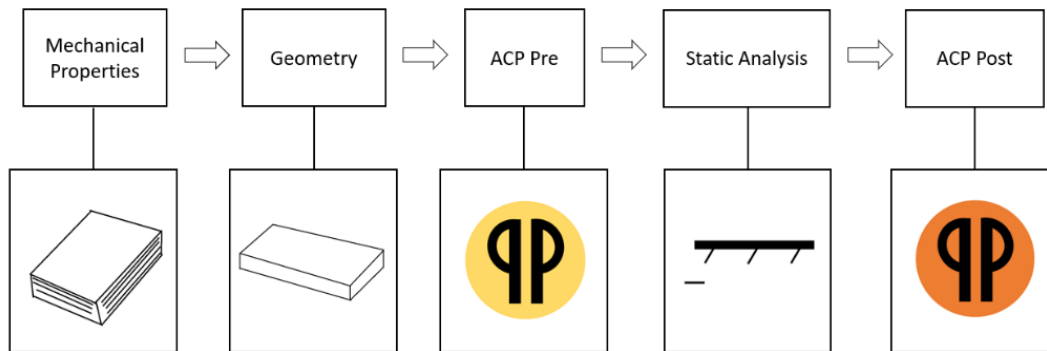
$M$ = Momento flector.

$T$ = Torque.

Seguidamente, la selección de los rodamientos se efectuará en función de los resultados de los diámetros de los ejes; además, de la carga dinámica equivalentes que ejerce la flecha sobre los rodamientos, siendo radial y axial por el grado de libertad seleccionado en las articulaciones y marcha humana condicionada. El criterio de selección a emplear será el de Robert L. Mott [109].

## 2.5 Análisis estructural estático

El análisis estructural estático del exoesqueleto de miembros inferiores se realizará de manera virtual en el programa computacional de elementos finitos ANSYS 18.2, utilizando un ensamblaje de piezas isotrópicas junto a ortotrópicas durante la simulación. El procedimiento a seguir, observado en la **Figura 2.9**, partirá con la colocación de las propiedades mecánicas de los materiales a emplear, seguidamente se situarán las geometrías de los materiales a emplear, luego se utilizará la herramienta ACP Pre a fin de generar la dirección de las láminas del compuesto, posteriormente se aplicará la herramienta Static para realizar la simulación estática, y, por último, se empleará la herramienta ACP post con el fin de verificar los resultados estructurales con el criterio de falla de materiales compuestos a seleccionar.



**Figura 2.9.** Procedimiento de análisis de ANSYS.

### 2.5.1 Propiedades mecánicas de los materiales a emplear

En la resolución de la ruta del análisis estructural, es necesario colocar las propiedades mecánicas de los materiales a emplear. Los materiales deben de contar con las propiedades elásticas necesarias a fin de poder ser analizados durante la simulación. En la presente investigación se utilizan dos materiales: aluminio 6061-T62 de propiedades isotrópicas, y tejido de fibra de carbono de filamentos de sarga 3K con matriz epóxica de propiedades ortotrópicas; observando sus propiedades en la **Tabla 2.11**, y **Tabla 2.12** respectivamente.

Propiedad mecánica	Valor
$\rho$ ( $g/cm^3$ )	2.7
E (GPa)	69
G (GPa)	28
$\nu$	0.33
$S_y$ (MPa)	270

**Tabla 2.11.** Propiedades del Aluminio 6061-T62 [103].

Propiedad mecánica	Valor
$\rho$ ( $g/cm^3$ )	1.54
$E_x$ (GPa)	91.8
$E_y$ (GPa)	91.8
$E_z$ (GPa)	9
$G_{xy}$ (GPa)	19.5
$G_{yz}$ (GPa)	3
$G_{xz}$ (GPa)	3
$\nu_{xy}$	0.05
$\nu_{yz}$	0.3
$\nu_{xz}$	0.3
Espesor (mm)	0.305

**Tabla 2.12.** Propiedades del tejido de fibra de carbono de tejido de sarga 3K con matriz epóxica al 50% de fracción volumétrica [110].

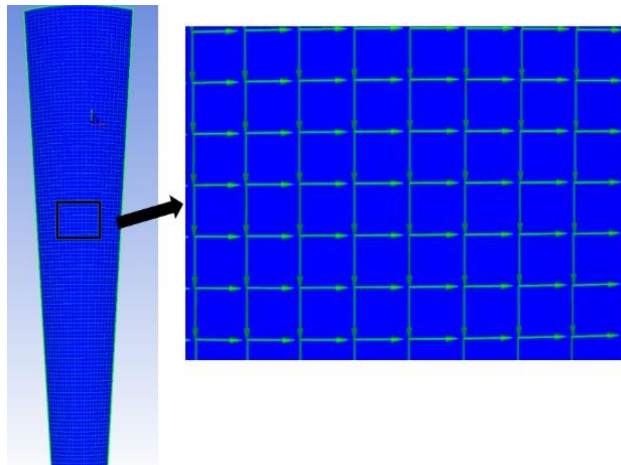
## 2.5.2 Geometría de los materiales

La geometría de las piezas isotrópicas, como las conexiones hembra/macho, articulaciones, ejes, rodamientos y base de cadera y pies, son exportadas desde el programa Inventor; debido a que, son sólidos que presenta el mismo comportamiento mecánico independiente de la dirección. Por otro lado, las columnas que están compuestas de material compuesto, son generadas como superficies, a fin de colocar la laminación de las placas, así como la dirección de la fibra en el módulo Ansys Composite.

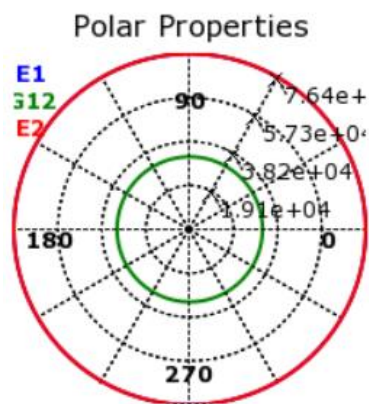
## 2.5.3 Configuración del laminado del material compuesto

Se utilizará la herramienta Ansys Composite Pre (ACP) con el fin de generar los laminados de matriz epóxica con refuerzo de fibras de carbono bidireccionales, cada tejido con un espesor de 0.305 mm. Teniendo una relación volumétrica del 50/50 entre la matriz epóxica y la fibra de carbono.

El posicionamiento de los laminados es de manera simétrica, colocando una configuración de  $\{0^\circ/90^\circ 45^\circ/-45^\circ\}$  una tras otra a fin de formar un sólido de compuesto, en vista de que la configuración de  $0^\circ/90^\circ$  se encarga de soportar las cargas de compresión, tensión y transversales, y la configuración de  $45^\circ/-45^\circ$  se encarga de soportar las cargas de torsión y momentos [111]; visto en la **Figura 2.10**. Al usar la configuración dicha, las fibras se complementan entre sí para aportar sus propiedades polares promedio, comportándose de manera cuasi-isotrópica en el plano sagital de la columna, en el promedio de 76.4 GPa en los módulos elásticos  $E_1$  y  $E_2$ , y 19.1 GPa en el módulo de corte  $G_{12}$ ; apreciado en la **Figura 2.11**.



**Figura 2.10.** Dirección de las fibras  $0^\circ/90^\circ$  del tejido del material compuesto en la columna.



**Figura 2.11.** Propiedades polares de la fibra al colocar la configuración  $0^\circ/90^\circ 45^\circ/-45^\circ$  en el laminado.



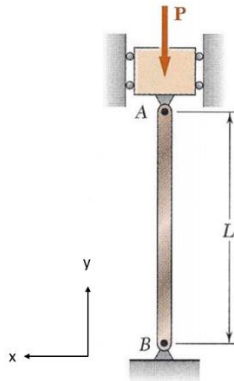
## 2.5.4 Análisis Estructural

Luego de haber generado la geometría del material ortotrópico e isotrópico, se analizará por piezas críticas y ensamblaje, para obtener los esfuerzos generados sobre los elementos del exoesqueleto, a fin de conseguir el comportamiento particular y general del cuerpo robótico al realizar el análisis estructural con las cargas en función del tiempo, resultantes del programa OpenSim. Utilizando (1.4), base del cálculo de elementos finitos, que incluye la matriz de rigidez del material en (1.2), que está en función de las propiedades elásticas del material y las fuerzas equivalentes vectoriales aplicadas por las cargas obtenidas de OpenSim, a fin de hallar las deformaciones que surgen en los sólidos simulados; explicado con mayor detalle en la **Sección 1.8**.

### 2.5.4.1 Análisis estático de las columnas

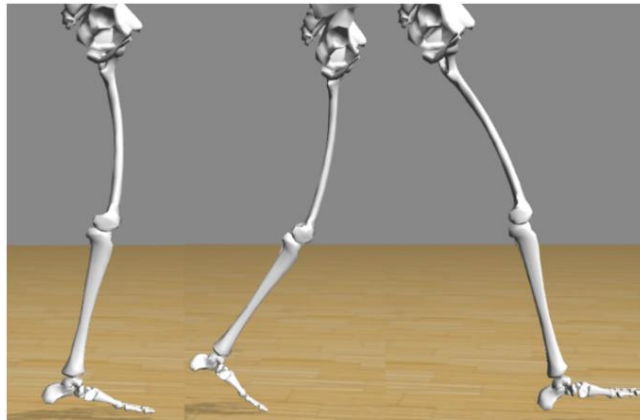
Las columnas, al ser un elemento crítico del cuerpo del exoesqueleto y debido a las cargas a las que se someten por la acción de la marcha humana, utilizarán laminados de material compuesto. Asimismo, con el fin de recrear los comportamientos y reacciones reales de la columna, estará acoplada a una articulación del exoesqueleto en cada extremo junto a los ejes diseñados. El análisis estático se realizará en el módulo de ANSYS Static Structural, siguiendo los siguientes pasos:

- El modelo de la columna utilizará un enmallado cuadrilátero dominante al generarse por medio de una superficie, los ejes y articulaciones empelaran un mallado tipo tetraédrico; debido a que presentan superficies curvas en sus modelos CAD, de aproximadamente 2.5mm de tamaño de malla en ambos casos.
- Las condiciones de contorno de las columnas estarán en función a las articulaciones del exoesqueleto, las cuales presentan solo un grado de libertad rotacional en el plano XY, apreciada en la **Figura 2.12**. Las condiciones de contorno que se aplicarán en el módulo son dos: en el eje inferior se colocará un soporte cilíndrico que solo admita movimiento rotacional tangencial (plano XY) y en el eje superior se situará un desplazamiento remoto que solo admitirá desplazamientos en el eje Y, además de rotaciones sobre el plano XY.



**Figura 2.12.** Condiciones de contorno doblemente articuladas de las columnas del exoesqueleto.

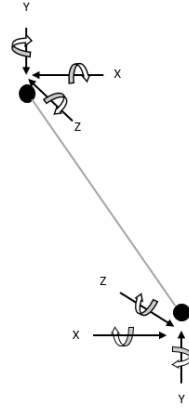
- El acondicionamiento del modelo se dará con respecto a la solución obtenida de OpenSim de las CI de las articulaciones, seleccionado tres instantes de tiempo, con sus respectivas cinemáticas, dándole ángulos de rotación al modelo según el posicionamiento del pie al descansar, despegar y aterrizar durante la caminata del paciente; puesto a que son los puntos críticos de la caminata. Observado en la **Figura 2.13.**



**Figura 2.13.** Cinemáticas de la marcha humana. En el lado izquierdo el descanso, en medio el despegue y en el lado derecho el aterrizaje.

- Las cargas aplicadas en las columnas dependen de la posición de la caminata que está en función del tiempo, colocando las tres instancias: descanso, despegue y aterrizaje de la marcha humana; obtenidas de los módulos de OpenSim de DI y OE. Siendo cargas de compresión y corte; asimismo, se presentan momentos y torsiones en la parte superior e inferior de la columna, para las cargas y momentos. Apreciado con

mejor detalle en la **Figura 2.14** para la instancia del aterrizaje para la columna del fémur.

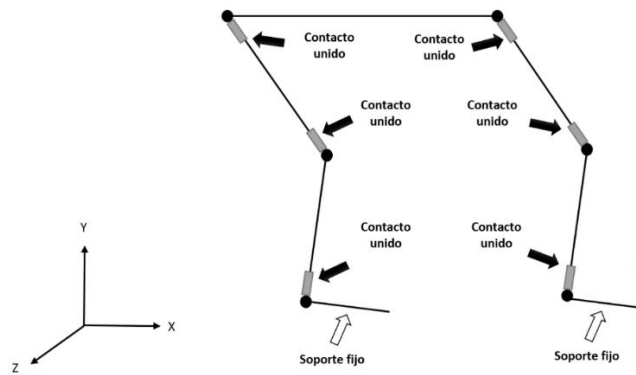


**Figura 2.14.** Fuerzas y momentos aplicados en las articulaciones de la columna del fémur en la instancia del aterrizaje del pie.

#### 2.5.4.2 Análisis estático del ensamblaje

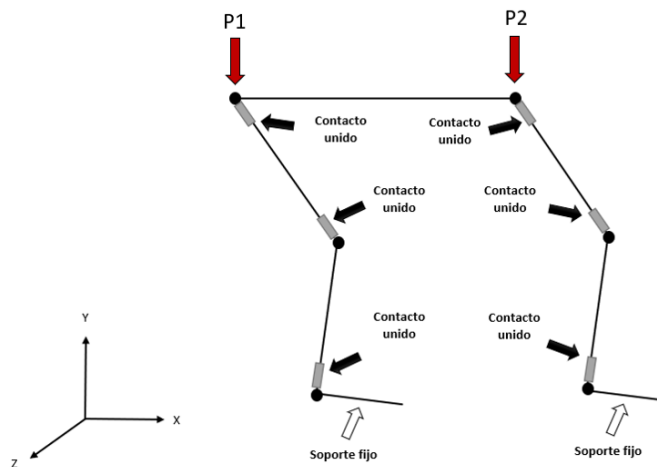
Seguidamente de haber analizado particularmente las columnas, se sigue con el análisis total del exoesqueleto, en donde se observarán las interacciones lineales de los materiales compuestos con los materiales isotrópico y cómo reaccionan en conjunto el exoesqueleto frente a las cargas de la caminata del paciente; continuando con los siguientes pasos:

- El enmallado general del exoesqueleto se realizará dependiendo si la superficie es recta o curva, utilizando mallas automáticas de cuadriláteros dominantes y tetrahédricas, respectivamente con un tamaño de 2.5mm en ambos casos.
- Las condiciones de contorno en la interacción de los cuerpos no rotatorios serán consideradas como contactos unidos para evitar la no linealidad en las uniones, el contacto entre articulaciones admitirá rotación en el eje X y las columnas se considerarán articuladas en ambos lados como en la **Sección 2.6.4.1**. Se tomarán como soportes fijos las secciones del pie según la cinemática a emplear. Todas las condiciones de contorno consideradas se pueden observar en la **Figura 2.15**.



**Figura 2.15.** Condiciones de contorno del ensamblaje del exoesqueleto.

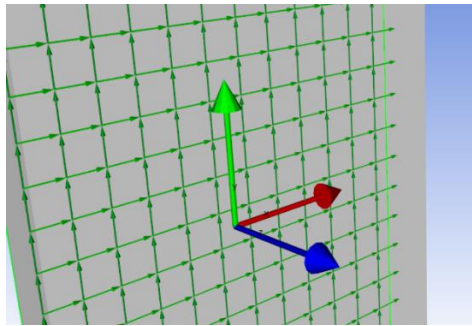
- El acordonamiento del modelo se dará con respecto a los tres momentos críticos de la marcha humana vistos en la **Sección 2.6.4.1**, utilizando el descanso, despegue y aterrizaje. Las cinemáticas de la caminata del paciente están relacionadas con el exoesqueleto. Asimismo, al tratarse de una marcha robótica generada por el exoesqueleto robótico, se considerará al menos un pie totalmente fijo [112], con el fin de no presentar sobreesfuerzos en la base de los pies del cuerpo robótico.
- Las cargas aplicadas al exoesqueleto, se basarán en el peso del modelo de estudio; es decir, se aplicarán las cargas de reacción sobre las articulaciones de la cadera hacia el fémur, con el fin de obtener el comportamiento general del exoesqueleto en las instancias críticas, observado en la **Figura 2.16**.



**Figura 2.16.** Cargas y apoyos aplicados al modelo ensamblado, en función de la cinemática crítica seleccionada.

### 2.5.5 Análisis por pandeo

Seguidamente de haber obtenido los resultados del análisis estructural, se realizará el análisis en los cinco primeros modos de falla por pandeo, en el módulo Eigenvalue Buckling, con el fin de que las columnas tengan estabilidad al soportar el peso de la persona; es decir que tengan un factor de seguridad mayor a 1, basándose en (2.1) y la relación de esbeltez. Considerando que el laminado de fibra de carbono bidireccional tiene propiedades cuasi-isotropicas en el plano de área transversal de la columna, visto en la **Sección 2.6.3**, siendo las direcciones X y Y, representadas por las flechas roja y verde respectivamente, en la **Figura 2.17**.



**Figura 2.17.** Direcciones de la fibra con respecto al área trasversal de la columna.

### 2.5.6 Verificación por criterio de falla de material isotrópico

Los resultados obtenidos del análisis estático para los materiales isotrópicos y dúctiles se verificarán utilizando el criterio de falla de la tensión equivalente de Von Miseses, en donde la tensión uniaxial equivalente del resultado debe de ser menor a la fluencia del material seleccionado [108]; apreciado en (2.4). Teniendo como resultado el factor de seguridad mayor o igual a 2, según la norma Eurocode en estructuras de aluminio [113].

$$\sigma_{eq} = \sqrt{1/2 [(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_1 - \sigma_3)^2]} < \sigma_{yp} \quad (2.4)$$

### 2.5.7 Verificación por criterio de falla de material compuesto

Los resultados obtenidos del análisis estático se verificarán con la herramienta Ansys Composite Post (ACP post). Seleccionado y aplicando el criterio de falla de materiales compuestos de Tsai Wu [114], debido a la diferencia que aplica entre los esfuerzos de

tracción y tensión, y la interacción entre esfuerzos, empleando (2.5). Conjuntamente, empleando factor de seguridad mayor o igual a dos en el caso de la fibra de carbono. [115].

$$F_i \sigma_i + F_{ij} \sigma_{ij} \leq 1 \quad i, j = 1, 2, \dots, 6 \quad (2.5)$$

Donde:

$F$  = Resistencia del material en eje o plano.

$\sigma$  = Esfuerzo límite de resistencia del material.

El criterio de Tsai Wu requiere de alrededor de 21 constantes elásticas, pero, debido a que la fibra de carbono de tejido bidireccional, actúa de manera transversalmente isotrópica, por lo que se simplifican a nueve constantes. Constituido por tres parámetros de resistencia del material en compresión, tres en tracción y tres parámetros de corte en los tres planos; visto en la **Tabla 2.13**. A fin de obtener el factor de seguridad del material compuesto.

Propiedad ortotrópicas	Valor (MPa)
Tensión en X=Y	829
Tensión en Z	50
Compresión en X=Y	-439
Compresión en Z	-140
Corte XY	120
Corte YZ=XZ	50

**Tabla 2.13.** Propiedades de resistencia de esfuerzo ortotrópicas de la fibra de carbono con matriz epóxica [116].

## 2.6 Diseño óptimo de exoesqueleto

Por último, se realizará una serie de iteraciones, volviendo a repetir el apartado de análisis estructural, a fin de mejorar las dimensiones iniciales y el peso total del exoesqueleto. Además de agregar factores de ergonomía en la zona de sujeción entre el exoesqueleto y el paciente, según los factores ergonómicos de los exoesqueletos [12] y la **Tabla 1.2**. Realizando una estructura en conjunto que logre encajar sin incomodidad alguna al paciente durante su tratamiento, según recomendaciones de la norma ISO 13845. Continuamente, el modelo del cuerpo robótico ergonómico, se exportará nuevamente a OpenSim, donde se realizará su encaje con el modelo musculoesquelético investigado y se verificará la cinemática del cuerpo robótico junto a la caminata del modelo.

## CONCLUSIONES

1. El exoesqueleto de miembros inferiores se planeó en base a la revisión de la antropometría del Perú, con el fin de realizar una estructura que no afecte o dañe al paciente durante el transcurso de la rehabilitación física; siendo el tamaño del paciente de estudio de 1.75m de altura y 72 kg de masa. Empleando materiales livianos en el ensamblaje: la fibra de carbono y el aluminio; a fin de no sobre esforzar al paciente añadiéndole más carga de la que pueda soportar y reducir el consumo energético de los servomotores al mover los eslabones del exoesqueleto. Ambas ideas son los principios de realizar un exoesqueleto ergonómico.
2. Se consideró el análisis de la cinemática de la marcha humana predeterminada de OpenSim, a causa de no tener datos experimentales de la cinemática de un paciente post ACV en el procedimiento de rehabilitación. No obstante, la caminata por defecto de OpenSim contiene cargas críticas comparadas con la marcha humana de un paciente en recuperación física; resultando una estructura del exoesqueleto diseñada para la caminata normal, así como para la marcha post ACV.
3. Las piezas del exoesqueleto están en función al dimensionamiento de las medidas antropométricas del Perú y criterios de elementos de máquinas, a fin de obtener un exoesqueleto de miembros inferiores ergonómico y que soporte las cargas del paciente. Además, se consideró emplear el análisis estructural estático del software Ansys, en tres posiciones críticas de la caminata (despegue, descanso y aterrizaje del pie derecho), a fin de observar el comportamiento particular de las columnas de fibra de carbono usando la configuración  $\{0^\circ/90^\circ 45^\circ/-45^\circ\}$  y en general de la estructura del cuerpo robótico.

## **AGRADECIMIENTOS**

A mis padres por haberme brindado su apoyo durante toda mi vida, a mis compañeros que me respaldaron durante este trayecto, a los profesores de mecánica que me enseñaron el concepto de ser un buen ingeniero y a mi familia por su ayuda incondicional.



## REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] World Stroke Organization, «world stroke org.,» 2019. [En línea]. Available: <https://www.world-stroke.org/component/content/article/16-forpatients/84-facts-and-figures-about-stroke>. [Último acceso: 1 Mayo 2019].
- [2] Ministerio de Salud, «Instituto Nacional de Ciencias Neurológicas,» 2013. [En línea]. Available: <http://www.incn.gob.pe/>. [Último acceso: 27 Abril 2019].
- [3] E. Sabaté y S. Wimalaratna, «Ischaemic and Haemorrhagic Stroke,» Priority Medicines for Europe and the World , 2012.
- [4] C.-h. P. a. N. S. W. Jane M Rondina, «Brain regions important for recovery after severe,» doi, Londres , 2017.
- [5] P. A. Goldie, T. A. Matyas y O. M. Evans, «Gait After Stroke: Initial Deficit and Changes in Temporal Patterns For Each Gait Phase,» La Trobe University, Victoria, 2000.
- [6] A. S. Gorgey, «Robotic exoskeletons: The current pros and cons,» World Journal Of Orthopedics, Virginia, 2018.
- [7] C. K. C. Z. G. & H. Y. Gong Chen, «A Review on Lower Extremity Assistive Robotic Exoskeleton in Rehabilitation Therapy,» Singapore, 2013.
- [8] M. P. d. Looze, T. Bosch, F. Krause, K. S. Stadler y L. W. O`Sullivan, «Exoskeletons For Industrial Application And Their Potential Effects On Physical Work Load,» Faculty of Human Movement Sciences, VU University, Amsterdam, The Netherland, Zurich University of Applied Sciences (ZHAW), Winterthur, Switzerland dUniversity of Limerick, Ireland, Leiden, 2016.
- [9] A. C. B. T. K. M. P. O. Kurt L. Mudiea, «Consensus Paper On Testing And Evaluation Of Military Exoskeletons,» Journal of Science and Medicine in Sport, Victoria, 2018.
- [10] M. M. Jung y G. D. S. Ludden, «Potential of Exoskeleton Technology to Assist Older Adults with Daily Living,» University of Twente, Montreal, 2018.
- [11] C. Frumento, E. Messier y V. Montero, «History and Future of Rehabilitation,» WORCESTER POLYTECHNIC INSTITUTE, Massachusetts, 2010.

- [12] A. Schiele, «Fundamentals of Ergonomic Exoskeleton Robots,» Technische Universiteit Delft, Delft, 2008.
- [13] R. Y.-P. M. B. C. S. Giancarlo Villena Prado, «Design and Analysis of a Lower Limb Exoskeleton for Rehabilitation,» 2018.
- [14] Johns Hopkins, «Hopkins Medicine Organization,» 2019. [En línea]. Available: <https://www.hopkinsmedicine.org/health/conditions-and-diseases/stroke>. [Último acceso: 1 Mayo 2019].
- [15] W. C. Alvarez, «Frank H. Krusen, MD. Pioneer in Physical Medicine,» Archives of Internal Medicine, Nueva York, 1964.
- [16] P. Raghavan, «Upper Limb Motor Impairment Post Stroke,» Phys Med Rehabil Clin, Nueva York, 2015.
- [17] Y. Sankai, «HAL: Hybrid Assistive Limb based on Cybernics,» Springer Tracts in Advanced Robotics, Tsukuba, 2007.
- [18] D. E. T. P. L. J. L. C.-V. Yongtian He, «Risk management and regulations for lower limb medical exoskeletons: a review,» Dovepress, Houston , 2017.
- [19] D. R. Louie y J. J. Eng, «Powered Robotic Exoskeleton In Post-Stroke Rehabilitation Of Gait: A Scoping Review,» Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, Vancouver, 2016.
- [20] A. V. F. Z. J. C. M. G. E. F. J. L. P. a. J. L. C.-V. Magdo Bortole, «The H2 Robotic Exoskeleton For Gait Rehabilitation After Stroke: Early Findings From A Clinical Study,» Bortole et al. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, Cajal, 2015.
- [21] Z. Y. a. J. W. Xue Zhang, «Robotics in Lower-Limb Rehabilitation after Stroke,» School of Mechanical Engineering, Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710049, China, Xi'an , 2017.
- [22] G. M. a. M. Ghirardi, «Lower Limb Exoskeleton for Rehabilitation with Improved Postural Equilibrium,» Department of Control and Computer Engineering, Politecnico di Torino, Torino, 2018.
- [23] A. Forster y D. J. Clarke, «Improving post-stroke recovery: the role of the multidisciplinary health care team,» Journal of Multidisciplinary Healthcare, Bradford, 2015.
- [24] S. H. a. P. O. Stefan Knecht, «Rehabilitation After Stroke,» Dtsch Arztebl Int, Köln, 2011.

- [25] Mercy Health Hauenstein Neurosciences , «Diferentes Tipos de Derrame Cerebral,» Mercy Health Hauenstein Neuroscience, Misuri, 2019.
- [26] SIstema Nacional De Evaluación, Acreditación y Certificación De La Calidad Educativa, «Demanda Laboral de Técnicos en el Perú y Expectativas Sobre la Certificación de Competencias,» Lima, 2011.
- [27] G. M. Long F. Davalos, «El Accidente Cerebrovascular en el Perú: Una Enfermedad Prevalente, Olvidada y Desatinada,» Unidad de Conocimiento y Evidencia, Universidad Peruana Cayetano, Lima, 2014.
- [28] INEI, «Características de la Población,» INEI , Lima, 2017.
- [29] J. C. J. Z. a. D. L. Carlos Barcia, «Immunology and the Central Nervous System,» 2013.
- [30] O. O. M. O. Walter Johnson y S. Sachdev, «Stroke: a global response is needed,» Bulletin of the World Health Organization, 2016.
- [31] American Heart Association; American Stroke Association, «An Updated Definition of Stroke for the 21st Century,» AHA/ASA Expert Consensus Document, Dallas, 2013.
- [32] M. M. D. Guide- Miss.B.M.Gundl, «Stroke: A Brain Attack Guide-,» Stroke: A Brain Attack Guide-, Karadi, 2013.
- [33] B. E.-A. IO Onwuekwe, «Ischemic Stroke and Neuroprotection,» Department of Medicine, Neurology Unit, University of Nigeria Teaching Hospital, Nigeria , 2012.
- [34] P. Rachel Dreyer, M. Karthik Murugiah y B. Sudhakar V. Nuti, «Most Important Outcomes Research Papers on Stroke and Transient Ischemic Attack,» Circ Cardiovasc Quality and Outcomes, 2014 .
- [35] M. Daniel F. Hanley, M. Issam A. Awad, M. Paul M. Vespa y M. Neil A. Martin, «Hemorrhagic Stroke: Introduction,» AHA Journal, Baltimore, 2013 .
- [36] Biblioteca Nacional de Medicina de los EE. UU., «MedlinePlus, Accidente Isquémico Transitorio,» 2019. [En línea]. Available: <https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/000730.htm>. [Último acceso: 2 Mayo 2019].
- [37] M. N. N.-H. Bruce Ovbiagele, «Stroke Epidemiology: Advancing Our Understanding of Disease Mechanism and Therapy,» The American Society for Experimental NeuroTherapeutics, 2011.

- [38] G. B.-A. R. C.-B. Ana Castañeda-Guarderas y G. M. Paulo Ruiz-Grosso, «Registro de Pacientes con Accidente Cerebrovascular en un Hospital Público de Perú,» *Rev Peru Med Exp Salud Publica*, Lima, 2011.
- [39] F. Horgan, D. Williams y A. Hickey, «Stroke rehabilitation: Recent advances and future therapies,» *International Journal of Medicine* , Dublin, 2012.
- [40] M. Bruce H. Dobkin, «Rehabilitation after Stroke,» *N Engl J Med*, 2015.
- [41] Mayo Clinic , «Mayo Clinic Org; Stroke rehabilitation: What to expect as you recover,» 2019. [En línea]. Available: <https://www.mayoclinic.org/diseases-conditions/stroke/in-depth/stroke-rehabilitation/art-20045172>. [Último acceso: 7 Mayo 2019].
- [42] Saebo , «Saebo; Stroke Exercises for Your Body,» 2019. [En línea]. Available: <https://www.saebo.com/stroke-exercises-for-your-body/>. [Último acceso: 10 Mayo 2019].
- [43] N. H. M. Robert Teasell MD, «Motor Recovery of the Lower Extremity Post Stroke,» *Canadian Partnership for Stroke Recovery*, Ottawa , 2016.
- [44] D. Ferris, «The Exoskeletons are here,» *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* , Florida, 2009.
- [45] S. D. G. S. V. Ashish Singla, «A Brief Review on Human-Powered Lower-Limb Exoskeletons,» *Punjab*, 2016.
- [46] J.-F. Z. Y. C. Y.-M. D. a. Y. Z. C.-J Yang, «A review of exoskeleton-type systems and their key technologies,» *Hangzhou*, 2007.
- [47] M. B. Wiggin, «Characterizing Optimal Performance of a Passive Elastic Ankle Exoskeleton during Human Locomotion,» *Carolina del Norte*, 2014.
- [48] K. B. Jamshed Iqbal, «Stroke rehabilitation using exoskeleton-based robotic exercisers: Mini Review,» *Biomedical Research*, 2014.
- [49] International Organization for Standardization, «IEC/FDIS 80601-2-78 Medical electrical equipment -- Part 2-78: Particular requirements for basic safety and essential performance of medical robots for rehabilitation, assessment, compensation or alleviation,» *ISO*, 2015.
- [50] Y. M. G. Pan, *Mechanical Design of a Lower Extremity Exoskeleton with Hybrid Legs for Power Augmentation*, *Intelligent Robotics and Applications* , 2013.
- [51] J.-Y. C. Shu-Wei Pu, *Anthropometry-based structural design of a hand exoskeleton for rehabilitation*, 2016.

- [52] F. F. B. Pagello, Virtual Modelling of a Real Exoskeleton Constrained to a Human Musculoskeletal Model, Lecture Notes in Computer Science, 2013.
- [53] B. Ding, J. Qian, L. Shen y Y. Zhang, «Finite element analysis and optimized design of exoskeleton for lower extremity rehabilitation training,» 2012.
- [54] Escuela Colombiana de Ingeniería Julio Garavito , «Antropometría,» Bogotá, 2009.
- [55] M. Dutton, Dutton´s Orthopaedic Examination Evaluatiion and Intervention, 2015.
- [56] R. Balakumar, «Perspectives on Anthropometry in Garment Pattern Making,» Chennai, 2015.
- [57] S. Fawkner, «Use of anthropometry - its importance and critical use in the assessment of growth,» Journal of Sports Sciences, 2013.
- [58] N. S. Medina, «Análisis antropométrico para la normalización del tallaje de la población peruana,» Lima.
- [59] A. V. Ramírez, «Antropometría del trabajador minero de la altura,» Lima, 2006.
- [60] J. Hamill, «Biomechanics Curriculum: Its Content and Relevance to Movement Sciences,» American Academy of Kinesiology and Physical Education, 2007.
- [61] M. T. S. T. S. J. A. A. A. Adam Czaplicki, «Biomechanical modelling for whole body motion using natural coordinates,» 2003.
- [62] J. A. Blaya, «Force-controllable ankle foot orthosis (AFO) to assist drop foot gait,» 2005.
- [63] K. T. M. a. T. S. Buchanan, BIOMECHANICS OF HUMAN MOVEMENT, Delawer: STANDARD HANDBOOK OF BIOMEDICAL ENGINEERING AND DESIGN.
- [64] C. R. Bhaskar Kumar Madeti, «Biomechanics of hip joint: a review,» International Journal of Biomedical Engineering and Technology, 2014.
- [65] K. J. M. J. F. B. Damien P. Byrne, «Anatomy & Biomechanics of the Hip,» 201.
- [66] B. K. Madeti, «Biomechanics of knee joint — A review,» Frontiers of Mechanical Engineering , 2015.
- [67] d. G. H. Fred Flandry, «Normal Anatomy and Biomechanics of the Knee,» Sports Med Arthrosc, 2011.

- [68] C. L. B. a. G. J. Chapman, «Biomechanics of the ankle,» 2016.
- [69] G. B. R. G. B. R. Francesco Crenna, «Ankle moment measurement in biomechanics,» 2018.
- [70] C. L. Brockett, «Bioemechanics of the Ankle,» Orthopedic and Trauma , 2016.
- [71] R. Baker, «Gait analysis methods in rehabilitation,» Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, 2006.
- [72] A. R. & G. B. J. Andersson, «Normal Range of Motion of the Hip, Knee and Ankle Joints in Male Subjects, 30–40 Years of Age,» Scandinavica, 2009.
- [73] A. Malik, «Preliminary Design of a Robotic Exoskeleton for Arm Rehabilitation,» Journal of Physics Conference Series, 2018.
- [74] H. W. M. T. Shivesh Kumar, «Modular Design and Decentralized Control of the Recupera Exoskeleton for Stroke Rehabilitation,» 2019.
- [75] D. J. C. a. E. J. F. Chitralakshmi K. Balasubramanian, «Walking Adaptability after a Stroke and Its Assessment in Clinical Settings,» Stroke Res Treat, 2014.
- [76] H. H. T. S. G. E. E. H. N. J. S. S. B. F. S. D. L. I. S. Bente Elisabeth Bassøe Gjelsvik, «Balance and walking after three different models of stroke rehabilitation: early supported discharge in a day unit or at home, and traditional treatment (control),» 2014.
- [77] N. A. V. G. P. M. ., P. E. G. I. I. K. V. A. T. a. H. P. Styliani Fotiadoua, «Reproducibility of gait kinematics and kinetics in chronic stroke patients,» Alexandroupolis, 2018.
- [78] G. G. M. K. R. Lakhwinder Singh, «Latest Developments in Composite Materials».
- [79] F. Tornabene, «Journal of Composites Science: A New Journal for Composite Materials, Structures and Experiments,» Journal of composite science, Bologna, 2017.
- [80] N. Gupta, Metal and Polymer Matrix Composites II, 2016.
- [81] A. R. KumarTavadi, Sliding Wear Characteristics of Fiber Reinforced Fillers Filled Polymer Based Composites: A Review, Bangalore: International Journal of Materials Science, 2014.
- [82] A. I. Al-Mosawi, «Mechanical properties of composite material reinforcing by natural-synthetic fibers,» Babylon, 2012.
- [83] A. E. N. Henri Kröling, «Anisotropy of paper and paper based composites and the modelling thereof,» 2014.

- [84] E. J. Barbero, Finite element analysis of composite materials, 2008.
- [85] Y. L. a. J. Barbic, «Stable Orthotropic Materials,» Vladlen Koltun and Eftychios Sifakis, California, 2014.
- [86] J. J. C. . S. Faraji, «Fundamentals of Structural Engineering,» Springer, 2016.
- [87] R. H. G. H. S. W. McGuire, Matrix Structural Analysis, 1999.
- [88] M. L. C. K. M. K. Mukhopadhyay, «Modal Analysis of Structural Vibration,» San Diego, 2013.
- [89] P. Padevet, Applied Methods of the Analysis of Static and Dynamic Loads of Structures and Machines, softcover, 2016.
- [90] E. Barkanov, «INTRODUCTION TO THE FINITE ELEMENT METHOD,» Institute of Materials and Structures , 2001.
- [91] A. F. S. J. M. R. Y. A Bobet, «Numerical Models in Discontinuous Media: Review of Advances for Rock Mechanics Applications,» 2009.
- [92] P. A. Fishwick, «An introduction to OpenSimulator and virtual environment agent-based M&S applications,» 2010.
- [93] simTK, «simtk-confluence-standford,» [En línea]. Available: <https://simtk-confluence.stanford.edu:8443/display/OpenSim/Overview+of+the+OpenSim+Workflow>. [Último acceso: 20 Junio 2019].
- [94] B. Roberto, «Simulating a Flexible Robotic System based on Musculoskeletal Modeling,» Padua, 2011.
- [95] D. C. Pujals, «Simulation of the Assistance of an Exoskeleton on Lower Limbs Joints Using OpenSim,» Barcelona, 2017.
- [96] H.-H. Lee, Finite Element Solution with ANSYS, 2017.
- [97] S. D. E. Karl T. Ulrich, Product Design and Development, 2011.
- [98] M. A. S. J. R. a. S. L. D. Ajay Seth, OpenSim: A musculoskeletal modeling and simulation framework for in silico investigations and exchange, 2011.
- [99] C. P. Tiberiu Giurgiu, Static and Transient Analysis of Radial Tires Using ANSYS, Bucharest, 2013.

- [100] U.S. FOOD AND DRUG , «Biological Responses to Metal Implants,» 2019.
- [101] H.M.Y.C.Mallikarachchi, «Predicting mechanical properties of thin woven carbon fiber reinforced laminates,» 2019.
- [102] Omnexus, «Plastics & Elastomers Selector,» [En línea]. Available: <https://omnexus.specialchem.com/selection-guide/acrylonitrile-butadiene-styrene-abs-plastic>. [Último acceso: 4 Mayo 2020].
- [103] Make It From, «Materials Properties Database,» [En línea]. Available: <https://www.makeitfrom.com/>. [Último acceso: 4 Mayo 2020].
- [104] D. M. Mauricio Fajardo, «Introducción a metales,» Bogotá, 2015.
- [105] C. M. Joe A. I. Prinold, «A Patient-Specific Foot Model for the Estimate of Ankle Joint Forces in Patients with Juvenile Idiopathic Arthritis,» 2016.
- [106] B. A. Knarr, «Practical approach to subject-specific estimation of knee joint contact force,» 2015.
- [107] L. Modenense, «Prediction of hip contact forces and muscle activations during walking at different speeds,» Multibody System Dynamics, 2011.
- [108] F. P. Beer, Mecánica de materiales, Mc. Graw Hill, 20113.
- [109] R. L. Mott, Machine Elements in Mechanical Design.
- [110] Fibre Glast Developments Corporation, «FIBREGLAST,» [En línea]. Available: <https://s3.amazonaws.com/cdn.fibreglast.com/downloads/00101.pdf>. [Último acceso: 26 Abril 2020].
- [111] S. S.-M. Hossein Rahmani, «Mechanical Properties of Carbon Fiber/Epoxy Composites: Effects of Number of Plies, Fiber Contents, and Angle-Ply Layers,» 2014.
- [112] M. Li, «Gait modification for improving walking stability of exoskeleton assisted paraplegic patient,» Robomech Journal, 2020.
- [113] E. STANDARD, «Eurocode 9: Design of aluminium structures - Part 1-1 : General,» 1998.
- [114] E. C. Sebastián Castillo, «ANÁLISIS DE CRITERIOS DE FALLO PARA MATERIALES COMPUESTOS. TFGS,» 2016.
- [115] N. L.Newhouse, «Comprehensive Composite Materials,» Pergamon, Cambridge, 2000.



[116] S. Li, «The Tsai-Wu failure criterion rationalised in the context of UD composites,»  
Nottingham , 2017.

# ANEXOS

## ANEXO 1: Fuerzas de reacción en las articulaciones inferiores.

### ANEXO 1.1: Fuerzas de reacción de la cadera

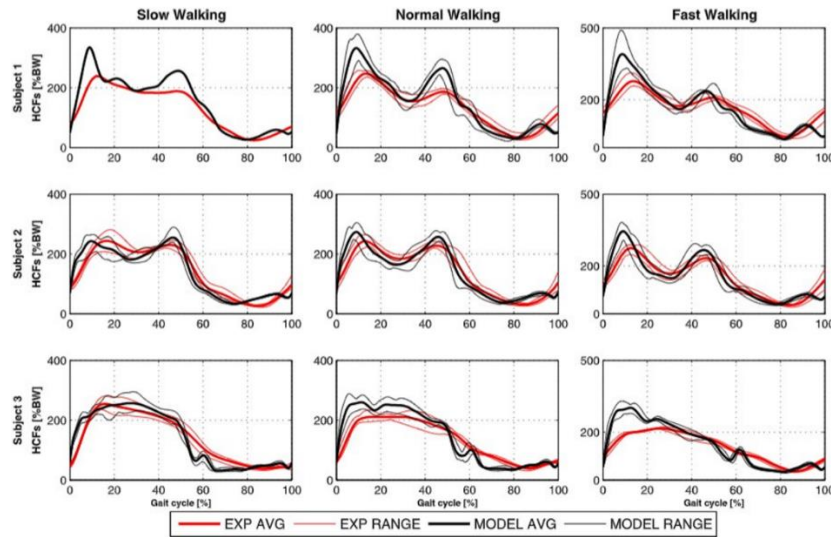


Figura 3.1. Fuerzas de reacción de la cadera [107]

### ANEXO 1.2: Fuerzas de reacción del tobillo

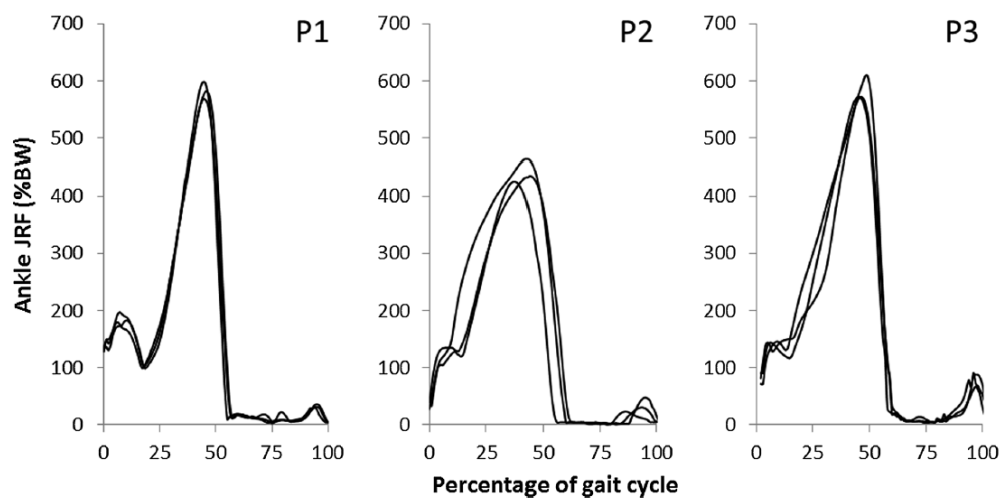
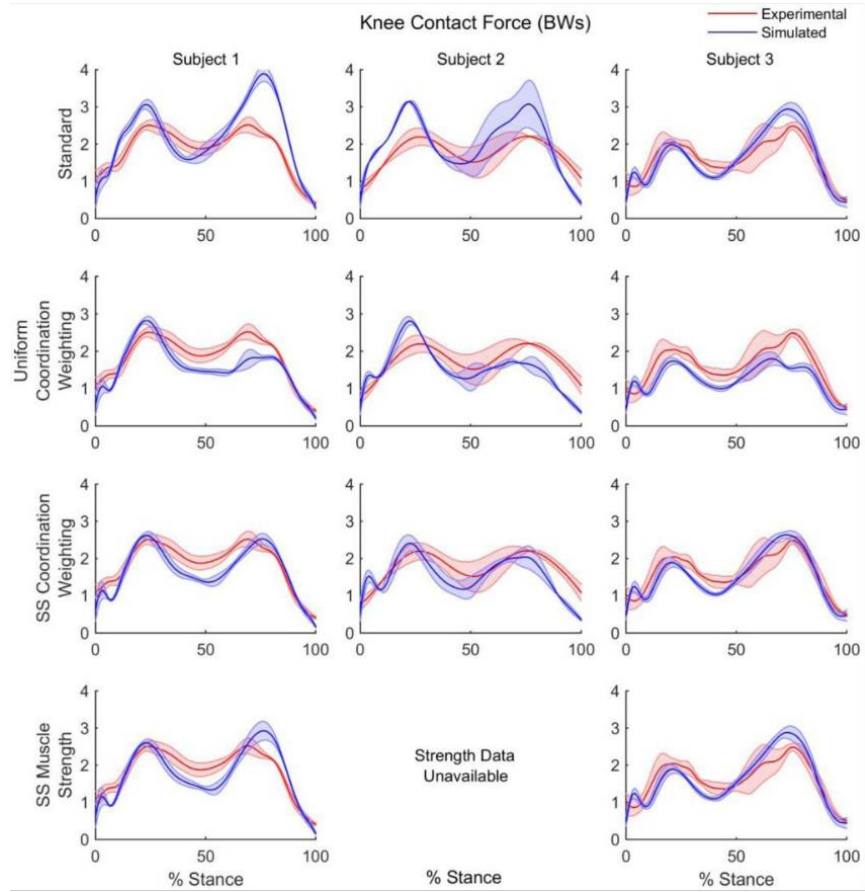


Figura 3.2. Fuerzas de reacción del tobillo [105]

### ANEXO 1.3: Fuerzas de reacción de la rodilla



**Figura 3.3.** Fuerzas de reacción de la rodilla [106]

## ANEXO 2: Antropometría empleada en centímetros.

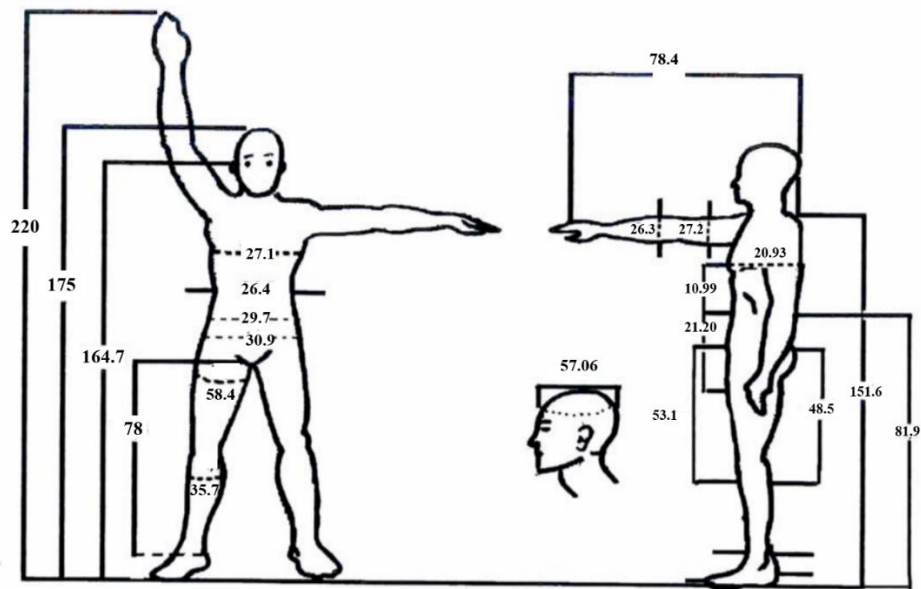


Figura 3.4. Antropometría del promedio máximo en posición erguida [59]

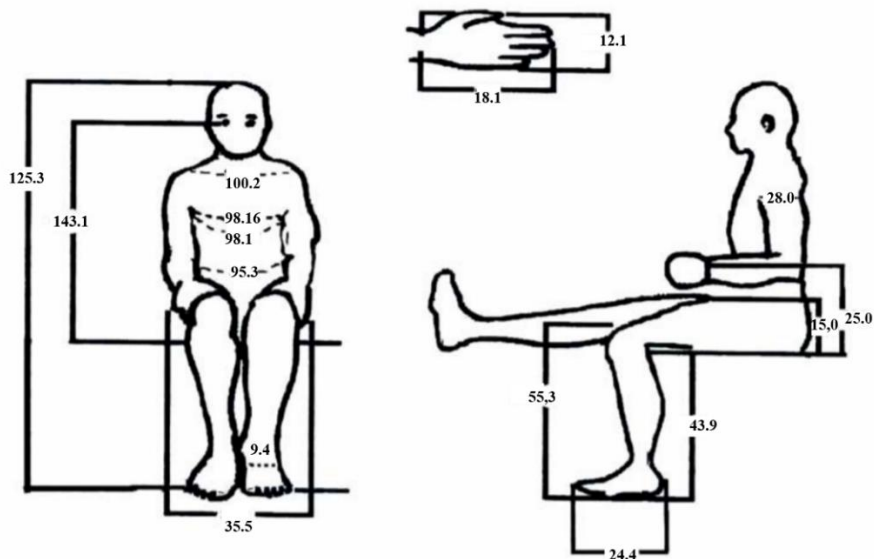


Figura 3.5. Antropometría del promedio máximo en posición sentada [59]

## ANEXO 3: Factores de diseño de eje.

### ANEXO 3.1: Acabado superficial $k_a$

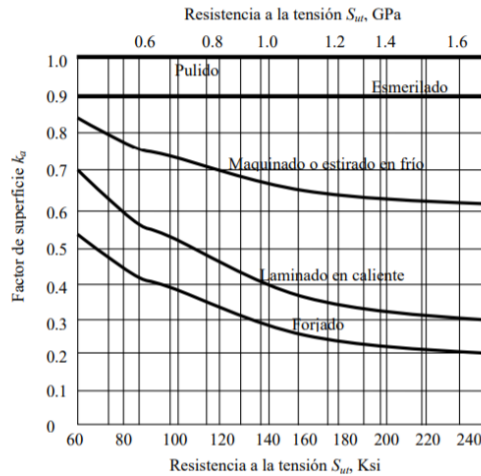


Figura 3.6. Factor de acabado superficial  $k_a$  [109]

### ANEXO 3.2: Relación de dimensión $k_b$

$K_b$	Dimensión
1	$d \leq 7.6mm$
0.85	$7.6mm < d \leq 50mm$
0.75	$d > 50mm$

Tabla 3.1. Factor de relación de dimensión  $k_b$  [109]

### ANEXO 3.3: Nivel de confiabilidad $k_c$

Confiabilidad	Factor de confiabilidad $k_c$
50%	1.00
90%	0.897
95%	0.868
99%	0.814
99.9%	0.753
99.99%	0.702
99.999%	0.659
99.9999%	0.620
99.99999%	0.584
99.999999%	0.551
99.9999999%	0.520

Tabla 3.2. Factor de nivel de confiabilidad  $k_c$  [109]

**ANEXO 3.4: Temperatura de operación  $k_d$**

$$k_d = \frac{320}{420 + T}$$

$T > 160^\circ\text{F}, k_d = 1$

**ANEXO 3.5: Concentración de esfuerzos  $k_f$**

$$k_d = \frac{1}{k_f}$$