



**UNIVERSIDAD MICHOACANA DE
SAN NICOLÁS DE HIDALGO**

FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA

**“DISEÑO DE UN EXOESQUELETO
ROBÓTICO PARA MIEMBROS INFERIORES
CON APLICACIONES BIOMÉDICAS”
TESIS**

**PARA OBTENER EL GRADO DE
MAESTRO EN CIENCIAS EN INGENIERÍA MECÁNICA**

PRESENTA:

ING. DANERICK LEMUS VARGAS

ASESOR:

**MAESTRO EN CIENCIAS EN INGENIERÍA BIOMÉDICA
MIGUEL VILLAGÓMEZ GALINDO**

CO-ASESOR:

**DOCTOR EN CIENCIAS DE LOS MATERIALES
MARCO ANTONIO ESPINOSA
MEDINA**

MORELIA, MICH. AGOSTO DE 2015



DEDICATORIA

A mi madre, a mi esposa y a mis hijos:

Erick Mateo, Leonardo[†] Y Caleb.

AGRADECIMIENTOS

A mi esposa Elia y mis hijos Erick Mateo, Leonardo[‡] y Caleb que está por nacer. Ustedes son mi motor en todos los sentidos. Gracias por sus risas, su paciencia y sobre todo por su amor.

A mi madre Rosalinda, por sus consejos, su motivación constante, sus valores y por su amor.

A mis hermanos Víctor Hugo y Luis Alejandro, por ser excelente ejemplo de personas mayores y de los cuales aprendí muchos aciertos.

A mi abuelita Hermila por compartir tantas experiencias de su vida y hacerme ver la sabiduría vamos ganando cada día.

A mi tío Francisco Javier, único ingeniero de la familia y del cual aprendí muchas virtudes.

A mis amigos con los cuales he compartido muchos proyectos y experiencias; su labor me ayudó a ser mejor persona, amigo, padre y profesional. Jesús Pantoja, Rafael Díaz, Bayron Santoveña, Rogelio Aguilar, Alma Yunuén, Jorge A. López, Felipe Hernández, Brenda Yoselín, Yacciry Ahuja, Alma R. Méndez, Fernando Guerrero, Christina Portillo, Carlos Hernández, Mónica García, María Garibay y Carmina Villa.

A mis compañeros de Maestría: Moli, Luis Miguel, Cristín, Michy, Poli, Lalo, Christian, Hilda, Fer y Alma. Compartir la experiencia de estudiar en esta etapa no hubiera sido lo mismo sin ustedes.

Al Departamento de Comunicación de la Ciencia de la Coordinación de la Investigación Científica, en especial a Estrellita, Maby y Horacio. Su labor me enseñó el compromiso y la importancia de la divulgación de la ciencia.

A mi director de tesis, asesores y consultores durante las diversas etapas del proyecto: Miguel Villagómez, Marco A. Espinosa, Juan F. Soriano, Gonzalo M. Domínguez, Miguel A. Vega, Christian Schindler, Kenneth Hunt, Miguel Olalde, Arturo Cano, Alfredo, Guillermo, Salvador Álvarez, Bayron Santoveña y Rocío Montoya.

A la Universidad de Ciencias Aplicadas de Berna y la Universidad Centro Médico de Göttingen por recibirme y permitirme trabajar en sus laboratorios durante mis meses de estancia.

Al Consejo Estatal de Ciencia, Tecnología e Innovación por darme la oportunidad de publicar un cuaderno completo en revistas de divulgación científica.

Al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología por brindar el financiamiento para la elaboración de este proyecto.

RESUMEN

En el presente trabajo, se diseñó un exoesqueleto robótico con el objetivo de levantar y poner en marcha a una persona con discapacidad en piernas. Haciendo uso de tablas antropométricas, mediciones de campo e imágenes médicas, se dimensionó un paciente virtual y los eslabones articulados del robot. Se encontró el torque mínimo de los motores por medio de diagramas de cuerpo libre, y se propuso un algoritmo de marcha con base en la observación simplificada de la marcha humana. Se seleccionaron los componentes electrónicos críticos para el correcto funcionamiento del robot, y se diseñó un circuito de potencia y una transmisión mecánica. Se validaron las geometrías haciendo uso del Método de Elementos Finitos así como se diseñó el lazo de control y el modelo tridimensional del exoesqueleto robótico.

Palabras Clave: Exoesqueleto robótico, antropometría, biomecánica, marcha humana, rehabilitación.

ABSTRACT

In this work, a robotic exoskeleton was designed with the aim of lifting and making a person with disability in lower limbs to walk. Using anthropometric tables and medical images, a virtual patient was drawn and the robot linkages were sized. The minimum torque needed in the motors was computed through free-body diagrams, and an algorithm for the gait was proposed based on the observation of the human walking. The critical electronic components were selected in order to ensure to proper operation of the robot, and also a power circuit and a geared power transmission were designed. The geometries were validated using the Finite Element Method. Finally a control loop was proposed and a three-dimensional model of the final robot was drawn.

Keywords: Robotic exoskeleton, anthropometry, biomechanics, human gait, rehabilitation.

ÍNDICE GENERAL

DEDICATORIA	i
AGRADECIMIENTOS	ii
RESUMEN	iii
ABSTRACT	iv
ÍNDICE GENERAL	v
ÍNDICE DE FIGURAS	vii
ÍNDICE DE TABLAS	xi
NOMENCLATURA	12
OBJETIVOS	13
GENERAL	13
ESPECÍFICOS	13
HIPÓTESIS	14
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	14
INTRODUCCIÓN	15
CAUSAS DE LA DISCAPACIDAD	18
EDUCACIÓN	18
ESCOLARIDAD	19
PERCEPCIÓN ECONÓMICA	19
CAPÍTULO 1. ANTECEDENTES	21
CAPÍTULO 2. DISEÑO DE UN EXOESQUELETO ROBÓTICO PARA MIEMBROS INFERIORES CON APLICACIONES BIOMÉDICAS	25
PROCESO PARTICULAR DE DISEÑO	25
ANTROPOMETRÍA	28
LONGITUD DE LOS ESLABONES	28
CENTROS DE MASA DE CADA SEGMENTO	32
ERGONOMÍA	33
BIOMECÁNICA	35
ANÁLISIS DE LEVANTAMIENTO Y SENTADO	35
MARCHA	39
ELECTRÓNICA	42
ANÁLISIS DE LEVANTAMIENTO Y SENTADO	42

BATERIAS	45
ELECTRÓNICA DE POTENCIA	48
SELECCIÓN DEL PROCESADOR	50
MECÁNICA	51
TRANSMISIÓN	51
EJES	55
CONTROL	60
CONTROL DE MARCHA	61
CONROL DE LEVANTE	67
CONROL DE SENTADO	68
CAPÍTULO 3. MODELO TRIDIMENSIONAL	69
CONCLUSIONES	73
REFERENCIAS	74

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Cuestionario Censo de Población y Vivienda INEGI 2010 para personas con discapacidad motriz [4].	16
Figura 2. Distribución de la población con discapacidad motriz por grupo quinquenal de edad y sexo. [4]	16
Figura 3. Distribución de personas con discapacidad motriz por cada 10 mil habitantes. [4]	17
Figura 4. Copia de la primera patente de exoesqueleto inzhener-mehanik [6].	21
Figura 5. Exoesqueleto robótico del Dr. Nicolelis, foto cortesía de Diego Rousseaux.	22
Figura 6. Exoesqueleto Hardiman, cortesía G.E.	22
Figura 7. Algunos exoesqueletos para rehabilitación móvil: a) INDEGO™ (Imagen cortesía de Parker Hannifin™ b) Ekso™ (Imagen cortesía de Ekso Bionics™) y c) ReWalk™ (Imagen cortesía de ReWalk Robotics™.	23
Figura 8. Claire Lomas completando el maratón de Londres en 2012.Foto cortesía de ReWalk™	24
Figura 9. Diagrama de Flujo del proceso particular de diseño.	26
Figura 10. . Diagrama de Flujo del proceso particular de diseño (continuación).....	27
Figura 11. Hombre de Vitruvio de DaVinci.	28
Figura 12. Dimensiones antropométricas de un adulto en función de la altura H. [10].	29
Figura 13. Distribución de las estaturas de una población hipotética, con las estaturas para los percentiles: 0,5; 2,5; 5; 95; 97,5; y 99,5 de mujeres y hombres. [10].....	31

Figura 14. Imágenes médicas de paciente en los tres planos, y modelo tridimensional generado.....	34
Figura 15. Usuario virtual para pruebas ergonómicas generado con imágenes médicas y tablas antropométricas.	34
Figura 16. DCL del usuario en el plano sagital al momento del levante con espalda perpendicular al suelo.....	35
Figura 17. DCL del usuario en el plano sagital al momento del levante con ajuste de posición.	37
Figura 18. Paciente con órtesis pasiva para extracción directa de marcha con muletas. [12]	39
Figura 19. Gráficas de cinemática directa de paciente con órtesis pasiva. A la izquierda los resultados obtenidos para cadera y rodilla izquierda, a la derecha el resultado después del ajuste de curvas [12].	39
Figura 20. Parámetros tomados en cuenta para la cinemática de marcha humana propuesta.	40
Figura 21. Cinemática directa propuesta para ciclo de marcha con órtesis robótica	41
Figura 22. Gráfica de desplazamiento angular y velocidad correspondiente a la cadera derecha en el software de análisis de movimiento.	41
Figura 23. Evolución de marcha en paciente virtual con cinemática propuesta.....	42
Figura 24. Espécimen 1, Motor de corriente directa con transmisión de engranaje sinfin-corona.	44
Figura 25. Efecto memoria en baterías recargables.....	45
Figura 26. Circuito de potencia compuesto por MOSFETS IRFZ44N.	49

Figura 27. Calculadora de ancho de pistas utilizada [15].....	49
Figura 28. Diagrama de conexión, impreso PCB y modelo tridimensional final de la electrónica de potencia.	50
Figura 29. Comparativa de Arduino MEGA y DUE en secuencia de imágenes.....	51
Figura 30. Despiece de la máquina DW130 del fabricante DeWalt®.....	52
Figura 31. Pieza 53 del equipo DW130. Engrane recto de acero endurecido, 50 dientes,...	52
Figura 32. Vista isométrica del modelado tridimensional de los engranajes.	53
Figura 33. Discretización de engranajes con refinamiento de contacto para solución por elementos finitos.....	53
Figura 34. Esfuerzo equivalente de Von-Mises y Deformación total de los engranajes del quinto paso de la transmisión.	54
Figura 35. Acomodo semicircular de tren de engranajes y motorreductor.	54
Figura 36. Modelo final de los 4 ejes de transmisión, vista isométrica.....	55
Figura 37. Condiciones de frontera para el eje del primer paso de la transmisión.....	55
Figura 38. Lazo de control de posición del motor de corriente directa en el exoesqueleto robótico.....	60
Figura 39. Ciclo de marcha con factor de corrección para servo	64
Figura 40. Diagrama de flujo de control de marcha para usuario de exoesqueleto.....	65
Figura 41. Paciente virtual con barras de marcha para verificación del algoritmo propuesto	66
Figura 42. Diagrama de flujo de levante para usuario de exoesqueleto.	67
Figura 43. Diagrama de flujo para sentado de usuario de exoesqueleto.	68
Figura 44. Vista isométrica del exoesqueleto robótico.....	70

Figura 45. Vistas principales del exoesqueleto robótico 71

Figura 46. Vista explosionada del exoesqueleto robótico 72

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Causa de la discapacidad por sexo [4].	18
Tabla 2. Distribución de asistencia a la escuela de personas con discapacidad motriz por sexo. [4]	18
Tabla 3. Grado máximo de escolaridad de personas con discapacidad motriz por sexo. [4].	19
Tabla 4. Distribución de asistencia a la escuela de personas con discapacidad motriz por sexo [4].	19
Tabla 5. Áreas y sub-áreas en el proceso particular de diseño.	25
Tabla 6. Clasificación del peso de las personas según su Índice de Masa Corporal.	30
Tabla 7. Longitud de los segmentos articulados de interés para el diseño del exoesqueleto. Segmento Máximo.	32
Tabla 8. Masa de los segmentos de interés para el diseño del robot en función de la masa del usuario, y ubicación del centro de masa en longitud proximal y distal.	33
Tabla 9. Comparativa de los distintos dispositivos para la electrónica de potencia del motor seleccionado.	48
Tabla 10. Tabla comparativa de tarjeas Arduino®	50
Tabla 11. Tabla de relación de transmisión para reductor de velocidad propuesto.	53
Tabla 12. Ficha técnica del exoesqueleto robótico propuesto.	69

NOMENCLATURA

AHP	Proceso Analítico Jerárquico
DCL	Diagrama de Cuerpo Libre
DM	Discapacidad Motriz
EMG	Electromiografía
IMC	Índice de Masa Corporal
INEGI	Instituto Nacional de Estadística y Geografía
OMS	Organización Mundial de la Salud
ONU	Organización de las Naciones Unidas
PEA	Población Económicamente Activa
RM	Resonancia Magnética
PNEA	Población No Económicamente Activa
TAC	Tomografía Axial Computarizada

OBJETIVOS

GENERAL

Diseñar un exoesqueleto robótico bípedo, capaz de poner a una persona adulta con discapacidad motriz de pie y en marcha.

ESPECÍFICOS

- Conocer los distintos exoesqueletos robóticos bípedos personales existentes en el mercado.
- Estudiar la mecánica de la marcha humana.
- Dimensionar y seleccionar los materiales y componentes electrónicos.
- Proponer un programa para el control del exoesqueleto robótico.
- Hacer un modelo tridimensional de la propuesta de exoesqueleto robótico y evaluar variables de diseño con herramientas computacionales.

HIPÓTESIS

Es posible diseñar un exoesqueleto robótico bípedo para miembros inferiores, capaz de mantener a una persona adulta con discapacidad motriz, de pie y caminando en línea recta.

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Las dificultades para caminar, moverse o desplazarse están estrechamente relacionadas con la forma en la que está organizado el ambiente inmediato de un individuo, y si es accesible favorece la autonomía personal y la participación en la vida cívica, además de ser esencial para incorporarse a los servicios de educación, de salud y al mercado de trabajo; mientras que uno no accesible introduce barreras que limitan tanto la participación como la inclusión social de los individuos.

En México existen alrededor de 3.35 millones de mexicanos con dificultad para caminar o moverse, y de estos, 2.3 millones no pertenecen a la PEA, esto representa un gran gasto importante para el país y limita las garantías que permiten la inclusión de estas personas a la vida cívica, originando así desigualdad de oportunidades y discriminación.

La posición socioeconómica de un país está estrechamente vinculada con el nivel educativo y la inclusión laboral que logra su población. Actualmente en México no existe tecnología eficaz para impulsar la integración de personas con discapacidad motriz en la población económicamente activa, teniendo una participación de apenas 27%, aunado a esto, es común que por cada persona con imposibilidad para desplazarse de manera autónoma, hay al menos una más destinada para su cuidado parcial o total, reduciendo aún más el número de individuos productivos en México [1].

INTRODUCCIÓN

El fenómeno de la discapacidad siempre ha acompañado a los seres humanos. Se ha documentado la existencia de individuos que vivieron con esta condición desde las épocas más remotas de la humanidad. Por ejemplo, uno de los homínidos (*Homo heidelbergensis*) de hace casi 300 mil años, encontrado en la Sierra de Atapuerca al noreste de España, presenta un crecimiento anormal óseo que sugiere una sordera inevitable; en La Chapelle-aux-Saints, en el sur de Francia, se encontró un homo sapiens de entre 50 y 55 años, con una antigüedad de 35 a 45 mil años, que tenía artritis, un mal articular degenerativo que afectaba a cráneo, mandíbula, columna vertebral, cadera y pies; por su parte, en la localidad iraquí de Shanidar, uno de los individuos Neanderthal de hace 45 mil años encontrados a mediados del siglo XX, presentaba atrofia de omóplato, clavícula y húmero derecho, y una lesión en la parte derecha del cráneo, se calcula que murió con 40 años de edad [1].

Los discapacitados a veces tienen dificultad para ciertas actividades consideradas por otras personas como totalmente normales, como viajar en transporte público, subir escaleras o incluso utilizar ciertos electrodomésticos, sin embargo, el mayor reto para ellos ha sido convencer a la sociedad de que no son una clase aparte. Históricamente han sido compadecidos, ignorados, denigrados e incluso ocultados en instituciones [2].

A mediados del siglo XX aún se creía que las personas con discapacidad se desarrollaban mejor en ambientes creados especialmente para ellos y sus necesidades. Así, se hicieron escuelas especiales, centros de trabajo y de recreación, y aunque se obtuvieron algunos resultados positivos, pronto se cuestionó que las personas con discapacidad estuvieran aisladas, sobre todo porque no se lograba satisfacer su necesidad más importante; es decir, su participación en la sociedad [3].

En este contexto, durante el decenio de 1960, la Organización de las Naciones Unidas (ONU) impulsa la participación de las personas con discapacidad en una sociedad integrada, y en países como Estados Unidos y Reino Unido, se adoptaron los principios de normalización e integración sugeridos por la ONU con los que se pretendía proporcionar los recursos que cada persona requiere en función de sus limitaciones.

Probablemente el cambio en este rubro más significativo en México se dio con la incorporación de una política de Estado en el Plan Nacional de Desarrollo, 1994-2000, de acuerdo con estándares internacionales, motiva la elaboración del Programa Nacional para el Bienestar y la Incorporación al Desarrollo de las Personas con Discapacidad (CONVIVE) en 1995. Este programa se orienta a generar políticas transversales e interinstitucionales en diversos campos para transformar el modelo asistencial que había prevalecido [4].

Numerosos cambios han surgido en pro a las personas con discapacidad alrededor del mundo, sin embargo, hoy en día, en México al igual que en el resto del mundo, no existen aún garantías políticas, sociales o de infraestructura que permitan la inclusión total de las personas con discapacidad a la población económicamente activa, así, en el censo mexicano de población y vivienda 2010 desarrollado por INEGI se incluyó el cuestionario ampliado como se muestra en la figura 1:

10. DISCAPACIDAD		11. CAUSA DE LA DISCAPACIDAD	
En su vida diaria, ¿(NOMBRE) tiene dificultad al realizar las siguientes actividades:		¿(NOMBRE) tiene dificultad para (RESPUESTA DE 10):	
<i>LEA TODAS LAS OPCIONES Y CIRCULE LAS RESPUESTAS AFIRMATIVAS</i>		<i>PARA CADA OPCIÓN CIRCULADA EN LA pregunta 10 LEA LAS OPCIONES Y ANOTE SÓLO UN CÓDIGO DE CAUSA</i>	
	CÓDIGO DE CAUSA		
caminar, moverse, subir o bajar?.....	10	por qué nació así?.....	1
ver, aun usando lentes?.....	11	por una enfermedad?.....	2
hablar, comunicarse o conversar?.....	12	por un accidente?.....	3
oír, aun usando aparato auditivo?.....	13	por edad avanzada?.....	4
vestirse, bañarse o comer?.....	14	por otra causa?.....	5
poner atención o aprender cosas sencillas?.....	15		
¿Tiene alguna limitación mental?.....	16		
Entonces, ¿no tiene dificultad física o mental?	17		
	➔ PASE A 12		

Figura 1. Cuestionario Censo de Población y Vivienda INEGI 2010 para personas con discapacidad motriz [4].

De acuerdo con los resultados del censo en su cuestionario ampliado, 5 millones 739 mil personas en el territorio nacional declararon tener dificultad para realizar al menos una de las siete actividades evaluadas, cifra que representa 5.1% de la población total del país.

En el 2010, dentro del colectivo de personas con discapacidad, el segmento con dificultades para caminar o moverse es el más numeroso, ya que prácticamente 58 de cada 100 presentan tal limitación; lo que representa alrededor de 3.35 millones de mexicanos. Tal situación concuerda con lo que sucede en el resto del mundo, según un estudio realizado por la OMS en 70 países se encontró que las dificultades de movilidad son de las más reportadas. [3]

En la figura 2 se muestra la distribución de la población con discapacidad motriz (DM) por grupo quinquenal de edad y sexo.

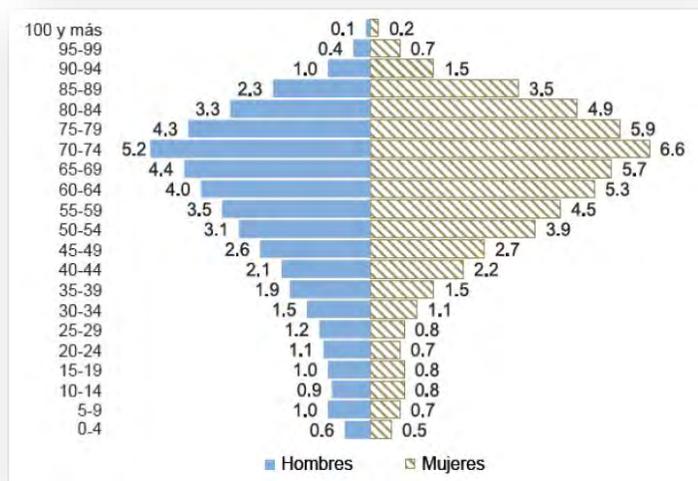


Figura 2. Distribución de la población con discapacidad motriz por grupo quinquenal de edad y sexo. [4]

Haciendo un análisis de los resultados del censo para las personas con DM se encontró lo siguiente:

- En México, las dificultades para desplazarse o moverse son más frecuentes entre las personas de 60 años y más;
- Le siguen los adultos (30 a 59 años);
- En jóvenes de 15 a 29 años y niños de 0 a 14 años la proporción disminuye conforme se reduce la edad.

Las distintas características económicas y sociodemográficas de las distintas regiones del país sugieren entornos disímiles para las personas con discapacidad. En este marco, la exploración de la distribución en el territorio nacional de las personas con dificultades para caminar o moverse constituye un primer acercamiento para determinar dónde se localizan las zonas con los mayores desafíos, así, se detecta a Michoacán como el quinto estado con mayor población con DM por cada 10 mil habitantes. La figura 3 muestra de manera detallada la distribución de personas por encima y debajo de la tasa media nacional [4].

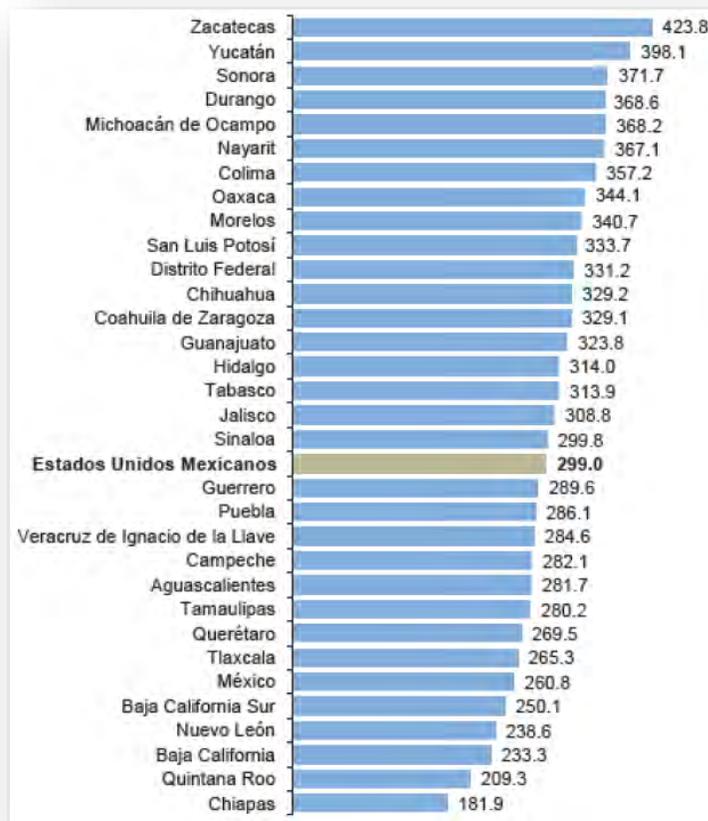


Figura 3. Distribución de personas con discapacidad motriz por cada 10 mil habitantes [4].

CAUSAS DE LA DISCAPACIDAD

Las causas de la discapacidad se relacionan con aspectos de orden biológico, económico y sociocultural, así como con las condiciones del entorno. El Censo 2010 identifica cuatro orígenes básicos (nacimiento, enfermedad, accidente y edad avanzada). La información acerca de los principales detonantes de discapacidad permite sustentar acciones encaminadas a lograr una mayor inclusión social de este segmento de la población y plantear estrategias de prevención o de contención del fenómeno [4]. La tabla 1 muestra la distribución por sexo.

Tabla 1. Causa de la discapacidad por sexo [4].

Causa de discapacidad	Total	Sexo	
		Hombres	Mujeres
Total	100.0	100.0	100.0
Nacimiento	6.7	7.8	5.9
Enfermedad	42.9	40.4	44.9
Accidente	18.7	23.8	14.5
Edad avanzada	25.5	22.2	28.2
Otra causa	4.7	4.2	5.1

EDUCACIÓN

La educación permite obtener conocimientos, habilidades y aptitudes para desenvolverse individual, familiar y socialmente. Además, la posición socioeconómica de un país está estrechamente vinculada con el nivel educativo que logra su población, razón por la cual la educación es considerada como el mejor instrumento para enfrentar las dificultades del desarrollo social [4]. En este marco, los resultados censales indican que asisten a la escuela 39 de cada 100 personas con dificultades para caminar o moverse en edad escolar [4].

Tabla 2. Distribución de asistencia a la escuela de personas con discapacidad motriz por sexo [4].

Grupo de edad	Total	Sexo	
		Hombres	Mujeres
Total	39.4	37.2	42.3
De 3 a 5 años	42.1	42.8	41.4
De 6 a 11 años	76.6	75.9	77.5
De 12 a 14 años	69.9	66.6	73.4
De 15 a 18 años	46.2	42.0	51.6
De 19 a 29 años	10.5	9.5	11.9

ESCOLARIDAD

El nivel de escolaridad corresponde al ciclo más alto de estudios alcanzado por la población de 3 años y más en los niveles del SEN o equivalentes. Con esta variable es posible realizar, entre otros indicadores, el cálculo del grado promedio de escolaridad de la población en su conjunto [1]. En la tabla 3 se muestra la distribución porcentual de la población de 15 años y más, por sexo según nivel de escolaridad.

Tabla 3. Grado máximo de escolaridad de personas con discapacidad motriz por sexo. [4].

Grupo de edad	Total	Sexo	
		Hombres	Mujeres
Total	100.0	100.0	100.0
Ninguno ¹	27.1	23.6	30.1
Nivel básico ²	60.3	62.5	58.6
Nivel medio superior ³	6.7	7.4	6.2
Nivel superior ⁴	5.0	5.8	4.2

Nota: No se presenta el no especificado para cada nivel de escolaridad: hombres (0.7%) y mujeres (0.9 por ciento).

¹ Incluye también preescolar.

² Incluye los estudios que comprenden la educación primaria y secundaria.

³ Incluye los estudios de preparatoria o bachillerato, carreras técnicas o comerciales con antecedente de secundaria, y normal básica.

⁴ Incluye los estudios de licenciatura, profesional, normal superior, técnico superior o tecnológico, maestría y doctorado.

PERCEPCIÓN ECONÓMICA

El siguiente indicador, permite examinar las condiciones de trabajo de las personas es el salario o ingreso por trabajo, calculado de forma mensual, de acuerdo con el Salario Mínimo Mensual (SMM) vigente al momento del levantamiento censal.

Tabla 4. Distribución de asistencia a la escuela de personas con discapacidad motriz por sexo [4].

Ingreso por trabajo	Total	Sexo	
		Hombres	Mujeres
Total	100.0	100.0	100.0
Hasta 1 SMM	20.0	13.9	30.8
Más de 1 a 2 SMM	24.8	24.1	26.2
Más de 2 a 3 SMM	15.6	17.9	11.6
Más de 3 a 5 SMM	11.1	12.6	8.3
Más de 5 a 10 SMM	5.0	5.4	4.3
Más de 10 SMM	1.8	2.1	1.4
No recibe ingreso	13.9	16.1	10.0

Muchos otros factores se pueden analizar en éste documento, sin embargo no es necesario abordar tantos para darse cuenta que la desigualdad de oportunidades debido a un problema de disfuncionalidad motora es muy grande [1]. Así, en esencia se redacta el siguiente documento como una propuesta seria para incorporar a personas con discapacidad motriz a la población económicamente activa del país.

CAPÍTULO 1. ANTECEDENTES

La tecnología de hoy se ha visto inmersa en casi todos los campos de trabajo, como el militar, la salud, el ocio, entre otros, siendo la medicina uno de los más beneficiados debido a que estas tendencias impulsan el desarrollo de herramientas especializadas que facilitan el trabajo del médico y la recuperación de los pacientes. Una de las herramientas que buscan mejorar la calidad de vida de las personas, son los exoesqueletos.

Un exoesqueleto es, básicamente, una estructura para ser usada sobre el cuerpo humano a manera de prenda de vestir, tal como lo describe el término inglés “wearable robots”, que sirve como apoyo y se usa para asistir los movimientos y/o aumentar las capacidades del cuerpo humano. Pueden ser estructuras pasivas o activas, es decir que contengan o no actuadores para el movimiento y por lo tanto necesiten o no un sistema de control asociado al accionamiento de dichos actuadores. La gran mayoría de los exoesqueletos, se adapta al cuerpo con sistemas inteligentes de procesamiento de información para la toma de decisiones, son controlados por medio de microprocesadores que activan motores o actuadores. El diseño de estos mecanismos, se concibe con la ayuda de distintas disciplinas como la medicina, la electrónica y la mecánica [5].

Si se hace una búsqueda rápida en libros, artículos o páginas web acerca de los exoesqueletos en el mundo, queda claro que la gran mayoría de estas estructuras es diseñada para las extremidades inferiores, pues son estas las más vulnerables a lesiones y es ahí donde se concentra la mayor parte del peso humano [3]. Las extremidades inferiores, nos permiten el desplazamiento y son la base de la independencia de una persona; por eso la gran importancia de los desarrollos que basan sus esfuerzos en la asistencia y la rehabilitación de las personas que han sufrido algún accidente o que presentan alguna patología que afecte su movimiento.

El primer exoesqueleto fue patentado en 1890 por el inventor Ruso Nicholas Ferdinandova Yagn. Su exoesqueleto llevaba por nombre inzhener-mehanik y fue diseñado para facilitar la marcha, correr y saltar (véase figura 4). Utilizaba bolsas de aire comprimido para almacenar la energía y la liberaba en el momento

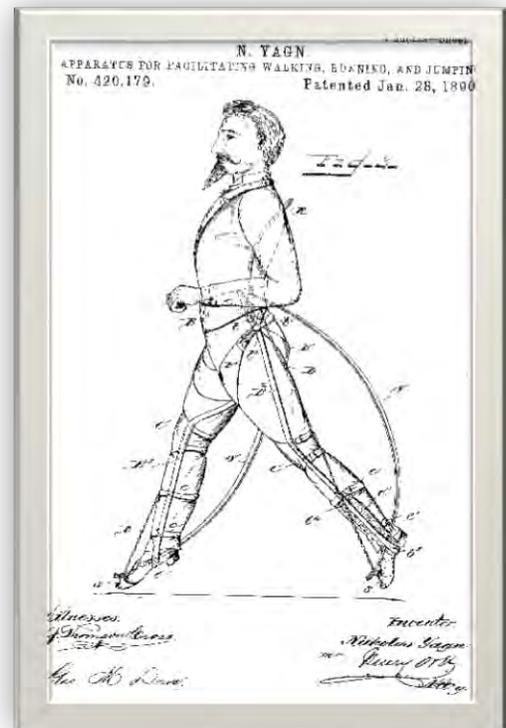


Figura 4. Copia de la primera patente de exoesqueleto inzhener-mehanik [6].

indicado para reducir el gasto energético aportado por el usuario. Incluso entonces, el genio ruso previó el potencial poder de estos dispositivos [6].

Una de las apariciones más importantes de un exoesqueleto robótico para miembros inferiores se dio durante la inauguración del Mundial de futbol en Brasil 2014, donde una persona con paraplejia dio la patada inicial frente a unos 70.000 espectadores y una audiencia global de miles de millones dando así paso a la primera demostración pública de un exoesqueleto controlado por señales neuronales.

El primer exoesqueleto robótico tuvo origen en los Estados Unidos y fue desarrollado por la empresa General Electric en conjunto con la milicia de ese país en la década de los 60's. El traje tenía por nombre Hardiman y tenía la capacidad de levantar alrededor de 250 lb (110 kg) con la sensación de estar levantando únicamente 10 lb (4.5 kg). Trabajaba con actuadores hidráulicos activadas con válvulas electromecánicas, sin embargo aunque era tecnología avanzada para su época tenía una velocidad máxima de 2.5 ft/s y un peso de 1500 lb, es decir, no tenía la capacidad de siquiera levantarse a sí mismo en caso de caer [6].

Con el avance de la tecnología, los exoesqueletos enfocados a la rehabilitación se abrieron paso con diseños más ergonómicos que permitían colocar los eslabones articulados en las articulaciones del usuario, reduciendo su peso y por ende aumentando su eficiencia energética.

El rango de aplicación ha ido aumentando exponencialmente, hoy en día es posible encontrar exoesqueletos robóticos en aplicaciones de telemanipulación, cirugía, militar, control neuromotor, aumento de capacidad de carga y rehabilitación [7][8].

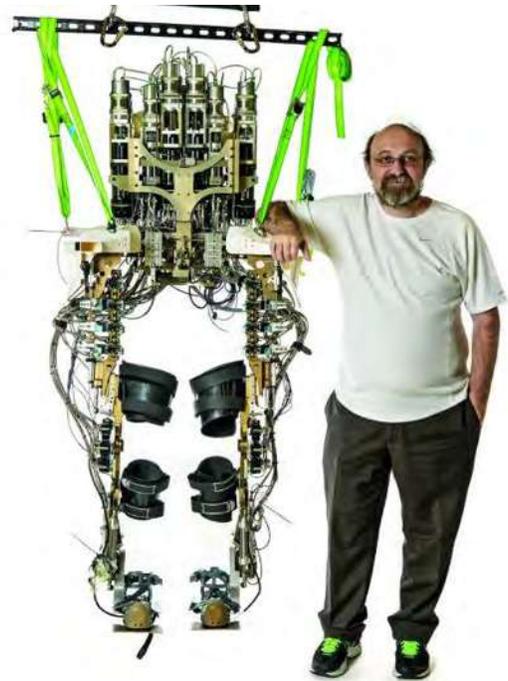


Figura 5. Exoesqueleto robótico del Dr. Nicolelis, foto cortesía de Diego Rousseaux.



Figura 6. Exoesqueleto Hardiman, cortesía G.E.

Hoy en día, existen numerosos artículos científicos relacionados al diseño y desarrollo de los exoesqueletos robóticos con aplicaciones a la rehabilitación, sin embargo, existen 3 modelos que destacan sobre los demás debido a su grado de avance que lo ha llevado a su rápida o inminente comercialización: Indego®, Ekso™ y ReWalk™.



Figura 7. Algunos exoesqueletos para rehabilitación móvil: a) INDEGO® (Imagen cortesía de Parker Hannifin™ b) Ekso™ (Imagen cortesía de Ekso Bionics™) y c) ReWalk™ (Imagen cortesía de ReWalk Robotics™).

Indego® es un exoesqueleto robótico desarrollado en 2010 en el Centro para la Inteligencia Mecatrónica de la Universidad de Vanderbilt, en los Estados Unidos. Se identifica por su simpleza y funcionalidad con solo 12 kg de peso y capacidad de levantar a un paciente de hasta 91 kg. Su principal característica, con respecto al resto de los de su tipo, es que el exoesqueleto cuenta con todos sus motores en los eslabones de los muslos, aunque esto ahorra espacio, dificulta el ajuste del robot para pacientes de distintas alturas, además, la caja de baterías se posiciona justo por detrás de la cadera, y no en una mochila. A través de un convenio con uno de los líderes en el ámbito de tecnologías de control y movimiento, la empresa norteamericana *Parker Hannifin™*, se espera que salga al mercado a finales de 2015 y su costo ronde los 140,000 USD [7].

En 2010 Berkeley Bionics dio a conocer eLEGS, nombre resultado del acrónimo *exoskeleton Lower Extremity Gait System*, (o Sistema Exoesqueleto de Marcha para Extremidad Inferior). eLEGS es otro sistema de exoesqueleto, con la característica de ser accionado hidráulicamente. Al igual que sus homólogos, permite a los parapléjicos a ponerse de pie desde una posición sentada, mantenerse de pie durante un período prolongado de tiempo,

sentarse y caminar con ayuda de muletas o un andador. Utiliza sensores de fuerza para detectar la intención de movimiento del usuario, y procesa esta información para traducirla en una rutina de acción [8].

En 2011 eLEGS pasó a llamarse Ekso™. Este exoesqueleto pesa alrededor de 20 kg, tiene una velocidad máxima de 3.2 km/h y la duración de sus baterías alcanza las 6 horas. La capacidad de carga del paciente llega a los 100 kg de peso, y permite medidas del usuario que van desde 1.57 a 1.93 metros de altura. Su costo ronda los 100,000 USD y se encuentra a la venta en varios países del mundo desde el año 2013 [8].

Por último pero no menos importante se encuentra el exoesqueleto ReWalk™. Desarrollado en Yokneam, Israel, el ReWalk™ es el exoesqueleto más popular en su tipo, su precio va desde los 69,500 a los 85,000 USD y puede adquirirse en la página web del fabricante, o directamente en algún centro de distribución de los 14 países donde tiene presencia.

En mayo de 2012, la británica con paraplejía Claire Lomas, utilizó el ReWalk™ para completar un maratón convirtiéndose así en la primera persona en hacerlo con ayuda de un traje biónico. En conjunto con terapeutas, ingenieros y médicos del equipo *Spinal Research*, Claire pudo completar la prueba en 17 días. Posteriormente, Lomas se convirtió en la primera persona en llevar a casa un exoesqueleto para asistir las tareas de cada día [9].



Figura 8. Claire Lomas completando el maratón de Londres en 2012. Foto cortesía de ReWalk™.

CAPÍTULO 2. DISEÑO DE UN EXOESQUELETO ROBÓTICO PARA MIEMBROS INFERIORES CON APLICACIONES BIOMÉDICAS

PROCESO PARTICULAR DE DISEÑO

El diseño se define como el proceso previo de configuración mental, "pre-figuración", en la búsqueda de una solución en cualquier campo. Utilizado habitualmente en un contexto específico.

Diseñar es imaginar y especificar cosas que no existen, casi siempre para traerlas al mundo. Las cosas pueden ser tangibles como máquinas, edificios o puentes, o bien intangibles como procedimientos, planes o procesos. Virtualmente toda actividad profesional conlleva una pequeña o gran dosis de diseño.

El diseño se considera como un arte y no como una ciencia. Una ciencia se rige por leyes, las que en ocasiones pueden ser escritas de forma matemática. Nos dice cómo deben ser las cosas, qué restricciones han de ser satisfechas. Una obra de arte responde a reglas empíricas heurísticas e intuición para buscar cosas nuevas que satisfagan ciertas metas y, al mismo tiempo superen las restricciones de la realidad.

Para el desarrollo de este trabajo se propuso un diseño con atención en 5 áreas que se considera clave: La antropometría, biomecánica, electrónica, mecánica y control. A pesar de que cada una de estas áreas pueden entrar en otra área (por ejemplo la biomecánica en la mecánica o el control como parte de la electrónica), se consideró pertinente dividirlo como se mencionó para atender de manera secuencial y específica cada sub-área.

Tabla 5. Áreas y sub-áreas en el proceso particular de diseño.

DISCIPLINA (i)	Componente (j)
1. Antropometría	1. Longitud de eslabones
	2. Centros de masa de cada segmento
	3. Ergonomía
2. Biomecánica	1. Levantamiento y sentado
	2. Marcha
3. Electrónica	1. Motores
	2. Batería
	3. Electrónica de potencia
	4. Selección del procesador
4. Mecánica	1. Transmisión
	2. Ejes
	3. Estructura
5. Control	1. Levante
	2. Marcha
	3. Sentarse
	4. Caída
	5. Ejercicios de rehabilitación

Con la finalidad de tener de manera ordenada cada etapa de diseño, y garantizar la revisión de expertos en cada uno de las áreas durante el desarrollo del proyecto, se elaboró una metodología particular de diseño para este proyecto tomando en cuenta todos los aspectos importantes del mismo. En la siguiente figura se muestra el diagrama de flujo del proceso.

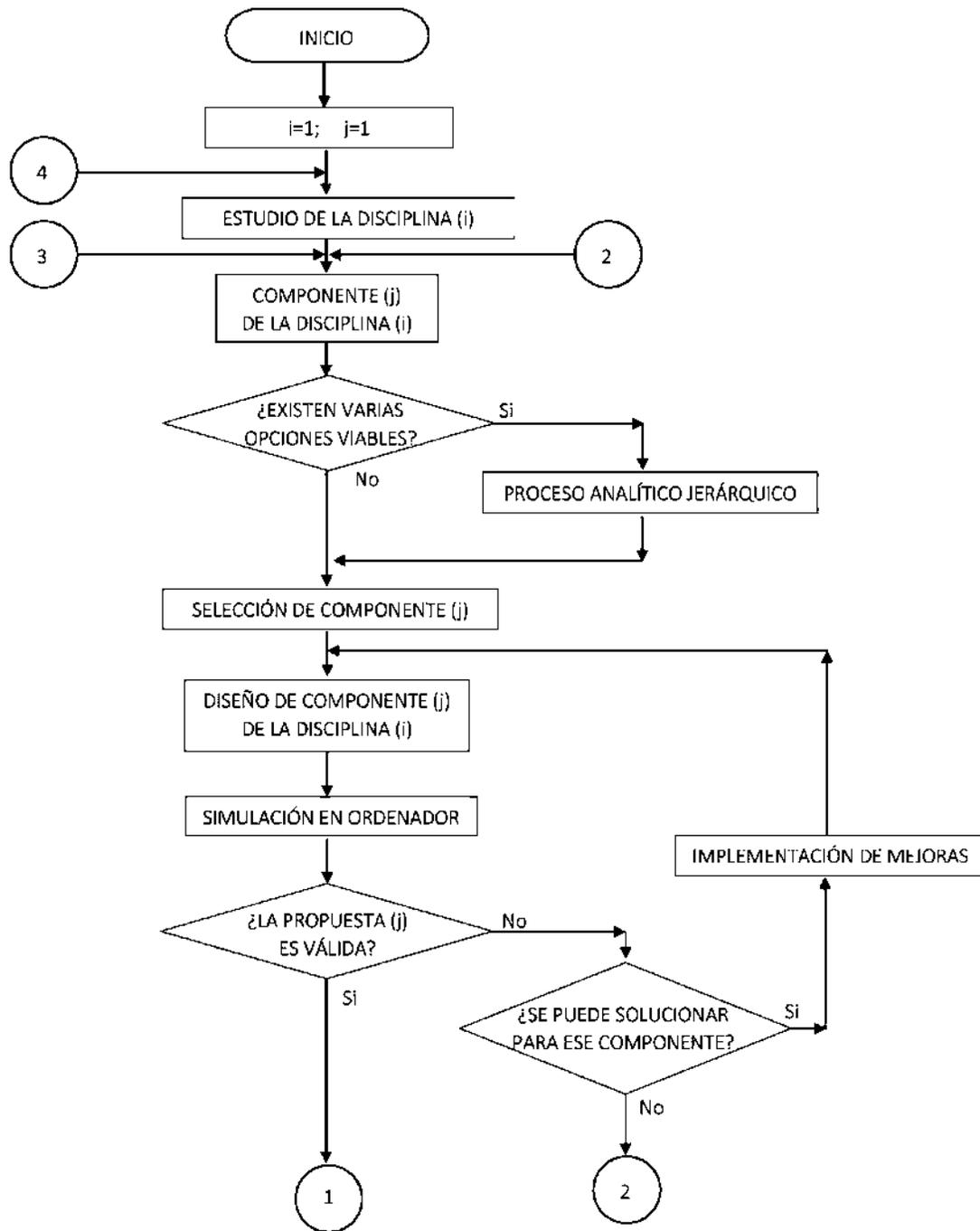


Figura 9. Diagrama de Flujo del proceso particular de diseño.

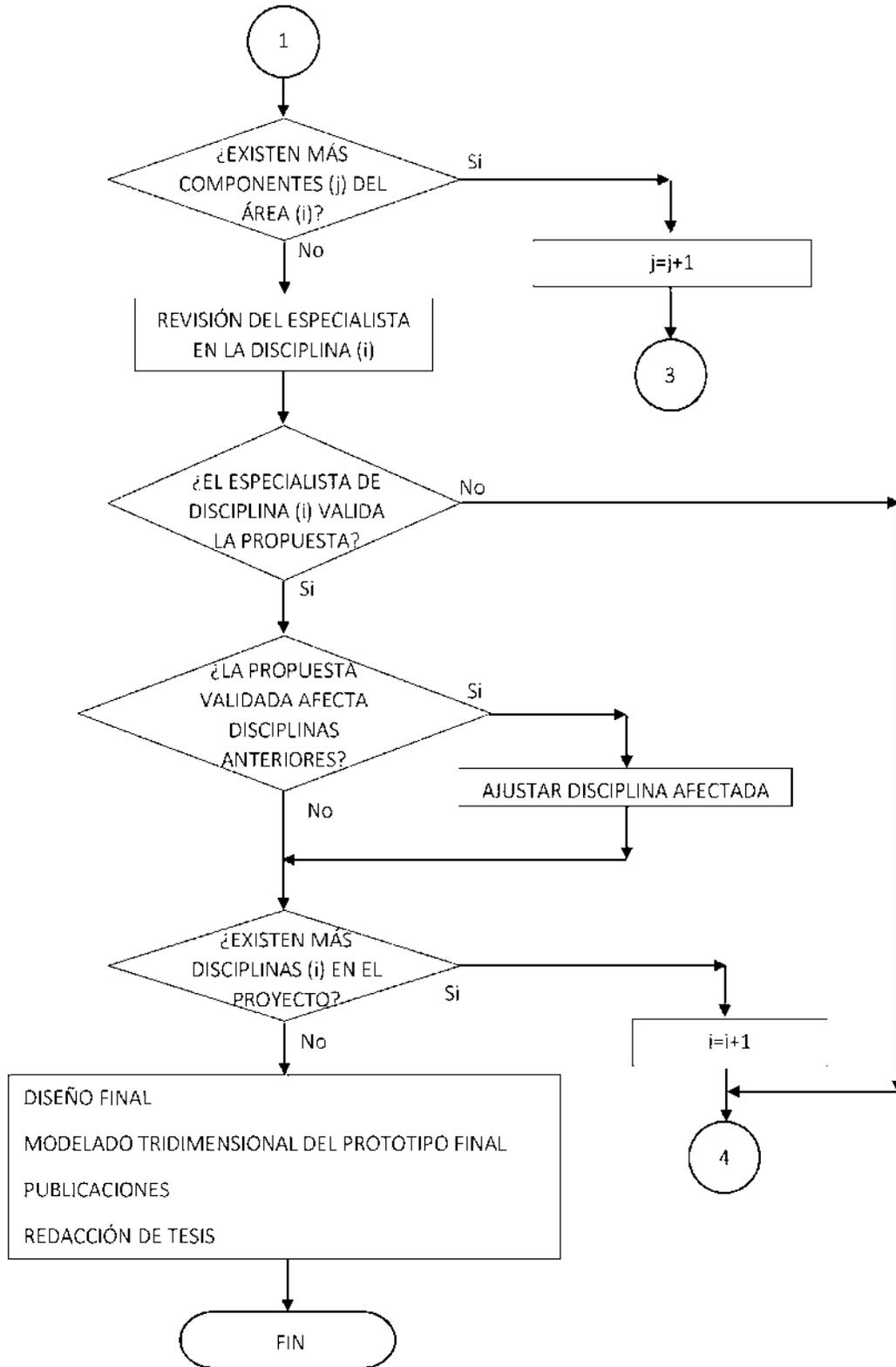


Figura 10. . Diagrama de Flujo del proceso particular de diseño (continuación).

ANTROPOMETRÍA

LONGITUD DE LOS ESLABONES

Es imposible desarrollar un exoesqueleto que ajuste y calce a la medida de todo usuario, sin embargo, existen mecanismos que ayudan al diseñador a acoplar más fácilmente un mecanismo en torno al cuerpo humano.

Al estudio de las medidas del cuerpo humano se le llama antropometría. El estudio más antiguo acerca de las proporciones del antropomórficas se encontró en una tumba de las pirámides de Menfis, unos 3000 años antes de Cristo. En el siglo I a.C., Vitruvio, que vivió en Roma, se interesó por las proporciones del cuerpo y sus implicaciones metrológicas. En la Edad Media, el monje Dionisio describió que el cuerpo humano mide nueve cabezas de altura. Cennino Cennini, italiano del siglo XV, describió la altura del hombre como igual a su anchura con los brazos extendidos; y en el Renacimiento, Leonardo Da Vinci concibió su famoso dibujo de la figura humana basada en el hombre de Vitruvio de 16 siglos atrás.

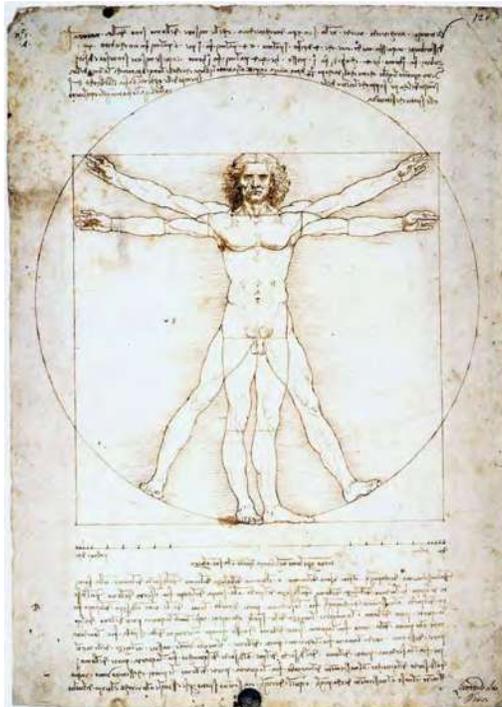


Figura 11. Hombre de Vitruvio de DaVinci.

Hoy en día, el modelo más utilizado en la bibliografía para el diseño ergonómico es la figura antropométrica. Se trata de una silueta con forma humana que ilustra las medidas de los puntos articulados en función de la altura, por ejemplo, supóngase que la altura de una persona es de 1.70 metros, sabiendo que la longitud de la mano (medida desde el punto donde gira la muñeca hasta la punta del dedo medio) es 0.108 veces la altura del cuerpo, se tiene que la longitud teórica de la mano se obtiene multiplicando 1.7 veces 0.108, resultando 18.36 centímetros de longitud teórica. Algunas funciones antropométricas se representan en la Figura 12.

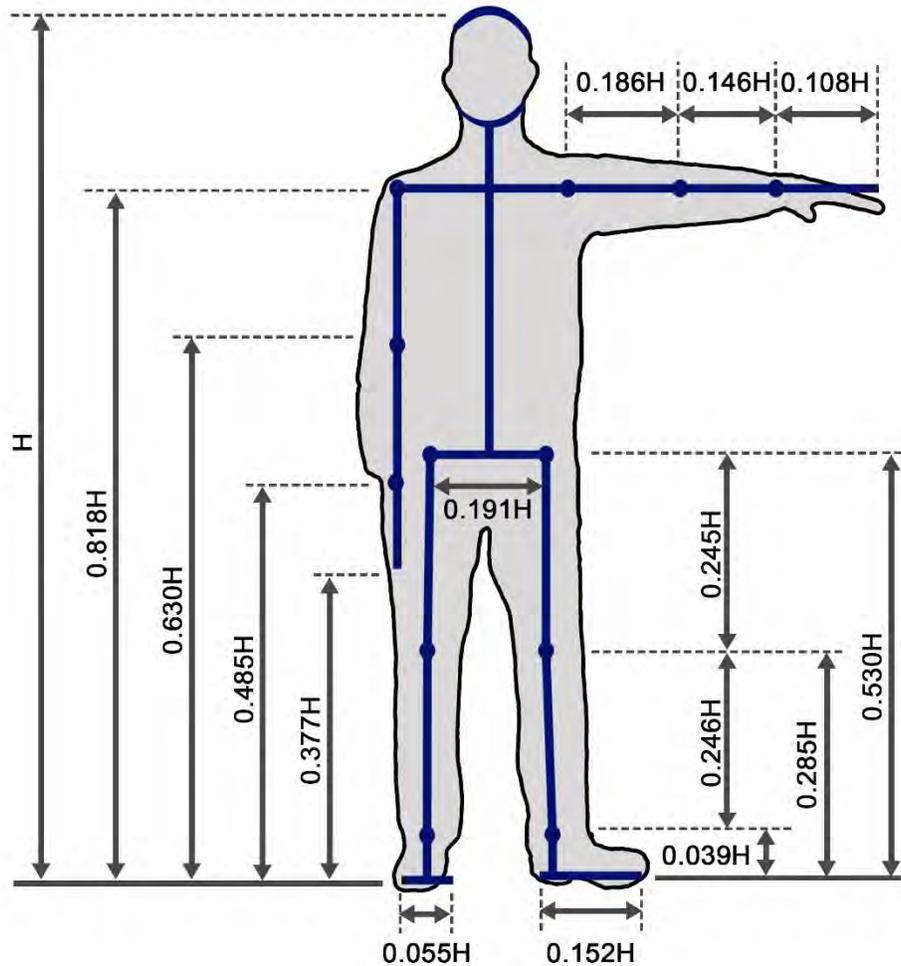


Figura 12. Dimensiones antropométricas de un adulto en función de la altura H [10].

Las tablas antropométricas dan las medidas generales del ser humano en función de la altura H , sin embargo, a pesar de que las medidas antropométrica se ajustan al ser humano en general, la altura humana varía según la raza, edad, sexo, patologías, y otra serie de factores que nos obligan a ajustar las dimensiones de diseño acorde al mexicano promedio.

La Cámara Nacional de la Industria del Vestido (CANAIIVE), desarrolló durante los años 2010 y 2011 un estudio titulado “¿Cuánto mide México? El tamaño sí importa” con el objetivo de conocer y analizar las dimensiones antropométricas promedio de la población mexicana. Dicho estudio se basó en una muestra validada por el Instituto Nacional de Geografía e Informática en cuatro zonas geográficas del país. Con datos de 17 mil 364 personas mayores de 18 años, la CANAIIVE encontró que el hombre mexicano promedio pesa 74.8 kg y mide 1.64 m, mientras que las mujeres 1.58 m de altura y 68.7 kg de peso.

Existen mecanismos para saber si una persona está en su peso óptimo. Antes existía una fórmula muy sencilla para calcular el peso normal de una persona, la llamada fórmula de Broca: la altura en

centímetros menos 100 daba el peso normal en kilos. Hoy se prefiere recurrir al Índice de Masa Corporal (IMC) para calcular el peso saludable y el sobrepeso.

El IMC detalla la relación entre el peso y la estatura de una persona y ofrece una horquilla de peso recomendado. Se obtiene al dividir el peso entre la estatura al cuadrado. Matemáticamente esto se expresa en la ecuación 2.1.

$$IMC = \frac{masa}{altura^2} \quad \text{Ec. (2.1)}$$

La clasificación de las personas según su IMC se muestra en la tabla 6:

Tabla 6. Clasificación del peso de las personas según su Índice de Masa Corporal.

<i>Menos de 20</i>	Pero por debajo de lo normal
<i>Entre 20 y 25</i>	Peso normal o ideal
<i>Entre 25 y 30</i>	Sobrepeso
<i>A partir de 30</i>	Obesidad

Para el caso de los mexicanos y con los datos obtenidos de la CANAIVE, el índice de masa corporal en la muestra es de 27.81 en hombres y 27.51 en mujeres.

Revisando la tabla 6, el promedio de los mexicanos en edad adulta tiene sobrepeso, sufra congruente con las publicadas por la Secretaría de Salud. Con esta consideración, se elige un índice de masa corporal para el sobrepeso de 28, valor correspondiente a la cifra inmediato superior por redondeo para efectos de diseño.

La altura de trabajo propuesta se obtuvo promediando los valores de estaturas para hombres y mujeres, obteniendo un valor de diseño de 1.61 m.

Cuando un diseño está destinado a un grupo de personas, es necesario aplicar ciertos criterios de ajuste, esto porque cada operario ajusta el objeto a su medida, a sus necesidades, aunque también encarece un producto final por sus mecanismos de ajuste. El objetivo es en este caso decidir los límites de los intervalos de cada dimensión que se quiera hacer ajustable.

La situación es más compleja si la población es muy numerosa y se carece de información antropométrica, pues es imposible, económica y prácticamente, medir a todos los individuos que la componen. Sin embargo, se hará el análisis con los datos antropométricos fiables de la población resultados del estudio de CANAIVE.

En primer lugar hay que decir que para los efectos del estudio antropométrico se puede considerar que las dimensiones del cuerpo humano de una población numerosa adoptan una distribución aproximadamente normal, esto es que ajustan sus medidas a las tablas antropométricas en función de su altura, y que sus resultados son los suficientemente precisos para el diseño del prototipo final.

En la figura 2.13 se muestra la distribución de las estaturas de una población hipotética, con las estaturas para los percentiles: 0,5; 2,5; 5; 95; 97,5; y 99,5 de mujeres y hombres.

Sin embargo, si somos un poco exigentes, esta normalidad es muy discutible, pues cuando se mezclan poblaciones con características muy distantes, como por ejemplo, estaturas de niños con adultos, o fuerzas de mujeres con hombres, las curvas de distribución normal se deforman, y pueden aparecer curvas con dos domos máximos, o con un domo no normal, o desplazado a la izquierda o a la derecha, etcétera. [10]

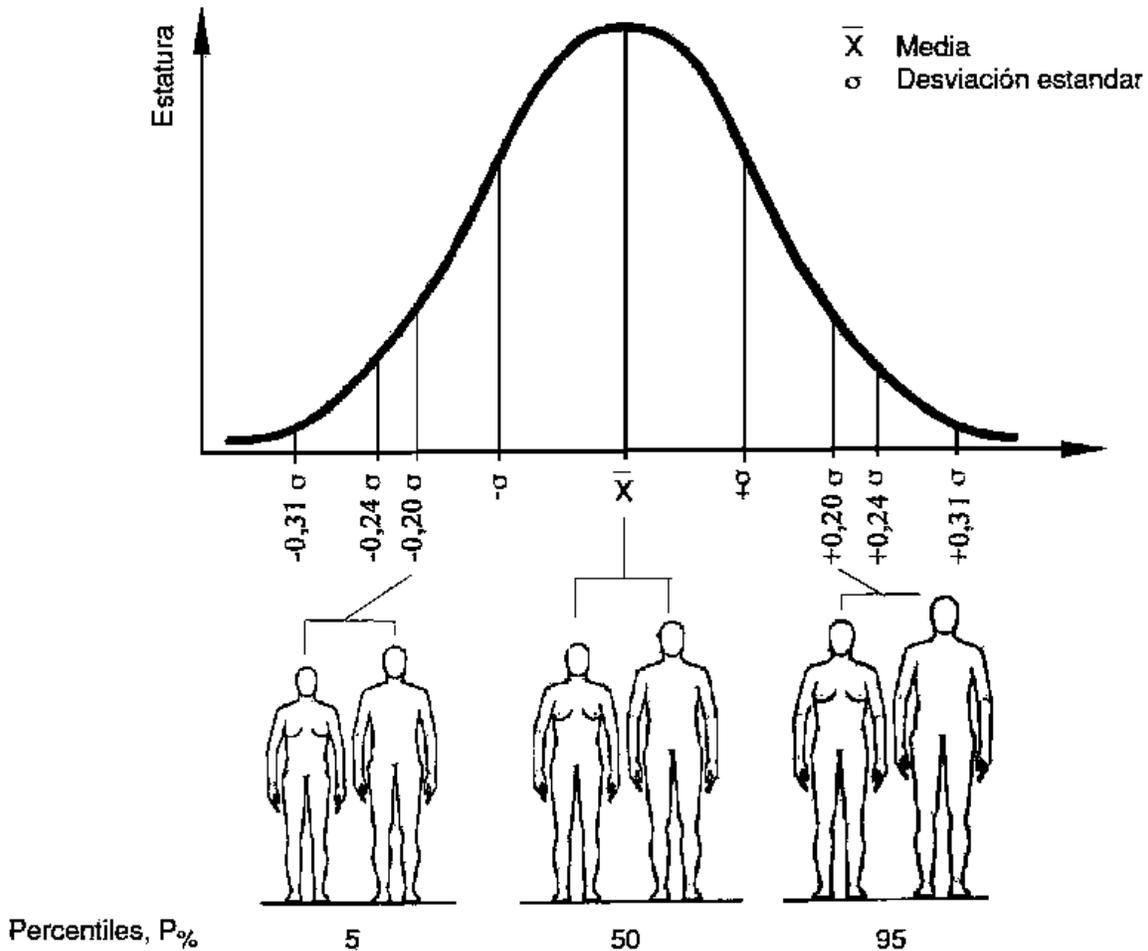


Figura 13. Distribución de las estaturas de una población hipotética, con las estaturas para los percentiles: 0,5; 2,5; 5; 95; 97,5; y 99,5 de mujeres y hombres [10].

Como se aprecia en la figura 13, una desviación estándar de 0.20 ajustaría de manera teórica al 95% de la población, así, las alturas de trabajo para los pacientes del prototipo de exoesqueleto variarían desde 1.41 hasta 1.81 metros.

Con los valores de diseño seleccionados se buscan las medidas máximas y mínimas de las distancias del fémur, tibia, tobillo, cadera, y de los segmentos de interés para el diseño del exoesqueleto, así

mismo se cuantifica la carrera mecánica que sigue cada segmento para indicar el ajuste necesario al momento de diseñar.

Tabla 7. Longitud de los segmentos articulados de interés para el diseño del exoesqueleto. Segmento Máximo.

Segmento	Máximo (mm)	Mínimo (mm)	Carrera
<i>Altura</i>	1810	1410	400
<i>Fémur</i>	457.93	356.73	102.2
<i>Tibia</i>	447.07	348.27	98.8
<i>Cadera</i>	345.71	269.31	76.4
<i>Planta</i>	275.12	214.32	60.8
<i>Tobillo</i>	70.59	54.99	15.6
<i>Tibia+tobillo</i>	517.66	403.26	114.4
<i>Pierna</i>	975.59	759.99	215.6

CENTROS DE MASA DE CADA SEGMENTO

En la mayoría de las investigaciones referentes a las localizaciones de los centros de masa de extremidades y tronco se ha citado el trabajo de Braune y Fischer (1889), pero los estudios más recientes realizados por Dempster (1955) y Clauser y colaboradores (1969) proporcionan datos más comprensivos.

En la investigación del Dr. W.T. Dempster se seleccionaron ocho cadáveres masculinos de constitución media entre 52 y 83 años para desmembrarlos (siete fueron embalsamados). Las alturas en decúbito supino, fueron de 155.3 a 186.6 cm, y los pesos fueron de 49.5 a 72.3 kg. Una vez tomadas las mediciones antropométricas iniciales, se congelaron las caderas y los hombros de los cadáveres en posición semiflexionada, después se separaron los miembros y cabeza del tronco y se pesaron sobre una placa de equilibrio para encontrar el centro de masa.

Basados valores del experimento anterior se encontraron las distancias proximal y distal de los centros de masa de cada segmento, así como su peso teórico con los resultados del IMC calculado anteriormente.

Los resultados por segmento se escriben a continuación:

Tabla 8. Masa de los segmentos de interés para el diseño del robot en función de la masa del usuario (M), y ubicación del centro de masa en longitud proximal y distal.

Segmento	Masa del segmento/masa total del cuerpo	Centro de masa / longitud del segmento	
		Proximal	Distal
Brazo	0.050 M	0.530	0.470
Muslo	0.100 M	0.433	0.567
Pantorrilla y pie	0.061 M	0.606	0.394
Pierna	0.161 M	0.447	0.553
Cabeza y cuello	0.081 M	1	-
Tronco	0.497 M	0.500	0.500
Tronco y cuello	0.578 M	0.660	0.330

ERGONOMÍA

El término ergonomía proviene de las palabras griegas *ergon* (trabajo) y *nomos* (ley o norma). Existen muchas definiciones para abordar la palabra, sin embargo al autor de este proyecto le parece adecuada utilizar la definición según Pheasant en 1988, para quien la ergonomía es la aplicación científica que relaciona a los seres humanos con los problemas del proyecto tratando de “acomodar una máquina de trabajo al usuario” [10].

Como se puede apreciar, el acomodo de una máquina a una persona no es dependiente de las medidas antropométricas mostradas en la figura 6, sin embargo, hay varias concordancias entre individuos para la sujeción de partes articuladas, como por ejemplo la circunferencia abdominal en personas de índice de masa corporal igual es bastante similar.

Careciendo de permisos para hacer las pruebas en usuarios con disfuncionalidad motora, se hizo uso de imágenes médicas de una paciente anónima derechohabiente del Hospital General Regional del Instituto Mexicano del Seguro Social, en Charo Michoacán. La paciente tiene 26 años de edad y una altura de 1.60 m. Las imágenes médicas constaron de 878 cortes en un tomógrafo axial computarizado desde pocos centímetros por encima del ombligo hasta el área genital.

A través del software un software para interpretación de imágenes médicas, se procesaron los cortes y se generó la imagen tridimensional de la paciente resultando como se muestra a continuación:

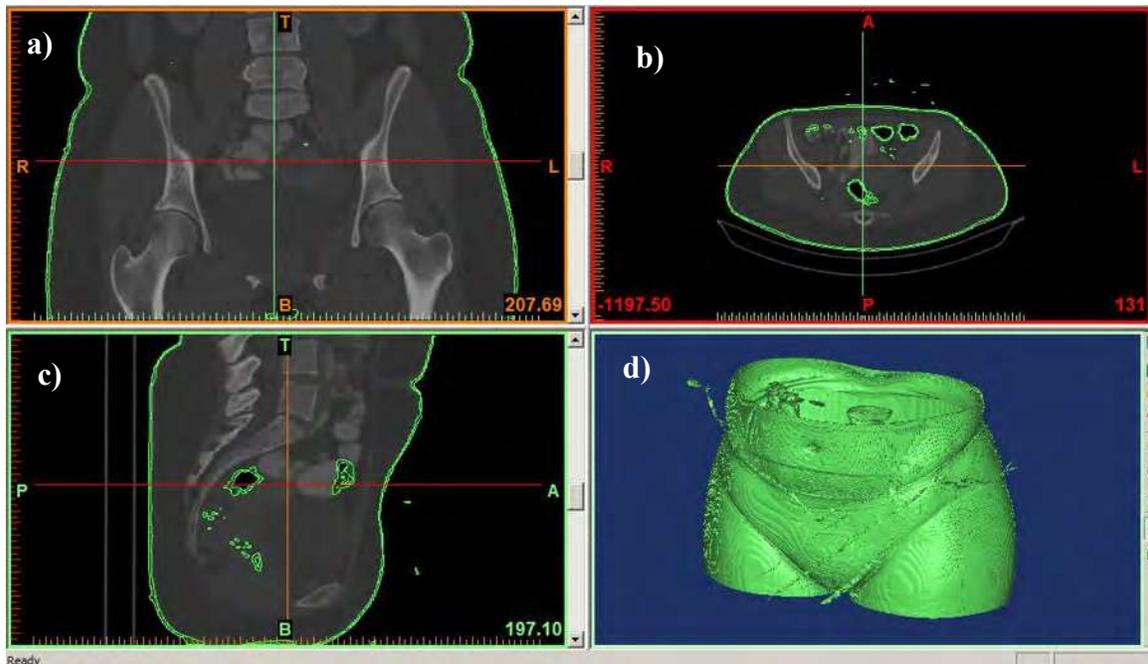


Figura 14. Imágenes médicas de paciente en los tres planos y modelo tridimensional generado. a) Vista frontal, b) vista transversal, c) vista sagital, y d) modelo tridimensional isométrico

Conjugando las imágenes médicas de la tomografía y las figuras antropométricas de la figura 14, se desarrolló un modelo virtual de un usuario. Dicho modelo tridimensional es antropométricamente perfecto y está configurado para las estaturas de diseño calculadas. Cuenta con los grados de libertad en rodilla y cadera necesarios para probar la marcha. Su uso se convierte en indispensable para la revisión del binomio hombre-máquina debido a la falta de pruebas físicas, y los resultados que se obtengan con su uso se consideran correctos.

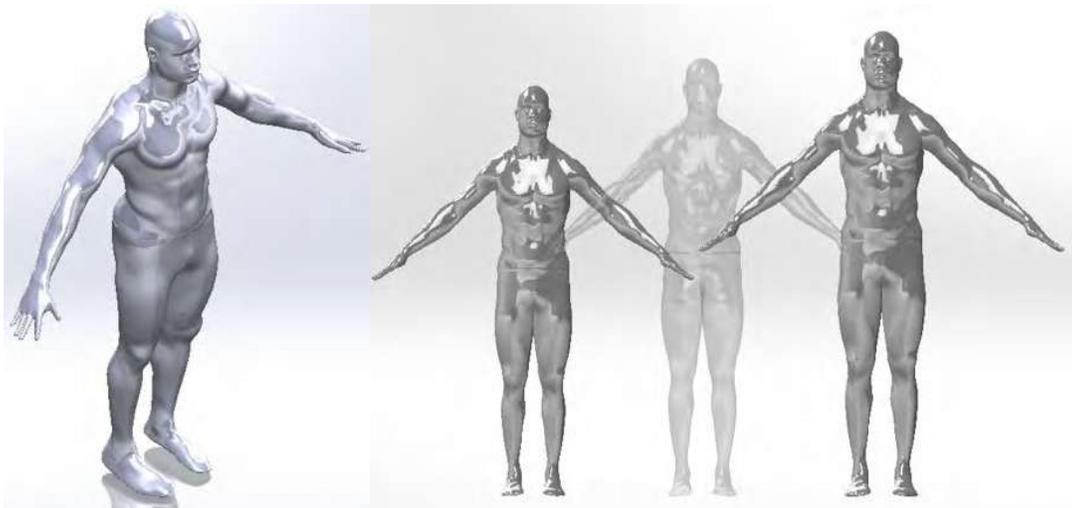


Figura 15. Usuario virtual para pruebas ergonómicas generado con imágenes médicas y tablas antropométricas.

BIOMECÁNICA

ANÁLISIS DE LEVANTAMIENTO Y SENTADO

Todas las posiciones de los eslabones articulados del robot durante cualquier ejecución son de interés para el desarrollo de esta tesis, pero resulta particularmente importante la posición de levantamiento del usuario. Para una persona que se va a poner de pie, el torque máximo se da en el momento exacto en que empieza a levantarse. Haciendo una revisión bibliográfica de distintos dispositivos para la asistencia de levante de personas con discapacidad en piernas, se encontró que en la mayoría de los casos el levantamiento del paciente desde una posición sentada es con la espalda perpendicular al suelo, y sin poner los pies por debajo del asiento.

Para analizar el levante del usuario partimos de dos suposiciones:

1. El usuario no tiene pérdida de masa muscular en ningún miembro y son válidos los valores de masa para cada segmento representados en la tabla 8.
2. El usuario tiene un control total de movilidad en el hombro y ejerce una fuerza vertical igual a dos veces el peso de sus brazos para apoyar el levantamiento.

Construyendo un diagrama de cuerpo libre (DCL) del usuario sentado en el plano sagital, en el instante exacto donde se comienza a levantar en la posición mencionada, se dibuja un diagrama de cuerpo libre como se muestra a continuación:

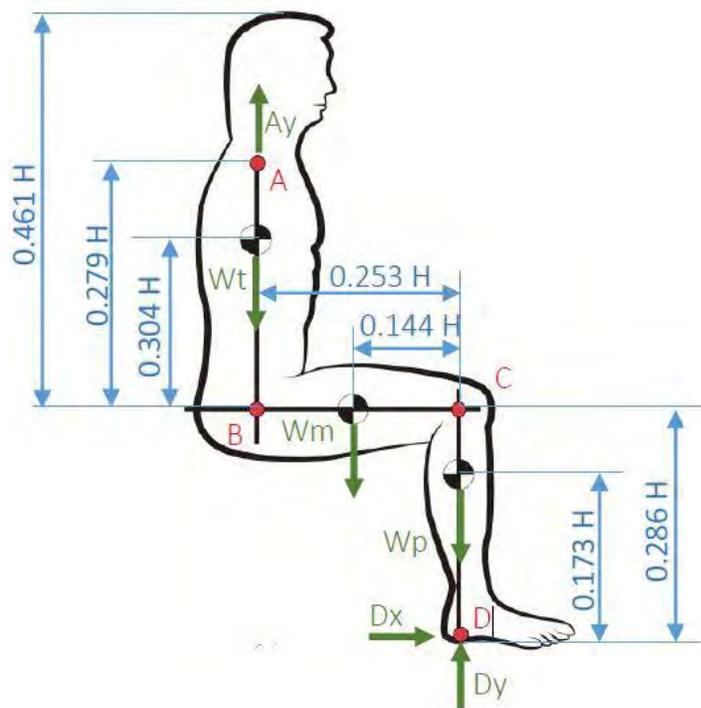


Figura 16. DCL del usuario en el plano sagital al momento del levante con espalda perpendicular al suelo.

Los puntos A, B, C y D representan los puntos donde se articula el hombro, cadera, y rodilla, así como el punto de contacto con el suelo. Los Vectores en color verde son las fuerzas ejercidas por el peso de los segmentos, la reacción del suelo en el talón, y la carga vertical que se ejerce según la suposición 2. Los centros de masa están representados por definición. Y por último las cotas en azul representan las dimensiones antropométricas y la ubicación del centro de masa proximal o distal para cada caso.

Para resolver el DCL de la figura 16, es necesario calcular el peso de cada segmento del cuerpo para los valores extremos más grandes del diseño, en este caso, la altura de 1.81 metros. Haciendo uso de la ecuación 2.1 se calculan la masa del usuario y los pesos de cada segmento de interés resultando como se muestra a continuación:

El Peso de los componentes se calcula con los valores de las tablas 7 y 8 como sigue:

$$masa = IMC * altura^2 \quad \text{Ec. (2.2)}$$

$$masa = 28 * 1.81^2$$

$$masa = \mathbf{91.73 \text{ kg}}$$

$$W_{tronco} = (0.578)(91.73 \text{ kg})(9.81 \text{ m/s}^2) \quad \text{Ec. (2.3)}$$

$$W_{tronco} = \mathbf{520.12 \text{ N}}$$

$$W_{muslo} = (2)(0.1)(91.73 \text{ kg})(9.81 \text{ m/s}^2) \quad \text{Ec. (2.4)}$$

$$W_{muslo} = \mathbf{179.97 \text{ N}}$$

$$W_{pie} = (2)(0.061)(91.73 \text{ kg})(9.81 \text{ m/s}^2) \quad \text{Ec. (2.5)}$$

$$W_{pie} = \mathbf{109.78 \text{ N}}$$

Las fuerzas externas se calculan como sigue:

$$A_y = (0.2)(91.73 \text{ Kg})(9.81 \text{ m/s}^2) \quad \text{Ec. (2.6)}$$

$$A_y = \mathbf{179.97 \text{ N}}$$

$$D_y = W_{tronco} + W_{muslo} + W_{pie} - A_y \quad \text{Ec (2.7)}$$

$$D_y = 520.12 \text{ N} + 179.97 \text{ N} + 109.78 \text{ N} - 179.78 \text{ N}$$

$$D_y = \mathbf{620.9 \text{ N}}$$

Con esto, se calcula la sumatoria de momentos en los puntos B y C como sigue:

$$\sum M_C = W_{tronco} * 0.253H + W_{muslo} * 0.144H - A_y * 0.253H \quad \text{Ec. (2.8)}$$

$$\sum M_C = \mathbf{202.22 \text{ N} * m}$$

$$\sum M_B = -W_{muslo} * (0.253H - 0.144H) - W_{pie} * 0.253H + D_y * 0.253H \quad \text{Ec. (2.9)}$$

$$\sum M_B = 202.5 \text{ N} * \text{m}$$

Resolviendo las ecuaciones de equilibrio para una estatura máxima de 1.81 m, y un índice de masa corporal de 28, obtenemos una fuerza en el punto B y C de 202.5 N*m y 202.22 N*m respectivamente, es decir, se requiere un torque mínimo de 101.25 N*m por cada articulación para que el usuario pueda levantarse en esa posición.

Por otro lado, ajustando los ángulos iniciales de la cadera y rodilla es posible reducir el momento par en las articulaciones B y C. Se implementan dos suposiciones adicionales:

3. El centro de masa del tronco, cabeza y cuello se ubica a la mitad de distancia de la articulación del muslo.
4. El punto de apoyo del talón se ubica justo por debajo del centro de masa del tronco, cabeza y cuello.

Siendo así, se construye el siguiente diagrama de cuerpo libre:

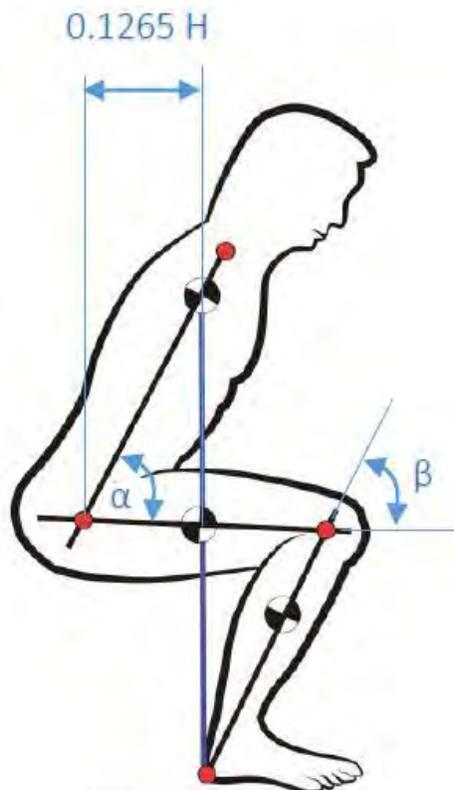


Figura 17. DCL del usuario en el plano sagital al momento del levante con ajuste de posición.

Se calcula nuevamente la sumatoria de momentos en los puntos B y C como sigue:

$$\sum M_C = -D_y \left(\frac{\overline{BC}}{2} \right) + W_{pie} \left(\frac{\overline{CC'} * \overline{BC}}{2\overline{DC}} \right) + W_{muslo} \overline{B'C} + W_{tronco} \left(\frac{\overline{BC}}{2} \right) - A_y \left(\frac{\overline{AB} * \overline{BC}}{2\overline{A'B}} \right) \quad \text{Ec. (2.10)}$$

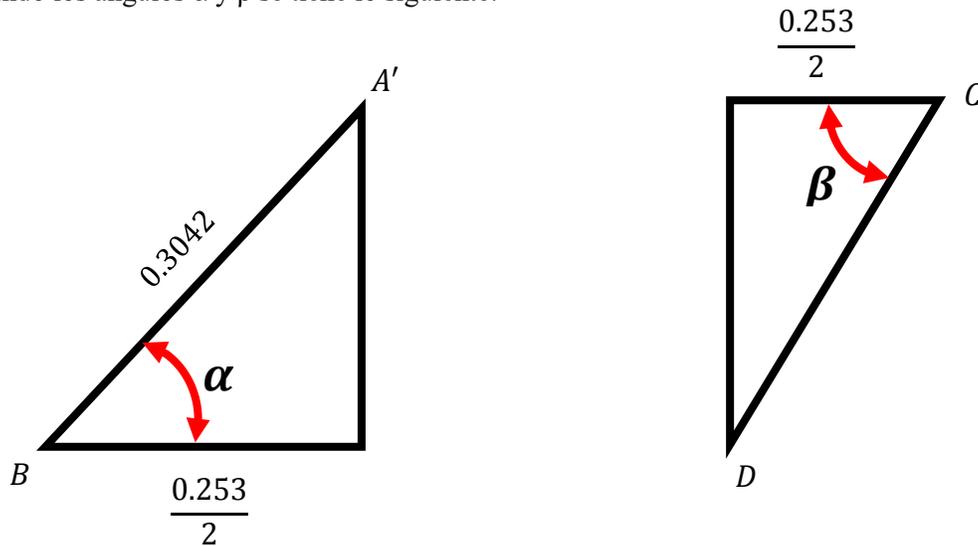
$$\sum M_C = -6.05 \text{ N} * \text{m}$$

$$\sum M_B = D_y \left(\frac{\overline{BC}}{2} \right) - W_{pie} \left(1 - \frac{\overline{C'C}}{2\overline{DC}} \right) - W_{muslo} (\overline{B'B}) - W_{tronco} \left(\frac{\overline{BC}}{2} \right) + A_y \left(\frac{\overline{AB} * \overline{BC}}{2 * \overline{A'B}} \right) \quad \text{Ec. (2.11)}$$

$$\sum M_B = -7.22 \text{ N} * \text{m}$$

Con estas dos nuevas suposiciones extras se tiene una disminución del momento par necesario de 202.5 a 7.22 N*m

Calculando los ángulos α y β se tiene lo siguiente:



Resolviendo los triángulos rectángulos mostrados, resultan los ángulos α y β resultan en 65° y 63° . Se sabe que en pacientes con rigidez muscular está contraindicada la flexión desmesurada de las articulaciones por lo que se programará el robot para levantarse y sentarse de las dos maneras, quedando a criterio del rehabilitador el uso de una u otra función para cada paciente en lo particular.

MARCHA

La marcha humana es un modo de locomoción bípeda con actividad alternada de los miembros inferiores, que se caracteriza por una sucesión de doble apoyo y de apoyo unipodal, es decir que durante la marcha el apoyo no deja nunca el suelo, mientras que en la carrera, como en el salto, existen fases aéreas, en las que el cuerpo queda suspendido durante un instante. También se puede definir como un desequilibrio permanente hacia delante. [11]



Figura 18. Paciente con órtesis pasiva para extracción directa de marcha con muletas. [12]

La marcha humana tiene un patrón ya muy estudiado en distintos libros de biomecánica, sin embargo en pacientes con muletas la marcha tiene ciertas simplificaciones que facilitan su estudio. A través de extracción directa los coreanos Hun-Jang, I., Jun-Young J., Duk-Yeon L., [12]

determinaron la cinemática directa de las articulaciones durante la marcha con muletas [12]. A los resultados obtenidos con su experimento, le aplicaron un ajuste polinomial para ajustar las funciones con el fin de suavizar las curvas y los picos resultantes.

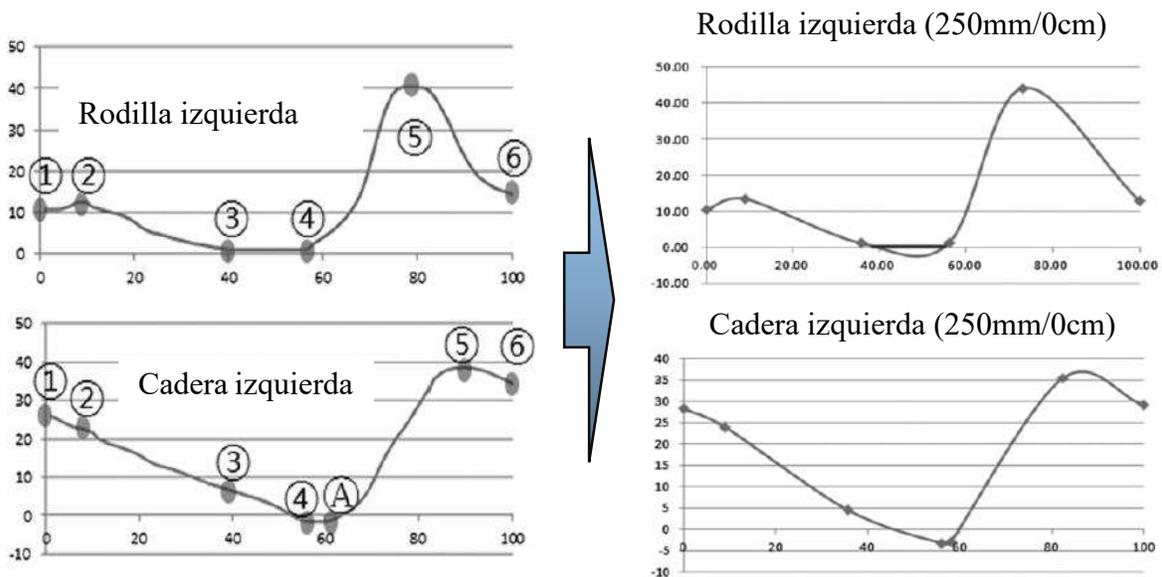


Figura 19. Gráficas de cinemática directa de paciente con órtesis pasiva. A la izquierda los resultados obtenidos para cadera y rodilla izquierda, a la derecha el resultado después del ajuste de curvas (traducido de [12]).

Para una mayor descripción del ciclo de marcha realizaron medidas de algunos parámetros generales descriptivos como la longitud, anchura y ángulo del paso, la cadencia y la velocidad de marcha, asignando variables como se muestra en la figura 20.

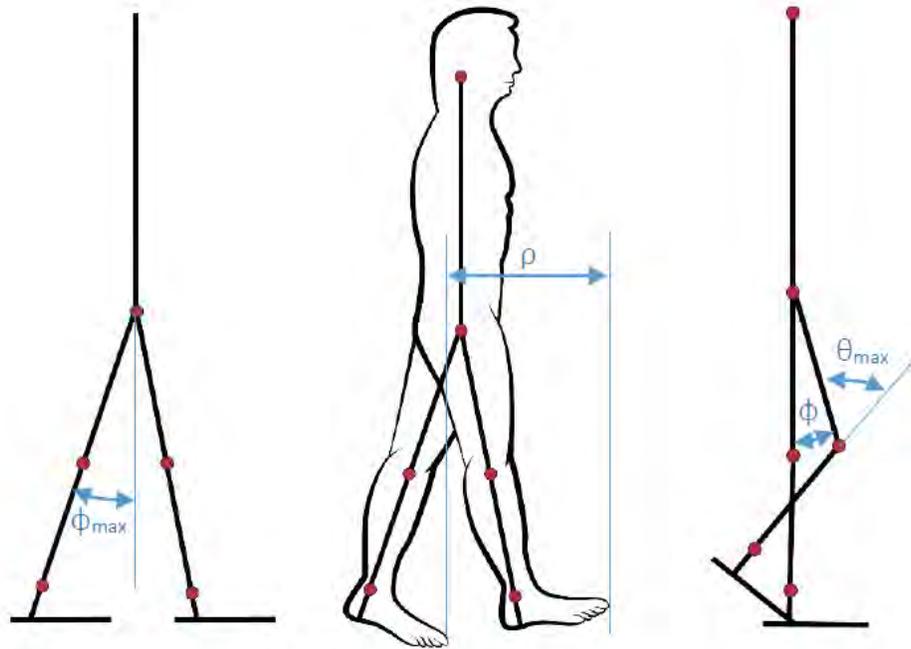


Figura 20. Parámetros tomados en cuenta para la cinemática de marcha humana propuesta.

En nuestro estudio, el ciclo de marcha inicia con un pie en la etapa de balanceo en el momento justo que el ángulo ϕ es igual a cero para ambos casos, es decir, cuando los eslabones de los muslos están perpendiculares al suelo.

Las características de la marcha propuesta se lista a continuación:

Cada ciclo de marcha comprende dos pasos, siendo el paso la actividad entre el apoyo de un talón y el apoyo sucesivo del talón contralateral, distancia equivalente a 2ρ

- La longitud del paso corresponde a la distancia que separa el apoyo inicial de un pie del apoyo inicial del pie contralateral. La medida propuesta para el robot es de 1.5 veces la longitud de la planta del pie según las medidas antropométricas, es decir 0.228 veces la altura del usuario.
- La anchura del paso es la distancia entre los puntos medios de ambos talones y su media propuesta es de 0.191 veces la altura del usuario.
- La cadencia es el número de pasos ejecutados en la unidad de tiempo. Generalmente se mide en pasos por minuto (ppm). La cadencia de nuestro exoesqueleto propuesta es de 48 ppm, es decir, un paso cada 1.25 segundos.

- La velocidad de marcha es la distancia recorrida en la unidad de tiempo y también se obtiene multiplicando la longitud del paso por su cadencia. Se expresa en m/min. o km/h. Como la longitud de paso de nuestro diseño depende de la altura del usuario, eso indica que la velocidad máxima (para usuarios de 1.81 metros de altura) es de 19,8 m/min (1.18 km/h).

Con lo anterior, se propone una cinemática basada en funciones lineales para cadera y rodilla distinta a la calculada por Hun-Jang, I [12]. con la única similitud de restringir la articulación del tobillo. La gráfica resultante para las articulaciones de cadera y rodilla de ambos lados se aprecia en la figura 21.

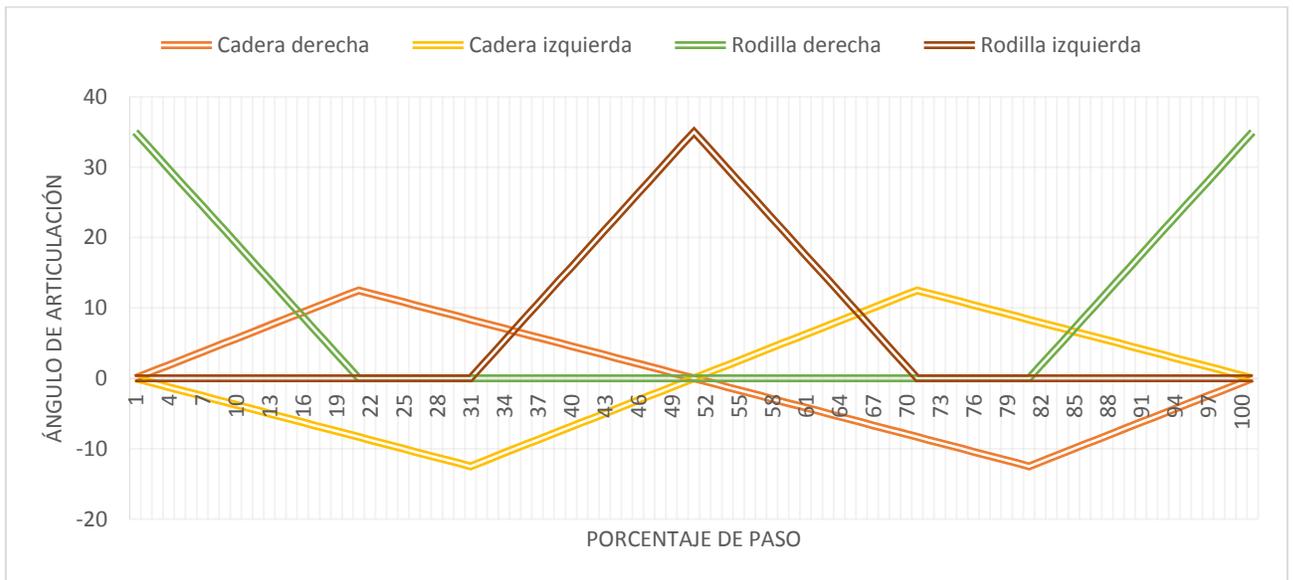


Figura 21. Cinemática directa propuesta para ciclo de marcha con órtesis robótica

Se ingresaron los datos resultantes en un software de análisis de movimiento para evaluar los resultados en el paciente virtual, la gráfica de desplazamiento y velocidad de muestran en la figura 22

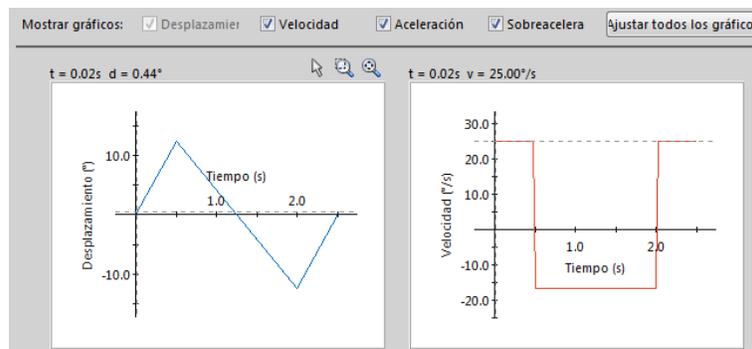


Figura 22. Gráfica de desplazamiento angular y velocidad correspondiente a la cadera derecha en el software de análisis de movimiento.

Una vez ingresados los datos de cada articulación a la computadora, se probaron en el paciente virtual, los resultados del ciclo de marcha se pueden apreciar en la figura 23:

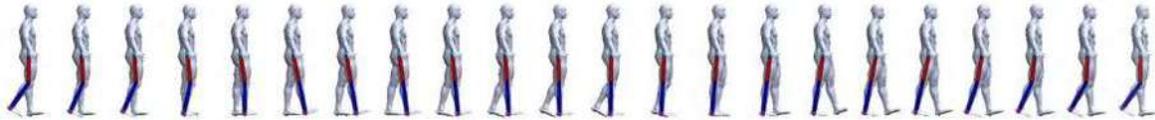


Figura 23. Evolución de marcha en paciente virtual con cinemática propuesta.

Con las pruebas hechas en el paciente virtual se procedió a dar por validada la cinemática de marcha propuesta para este trabajo de tesis debido a que se aprecian las características de bipodales y de balanceo.

ELECTRÓNICA

ANÁLISIS DE LEVANTAMIENTO Y SENTADO

La selección de los motores no fue tarea fácil. Existen muchos tipos de motores comerciales candidatos a ser utilizados en el diseño. Para ayudar en el proceso de selección del motor se usó el método analítico jerárquico. El Proceso Analítico Jerárquico (*Analytical Hierarchy Process*, o *AHP*) es una técnica usada para la toma de decisiones con atributos múltiples [13].

Su beneficio principal se da porque permite la descomposición de un problema en una jerarquía y asegura que tanto los aspectos cualitativos como cuantitativos de un problema sean incorporados en el proceso de evaluación, durante la cual la opinión es extraída sistemáticamente por medio de comparaciones entre pares [14].

Los atributos sometidos a evaluación fueron:

- Potencia mecánica
- Velocidad angular
- Precio
- Volumen

El rango utilizado fue:

- Óptimo
- Regular
- Deficiente

Las ponderaciones asignadas fueron:

1. Igual importancia
3. Importancia moderada de uno sobre el otro
5. Esencial y fuerte importancia
7. Importancia muy fuerte
9. Importancia extrema
- 2,4,6,8. Valores intermedios

Los especímenes sometidos a evaluación fueron:

- E1: Motor de corriente continua, 12 V, 6 A, transmisión sin fin corona incluida.
- E2: Motor a pasos NEMA 17, 4 V, 1.2 A por bobina.
- E3: Motor de corriente continua, 12 V, 4 A, transmisión de engranes rectos de ejes paralelos incluida.

Las matrices de decisión quedan como se muestra a continuación:

Potencia mecánica (C1)	E1	E2	E3	Peso
E1	1	9	5	0.613397
E2	1/9	1	1/7	0.051279
E3	1/5	7	1	0.335324

Velocidad de giro (C2)	E1	E2	E3	Peso
E1	1	1/5	1/3	0.082101
E2	5	1	1/7	0.328914
E3	3	7	1	0.588985

Precio (C3)	E1	E2	E3	Peso
E1	1	1/5	1/7	0.071902
E2	5	1	1/3	0.339113
E3	7	3	1	0.588985

**Ahorro de energía
(C3)**

	E1	E2	E3	Peso
E1	1	9	9	0.818182
E2	1/9	1	1	0.090909
E3	1/9	1	1	0.090909

**Comparación de
criterios**

	C1	C2	C3	C4	Peso
C1	1	5	7	9	0.489545
C2	1/5	1	7	7	0.338231
C3	1/7	1/7	1	1/5	0.033060
C4	1/9	1/7	5	1	0.139164

Matriz de decisión

	Peso	E1	E2	E3
C1	0.48954507	0.6133974	0.0512787	0.3353239
C2	0.33823114	0.0821010	0.3289138	0.5889852
C3	0.03306019	0.0719021	0.3391127	0.5889852
C4	0.13916361	0.8181818	0.0909091	0.0909091
		0.4442930	0.1602145	0.3954925

El proceso analítico jerárquico arroja que el espécimen 1 es la mejor opción sobre las otras dos para los criterios de diseño propuestos y el peso que asignado a los mismos.



Figura 24. Especimen 1, Motor de corriente directa con transmisión de engranaje sinfin-corona.

BATERIAS

El efecto memoria es un fenómeno que reduce la capacidad de las baterías con cargas incompletas. Se produce cuando se carga una batería sin haber sido descargada del todo, se crean unos cristales en el interior de estas baterías, a causa de una reacción química al calentarse la batería, bien por uso o por las malas cargas.

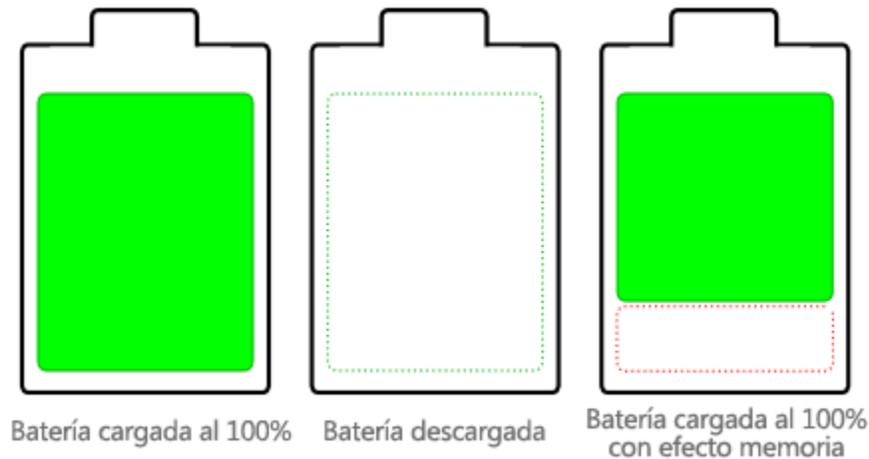


Figura 25. Efecto memoria en baterías recargables

Algunas de las baterías recargables más comerciales en México son: Níquel-Cadmio (NiCD), Níquel-Hidruro Metálico (NiMh), Plomo ácido, Litio-ión (Li-ión), Litio-polímero (Li-Po).

Las baterías NiCD son uno de los tipos de pilas recargables más antiguo que aún existen, y al que le sufren el denominado efecto memoria. Otro gran problema que se puede encontrar es que contienen Cadmio (contaminante). Su vida útil es de aproximadamente 1500 ciclos.

Las baterías NiMh son el tipo que reemplaza a las NiCD. Las ventajas son que la ausencia de Cadmio disminuye bastante el precio, tienen mayor capacidad que las NiCD pero soportan menos ciclos de vida y también sufren el denominado efecto memoria. Las baterías de NiMh sólo pueden recargarse en un cargador del mismo tipo que las NiCD.

Por otro lado, las baterías de plomo ácido se usan, por ejemplo, en las baterías de coche. Suelen utilizarse en sistemas de emergencia (UPS, SAI, pequeños motores, etc...) y por lo general son muy potentes y bastante pesadas. La principal ventaja que se encuentra en este tipo de baterías es que no sufren el denominado efecto memoria.

Las baterías de ion de Litio, es el tipo de batería más utilizado actualmente. Es ligera, potente, no le afecta el efecto memoria, velocidad de descarga alta, con ciclos de vida iguales que las de NiMh. Son las más utilizadas actualmente en sistemas portátiles y electrónicos.

Por último Las baterías Li-Po son una de las últimas tecnologías aplicadas a dispositivos electrónicos móviles, tienen una mayor duración, permanencia de carga, regularidad de disparo, y todo en un menor espacio. Es básicamente una versión mejorada de las baterías Li-ion, donde se cambió el electrolito líquido por uno de estado sólido. Las desventajas son que necesitan un cargador inteligente que equilibre la carga y que no se deben cargar sin vigilancia, o cerca de materiales inflamables.

Se evaluaron los 5 tipos de baterías potencialmente útiles para ser implementadas en el exoesqueleto, y se compraron entre pares a través del Proceso Analítico Jerárquico. Los especímenes fueron los siguientes:

- E1: Batería de Niquel-Cadmio
- E2: Batería de Niquel-Hidruro Metálico
- E3: Batería de Plomo-Ácido
- E4: Batería de Litio-Ion
- E5. Batería de Litio-Polímero

Los atributos sometidos a evaluación fueron:

- Ciclos de carga
- Precio¹
- Densidad
- Desempeño²

Las ponderaciones asignadas fueron:

- 1. Igual importancia*
- 3. Importancia moderada de uno sobre el otro*
- 5. Esencial y fuerte importancia*
- 7. Importancia muy fuerte*
- 9. Importancia extrema*
- 2,4,6,8. Valores intermedios*

¹ Comparativa con precios de venta al público en tiendas y portales de internet nacionales e internacionales, envío incluido. Consultado en Febrero de 2015.

² Para el coeficiente de desempeño se tomó a consideración la velocidad de carga, de descarga, y el efecto memoria.

Las matrices de comparación se escriben a continuación:

Ciclos de carga	E1	E2	E3	E4	E5	
E1	1	5	2	8	7	0.468579
E2	1/5	1	1/4	1/3	1/2	0.046518
E3	1/2	4	1	5	3	0.275036
E4	1/8	3	1/5	1	1/2	0.098300
E5	1/7	2	1/3	2	1	0.111567

Precio	E1	E2	E3	E4	E5	
E1	1	1/4	1/6	1/7	1/8	0.032519
E2	4	1	1/3	1/4	1/5	0.111645
E3	6	3	1	1/2	1/3	0.209133
E4	7	4	2	1	1/2	0.279916
E5	8	5	3	2	1	0.366787

Densidad	E1	E2	E3	E4	E5	
E1	1	1/2	1/3	1/5	1/8	0.044077
E2	2	1	1/2	1/4	1/7	0.079498
E3	3	2	1	1/3	1/4	0.134442
E4	5	4	3	1	1/3	0.272287
E5	8	7	4	3	1	0.469696

Desempeño	E1	E2	E3	E4	E5	
E1	1	2	1/5	1/3	1/5	0.083801
E2	1/2	1	1/5	1/3	1/3	0.053124
E3	5	5	1	5	4	0.448934
E4	3	3	1/5	1	1	0.184063
E5	5	3	1/4	1	1	0.230079

Comparación criterios	entre	C1	C2	C3	C4	Peso
C1		1	1/5	1/6	1/7	0.047655
C2		5	1	1/3	1/2	0.215725
C3		6	3	1	1/3	0.326218
C4		7	2	3	1	0.410403

Matriz de decisión	Peso	E1	E2	E3	E4	E5
C1	0.047655	0.468579	0.046518	0.275036	0.098300	0.111567
C2	0.215725	0.032519	0.111645	0.209133	0.279916	0.366787
C3	0.326218	0.044077	0.079498	0.134442	0.272287	0.469696
C4	0.410403	0.083801	0.053124	0.448934	0.184063	0.230079
		0.07811594	0.07403725	0.28632295	0.22943421	0.33208965

El resultado de la matriz de decisión coloca a la batería de Litio Polímero como la mejor opción sobre las otras 4.

La batería seleccionada tiene las siguientes características técnicas:

- Ciclo de vida: Más de 500 cargas
- Voltaje de la salida: CC 12.6 ~ 10.8V,
- corriente de salida: 2^a
- Dimensiones: 10.6 cm x 7.7 cm x 2.4 cm
- Peso: 210 g

ELECTRÓNICA DE POTENCIA

Para activar el motor seleccionado es necesario un circuito eléctrico que interprete las corrientes débiles arrojadas por el microcontrolador, y las transforme en la corriente de trabajo del motor para ambos sentidos de giro.

Para seleccionar la electrónica se hizo una comparación entre las distintas maneras de desarrollar la etapa de potencia. La comparativa resultó como se muestra a continuación:

Tabla 9. Comparativa de los distintos dispositivos para la electrónica de potencia del motor seleccionado.

	Velocidad de respuesta	Corriente máxima	Voltaje de operación
<i>Relevadores</i>	Lenta	Alta	Alto
<i>Circuito integrado L298</i>	Media	Baja	Bajo
<i>Transistores Darlington</i>	Media	Alta	Alto
<i>MOSFETS</i>	Alta	Alta	Alto

Con una velocidad de respuesta de 4 nanosegundos, corrientes máximas de hasta 49 A y voltajes de operación de hasta 55 V, los MOSFETS fueron la tecnología seleccionada para diseñar la electrónica de potencia para el motor seleccionado.

Se simuló un circuito conformado por MOSFETS IRFZ44N haciendo uso de la paquetería de Proteus® Isis®.

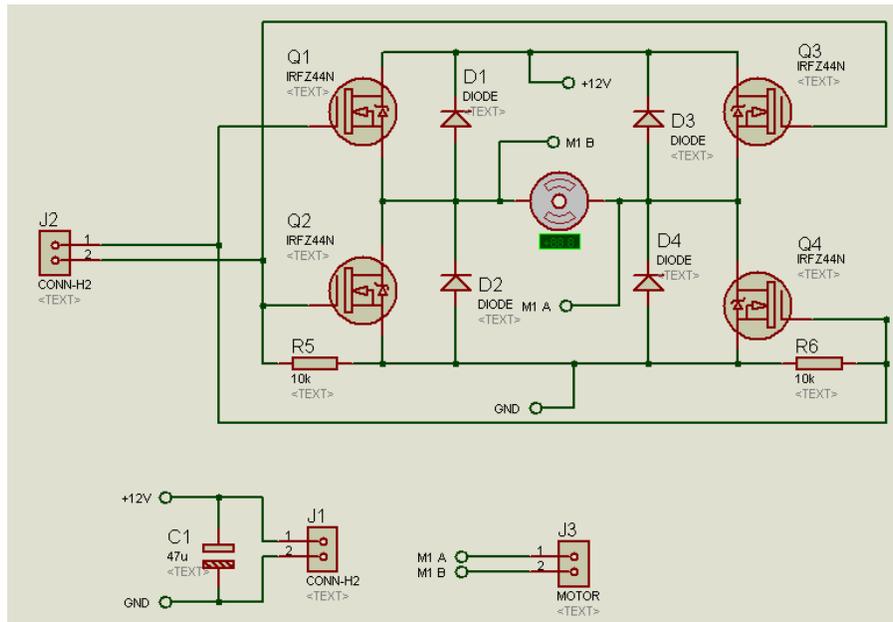


Figura 26. Circuito de potencia compuesto por MOSFETS IRFZ44N.

Para el diagrama de conexión, se calculó el ancho de pista con ayuda de una calculadora web [15], tomando en cuenta la corriente máxima de los motores y la temperatura máxima generada por los MOSFETS a capacidad máxima.

Calculador de Pistas

Calculador para Ancho de pistas en PCB's

Corriente: 2 A

Espesor del cobre: 0.03 mm

Temperatura Máxima: 26 °C

Temperatura Ambiente: 25 °C

Longitud de la Pista: 10 cm

La temperatura máxima no puede ser menor o igual a la temperatura ambiente

Tipos de pistas a realizar en la PCB

	Internas	Externas	
Ancho de Pista Requerida	16.749918	3.515948	mm
Resistencia de la Pista	3.512	16.731	mOhms
Pérdida de Tensión	7.024	33.462	mV
Potencia Disipada	14.048	66.924	mW

Programa realizado por Carlos Posada [Chaly29], del foro www.TodoPic.com.ar
<http://ar.geocities.com/chaly29web/index.html>
 Se prohíbe la venta, distribución o reproducción total o parcial sin el correspondiente permiso del autor

Figura 27. Calculadora de ancho de pistas utilizada [15]

Por último, una vez dimensionado el ancho mínimo de pistas, se desarrolló el diagrama de conexión, el impreso para la placa PCB y el modelo tridimensional de la tarjeta de potencia final.

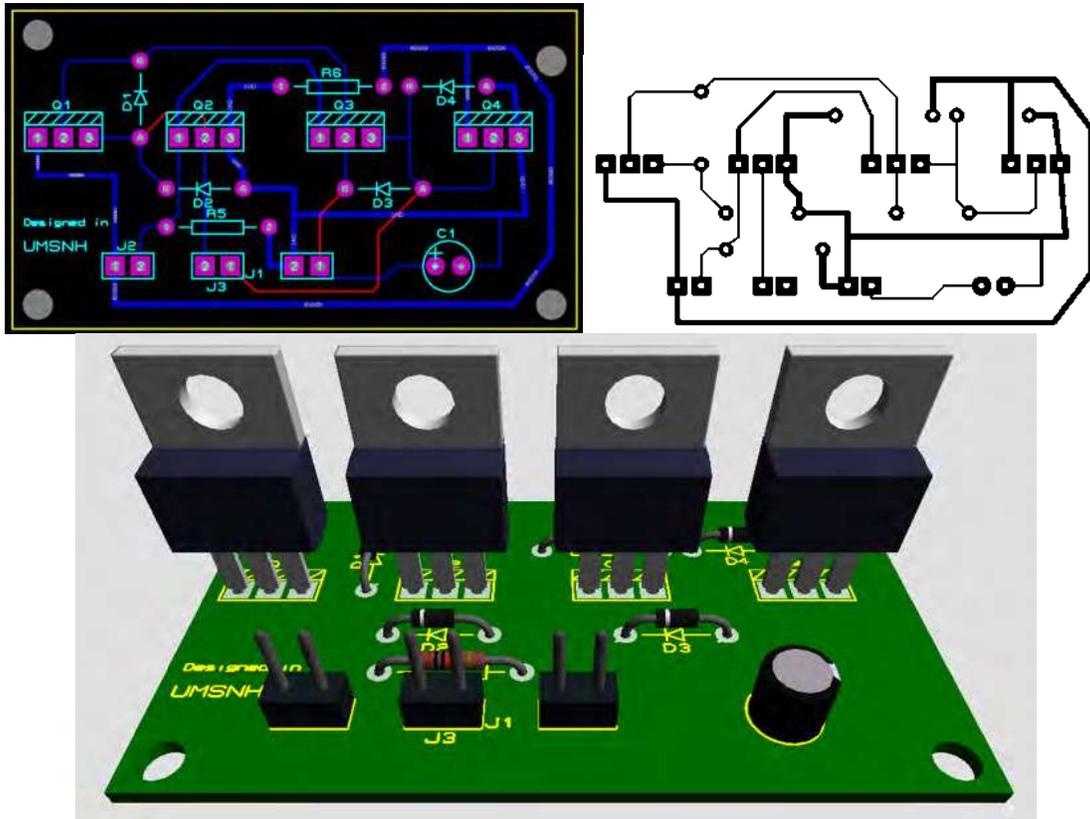


Figura 28. Diagrama de conexión, impreso PCB y modelo tridimensional final de la electrónica de potencia.

SELECCIÓN DEL PROCESADOR

Se sometieron a evaluación 4 tarjetas Arduino®, su descripción se da en la tabla 10.

Tabla 10. Tabla comparativa de tarjetas Arduino®

Característica	Arduino NANO	Arduino UNO	Arduino MEGA	Arduino Due
Microcontrolador	ATmega168	ATmega 328	ATmega 1280	AT91SAM3X8E
Voltaje de operación	5 V	5 V	5 V	3.3 V
Pines digitales	14	14	54	54
Pines PWM	6	6	15	12
Pines analógicos	8	6	16	12
Memoria Flash	16 KB	32 KB	128 KB	512 KB
SRAM	1 KB	2 KB	8 KB	96 KB
Velocidad de Reloj	16 MHz	16 MHz	16 MHz	84 MHz

Debido a la cantidad de pines analógicos de entrada, y las salidas de PWM requeridos para el exoesqueleto, se seleccionaron las tarjetas Arduino MEGA y Arduino DUE. Ambas se sometieron a prueba por medio de una secuencia de imágenes que tenían que reproducir en un *display*. La ventaja de la tarjeta Arduino DUE fue inmensamente superior.

Comparando los precios al público de los modelos genéricos (envío incluido) de cada modelo, la diferencia no es significativa, por lo que se eligió la tarjeta Arduino DUE para el control.

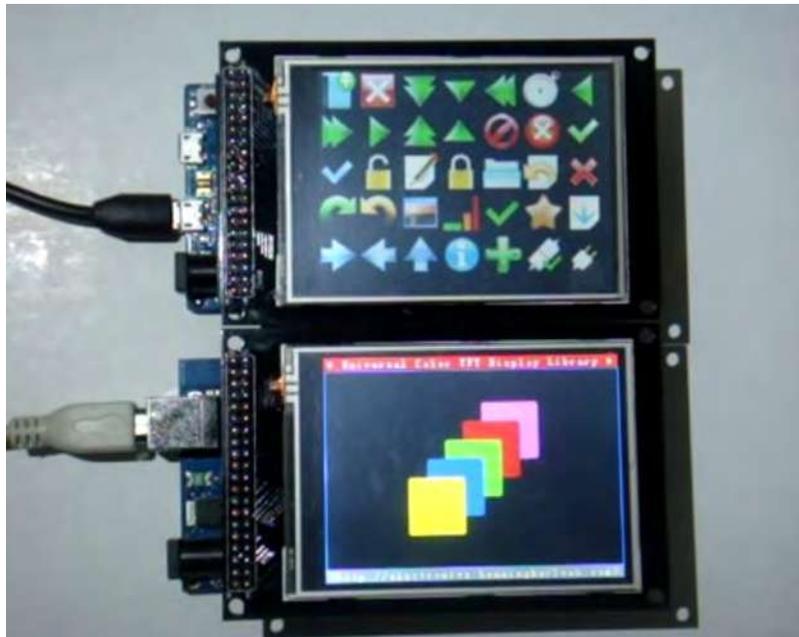


Figura 29. Comparativa de Arduino MEGA y DUE en secuencia de imágenes.

MECÁNICA

TRANSMISIÓN

Según los resultados obtenidos en las ecuaciones 2.8 a 2.11, el torque máximo del modelo representa el torque mínimo que deberán tener los motores para vencer el efecto de la gravedad y lograr que el usuario se levante.

Por medio de un dinamómetro se midió el momento par que entregaban los motores en la flecha, siendo este de $4 \text{ N}\cdot\text{m}$ a 12 V. Como se estudió en la parte de biomecánica se necesitan al menos $101.25 \text{ N}\cdot\text{M}$ en cada motor para poder levantar a una persona de 1.81 metros de alto y un IMC de 28 (91.73 kg). Es por ello que es necesaria la implementación de una transmisión mecánica para aumentar el torque de salida de la flecha en los eslabones.

En orden de abaratar en lo posible el costo de producción de la transmisión, se buscó engranes rectos comerciales en las tiendas de herramientas y servicio técnico de la región. Se encontró que el modelo DW130 del fabricante DeWalt™ tiene en su transmisión engranes rectos de eje paralelo. En la figura 30 se ilustra el despiece de la máquina, dónde la pieza 53 corresponde al engrane recto seleccionado.

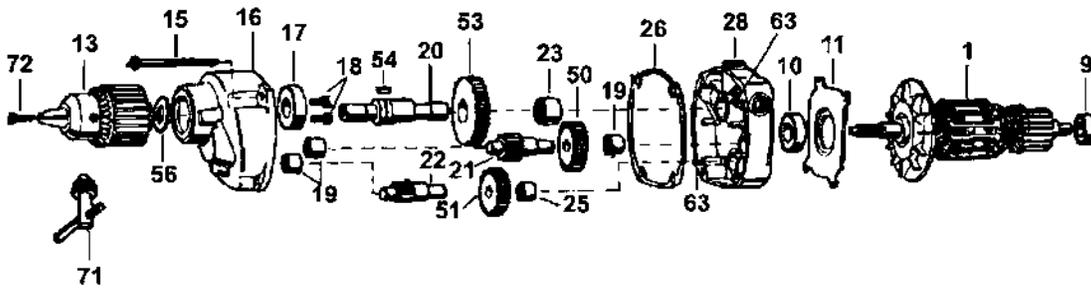


Figura 30. Despiece de la máquina DW130 del fabricante DeWalt®.

Algunas de las características del equipo DW130 son:

- Velocidad sin carga: 0-550 rpm.
- Máximos watts de salida: 600 W.
- Reducción de engranajes: Triple.
- Motor: 9 A.

El engranaje correspondiente al equipo DW130 es de acero endurecido, 50 dientes, ángulo de presión de 14.5 y módulo 1. En la figura 31 se aprecia la pieza 53 del equipo DW130 de del fabricante DeWalt™.



Figura 31. Pieza 53 del equipo DW130. Engrane recto de acero endurecido, 50 dientes, módulo 1 y ángulo de presión 14.5.

El número mínimo de dientes que un piñón debe tener en una transmisión para prevenir problemas de socavado es de 17. Con esto, se diseña una transmisión mecánica compuesta por engranajes rectos de ejes paralelos con los datos obtenidos hasta el momento.

Tabla 11. Tabla de relación de transmisión para reductor de velocidad propuesto.

Engranaje	m	N	dP (mm)	Distancia entre ejes	Relación de transmisión	Velocidad angular (rpm)	Momento par (N*m)
1	1	17	17	33.5 mm	2.941176471	102	4
2	1	50	50			34.68	11.765
3	1	17	17	33.5 mm	2.941176471	34.68	11.765
4	1	50	50			11.79	34.602
5	1	17	17	33.5 mm	2.941176471	11.79	34.602
6	1	50	50			4	101.771

Se modelaron engranajes a través de un software CAD.

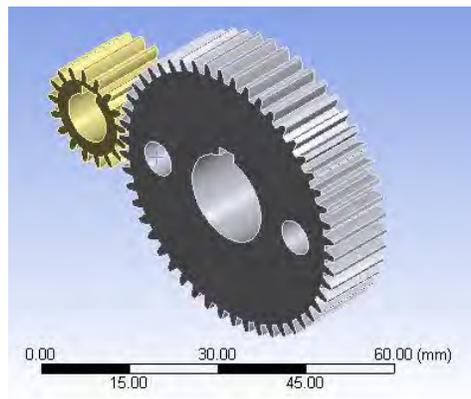


Figura 32. Vista isométrica del modelado tridimensional de los engranajes.

Una vez modelado, se hizo una discretización del modelo para solucionarlo por elementos finitos. En la sección de contacto entre dientes se hace un refinamiento de malla.

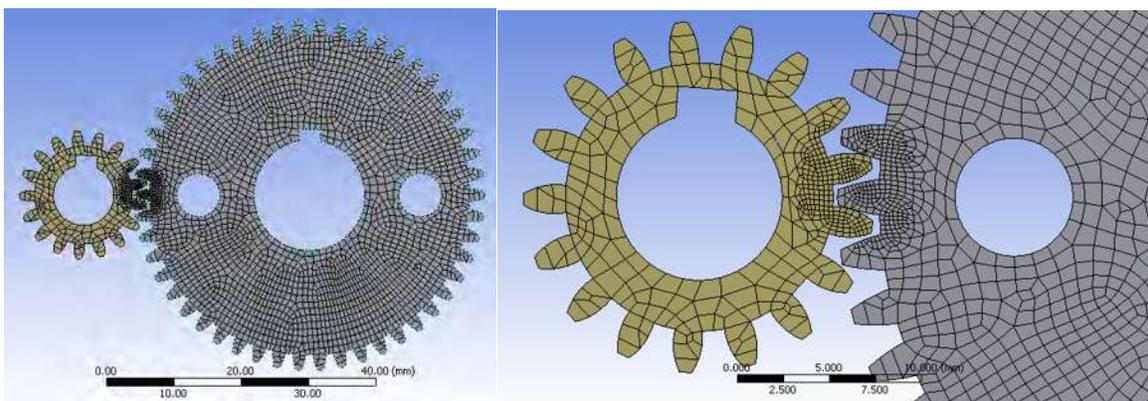


Figura 33. Discretización de engranajes con refinamiento de contacto para solución por elementos finitos.

Las condiciones de frontera obedecen a la física del problema, se fijó la cara de contacto con el eje motriz de la corona a fin de emular la máxima capacidad mecánica del robot. Al mismo tiempo se puso una condición momento de 34.602 N*m en la cara interna del piñón, cifra correspondiente al quinto paso de transmisión en la tabla del reductor de velocidad.

Las consideraciones que se tomaron para la solución fueron:

- No hay deslizamiento entre dientes
- Material isotrópico
- Ambos materiales de misma dureza

Una vez solucionado el modelo, los resultados fueron:

Esfuerzo equivalente de Von-Mises: 0.10775 MPa máximo

Deformación total: 2.52×10^{-5} mm máximo

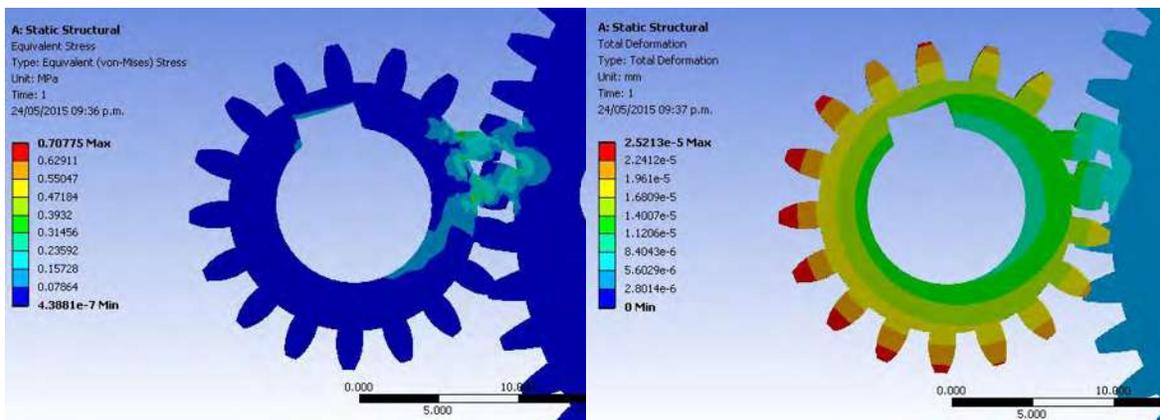


Figura 34. Esfuerzo equivalente de Von-Mises y Deformación total de los engranajes del quinto paso de la transmisión.

El límite elástico del acero estructural está por encima de los 200 000 MPa, siendo así, el modelo cuenta con un factor de seguridad bastante elevado. Esta cifra es bastante congruente debido a que el engranaje utilizado tiene aplicaciones de herramientas grado industrial.

Por último, se dibujaron los engranajes en un software CAD y se dispuso al acomodo de la transmisión en el eslabón. El acomodo en forma semicircular está dado por un mejor acomodo en el eslabón del muslo de la propuesta final.

En la figura 35 se aprecia el acomodo semicircular propuesto. Nótese que este acomodo también permite el acceso a los barrenos roscados para la sujeción del motor eléctrico al bastidor del exoesqueleto. Esto permitirá en un futuro sujetar el motor con tornillos de lado a lado de la cubierta del exoesqueleto.

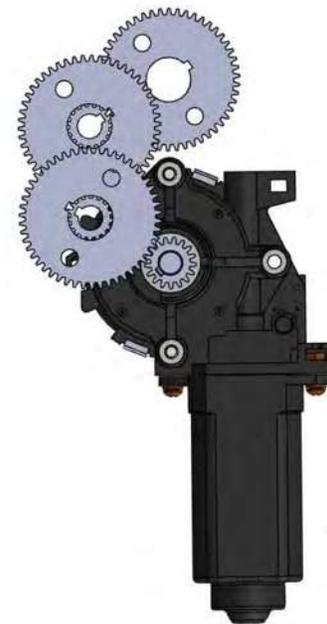


Figura 35. Acomodo semicircular de tren de engranajes y motorreductor.

EJES

Los ejes de un tren de engranajes son componentes críticos en un sistema mecánico, esto debido a que están sometidos a esfuerzos de torsión y de flexión. En el caso particular de la transmisión del exoesqueleto, consta de 4 ejes para cada motor, haciendo un total de 16 ejes mecánicos en el exoesqueleto. Durante su diseño se procuró que el área de sección transversal sea lo más robusta posible en las partes donde estuvieran sometidos a mayores esfuerzos cortantes.

Cada uno de los ejes cuenta con ranura para cuña o chaveta y anillos de retención. El modelo final de los 4 ejes se muestra en la figura 36.

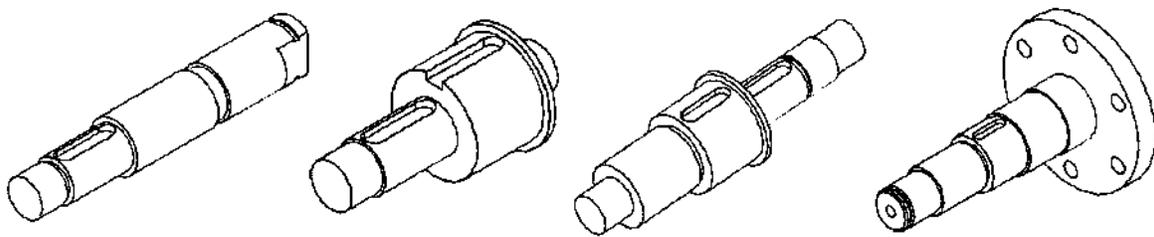


Figura 36. Modelo final de los 4 ejes de transmisión, vista isométrica.

Para validar las geometrías propuestas, se sometieron a simulación numérica por el método de elementos finitos. Se escriben las condiciones de frontera para el primer eje siendo referencia para el resto de los ejes.

Las condiciones de frontera son:

- A: Momento par de $4 \text{ N}\cdot\text{m}$ ubicado en la zona de contacto de la corona de transmisión del motor seleccionado. (Correspondiente a esa parte de la transmisión).
- B: Cara fija, correspondiente a la zona de contacto con la chaveta.
- C: Zonas de contacto sin fricción correspondiente a los rodamientos.

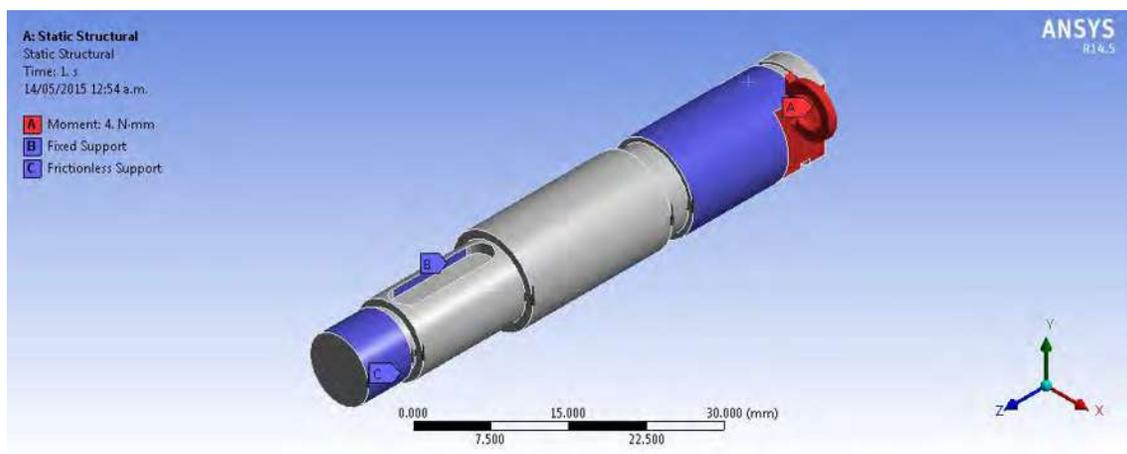


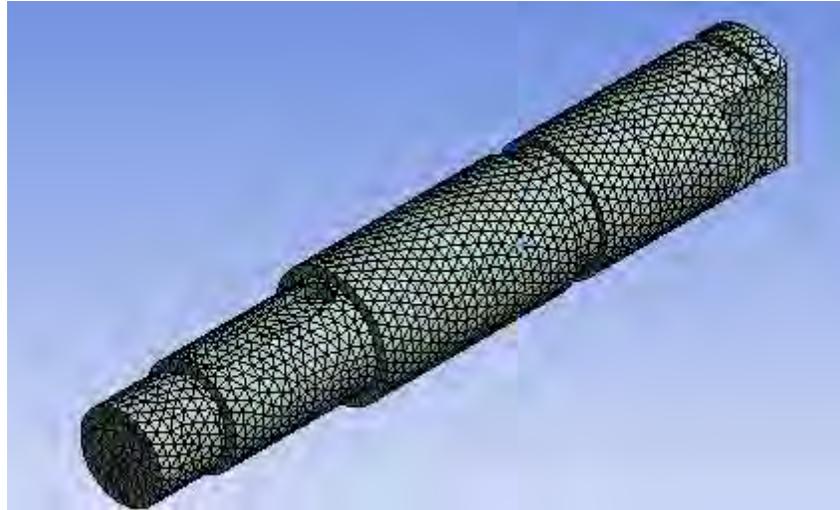
Figura 37. Condiciones de frontera para el eje del primer paso de la transmisión.

Malla, esfuerzos equivalentes y deformación total del primer eje de la transmisión mecánica del exoesqueleto.

Mallado de elemento

Tipo de malla
Tetrahedrons

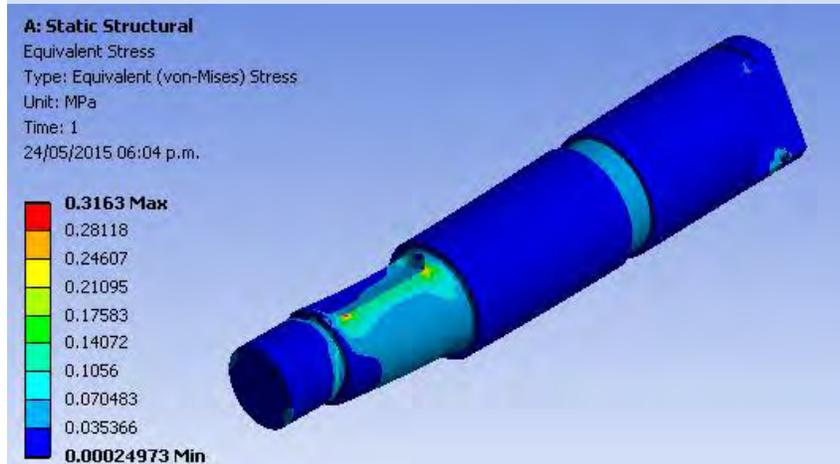
No. De elementos
70043



Esfuerzos equivalentes (Von-Mises)

Esfuerzo Máximo:
0.3163 MPa

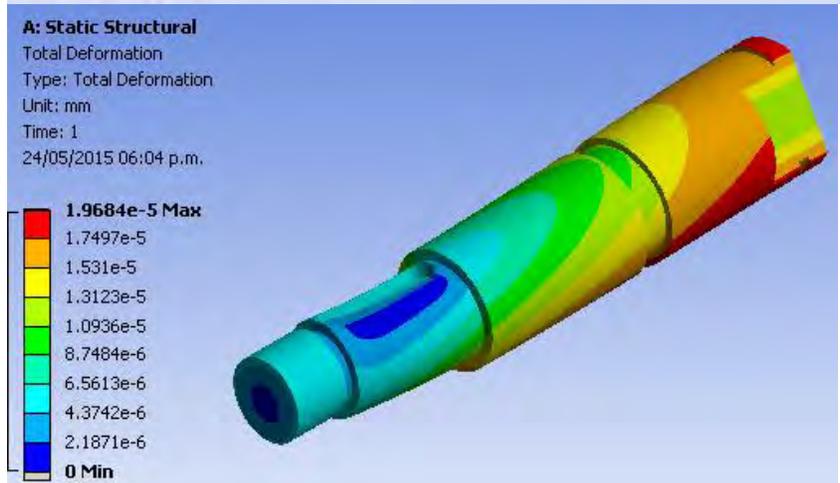
Ubicación:
**Junto a la ranura de la
cuña del piñón.**



Deformación total

Deformación máxima:
1.968 x10⁻⁵ mm

Ubicación:
Caras externas del eje

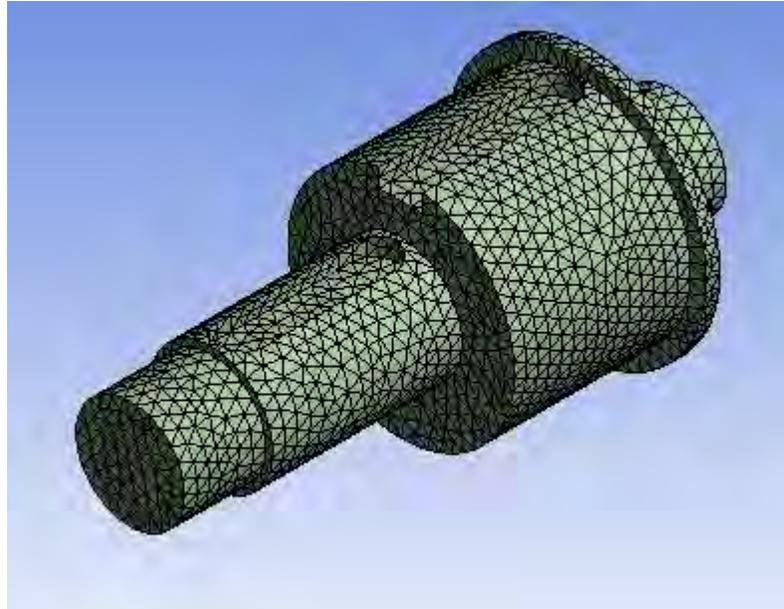


Malla, esfuerzos equivalentes y deformación total del segundo eje de la transmisión mecánica del exoesqueleto.

Mallado de elemento

Tipo de malla
Tetrahedrons

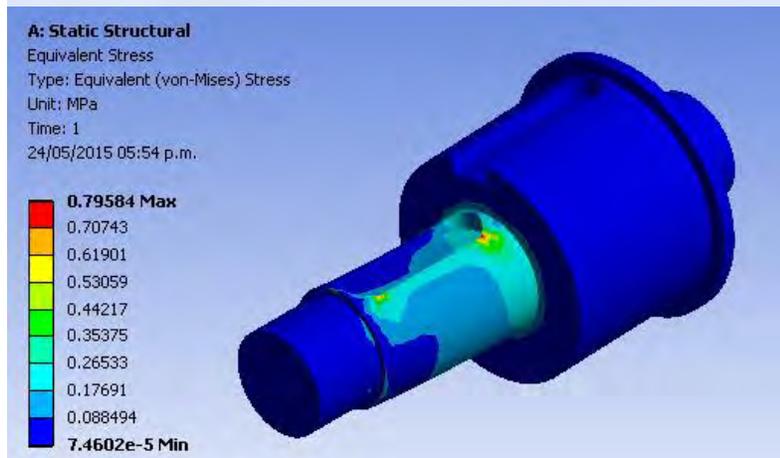
No. De elementos
54343



Esfuerzos equivalentes (Von-Mises)

Esfuerzo Máximo:
0.79584 MPa

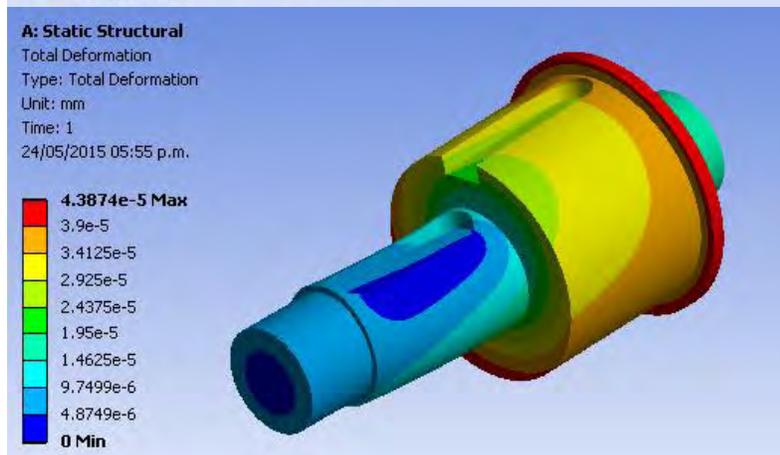
Ubicación:
**Junto a la ranura de la
cuña del piñón.**



Deformación total

Deformación máxima:
4.387 x10⁻⁵ mm

Ubicación:
**Caras externas del tope
de la corona**

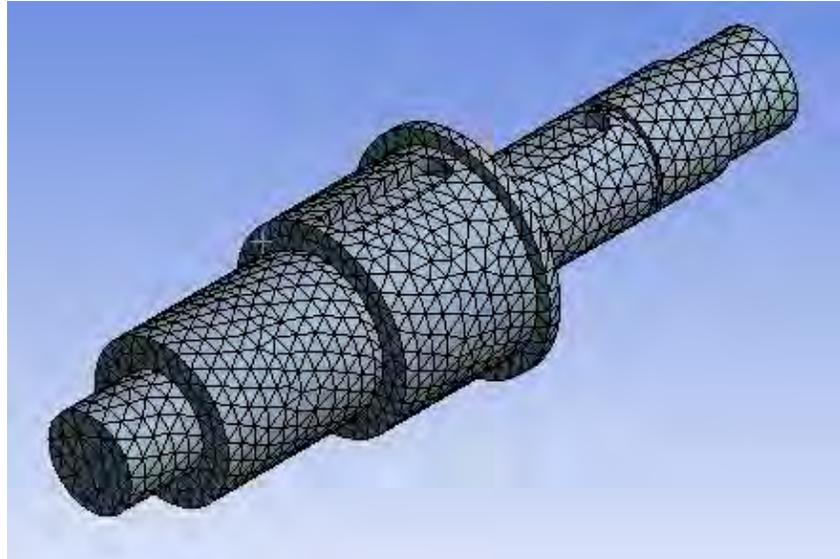


Malla, esfuerzos equivalentes y deformación total del tercer eje de la transmisión mecánica del exoesqueleto.

Mallado de elemento

Tipo de malla
Tetrahedrons

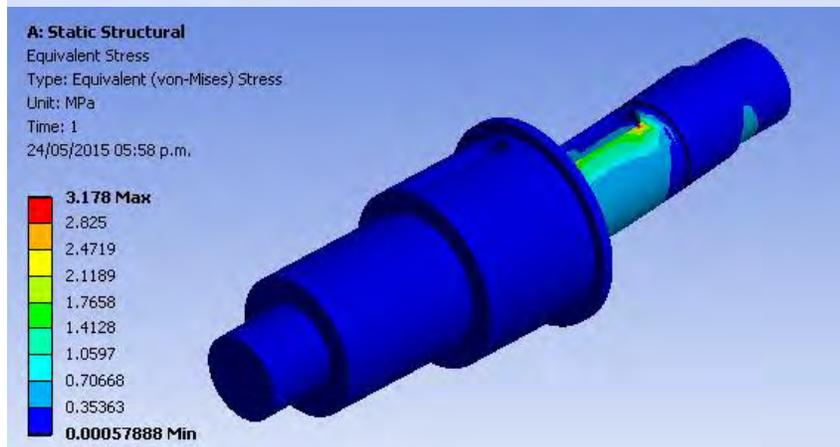
No. De elementos
27640



Esfuerzos equivalentes (Von-Mises)

Esfuerzo Máximo:
3.178 MPa

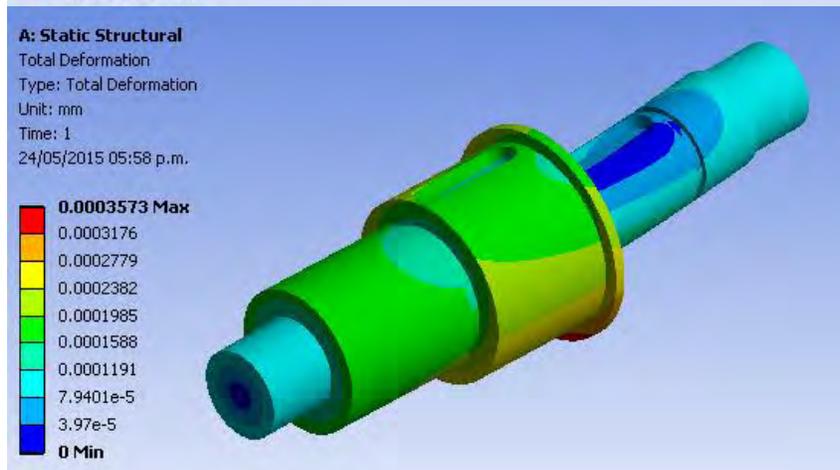
Ubicación:
**Junto a la ranura de la
cuña del piñón.**



Deformación total

Deformación máxima:
3.573 x10⁻⁴ mm

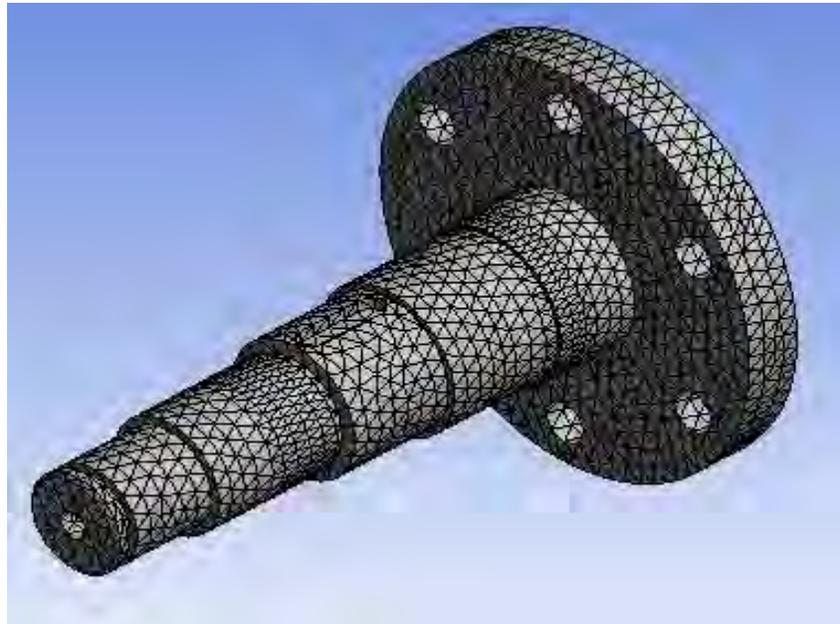
Ubicación:
**Caras externas del tope
de la corona**



Mallado de elemento

Tipo de malla
Tetrahedrons

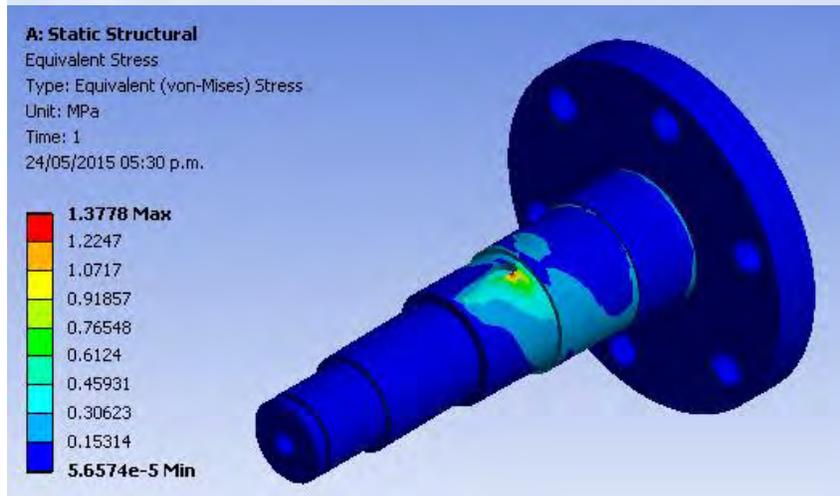
No. De elementos
50037



Esfuerzos equivalentes (Von-Mises)

Esfuerzo Máximo:
1.3778 MPa

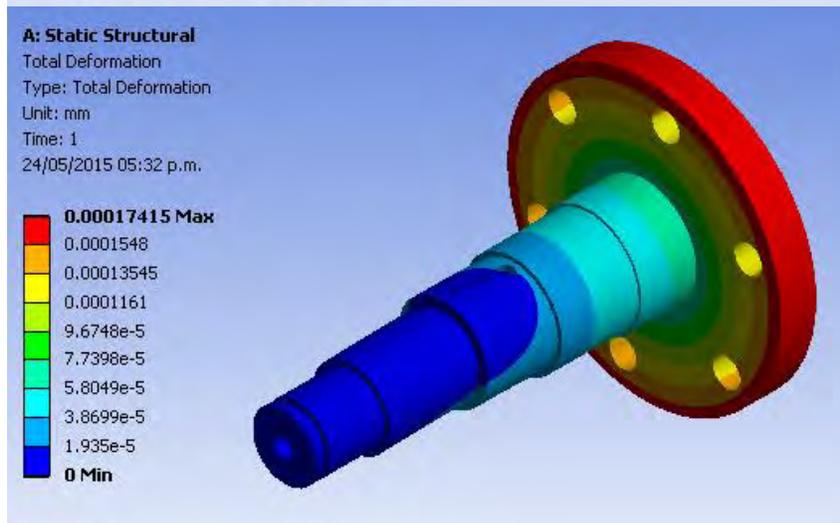
Ubicación:
**Junto a la ranura de la
cuña de la corona**



Deformación total

Deformación máxima:
3.573 x10⁻⁴ mm

Ubicación:
**Caras externas de la
brida de acoplamiento a
los demás eslabones.**



CONTROL

Cuando se trata de mecanismos, el término “control” tiene muchas facetas; se puede controlar la temperatura de una habitación, el nivel de agua de un tanque, la velocidad giro de una hélice, etc. En el contexto del exoesqueleto robótico en diseño, se entenderá la palabra control como el conocimiento de la posición angular de la última flecha de la transmisión de cada articulación, así como la capacidad de poder manipular esa posición a placer.

Se le llama servomecanismo al conjunto de actuador, sistema de potencia y sistema de control. Habida cuenta que ya hemos seleccionado al actuador (motor), y ya se diseñó el sistema de potencia, tendríamos un servomecanismo una vez propuesto su sistema de control.

Un sistema de control sigue siempre un esquema llamado lazo de control, este puede ser abierto o cerrado. Para el sistema de control en diseño se propone el siguiente lazo cerrado de control:

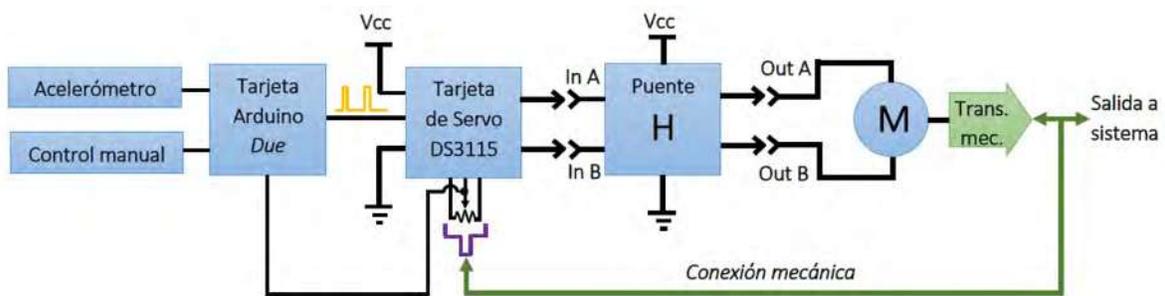


Figura 38. Lazo de control de posición del motor de corriente directa en el exoesqueleto robótico.

Los componentes físicos para el lazo de control son:

- **Acelerómetro.** El acelerómetro es un dispositivo que detecta la dirección de la gravedad y los cambios de velocidad en 3 ejes cartesianos. Su papel en el lazo de control será determinar la velocidad de marcha en base a la inclinación del acelerómetro. También servirá como “sensor de caída”, es decir, cuando detecte que el usuario está cayendo inmediatamente doblará las articulaciones de las rodillas como acción reflejo, esto para bajar el centro de gravedad y evitar una lesión más grave al impactar con el suelo.
- **Control manual.** Esto se refiere a un pulsador que abrirá o cerrará un circuito electrónico, con la finalidad de indicar que el usuario está listo para ejecutar la tarea programada.
- **El microprocesador.** Ubicado en la tarjeta Arduino, transforma las órdenes del entrada en pulsos de salida de onda cuadrada que van desde 0 hasta 5 volts, con una duración que se varía desde 0.3 hasta 2.1 milisegundos en un periodo de 10 a 30 milisegundos. A cada ancho de pulso corresponde una posición del efector final, así, la tarjeta de Servo DS3115 se encarga de interpretar los pulsos y transformarlos en una señal de salida en A o B.

- En el puente H. También llamado sistema de potencia, se encarga de recibir las señales de salida de la tarjeta del Servo y activa o desactiva los MOSFETS para dar paso a la corriente eléctrica del motor haciéndolo girar en uno, u otro sentido.
- Motor. Se refiere al motor de corriente directa seleccionado en la matriz de desición.
- Potenciómetro. En el punto final de cada articulación se coloca un dispositivo para censar la posición de la articulación llamado encoder. Para el exoesqueleto se eligió un encoder tipo potenciómetro con una resolución de 1024 posiciones (10 bits) en toda su carrera.

Para poder estar seguros de que la tarjeta del servo está enviando el motor a la posición adecuada, se saca de la terminal central del potenciómetro una señal que se introduce nuevamente en el Arduino, así, se evalúa el error entre la posición que fue enviada por el procesador y la posición a la que realmente está, esto hace el lazo de control cerrado. Así, es posible analizar el error y ajustar según sea el caso.

CONTROL DE MARCHA

Como se revisó en la figura 22, los parámetros de marcha se definen a través de rectas que varían en cada segmento según la evolución porcentual de la marcha. Es necesario entonces definir el proceso a través de ecuaciones lineales para la interpretación del microcontrolador.

Ecuaciones gobernantes de cadera derecha:

$$y_{CD} \begin{cases} x < 20 & y_{CD} = \frac{x * \phi_{max}}{20} & \text{Ec. (2.12)} \\ 20 \leq x \leq 80 & y_{CD} = \phi_{max} \left(\frac{20 - x}{30} + 1 \right) & \text{Ec. (2.13)} \\ x > 80 & y_{CD} = \phi_{max} \left(\frac{x - 80}{20} - 1 \right) & \text{Ec. (2.14)} \end{cases}$$

Dónde: x ; es la evolución porcentual de la marcha, varía desde 1 hasta 100
 y_{CD} ; es la posición angular de la cadera derecha en grados
 ϕ_{max} ; es el ángulo de apertura de la cadera en grados durante la marcha

De manera similar, se escriben las ecuaciones lineales para la cadera izquierda y rodillas derecha e izquierda.

Ecuaciones gobernantes de cadera izquierda:

$$y_{CI} \left\{ \begin{array}{l} x < 30 \\ 30 \leq x \leq 70 \\ x > 70 \end{array} \right. \quad y_{CI} = \frac{-x * \phi_{max}}{30} \quad \text{Ec. (2.15)}$$

$$y_{CI} \left\{ \begin{array}{l} x < 30 \\ 30 \leq x \leq 70 \\ x > 70 \end{array} \right. \quad y_{CI} = \phi_{max} \left(\frac{x - 30}{20} - 1 \right) \quad \text{Ec. (2.16)}$$

$$y_{CI} \left\{ \begin{array}{l} x < 30 \\ 30 \leq x \leq 70 \\ x > 70 \end{array} \right. \quad y_{CI} = \phi_{max} \left(1 - \left(\frac{x - 70}{30} \right) \right) \quad \text{Ec. (2.17)}$$

Ecuaciones gobernantes de rodilla derecha:

$$y_{RD} \left\{ \begin{array}{l} x < 20 \\ 20 \leq x \leq 80 \\ x > 80 \end{array} \right. \quad y_{RD} = \theta_{max} \left(1 - \frac{x}{20} \right) \quad \text{Ec. (2.18)}$$

$$y_{RD} \left\{ \begin{array}{l} x < 20 \\ 20 \leq x \leq 80 \\ x > 80 \end{array} \right. \quad y_{RD} = 0 \quad \text{Ec. (2.19)}$$

$$y_{RD} \left\{ \begin{array}{l} x < 20 \\ 20 \leq x \leq 80 \\ x > 80 \end{array} \right. \quad y_{RD} = \theta_{max} \left(\frac{x - 80}{20} \right) \quad \text{Ec. (2.20)}$$

Dónde θ_{max} ; es el ángulo máximo de flexión de la rodilla en grados.

Ecuaciones gobernantes de rodilla izquierda:

$$y_{RI} \left\{ \begin{array}{l} x < 30 \\ 30 \leq x \leq 50 \\ 50 \leq x \leq 70 \\ x > 70 \end{array} \right. \quad y_{RI} = 0 \quad \text{Ec. (2.21)}$$

$$y_{RI} \left\{ \begin{array}{l} x < 30 \\ 30 \leq x \leq 50 \\ 50 \leq x \leq 70 \\ x > 70 \end{array} \right. \quad y_{RI} = \theta_{max} \left(\frac{x - 30}{20} \right) \quad \text{Ec. (2.22)}$$

$$y_{RI} \left\{ \begin{array}{l} x < 30 \\ 30 \leq x \leq 50 \\ 50 \leq x \leq 70 \\ x > 70 \end{array} \right. \quad y_{RI} = \theta_{max} \left(1 - \frac{x - 50}{20} \right) \quad \text{Ec. (2.23)}$$

$$y_{RI} \left\{ \begin{array}{l} x < 30 \\ 30 \leq x \leq 50 \\ 50 \leq x \leq 70 \\ x > 70 \end{array} \right. \quad y_{RI} = 0 \quad \text{Ec. (2.24)}$$

Recordando el contradominio de la figura 21, las articulaciones de la cadera toman valores negativos en varios segmentos de la marcha, sin embargo la programación de los servos únicamente permite valores positivos de 0 a 180 grados. Así, se hace necesario adecuar las ecuaciones para que solo arrojen valores positivos de cada articulación. A cada valor de articulación se le agregará un subíndice C de la palabra “corregida”.

Ecuaciones gobernantes de cadera derecha con factor de corrección:

$$y_{CDC} \begin{cases} x < 20 & y_{CDC} = \frac{x * \phi_{max}}{20} + FC & \text{Ec. (2.25)} \\ 20 \leq x \leq 80 & y_{CDC} = \phi_{max} \left(\frac{20 - x}{30} + 1 \right) + FC & \text{Ec. (2.26)} \\ x > 80 & y_{CDC} = \phi_{max} \left(\frac{x - 80}{20} - 1 \right) + FC & \text{Ec. (2.27)} \end{cases}$$

Dónde: x ; es la evolución porcentual de la marcha, varía desde 1 hasta 100.
 y_{CD} ; es la posición angular de la cadera derecha en grados.
 ϕ_{max} ; es el ángulo de apertura de la cadera en grados durante la marcha.
 FC ; es el factor de corrección.

De manera similar, se escriben las ecuaciones lineales para la cadera izquierda y rodillas derecha e izquierda.

Ecuaciones gobernantes de cadera izquierda con factor de corrección:

$$y_{CIC} \begin{cases} x < 30 & y_{CIC} = \frac{-x * \phi_{max}}{30} + FC & \text{Ec. (2.28)} \\ 30 \leq x \leq 70 & y_{CIC} = \phi_{max} \left(\frac{x - 30}{20} - 1 \right) + FC & \text{Ec. (2.29)} \\ x > 70 & y_{CIC} = \phi_{max} \left(1 - \left(\frac{x - 70}{30} \right) \right) + FC & \text{Ec. (2.30)} \end{cases}$$

Ecuaciones gobernantes de rodilla derecha con factor de corrección:

$$y_{RDC} \begin{cases} x < 20 & y_{RDC} = \theta_{max} \left(1 - \frac{x}{20} \right) + FC & \text{Ec. (2.31)} \\ 20 \leq x \leq 80 & y_{RDC} = FC & \text{Ec. (2.32)} \\ x > 80 & y_{RDC} = \theta_{max} \left(\frac{x - 80}{20} \right) + FC & \text{Ec. (2.33)} \end{cases}$$

Ecuaciones gobernantes de rodilla izquierda con factor de corrección:

$$y_{RIC} \begin{cases} x < 30 & y_{RI} = FC & \text{Ec. (2.34)} \\ 30 \leq x \leq 50 & y_{RI} = \theta_{max} \left(\frac{x - 30}{20} \right) + FC & \text{Ec. (2.35)} \\ 50 \leq x \leq 70 & y_{RD} = \theta_{max} \left(1 - \frac{x - 50}{20} \right) + FC & \text{Ec. (2.36)} \\ x > 70 & y_{RI} = FC & \text{Ec. (2.37)} \end{cases}$$

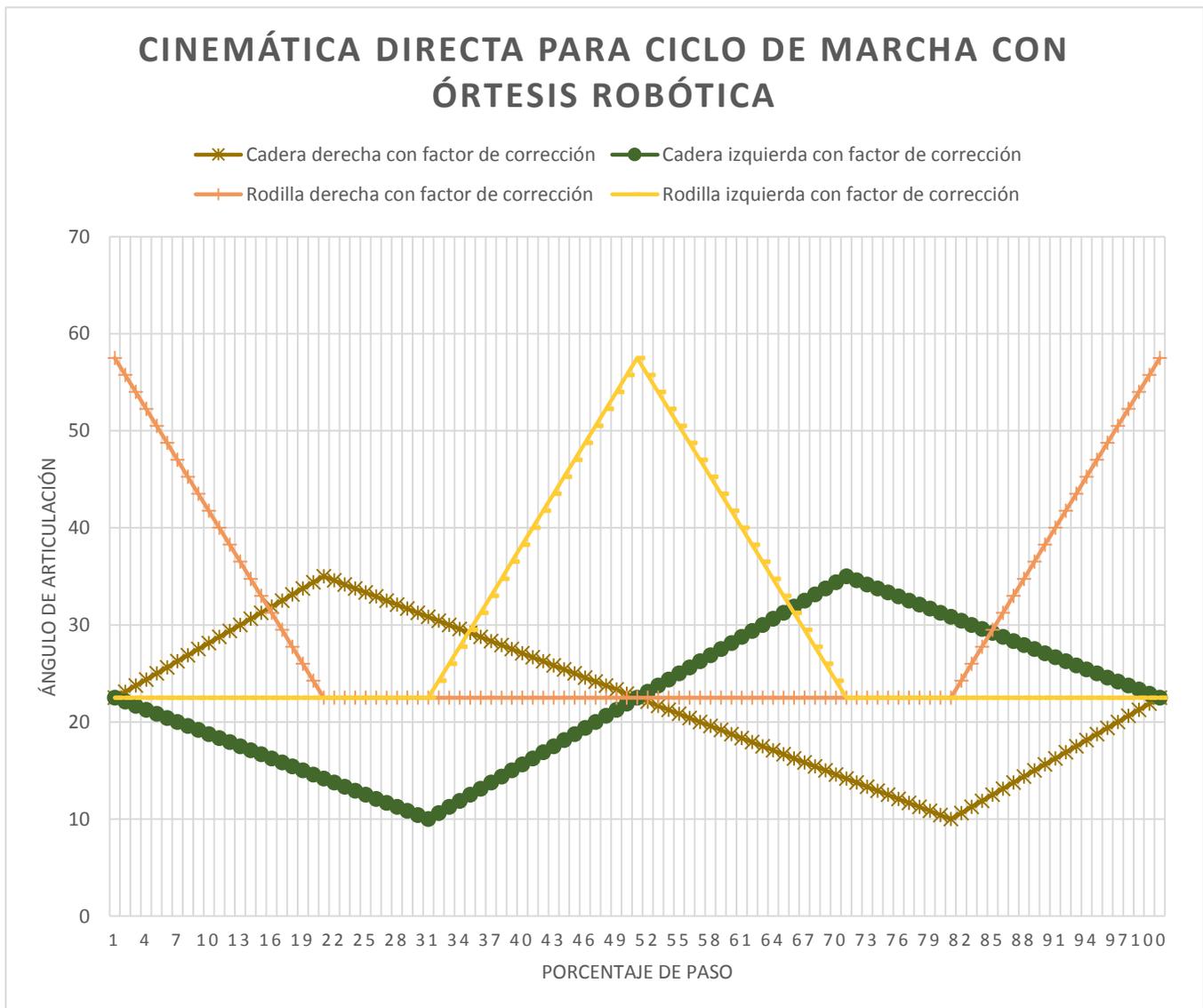


Figura 39. Ciclo de marcha con factor de corrección para servo.

Se procede a elaborar el diagrama de flujo que gobierna el control de marcha quedando de la siguiente forma:

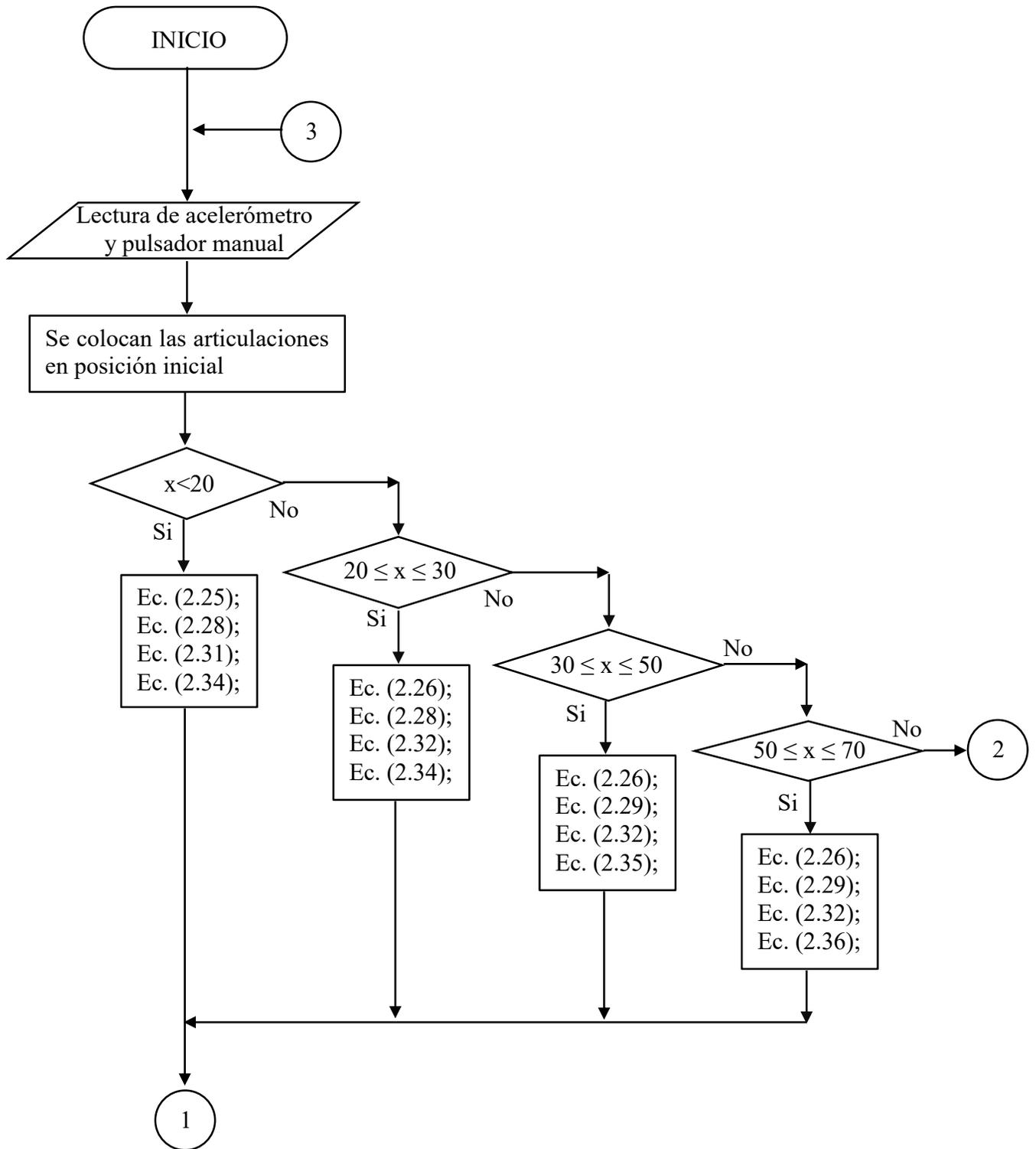
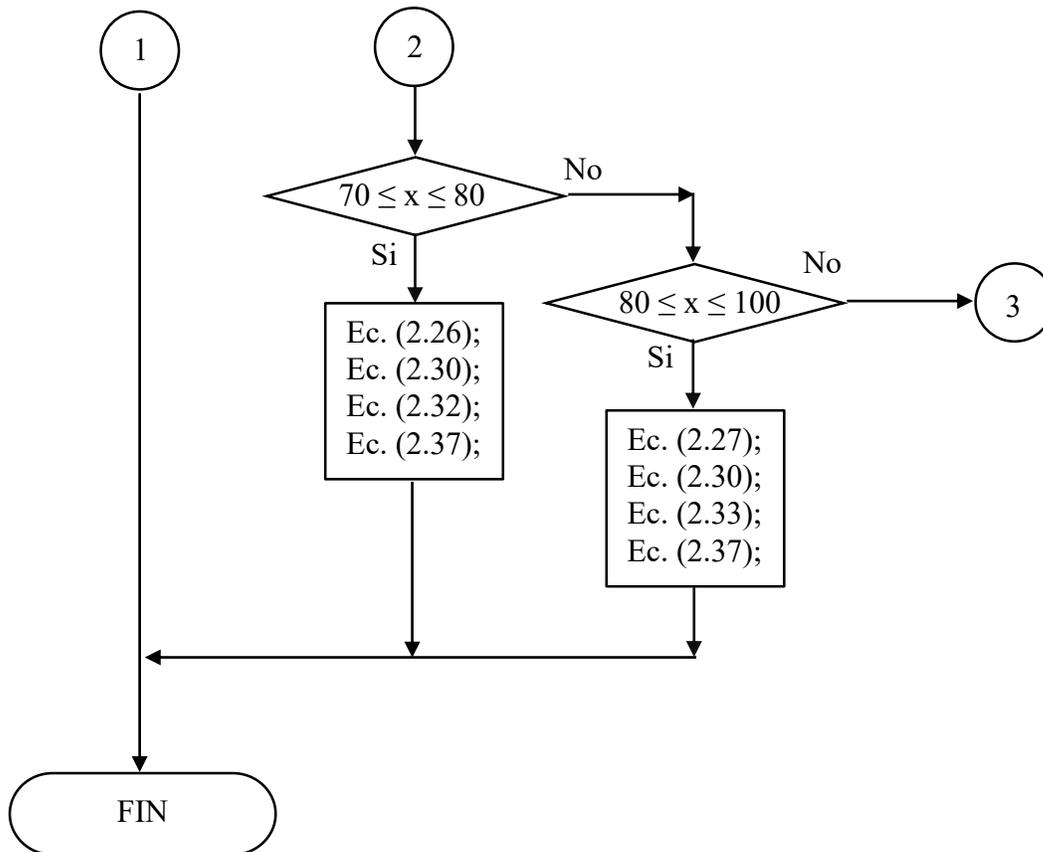


Figura 40. Diagrama de flujo de control de marcha para usuario de exoesqueleto



Las ecuaciones se comprueban insertándolas en un computador, las fases de bipedestación se corroboran con la bibliografía cumpliendo el 20% del ciclo de marcha y las etapas de balanceo el 80% restante.

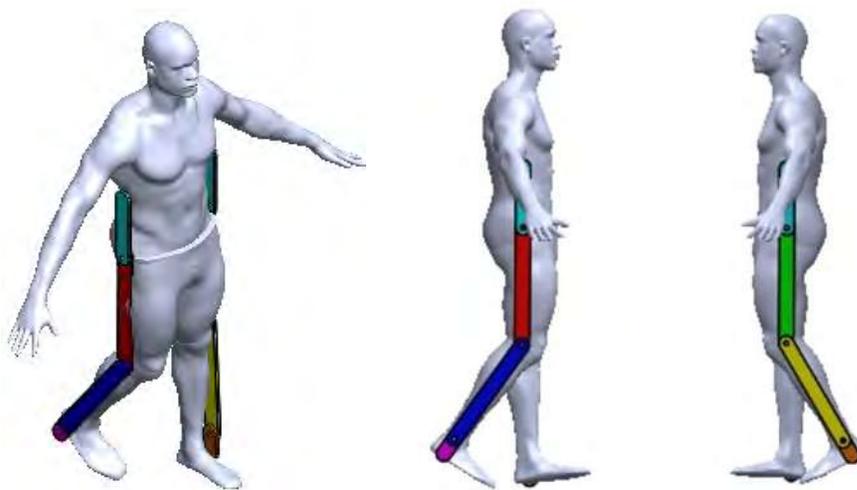


Figura 41. Paciente virtual con barras de marcha para verificación del algoritmo propuesto.

CONROL DE LEVANTE

El control de levante es algo sumamente sencillo para un programador, sin embargo es la punta de lanza para comenzar el proceso de rehabilitación. Las ecuaciones que gobiernan el movimiento de las articulaciones de cadera y rodillas respectivamente se escriben a continuación:

$$y_{CDL} = 0.9x \quad \text{Ec. (2.38)}$$

$$y_{CIL} = 0.9x \quad \text{Ec. (2.39)}$$

$$y_{RDL} = 90 - 0.9x \quad \text{Ec. (2.40)}$$

$$y_{RIL} = 90 - 0.9x \quad \text{Ec. (2.41)}$$

Dónde CDL; es el prefijo de Cadera Derecha Levante
 CIL; es el prefijo de Cadera Izquierda Levante
 RDL; es el prefijo de Rodilla Derecha Levante
 RIL; es el prefijo de Rodilla Izquierda Levante

El diagrama de flujo para el levantamiento se presenta a continuación:

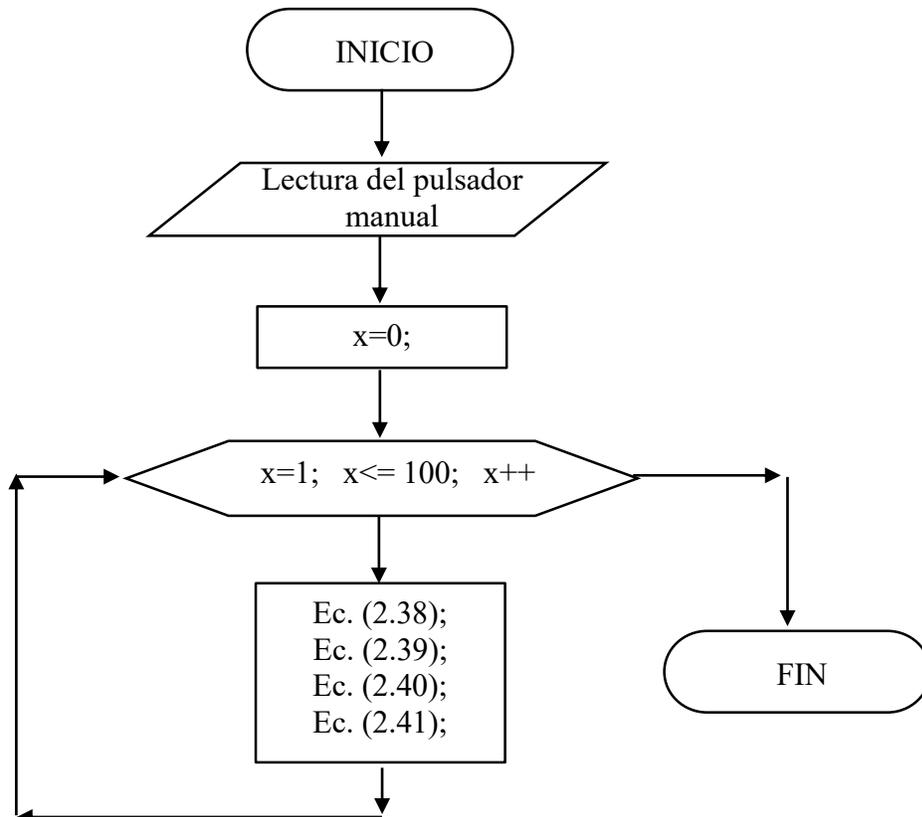


Figura 42. Diagrama de flujo de levante para usuario de exoesqueleto.

CONROL DE SENTADO

El control diagrama de control es exactamente el mismo que el de levante, con las mismas ecuaciones gobernantes pero corriendo de manera inversa.

El diagrama de flujo para el sentado del paciente se presenta a continuación:

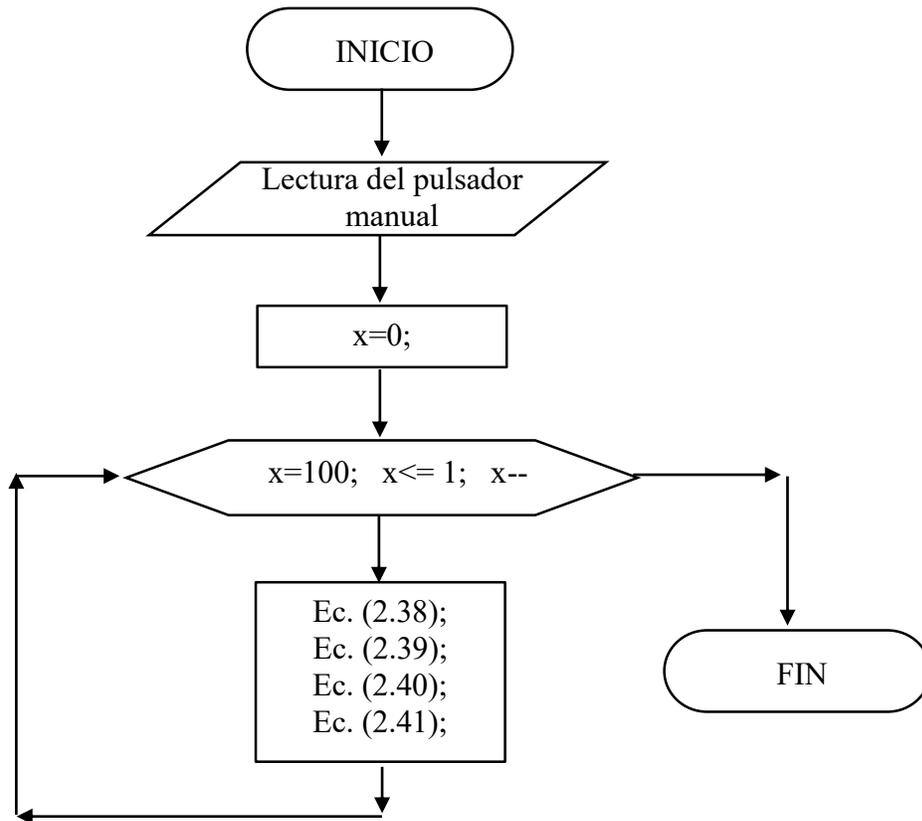


Figura 43. Diagrama de flujo para sentado de usuario de exoesqueleto.

CAPÍTULO 3. MODELO TRIDIMENSIONAL

“El diseño se considera como un arte y no como una ciencia”. Con esta frase se comenzó el proyecto de tesis hace casi 24 meses y hoy por fin toma sentido. El largo y complicado camino en el proceso de diseño tuvo decenas de consideraciones al criterio del diseñador, validando únicamente las propuestas a través de métodos analíticos y numéricos.

Se omitieron las consideraciones de diseño de muchos componentes durante el desarrollo de esta tesis, no con dolo, sino más bien por respeto al tiempo del lector pensando que cambiando, aumentando, o incluso retirando estos componentes, no afecta el diseño ni la funcionalidad en su esencia.

A continuación se presenta la ficha técnica del exoesqueleto robótico para miembros inferiores con aplicaciones biomédicas:

Tabla 12. Ficha técnica del exoesqueleto robótico propuesto.

Estatura mínima de usuario	1410 mm
Estatura máxima de usuario	1810 mm
Peso máximo de usuario	91.73 kg
Peso del dispositivo	14.695 kg
Tiempo efectivo mínimo de uso	42 minutos
Materiales	Aluminio Acero ABS Fibra de Carbono
Batería	12 V Litio Polímero
Controlador	Arduino Due
Funciones	Levante Sentado Marcha en línea recta
Velocidad máxima	1.18 km/h

Que sería un diseño en la cabeza de un diseñador sin el correcto mecanismo para transmitirlo. Haciendo uso de paquetes de Diseño Asistido por Computadora, se elaboraron representaciones pictóricas del modelo, y estas a su vez sirvieron para determinar su peso probable, centros de gravedad, momentos de inercia, y otro sinfín de propiedades físicas que ayudan los análisis mecánicos del ingeniero.



Figura 44. Vista isométrica del exoesqueleto robótico.

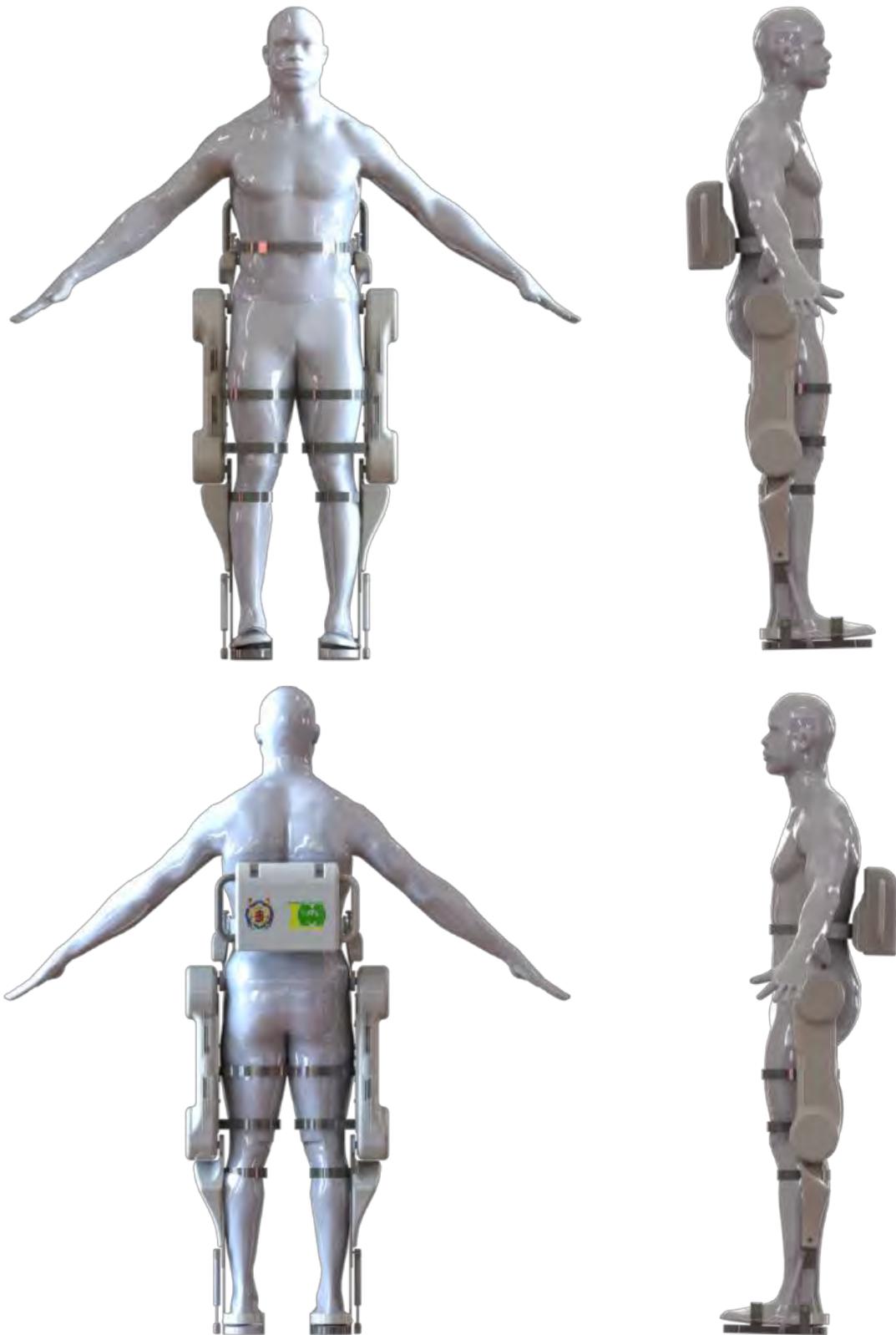


Figura 45. Vistas principales del exoesqueleto robótico.

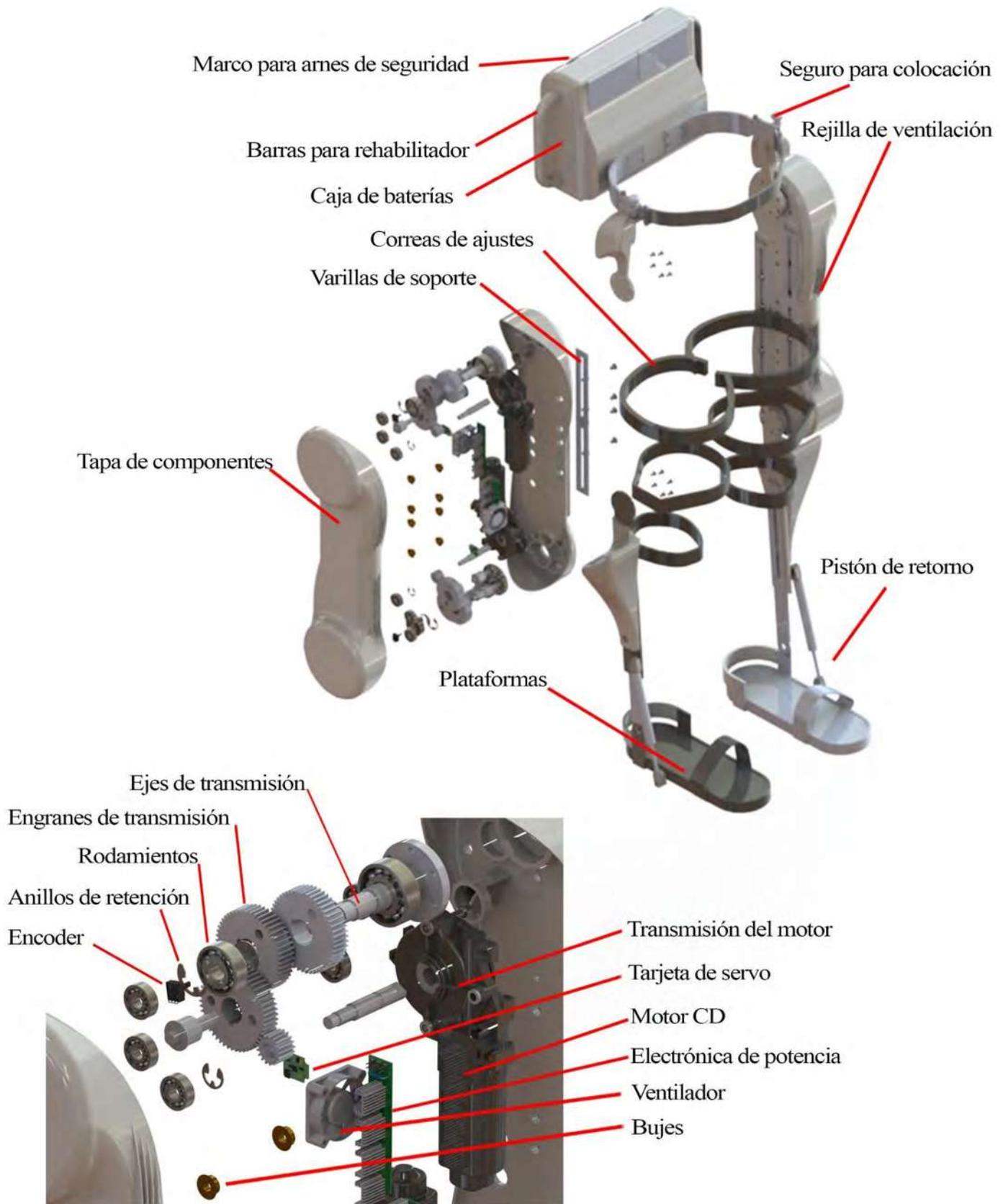


Figura 46. Vista explosionada del exoesqueleto robótico.

CONCLUSIONES

Se diseñó un exoesqueleto robótico bípedo para miembros inferiores con motores de corriente directa, capaz de mantener a una persona adulta con discapacidad motriz, de 1.81 metros de altura y un peso de más de 90 kg, de pie y caminando en línea recta, siempre y cuando no presente malformaciones en sus miembros inferiores o cadera, tenga buen control y fuerza desde el hombro hasta la punta de los dedos, y no presente patologías o traumatismos que no permitan la rehabilitación mecánica.

REFERENCIAS

- [1] A. L. Aguado Diaz, «Historia de las Deficiencias,» *Colección Tesis y Praxis*, 1993.
- [2] E. Álvarez del Castillo, «El derecho social y los derechos sociales mexicanos,» México, Porrúa, 1982.
- [3] Organización Mundial de la Salud, «Organización Panamericana de la Salud. Traumatismos causados por el tránsito y discapacidad,» OPS, Washington, 2011.
- [4] INEGI, «Las personas con discapacidad en México, una visión al 2010,» México, 2013.
- [5] M. A. Chávez Cardona, F. Rodríguez Spitia y A. Baradicta López, «Exoesqueletos para potenciar las capacidades humanas y apoyar la rehabilitación,» *Revista Ingeniería Biomédica*, vol. 4, n° 7, pp. 63-73, 2010.
- [6] N. F. Yagn, «inzhener-mehanik». Rusia 1890.
- [7] Parker Hannifin, «Indego Research,» Parker Hannifin, 2015. [En línea]. Available: <http://www.indego.com/indego/en/research>. [Último acceso: 27 Marzo 2015].
- [8] Berkley Robotics and Human Engineering Laboratory, «Research Projects/eLEGS,» Berkley Robotics, 2010. [En línea]. Available: <http://bleex.me.berkeley.edu/research/exoskeleton>. [Último acceso: 27 Marzo 2015].
- [9] The Washington Post, «A human exoskeleton,» 2013. [En línea]. Available: <http://www.washingtonpost.com/wp-dyn/content/article/2008/05/02/AR2008050203382.html>. [Último acceso: 18 Abril 2015].
- [10] P. R. Mondelo, E. Gregori, J. Blasco y P. Barrau, *Ergonomía 3, Diseño de puestos de trabajo*, Barcelona: Edición UPC, 1998.
- [11] C. Sanz Marco, «Cinesiología de la marcha humana normal».
- [12] I. Hun Jang, J. Young Jung, D. Yeon Lee, D. Wook Lee y H. Sub Park, «Crutch gait pattern for robotic orthoses by the use of feature extraction,» *Artif Life Robotics*, 2011.
- [13] T. L. Saaty, *Relative Measurement and its Generalization in Decision Making: Why Pairwise Comparisons are Central in Mathematics for the Measurement of Intangible Factors - The Analytic Hierarchy/Network*, RACSAM, 2008, pp. 251-254.
- [14] J. McCaffrey, «Test Run: The Analytic Hierarchy Process,» *MSDN Magazine*, 2005.

- [15] C. Posada, «TodoPic,» 2013. [En línea]. Available: <http://ar.geocities.com/chaly29web/index.html>. [Último acceso: 25 Abril 2015].
- [16] R. Stegger y S. H. Kim, «Control Scheme and Networked Control Architecture for the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton,» de *IEEE International Conference On Robotics And Automation*, Florida, 2006.
- [17] A. Chu y H. Kazerooni, «On the biomimetic design of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton,» de *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Barcelona, 2005.
- [18] A. Zoss, H. Kazerooni y A. Chu, «On the mechanical design of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton,» de *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2005.
- [19] C. Walsh, «Master of Science thesis Biomimetic design of an under-actuated leg exoskeleton for load-carrying augmentation,» Boston, 2006.
- [20] M. A. Chávez Cardona, F. Rodríguez Spitia y A. Baradicta López, «Exoesqueletos para potenciar las capacidades humanas y apoyar la rehabilitación,» *Revista Ingeniería Biomédica*, vol. 4, n° 7, pp. 63-73, 2010.
- [21] N. F. Yagn, «*inzhener-mehanik*». Rusia 1890.
- [22] Parker Hannifin, «Indego Research,» Parker Hannifin, 2015. [En línea]. Available: <http://www.indego.com/indego/en/research>. [Último acceso: 27 Marzo 2015].
- [23] Berkley Robotics and Human Engineering Laboratory, «Research Projects/eLEGS,» Berkley Robotics, 2010. [En línea]. Available: <http://bleex.me.berkeley.edu/research/exoskeleton>. [Último acceso: 27 Marzo 2015].
- [24] The Washington Post, «A human exoskeleton,» 2013. [En línea]. Available: <http://www.washingtonpost.com/wp-dyn/content/article/2008/05/02/AR2008050203382.html>. [Último acceso: 18 Abril 2015].
- [25] P. R. Mondelo, E. Gregori, J. Blasco y P. Barrau, *Ergonomía 3*, Diseño de puestos de trabajo, Barcelona: Edición UPC, 1998.
- [26] C. Sanz Marco, «Cinesiología de la marcha humana normal».
- [27] I. Hun Jang, J. Young Jung, D. Yeon Lee, D. Wook Lee y H. Sub Park, «Crutch gait pattern for robotic orthoses by the use of feature extraction,» *Artif Life Robotics*, 2011.

- [28] T. L. Saaty, Relative Measurement and its Generalization in Decision Making: Why Pairwise Comparisons are Central in Mathematics for the Measurement of Intangible Factors - The Analytic Hierarchy/Network, RACSAM, 2008, pp. 251-254.
- [29] J. McCaffrey, «Test Run: The Analytic Hierarchy Process,» *MSDN Magazine*, 2005.
- [30] C. Posada, «TodoPic,» 2013. [En línea]. Available: <http://ar.geocities.com/chaly29web/index.html>. [Último acceso: 25 Abril 2015].
- [31] R. Stegger y S. H. Kim, «Control Scheme and Networked Control Architecture for the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton,» de *IEEE International Conference On Robotics And Automation*, Florida, 2006.
- [32] A. Chu y H. Kazerooni, «On the biomimetic design of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton,» de *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Barcelona, 2005.
- [33] A. Zoss, H. Kazerooni y A. Chu, «On the mechanical design of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton,» de *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2005.
- [34] C. Walsh, «Master of Science thesis Biomimetic design of an under-actuated leg exoskeleton for load-carrying augmentation,» Boston, 2006.
- [35] P. R. Mondelo, E. Gregori, J. Blasco y P. Barrau, *Ergonomía* 3, Diseño de puestos de trabajo, Barcelona: Edición UPC, 1998.
- [36] C. Sanz Marco, «Cinesiología de la marcha humana normal».
- [37] I. Hun Jang, J. Young Jung, D. Yeon Lee, D. Wook Lee y H. Sub Park, «Crutch gait pattern for robotic orthoses by the use of feature extraction,» *Artif Life Robotics*, 2011.
- [38] T. L. Saaty, Relative Measurement and its Generalization in Decision Making: Why Pairwise Comparisons are Central in Mathematics for the Measurement of Intangible Factors - The Analytic Hierarchy/Network, RACSAM, 2008, pp. 251-254.
- [39] J. McCaffrey, «Test Run: The Analytic Hierarchy Process,» *MSDN Magazine*, 2005.
- [40] C. Posada, «TodoPic,» 2013. [En línea]. Available: <http://ar.geocities.com/chaly29web/index.html>. [Último acceso: 25 Abril 2015].
- [41] R. Stegger y S. H. Kim, «Control Scheme and Networked Control Architecture for the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton,» de *IEEE International Conference On Robotics And Automation*, Florida, 2006.

- [42] A. Chu y H. Kazerooni, «On the biomimetic design of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton,» de IEEE International Conference on Robotics and Automation, Barcelona, 2005.
- [43] A. Zoss, H. Kazerooni y A. Chu, «On the mechanical design of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton,» de IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2005.
- [44] C. Walsh, «Master of Science thesis Biomimetic design of an under-actuated leg exoskeleton for load-carrying augmentation,» Boston, 2006.
- [45] P. R. Mondelo, E. Gregori, J. Blasco y P. Barrau, Ergonomía 3, Diseño de puestos de trabajo, Barcelona: Edición UPC, 1998.
- [46] I. Hun Jang, J. Young Jung, D. Yeon Lee, D. Wook Lee y H. Sub Park, «Crutch gait pattern for robotic orthoses by the use of feature extraction,» Artif Life Robotics, 2011.
- [47] T. L. Saaty, Relative Measurement and its Generalization in Decision Making: Why Pairwise Comparisons are Central in Mathematics for the Measurement of Intangible Factors - The Analytic Hierarchy/Network, RACSAM, 2008, pp. 251-254.
- [48] J. McCaffrey, «Test Run: The Analytic Hierarchy Process,» MSDN Magazine, 2005.
- [49] C. Posada, «TodoPic,» 2013. [En línea]. Available: <http://ar.geocities.com/chaly29web/index.html>. [Último acceso: 25 Abril 2015].
- [50] R. Stegger y S. H. Kim, «Control Scheme and Networked Control Architecture for the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton,» de IEEE International Conference On Robotics And Automation, Florida, 2006.