



UNIVERSIDAD
DE PIURA

REPOSITORIO INSTITUCIONAL
PIRHUA

DISEÑO CAD Y ANÁLISIS CAE DE UNA ESTRUCTURA DE EXOESQUELETO PARA PERSONA ADULTA CON PARAPLEJÍA

Edgar Ávila-Palacios

Piura, junio de 2017

FACULTAD DE INGENIERÍA

Departamento de Ingeniería Mecánico-Eléctrica

Ávila, E. (2017). *Diseño CAD y análisis CAE de una estructura de exoesqueleto para persona adulta con paraplejía* (Tesis de licenciatura en Ingeniería Mecánico-Eléctrica). Universidad de Piura. Facultad de Ingeniería. Programa Académico de Ingeniería Mecánico-Eléctrica. Piura, Perú.



Esta obra está bajo una [licencia Creative Commons Atribución-NoComercial-SinDerivadas 2.5 Perú](#)

[Repositorio institucional PIRHUA – Universidad de Piura](#)

UNIVERSIDAD DE PIURA

FACULTAD DE INGENIERÍA



Diseño CAD y análisis CAE de una estructura de exoesqueleto para persona adulta con paraplejía.

**Tesis para optar el Título de
Ingeniero Mecánico Eléctrico**

Bach. Edgar Joel Avila Palacios

Asesor: Dr. Ing. Miguel Buenaventura Castro Sánchez

Piura, junio 2017

A Dios,
por guiarme, bendecirme y
darme fuerzas en la vida.

Prólogo

El ser humano siempre se ha enfrentado a dificultades que le limitan su supervivencia y avance evolutivo, en tal sentido, una de esas limitantes viene a ser la discapacidad que puede presentar su cuerpo. Por ejemplo, se sabe hoy en día que existe una gran cantidad de personas con alguna discapacidad motora que no les permite llevar una vida normal y cotidiana; esto limita a la persona tanto físicamente como mentalmente. Por ello existe la gran necesidad de desarrollar sistemas que permitan ayudar a estas personas, en la recuperación de la función física y permitir que se integren en la sociedad. Por lo tanto, la ciencia siempre busca avanzar en la tecnología para poder ayudar a estas personas.

La ingeniería tiene un rol importante como motor del avance constante de la humanidad. Tomando en cuenta que la ingeniería ha permitido entender al ser humano su contorno, la naturaleza, el funcionamiento de su propio cuerpo, procesos industriales y múltiples cosas que da al hombre la posibilidad de salir adelante. Por lo tanto, ofrece al ser humano la constante generación de nuevas tecnologías que ayudan a construir sociedades complejas y dar soluciones a problemas.

El avance de la cibernética ha permitido notables resultados para poder ayudar a las personas y obtener una mejor integración entre hombre-máquina. La cibernética tiene un papel importante ya que tiene un potencial prometedor para brindar un servicio internacional en la sociedad futura. Para llegar a ese punto se tuvo que pasar por múltiples estudios, investigaciones y experimentos con prototipos y simulaciones computacionales.

Tanto la tecnología de los exoesqueletos como de las sillas de ruedas se encuentran relacionadas, ya que ambas permiten ayudar a las personas discapacitadas. Se podría decir que ambas comienzan a surgir desde la antigüedad, una con la creación de apoyos para poder pararse y la otra con la creación de la rueda. Claro está que, los exoesqueletos abarcan la otra tecnología debido a que su solución abarca tanto las extremidades inferiores como superiores. A partir de eso se está avanzando en la tecnología, generando múltiples soluciones y mejoras para una misma problemática.

Por lo tanto, se plantea buscar diseñar una órtesis con características distintas a las órtesis convencionales y al mismo tiempo contribuya en el área del conocimiento de la bioingeniería en la Universidad de Piura y del Perú.

II

El desarrollo de esta tesis, abre la posibilidad de fortalecer las líneas de investigación en el campo de la biomecánica, diseño mecánico, tecnologías computacionales; así como la integración de los conocimientos multidisciplinarios, con la participación de profesores, investigadores del área de biomecánica, diseño mecánico y profesionales de la salud.

Resumen

En esta tesis se presenta el diseño y simulación de un sistema mecánico con la finalidad de facilitar el andar de las personas con discapacidad en sus miembros inferiores. Se planteó una estructura para la cintura, muslos, piernas y pies accionados con motores lineales. El diseño mecánico se realizó con software CAD – SOLIDWORKS, para los movimientos de flexión y extensión en los miembros inferiores; tomando en cuenta la eficiencia, ergonomía, fácil uso y seguridad de la persona. Para el análisis estático del prototipo, realizado con software CAE – SOLIDWORKS, se tomó en cuenta los esfuerzos, deformaciones, factor de seguridad y desplazamientos mayores que los requeridos empleando aluminio y acero como materiales. Para el análisis dinámico, con software CAE – SOLIDWORKS, se consideró las fases y periodos de la marcha humana. Permitiendo obtener un prototipo idóneo para la persona con discapacidad motriz en las extremidades inferiores y con la ayuda de un andador podrá desplazarse.

Índice general

Prólogo	I
Resumen	III
Índice de ilustraciones	VII
Índice de tablas	XV
Introducción.....	1
Capítulo 1: Conceptos generales	3
1.1. Aparato Locomotor.....	3
1.1.1. Sistema osteoarticular.....	4
1.1.2. Sistema muscular.....	6
1.1.3. Sistema nervioso.....	7
1.2. Paraplejía	9
1.2.1. Columna vertebral	9
1.2.2. Lesión Medular.....	10
1.3. Órtesis	12
1.4. Exoesqueleto.....	12
1.4.1. Actuadores	13
1.4.2. Motor Lineal	14
Capítulo 2: Estado del arte de Exoesqueletos.....	17
2.1. Hardiman	17
2.2. Exoesqueleto HAL.....	18
2.3. Exoesqueleto WPAL.....	19
2.4. Prototipo de exoesqueleto del MIT.....	20
2.5. Traje de la asistencia de potencia	21
2.6. Dispositivo de asistencia al caminar	22
2.7. BLEEX.....	23
Capítulo 3: Biomecánica del caminar de la persona.....	25

VI

3.1. Extremidades Inferiores	27
3.2. Movimientos articulares	27
3.2.1. Cadera	27
3.2.2. Rodilla	29
3.2.3. Pie	30
3.3. Fases de la marcha humana.....	32
Capítulo 4: Diseño Mecánico del Exoesqueleto con software CAD.....	35
4.1. Metodología de diseño	35
4.1.1. Diseño conceptual.....	36
4.1.2. Realización del diseño	36
4.1.3. Diseño final	36
4.2. Diseño del exoesqueleto	36
4.2.1. Realización del diseño	37
4.2.2. Diseño final	38
Capítulo 5: Simulaciones del Exoesqueleto con software CAE.....	55
5.1. Análisis estático	55
5.1.1. Condiciones reales.....	56
5.1.2. Parámetros de simulación.....	57
5.1.3. Características del mallado	64
5.1.4. Resultados del FEA	66
5.2. Análisis dinámico	77
5.2.1. Análisis dinámico lineal	77
5.2.2. Simulación de movimiento con Working Model	135
Conclusiones.....	143
Bibliografía.....	145
Anexos.....	149
ANEXO A-1	151
ANEXO A-2	155
ANEXO A-3	159
ANEXO A-4	163
ANEXO B-1	167
ANEXO B-2	171
ANEXO C-1	175
ANEXO C-2	179
ANEXO D-1	183

Índice de ilustraciones

Figura 1. 1 Sistema óseo del ser humano	5
Figura 1. 2 Tipos de articulaciones.....	5
Figura 1. 3 Cartílago.....	5
Figura 1. 4 Sistema muscular	6
Figura 1. 5 Clasificación de los músculos	7
Figura 1. 6 Sistema nervioso	7
Figura 1. 7 Sistema cerebroespinal.....	8
Figura 1. 8 Médula espinal	8
Figura 1. 9 Columna vertebral.....	10
Figura 1. 10 Unión vertebral.....	10
Figura 1. 11 Niveles vertebrales	11
Figura 1. 12 Actuadores	14
Figura 1. 13 Motor lineal.....	15
Figura 2. 1 Exoesqueleto Hardiman	18
Figura 2. 2 Evolución del exoesqueleto HAL	19
Figura 2. 3 Wearable Power-Assist Locomotor (WPAL)	20
Figura 2. 4 Prototipo de exoesqueleto del MIT	21
Figura 2. 5 Traje de la Asistencia de Potencia	22
Figura 2. 6 Traje de la Asistencia de Potencia	23
Figura 2. 7 Exoesqueleto de Extremidades Inferiores de Berkeley-BLEEX	24
Figura 3. 1 Referencia anatómica.....	26
Figura 3. 2 Ejes y movimientos de la cadera.....	29
Figura 3. 3 Ejes y movimiento de la rodilla	29
Figura 3. 4 Ejes y movimiento del pie.....	30
Figura 3. 5 Fases y períodos de la marcha humana	32

VIII

Figura 4. 1 Diseño preliminar del exoesqueleto	37
Figura 4. 2 Cinturón externo vista de planta	39
Figura 4. 3 Cinturón externo vista tridimensional	39
Figura 4. 4 Similitud entre cinturón externo y pelvis humana	40
Figura 4. 5 Cinturón interno vista de planta	40
Figura 4. 6 Cinturón interno vista tridimensional	41
Figura 4. 7 Motor lineal comercial	41
Figura 4. 8 Representación del motor en el diseño	41
Figura 4. 9 Mecanismo para la cadera vista de perfil	42
Figura 4. 10 Mecanismo para la cadera vista tridimensional	42
Figura 4. 11 Exoesqueleto del muslo vista de perfil	43
Figura 4. 12 Exoesqueleto del muslo vista tridimensional	44
Figura 4. 13 Motor lineal comercial	45
Figura 4. 14 Representación del motor en el diseño	45
Figura 4. 15 Mecanismo para los muslos vista de perfil	45
Figura 4. 16 Mecanismo para los muslos vista tridimensional	46
Figura 4. 17 Exoesqueleto de la pierna vista de perfil	47
Figura 4. 18 Exoesqueleto de la pierna vista tridimensional	47
Figura 4. 19 Motor lineal comercial	48
Figura 4. 20 Representación del motor en el diseño	48
Figura 4. 21 Mecanismo para las piernas vista de perfil	49
Figura 4. 22 Mecanismo para los muslos vista tridimensional	49
Figura 4. 23 Exoesqueleto del pie vista de perfil	50
Figura 4. 24 Exoesqueleto del pie vista tridimensional	50
Figura 4. 25 Motor lineal comercial	51
Figura 4. 26 Representación del motor en el diseño	51

Figura 4. 27 Mecanismo para los pies vista de perfil	52
Figura 4. 28 Mecanismo para los muslos vista tridimensional	52
Figura 4. 29 Diseño final del exoesqueleto, modelo CAD 3D	53
Figura 5. 1 índice de masa corporal, IMC	57
Figura 5. 2 Parámetros para el análisis estático.....	57
Figura 5. 3 Lista y selección de materiales para el diseño	58
Figura 5. 4 Materiales en las piezas del diseño	59
Figura 5. 5 Sujeción de piezas, piezas de geometría fija.....	59
Figura 5. 6 Puntos fijos en el diseño.....	60
Figura 5. 7 Cargas externas aplicadas en el diseño	60
Figura 5. 8 Carga externa de 80 kg.....	61
Figura 5. 9 Carga externa de 40 kg.....	61
Figura 5. 10 Carga externa de la gravedad.	62
Figura 5. 11 Carga externa de presión del cuerpo al diseño.....	62
Figura 5. 12 Carga externa de presión del cuerpo al diseño.....	63
Figura 5. 13 Diseño mecánico con cargas externas.....	63
Figura 5. 14 Características de la malla.....	64
Figura 5. 15 Mallado del diseño.....	64
Figura 5. 16 Mallado y las cargas externas en el diseño mecánico	65
Figura 5. 17 Ejecución del análisis estático.....	65
Figura 5. 18 Deformación unitaria equivalente	67
Figura 5. 19 Análisis de pandeo	68
Figura 5. 20 Amplitud resultante del pandeo en el exoesqueleto.....	69
Figura 5. 21 Esfuerzos de von Mises.....	71
Figura 5. 22 Desplazamiento de piezas en el diseño	72

Figura 5. 23 Tensión normal del eje X	73
Figura 5. 24 Tensión normal del eje Y	74
Figura 5. 25 Tensión normal del eje Z	75
Figura 5. 26 Factor de seguridad del exoesqueleto	76
Figura 5. 27 Condiciones y restricciones para el paso 1	78
Figura 5. 28 Esfuerzo de von Mises para el análisis dinámico lineal.....	79
Figura 5. 29 Desplazamientos resultantes para el análisis dinámico.....	79
Figura 5. 30 Deformación unitaria para el análisis dinámico.....	80
Figura 5. 31 Velocidad resultante para el análisis dinámico	80
Figura 5. 32 Aceleración resultante para el análisis dinámico	81
Figura 5. 33 Gráfica de esfuerzos von Mises vs Tiempo.	81
Figura 5. 34 Gráfica de frecuencias naturales vs N° de modo.	82
Figura 5. 35 Esfuerzo de von Mises para el análisis dinámico lineal.....	82
Figura 5. 36 Desplazamientos resultantes para el análisis dinámico.....	83
Figura 5. 37 Deformación unitaria para el análisis dinámico.....	83
Figura 5. 38 Velocidad resultante para el análisis dinámico.	84
Figura 5. 39 Aceleración resultante para el análisis dinámico.	84
Figura 5. 40 Condiciones y restricciones para el paso 2.	85
Figura 5. 41 Esfuerzo de von Mises para el análisis dinámico lineal.....	86
Figura 5. 42 Desplazamientos resultantes para el análisis dinámico.....	86
Figura 5. 43 Deformación unitaria para el análisis dinámico.....	87
Figura 5. 44 Velocidad resultante para el análisis dinámico.	87
Figura 5. 45 Aceleración resultante para el análisis dinámico.	88
Figura 5. 46 Gráfica de esfuerzos von Mises vs Tiempo.	88
Figura 5. 47 Gráfica de frecuencias naturales vs N° de modo.	89
Figura 5. 48 Esfuerzo de von Mises para el análisis dinámico lineal.....	89

Figura 5. 49 Desplazamientos resultantes para el análisis dinámico.....	90
Figura 5. 50 Deformación unitaria para el análisis dinámico.....	90
Figura 5. 51 Velocidad resultante para el análisis dinámico.	91
Figura 5. 52 Aceleración resultante para el análisis dinámico.	91
Figura 5. 53 Condiciones y restricciones para el paso 3.	92
Figura 5. 54 Esfuerzo de von Mises para el análisis dinámico lineal.....	93
Figura 5. 55 Desplazamientos resultantes para el análisis dinámico.....	93
Figura 5. 56 Deformación unitaria para el análisis dinámico.....	94
Figura 5. 57 Velocidad resultante para el análisis dinámico.	94
Figura 5. 58 Aceleración resultante para el análisis dinámico.	95
Figura 5. 59 Gráfica de esfuerzos von Mises vs Tiempo.	95
Figura 5. 60 Gráfica de frecuencias naturales vs N° de modo.	96
Figura 5. 61 Esfuerzo de von Mises para el análisis dinámico lineal.....	96
Figura 5. 62 Desplazamientos resultantes para el análisis dinámico.....	97
Figura 5. 63 Deformación unitaria para el análisis dinámico.....	97
Figura 5. 64 Velocidad resultante para el análisis dinámico.	98
Figura 5. 65 Aceleración resultante para el análisis dinámico.	98
Figura 5. 66 Condiciones y restricciones para el paso 4.	99
Figura 5. 67 Esfuerzo de von Mises para el análisis dinámico lineal.....	100
Figura 5. 68 Desplazamientos resultantes para el análisis dinámico.....	100
Figura 5. 69 Deformación unitaria para el análisis dinámico.....	101
Figura 5. 70 Velocidad resultante para el análisis dinámico.	101
Figura 5. 71 Aceleración resultante para el análisis dinámico.	102
Figura 5. 72 Gráfica de esfuerzos von Mises vs Tiempo.	102
Figura 5. 73 Gráfica de frecuencias naturales vs N° de modo.	103
Figura 5. 74 Esfuerzo de von Mises para el análisis dinámico lineal.....	103

Figura 5. 75 Desplazamientos resultantes para el análisis dinámico.....	104
Figura 5. 76 Deformación unitaria para el análisis dinámico.....	104
Figura 5. 77 Velocidad resultante para el análisis dinámico.	105
Figura 5. 78 Aceleración resultante para el análisis dinámico.	105
Figura 5. 79 Condiciones y restricciones para el paso 5.	106
Figura 5. 80 Esfuerzo de von Mises para el análisis dinámico lineal.....	107
Figura 5. 81 Desplazamientos resultantes para el análisis dinámico.....	107
Figura 5. 82 Deformación unitaria para el análisis dinámico.....	108
Figura 5. 83 Velocidad resultante para el análisis dinámico.	108
Figura 5. 84 Aceleración resultante para el análisis dinámico.	109
Figura 5. 85 Gráfica de esfuerzos von Mises vs Tiempo.	109
Figura 5. 86 Gráfica de frecuencias naturales vs N° de modo.	110
Figura 5. 87 Esfuerzo de von Mises para el análisis dinámico lineal.....	110
Figura 5. 88 Desplazamientos resultantes para el análisis dinámico.....	111
Figura 5. 89 Deformación unitaria para el análisis dinámico.....	111
Figura 5. 90 Velocidad resultante para el análisis dinámico.	112
Figura 5. 91 Aceleración resultante para el análisis dinámico.	112
Figura 5. 92 Condiciones y restricciones para el paso 6.	113
Figura 5. 93 Esfuerzo de von Mises para el análisis dinámico lineal.....	114
Figura 5. 94 Desplazamientos resultantes para el análisis dinámico.....	114
Figura 5. 95 Deformación unitaria para el análisis dinámico.....	115
Figura 5. 96 Velocidad resultante para el análisis dinámico.	115
Figura 5. 97 Aceleración resultante para el análisis dinámico.	116
Figura 5. 98 Gráfica de esfuerzos von Mises vs Tiempo.	116
Figura 5. 99 Gráfica de frecuencias naturales vs N° de modo.	117
Figura 5. 100 Esfuerzo de von Mises para el análisis dinámico lineal.....	117

Figura 5. 101 Desplazamientos resultantes para el análisis dinámico.....	118
Figura 5. 102 Deformación unitaria para el análisis dinámico.....	118
Figura 5. 103 Velocidad resultante para el análisis dinámico.	119
Figura 5. 104 Aceleración resultante para el análisis dinámico.	119
Figura 5. 105 Condiciones y restricciones para el paso 7.	120
Figura 5. 106 Esfuerzo de von Mises para el análisis dinámico lineal.....	121
Figura 5. 107 Desplazamientos resultantes para el análisis dinámico.....	121
Figura 5. 108 Deformación unitaria para el análisis dinámico.....	122
Figura 5. 109 Velocidad resultante para el análisis dinámico.	122
Figura 5. 110 Aceleración resultante para el análisis dinámico.	123
Figura 5. 111 Gráfica de esfuerzos von Mises vs Tiempo.	123
Figura 5. 112 Gráfica de frecuencias naturales vs N° de modo.	124
Figura 5. 113 Esfuerzo de von Mises para el análisis dinámico lineal.....	124
Figura 5. 114 Desplazamientos resultantes para el análisis dinámico.....	125
Figura 5. 115 Deformación unitaria para el análisis dinámico.....	125
Figura 5. 116 Velocidad resultante para el análisis dinámico.	126
Figura 5. 117 Aceleración resultante para el análisis dinámico.	126
Figura 5. 118 Condiciones y restricciones para el paso 8.	127
Figura 5. 119 Esfuerzo de von Mises para el análisis dinámico lineal.....	128
Figura 5. 120 Desplazamientos resultantes para el análisis dinámico.....	128
Figura 5. 121 Deformación unitaria para el análisis dinámico.....	129
Figura 5. 122 Velocidad resultante para el análisis dinámico.	129
Figura 5. 123 Aceleración resultante para el análisis dinámico.	130
Figura 5. 124 Gráfica de esfuerzos von Mises vs Tiempo.	130
Figura 5. 125 Gráfica de frecuencias naturales vs N° de modo.	131
Figura 5. 126 Esfuerzo de von Mises para el análisis dinámico lineal.....	131

Figura 5. 127 Desplazamientos resultantes para el análisis dinámico.....	132
Figura 5. 128 Deformación unitaria para el análisis dinámico.....	132
Figura 5. 129 Velocidad resultante para el análisis dinámico.	133
Figura 5. 130 Aceleración resultante para el análisis dinámico.	133
Figura 5. 131 Diseño del Exoesqueleto en Working Model.	137
Figura 5. 132 Posición angular de la marcha humana en OpenSim®.....	138
Figura 5. 133 Velocidad angular de la marcha humana en Matlab.	138
Figura 5. 134 Aceleración angular de la marcha humana en Matlab.	139
Figura 5. 135 Posición angular de la cadera.....	139
Figura 5. 136 Velocidad angular de la cadera.	140
Figura 5. 137 Aceleración angular de la cadera.	140
Figura 5. 138 Posición angular de la rodilla.....	140
Figura 5. 139 Velocidad angular de la rodilla.	141
Figura 5. 140 Aceleración angular de la rodilla.	141
Figura 5. 141 Posición angular del tobillo.....	141
Figura 5. 142 Velocidad angular del tobillo.....	142
Figura 5. 143 Aceleración angular del tobillo.	142

Índice de tablas

Tabla 3. 1 Valores limitantes del movimiento de las extremidades inferiores.....	31
Tabla 3. 2 Fases de la marcha y parámetros.	33
Tabla 5. 1 Simbología empleada por el software CAE, SOLIDWORKS.	67
Tabla 5. 2 Factor de carga para cada modo de pandeo analizado.	69
Tabla 5. 3 Cuadro comparativo del análisis estático del exoesqueleto	76
Tabla 5. 4 Cuadro comparativo con valores máximos del análisis dinámico lineal.....	134

Introducción

El propósito de esta investigación es diseñar y simular un sistema mecánico que facilite el desplazamiento de las personas con discapacidad en sus miembros inferiores, que padecen paraplejía.

Con el estudio que se desarrollará en esta tesis se espera tener un diseño computacional de un mecanismo para la cintura, muslos, piernas y pies accionados con motores lineales.

Para llevar a cabo el proyecto de tesis es necesario tener muy claros los conceptos generales que nos permitan entender plenamente el problema a resolver. Entonces, en primer lugar, se procedió a investigar sobre la paraplejía, sus causas y las consecuencias en la persona. Además, de definir los conceptos básicos para resolver o ayudar en la medida posible a las personas con esta enfermedad; así como, las partes que incluyen la solución.

La línea de investigación de biomecánica lleva largo tiempo desarrollándose alrededor del mundo. Por lo tanto, es necesario un estado del arte sobre soluciones brindadas en todo el mundo y los diseños obtenidos. Esto, integra el punto de partida para proceder a diseñar una estructura de exoesqueleto. Se realizó una amplia investigación en la bibliografía sobre los diferentes sistemas mecánicos, las posibles modificaciones y mejoras de estos que permite encontrar una diferente y más adecuada solución.

A continuación, se investigó sobre el funcionamiento del cuerpo humano para una completa comprensión de su estructura muscular esquelética. También, se realizó un estudio con respecto a sus referencias anatómicas, para entender los grados de libertad de las extremidades inferiores. Por último, se investigó sobre el funcionamiento de las extremidades inferiores, las fases y períodos de la marcha humana que son básicos para definir las limitaciones en el diseño del exoesqueleto.

Posteriormente, se explica el diseño mecánico del exoesqueleto realizado para que cumpla con las necesidades del paciente con paraplejía; tales como: los movimientos de flexión y extensión en las extremidades inferiores, ergonomía, fácil uso y seguridad para

el paciente. Todo es posible empleando un software CAD, SOLIDWORKS. El diseño fue evolucionando a medida que se definían más claramente los requerimientos.

Finalmente, para saber que el diseño obtenido era el óptimo se realizaron las simulaciones del exoesqueleto. Se hizo una exhaustiva evaluación del mismo para saber si cumplía con lo planteado realizando dos tipos de análisis: el análisis estático, para saber si el diseño soporta los esfuerzos necesarios cuando el paciente se encuentra de pie y dentro del exoesqueleto; el análisis dinámico, que permite evaluar si el diseño cumple con los requerimientos de flexión y extensión cuando el paciente se encuentra caminando, y todos los esfuerzos generados en este estado. Para ello, se emplea el análisis por elementos finitos en un software CAE, SOLIDWORKS.

Capítulo 1

Conceptos generales

Desde sus orígenes, el ser humano se ha valido del avance tecnológico, utilizándolo como una herramienta para entender su entorno y sobrevivir en el mundo. A medida que el hombre progresaba, la tecnología lo hacía con él, ayudándole a enfrentar nuevos retos y dar solución a cualquier tipo de problema.

Para avanzar, tuvieron que conocer su entorno, conocerse a sí mismos. Se interesaron por saber sobre múltiples aspectos del cuerpo humano, tales como: sus miembros, funcionamiento, etc. El cuerpo humano es uno de los organismos más complejos e interesantes que puedan existir, desde su nivel íntegro (en el que cada sistema tiene alguna función asociada con otro) hasta el nivel atómico, en el que cada partícula tiene una función específica en el comportamiento adecuado del ser humano. Los sistemas principales del cuerpo humano son: sistema digestivo, sistema endocrino, sistema respiratorio, sistema óseo articular, sistema muscular, sistema nervioso, sistema reproductor, sistema urinario, sistema linfático y el sistema circulatorio. Las funciones de cada uno de ellos, relacionadas entre sí permite a nuestro cuerpo trabajar en perfecta sincronía y equilibrio, un claro ejemplo es el aparato locomotor. El aparato locomotor está formado por el sistema óseo articular y el sistema muscular, permitiendo al cuerpo humano realizar cualquier tipo de movimiento.

En este capítulo se busca tener clara la composición y el correcto funcionamiento del aparato locomotor para poder saber qué solución se puede brindar a la persona discapacitada. Además, se explicará sobre la enfermedad de paraplejía para poder entender la causa y las consecuencias que le produce a la persona que la posee. Posteriormente, se abarca qué solución se da al problema del movimiento de estas personas; ya sea, en la rehabilitación para recuperar el movimiento o la completa ayuda al sistema motriz para su desplazamiento.

1.1. Aparato Locomotor

Conocido como sistema músculo-esquelético se encuentra conformado por los sistemas osteoarticular y el sistema muscular. El primer sistema, formado por los huesos,

articulaciones y cartílagos. El segundo, por los músculos y tendones que unen los huesos. Además, se encuentran presentes los tejidos como el sanguíneo, nervioso y adiposo. Estos, permiten al ser humano moverse en respuesta a las órdenes recibidas del sistema nervioso, a su vez, conforman la estructura y soporte al cuerpo y órganos internos. Siendo el esqueleto, el elemento pasivo; los músculos, elementos activos y los tejidos nerviosos los encargados de coordinar el movimiento.

1.1.1. Sistema osteoarticular

El sistema osteoarticular, se encuentra conformado por los huesos, articulaciones y cartílagos. Su perfecta coordinación mantiene la postura del cuerpo humano, se puede desplazar y realizar múltiples acciones.

El hueso es un tejido que combina células vivas (osteocitos) y materiales inertes (sales de calcio). De esta unión surge la fuerza, pero también la ligereza y la resistencia de los huesos. Los huesos se están renovando constantemente [1]. Estos pueden ser de tres tipos: largos, cortos y planos. El exoesqueleto de una persona adulta está formado por 206 huesos y se encuentra estructurado tal como se puede apreciar en la Figura 1. 1. Está dividido en dos partes: axial y apendicular; siendo el axial, la línea media del cuerpo (cráneo, columna vertebral y caja torácica) y el apendicular, el que comprende las extremidades y las cinturas óseas.

Las articulaciones permiten que el cuerpo se mueva de muchas maneras. Algunas articulaciones se abren y se cierran como una bisagra (es el caso de las rodillas y los brazos), mientras que otras permiten realizar movimientos más complejos: el hombro o la articulación de la cadera, por ejemplo, permiten al ser humano realizar movimientos hacia adelante, hacia atrás, laterales y giratorios [2]. Se dividen en tres grandes grupos: las móviles o sinoviales, las fijas o fibrosas, y las cartilaginosas. Ver Figura 1. 2.

Los cartílagos protegen a los huesos de las fricciones, sirviendo de amortiguamiento para ellos (meniscos). Además, son los responsables del crecimiento de los huesos. (Ver Figura 1. 3).

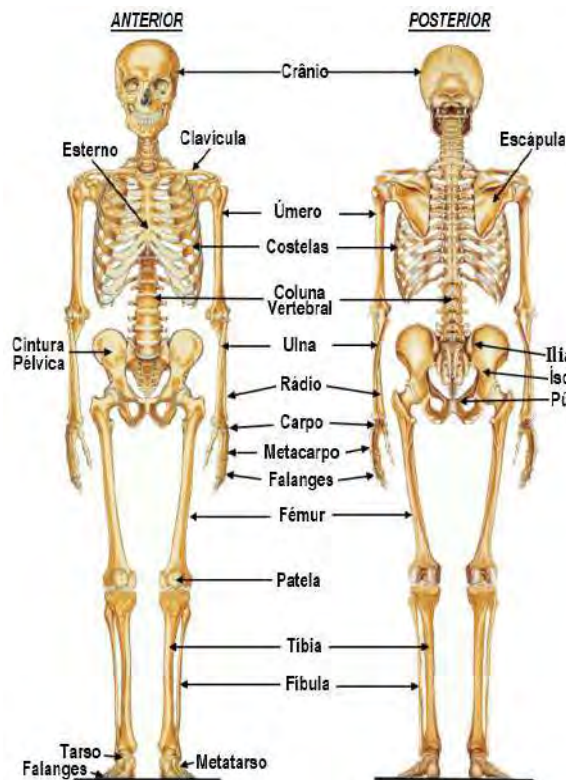


Figura 1. 1 Sistema óseo del ser humano

Fuente: <http://www.anatomiapatologica.com.br/inicio/patologia/901>

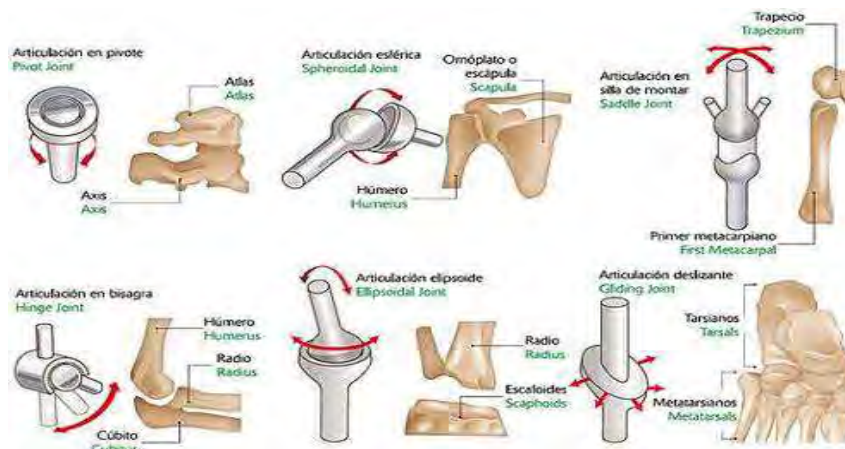


Figura 1. 2 Tipos de articulaciones

Fuente: <http://arribasalud.com/articulacion-sinovial/>

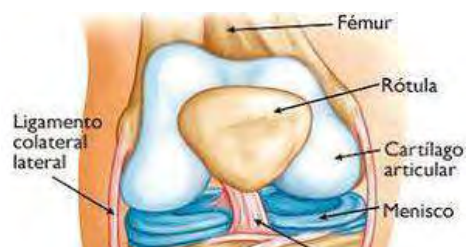


Figura 1. 3 Cartilago

Fuente: <http://www.laverdad.es/murcia/20140219/mas-actualidad/sociedad/salud-cuidado-lesiones-201402191905.html>

De esta manera, se puede conocer el funcionamiento del sistema óseo del cuerpo humano durante la realización de un movimiento. Para así, entender que los huesos, las articulaciones y los cartílagos brindan el soporte y sostén del cuerpo humano y órganos internos, así como, los diferentes grados de libertad necesarios para el movimiento.

1.1.2. Sistema muscular

El sistema muscular corporal (Figura 1. 4) está formado por 650 músculos que ayudan al movimiento, permiten que la sangre fluya y a otras funciones corporales. Los músculos son órganos de fibras contráctiles encargados de la actividad locomotora. Anatómicamente pueden ser: estriados y lisos; siendo los primeros los encargados de la acción voluntaria y los segundos, de la acción involuntaria. Los músculos lisos de los músculos esqueléticos son estimulados por una terminal nerviosa.

La inserción de los músculos en los huesos se realiza mediante tendones y membranas fibrosas llamadas aponeurosis. Según su forma los músculos pueden ser: fusiformes o alargados, unipenniformes, bipenniformes, multipenniformes, anchos, orbiculares, cortos, bíceps, digástricos, poligástricos y aplanados. Según su acción (Revisar la Figura 1. 5) se clasifican en: agonista (siguen la misma dirección), antagonista (se oponen en la acción del movimiento) y sinergista (ayudan indirectamente a un movimiento, a un agonista). Según su movimiento, se dividen en: flexores, extensores, abductores (separación del plano de referencia), rotadores (dos tipos de movimiento de rotación: pronación y supinación), y fijadores o estabilizadores (mantienen un segmento en una posición, pueden usar una dirección o varias direcciones a la vez). [3]



Figura 1. 4 Sistema muscular

Fuente: <http://elmusculohumano.blogspot.nl/>

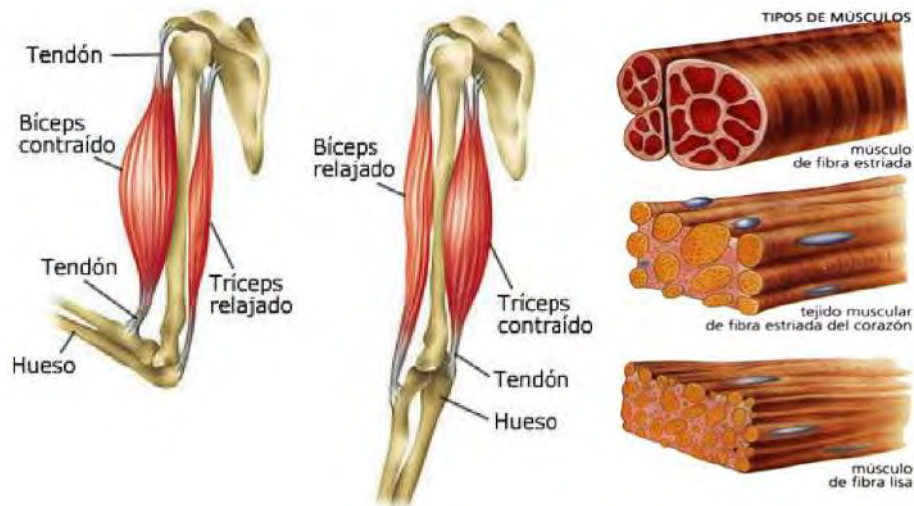


Figura 1. 5 Clasificación de los músculos
Fuente: <http://elmusculohumano.blogspot.nl/>

1.1.3. Sistema nervioso

Es un conjunto de órganos y una red compleja de tejidos nerviosos cuya unidad básica son las neuronas, éstas se disponen dentro de un armazón con células no nerviosas llamadas neuroglia. El sistema tiene tres funciones básicas: la sensitiva, la integradora y la motora.

La función sensitiva, permite al cuerpo humano reaccionar ante estímulos internos y externos del organismo. La función integradora, analiza, almacena y toma de decisiones. La función motora se encarga de responder a los estímulos iniciando contracciones musculares o secreciones glandulares [4].

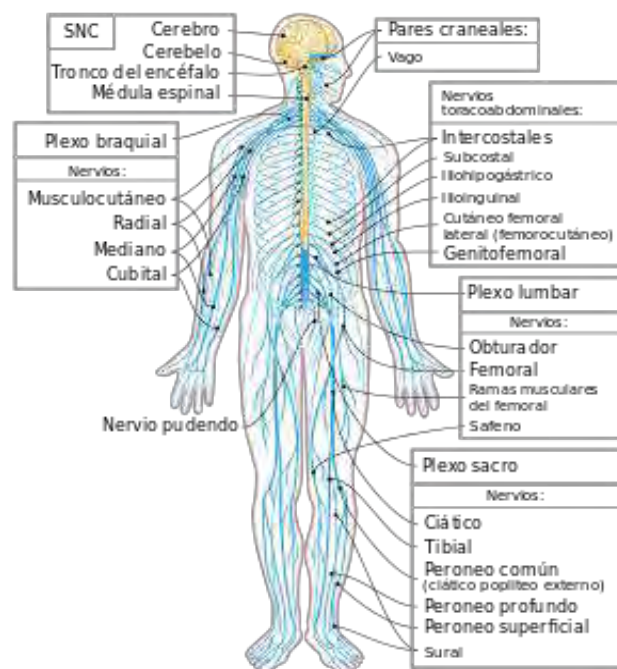


Figura 1. 6 Sistema nervioso
Fuente: https://es.wikipedia.org/wiki/Sistema_nervioso

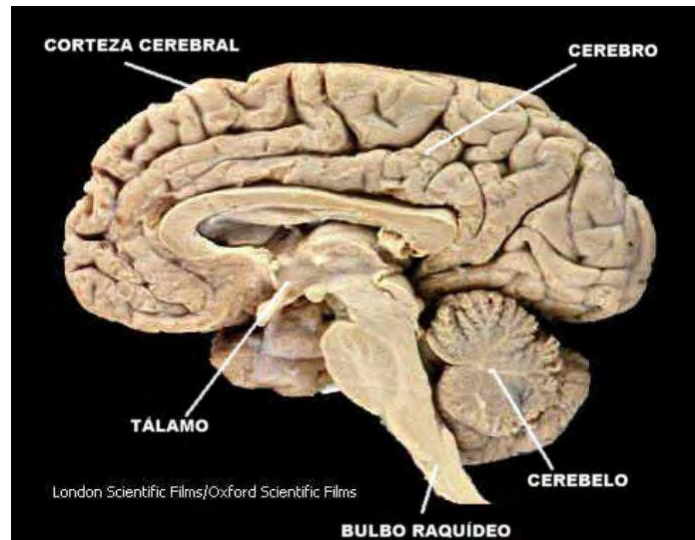


Figura 1. 7 Sistema cerebroespinal

Fuente: <http://cantinygamboa.org/Alumnos/Maybelline%20y%20Pamela/sistemanervioso.html>

El sistema nervioso se divide en dos: el sistema nervioso central (SNC) y el sistema nervioso periférico (SNP); tal como se puede apreciar en la Figura 1. 6. El primero, se encuentra conectado con los receptores sensitivos, los músculos y las glándulas de las zonas periféricas del organismo por medio del segundo sistema. El sistema nervioso central se encuentra formado por el encéfalo, cerebelo, la lámina cuadrigémina, el tronco del encéfalo o bulbo raquídeo, y por la médula espinal. En la Figura 1. 7 se puede apreciar el sistema cerebroespinal y en la Figura 1. 8 se observa la médula espinal.

El sistema nervioso periférico se divide en: sistema nervioso somático y sistema nervioso vegetativo o autónomo. El primero permite los movimientos voluntarios (movimientos de extremidades) y el segundo, controla las acciones involuntarias (movimientos de órganos internos como el corazón o pulmones).

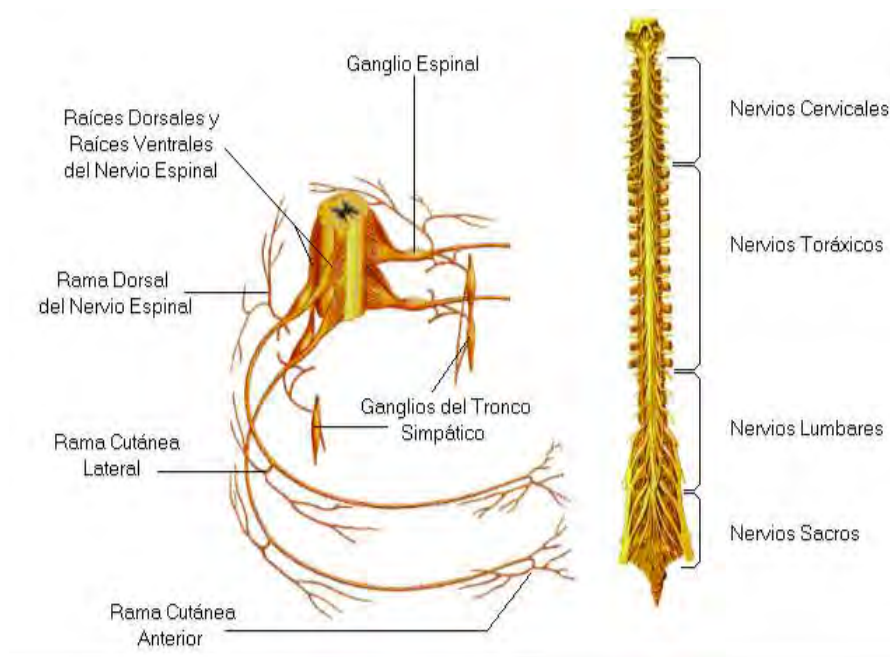


Figura 1. 8 Médula espinal

Fuente: <http://algoleia.blogspot.nl/2008/10/la-mdula-espinal-primera-estacin-del.html>

El sistema somático abarca todas las estructuras del sistema nervioso central y del sistema nervioso periférico (SNP), encargadas de conducir información aferente (sensitiva) consciente e inconsciente, y también de llevar información del control motor al músculo esquelético [5]. También, está compuesto por: nervios espinales o medulares, los cuales envían información sensorial al sistema nervioso central y reciben órdenes motoras desde la médula espinal al control de la musculatura; y los nervios craneales, son los que envían información sensorial desde el cuello y la cabeza hacia el sistema central, así como reciben órdenes motoras para el control de la musculatura del cuello y la cabeza.

1.2. Paraplejía

Hoy en día, existen múltiples enfermedades que pueden afectar las funciones del aparato locomotor, llamadas enfermedades neuromusculares, las cuales producen una discapacidad motora y acarrear problemas en la marcha haciendo imposible el caminar o mantener la posición de equilibrio vertical de la persona. Estas pueden ser: enfermedades neurológicas de tipo cerebro - vasculares, lesiones medulares o daños cerebrales traumáticos. Estas enfermedades son: cuadriplejía, hemiplejía, paraplejía, diplejía y tetraplejía.

La paraplejía es la parálisis de la mitad inferior del cuerpo [6]. “La lesión o la enfermedad del sistema nervioso que afecta la capacidad para mover ambas piernas” (Smith Nathalie, 2013 [en línea]) o “la inmovilidad de las piernas por algún tipo de lesión en la médula espinal” (Care Notes, 2016 [en línea]). Esta enfermedad o lesión puede ser congénita o producto de un golpe que afecta directamente al nervio espinal torácico de la persona.

También conocida como lesión de cola de caballo. Se denomina como cola de caballo a la masa de los nervios que se extienden de la médula espinal en la región lumbar entre la primera y segunda ramificación de la columna vertebral. Por lo tanto, puede causar parálisis completa o parcial de las extremidades inferiores del cuerpo humano.

Tanto la paraplejía como la cuadriplejía son causadas con frecuencia por lesión traumática de la columna vertebral, pero también por diferentes enfermedades nerviosas como la esclerosis múltiple y la esclerosis lateral amiotrófica. Mayormente, las lesiones en la columna vertebral son causadas por accidentes.

Solo en el Perú, existen más de un millón y medio de personas discapacitadas, de las cuales cerca de 860 000 tienen limitaciones para caminar (INEI, 2013) [7]. Gran parte de este grupo no puede desarrollarse en el sector laboral, vulnerando sus derechos, exponiéndolos a excluirse de la sociedad.

1.2.1. Columna vertebral

Veintiséis huesos articulados entre sí conforman la columna vertebral, los que le confieren una estructura curvada y flexible [8]. La columna vertebral es el apoyo axial del tronco y va desde el cráneo hasta su punto de anclaje en la pelvis; tal como se puede apreciar en la Figura 1. 9. Dentro de la columna vertebral existe una cavidad central y en ella se encuentra la médula espinal, la cual es rodeada y protegida por los huesos.



Figura 1. 9 Columna vertebral

Fuente: <https://es.slideshare.net/azanero33/la-columna-vertebral>

Además, es el punto de anclaje de las costillas y de los músculos de la espalda. Tal como se ha explicado anteriormente, existe un sistema complejo de apoyos y tirantes: los ligamentos y los músculos del tronco son el soporte de la columna.

Los ligamentos se clasifican en: ligamento vertebral común anterior y ligamento vertebral común posterior; así como otros ligamentos más pequeños (amarillos, interespinosos, etc.).

En una persona adulta media, la columna vertebral puede medir alrededor de 70 cm de largo y tiene cinco divisiones principales: cervical, dorsal o torácica, lumbar, sacro y coxis.

Las curvas de la columna permiten un aumento en la resistencia y la flexibilidad de la misma; debido a que las vértebras se encuentran separadas por los discos intervertebrales (Figura 1. 10). Los discos permiten la absorción de golpes durante la marcha, el salto y la carrera, esto permite la flexibilidad frente a la extensión, la flexión y la laterización.

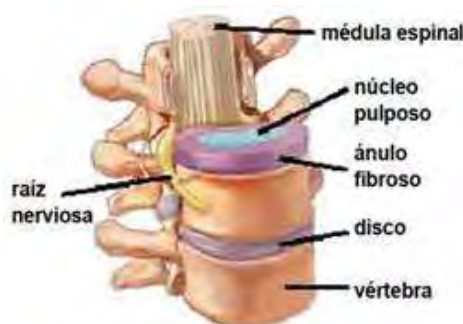


Figura 1. 10 Unión vertebral

Fuente: <http://columnavertebral.net/>

1.2.2. Lesión Medular

Este término hace referencia a los daños sufridos en la médula espinal a consecuencia de un traumatismo o de una enfermedad o degeneración. Los síntomas, que dependen de la

gravedad de la lesión y su localización en la médula espinal, pueden incluir la pérdida parcial o completa de la sensibilidad o del control motor en brazos o piernas e incluso en todo el cuerpo (Organización Mundial de la Salud, OMS).

Existen diferentes grados de severidad de la lesión medular de acuerdo con ASIA (American Spinal Injury Association) que van del grado A (lesión medular completa) al grado E (funciones motoras y sensoriales normales). En los grados C y D, la función motora es preservada parcialmente. Estos sujetos de grado C y D, llamados lesionados medulares incompletos, son capaces de mantener una marcha patológica con elevado coste metabólico y con ayuda de soportes externos, como muletas (A. Zissimopoulos y otros, 2007) [13].

Para saber la condición del paciente es importante evaluar los músculos abdominales y paravertebrales (Figura 1. 11), los cuales mantienen el equilibrio para sentarse, ponerse de pie y caminar durante la rehabilitación. Para ello, se debe tener en cuenta lo siguiente (Narváez, 2011, p. 18):

- D1 a D8: Una lesión en este segmento puede efectuar todas las actividades en silla de ruedas, pero incorporarse desde el suelo hacia la silla de ruedas es difícil para personas con lesiones de D1 a D4. Esto se debe a que el control del tronco es difícil o imposible.
- D6: Un parapléjico tiene la musculatura de las extremidades superiores al tórax íntegra, y puede equilibrarse por sí mismo.
- D9 a D12: Puede caminar por sí solo con un aparato ortopédico colocado a lo largo de sus piernas y con muletas.
- L1 a L3: El paciente puede andar con soportes en sus piernas y muletas para antebrazo.

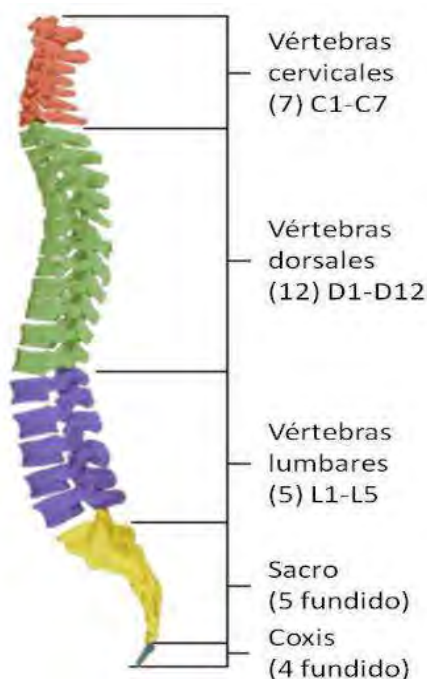


Figura 1. 11 Niveles vertebrales
Fuente: Narváez, 2011, p. 13

Entonces, se puede decir que la paraplejía puede obedecer a una lesión ubicada en cualquier parte de las vértebras desde D1 a L1, pero son más comunes las lesiones entre D12 y L1 [14].

“La médula espinal termina en L1 y L2 momento en el que unos manojos de nervios viajan hacia abajo a través de las vértebras lumbares y sacras. Lesión a estos nervios provocará la pérdida parcial o completa del movimiento y la sensación” (Opiniones2016, 2010 [en línea]).

1.3. Órtesis

Según la definición de la Organización Internacional de Normalización (en inglés: *International Organization for Standardization, ISO*), “es un apoyo u otro dispositivo externo aplicado al cuerpo para modificar los aspectos funcionales o estructurales del sistema neuromusculoesquelético” (Levy, Ana E. y Cortés, José M., 2003[16]).

Es útil para el sostén, alineamiento o corrección de deformidades, mejorando la funcionalidad del aparato locomotor. También, se denomina órtesis al conjunto de dispositivos que protegen huesos o tejido blando. A diferencia de las prótesis no sustituye un órgano o miembro con alguna deficiencia. Por lo tanto, en base a su función, son clasificadas en: estabilizadoras, funcionales, correctoras y protectoras.

En este caso, se tratarán las órtesis activas (dinámicas) y pasivas (estáticas).

Existen dos principales ramas de desarrollo del dispositivo según su uso: exoesqueleto y la órtesis activa. Las primeras, empleadas para amplificar la fuerza de quien la usa durante su desempeño, así como, su resistencia. Por lo general, son utilizadas en ambientes industriales y militares. Las segundas, son una tecnología de asistencia para las personas con discapacidad motora para los centros de rehabilitación o terapéuticos.

Debido a los progresos paulatinos de estos dispositivos, no se ha construido dispositivo alguno para uso cotidiano, sino dispositivos usados en centros terapéuticos.

Por lo tanto, se espera con el avance de la tecnología, la mejora de los mecanismos y el devenir de las investigaciones en esta área, se obtenga un producto de fácil uso y de bajo costo para este sector.

En este marco, se ha planteado desarrollar un exoesqueleto que tenga integrado un sistema mecatrónico, en el cual los actuadores provean de fuerza y movilidad a las articulaciones del paciente, al que se denominará usuario. A su vez, esta estructura actúa como soporte y fuente de movimiento del paciente, asemeja la marcha humana con dos grados de libertad de las extremidades inferiores.

1.4. Exoesqueleto

Es un mecanismo estructural externo acoplado a la persona que permite el movimiento de sus extremidades con mayor independencia de locomoción. Este mecanismo permite emular las juntas y eslabones del cuerpo humano, los cuales, emplean actuadores para

brindar la fuerza necesaria y la movilidad a las articulaciones. Para ello, es necesario una interface hombre-máquina para el control de los actuadores para que puedan transferir la potencia mecánica necesaria al exoesqueleto.

Durante mucho tiempo, el hombre ha empleado armaduras como exoesqueletos artificiales para la protección del cuerpo en los combates. Poco a poco fueron empleados con propósitos médicos e industriales.

Los exoesqueletos actuales se enfocan en brindar: independencia motora, mayor eficiencia, menor peso, tamaño de actuadores menores, nuevos materiales y mejor sistema de control con patrones de marcha más estables. Pero es necesario incrementar la confiabilidad de los sistemas y reducir los costos totales con la finalidad que sean comercialmente disponibles.

Los mecanismos son clasificados de la siguiente forma: mecanismos para soporte postural, mecanismos de rehabilitación y mecanismos de asistencia o sustitución de funciones del cuerpo humano. El primer mecanismo, orientado a corregir una mala postura o limitar el movimiento para su curación. El segundo, orientado para emular los movimientos de alguna extremidad lastimada y de uso en la rehabilitación. El tercero, proporciona movilidad de alguna extremidad y de uso permanente para el paciente.

En este proyecto se tratará a detalle el diseño de la estructura mecánica y la correcta posición de los actuadores que permitirán el movimiento de las partes del exoesqueleto. Por lo tanto, se explicará brevemente la función de los actuadores, y con mayor detalle, el elegido para esta aplicación.

1.4.1. Actuadores

El movimiento de las articulaciones en el cuerpo humano es muy complejo debido a sus muchos grados de libertad. Para las personas con alguna discapacidad motora es muy difícil controlar este movimiento. Por lo tanto, es necesario reproducir o imitar los movimientos humanos (locomoción artificial) a través de un dispositivo mecánico que ayude con esta función. Este dispositivo es el actuador, que permite convertir la energía que posee (hidráulica, neumática o eléctrica) en una mecánica (activación del movimiento de algún mecanismo).

Además, es importante conocer el Sistema Músculo Esquelético humano (huesos, articulaciones y músculos) puesto que son los encargados del sostén, protección, estabilidad y de los movimientos voluntarios de la persona, tal como son: el caminar, agarrar, inclinarse, abrir y cerrar los ojos, etc.

Con respecto al tejido muscular esquelético, tiene las siguientes propiedades fisiológicas: Excitabilidad, Contractibilidad, Extensibilidad y Elasticidad. “Y características, tales como: densidad de energía (0.07 J/cm³), velocidad de respuesta (<100ms) y recorrido útil (>40%)” (Gómez H, Andrés y otros, 2009, p. 54).

Entonces, es evidente que era necesario buscar un mecanismo similar al músculo (automatizar la actuación de dispositivos). Actualmente existen dos tipos de actuadores: Lineales y Rotatorios (Figura 1. 12).

Siendo los actuadores lineales generadores de una fuerza en línea recta similar a un pistón. Los actuadores rotatorios generan una fuerza rotatoria similar a un motor eléctrico. En el estudio empleamos los actuadores lineales en el diseño del exoesqueleto.



Figura 1. 12 Actuadores

Fuente: <http://www.gates.com.mx/seccion07.asp?subseccion=41>

Hay que elegir qué actuador usar y tener en cuenta lo siguiente: los actuadores hidráulicos y neumáticos transmiten grandes energías, pero son de gran tamaño y emplean accesorios para su operación aumentando el peso al exoesqueleto; y con los actuadores electromagnéticos se han obtenido patrones de marcha aceptables durante varias sesiones, son dispositivos limpios, silenciosos y comerciales pero su desventaja también es el peso y su tamaño. Por ello, se decidió usar los actuadores electromagnéticos para el diseño, por su ventaja en la marcha y a la vez emplear los motores de menor tamaño con un diseño adecuado para su óptima ubicación y eficiencia.

Se ha concluido que los motores lineales son idóneos para que se realice los trabajos de flexión y extensión de las extremidades inferiores tanto en los pies, piernas, muslos y cadera. Esto permite que se tenga los dos grados de libertad que se desean para el paciente con paraplejía. Y con un correcto control de los actuadores se puede conseguir el objetivo del proyecto, pero solo se va a estudiar la influencia de la posición de los mismos en el diseño mecánico del exoesqueleto.

1.4.2. Motor Lineal

Es un motor eléctrico con estator y rotor para producir una fuerza lineal en el sentido de su longitud, donde la fuerza aplicada es linealmente proporcional a la corriente eléctrica y al campo magnético (fuerza de Lorentz). “Es un motor de inducción lineal del tipo de motor asíncrono, en el que se ha sustituido el movimiento de rotación de la máquina por una de traslación” (Pérez C., 2011, p-23). Existen dos categorías: de baja y de alta aceleración.

“El motor lineal provee un esfuerzo de propulsión sin ningún medio de transmisión mecánica y con solo el vínculo electromagnético entre las partes fijas y móviles” (Mosconi L., 2012, p-1). No necesitan engranajes, tornillos, ejes, etc. Esto proporciona ciertas ventajas [17]:

- Mayores valores de aceleración.
- Construcción simple y robusta.
- Bajos costos de mantenimiento y disponibilidad de componentes.
- Reducidos niveles de ruido y de vibración.

Existen dos categorías: de baja y de alta aceleración. Por ejemplo: los de baja aceleración, son empleados para trenes de levitación magnética y otros tipos de transporte terrestre debido a que se puede regular la velocidad y aceleración de forma controlada; los de alta aceleración son cortos, empleados para acelerar objetos rápidamente para luego liberarlos y un claro ejemplo son las montañas rusas.

Por lo tanto, se emplean motores lineales en el diseño mecánico del exoesqueleto para su correcto funcionamiento y el movimiento del mismo en las extremidades inferiores. Dos motores lineales para el movimiento de los pies, dos para el movimiento de las piernas y dos para los movimientos de los muslos del paciente. Esto permite obtener los 2 grados de libertad necesarios para la rehabilitación o uso permanente en el paciente. (Ver Figura 1. 13).



Figura 1. 13 Motor lineal

Fuente: <https://www.electronicaembajadores.com/es/Subfamilias/Productos/MMAC/actuadores-lineales>

Capítulo 2

Estado del arte de Exoesqueletos

En las últimas décadas, las líneas de investigación en biomecánica, biomedicina, medicina clínica y robótica han progresado con la finalidad de desarrollar tecnologías al servicio de las personas con problemas de salud, los que dificulta el normal desarrollo de sus vidas cotidianas. Uno de los problemas en los que se hace hincapié se relaciona con la solución de problemas relacionados con la marcha humana. Esta dificultad causada por lesiones o enfermedades tal como se explicó en el capítulo anterior, requiere dar atención a la rehabilitación como mecanismos permanentes.

En el período del siglo XX, las investigaciones en tecnología de desplazamiento humano se relacionaron más con vehículos con ruedas. Debido a esto, existe poca investigación con respecto a los avances tecnológicos en exoesqueletos antropomórficos que permiten el correcto desplazamiento de las personas de forma bípeda. En el siglo XXI se han plasmado nuevas investigaciones con resultados prometedores.

Actualmente, se están desarrollando proyectos en el contexto de la cibernética, con resultados notables, cuyo funcionamiento se pone a prueba con pacientes para una mejor integración entre hombre-máquina. La cibernética se presenta como una rama de potencial prometedor para brindar un servicio de calidad a los pacientes de todo el mundo. Para abordar este proyecto se desarrollaron, inicialmente, múltiples estudios, investigaciones y experimentos con prototipos y simulaciones computacionales.

Por lo tanto, en este capítulo se busca plasmar las tecnologías de exoesqueletos existentes desarrollados alrededor del mundo; dichos mecanismos abarcan tanto las extremidades inferiores como superiores. Se puede resaltar que, con el tiempo y el avance de la tecnología se vienen generando múltiples soluciones y mejoras para una tan comentada problemática. Últimamente, se han diseñado exoesqueletos inferiores que pueden ser mejoradas. A continuación, se mencionarán algunas.

2.1. Hardiman

Hardiman fue el primer intento de exoesqueleto, diseñado por General Electric entre 1965 y 1971. La máquina tenía la intención de permitir que el portador levantara cargas de

hasta 1500 libras (680 kg) con facilidad. El proyecto fue dirigido por el ingeniero Ralph Mosher, que había trabajado previamente en *Handyman*. Tal como se puede apreciar en la Figura 2. 1 el prototipo del exoesqueleto Hardiman.

El proyecto no tuvo éxito, en general. Cualquier intento de utilizar el exoesqueleto resultó fallido, debido a movimientos violentos que se presentaban en las pruebas, lo que ocasionaba que el exoesqueleto no encienda con un usuario adentro. Un tiempo después, se realizó una investigación adicional que concentró sus esfuerzos en uno de los brazos. Aunque podía levantar una carga de 340 kilogramos (750 libras), pesó tres cuartos de una tonelada. Sin tener todos los componentes para trabajar juntos, la cualidad de dispositivo práctico no definía a este proyecto.

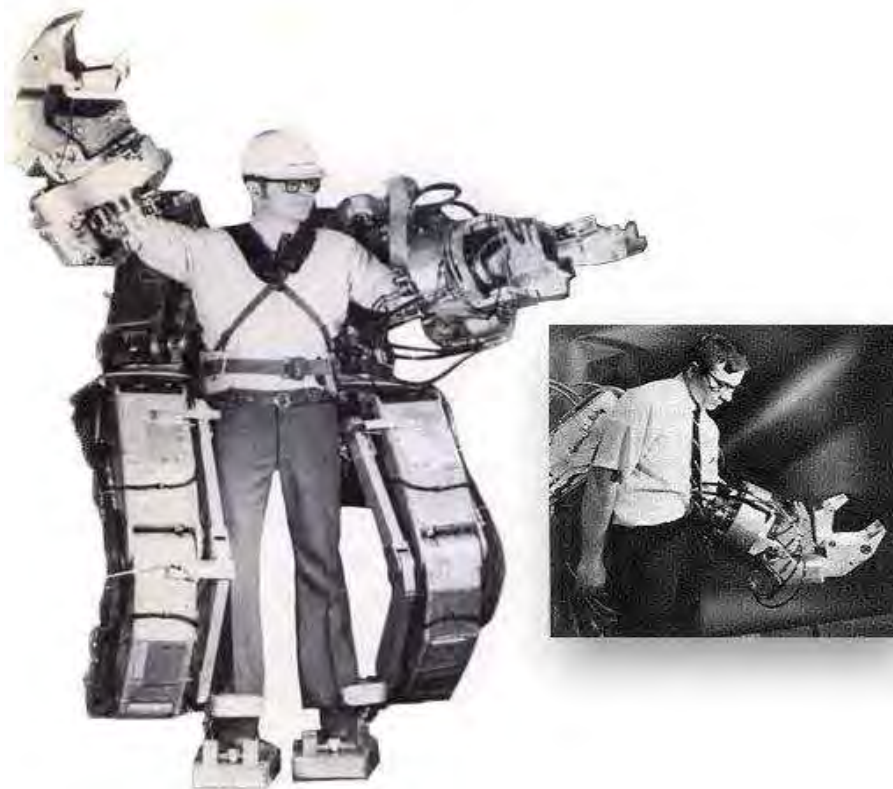


Figura 2. 1 Exoesqueleto Hardiman

Fuente: <https://blog.adafruit.com/2010/09/08/ges-retro-exoskeleton-robot-from-the-1950s/>

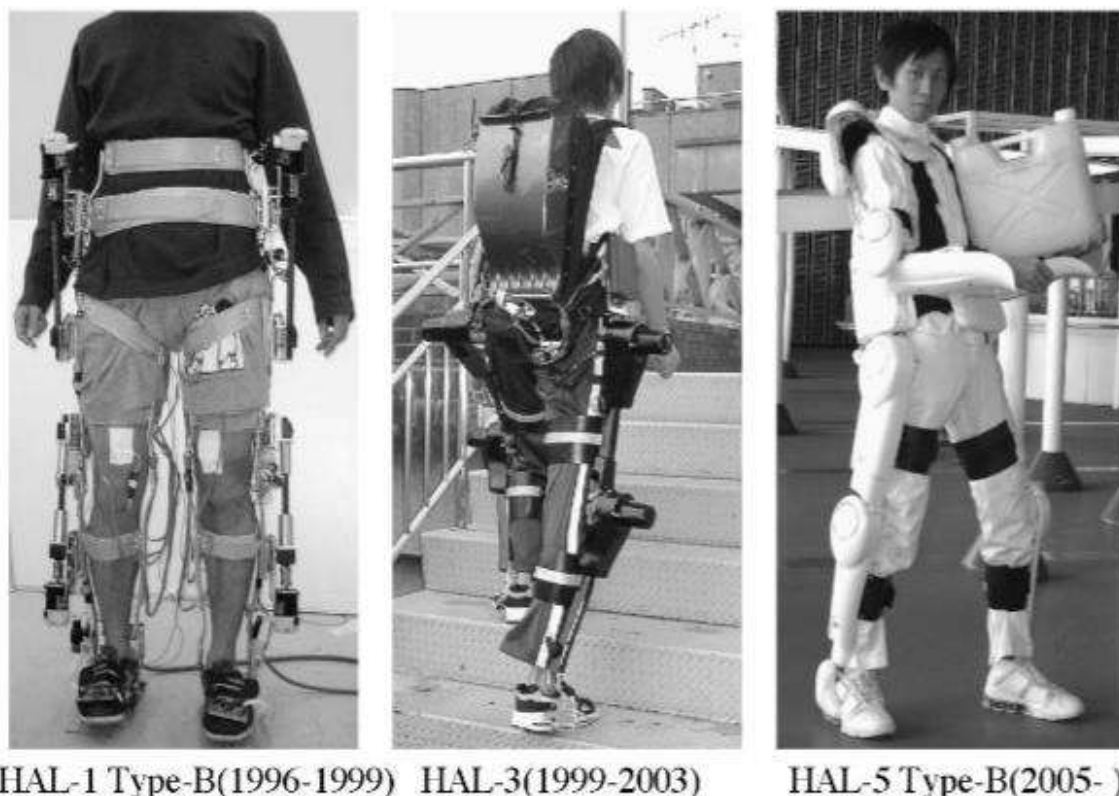
2.2. Exoesqueleto HAL

El traje robot HAL (híbrido de asistencia de extremidad basado en cibernética) desarrollado por Yoshiyuki Sanki fue desarrollado para el pleno desarrollo de actividades diarias y trabajo pesado del usuario. El HAL tiene un sistema de control cibernético híbrido denominado "Control cibernético voluntario (Control Bio-Cibernético)" y "Control autónomo cibernético (Control cibernético del robot)".

El control voluntario cibernético ofrece soportes para las acciones físicas de acuerdo a la intención voluntaria del usuario causada por las señales bioeléctricas que incluyen la actividad muscular. Tal como se puede apreciar en la Figura 2. 2, el exoesqueleto HAL

evolucionó a lo largo del tiempo tanto en el diseño mecánico como en el control autónomo del mismo.

El control autónomo cibernético puede proporcionar un soporte físico eficaz. Se puede emplear cuando un paciente con trastorno en la marcha no es capaz de controlar voluntariamente sus movimientos con el control cibernético simple, puesto que las señales, que inducen un patrón de marcha, no pueden ser usadas para la potencia asistida, esto se considera como un caso severo. En este estudio, se toma en cuenta el cambio del centro de gravedad (en inglés *center of gravity*, COG) para una pierna, lo que significa un movimiento ante la caminata. El cambio del COG puede ser utilizado para comenzar a caminar con apoyo, previamente debe dar un paseo para que de esta manera se accione el control autónomo, sin necesidad de presionar algún interruptor.



HAL-1 Type-B(1996-1999) HAL-3(1999-2003) HAL-5 Type-B(2005-)

Figura 2. 2 Evolución del exoesqueleto HAL

Fuente: Sankai, Yoshiyuki. (2010). *HAL: Hybrid Assistive Limb based on Cybernetics*. Universidad de Tsukuba, Japón.

2.3. Exoesqueleto WPAL

El exoesqueleto WPAL (Potencia Portátil de ayuda locomotora) creado por Toru Suzuki y Eiichi Saitoh para pacientes con lesiones de la médula espinal (en inglés: *Spinal Cord Injuries*, **SCI**). Su función es dar movimiento a la cadera, rodilla y tobillo del paciente. Se presenta una visión general de reconstrucción de la marcha con órtesis y la presentación del nuevo robot para pacientes con SCI. El peso total de la parte robótica es de alrededor de 12kg. (Ver Figura 2. 3).

El usuario del WPAL es un paciente que utiliza una silla de ruedas para desplazarse, anteriormente, se le había capacitado con el sistema Primewalk (primer paso). El sujeto

era de sexo masculino, con 30 años edad con nivel funcional de la médula espinal T-12, de acuerdo con la Escala de Deterioro Grado B de la Asociación de Lesiones de Médula Espinal Americana (ASIA AIS).

El paciente, durante la prueba, fue capaz de ponerse de pie y caminar de forma independiente con el WPAL. La acción de levantarse requiere un par de 12-50 N para que una rodilla alcance la posición de pie en una silla de altura normal. El WPAL se caracteriza por su pequeño tamaño, peso ligero y capacidad para ser utilizado con una silla de ruedas. El mayor par del motor de la rodilla desarrollado produjo 33 N, lo que no se consideró suficiente. Sin embargo, de pie desde una silla de ruedas con el apoyo de las extremidades superiores con un andador se logró sin problemas (carga de extremidades superiores no tan grande) [20].

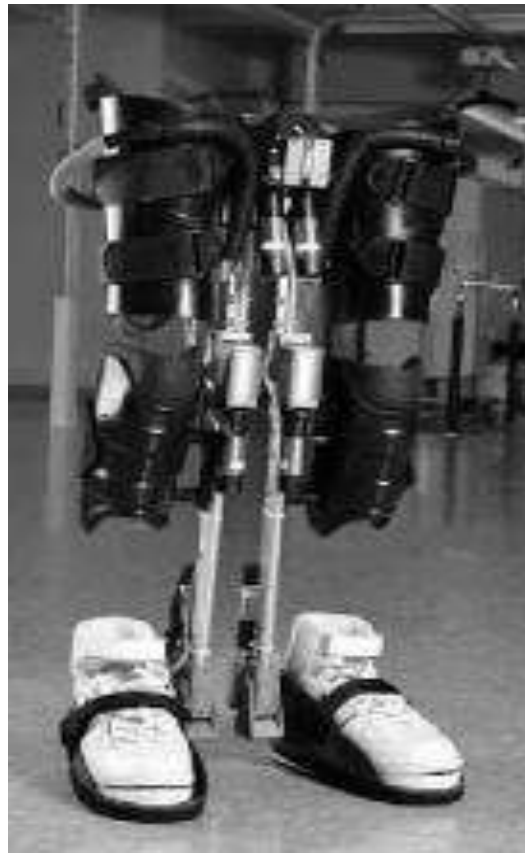


Figura 2. 3 *Wearable Power-Assist Locomotor (WPAL)*
Fuente: Suzuki, Toru y Saitoh, Eiichi., 2010 [20]

2.4. Prototipo de exoesqueleto del MIT

El grupo de Biomecatrónica del MIT creó un dispositivo que aligera la carga para las personas que llevan mochilas o equipos pesados. El prototipo puede asumir con éxito el 80% de la carga de más de 30 kilogramos que lleva una persona en la espalda. Aunque la dificultad del andar natural del prototipo se compensa con el alivio de peso de la carga. En la Figura 2. 4 se observa el exoesqueleto del MIT en pleno funcionamiento.

"Definitivamente se puede decir que afecta el modo de andar", dijo Conor Walsh, un estudiante graduado que trabajó en el proyecto, pero "se siente tomando el peso de encima y definitivamente se siente menos estrés en la parte superior del cuerpo".



Figura 2. 4 Prototipo de exoesqueleto del MIT
Fuente: Walsh, C., Endo, K. y Herr, H.M. 2007 [21]

2.5. Traje de la asistencia de potencia

Desarrollado por K. Yamamoto del Área de Robótica y Mecatrónica en el Instituto de Tecnología de Kanagawa. El peso del traje es de 30 kg. Los conceptos básicos de diseño del traje constan de cuatro puntos:

- Un sistema de seguridad suficiente como la lectura de todas las emergencias.
- La ausencia de partes mecánicas en la parte delantera.
- Articulaciones flexibles que utilizan actuadores rotativos neumáticos usando cobertura de goma.
- Ayudar a las fuerzas de flexión y de estiramiento de las articulaciones mediante el uso del sensor que mide la fuerza ejercida de los músculos de las articulaciones.

Las articulaciones del traje tienen dobles ejes de modo que cada unidad se puede doblar con la flexión del brazo, la cintura y la pierna. Las articulaciones de los codos, las rodillas y la cintura se hacen girar por accionamiento directo de actuadores rotativos neumáticos de fabricación propia que son accionados por micro bombas de aire aplicados por baterías portátiles de níquel-cadmio. Un microordenador y circuitos integrados de conducción PWM se montan en la parte posterior. Las baterías de Ni-Cd portátiles están ubicadas a las piernas. Estas unidades se fabrican de aleación de duraluminio. Ver la Figura 2. 5.

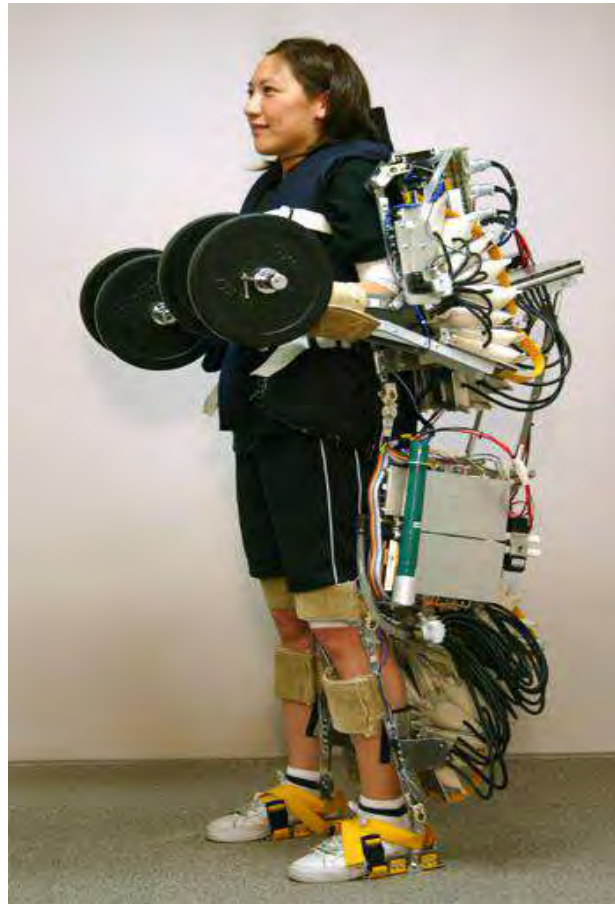


Figura 2. 5 Traje de la Asistencia de Potencia
Fuente: Yamamoto, K, 2008 [22].

2.6. Dispositivo de asistencia al caminar

En 1999, Honda desarrolló un dispositivo con la finalidad de restablecer la libertad de movimiento a las personas con músculos debilitados en las piernas [23]. Pesa sólo 2.8 kilos y con 2 horas de carga en la batería.

ASIMO, el robot humanoide, funciona mediante sensores ubicados en la cadera y motores de asistencia; con esto el paso se alarga al caminar siendo mayor el paso sin el dispositivo. El diseño es alrededor de la cadera y muslo, permitiendo que el traje se adapte a la forma de diferentes cuerpos.

Emplea motores planos brushless y un sistema de control desarrollado por Honda. El control se basa en la información obtenida de los sensores de ángulo de la cadera, después, la CPU proporciona comandos de control a los motores que proporcionan la asistencia (Gómez A., 2009 [24]). Se puede apreciar en la Figura 2. 6 el prototipo en funcionamiento.



Figura 2. 6 Traje de la Asistencia de Potencia

Fuente: <http://www.neoteo.com/honda-expanse-la-distribucion-de-sus-exoesqueletos/>

2.7. BLEEX

Es un exoesqueleto de Berkeley para soldados, rescatistas en desastres, combatientes de incendios forestales y personal de emergencia. Brinda la capacidad de transportar cargas importantes tales como alimentos, equipo de rescate, suministros de primeros auxilios, equipo de comunicaciones y armamento con un mínimo esfuerzo sobre cualquier terreno en períodos de tiempo. El dispositivo proporciona una plataforma de transporte versátil para equipos de misión crítica.

Este proyecto fue financiado por la Agencia de Proyectos Avanzados de Investigación para la Defensa (DARPA, por sus siglas en inglés, EEUU) en el 2000. El laboratorio de Ingeniería Humana y Robótica de U.C. Berkeley demostró con éxito el primer exoesqueleto experimental donde el piloto carga unas cuantas libras.

El objetivo primordial del proyecto BLEEX en U.C. Berkeley es crear un exoesqueleto autoalimentado para la mejora de la fuerza y la resistencia de los seres humanos que sea ergonómico, altamente maniobrable, mecánicamente robusto, ligero y duradero.

El diseño del Exoesqueleto de Extremo Inferior difiere del diseño de sistemas robóticos automatizados convencionales por dos razones: 1) el dispositivo interactúa con su operador humano en un nivel físico 2) el dispositivo requiere robustez en condiciones extremas de operación y ambientes.

El mecanismo tiene siete grados de libertad por pierna (Figura 2. 7). Tres en la cadera, uno en la rodilla y tres en el tobillo. Dos de sus siete grados de libertad no están alineados con los ejes correspondientes en el cuerpo humano haciendo que su cinemática se diferente a la del cuerpo humano.



Figura 2. 7 Exoesqueleto de Extremidades Inferiores de Berkeley-BLEEX

Fuente: <http://bleex.me.berkeley.edu/research/exoskeleton/bleex/>

Estos prototipos de exoesqueletos son el punto de partida para el diseño mecánico del proyecto, buscando mejorar algunas características. Se han observado los mecanismos de las investigaciones, explicadas anteriormente, para comprender el funcionamiento de cada exoesqueleto y así poder mejorar algunos; tales como: el peso, la ergonomía, la seguridad para el paciente, el fácil uso y eficiencia en el mecanismo.

Capítulo 3

Biomecánica del caminar de la persona

Desde la antigüedad, el hombre ha tenido gran interés en estudiar el movimiento y la marcha, pero carecía de los medios para hacer investigación exhaustiva, valiéndose solo de la observación, base de su conocimiento. En el último siglo, se han desarrollado nuevas técnicas para el análisis de la marcha, desde el uso de programas informáticos que pueden dar datos numéricos y gráficos permitiendo un mejor estudio de la marcha normal, patológica, los factores que influyen en la misma, etc. Esto amplía el panorama de aspectos cinéticos y cinemáticos de la marcha, acción muscular o energía consumida, tanto en sujetos sanos como enfermos. Las investigaciones tienen múltiples aplicaciones en estudios biomecánicos, neurología, medicina clínica, rehabilitación, fabricación de calzado o campo deportivo.

En las más recientes investigaciones ha habido un creciente reconocimiento de que los problemas que surgen en la biología o los que están relacionados con la medicina realmente necesitan un enfoque multidisciplinario. Por esta razón han surgido algunas ramas especiales tanto de la física teórica aplicada como de la matemática, la biomecánica, la mecanobiología, la biología matemática y la biotermodinámica.

La biomecánica es el estudio de cómo los sistemas y estructuras de los organismos biológicos, desde las plantas más pequeñas hasta los animales más grandes, reaccionan a diversas fuerzas y estímulos externos. En los seres humanos, la biomecánica a menudo se refiere al estudio de cómo los sistemas de esqueleto y musculatura funcionan bajo diferentes condiciones. En la biomecánica en general, los científicos a menudo tratan de aplicar la física y otras formas matemáticas de análisis para descubrir los límites y capacidades de los sistemas biológicos.

De alguna manera, la biomecánica ha existido desde que las antiguas mentes griegas y romanas investigadoras comenzaron a disecar animales y a realizar vivisección de seres humanos para descubrir los sistemas internos de nuestros cuerpos. Muchos de los grandes filósofos y científicos de nuestro pasado trataban a su mano como un elemento de estudio biomecánico. Se puede citar a Aristóteles, quien escribió “*Sobre el movimiento de los animales*” en el siglo IV a.C., a Leonardo da Vinci, quien estudiara el músculo humano y la función conjunta en el siglo XV, Italia. Para que, posteriormente en el siglo XIX,

decenas de europeos estaban increíblemente fascinados, por alguna razón, con el paso de los caballos, lo que permitió ampliar el estudio en biomecánica del movimiento galopante de su movimiento.

Hoy en día, en lugar de un campo en el que se mezclan los científicos y los filósofos, la biomecánica es una rama propia de la ciencia humana y biológica, con departamentos ampliamente desarrollados en hospitales y universidades dedicados al estudio del ente humano.

Por lo tanto, en este capítulo se tratará acerca de los conocimientos sobre el caminar de la persona para poder entender las condiciones que se deben tener tanto en el diseño mecánico como en las simulaciones que permitirán una similitud con la realidad. Antes de ver la marcha humana es necesario saber la descripción anatómica implicada en la locomoción humana. Para ello se muestra en la Figura 3. 1 las referencias anatómicas del cuerpo humano.

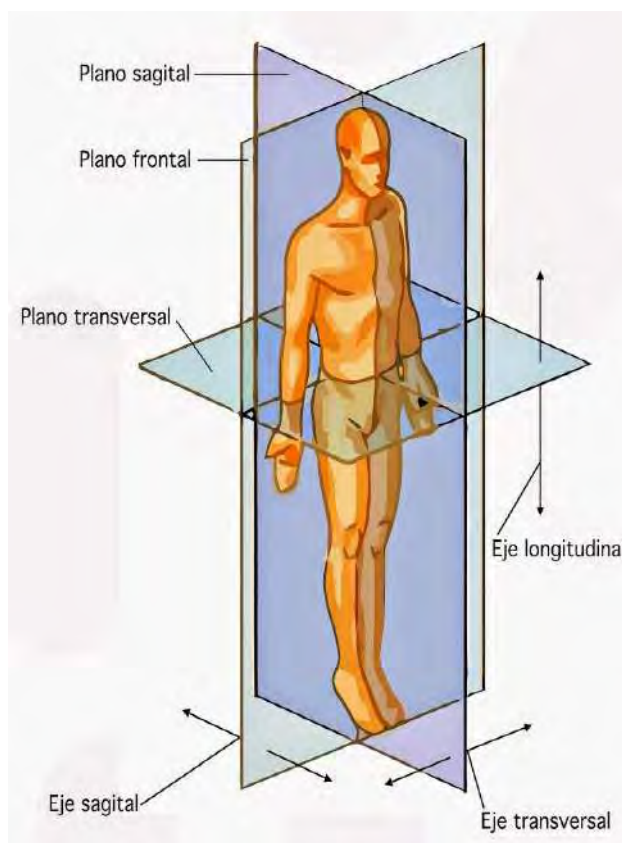


Figura 3. 1 Referencia anatómica

Fuente: http://autogiroies.blogspot.nl/2015_05_01_archive.html

En la Figura 3. 1, se puede observar los tres planos: sagital, transversal y frontal. La primera divide en izquierda y derecha; la segunda, en inferior y superior y la tercera, en anterior (ventral) y posterior (dorsal).

Se puede inferir, entonces, que cuando se trata de paraplejía, los planos más importantes son: el plano sagital y el plano frontal, donde se realiza el movimiento principal de la cadera.

3.1. Extremidades Inferiores

La función principal de las extremidades inferiores es proporcionar apoyo, estabilidad y movilidad. Para la asistencia en la marcha de las personas con paraplejía es necesario una perfecta interacción hombre-robot con el exoesqueleto diseñado. Esta interacción requiere un proceso crítico de detección y accionamiento.

Los miembros inferiores se modelan biomecánicamente a través de una cadena cinemática abierta cuyos eslabones principales son: el muslo, la pierna y el pie (éste último es un subsistema completo por sí mismo); por otro lado, las articulaciones principales son la coxofemoral (cadera), femorotibial (rodilla), la tibiotarsiana (tobillo), las que en conjunto permiten el movimiento en el pie [25]. Las articulaciones nos dan el eje anatómico de cadera-rodilla-tobillo las cuales representan en gran medida al miembro inferior.

“Las extremidades inferiores son consideradas una estructura de siete grados libertad, con tres grados de libertad de rotación en la cadera, uno en la rodilla, y tres en el tobillo. El plano sagital se refiere a la flexión (dirección positiva) y extensión (sentido negativo). Además, el movimiento de la cadera en el plano coronal se conoce como abducción (hacia fuera del centro del cuerpo) y la aducción (hacia adentro del centro del cuerpo). Además, el movimiento del tobillo en el plano coronal se conoce como la eversión (lejos del centro del cuerpo, parte externa del pie) y la inversión (hacia el centro del cuerpo, parte interna del pie). Los otros grados de libertad de la cadera y el tobillo se denominan simplemente como una rotación de los mismos” [24].

3.2. Movimientos articulares

Se tiene que considerar las restricciones angulares de las articulaciones, debido a que la fuerza motriz la brindará el exoesqueleto, teniendo como resultado que los músculos tengan un movimiento natural. Por lo tanto, es necesario conocer los movimientos de cada una de las partes de la cadena cinemática: cadera, rodilla y pie, para el diseño mecánico del exoesqueleto desarrollado en software CAD. Estos serán los límites de frontera para controlar los movimientos en el diseño del exoesqueleto y así asemejar con los movimientos reales de una persona sin problemas de movimiento.

Las articulaciones de las extremidades inferiores tienen rotaciones de ejes locales y dentro de los límites característicos. Para entender los respectivos movimientos se considera los planos de referencia de la Figura 3. 1 y los movimientos en los ejes para cada articulación de la cadera, rodilla y pie.

3.2.1. Cadera

Las características principales de la cadera se encuentran restringidos por las funciones de soporte del peso corporal y de locomoción realizadas por las extremidades inferiores. Debido a esto, la cadera es una parte importante para el diseño del exoesqueleto para estas dos últimas funciones de soporte y locomoción. Para mejor visualización se muestra la Figura 3. 2.

La cadera permite al individuo orientarse en todas las direcciones del espacio de forma estable; esta, posee tres ejes y tres grados de libertad que permite los siguientes movimientos:

➤ Flexión – Extensión

La cadera rota alrededor del eje YY', sobre el plano sagital. Los movimientos se explican a continuación:

La flexión de la cadera es el movimiento realizado por el miembro inferior hacia delante del plano frontal de la articulación. Este movimiento tiene distintos factores: flexión sin rodilla (flexión de 90°), flexión con rodilla (flexión de 120°) y flexión con rodilla flexionada al cuerpo (145°).

La extensión de la cadera es el movimiento realizado por el miembro inferior hacia atrás del plano frontal de la articulación. Este movimiento tiene distintos factores: extensión sin rodilla (extensión de 20°), extensión con rodilla (extensión de 10°), extensión con rodilla opuesta (extensión de 20°) y extensión con rodilla flexionada con apoyo (30°).

➤ Abducción – Aducción

La cadera rota alrededor del eje XX', sobre el plano frontal. Los movimientos se explican a continuación:

La abducción de la cadera es el movimiento realizado por el miembro inferior hacia afuera y lo aleja del plano sagital de la articulación. Este movimiento tiene distintos factores: abducción normal (abducción de 30°), abducción con respecto a la otra pierna (abducción de 90°) y abducción entre piernas cuando ambas están en abducción (120°).

La aducción de la cadera es el movimiento realizado por el miembro inferior hacia adentro y próximo al plano sagital. Debido a que en la posición de referencia de ambos miembros inferiores están en contacto, no existe el movimiento de aducción "pura". Pero existen movimientos de aducción relativa, cuando al comienzo de una posición de abducción, el miembro inferior se dirige hacia dentro. La aducción combinados es la extensión de cadera o flexión de cadera.

➤ Rotación longitudinal

La cadera rota alrededor del eje Z sobre la articulación, en el plano transversal. La rotación longitudinal hacia afuera es 30° y hacia adentro es 60°.

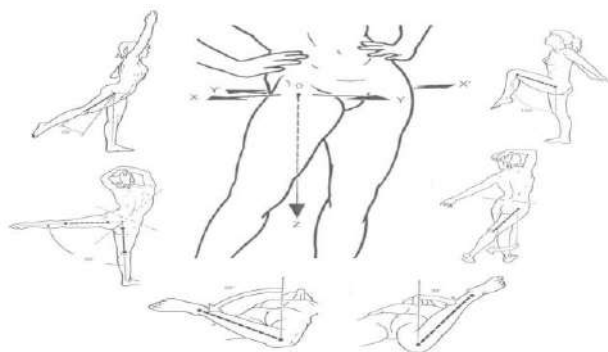


Figura 3. 2 Ejes y movimientos de la cadera
Fuente: Narváez, 2011.

3.2.2. Rodilla

Es una articulación intermedia del miembro inferior. Una articulación de un solo grado de libertad, la cual es de flexión-extensión, que permite aproximar o alejar el cuerpo del suelo. También, trabaja en compresión bajo la acción de la gravedad.

La rodilla también posee un segundo grado de libertad, el de rotación sobre el eje longitudinal de la pierna, y solo aparece cuando la rodilla se encuentra flexionada. Ver Figura 3. 3.

➤ Flexión – Extensión

La rodilla rota alrededor del eje YY', sobre el plano sagital. El eje de la rodilla forma un ángulo de 6° con el eje del fémur. La amplitud se mide según la posición de referencia definida. Los movimientos se explican a continuación:

La extensión absoluta no existe debido a que la posición de referencia del miembro inferior se encuentra en su máximo estado de alargamiento. El movimiento de extensión pasiva de 5° a 10° a partir de la posición de referencia recibe el nombre de “hiperextensión”.

La flexión de la rodilla es el movimiento realizado por el miembro inferior hacia delante del plano frontal de la articulación. Este movimiento tiene distintos factores: flexión activa (flexión de 140°) si la cadera está flexionada y flexión de 120° si la cadera está en extensión.



Figura 3. 3 Ejes y movimiento de la rodilla
Fuente: Narváez, 2011.

3.2.3. Pie

M. Narváez define el pie como: un conjunto articular extenso, incluyendo al tobillo, cuya función principal es la de orientar correctamente la bóveda plantar con respecto al suelo sea cual sea la posición de la pierna y la inclinación del terreno, soportando la totalidad de la carga del individuo y brindándole la movilidad necesaria. Ver Figura 3. 4.

El pie tiene tres grados de libertad que permite los siguientes movimientos:

➤ Flexión – Extensión

El pie rota alrededor del eje XX', sobre el plano sagital. Los movimientos se explican a continuación:

La flexión del tobillo es el movimiento que aproxima el dorso del pie a la cara anterior de la pierna, dominado como flexión dorsal o dorso flexión.

La extensión del pie aleja el dorso del pie de la cara anterior de la pierna mientras que el pie se sitúa en la prolongación de la pierna. Se denomina flexión plantar.

➤ Abducción – Aducción

El pie rota alrededor del eje Y, sobre el plano transversal. El rango del movimiento del miembro es de -45° a 45° .

➤ Supinación - Pronación

El pie rota alrededor del eje Z sobre la articulación, en el plano frontal. La rotación longitudinal hacia afuera es 30° y hacia adentro es 60° .

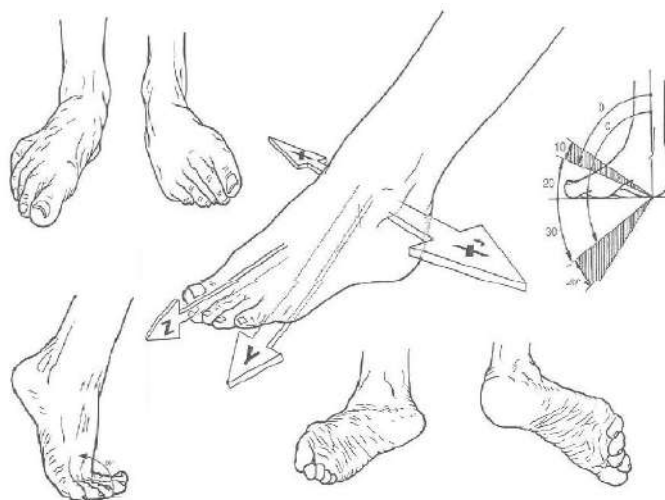


Figura 3. 4 Ejes y movimiento del pie
Fuente: Narváez, 2011.

Cada articulación anatómicamente tiene sus limitaciones, sea por la geometría de los huesos o por los ligamentos que los unen o por los músculos asociados. Estas limitaciones son variables de acuerdo a la antropometría y características particulares de la persona.

Por lo tanto, el rango de estas limitaciones en condiciones extremas se puede apreciar en la Tabla 3. 1, siendo valores variables dependiendo de la antropometría y características particulares de la persona.

Tabla 3. 1 Valores limitantes del movimiento de las extremidades inferiores

Movimiento articular	Rango de movimiento
Cadera	
Flexión - Extensión	-20° a 120°
Aducción - Abducción	-30° a 60° aprox.
Rotación longitudinal	-30° a 60°
Rodilla	
Flexión - Extensión	-140° a 0°
Rotación longitudinal	-35° a 45°
Pie – Tobillo	
Flexión - Extensión	-30° a 50°
Pie	
Aducción - Abducción	- 45° a 45°
Supinación - Pronación	- 60° a 30°

Los valores a considerar son los de flexión – extensión de cada miembro inferior, necesarios para hacer un diseño mecánico más adecuado, ergonómico, ajustable, de fácil uso para el paciente parapléjico, siendo pieza clave para poder restringir las condiciones de frontera en las simulaciones del exoesqueleto desarrollado.

3.3. Fases de la marcha humana

L. Bueno y otros afirman:

La marcha humana puede ser considerada como un proceso cíclico; el mismo que comprende dos fases: una fase de apoyo y una fase de impulsión (Figura 3. 5). Este proceso se describe mecánicamente por variables de las articulaciones de los miembros inferiores: cinética (impulso y pares de torsión) o cinemáticas (ángulos). Otros parámetros relacionados con el tiempo, tales como la longitud del paso, longitud de la zancada, cadencia y velocidad, son también importantes.

La fase de apoyo, se divide en cuatro períodos: respuesta de carga (LRP), postura media (MST), postura final (TST) y pre-oscilación (PSW). La fase de oscilación se divide, a su vez, en tres periodos: oscilación inicial (ISW), oscilación media (MSW) y la oscilación final (TSW). (Ver Figura 3. 5).

La fase de apoyo comienza con el período de respuesta a la carga, cuando el pie contacta con el suelo (normalmente el contacto del talón). El período de respuesta de carga termina con la punta del pie contralateral, cuando el extremo opuesto se separa del suelo. Por lo tanto, la respuesta de carga corresponde a la marcha humana del primer periodo de doble apoyo de la extremidad.

A continuación, el período de postura media comienza con el despegue contralateral de los dedos y termina cuando el centro de gravedad se encuentra directamente sobre el pie de referencia. La siguiente es la postura final. Se comienza cuando el centro de gravedad se encuentra sobre el pie de apoyo y termina cuando el contralateral del pie contacta el suelo. Durante la postura final, que conforma el 35% del ciclo de la marcha, el talón se eleva desde el suelo.

La pre-oscilación comienza con el contacto inicial contralateral y termina con la punta del pie, alrededor del 60% del camino a través del ciclo de andar. Por lo tanto, la pre-oscilación corresponde al ciclo de la marcha del segundo periodo de doble apoyo de la extremidad. La fase de oscilación se inicia con la oscilación inicial. Se inicia en la punta del pie y continúa hasta la flexión de rodilla máxima (40° - 60°). Lo siguiente es la oscilación media, es el período de la flexión máxima de la rodilla hasta la tibia siendo vertical o perpendicular al suelo. Por último, la oscilación final comienza donde la tibia es vertical y termina con el contacto inicial.

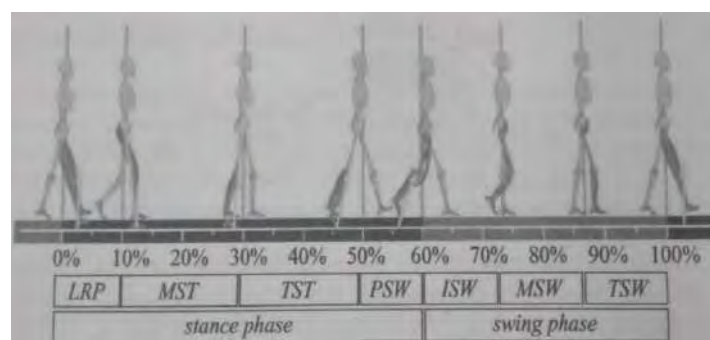


Figura 3. 5 Fases y períodos de la marcha humana
Fuente: L. Bueno y otros, 2008 [26].

Por lo tanto, las fases de la marcha humana son descritas por una serie de eventos iniciales y una serie de características que pueden ser reflejados en las articulaciones de las extremidades inferiores, tal como se ve en la Tabla 3. 2.

Tabla 3. 2 Fases de la marcha y parámetros.

Fase de la marcha	Evento inicial	Características de la fase
Respuesta de carga	El contacto inicial del pie	Flexión de la rodilla alrededor de 15°, flexión plantar
Postura media	La punta del pie levantada al frente	Reducción en la flexión de la rodilla alrededor de 12°, flexión dorsal
Postura final	La elevación del talón	Extensión completa de la rodilla
Pre Oscilación	Pie opuesto contacto inicial	Segundo período de apoyo con las dos extremidades
Oscilación inicial	Despegue de los dedos	Termina con la flexión máxima de la rodilla
Oscilación media	Pies adyacentes	De la flexión máxima de la rodilla hasta la tibia perpendicular al suelo
Oscilación final	Tibia vertical	Cambio de flexión de la rodilla para completar la extensión

En tal sentido, siempre se busca un exoesqueleto que cumpla con todos estos movimientos y tareas no cíclicas tales como sentarse o ponerse de pie. Así como, cumplir con los movimientos de flexión y extensión en cada uno de los miembros de las extremidades inferiores.

Capítulo 4

Diseño Mecánico del Exoesqueleto con software CAD

Anteriormente, se han desarrollado los conceptos de: cuerpo humano, paraplejía, la marcha humana y los exoesqueletos existentes en el mundo; todo ello, necesario para poder tratar el problema de los pacientes con dificultad de movilización en las extremidades inferiores. Para ello, se buscó encontrar una nueva solución de diseño mecánico de exoesqueleto, un diseño distinto y mejorado respecto de los actuales que pueda cumplir los requerimientos principales para el paciente parapléjico.

En este capítulo se explica el diseño de un exoesqueleto, que contempla las principales necesidades de un paciente con paraplejía, tales como: los movimientos de flexión y de extensión (tobillo, rodilla y cadera), mayor eficiencia, ergonomía, fácil uso y seguridad para el paciente.

Empleando un software CAD, en este caso el SOLIDWORKS, se diseñó una estructura ideal para el paciente. Se encuentra compuesto por 4 partes: Cadera, muslo, pierna y pie. Esto permite cubrir las tres articulaciones de las extremidades inferiores que son: flexión y extensión de la cadera, rodilla y tobillo.

A continuación, se expondrá el proceso de diseño de un exoesqueleto que considere los requerimientos básicos para uso de un paciente con paraplejía.

4.1. Metodología de diseño

El diseño contempla el análisis de diseños anteriores, estudiando sus falencias, adaptando nuevas tecnologías que los hagan aptos para usarse. La metodología se estructura de la siguiente manera:

- **Etap 1. *Diseño conceptual:*** En esta etapa se inicia el proceso de diseño y tiene como propósito discutir posibles soluciones que permitan el funcionamiento adecuado del exoesqueleto. Es necesario tener en cuenta conceptos básicos y gran creatividad para el diseño.
- **Etap 2. *Realización del diseño:*** Se realiza un diseño preliminar, incorporando lo discutido en la primera etapa. Inicialmente, el diseño comprendía una estructura de la

cintura hasta los pies. Se definen los tamaños, materiales, formas y compatibilidad espacial.

- **Etapas 3. Diseño final:** Por último, se hacen las consideraciones que confieren al modelo diseñado propiedades como: tolerancias, propiedades de superficies y materiales.

4.1.1. Diseño conceptual

- **Definición del problema:** Comprender las necesidades del paciente, sobre su enfermedad y los problemas que ésta le genera.
- **Recopilación de la información:** Se busca de manera ordenada y lógica toda la información requerida según las necesidades estipuladas en la definición del problema.
- **Buscar el concepto:** Se busca ideas existentes para resolver el problema; el objetivo es dar solución al problema planteado inicialmente.
- **Selección de conceptos:** Se evalúan los conceptos de diseño, modificación y evolución de los conceptos base.

4.1.2. Realización del diseño

- **Arquitectura del prototipo:** tomando como referencia los prototipos seleccionados, se hace una selección de los componentes físicos que deben estar presentes en el nuevo diseño. Su integración dará como resultado un correcto funcionamiento. Se tratarán los componentes principales para la cadera, muslos, piernas y pies.
- **Diseño preliminar:** Se determinan las características de cada pieza, como: agujeros, curvas, espacios con respecto a otras piezas. Se elaboró un bosquejo del diseño del exoesqueleto.
- **Diseño paramétrico:** Cuyo objetivo es establecer las dimensiones y las tolerancias exactas, establecer los materiales y restricciones de movimiento entre las piezas.

4.1.3. Diseño final

El diseño es llevado a la etapa de descripción completa, añadiendo al exoesqueleto las tolerancias, propiedades de la superficie, restricciones necesarias y materiales. Las siguientes actividades permiten la realización de esta etapa:

- Se realiza un dibujo detallado del producto para poder fabricarlo, normalmente se tratan de dibujos generados por computador (CAD).
- Se procede a realizar pruebas de verificación del prototipo, verificando que cumpla con todos los parámetros críticos.
- Se hacen esquemas de montaje e instrucciones de montaje.

4.2. Diseño del exoesqueleto

Después de tener toda la información necesaria sobre el problema en las personas paraplégicas para el diseño conceptual se procede a realizar un diseño a mano alzada que cumpla con las necesidades que se desean solucionar. Este boceto será el diseño

preliminar donde se plantea cuáles son los componentes principales del exoesqueleto a desarrollar.

4.2.1. Realización del diseño

En esta etapa se plasma el diseño, tomando como base toda información encontrada y todo prototipo existente que ha sido desarrollado para solucionar el problema. Se planteó diseñar los componentes principales como: cintura, muslo, pierna, pie.

El diseño desarrollado es distinto a los actuales debido a que cubre la inestabilidad de la cintura, pone fija la cintura para un correcto movimiento de las extremidades inferiores, y algunas características anteriormente dichas.

Para el diseño se tomó en cuenta que este exoesqueleto será utilizado por un paciente entre 70-80 kilogramos de peso y entre 1.65-1.75 metros de altura aproximadamente. Un diseño ergonómico para el paciente, de poco peso, de acuerdo a las medidas de la persona, y fácil uso.

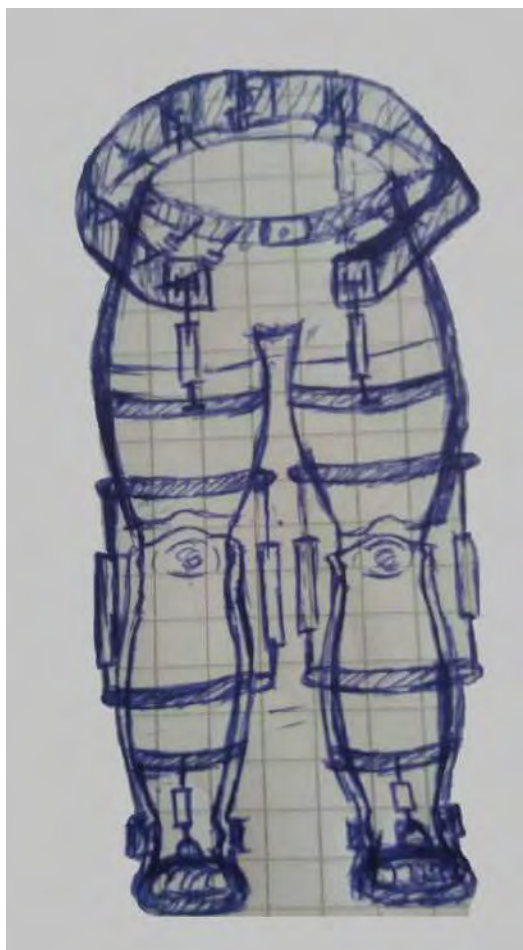


Figura 4. 1 Diseño preliminar del exoesqueleto
Fuente: Elaboración propia

En la Figura 4. 1 se puede apreciar la distribución de los componentes principales, como: las piezas para la cintura, los muslos, las piernas y los pies. En la cintura se consideró tener dos cinturones, uno interno y otro externo, para dar mayor estabilidad y que no

afecte en la marcha del paciente. Tanto las piezas de los muslos y piernas, son placas (menor peso) colocadas tomando la mejor posición para dar ergonomía al paciente. Además, la mejor ubicación de los actuadores para su accionamiento y la comodidad del paciente en plena marcha.

Tal como se explicó antes, se consideró el uso de motores lineales debido a su ventaja en la marcha y el tamaño para su mejor posición para una mejor eficiencia en el diseño. Empleando un motor lineal para el movimiento de cada muslo en la unión del cinturón externo y el exoesqueleto de los muslos, un motor lineal para el movimiento de cada pierna en la unión del muslo y la pierna, y un motor lineal para el movimiento de cada pie en la unión de la pierna y el pie.

Los materiales que se pensaron emplear son: AISI 4340 acero recocido, aleación 1060 y acero inoxidable al cromo; y por ello las dimensiones deben ser las correctas para evitar cualquier tipo de esfuerzos por tensión, compresión, torsión y fatiga, generados en la marcha humana. También, se consideró que el exoesqueleto debe tener una ayuda externa como un andador para una mayor estabilidad en la marcha del paciente.

Debido a que cada componente del exoesqueleto debe tener dos grados de libertad, flexión y extensión, se tuvo en cuenta todas las restricciones y las dimensiones del mismo. Se emplearon bisagras y pines para la unión de algunos componentes. Posteriormente, se plasmó este diseño en un software CAD para su mejor apreciación.

4.2.2. Diseño final

Para el diseño mecánico desarrollado en el software CAD - SOLIDWORKS se tomó en cuenta las geometrías y estructura de los huesos, las articulaciones naturales y su fisiología, se consideraron algunas funciones en el exoesqueleto: grados de libertad del soporte, ensamblaje, alineación de las piezas, restricciones de las piezas, etc. Buscando una mejor ergonomía acorde al cuerpo humano y que cumpla con las condiciones anteriormente dichas. Para ello, se diseñaron diferentes piezas, bisagras y actuadores (motores lineales).

El diseño consta de cuatro partes principales como: la cadera, los muslos, las piernas y los pies. Por lo tanto, en este apartado se va explicar cada parte con las respectivas dimensiones empleadas.

- ***Cadera***

Para la articulación en la cadera se tomó en cuenta que el paciente con paraplejía tiene movilidad en la parte superior, por eso debe tener una estabilidad en la cadera para restringir los otros grados de libertad (la abducción, la aducción y la rotación). Esto permite solo los movimientos de flexión y extensión.

Esta estructura se encuentra compuesta de tres partes principales, las cuales son: un cinturón externo, un cinturón interno y 2 motores lineales. Se explica la función y la forma de cada una de acuerdo a la fisiología del paciente:

✓ *Cinturón externo*

Es la base y sostén de todo el exoesqueleto que se sujeta a la parte superior del paciente. De correas regulables, se encuentra en conexión inmediata con los muslos con 2 motores lineales para sus movimientos de flexión y extensión; un motor en cada muslo.

Los actuadores se activan, mientras un trabaja a tensión y el otro a compresión, esto, permite que cada muslo se mueva uno hacia adelante y el otro hacia atrás. Además, el material empleado para esta pieza es Aleación 1060.

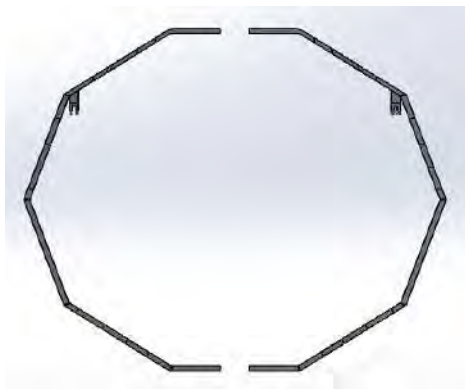


Figura 4. 2 Cinturón externo vista de planta
Fuente: Elaboración propia

En la Figura 4. 2 se pueden apreciar su forma, es un decágono con un polígono base e intermedio con medidas: diámetro de circunferencia interna 1390 milímetros, cada lado, por su parte, mide 451.6 milímetros.

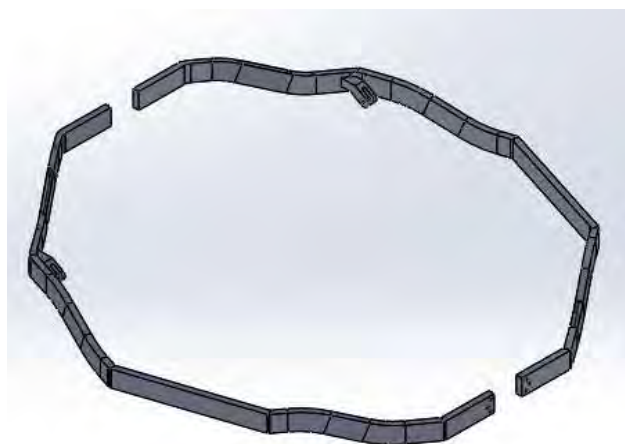


Figura 4. 3 Cinturón externo vista tridimensional
Fuente: Elaboración propia

Y en la Figura 4. 3 se observa que existen agujeros donde se pueden poner hebillas tanto en la parte delantera como posterior del cinturón. Tiene dos puntos de apoyo para los motores lineales que permitirán los movimientos de los muslos. Además, hay que considerar que se necesita un sostén para el mismo cinturón para ello se consideró acoplar correas sujetando el cinturón con la parte superior (pasando por los hombros) del paciente.

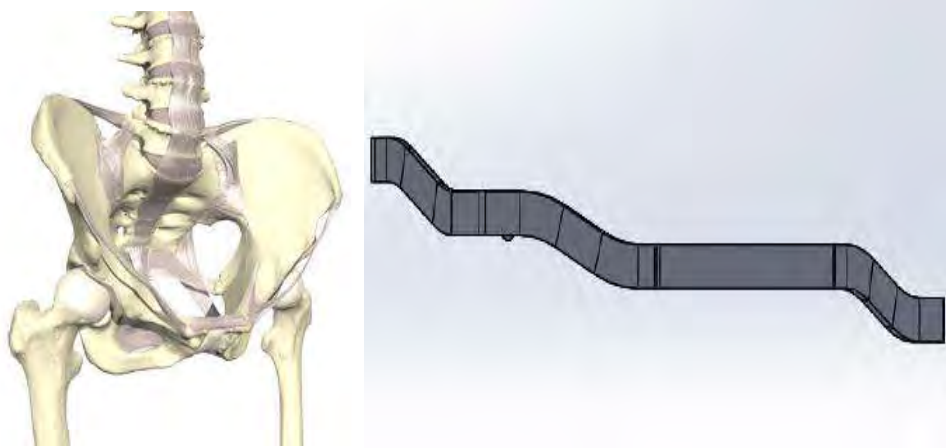


Figura 4. 4 Similitud entre cinturón externo y pelvis humana
Fuente: Elaboración propia

Tal como se puede apreciar en la Figura 4. 4, se buscó que el diseño tenga una similitud con el diseño de la pelvis del ser humano para mejor posición y comodidad para el paciente. El diseño tiene una caída escalonada similar a la fisiología de la pelvis humana.

En el anexo A-1, se puede apreciar el plano con todas las dimensiones e indicaciones del cinturón externo para una mayor comprensión. Tal como, el espesor de 20 milímetros, ancho de 60 milímetros, tolerancia de ± 0.5 milímetros y más medidas necesarias para el diseño.

✓ **Cinturón interno**

Igual que el cinturón externo es la base y sostén de todo el exoesqueleto. Ubicado a la altura de la cintura de la persona y coincide con la base inferior del cinturón externo. Se encuentra en conexión inmediata con los muslos-bisagras, que permiten los movimientos de flexión y extensión (hay una bisagra en cada lado del cinturón).

Cuando los actuadores inician su funcionamiento, las bisagras se mueven, siguiendo la dirección de cada muslo en movimiento tanto en flexión como extensión del mismo. El material empleado en esta pieza es AISI 4340 acero recocido.



Figura 4. 5 Cinturón interno vista de planta
Fuente: Elaboración propia

En la Figura 4. 5 se puede apreciar el cinturón interno con diámetro de circunferencia interna 950 milímetros y circunferencia externa de 1020 milímetros.



Figura 4. 6 Cinturón interno vista tridimensional
Fuente: Elaboración propia

Por otro lado, en el anexo A-2, se puede apreciar el plano con todas las dimensiones e indicaciones del cinturón interno para una mayor comprensión. Tal como el espesor de 35 milímetros, ancho de 90 milímetros, tolerancia de ± 0.5 milímetros y más medidas necesarias en el diseño.

Y en la Figura 4. 6 se observa que existen agujeros donde se colocan las bisagras (anexo A-3) para la unión con los componentes del muslo, en la parte intermedia del cinturón y opuestos entre sí para cada muslo. En la parte delantera se puede poner una hebilla para una mayor sujeción y su respectiva regulación, de acuerdo al cuerpo de cada paciente.

✓ *Motores lineales en la cadera*

Para la realización de los movimientos y tal como se explicó anteriormente se usa motor lineal (Figura 4. 7), en el diseño se emplean actuadores (Figura 4. 8), presentes en el exoesqueleto. En esta parte del diseño se emplea un motor lineal para cada muslo para los movimientos de flexión y extensión de los muslos; los cuales corresponden a los movimientos de compresión y tensión de los motores.



Figura 4. 7 Motor lineal comercial
Fuente: www.aliexpress.com

En posición vertical (de pie), la distancia aproximada entre los puntos de apoyo es de 930 milímetros. Debido a que la postura del paciente no siempre será vertical, se puede considerar un recorrido de 800 milímetros para el movimiento y existentes en el mercado.

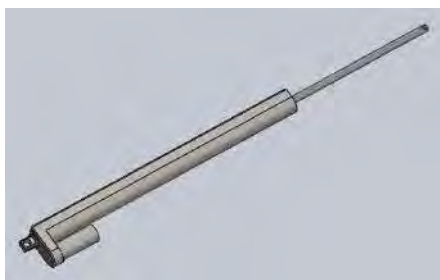


Figura 4. 8 Representación del motor en el diseño
Fuente: Elaboración propia

Además, el material empleado para esta pieza es AISI 4340, acero recocido y las dimensiones del mismo se pueden ver en el anexo A-4. En cada parte se emplean los motores: 2 motores para el movimiento de los muslos, 2 motores para el movimiento de las piernas y 2, para el movimiento de los pies.

Por lo tanto, uniendo todas las piezas en esta parte se obtiene el mecanismo que se muestra en la Figura 4. 9 y Figura 4. 10. Las tres piezas principales y las bisagras se encuentran en la parte de la cadera.

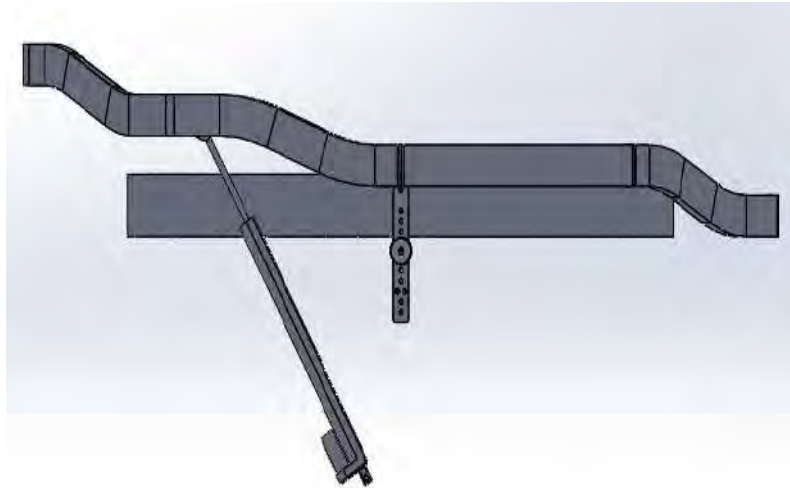


Figura 4. 9 Mecanismo para la cadera vista de perfil
Fuente: Elaboración propia

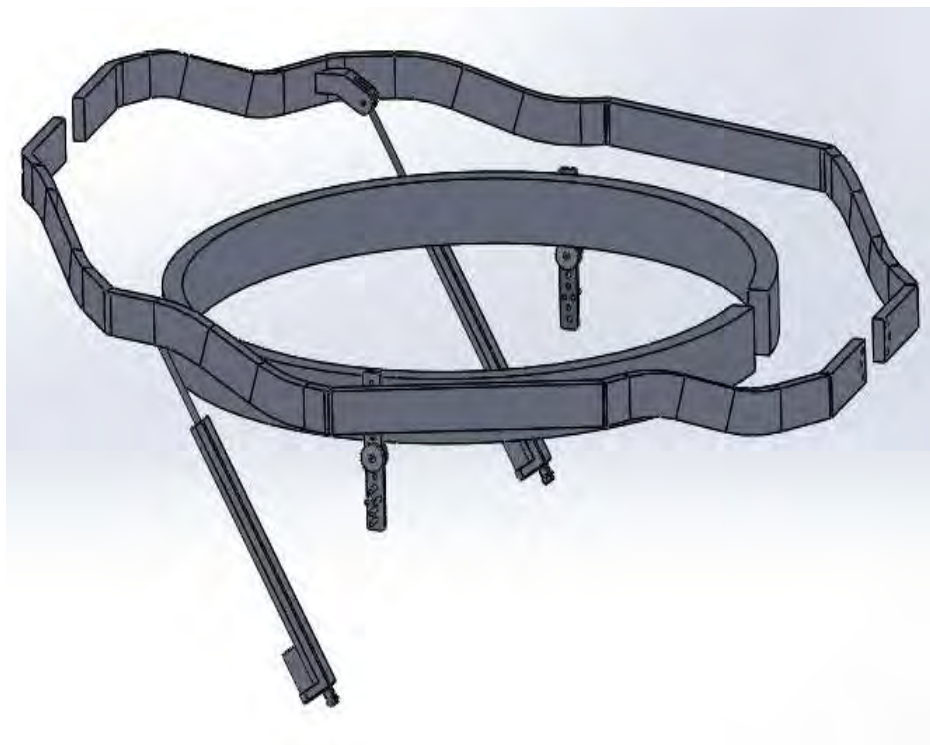


Figura 4. 10 Mecanismo para la cadera vista tridimensional
Fuente: Elaboración propia

• **Muslo**

En cuanto al diseño de esta sección se consideró la estabilidad de la cadera en el paciente, por eso el exoesqueleto debe tener excelente estabilidad en el muslo para restringir los otros grados de libertad (la abducción, la aducción y la rotación). Esto permite solo los movimientos de flexión y extensión.

Esta estructura se encuentra compuesta de dos partes principales, las cuales son: una pieza acoplada a cada muslo (llamado “exoesqueleto del muslo”) y motores lineales. Se explica la función y la forma de cada una de acuerdo a la fisiología del paciente:

✓ **Exoesqueleto del muslo**

Esta pieza externa se acopla en el muslo, una pieza en cada uno de los muslos del paciente y constituyen el sostén de los mismos en el exoesqueleto. Ubicados entre la parte final de la cadera y comienzos de la articulación de la rodilla. Se encuentra en conexión inmediata con la cadera con bisagras que permiten los movimientos de flexión y extensión; una bisagra en cada lado al inicio de las piezas. También, se han colocado un motor entre la parte del muslo y la pierna para activar esta última.

Cuando los actuadores inician, las bisagras se mueven tanto en la posición delantera como posterior de la persona, siguiendo la dirección de cada muslo en movimiento tanto en flexión como extensión del mismo. Además, el material empleado en esta pieza es AISI 4340, acero recocido.

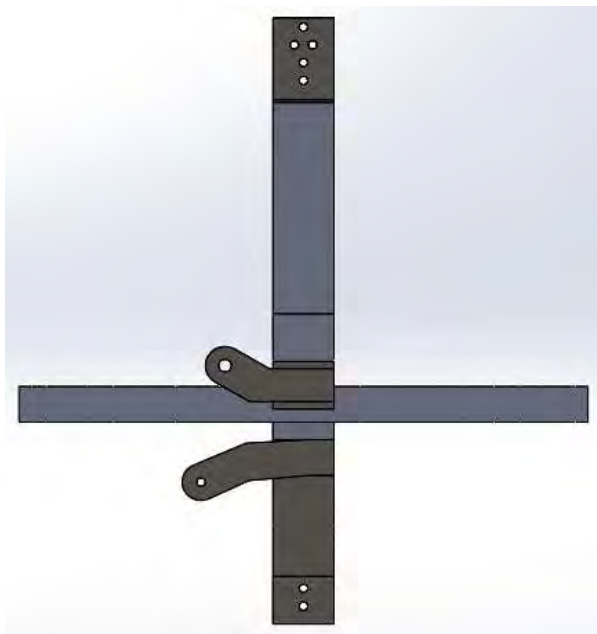


Figura 4. 11 Exoesqueleto del muslo vista de perfil
Fuente: Elaboración propia

En la Figura 4. 11 se pueden apreciar que es una pieza donde la placa principal tiene una longitud de 509.9 milímetros y de ancho 50 milímetros.

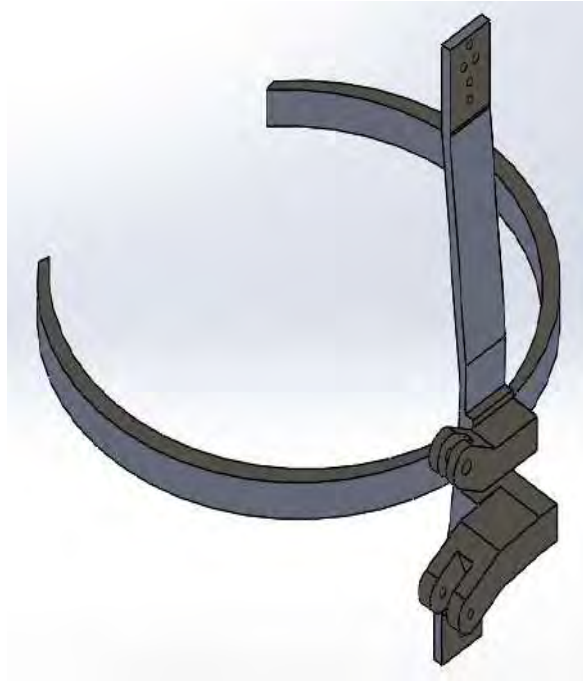


Figura 4. 12 Exoesqueleto del muslo vista tridimensional
Fuente: Elaboración propia

La estructura de la pieza tiene como parte inicial el espacio donde se encuentran los agujeros para las bisagras. Para la sujeción de los muslos se diseñó una agarradera-aro ubicado a una distancia de 310 milímetros del inicio de la pieza, este aro tiene un diámetro interno de 230.5 milímetros y un espesor de aproximadamente 14.5 milímetros.

En el anexo B-1, se puede apreciar el plano con todas las dimensiones e indicaciones del exoesqueleto del muslo para una mayor comprensión. También, el espesor de 10 milímetros en la placa principal, ancho en el aro de 30 milímetros, tolerancia de ± 0.5 milímetros y más medidas necesarias en el diseño.

En la Figura 4. 12 se observa que existen agujeros donde se ponen las bisagras (anexo A-3) para la unión con los componentes de la cadera. En la barra principal se encuentra el punto de apoyo para el motor lineal cadera-muslo.

También, en cada pieza de los muslos en la parte de la placa principal se colocó un punto de apoyo. Este apoyo sirve para los motores lineales que permiten los movimientos de las piernas y con una inclinación adecuada para el accionar cada motor.

✓ **Motores lineales en el muslo**

En esta parte del diseño se emplearon dos motores lineales que unen cadera y muslos. Además, de dos motores lineales para la unión de los muslos con respecto a cada pierna. Los primeros han sido explicados en el apartado anterior. Los últimos, serán detallados en esta parte del diseño, donde se emplea un motor lineal para cada muslo para los movimientos de flexión y extensión de las piernas; los cuales corresponden a los movimientos de compresión y tensión de los motores.



Figura 4. 13 Motor lineal comercial

Fuente: www.aliexpress.com

Entre el muslo y la pierna, en posición vertical (de pie) la distancia aproximada entre los puntos de apoyo es de 228 milímetros. Debido a que la postura del paciente no siempre será vertical, se puede considerar un recorrido de 300 hasta 350 milímetros para el movimiento y existentes en el mercado. Ver Figura 4. 13.



Figura 4. 14 Representación del motor en el diseño

Fuente: Elaboración propia

Además, el material empleado para esta pieza es AISI 4340 acero recocido y las dimensiones del mismo se pueden ver en el anexo B-2. En cada parte se emplean los motores; siendo dos motores para el movimiento de los muslos y dos para el movimiento de las piernas. Ver Figura 4. 14.

Por lo tanto, uniendo todas las piezas en esta parte se obtiene el mecanismo que se muestra en la Figura 4. 15 y Figura 4. 16. Las dos piezas principales y las bisagras empleadas para la parte de la cadera.

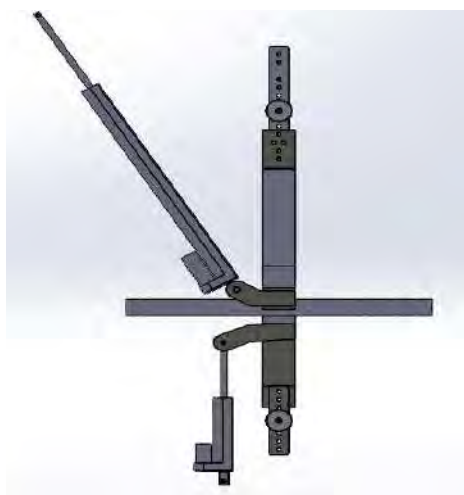


Figura 4. 15 Mecanismo para los muslos vista de perfil

Fuente: Elaboración propia



Figura 4. 16 Mecanismo para los muslos vista tridimensional
Fuente: Elaboración propia

Para la parte de los muslos se debe cumplir las condiciones de movimiento (flexión y extensión) en la articulación de la cadera y la rodilla. Para ello, la parte superior de estas piezas se unen con las bisagras de la cadera y unión con los motores lineales para los movimientos. Para la unión con las piernas y sus movimientos se emplean motores lineales permitiendo la conexión de ambas partes.

• ***Pierna***

Debido a que la cadera es estable y los muslos tienen dos grados de libertad, en las piernas se deben restringir los otros grados de libertad (la abducción, la aducción y la rotación). Esto permite solo los movimientos de flexión y extensión.

La estructura de la pierna se encuentra compuesta de dos partes principales, las cuales son: una pieza acoplada a cada pierna (llamado “exoesqueleto de la pierna”) y motores lineales. Se explica la función y la forma de cada una de acuerdo a la fisiología del paciente:

✓ ***Exoesqueleto de la pierna***

Es una pieza externa que se acopla a la pierna, una pieza en cada uno de las piernas del paciente y son el sostén de las mismas en el exoesqueleto. Ubicada entre la parte final de la rodilla y comienzos de la articulación del tobillo.

Se encuentra en conexión inmediata con el muslo con motores lineales que permiten los sus movimientos de flexión y extensión; un motor en cada lado al inicio de las piezas y la conexión entre el exoesqueleto del muslo-pierna es con bisagras. Además, las piezas tienen motores ubicados al final de cada una que permiten los movimientos de los pies y a la vez unidos con bisagras a las estructuras de los pies.

Cuando los actuadores se activan, las bisagras se mueven tanto en la posición delantera como posterior de la persona, siguiendo la dirección de cada pierna y pie en movimiento tanto en flexión como extensión del mismo. Además, el material empleado en esta pieza es AISI 4340 acero recocido.



Figura 4. 17 Exoesqueleto de la pierna vista de perfil
Fuente: Elaboración propia

En la Figura 4. 17 se pueden apreciar los detalles de la pieza; la placa principal tiene una longitud de 465.5 milímetros y de ancho 50 milímetros.



Figura 4. 18 Exoesqueleto de la pierna vista tridimensional
Fuente: Elaboración propia

En la Figura 4. 18, se muestra que el inicio de la pieza está por encima del punto de apoyo para el motor que une el muslo y la pierna. Para la sujeción de las piernas se diseñaron dos agarraderas-aro y están ubicadas de la siguiente forma: la primera a una distancia de 70 milímetros del inicio de la pieza y la segunda a una distancia de 267.5 milímetros del inicio de la pieza, los radios internos de cada aro son 194.61 y 158 milímetros con un espesor de aproximadamente 12 y 10 milímetros respectivamente.

En el anexo C-1, se puede apreciar el plano con todas las dimensiones e indicaciones del exoesqueleto de la pierna para una mayor compresión. Además, el espesor de 10 milímetros para la placa principal, ancho en los aros de 30 y 25 milímetros, tolerancia de ± 0.5 milímetros y más medidas necesarias en el diseño.

En la Figura 4. 18 se observa que existen agujeros donde se ponen las bisagras (anexo A-3) para la unión con los componentes del pie. En la parte delantera del segundo aro que sujeta la pierna se ponen los puntos de apoyos para los motores lineales pierna-pie.

También, en cada pieza de las piernas en la parte de la placa principal se colocó un punto de apoyo uniendo la pierna con el muslo. Este apoyo sirve para los motores lineales que permiten los movimientos de las piernas y con una inclinación adecuada para el accionar cada motor.

✓ **Motores lineales en la pierna**

Dos motores lineales fueron empleados en la unión de muslos y piernas. Además, de dos motores lineales, para la unión de las piernas con respecto a cada pie. Los primeros han sido explicados en el apartado anterior. Los siguientes, se detallan en esta parte del diseño. Se emplea un motor lineal para cada pierna para los movimientos de flexión y extensión de los pies; los cuales corresponden a los movimientos de compresión y tensión de los motores.



Figura 4. 19 Motor lineal comercial
Fuente: www.aliexpress.com

Entre la pierna y el pie, en posición vertical (de pie) la distancia aproximada en los puntos de apoyo es de 258 milímetros. Debido a que la postura del paciente no siempre será vertical, se puede considerar un recorrido de 300 hasta 350 milímetros para el movimiento y existentes en el mercado. Ver Figura 4. 19.

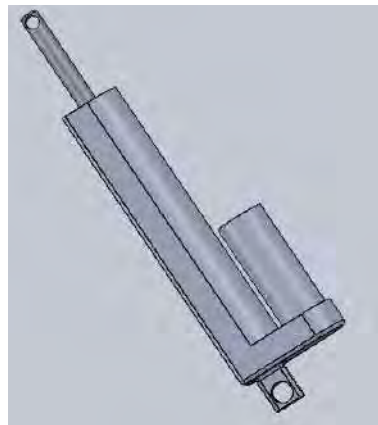


Figura 4. 20 Representación del motor en el diseño
Fuente: Elaboración propia

El material empleado para esta pieza es AISI 4340 acero recocido y las dimensiones del mismo se pueden ver en el anexo C-2. Y cada parte se emplean los motores; siendo dos motores para el movimiento de las piernas y dos para el movimiento de los pies. Ver Figura 4. 20.

Por lo tanto, uniendo todas las piezas en esta parte se obtiene el mecanismo que se muestra en la Figura 4. 21 y Figura 4. 22. Las dos piezas principales y las bisagras empleadas para la parte de los pies.

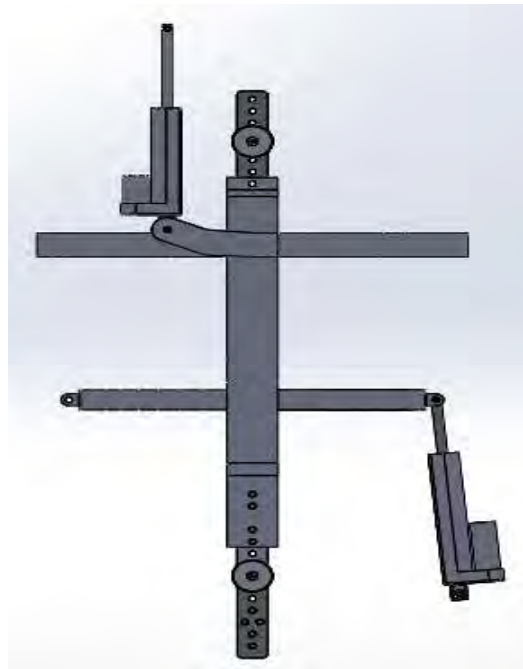


Figura 4. 21 Mecanismo para las piernas vista de perfil
Fuente: Elaboración propia

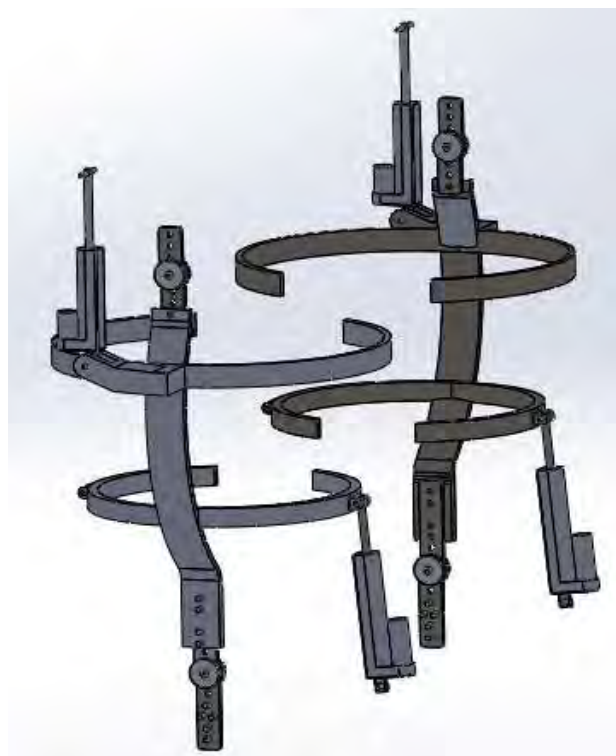


Figura 4. 22 Mecanismo para las piernas vista tridimensional
Fuente: Elaboración propia

Para la parte de las piernas (igual que los muslos) se debe cumplir las condiciones de movimiento (flexión y extensión) en la articulación de la rodilla y el tobillo. Para ello, la parte superior de estas piezas se une con los motores lineales y bisagras para los movimientos. Para la unión con los pies y sus movimientos se emplean bisagras y motores lineales permitiendo la conexión de ambas partes.

• ***Pie***

Debido a que la cadera es estable, los muslos y las piernas tienen dos grados de libertad; en los pies se deben restringir los otros grados de libertad (la abducción, la aducción y la rotación). Esto permite solo los movimientos de flexión y extensión.

La estructura del pie se encuentra compuesta por dos partes principales, las cuales son: una pieza acoplada a cada pie (llamado “exoesqueleto del pie”) y motores lineales. Se explica la función y la forma de cada una de acuerdo a la fisiología del paciente:

✓ ***Exoesqueleto del pie***

Consiste en una pieza externa que se acopla al pie similar a un calzado, una pieza en cada uno de los pies del paciente y son el sostén de los mismos en el exoesqueleto. Ubicada entre la parte final del tobillo cubriendo todo el pie.

Se encuentra en conexión inmediata con la pierna con bisagras que permiten los movimientos de flexión y extensión; una bisagra en cada lado del tobillo. Además, las piezas tienen motores ubicados al punto medio del pie (empeine) que permiten los movimientos de los pies.

Cuando los actuadores se activan las bisagras se mueven tanto en la posición delantera como posterior de la persona, siguiendo la dirección de cada pierna y pie en movimiento tanto en flexión como extensión del mismo. Además, el material empleado en esta pieza es AISI 4340 acero recocido.

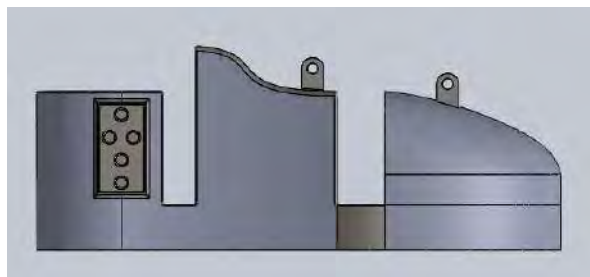


Figura 4. 23 Exoesqueleto del pie vista de perfil
Fuente: Elaboración propia

En la Figura 4. 23 se pueden apreciar la forma de la pieza, la misma que se ha colocado a la altura del tobillo un punto de unión para las bisagras que conectan las piernas y los pies.

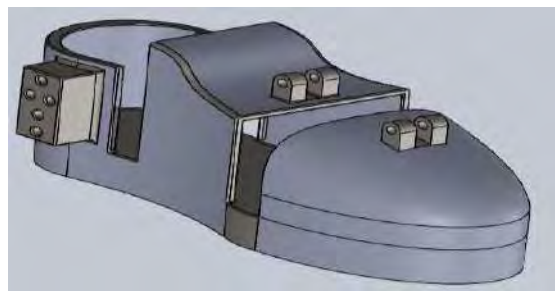


Figura 4. 24 Exoesqueleto del pie vista tridimensional
Fuente: Elaboración propia

En la Figura 4. 24, se muestra que se colocaron dos puntos de apoyo para el motor que une la pierna y el pie. Esto, debido a que se puede regular cuando se requiera mayor inclinación del pie según el tipo de problema en el movimiento del mismo. Uno, se encuentra a la altura de las falanges del pie e ideal cuando el pie se encuentra flácido para el movimiento, y el segundo, a la altura de los metatarsianos del pie e ideal cuando el pie se encuentra muy rígido para el movimiento.

Para la sujeción de las piernas se diseñaron estructuras muy similares a un calzado y que tiene las medidas del pie del paciente. En el anexo D-1 se puede apreciar el plano con todas las dimensiones e indicaciones del exoesqueleto del pie para una mayor comprensión. Tal como el espesor de 5 milímetros para el exoesqueleto del pie, la longitud de punta a talón de 328 milímetros, ancho en la parte del empeine de 121.55 milímetros, tolerancia de +/- 0.5 milímetros y más medidas necesarias en el diseño.

Y en la Figura 4. 24 se observa que existen agujeros donde se pone las bisagras (anexo 3) para la unión con los componentes de la pierna. En la parte delantera del segundo aro del exoesqueleto de la pierna sujeta al pie se ponen los puntos de apoyos para los motores lineales pierna-pie.

✓ **Motores lineales en el pie**

Se emplearon dos motores lineales que unen piernas y pies. En esta parte del diseño se emplea un motor lineal para cada pierna para los movimientos de flexión y extensión de los pies; los cuales corresponden a los movimientos de compresión y tensión de los motores. Estos motores han sido explicados en el apartado de las piernas y se ha tomado en cuenta que los motores con recorrido entre 300 y 350 milímetros para el movimiento, se comercializan en el mercado (Figura 4. 25).



Figura 4. 25 Motor lineal comercial
Fuente: www.aliexpress.com

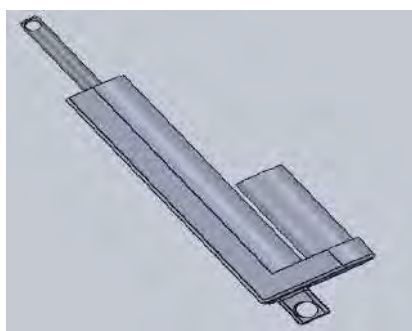


Figura 4. 26 Representación del motor en el diseño
Fuente: Elaboración propia

En la Figura 4. 26 se muestra el diseño y el material empleado para esta pieza es AISI 4340 acero recocido y las dimensiones del mismo se pueden ver en el anexo C-2. Cada parte emplea un motor para el movimiento de cada pie respecto al movimiento de cada pierna.

Por lo tanto, uniendo todas las piezas en esta parte se obtiene el mecanismo que se muestra en la Figura 4. 27 y Figura 4. 28. Las dos piezas principales y las bisagras empleadas para unir esta parte con la parte de la pierna.

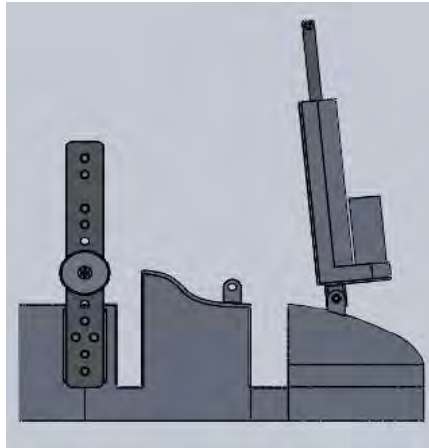


Figura 4. 27 Mecanismo para los pies vista de perfil
Fuente: Elaboración propia

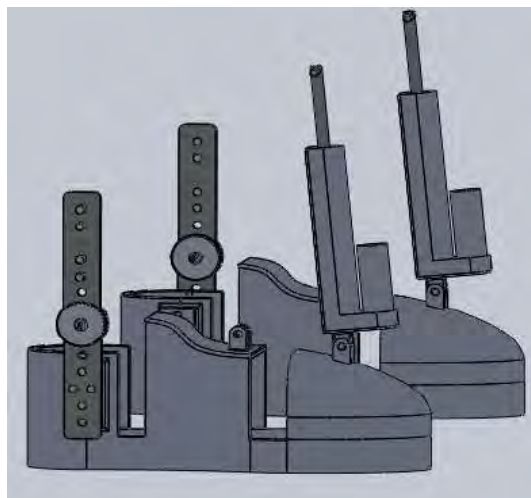


Figura 4. 28 Mecanismo para los pies vista tridimensional
Fuente: Elaboración propia

Finalmente, para la parte de los pies, se debe cumplir las condiciones de movimiento (flexión y extensión) en la articulación del tobillo. Para ello, la unión con las piernas y los movimientos de los pies se emplean bisagras y motores lineales ubicados en un punto medio de la pierna y el otro extremo del motor al finalizar el primer metatarsiano para una mayor estabilidad.

Así, se completan todas las piezas del diseño del exoesqueleto, que cubren las necesidades señaladas. Por lo tanto, se puede apreciar en la Figura 4. 29 el ensamblaje completo del

exoesqueleto y con las respectivas restricciones para su construcción. También, cabe indicar que se usaron pines para unir todas las piezas con agujeros.

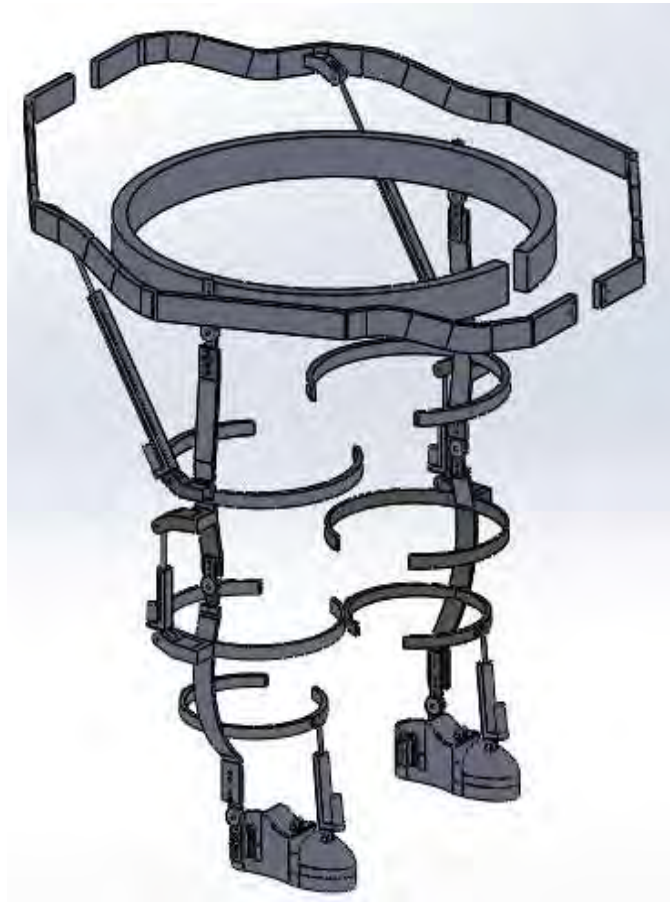


Figura 4. 29 Diseño final del exoesqueleto, modelo CAD 3D
Fuente: Elaboración propia

Capítulo 5

Simulaciones del Exoesqueleto con software CAE

El análisis del cuerpo humano es objeto de estudio de los distintos campos de la medicina, biomedicina, biomecánica, medicina clínica y otras. Esto se debe a la necesidad de entender el funcionamiento del cuerpo humano, ante la problemática planteada por el sinnúmero de enfermedades que complican el normal desarrollo de las actividades de las personas, buscando soluciones, poniendo a disposición de los pacientes, información y tecnología que les permita reinsertarse socialmente. Las personas con alguna discapacidad motora que no pueden trabajar o desplazarse independientemente, constituyen en claro ejemplo de estos casos. Se considera que las personas parapléjicas son afectadas grandemente debido a la limitación de caminar.

Buscar las herramientas para mejorar este tipo de situaciones, implica contrastar los casos reales con lo que se encuentra en la bibliografía, en la que se tratan casos alrededor del mundo.

Para este proyecto se tomó en cuenta la fisiología del cuerpo humano, la marcha humana y todo lo necesario para el diseño mecánico del exoesqueleto desarrollado. Para llegar a ello, se realizan simulaciones por computadora para observar el comportamiento del diseño con condiciones similares a la realidad. Estas simulaciones emplean el método de elementos finitos, técnica de simulación por computadora muy usada en ingeniería.

En este capítulo se explica las simulaciones realizadas en el diseño mecánico, basadas en el estudio de condiciones reales de pacientes con paraplejía, es así que se consideran: condiciones reales de movimiento, carga, restricciones de grados de libertad, etc. Se hicieron dos tipos de análisis para las simulaciones del exoesqueleto para poder evaluar los resultados con respecto a las condiciones reales y otras investigaciones que hablen al respecto. Los análisis realizados son: estático y dinámico; los mismos que se explicarán a continuación, detalladamente con los resultados obtenidos de las simulaciones.

5.1. Análisis estático

El análisis estático permite evaluar los esfuerzos presentes tomando en cuenta las condiciones reales aplicadas en el diseño, los parámetros que se emplearon en el análisis,

el mallado para el análisis por elementos finitos (FEA) y los resultados obtenidos del mismo.

“Los estudios estáticos suponen que las cargas son constantes o se aplican muy lentamente hasta que alcanzan sus valores completos. Debido a esta suposición, la velocidad y aceleración de cada partícula del modelo se supone nula. Como resultado, los estudios estáticos desprecian las fuerzas de inercia y amortiguación” [28].

Estos resultados se van a comparar con valores de esfuerzos máximos del cuerpo humano. Las zonas en color rojo, muestran las mayores concentraciones de esfuerzos en el diseño, significando que representan las zonas más propensas a sufrir alguna falla; mientras que las zonas en color azul representan las menores concentraciones de esfuerzos. A continuación, se explican las simulaciones del análisis estático.

5.1.1. Condiciones reales

Para este primer análisis se planteó tomar en cuenta que el paciente se encuentra en posición vertical, de pie sin movimiento alguno. La finalidad es saber si realmente el diseño desarrollado cumple con este primer estado de marcha y si puede soportar el peso propio del paciente. Para ello, se toma en consideración un paciente parapléjico con determinado peso, altura y aproximaciones del peso de las extremidades inferiores acorde a la bibliografía empleada.

Por lo tanto, se tomó en cuenta que es un exoesqueleto para un paciente de 80 kg de peso y 1.65 m de altura aproximadamente que corresponde IMC 29 (Figura 5. 1). “Según diversas fuentes coinciden que aproximadamente la pierna completa en una persona puede pesar 16 kg, siendo un peso total de 32 kg en las extremidades inferiores. Siendo el muslo un peso de 10.1 kg, la pierna sola con 5.9 kg y el pie con un peso de 1.5 kg” [29].

Si consideramos estos valores y con una gravedad de 9.81 m/s^2 obtenemos la fuerza necesaria de cada parte de las extremidades inferiores para un análisis estático y posición de pie del paciente parapléjico. Por lo tanto, la fuerza necesaria cuando la persona está de pie es: muslo con 101 N, la pierna con 59 N y el pie con 15 N.

Estas condiciones reales de fuerzas aplicadas son la base para poder comparar con los resultados obtenidos del análisis. Para tener un factor de seguridad aceptable, los parámetros puestos en el software CAE (por sus siglas en inglés: Computer Aided Engineering) son mayores a estas condiciones reales y así ver si cumple con el mínimo necesario.

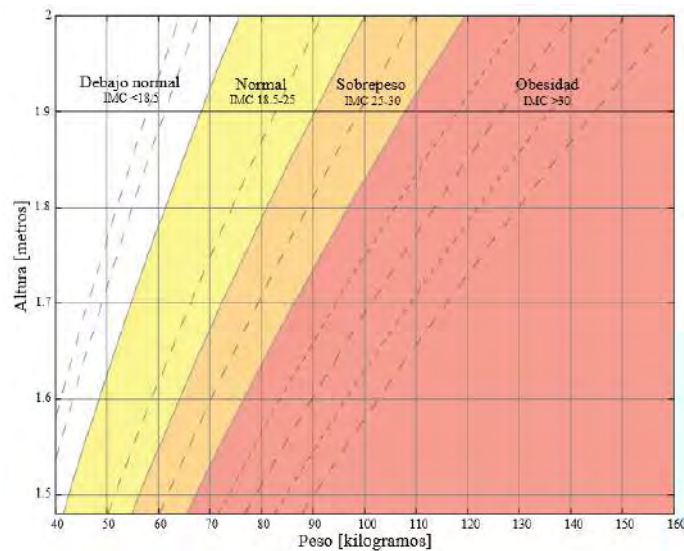


Figura 5. 1 índice de masa corporal, IMC
Fuente: <https://es.wikipedia.org/wiki/Peso>

5.1.2. Parámetros de simulación

Antes de simular el diseño mecánico se debe ingresar una serie de parámetros del software y condiciones reales para poder tener una mayor semejanza con la realidad. Estos parámetros son: materiales, sujeciones, cargas aplicadas, restricciones de movimiento y mallado. Ver Figura 5. 2.

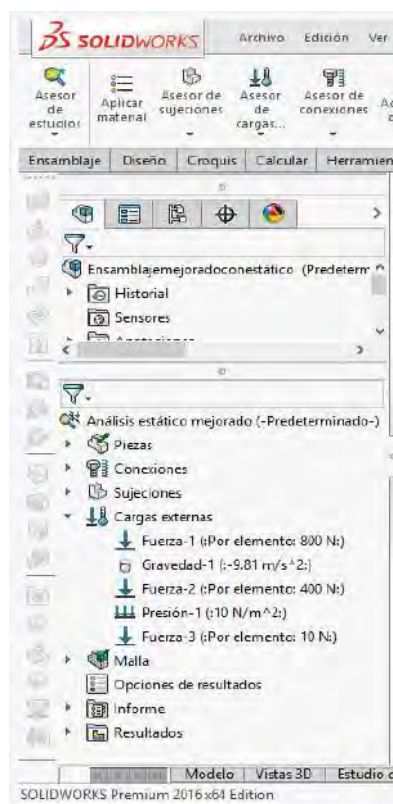


Figura 5. 2 Parámetros para el análisis estático.
Fuente: SOLIDWORKS.

Primero, se busca de la lista de materiales propios del software SOLIDWORKS y se selecciona el material empleado a cada pieza del diseño, tal como se puede apreciar en la Figura 5. 3 y Figura 5. 4. Para el cinturón interno, exoesqueleto del muslo, exoesqueleto de la pierna, exoesqueleto del pie y motores lineales son de AISI 4340 acero recocido; para el cinturón externo y pines son de Aleación 1060; todas las bisagras y ejes de los motores lineales son de Acero inoxidable al cromo.

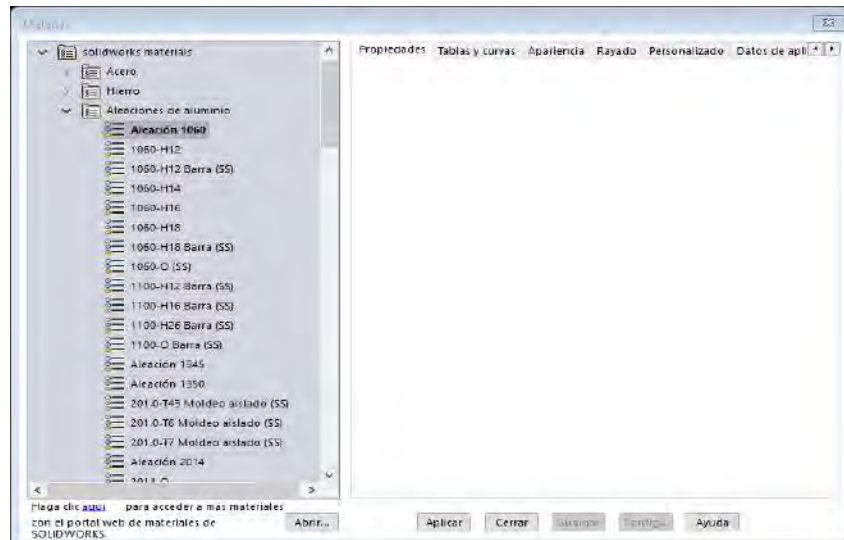


Figura 5. 3 Lista y selección de materiales para el diseño
Fuente: SOLIDWORKS.

Las propiedades de los materiales aplicados en cada una de las partes del diseño mecánico, brindados por el software, son:

- ***Acero inoxidable al cromo***

Tipo de modelo:	Isotrópico elástico lineal
Criterio de error predeterminado:	Tensión de von Mises máx.
Límite elástico:	1.72339e+008 N/m²
Límite de tracción:	4.13613e+008 N/m²
Módulo elástico:	2e+011 N/m²
Coefficiente de Poisson:	0.28
Densidad:	7800 kg/m³
Módulo cortante:	7.7e+010 N/m²
Coefficiente de dilatación térmica:	1.1e-005 /Kelvin

- ***AISI 4340 acero recocido***

Tipo de modelo:	Isotrópico elástico lineal
Criterio de error predeterminado:	Tensión de von Mises máx.
Límite elástico:	4.7e+008 N/m²
Límite de tracción:	7.45e+008 N/m²
Módulo elástico:	2.05e+011 N/m²
Coefficiente de Poisson:	0.285
Densidad:	7850 kg/m³
Módulo cortante:	8e+010 N/m²
Coefficiente de dilatación térmica:	1.23e-005 /Kelvin

• Aleación 1060

Tipo de modelo:	Isotrópico elástico lineal
Criterio de error predeterminado:	Tensión de von Mises máx.
Límite elástico:	2.75742e+007 N/m²
Límite de tracción:	6.89356e+007 N/m²
Módulo elástico:	6.9e+010 N/m²
Coefficiente de Poisson:	0.33
Densidad:	2700 kg/m³
Módulo cortante:	2.7e+010 N/m²
Coefficiente de dilatación térmica:	2.4e-005 /Kelvin

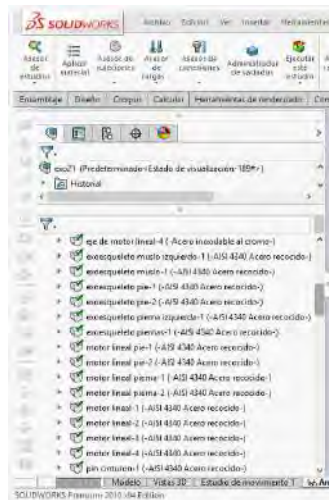


Figura 5. 4 Materiales en las piezas del diseño
Fuente: SOLIDWORKS

Debido a que en el diseño es necesario fijar piezas para las simulaciones, como se puede apreciar en la Figura 5. 5, se toma en cuenta que las piezas con geometría fija son: la base inferior del cinturón externo e interno, la planta de los pies y los puntos de soporte de los motores.

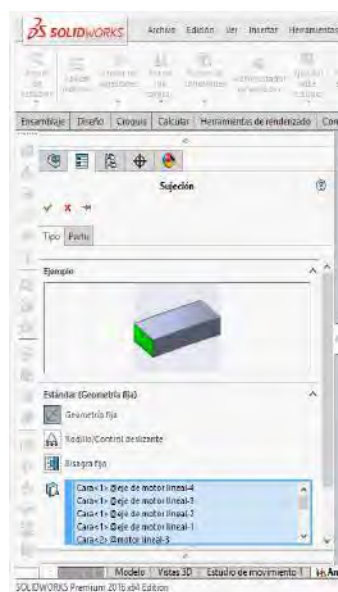


Figura 5. 5 Sujeción de piezas, piezas de geometría fija
Fuente: SOLIDWORKS

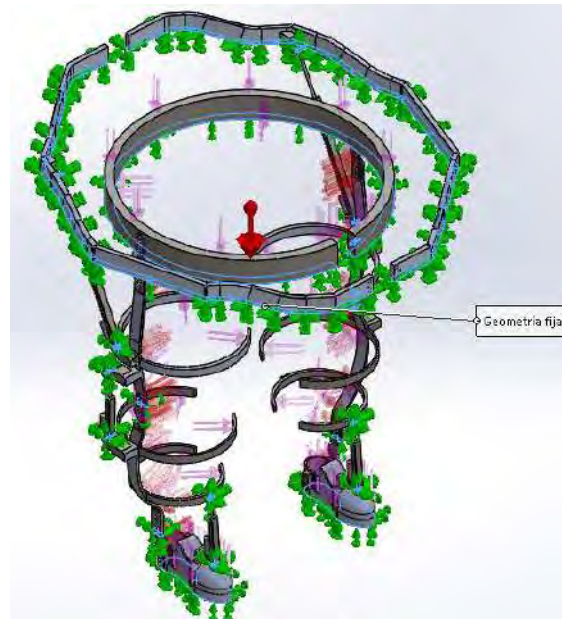


Figura 5. 6 Puntos fijos en el diseño
Fuente: Elaboración propia

En la Figura 5. 6 se pueden apreciar los puntos fijos de las piezas que anteriormente se explicaron. Las flechas verdes representan dichos puntos fijos en el diseño del exoesqueleto.

Para las cargas externas aplicadas en el diseño se consideraron las condiciones reales que se observan en la Figura 5. 7. Una fuerza de 800 N que equivale al peso de una persona de 80 kg distribuida entre el cinturón interno, los muslos, las piernas y los pies. Debido a que el cuerpo del paciente ejercerá una presión de ajuste con el diseño, se tomó en cuenta una presión de 10 N/m² distribuida en los puntos de contacto ubicados en el cinturón interno, muslos, piernas y pies. Finalmente, una fuerza general ejercida por la gravedad de 9.81 m/s², es aplicada en todo el exoesqueleto.

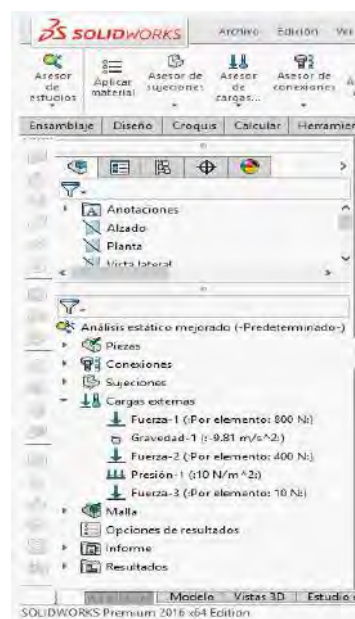


Figura 5. 7 Cargas externas aplicadas en el diseño
Fuente: SOLIDWORKS

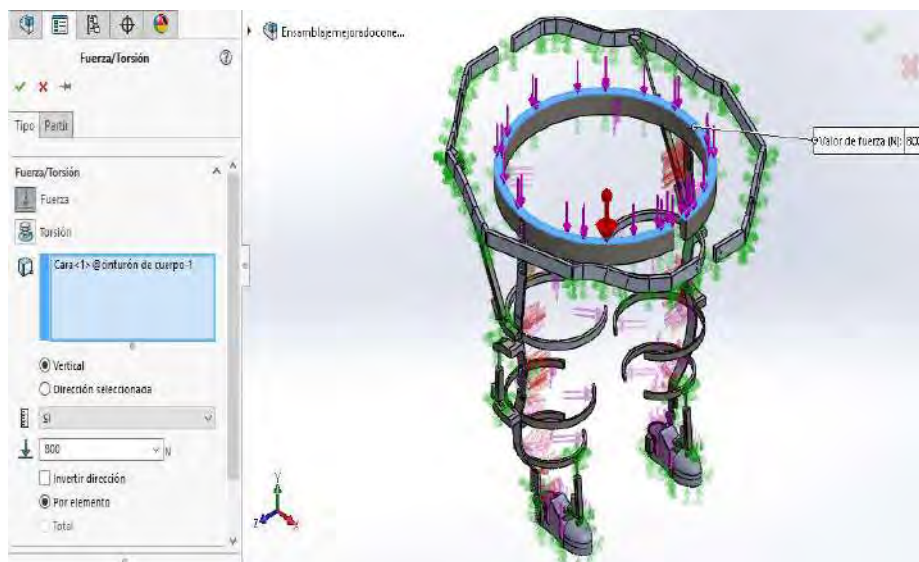


Figura 5. 8 Carga externa de 80 kg.
Fuente: SOLIDWORKS

Y en la Figura 5. 8 se pueden apreciar los puntos donde se aplica la carga de 80 kg de la condición real en las piezas. Las flechas moradas representan dichos puntos en el cinturón interno. Los cuales, se muestran perpendiculares a dicho punto de apoyo.

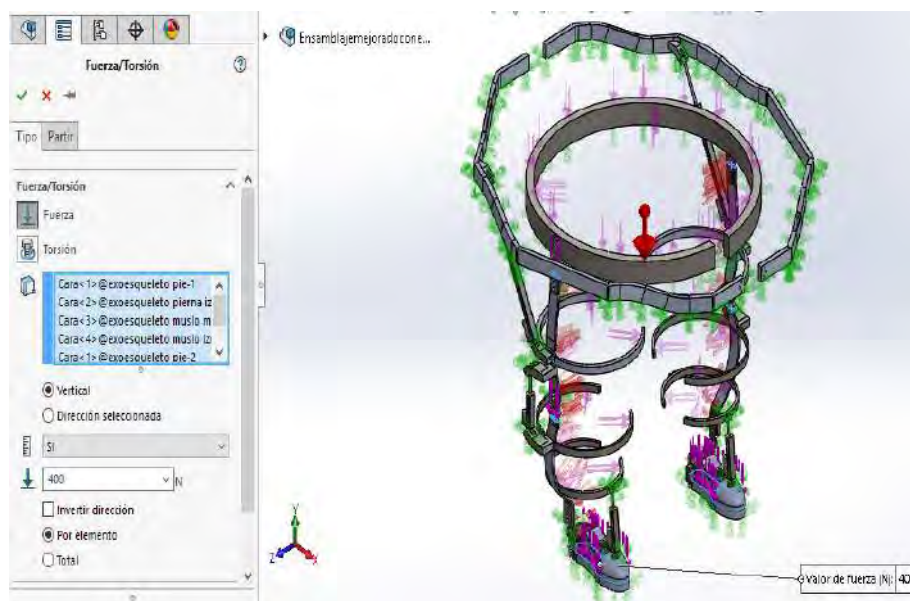


Figura 5. 9 Carga externa de 40 kg.
Fuente: SOLIDWORKS

Por su parte, en la Figura 5. 9 se puede apreciar los puntos donde se aplica la carga de 40 kg de la condición real en las piezas. Las flechas moradas representan los puntos donde se aplican las fuerzas en las barras principales (parte superior) de los exoesqueletos del muslo y de las piernas; así como, en las plantas de los pies. Se encuentran perpendiculares a dichos puntos de apoyo.

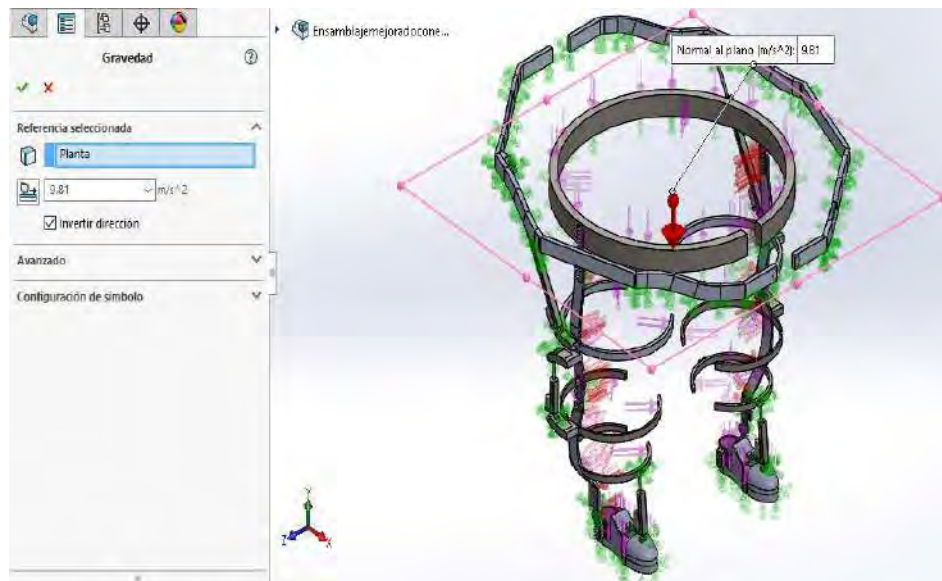


Figura 5. 10 Carga externa de la gravedad.
Fuente: SOLIDWORKS

También, en la Figura 5. 10 se puede observar el punto donde se aplica la carga de la gravedad propia del peso de las piezas. La flecha roja representa dicho punto en el un plano paralelo al cinturón interno, con un valor de 9.81 m/s^2 .

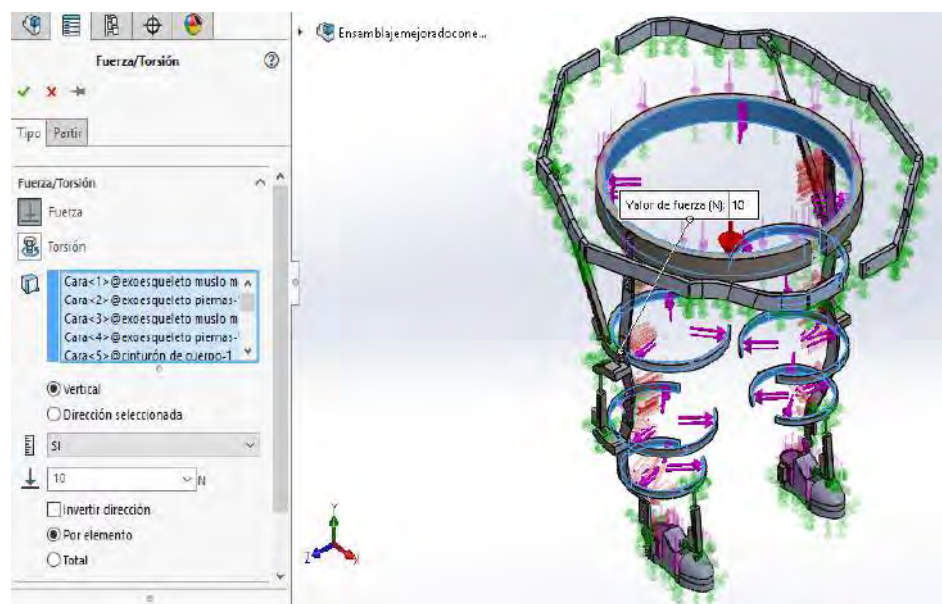


Figura 5. 11 Carga externa de presión del cuerpo al diseño
Fuente: SOLIDWORKS

En la Figura 5. 11 se pueden apreciar los puntos donde se aplica la carga de 10 N de la condición real en las piezas. Las flechas pequeñas moradas representan dichos puntos en el cinturón interno, los aros de apoyo del exoesqueleto de los muslos y los aros de apoyo del exoesqueleto de las piernas.

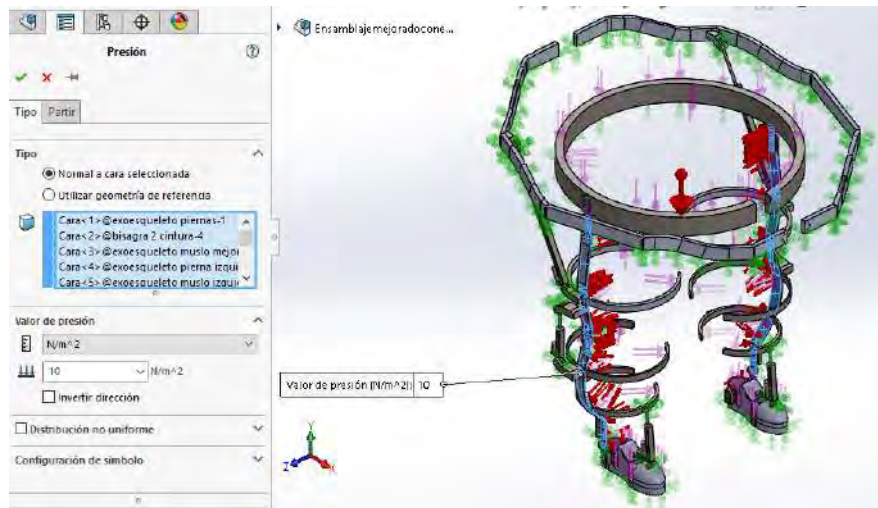


Figura 5. 12 Carga externa de presión del cuerpo al diseño
Fuente: SOLIDWORKS

Además, en la Figura 5. 12 se pueden apreciar los otros puntos donde se aplica la carga de 10 N/m^2 de la condición real en las piezas. Las flechas pequeñas rojas representan dichos puntos en las placas principales del exoesqueleto de los muslos y las placas principales del exoesqueleto de las piernas.

En el exoesqueleto, se aprecia la aplicación de las cargadas presentes de manera conjunta, tal como se puede ven en la Figura 5. 13.

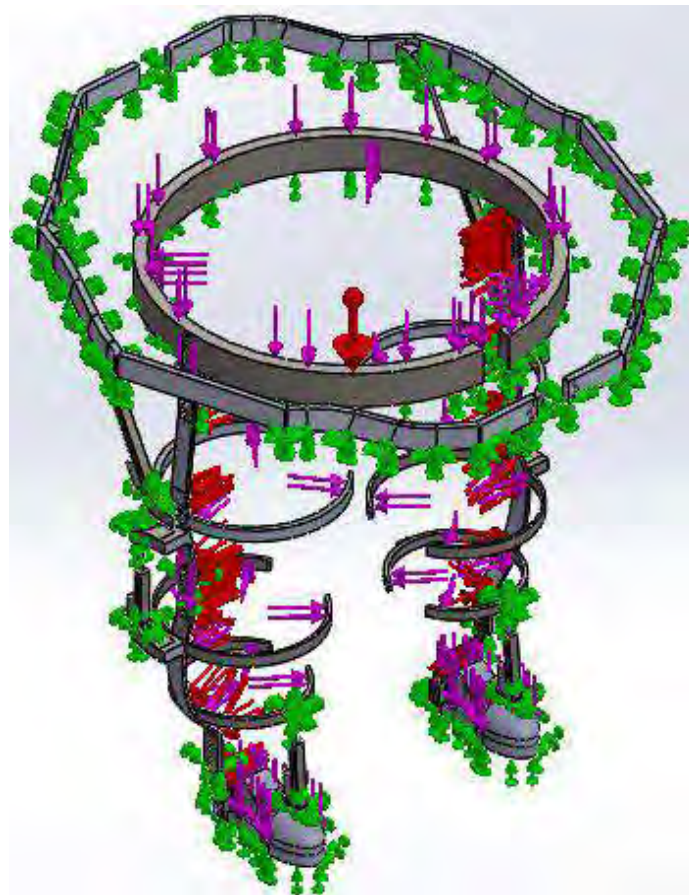


Figura 5. 13 Diseño mecánico con cargas externas
Fuente: Elaboración propia

5.1.3. Características del mallado

Para el análisis de elementos finitos se debe crear el mallado para el diseño del exoesqueleto. Tal como se muestra en la Figura 5. 14, se aplica una malla sólida, de 4 puntos Jacobianos¹ (determinante de la matriz jacobiana, en cálculo vectorial), de tamaño máximo de 61.4 mm y tamaño mínimo de 12.2 mm, basada en curvatura, 664256 nodos, 405110 elementos y con una calidad de elementos cuadráticos de alto orden.

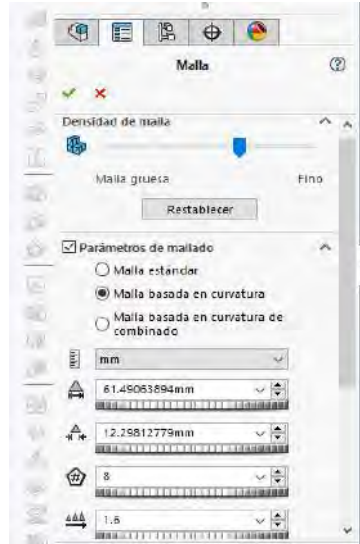


Figura 5. 14 Características de la malla.
Fuente: SOLIDWORKS

También, los detalles de la malla son: 664256 número de nodos, 405110 número de elementos, con cociente máximo de aspecto de 587.1, 90.6 % de elementos cuyo cociente de aspecto <3, 1.35% de elementos cuyo cociente de aspecto >10 y cero % de elementos distorsionados (Jacobiano). Todos estos detalles se pueden representar en la Figura 5. 15.



Figura 5. 15 Mallado del diseño.
Fuente: Elaboración propia

¹“Los elementos parabólicos trazan la geometría curva de manera más precisa que los elementos lineales del mismo tamaño. La verificación jacobiana se basa en una cantidad de puntos ubicados dentro de cada elemento. El software brinda la posibilidad de basar la verificación jacobiana en 4, 16 ó 29 puntos gaussianos o en los nodos”. SOLIDWORKS.

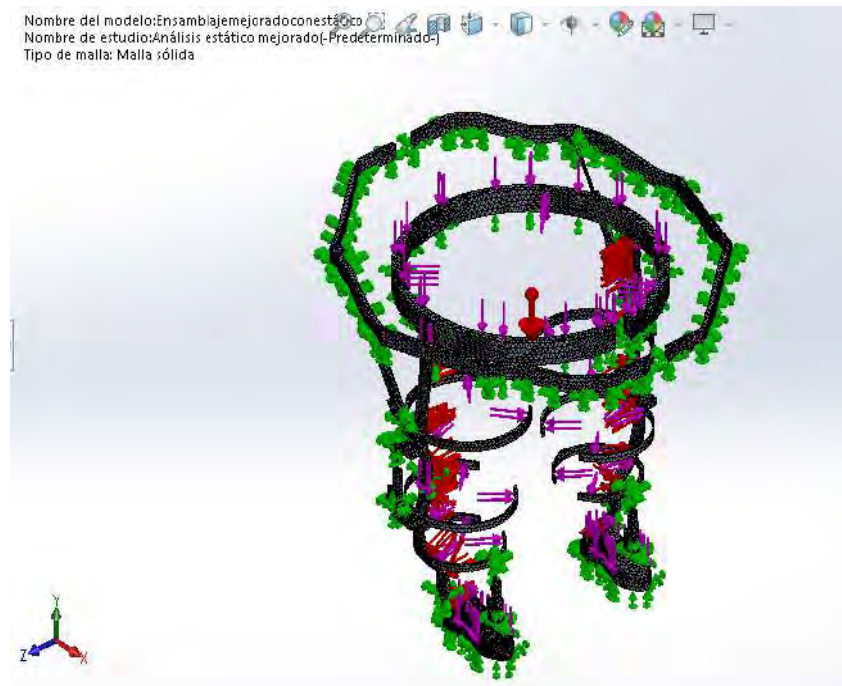


Figura 5. 16 Mallado y las cargas externas en el diseño mecánico
 Fuente: Elaboración propia

Finalmente, una vez creada la malla, se aprecia en el diseño mecánico la malla sólida con las cargas externas aplicadas para el análisis estático como se puede ver en la Figura 5. 16. Se ejecuta el análisis estático para obtener todos los resultados de esfuerzos existentes en el diseño, tal como se aprecia en la Figura 5. 17.

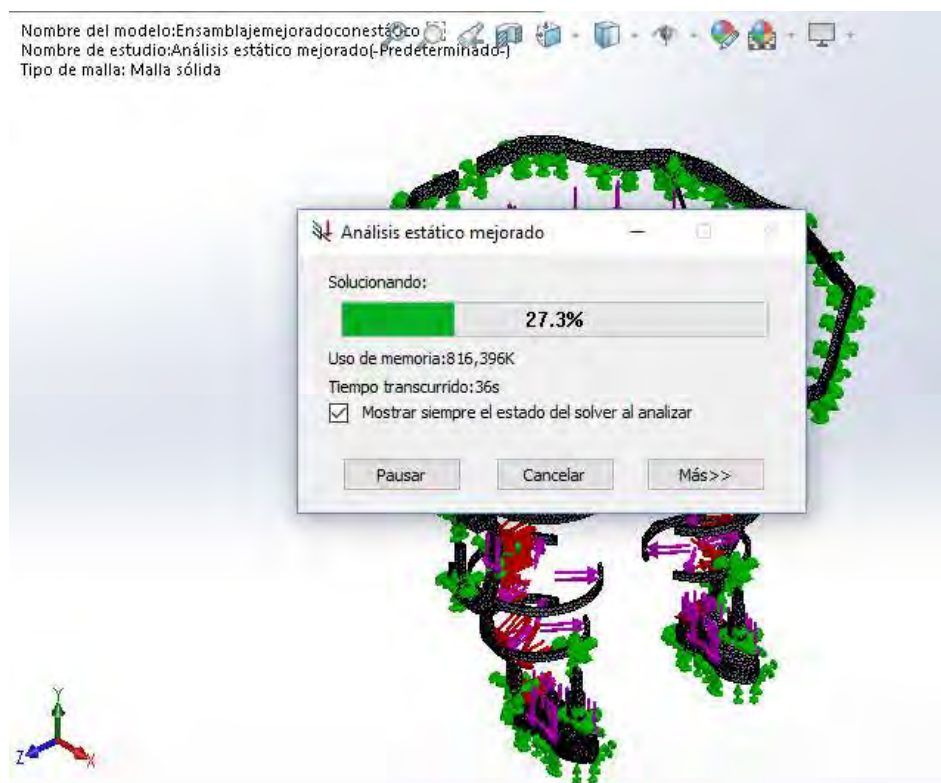


Figura 5. 17 Ejecución del análisis estático
 Fuente: Elaboración propia

5.1.4. Resultados del FEA

Debido a que el exoesqueleto depende del esfuerzo inducido por la carga aplicada, esta debe ser menor que la resistencia estipuladas en las condiciones reales. Por lo tanto, debe permitir que la resistencia exceda al esfuerzo por un margen suficiente, que a pesar de las incertidumbres, la falla no sea frecuente. La comparación esfuerzo-resistencia en un punto crítico (controlada), busca “resistencia en la geometría y condiciones de uso”.

Con todos estas condiciones y parámetros en el software CAE se obtuvieron resultados de tensión de von Mises, desplazamientos resultantes, deformaciones unitarias equivalentes, tensión normal de X, tensión normal de Y, tensión normal de Z, factor de seguridad y pandeo del exoesqueleto.

• **Deformación unitaria equivalente**

Antes de evaluar los resultados obtenidos del software CAE, debemos explicar la deformación unitaria en los materiales. *“Para obtener una variedad de características y resistencias de los materiales que se emplean en el diseño se usa ensayo estándar, donde una probeta de diámetro original d_o y de longitud calibrada l_o se le aplica en tensión una carga P ”.*

La deflexión o extensión de la longitud calibradas, está dada por $l - l_o$ donde l es la longitud calibrada correspondientes a la carga P . Por lo tanto, la deformación unitaria normal se calcula a partir de:

$$\epsilon = \frac{l - l_o}{l_o} \quad (5.1)$$

Esta deformación unitaria equivalente (ESTRN) la evalúa el software para cada uno de los tres ejes (xyz), siendo las fórmulas aplicadas internamente las siguientes:

$$ESTRN = 2 \left[\frac{(\epsilon_1 + \epsilon_2)}{3} \right]^{1/2} \quad (5.2)$$

Donde:

$$\epsilon_1 = 0.5 [(\epsilon_x - \epsilon^*)^2 + (\epsilon_y - \epsilon^*)^2 + (\epsilon_z - \epsilon^*)^2] \quad (5.3)$$

$$\epsilon_2 = [(GMXY)^2 + (GMXZ)^2 + (GMYZ)^2] / 4 \quad (5.4)$$

$$\epsilon^* = (\epsilon_x + \epsilon_y + \epsilon_z) / 3 \quad (5.5)$$

Tabla 5. 1 Simbología empleada por el software CAE, SOLIDWORKS.

Simbología	Descripción
ϵ_x	Deformación unitaria normal X
ϵ_y	Deformación unitaria normal Y
ϵ_z	Deformación unitaria normal Z
GMXY	Tensión cortante en dirección Y en plano YZ
GMXZ	Tensión cortante en dirección Z en plano YZ
GMYZ	Tensión cortante en dirección Z en plano XZ
ESTRN	Deformación unitaria equivalente
E1	Deformación unitaria normal en la primera dirección principal
E2	Deformación unitaria normal en la segunda dirección principal
E3	Deformación unitaria normal en la tercera dirección principal

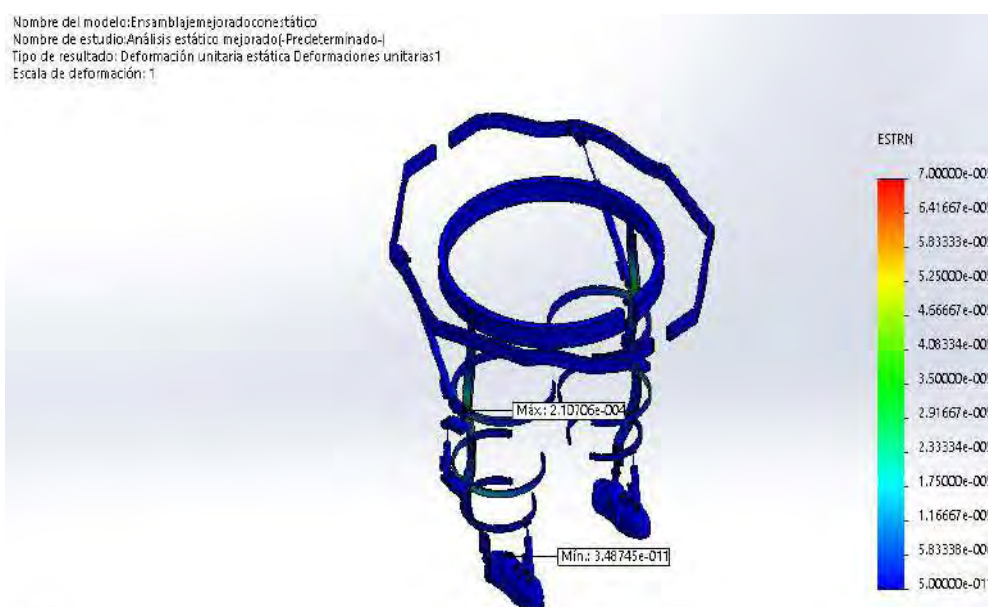


Figura 5. 18 Deformación unitaria equivalente
Fuente: Elaboración propia

En la Figura 5. 18 se puede ver que la deformación unitaria equivalente de las piezas en el diseño del exoesqueleto es mínima de acuerdo al análisis realizado. Con valores que varían entre 3.5e-011 a 2.1e-004.

• **Pandeo**

Antes de evaluar los resultados obtenidos del software CAE, se procede a explicar la teoría de pandeo. “El pandeo es un fenómeno de inestabilidad elástica que puede darse en elementos comprimidos esbeltos, y que se manifiesta por la aparición de desplazamientos importantes transversales a la dirección principal de compresión” [30].

Por lo tanto, para evaluar la estabilidad de estructuras en columnas o barras se aplica la carga en el área transversal para obtener el esfuerzo y la deformación de la estructura en el análisis. “Si el esfuerzo y la deformación cae dentro de las especificaciones dadas, se puede concluir que la columna se ha diseñado bien” (F. Beer y otros, 6ta. Ed. [31]).

Aplicando la fórmula de Euler para la evaluación de la estabilidad de las columnas, la cual es:

$$P_{cr} = \frac{\pi^2 EI}{L_v^2} \quad (5.6)$$

Siendo: P_{cr} es la carga crítica que puede soportar la estructura.

L_v^2 la longitud de acuerdo al caso que varía según el punto de apoyo.

Aquí, el software evalúa internamente el factor de carga o factor de seguridad. El factor de carga es la relación entre la carga crítica y la carga aplicada. El resultado es el factor de seguridad (Tabla 5. 2) que brinda el exoesqueleto después de la evaluación de los esfuerzos generados. Se aplicaron cargas distribuidas en el diseño: 800 N aplicado en el cinturón interno y 400 N aplicado en las barras principales de los exoesqueletos de los muslos y piernas (flechas moradas); tal como se puede apreciar en la Figura 5. 19 y los puntos fijos (flechas verdes).

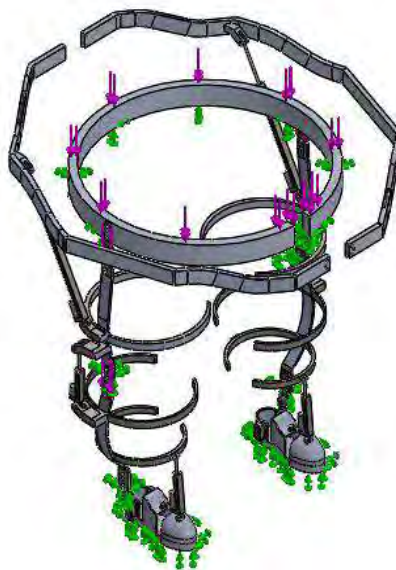


Figura 5. 19 Análisis de pandeo
Fuente: Elaboración propia

Tabla 5. 2 Factor de carga para cada modo de pandeo analizado.

Modo n°. de pandeo	Factor de carga
1	23.3
2	23.4
3	186.7
4	187.1
5	400.5

En la Figura 5. 19 se muestra la amplitud resultante del pandeo del diseño del exoesqueleto, es decir el trazado de desplazamiento del mismo.

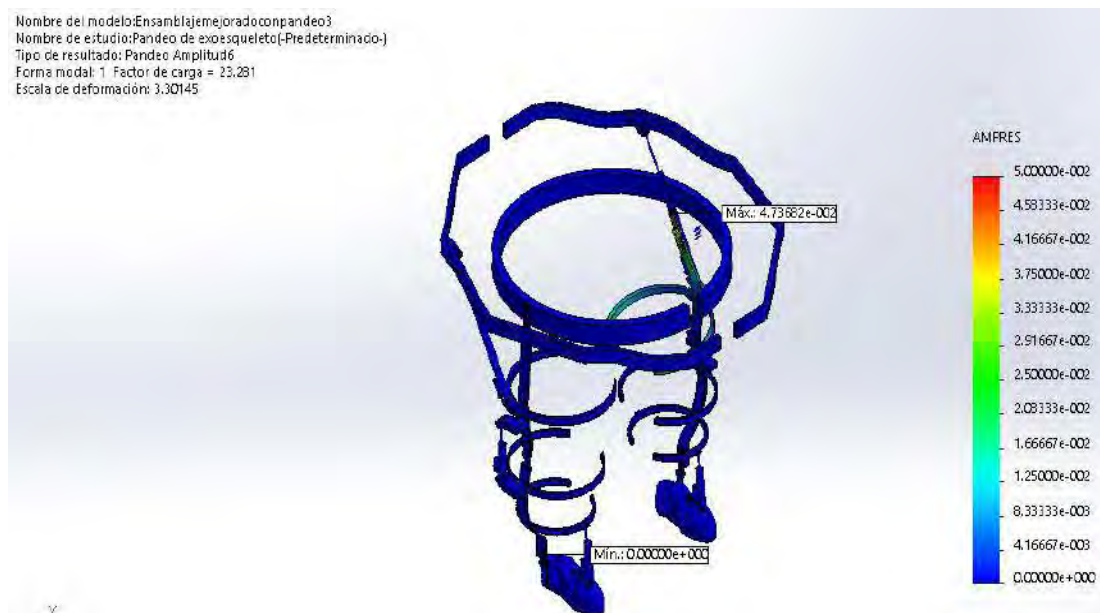


Figura 5. 20 Amplitud resultante del pandeo en el exoesqueleto
 Fuente: Elaboración propia

En la Figura 5. 20 se puede apreciar que el factor de seguridad de pandeo es 23.3 para el primer modo en el diseño del exoesqueleto después de evaluar el análisis de pandeo. Esto se encuentra aceptable debido a que las cargas aplicadas son menos que las cargas críticas calculadas. No se espera el pandeo.

• **Tensión de von Mises**

Antes de evaluar los resultados obtenidos del software CAE, se explicará la teoría de energía de distorsión (ED) para materiales dúctiles. “La teoría de la energía de distorsión se originó debido a que se comprobó que los materiales dúctiles sometidos a esfuerzos hidrostáticos presentan resistencias a la fluencia que exceden en gran medida los valores que resultan del ensayo de tensión simple. Por lo tanto, se postuló que la fluencia no era un fenómeno de tensión o compresión simples, sino más bien, que estaba relacionada de alguna manera con la distorsión angular del elemento esforzado” (Budynas R. y Keith J. 8va. Ed. [32]).

La fórmula para la energía de distorsión es:

$$u_d = \frac{1 + \nu}{3E} \left[\frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2}{2} \right] \quad (5.7)$$

Si: $\sigma_1 = \sigma_2 = \sigma_3 \rightarrow u_d = 0$

Para ensayo a tensión simple, en la fluencia se tiene: $\sigma_1 = S_y$ y $\sigma_2 = \sigma_3 = 0$. Entonces, la ecuación de distorsión es:

$$u_d = \frac{1 + \nu}{3E} S_y^2 \quad (5.8)$$

Por lo tanto:

$$\left[\frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2}{2} \right]^{\frac{1}{2}} \geq S_y \quad (5.9)$$

El lado izquierdo de la ecuación (5.3) puede considerarse como un esfuerzo sencillo, equivalente o efectivo del estado general total. Este esfuerzo efectivo se llama esfuerzo von Mises, σ' . Entonces, el esfuerzo de von Mises es:

$$\sigma' = \left[\frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2}{2} \right]^{\frac{1}{2}} \quad (5.10)$$

Basándose en los dos esfuerzos principales diferentes de cero, en la ecuación se obtiene:

$$\sigma' = (\sigma_A^2 - \sigma_A\sigma_B + \sigma_B^2)^{\frac{1}{2}} \quad (5.11)$$

Si se usan los componentes xyz del esfuerzo tridimensional, el esfuerzo von Mises puede escribirse como:

$$\sigma' = \frac{1}{\sqrt{2}} [(\sigma_x - \sigma_y)^2 + (\sigma_y - \sigma_z)^2 + (\sigma_z - \sigma_x)^2 + 6(\tau_{xy}^2 + \tau_{yz}^2 + \tau_{zx}^2)]^{\frac{1}{2}} \quad (5.12)$$

Siendo para el esfuerzo plano:

$$\sigma' = (\sigma_x^2 - \sigma_x\sigma_y + \sigma_y^2 + 3\tau_{xy}^2)^{\frac{1}{2}} \quad (5.13)$$

Aquí, el software evalúa internamente la tensión de von Mises de todos los componentes del diseño acorde a cada material seleccionado. El resultado es el esfuerzo generado en los componentes del exoesqueleto distinguiéndolos en una escala de colores donde se puede apreciar los puntos críticos del diseño.

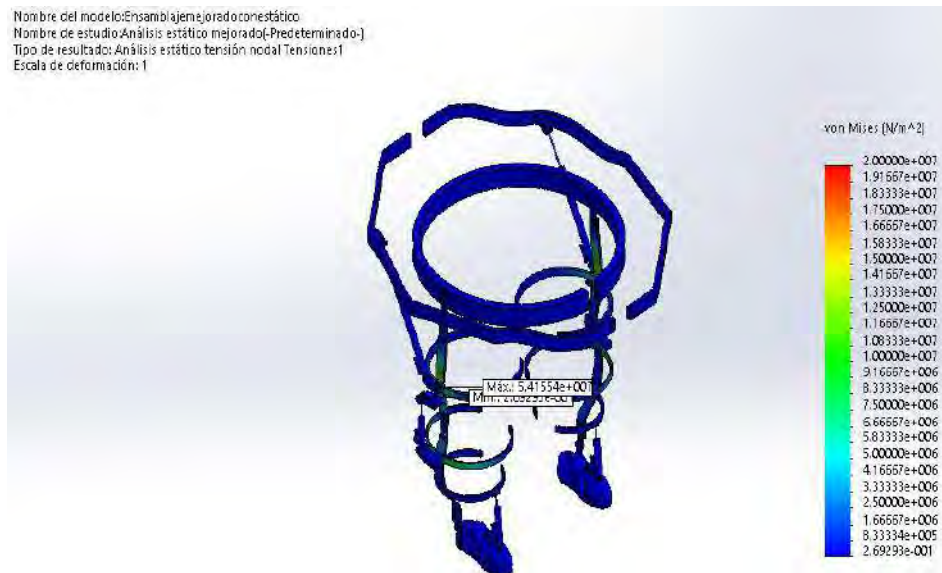


Figura 5. 21 Esfuerzos de von Mises
Fuente: Elaboración propia

Tal como se puede apreciar en la Figura 5. 21, el diseño puede soportar tensiones desde 0.3 Pa hasta un máximo de 54.2 MPa donde comenzaría a fallar. Esto nos indica que se encuentra entre los rangos de fuerzas que ejerce el propio cuerpo humano. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.

• *Desplazamientos resultantes*

En este punto, el software evalúa si alguna pieza del diseño mecánico se encuentra desplazada de su lugar después de haber puesto las condiciones reales, restricciones de movimiento y parámetros para el análisis estático. Esto permite saber si realmente cumple con todo lo indicado respecto a las restricciones colocadas en el software CAD.

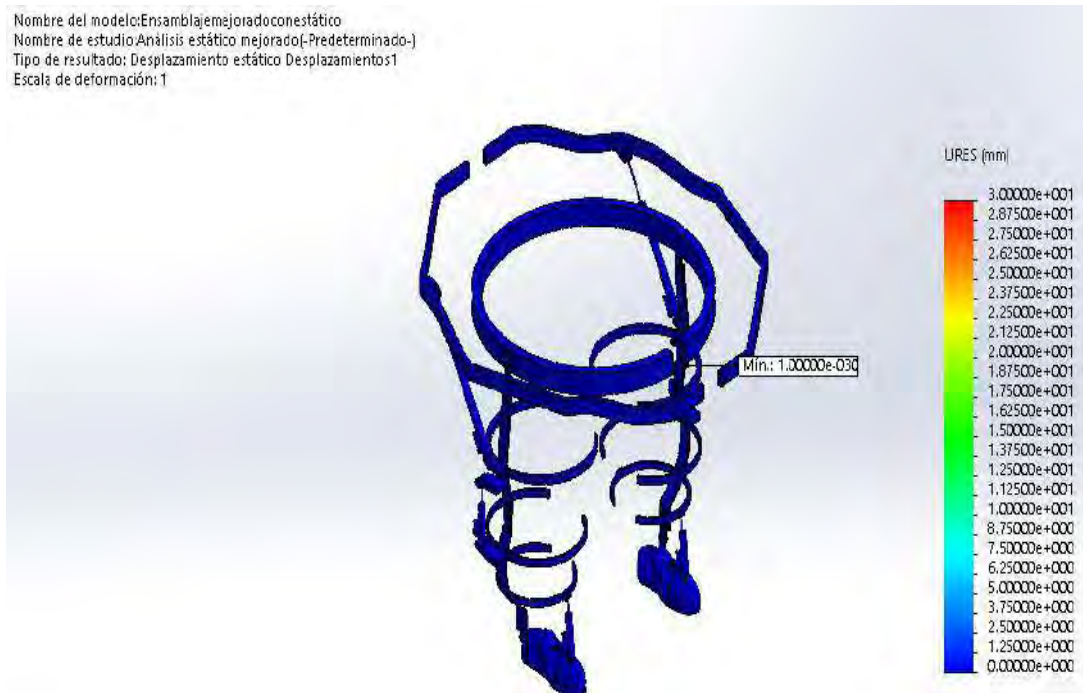


Figura 5. 22 Desplazamiento de piezas en el diseño
 Fuente: Elaboración propia

En la Figura 5. 22, se puede apreciar el desplazamiento de las piezas del diseño. Se puede observar que el desplazamiento máximo se genera en los pines de uniones entre los motores lineales y el cinturón externo. Debido a que son piezas pasantes, se representan como una unión fija. Estos pines deben ser reemplazados por remaches en el momento de la construcción para mayor seguridad y estabilidad en la sujeción de los componentes que conforman el exoesqueleto.

También, se puede observar que los puntos críticos según el resultado de desplazamiento se dan entre los motores lineales y el cinturón externo. Esto se debe a que las cargas aplicadas tienen mayor influencia en la parte de la cadera y los muslos del exoesqueleto, debido a las restricciones de movimiento en esas partes.

• Tensión normal de X

Para evaluar los resultados obtenidos del software CAE, debemos explicar el esfuerzo que se genera en la pieza de acuerdo al tipo de material utilizado. Basado en el ensayo estándar, anteriormente explicado, la carga se convierte en esfuerzo mediante la fórmula:

➤ Para cilindros:

$$\sigma = \frac{P}{A_0} \quad (5.14)$$

Donde: $A_0 = \frac{1}{4}\pi d_0^2$ es el área original de la probeta acorde a cada material.

➤ Para placas o vigas:

$$\sigma = \frac{My}{I_x} \quad (5.15)$$

Donde: $I_x = \int y^2 dA = \frac{1}{12}bh^3$, I es el segundo momento de área alrededor del eje z.

En este caso, se evalúa la tensión normal en el diseño que, depende de la dirección del eje X. Para ello el software tiene las consideraciones del caso en poder reemplazar los valores correspondientes

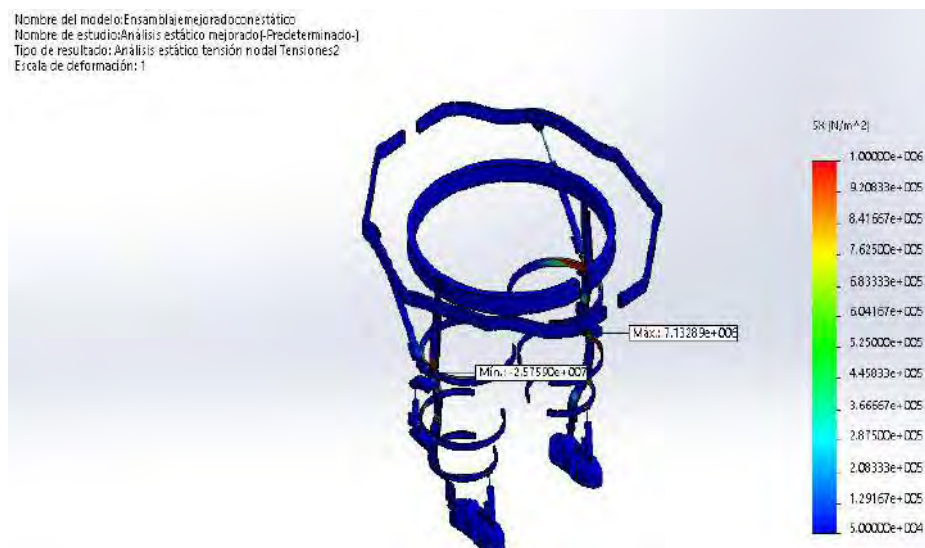


Figura 5. 23 Tensión normal del eje X
Fuente: Elaboración propia

Y en la Figura 5. 23 se puede ver que la tensión normal X va de -25.7 MPa hasta 7.1 MPa en las barras principales de la parte de los muslos y piernas en el diseño del exoesqueleto después de evaluar todo el análisis estático. También se puede ver que los puntos críticos son los aros de sujeción de los muslos y piernas del exoesqueleto debido a la mayor concentración de carga en estos puntos.

• Tensión normal de Y

Para evaluar los resultados obtenidos del software CAE, se introduce la explicación del esfuerzo que se genera en la pieza de acuerdo con el tipo de material. Basándose en el ensayo estándar, anteriormente explicado, la carga se convierte en esfuerzo mediante la fórmula:

➤ Para cilindros:

$$\sigma = \frac{P}{A_0} \quad (5.16)$$

Donde: $A_0 = \frac{1}{4}\pi d_0^2$ es el área original de la probeta acorde a cada material.

➤ Para placas o vigas:

$$\sigma = \frac{Mx}{I_y} \quad (5.17)$$

Donde: $I_y = \int x^2 dA = \frac{1}{12}bh^3$, I es el segundo momento de área alrededor del eje z.

En este caso, se evalúa la tensión normal en el diseño que dependen de la dirección del eje Y.

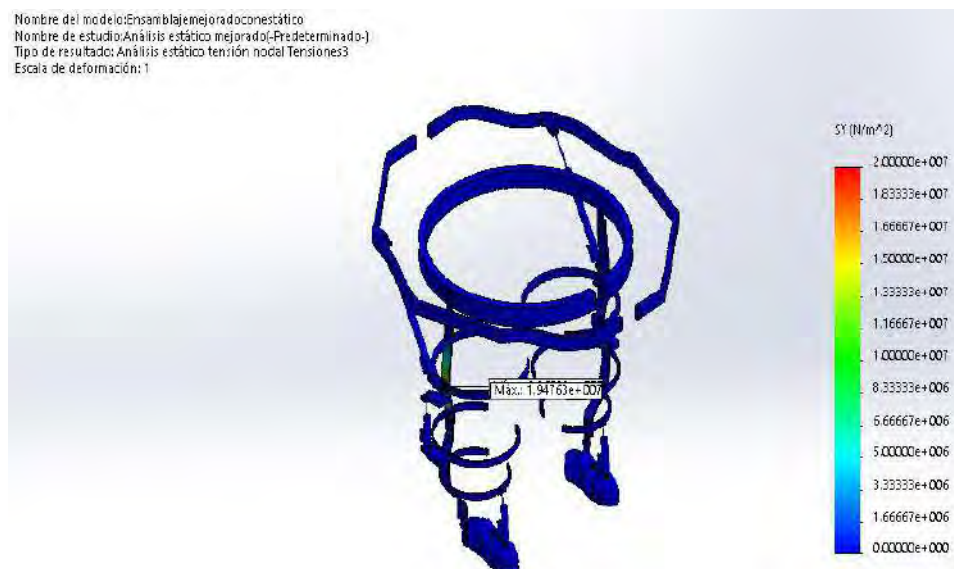


Figura 5. 24 Tensión normal del eje Y
Fuente: Elaboración propia

En la Figura 5. 24 se puede ver que la tensión normal Y va de -23.7 MPa hasta 19.5 MPa en las barras principales de la parte de los muslos en el diseño del exoesqueleto, después de evaluar todo el análisis estático. También se puede ver que los puntos críticos aparecen en las placas principales de los muslos debido a que la mayor concentración de carga en estas partes.

• Tensión normal de Z

Para evaluar los resultados obtenidos del software CAE, se explica el esfuerzo que se genera en la pieza de acuerdo con el tipo de material. Basándose en el ensayo estándar, anteriormente explicada, la carga se convierte en esfuerzo mediante la fórmula:

➤ Para cilindros:

$$\sigma = \frac{P}{A_0} \quad (5.18)$$

Donde: $A_0 = \frac{1}{4}\pi d_0^2$ es el área original de la probeta acorde a cada material.

➤ Para placas o vigas:

$$\sigma = \frac{My}{I_z} \quad (5.19)$$

Donde: $I_z = \int y^2 dA = \frac{1}{12}bh^3$, I es el segundo momento de área alrededor del eje x.

En este caso, se evalúa la tensión normal en el diseño que depende de la dirección del eje Z.

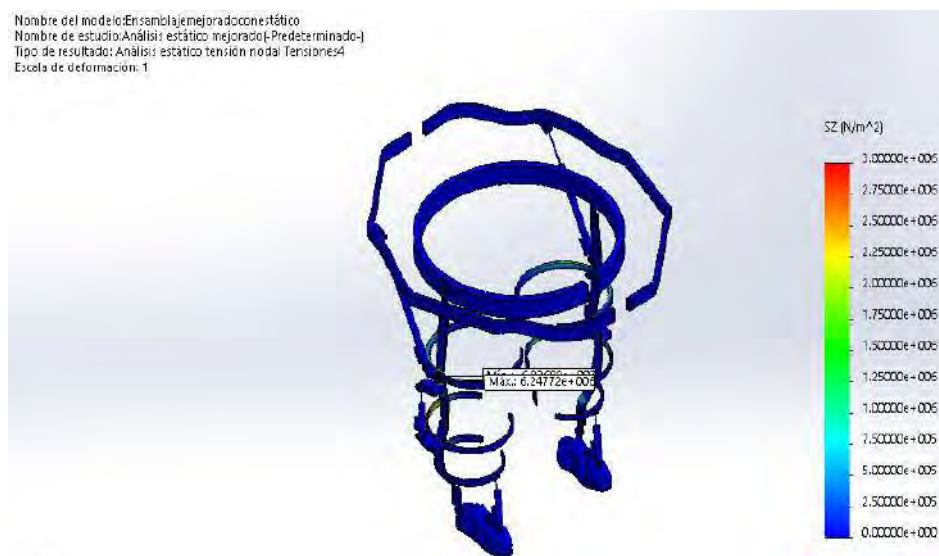


Figura 5. 25 Tensión normal del eje Z
Fuente: Elaboración propia

En la Figura 5. 25 se puede ver que la tensión normal Z va de -63.4 MPa hasta 6.2 MPa en las barras principales de la parte de los muslos y piernas en el diseño del exoesqueleto después de evaluar todo el análisis estático. Los puntos críticos son los aros de sujeción de los muslos y piernas por efecto de la concentración de carga en estas partes.

• Factor de seguridad

Finalmente, en la Figura 5. 26 se puede apreciar que el factor de seguridad va de 8.7 hasta $7.4e+08$ en las piezas en el diseño del exoesqueleto después finalizar el análisis estático. Aquí, se puede ver que los puntos críticos se encuentran en los muslos y piernas debido a que la mayor carga se concentra en esta parte.

Lo obtenido, arroja un resultado aceptable, debido a que las cargas aplicadas son superiores a las condiciones reales.

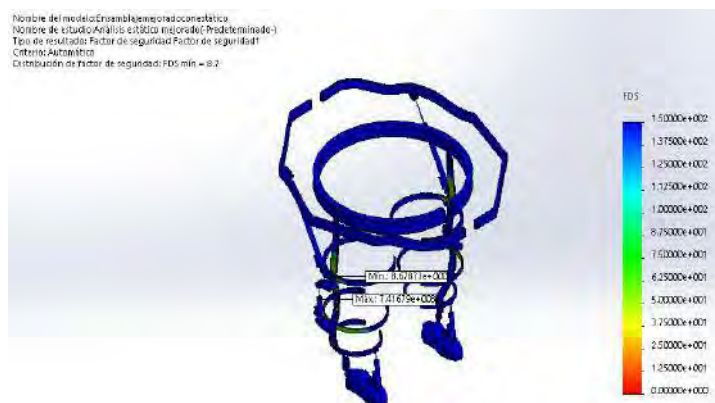


Figura 5. 26 Factor de seguridad del exoesqueleto
Fuente: Elaboración propia

En la Tabla 5. 3 se muestran todos los valores del análisis estático realizado en el diseño del exoesqueleto. Según estos valores, se puede decir que el diseño cumple con las condiciones del estado estático, cuando la persona se encuentra en posición vertical (de pie).

Tabla 5. 3 Cuadro comparativo del análisis estático del exoesqueleto

Resultado del Análisis		Valor de punto crítico	Piezas con puntos críticos
Deformación unitaria equivalente	Mín.	3.5E-11	Exoesqueletos de los pies
	Máx.	2.1E-04	Exoesqueletos de los muslos
Tensión de von Mises (MPa)	Mín.	3E-06	Exoesqueletos de los muslos y piernas
	Máx.	54.2	
Tensión normal de X (MPa)	Mín.	-25.7	Exoesqueletos de los muslos y piernas
	Máx.	7.1	
Tensión normal de Y (MPa)	Mín.	-23.7	Exoesqueletos de los muslos
	Máx.	19.5	
Tensión normal de Z (MPa)	Mín.	-63.4	Exoesqueletos de los muslos
	Máx.	6.2	
Factor de seguridad	Mín.	8.7	Exoesqueletos de los muslos y piernas
	Máx.	7.4E+08	
Desplazamientos resultantes		1.00E-30	Ninguna
Pandeo	Factor de carga	23.2	No hay pandeo

5.2. Análisis dinámico

Por otra parte, el análisis dinámico, permite evaluar desplazamientos a lo largo del tiempo, tensiones, frecuencia, impacto, caída, velocidades y aceleraciones en el modelo, a partir de condiciones reales aplicadas en el diseño mecánico CAD 3D. También, los parámetros que se emplearon en el análisis estático, el mallado para el análisis por elementos finitos (FEA) y los resultados obtenidos del mismo.

“El SolidWorks Simulation permite determinar de forma rápida y eficaz el impacto de las cargas que varían con el tiempo en la respuesta estructural del diseño para garantizar el rendimiento, calidad y seguridad de este”².

El estudio del análisis consiste en dos tipos de simulación: lineal y no lineal. Para esta investigación se realizó el análisis dinámico lineal con las condiciones de la marcha humana.

Además, se realizó un análisis dinámico en el programa Working Model. En este programa se obtuvieron las posiciones, velocidades angulares y aceleraciones angulares del diseño del exoesqueleto cuando se aplican las fuerzas necesarias para su movimiento. A continuación, se describen ambos análisis.

5.2.1. Análisis dinámico lineal

“El análisis dinámico lineal se basa en los estudios de frecuencia. El software calcula la respuesta del modelo mediante la acumulación de la contribución de cada modo al entorno de carga. En la mayoría de los casos, sólo los modos más bajos contribuyen significativamente a la respuesta. La contribución de un modo depende del contenido, magnitud, dirección, duración y ubicación de la frecuencia de la carga”³.

De acuerdo a las fases de la marcha humana, la cual se compone de siete fases y considera ocho pasos para la comprensión del caminar de la persona, en este apartado se evalúan estas fases analizando los ocho pasos de la marcha (Figura 3. 5). En cada paso se tuvieron consideraciones y restricciones para su respectivo análisis, tanto para el inicio como el fin del paso para cumplir con todo lo indicado anteriormente.

De esta manera, se podrá evaluar si el diseño mecánico del exoesqueleto cumple con las condiciones necesarias para el movimiento del mismo. Se presentan, en esta sección, los resultados de desplazamientos, tensiones, deformaciones, velocidades y aceleraciones. El análisis dinámico basado en las frecuencias naturales del diseño y un coeficiente de amortiguamiento de 0.8.

² Análisis dinámico. DASSAULT SYSTEMES [33].

³ SOLIDWORKS [28].

- **Gráfico de historia-tiempo**

- ✓ **Paso 1**

Para este análisis se consideró que el exoesqueleto realiza el siguiente proceso: la extremidad derecha avanza 15cm y la izquierda está semi-estática. Este es el inicio de la fase de respuesta de carga en la marcha humana. Además, todos los puntos de contacto con los motores lineales son considerados bisagras respecto de los pines.

Posteriormente, la extremidad derecha avanza unos 15 cm con la punta del pie alzada 6 cm. El talón del pie izquierdo se levanta unos 4 cm. Para el movimiento de los motores lineales, se considera que el pie derecho sube 6cm, la pierna derecha baja 10cm y el muslo derecho, 8cm; por su parte, el pie izquierdo baja 4cm, mientras que la pierna izquierda baja 10cm y el muslo izquierdo, 8cm. Se aplican fuerzas en la pierna derecha, la misma que avanza con 30N/m^2 y el muslo derecho, el cual avanza con 20N/m^2 . El primer paso se da alrededor de los 12 segundos. (Ver Figura 5. 27).

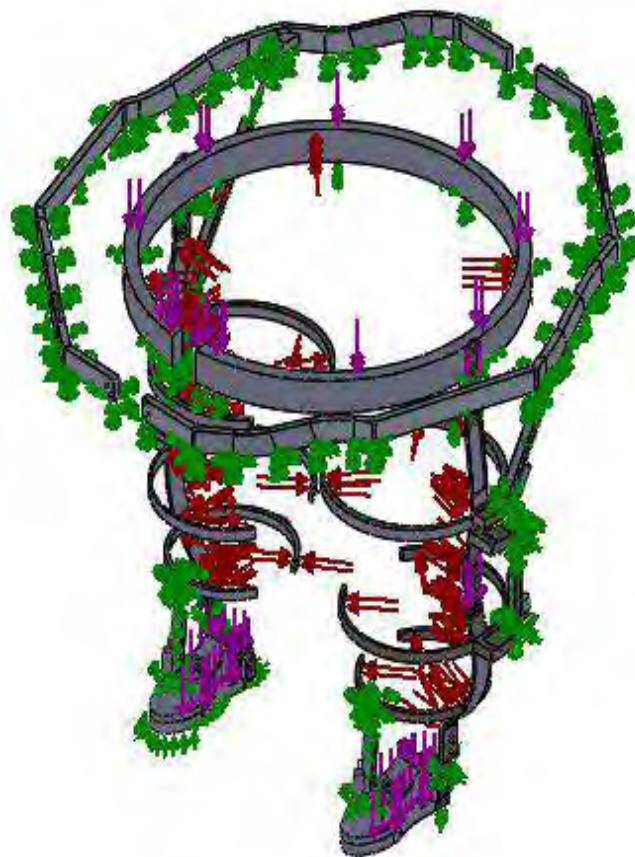


Figura 5. 27 Condiciones y restricciones para el paso 1
Fuente: Elaboración propia

Tal como se explicó anteriormente, en el análisis dinámico se evaluó el paso al inicio y al final del mismo. Se pueden observar los resultados de estos análisis. También, para este análisis se consideraron doce frecuencias para su evaluación con un intervalo de tiempo de 0.1 a 12.1 segundos con un incremento de 0.1 segundo.

➤ Inicio del paso

Aplicando las mismas consideraciones del análisis estático, los materiales, las fuerzas aplicadas y el mismo tipo de mallado del FEA. Se obtiene los resultados del primer intervalo en un tiempo 0.1 segundos.

▪ Tensión de von Mises

En la Figura 5. 28, se puede apreciar que el diseño puede soportar tensiones desde 0 Pa hasta un máximo de 2.2 KPa. Los puntos críticos se dan en las piernas, en las agarraderas-aros superiores ubicadas cerca de las rodillas. Esto nos indica que se encuentra entre los rangos de fuerzas que ejerce el propio del material. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.



Figura 5. 28 Esfuerzo de von Mises para el análisis dinámico lineal
 Fuente: Elaboración propia

▪ Desplazamientos resultantes

La Figura 5. 29 se puede observar que el diseño se desplaza desde 0 cm hasta un máximo de 1.e-005 cm. Los desplazamientos se dan en el sector de las piernas, en las agarraderas-aros superiores ubicadas cerca de las rodillas. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.

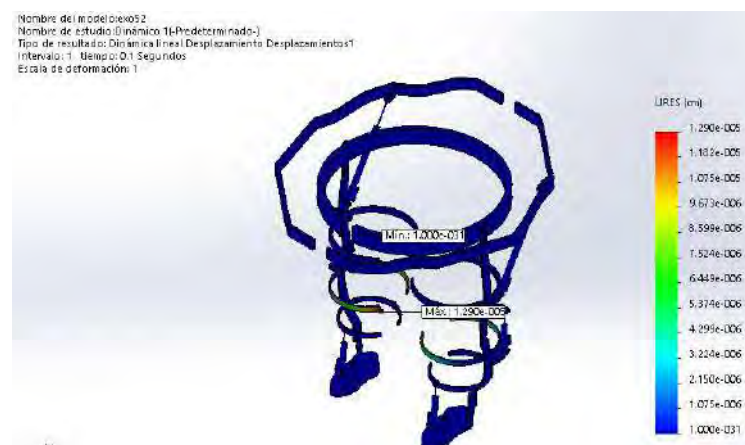


Figura 5. 29 Desplazamientos resultantes para el análisis dinámico
 Fuente: Elaboración propia

▪ *Deformación unitaria equivalente*

En la Figura 5. 30 se aprecia que el diseño tiene una deformación unitaria desde 0 hasta un máximo de $4.8\text{e-}009$. La deformación máxima se da en las piernas, en las agarraderas-aros superiores ubicadas cerca de las rodillas. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.

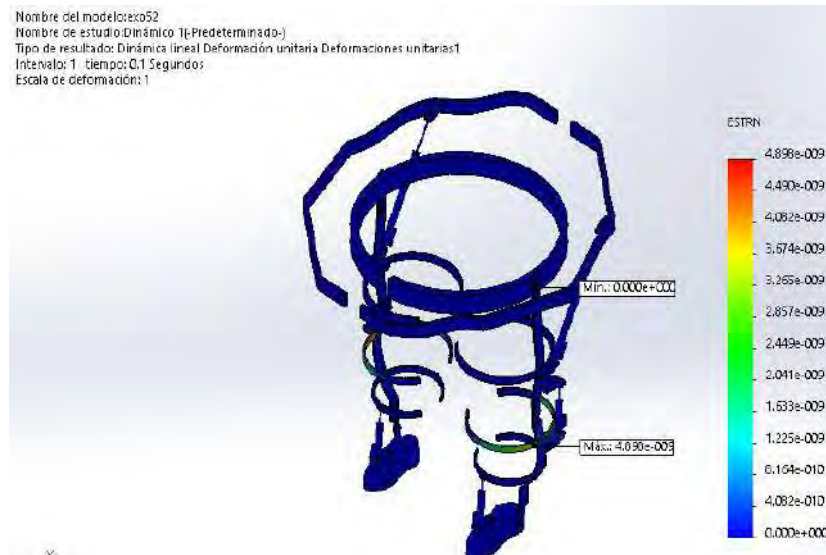


Figura 5. 30 Deformación unitaria para el análisis dinámico

Fuente: Elaboración propia

▪ *Velocidad resultante*

En la Figura 5. 31 se puede apreciar que el diseño tiene una velocidad que va desde 0 cm/s hasta un máximo de $2.5\text{e-}004$ cm/s. La mayor velocidad se registra en las piernas, en las agarraderas-aros superiores ubicadas cerca de las rodillas. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.

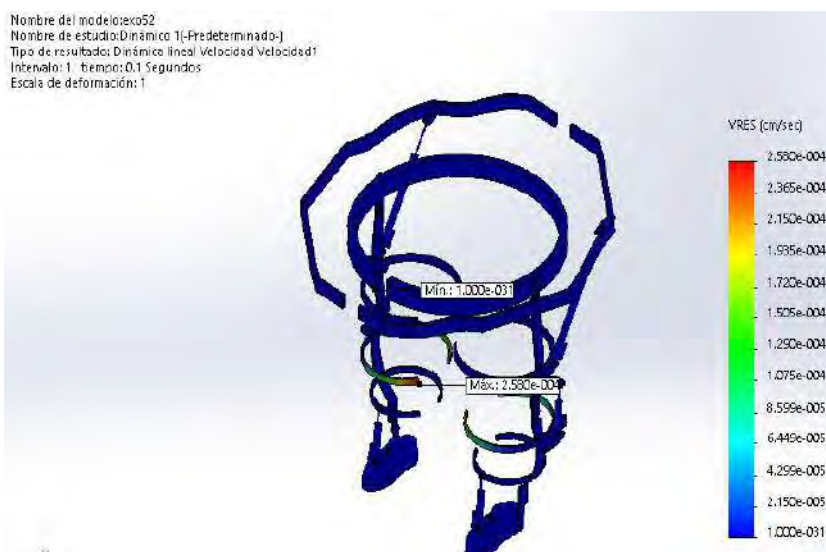


Figura 5. 31 Velocidad resultante para el análisis dinámico

Fuente: Elaboración propia

■ *Aceleración resultante*

La Figura 5. 32 se puede observar que el diseño se acelera desde 0 cm/s hasta un máximo de $5.1\text{e-}003 \text{ cm/s}^2$. La aceleración máxima se da en las piernas, en las agarraderas-aros superiores ubicadas cerca de las rodillas. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.

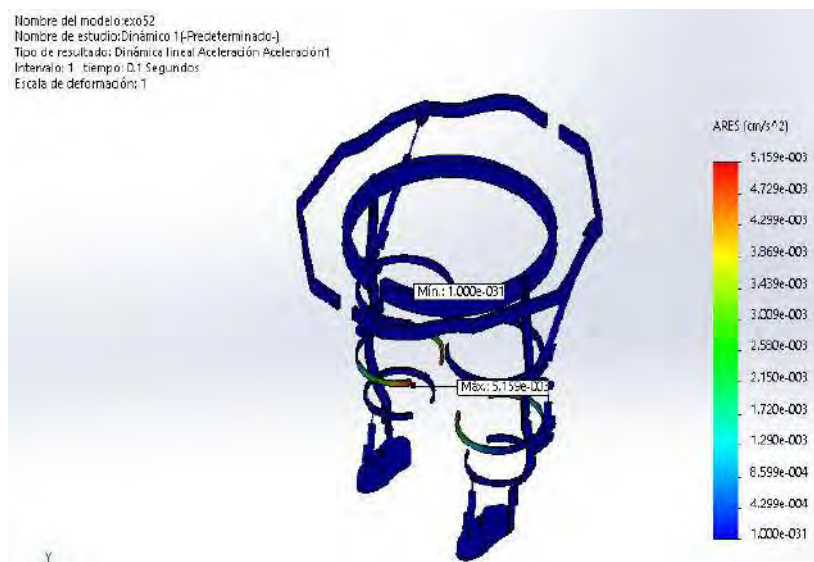


Figura 5. 32 Aceleración resultante para el análisis dinámico
Fuente: Elaboración propia

■ *Gráfica Historia-Tiempo*

Luego, en la Figura 5. 33 se aprecia una gráfica del esfuerzo de von Mises vs el tiempo para el primer paso aplicado en cada uno de los doce nodos. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.

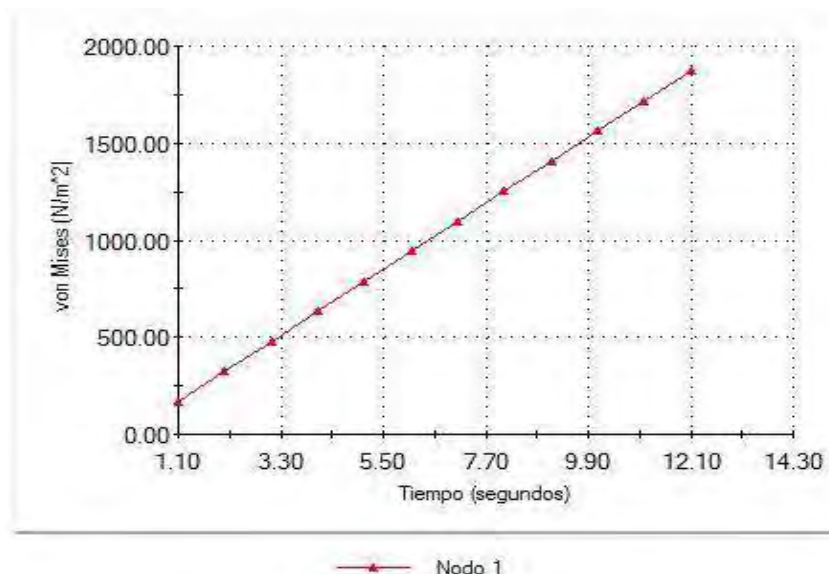


Figura 5. 33 Gráfica de esfuerzos von Mises vs Tiempo.
Fuente: Elaboración propia

▪ Respuesta de frecuencia

Se puede observar en la Figura 5. 34 la gráfica que muestra frecuencias naturales vs N° de modo para el primer paso aplicado en cada uno de los doce nodos. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.

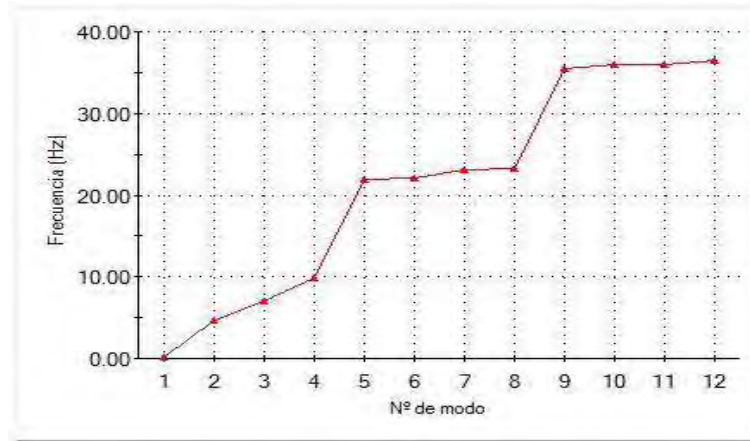


Figura 5. 34 Gráfica de frecuencias naturales vs N° de modo.
Fuente: Elaboración propia

➤ Fin del paso

Aplicando las mismas consideraciones del análisis estático, los materiales, las fuerzas aplicadas y el mismo tipo de mallado del FEA. Se obtiene los resultados del último intervalo en un tiempo 12.1 segundos.

▪ Tensión de von Mises

En la Figura 5. 35, se puede apreciar que el diseño puede soportar tensiones desde 0 Pa hasta un máximo de 0.3 MPa. Los puntos críticos se dan en los muslos y las piernas, en las agarraderas-aro y las barras principales de los mismos. Esto nos indica que se encuentra entre los rangos de fuerzas que ejerce el propio del material. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.

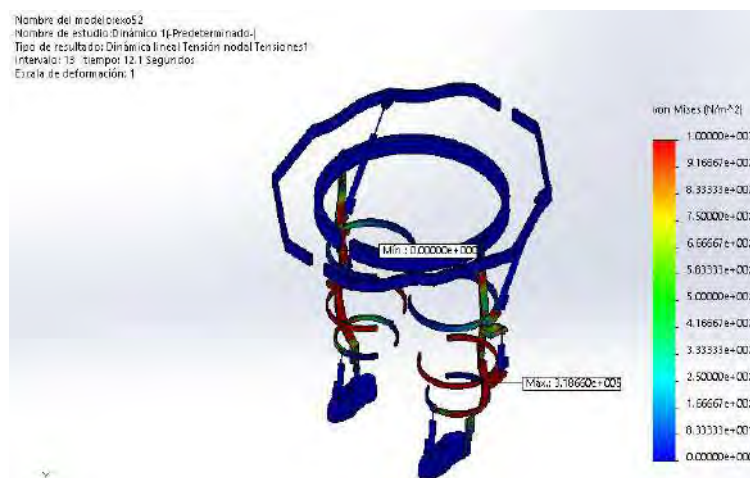


Figura 5. 35 Esfuerzo de von Mises para el análisis dinámico lineal.
Fuente: Elaboración propia

▪ *Desplazamientos resultantes*

La Figura 5. 36 se puede observar que el diseño se desplaza desde 0 cm hasta un máximo de $1.8\text{e-}003$ cm. Los desplazamientos se dan en los exoesqueletos de las piernas, en las agarraderas-aro superiores ubicadas cerca de las rodillas. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.

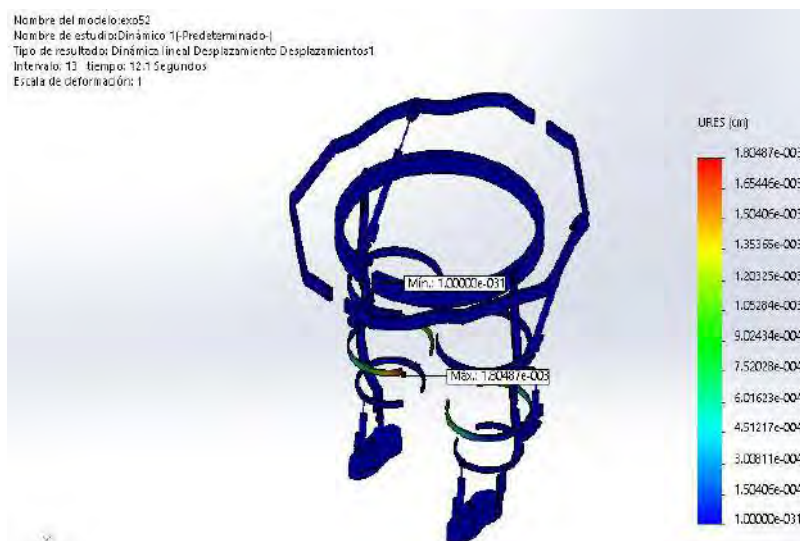


Figura 5. 36 Desplazamientos resultantes para el análisis dinámico.
 Fuente: Elaboración propia

▪ *Deformación unitaria equivalente*

En la Figura 5. 37, se aprecia que el diseño tiene una deformación unitaria desde 0 hasta un máximo de $6.8\text{e-}007$. La deformación máxima se da en las piernas, en las agarraderas-aro superiores ubicadas cerca de las rodillas. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.

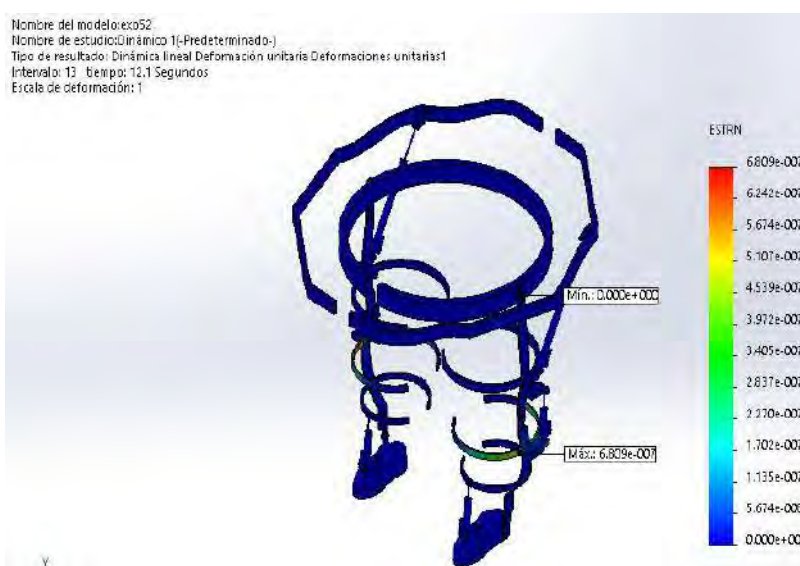


Figura 5. 37 Deformación unitaria para el análisis dinámico.
 Fuente: Elaboración propia

▪ *Velocidad resultante*

En la Figura 5. 38 se puede apreciar que el diseño registra velocidades que van desde 0 cm/s hasta un máximo de $1.4\text{e-}004$ cm/s. La mayor velocidad se da en las piernas, en las agarraderas-aro superiores ubicadas cerca de las rodillas. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.

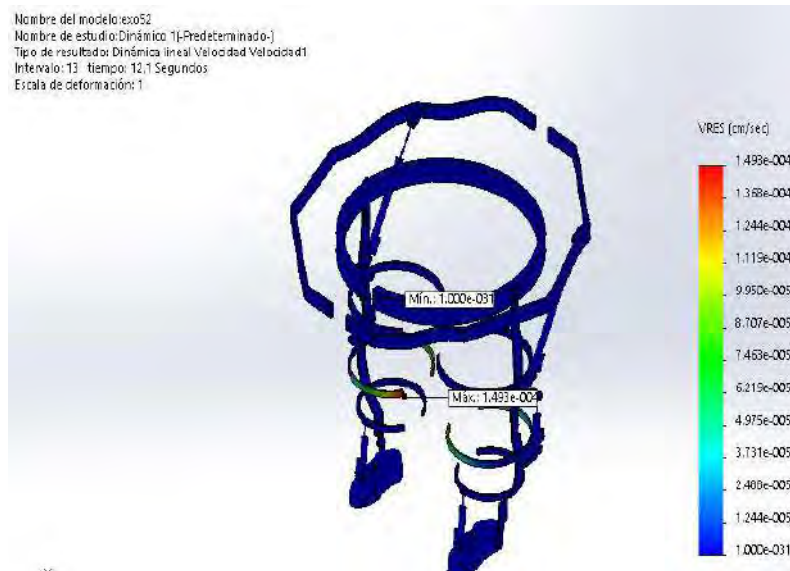


Figura 5. 38 Velocidad resultante para el análisis dinámico.

Fuente: Elaboración propia

▪ *Aceleración resultante*

La Figura 5. 39 muestra que el diseño se acelera desde 0 cm/s hasta un máximo de $3.9\text{e-}007$ cm/s². La aceleración máxima se da en las piernas, en las agarraderas-aro superiores ubicadas cerca de las rodillas. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.

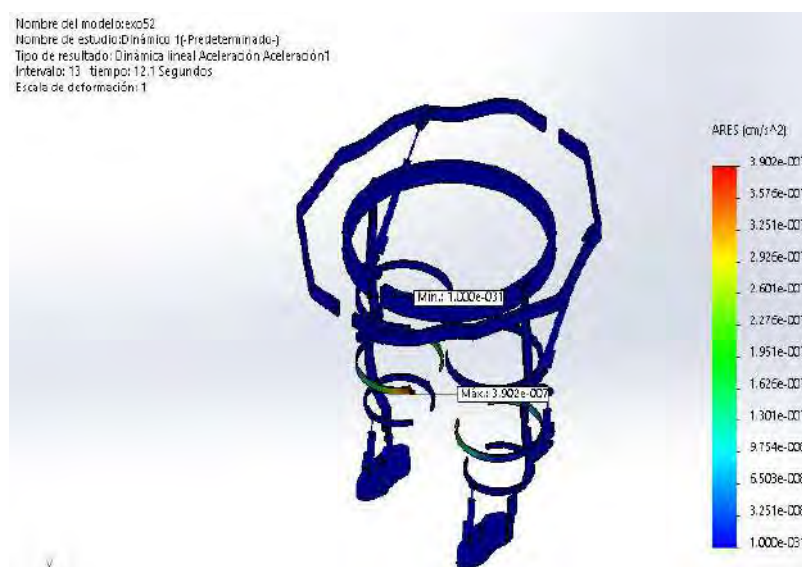


Figura 5. 39 Aceleración resultante para el análisis dinámico.

Fuente: Elaboración propia

✓ Paso 2

Para este análisis se consideró que el exoesqueleto realiza los siguientes movimientos: la extremidad derecha avanza 15cm y la izquierda se encuentra semi estática. Este es el inicio de la fase de postura media en la marcha humana. Además, todos los puntos de contacto con los motores lineales son considerados bisagras con los pines.

Respecto del exoesqueleto: la extremidad derecha avanza unos 15 cm con el pie derecho apoyado al suelo. El talón del pie izquierdo se levanta unos 6 cm. Para el movimiento de los motores lineales, se considera que la pierna derecha sube 2 cm y el muslo derecho, 8 cm; por su parte, el pie izquierdo baja 6 cm, la pierna izquierda baja 6 cm y el muslo izquierdo, 12 cm. Las fuerzas aplicadas se resumen del siguiente modo: mientras la pierna derecha se encuentra semi-estática, el muslo derecho avanza con 30N/m^2 ; la pierna izquierda retrocede con 40 N/m^2 y el muslo izquierdo, con 20 N/m^2 . El segundo paso se da a los 24 segundos. (Ver Figura 5. 40).

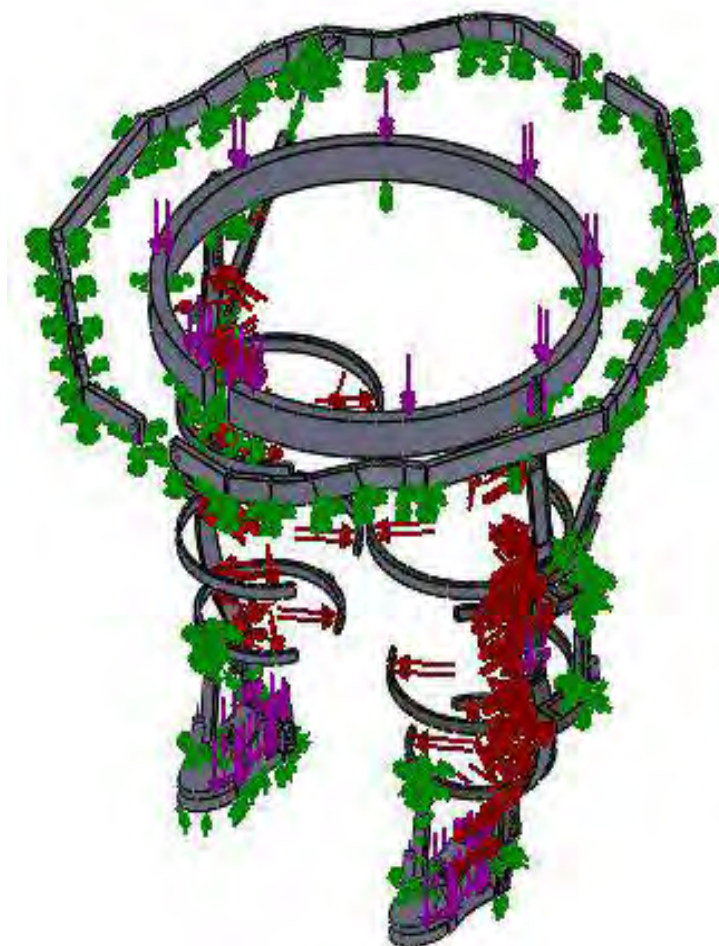


Figura 5. 40 Condiciones y restricciones para el paso 2.
Fuente: Elaboración propia

Tal como se explicó anteriormente, en el análisis dinámico se evaluó el paso al inicio y al final del mismo. Se pueden observar los resultados de estos análisis. También, para este análisis se consideró veinticinco frecuencias para su evaluación y de intervalo de tiempo de 0.1 a 24.1 segundos con un incremento de 0.1 segundo.

➤ Inicio del paso

Aplicando las mismas consideraciones del análisis estático, los materiales, las fuerzas aplicadas y el mismo tipo de mallado del FEA. Aquí, se obtienen los resultados del primer intervalo en un tiempo 0.1 segundos.

▪ Tensión de von Mises

En la Figura 5. 41 se puede apreciar que el diseño puede soportar tensiones desde 0 Pa hasta un máximo de 3.9 KPa. Los puntos críticos se dan en las piernas y los muslos, en las agarraderas-aro y las placas principales de los mismos. Esto indica que se encuentra entre los rangos de fuerzas que ejerce el propio del material. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.

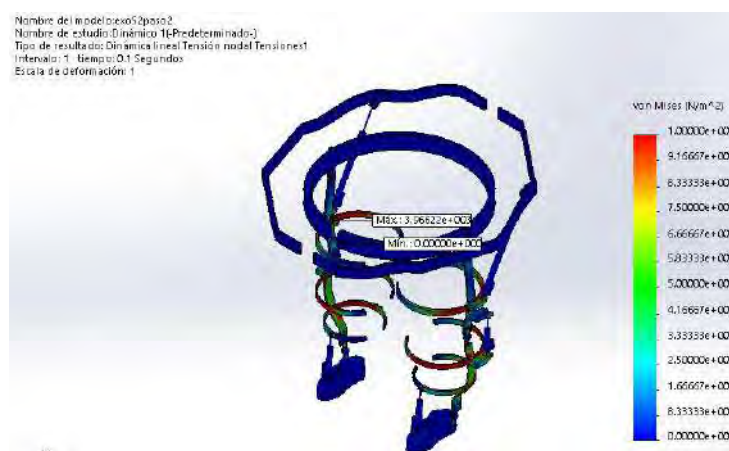


Figura 5. 41 Esfuerzo de von Mises para el análisis dinámico lineal.

Fuente: Elaboración propia

▪ Desplazamientos resultantes

La Figura 5. 42 se puede observar que el diseño se desplaza desde 0 cm hasta un máximo de 6.7e-006 cm. Los desplazamientos se presentan en las piernas, en las agarraderas-aro superiores ubicadas cerca de las rodillas. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.

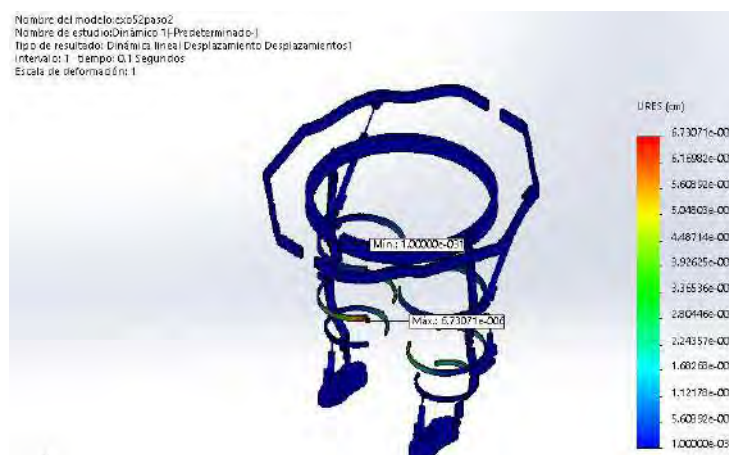


Figura 5. 42 Desplazamientos resultantes para el análisis dinámico.

Fuente: Elaboración propia

▪ *Deformación unitaria equivalente*

Y para la Figura 5. 43 se aprecia que el diseño tiene una deformación unitaria desde 0 hasta un máximo de $1.4\text{e-}008$. La deformación se da en las piernas, en las agarraderas-aros superiores ubicadas cerca de las rodillas. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.



Figura 5. 43 Deformación unitaria para el análisis dinámico.
Fuente: Elaboración propia

▪ *Velocidad resultante*

En la Figura 5. 44 se puede apreciar que el diseño tiene una velocidad resultante que va desde 0 cm/s hasta un máximo de $1.3\text{e-}004$ cm/s. La mayor velocidad se registra en la sección de las piernas, en las agarraderas-aros superiores ubicadas cerca de las rodillas. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.

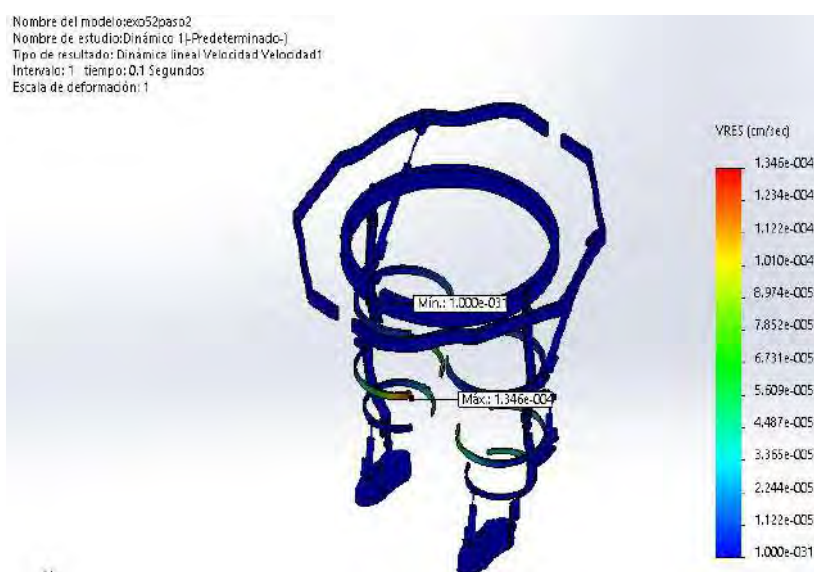


Figura 5. 44 Velocidad resultante para el análisis dinámico.
Fuente: Elaboración propia

▪ *Aceleración resultante*

La Figura 5. 45 se puede observar que el diseño se acelera desde 0 cm/s hasta un máximo de $2.6\text{e-}003 \text{ cm/s}^2$. La aceleración máxima se da en el sector de las piernas, en las agarraderas-aro superiores ubicadas cerca de las rodillas. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.

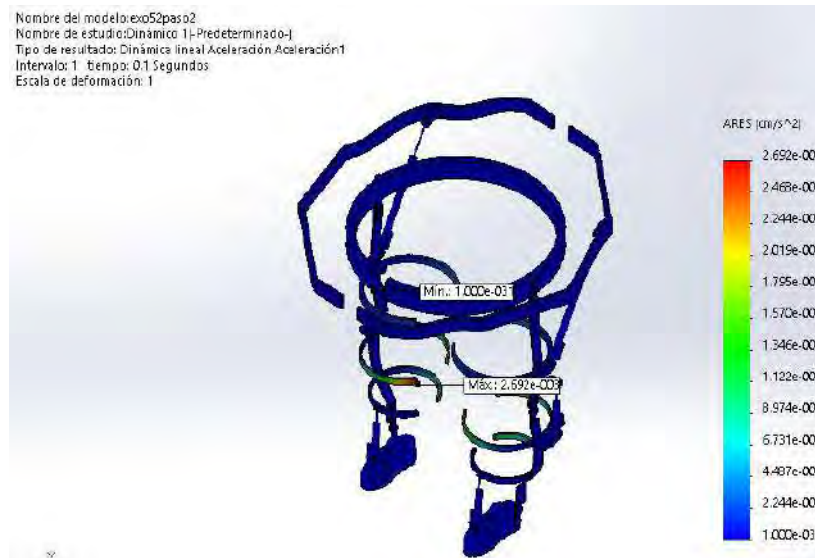


Figura 5. 45 Aceleración resultante para el análisis dinámico.
Fuente: Elaboración propia

▪ *Gráfica Historia-Tiempo*

Y para la Figura 5. 46 se muestra el gráfico del esfuerzo de von Mises vs el tiempo para el segundo paso aplicado en cada uno de los 24 nodos. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.

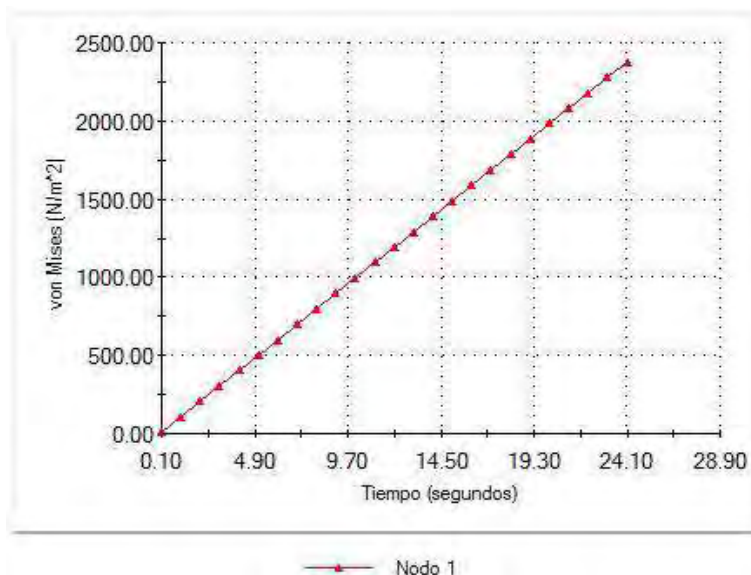


Figura 5. 46 Gráfica de esfuerzos von Mises vs Tiempo.
Fuente: Elaboración propia

▪ Respuesta de frecuencia

Se puede observar en la Figura 5. 47 el gráfico de las frecuencias naturales vs N° de modo para el segundo paso aplicado en cada uno de los doce nodos. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.

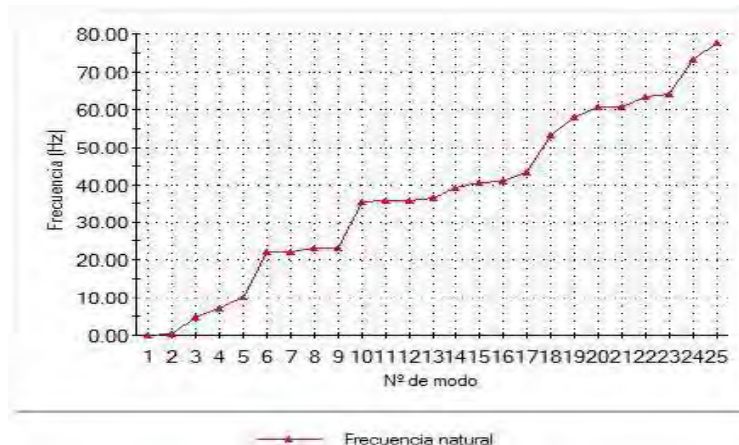


Figura 5. 47 Gráfica de frecuencias naturales vs N° de modo.
Fuente: Elaboración propia

➤ Fin del paso

Aplicando las mismas consideraciones del análisis estático, los materiales, las fuerzas aplicadas y el mismo tipo de mallado del FEA. Aquí, se obtiene los resultados del último intervalo en un tiempo 24.1 segundos.

▪ Tensión de von Mises

En la Figura 5. 48 se puede apreciar que el diseño puede soportar tensiones desde 0 Pa hasta un máximo de 1 MPa. Los puntos críticos se dan en los muslos y las piernas, en las agarraderas-aro y las placas principales del mismo. Esto indica que se encuentra entre los rangos de fuerzas que ejerce el propio del material. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.

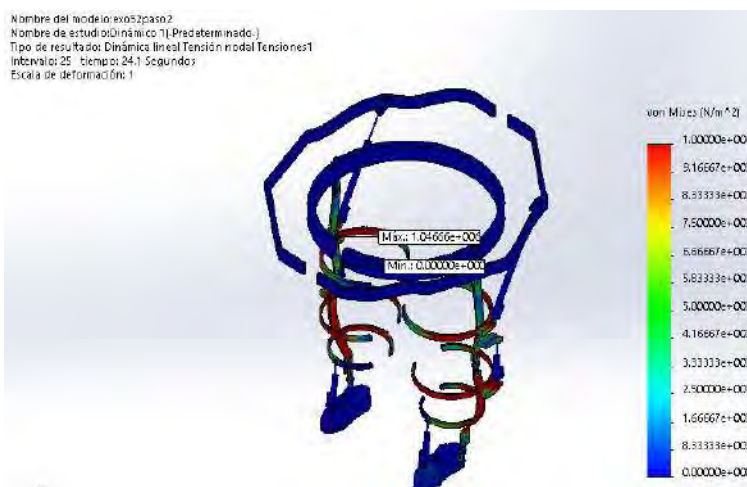


Figura 5. 48 Esfuerzo de von Mises para el análisis dinámico lineal.
Fuente: Elaboración propia

■ *Desplazamientos resultantes*

La Figura 5. 49 se puede observar que el diseño se desplaza desde 0 cm hasta un máximo de $1.8\text{e-}003$ cm. Los desplazamientos se dan en las piernas, en las agarraderas-aro superiores ubicadas cerca de las rodillas. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.

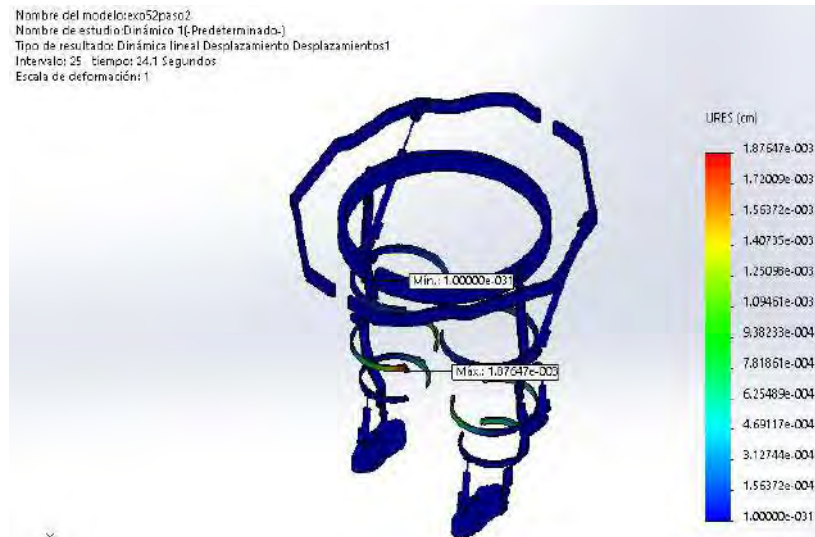


Figura 5. 49 Desplazamientos resultantes para el análisis dinámico.
 Fuente: Elaboración propia

■ *Deformación unitaria equivalente*

Y para la Figura 5. 50 se aprecia que el diseño tiene una deformación unitaria desde 0 hasta un máximo de $3.8\text{e-}006$. La deformación máxima se da en las piernas, en las agarraderas-aro superiores ubicadas cerca de las rodillas. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.



Figura 5. 50 Deformación unitaria para el análisis dinámico.
 Fuente: Elaboración propia

■ *Velocidad resultante*

En la Figura 5. 51 se puede apreciar que el diseño tiene una velocidad resultante que va desde 0 cm/s hasta un máximo de $7.7\text{e-}005$ cm/s. La mayor velocidad se da en las piernas, en las agarraderas-aro superiores ubicadas cerca de las rodillas. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.

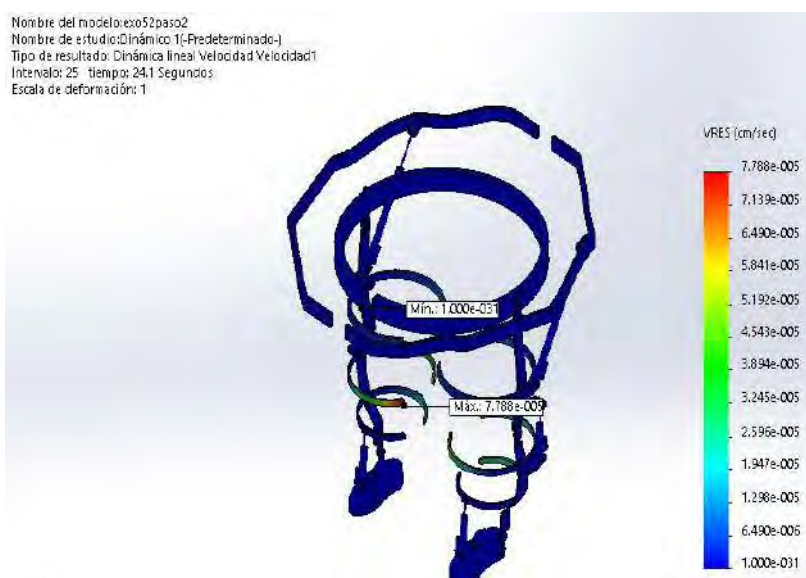


Figura 5. 51 Velocidad resultante para el análisis dinámico.
Fuente: Elaboración propia

■ *Aceleración resultante*

La Figura 5. 52 se puede observar que el diseño se acelera desde 0 cm/s hasta un máximo de $2.8\text{e-}007\text{cm/s}^2$. La aceleración máxima se da en las piernas, en las agarraderas-aro superiores ubicadas cerca de las rodillas. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.

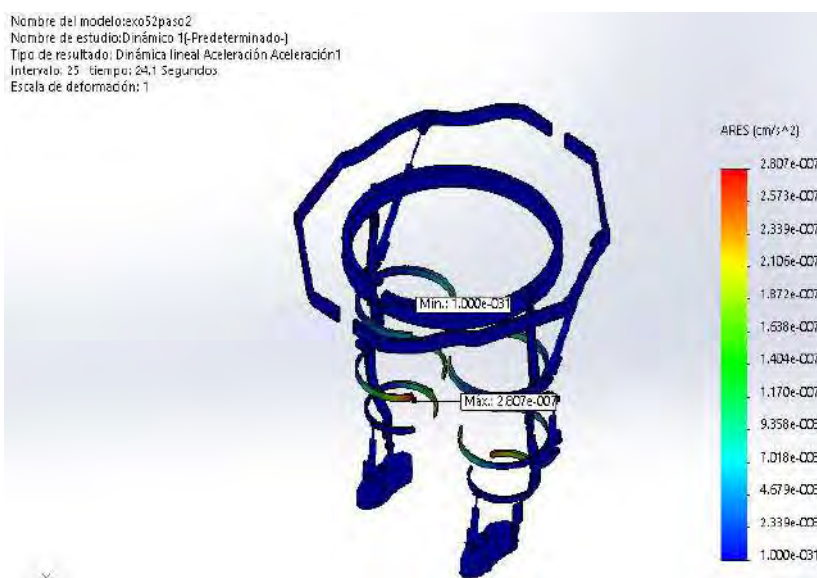


Figura 5. 52 Aceleración resultante para el análisis dinámico.
Fuente: Elaboración propia

✓ Paso 3

Para este análisis se consideró que el exoesqueleto realiza el siguiente proceso: la extremidad izquierda avanza 15cm y la derecha está semi estática. Este es el inicio de la fase de postura final en la marcha humana. Además, todos los puntos de contacto con los motores lineales son considerados bisagras con los pines.

Respecto del exoesqueleto: la extremidad izquierda avanza unos 15 cm. Los dos pies están apoyados al suelo. Para el movimiento de los motores lineales: la pierna derecha baja 4 cm y el muslo derecho, 12 cm; la pierna izquierda sube 2 cm y el muslo izquierdo, 8 cm. Las fuerzas se aplican en la pierna izquierda que se encuentra semi estática y el muslo izquierdo avanza con 30 N/m^2 ; la pierna derecha retrocede con 30 N/m^2 y el muslo derecho retrocede con 20 N/m^2 . EL primer paso se da en 24 segundo. Ver Figura 5. 53.

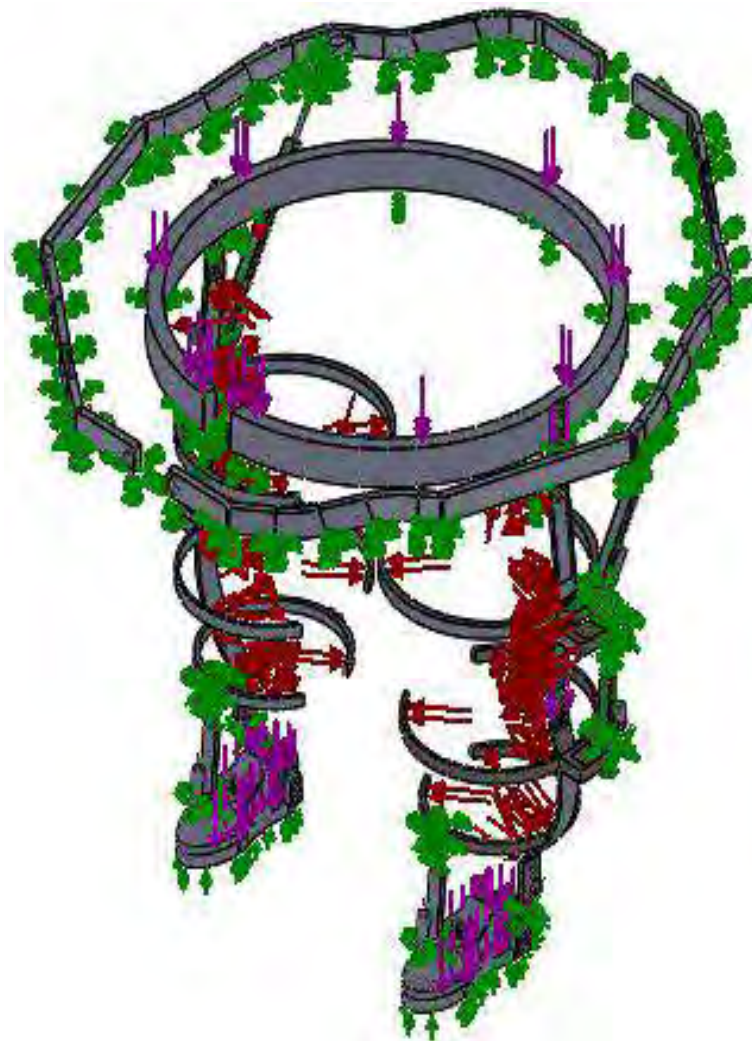


Figura 5. 53 Condiciones y restricciones para el paso 3.
Fuente: Elaboración propia

Tal como se explicó anteriormente, en el análisis dinámico se evaluó el paso al inicio y al final del mismo. Se puede observar los resultados de estos análisis. También, para este análisis se consideraron veinticinco frecuencias para su evaluación y de intervalo de tiempo de 0.1 a 24.1 segundos con un incremento de 0.1 segundo.

➤ Inicio del paso

Aplicando las mismas consideraciones del análisis estático, los materiales, las fuerzas aplicadas y el mismo tipo de mallado del FEA. Aquí, se obtiene los resultados del primer intervalo en un tiempo 0.1 segundos.

▪ Tensión de von Mises

En la Figura 5. 54 se puede apreciar que el diseño puede soportar tensiones desde 0 Pa hasta un máximo de 3.9 KPa. Los puntos críticos se dan en los muslos y las piernas, en las agarraderas-aro y barras principales del mismo. Esto indica que se encuentra entre los rangos de fuerzas que ejerce el propio del material. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.

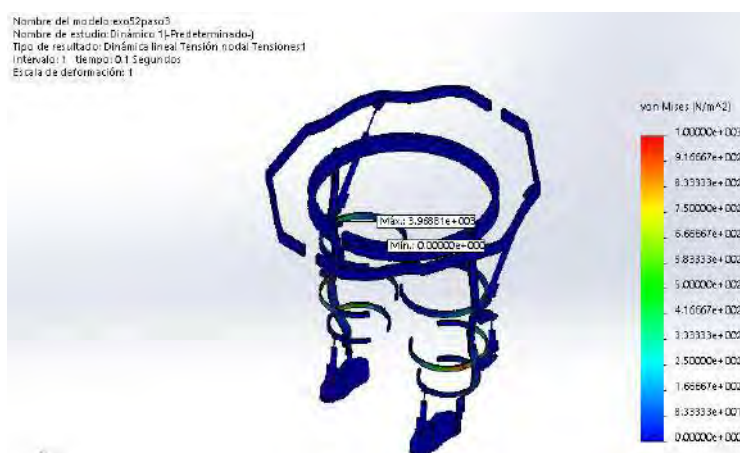


Figura 5. 54 Esfuerzo de von Mises para el análisis dinámico lineal.

Fuente: Elaboración propia

▪ Desplazamientos resultantes

La Figura 5. 55 se puede observar que el diseño se desplaza desde 0 cm hasta un máximo de 6.7e-006 cm. Los desplazamientos se dan en las piernas, en las agarraderas-aro superiores ubicadas cerca de las rodillas. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.

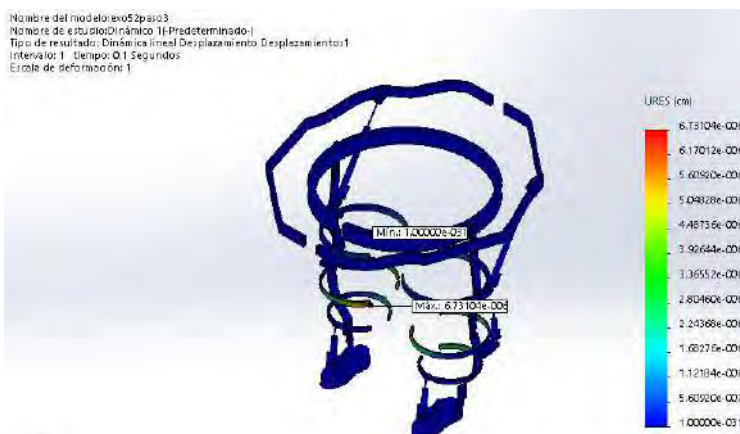


Figura 5. 55 Desplazamientos resultantes para el análisis dinámico.

Fuente: Elaboración propia

▪ *Deformación unitaria equivalente*

En la Figura 5. 56 se aprecia que el diseño tiene una deformación unitaria desde 0 hasta un máximo de $1.4\text{e-}008$. La deformación máxima se da en las piernas, en las agarraderas-aros superiores ubicadas cerca de las rodillas. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.

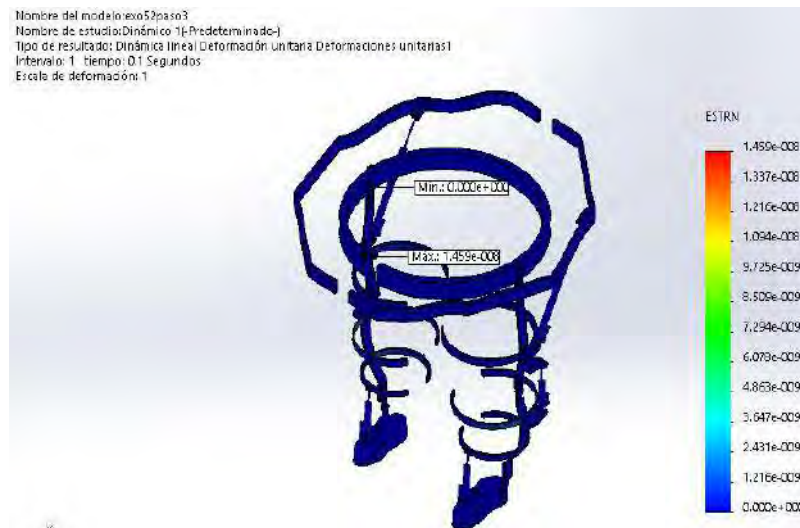


Figura 5. 56 Deformación unitaria para el análisis dinámico.

Fuente: Elaboración propia

▪ *Velocidad resultante*

En la Figura 5. 57 se puede apreciar que el diseño registra una velocidad resultante que va desde 0 cm/s hasta un máximo de $1.3\text{e-}004$ cm/s. La mayor velocidad se da en las piernas, en las agarraderas-aros superiores ubicadas cerca de las rodillas. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.

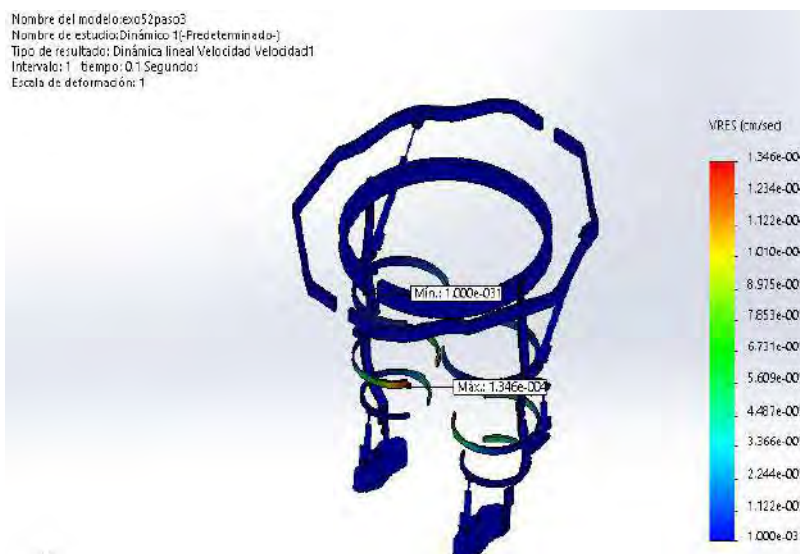


Figura 5. 57 Velocidad resultante para el análisis dinámico.

Fuente: Elaboración propia

■ *Aceleración resultante*

La Figura 5. 58 muestra la desaceleración del diseño desde 0 cm/s hasta un máximo de $2.6\text{e-}003 \text{ cm/s}^2$. La aceleración máxima se da en los exoesqueletos de las piernas, en las agarraderas-aro superiores ubicadas cerca de las rodillas. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.

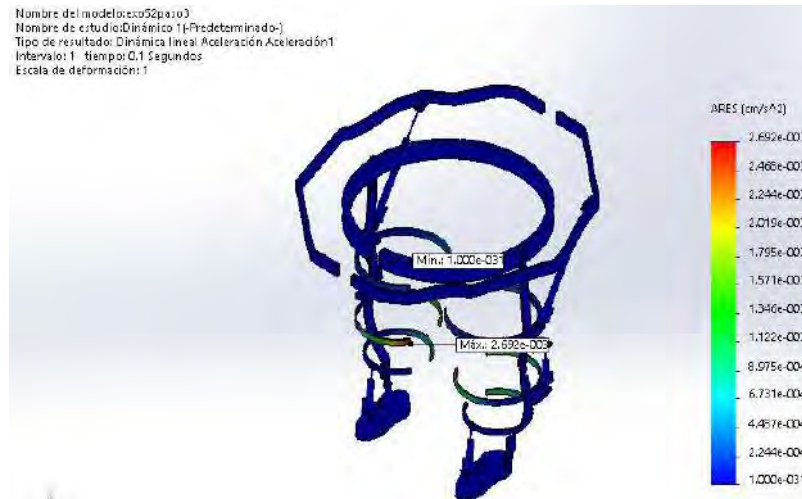


Figura 5. 58 Aceleración resultante para el análisis dinámico.

Fuente: Elaboración propia

■ *Gráfica Historia-Tiempo*

En la Figura 5. 59 se aprecia el gráfico del esfuerzo de von Mises vs el tiempo para el tercer paso aplicado en cada uno de los veinticinco nodos. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.

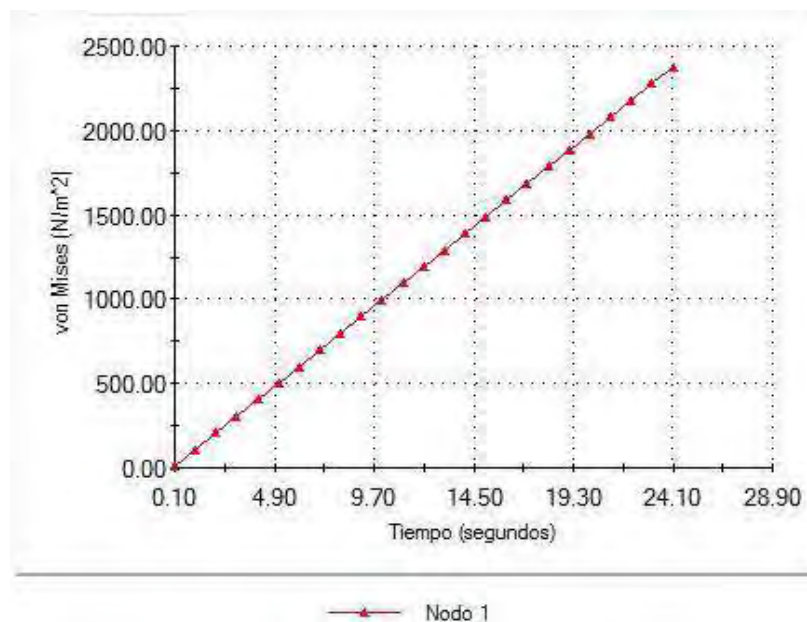


Figura 5. 59 Gráfica de esfuerzos von Mises vs Tiempo.

Fuente: Elaboración propia

▪ Respuesta de frecuencia

Se puede observar en la Figura 5. 60 el gráfico de frecuencias naturales vs N° de modo para el tercer paso aplicado en cada uno de los veinticinco nodos. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.

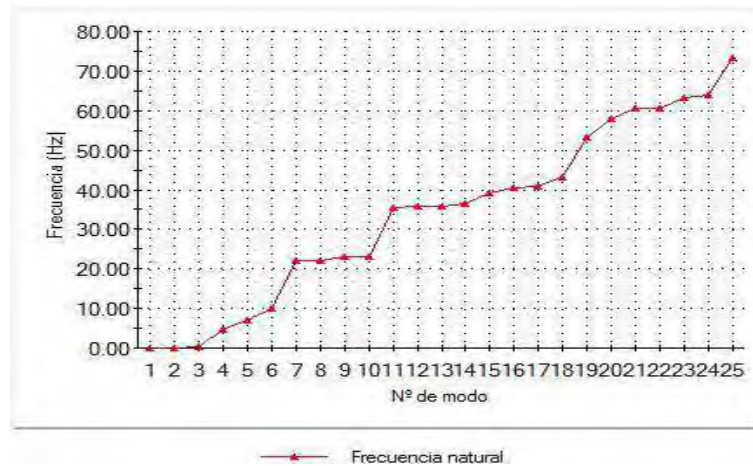


Figura 5. 60 Gráfica de frecuencias naturales vs N° de modo.
Fuente: Elaboración propia

➤ Fin del paso

Aplicando las mismas consideraciones del análisis estático, los materiales, las fuerzas aplicadas y el mismo tipo de mallado del FEA. Aquí, se obtiene los resultados del último intervalo en un tiempo 24.1 segundos.

▪ Tensión de von Mises

En la Figura 5. 61 se puede apreciar que el diseño puede soportar tensiones desde 0 Pa hasta un máximo de 1 MPa. Los puntos críticos se dan en los muslos y las piernas, en las agarraderas-aro y las placas principales del mismo. Esto indica que se encuentra entre los rangos de fuerzas que ejerce el propio del material. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.

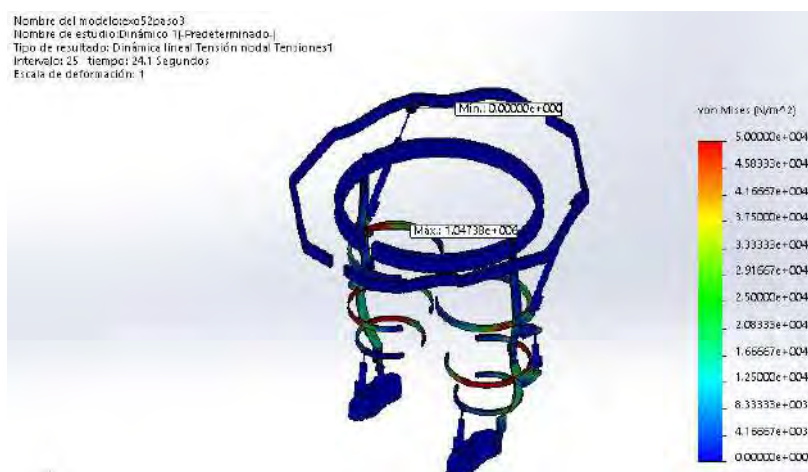


Figura 5. 61 Esfuerzo de von Mises para el análisis dinámico lineal.
Fuente: Elaboración propia

■ *Desplazamientos resultantes*

En la Figura 5. 62 se puede observar que el diseño se desplaza desde 0 cm hasta un máximo de 1.8×10^{-3} cm. Los desplazamientos se dan en las piernas, en las agarraderas-aros superiores ubicadas cerca de las rodillas. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.

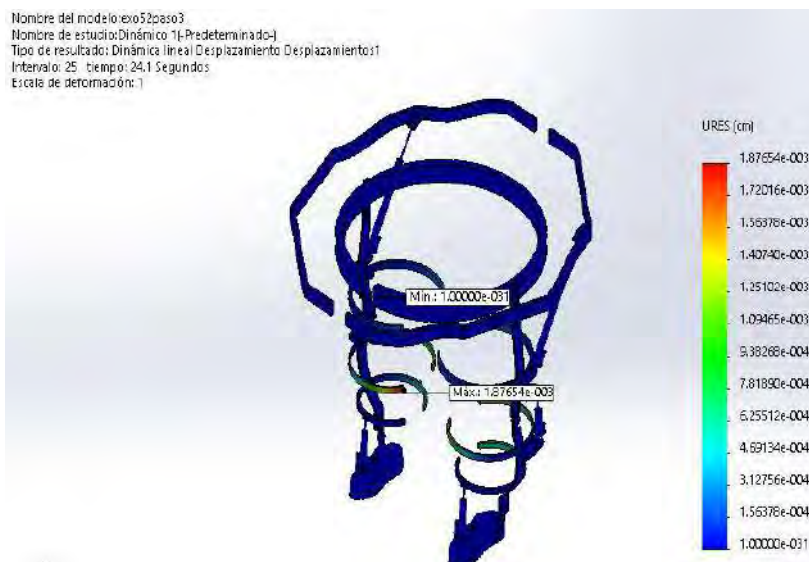


Figura 5. 62 Desplazamientos resultantes para el análisis dinámico.

Fuente: Elaboración propia

■ *Deformación unitaria equivalente*

En la Figura 5. 63 se aprecia que el diseño tiene una deformación unitaria que oscila ente 0 hasta un máximo de 3.8×10^{-6} . La deformación máxima se da en las piernas, en las agarraderas-aros superiores ubicadas cerca de las rodillas. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.

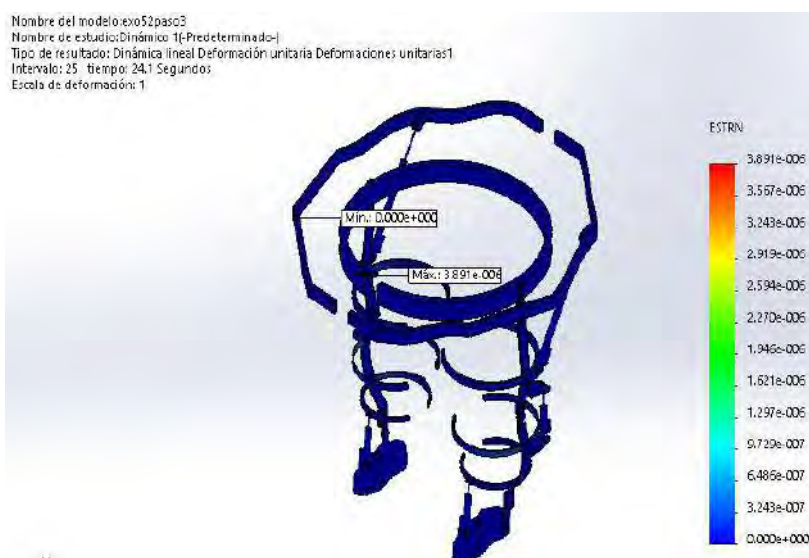


Figura 5. 63 Deformación unitaria para el análisis dinámico.

Fuente: Elaboración propia

■ *Velocidad resultante*

En la Figura 5. 64 se puede apreciar que el diseño presenta una velocidad resultante de rango 0 cm/s - 7.7e-005 cm/s. La mayor velocidad se da en las piernas, en las agarraderas-aros superiores ubicadas cerca de las rodillas. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.

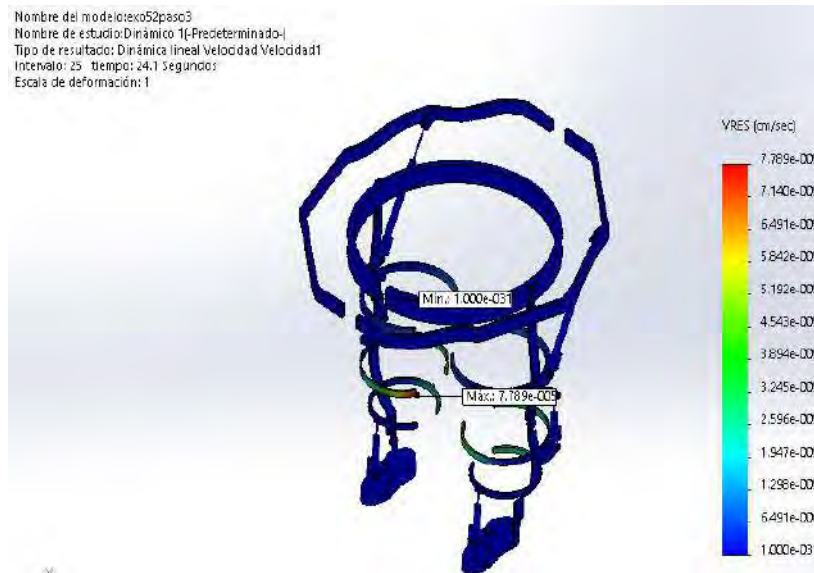


Figura 5. 64 Velocidad resultante para el análisis dinámico.

Fuente: Elaboración propia

■ *Aceleración resultante*

La Figura 5. 65 se puede observar que el diseño se acelera desde 0 cm/s hasta un máximo de 2.9e-007 cm/s². La aceleración máxima se da en los exoesqueletos de las piernas, en las agarraderas-aros superiores ubicadas cerca de las rodillas. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.

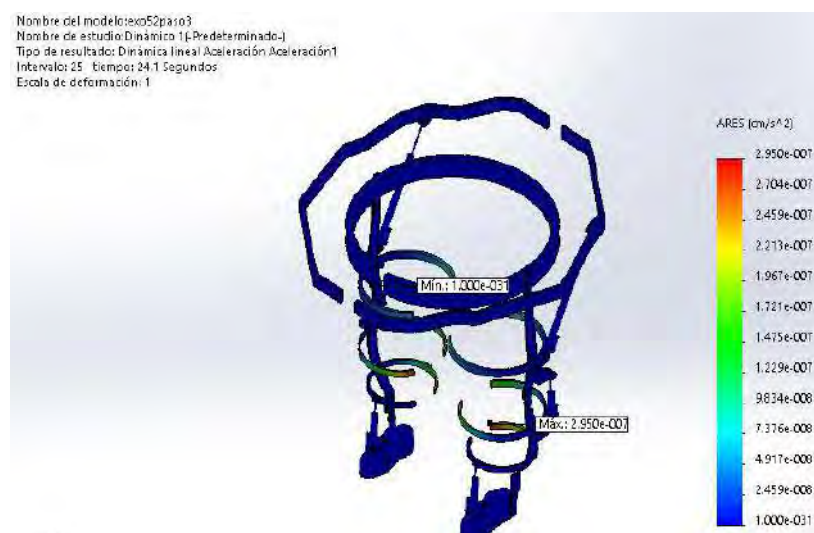


Figura 5. 65 Aceleración resultante para el análisis dinámico.

Fuente: Elaboración propia

✓ Paso 4

Para este análisis se consideró que la extremidad izquierda avanza 15cm y la derecha está semi estática. Este es el inicio de la fase de pre - oscilación en la marcha humana. Además, todos los puntos de contacto con los motores lineales son considerados bisagras con los pines.

Respecto del exoesqueleto: la extremidad izquierda avanza unos 15 cm. La punta del pie izquierdo sube 6 cm y el talón del pie derecho se levanta 4 cm. Para el movimiento de los motores lineales: el pie derecho baja 4 cm, la pierna derecha sube 10 cm y el muslo derecho, 8 cm; el pie izquierdo sube 6 cm, la pierna izquierda sube 10 cm y muslo izquierdo, 8 cm. Las fuerzas aplicadas se registran en la pierna izquierda, que avanza con 30N/m^2 y el muslo izquierdo, que avanza con 20N/m^2 ; la extremidad derecha está semi estática. El cuarto paso se da a los 12 segundo. Ver Figura 5. 66.

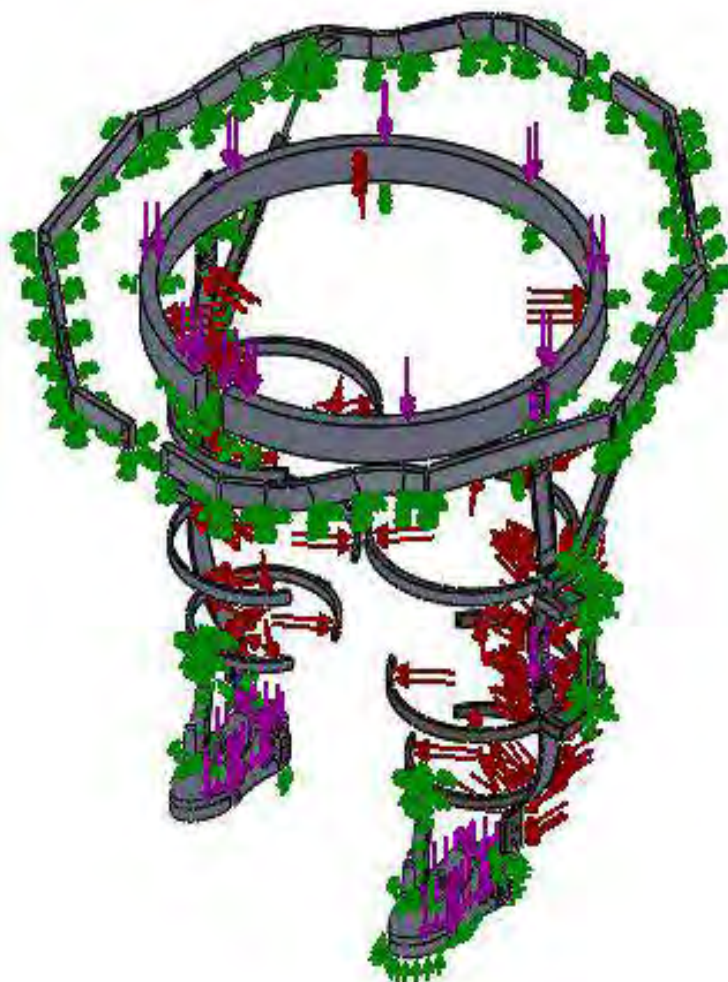


Figura 5. 66 Condiciones y restricciones para el paso 4.
Fuente: Elaboración propia

Tal como se explicó anteriormente, en el análisis dinámico se evaluó el paso al inicio y al final del mismo. Se pueden observar los resultados de estos análisis. También, para este análisis se consideró doce frecuencias para su evaluación y de intervalo de tiempo de 0.1 a 12.1 segundos con un incremento de 0.1 segundo.

➤ *Inicio del paso*

Aplicando las mismas consideraciones del análisis estático, los materiales, las fuerzas aplicadas y el mismo tipo de mallado del FEA. Aquí, se obtiene los resultados del primer intervalo en un tiempo 0.1 segundos.

- *Tensión de von Mises*

En la Figura 5. 67, se puede apreciar que el diseño puede soportar tensiones desde 0 Pa hasta un máximo de 2.2 KPa. Los puntos críticos se presentan en las piernas, en las agarraderas-aro superiores ubicadas cerca de las rodillas. Esto indica que se encuentra entre los rangos de fuerzas que ejerce el propio del material. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.



Figura 5. 67 Esfuerzo de von Mises para el análisis dinámico lineal.

Fuente: Elaboración propia

- *Desplazamientos resultantes*

En la Figura 5. 68 se puede observar que el diseño se desplaza desde 0 cm hasta un máximo de 1.2×10^{-5} cm. Los desplazamientos se dan en las piernas, en las agarraderas-aros superiores ubicadas cerca de las rodillas. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.

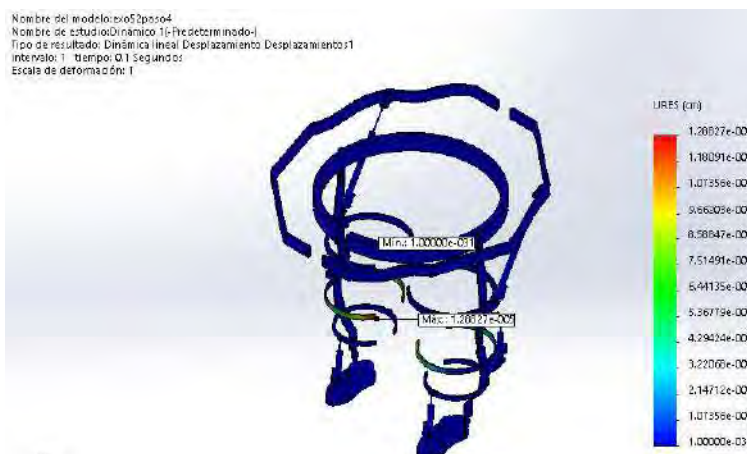


Figura 5. 68 Desplazamientos resultantes para el análisis dinámico.

Fuente: Elaboración propia

▪ *Deformación unitaria equivalente*

En la Figura 5. 69 se aprecia que el diseño tiene una deformación unitaria desde 0 hasta un máximo de 4.911×10^{-9} . La deformación máxima se da en las piernas, en las agarraderas-aros superiores ubicadas cerca de las rodillas. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.

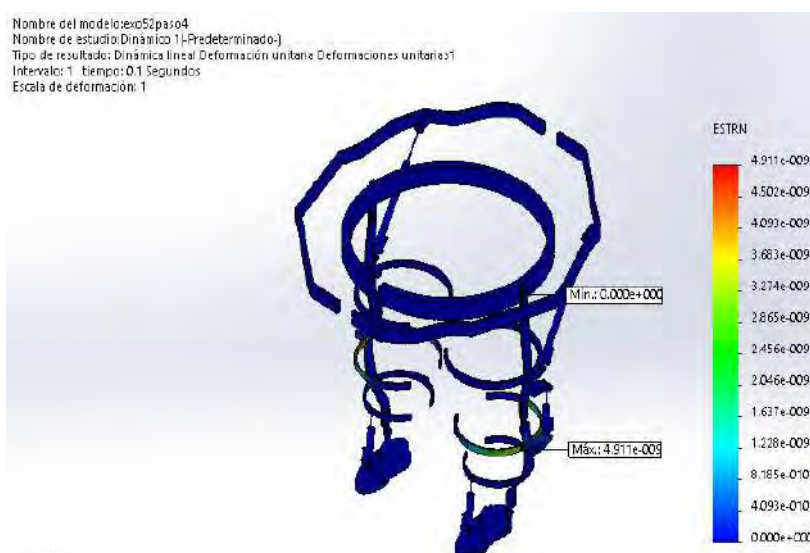


Figura 5. 69 Deformación unitaria para el análisis dinámico.

Fuente: Elaboración propia

▪ *Velocidad resultante*

En la Figura 5. 70 se puede apreciar que el diseño presenta una velocidad resultante que se va desde 0 cm/s hasta un máximo de 2.577×10^{-4} cm/s. La mayor velocidad se registra en las piernas, en las agarraderas-aros superiores ubicadas cerca de las rodillas. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.



Figura 5. 70 Velocidad resultante para el análisis dinámico.

Fuente: Elaboración propia

■ *Aceleración resultante*

La Figura 5. 71 muestra que el diseño se acelera desde 0 cm/s hasta un máximo de $5.1e-003 \text{ cm/s}^2$. La aceleración máxima se da en las piernas, en las agarraderas-aro superiores ubicadas cerca de las rodillas. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.

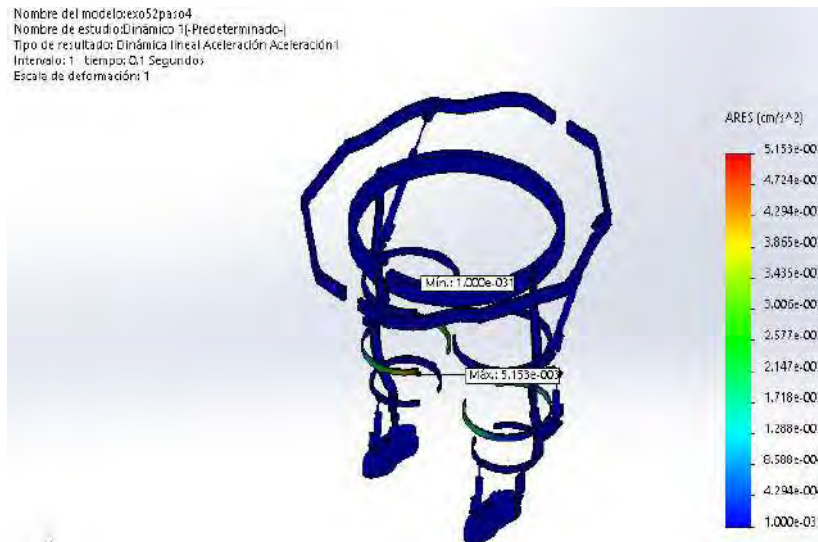


Figura 5. 71 Aceleración resultante para el análisis dinámico.
Fuente: Elaboración propia

■ *Gráfica Historia-Tiempo*

Y en la Figura 5. 72 se aprecia el gráfico del esfuerzo de von Mises vs el tiempo para el cuarto paso aplicado en cada uno de los doce nodos. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.

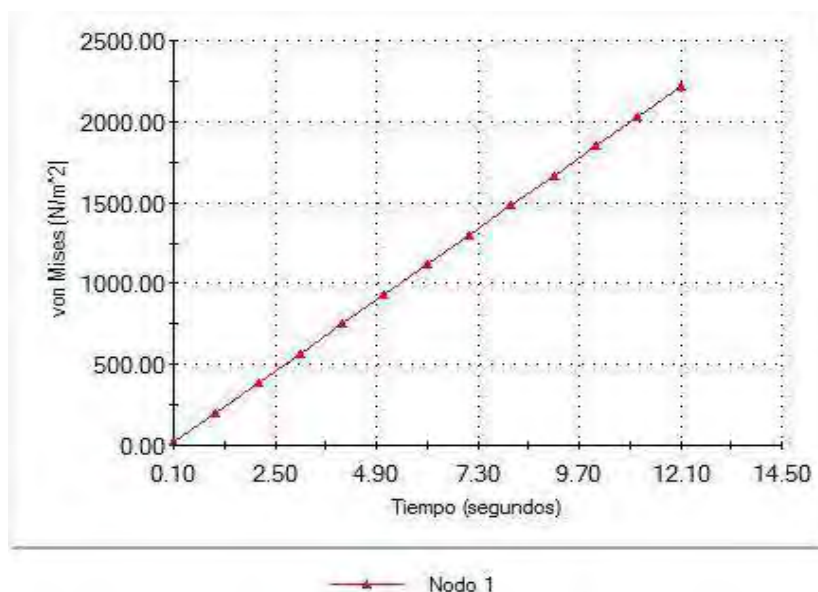


Figura 5. 72 Gráfica de esfuerzos von Mises vs Tiempo.
Fuente: Elaboración propia.

▪ Respuesta de frecuencia

Se puede observar en la Figura 5. 73, el gráfico de las frecuencias naturales vs N° de modo para el cuarto paso aplicado en cada uno de los doce nodos. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.

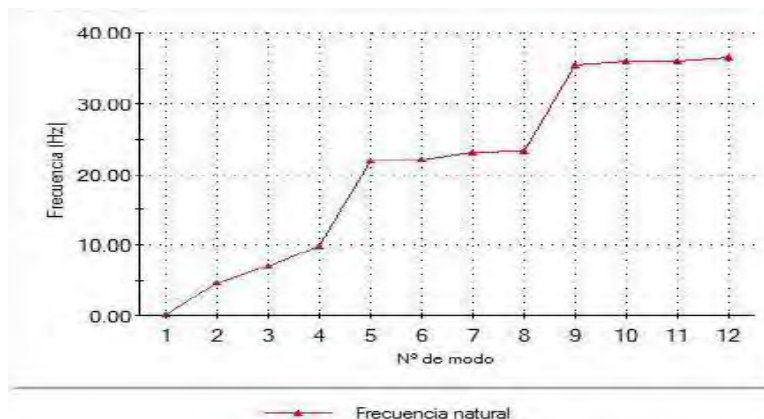


Figura 5. 73 Gráfica de frecuencias naturales vs N° de modo.
Fuente: Elaboración propia.

➤ Fin del paso

Aplicando las mismas consideraciones del análisis estático, los materiales, las fuerzas aplicadas y el mismo tipo de mallado del FEA. Aquí, se obtiene los resultados del último intervalo en un tiempo de 12.1 segundos.

▪ Tensión de von Mises

En la Figura 5. 74 se puede apreciar que el diseño puede soportar tensiones desde 0 Pa hasta un máximo de 0.3 MPa. Los puntos críticos se dan en los muslos y las piernas, en las agarraderas-aro y las placas principales. Esto indica que se encuentra entre los rangos de fuerzas que ejerce el propio del material. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.

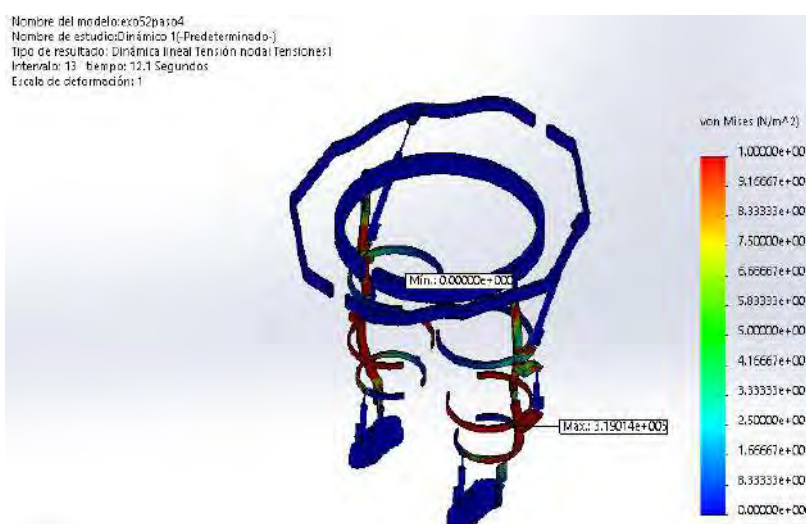


Figura 5. 74 Esfuerzo de von Mises para el análisis dinámico lineal.
Fuente: Elaboración propia

■ *Desplazamientos resultantes*

En la Figura 5. 75 se puede observar que el diseño se desplaza desde 0 cm hasta un máximo de $1.8\text{e-}003$ cm. Los desplazamientos se dan en las piernas, en las agarraderas-aros superiores ubicadas cerca de las rodillas. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.

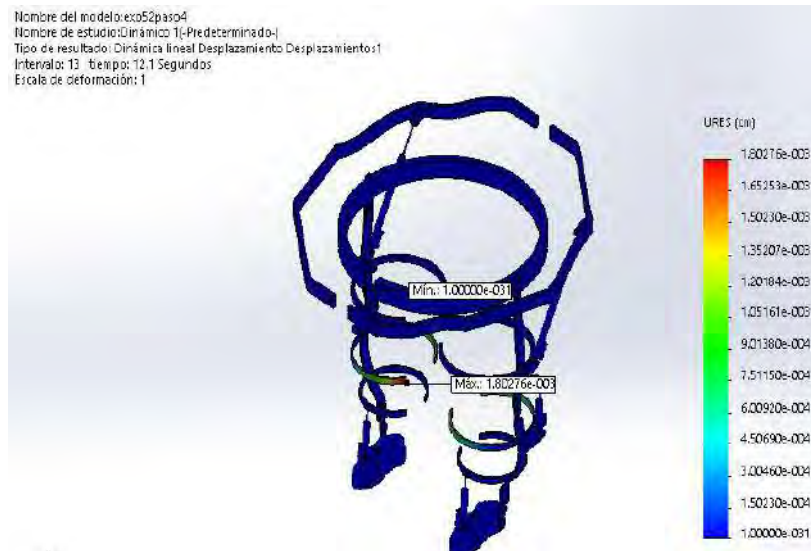


Figura 5. 75 Desplazamientos resultantes para el análisis dinámico.

Fuente: Elaboración propia

■ *Deformación unitaria equivalente*

En la Figura 5. 76 se aprecia que el diseño tiene una deformación unitaria desde 0 hasta un máximo de $6.8\text{e-}007$. La deformación máxima se da en las piernas, en las agarraderas-aros superiores ubicadas cerca de las rodillas. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.

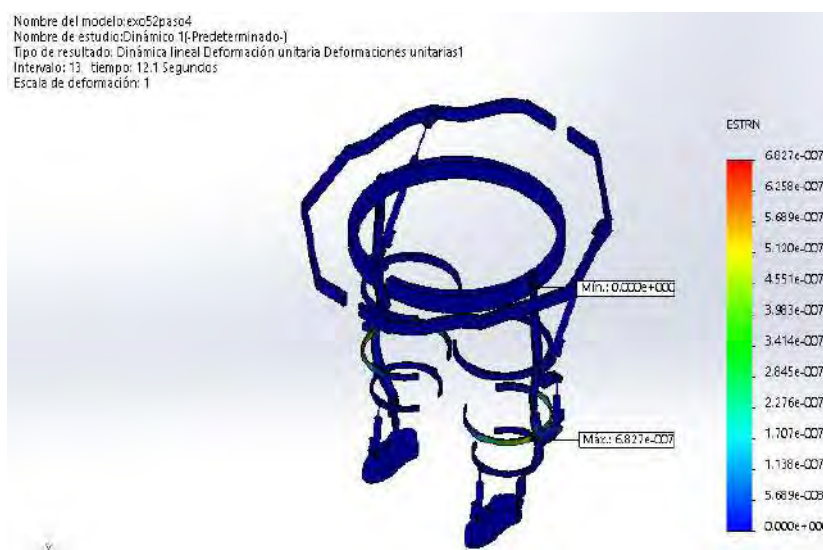


Figura 5. 76 Deformación unitaria para el análisis dinámico.

Fuente: Elaboración propia

■ *Velocidad resultante*

En la Figura 5. 77 se puede apreciar que el diseño presenta velocidades que oscilan entre 0 cm/s hasta un máximo de $1.4\text{e-}004$ cm/s. La mayor velocidad se da en las piernas, en las agarraderas-aro superiores ubicadas cerca de las rodillas. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.

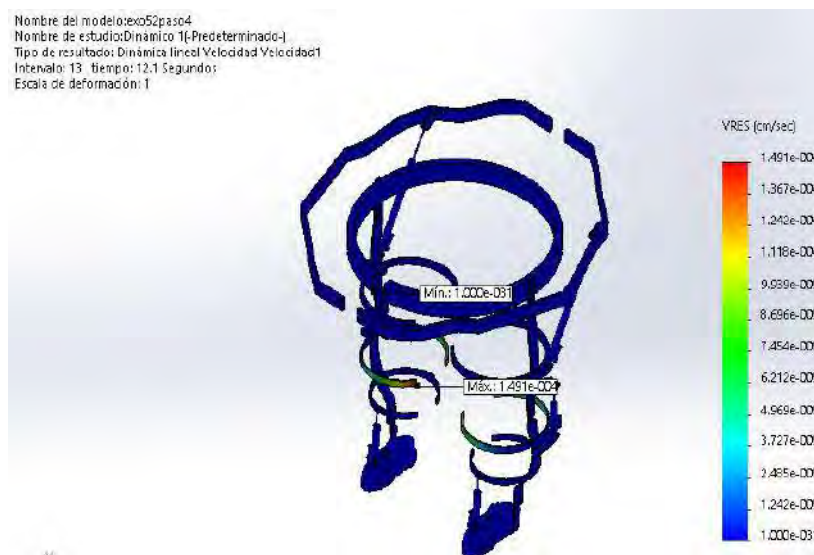


Figura 5. 77 Velocidad resultante para el análisis dinámico.
Fuente: Elaboración propia

■ *Aceleración resultante*

La Figura 5. 78 muestra que el diseño se acelera desde 0 cm/s hasta un máximo de $3.8\text{e-}007$ cm/s². La aceleración máxima se da en las piernas, en las agarraderas-aro superiores ubicadas cerca de las rodillas. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.

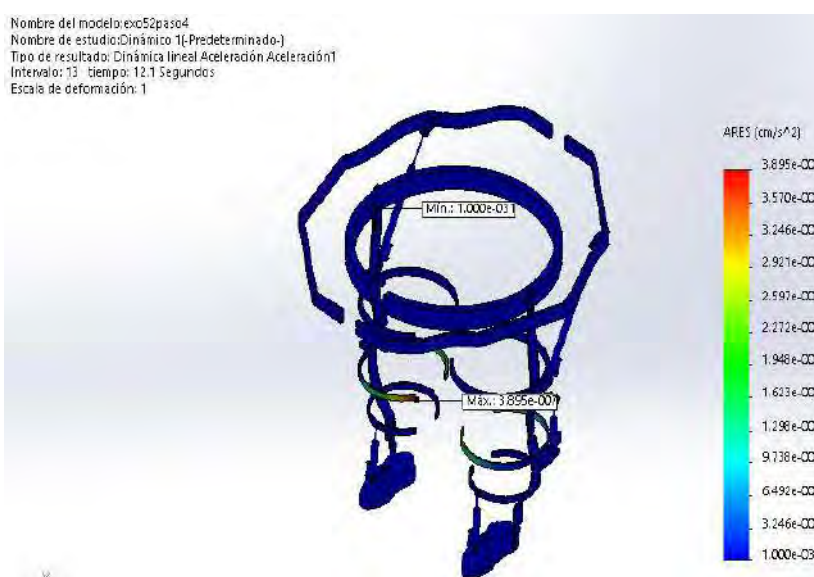


Figura 5. 78 Aceleración resultante para el análisis dinámico.
Fuente: Elaboración propia

✓ Paso 5

Respecto del exoesqueleto, la extremidad izquierda avanza 15cm y la derecha está semi estático. Este es el inicio de la fase de oscilación inicial en la marcha humana. Además, todos los puntos de contacto con los motores lineales son considerados bisagras con los pines.

La extremidad izquierda avanza unos 15 cm. El pie izquierdo apoyado en el suelo y el talón del pie derecho se levanta 6 cm. Para el movimiento de los motores lineales: el pie derecho baja 6 cm, la pierna derecha baja 6 cm y el muslo derecho, 12 cm; la pierna izquierda sube 2 cm y el muslo izquierdo, 8 cm. Las fuerzas aplicadas en el exoesqueleto se localizan en la pierna izquierda, la que está semi estática y el muslo izquierdo avanza con 30N/m^2 ; la pierna derecha retrocede con 40 N/m^2 y el muslo derecho retrocede con 20 N/m^2 . El paso 5 se da a los 12 segundo. Ver Figura 5. 79.

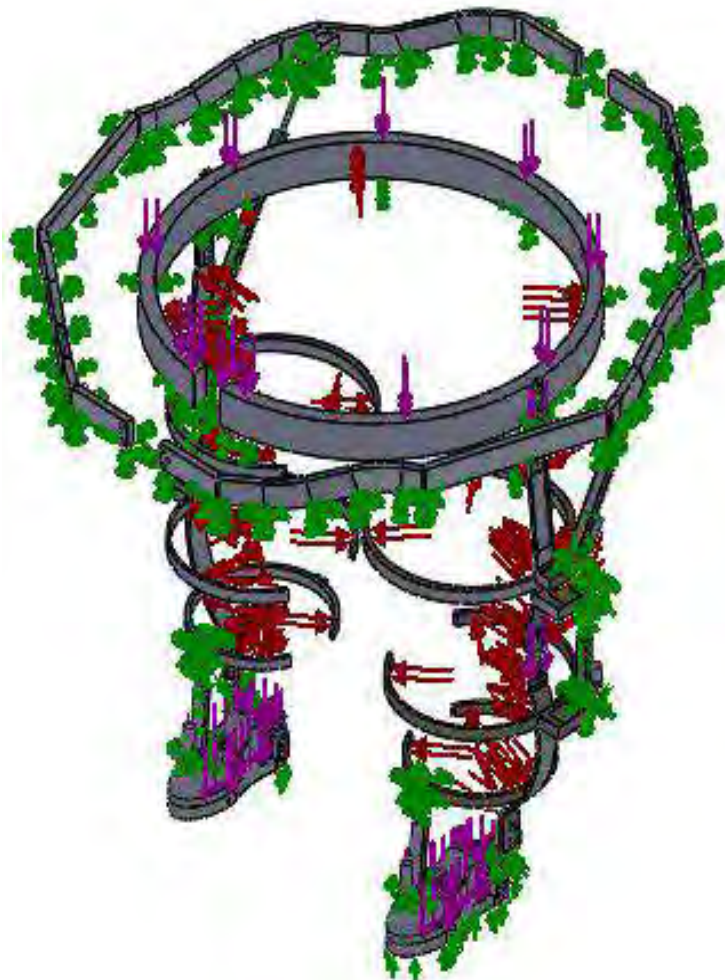


Figura 5. 79 Condiciones y restricciones para el paso 5.
Fuente: Elaboración propia

Tal como se explicó anteriormente, en el análisis dinámico se evaluó respecto del paso al inicio y al final del mismo. Se pueden observar los resultados de estos análisis. También, para este análisis se consideraron doce frecuencias para su evaluación y de intervalo de tiempo de 0.1 a 12.1 segundos con un incremento de 0.1 segundo.

➤ Inicio del paso

Aplicando las mismas consideraciones del análisis estático, los materiales, las fuerzas aplicadas y el mismo tipo de mallado del FEA. Aquí, se obtiene los resultados del primer intervalo en un tiempo 0.1 segundos.

▪ Tensión de von Mises

En la Figura 5. 80 se puede apreciar que el diseño puede soportar tensiones desde 0 Pa hasta un máximo de 2.2 KPa. Los puntos críticos se dan en los exoesqueletos de las piernas, en las agarraderas-aro superiores ubicadas cerca de las rodillas. Esto indica que se encuentra entre los rangos de fuerzas que ejerce el propio material. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.



Figura 5. 80 Esfuerzo de von Mises para el análisis dinámico lineal.

Fuente: Elaboración propia

▪ Desplazamientos resultantes

La Figura 5. 81 se puede observar que el diseño se desplaza desde 0 cm hasta un máximo de 1.4e-005 cm. Los desplazamientos se dan en las piernas, en las agarraderas-aro superiores ubicadas cerca de las rodillas. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.

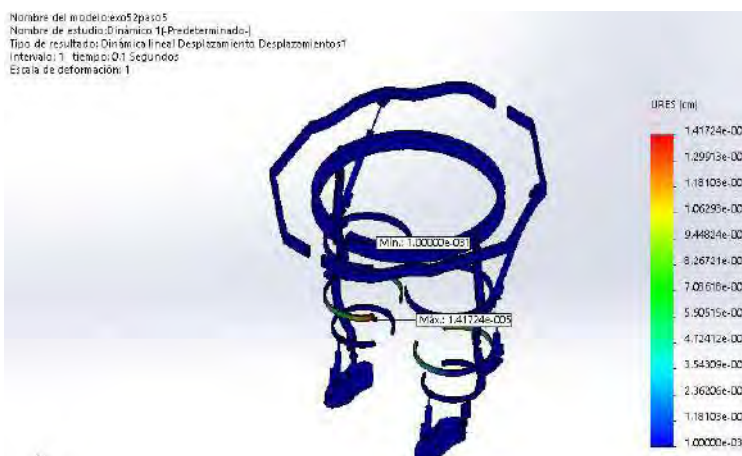


Figura 5. 81 Desplazamientos resultantes para el análisis dinámico.

Fuente: Elaboración propia

▪ *Deformación unitaria equivalente*

En la Figura 5. 82 se aprecia que el diseño tiene una deformación unitaria desde 0 hasta un máximo de $5.11\text{e-}009$. La deformación máxima se da en las piernas, en las agarraderas-aros superiores ubicadas cerca de las rodillas. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.



Figura 5. 82 Deformación unitaria para el análisis dinámico.
 Fuente: Elaboración propia

▪ *Velocidad resultante*

En la Figura 5. 83 se puede apreciar que el diseño registra velocidades que oscilan entre 0 cm/s hasta un máximo de $2.8\text{e-}004$ cm/s. La mayor velocidad se da en las piernas, en las agarraderas-aros superiores ubicadas cerca de las rodillas. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.

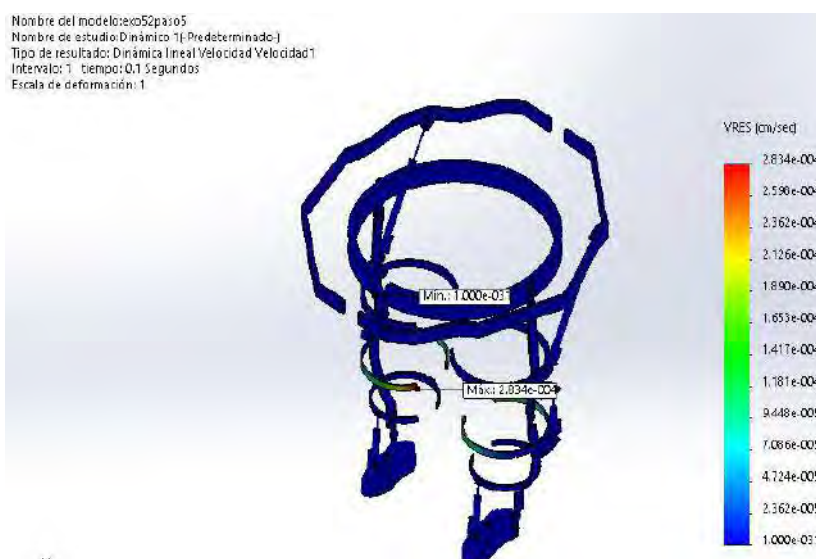


Figura 5. 83 Velocidad resultante para el análisis dinámico.
 Fuente: Elaboración propia

■ Aceleración resultante

La Figura 5. 84 muestra el diseño que se acelera desde 0 cm/s hasta un máximo de $5.6\text{e-}003 \text{ cm/s}^2$. La aceleración máxima se da en las piernas, en las agarraderas-aro superiores ubicadas cerca de las rodillas. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.

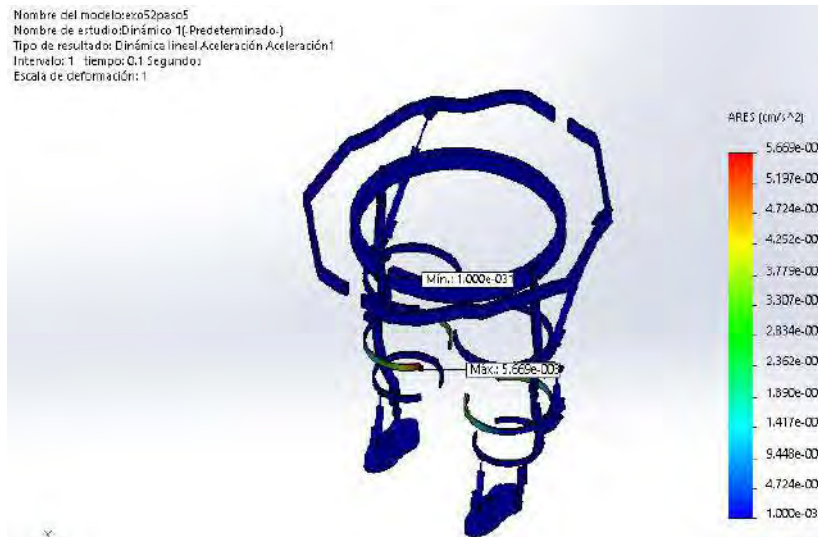


Figura 5. 84 Aceleración resultante para el análisis dinámico.
 Fuente: Elaboración propia

■ Gráfica Historia-Tiempo

En la Figura 5. 85 se aprecia el gráfico del esfuerzo de von Mises vs el tiempo para el quinto paso aplicado en cada uno de los doce nodos. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.

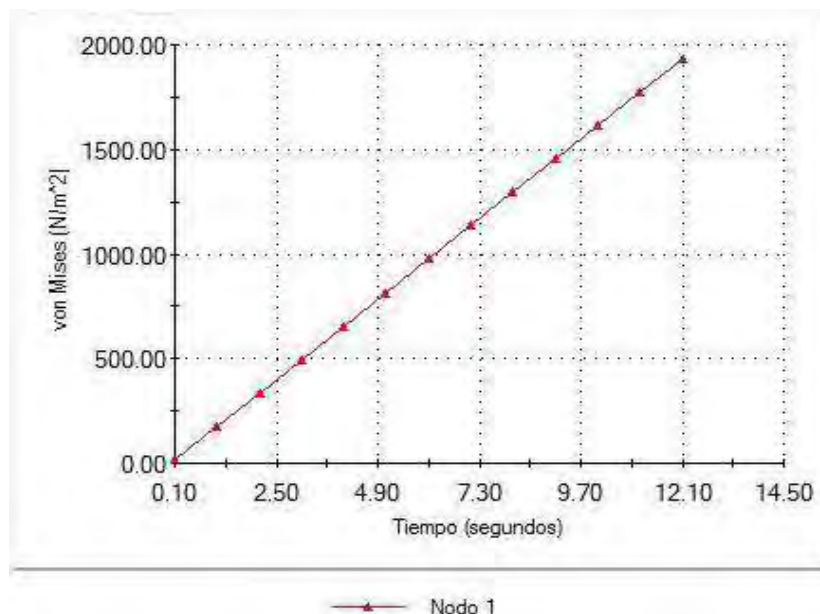


Figura 5. 85 Gráfica de esfuerzos von Mises vs Tiempo.
 Fuente: Elaboración propia

▪ Respuesta de frecuencia

Se puede observar en la Figura 5. 86 el gráfico de las frecuencias naturales vs N° de modo para el quinto paso aplicado en cada uno de los doce nodos. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.

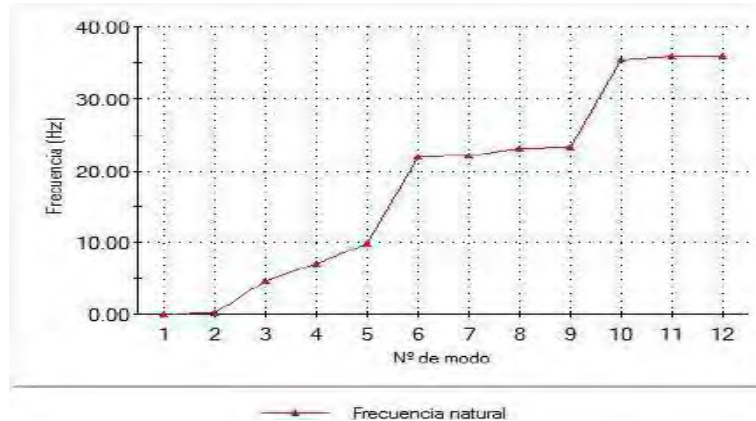


Figura 5. 86 Gráfica de frecuencias naturales vs N° de modo.

Fuente: Elaboración propia

➤ Fin del paso

Aplicando las mismas consideraciones del análisis estático, los materiales, las fuerzas aplicadas y el mismo tipo de mallado del FEA. Aquí, se obtiene los resultados del último intervalo en un tiempo 12.1 segundos.

▪ Tensión de von Mises

En la Figura 5. 87 se puede apreciar que el diseño puede soportar tensiones desde 0 Pa hasta un máximo de 0.3 MPa. Los puntos críticos se dan en los muslos y de las piernas, en las agarraderas-aro y las placas principales de los mismos. Esto indica que se encuentra entre los rangos de fuerzas que ejerce el propio del material. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.

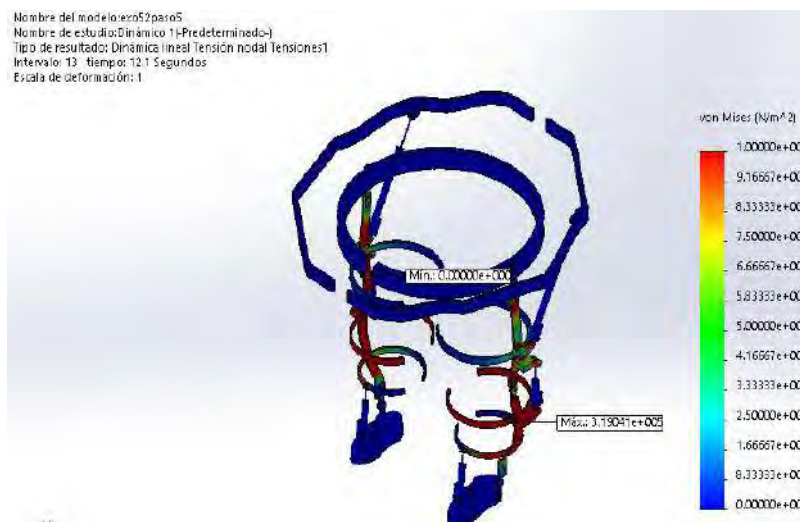


Figura 5. 87 Esfuerzo de von Mises para el análisis dinámico lineal.

Fuente: Elaboración propia

▪ *Desplazamientos resultantes*

La Figura 5. 88 muestra que el diseño se desplaza desde 0 cm hasta un máximo de $1.9\text{e-}003$ cm. Los desplazamientos se dan en las piernas, en las agarraderas-aro superiores ubicadas cerca de las rodillas. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.

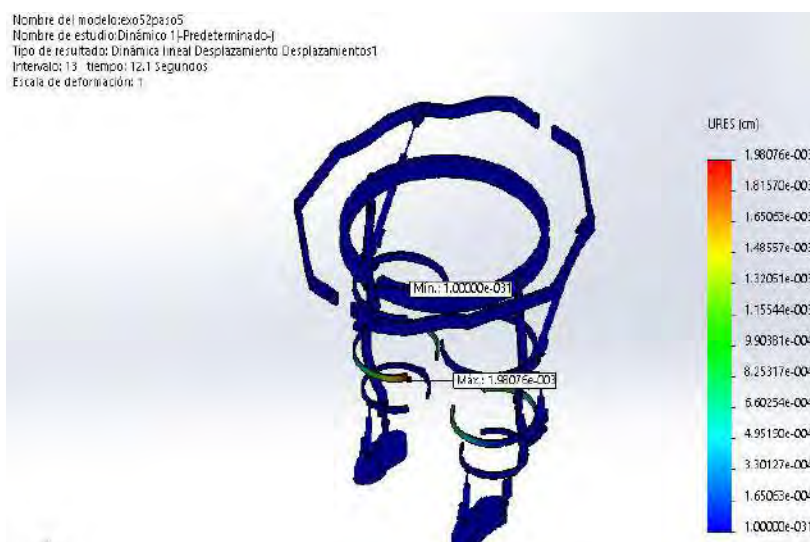


Figura 5. 88 Desplazamientos resultantes para el análisis dinámico.

Fuente: Elaboración propia

▪ *Deformación unitaria equivalente*

En la Figura 5. 89 se aprecia que el diseño tiene una deformación unitaria desde 0 hasta un máximo de $7.1\text{e-}007$. La deformación máxima se da en las piernas, en las agarraderas-aro superiores ubicadas cerca de las rodillas. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.



Figura 5. 89 Deformación unitaria para el análisis dinámico.

Fuente: Elaboración propia

▪ *Velocidad resultante*

En la Figura 5. 90 se puede apreciar que el diseño registra velocidades resultantes que oscilan entre 0 cm/s hasta un máximo de $1.6\text{e-}004$ cm/s. La mayor velocidad se da en los exoesqueletos de las piernas, en las agarraderas-aro superiores ubicadas cerca de las rodillas. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.

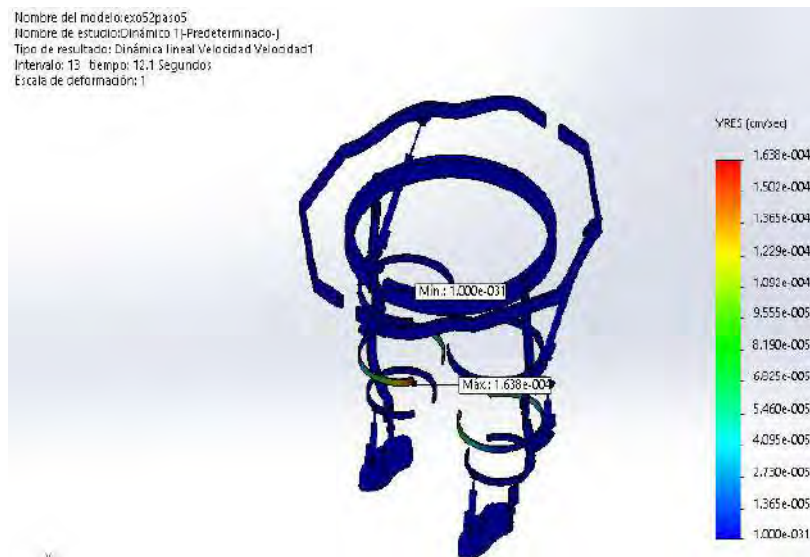


Figura 5. 90 Velocidad resultante para el análisis dinámico.

Fuente: Elaboración propia

▪ *Aceleración resultante*

La Figura 5. 91 muestra que el diseño se acelera desde 0 cm/s hasta un máximo de $4.3\text{e-}007$ cm/s². La aceleración máxima se da en las piernas, en las agarraderas-aro superiores ubicadas cerca de las rodillas. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.



Figura 5. 91 Aceleración resultante para el análisis dinámico.

Fuente: Elaboración propia

✓ Paso 6

Para este análisis se consideró que la extremidad derecha oscila y la extremidad izquierda está estática. Este es el inicio de la fase de oscilación media en la marcha humana. Además, todos los puntos de contacto con los motores lineales son considerados bisagras con los pines.

Respecto del exoesqueleto, el pie izquierdo está apoyado en el suelo y el talón del pie derecho se levanta 4 cm. Para el movimiento de los motores lineales, el pie derecho baja 4 cm, la pierna derecha baja 2 cm y el muslo derecho sube 12 cm. Las fuerzas aplicadas se ubican en la pierna derecha, que retrocede con 20 N/m^2 y el exoesqueleto del muslo derecho avanza con 40 N/m^2 . El paso 6 se da a los 24 segundos. Ver Figura 5. 92.

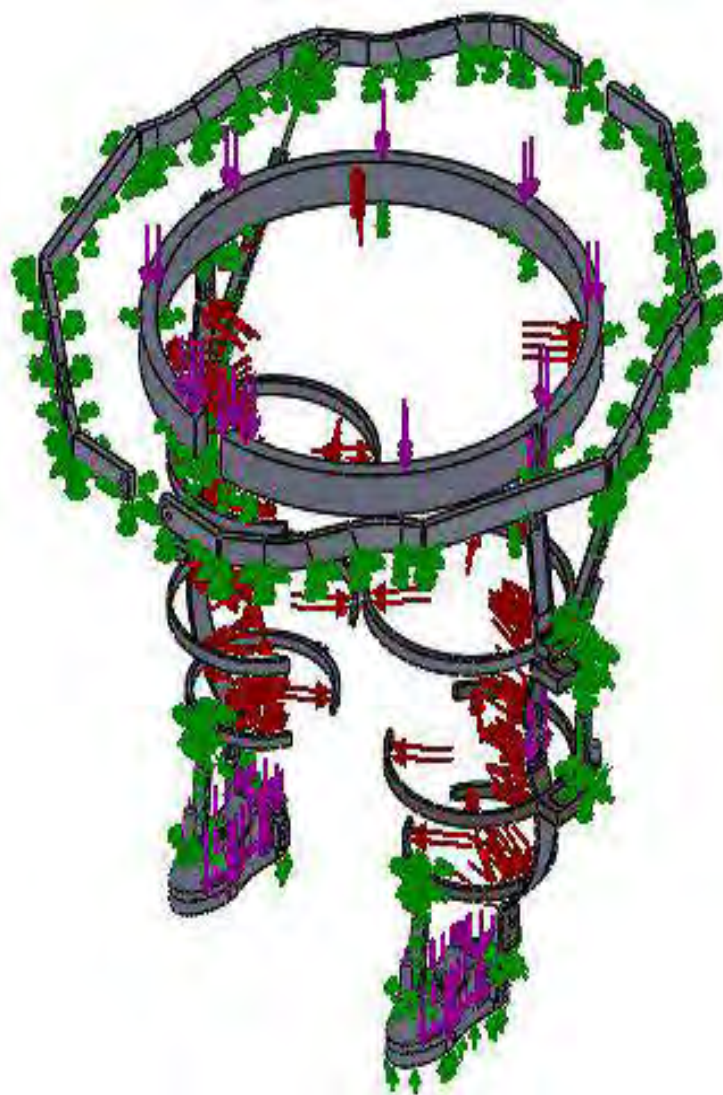


Figura 5. 92 Condiciones y restricciones para el paso 6.
Fuente: Elaboración propia

Tal como se explicó anteriormente, en el análisis dinámico se evalúo el paso al inicio y al final del mismo. Se pueden observar los resultados de estos análisis. También, para este análisis se consideraron veinticinco frecuencias para su evaluación y de intervalo de tiempo de 0.1 a 24.1 segundos con un incremento de 0.1 segundo.

➤ Inicio del paso

Aplicando las mismas consideraciones del análisis estático, los materiales, las fuerzas aplicadas y el mismo tipo de mallado del FEA. Aquí, se obtiene los resultados del primer intervalo en un tiempo 0.1 segundos.

▪ Tensión de von Mises

En la Figura 5. 93 se puede apreciar que el diseño puede soportar tensiones desde 0 Pa hasta un máximo de 3.9 KPa. Los puntos críticos se dan en los muslos y de las piernas, en las cuatro agarraderas-aro y las placas principales de los mismos. Esto indica que se encuentra entre los rangos de fuerzas que ejerce el propio del material. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.

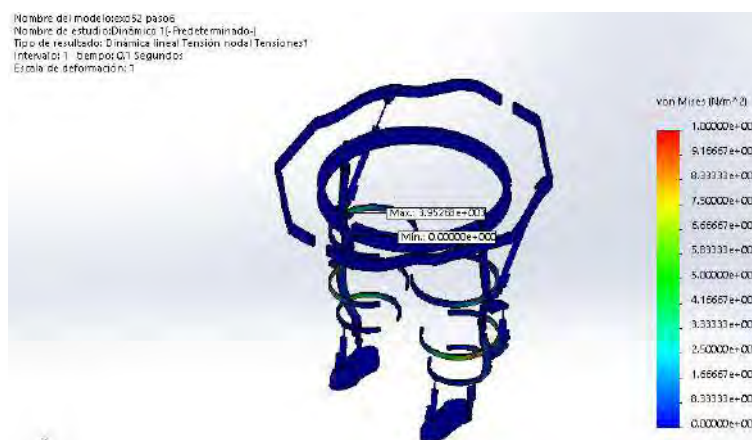


Figura 5. 93 Esfuerzo de von Mises para el análisis dinámico lineal.
 Fuente: Elaboración propia

▪ Desplazamientos resultantes

La Figura 5. 94 muestra que el diseño se desplaza desde 0 cm hasta un máximo de 6.6e-006 cm. Los desplazamientos se dan en las piernas, en las agarraderas-aro superiores ubicadas cerca de las rodillas. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.



Figura 5. 94 Desplazamientos resultantes para el análisis dinámico.
 Fuente: Elaboración propia

■ *Deformación unitaria equivalente*

En la Figura 5. 95 se aprecia que el diseño tiene una deformación unitaria desde 0 hasta un máximo de $1.4\text{e-}008$. La deformación máxima se da en las piernas, en las agarraderas-aros superiores ubicadas cerca de las rodillas. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.

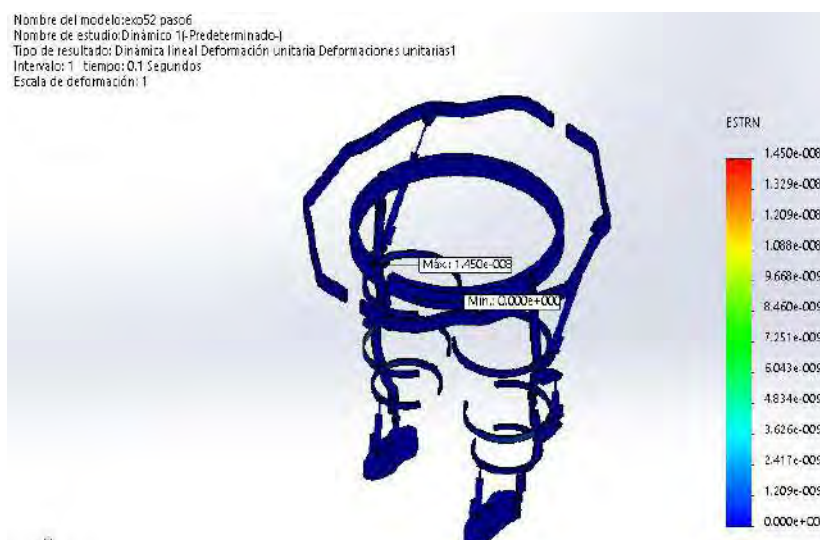


Figura 5. 95 Deformación unitaria para el análisis dinámico.
Fuente: Elaboración propia

■ *Velocidad resultante*

En la Figura 5. 96 se puede apreciar que el diseño registra velocidades resultantes que oscilan entre 0 cm/s hasta un máximo de $1.3\text{e-}004$ cm/s. La mayor velocidad se da en las piernas, en las agarraderas-aros superiores ubicadas cerca de las rodillas. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.

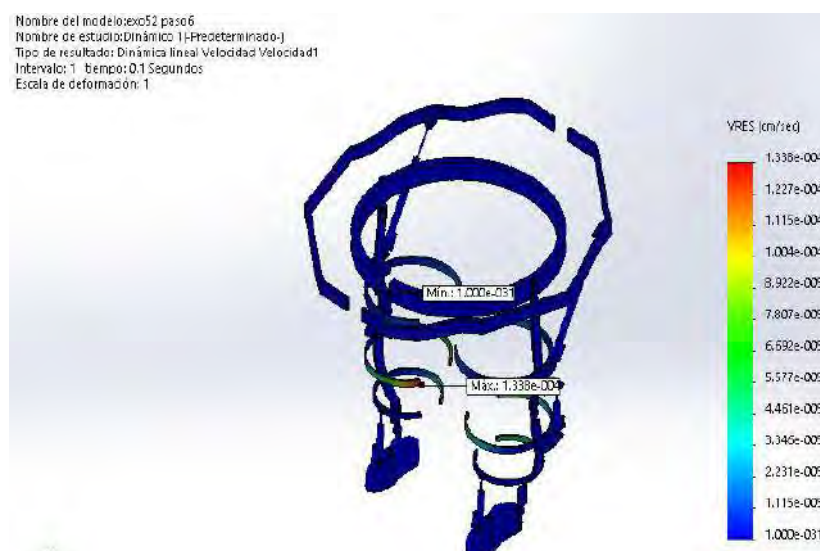


Figura 5. 96 Velocidad resultante para el análisis dinámico.
Fuente: Elaboración propia

▪ *Aceleración resultante*

La Figura 5. 97 muestra que el diseño se acelera desde 0 cm/s hasta un máximo de $2.6 \times 10^{-3} \text{ cm/s}^2$. La aceleración máxima se da en las piernas, en las agarraderas-aro superiores ubicadas cerca de las rodillas. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.

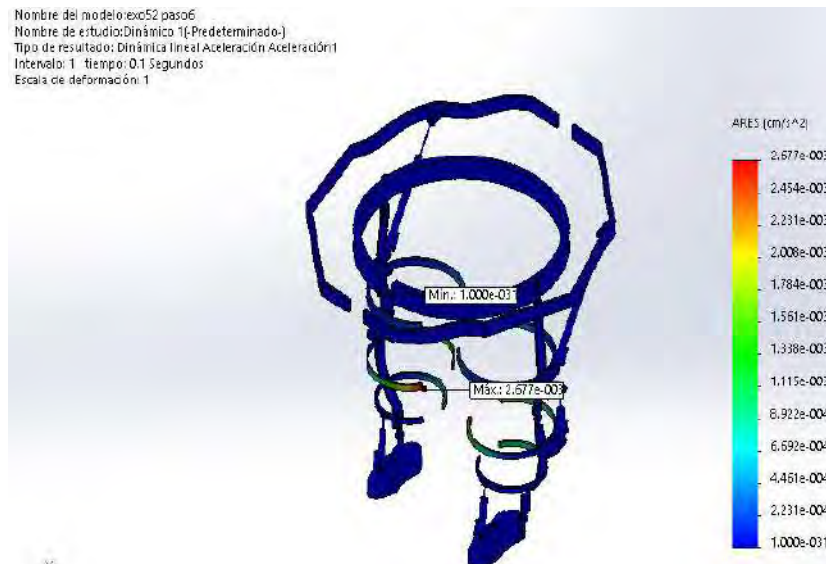


Figura 5. 97 Aceleración resultante para el análisis dinámico.
Fuente: Elaboración propia

▪ *Gráfica Historia-Tiempo*

Y la Figura 5. 98 muestra el gráfico del esfuerzo de von Mises vs el tiempo para el sexto paso aplicado en cada uno de los veinticuatro nodos. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.

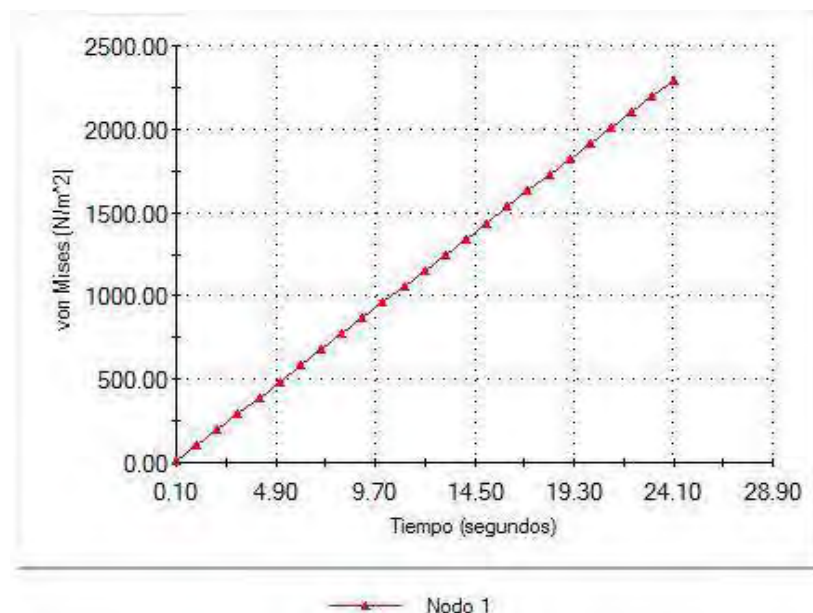


Figura 5. 98 Gráfica de esfuerzos von Mises vs Tiempo.
Fuente: Elaboración propia

▪ Respuesta de frecuencia

Se puede observar en la Figura 5. 99 el gráfico de las frecuencias naturales vs N° de modo para el sexto paso aplicado en cada uno de los veinticinco nodos. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.

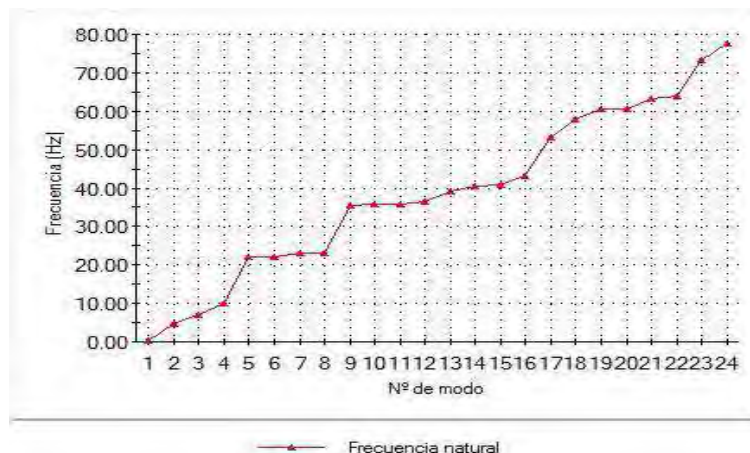


Figura 5. 99 Gráfica de frecuencias naturales vs N° de modo.
Fuente: Elaboración propia

➤ Fin del paso

Aplicando las mismas consideraciones del análisis estático, los materiales, las fuerzas aplicadas y el mismo tipo de mallado del FEA. Aquí, se obtiene los resultados del último intervalo en un tiempo 24.1 segundos.

▪ Tensión de von Mises

En la Figura 5. 100 se puede apreciar que el diseño puede soportar tensiones desde 0 Pa hasta un máximo de 1 MPa. Los puntos críticos se dan en los muslos y las piernas, en las cuatro agarraderas-aro y las placas principales de los mismos. Esto indica que se encuentra entre los rangos de fuerzas que ejerce el propio del material. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.

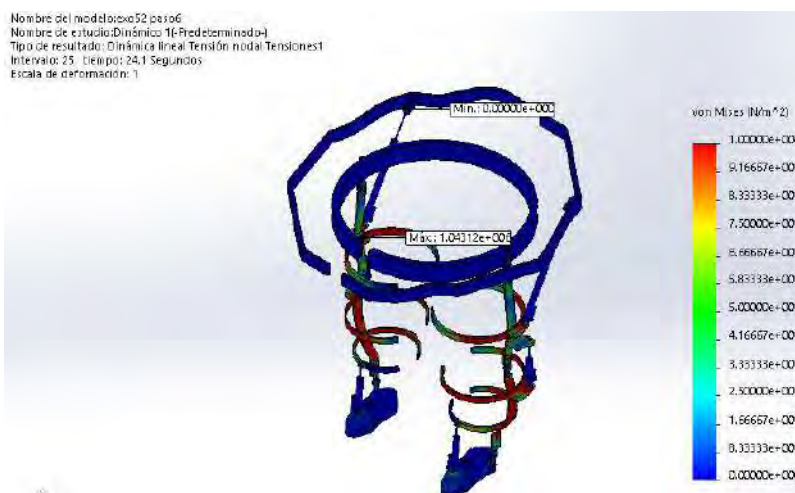


Figura 5. 100 Esfuerzo de von Mises para el análisis dinámico lineal.
Fuente: Elaboración propia

▪ *Desplazamientos resultantes*

La Figura 5. 101 se puede observar que el diseño se desplaza desde 0 cm hasta un máximo de $1.8\text{e-}003$ cm. Los desplazamientos se dan en las piernas, en las agarraderas-aro superiores ubicadas cerca de las rodillas. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.

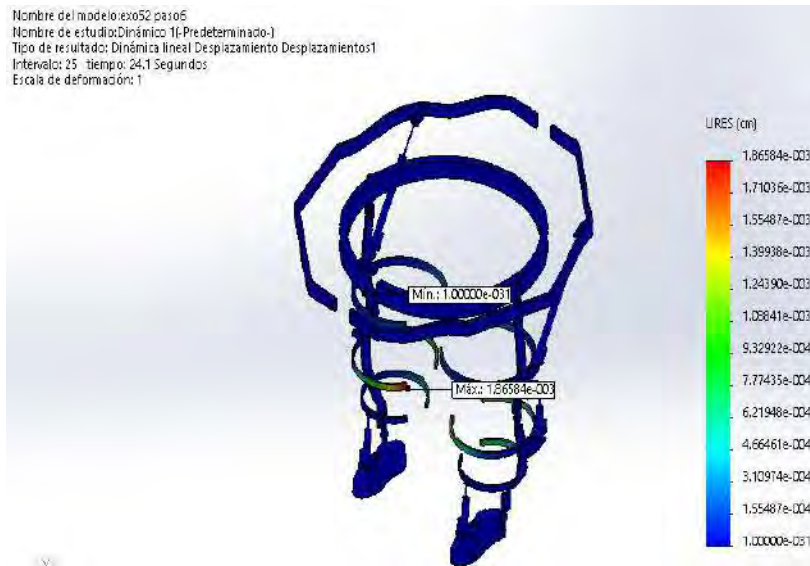


Figura 5. 101 Desplazamientos resultantes para el análisis dinámico.
Fuente: Elaboración propia

▪ *Deformación unitaria equivalente*

Y para la Figura 5. 102 se aprecia que el diseño tiene una deformación unitaria desde 0 hasta un máximo de $3.8\text{e-}006$. La deformación máxima se da en las piernas, en las agarraderas-aro superiores ubicadas cerca de las rodillas. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.

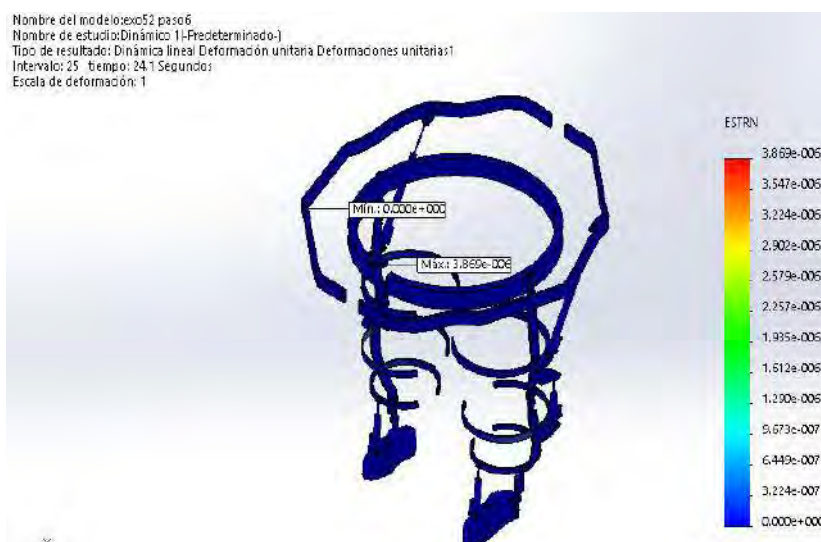


Figura 5. 102 Deformación unitaria para el análisis dinámico.
Fuente: Elaboración propia

■ *Velocidad resultante*

En la Figura 5. 103 se puede apreciar que el diseño registra velocidades resultantes que oscilan entre 0 cm/s hasta un máximo de 7.744×10^{-5} cm/s. La mayor velocidad se presenta en las piernas, en las agarraderas-aro superiores ubicadas cerca de las rodillas. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.

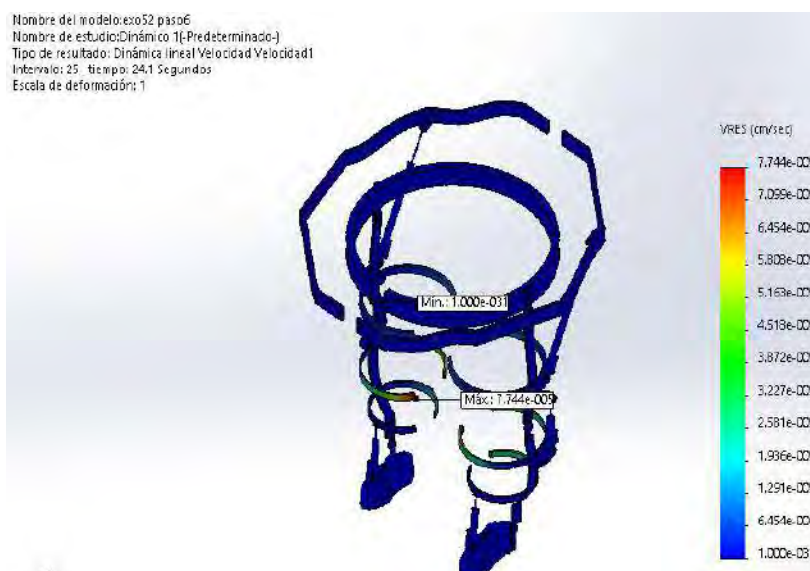


Figura 5. 103 Velocidad resultante para el análisis dinámico.
Fuente: Elaboración propia

■ *Aceleración resultante*

En la Figura 5. 104 se puede observar que el diseño se acelera desde 0 cm/s hasta un máximo de 1.302×10^{-7} cm/s². La aceleración máxima se da en las piernas, en las agarraderas-aro superiores ubicadas cerca de las rodillas. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.

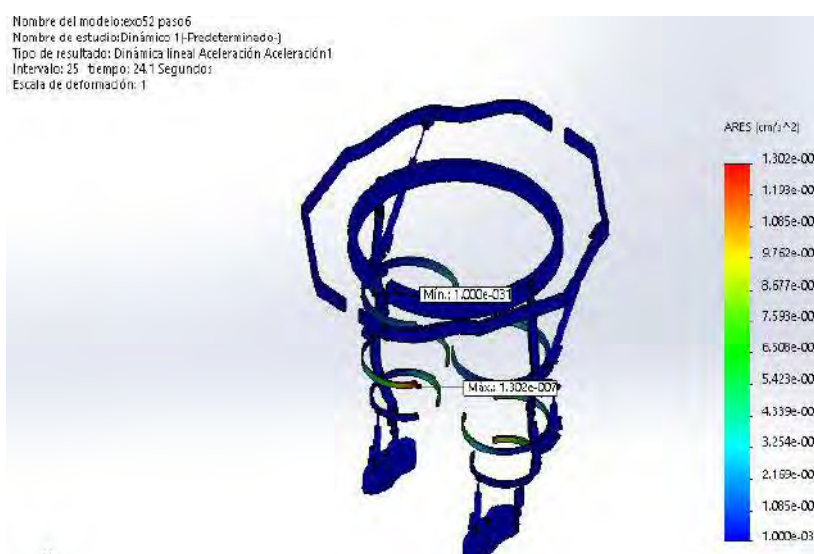


Figura 5. 104 Aceleración resultante para el análisis dinámico.
Fuente: Elaboración propia

✓ Paso 7

Para este análisis se consideró que la extremidad derecha avanza 10 cm y la extremidad izquierda retrocede 3 cm. Este es el inicio de la fase de oscilación final en la marcha humana. Además, todos los puntos de contacto con los motores lineales son considerados bisagras con los pines.

Respecto del exoesqueleto, el pie derecho avanza 10 cm y el izquierdo retrocede 3 cm. Los pies están apoyados al suelo. Para el movimiento de los motores lineales: el pie derecho baja 3 cm, la pierna derecha baja 3 cm y el muslo derecho, 6 cm; el muslo izquierdo se mueve 3 cm, la pierna izquierda sube 1 cm y el pie izquierdo baja 1 cm. Las fuerzas se aplican en la pierna derecha, que avanza con 20 N/m^2 y el muslo derecho que avanza con 10 N/m^2 ; por su parte, la pierna izquierda retrocede con 7 N/m^2 y el muslo izquierdo retrocede con 5 N/m^2 . El paso 7 se da a los 12 segundos. Ver Figura 5. 105.

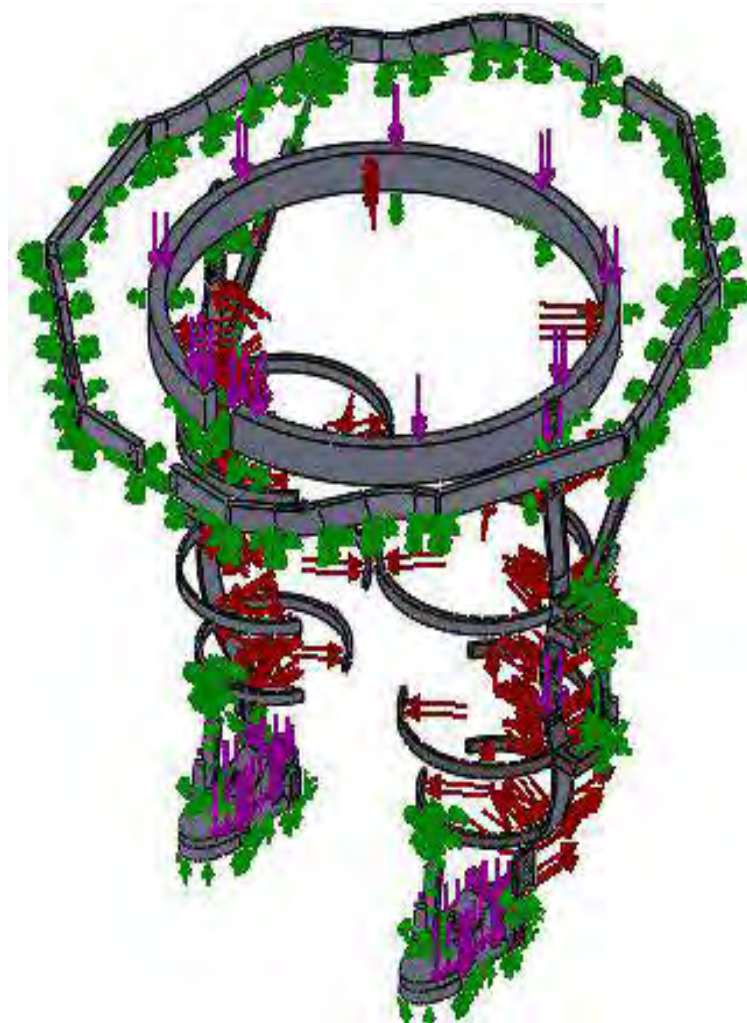


Figura 5. 105 Condiciones y restricciones para el paso 7.
Fuente: Elaboración propia

Tal como se explicó anteriormente, en el análisis dinámico se evalúo el paso al inicio y al final del mismo. Se pueden observar los resultados de estos análisis. También, para este análisis se consideró trece frecuencias para su evaluación y de intervalo de tiempo de 0.1 a 12.1 segundos con un incremento de 0.1 segundo.

➤ Inicio del paso

Aplicando las mismas consideraciones del análisis estático, los materiales, las fuerzas aplicadas y el mismo tipo de mallado del FEA. Aquí, se obtiene los resultados del primer intervalo en un tiempo 0.1 segundos.

▪ Tensión de von Mises

En la Figura 5. 106 se puede apreciar que el diseño puede soportar tensiones desde 0 Pa hasta un máximo de 2.2 KPa. Los puntos críticos se dan en las piernas, en las agarraderas-aros superiores ubicadas cerca de las rodillas. Esto indica que se encuentra entre los rangos de fuerzas que ejerce el propio del material. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.



Figura 5. 106 Esfuerzo de von Mises para el análisis dinámico lineal.
 Fuente: Elaboración propia

▪ Desplazamientos resultantes

La Figura 5. 107 se puede observar que el diseño se desplaza desde 0 cm hasta un máximo de 1.2e-005 cm. Los desplazamientos se dan en las piernas, en las agarraderas-aros superiores ubicadas cerca de las rodillas. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.

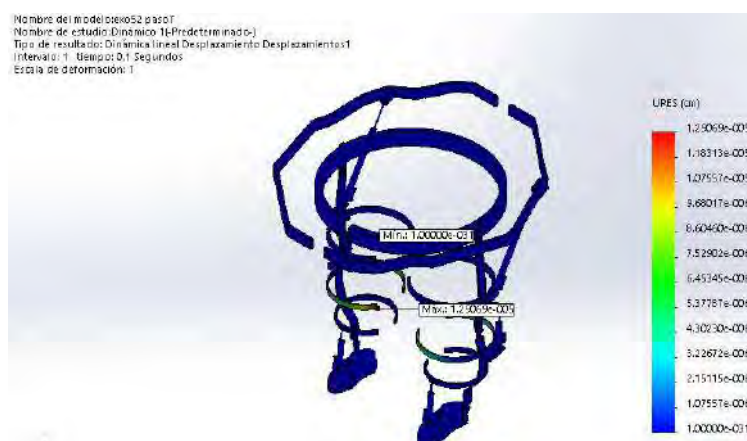


Figura 5. 107 Desplazamientos resultantes para el análisis dinámico.
 Fuente: Elaboración propia

▪ *Deformación unitaria equivalente*

En la Figura 5. 108 se aprecia que el diseño tiene una deformación unitaria desde 0 hasta un máximo de $4.9\text{e-}009$. La deformación máxima se da en las piernas, en las agarraderas-aros superiores ubicadas cerca de las rodillas. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.

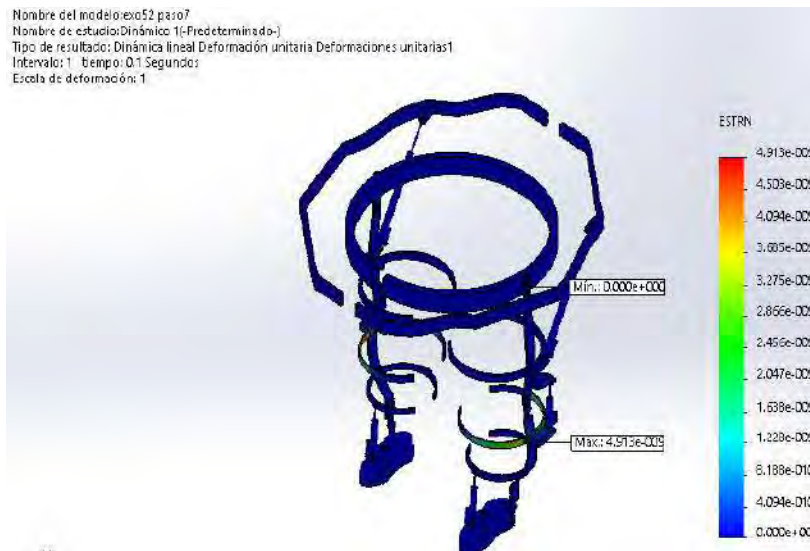


Figura 5. 108 Deformación unitaria para el análisis dinámico.
 Fuente: Elaboración propia

▪ *Velocidad resultante*

En la Figura 5. 109 se puede apreciar que el diseño registra velocidades resultantes que oscilan entre 0 cm/s hasta un máximo de $2.5\text{e-}004$ cm/s. La mayor velocidad se presenta en la sección de las piernas, en las agarraderas-aros superiores ubicadas cerca de las rodillas. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.

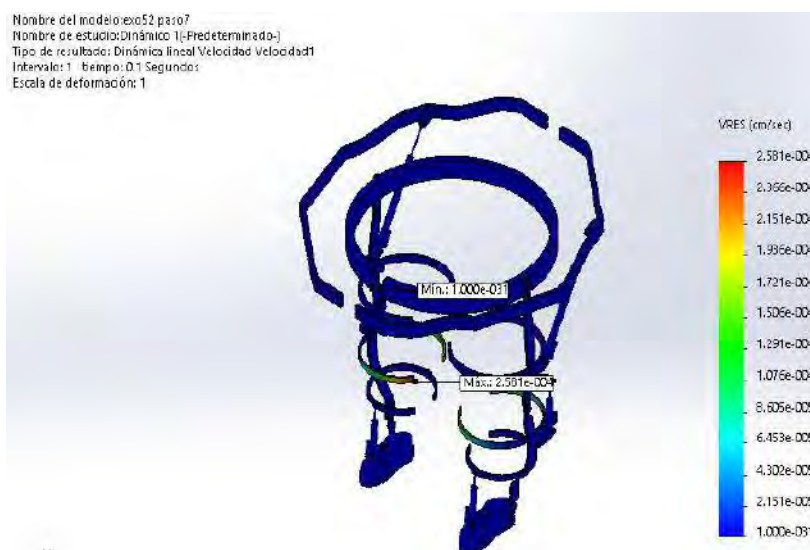


Figura 5. 109 Velocidad resultante para el análisis dinámico.
 Fuente: Elaboración propia

■ *Aceleración resultante*

En la Figura 5. 110 se puede observar que el diseño se acelera desde 0 cm/s hasta un máximo de $5.1\text{e-}003 \text{ cm/s}^2$. La aceleración máxima se da en las piernas, en las agarraderas-aro superiores ubicadas cerca de las rodillas. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.

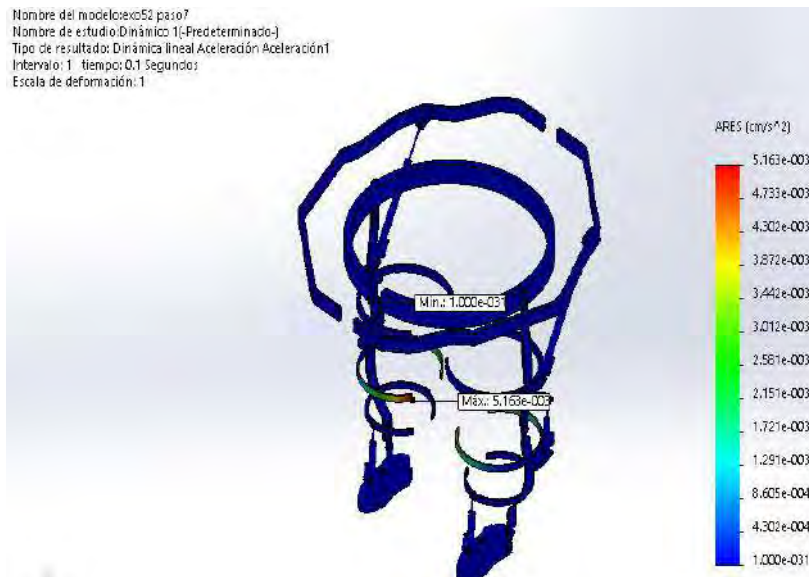


Figura 5. 110 Aceleración resultante para el análisis dinámico.

Fuente: Elaboración propia

■ *Gráfica Historia-Tiempo*

En la Figura 5. 111 se aprecia el gráfico del esfuerzo de von Mises vs el tiempo para el séptimo paso aplicado en cada uno de los doce nodos. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.

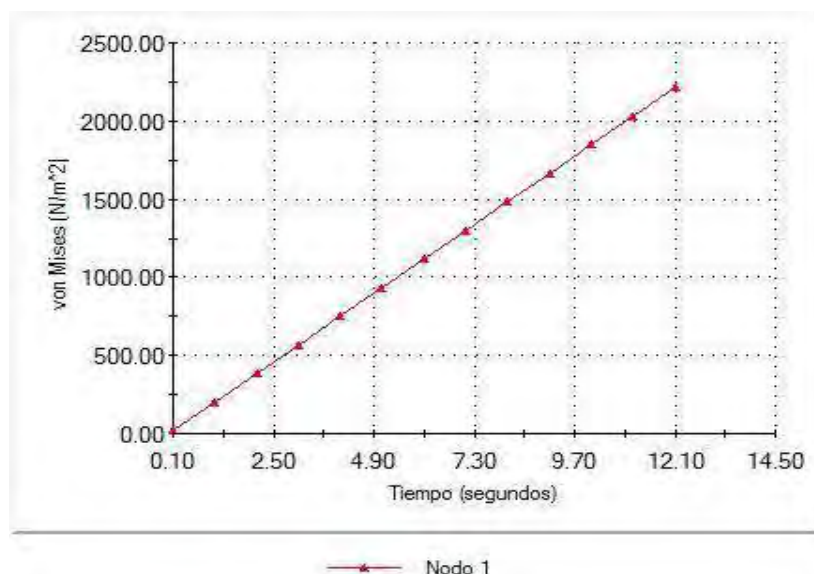


Figura 5. 111 Gráfica de esfuerzos von Mises vs Tiempo.

Fuente: Elaboración propia

▪ Respuesta de frecuencia

Se puede observar en la Figura 5. 112 el gráfico de las frecuencias naturales vs N° de modo para el séptimo paso aplicado en cada uno de los doce nodos. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.

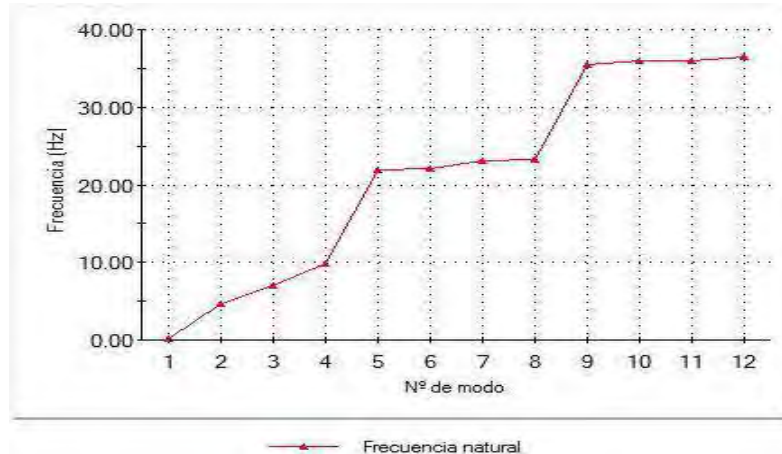


Figura 5. 112 Gráfica de frecuencias naturales vs N° de modo.
Fuente: Elaboración propia

➤ Fin del paso

Aplicando las mismas consideraciones del análisis estático, los materiales, las fuerzas aplicadas y el mismo tipo de mallado del FEA. Aquí, se obtiene los resultados del último intervalo en un tiempo 12.1 segundos.

▪ Tensión de von Mises

En la Figura 5. 113 se puede apreciar que el diseño puede soportar tensiones desde 0 Pa hasta un máximo de 0.3 MPa. Los puntos críticos se dan en los muslos y de las piernas, en las agarraderas-aro y las barras principales de las mismas. Esto nos indica que se encuentra entre los rangos de fuerzas que ejerce el propio del material. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.

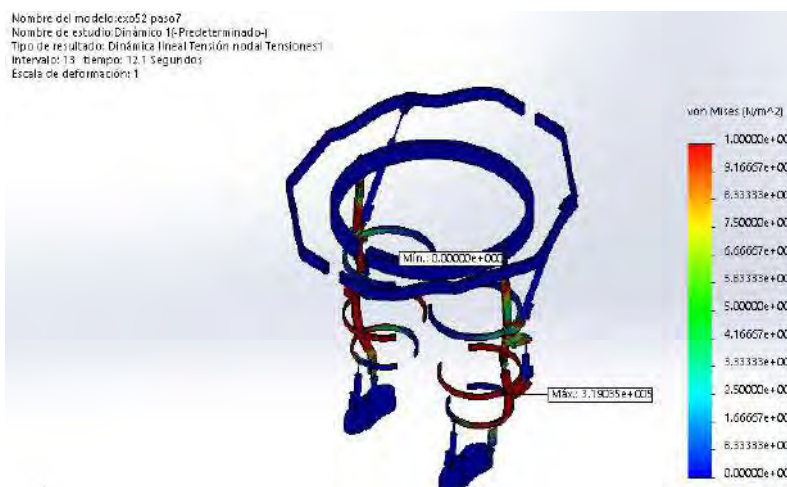


Figura 5. 113 Esfuerzo de von Mises para el análisis dinámico lineal.
Fuente: Elaboración propia

▪ *Desplazamientos resultantes*

En la Figura 5. 114 se puede observar que el diseño se desplaza desde 0 cm hasta un máximo de $1.8\text{e-}003$ cm. Los desplazamientos se dan en las piernas, en las agarraderas-aros superiores ubicadas cerca de las rodillas. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.

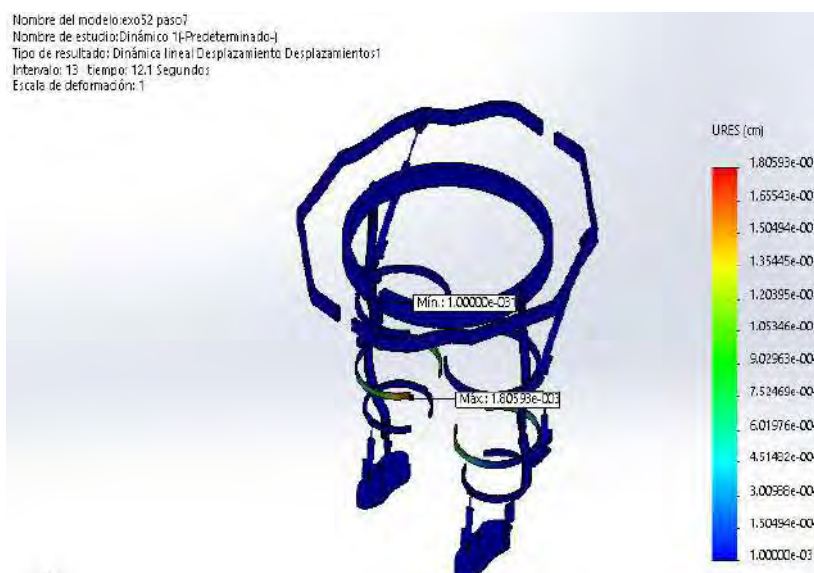


Figura 5. 114 Desplazamientos resultantes para el análisis dinámico.

Fuente: Elaboración propia

▪ *Deformación unitaria equivalente*

En la Figura 5. 115 se aprecia que el diseño tiene una deformación unitaria desde 0 hasta un máximo de $6.8\text{e-}007$. La deformación máxima se da en las agarraderas-aros superiores ubicadas cerca de las rodillas. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.

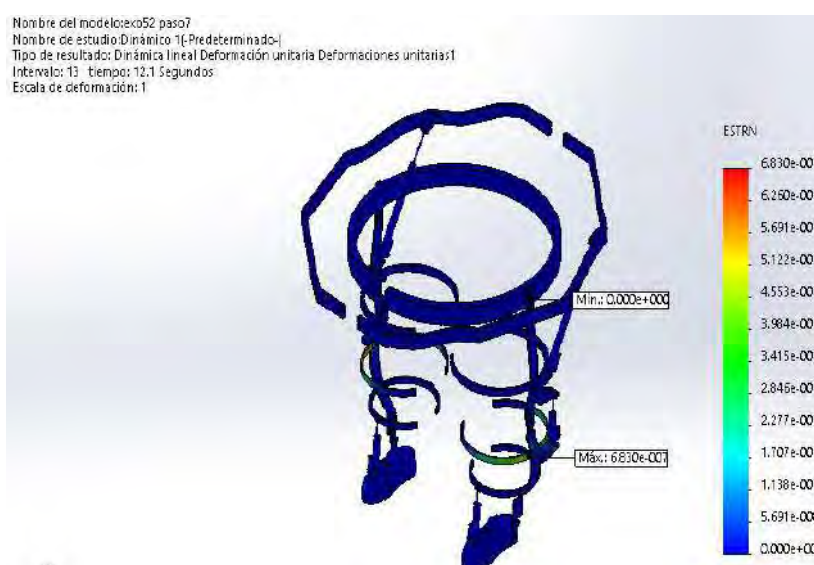


Figura 5. 115 Deformación unitaria para el análisis dinámico.

Fuente: Elaboración propia

■ *Velocidad resultante*

En la Figura 5. 116 se puede apreciar que el diseño se tiene una velocidad resultante desde 0 cm/s hasta un máximo de $1.4\text{e-}004$ cm/s. La mayor velocidad se da en los exoesqueletos de las piernas, en las agarraderas-aro superiores ubicadas cerca de las rodillas. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.

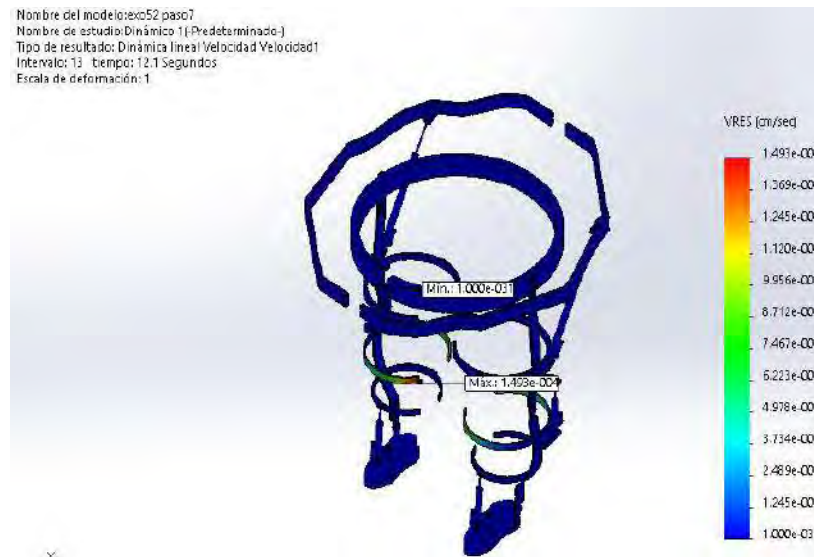


Figura 5. 116 Velocidad resultante para el análisis dinámico.

Fuente: Elaboración propia

■ *Aceleración resultante*

En la Figura 5. 117 se puede observar que el diseño se acelera desde 0 cm/s hasta un máximo de $3.9\text{e-}007$ cm/s². La aceleración máxima se da en las piernas, en las agarraderas-aro superiores ubicadas cerca de las rodillas. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.

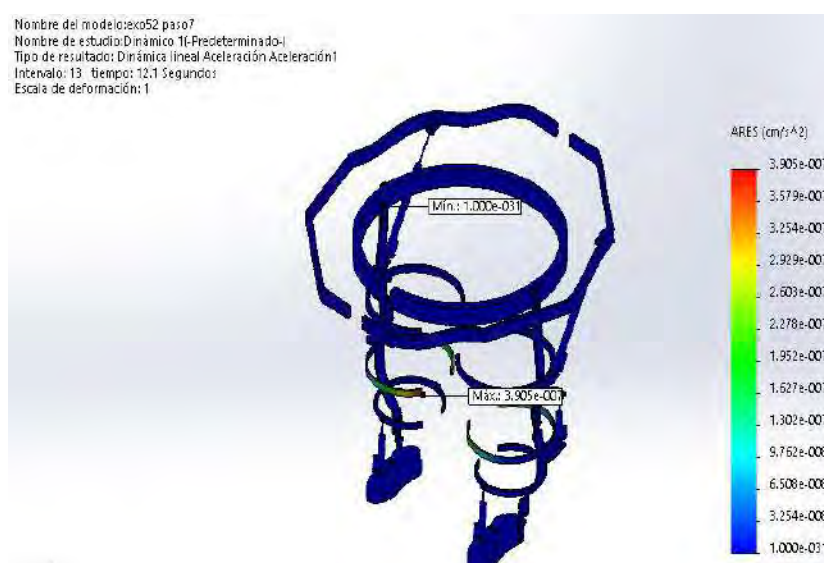


Figura 5. 117 Aceleración resultante para el análisis dinámico.

Fuente: Elaboración propia

✓ Paso 8

Para este análisis se consideró que la extremidad derecha avanza 15 cm y la extremidad izquierda retrocede 15 cm. Este es el paso final de la fase de oscilación final en la marcha humana. Además, todos los puntos de contacto con los motores lineales son considerados bisagras con los pines.

Respecto del exoesqueleto, la extremidad inferior derecha e izquierda oscila. El pie derecho avanza 15 cm y el izquierdo retrocede 15 cm. La punta del pie derecho se encuentra alzado 3 cm y el talón del pie izquierdo se encuentra alzado 3 cm. Para el movimiento de los motores lineales: el pie derecho baja 3 cm, la pierna derecha baja 3 cm y el muslo derecho, 6 cm; el muslo izquierdo se mueve 6 cm, la pierna izquierda sube 3 cm y el pie izquierdo baja 3 cm. Las fuerzas aplicadas: la pierna derecha avanza con 20 N/m^2 y el muslo derecho avanza con 10 N/m^2 ; la pierna izquierda retrocede con 20 N/m^2 y el muslo izquierdo retrocede con 10 N/m^2 . El paso 8 se da a los 12 segundos. Ver Figura 5. 118.

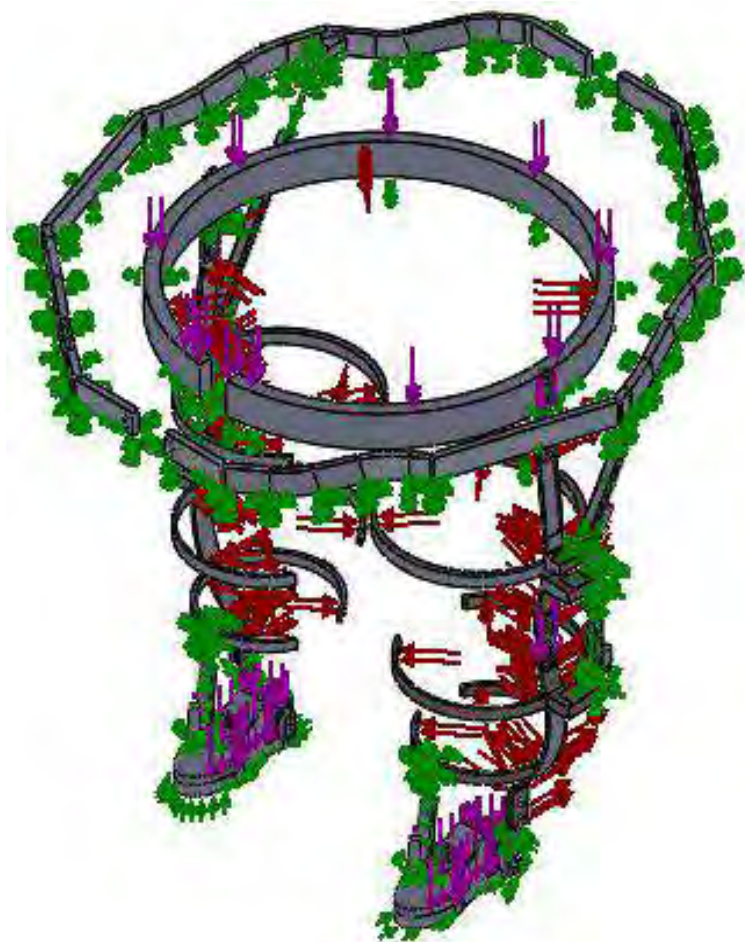


Figura 5. 118 Condiciones y restricciones para el paso 8.
Fuente: Elaboración propia

Tal como se explicó anteriormente, en el análisis dinámico se evaluó el paso al inicio y al final del mismo. Se pueden observar los resultados de estos análisis. También, para este análisis se consideraron trece frecuencias para su evaluación y de intervalo de tiempo de 0.1 a 12.1 segundos con un incremento de 0.1 segundo.

➤ Inicio del paso

Aplicando las mismas consideraciones del análisis estático, los materiales, las fuerzas aplicadas y el mismo tipo de mallado del FEA. Aquí, se obtiene los resultados del primer intervalo en un tiempo 0.1 segundos.

▪ Tensión de von Mises

En la Figura 5. 119 se puede apreciar que el diseño puede soportar tensiones desde 0 Pa hasta un máximo de 2.2 KPa. Los puntos críticos se encuentran en las piernas, en las agarraderas-aro superiores ubicadas cerca de las rodillas. Esto indica que se encuentra entre los rangos de fuerzas que ejerce el propio del material. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.



Figura 5. 119 Esfuerzo de von Mises para el análisis dinámico lineal.
 Fuente: Elaboración propia

▪ Desplazamientos resultantes

En la Figura 5. 120 se puede observar que el diseño se desplaza desde 0 cm hasta un máximo de 1.2e-005 cm. Los desplazamientos se dan en las piernas, en las agarraderas-aro superiores ubicadas cerca de las rodillas. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.

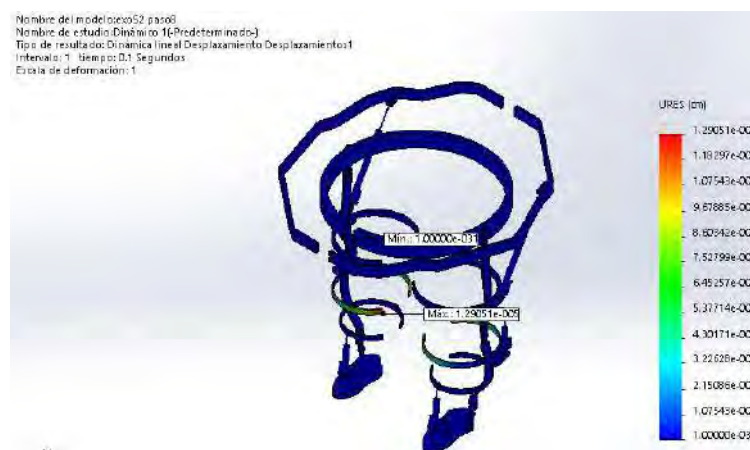


Figura 5. 120 Desplazamientos resultantes para el análisis dinámico.
 Fuente: Elaboración propia

■ *Deformación unitaria equivalente*

En la Figura 5. 121 se aprecia que el diseño tiene una deformación unitaria desde 0 hasta un máximo de 4.917×10^{-9} . La deformación máxima se da en los exoesqueletos de las piernas, en las agarraderas-aro superiores ubicadas cerca de las rodillas. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.

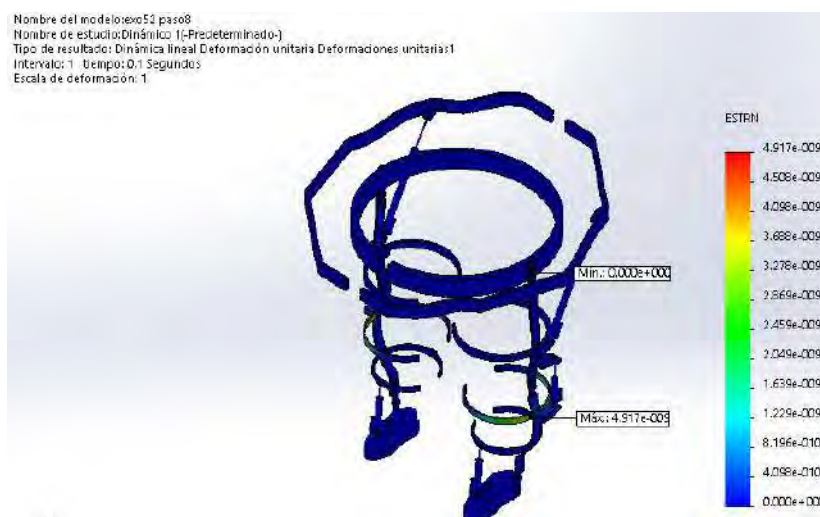


Figura 5. 121 Deformación unitaria para el análisis dinámico.

Fuente: Elaboración propia

■ *Velocidad resultante*

En la Figura 5. 122 se puede apreciar que el diseño se tiene una velocidad resultante desde 0 cm/s hasta un máximo de $0.0002.5 \times 10^{-4}$ cm/s. La mayor velocidad se da en los exoesqueletos de las piernas, en las agarraderas-aro superiores ubicadas cerca de las rodillas. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.

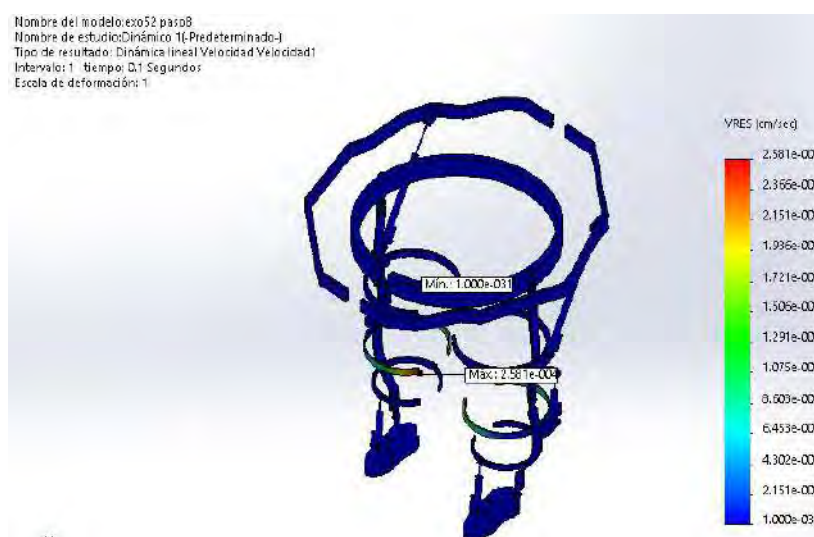


Figura 5. 122 Velocidad resultante para el análisis dinámico.

Fuente: Elaboración propia

■ *Aceleración resultante*

En la Figura 5. 123 se puede observar que el diseño se acelera desde 0 cm/s hasta un máximo de $5.1\text{e-}003 \text{ cm/s}^2$. La aceleración máxima se da en las piernas, en las agarraderas-aro superiores ubicadas cerca de las rodillas. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.

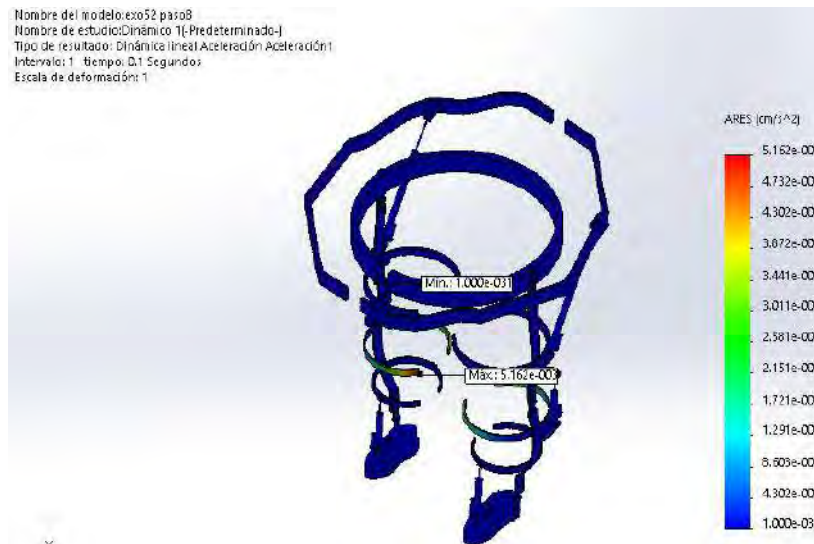


Figura 5. 123 Aceleración resultante para el análisis dinámico.
Fuente: Elaboración propia

■ *Gráfica Historia-Tiempo*

En la Figura 5. 124 se aprecia el gráfico del esfuerzo de von Mises vs el tiempo para el octavo paso aplicado en cada uno de los trece nodos. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.

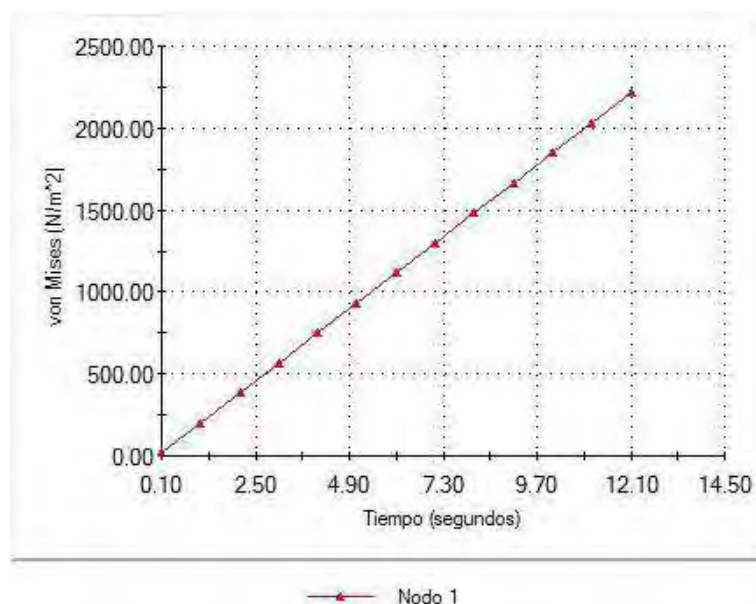


Figura 5. 124 Gráfica de esfuerzos von Mises vs Tiempo.
Fuente: Elaboración propia

▪ Respuesta de frecuencia

Se puede observar en la Figura 5. 125 el gráfico de las frecuencias naturales vs N° de modo para el octavo paso aplicado en cada uno de los trece nodos. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.

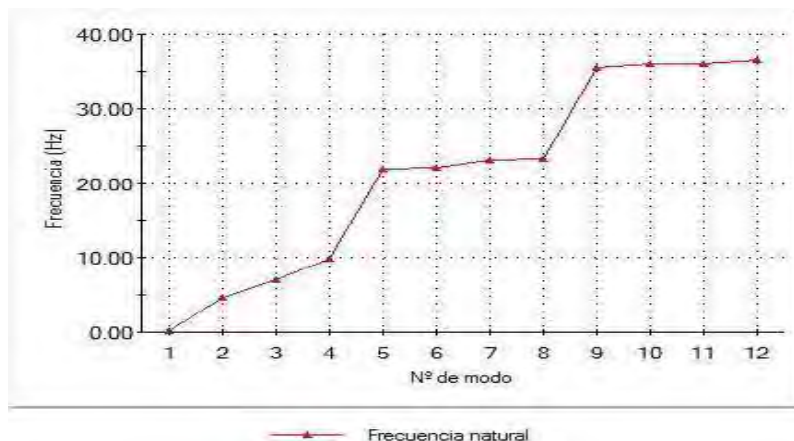


Figura 5. 125 Gráfica de frecuencias naturales vs N° de modo.
Fuente: Elaboración propia

➤ Fin del paso

Aplicando las mismas consideraciones del análisis estático, los materiales, las fuerzas aplicadas y el mismo tipo de mallado del FEA. Aquí, se obtiene los resultados del último intervalo en un tiempo 12.1 segundos.

▪ Tensión de von Mises

En la Figura 5. 126 se puede apreciar que el diseño puede soportar tensiones desde 0 Pa hasta un máximo de 0.3 MPa. Los puntos críticos se dan en los muslos y las piernas, en las agarraderas-aro y las barras principales de los mismos. Esto, indica que se encuentra entre los rangos de fuerzas que ejerce el propio del material. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.

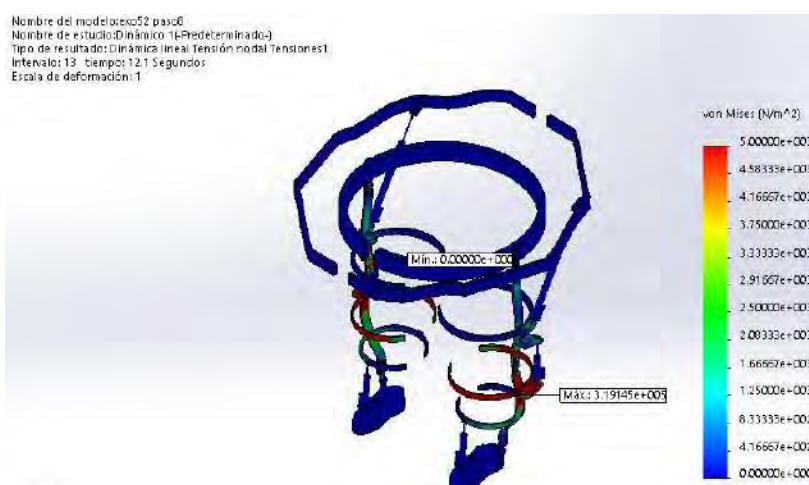


Figura 5. 126 Esfuerzo de von Mises para el análisis dinámico lineal.
Fuente: Elaboración propia

■ *Desplazamientos resultantes*

La Figura 5. 127 muestra que el diseño se desplaza desde 0 cm hasta un máximo de $1.8\text{e-}003$ cm. Los desplazamientos se dan en las piernas, en las agarraderas-aro superiores ubicadas cerca de las rodillas. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.

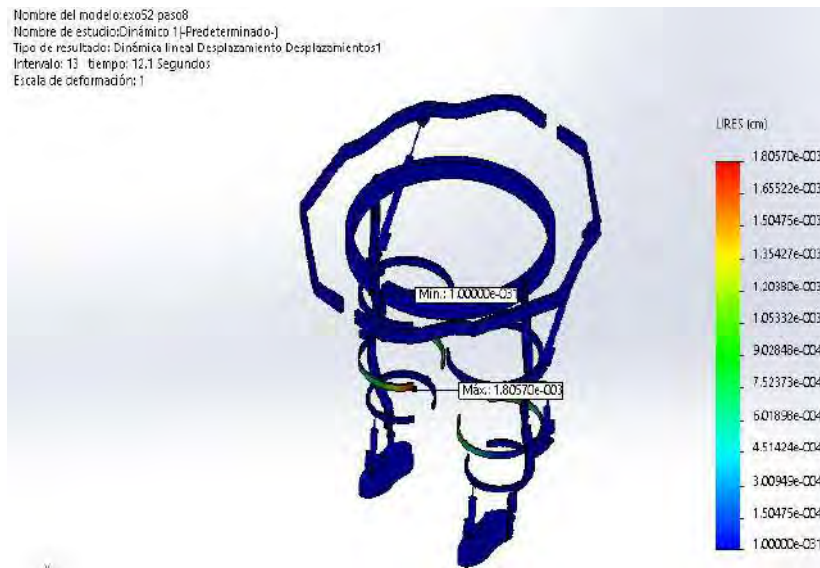


Figura 5. 127 Desplazamientos resultantes para el análisis dinámico.

Fuente: Elaboración propia

■ *Deformación unitaria equivalente*

En la Figura 5. 128 se aprecia que el diseño tiene una deformación unitaria desde 0 hasta un máximo de $6.8\text{e-}007$. La deformación máxima se da en las agarraderas-aro superiores ubicadas cerca de las rodillas. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.

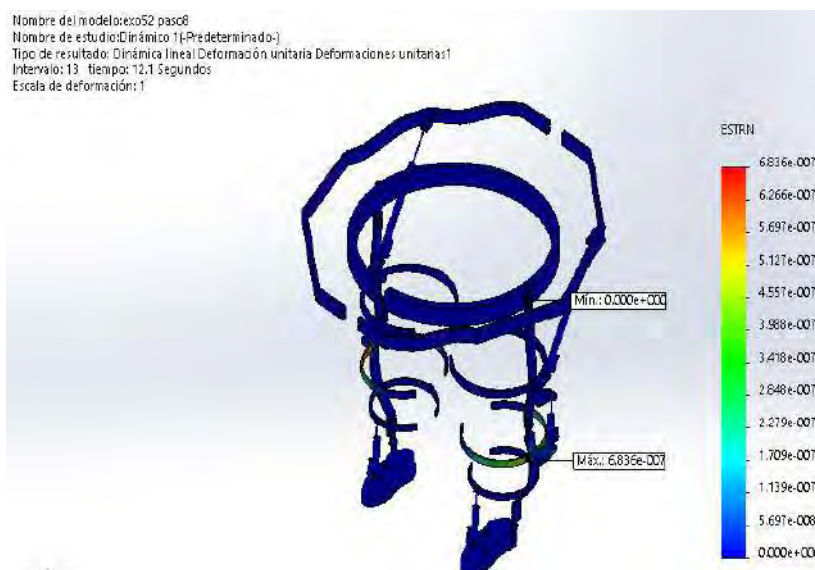


Figura 5. 128 Deformación unitaria para el análisis dinámico.

Fuente: Elaboración propia

■ *Velocidad resultante*

En la Figura 5. 129 se puede apreciar que el diseño registra velocidades resultantes que oscilan entre 0 cm/s hasta un máximo de $1.4\text{e-}004$ cm/s. La mayor velocidad se da en las piernas, en las agarraderas-aro superiores ubicadas cerca de las rodillas. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.

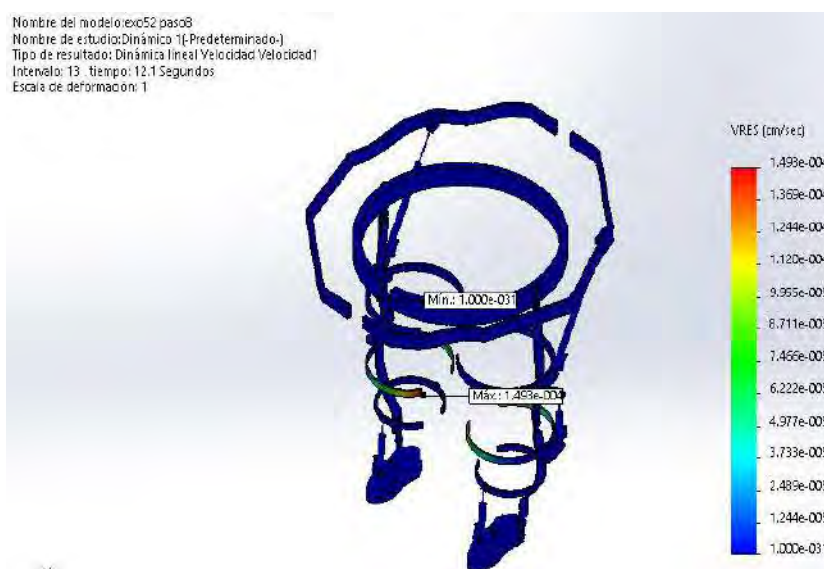


Figura 5. 129 Velocidad resultante para el análisis dinámico.
Fuente: Elaboración propia

■ *Aceleración resultante*

En la Figura 5. 130 se puede observar que el diseño se acelera desde 0 cm/s hasta un máximo de $3.9\text{e-}007$ cm/s². La aceleración máxima se da en los exoesqueletos de las piernas, en las agarraderas-aro superiores ubicadas cerca de las rodillas. Por lo tanto, el diseño y material es el indicado según los análisis realizados.

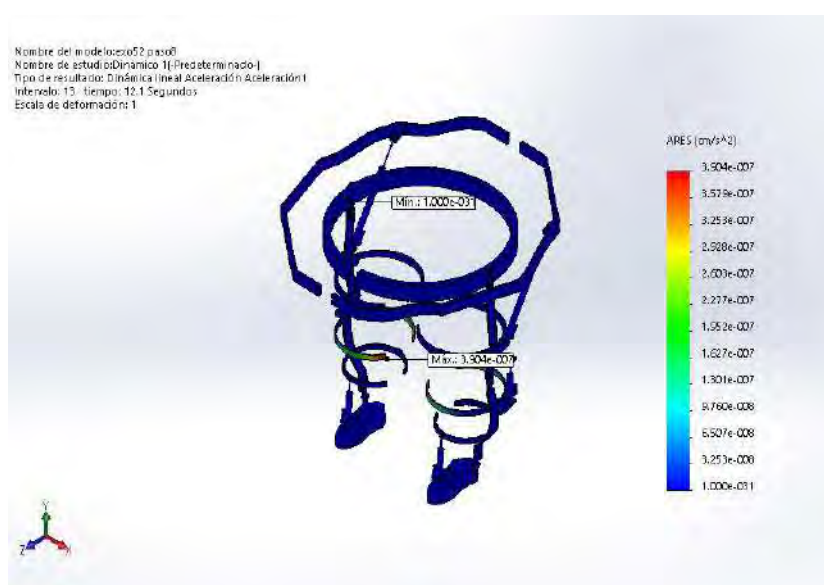


Figura 5. 130 Aceleración resultante para el análisis dinámico.
Fuente: Elaboración propia

Acorde con el análisis dinámico realizado, se obtiene una tabla comparativa de todos los valores existentes de los ocho pasos de la marcha humana. En la Tabla 5. 4 se pueden apreciar los valores máximos existentes en los ocho pasos en el análisis dinámico lineal realizado.

Tabla 5. 4 Cuadro comparativo con valores máximos del análisis dinámico lineal.

Cuadro comparativo de los pasos de la marcha humana en el exoesqueleto								
Paso	Estado	Tiempo (seg.)	Pieza con puntos críticos	Max. Tensión de Von Mises (MPa)	Max. Desplazamientos resultantes (cm)	Max. Deformación unitaria equivalente ($\times 10^{-5}$)	Max. Velocidad resultante (cm/s) ($\times 10^{-3}$)	Max. Aceleración resultante (cm/s ²)
1	Inicio	0.1	Aro superior de piernas	0.003	1e-005	0.0005	0.3	5e-003
	Fin	12.1	Exoesqueleto de muslos y piernas	0.3	2e-003	0.07	0.1	4e-007
2	Inicio	0.1	Exoesqueleto de muslos y piernas	0.004	7e-006	1e-003	0.1	3e-003
	Fin	24.1	Exoesqueleto de muslos y piernas	1	2e-003	0.4	0.08	3e-007
3	Inicio	0.1	Exoesqueleto de muslos y piernas	0.004	7e-006	0.001	0.1	3e-003
	Fin	24.1	Exoesqueleto de muslos y piernas	1	2e-003	0.4	0.08	3e-006
4	Inicio	0.1	Aro superior de piernas	0.002	1e-005	0.0005	0.3	5e-003
	Fin	12.1	Exoesqueleto de muslos y piernas	0.3	2e-003	0.07	0.1	4e-007
5	Inicio	0.1	Aro superior de piernas	0.002	1e-005	0.0005	0.3	6e-003
	Fin	12.1	Exoesqueleto de muslos y piernas	0.3	2e-003	0.07	0.2	4e-007
6	Inicio	0.1	Exoesqueleto de muslos y piernas	0.004	7e-006	0.001	0.1	3e-003
	Fin	24.1	Exoesqueleto de muslos y piernas	1	2e-003	0.4	0.08	1e-007

7	Inicio	0.1	Aro superior de piernas	0.002	1e-005	0.0005	0.3	5e-003
	Fin	12.1	Exoesqueleto de muslos y piernas	0.3	2e-003	0.07	0.1	4e-007
8	Inicio	0.1	Aro superior de piernas	0.002	1e-005	0.0005	0.3	5e-003
	Fin	12.1	Exoesqueleto de muslos y piernas	0.3	2e-003	0.07	0.1	4e-007

En la Tabla 5. 4 se puede apreciar que las piezas con puntos críticos corresponden a las piernas y muslos, con una tensión máxima de von Mises de 1MPa. Debido a que el material empleado en esta parte del exoesqueleto es el AISI 4340 Acero recocido, que cuenta con un límite elástico de 4.7 GPa. Por lo tanto, al comparar estos dos valores se puede decir que el diseño cumple con las condiciones del material acorde al diseño y condiciones reales del análisis del exoesqueleto.

Los desplazamientos y las deformaciones unitarias son pequeñas de tal manera que no afectan al diseño mecánico del exoesqueleto. Entonces, se puede decir que el diseño cumple con estas condiciones para el análisis dinámico lineal.

Las velocidades, como es lógico, sí presentan diferencias pequeñas para las diferentes fuerzas aplicadas en cada simulación. Estas son más notables en los exoesqueletos de las piernas debido a que recae todo el peso en esa parte del exoesqueleto.

Las aceleraciones presentes en el diseño mecánico son mayores al inicio de cada análisis debido al empuje realizado por las fuerzas aplicadas y los movimientos del exoesqueleto. También, estas son más notables en las secciones de las piernas debido a que recae todo el peso en esa parte del exoesqueleto.

5.2.2. Simulación de movimiento con *Working Model*

El software es un simulador de movimiento en dos dimensiones que proporciona una visión clara y rápida de cualquier diseño dinámico. “El Working Model es una herramienta de CAE que permite crear simulaciones de sistemas mecánicos reales con la ventaja de reducir el tiempo de creación de un producto, mejorando la calidad final y optimizando los cálculos”.⁴

Las características principales del software son:

- Compruebas múltiples características de cualquier sistema mecánico.
- Realiza un refinado rápido de las simulaciones en base a las constantes predefinidas.

⁴ Working Model 2D. Recuperado de <https://www.addlink.es/productos/working-model-2d#descripcion>

- Se puede analizar el último diseño midiendo fuerza, par, velocidad, aceleración, etc. E interacciona con cualquier objeto.
- Importa los dibujos CAD en 2D en formato DXF.
- Realiza simulaciones no lineales.
- Simula contactos, colisiones y fricción.
- Analiza estructura con haces flexibles.
- Permite la creación de cuerpos y puede definir propiedades, velocidad inicial, cargas electrostáticas, etc.

Por lo tanto, el software es capaz de realizar una evaluación rápida sobre el diseño CAD del exoesqueleto. Para este caso, se creó un modelo similar al exoesqueleto para su análisis; obteniendo como resultados gráficos de posición, velocidad angular y aceleración angular del movimiento generado por las fuerzas externas al diseño. Como el exoesqueleto es simétrico, se evaluó solo un lado debido a su similitud de movimientos.

En esta parte del trabajo se desarrolla el diseño del exoesqueleto, se realiza el análisis y se compara los resultados obtenidos por el programa con otros resultados brindados por la bibliografía. Luego de establecer la comparación, se podrá concluir si el diseño cumple con las condiciones para el movimiento según la marcha humana.

• ***Diseño en Working Model***

Los cinturones son reemplazados por tres bloques fijos, según la condición de estabilidad que se muestra en el diseño CAD. Los dos bloques externos representan el cinturón externo y el bloque del medio representa al cinturón interno. Los motores lineales se encuentran en la misma dirección con los puntos de apoyo del cinturón externo y las bisagras del exoesqueleto de los muslos con el cinturón interno. Debido a esto, se colocan los bloques en la misma dirección.

La parte del muslo es representado por un polígono con la misma forma que en el diseño. Para la bisagra entre el cinturón interno y el exoesqueleto, es representado con un punto de articulación que sirve como bisagra en el programa. En el diseño, para el movimiento de la parte del muslo se emplea un motor lineal (unión entre el muslo y el cinturón externo) que es reemplazado en el programa por un actuador, cumpliendo las condiciones de movimiento de extensión y flexión. Respecto al movimiento del muslo y la pierna, la bisagra es reemplazada por un bloque delgado y dos puntos articulados en los extremos del bloque; y el motor lineal representado por un actuador para su movimiento.

En cuanto a la sección de la pierna, está representada por un polígono de igual forma que en el diseño. Para el movimiento del muslo y la pierna, la bisagra es reemplazada por un bloque delgado y dos puntos articulados en los extremos del bloque; y el motor lineal, está representado por un actuador para su movimiento. Y para el movimiento de la pierna con el pie, se reemplazó la bisagra por un bloque delgado y dos puntos articulados en los

extremos del bloque; y el motor lineal, que está representado por un sistema amortiguador-resorte.

El diseño del exoesqueleto para su análisis, es representado en el Working Model según como lo muestra la Figura 5. 131. Además, se consideró una posición inicial del diseño dentro del programa para su respectivo análisis posibilitando una mayor similitud con el movimiento de la marcha humana. El exoesqueleto del muslo se encuentra en la posición 0.29 m en el eje Y, 0.29 m en el eje X y -0.143 rad de rotación. El exoesqueleto de la pierna se encuentra en la posición -0.71 m en el eje Y, 0.36 m en el eje X y -0.584 rad de rotación. El exoesqueleto del pie se encuentra en la posición -1.5 m en el eje Y, 0.1 m en el eje X y -0.584 rad de rotación.

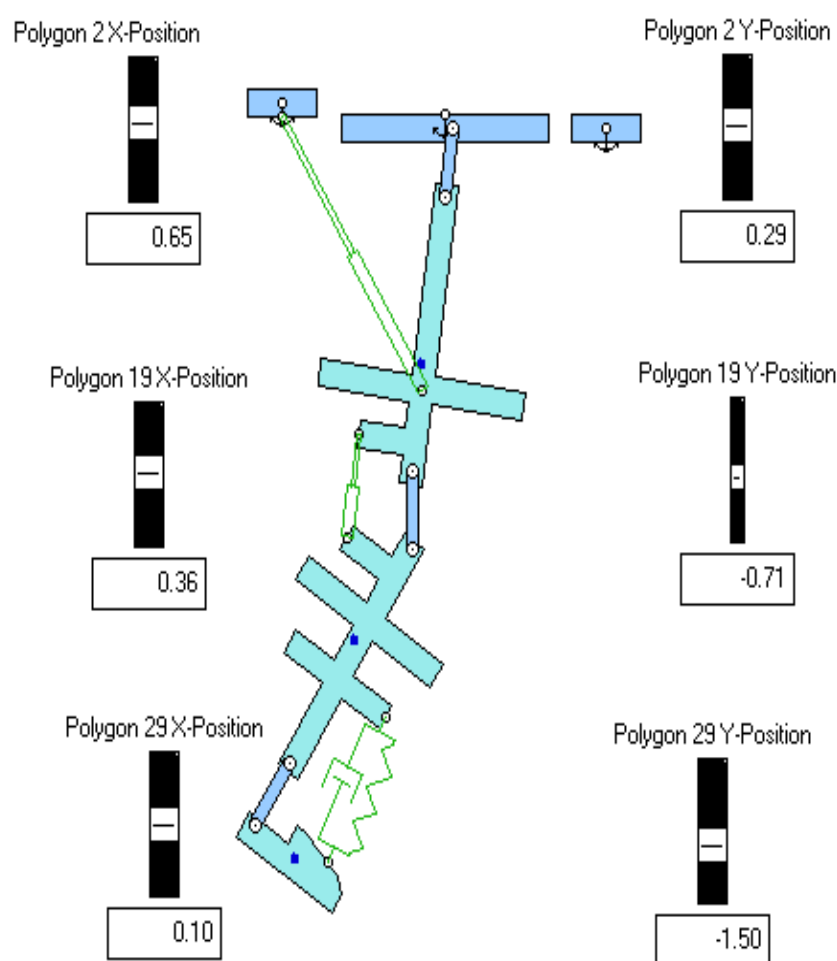


Figura 5. 131 Diseño del Exoesqueleto en Working Model.

Fuente: Elaboración propia

• Condiciones de Actuadores

Las fuerzas aplicadas en los actuadores dentro del programa son: actuador cadera-muslo motor dc, cuyo valor constante de velocidad es 2, constante de motor 5 y Voltaje 24V; actuador muslo-pierna motor dc, con constante de velocidad 1, constante de motor 1 y Voltaje 24; y actuador pierna-pie es un sistema resorte-amortiguador con constante del resorte de 18 N/m, longitud 0.471 m y constante de amortiguamiento de 0.5 N-s/m.

• *Marcha Humana Real*

La Figura 5. 132, Figura 5. 133 y Figura 5. 134 se muestran los valores de posición, velocidad y aceleración angular respectivamente; según la bibliografía son resultados del movimiento del cuerpo en la marcha humana real. Estos valores son obtenidos en diversos programas; tales como: OpenSim® y Matlab.

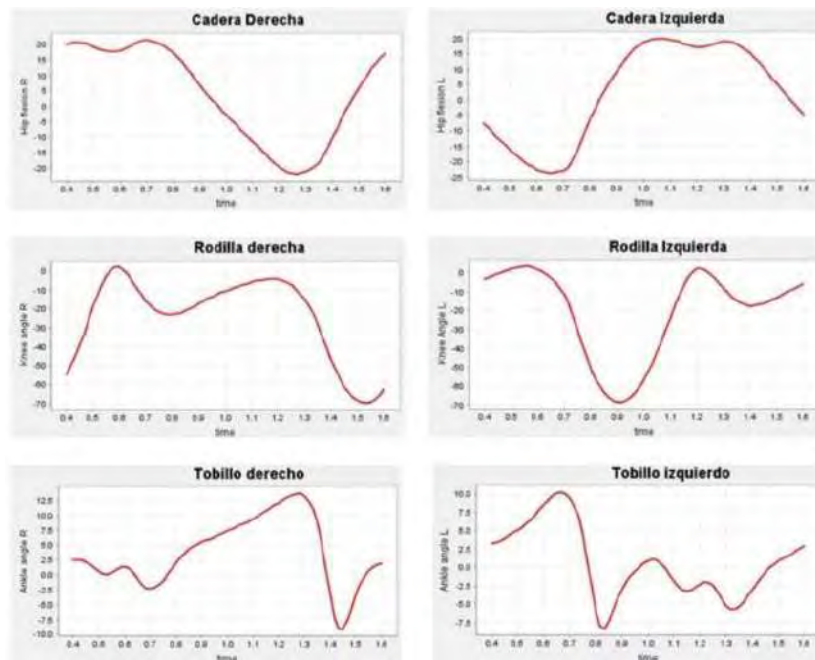


Figura 5. 132 Posición angular de la marcha humana en OpenSim®.

Fuente: “Diseño, implementación y puesta en funcionamiento de un sistema de control de marcha humana para un exoesqueleto de miembro inferior”⁵

En la gráfica se representa la posición angular de la cadera, rodilla y tobillo. En esta oportunidad se empleó el software OpenSim® para el análisis biomecánico resolviendo el sistema músculo-esquelético.

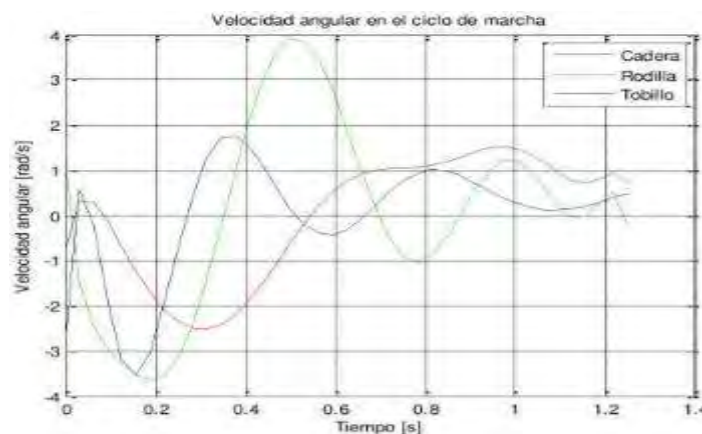


Figura 5. 133 Velocidad angular de la marcha humana en Matlab.

Fuente: “Análisis del dimensionamiento electrónico y simulación en 3D de un exoesqueleto parte inferior para marcha bípeda”⁶

⁵Alvis, C. y Aranguren, N. (2015). [35]

⁶ Cuzco, W. y Illesca, F. (2016). [36]

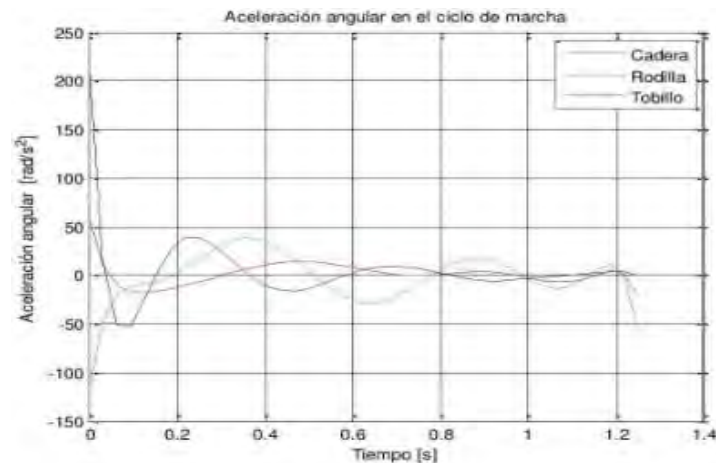


Figura 5. 134 Aceleración angular de la marcha humana en Matlab.

Fuente: “Análisis del dimensionamiento electrónico y simulación en 3D de un exoesqueleto parte inferior para marcha bípeda”

En las gráficas se representan la velocidad y la aceleración angular de la cadera, rodilla y tobillo. En esta oportunidad se empleó el software Matlab para el análisis biomecánico resolviendo el sistema músculo-esquelético.

• *Resultados del Working Model*

Se evaluó la posición, velocidad y aceleración angular de tres puntos del exoesqueleto. Estos puntos son las articulaciones de la cadera, la rodilla y el tobillo; estos son representados en el programa por las barras ubicadas en estas articulaciones.

✓ *Cadera*

Los resultados obtenidos en el análisis de movimiento en el programa son de posición, velocidad y aceleración angular son los mostrados en la Figura 5. 135, Figura 5. 136 y Figura 5. 137, respectivamente.

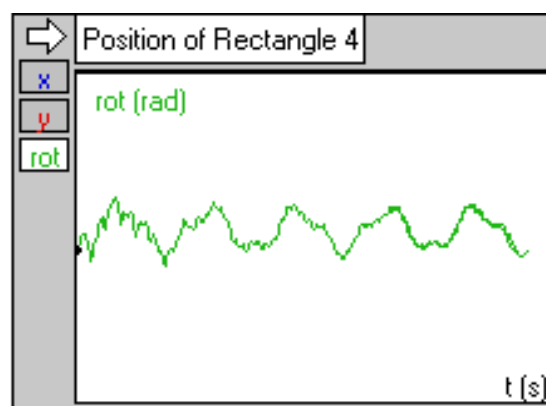


Figura 5. 135 Posición angular de la cadera.

Fuente: Elaboración propia

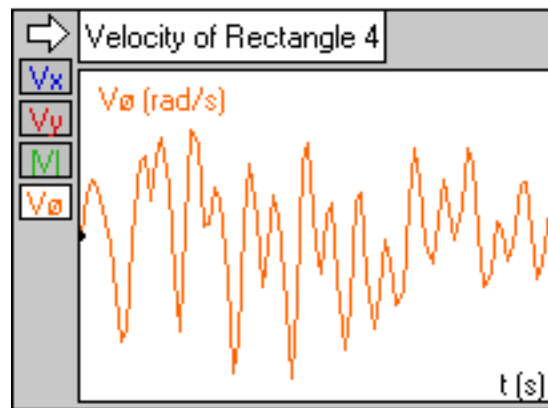


Figura 5. 136 Velocidad angular de la cadera.
Fuente: Elaboración propia

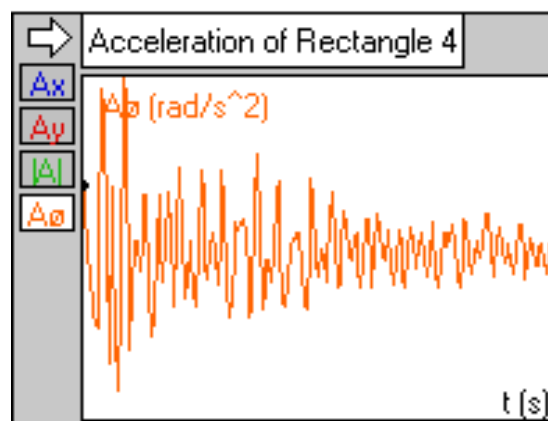


Figura 5. 137 Aceleración angular de la cadera.
Fuente: Elaboración propia

✓ **Rodilla**

Los resultados obtenidos en el análisis de movimiento en el programa son de posición, velocidad y aceleración angular son los mostrados en la Figura 5. 138, Figura 5. 139 y Figura 5. 140 respectivamente.

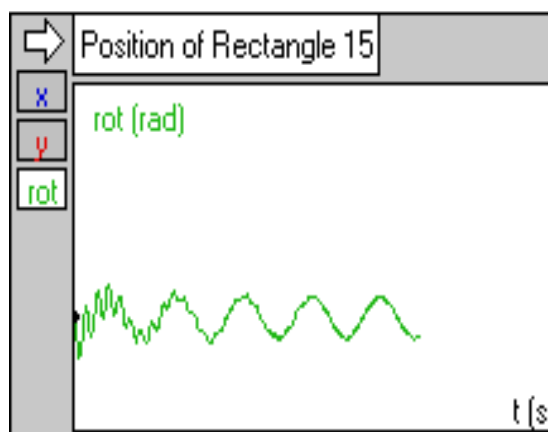


Figura 5. 138 Posición angular de la rodilla.
Fuente: Elaboración propia

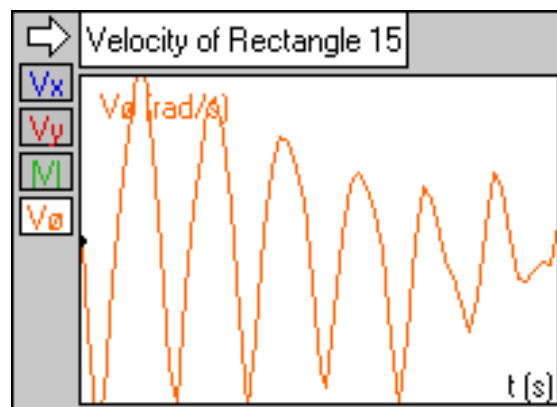


Figura 5. 139 Velocidad angular de la rodilla.
Fuente: Elaboración propia

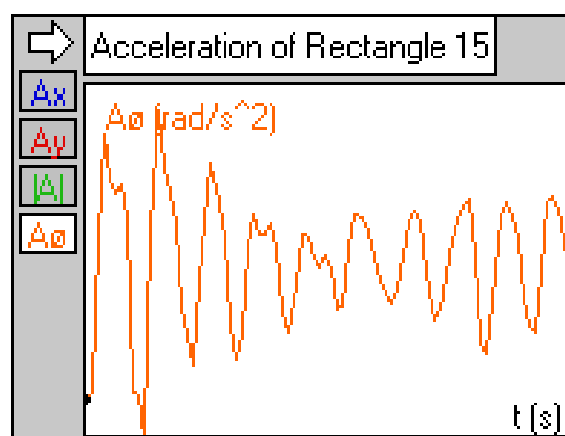


Figura 5. 140 Aceleración angular de la rodilla.
Fuente: Elaboración propia

✓ *Tobillo*

Los resultados obtenidos en el análisis de movimiento en el programa son de posición, velocidad y aceleración angular son los mostrados en la Figura 5. 141, Figura 5. 142 y Figura 5. 143 respectivamente.

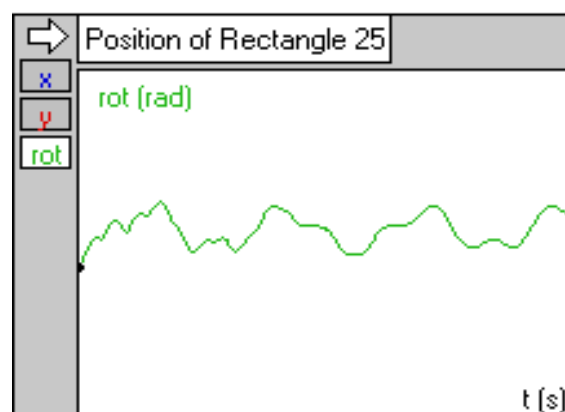


Figura 5. 141 Posición angular del tobillo.
Fuente: Elaboración propia

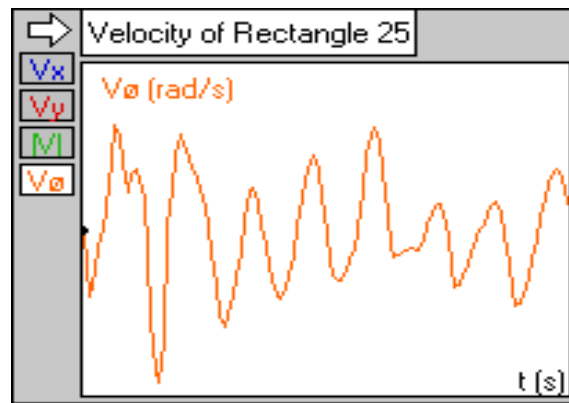


Figura 5. 142 Velocidad angular del tobillo.
Fuente: Elaboración propia

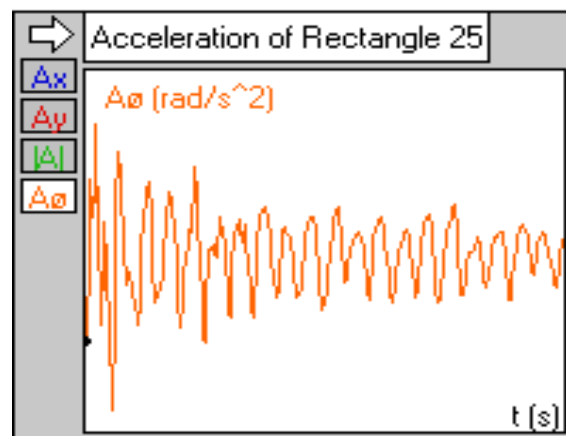


Figura 5. 143 Aceleración angular del tobillo.
Fuente: Elaboración propia

Se puede apreciar una similitud entre los gráficos de los resultados del estudio con los gráficos de la marcha humana real según la bibliografía. Las distorsiones presentes en los resultados se deben a la complejidad de asemejar el movimiento de la marcha humana con el movimiento del exoesqueleto. A pesar de estas distorsiones; los resultados de posición, velocidad y aceleración angular de las tres articulaciones del exoesqueleto se encuentran similares a los obtenidos de la marcha humana real.

Al completar este último análisis, se dice que el exoesqueleto diseñado en este trabajo cumple con todas las condiciones reales para su correcto funcionamiento en la marcha humana y las condiciones estacionarias para una persona parapléjica. Además, los materiales cumplen con todas las condiciones de esfuerzos existentes en el estado estacionario y dinámico del exoesqueleto diseñado.

Conclusiones

El exoesqueleto diseñado tiene como finalidad rehabilitar al paciente con paraplejía a través de movimientos controlados, en un dispositivo seguro y cómodo. En tal sentido, por ser el primer prototipo se buscó cubrir las necesidades de eficiencia, ergonomía, fácil uso, resistencia en el diseño y seguridad de la persona. Cabe indicar que el paciente debe estar ayudado por un andador para su utilización.

El diseño es personalizado, para una persona de 80 kg con una talla promedio de 1.67 m y emplea motores lineales que integran dos grados de libertad que permiten asistir la movilidad de las extremidades inferiores del paciente. Si el paciente no se encuentra dentro de las condiciones iniciales planteadas se deben modificar dimensiones en el diseño CAD y condiciones de simulación del análisis CAE para el diseño.

Para el diseño mecánico CAD 3D se tuvo en cuenta las necesidades del paciente con paraplejía; así como, las condiciones fisiológicas para cubrir los grados de libertad de las articulaciones de las extremidades inferiores y las dimensiones del diseño de acuerdo con las medidas aproximadas de una persona de estatura promedio de 1.67 m.

En el análisis estático se ingresaron los parámetros de simulación para poder obtener los resultados de esfuerzos, deformación unitaria, pandeo y factor de seguridad. Estos resultados comparados con las condiciones reales, obtenidos de la bibliografía, se encuentran por debajo de estos límites. Según los valores obtenidos se puede decir que el diseño cumple con las condiciones del estado estático, cuando la persona se encuentra en posición vertical (de pie).

En los resultados del análisis dinámico lineal se puede apreciar que el diseño mecánico cumple con las condiciones de los materiales y las condiciones reales contemplados en la marcha humana. Entonces, se puede decir que el diseño cumple con los requerimientos de flexión y extensión cuando el paciente parapléjico se encuentra caminando siguiendo los ocho pasos de la marcha humana.

Según los resultados de simulación del movimiento de la marcha humana se puede decir que, existe semejanza entre los resultados obtenidos y los resultados reales obtenidos de la bibliografía. En los resultados hay algunas diferencias debido a la complejidad de

asemejar el movimiento de la marcha humana con el movimiento del exoesqueleto diseñado en el trabajo. Los valores de posición, velocidad y aceleración angular de las tres articulaciones del exoesqueleto se encuentran semejantes a los obtenidos de la marcha humana real de otros softwares de movimiento.

El exoesqueleto diseñado en este trabajo debido a la semejanza de los resultados, cumple con todas las condiciones reales para su correcto funcionamiento en la marcha humana y las condiciones estacionarias para una persona parapléjica. Además, los materiales cumplen con las condiciones de esfuerzos existentes en el estado estacionario y dinámico del exoesqueleto diseñado.

Si se desea disminuir el peso del diseño se recomienda realizar cambios en los materiales y sus respectivos análisis. Se debe tener en cuenta que la disminución del peso se encuentra relacionado con las condiciones reales de trabajo, debido a la seguridad y fácil uso para el paciente parapléjico.

Si se desea realizar un exoesqueleto para ser usado por más de una persona parapléjica, es recomendable realizar unos cambios en el diseño del mismo. Actualmente, se encuentran usando unos mecanismos donde los aros de sujeción son regulables. Al regular estas partes del exoesqueleto ayudan ajustar acorde la persona.

Se recomienda realizar un análisis más profundo empleando otros softwares que estudian la anatomía del cuerpo humano y su respectivo movimiento. Complementando el diseño con estos nuevos softwares de análisis corporal se podrá tener un resultado más exacto del diseño que cumpla con alta precisión todas las condiciones reales del movimiento.

Según las condiciones y análisis realizados, el diseño es el indicado. Después de los análisis, se recomienda proceder a construir un modelo y realizar pruebas en pacientes parapléjicos.

Bibliografía

- [1] Sistema osteoarticular. Recuperado de http://www.geocities.ws/debofer_16/sistemaostearticularcuerpo.htm
- [2] Fundamentos biológicos y bases del acondicionamiento físico. Recuperado en: <https://elmussol.files.wordpress.com/2008/09/sistema-locomotor.pdf>
- [3] Músculos según su movimiento. Recuperado de https://es.wikipedia.org/wiki/M%C3%BAsculo_esquel%C3%A9tico
- [4] Sistema nervioso. Recuperado de http://www.profesorenlinea.cl/Ciencias/Sistema_nervioso/Sistema_nervioso.html
- [5] Sistema somático. Recuperado de <http://sistemanervioso9d.blogspot.pe/2012/07/sistema-nervioso-somatico-sns-y.html>
- [6] REAL ACADEMIA ESPAÑOLA, RAE.
- [7] Instituto Nacional de Estadística e Informática, INEI, Perú (2013). *Primera encuesta nacional especializada sobre discapacidad*.
- [8] Personal Sanitario de la Unidad del Lesionado Medular; “*ENFERMERÍA Y LESIONADO MEDULAR*”; Hospital Asepeyo Coslada, Madrid, España.
- [9] Care Notes. (2016). *Paraplejía después de una lesión en la médula espinal*. Drugs.com. Recuperado de https://www.drugs.com/cg_esp/paraplej%C3%ADa-despu%C3%A9s-de-una-lesi%C3%B3n-en-la-m%C3%A9dula-espinal-aftercare-instructions.html.
- [10] Opiniones2016. (2010). *Tipos de Parálisis, cuadriplejía (tetraplejía), Paraplejía y Células Madre*. actualidad.notizalia.com. Recuperado de <http://actualidad.notizalia.com/celulas-madre/tipos-de-paralisis-cuadriplejia-tetraplejia-paraplejia-y-celulas-madre/>.
- [11] Nathalie Smith, MSN, RN. (2013). *Cuadriplejía y Paraplejía*. CANCERCARE OF WESTERN NEW YORK. Recuperado de <https://www.cancercarewny.com/content.aspx?chunkid=127567>

[12]Organización Mundial de la Salud, OMS.

[13] A. Zissimopoulos, S. Fatone, S. A. Gard. Biomechanical and energetic effects of a stance-control orthotic knee joint. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 44, 4 (2007), 503-514.

[14]Narváez, M. Alberto. (2011). *Órtesis Activa de Miembro Inferior* (Tesis de Pregrado). Universidad Nacional Autónoma de México, México D.F.

[15]Ortopedia1. *Órtesis*. [fecha de consulta: 18 octubre 2016]. Recuperado de <http://ortopedia1.com/ortesis>.

[16]Levy, Ana E. y Cortés, José M. (2003). *Ortopodología y aparato locomotor: ortopedia de pie y tobillo*. Recuperado de base de datos Elsevier España.

[17]Pérez Rodríguez, C. (junio 2011). *Caracterización de un motor lineal de inducción* (Tesis de Pregrado). Universidad Carlos III de Madrid, Leganés-España.

[18]Mosconi, Osvaldo L. (Setiembre 2012). *Máquinas e Instalaciones Eléctricas, Cap. Motor Lineal*. Universidad Nacional de la Patagonia San Juan Bosco, Argentina.

[19]Sankai, Yoshiyuki. (2010). *HAL: Hybrid Assistive Limb based on Cybernics*. Universidad de Tsukuba, Japón.

[20]Suzuki, Toru y Saitoh, Eiichi. (2011). “Development of Gait-Assisted Robot WPAL (Wearable Power-Assist Locomotor) for Paraplegia”. Pan Stanford Publishing Pte. Ltd. En *Biomechatronic in Medicine and Health Care* (pp. 31-42). USA.

[21]Walsh, C., Endo, K. y Herr, H.M. (2007). “A quasi-passive leg exoskeleton for load-carrying augmentation”. *International Journal of Humanoid Robotics*, vol. 4, pp. 487-506.

[22] Yamamoto, K. (2008). Case Study: Kanagawa Institute of Technology Power Assist Suit. En Pons, J. (ed.). En *Wearable Robotics, Biomechatronic Exoskeleton*, Cap. 9, pp. 308-314. USA.

[23]Vitodibari. (11 de setiembre de 2012). El dispositivo de asistencia para caminar de Honda brinda la libertad de movimiento [Mensaje de Blog]. Recuperado de <https://edukavital.blogspot.pe/2012/09/el-dispositivo-de-asistencia-para.html>.

[24]Gómez A., Mauricio C. y Archila. J. (2009). “Estudio de ayudas técnicas tipo exoesqueleto para apoyo a pacientes con desordenes en el movimiento”. Universidad Industrial de Santander, Colombia. *Revista Colombiana de Tecnologías de Avanzada*, pp. 52-59.

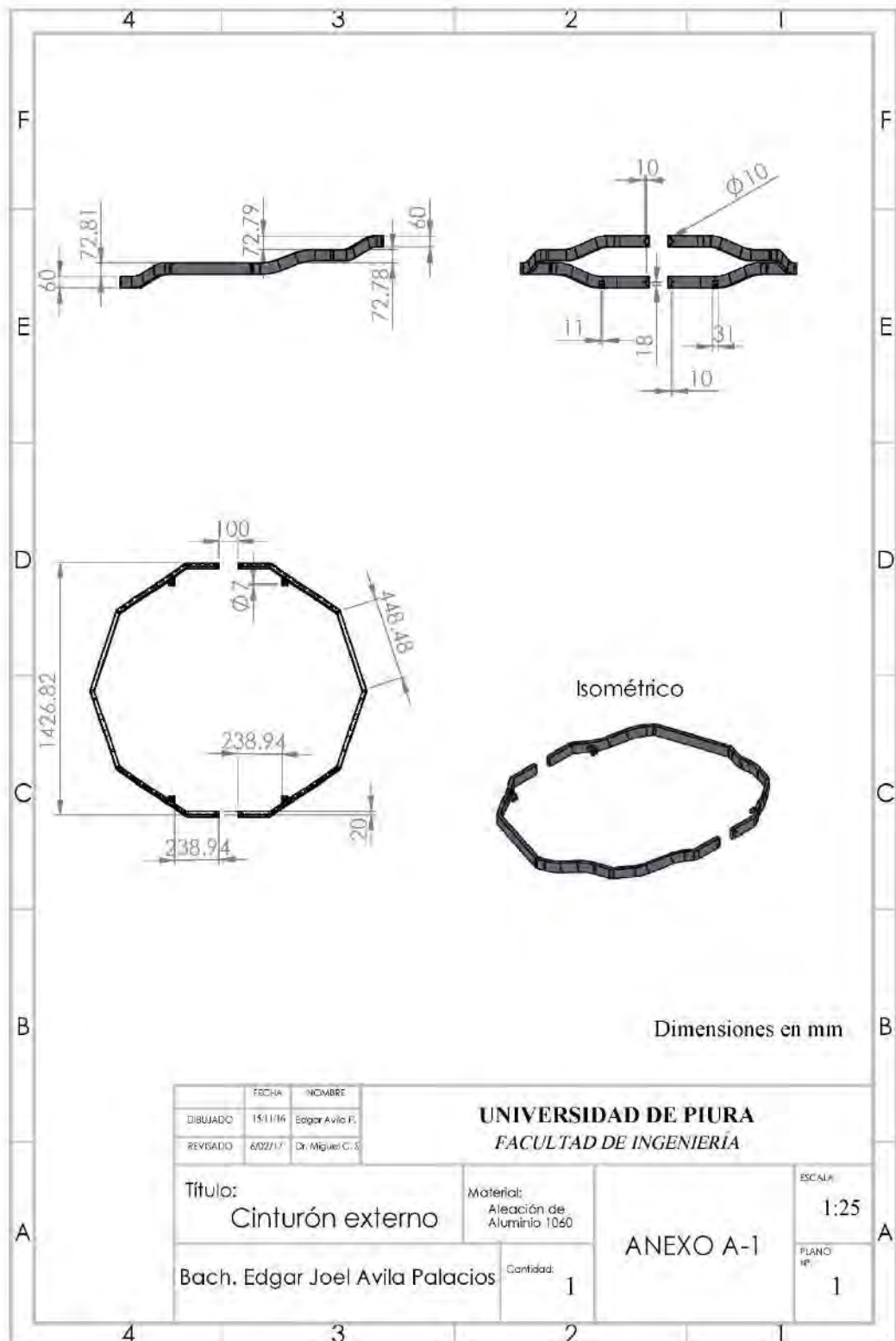
[25]Kapandji A. I. (). “Fisiología Articular 2: Miembro Inferior”. *Ed. Medica Panamericana*, 5ta. ed.

[26]Bueno, L., Brunetti, F., Frizera, A. y Pons, J. L. (2008). Case Study: cHRI THROUGH BIOMECHANICAL MONITORING. En Pons, J. L. (ed.). *Wearable Robotics, Biomechatronic Exoskeleton*, Cap. 4, pp. 88-108. USA.

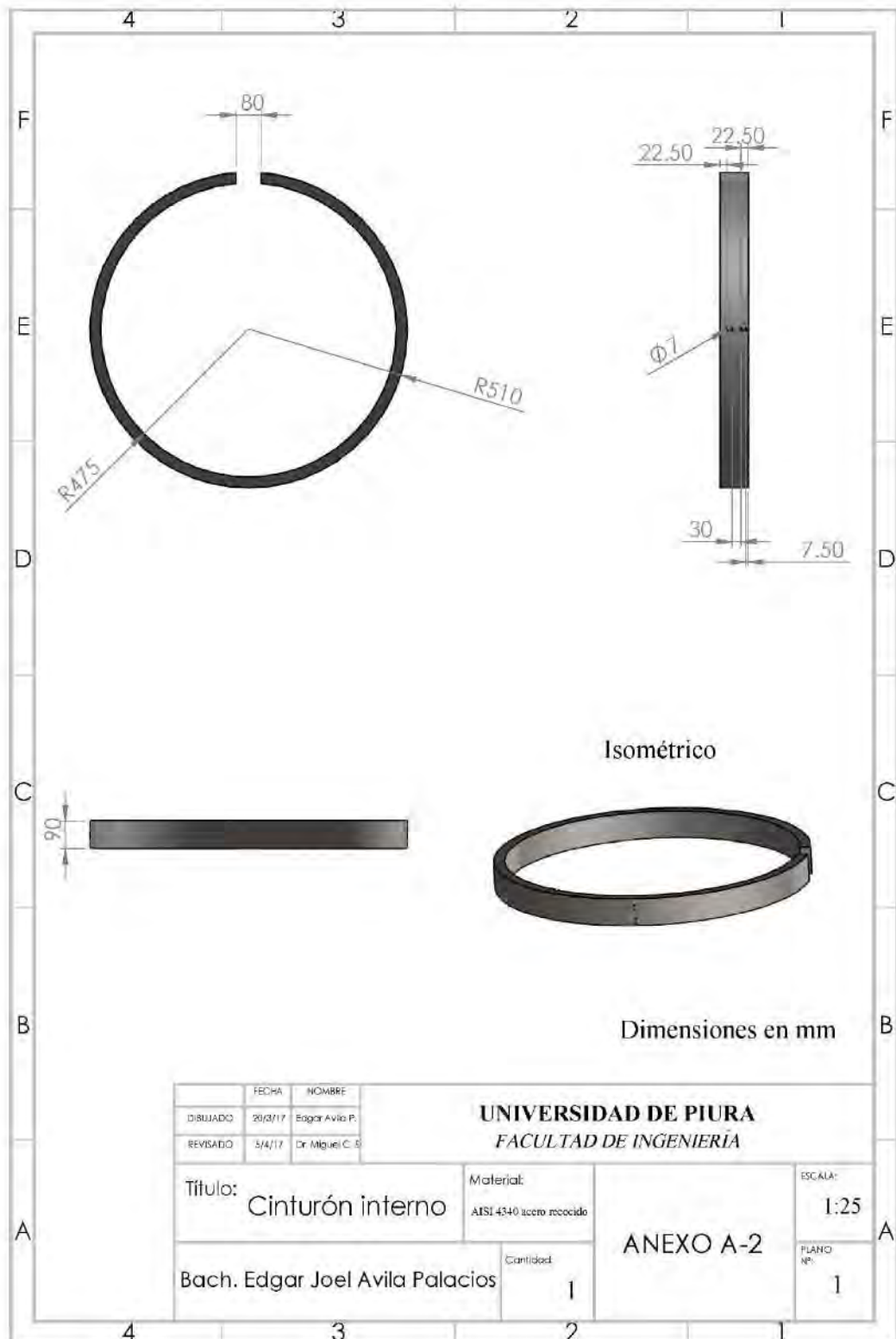
- [27]Análisis de elementos finitos. WIKIPEDIA. Recuperado de https://es.wikipedia.org/wiki/An%C3%A1lisis_de_elementos_finitos
- [28]SOLIDWORKS. Recuperado de http://help.solidworks.com/2014/Spanish/SolidWorks/cworks/WHEN_TO_USE_DYNAMIC_ANALYSIS.htm?id=3e42fc22d66741ae960810755858df2c#Pg0&ProductType=&ProductName=
- [29]*Peso de distintas partes del cuerpo*. Salud y algo más. Recuperado de <http://www.saludyalgomas.com/tablasnutricionales/peso-de-distintas-partes-del-cuerpo/>.
- [30]Pandeo. Wikipedia. Recuperado de <https://es.wikipedia.org/wiki/Pandeo>.
- [31] F. Beer, E. Jhonston, J. DelWolf y D. Mazurek. “Mecánica de Materiales”, 6ta. Ed. Editorial McGraw-Hill Interamericana.
- [32]Budynas R. y Keith J. “Diseño en ingeniería mecánica de Shigley”, 8va. Ed. Editorial McGraw-Hill Interamericana.
- [33]Análisis dinámico. DASSAULT SYSTEMES. Recuperado de <http://www.solidworks.es/sw/products/simulation/dynamic-analysis.html>.
- [34]Working Model 2D. Recuperado de <https://www.addlink.es/productos/working-model-2d#descripcion>.
- [35]Alvis, C. y Aranguren, N. (2015). *Diseño, implementación y puesta en funcionamiento de un sistema de control de marcha humana para un exoesqueleto de miembro inferior* (Tesis de pregrado). Universidad Militar Nueva Granada, Bogotá D.C.
- [36]Cuzco, W. y Illesca, F. (2016). *Análisis del dimensionamiento electrónico y simulación en 3D de un exoesqueleto parte inferior para marcha bípeda* (Tesis de pregrado). Universidad Politécnica Salesiana, Ecuador.
- [37]Silva, Christian (2015). *Modelamiento de la marcha humana con prótesis de miembro inferior mediante herramienta de simulación dinámica (“una aplicación en OpenSim”)* (Tesis de postgrado). Universidad Nacional de Colombia, Bogotá.
- [38]Huang, P.; Xu, Y. e Liang, B. (2006). Global Minimum-Jerk Trajectory Planning of Space Manipulator. *International Journal of Control, Automation, and Systems*, vol. 4, no. 4, pp. 405-413.
- [39]López, Ricardo; et al. (2014). Modelado y Control de un Exoesqueleto para la Rehabilitación de Extremidad Inferior con dos grados de libertad. *Revista Iberoamericana de Automática e Informática industrial* 11, pp. 304–314.
- [40]Medrano, Jesús; et al. (2014). *Diseño de un Exoesqueleto de Miembros Inferiores para la Movilidad de Personas con Paraplejía*. Instituto Tecnológico de Chihuahua, México.
- [41]Lugo, E.; et al. *Co-simulación del Diseño Biomecánico para un exoesqueleto robótico del miembro inferior*. Tecnológico de Monterrey, México.

Anexos

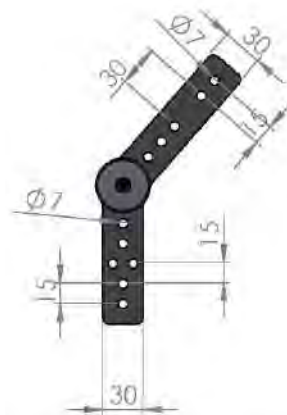
ANEXO A-1



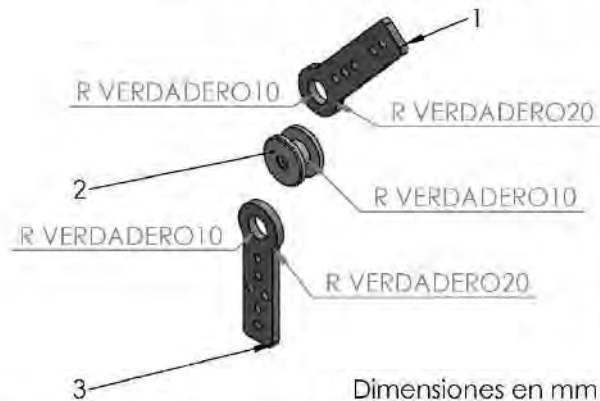
ANEXO A-2



ANEXO A-3



Isométrico explosionado



Dimensiones en mm

N.º DE ELEMENTO	Nombre de PIEZA	DESCRIPCIÓN	CANTIDAD
1	bisagra 1 cintura	unión con cinturón interno	1
2	pin de bisagra cintura	une dos bisagras	1
3	bisagra 2 cintura	unión con exoesqueleto muslo	1

	FECHA	NOMBRE
DIBUJADO	15/11/16	Edgar Avila P.
REVISADO	6/2/17	Dr. Miguel C. S.

UNIVERSIDAD DE PIURA
FACULTAD DE INGENIERÍA

Título: Bisagras

Material:
Acero inoxidable
al cromo

Bach, Edgar Joel Avila Palacios

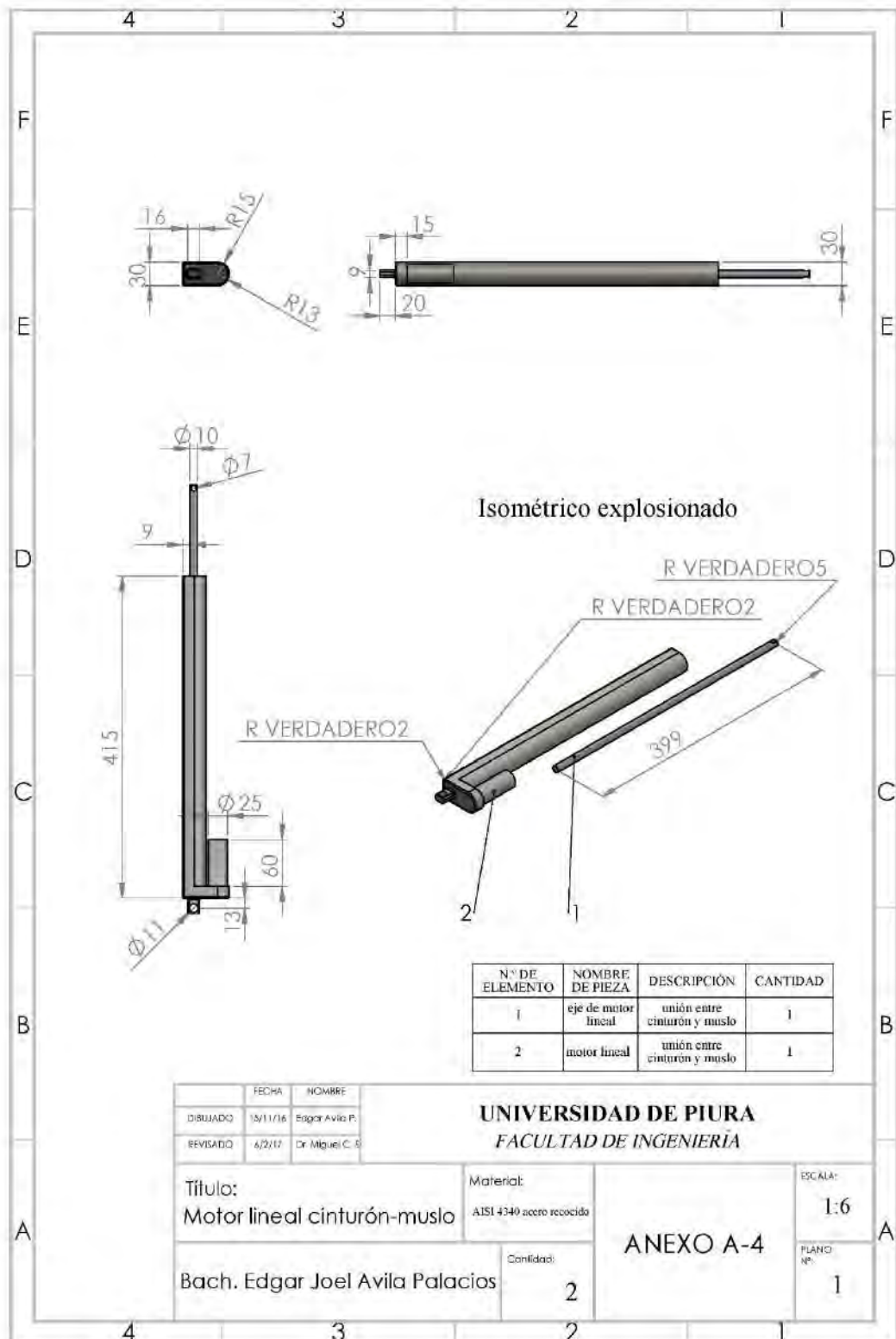
Confidencial: 6

ANEXO A-3

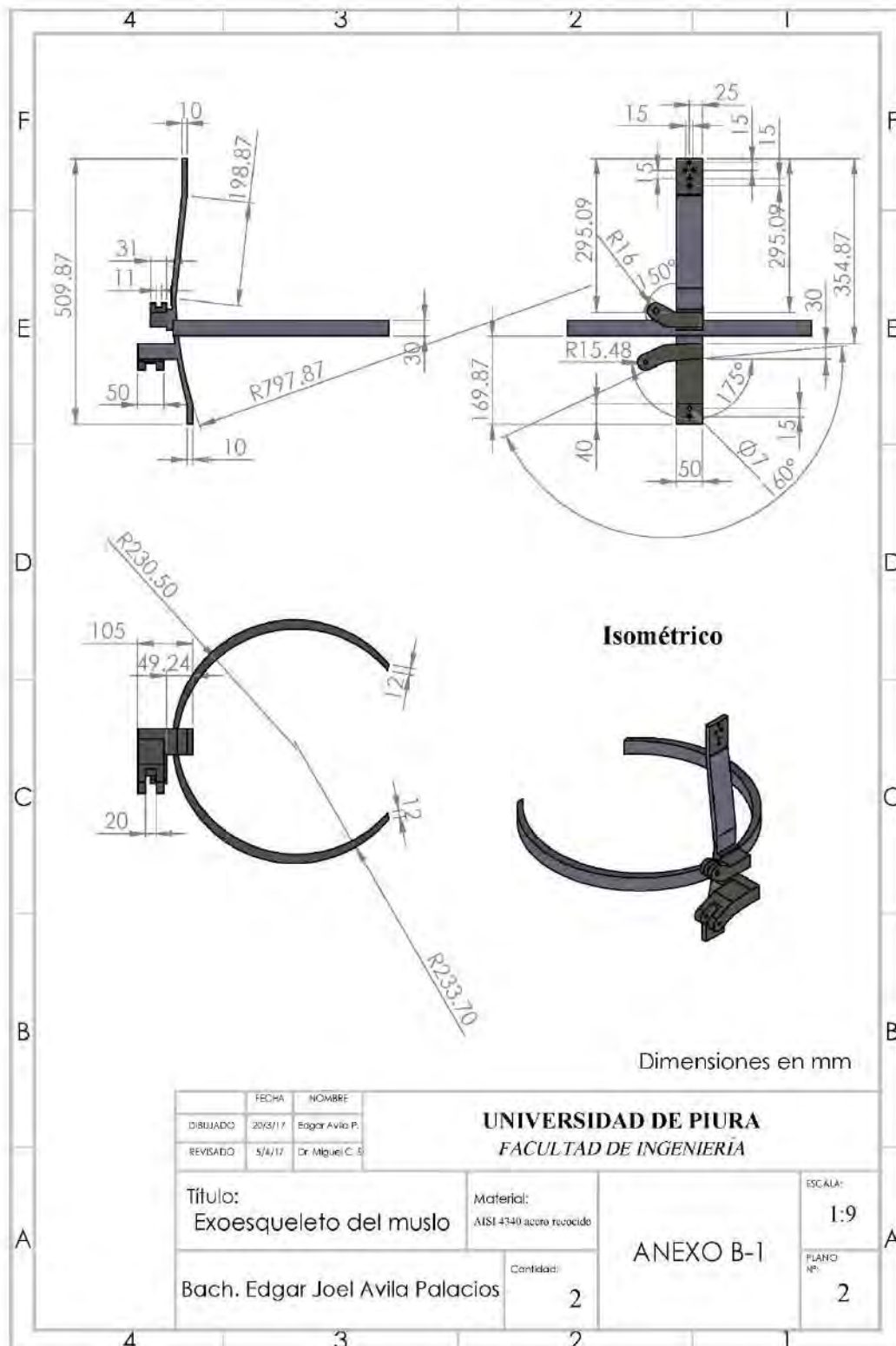
ESCALA:
1:4

PLANO Nº 1

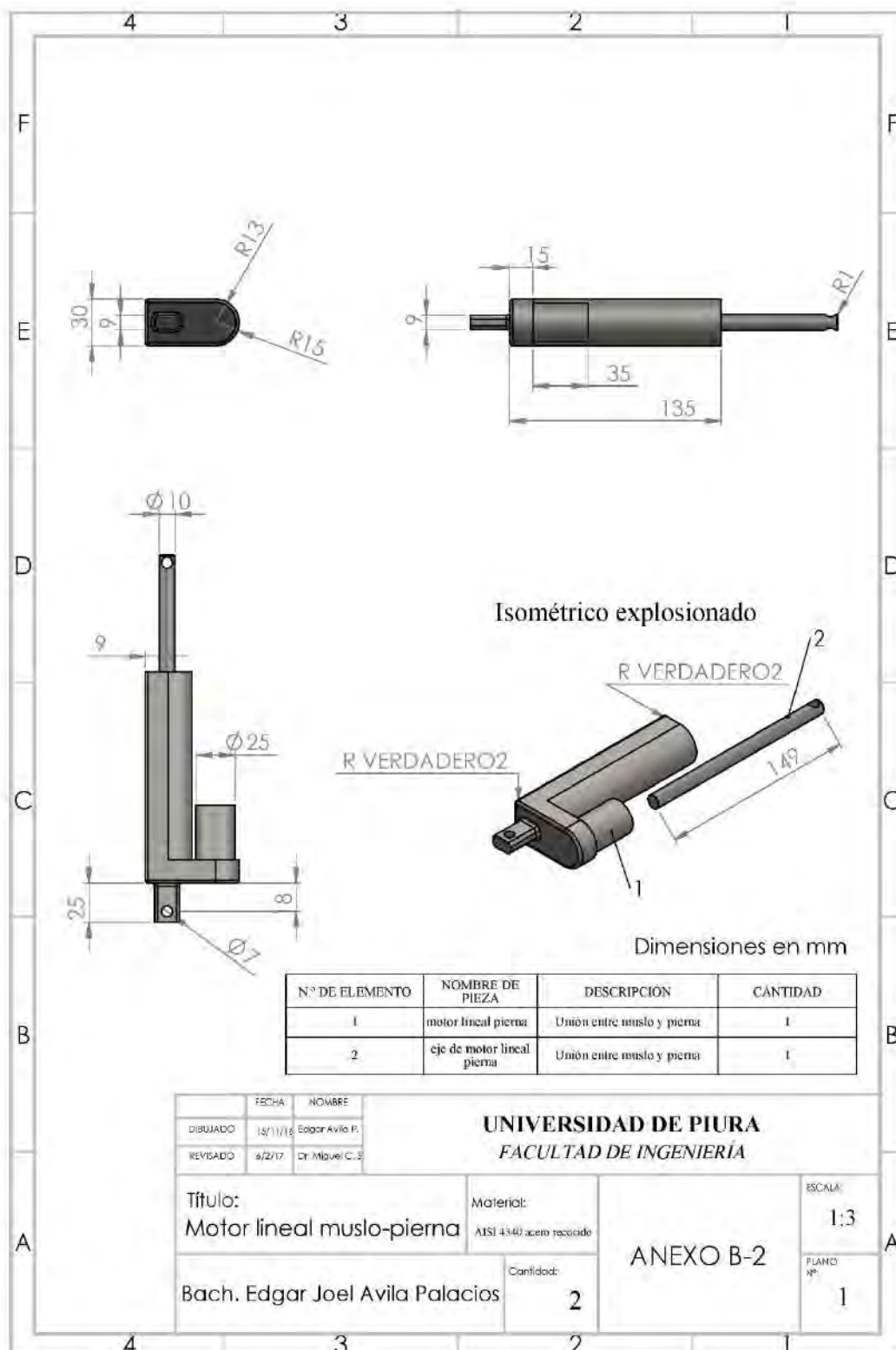
ANEXO A-4



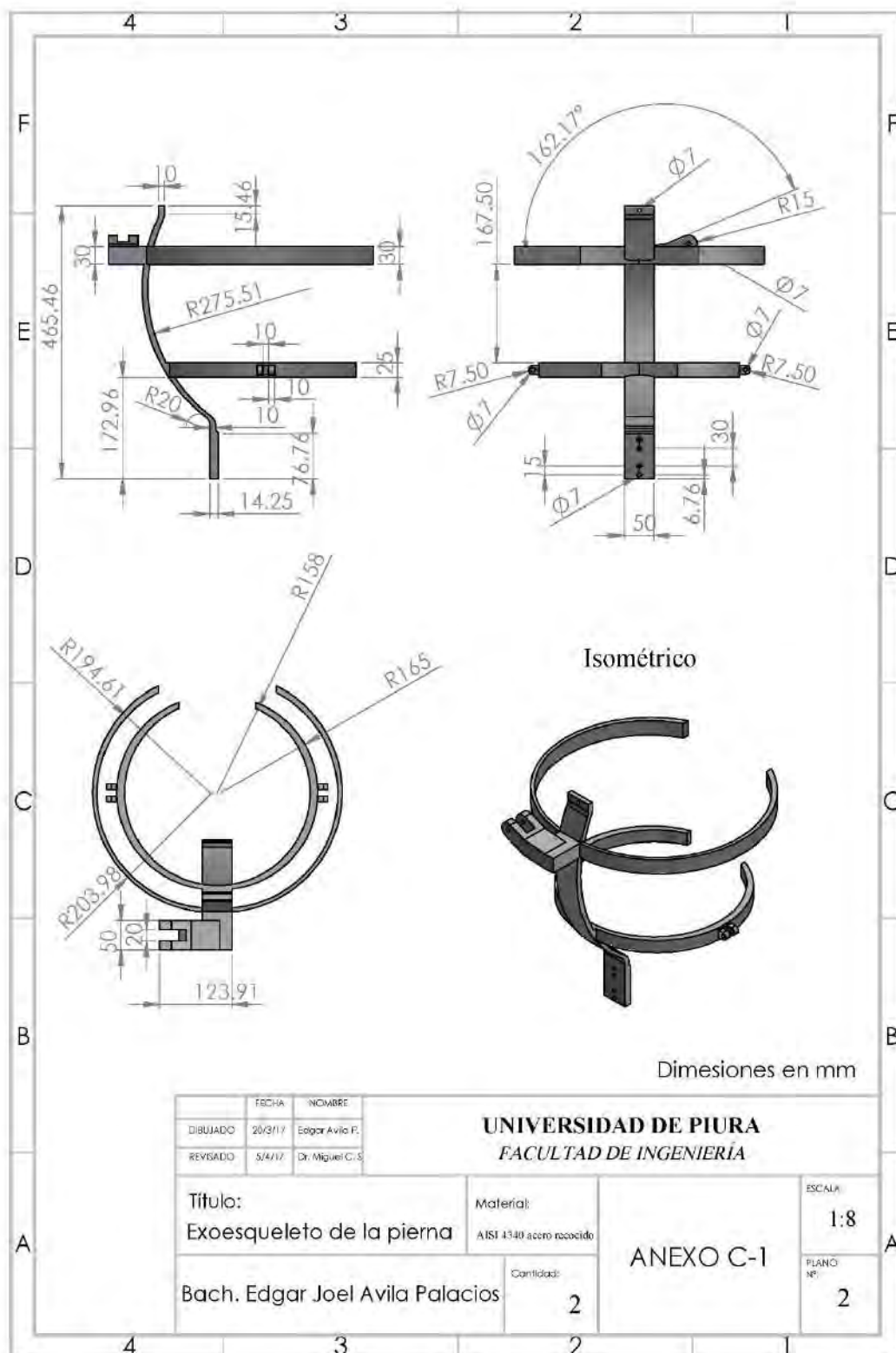
ANEXO B-1



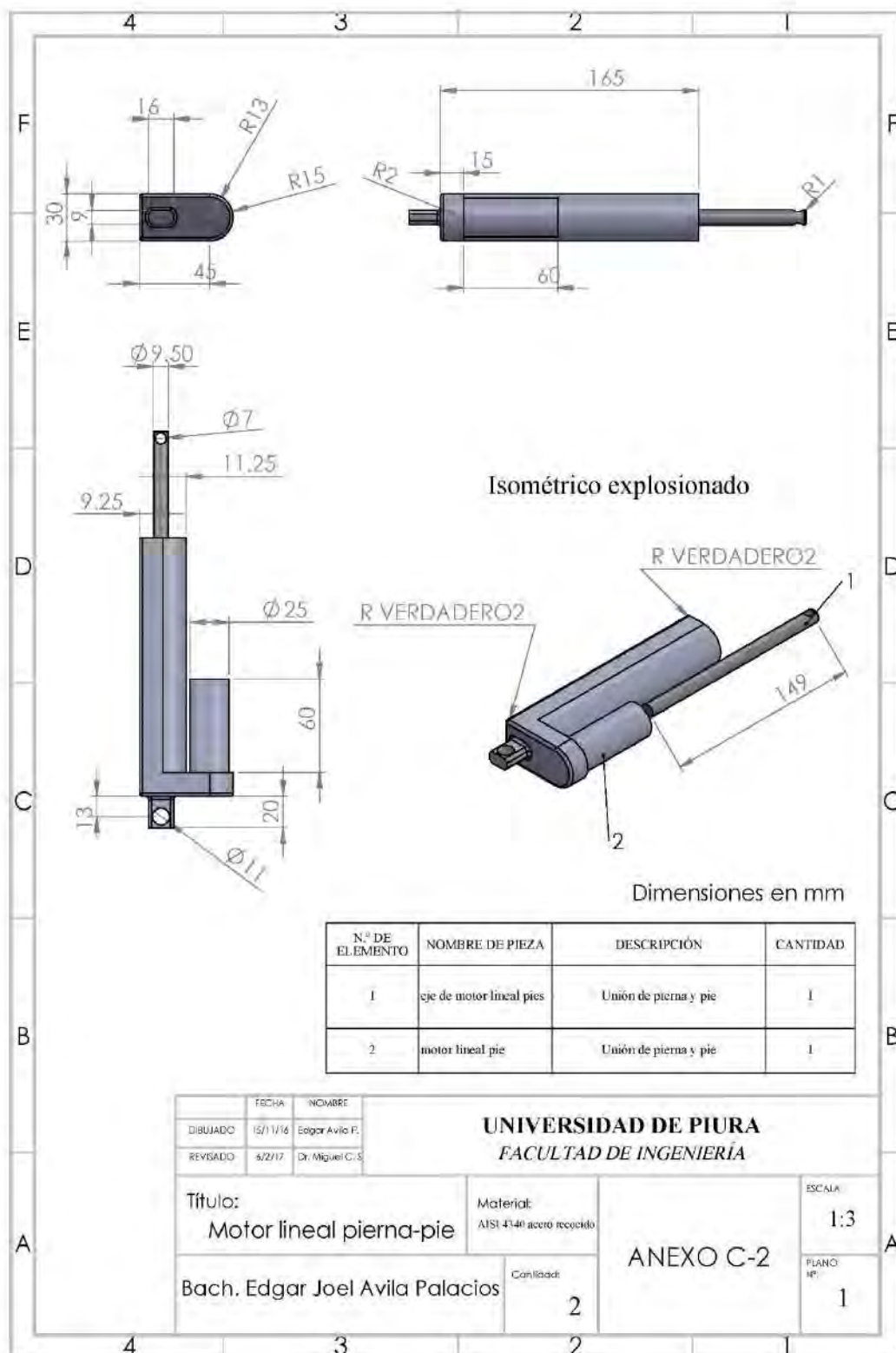
ANEXO B-2



ANEXO C-1



ANEXO C-2



ANEXO D-1

