

FACULTAD DE INGENIERÍA

Escuela Académico Profesional de Ingeniería de Mecánica

Tesis

**Diseño estructural de mecanismos de un exoesqueleto
para adultos intrahospitalarios con úlcera por decúbito
en hospitales del Minsa, Junín - 2019**

Carlos Cristian León Aduato

Para optar el Título Profesional de
Ingeniero Mecánico

Huancayo, 2020

Repositorio Institucional Continental
Tesis digital



Esta obra está bajo una Licencia "Creative Commons Atribución 4.0 Internacional" .

ASESOR

Mág. Roberto Belarmino Quispe Cabana

AGRADECIMIENTOS

Agradezco a mis tutores: Ing. Roberto Quispe Cabana, médico: Daniel Andrés Aauto Illanes, oncólogo Abel Aauto Illanes, ingeniero Nilton Arzapalo Marcelo, doctor en ingeniería de control: Celso de la Cruz Casaño, ingeniero Christian Bejarano Pérez, ingeniero Ever Poma Tintaya, ingeniero Pablo Hurtado Rengifo, ingeniero Rafael de la Cruz Casaño y a mi colega Julio. Muy agradecido estoy por sus aportaciones al proyecto, fueron amables y comprensibles para conmigo, gracias. Muy agradecido también con mi inversionista Veronica León Vargas.

Estoy en deuda con las grandes personas, profesionales en sus áreas, que me brindaron su apoyo para un puesto laboral, lugares a los que me permitieron llegar pese a mi inexperiencia, durante mi proceso de creación y búsqueda de nuevos sistemas mecánicos sólidos que en su mayoría los vi en mina.

DEDICATORIA

Para mis amores: Urbano León,
Genoveva Aauto, Hansen, y a mi
único y amado hermano Alexander
Jhonatan León Aauto.

ÍNDICE

	Página
ASESOR.....	ii
DEDICATORIA	iv
ÍNDICE	v
ÍNDICE DE FIGURAS.....	vii
ÍNDICE DE TABLAS	xii
RESUMEN.....	xiii
SUMMARY	xiv
INTRODUCCIÓN.....	xv
CAPÍTULO I.....	17
PLANTEAMIENTO DEL ESTUDIO	17
1.1 Planteamiento y formulación del problema.....	17
1.2 Objetivos.....	18
1.3 Justificación e importancia	18
1.4 Limitaciones del estudio.....	19
CAPÍTULO II.....	20
MARCO TEÓRICO	20
2.1 Antecedentes del problema	20
2.2. Bases teóricas	25
2.3. Definición de términos básicos.....	67
CAPÍTULO III.....	69
METODOLOGÍA	69
3.1 Metodología aplicada para el desarrollo de la solución	69
CAPÍTULO IV	75
DISEÑO DE LA SOLUCIÓN	75
4.1. Metodología de investigación.....	75
4.2 Identificar necesidad	85

4.3 Definir el problema.....	85
4.4 Investigación que conduce.....	86
4.5 Definición del problema.....	86
4.6 Primer modelado digital y físico	99
4.7 Depurar la investigación.....	99
4.8 Encontrar soluciones alternativas	104
4.9 Segundo modelado digital y físico.....	118
4.10 Analizar soluciones posibles	118
4.11 Tomar una decisión	120
4.12 Evaluación	124
4.13 Presentación del producto	185
4.14 Comunicando y vendiendo.....	185
CAPÍTULO V	186
CONSTRUCCIÓN	186
5.1 Prototipado	186
5.2 Pruebas y resultados	188
5.2.1. Resultados generales de la investigación	188
5.2.2. Resultados específicos de la investigación	189
5.3 Discusión de resultados	192
CONCLUSIONES	194
RECOMENDACIONES	197
TRABAJOS FUTUROS.....	199
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	200
ANEXOS.....	206

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Costo vs operaciones de maquinado	26
Figura 2. Esfuerzo - deformación	27
Figura 3. Esfuerzo de aplastamiento en pasador	28
Figura 4. Análisis de carga axial en área oblicua	29
Figura 5. Diagrama de momento de torsión	31
Figura 6. Sección de eje sólido sometido a torsión	32
Figura 7. Partícula en eje sólido con torsión	32
Figura 8. Diagrama de deformación	34
Figura 9. Diagrama de esfuerzo	34
Figura 10. Diagrama de flexión y signos	35
Figura 11. Deflexión en columna.....	36
Figura 12. Carga excéntrica	37
Figura 13. Áreas propensas a úlceras por decúbito	41
Figura 14. Movimientos en articulaciones inferiores.....	42
Figura 15. Planos anatómicos	42
Figura 16. Clasificación según funcionamiento de robots	43
Figura 17. Plano de patente de Wilson Walkie.....	44
Figura 18. Arte Haliades.....	45
Figura 19. Rotación de paneles cinéticos.....	45
Figura 20. Vistas del movimiento cinético de paneles con varillas	46
Figura 21. Arte "Grist".....	47
Figura 22. Arte "Remember"	48
Figura 23. Arte cinemático "Caterpillar with Chariot"	49
Figura 24. Mecanismo Chebyshev	49
Figura 25. Ángulos de salida y entrada, mecanismo Chebyshev	51
Figura 26. Mecanismo Lambda y su recorrido simulado	52
Figura 27. Singularidades del mecanismo Lambda.....	53
Figura 28. Posicionamiento del vector P	53
Figura 29. Bucles vectoriales en mecanismo Lambda	54
Figura 30. Ángulos entre enlaces del mecanismo Lambda.....	54
Figura 31. Gráfica de la función P, y geometría de la trayectoria.....	56

Figura 32. Relaciones entre ángulos de entrada y la posición de la pierna de Klann	58
Figura 33. Mecanismo de Theo Jansen	61
Figura 34. Partes detalladas de "Deus Ex Machine"	63
Figura 35. Diseño enfocado en arquitectura y animales	63
Figura 36. Posiciones de funcionamiento de "Deus Ex Machine"	64
Figura 37. Maquina "Hill Anatomotor" para rehabilitación	65
Figura 38. Tabla de descomprensión DOC	66
Figura 39. Taladro de columna 5/8" de 450W Bauker.....	66
Figura 40. Fases en interacciones del proceso de diseño	69
Figura 41. Diagrama de investigación de acción.....	71
Figura 42. Metodología acondicionada a la investigación	76
Figura 43. Rango del movimiento en hombro.....	93
Figura 44. Análisis de suspensión del hombro	94
Figura 45. Extensión y flexión máxima en columna vertebral.....	98
Figura 46. Diagrama de primera depuración de diseños generales del proyecto.....	102
Figura 47. Diagrama de Pareto de primera depuración de diseños generales del proyecto.....	104
Figura 48. Propuesta "miembro inferior 1.1".....	106
Figura 49. Propuesta "miembro superior 1.2".....	107
Figura 50. Propuesta "miembro inferior 1.1".....	108
Figura 51. Propuesta "miembro inferior 1.2".....	109
Figura 52. Propuesta "miembro inferior 1.3".....	110
Figura 53. Propuesta "vertebral 1.1"	112
Figura 54. Propuesta "vertebral 1.2"	114
Figura 55. Propuesta "giro 1.1"	115
Figura 56. Propuesta "giro 1.2"	116
Figura 57. Propuesta "giro 1.3"	117
Figura 58. Morfología de mecanismo para miembro inferior	120
Figura 59. Morfología de mecanismo para miembro superior	121
Figura 60. Morfología de mecanismo para tronco y cabeza.....	122
Figura 61. Morfología de mecanismo para giro	123
Figura 62. Ensamblaje general de propuestas de exoesqueleto.....	124

Figura 63. Valores para dimensionar extremidades	126
Figura 64. C. M. de miembros del cuerpo	127
Figura 65. Ubicación del centro de masa	129
Figura 66. Distribución del peso estructural de un exoesqueleto	130
Figura 67. Dimensión y C. G. del brazo en Solidworks	131
Figura 68. Dimensión y C. G. del antebrazo en Solidworks	131
Figura 69. Ubicación y dimensiones del elemento "gs3.4"	132
Figura 70. Punto de origen de la pieza "gs3.4"	132
Figura 71. Base de datos de propiedades físicas de "gs3.4"	132
Figura 72. Diagrama de fuerzas interactuantes sobre "gs3.4"	133
Figura 73. Diagrama de fuerza cortante y momento flector de "gs3.4"	134
Figura 74. Diagrama de fuerza cortante generados por software	135
Figura 75. Diagrama de momento flector generado por software	135
Figura 76. Diagrama de fuerzas para análisis de URES del elemento "gs3.4"	136
Figura 77. Ubicación y corte en área más crítica de la pieza gc4.31	138
Figura 78. Ubicación y corte en área más crítica de la pieza "gc4.31"	139
Figura 79. Ubicación y dimensiones de "gc4.8"	139
Figura 80. Diagrama libre de esfuerzos de "gs4.8"	140
Figura 81. Diagrama de momento flector de "gc4.8"	140
Figura 82. Diagrama de momento torcionante por software de "gc4.8"	141
Figura 83. Ubicación de elemento "gg4.1"	142
Figura 84. Posición del C. G. de la persona en posición erecta sobre la columna "gg4.1"	143
Figura 85. Posición del C. G. de la persona en posición decúbito sobre columna "gg4.1"	144
Figura 86. Posición del C. G. de la persona en posición sentada sobre columna "gg4.1"	144
Figura 87. Diagrama de cuerpo libre de "gg4.1"	145
Figura 88. Diagrama de fuerza cortante en "gg4.1"	146
Figura 89. Diagrama de momentos en "gg4.1"	146
Figura 90. Superposición de diagrama de fuerza y momento de "gg4.1"	147
Figura 91. Variación al pie de Klann.....	150
Figura 92. Segunda modificación al pie de Klann	151

Figura 93. Extracción de medidas para primer diseño estructural de miembro inferior	151
Figura 94. Modificación del mecanismo de Hoekens para miembro inferior ..	153
Figura 95. Amplitudes máximas de movimiento conducido en cadera	154
Figura 96. Amplitudes máximas de movimiento conducido en rodilla	154
Figura 97. Segundo diagrama de posición erecta del miembro inferior	155
Figura 98. Segunda extensión y flexión máxima en cadera	156
Figura 99. Segunda posición dinámica crítica en mecanismo para miembro inferior	157
Figura 100. Tercer diagrama de posición erecta en miembro inferior	158
Figura 101. Tercera extensión y flexión máxima en cadera	158
Figura 102. Tercera posición dinámica crítica en miembro inferior	159
Figura 103. Cuarto diagrama de posición erecta y crítica en miembro inferior	161
Figura 104. Cuarto diagrama de extensión y flexión máxima en cadera	161
Figura 105. Cuarta extensión y flexión máxima en rodilla	162
Figura 106. Dinamismo de C. G. del mecanismo y miembro inferior	163
Figura 107. Modificación del mecanismo de Hoekens para miembro superior	165
Figura 108. Amplitudes máximas en flexión y extensión del brazo	166
Figura 109. Amplitudes máximas en flexión y extensión del codo	167
Figura 110. Trayectoria del extremo inferior del antebrazo con picos de fuerza	168
Figura 111. Trayectoria, extremo inferior del antebrazo-mínimo, en ángulo mínimo y máximo	168
Figura 112. Trayectoria extremo inferior del antebrazo-máximo, en ángulo mínimo y máximo	169
Figura 113. Diagrama base de análisis estático, miembro superior	170
Figura 114. Extensión y flexión máxima en brazo	171
Figura 115. Flexión y extensión máxima en codo	171
Figura 116. Dinamismo de C. G. del mecanismo y miembro superior	172
Figura 117. Base del mecanismo "vertebral 1.2", en posición decúbito dorsal del paciente	175
Figura 118. Propuesta "vertebral 3.1" en posición erecta del paciente	175
Figura 119. Propuesta "vertebral 4.1" en posición erecta del paciente	176

Figura 120. Propuesta "vertebral 5.1" en posición erecta del paciente	177
Figura 121. Propuesta "vertebral 6.1" en posición erecta del paciente	179
Figura 122. Flexión y extensión máxima en columna dorsal	180
Figura 123. Flexión y extensión en columna cervical	180
Figura 124. Punto centro de accionamiento de la pieza "gi4.4", punto de acción del torque	181
Figura 125. Configuración de sistema de giro, incluyendo el exoesqueleto tripulado por el paciente	183

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Parámetros cuantitativos para la obtención de F. S.	29
Tabla 2. Parámetros cualitativos para la obtención de F. S.	30
Tabla 3. Matriz de Pugh	74
Tabla 4. Recolección de base de datos	77
Tabla 5. Matriz de Pugh acondicionada para la primera depuración.....	79
Tabla 6. Tabla base para generación de soluciones alternativas.....	81
Tabla 7. Tabla base para segunda depuración	82
Tabla 8. Matriz para segunda depuración	83
Tabla 9. Asignación de grados de relevancia para segunda depuración	83
Tabla 10. Obtención errónea de datos antropométricos	90
Tabla 11. Antropometría, dimensiones estructurales y funcionales para miembro superior.....	91
Tabla 12. Flexión y extensión en codo	92
Tabla 13. Flexión y extensión en hombro.....	92
Tabla 14. Requerimiento dimensional para mecanismo de miembro superior .	93
Tabla 15. Antropometría, dimensiones estructurales y funcionales para miembro inferior.....	95
Tabla 16. Flexión y extensión en cadera	95
Tabla 17. Flexión y extensión en rodilla	96
Tabla 18. Requerimiento dimensional para mecanismo de miembro inferior ...	96
Tabla 19. Antropometría, dimensión estructural y funcional, de cabeza y tronco	97
Tabla 20. Parámetros de movimiento ergonómico en tronco y cabeza.....	97
Tabla 21. Matriz morfológica de propuestas existentes	100
Tabla 22. Primera depuración de la investigación	102
Tabla 23. Primera decisión para el diseño	104
Tabla 24. Segunda depuración de propuestas de diseños	119
Tabla 25. Segunda decisión para el diseño	119
Tabla 26. Peso corporal de miembros de un cuerpo de 97 kg	125
Tabla 27. Propiedades de masa del cuerpo humano	128

RESUMEN

Aproximadamente 5163 intrahospitalarios adultos mayores de hospitales del Minsa Junín 2019, fallecen por complicaciones que genera la úlcera por decúbito, ante inactividad física (1) (2) (3). El presente diseño de mecanismo estructural exoesqueleto tiene el objetivo de generar movimiento pasivo, sobre miembros inferiores, superiores, tronco, cabeza, y posicionar boca abajo al paciente. La investigación fue encaminada a ser viable manufacturable y comercialmente, mediante la metodología “Diseño de sistemas mecánicos” (4) apoyado en metodologías: “fachadas cinéticas” (5), “investigación tecnológica en ingeniería” (6), y la herramienta metodológica: “descarte de Pugh para ingenierías” (7). Mediante el prototipado en software y maquetas, se analizaron mecanismos cinéticos sensibles dentro de sistemas dinámicos tridimensionales cambiantes, en el campo técnico de la biomecánica de exoesqueletos de servicio. Con la propuesta del diseño final, se obtuvo: como material óptimo el aluminio AW 1200; mecanismos con un grado de libertad para cada extremidad; variaciones angulares, en la cadera una extensión máxima de -20° y flexión máxima de $+47^{\circ}$, en rodilla de $+0.0^{\circ}$ a -43.2° , en hombro de -4.06° a $+75^{\circ}$, en codo de $+64.4^{\circ}$ a $+3.84^{\circ}$, en columna dorsal de -1.96° a $+28.04^{\circ}$, y en la columna cervical de -15.12° a $+25.92^{\circ}$.

Palabras claves: cinética sensible, exoesqueleto, movimiento pasivo, úlcera por decúbito.

SUMMARY

Approximately 5163 in-hospital older adults from Minsa Junín 2019 hospitals die due to complications caused by ulcer caused by recumbency, before physical inactivity (1) (2) (3). The present design of exoskeleton structural mechanism has the objective of generating passive movement, on lower, upper limbs, trunk, head, and position the patient upside down. The research was aimed at being viable manufacturable and commercially, through the methodology "Design of mechanical systems" (4) supported by methodologies: "kinetic facades" (5), "technological research in engineering" (6), and the methodological tool: "Pugh's discard for engineering" (7). Through the prototyping of software and models, sensitive kinetic mechanisms were analyzed within changing three-dimensional dynamic systems, in the technical field of service exoskeleton biomechanics. With the proposal of the final design, it was obtained: as an optimum material, aluminum AW 1200; mechanisms with a degree of freedom for each limb; angular variations, in the hip a maximum extension of -20° and maximum flexion of $+47^{\circ}$, in knee of $+0.0^{\circ}$ to -43.2° , in shoulder of -4.06° to $+75^{\circ}$, in elbow of $+64.4^{\circ}$ to $+3.84^{\circ}$, in the upper dorsal portion from -1.96° to $+28.04^{\circ}$, and in the cervical spine from -15.12° to $+25.92^{\circ}$.

Key words: exoskeleton, passive movement, pressure ulcer, sensitive kinetics.

INTRODUCCIÓN

El presente diseño estructural de mecanismo exoesqueleto tiene el objetivo principal de generar movimiento pasivo sobre miembros inferiores, superiores, tronco, cabeza, y posicionar boca abajo al paciente; siendo el principal problema el requerimiento de movimiento constante sobre los miembros del paciente intrahospitalario, la falta de movimiento conlleva a complicaciones sobre diferentes órganos, conllevando así a la muerte; el proceso de constante movimiento sobre el paciente lo realizan las enfermeras, que a mayor grado de inactividad mayores complicaciones, generando recargas laborales sobre el personal de la salud. Actualmente, existen métodos para evitar, reducir y eliminar la úlcera por decúbito; pero no se encontró en el medio local una maquinaria que pueda generar movimiento pasivo en pacientes con úlcera por decúbito, mas sí maquinarias para el proceso de rehabilitación tanto de miembros superiores e inferiores.

La investigación se justifica ante la necesidad de nuevas investigaciones de exoesqueletos que ayuden en la prevención y control de enfermedades y/o dolencias producidas por la inactividad física; apoyo en intervenciones intrahospitalarias, reemplazando camillas hospitalarias convencionales del presente; a precios de fabricación menores a los precios de venta de máquinas similares; así mismo, podría ser implementado en procesos de rehabilitación de extremidades superiores, inferiores, y tronco. La ventaja en apoyo al personal médico para procesos quirúrgicos podría darse mediante posiciones operatorias que adoptaría el exoesqueleto sobre el paciente. Asimismo, se podría implementar el sistema estructural exoesqueleto en sistemas que ayuden al paciente a interactuar con su sociedad en ambientes fuera del hospital. La desventaja es que no se incluye el sistema que une paciente - sistema estructural, y se restringe para personas de 1.3 a 1.78 m de estatura.

En el primer capítulo, se da un sustento sólido de la importancia del presente trabajo sustentado en la realidad local; posteriormente, en un segundo capítulo se detallan los antecedentes como las diferentes artes cinéticas sensibles y máquinas presentes en el mercado, que fueron la inspiración base de las

propuestas de diseño de esta investigación; seguidamente, el tercer capítulo detalla las metodologías de “Diseño en ingeniería mecánica” (4), “fachadas cinéticas” (5), “metodología de la investigación tecnológica para ingeniería” (6) y la herramienta de evaluación de diseño (8) enfocado desde la perspectiva de ingeniería (7), las cuales se utilizaron para acondicionar la presente investigación y para su viabilidad manufacturable.

Con la obtención de la base de datos para el diseño, el cuarto capítulo resalta por detallar las propuestas de diseños estructurales y sus modificaciones morfológicas, sobre mecanismos cinéticamente sensibles, de Theo Jansen, Klann, Hoekens, Douglas y Margolin, acondicionados para interactuar ergonómicamente con el paciente; las decisiones tomadas mediante ingeniería conllevaron a la selección de diseños eficientes a las necesidades de la investigación, que para mejorar nuestros procesos de diseño se utilizó el programa *Solidworks*, para simular movimientos complejos en 3D, también se desarrollaron maquetas para observar la interacción de la gravedad sobre estos diseños, lo cual no se obtiene con exactitud en el programa mencionado; de este modo, se obtuvo un primer diseño prototipado a escala real, carente de selección de material; del cual, mediante ingeniería inversa se obtuvieron dimensiones y configuraciones más reales para obtener un diseño final a presentar, donde se desarrollaron planos base, de preensamblado, ensamblaje general, y un plano que incluye el proceso, tiempo de vida y costos para su fabricación. Finalmente, el quinto capítulo detalla la construcción real de los prototipos, mas no la construcción del diseño final, resultados del movimiento que genera, y la discusión de los resultados obtenidos.

Se obtuvo como resultado el diseño estructural de mecanismos de un exoesqueleto, con un grado de libertad por cada miembro del paciente, en aluminio AW 1200 como óptimo para su fabricación y económicamente cómodo (para la zona de Huancayo 2019); genera movimiento similar al caminar humano en áreas de estrés por reposo, tales como: rodillas, codos, área inferior del cuello y la vertebral lumbar; y adicionalmente se lograron movimientos en la vértebra sacral, vértebra torácica, vértebra cervical y músculos que estos movimientos involucran.

CAPÍTULO I

PLANTEAMIENTO DEL ESTUDIO

1.1 Planteamiento y formulación del problema

En prolongados tiempos de reposo, se desarrollan episodios de úlcera por decúbito, volviendo disfuncionales algunos órganos, hasta generar infección generalizada al torrente sanguíneo, y así la muerte. (9) La úlcera por decúbito es frecuente en el medio intrahospitalario, el 60%. (1) En el sector público peruano se previene este mal a nivel de conocimiento, sin implementar procesos de mejoramiento a través de máquinas. (10) (3)

Por ello, el origen de complicaciones físicas en intrahospitalizados son los tiempos prolongados de reposo o inactividad física; que produce mayores gastos económicos en su familia e incomodidad por su existencia.

Aproximadamente en 5162 adultos mayores intrahospitalarios con úlcera por decúbito, en hospitales del Minsa, Junín, 2019, se podría evitar la muerte, mayores gastos económicos e incomodidades por su existencia, mediante la generación de movimiento en sus miembros superiores, inferiores, y en tronco y cabeza, a través del diseño estructural de mecanismos de un exoesqueleto. (1) (3) (2) Se plantea una solución en mejora a la calidad de vida de pacientes adultos intrahospitalarios, a través del diseño estructural de mecanismos de un exoesqueleto para evitar la úlcera por decúbito.

1.1.1. Problema general

- ¿Cómo sería el diseño estructural de mecanismos de un exoesqueleto para adultos intrahospitalarios con úlcera por decúbito en hospitales del Minsa, Junín, 2019?

1.1.2. Problemas específicos

- ¿Cómo sería el diseño estructural del mecanismo exoesqueleto para el miembro inferior del adulto intrahospitalario con úlcera por decúbito?
- ¿Cómo sería el diseño estructural del mecanismo exoesqueleto para el miembro superior del adulto intrahospitalario con úlcera por decúbito?
- ¿Cómo sería el diseño estructural del mecanismo exoesqueleto para tronco y cabeza del adulto intrahospitalario con úlcera por decúbito?
- ¿Cómo sería el diseño estructural del mecanismo para posicionar boca abajo al paciente?

1.2 Objetivos

Objetivo general

Diseñar la estructura de mecanismos de un exoesqueleto para adultos intrahospitalarios con úlcera por decúbito, en hospitales del Minsa, Junín, 2019.

Objetivos específicos

- Diseñar la estructura del mecanismo exoesqueleto para el miembro inferior del adulto intrahospitalario con úlcera por decúbito.
- Diseñar la estructura del mecanismo exoesqueleto para el miembro superior del adulto intrahospitalario con úlcera por decúbito.
- Diseñar la estructura del mecanismo exoesqueleto para el tronco y cabeza del adulto intrahospitalario con úlcera por decúbito.
- Diseñar la estructura del mecanismo para posicionar boca abajo al adulto intrahospitalario con úlcera por decúbito.

1.3 Justificación e importancia

- **Práctico:** mediante estudios estáticos, dinámicos, y resistencia de materiales para miembros superiores, inferiores, columna vertebral y sistema de giro del

paciente, se realizará la selección de material, para hacer posible la fabricación de estos mecanismos en nuestra región; con productos locales, involucrando así reducir costos al obviar el uso de controladores y sensores para lograr un mismo fin, generar movimiento similar a la marcha humana. Aportando cualitativamente en el campo de los robots de salud, desarrollando un sistema estructural a utilizar o incorporar en robots bípedos, de tamaño natural del cuerpo humano, con un grado de libertad para la articulación de áreas propensas a desarrollar cuadros de úlcera por decúbito.

- **Metodológico:** busca aportar conocimiento en el área de diseño, a través del acondicionamiento de la metodología “Diseño en ingeniería mecánica” (4), que permita articular problemas de salud con procesos de ingeniería a través de máquinas, en base a la exigencia de los diferentes mecanismos que generan movimiento pasivo en miembros superiores, inferiores, tronco y cabeza de pacientes intrahospitalarios.
- **Salud:** busca proponer una nueva forma de prevenir y apoyar al tratamiento de úlcera por decúbito que aqueja a pacientes intrahospitalarios, que está expuesto a prolongados tiempos de reposo – inactividad, generando movimiento pasivo a quien lo aborde; consiguiendo salvar de la muerte aproximadamente a 5162 intrahospitalarios adultos mayores que sufren de úlcera por decúbito. Indirectamente, se conseguirá una estructura exoesqueleto que apoya al personal médico en intervenciones quirúrgicas, haciendo adoptar posiciones seguras sobre el paciente intrahospitalario.
- **Económico:** busca evitar mayores gastos económicos para hospitales y familiares, mediante la prevención de la úlcera por decúbito, que demanda costosos tratamientos, medicamentos y tiempo por parte de enfermeras que tienen que brindar un tratamiento continuo y cuidadoso.
- **Conceptual:** aportará en conocimientos para la obtención y análisis de las cargas y esfuerzos en estructuras exoesqueléticas no uniformes para el soporte y movimiento de pacientes con úlcera por decúbito.

1.4 Limitaciones del estudio

Al ser multidisciplinaria y amplia, se limita a detallar la estética, estática, dinamismo, y análisis de esfuerzos para la selección de material y del diseño estructural de mecanismos de un exoesqueleto.

CAPÍTULO II

MARCO TEÓRICO

2.1 Antecedentes del problema

Artículo 1

En el mecanismo: “transporte personal Guepardo” (11), el objetivo fue enfocarse en un guepardo en plena cacería para dar dicha postura a quien aborde la máquina, para producir sensaciones de adrenalina al practicar el deporte del ciclismo (esa es la postura que se pretende dar al paciente con úlcera por decúbito). Características: la parte más baja del vehículo contiene dos pedales que los usuarios empujan hacia abajo con sus pies para mover el vehículo adelante; la fuente de diseño inspiracional comenzó al estudiar al guepardo y sus hábitos durante la cacería, transmitiendo a su diseño aceleración al máximo optimizando la fuerza humana, manteniendo a flote al tripulante en contacto del pecho con el área más alta del sistema, evitando golpes del pene con la máquina, el cuerpo utiliza como impulso principal un mango ubicado en la parte delantera del sistema, funcionando de direccionamiento del sistema.

Artículo 2

En el artículo “Exoesqueletos para potenciar las capacidades humanas y apoyar la rehabilitación” (12), enfocan las diferentes aplicaciones de exoesqueletos en la vida humana; se realizaron agrupamientos de los diseños, dependiendo de la zona corporal para la cual se ha construido o de la finalidad del estudio realizado. En lo cual se concluyó que, por medio de exoesqueletos,

se busca optimizar el apoyo en la rehabilitación de paciente y ofrecer en el futuro, protección y soporte en partes que componen el cuerpo humano.

Artículo 3

En el artículo “Análisis del papel del estrés laboral en presencia de síntomas, musculoesqueléticos, relacionados con factores ergonómicos” (13), el objetivo fue presentar un análisis comparativo de cuatro estudios, en el cual la presencia de estrés laboral con informes de malestar musculoesquelético se relacionó, además, en condiciones ergonómicas de trabajo considerados como mediador factor. Mediante un estudio transversal, comparativo con 649 trabajadores de cuatro empresas se realizó: 1) Cuestionario Nórdico estandarizado sobre síntomas musculoesqueléticos de Kourinka; 2) La versión corta del *Job Content Questionnaire*, con 27 ítems; y 3) Lista de evaluación ergonómica, para determinar el riesgo para los segmentos superior e inferior. Los resultados indicaron: que las mujeres tienen una mayor prevalencia de molestias musculoesqueléticas en todas las áreas del cuerpo en comparación con los hombres; y esto debido a condiciones ergonómicas inadecuadas y presencia de estrés entre los trabajadores, lo que aumenta la presencia de síntomas musculoesqueléticos.

Artículo 4

En el artículo científico de avances en la ingeniería medica: “Múltiples patrones de marcha en una pierna Jansen, para plataformas peatonales reconfigurables” (14), se informa de un acercamiento reconfigurable a la locomoción robótica con patas que produce una amplia variedad de curvas de la marcha, abriendo nuevas posibilidades para aplicaciones innovadoras. Obteniendo en el diseño propuesto, durante el proceso de reconfiguración, cambio topológico de unión por clavija del enlace Jansen estándar a un mecanismo de 5 grados de libertad con cuatro uniones deslizantes.

Artículo 5

En la investigación “Generación de trayectoria y análisis de estabilidad para robot caminante basado en el mecanismo de Klann” (15), se presenta el diseño e implementación reconfigurables basados en Klann, donde un robot cambia

su morfología estructural cambiando sus componentes y parámetros de subconjunto para adaptarse a múltiples terrenos y tareas, con amplio conjunto de patrones de marcha. Se lograron seis patrones de marcha teóricamente útiles, y una forma de configuración de movimiento de las cuatro patas con el mecanismo de Klann, para mantener la estabilidad de todo el sistema en conjunto, mientras camina.

Tesis 1

En la tesis “Estudio de una plataforma móvil para desplazarse sobre superficies irregulares” (16), con objetivo de obtener un mecanismo que mejore el proceso de siembra, sin dañarlos, mediante el mecanismo de Theo Jansen. Concluyendo: el mecanismo de Theo Jansen evita problemas de fabricación y económicos en su manufactura; el prototipo tiene de ancho 1,01 m, largo 2,3 m, alto entre 0,8 y 1,5 m; carga hasta tres veces su propio peso (250 kg de carga, 500 kg de plataforma, con un F. S. de 2); velocidad media de desplazamiento de 0,65 km/h; y un motor de 180 W.

Tesis 2

En la investigación “Diseño de un mecanismo del tipo exoesqueleto de miembro inferior que permita reproducir patrones de movimiento” (17), con el objetivo de mejorar el estado físico de personas (adultos jóvenes con altura entre 1.6 y 1.7 m, entre 60 a 80 kg) con deficiencia del sistema nervioso referido a la parálisis de extremidades inferiores, mediante un sistema mecatrónico. Logro: un prototipo que incluye un subsistema de suspensión de peso corporal que permite a la persona suspenderlo para poder realizar otros tipos de movimientos asistidos dirigidos para la rehabilitación; planos de subensamble, centrándose en el desarrollo de la ingeniería de detalle solo en el subsistema tipo exoesqueleto; costo aproximado de fabricación fue de 16,000.00 soles; movimiento restringidos y controlados en el plano sagital, con rangos de movimientos en los otros planos que permiten recrear el ciclo de marcha normal entre 70 y 90 pasos por minutos, entre otros movimientos para rehabilitación.

Tesis 3

En la investigación de tesis doctoral “Análisis mecánico inteligente: metodología para el estudio paramétrico de mecanismos”. (18) Objetivo: controlar el riesgo de deslizamiento, mejorando la estabilidad mediante el control de la distribución de las fuerzas en las patas; disminuir la influencia de perturbaciones externas o internas para mejorar la adaptación al entorno; movimientos suaves del robot; evitar vibraciones innecesarias en la estructura mecánica; y optimizar el consumo de energía. Mediante el método que denomina: “análisis mecánico inteligente”, análisis, diseño y evaluación, en robots caminantes. Llegando así a afrontar el estudio cinemático y dinámico en dos casos de especial interés: un bípedo humanoide y un vehículo UGH (*Unmanned Ground Vehicle*: vehículo terrestre no tripulado. Se logró verificar el grado de consecución de los objetivos propuestos, concluyendo que es satisfactorio el uso del sistema de un vehículo UGH.

Tesis 4

En el trabajo de investigación “Fachadas cinéticas”. (5) Objetivo: integrar el dinamismo del arte en las fachadas de casas que cada vez demandan más arte, ingeniería y dinamismo. Mediante el método de investigación de la acción, que implica diseñar y realizar tareas, ejecutadas directamente por las herramientas digitales y físicas, para ir abordando dentro del contexto del diseño un modelo donde se reflexiona sobre la comprensión actual del problema y la validez de los resultados emergentes. Se logró abordar una brecha entre la intención del diseño y la ejecución, de prototipos físicos y simulación digital de fachadas cinéticas para condiciones ambientales.

Sitio Web 1

En la web se publicó la obra de arte futurista, “*Deus Ex Machina*”, (19) donde se desarrolló (el autor realizó esta investigación mientras estudiaba para su B. S. en diseño de transporte en *Art Center College of Design* en 2008) un arte tecnológico, mediante su propia metodología, en el que observó iteraciones de animales y el deporte del ciclismo, para desarrollar una máquina basada en estructuras anatómicas de animales y tecnologías existentes que mejoren esta experiencia del ciclismo. Logrando una máquina futurista con tecnología

existente e innovadora, con ángulos diferentes de conducir (parado y boca abajo), un alcance de 60 millas en 1 h que en 3 segundos alcanza de 0 a 60 y 75 rph.

Revista 1

En el artículo “Araña mecánica utilizando el mecanismo de Klann” (20) cuyo objetivo principal fue: reemplazar la función de la rueda para superar la dificultad de viajar en un terreno irregular, mediante el método de bilateración, que es la formación de bases de distancia al cambiar la configuración de enlace. Lograron identificar, analizar y discutir tres patrones de la marcha que validan la viabilidad de su enfoque y amplía considerablemente las capacidades del diseño original.

Revista 2

Mediante la revista Ingenium de la Universidad Continental, se publicó “Metodología de la investigación tecnológica en ingeniería”. (6) Donde se da a conocer una metodología para investigaciones tecnológicas de ingeniería; implementado como marco teórico, trabajos de investigación tecnológica a nivel internacional; facilitando así enormemente la elaboración de estos tipos de investigaciones; mediante: Planteamiento del estudio; marco teórico; hipótesis; metodología; implementación; evaluación.

Patente 1

En el trabajo “pasos mecánicamente sincronizados para un dispositivo robótico” (21), se desarrolló un sistema de control automática, para desarrollar movimientos de caminata, corrida, y paso de obstáculos, en los pies de los robots; para ello se desarrollaron robots bípedos y cuadrúpedos de servicio con movimiento activo. En observación al movimiento en el eje (XY) de una pata, su sistema mecánico emplea: dos motores de alta precisión, dos eslabones principales, un controlador principal que determina la cantidad de grado de movimiento de cada motor, y un medio legible por computadora no transitorio.

Patente 2

En la investigación: “Sistema de exoesqueleto para carga” (22), se diseñaron extremidades inferiores para facilitar el transporte de cargas pesadas durante

periodos prolongados al tiempo que mitiga la fatiga y el riesgo de lesiones. Exoesqueleto de servicio con movimiento pasivo, adherido a la persona mediante correas o grilletes que al mismo tiempo sostendrá a la persona, y es accionada mediante la fuerza de la persona al mover sus miembros inferiores o superiores, el sistema no posee motores ni sensores, el sistema hace que la estructura semirrígida (exoesqueleto) transmita gran porcentaje de la carga hacia el piso, logrando que la persona no soporte todo el peso que carga, optimizando así el movimiento rudo de la persona, mediante un sistema estructural semirrígido ubicado al costado exterior del miembro inferior, por detrás de la columna vertebral, sobre el acromial de cada miembro superior, por sobre el tórax de la persona, y alrededor de la cintura sobre el cual se posiciona una estructura externa de sujeción de máquinas y herramientas. El sistema es accionado mecánicamente juntamente con el dinamismo de la persona. Uno de los miembros inferiores del exoesqueleto cuenta con 5 articulaciones para permitir el movimiento de caminata de la persona, y a través de 5 piezas principales semirrígidas, por cada miembro inferior. El sistema para miembros inferiores del exoesqueleto permite el movimiento de la columna coxal, muslo, pierna y pie; importante resaltar que el sistema no mueve a la persona sino la persona se mueve juntamente con el sistema para ayudarse a soportar y manipular cargas excesivas a su capacidad.

2.2. Bases teóricas

Tolerancias amplias. Cubren la variación dimensional y el intervalo de rugosidad superficial; entre los efectos de las especificaciones de diseño sobre los costos, las tolerancias pueden ser los más significativos, los cuales influyen de muchas maneras en la factibilidad de su fabricación. (4) (ver Figura 1)

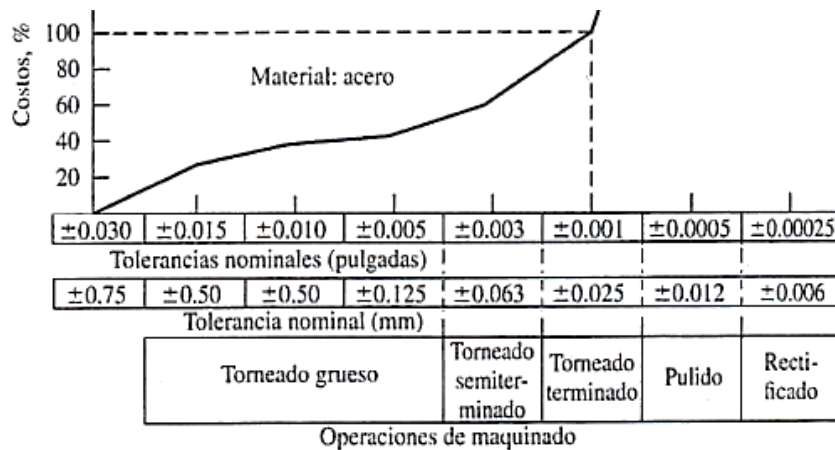


Figura 1. Costo vs operaciones de maquinado
Fuente: Budynas y otros, 2008

Esfuerzo. Es el momento total y la fuerza actuante sobre la superficie interna aislada, manifestándose a sí mismos como distribuciones de fuerzas. El comportamiento de esta fuerza variará dependiendo de la dirección en que es aplicada, llamados: esfuerzo normal (σ) y esfuerzo cortante (τ). Si la dirección de σ es saliente de la superficie es esfuerzo de tensión y es un esfuerzo normal positivo, si σ es entrante a la superficie es un esfuerzo compresivo y es un esfuerzo normal negativo. Según sus deformaciones en los cuerpos: estirado (esfuerzo de tensión), cortado (esfuerzo cortante o de corte), y retorcido (esfuerzo de torsión). Para nuestro caso de S. I., el esfuerzo se representa en newton por metro cuadrado (N/m^2); $1 N/m^2 = 1 pascal (Pa)$. (23) (4)

Esfuerzo normal. Es la magnitud de una fuerza (ΔF) por una sección transversal de una pequeña área ΔA , aproximada a cero, en un punto dado (Q). El valor promedio del esfuerzo normal (σ) en un elemento bajo carga axial a través de la sección transversal, cuando el esfuerzo es perpendicular a su eje, y a la fuerza interna (P), por lo tanto, normal al plano de la sección (A). (23) (24)

$$\sigma = \lim_{\Delta A \rightarrow 0} \frac{\Delta F}{\Delta A} \equiv \sigma_{\text{promedio}} = \frac{P}{A} \quad \text{Ecu (1)}$$

La distribución real de esfuerzos en cualquier sección dada es estáticamente indeterminada; para la práctica, se supondrá que la distribución de (σ) en un elemento cargado axialmente es uniforme, más no para las áreas vecinas de los puntos de aplicación de cargas. El valor (σ) es igual a (σ_{promedio}); para lo cual la

estática elemental menciona que la resultante (P) debe aplicarse en el centroide C del área (A); por ello, se considerará distribución uniforme del esfuerzo solo si la línea de acción de las cargas concentradas (P) y (P') pasa a través del centroide de la sección considerada. La gráfica esfuerzo-deformación para el acero, (Figura 2), a partir de ensayo a tensión de una probeta en el laboratorio, se obtiene los siguientes valores de esfuerzo normal (24) (4):

- σ_{lp} = Esfuerzo en límite de proporcionalidad. Hasta este punto la gráfica es lineal. Y se tiene una proporcionalidad directa entre esfuerzo y deformación.
- σ_f = Esfuerzo de fluencia. A partir de este punto el material “fluye” produciéndose un aumento de la deformación sin necesidad de aumentar el esfuerzo.
- σ_u = Después de la fluencia, al producirse un “endurecimiento por deformación”, el material adquiere capacidades de resistir más esfuerzo produciéndose un aumento de la pendiente de la gráfica hasta alcanzar el esfuerzo máximo.
- σ_n = A partir del esfuerzo máximo alcanzado se produce un angostamiento de la sección de la barra ensayada (estricción) hasta que se produce la rotura.
- σ_r = Es igual a la carga de rotura dividida por el área final de la sección transversal (Diámetro final de la probeta).

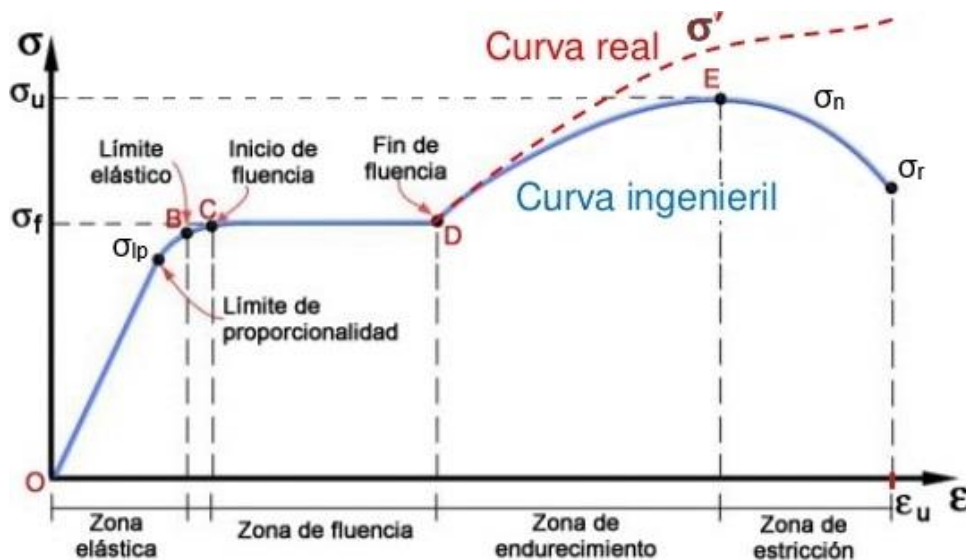


Figura 2. Esfuerzo - deformación
Fuente: Álvarez, 2017

Esfuerzo cortante. Representado por (τ), se da al aplicar una fuerza concéntrica sobre un área transversal de un elemento prisma mecánico como por ejemplo

una viga, pilar, perno, pasador o remache utilizados principalmente para conectar elementos; el esfuerzo cortante promedio es ($\tau_{promedio}$); (τ) varia de cero en la superficie del elemento estructural hasta un valor máximo ($\tau_{m\acute{a}x}$) que puede ser mucho mayor a ($\tau_{prom.}$). (24) (23)

$$\tau_{m\acute{a}x} \geq \tau_{promedio} = \frac{P}{A} \quad Ecu (2)$$

Esfuerzo de aplastamiento en conexiones. Se da en pernos, pasadores y remaches, al crear esfuerzos de aplastamiento en las superficies de contacto entre los elementos interactuantes A y B, de la Figura 3; el perno ejerce una fuerza P sobre A igual u opuesta a F, como la distribución de F sobre la superficie cilíndrica de diámetro “d” y longitud “t” es muy complicada, en la práctica se utiliza un valor nominal promedio (σ_b) para el esfuerzo de aplastamiento, considerando un área rectangular “A1” que es la proyección del perno sobre la sección de la placa. Considerar $\sigma_b = \sigma_{promedio}$.

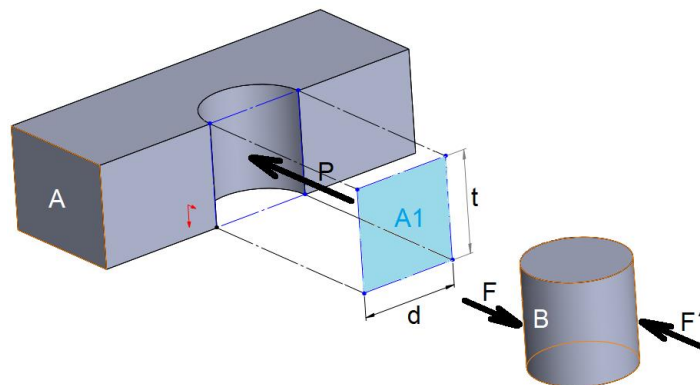


Figura 3. Esfuerzo de aplastamiento en pasador
Fuente: propia

Esfuerzo en un plano oblicuo bajo carga axial. Las fuerzas axiales causan esfuerzos tanto normales como cortantes en planos que no son perpendiculares al eje del elemento, así mismo, las fuerzas transversales ejercidas sobre un perno o pasador producen esfuerzos tanto normales y cortantes en planos que no son perpendiculares al eje del perno o pasador. Ver Figura 4, donde (σ) es máximo cuando $\theta = 0$, y se aproxima σ a cero cuando $\theta = 90^\circ$; y (τ) es máximo cuando $\theta = 45^\circ$, y cero para $\theta = 0$ y para $\theta = 90^\circ$.

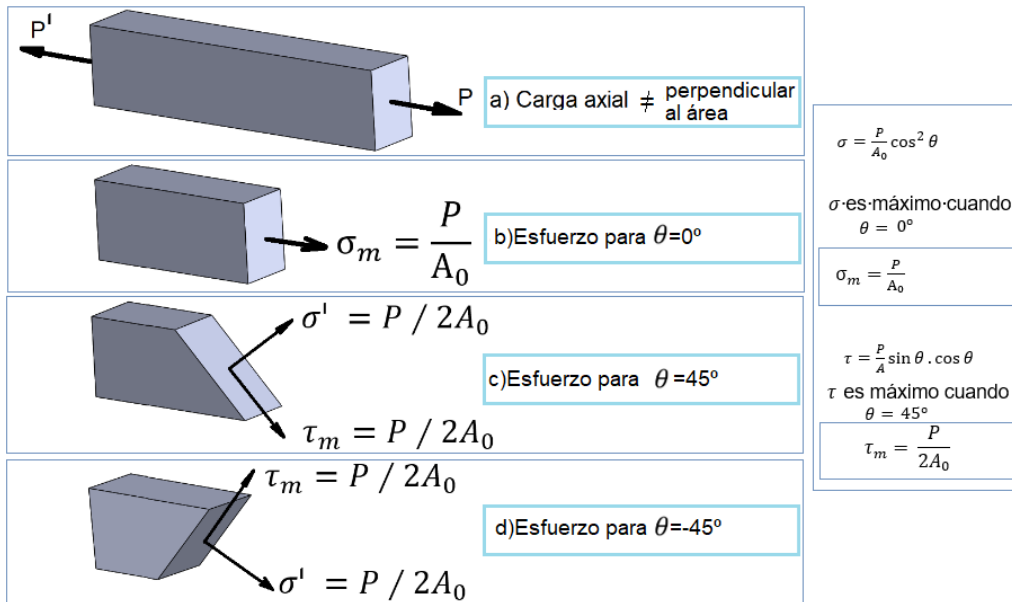


Figura 4. Análisis de carga axial en área oblicua
Fuente: propia

Carga y esfuerzos permisibles. Mediante ensayos específicos sobre muestras preparadas del material, se alcanza la máxima fuerza o carga última del material (P_u), y por ser la carga concentrada, se puede dividir la carga última por el área transversal original de la varilla para obtener el esfuerzo último normal del material usado. (4) (23)

$$\sigma_u = \frac{\rho_U}{A} \quad Ecu. (3)$$

Factor de seguridad. La máxima carga que puede soportar a un elemento estructural se conoce como carga permisible. La fuerza aun no usada se reserva para asegurar su desempeño seguro. (4) Para un F. S. pequeño, la posibilidad de falla es grande, y con un F. S., grande, el resultado es un diseño caro o no funcional. Ante ello se propone lo presentado en las Tablas 1 y 2 para obtener un F. S. (8)

$$F.S = \frac{\text{carga última}}{\text{carga permisible}} = \frac{\text{esfuerzo último}}{\text{esfuerzo permisible}} \quad Ecu. (4)$$

Tabla 1. Parámetros cuantitativos para la obtención de F. S.

Característica			B=			
			mb	b	r	p
A=mb	C=	mb	1.1	1.3	1.5	1.7
		b	1.2	1.45	1.7	1.95
		r	1.3	1.6	1.9	2.2
		p	1.4	1.75	2.1	2.45
A=B	C=	mb	1.3	1.55	1.8	2.05
		b	1.45	1.75	2.05	2.35
		r	1.6	1.95	2.3	2.65
		p	1.75	2.15	2.55	2.95
A=r	C=	mb	1.5	1.8	2.1	2.4
		b	1.7	2.05	2.4	2.75
		r	1.9	2.3	2.7	3.1
		p	2.1	2.55	3	3.45
A=p	C=	mb	1.7	2.05	2.4	2.75
		b	1.95	2.35	2.75	3.15
		r	2.2	2.65	3.1	3.55
		p	2.45	2.95	3.45	3.95
mb= muy ligero/muy sensible			b=regularmente: pesado/sensible			
r= pesado/soporta grandes tolerancias			p=muy pesado/muy variable			
Característica			D=			
			ns	s	ms	
E=		ns	1	1.2	1.4	
		s	1	1.3	1.5	
		ms	1.2	1.4	1.6	
ms=muy serio			s=serio			
ns=no serio						

Fuente: Pugh, 1997

Tabla 2. Parámetros cualitativos para la obtención de F. S.

Símbolo	Descripción	Para el Aluminio
n_s	$n_{xx} * n_{yy}$	1.69
n_{xx}	Factor de seguridad que involucra características A, B y C	1.3
n_{yy}	Factor de seguridad que involucra características D y E	1.3
A	Peso del material	A=b Por ser de aluminio 120
B	Sensibilidad cinemática al ser modificada	B=mb. Mayor F.S., más modificable
C	Requerimiento de exactitud en su movimiento	C=mb. Por ser sistemas cinéticos sensibles, tridimensionales. Tiene que producir menos cambios posibles.
D	Peligro de malograr máquinas o piezas involucradas en su movimiento	D=s Trabaja en un ambiente de máquinas, de los cuales depende la vida del paciente.
E	Impacto económico	E=s . Produciría daños físicos, aun de muerte por intervenir en procesos hospitalarios

Fuente: Pugh, 1997

Esfuerzo y deformación. Las deformaciones causadas por las cargas que se aplican a la estructura nos determinan la distribución real de esfuerzos dentro de un elemento. La deformación normal, deformación unitaria normal, o deformación del elemento por unidad de longitud es representado por épsilon (ϵ), el cual, es la razón de la deformación total (δ) sobre el largo total (L) de la varilla.

Y para un elemento de área variable de sección transversal A, con el esfuerzo normal variante a lo largo del elemento, se define (ϵ) en un punto dado Q considerando un pequeño elemento con longitud sin deformar (Δx), y si ($\Delta \delta$) es la deformación del elemento bajo la carga dada, la deformación normal en Q viene a ser (4) (24):

$$\epsilon = \lim_{\Delta x \rightarrow 0} \frac{\Delta \delta}{\Delta x} = \frac{d\delta}{dx} = \frac{\delta}{L} \quad \text{Ecu. (5)}$$

Torsión. En ingeniería, la torsión es el resultado que se presenta cuando se aplica un momento sobre el eje longitudinal de un elemento constructivo o prisma mecánico, como son los ejes. Al aplicar las ecuaciones de la estática, en el empotramiento se producirá un momento torsor igual y de sentido contrario a T (ver Figura 5). (23) (24)

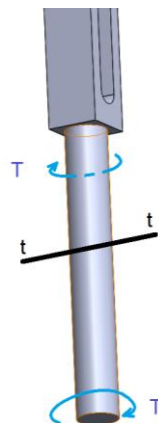


Figura 5. Diagrama de momento de torsión
Fuente: propia

Si cortamos el eje por 1-1 y nos quedamos con la parte inferior, para que este trozo de eje esté en equilibrio, en la sección 1-1 debe existir un momento torsor igual y de sentido contrario. Para un caso según la Figura 6.

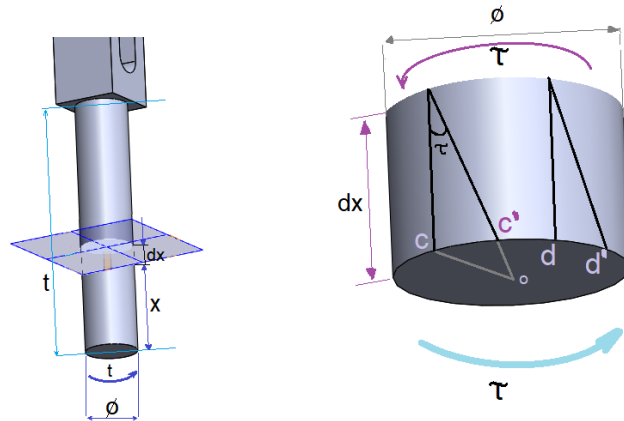


Figura 6. Sección de eje sólido sometido a torsión

Fuente: propia

Sin cambio de sección, de eje sólido uniforme, y a trabajo de tensión cortante pura, su deformación y las tensiones a las que está sometido se expresa en:

$$t = G \cdot y = G \cdot e \cdot \frac{D}{2} \quad \text{Ecu. (6)}$$

$$Tg = G \cdot \theta \cdot r \quad \text{Ecu. (7)}$$

Si tomamos un diferencial de área alrededor del punto B las t de ese dA dan una resultante dF , como detalla la Figura 7, esta F da el diferencial de momento torsor. Entonces el momento torsor de la sección será:

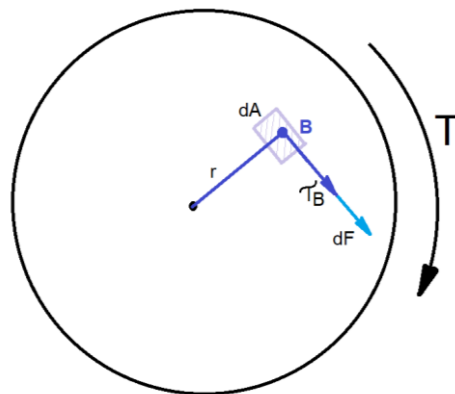


Figura 7. Partícula en eje sólido con torsión

Fuente: propia

$$T = \int_A dT = \int_A G \cdot \theta t^2 dA = G\theta \int_A t^2 dA = G\theta I_0$$

Fórmula que permite calcular el ángulo girado por el eje por unidad de longitud, en función del momento torsor. Y el ángulo total girado por el eje será:

$$\tau_{m\acute{a}x} = \frac{T \cdot R}{l_0} \quad Ecu. (8)$$

Flexión. Deformación unidireccional perpendicular a su eje longitudinal, en estructura alargada. El término “alargada” se aplica cuando una dirección es dominante frente a las otras. (23) (24) Típicamente, dada en vigas, diseñadas en trabajos a flexión. Igualmente, en la deflexión se da a elementos estructurales superficiales como placas o láminas.

El rasgo más destacado en un objeto sometido a flexión presenta una superficie llamada fibra neutra tal que la distancia a lo largo de cualquier curva contenida en ella no varía con respecto al valor antes de la deformación; el esfuerzo que provoca la flexión se denomina momento flector. La rigidez de estos depende, entre otras cosas, del momento de inercia de su sección transversal. (23)

Existen dos hipótesis cinemáticas comunes para representar la flexión de vigas y arcos:

- Hipótesis de Navier-Euler-Bernoulli: donde las secciones transversales al eje baricéntrico se consideran en primera aproximación indeformables y mantienen su perpendicularidad (que se curva) tras la deformación.
- La hipótesis de Timoshenko: admite secciones transversales perpendiculares al eje baricéntrico, donde pasan a formar un ángulo con ese eje baricéntrico por efecto del esfuerzo cortante.

El diagrama de (ε) es triangular cuando cumple las hipótesis de secciones planas. Si se cumple la ley de Hooke, el diagrama de σ será triangular como el de ε , dado a que se obtiene a partir del diagrama de ε ; con signos de (+) y (-) como se muestra en la Figura 8.

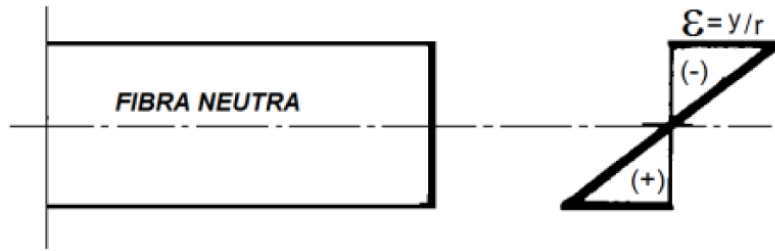


Figura 8. Diagrama de deformación
Fuente: Álvarez, 2017

$$\varepsilon = \sigma/E \quad \text{Ecu. (9)}$$

Suponiendo que el material sigue las hipótesis de Navier y la ley de Hooke. Entonces el diagrama de σ es triangular, Figura 9.

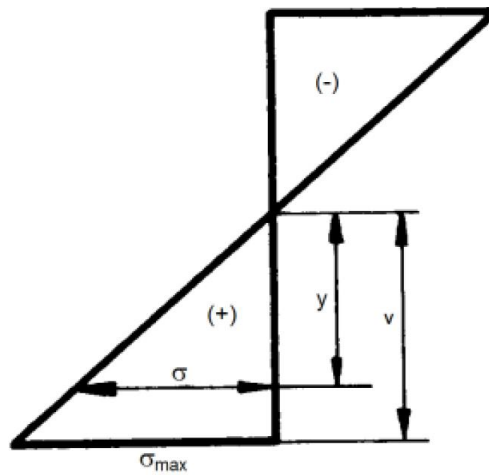


Figura 9. Diagrama de esfuerzo
Fuente: Álvarez, 2017

Donde, se obtiene:

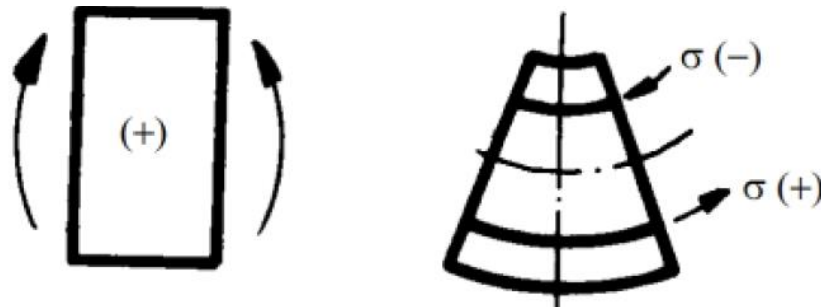
$$\frac{\sigma_{m\acute{a}x}}{v} = \frac{\sigma}{y} \equiv \sigma = \sigma_{m\acute{a}x} \frac{y}{v} \quad \text{Ecu. (10)}$$

Si (M) es el momento flector que actúa en una sección de la viga y (I_{LN}) es el momento de inercia de esa sección respecto a la línea neutra, se cumple:

$$\sigma_{m\acute{a}x} = \frac{M \cdot v}{I_{LN}} \equiv \sigma = \frac{M \cdot y}{I_{LN}} \quad \text{Ecu. (11)}$$

En la fórmula se ve que el signo de σ depende del de M e y , ya que I_{LN} no tiene signo. El signo de M ya es positivo (+) o negativo (-) según sea el caso

(Figura 10). Respecto al signo de y , tenemos que: y es positivo para puntos situados por debajo de la línea neutra, y es negativo para puntos situados encima de la línea neutra.



*Figura 10. Diagrama de flexión y signos
Fuente: Álvarez, 2017*

Columnas. Son elementos que trabajan a compresión y generalmente soportan momentos flectores con respecto a uno o dos ejes de la sección transversal; pueden fallar de diversas maneras, dependiendo del tipo de estructura, condiciones del soporte, tipos de cargas y materiales usados. (23) (24)

La deformación en columnas varía según las magnitudes de las cargas, para valores bajos de P se acorta la columna, al aumentar la magnitud cesa el acortamiento y aparece la deflexión lateral, por ello, existe una carga límite que separa estos dos tipos de configuraciones y se conoce como carga crítica (P_{cr}).

Suponiendo un elemento recto vertical sometido a una carga H (esta carga produce una deflexión), se le aplica una fuerza vertical P que va aumentando y disminuye el valor de H , de tal forma que la deflexión sea la misma, ver Figura 11 (a), el valor de P_{cr} es la carga necesaria para mantener la columna deformada sin empuje lateral H .

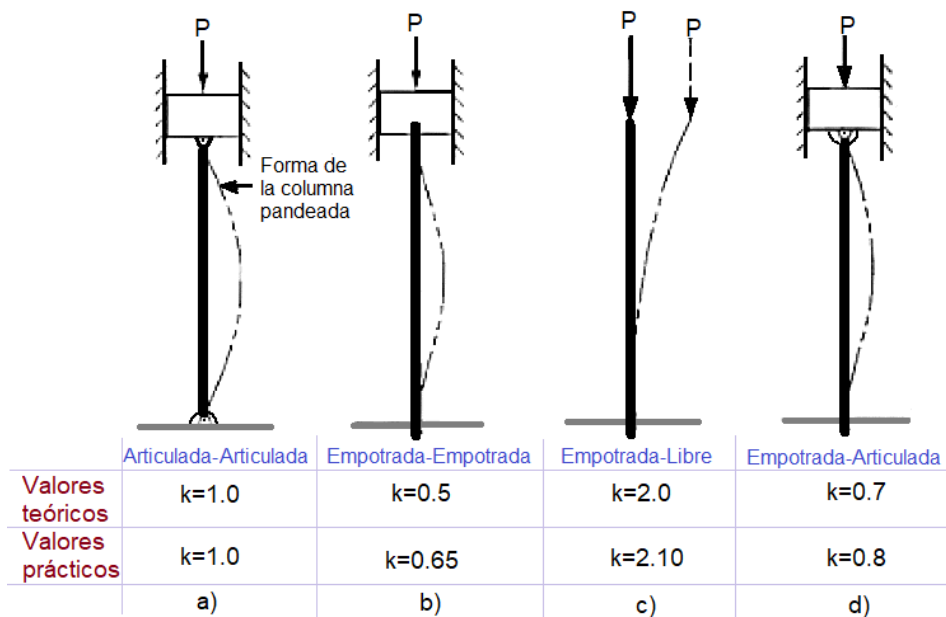


Figura 11. Deflexión en columna
Fuente: Álvarez, 2017

Para valores mayores a la carga crítica aumentan la deflexión hasta que falla por pandeo, limitando la capacidad de la columna. Los factores que influyen la magnitud de la carga crítica son la longitud de la columna, las condiciones de los extremos y la sección transversal de la columna. Estos factores se conjugan en la relación de esbeltez o coeficiente de esbeltez el cual es el parámetro que mide la resistencia de la columna, longitud efectiva (L_e); para: (L): Longitud de la columna, (K): Coeficiente relacionado con el tipo de apoyo. Dando así:

$$L_e = KL \quad \text{Ecu. (12)}$$

De esta forma para aumentar la resistencia de la columna se debe buscar la sección que tenga el radio de giro más grande posible, o una longitud que sea menor, de ambas formas se reduce la esbeltez y aumenta el esfuerzo crítico. Donde: (C_c), es la constante de columna, con (E) módulo de elasticidad, y (S_y) esfuerzo de cadencia.

$$C_c = \sqrt{\frac{2\pi^2 \cdot E}{S_y}} \quad \text{Ecu. (13)}$$

Cuando la carga no es aplicada en el centroide de la columna, se trata de una carga excéntrica, el cual genera un momento adicional que disminuye la resistencia del elemento, de igual forma, si aparece un momento en los extremos de la columna debido a otros factores, la carga es excéntrica. Generando así una (P_{cr})

$$P_{Cr} = A S_y \left(1 - \frac{S_y (kL/r)^2}{4\pi^2 E} \right) \quad Ecu. (14)$$

El momento respecto a la carga axial, se expresa en unidades de distancia según la propiedad del momento, la distancia se denomina excentricidad, Figura 12.

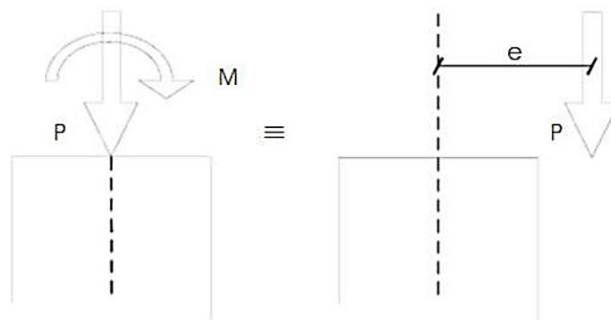


Figura 12. Carga excéntrica
Fuente: Álvarez, 2017

Cuando la excentricidad es pequeña, la flexión es despreciable y cuando la excentricidad es grande aumentan los efectos de flexión sobre la columna. Donde (e) es la excentricidad, (M) el momento externo, y (P) la carga axial.

$$e = M/P \quad Ecu. (15)$$

La esbeltez (λ) en columnas y de una pieza, es la relación entre la longitud efectiva de pandeo ($k \cdot l$) y el radio de giro (r) de la sección para la dirección considerada. La longitud efectiva de pandeo es la distancia entre puntos de inflexión de la deformada, siendo (l) la longitud de la pieza, y (k) una constante a extraer de la Figura 11.

$$\lambda = \frac{(k \cdot l)}{r} \quad Ecu. (16)$$

Viga. Cuando un miembro relativamente esbelto soporta cargas que están aplicadas perpendicularmente a su eje longitudinal el miembro se denomina viga. Las vigas pueden clasificarse de varias maneras. Una forma de clasificarlas consiste en agruparlas en vigas estáticamente determinadas e indeterminadas.

- Viga estáticamente determinada, si todas sus reacciones exteriores pueden calcularse usando solamente las ecuaciones de la estática, es decir, que se desconocen solamente tres componentes reactivos de sus apoyos.
- Viga estáticamente indeterminada, si tiene más de tres componentes reactivos desconocidos en los apoyos.

Para el estudio de vigas se considera un sistema de coordenadas en que el eje X es siempre tangente al eje baricéntrico de la viga, y los ejes (Y, Z) coincidan con los ejes principales de inercia. Los supuestos básicos de la teoría de vigas para la flexión simple de una viga que flecte en el plano XY son:

1. Comportamiento elástico. El material de la viga es elástico lineal, con módulo de Young E y coeficiente de Poisson despreciable.
2. Flecha vertical. En cada punto el desplazamiento vertical solo depende de x: u y $(x, y) = w(x)$.
3. Fibra neutra. Los puntos de la fibra neutra solo sufren desplazamiento vertical y giro: $u_x(x, 0) = 0$.
4. La tensión perpendicular a la fibra neutra se anula: $\sigma_{yy} = 0$.
5. Bernoulli. Las secciones planas inicialmente perpendiculares al eje de la viga siguen siendo perpendiculares al eje de la viga una vez curvado.

A partir de las deformaciones se pueden obtener las tensiones usando las ecuaciones de Lamé-Hooke:

$$\sigma_{xx} = -E_y \cdot \frac{d^2w}{dx^2} \quad \text{Ecu. (17)}$$

Deflexión en vigas (y). Una viga prismática sometida a flexión pura se flexiona en forma de arco y dentro del rango elástico, la curva máxima de deflexión de la superficie neutra puede expresarse como (24):

$$y = 0.01456 \frac{P \cdot l^3}{E \cdot I} \quad Ecu. (18)$$

Siendo (P), carga concentrada; (l), longitud; (E), el módulo de elasticidad; e (I), el momento de inercia de la sección transversal con respecto al eje neutro.

Grado de libertad. Es el número de parámetros de entrada que se debe controlar independientemente con el fin de llevar al mecanismo a una posición en particular. En la fórmula de Grubler, (W) es el grado de libertad del mecanismo; (λ), en grados de libertad del espacio en el que el mecanismo pretende funcionar; (n), el número de enlace en un mecanismo (incluido el enlace fijo); (j), el número de articulaciones; (f_i), los grados de movimiento relativo permitidos por la articulación i.

$$W = \lambda(n - j - 1) + \sum_i f_i \quad Ecu. (19)$$

Método de elementos finitos. El análisis por ordenadores se utiliza ampliamente en corporaciones e instituciones, por ello existe un gran número de técnicas numéricas, para los cuales la computadora es útil, mediante uso de programas que utilizan el método de análisis de elementos finitos (FEA), permitiendo obtener respuestas muy aproximadas a respuestas obtenidas tradicionalmente, en ingenierías. (4)

El FEA discretiza las piezas en subestructuras de tipo elástico, bien definidas, pero finitamente, mediante funciones polinomiales, en conjunto con operaciones matriciales, el comportamiento elástico continuo de cada elemento se desarrolla en términos del material y las propiedades geométricas de la pieza. Aplicando las cargas en la superficie de la pieza llamados nodos (el nodo conecta un elemento con otros), los nodos poseen grados de libertad (movimientos independientes de tres grados de rotación y tres grados de traslación), los nodos unen piezas globalmente a través de una matriz global del sistema.

Las divisiones pueden tener diferentes formas, tales como triangular, cuadrangular, entre otros, dependiendo del tipo y tamaño del problema. Como el número de elementos es limitado, son llamados “elementos finitos”

La precisión del método de elementos finitos depende de la cantidad de nodos y elementos, del tamaño y de los tipos de elementos de la malla. A menor tamaño de la pieza y mayor número de nodos, más preciso será el resultado.

Úlcera por decúbito. Es un problema fisiopatológico en la piel y partes blandas con pérdida de la continuidad de la piel que inicia un proceso de curación lento. También se conoce como úlcera por presión (UPP) o escara. (25)

Causas: cizallamiento (presión ejercida contra la superficie y las capas de la piel a medida que los tejidos se deslizan en planos opuestos, pero paralelos, lo que ocasiona una decoloración que puede dar origen a lesiones en la dermis), presión (la presión y el tiempo necesario para producir una isquemia varían de un paciente a otro, se considera que una presión superior a 15 y 20 mm/Hg, presión interna de los capilares y arteriolas, mantenida en un tiempo determinado puede provocar una lesión por presión), Fricción (producidas por presión directa y tangencial actuantes paralelamente a la piel, produciendo roces por movimiento o arrastre).

Factores influyentes: lesiones cutáneas (edema, sequedad de la piel, falta de elasticidad), trastornos del transporte de O₂ (trastornos vasculares periféricos, cardiopulmonares), deficiencias nutricionales (delgadez, desnutrición, deshidratación, obesidad), trastornos inmunológicos, alteración del estado de conciencia (estupor, confusión, coma, estrés laboral), deficiencias motoras (paresias, parálisis), deficiencias sensoriales (pérdida de la sensación dolorosa)

Localizaciones de las UPP: dependen de la posición que adopte el paciente, tales como: decúbito supino (occipital, omóplato, codos, sacro, talones, isquion), decúbito lateral (trocánter, orejas, costillas, cóndilos, maléolos), decúbito prono (dedos pies, rodillas, órganos genitales masculinos, mamas, acromion, mejillas,

y orejas), en sillas de rueda (omóplato, cresta iliaca sacro, trocánter isquion, zona poplítea, pies). Figura 13.

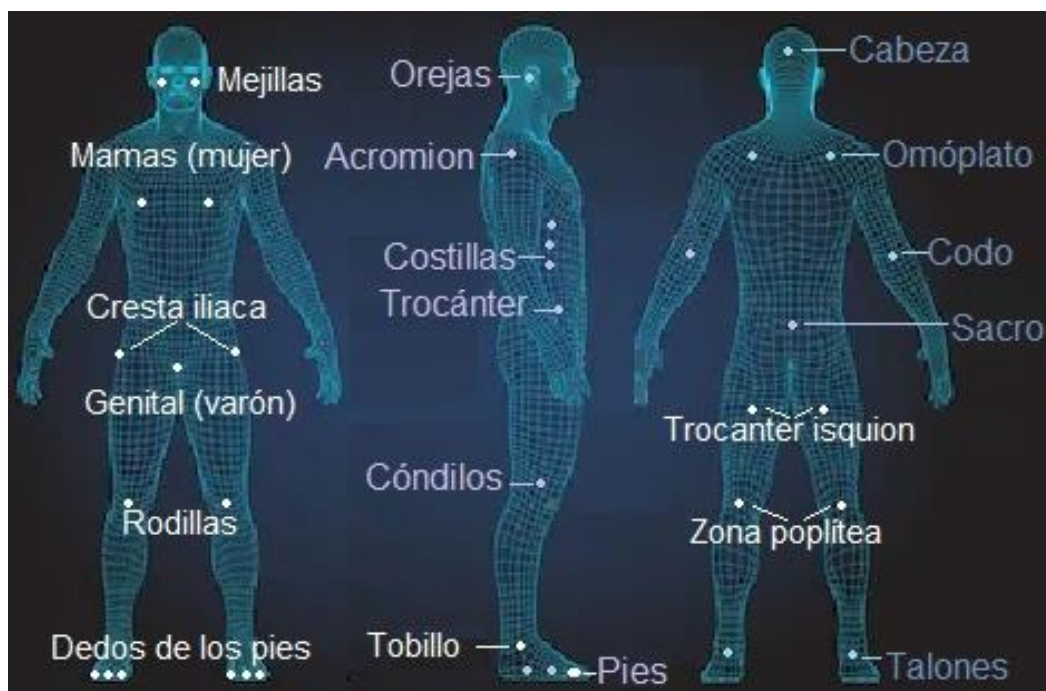


Figura 13. Áreas propensas a úlceras por decúbito
Fuente: propia

Clasificación según etapas: primera (producido en días, la eritema cutánea que no recupera su color después de 15 a 20 min de aliviar la presión, no presenta pérdida de la continuidad de la piel), segunda (producido en semanas, se da la pérdida de la epidermis, dermis o ambas), tercera (producido en meses, se da la pérdida completa de la epidermis, dermis, y daño del tejido subcutáneo que puede llegar hasta la fascia), cuarta (producido en meses o años, se da la pérdida completa del espesor de la piel con destrucción, necrosis y daño muscular, tendinoso u óseo)

Tratamientos: debrizadores (gasa tejida, hidrogel, transparente adhesivo, hidrocoloide), hidrogeles, alginatos, apósitos, poliuretanos.

Términos relacionados con la amplitud de movimiento. El cuerpo se compone de miembro superior, inferior, cabeza y tronco, sin embargo, la descripción anatómica y fisiológica del movimiento humano, explica sus movimientos de flexión y extensión (Figura 14) en los tres planos del cuerpo, denominados planos anatómicos (Figura 15).

- Flexión: movimiento de doblado, disminuyendo el ángulo entre los dos huesos.
- Extensión: movimiento de estirado, aumentando el ángulo entre los dos huesos.
- Aducción: movimiento de aproximación, dirección ósea hacia la línea media.
- Abducción: movimiento separador, dirección ósea lejos de la línea media.

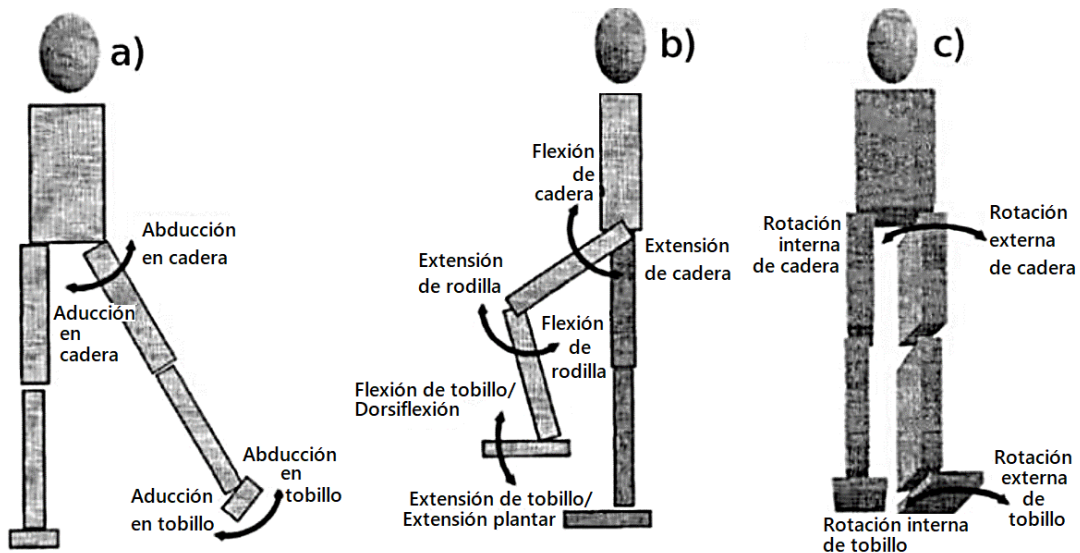


Figura 14. Movimientos en articulaciones inferiores
Fuente: Álvarez, 2017

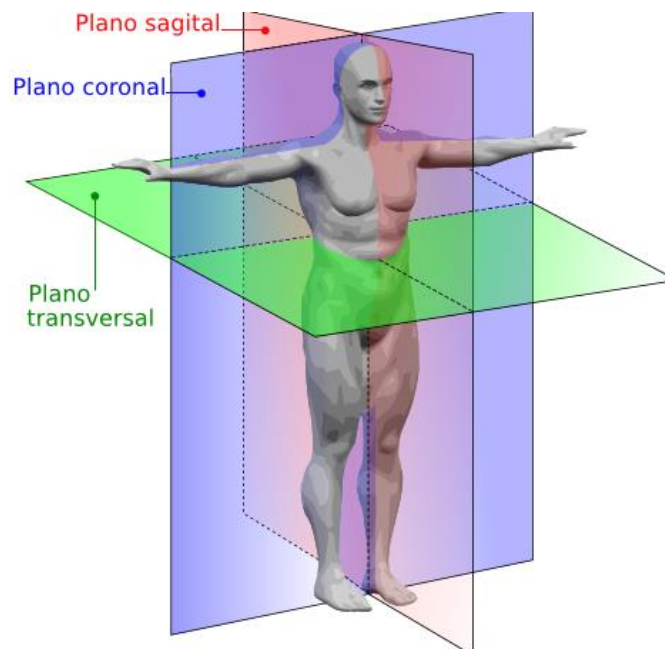


Figura 15. Planos anatómicos
Fuente: Álvarez, 2017

Reseña histórica de mecanismos automatizados, que describen el movimiento de la marcha humana. La palabra robot (creado por Karel Capek, en su obra teatral *Rossum's Universal Robots*) se utilizó para referirse a humanos mecánicos; el término androide puede referirse a cualquiera de estos. Según la RIA un robot industrial es un manipulador multifuncional reprogramable, capaz de mover materias, piezas, herramientas, o dispositivos especiales, según trayectorias variables, programadas para realizar tareas diversas; esta definición fue modificada para su aceptación por la ISO, definiendo al robot industrial como: manipulador multifuncional reprogramable con varios grados de libertad, capaz de manipular materias, piezas, herramientas o dispositivos especiales según trayectorias variables programadas para realizar tareas diversas.

Los robots pueden ser clasificados de muchas formas, pero los dos grandes grupos en los que se pueden englobar todos los robots son: los robots industriales y los robots de servicio, Figura 16. Ante ello, nuestro sistema no podría ser un robot industrial porque no cuenta con muchos grados de libertad; pero sí podría ser un robot de servicio con funcionalidad bípeda-pasiva, por involucrar directamente al ser humano.

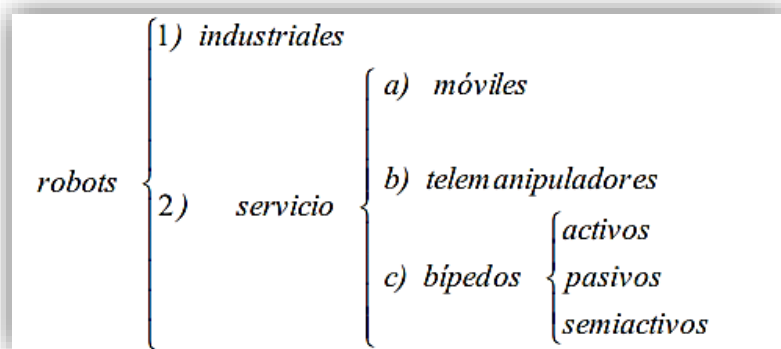


Figura 16. Clasificación según funcionamiento de robots
Fuente: Corral, 2014

Y ¿por qué se tomaría como marco teórico a todos estos robots y sistemas semiautónomos, para un sistema que busca recircular la sangre correctamente?, porque se busca, a través de estos trabajos, entender a fondo la locomoción animal y la biomecatrónica de las piernas y los pies, “esto nos ayudará a construir prótesis mucho más eficientes y que tomen menos esfuerzo para utilizar”. (18)

Los robots dinámicos pasivos fueron estudiados e inicialmente desarrollados por Tad McGeer entre 1988 y 1992. Estos mecanismos estaban inspirados en unos cálculos muy simples realizados una década antes por Tom McMahon en la Universidad de Harvard, que a su vez se basó en un juguete, probablemente un “Wilson Walkie” hecho de madera y tela. El movimiento de Wilson Walkie se debía a que sus piernas giraban dentro de un cono de tal forma que cuando se colocaba en una rampa inclinada podía caminar sin necesidad de usar actuadores. Figura 17.

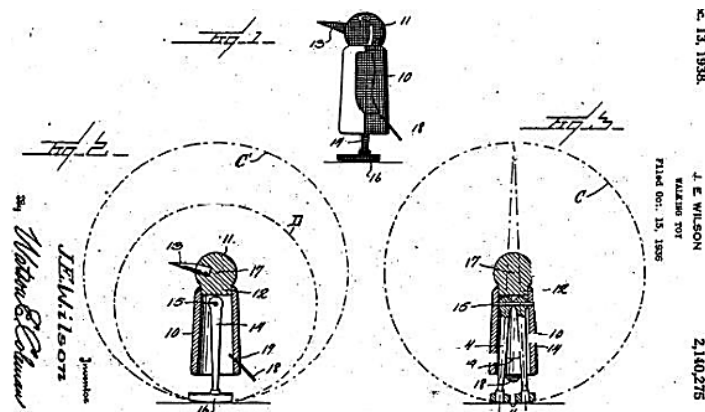


Figura 17. Plano de patente de Wilson Walkie
Fuente: Corral, 2014

Así como todos estos robots impulsados en el área de la robótica-mecánica dispuestos a dar mejor calidad de vida al ser humano; también se desarrollaron mecanismos artísticos o bien dicho “arte cinemático”.

Se han desarrollado obras de arte cinética enfocados a la ingeniería, que con sus principios y modelo cinéticos sirven de inspiración a la presente investigación, tales como: *Haliades*, *Grist*, y *Remember*. (26)

Haliades, Figura 18, mecanismo originado para la creación de la propuesta de diseño para la columna vertebral. Utiliza un mecanismo dinámico para el movimiento de sus brazos entendibles similares a “Wave”, arte cinemático (27); este principio de movimiento dinámico, complejo en su estudio y fabricación, señala que el diseño “Wave” buscaba crear un movimiento deslizante complejo, dicho movimiento reflejado en su sistema de rotación muestra que el modelo es conceptualmente fácil. (5)



Figura 18. Arte Haliades
Fuente: Douglas, 2015

Sin embargo, hay un nivel oculto de complejidad en su construcción que no es visible sin la participación directa del modelo cinético físico; que describe la rotación de treinta paneles, que descansan en una forma elíptica de 3 mm de espesor que se adjunta a dos varillas de madera paralelas de 8 mm de diámetro, las dos varillas, que están hechas de madera que son los agentes utilizados para crear el movimiento deslizante que se mueve y los treinta paneles al mismo tiempo para crear la dinámica en la superficie, Figura 19.

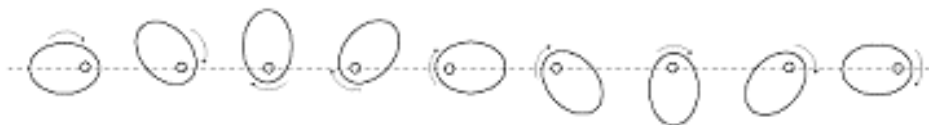


Figura 19. Rotación de paneles cinéticos
Fuente: Douglas, 2015

Otro punto importa resaltante a la imaginación, es a la mención: que la estructura y la superficie responden activamente en función del diseño del mecanismo de rotación de este sistema. Sin embargo, al movimiento repetitivo de varios movimientos deslizantes, se descubrió que la fricción entre la estructura y el movimiento deslizante creaba dificultades para que los paneles se movieran consecuentemente. (5) Para mejorar el movimiento, rediseñó los paneles creando más espacios entre las estructuras deslizantes con el objetivo de reducir la fricción. A través de mejorar el par de iteraciones para reducir la fricción entre las estructuras y los paneles deslizantes, perdió algo de control del movimiento deslizante cuando se "sentó" según el espacio estructural y creó movimientos más grandes, lo cual crearía una posible interacción para cambiar los estímulos. La Figura 20 (a) muestra la vista frontal de los paneles con varilla, y la Figura 20 (b) muestra la vista lateral de dicho movimiento cinético.

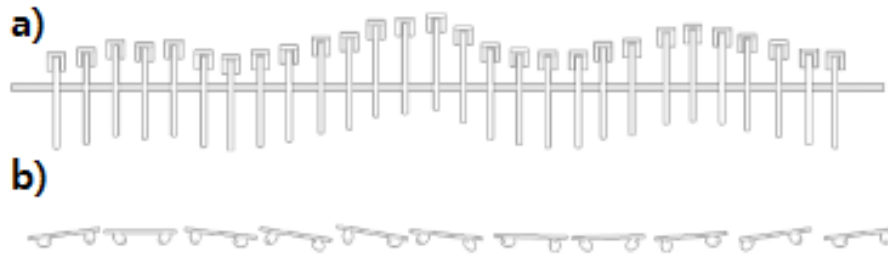


Figura 20. Vistas del movimiento cinético de paneles con varillas
Fuente: Sharaidin, 2004

Debido a la transformación mecánica generada a partir de este prototipo su experimento demostró cómo el mecanismo y el control cinéticos juegan un papel importante en la creación de la transformación cinética. Y así mismo, la escala y el mecanismo desempeñan un papel importante en el patrón cinético y la configuración. Los elementos tales como las fuerzas materiales y la fricción desempeñan un papel importante en la creación de un sistema cinético efectivo.

Cuanto más componentes participan en la creación del sistema de la fachada cinética, mayor será la complejidad del diseño y la construcción de los prototipos cinéticos, debido a la necesidad del mecanismo de más componentes y sistemas robustos para controlar el movimiento. La *Wave* se desarrolla a través de un par de iteraciones cuando se reemplaza el uso de madera a MDF y se reemplaza el mecanismo de usar cuerda a goma, encontrando la brecha óptima entre cada componente y encontrando una forma adecuada de reducir la fricción agregando un poco de polvo y grasa a las partes móviles para crear movimiento efectivo. Los problemas como la fricción se anticipan fácilmente durante el proceso inicial de diseño, ya que el desafío y los problemas resultantes se manifiestan durante el proceso de creación y prueba de modelo

“**Grist**”, Figura 21, genera movimiento variante en la terminal de la varilla superior o final, conducido por una rueda con un área de contacto entre varilla y rueda variante; dicha rueda es movida mediante un cambio de movimiento por otra rueda menor, que le proporciona fuerza mediante un mecanismo de dientes como el principio básico del mecanismo de corona de un vehículo.



Figura 21. Arte "Grist"
Fuente: Douglas, 2015

“**Grist**”, “**Remember**”, Figura 22, son mecanismos que llama la atención, por la forma de intensificar el movimiento a través de una barrilla, comandada por una rueda, donde conlleva de por sí la configuración de movimiento variante cíclico. Cuya forma de mecanismo fue rescatada para la primera propuesta de movimiento pasivo de la columna vertebral.

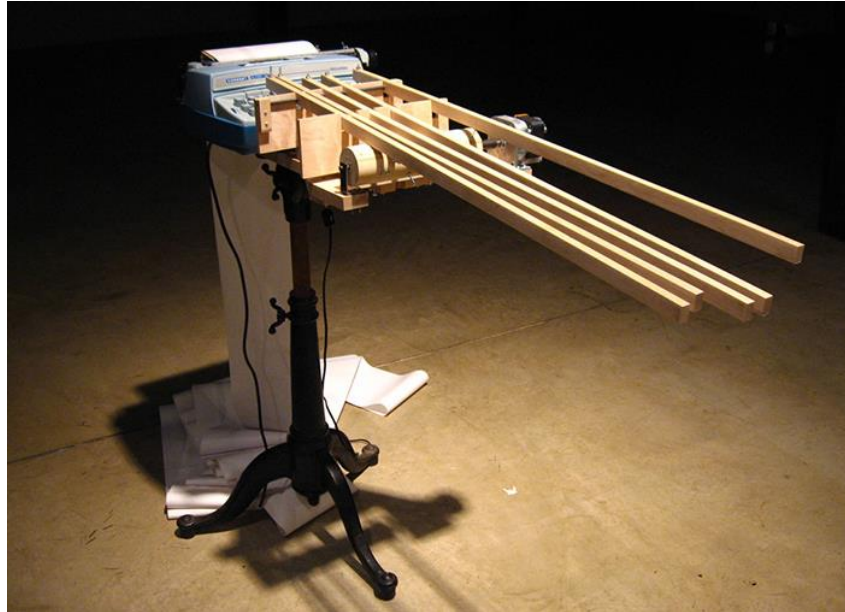


Figura 22. Arte "Remember"
Fuente: Douglas, 2015

También contamos con el artista Heyday, en su obra cinética (27):

“**Caterpillar With Chariot**”, Figura 23, mide 18 pies de largo, funciona con baterías y tiene una velocidad máxima de más de dos millas por semana. El carro tiene levas que hace caminar a la oruga, para esto ha tardado como veinte años en procesarlo. Inició este proyecto en 1998, para sus tres primeras orugas asumía que el movimiento se entendía mejor como una onda cortada en el suelo por la mitad, con solo el pico de la curva visible, paso años calculando las derivadas, pensando que tenía que resolver la velocidad de cada elemento. En lugar de encontrar un derivado y luego integrarlo para encontrar la posición, resolvió directamente la posición con respecto al tiempo. Con la ayuda de sus amigos Perrin Meyer y Dan Torop, escribieron una ecuación de Julia que impuso millones de intersecciones, obteniendo así resultados de coordenadas cartesianas que correspondían a un momento finito en el ciclo de la oruga. A partir de ahí armó y transformó los puntos a través del gatillo largo hasta que tuvo el movimiento completo.



Figura 23. Arte cinemático "Caterpillar with Chariot"
Fuente: Heyday, 2017

Mecanismo de Pafnuty Chebyshev. Tomando como base el mecanismo de James Watt (1736-1819) o mecanismo paralelo (junio de 1784), Figura 24; sobre el cual se basan diferentes mecanismos estudiados con un grado de libertad.

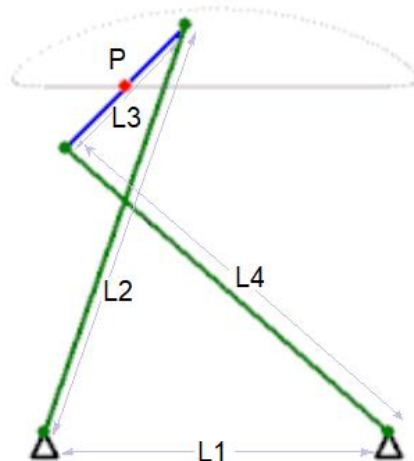


Figura 24. Mecanismo Chebyshev
Fuente: Khamashta, 2009

Cuyas dimensiones recomendadas son (28):

$$"L1" = "L3" = 2"k" \text{ y } "L2" = 5"k"/3.$$

El mecanismo confina el punto P (punto medio de la barra a), para describir una trayectoria aproximadamente lineal (16), (28) y los parámetros favorables son:

$$"L1" = 2 ; "L2" = 2.5 \text{ y } "L3" = 1; L4 = L2$$

Las longitudes están relacionadas matemáticamente como sigue:

$$L_4 = L_3 + \sqrt{L_2^2 - L_1^2}$$

El ángulo de entrada puede ser de la barra L2 o de la barra L4 con la horizontal. A partir del ángulo de entrada, es posible determinar la posición de los puntos extremos de la barra L3.

$$x_A = L_2 \cos(\varphi_1)$$

$$y_A = L_2 \sin(\varphi_1)$$

La posición del punto B se calcula con el otro ángulo:

$$x_B = L_1 - L_4 \cos(\varphi_2)$$

$$y_B = L_4 \sin(\varphi_2)$$

Finalmente se especifica el segundo ángulo en función del primero:

$$\varphi_2 = \arcsin\left[\frac{L_2 \sin(\varphi_1)}{AO_2}\right] - \arccos\left(\frac{L_4^2 + (AO_2)^2 - L_3^2}{2L_4 AO_2}\right)$$

Y para determinar las coordenadas de los puntos extremos A y B; y la definición del punto medio:

$$x_P = \frac{x_A + x_B}{2}$$

$$y_P = \frac{y_A + y_B}{2}$$

Y los límites de los ángulos de entrada, en ambos casos son:

$$\varphi_{min} = \arccos\left(\frac{4}{5}\right) \approx 36.8699^\circ$$

$$\varphi_{máx} = \arccos\left(\frac{-1}{5}\right) \approx 101.537^\circ$$

También Hoekens, al igual que Chebyshev, utilizaron el mecanismo de James Watt, pero Hoekens se dio cuenta que prolongando la barra AB el punto del extremo también describía una trayectoria aproximadamente rectilínea, Figura 25.

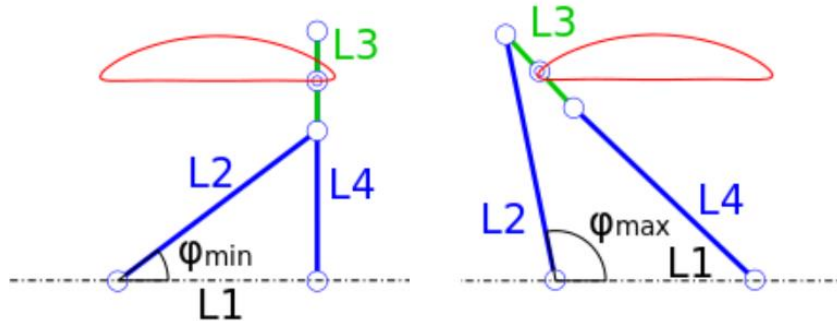


Figura 25. Ángulos de salida y entrada, mecanismo Chebyshev
Fuente: propia

Se desarrollaron más investigaciones sobre dicho sistema (28), (29), detallando así:

Mecanismo Lambda. El mecanismo Lambda (propuesta por Chebyshev y Pafnuty Lvovich en 1869) es otro generador de línea recta de cuatro barras, el enlace de manivela puede girar 360 grados mientras el punto de acoplamiento se mueve en la curva de acoplamiento, la curva tiene dos movimientos característicos: la primera parte es la línea recta y la segunda parte es una curva de retorno rápido, Figura 26.

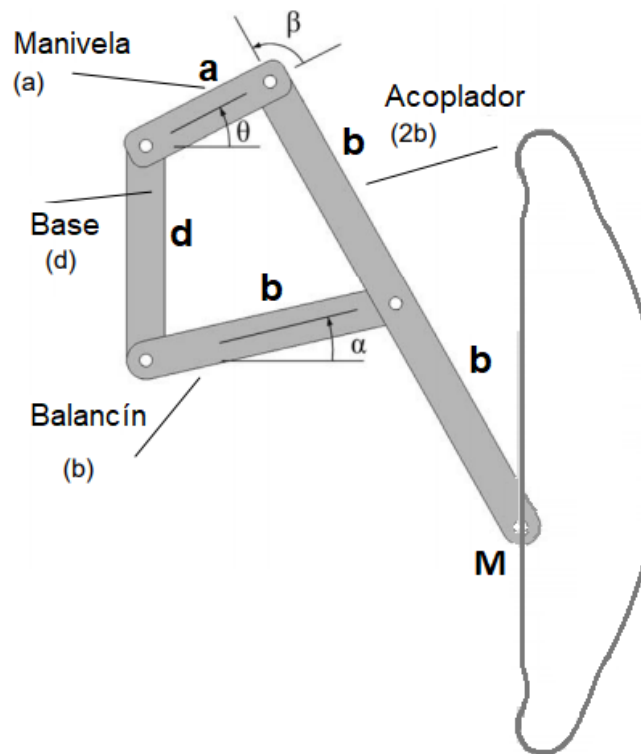


Figura 26. Mecanismo Lambda y su recorrido simulado
Fuente: Firat, 2004

El mecanismo de Chebyshev está definido por tres parámetros independientes: a, b y d.

Para mover el punto de acoplamiento “M”, a lo largo de una línea, es suficiente y necesario cumplir con la relación:

$$3d-a=2b$$

La longitud "d" fija, puede cambiar según la relación:

$$1.55a \leq d \leq 3a$$

Al maximizar la parte lineal de la curva. Este resultado se puede lograr seleccionando los parámetros como:

$$1.55a=d$$

Y reemplazándolo en $3d - a = 2b$; se logra: $b=1.825a$.

Trayectoria geométrica del mecanismo Lambda. La primera singularidad del mecanismo lambda se da cuando el ángulo de transmisión (el ángulo entre manivela y acoplador) $\beta = 0$ grados, el “acoplador” no puede transmitir fuerza al “balancín”, ver Figura 27 (a). La segunda posición singular se alcanza cuando la transmisión ángulo $\beta = 0$., está en el extremo de la parte lineal de la curva, ver Figura 27 (b).

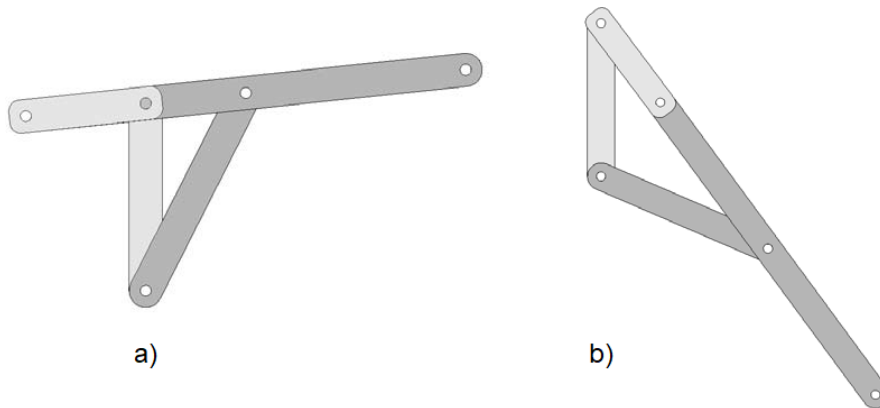


Figura 27. Singularidades del mecanismo Lambda
Fuente: propia

Ecuaciones de bucle vectorial de Chebyshev. Los componentes del vector resultante contienen dos parámetros que dependen de entre sí llamados α y θ . Asumiendo que θ es el ángulo de entrada, entonces el ángulo α se puede calcular utilizando relaciones geométricas y trigonométricas, Figura 28.

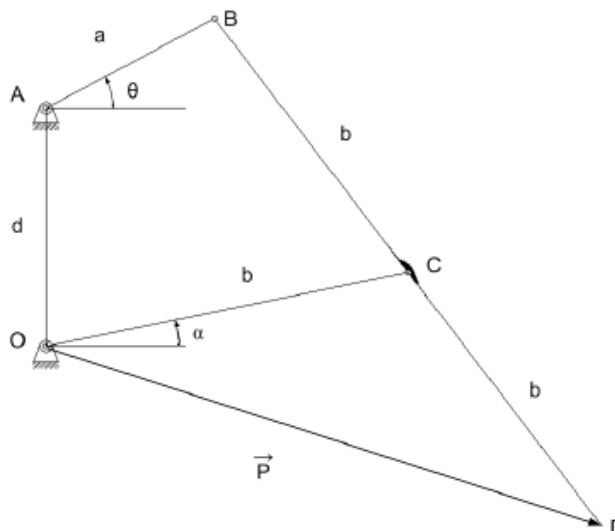


Figura 28. Posicionamiento del vector P
Fuente: Firtat, 2014

La función de curva cerrada se calcula utilizando 2 ecuaciones vectoriales:

Entre O y B: $\overrightarrow{OB} = \vec{v}_2 + \vec{v}_3$ Ecu. (c1)

Entre B y C: $\vec{BC} = \vec{v}_1 - (\vec{v}_2 + \vec{v}_3)$ Ecu. (c2)

Donde, de la Figura 29:

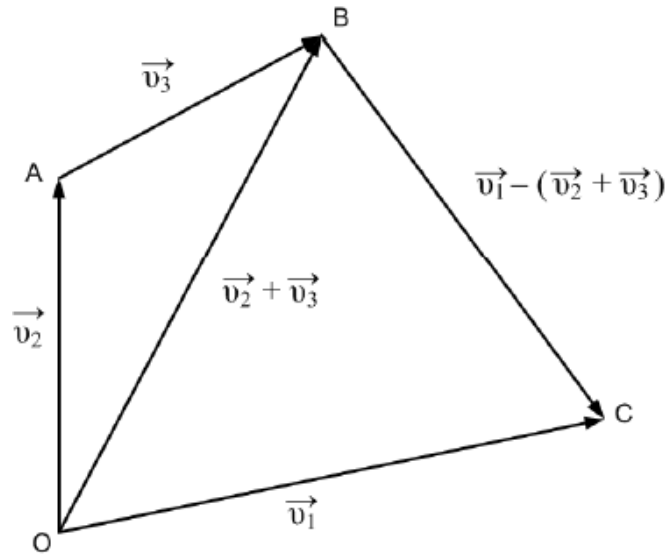


Figura 29. Bucles vectoriales en mecanismo Lambda
Fuente: Firat, 2014

$$\vec{v}_1 = +b(\text{Cos } \alpha \vec{i} + \text{Sin } \alpha \vec{j}) \quad \text{Ecu. (c3)}$$

$$\vec{v}_2 = +d \vec{j} \quad \text{Ecu. (4)}$$

$$\vec{v}_3 = +a(\text{Cos } \theta \vec{i} + \text{Sin } \theta \vec{j}) \quad \text{Ecu. (c5)}$$

A partir de la ecuación y la Figura 30, el vector P puede calcularse como:

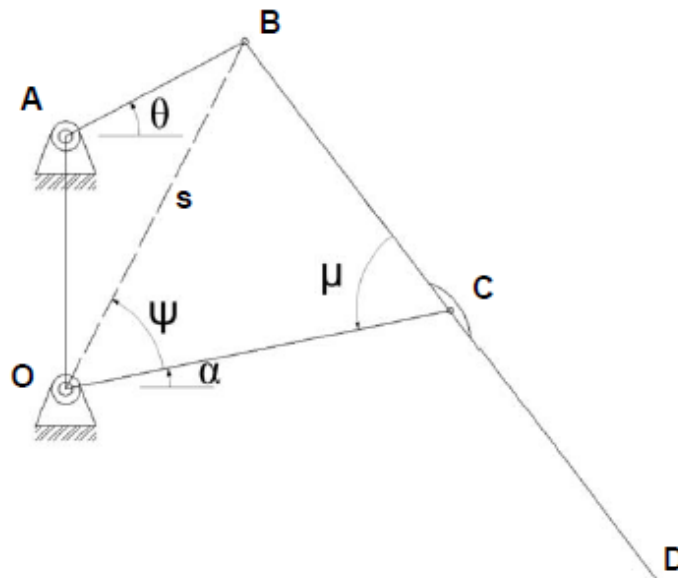


Figura 30. Ángulos entre enlaces del mecanismo Lambda
Fuente: Firat, 2014

$$\vec{P} = \vec{v}_1 + (\vec{v}_1 - (\vec{v}_2 + \vec{v}_3)) \quad \text{Ecu. (c6)}$$

Poniendo la ecuación (c3), (c4), y (c5) en (c2), tendremos:

$$\vec{P} = 2b(\text{Cos } \alpha \vec{i} + \text{Sin } \alpha \vec{j}) - d\vec{j} - a(\text{Cos } \theta \vec{i} + \text{Sin } \theta \vec{j})$$

$$\vec{P} = (2b \text{Cos } \alpha - \text{Cos } \theta)\vec{i} + (2b \text{Sin } \alpha - d - a \text{Sin } \theta)\vec{j} \quad \text{Ecu. (c7)}$$

Dividiendo en partes los componentes cartesianos, se obtiene (con las cuales podemos dibujar las diferentes posiciones del vector P):

$$\vec{P}_x = 2b \text{Cos } \alpha - a \text{Cos } \theta \quad \text{Ecu. c8}$$

$$\vec{P}_y = 2b \text{Sin } \alpha - d - a \text{Sin } \theta \quad \text{Ecu. c9}$$

Relaciones angulares para lambda. Mediante las ecuaciones (c8) y (c9), se requiere dos parámetros para determinar el acoplador curvo. Mediante el mecanismo 1 DOF, se detalla la ecuación que relaciona "a" y "θ" apartir de relaciones geométricas.

Mediante componentes cartesianos del punto B, Figura 30, tenemos:

$$x_B = s \text{Cos } \phi = a \text{Cos } \theta \quad \text{Ecu. c10}$$

$$y_B = s \text{Sin } \theta = a \text{Sin } \theta + d \quad \text{Ecu. c11}$$

La distancia OB:

$$S = \sqrt{x_B^2 + y_B^2} \quad \text{Ecu. c12}$$

La posición angular de AB se convierte en:

$$\phi = a \tan 2(x_B, y_B) \quad \text{Ecu. c13}$$

$$\mu = \pm \text{Cos}^{-1} \left[\frac{h^2 + b^2 - s^2}{2hb} \right] = \pm \text{Cos}^{-1} \left[\frac{2b^2 - s^2}{2b^2} \right] \quad \text{Ecu. c14}$$

De la misma manera con la ecuación c14:

$$\Psi = \pm \text{Cos}^{-1} \left[\frac{b^2 + s^2 - h^2}{2bs} \right] = \pm \text{Cos}^{-1} \left[\frac{b^2 + s^2 - b^2}{2bs} \right] = \pm \text{Cos}^{-1} \left[\frac{s^2}{2bs} \right] \quad \text{Ecu. c15}$$

$$a = \phi - \Psi \quad \text{Ecu. c16.}$$

Se pueden calcular los ángulos relativos al ángulo de entrada θ utilizando las relaciones ya mencionadas, Figura 31 (a), y el recorrido final del sistema, Figura 31 (b).

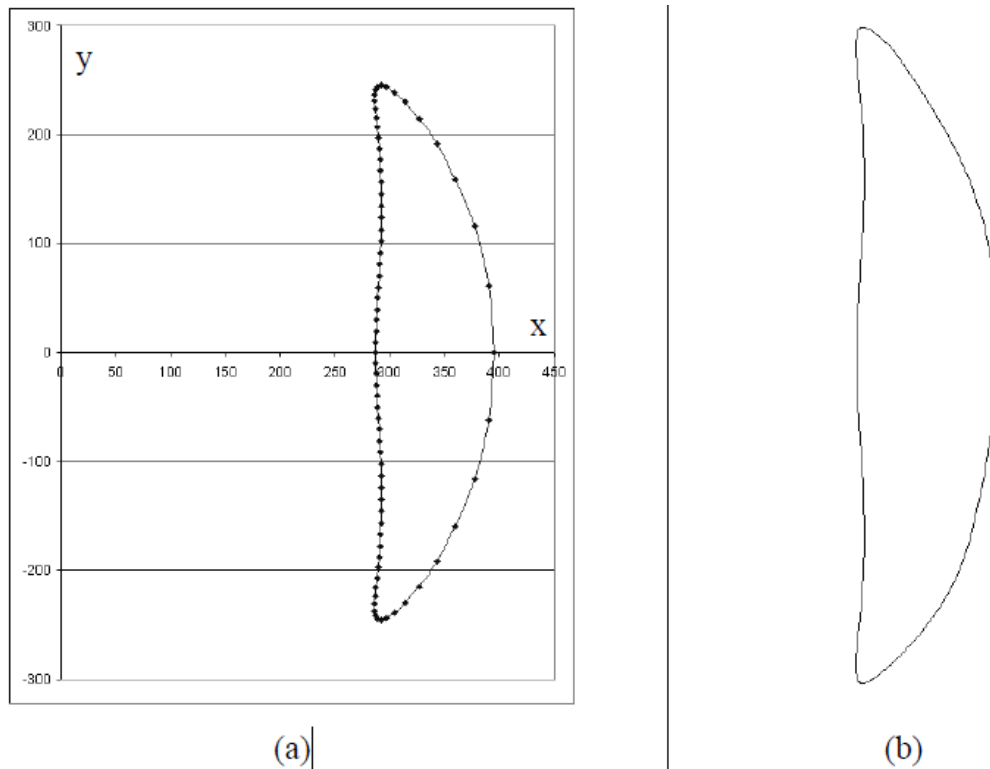


Figura 31. Gráfica de la función P, y geometría de la trayectoria
Fuente: Firat, 2014

Configuraciones Lambda, singulares relativas a α . Para el análisis de singularidad se obtiene un ángulo de entrada relativo al ángulo de transmisión. En el mecanismo de Lambda.

Cuando β tiende a cero, el mecanismo alcanzará la primera singularidad. La función entre el ángulo de transmisión β y el enlace OC tendría la ecuación vectorial del bucle en el punto B, el cual sería:

$$\vec{OA} + \vec{AB} = \vec{OC} + \vec{CB} \quad \text{Ecu. c17}$$

Los componentes en x:

$$a\cos\theta = b\cos\alpha + b\cos(\theta + \beta) \quad \text{Ecu. c18}$$

Los componentes en y:

$$d + a\sin\theta = b\sin\alpha + b\sin(\theta + \beta) \quad \text{Ecu. c19}$$

Dado que el objetivo es calcular el ángulo α en relación con el ángulo β , θ debe excluirse de esta ecuación. Para este propósito, todos los términos que incluyen θ se dejan en el lado derecho de las ecuaciones c18 y c19; y tomando el cuadrado de ambas ecuaciones y se suma, se obtiene:

$$\sin\alpha = \frac{d^2 - a^2 + 2ab\cos\beta}{2bd} \quad \text{Ecu. c20}$$

A dicho resultado se aplican relaciones trigonométricas, teniendo:

$$\cos\beta = \pm\sqrt{1 - \sin^2\beta} \quad \text{Ecu. c21}$$

Configuraciones Lambda, singulares relativas a θ . La singularidad relativa al ángulo θ , se da usando el mismo bucle vectorial de la ecuación (c17). Y reorganizando las ecuaciones (c18) y (c19) se excluirá el término α , de la siguiente manera:

$$a\cos\theta - b\cos(\theta + \beta) = b\cos\alpha \quad \text{Ecu. c22}$$

$$a\sin\theta - b\sin(\theta + \beta) + d = b\sin\alpha \quad \text{Ecu. c23}$$

Llevando al cuadrado las ecuaciones (c22) y (c23), y organizándolos en términos de seno y coseno, y aplicando la fórmula de suma de ángulos, la ecuación se acorta a:

$$A(\beta).\cos\theta + B(\beta).\sin\theta + C(\beta) = 0 \quad \text{Ecu. c24}$$

Donde:

$$A(\beta) = -2bd \sin \beta \quad \text{Ecu. c25}$$

$$B(\beta) = -2ad - 2bd \cos \beta \quad \text{Ecu. c26}$$

$$C(\beta) = a^2 + d^2 - 2ab \cos \beta \quad \text{Ecu. c27}$$

Reemplazando las ecuaciones (c25), (c26) y (c27) en (c24), se obtiene:

$$\theta = 2 \tan^{-1} \left(\frac{-B \pm \sqrt{B^2 - (C^2 - A^2)}}{C - A} \right) \quad \text{Ecu. c28}$$

Mecanismo de Klann. En otra investigación se consideró una plataforma Klann reconfigurable de cuatro patas, Figura 32, la cual se extrajo para el análisis del presente trabajo. (15)

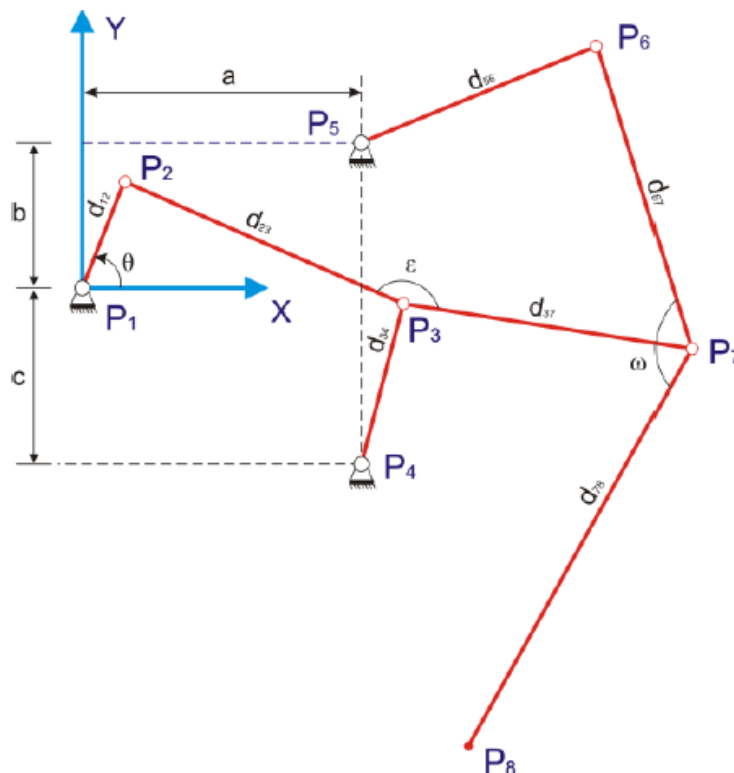


Figura 32. Relaciones entre ángulos de entrada y la posición de la pierna de Klann
Fuente: Sheba y otros, 2016

También se destacaron atribuciones al sistema de Klann (20), los cuales son:

- 6 enlaces por pierna, 180 grados de rotación del cigüeñal por zancada.
- La altura del escalón se logra girando el brazo de conexión que está unido a la manivela en un extremo y la mitad de la pierna en el otro.

- Gira sobre un balancín a tierra.
- El enlace Klann de seis barras es una expansión de las cuatro barras.
- El acoplamiento de Burmester se desarrolló en 1888 para grúas de puerto.
- Es muy compatible y portátil con menores eslabones para su movimiento.
- La cantidad de enlaces en el mecanismo de Klann es menor en comparación con la del mecanismo de Jansen. Es menos costoso.
- No requiere control por microprocesador ni gran cantidad de mecanismos de actuador. Sus enlaces están conectados por articulaciones de pivote.

Mediante la interpolación polinómica cúbica se generó una trayectoria suave en el extremo de la pata de Klann. (15) Definiendo el ángulo de entrada (manivela) como $r(t)$ y la velocidad de la manivela como $r'(t)$ en el término de tiempo (t).

La función de interpolación polinómica cúbica se detalla como:

$$r(t) = a_3t^3 + a_2t^2 + a_1t^1 + a_0 \quad \text{Ec. k1}$$

$$r'(t) = 3a_3t^2 + 2a_2t^1 + a_1 \quad \text{Ec. k2}$$

Donde: $a_i (i = 0,1,2,3)$ representa coeficientes y estos se derivan de dos puntos consecutivos en un conjunto de cuatro $(\theta_A, \theta_B, \theta_C, \theta_D)$ de una trayectoria dada. El primer punto se puede considerar como el estado inicial (θ_s) y el siguiente punto como el estado final (θ_f) , donde el tiempo de ejecución es de 0 a T (constante) (s). Desde el estado inicial (a_0) y (a_1) se puede derivar:

$$r(0) = a_0 = \theta_s \quad \text{Ec. k 3}$$

$$\dot{r}(0) = a_1 = \dot{\theta}_s \quad \text{Ec. k4}$$

Con el estado final (que ya está planeado) se obtiene:

$$r(T) = a_3T^3 + a_2T^2 + a_1T^1 + a_0 = \theta_f \quad \text{Ecu. k 5}$$

$$\dot{r}(T) = 3a_3T^2 + 2a_2T^1 + a_1 = \dot{\theta}_f \quad \text{Ecu. k6}$$

De las ecuaciones (k3) y (k6) se tiene:

$$a_3T^3 + a_2T^2 = \theta_f - \theta_s - \dot{\theta}_s T \rightarrow a_2 = \frac{3\theta_f - 3\theta_s - \dot{\theta}_f T - 2\dot{\theta}_s T}{T^2} \quad Ecu. k7.1$$

$$3a_3T^2 + 2a_2T^1 = \dot{\theta}_f - \dot{\theta}_s \rightarrow a_3 = \frac{-2\theta_f + 2\theta_s + \dot{\theta}_f T + \dot{\theta}_s T}{T^3} \quad Ecu. k7.2$$

Luego de las ecuaciones (k3), (k4) y (k7) se obtienen todos los coeficientes $a_i (i = 0,1,2,3)$. Usando el método de generación de trayectoria como se explicó anteriormente, la estrategia para la sincronización está diseñada. Como la interpolación de tercer grado se puede calcular de manera única, basada en condición inicial $\theta_s, \dot{\theta}_s$, las condiciones finales $\theta_f, \dot{\theta}_f$, y el tiempo de transformación T , la estrategia de sincronización se diseña definiendo estos estados.

Mecanismo de Theo Jansen. Uno de los mecanismos de locomoción animal es del escultor cinético holandés Theo Jansen, en cuya investigación se demuestra que este mecanismo crea movimientos similares al de algunos animales, el cual se denomina robot octópodo. (31) A través de estos tipos de mecanismos se busca la amplificación de la potencia muscular del hombre, sustituyéndolo en su trabajo físico a máquinas o instrumentos; acciones que son buscados para el sistema estructural exoesqueleto sobre extremidades superiores e inferiores de quien lo tripule, complementado el trabajo físico del personal de la salud, sobre pacientes intrahospitalarios de la tercera edad. (32), (33) Dicho mecanismo concibió un nuevo intento de mecanismo de pierna de inspiración biológica, Figura 33.

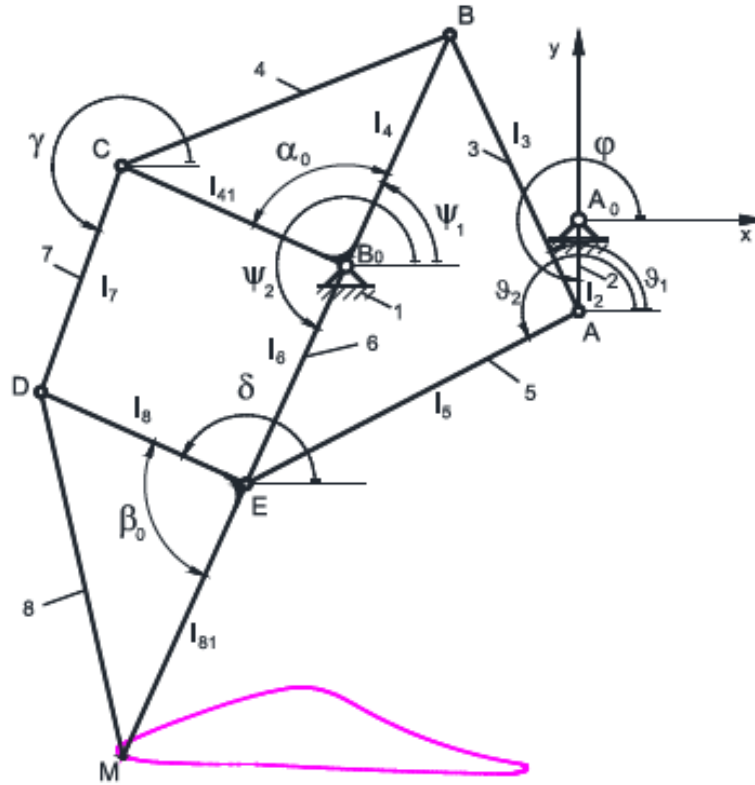


Figura 33. Mecanismo de Theo Jansen
Fuente: Lovasz y otros, 2016

Para calcular las coordenadas paramétricas del M a través de todo el ciclo de caminata, se desarrolló un modelo matemático para los análisis geométricos. (34) Las ecuaciones se desarrollaron usando el método del número completo. Las ecuaciones de los bucles cerrados son:

$$\begin{aligned}
 l_2 \cdot e^{i\varphi} + l_3 \cdot e^{i\vartheta_1} &= (x_{B_0} + i \cdot y_{B_0}) + l_4 \cdot e^{i\Psi_1} & \text{Ecu. t2.1} \\
 l_2 \cdot e^{i\varphi} + l_5 \cdot e^{i\vartheta_2} &= (x_{B_0} + i \cdot y_{B_0}) + l_6 \cdot e^{i\Psi_2} & \text{Ecu. t2.1} \\
 l_{41} \cdot e^{i(\alpha_0 + \Psi_1)} + l_7 \cdot e^{i\gamma} &= l_6 \cdot e^{i\Psi_2} + l_8 \cdot e^{i\delta} & \text{Ecu. t2.1}
 \end{aligned}$$

Donde x_{B_0} , y_{B_0} son puntos coordinales, Figura 34.

Al separar el término que contiene el ángulo (ϑ_1 o ϑ_2) en las ecuaciones t1 o t2 respectivamente, y mediante la multiplicación con su compleja relación conjugada, una ecuación en la forma siguiente resulta:

$$A_i(\varphi) \cdot \cos \Psi_i + B_i(\varphi) \cdot \sin \Psi_i + C_i(\varphi) = 0, \quad i = 1, 2, \quad (t2.2)$$

Donde:

$$A_1(\varphi) = 2l_4x_{B_0} - 2l_2l_4 \cdot \cos \varphi, \quad B_1(\varphi) = 2l_4y_{B_0} + 2l_2l_4\sin\varphi, \quad (t2.3)$$

$$C_1(\varphi) = X_{B_0}^2 + y_{B_0}^2 + l_2^2 - l_3^2 + l_4^2 - 2l_2x_{B_0} \cdot \cos \varphi - 2l_2y_{B_0} \cdot \sin\varphi, \quad (t2.3)$$

$$A_2(\varphi) = 2l_6x_{B_0} - 2l_2l_6 \cdot \cos \varphi, \quad B_2(\varphi) = 2l_6y_{B_0} + 2l_2l_6\sin\varphi, \quad (t2.3)$$

$$C_2(\varphi) = x_{B_0}^2 + y_{B_0}^2 + l_2^2 - l_5^2 + l_6^2 - 2l_2x_{B_0} \cos \varphi - 2l_2y_{B_0} \sin \varphi, \quad (t2.3)$$

Y luego de la ecuación (2.2) obtenemos la expresión para el ángulo de posición Ψ_1 ($i = 1,2$)

$$\Psi_1(\varphi) = 2 \cdot a \cdot \tan \frac{B_i(\varphi) - \sqrt{A_i(\varphi)^2 + B_i(\varphi)^2 - C_i(\varphi)^2}}{A_i(\varphi) - C_i(\varphi)} \quad (t2.4)$$

Se aplica un procedimiento similar para el tercer ciclo cerrado para calcular los ángulos de posición (δ).

$$A_3(\varphi) \cdot \cos \delta + B_3(\varphi) \cdot \cos\delta + C_3(\varphi) = 0, \quad (t2.5)$$

$$\delta_{(\varphi)} = 2 \cdot a \cdot \tan \frac{B_3(\varphi) - \sqrt{A_3(\varphi)^2 + B_3(\varphi)^2 - C_3(\varphi)^2}}{A_3(\varphi) - C_3(\varphi)} \quad (t2.5)$$

Donde:

$$A_3(\varphi) = 2l_6l_8 \cdot \cos \Psi_2 - 2l_{41}l_8 \cdot \cos(\Psi_1 + \alpha_0), \quad (t2.6)$$

$$B_3(\varphi) = -2l_6l_8 \cdot \sin \Psi_2 - 2l_{41}l_8 \cdot \sin(\Psi_1 + \alpha_0), \quad (t2.6)$$

$$C_3(\varphi) = -2l_6l_8 \cdot \sin \Psi_2 - 2l_{41}l_8 \cdot \sin(\Psi_1 + \alpha_0), \quad (t2.6)$$

Máquina “Deus exmachine”. Se considera a “*Deus ex machine*” como un diseño ecológico emocionante que ofrece experiencias inerciales únicas; (19) sensación buscada en esta investigación, para evitar el estrés en pacientes intrahospitalarios. La velocidad y la dirección de esta máquina son interpretaciones del estado sólido del movimiento intuitivo del ciclista. Las formas y estructuras están inspiradas en los insectos y el sistema musculoesquelético humano. Contiene un *ultracapacitor* eléctrico + DNP y un alcance de 60 millas

en 1 hora de funcionamiento, con una recarga de 15 minutos, y en 3 segundos alcanza de 0 a 60 y 75 revoluciones por hora, Figura 34.

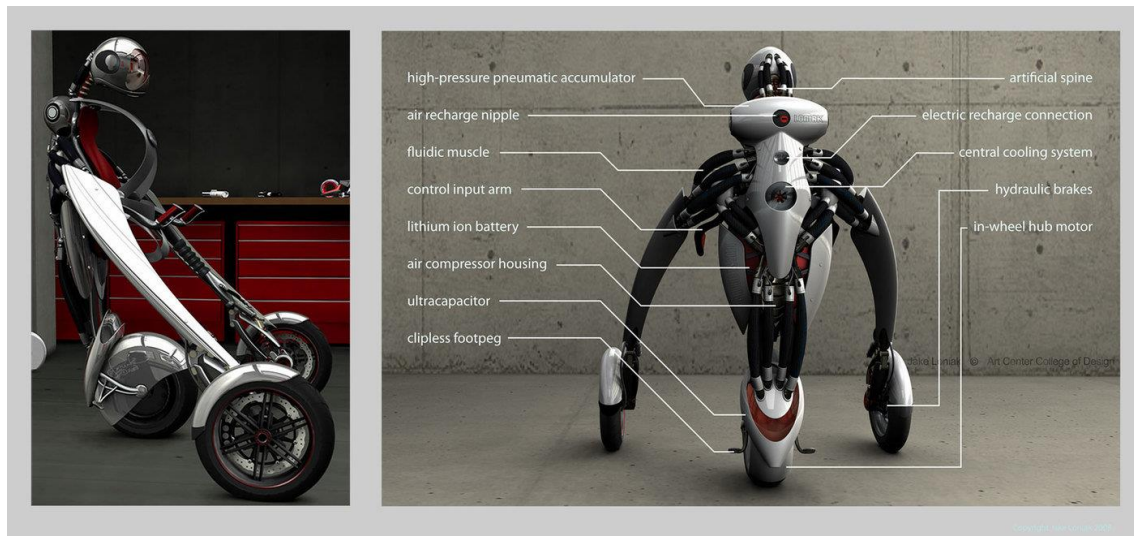


Figura 34. Partes detalladas de "Deus Ex Machine"
Fuente: Jake, 2008

El sistema integra tecnologías nuevas y existentes, con un diseño envuelto alrededor de muchas cosas de la vida, arquitectura, animales e insectos, logrando así compatibilizar los exoesqueletos de estas pequeñas criaturas con la alta tecnología, Figura 35.

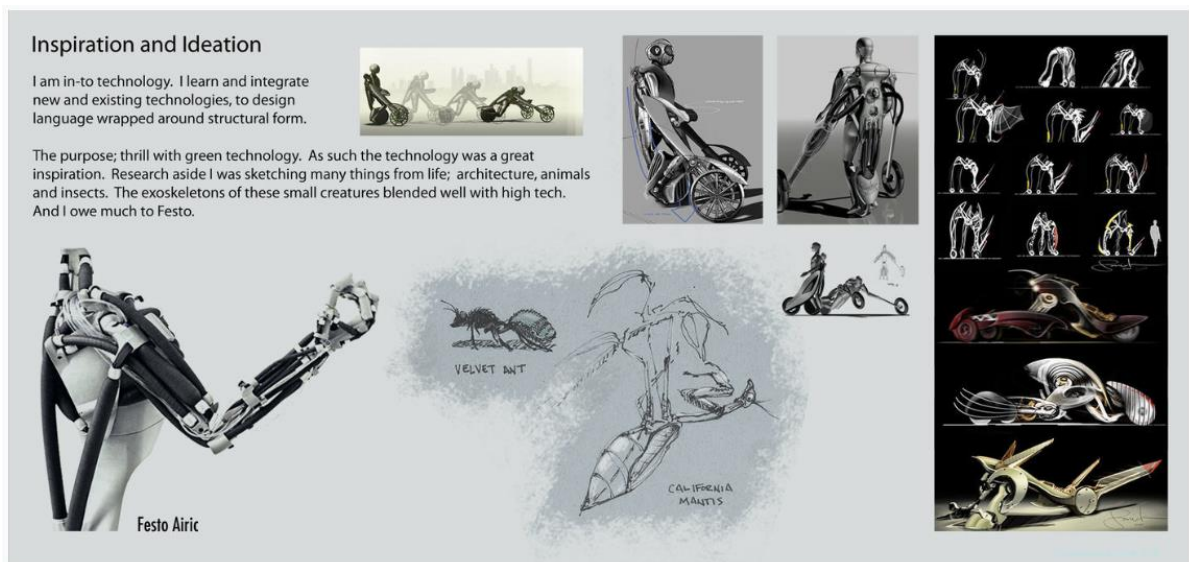


Figura 35. Diseño enfocado en arquitectura y animales
Fuente: Loniak, 2008

Mediante esta máquina el cuerpo humano experimenta fuerzas gravitacionales de manera diferente dependiendo de la posición del cuerpo, así como la aceleración del buceo que se puede sentir de muy pocas maneras, como

el paracaidismo o el salto de *bungee*. *Deus Machina* ofrece una aceleración de buceo a 60 mph en líneas de tres segundos, Figura 36.



Figura 36. Posiciones de funcionamiento de "Deus Ex Machine"
Fuente: Loniak, 2008

Y viendo como antecedentes, a máquinas en el mercado de ventas actuales, que se aproximan a la funcionalidad que deseamos obtener, tenemos a:

La empresa TCS ofrece a los médicos los mejores servicios de equipo quiroprácticos. (35) Los cuales son:

Hill Anatomotor. Es un líder de confianza entre las mesas de tratamiento de masaje de tracción durante casi 60 años, diseñado para masajes de tejidos blandos, tracción intermitente y constante calor y vibración. Cuenta con los siguientes implementos: Rodillos traseros semineumáticos; rodilleras y almohadilla de goma; temporizador, bloque de relleno (inserto), almohadilla superior y almohada de dos secciones; vibración; calor; velocidad variable; dispositivo de tracción cervical; *stool traction*; accesorios de tracción; altura fija de 22" a 32" / Ancho 24"; elección de 20 colores de vinilo; valorizado en \$5,160.00, Figura 37.



Figura 37. Máquina "Hill Anatomotor" para rehabilitación
Fuente: TCS, 2018

Tabla de descompresión (DOC). La presente maquinaria fue considerada, por las funciones avanzadas que tiene, las cuales algunas serán elegidas para nuestra máquina, de generación de movimiento pasivo en pacientes con úlcera por decúbito. La "DOC" proporciona descompresión lumbar y cervical y flexión de elevación. Viene estandarizado con las siguientes características: descompresión lumbar, descompresión cervical, rotación axial, flexión lateral, flexión de PA., tabla de elevación y centro de comando digital. Opciones que maneja la maquinaria: impresora, siesta en fundas de tapicería, pedal de elevación, pedal de flexión PA., motor lento, base negra o blanca. Las especificaciones técnicas que maneja son: consumo de energía: 120v 50/60 Hz.; consumo de corriente: 5 amperios máx. Las dimensiones de la mesa estándar: longitud retraída 77", largo extendido 86", longitud máxima con brazo de pantalla táctil 92", cojín pélvico ancho 27", cojín torácico / lumbar ancho 24", cojín cervical ancho 17", almohadilla de la mano al ancho de la almohadilla de la mano 30", almohadilla de la mano para tocar el brazo de la pantalla (ancho máximo) 44", altura estándar hasta la parte superior del cojín (min) 21", altura estándar hasta la parte superior del cojín (máx.) 29", altura estándar hasta la parte superior del brazo de la pantalla táctil de 36". Con un precio de \$14,420.00, Figura 38.



Figura 38. Tabla de descompresión DOC
Fuente: TCS, 2018

Taladro de columna 5/8" 450W Bauker. Sodimac, a través de su tienda online, presenta el mecanismo práctico para posicionar materiales a diferentes ángulos, con el fin de maquinarlos, mediante sistemas mecánicos convencionales. (36)

Características: presenta mandril rápido, botón de bloqueo de accionamiento permanente, mango auxiliar, botón de ajuste de posición de mango; material: acero; modelo: BD160, medidas: base 25x41cm, mesa: 19x19 cm, altura:157 cm, potencia: 450W, velocidad: 240-3090 r. p. m, voltaje: 220v-60 Hz, mandril: 16 mm, peso: 54 kg, uso: ideal para talleres de mecanizado, mantenimiento, líneas de producción; precio: S/700.00, Figura 39.



Figura 39. Taladro de columna 5/8" de 450W Bauker
Fuente: Sodimac, 2019

Características de aluminios según AEA

El aluminio de serie 1200 posee una combinación de propiedades que lo hacen muy útil en ingeniería de materiales (37), tales como:

Densidad: (2700 kg/m^3); carga rotura: $125 \times 10^6 \text{ (N/m}^2\text{)}$; límite elástico: $115 \times 10^6 \text{ (N/m}^2\text{)}$ con una deformación de 0.2%; límite de compresión casi nula (no compresible); Alargamiento en la rotura: 20 (%); dureza britnell: 37; módulo de elasticidad longitudinal o módulo de Young (E): $70 \times 10^9 \text{ (N/m}^2\text{)}$; módulo de elasticidad transversal o módulo de corte o módulo de cizalla (G): $26.3 \times 10^9 \text{ (N/m}^2\text{)}$; coeficiente de Poisson (ν): 0,33; conductor eléctrico (entre 35 y 38/ (Ωmm^2)) y térmico (80 a 230 W/(mK)), escala de Mohs: 2-3-4; resistente a la corrosión, maleable.

Existen dos tipos de aleaciones de aluminio: aleaciones de fundición, presentadas en forma de piezas moldeadas de diferentes conformaciones y que son propiamente aleaciones de aluminio. Y aleaciones de forjado (similar al laminado o extrusión), presentados en forma de plancha, láminas, tubos, perfiles diversos y ángulos.

A su vez, ambas clases de aluminio se dividen en: tratables térmicamente, no tratables térmicamente. Y las de térmicamente tratables, se subdividen en: envejecimiento natural y envejecimiento artificial.

Para designar las diferentes aleaciones de aluminio se emplea un sistema de 4 dígitos: el primer dígito (X xxx) indica el primer elemento de aleación, que se ha añadido a la aleación de aluminio, las principales series son: serie 1000: (99% de aluminio como mínimo); serie 2000 (cobre); serie 3000 (manganeso); serie 4000 (silicio); serie 5000 (magnesio); serie 6000 (magnesio y silicio); serie 7000 (zinc); serie 8000 (otros elementos).

2.3. Definición de términos básicos

Estas definiciones están basadas en la RIA, y aceptadas por la ISO: (18)

- **Mecanismo estructural.** Conjunto de elementos que ajustados entre sí y empleando energía mecánica cumplen una función, conformando el soporte de movimiento específico de una maquinaria.
- **Elemento mecánico.** Con respecto a diseño, un elemento mecánico es la parte básica de metal o diferentes materiales que en conjunto forman a una máquina.
- **Exoesqueleto pasivo.** Sistema que genera movimiento a quien lo tripule, ubicado externamente al cuerpo humano.
Avello, en la página 2 del mismo manual encuentra: (38)
- El mecanismo tiene elementos, los cuales tienen posibilidad de movimiento excepto uno, denominado elemento fijo.
- Los elementos están compuestos por partículas materiales, que se desplazan relativamente unas con respecto de otras cuando el elemento se encuentra bajo la acción de fuerzas exteriores.
- Úlcera por decúbito. Conocido como escara o úlcera por presión, problema fisiopatológico en la piel y partes blandas con pérdida de la continuidad de la piel. (25)
- Ergonomía. Interdisciplina científica, con el objetivo de estudiar las relaciones hombre-objeto-entorno, buscando optimizar la eficiencia de la acción humana.
- Datos antropométricos. Información cuya utilización coadyuva al incremento en la eficiencia, seguridad y comodidad, en las actividades humanas.
- Dimensiones estructurales: son las dimensiones de las distintas partes o elementos estructurales del cuerpo, por ejemplo: estatura, longitud del brazo, longitud de la mano, perímetro de la cabeza, altura de la rodilla.
- Dimensiones funcionales: son dimensiones que incluyen el movimiento y la acción de segmentos corporales en el espacio de trabajo, por ejemplo: zona de alcance funcional máximo de la mano, zona de alcance de comodidad, zona de alcance mínimo. (39)
- Mecánica tradicional estática: estudia los sistemas que se supone van a estar en equilibrio.
- Mecánica tradicional dinámica: estudia los sistemas que están en movimiento.
- Grados de libertad: es decir coordenadas independientes del sistema, y por lo tanto el número independiente de elementos que definen su movimiento. (18)

CAPÍTULO III METODOLOGÍA

3.1 Metodología aplicada para el desarrollo de la solución

Metodología principal

El desarrollo de la presente investigación se realizó mediante la metodología “diseño en ingeniería mecánica” (4); enfocada en el análisis y diseño del mecanismo a través de 6 procesos (Figura 40) de toma de decisiones:



Figura 40. Fases en interacciones del proceso de diseño
Fuente: Budynas, 2008

1. Reconocimiento de la necesidad. Es creativamente identificar y expresar una vaga inconformidad, un sentimiento de inquietud o la detección de que algo no está bien.
2. Definición del problema. De forma específica incluye objetivos del diseño, datos de entrada y salida (características, dimensiones y limitaciones). Las especificaciones definen: costo, cantidad a manufacturar, vida esperada y confiabilidad. Cualquier cosa que limite la libertad de elección del diseñador significa una restricción.
3. Síntesis. Invención o diseño del concepto, con investigación y comparación, mediante esquema, se elegirá el camino que conduzca al producto más competitivo. La “síntesis” y “análisis y optimización” se relacionan interactivamente. Inicialmente serán estimaciones gruesas para avanzar el proceso, refinando e iterando hasta obtener el diseño satisfactorio.
4. Análisis y optimización. Es la construcción e invención de modelos abstractos del sistema, que permitirán modelados matemáticos.
5. Evaluación. Se prueba en el laboratorio el diseño exitoso, para descubrir la satisfacción de la necesidad(es), mediante preguntas como: ¿Es confiable? ¿competirá exitosamente con productos similares? ¿Es económica su manufactura y uso? ¿Qué tan probable es que el producto propicie demandas legales? ¿Se obtiene un seguro con sencillez y a bajo costo? ¿Quizá sea necesario que se reconozca que se requiere reemplazar partes o sistemas defectuosos?
6. Presentación. Paso final de comunicar los resultados a otros.

Primer método auxiliar

Esta metodología es la síntesis de muchas metodologías utilizadas en investigaciones tecnológicas de Europa, destacadas por su evaluación de fallas y mejoras del prototipo mediante pruebas primarias del desarrollo de prototipos en físico (modelado digital y físico), acompañados de un soporte técnico de pruebas y simulaciones en softwares (evaluación digital y física), que los conllevan a resultados más sostenibles en fabricación y funcionamiento deseado; facilitando así la construcción directa de formas arquitectónicas infinitamente complejas y la realización física de la cinética sin la dificultad que suponen las representaciones complicadas y la posible mala interpretación. (5)

Se involucra a la ingeniería mencionando: “en ingeniería, esto es a través de una combinación de simulaciones digitales y pruebas empírico-físicas y desarrollo iterativo de técnicas de construcción”; permitiendo así superar las limitaciones de herramientas analíticas y de simulaciones digitales existentes. Inicia con el acondicionamiento metodológico a la investigación, posteriormente la revisión literaria para luego analizarlos, con los antecedentes se prosigue al “modelado digital y físico”, y “evaluación digital y física”, generando nuevas propuestas de mecanismos a investigar, de los cuales sobresaldrá una investigación en específico, procediendo a las conclusiones, ver Figura 41. (5)

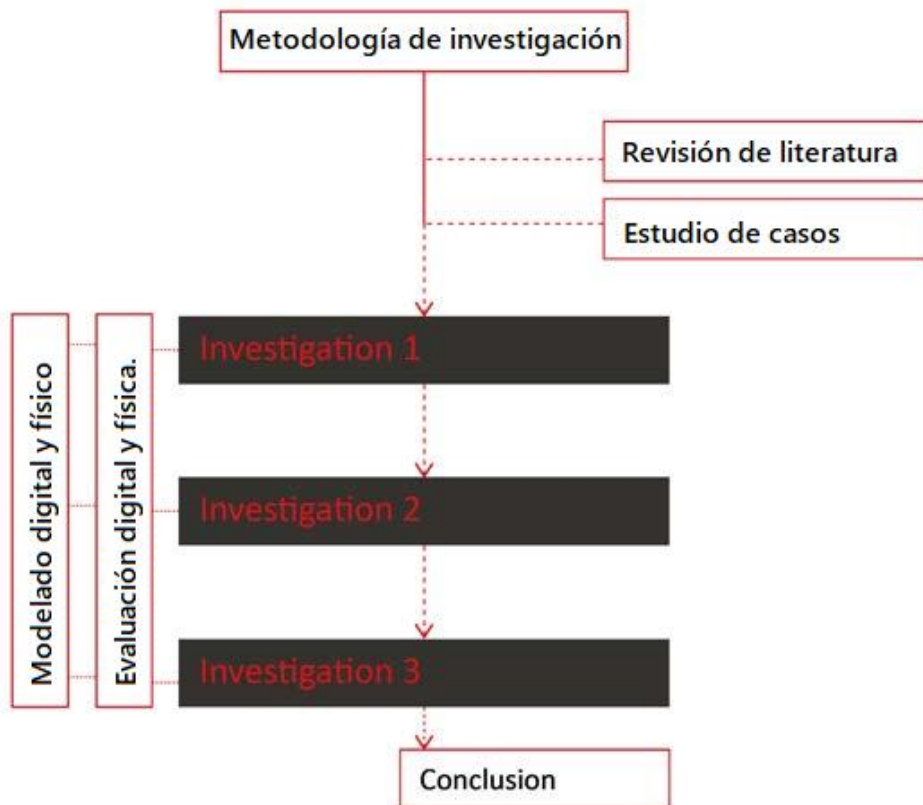


Figura 41. Diagrama de investigación de acción
 Fuente: Sharaidín, 2004

Segundo método auxiliar

“El diseño es la esencia del ingeniero” y la sociedad se esforzará siempre para más de lo que está disponible, empujando ingenieros, diseñadores y a inventores para producir continuamente ideas más innovadoras. Fundamentalmente en el proceso del diseño se establecen objetivos y criterios (síntesis, el análisis, la construcción, la prueba, y la evaluación). (6) Y según estas experiencias en proyectos de diseño, se detallan las actividades en:

1. Identificar una necesidad. Proceso básico del diseño de ingeniería, que a menudo los ingenieros no lo identifican, pero la sociedad descubre una necesidad.
2. Definir el problema. Definir apropiadamente el problema primero para mejorarlo. Solucionar un problema insignificante puede costar millones en el financiamiento y el tiempo precioso.
3. Investigación que conduce. Primero conocer tanta información posible, que alternadamente producen una solución mejor. Para conseguir un asimiento mejor en el problema actual cabe la pregunta: ¿qué se ha escrito sobre el tema?, ¿está algo ya en el mercado que puede solucionar el problema?, ¿cuál es incorrecto con la manera que se está haciendo?, ¿cuál es lo correcto con la manera que se está haciendo?, ¿quién fabrica la solución actual?, ¿cuánto cuesta?, ¿la gente pagará más si cuesta más?; posteriormente determinar la fuente de la información, porque son una solución ya existente, la ingeniería reversa es una técnica del aprender eficaz si otras “soluciones están disponibles en el mercado”.
4. Depurar la investigación. Eliminar cualquier solución extrema que fuera ineficaz, costosa, y físicamente imposible de crear.
5. Analizar criterios determinados. Los criterios o características tienen que ser establecidas por experiencia, investigación, estudios de mercado, y las preferencias del cliente. En este paso, las soluciones se comparan sobre una base cualitativa tal como aspecto, durabilidad y coste. La importancia de cada característica se debe convenir en el equipo de ingenieros para encontrar las soluciones razonables superiores al problema.
6. Encontrar soluciones alternativas. Este paso es una lista de soluciones posibles, se hace los pro y contra de cada solución para luego discutirlos. Los ingenieros crearán a veces una lista de comprobación de las características de las soluciones posibles y decididas que se podrían cambiar para mejorar el resultado final. “Reunión de reflexión” es una gran manera de decidir de cuál es bueno sobre la solución y qué se podría cambiar para mejorar la solución.
7. Analizar soluciones posibles. A este punto se condensará otra vez las soluciones posibles, mediante principios matemáticos, el ingeniero analiza el

- funcionamiento potencial de la solución para determinar si la solución es físicamente posible, y económicamente práctica usando el llano común.
8. Tomar una decisión. Es ser organizado. Tener tanta información posible sobre todas las soluciones alternativas hará más fácil evaluar el producto. Tener claro el objetivo para el problema y los criterios importantes para no desviarse.
 9. Presentación del producto. Los detalles sobre el producto se pueden dar visualmente a través de bosquejos exactos para describir ideas a técnicos y redactores. Los ingenieros acertados tendrán que comunicarse exactamente con “lenguajes escritos, hablados y gráficas para desarrollar e interpretar especificaciones”.
 10. Comunicando y vendiendo el producto. Vender y explicar el producto de una manera que persuada, mediante: el informe escrito, conteniendo una página de cubierta apropiada, extracto, contenido, cuerpo, conclusión, recomendación y apéndice.

Herramienta metodológica

La herramienta metodología del “descarte” (8) es para: tomar decisiones en desarrollo de un nuevo producto, diferenciando criterios que aportarán más valor cualitativo. Se compara alternativas para el estudio de la mejor opción, que dará mayor beneficio corporativo. (7) Se enfoca esta herramienta metodológica mediante:

1° Construcción de matriz. Analizando los posibles conceptos, se colocan en la primera columna, y los criterios (alternativas) que vamos a usar se ubican en la primera fila.

2° Estudio comparativo. Con la primera alternativa como base se comparará cada una de los siguientes “criterios” mediante “concepto”, valdrá +1 si es mejor que el criterio base o -1 si es peor, y 0 si son similares en importancia, ver Tabla 3.

3° Generación de prioridades. Al sumar los valores veremos criterios con mayores puntuaciones, a mayor puntuación mayor impacto generará, creando así una priorización de alternativas.

Tabla 3. Matriz de Pugh

		Criterio			
		Criterio1	Criterio2	Criterio3	Criterio4
Concepto	Viabilidad	=	1	1	-1
	Grado de innovación	=	1	1	-1
	Costo de desarrollo	=	0	1	-1
	Beneficio empresarial	=	-1	1	0
	Total		0	2	4

Fuente: Gonzáles, 2012

Tipo de investigación

Tecnológica

Existen trabajos que mencionan que la investigación tecnológica se hace con objeto de producir y experimentar tecnología. Y la finalidad de diseño estructural de mecanismos de un exoesqueleto, apoyado en hallazgos de investigaciones básicas y aplicadas, considerándose una investigación de tipo tecnológico. (40) (41)

Nivel de investigación

Aplicado

La investigación se considera de nivel aplicado, por aplicar tecnologías en exoesqueleto y arte cinemático, para solucionar problemas en pacientes adultos intrahospitalarios que sufren de úlcera por decúbito. (40)

CAPÍTULO IV

DISEÑO DE LA SOLUCIÓN

4.1. Metodología de investigación

La metodología principal fue acondicionada a necesidades de la investigación, mediante tres metodologías y una herramienta metodológica para procesos de descarte y toma de decisiones.

Teniendo presente: la practicidad en modelados y evaluaciones directas en prototipados físicos y digitales, expresados en la metodología “fachadas cinéticas” (plomo) (5); la metodología “investigación tecnológica en ingeniería” (negro) (6) que direcciona la investigación a un fin mercantil-manufacturado-lucrativo a través de sus 10 procesos en investigación; y la herramienta metodológica “descarte de Pugh para ingeniería” (7) para la toma de decisiones. Se acondicionó la metodología principal “diseño en ingeniería mecánica (celeste) (4) como se muestra en la Figura 42.

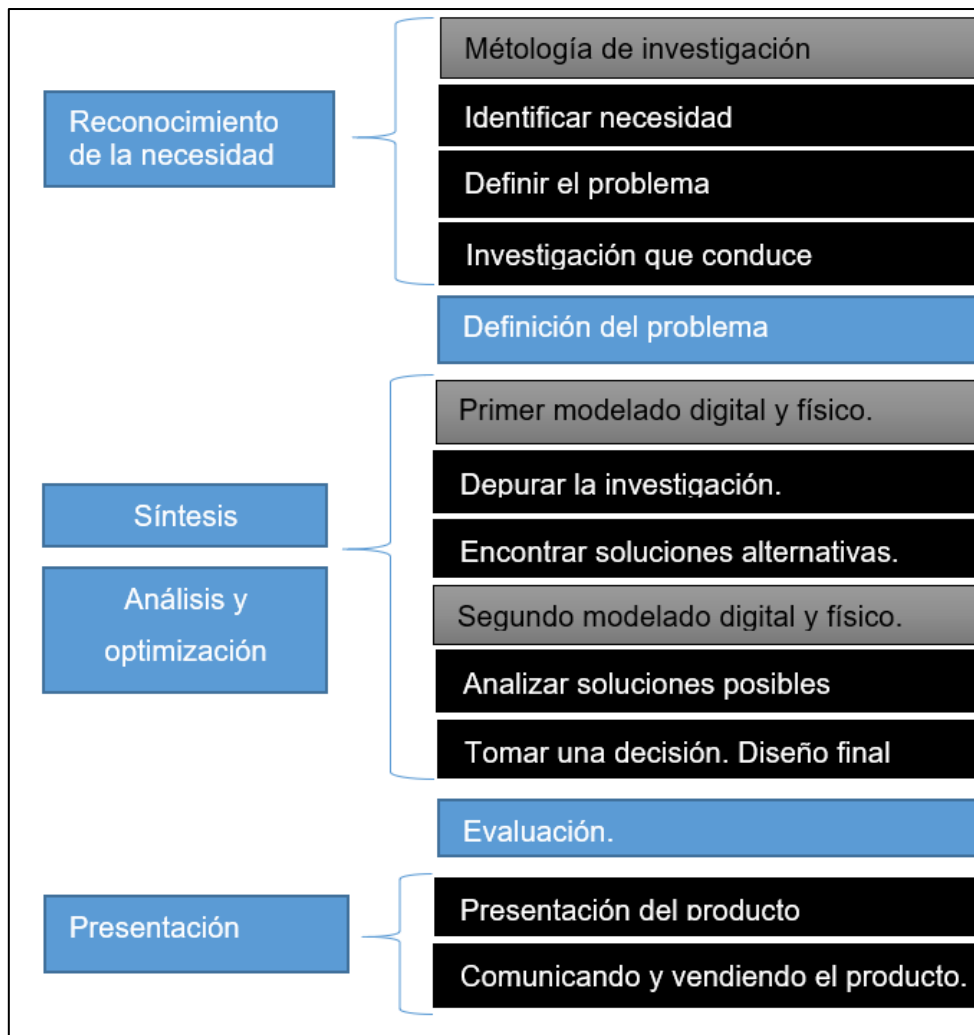


Figura 42. Metodología acondicionada a la investigación
Fuente: propia

A continuación, detallaremos el acondicionamiento que se dio a la metodología principal de Budynas: (4)

Metodología de investigación. Se acondicionará la metodología principal acorde a la investigación. (5)

Identificar necesidad. Es reconocer y expresar adecuadamente una necesidad que a menudo es la sociedad quien la descubre, que muy particularmente ya están elaborados o funcionando de una manera muy empírica, mediante prueba error, por parte de “ciudadanos curiosos”. Para ello, compartir la posible solución identificada a diferentes personas para producir ideas y enmarcar la necesidad a solucionar. (4) (6)

Definir el problema. Se definirá apropiadamente haciéndola más específica, incluyéndolas en el objetivo; considerando que un problema insignificante puede costar millones en el financiamiento y tiempo. (4) (6)

Investigación que conduce. Es buscar bibliografía para el marco teórico y producir alternadamente una solución, mediante la captación de referencias bibliográficas, basadas en tres preguntas principales: 1. ¿Qué se ha escrito sobre el tema? 2. ¿Está ya algo en el mercado que puede solucionar el problema? ¿Quién fabrica la solución actualmente?, 3. ¿Cuánto cuesta? Todas estas serán la base que nos conducirán a lograr nuestros objetivos específicos, ver Tabla 4. (4) (6)

Tabla 4. Recolección de base de datos

Según (De la cruz, 2016). En su paso 3 "investigación que conduce" genera preguntas:			
Tema a solucionar	Acción a tomar	Pregunta a utilizar para el descarte	Presentación
¿Qué se ha escrito sobre el tema?	Busqueda bibliografica	¿Innovación que presenta?	Innovación
¿Está algo ya en el mercado que puede solucionar el problema?y ¿quién fabrica la solución actualmente?	solucion existentes	¿Cantidad de referencias bibliograficas?	Bibliografía
	ingeniería reversa		
¿Cuánto cuesta?	Busqueda bibliografica	¿La rentabilidad que generaria para mi y él cliente, cuan buena sería?	Rentabilidad
En cuanto a temas propios de la investigación se considero:			
Tema a solucionar	Acción a tomar	Pregunta a utilizar para el descarte	Presentación
¿Cuánta similitud morfologica con el cuerpo humano mantiene?	Busqueda bibliografica	¿Cuan similar morfologicamente presenta el sistema, con referencia al sistema humano?	Similitud morfologica
¿Cuan similar al movimiento humano describe?	Busqueda bibliografica	¿Cuan similiar en movimiento describe el sistema, con referencia al sistema humano?	Similitud dinamica
Facilidad a modificaciones (distribuir fracaso)	Uso de intuición	¿Facilidad del diseño para sufrir cambios o incrementos?	Facil modificacion
Según (Budinas, 2008) y (De la Cruz, 2016) y . Existe un "punto de equilibrio" en las que interactuan:			
Tema a solucionar	Acción a tomar	Pregunta a utilizar para el descarte	Presentación
Economía	Experiencia en campo	¿La rentabilidad que generaria para mi y él cliente, cuan buena sería?	Rentabilidad
Cantidad manufacturada	Experiencia en campo	¿Facilidad de manufacturación?	Manufactibi lidad
Tolerancia	Experiencia en campo	¿Cuan adaptable a "tolerancias amplias" lograria a ser?	Menor tecnologia a implementar
Según (Rosalio, 2015) y (De la Cruz, 2016) consideran que la mayoría de clientes deben lograr sobre la maquina:			
Tema a solucionar	Acción a tomar	Pregunta a utilizar para el descarte	Presentación
Uso	Intuición	¿Será de facil uso, manipulación y operación?	Uso, manipulación y operación
manipulación	Intuición		
operación	Intuición		

Fuente: propia

Definición del problema. Es incluir los objetivos a diseñar como propuestas estructurales del exoesqueleto incluyendo todas las limitaciones de la investigación: intervalos máximos y mínimos de movimiento de cada miembro del paciente, peso de cada miembro del paciente, limitaciones dimensionales de cada pieza, cargas interactuantes sobre cada pieza, velocidad de giro de cada mecanismo, diagrama de fuerza cortante y momento flexionante de piezas

críticas, valor de Von Mises, URES, factor de seguridad, selección de material, planos a detalle de cada pieza, planos de preensamblaje, planos de ensamblajes generales, proceso de fabricación. (4)

Primer modelado digital y físico. Al elaborar prototipos (en físico) de mecanismo ya existentes mediante la ingeniería inversa, relevantes para la investigación, se observa la interacción real de la gravedad sobre el mecanismo. Y mediante el modelado digital se observa a detalle el dinamismo teórico-exacto; con el fin principal de tener un aprendizaje eficaz interiorizando y conociendo vivencialmente la interacción de estos mecanismos. (5), (6)

Depurar la investigación. Se realizará una reparación mediante la tabla de Pugh utilizando criterios de De La Cruz, de “análisis de criterios determinados” y mediante la “evaluación digital y física” de Sharaidin sobre mecanismo ya existentes. (8) (6) (5)

Se depurará con el fin de viabilizar el diseño económica y manufacturablemente, considerando la experiencia de De La Cruz, Budynas y Nisbett, donde señalan un “punto de equilibrio” entre diseño y comercialización viable (6) (4); mediante: economía (¿la rentabilidad que generaría para mí y el cliente, cuan buena sería?), cantidad manufacturada (¿cuán fácil, en tiempo y operaciones, sería su manufactura?), y tolerancia (¿cuán adaptable a “tolerancias amplias” lograría ser?); y considerando aspectos técnicos sobre el cliente se menciona que una máquina debe lograr: buen uso, manipulación y operación. (42) En esta depuración usar la Tabla 5.

Tabla 5. Matriz de Pugh acondicionada para la primera depuración

		Diseño										Grado de relevancia
		Diseño1	Diseño2	Diseño3	Diseño4	Diseño5	Diseño6	Diseño7	Diseño8	Diseño9	Diseño10	
Concepto	1 Similitud morfológica											17
	2 Similitud dinámica											16
	3 Manufacturabilidad											8
	4 Uso, manipulación, operación											10
	5 Facilidad a modificaciones											12
	6 Menor tecnología a implementar											9
	7 Rentabilidad											10
	8 Innovación											9
	9 Bibliografía											9
	Total											
Ponderado												

Fuente: propia

Para el concepto “1. Similitud dinámica” preguntarse: ¿Cuán similar al movimiento humano describe?, dar valoración de: “-1” si carece semejanza al movimiento humano, “0” si mediante cambios genera movimiento similar al cuerpo humano, y “+1” si el diseño describe movimientos similares al del cuerpo humano. Para el concepto “2. Similitud dinámica” preguntarse: ¿Cuánta similitud morfológica con el cuerpo humano mantiene?, dar valoración de: “-1” si carece similitud morfológica, “0” si podría optar similitud morfológica mediante cambios, y “+1” si tiene una similitud morfológica con el cuerpo humano.

Para el concepto “8. Innovación” preguntarse ¿Cuánta innovación presenta el sistema?, para asignar valores: “-1” si el diseño de innovación es novedoso, “0” si la innovación del diseño es común, “1” si el diseño presenta innovación ineficiente. Para el concepto “9. Bibliografía” preguntarse ¿Cuánta referencia bibliográfica se encuentra sobre el tema?, para asignarle valores: “-1” si presenta escasa información, “0” si presenta información necesaria, y “1” si la información es abundante frente a otros diseños.

Se considera una interacción entre el costo y cantidad manufacturada y la tolerancia, que Budynas la menciona como “punto de equilibrio”, el mencionado tema es el concepto “3. Manufacturabilidad” preguntarse: ¿Es posible de manufacturar?, con valores de “-1” si no es posible mediante los medios obtenidos, “0” si es dificultosa su fabricación, y “1” cuando es conveniente su

producción con los medios obtenidos en nuestra localidad. Para el concepto “6. Menor tecnología para implementar” preguntarse: ¿Cuán adaptable a “tolerancias amplias” adoptaría el diseño? (a menor tolerancia dimensional en piezas menor uso tecnológico), dando valores de “-1” si requiere tolerancia de ± 1 mm, “0” con tolerancia de ± 3 mm, “+1” si requiere de tolerancias de ± 5 mm. Para el concepto “7. Rentabilidad”, con la pregunta: ¿cómo es la rentabilidad que generaría para el cliente y para mí?, con valor de “+1” si es buena, “0” regularmente buena, y “-1” si no producirá una rentabilidad considerable. (4) (6)

Los clientes en su mayoría deben lograr sobre la máquina un buen: uso, manipulación y operación. Para el concepto: “4. Uso, manipulación y operación”, preguntarse: ¿Cómo es el uso, manipulación y operación de la máquina para el cliente?, dando valores de “-1” si se requiere un estudio adicional para lograr estos fines sobre la máquina, “0” si previamente se requiere mucha práctica, y “+1” si no solicita práctica previa a su uso. (42) (6)

Y Para el concepto “5. Facilidad a modificaciones” preguntarse: ¿facilidad del diseño para sufrir cambios?, valores con: “-1” si no acepta modificaciones, “0” si requiere manufactura extra para acoplar sistemas, y “+1” si acepta variaciones fácilmente.

Todas estas preguntas del cuadro se responderán con una anticipada revisión bibliográfica, experiencia y para algunos casos mediante la intuición; considerar que los grados de relevancia fueron considerados por intuición personal.

Encontrar soluciones alternativas: invención del diseño para generar movimiento en miembros superiores, inferiores, tronco y cabeza, y para dar cambio de posición al paciente. Las diferentes propuestas se investigarán y cuantificarán en términos de medidas establecidas y acondicionadas a la investigación para generar el descarte y selección de propuestas más eficientes. (8) Se generarán propuestas de sistemas mecánicos para el movimiento de los miembros del paciente, mediante algunas preguntas: ¿Cuál es incorrecto con la manera que se está haciendo?, ¿cuál es lo correcto con la manera que se está haciendo?, y acondicione la pregunta ¿la gente pagará mejor si cuesta más?, a:

¿qué se añadiría al sistema generado o modificado, para que el cliente pagara más? Ver Tabla 6. (6)

Tabla 6. Tabla base para generación de soluciones alternativas

Según De la cruz, 2016. En su paso 3 "investigación que conduce":	
Tema a solucionar	Acción a tomar
¿cuál es incorrecto con la manera que se está haciendo?	Sustentar con pruebas - referencias bibliograficas
¿Cuál es lo correcto con la manera que se está haciendo?	Producir modifcaciones de acondicionamiento al diseño requerido
¿La gente pagara mejor si cuesta más? - ¿modificando o añadiendo que sistema(s) pagarían más por la nueva máquina?	Producir modifcaciones de acondicionamiento al diseño requerido
Según Según (Rosalio y otros, 2015), un diseño mecanico interactuante con la perdona debe de ser	
Tema a solucionar	Acción a tomar
Facil uso. Por altos,bajos, gruesos, delgados, livianos, y pesados	Insertar característica al diseño propuesto (acorde a sus datos de curva de variabilidad)
Facil manipulado	Insertar característica al diseño propuesto

Fuente: propia

Segundo modelado digital y físico. Se modelará en físico y en software las propuestas de mecanismo desarrollados anteriormente, y así ver la interacción gravitatoria sobre los mecanismos, para evitar errores en su manufactura final, uso, y selección de materiales. (5) Y finalmente a este proceso se buscará explicar los resultados obtenidos mediante la experiencia de Sharaidin: ingeniería inversa para obtener dicho diseño en digital y así analizar en detalle, mediante análisis matemáticos en software; mediante:

- i. Obtención de movimientos dinámicos del sistema en software (poner en software toda la máquina).
- ii. Reconstrucción en software del prototipo simulado.
- iii. Realizar un análisis visual sobre el prototipo físico, donde interactúan condiciones inerciales y fuerzas exteriores, para obtener una asimilación directa de cómo funciona el mecanismo.
- iv. Análisis inverso. Uniendo y conociendo la cinética deseada y resultados ya obtenidos se generarán principios específicos que esta requiere del paciente para su correcto funcionamiento. (5) (6)
- v. Simulaciones cinéticas. Mediante las simulaciones cinéticas que describen el comportamiento de la máquina y los objetivos de la investigación obtendremos: verificar el avance del logro a obtener de los objetivos, y hasta qué punto nos alejamos de los objetivos en los resultados.
- vi. Obtención del diseño final para una toma de decisión final.

Analizar soluciones posibles. Se analizará el cumplimiento de las especificaciones requeridas mediante el descarte de Pugh (enfocado

técnicamente para su viabilidad lucrativo-manufacturable) con valores asignados acorde a parámetros técnicos (4) (6); ver Tabla 7.


Tabla 7. Tabla base para segunda depuración

Según (Budinas y otros, 2018) resalta las especificaciones técnicas que favorecen un "punto de equilibrio" entre economía y manufactura, los cuales son:					
Tema	Principio definido	Pregunta a utilizar para el descarte	Presentación	Valoración	
tamaños estándares	a mayor gama de implementos, promocionados en el mercado local, costaran menos	¿Sus implementos tienen amplia gama en venta en el mercado local?	cantidad de implementos locales	-.1	implementos, difícil de encontrar en el mercado externo
				0	implementos, difícil de encontrar en el mercado local
				+.1	sus implementos abundan en el mercado local
tolerancias amplias	a tolerancias más amplias a utilizar en cada implemento, serán más fácil de ensamblar	¿las tolerancia para ensamblar son amplias?	tolerancias dimensionales	-.1	requiere tolerancias +0.1mm
				0	requiere tolerancias +-10mm
				+.1	requiere tolerancia:+-1pulg.
cantidad manufacturada	a menor numero aproximado de piezas diferentes a fabricar será mejor en costo de fabricación	¿Número aproximado de piezas del sistema?	cantidad de piezas-ensamblajes	-.1	mayores a 7 piezas principales
				0	de 5 a 7 piezas principales
				+.1	menores a 5 piezas principales
estimaciones de costo	a mayor demanda los precios bajan, por lo tanto, a menor demanda centrar funcionalidades	¿Cuánto considera la demanda del producto?	demanda del producto	-.1	baja demanda, para un fin específico
				0	alta demanda, para fines similares.
				+.1	alta demanda, para otros fines más.
Según (De la Cruz, 2016) menciona, en cuanto a aspectos técnicos generales practicos:					
Tema	Acción a tomar	Pregunta a utilizar para el descarte	Presentación	Valoración	
Eficiencia (ineficaz)	a mayor eficiencia del sistema en interacción con todo el sistema, aportara mayores beneficios para el paciente y fabricante	¿Capacidad para cumplir adecuadamente su función?	eficiencia	-.1	no muy eficiente
				0	eficiente
				+.1	muy eficiente, soporta sistemas externos
demanda (costosa)	el plus del diseño, debe insentivar al cliente a pagar más por el diseño, con tecnología accesible al fabricante.	¿el plus, insentiva al cliente a pagar más, y tecnológicamente accesible al fabricante?	plus; insentivador, posible fabricar	-.1	plus; desinteresante, con tecnología externa para fabricarlo
				0	plus; insentivador, con tecnología externa para fabricarlo
				+.1	plus, insentivador, con tecnología local para fabricarlo
fabricación (físicamente imposible de crear)	a menor iteraciones de piezas, será menos compleja su estudio y fabricación	¿Cuan compleja son las interacciones entre sus piezas?	complejidad de iteraciones	-.1	mayor a 16 iteraciones
				0	de 8 a 16 iteraciones
				+.1	menor a 8 iteraciones

Fuente: propia

Los tamaños estándares de implementos a utilizar brindan una reducción significativa de costos, y para ello es necesario tener acceso a la lista de materiales en venta en el mercado, sin desechar la experiencia: a mayor cantidad de piezas compradas, estas cuestan menos, que las de tamaño poco comunes; y todas estas piezas a menudo con tolerancias amplias son elaboradas por máquinas con velocidades de producción alta, siendo así más fácil de ensamblar. (4) (6) Considerando estos conceptos se extrajeron temas principales (estimaciones de costo, cantidad manufacturada, tolerancias amplias y tamaños estándares) relacionando íntimamente el costo con la producción; que en preguntas se presentan así: ¿cuán amplia es la gama de implementos que proporciona el mercado local? ¿Se tiene acceso a las listas de materiales en venta, del mercado? ¿Las piezas a utilizar requieren tolerancias amplias? ¿Cuán fácil de ensamblar será el diseño propuesto? ¿Cuánto es el número aproximado de piezas a implementar en el sistema propuesto? ¿Aproximadamente, cuán costosa sería su fabricación en un medio local? ¿Cuán dependiente es el diseño de otros sistemas para su análisis y funcionamiento?, todas estas preguntas se presentan en la Tabla 8.

Tabla 8. Matriz para segunda depuración

		DISEÑOS PROPUESTOS										Grado de			
		GUÍA	MIEMBRO SUPERIOR		MIEMBRO INFERIOR			COLUMA VERTEBRAL		SISTEMA DE GIRO					
		humano	SUPERIOR1	SUPERIOR2	INFERIOR1	INFERIOR2	INFERIOR3	VERTEBRAL1	VERTEBRAL2	GIRO 1	GIRO 2		GIRO 3		
DECISIONES	1	cantidad de implementos locales	=												13
	2	tolerancia dimensional	=												11
	3	cantidad de piezas-ensamblajes	=												14
	4	demanda del producto	=												16
	5	eficiencia	=												15
	6	plus; insentivador, posible fabricar	=												17
	7	Complejidad de iteracción	=												14
		TOTAL	=												100
		Ponderado	=												

Fuente: propia

Para el grado de relevancia se le relacionó a la dependencia de caracteres que estos tienen, asignándoles valores de 16 puntos para “Demanda”, 14 puntos para “Uso de implementos locales”, 13 puntos para “Número de implementos”, 11 puntos para “Tolerancia de piezas”, 17 puntos para “Plus”, 15 puntos para “Eficiencia”, 14 puntos para “Complejidad”; tal como se muestra en la Tabla 9.

Tabla 9. Asignación de grados de relevancia para segunda depuración

dependencia de caracteres, para grado de relevancia		
característica independiente	características dependientes	puntuación
Demanda	Uso de implementos locales	14
	Número de implementos	13
	Tolerancia de piezas	11
	Plus	17
Plus	Eficiencia	15
	Complejidad	14

Fuente: propia

Donde: para la decisión “1. Cantidad de implementos locales” preguntarse: ¿los implementos a utilizar tienen amplia gama en venta en el mercado local?, dando valoración de: “-1” si los implementos son de difícil adquisición en el mercado externo, “0” si los implementos son de difícil adquisición en el mercado local, “+1” si los implementos a utilizar abundan en el mercado local. Para la decisión “2. Tolerancias dimensionales” hacerse la pregunta: ¿las tolerancias de cada pieza son amplias, para ser ensambladas?, dando valoraciones: “-1” si requiere tolerancias de ± 0.1 mm, “0” si requiere de tolerancias ± 5 mm, “+1” si requiere de tolerancias ± 0.5 pulg. Para la decisión “3. Cantidad de piezas - ensamblajes” hacerse la pregunta: ¿número aproximado de piezas del sistema, y la cantidad de ensamblajes que estos requieren?, dando valoración de: “-1” mayores a 7 piezas principales, “0” de 5 a 7 piezas principales, “+1” menores a 5 piezas principales. Para la decisión “4. Demanda del producto” hacerse la pregunta: ¿cuánto considera la demanda del producto?, dando valores de: “-1” si la demanda es baja y el diseño sirve solo para un fin específico, “0” si la

demanda es alta y el diseño sirve solo para fines similares a su propósito inicial, “+1” si la demanda es alta y el diseño sirve en su uso para otros fines más. Para la decisión “5. Eficiencia” hacerse la pregunta: ¿cuánto es su capacidad para cumplir adecuadamente su función?, asignando valores de: “-1” si no es muy eficiente, “0” si es eficiente y “+1” si es muy eficiente al punto de soportar ensambles o acondicionamientos de sistemas externos. Para decisión “6. Plus, incentivador, posible fabricar” hacerse la pregunta: ¿cuán incentivador es el plus, para hacer que el cliente decida pagar más por la máquina y al mismo tiempo sea tecnológicamente accesible al fabricante?, dando valores de: “-1” si el plus es no interesante para el cliente y además demande al fabricante tecnología externa, “0” si el plus es incentivador para que el cliente pague más por la máquina y demanda al fabricante el uso de tecnología externa, “+1” si el plus es incentivador para que el cliente pague más por la máquina y demanda al fabricante el uso de tecnología local para elaborar dicho plus. Y para la decisión “7. Complejidad de interacciones” hacerse la pregunta: ¿cuán complejas son las interacciones entre sus piezas?, dando valores de: “-1” si el sistema requiere mayor a 16 interacciones, “0” si el sistema requiere de 8 a 16 interacciones, “+1” si el sistema requiere menor a 8 interacciones.

Tomar una decisión. Se tomará la decisión de selección del diseño final usando la intuición, basados en la: experiencia, investigación, estudio de mercado y preferencias del cliente. (6) Este proceso implica detallar las evoluciones o refinar las puestas interactuándolos hasta que se obtenga un diseño final; con la propuesta de Budynas y Nisbett, que proponen que sea satisfactorio para cada componente individual y general del exoesqueleto (con ayuda de evaluaciones de modelado digital y físico) que tuvieron cada parte del sistema en total, para finalmente obtener un solo sistema. En este proceso reformular todo para no desviarse del objetivo principal, que anteriormente se modificaron los mecanismos cuantas veces fue posible, para finalmente obtener un diseño. (4)

Evaluación. Se realizaron dos áreas: “evaluación digital” (5) y “propuesta de manufactura” (4), (6); todos estos sobre el diseño final, con un fin de ver a detalle los movimientos dinámicos del mecanismo, y la selección de material en

software, para evitar desarrollar un sinnúmero de ecuaciones matemáticas, que el programa evita y agiliza en cuestión de tiempo y agilidad imaginativa.

Presentación del producto. Con todo los análisis y obtención del diseño final, se redactarán diapositivas e informe final de la investigación con los resultados, conclusiones y recomendaciones para futuras investigaciones.

Comunicando y vendiendo. Paso final de publicar y comunicar los resultados a otros, siendo efectivos en la forma elocuente de expresarse para dar a entender a los interesados y futuros inversionistas de futuras investigaciones derivadas de la presente.

4.2 Identificar necesidad

Al inicio se planteó una bicicleta aerodinámica, tripulado en posición decúbito ventral (boca abajo) lo cual fue comentado a diferentes personas, ante comentarios de la convencionalidad del diseño, se planteó el cambio de ruedas por patas, dicha propuesta fue planteada a amigos y familiares quienes observaron de otra forma el uso de esta posible máquina, dando a conocer (familiares y conocidos médicos y enfermeros) la necesidad de una máquina que posicione boca abajo al paciente y logrando moverle los miembros superiores e inferiores para evitarle escaras; fue de esta forma que se identificó una necesidad intrahospitalaria por parte de personal de la salud.

4.3 Definir el problema

Se define a una necesidad específica de generar movimiento en el paciente, para evitarle la úlcera por decúbito, buscando que este mecanismo genere movimiento pasivo a través del menor número posible de grados de libertad. Lo cual se sustenta en el Anexo 1, el cual es una entrevista realizada al médico encargado de hospitalizaciones del hospital Daniel Alcides Carrión de Huancayo; y en el Anexo 2, entrevista realizada a la médica encargada de UC del hospital Daniel Alcides Carrión de Huancayo.

4.4 Investigación que conduce

Se enfocó la búsqueda bibliográfica en mecanismos con un grado de libertad, tales como: mecanismo de Theo Jansen, mecanismo de Klann, y mecanismo de Hoekens; detallados en el Anexo 3.

4.5 Definición del problema

A mayor edad del paciente intrahospitalario, la probabilidad de desarrollar escenarios de úlceras por presión se incrementa, produciendo inactividad y complicaciones secundarias que le producirían la muerte; por ello se enfatiza en pacientes de 60 a más años. (1) , (3), (9), (10) Para lo cual se extrajeron los siguientes datos:

Basado en la investigación del INEI (3) y Mimdes (43) (44); en las últimas tres décadas el Perú experimentó envejecimiento en su población, de 5.4% de adultos mayores en el año 1970 a 7%, y para el 2025 se estima que la población adulta mayor alcanzará el 12.4%; así mismo, mencionan que la Valoración Geriátrica Integral debe implementarse en el Perú, tanto en la atención primaria de salud como en los hospitales y fuera de ellos; por ello el énfasis de la presente investigación.

Al 2017 la población total peruana censada es de 29 381 884, de los cuales 8 268 183 (el 28.1% de la población total) habitantes están en la sierra, dentro del cual Junín alberga 1 246 038 habitantes; con un 48.9% de varones y un 51.1% de mujeres para la región Junín; de los cuales 7 774 731.58 habitantes tienen de 0 a 14 años, 138 340.4196 habitantes tienen entre 15 a 64 años, y 140 802 habitantes son de 60 a más años de edad. (2) (pp. 9, 16, 20 y 27).

Basado en la investigación del INEI (3) y Mimdes (43) (44) dan a conocer que los pacientes de 80 a más años hospitalizados alcanza el 30%, y de 70 +/- 4.68 años representan el 10% de la población adulta del país; lo cual llegaría a ser 56 320.8 personas de la edad adulta intrahospitalaria.

Se menciona que el 61.25% de pacientes son tratados en el Minsa y 38.57% en hospitales de EsSalud; por ello que se enfoca en un hospital huancaíno

perteneciente al Minsa; de dichos pacientes el 31.25% tienen de 60 a 69 años, el 39% de 70 a 79 años, y el 29.75% de 80 a más años; de los cuales 50.5% son mujeres y el 49.5% varones. De ello podemos afirmar que 34 496.49 pacientes intrahospitalarios de la edad adulta son atendidos por el Minsa. (3)

Uniendo resultados se resalta que el “15.75% de pacientes intrahospitalarios de la edad adulta muestra el problema geriátrico de úlceras de presión; encontraron que el 31.5% de pacientes hospitalizados tiene alto riesgo de desarrollar úlceras de presión durante la hospitalización aguda, según la valoración hecha mediante la Escala de Norton, el 11.3% tuvo riesgo moderado y el 57% un riesgo mínimo o inexistente; y a medida que avanza la edad, el riesgo de úlcera por presión es mayor”; con una prevalencia a nivel hospitalario y de residencias geriátricas, hay una variación entre 2 a 25%, siendo el costo anual de estas lesiones en Estados Unidos de los 1.3 billones de dólares. De los cuales se desarrolla que 5 433.19 pacientes intrahospitalarios de la edad adulta muestran problemas geriátricos de úlcera por presión; dentro de los cuales 1 711.45 son de alto riesgo, 613.95 son moderados y 3 096.92 son de grado mínimo. (45) (46) (47)

Un 95% del 60% de casos que desarrollan úlcera por decúbito en el medio intrahospitalario, pueden ser evitables con un cuidado meticuloso y continuo. En investigaciones realizadas en el Perú, en medios intrahospitalarios del Minsa y EsSalud, de personas que desarrollan este tipo de úlceras, no es un 60% sino un 15.75%; para la obtención de la cantidad de pacientes que podrían evitar el desarrollo de úlceras, se considera un 95% del 15.75%, siendo 5 163 pacientes. (1)

Ante la necesidad de producir movimiento sobre el paciente, sería muy extenso el investigar un mecanismo que genere movimiento pasivo en todo el cuerpo del paciente, por ello se seleccionaron algunas partes críticas, partiendo de la suposición (basada en vivencias e inspecciones visuales) que en procesos intrahospitalarios el paciente desarrolla casos de estrés, debido a prolongados tiempo de reposo. Existen dos zonas del cuerpo que son muy significativas con la presencia de estrés, aumentando así la presencia de síntomas

musculoesqueléticos en las áreas: zona inferior del cuello, y la espalda; también en el presente estudio se encontró una asociación entre el estrés y la incomodidad en las muñecas y las rodillas. (13) La doctora Valdivieso, encargada del área de UCI del hospital Daniel Alcides Carrión de Huancayo, menciona en su experiencia que, los pacientes en estado de coma o con falencias de movimiento desarrollan úlcera por decúbito en zonas de escasa presencia muscular y al contacto del sistema óseo con la camilla, disminuye el fluido del torrente sanguíneo, siendo el principal causante de este caso, ante ello estos tipos de pacientes requieren movimiento en articulaciones principales como son las rodillas, codo, columna vertebral, tobillo y dedos de los pies. (48) Se deduce que los pacientes intrahospitalarios al desarrollar casos de estrés les genera presencia de síntomas musculoesqueléticos que aumentan el problema de úlcera por decúbito, por ello mediante este sistema exoesqueleto, se busca aliviar estas partes afectadas por el estrés musculoesquelético en zona inferior del cuello, la espalda, muñecas, y rodillas; y así apoyar en el tratamiento y/o prevención de la úlcera por decúbito.

Para una adecuación antropométrica se debe considerar que las dimensiones críticas del puesto de trabajo se adapten al 90% de la población de usuarios, para ello el puesto debe poder ser usado, manipulado y operado por personas altas y bajas, gruesas y delgadas, livianas y pesadas, de acuerdo con los datos de su propia curva de variabilidad. Para llegar a dicho 90% se utilizan tablas propuestas por Ávila y col., considerando valores de menores dimensiones (percentil 5) (de niños de 11 años de la población mexicana, por ser más próximos a las medidas de la población huancaína) y de las personas de mayores dimensiones (percentil 95), extremos entre los que se encuentra el 90% de la población. Ante ello se diseñaron sistemas dotados de variación en su longitud, cumpliendo en algunos casos la función de no tan solo brindar movimiento pasivo al órgano, sino también protección, así como los huesos que no tan solo facilitan la locomoción, sino que también la protección de órganos principales. Tomando como punto principal, para el funcionamiento de nuestros sistemas, la estatura máxima del varón y la estatura mínima de la mujer. Para el diseño de valores de movimientos ergonómicos extremo-máximos, tomando las medidas del varón, pero para volúmenes musculares se toman medidas de las

mujeres (por desarrollar mayor volumen muscular), y para medidas longitudinales máximas de miembros superiores e inferiores, se toman medidas del varón, y para las mínimas, las de las mujeres. (42)

Otro dato importante para nuestro diseño es tener bien en claro las dimensiones del cuerpo humano que influyen en el desempeño de las personas, que son de dos tipos esencialmente:

- a) Dimensiones estructurales: son las dimensiones de las distintas partes o elementos estructurales del cuerpo, por ejemplo: estatura, longitud del brazo, longitud de la mano, perímetro de la cabeza, altura de la rodilla.
- b) Dimensiones funcionales: son dimensiones que incluyen el movimiento y la acción de segmentos corporales en el espacio de trabajo, por ejemplo: zona de alcance funcional máximo de la mano, zona de alcance de comodidad, zona de alcance mínimo.

Que para una buena interacción entre máquina-humano, será indispensable la utilización correcta de estas dimensiones, para un diseño al 90% de calidad.

Se evitarán utilizar datos promedios; porque en una investigación, basada en Ávila y col. por sus experiencias y vista técnica dan a conocer: que el promedio es un dato teórico obtenido de la división de la sumatoria de todos los datos de una muestra, entre el total de datos no es un dato real, y los datos reales que por casualidad resultan iguales, son pocos. (42) En segundo lugar, este dato “promedio” solo indica que alrededor de él se agrupan todos los demás, y nunca que la mayor parte de los datos son iguales a este. En tercer lugar, una adecuación a los datos promedio, deja en graves problemas al 45% de la población que generalmente es mayor o menor que el promedio.

Para la investigación no se consideran medidas de la mayoría de los usuarios (que en este caso peruano sería la población adulta mayor) porque a dicha edad la persona decae físicamente; por ello se trabajó con medidas extremas, jóvenes mercaderes huancaínos. La estatura promedio del comerciante huancaíno es de $159,9 \pm 5,8$ cm. (49) (50)

Al principio se extrajeron datos de medidas antropométricas de México (por ser más completas) y datos antropométricos muy generales de mercaderes de Huancayo (datos escasos), para que, a través de la regla de tres simple, se lograra conseguir datos antropométricos más completos de la población huancaína; pero no resultó eficiente, por la variación de datos como se muestra en la Tabla 10.

Tabla 10. Obtención errónea de datos antropométricos

	Datos base obtenidos de México				Datos generados para Mercaderes Huancaínos			
	Varones		Mujeres		Varones		Mujeres	
58. perímetro rodilla me		403		406	385.77	0	0	383
60. perímetro supran	206	231	197	219	221.13	187.03	208	228

Fuente: propia

Incorrectamente se dedujo que los datos generados para el sector 58 (perímetro rodilla medio) y 60 (perímetro supramaleolar) deberían ser directamente proporcionales a la base de datos obtenidos de México, donde se observa que para el sector 58 sí cumple, mas para el sector 60 no se cumple; ya que en varones este dato tendría que ser mayor que al de las mujeres, resultado que no se cumple mediante esta regla de tres simple. Ante ello se utilizó una variable (sumatoria de longitudes de órganos, entre la estatura total; una variable diferente para cada percentil obtenido) lo cual fue utilizado para la generación de cada sector; este método fue óptimo para todos los sectores, dando como resultado datos directamente proporcionales a los datos originarios. En el proceso de mayor revisión bibliográfica sobre anatomía, se afirma que los órganos humanos tienen tamaños, formas y funcionalidades variantes acorde a la geografía y actividad que desempeñan dichas personas. (3) Ante ello se plantea, que el mecanismo a proponer debería de variar longitudinalmente; para ello, se tomaron medidas máximas y mínimas en longitud y volumen; dimensiones máximas de mexicanos y dimensiones mínimas de peruanos reflejadas en medidas de niñas mexicanas que se aproximan a dicha talla; para así lograr un 90% de calidad en el presente diseño.

Inicialmente se utilizaron, para dimensiones mínimas, a niñas mexicanas de 11 años (por aproximarse a las dimensiones de las mujeres huancaínas), pero resultó incorrecto, ya que a la edad de 11 años ellas son más altas que los niños (y se busca datos mínimos), cosa que no pasa en la adultez (los varones son

más altos que las mujeres); ante ello se optó por tomar medidas de solo niños de 11 años e incluir las medidas del género femenino dentro del percentil 5 de los niños (estatura mínima 1325.00 mm), y es con este percentil que se trabajó como estatura mínima. Para medidas máximas en tamaños, se consideró a los “trabajadores industriales-zona metropolitana Guadalajara de 18 a 65 años” (estatura máxima 1780 mm) y a “zona metropolitana de Guadalajara de 60 a 90 años” y como volúmenes máximos se tomaron las medidas femeninas (ver tablas de los Anexos 94, 95, 96, y 97), datos que engloban las dimensiones de adultos huancaínos. En conclusión, se consideró como estatura mínima 1.325 m y como estatura máxima 1.78 m. Cuyos datos (Anexos 5, 6, 7 y 8) se procesaron para la generación de las siguientes tablas.

Requerimientos para mecanismo de miembro superior

Mediante otros datos se seleccionaron, ordenaron y acondicionaron los datos (ver Tabla 11) para el diseño estructural de miembros superiores. (39) (42)

Tabla 11. Antropometría, dimensiones estructurales y funcionales para miembro superior

N°	Descripción	Niño		Varones		Mujeres	
		5	95	5	95	5	95
1	Peso	25.8	55.5	55.31	97.3	48	88
2	Estatura total	1325	1549	1576	1780	1471	1658
39	Long.de la mano	141	174	158	185	158	185
41	anchura de la mano	75	97	83	103	83	104
14	anchura max del cuerpo	326	461	455	596	434	578
15	diam.transversal torax	206	298	293	398	268	374
18	alcance brazo frontal	495	631	590	810	631	741
6	Altura al hombro	1053	1261	1281	1477	1209	1380
7	Altura al codo	816	984	988	1145	941	1080
9	Altura muñeca	621	763	757	919	727	840
11	Altura dedo medio	470	596	584	697	565	663

Fuente: propia

Se dan parámetros de ángulos de giros de los miembros superiores del cuerpo humano, con valores máximos y mínimos para una adecuada práctica del deporte; que en esta oportunidad servirán para poner parámetros de giro a nuestro diseño de sistema que generará movimiento pasivo en miembros superiores del paciente intrahospitalario con úlcera por decúbito (51) (52), ver Tabla 12.

Tabla 12. Flexión y extensión en codo

	Postura	Normal	Esfrozado	Músculos intervinientes
Flexión del codo	Codo flexionado y en movimiento conducido	145º	165º a 170º	Braquial anterior, supinador largo, bíceps braquial.
Extensión del codo	Codo a extensión y en movimiento conducido	0º	- 5º a -10º	Triceps braquial, ancóneo.

Fuente: propia

Flexión del codo: en un movimiento conducido, la amplitud alcanza los 145º, lo cual se eleva hasta 160º +5º o +10º si es movimiento forzado; los músculos intervinientes son: braquial anterior, supinador largo, bíceps braquial. Trabajándose en el diseño un máximo de 145º para la flexión.

Extensión del codo: en un movimiento conducido la amplitud alcanzada solo por algunas personas, consiguen la hiperextensión que con gran laxitud de los ligamentos se logran entre los -5º y -10º; músculos que intervienen en la extensión del codo: tríceps braquial, ancóneo. Tal como se detalla en forma resumida en el Anexo 59. Para el diseño del mecanismo para miembro inferior se considera que el mecanismo no desarrolla extensión en el codo.

Tabla 13. Flexión y extensión en hombro

	Postura	Normal	Esfrozado	Músculos intervinientes
Flexión del hombro	Codo flexionado y en movimiento conducido	180º	180º	Braquial anterior, supinador largo, bíceps braquial.
Extensión del hombro	Codo a extensión y en movimiento conducido	-50º	-50º	Triceps braquial, ancóneo.

Fuente: propia

Flexión o antepulsión del hombro: con intervención de la cintura escapular y de la columna vertebral al final se alcanza los 180º; los músculos intervinientes: coracobraquial, pectoral mayor, trapecio, serrato mayor, deltoides.

Extensión o retrusión del hombro: con intervención de la cintura escapular y de la columna vertebral al final se alcanza -50º de forma ayudada o impulsada; músculos intervinientes: redondo mayor, redondo menor, deltoides, dorsal ancho, romboides, trapecio, ver Tabla 13.

Así mismo, se generaron dimensiones para mecanismos que generan movimiento al brazo y antebrazo, como se muestra en la Tabla 14.

Tabla 14. Requerimiento dimensional para mecanismo de miembro superior

Codigo de eslabon	Valor.máx.Dinar	Valor.máx.Estat	Valor.min.Dinar	Valor.min.Estat
Longitud total miembro superior	886	810	625	495
brazo (a)	332		237	
Antebrazo(b)	554		388	
divisor (e)	266		189.6	
Piñon (d)	133		94.8	
ancho de mano	222	185	151	141
ancho espalda con brazo		104		75
díametro torax		596		326

Fuente: propia

El rango del movimiento (ROM): en flexión activa es 145°, en flexión pasiva 160° y en hiperextensión de 5° a 10°. Para lo cual se tomó el ROM máximo de una flexión pasiva, por estar el sujeto en reposo, tal como se muestra en la Figura 43.

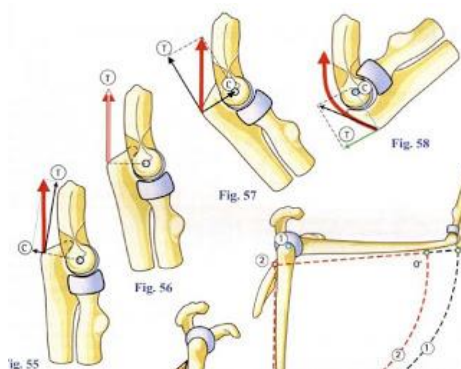


Figura 43. Rango del movimiento en hombro
Fuente: Aravena y col., 2011

Siendo una dificultad: la característica de variación de longitud del sistema; dificultad en: el tiempo de fabricación, mayor costo, peso, estética y sobre todo incrementaría el valor de venta de la maquinaria directamente proporcional al costo de inversión de fabricación. Deseando mantener la característica principal: el uso del mecanismo por personas de diferentes longitudes de brazo, se realizó el estudio de movimiento de los extremos del brazo y antebrazo para ver la variación que estos tienen y proponer un sistema con un movimiento de variaciones mínimas en dichos extremos, para ya no incorporar un mecanismo adicional que regule dicha variación dimensional del paciente.

Para la obtención de la variación permisible del extremo superior del brazo, se extrajo y procesó, mediante la Figura 44 (a). [suspensión del hombro, (52)]. Y en la Figura 44 (b). (ángulos formados por el excedente de 95mm, graficado en 3D, mostrado en los ejes (ZY).

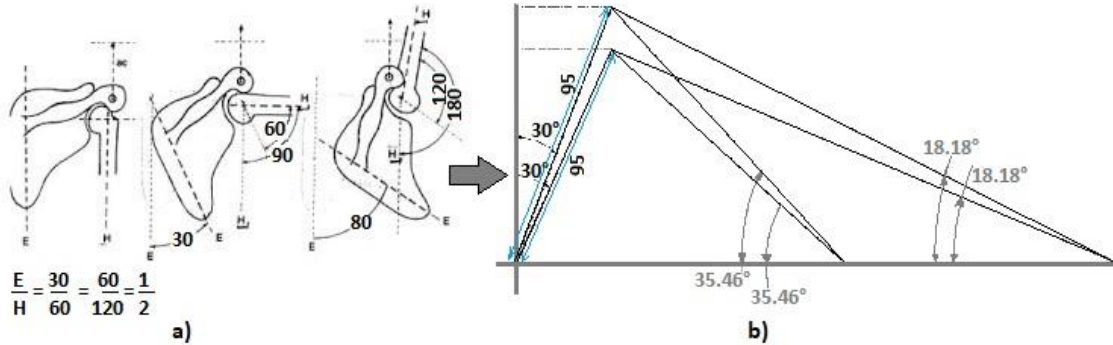


Figura 44. Análisis de suspensión del hombro
Fuente: propia

Mediante el excedente de 95 mm creado para evitar el sistema de incremento en los brazos, se observa que a dicho incremento se crea un ángulo máximo de 35.46° (con una ancho de longitud mínima estático de 326 mm) en el hombro, y un ángulo mínimo de 18.18° (con un ancho de longitud máximo estático de 596 mm); mencionados ángulos están dentro de los rangos permisibles; al mismo tiempo en la simulación se observa que dicho sistema produce un movimiento en las tres direcciones (XYZ) y sobre todo enfatizaremos en movimiento en el eje ZY ya que este movimiento logrado proporciona movimiento sobre la parte inferior del cuello, área que buscamos mover mediante el sistema estructural para columna vertebral, por ser un área con dolores musculares por el estrés y por ende propenso próximo a complicar y/o producir úlcera por decúbito. Mediante simulaciones de movimiento en 3D de esta pieza, se puede percatar que no es necesario que la estructura-exoesqueleto cuente con este incremento de 95 mm; ya que esta función cumplirá el sistema de prótesis de sostén del exoesqueleto, como un sistema de retén que evite al paciente resbalar dentro del propio sistema. De la misma forma, mediante las simulaciones en 3D se detectó que el sistema estructural para el movimiento pasivo en las manos es una función que más eficientemente lo puede desarrollar el sistema de “prótesis de sostén del exoesqueleto”.

Requerimiento para mecanismo de miembro inferior

Y mediante datos antropométricos y dimensionales estructurales y funcionales (39), (42) se generó la Tabla 9 exclusivamente para esta área, a través de los cuales se modificó el diseño principal, para suplir movimientos ergonomía que requiere el paciente. Ver Tabla 15.

Tabla 15. Antropometría, dimensiones estructurales y funcionales para miembro inferior

N°	Descripción	Niño		Varones		Mujeres	
		5	95	5	95	5	95
1	Peso	25.8	55.5	55.31	97.3	48	88
2	Estatura total	1325	1549	1576	1780	1471	1658
12	Altura de la rodilla	364	462	434	526	411	491
16	Diam.bitrocantérico	215	301	310	387	321	420
26	altura maxima al mus	96	152	127	178	126	185
27	altura de la rodilla	398	504	473	556	435	508
28	altura poplitea	339	416	374	453	338	406
30	anchura de caderas	237	343	328	423	347	472
31	long.nalga rodilla	441	553	537	640	534	625
32	long.nalga poplitea	355	458	432	526	434	513
44	long.total del pie	207	250	217	250	217	250
46	anchura del pie	77	97	83	99	83	99
52	altura trocanter mayc	681	796	810	940	759	896
50	perimetro de la panto	238	350	315	420	315	426

Fuente: propia

Flexión en cadera: con la rodilla flexionada y en movimiento conducido la amplitud llegará a 120° y si es forzado a 145°; los músculos intervinientes son: psoas iliaco, sartorio, recto anterior, tensor de la fascia lata, recto interno.

Extensión en cadera: con la rodilla flexionada y en movimiento conducido se alcanzan unos 10°, que aumentan a 20° o 30° en movimiento forzado, con la pierna extendida llega a 20° y si se fuerza alcanza hasta 30°; músculos intervinientes: glúteo mayor, bíceps femoral, semimembranoso, semitendinoso, ver Tabla 16.

Tabla 16. Flexión y extensión en cadera

	Postura	Normal	Esfrozado	Músculos intervinientes
Flexión de la cadera	con rodilla flexionada y en movimiento conducido	120°	145°	Psoas Iliaco, Sartorio, Recto Anterior, Tensor de la Fascia Lata, Recto interno.
Extensión de la cadera	con rodilla flexionada y en movimiento conducido	-10°	-20° ó -30°	Glúteo mayor, bíceps femoral, semimembranoso, semitendinoso.
	Con pierna extendida	-20°	-30°	

Fuente: propia

Flexión en rodilla: en un movimiento ayudado o forzado con la cadera flexionada su amplitud alcanza los 160°; y si el movimiento es conducido alcanza

los 140° y con extensión de la cadera puede llegar normalmente a los 120°; músculos que intervienen: sartorio, recto interno, semimembranoso, semitendinoso, bíceps femoral.

Extensión en rodilla: considerar que no existe un movimiento de extensión puro; forzando la hiperextensión se puede llegar a los 5° o 10°; músculos que intervienen: cuádriceps, vasto externo e interno, recto anterior, crural. Ver Tabla 17.

Tabla 17. Flexión y extensión en rodilla

	Postura	Normal	Esfrozado	Músculos intervinientes
Flexión en rodilla	con rodilla flexionada y en movimiento conducido	-120°	-145°	Sartorio, recto interno, semimembranoso, semitendinoso, bíceps femoral.
Extensión en rodilla	No existe un movimiento de extensión puro	-	5° ó 10°	Cuádriceps, vasto externo e interno, recto, crural.
	Con extensión de la cadera	-	-120°	

Fuente: propia

Procesando estos valores, se generó la Tabla 18, para dimensionar las piezas de los mecanismos.

Tabla 18. Requerimiento dimensional para mecanismo de miembro inferior

Código de eslabon	Valor.máx.Dinar	Valor.máx.Estat	Valor.min.Dinar	Valor.minimo.Es
Longitud total miembro inferior	973.5	940	680.5	681
muslo (a)	469	414	312	317
pierna(b)	504.5	526	368.5	364
divisor (e)	375.2	331.2	249.6	253.6
Piñon (d)	187.6	165.6	124.8	126.8
mayor ancho muslo		185		96
ancho muslo	103		59	
ancho cadera	472	420	237	215
ancho max pierna		135.60332		75.7596014
ancho del pie		99		77

Fuente: propia

Requerimiento de mecanismo para tronco y cabeza

Según la distribución del peso corporal de Zatsiorsky y de Leva y los datos de Ávila y col. (39) se desarrolló la Tabla 19.

Tabla 19. Antropometría, dimensión estructural y funcional, de cabeza y tronco

N°	Descripción	Niño		Mujeres		Varones	
		5	95	5	95	5	95
1	Peso	25.8	55.5	55.31	97.3	48	88
2	Estatura total	1325	1549	1471	1658	1576	1780
4	Altura al oído	1195	1542	1314	1455	1370	1551
6	Altura al hombro	1053	1261	1209	1380	1281	1477
7	Altura al codo	816	984	941	1080	988	1145
15	Diametro transversal del torax	206	298	268	374	293	398
34	Anchura de la cabeza	140	160	134	164	134	165
52	Altura trocanter mayo	681	796	759	896	810	940
41	ancho-mano	75	97	83	104	83	103
23	Altura-hombro-sentad	416	518	511	591	535	638
53	Altura cresta iliaca	133	155	158	236	158	223
30	anchura de caderas	237	343	347	472	328	423
4- 52	Cervical,dorsal,lumbar	514	746	555	559	560	611
23-53	dorsal, lumbar	283	363	353	355	377	415
6-7	dorsal	237	277	268	300	293	332

Fuente: propia

Al doblar el tronco hacia atrás, es competencia de los suboccipitales a nivel cervical; transverso-espinosos, espinosos, dorsal ancho, interespinosos y serratos en la extensión dorsal, y multífidos y cuadrado lumbar en la extensión lumbar, ver Tabla 20.

Tabla 20. Parámetros de movimiento ergonómico en tronco y cabeza.

Columna Vertebral					
ANGULOS DE VARIACIÓN					
	Extensión	Flexión	N° piezas	V.ang.und.E	V.ang.und.F
Movimiento global	160	140	31		
Columna Lumbar	35	30.625	5	7	6.125
Columna Dorsal	60	52.5	12	5	4.375
Columna Cervical	75	65.625	7	10.7142857	9.375
sacro	10	8.75	5	2	1.75
coxis			2		
DIMENSIONES					
	(x)erecto.Max	(x)erecto.Min	xy.erecto.max	xy.erecto.min	
Talla	1780	1325			
Columna verttebral total	611	454.817416			
Columna Lumbar	83	61.7837079			
Columna Dorsal	332	247.134831	170	126	
Columna Cervical	103	76.6713483			
sacro y coxis	93	69.2275281			

Fuente: propia

Flexión del tronco: la amplitud total del movimiento se fija alrededor de los 140°; músculos intervinientes: recto anterior, escalenos, oblicuo mayor, oblicuo menor del abdomen. Es el movimiento de doblar el tronco hacia adelante, a nivel cervical es responsabilidad de la musculatura anterior del cuello, escalenos y esternocleidomastoideo, y en el resto de los niveles este movimiento lo realizan

los abdominales: recto anterior, oblicuos, transverso profundo, y el psoas cuando hablamos de la flexión lumbar.

Extensión del tronco: la amplitud global se fija en 160° , la cual se distribuye a lo largo del: Lumbar 35° , Dorsal 60° y Cervical 75° ; los músculos que intervienen son: dorsal largo, interespinoso, transverso espinoso, complejo mayor y menor, esplenio, y cuadrado Lumbar. Es el movimiento de doblar el tronco hacia atrás. La columna vertebral adulta consta de 26 huesos: 7 vértebras cervicales, 12 vértebras torácicas, 5 vértebras lumbares.

Flexión y extensión en cabeza-cervical: la amplitud global para flexión es de 45° , igual que para la extensión total.

Teniendo en consideración los datos para la columna vertebral, se procedió a desarrollar un análisis del movimiento de la columna vertebral en software, ver Figura 45.

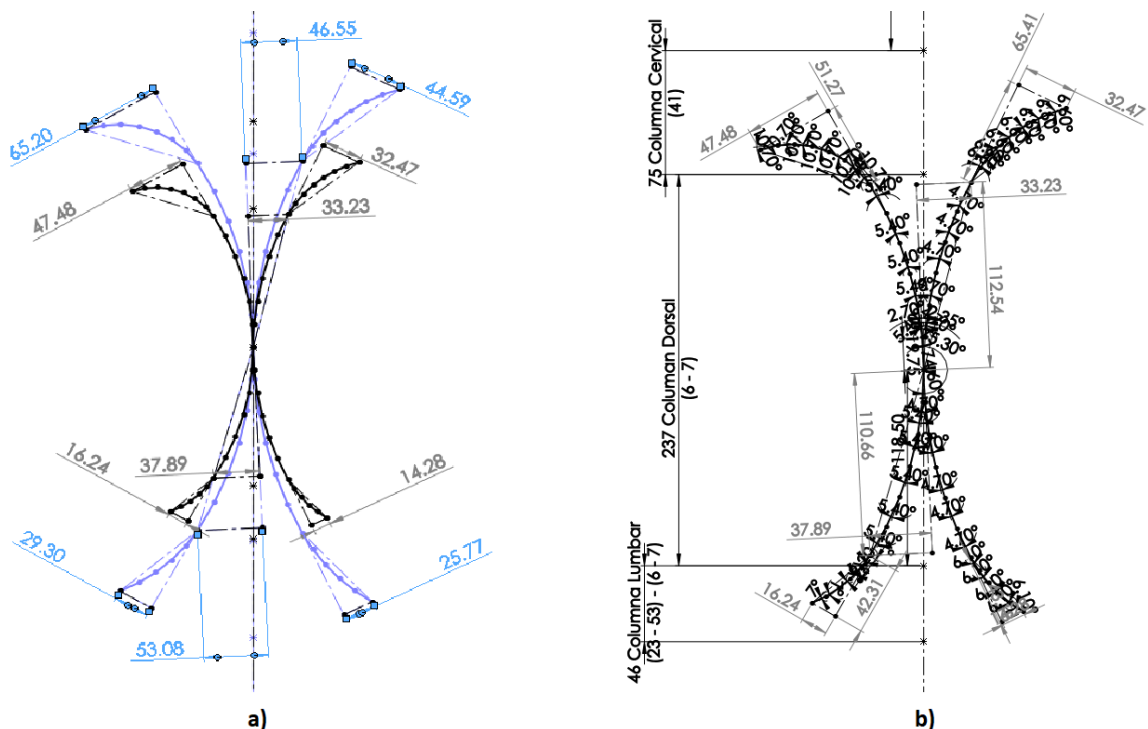


Figura 45. Extensión y flexión máxima en columna vertebral
Fuente: propia

En la Figura 45 (a) los valores a la derecha son dimensiones máximas de flexión, y valores de extensión los de la izquierda; así mismo las líneas de color

celeste pertenecen a dimensiones de varones adultos con un percentil 95, y las líneas de color negro y plomo pertenecen a medidas de niños de 11 años a un percentil 5. Mediante el presente gráfico se da a conocer el porqué de la decisión de tomar valores mínimos para el sistema, ya que si se toman los valores máximos no se cumplirían para las personas de menor estatura (que desarrollan menor recorrido a un mismo ángulo de giro). Considerando ello se detallan a continuación los valores específicos que especifica cada movimiento, las personas de menor estatura a un percentil 5.

En la Figura 45 (b) se concluye que la columna cervical a un movimiento máximo de extensión se desplaza -47.48 mm y recorta su longitud de 75 mm a 51.27; mientras que a un movimiento de flexión logra desplazarse +32.47 mm y recorta su longitud de 75 mm a 65.41 mm. En la columna dorsal a un movimiento máximo de extensión se desplaza -37.89 mm x 2 und., y reduce su longitud de 237 mm a 221.32 mm; y para un movimiento máximo de flexión logra desplazarse +33.23 mm x 2 und., y reduce su longitud de 237 mm a 225.08. Mediante estas variaciones de longitudinales desarrollaremos las dimensiones mecánicas del sistema.

4.6 Primer modelado digital y físico

Se realizó el modelado en el software *SolidWorks*, de los mecanismos: Theo Jansen, Klann, y Hoeckens. Para ello se extrajeron datos de las dimensiones de cada mecanismo detallados en sus patentes. En el prototipado en físico del mecanismo de Klann, se realizó a escala acondicionada a la medida de un pie humano, en material de madera, el cual no funciona adecuadamente por el peso de la madera, por ello se concluyó que estos mecanismos deberían de ser ligeros para un buen dinamismo y en lo posible con la menor cantidad de piezas. Los siguientes prototipados en físico se realizaron en material *Tecnopor*, resultando más viable en manufactura, costo y dinamismo de los mecanismos.

4.7 Depurar la investigación

La matriz morfológica (Tabla 21) sirve para ver las opciones que tenemos para una mejor elección del sistema y componentes a utilizar en el presente proyecto.

Tabla 21. Matriz morfológica de propuestas existentes

FUNCIONES	A	B	D
Mecanismo miembro inferior	Theo Jansen	Klann	Hoekens
Mecanismo miembro superior	Theo Jansen	Klann	Hoekens
Mecanismo Columba vertebral	Douglas	Margolin	
Sistema de giro	Deus Ex	Taladro de Banco	

Fuente: propia

Primer análisis (azul): el diseño del sistema estructural para miembros inferiores y, el diseño estructural para miembro superior, han sido enfocados en el mecanismo de Theo Jansen; el diseño estructural para el mecanismo de columna vertebral enfocado en el arte cinético de Douglas; y para posicionar al paciente se utilizará el principio de giro que emplea *Deus Ex*.

Segundo análisis (rojo): el diseño del sistema estructural para miembros inferiores y, el diseño estructural para miembro superior, han sido enfocados en el mecanismo de Klann; el diseño estructural para el mecanismo de columna vertebral enfocado en el arte cinético de Margolin; y para el sistema de posicionamiento o giro del paciente se utilizó el principio de giro que emplea *Deus Ex*.

Tercer análisis (anaranjado): el diseño del sistema estructural para miembros inferiores y, el diseño estructural para miembro superior, han sido enfocados en el mecanismo de Hoekens; el diseño estructural para el mecanismo de columna vertebral enfocado en el arte cinético de Douglas; y para el sistema de posicionamiento o giro del paciente se utilizó el principio de giro que emplea la máquina Taladro de banco.

La matriz morfológica para este tipo de selección resulta muy básica, por no considerar la asignación de grados de relevancia para la selección de cada

diseño propuesto, y tampoco considera mecanismo que al principio solo buscamos prototiparlos en físico y en software para estudiarlos, y si los consideramos en esta matriz morfológica se vuelve muy engorroso por tener diseños seleccionados solo para un rubro y no pertenecer a un conjunto de análisis a estudiar. Ante ello, se optó por el uso del método de depuración de Pugh, desarrollada a continuación, Tabla 22.

Primera depuración de Pugh

El análisis de todos los datos obtenidos empezó depurándolo con criterio (primera depuración de Pugh), basado principalmente en direccionar el arte del diseño a ser viable económicamente y manufacturablemente posible para ser insertado en el mercado; para ello se seleccionaron diez “diseños” que describen un movimiento similar a los miembros superiores, miembros inferiores, columna vertebral o giro de la persona al momento de caminar, dichos diseños fueron: diseño1-Cuerpo humano (por ser el mecanismo base de los siguientes sistemas); diseño2-sistema Theo, diseño3-sistema Klann, diseño4-sistema Pasibot, diseño5-sistema Hoekens, diseño6-sistema Autómata, diseño7-sistema Douglas, diseño8-sistema Margolin, diseño9-sistema *Deus Ex*, diseño10-Taladro de banco. Diseños que fueron sometidos a intereses (económicos, manufactura productiva, e innovación que influyen para alcanzar el objetivo principal de la investigación), que se han plasmado en el área de “concepto”, los cuales son: similitud morfológica; similitud dinámica; manufactura; uso, manipulación, y operación; facilidad a modificaciones; menor tecnología a implementar; rentabilidad; innovación; bibliografía. A los cuales se asignaron valores (“-1”, “0” y “1”) según la metodología utilizada, mediante la intuición (generada por experiencia del investigador y revisiones bibliográficas del método de Pugh). Tabla 22.

Tabla 22. Primera depuración de la investigación

		Diseño										Grado de relevancia	
		Miembro: superior, e inferior					Columna vertebral		Giro				
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10		
		Cuerpo humano	Sistema THEO	Sistema KLANN	Sistema PASIBOT	Sistema HOEKENS	Sistema AUTOMATA	Sistema DOUGLAS	Sistema MARGOLIN	sistema DEUS EX	Taladro de banco		
Concepto	1	Similitud morfológica	=	0	1	0	-1	1	1	1	1	0	14
	2	Similitud dinámica	=	0	0	0	0	0	0	0	0	1	13
	3	Manufacturabilidad	=	-1	0	-1	1	-1	0	0	-1	1	10
	4	Uso, manipulación, operación	=	0	0	-1	1	-1	1	1	-1	1	10
	5	Facilidad a modificaciones	=	-1	0	-1	1	-1	1	1	0	1	12
	6	Menor tecnología a implementar	=	1	1	1	1	-1	1	0	-1	1	11
	7	Rentabilidad	=	-1	-1	-1	1	-1	0	1	0	1	9
	8	Innovación	=	1	1	1	0	1	0	1	1	0	12
	9	Bibliografía	=	1	1	1	0	1	1	0	1	1	9
Total		0	0	3	-1	4	-2	5	5	0	7	100	
Ponderado		0	1	37	-9	38	-17	56	57	4	74		

Fuente: propia

Para consolidar uno de los notorios resultados (no aceptación de sistemas automatizados) (15), se menciona que a mayor número de patas se incrementan los problemas de estabilidad, costo, tamaño, sistema de control complejo y problemas de mantenimientos asociados.

Para afirmar que los diseños tendrán una alta aceptación en el mercado, se desarrolló una tabla ponderada de los diseños propuestos hasta el momento. La Figura 46 es un diagrama de “total vs. ponderado”.



Figura 46. Diagrama de primera depuración de diseños generales del proyecto
Fuente: propia

Donde observamos que los diseños 3, 5, 7, 8, y 10 logran valores ponderados sobresalientes en referencia a otros diseños similares para su mismo fin, ello porque en la investigación se busca generar movimiento pasivo al paciente, si bien otros sistemas logran este fin, pero no llegan a ser implementados masivamente porque son muy caros y de uso complejo para la mayoría de personas; ante esto, los diseños seleccionados son aquellos que destacan ponderadamente en: costo, menor uso de tecnología para producir piezas con mayores tolerancias que beneficia para una fabricación y ensamblado de forma masiva; los cuales conviene al cliente y empresario. Dichos diseños seleccionados fueron:

- Para miembros superiores e inferiores: sistemas Klann, con +3 puntos y un ponderado de 37, y sistema Hoekens con +4 puntos y 38 de ponderado.
- Para la columna vertebral: sistema Douglas, con +5 puntos y 56 de ponderado; sistema Margolin, con +5 puntos y un valor ponderado de 57.
- Y para proporcionar giro al paciente: sistema Taladro de banco, con +7 puntos y un ponderado de 74 puntos.

De esta forma se constata que la utilización de la herramienta: “1° depuración de Pugh, para estructuras exoesqueléticas” funciona; ya que el mayor ponderado son Koekens, Margolin y Taladro de banco; sistemas que tienen gran tiempo en el mercado, por ser económicos, de simple funcionamiento y manipulación.

Mediante la Tabla 22, generada a partir de la primera matriz de Pugh, se ve que la cantidad de diseños a analizar se dedujo con mayor criterio; con los cuales ahora se determina la prioridad para el análisis, modificación e investigación que se sigue para alcanzar el objetivo óptimamente (en tiempo, recursos y creatividad). Para dicho fin se generó la Figura 47 que es un diagrama de “pareto” para ver la prioridad que se debe dar a cada diseño, del cual se extraen “decisiones generales” como se muestra en el Anexo 75. Para el proceso de rediseño será de forma contraria, iniciando con los diseños que más se asemejan al movimiento humano, para familiarizarse con el uso e interacción de estos sistemas y se pueda tener así una retroalimentación más eficaz.

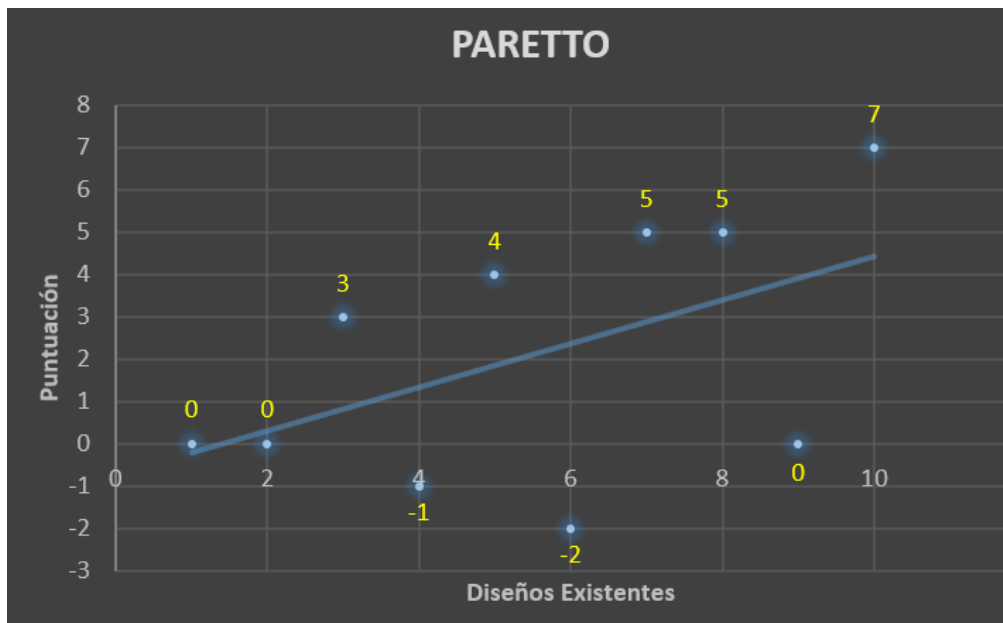


Figura 47. Diagrama de Pareto de primera depuración de diseños generales del proyecto
Fuente: propia

Mediante la Tabla 23, se detalla el orden que se procederá a investigar, 1° Taladro de banco, 2° sistema de Margolin, 3° Sistema de Douglas, 4° Sistema de Hoekens, 5° sistema de Klann. Para el proceso de generación de sistemas para producir movimiento pasivo en paciente con úlcera por decúbito, se iniciará con los sistemas Klann y Hoekens, destinados a sistemas para miembros superiores e inferiores; luego se rediseñarán sistemas basados en los mecanismos de Douglas y Margolin para generar movimiento pasivo en la columna vertebral; y finalmente se rediseñará el “Taladro de banco” para que cumpla la función de girar al paciente.

Tabla 23. Primera decisión para el diseño

Diseños		Importancia investigadora	re-diseño
Sistema para miembros superior e inferior	3. KLANN	5°	1°
	5. HOEKENS	4°	
Sistema para Columna vertebral	7. DOUGLAS	3°	2°
	8. MARGOLIN	2°	
Sistema para el giro	10. TALADRO DE BANCO	1°	3°

Fuente: propia

4.8 Encontrar soluciones alternativas

Teniendo en consideración, que se realizó anteriormente el estudio de “identificación de requerimientos”, donde se definieron las áreas a generar el movimiento pasivo en pacientes intrahospitalarios con úlcera por decúbito, que

son: zona inferior del cuello, espalda, muñecas, y rodillas; datos que guiarán en el diseño de estas propuestas.

El proceso inicia considerando el tercer paso (investigación que conduce) de la investigación de De La Cruz (6), de la cual se toman las interrogantes: ¿cuál es incorrecto con la manera que se está haciendo?, para lo cual se revisara la referencia bibliográfica; ¿cuál es lo correcto con la manera que se está haciendo?, con dicha acción se producirá modificaciones de acondicionamiento al diseño requerido; ¿la gente pagará mejor si cuesta más?, para acondicionar esta pregunta a un fin propio se modificó esta pregunta a: ¿modificando o añadiendo que sistema(s) pagarían más por la nueva máquina? con dicha acción se producirá modificaciones de acondicionamiento al diseño requerido. Y considerando características más técnicas para diseños propios, se considera a Ávila y col. (42) quienes sugieren que una máquina a diseñar debe ser: fácil en uso por altos, bajos, gruesos, delgados, livianos y pesados; y fácil en manipular.

Existiendo el cuestionamiento y buscando cumplir con todos los requerimientos, se desarrolló nueve diseños, basados en los diferentes sistemas mencionados en la referencia bibliográfica.

Miembro Superior 1.1. Está formado por 5 piezas o eslabones principales, con el fin de generar movimiento pasivo en el miembro superior del paciente. Los eslabones mencionados son: (EF) que es el piñón o sistema motor; (FHB) eslabón de conducción de fuerza; (GH) eslabón guía; (DA) eslabón guía de antebrazo; (ABC) eslabón guía de brazo; (ED) eslabón que lo une a “Gori superior1.1” con el exoesqueleto, mediante este sistema se podrá fijar el ángulo de inicio y la inclinación del ángulo de salida que tendrá el miembro superior de la persona, ver Figura 48.

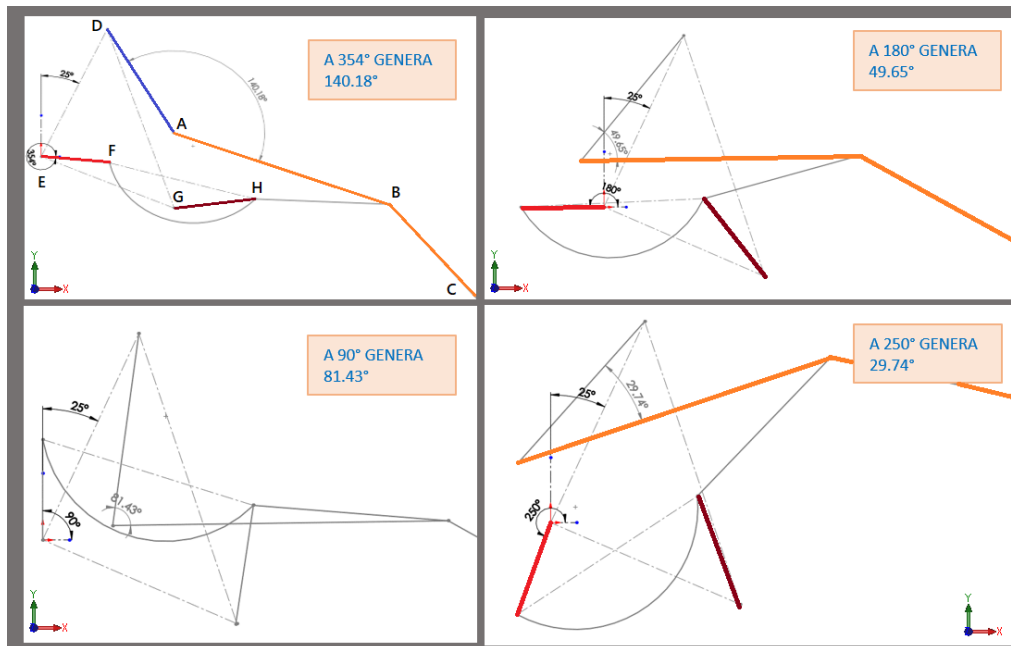


Figura 48. Propuesta "miembro inferior 1.1"

Fuente: propia

El mecanismo está basado en el sistema de Klann, se modificaron los eslabones: (FHB) con una curvatura, para que no hiciera contacto con el codo mientras esta es flexionada; y (GH) fue modificada en posición de movimiento, mas no en dimensiones, para que la flexión del codo no sea mayor a 180°, la cual es generada con el mecanismo de original de Klann.

Las características resaltantes de "Miembro superior1.1" son:

- Está conformado por 5 piezas principales, para generar movimiento pasivo sobre el miembro superior de la persona.
- Desarrolla movimiento en el eje (XY).
- Proporciona al paciente dos posiciones principales ergonómicas: flexión máxima (desarrollando 140.18° en el codo, a 354° recorrido por el piñón), extensión máxima (desarrollando 29.74° en el codo, a 250° recorrido por el piñón). Mediante estos datos se observa que el sistema produce una variación angular en el codo de la persona de 110.44°.
- Utiliza un grado de libertad, para generar movimiento pasivo sobre el miembro superior del paciente, por ende, el sistema acciona mediante el uso de un solo motor.

- El eslabón (ED) que fija su ángulo de posición con respecto al exoesqueleto, es regulable, logrando así mayores ángulos de movimiento variables en todo el miembro superior del paciente.
- Posee un sistema de transmisión mecánico, leva.
- No requiere modificar dimensiones de los eslabones para ser acondicionado a personas de mayor estatura.

Miembro Superior 1.2. Está basado en el mecanismo de Hoekens, sin modificaciones, implementado para el área salud, conformado por 3 piezas principales que, a través del dinamismo cinético de sus piezas, logra producir un movimiento pasivo sobre el paciente, con movimiento muy similar al del miembro superior humano. Los tres eslabones o piezas que lo conforman son: (AC) piñón o sistema motriz de todo el sistema; (CDE) eslabón de transmisión de fuerza que al mismo tiempo sostiene al brazo en el área (DE); y (BD) pieza guía de movimiento cinético que al mismo tiempo sostiene al antebrazo del paciente, ver Figura 49.

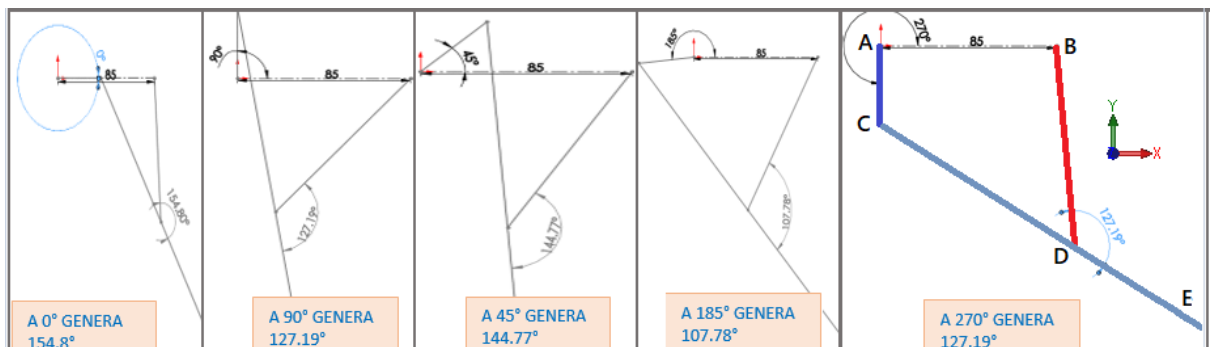


Figura 49. Propuesta "miembro superior 1.2"
Fuente: propia

Las características resaltantes de "Miembro superior1.2" son:

- Está conformado por 3 piezas principales.
- Desarrolla movimiento en el eje (XY).
- Proporciona al paciente dos posiciones principales ergonómicas: flexión máxima (desarrollando 154.8° en el codo, a 0° recorrido por el piñón), extensión máxima (desarrollando 107.78° en el codo, a 185° recorrido por el piñón). Mediante estos datos se observa que el sistema produce una variación angular en el codo de la persona de 47.02°.

- Utiliza un grado de libertad, para generar movimiento pasivo sobre el miembro superior del paciente, por ende, el sistema acciona mediante el uso de un solo motor.
- El eslabón (AC) que fija su ángulo de posición con respecto al exoesqueleto, es regulable, logrando así mayores ángulos de movimiento variables en todo el miembro superior del paciente.
- Posee un sistema de transmisión mecánico, leva.
- El perfil que conforma cada eslabón es variante por soportar distintas cargas y a diferentes interacciones entre máquina-paciente.
- No requiere modificar dimensiones de los eslabones para ser acondicionado a personas de mayor estatura.

Miembro Inferior 1.1. El presente diseño logra describir un movimiento similar al miembro inferior humano, a través del accionamiento de cinco piezas: (AF) piñón o pieza motriz principal, (FED) eslabón de transmisión de fuerza, (GE) eslabón guía del trasmisor de fuerza, (BC) eslabón guía del muslo del paciente, (CDH) eslabón guía de la pierna del paciente, ver Figura 49.

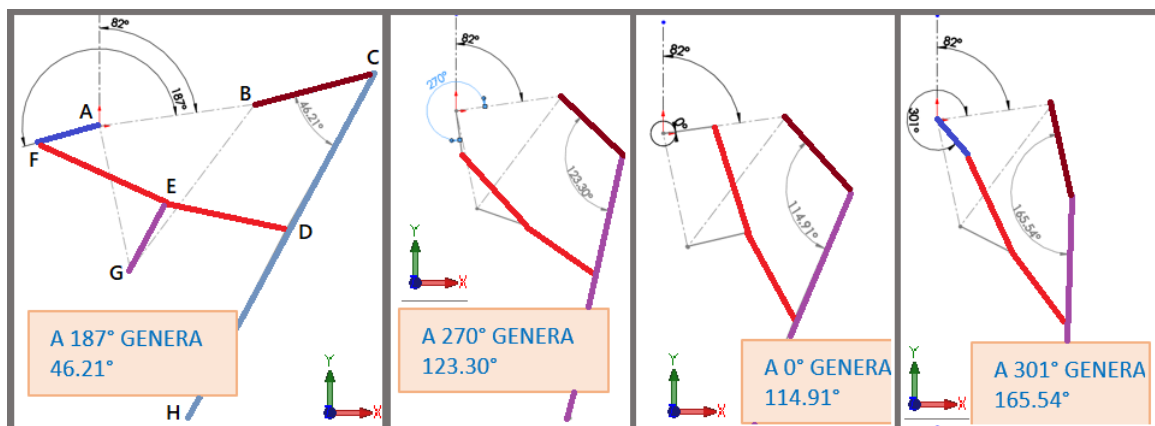


Figura 50. Propuesta "miembro inferior 1.1"
Fuente: propia

El diseño del sistema está basado en el mecanismo de Klann, acondicionado para su uso de prevención y rehabilitación de pacientes con úlcera por decúbito.

Las características resaltantes de "miembro inferior 1.1" son:

- Describe movimiento similar al miembro inferior de la persona a través de 5 piezas
- Proporciona movimiento en el eje (XY).

- Accionado por un grado de libertad, por ende, utiliza un motor para su movimiento.
- Su ángulo de posición es regulable, a través del eslabón (AB), para producir mayores ángulos de movimiento en todo el miembro superior.
- Sistema de transmisión mecánico con faja y leva.
- El perfil de cada varilla es variante acorde a la forma del área en contacto con el cuerpo.
- No requiere modificar dimensiones de piezas para ser acondicionado a personas de mayor estatura.
- Proporciona al paciente dos posiciones principales ergonómicas: flexión máxima (desarrollando 165.54° en la rodilla, a 301° recorrido por el piñón), extensión máxima (desarrollando 46.21° en la rodilla, a 187° recorrido por el piñón). Mediante estos datos se observa que el sistema produce una variación angular total en la rodilla de 119.33° .

Miembro Inferior 1.2. Está basado en el sistema de Klann, mediante modificaciones en el eslabón (EHFG) donde se prolongaron los puntos giratorios principales para darle un diseño más similar a la morfología del miembro inferior del cuerpo humano. El sistema está compuesto por 5 piezas: (AB) piñón de fuerza motriz de todo el sistema, (BCE) eslabón de transmisión de fuerza, (CD) eslabón guía del sistema de transmisión de fuerza, (JH) eslabón guía del muslo del paciente, (EHFG) eslabón guía de la pierna del paciente a través de la varilla (HFG), ver Figura 51.

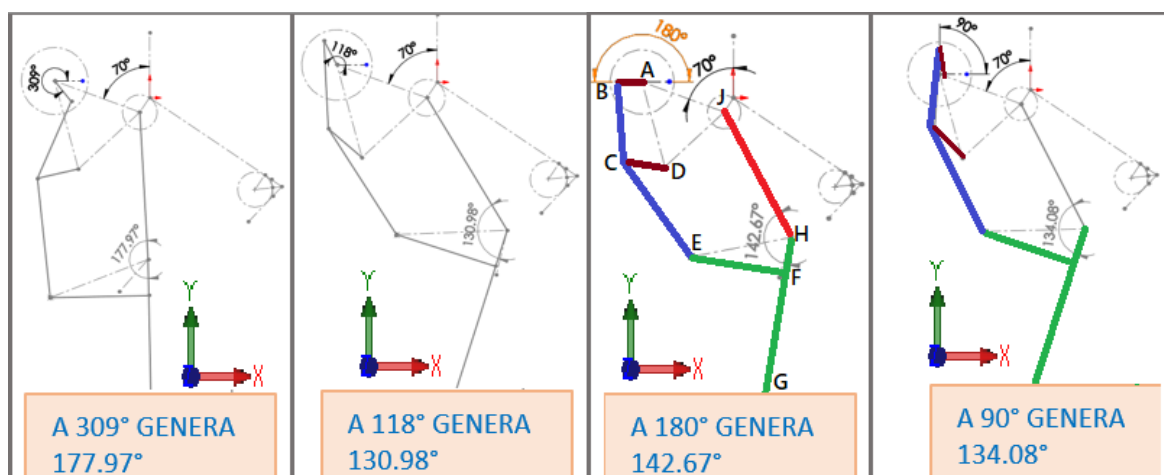


Figura 51. Propuesta "miembro inferior 1.2"
Fuente: propia

Las características principales resaltantes de “miembro inferior 1.2” son:

- Describe movimiento similar al miembro inferior de la persona a través de 5 piezas.
- Proporciona movimiento en el eje (XY).
- Accionado por un grado de libertad, por ende, utiliza un motor para su movimiento.
- Su ángulo de posición es regulable, a través del eslabón (AB), para producir mayores ángulos de movimiento en todo el miembro superior.
- Sistema de transmisión mecánico, leva.
- El perfil de cada varilla es variante acorde a la forma del área en contacto con el cuerpo.
- No requiere modificar dimensiones de piezas para ser acondicionado a personas de mayor estatura.
- Proporciona al paciente dos posiciones principales ergonómicas: flexión máxima (desarrollando 142.67° en la rodilla, a 180° recorrido por el piñón), extensión máxima (desarrollando 130.98° en la rodilla, a 118° recorrido por el piñón). Mediante estos datos se observa que el sistema produce una variación angular en la rodilla de la persona de 11.69° .

Miembro Inferior 1.3. El sistema tiene basado su dinamismo, similar al movimiento del miembro inferior humano, a través de 3 piezas principales: (AB) piñón o sistema motriz de todo el sistema; (BDE) eslabón de transmisión de fuerza que al mismo tiempo sostiene la pierna en el área (DE); y (CD) pieza guía de movimiento cinético que al mismo tiempo sostiene el muslo del paciente, ver Figura 52.

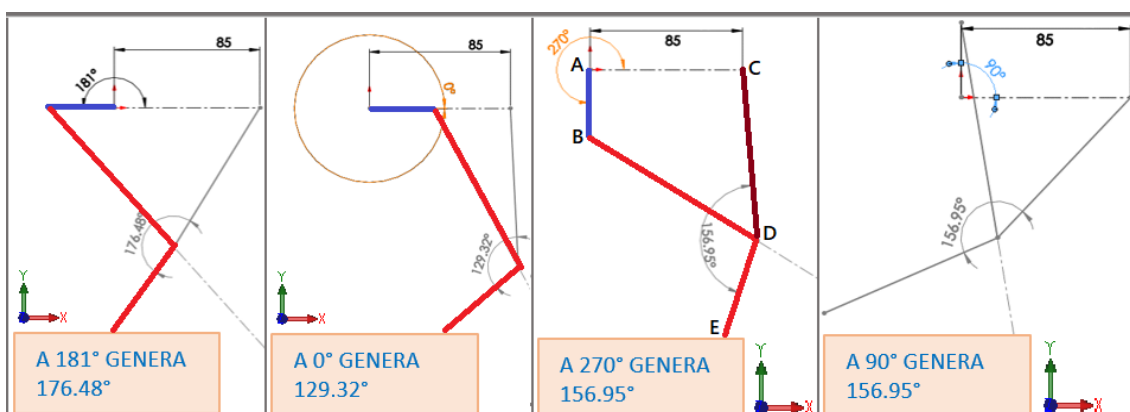


Figura 52. Propuesta "miembro inferior 1.3"
Fuente: propia

El sistema de Klann, es el diseño base de esta propuesta, que sufrió cambios en el eslabón (BDE), optando así un ángulo de 104° en el punto D, implementado para el área de salud, que, a través del dinamismo cinético de sus piezas, logra producir un movimiento pasivo sobre el paciente, con movimiento muy similar al del miembro superior humano.

Las características resaltantes de “Miembro inferior 1.3” son:

- Está conformado por 3 piezas principales.
- Desarrolla movimiento en el eje (XY).
- Proporciona al paciente dos posiciones principales ergonómicas: flexión máxima (desarrollando 176.48° en la rodilla, a 181° recorrido por el piñón), extensión máxima (desarrollando 129.32° en la rodilla, a 0° recorrido por el piñón). Mediante estos datos se observa que el sistema produce una variación angular en el codo de la persona de 47.16° .
- Utiliza un grado de libertad, para generar movimiento pasivo sobre el miembro superior del paciente, por ende, el sistema acciona mediante el uso de un solo motor.
- El eslabón (AC) que fija su ángulo de posición con respecto al exoesqueleto, es regulable, logrando así mayores ángulos de movimiento variables en todo el miembro superior del paciente.
- Posee un sistema de transmisión mecánico, con faja (para el movimiento de todo el sistema), leva (para el movimiento del piñón), y pines (para fijar cada eslabón).
- El perfil que conforma cada eslabón es variante por soportar distintas cargas y a diferentes interacciones entre máquina-paciente.
- No requiere modificar dimensiones de los eslabones para ser acondicionado a personas de mayor estatura.

Vertebral 1.1. Inspirado en el arte cinemático “*Remember*”, “*Grist*” accionados por un sistema de cuerdas, enfocados en “*Caterpillar With Green Stripe*”, “*Early Caterpillar*” y “*Caterpillar With Chariot*”, ver Figura 53.

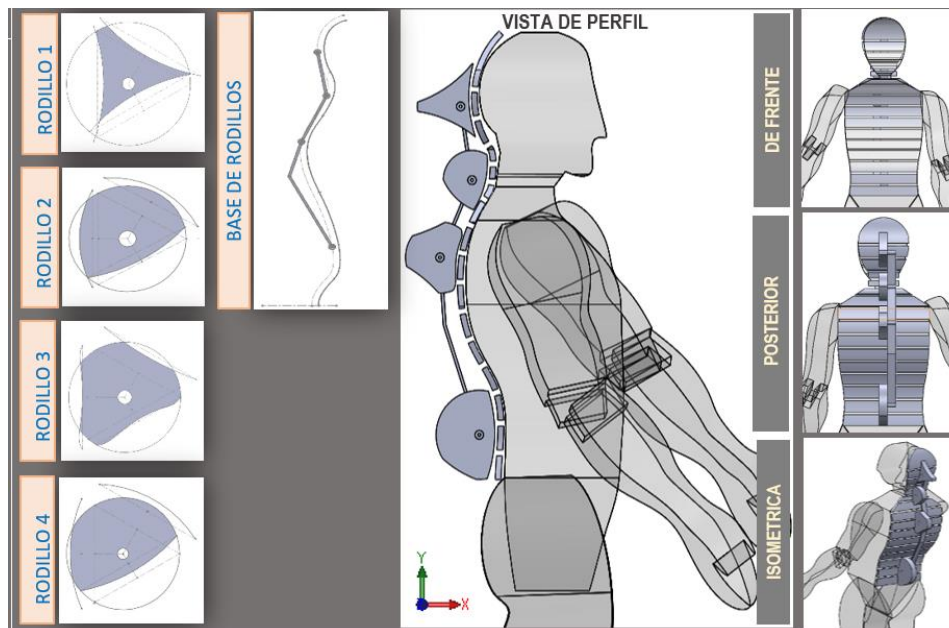


Figura 53. Propuesta "vertebral 1.1"
Fuente: propia

“Vertical 1.1” tiene como movimiento principal los rodillos, que podrían ser accionados al mismo tiempo o cada uno independientemente del resto, esto dependerá de la cantidad de motores que se piense utilizar. Se considera utilizar cadenas para el sistema de transmisión de fuerza.

Los rodillos, característica importante que resaltar a esta primera propuesta para la columna vertebral, el accionamiento de estos define el movimiento pasivo que se busca dar al paciente. Estos rodillos presentan tres perfiles, y cada perfil está acondicionado acorde al área en contacto en el que serán posicionados en el cuerpo humano, por ejemplo: las 3 curvaturas de las caras del rodillo 4, son convexas y esto es porque el sistema irá en contacto con la cadera de la persona, que necesariamente tienen que tomar esta forma por la morfología de la cadera; mientras que en el rodillo 3, las tres caras que posee son cóncavas, ya que fueron diseñados para la espalda de la persona. Cada cara presente en los cuatro rodillos, están a diferentes distancias de su propio centro, esto para producir una variación longitudinal en el eje X.

Como ya se pudieron haber dado cuenta solo hay cuatro rodillos ubicados estratégicamente, en áreas que el cuerpo humano necesita movimiento (porque se especifica en área “ Identificación de necesidades”), y las demás áreas que

no están en contacto, serán soportadas por un sistema de varillas, que irá desde la cabeza hasta la cadera, conectadas entre sí con un sistema tipo malla (tal como se muestran en detalle en las vistas de frente, posterior e isométrica), para que tengan flexibilidad; y al mismo tiempo de amoldar al paciente evitarán el rozamiento directo entre rodillos y la piel humana, al momento que estos rodillos giren para dar otra posición al paciente.

De esta manera se da a conocer, de manera general, las características de “Vertebral 1.1”, y son:

- Constituido por 21 piezas principales (sin considerar como será la forma de la estructura que soportará toda esta propuesta).
- El sistema posee movimientos, únicamente, en el eje XY.
- Brinda tres posiciones diferentes por cada movimiento de giro en el rodillo; para la región occipital (cabeza), músculos suboccipitales (columna cervical), músculos romboides (columna dorsal), y para partes del músculo dorsal ancho (columna lumbar). En total 24 posiciones diferentes, teniendo un motor de accionamiento para cada rodillo.
- 16 varillas, unidas y revestidas con cuero para su flexibilidad y aislamiento térmico de la persona. Con perfiles en cada varilla, a la forma del área en contacto con el cuerpo.
- Posee un sistema de transmisión mecánico-cadenas.
- Para su accionamiento requiere de uno a 4 motores, dependiendo del cliente.

Vertebral 1.2. Enfocándonos en las artes cinemáticas: “*Remember*”, “*Haliades*”, “*Konza*”, “*Locus*”, “*Lethe*”, y “*Caterpillar With Chariot*”. (26) Sistemas más complejos, por la sensibilidad que muestran ante cualquier variación de medida en su diseño, que describen movimientos tridimensionales, lo cual al mismo tiempo dificulta su análisis de estudio dinámico.

Se unieron los sistemas “*Haliades*” y “*Grist*” para describir movimientos conducidos por un patrón al momento de girar, y para que el piñón de sistema no tenga contacto con el paciente, se modificaron dichos brazos; teniendo como base el sistema de manivelas que acciona “*Haliades*”, logrando no tan solo

movimiento en los ejes (XY) y (XZ) sino que también desplazamiento a través del eje (YZ), ver Figura 54.

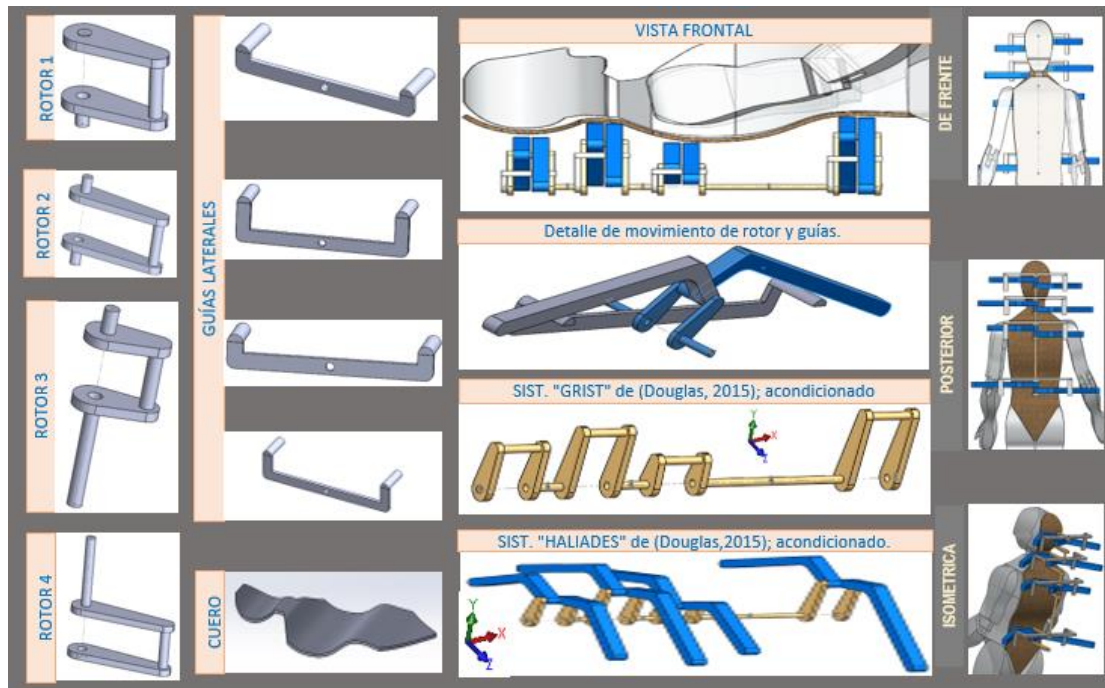


Figura 54. Propuesta "vertebral 1.2"
Fuente: propia

Las características resaltantes son:

- Conformado por diecisiete piezas principales
- Desarrolla variación de longitudes en los ejes: (XY), (XZ), y (YZ).
- Describe 24 posiciones principales y 3 secundarias.
- Para su accionamiento requiere de uno a 4 motores, dependiendo del cliente.
- Requiere de un sistema de cuero para evitar la fricción entre el cuerpo del paciente y el sistema mecánico.
- El sistema de transmisión puede ser por cuerdas o cadenas y levas.
- El perfil de cada varilla es variante, acorde a la forma del área en contacto con el paciente.

Giro 1.1. Está basada en la estructura sólida del taladro de banco (36), acondicionado para el giro solicitado para el diseño del exoesqueleto; modificando la pieza 7 para que realice giro en el plano (XZ) con eje en "Y", en el punto "E", ver Figura 55.

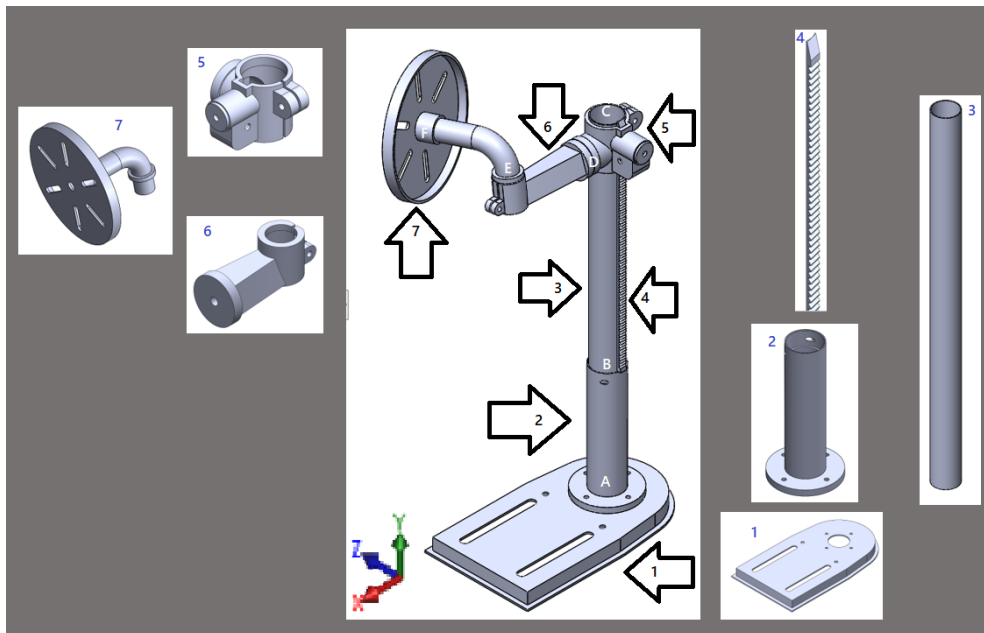


Figura 55. Propuesta "giro 1.1"
Fuente: propia

Nuestro valor agregado es la modificación del diseño de las piezas que producen el giro total del sistema exoesqueleto, anclado a este sistema. Las características principales son:

- Constituido por 7 piezas, principales.
- Proporciona movimiento en los ejes (XY), (XZ), y (YZ), a través de la mesa de banco (pieza número 7).
- Logra realizar 6 puntos de giro en: A, B, C, D, E y F.
- Su sistema de uso es mecánico-manual.
- El sistema es armable-desarmable, óptimo para el transporte o cambio de posición.
- Conformado por un sistema de transmisión mecánico de engranajes.

Giro 1.2. Teniendo como base de inspiración: los mecanismos de “*Deus ex machina*”, “*Tensegridad*”, e “*Ico Tens*”; buscando dar enfoque al diseño de un dragón, con un mayor equilibrio con tres puntos de apoyo (G1, G2, y A), dos de estos ubicados en los brazos (G1 y G2) donde el peso y cuidado a requerir son mayores. Los problemas suscitaron al momento de buscar cambiar de posición a la persona que lo tripula con estabilidad en toda posición, de boca arriba a boca abajo o viceversa; y esto es porque la máquina “*Deus ex machina*” lograba su estabilidad al cambiar de posiciones (boca arriba y boca abajo) mediante

sistemas de sensores y servomotores y no tan solo mediante un sistema mecánico que nosotros buscamos, ante ello se propuso la puesta de topes en los terminales de las patas (CA y AD), con un sistema de control de giro (AB), para que una persona externa pueda girar el cuerpo del paciente, ver Figura 56.

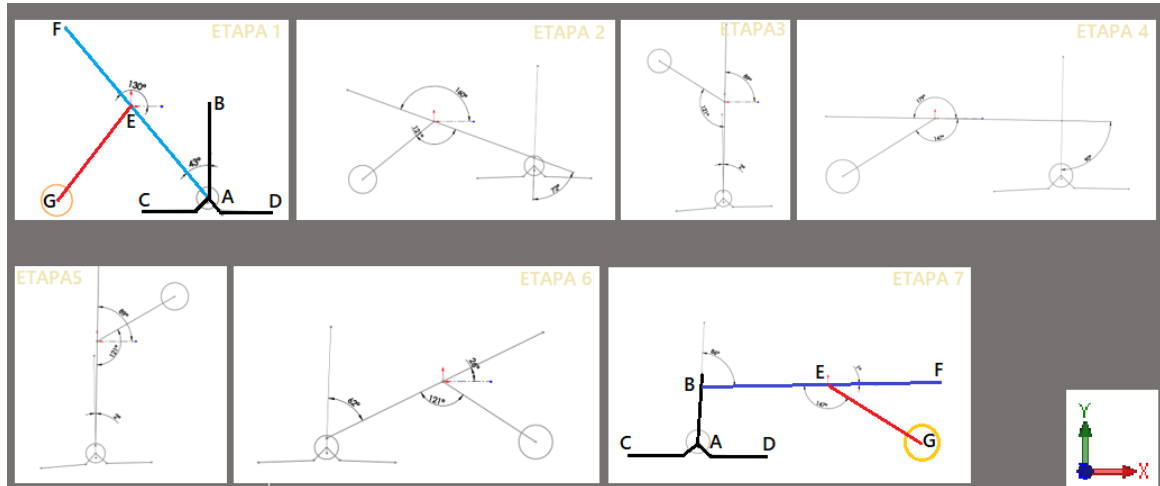


Figura 56. Propuesta "giro 1.2"
Fuente: propia

Sus características principales son:

- Conformado por 11 piezas principales.
- Proporciona 6 posiciones principales al paciente, los cuales son: decúbito supino dorsal (etapa 4), decúbito prono o ventral (etapa 7), posición de *trendelenburg* invertido (etapa 2 o 6), y posición erecta (etapa 3 o 5).
- Genera giro al paciente en los ejes (XY) (XZ).
- Sistema de uso, mecánico-manual.

Giro 1.3. El sistema "giro 1.3" destinado al giro del cuerpo humano; produciendo así posición: decúbito supino dorsal (etapa 1), decúbito prono o ventral (etapa 2), posición litotomía (etapa 3), posición de Fowler o sentado (etapa 4), posición *trendelenburg* invertido (etapa 5), y posición erecta (etapa 4), ver Figura 57.

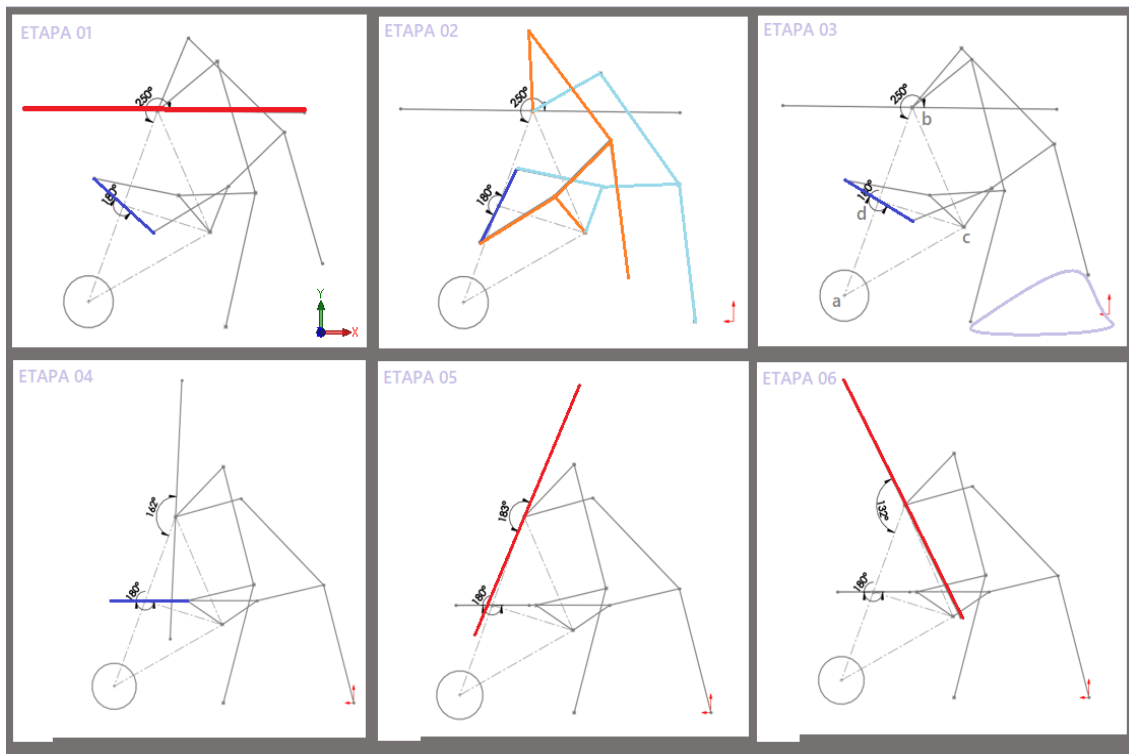


Figura 57. Propuesta "giro 1.3"
Fuente: propia

El presente sistema cuenta con una estructura “chasis” (abcd) sobre el cual es asentada la estructura general del exoesqueleto (línea roja), con el don de subir escaleras, como se puede ver en el recorrido (línea celeste de la etapa 3) que hacen sus “patas Klann” las cuales son dos (color celeste y anaranjado, etapa 2), accionadas por una biela (línea de color azul), con ruedas (con centro en el punto “a”) para guiar al sistema. Uno de los principales motivos de su creación fue en respuesta a la pregunta indirecta (6): ¿qué se tiene que añadir o quitar al sistema, para que el cliente pague más? Considere que estos sistemas de un solo grado de libertad hacen ver a la máquina más innovadora y hasta con una apariencia de ser automatizada.

Las características principales de “Giro 1.3” son:

- Constituido por 11 piezas principales.
- Genera movimiento en los ejes (XY) y (XZ).
- Posee un giro de libertad para el accionar de las dos patas de Klann. Ante ello, usa un solo motor para su movimiento.
- Sistema de transmisión mecánico con cadena.
- Su uso es mecánico-manual.

4.9 Segundo modelado digital y físico

Se iniciaron los prototipados del mecanismo de Theo Jansen, Klann, y Hoeckens en forma virtual para tener dimensiones de cada pieza, para posteriormente prototiparlos en físico; se inició prototipando el mecanismo de Klann en madera a escala acondicionada del pie humano (ver Anexo 4), el cual no funcionó correctamente por el peso de sus elementos (a mayor cantidad de piezas, mayor peso que el sistema tiene que interactuarlo para su movimiento) ante ello se experimentó la necesidad de realizar los prototipos en Tecnopor, siendo estos más eficientes.

4.10 Analizar soluciones posibles

Para la obtención de diseños eficientes, no tan solo se generan sistemas que se asemejen a la morfología y movimiento humano; se complementa con su característica de ser viable en economía y proceso de manufactura, pero no de una manera general como se hizo en la primera depuración de Pugh, sino considerando características técnicas (análisis estáticos y dinámicos de dichos diseños), lo cual nos conlleva a esta segunda depuración de Pugh, considerando principalmente aspectos técnicos en cada diseño (por ello se describió anteriormente por cada diseño el área de detalles de diseño o aspectos técnicos).

Se resaltan las especificaciones técnicas que favorecen un “punto de equilibrio” entre economía y manufactura, los cuales son: tamaño estándar (a mayor gama de implementos, promocionados en el mercado local, costarán menos, que en pregunta sería: ¿sus implementos tienen amplia gama en venta en el mercado local?); tolerancias amplias (cuanto más amplias son las tolerancias a utilizar en cada implemento, serán más fácil de ensamblar, y en pregunta sería: ¿las tolerancias para ensamblar son amplias?); cantidad manufacturada (a menor número aproximado de piezas diferentes a fabricar será mejor en costo de fabricación, y en pregunta se presenta: ¿número aproximado de piezas del sistema?); estimaciones de costo (a mayor demanda los precios bajan y a menor demanda los precios incrementan, que en pregunta sería: ¿Cuánto considera la demanda del producto?). (4)

Existe una apreciación investigadora sobre aspectos técnicos generales a cumplir sobre un diseño mecánico: eficiencia (a mayor eficiencia del sistema en interacción con todo el sistema, aportará mayores beneficios para el paciente y fabricante, y llevado a pregunta sería: ¿tiene capacidad para cumplir adecuadamente su función?); demanda (el plus del diseño, debe incentivar al cliente a pagar más por el diseño, con tecnología accesible al fabricante; que en pregunta sería: ¿incentiva el plus al cliente a pagar más?, ¿es tecnológicamente accesible al fabricante?); fabricación (a menor interacción de piezas, será menos complejo su estudio y fabricación; ¿cuán compleja son las interacciones entre sus piezas?). Como se aprecia, existen preguntas que requieren de estudios de mercado adicionales para poder contestarlas, pero no será el enfoque de esta investigación, por ende, se utilizará la intuición para proceder a esta segunda depuración. Todas estas informaciones fueron procesadas mediante tablas (ver en anexos, Tablas 15 y 16), de las cuales se obtuvo la matriz de Pugh para el segundo descarte, ver Tabla 24. (6)

Tabla 24. Segunda depuración de propuestas de diseños

		Matriz de Pugh											
		DISEÑOS PROPUESTOS											
		GUÍA	MIEMBRO SUPERIOR		MIEMBRO INFERIOR			COLUMA VERTEBRAL		SISTEMA DE GIRO			Grado de relevanci
		humano	SUPERIOR1	SUPERIOR2	INFERIOR1	INFERIOR2	INFERIOR3	VERTEBRAL1	VERTEBRAL2	GIRO 1	GIRO 2	GIRO 3	
DECISIONES	1 cantidad de implementos locales	=	1	1	1	1	1	0	0	1	1	1	13
	2 tolerancia dimensional	=	1	1	1	1	1	1	0	1	1	1	11
	3 cantidad de piezas-ensamblajes	=	0	1	0	0	1	-1	-1	0	-1	-1	14
	4 demanda del producto	=	1	1	1	0	1	0	1	0	0	1	16
	5 eficiencia	=	1	1	0	0	1	1	1	1	1	1	15
	6 plus, insentivador, posible fabricar	=	1	1	1	1	1	1	1	1	0	1	17
	7 Complejidad de iteración	=	1	1	0	0	1	1	1	1	0	-1	14
	TOTAL	=	6	7	4	3	7	3	3	4	2	3	100
	Ponderado	=	686	800	457	341	800	343	348	457	225	344	

Fuente: propia

Concluyendo así que se iniciará el proceso del diseño con el sistema para miembro inferior “Gori Inferior 1.3”, luego se diseñará el sistema para el miembro superior “Gori Superior 1.2”, seguidamente para la columna vertebral “Gori Vertebral 1.2”, y finalmente se diseñará el sistema que girará al paciente: “Gori Giro 1.1” cuyo diseño al mismo tiempo integrará todos los diseños mencionados. Tabla 25.

Tabla 25. Segunda decisión para el diseño

Análisis prototipado, digital y físico	
Para miembro superior: "GORI SUPERIOR1.2"	2º
Para miembro inferior: "GORI INFERIOR1.3"	1º
Para columna vertebral: "GORI VERTEBRAL1.2"	3º
Para sistema de giro: "GORI GIRO1.1"	4º

Fuente: propia

4.11 Tomar una decisión

Se seleccionaron diseños finales usando la intuición, basados en la experiencia (en el caso del investigador, este la obtuvo en minas, observando y dando mantenimiento a mecánicos robustos de simple funcionamiento, con amplias tolerancias y confiabilidad), investigación (participando de la investigación “seguidor solar para panel fotovoltaico autónomo”), estudio de mercado (divulgando la investigación con médicos), y preferencias del cliente (esta última se desarrolló a través de la empresa del investigador).

Los diseños estructurales mecánicos están enfocados en los mecanismos de Hoekens y en las artes cinemáticas.

Mecanismo para miembro inferiores. Conformado por una pieza de soporte para una extremidad inferior (1.1), la cual gira a nivel de la cadera a través del elemento de posicionamiento inferior (3.5); contando con un sistema motriz para extremidad inferior (1.2), que permite un movimiento cíclico; un sistema opcional son los elementos (1.5) para sujetar la pierna y muslo del paciente.

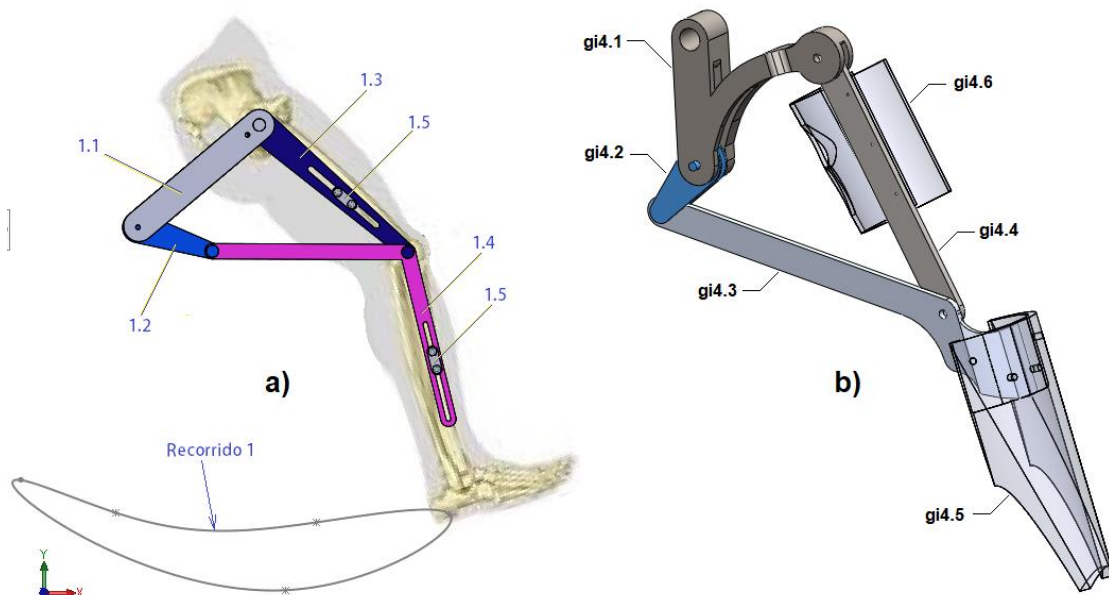


Figura 58. Morfología de mecanismo para miembro inferior
Fuente: propia

En la primera morfología, en la Figura 58 (a) se detectaron fallas en la inconsistencia de la pieza guía “a” tendiendo a variar constantemente su ángulo de posición al recibir carga, y pieza “c” en su área de contacto con la pierna, se prolongaba mucho la barrilla siendo innecesario esto, lo cual fue acortado y

acondicionado para ser acoplado a este un cuarto elemento “e”. Generando así el mecanismo de la Figura 58 (b); donde sus elementos se designan: “gi4.1” (elemento de soporte para miembro inferior); “gi4.2” (elemento motriz para miembro inferior); “gi4.3” (elemento transmisor de fuerza de pierna); “gi4.4” (elemento guía de cadera); “gi4.5” (elemento opcional para sujeción de pierna); “gi4.6” (elemento opcional para sujeción de muslo).

Mecanismo para miembro superior. Conformado por una pieza guía (2.4), la cual gira a través del elemento de posicionamiento (3.5); el cual cuenta con un sistema motriz para extremidad superior (2.2) que genera el movimiento cíclico principal para el miembro superior; un sistema opcional son los elementos (1.5) para sujetar el brazo y antebrazo del paciente, ver Figura 59.

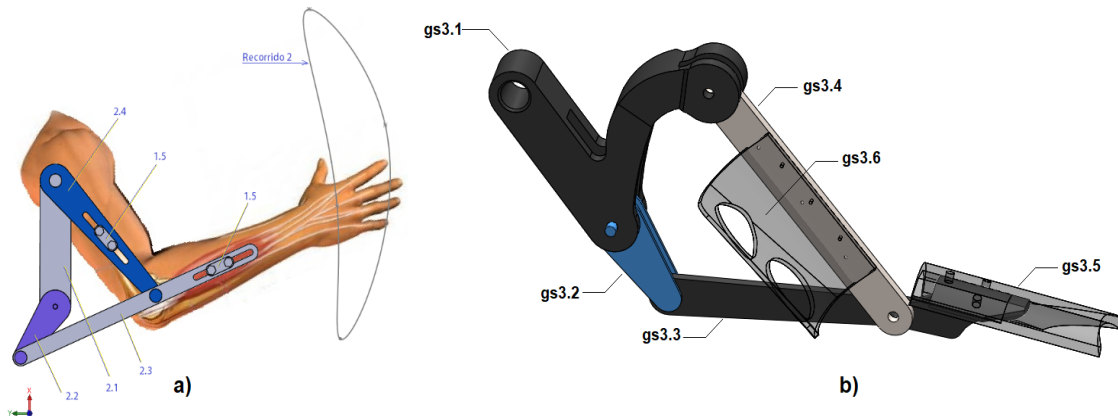


Figura 59. Morfología de mecanismo para miembro superior
Fuente: propia

En la primera morfología, en la Figura 59 (a) se detectaron fallas en la inconsistencia de la pieza guía “a” tendiendo a variar constantemente su ángulo de posición al recibir carga, y pieza “c” en su área de contacto con la pierna, se prolongaba mucho la barrilla siendo innecesario esto, lo cual fue acortado y acondicionado para ser acoplado a este un cuarto elemento “e”. Generando así el mecanismo de la Figura 59 (b); donde sus elementos se designan: “gs3.1” (elemento de soporte para miembro superior); “gs3.2” (elemento motriz para miembro superior); “gs3.3” (elemento transmisor de fuerza para antebrazo); “gs3.4” (elemento guía de brazo); “gs3.5” (elemento opcional para sujeción de antebrazo); “gs3.6” (elemento opcional para sujeción de brazo).

Mecanismo para el tronco y la cabeza. Conformado por una pieza de soporte para tronco (3.1); el cual cuenta con un elemento motriz para tronco y cabeza (3.2) que genera el movimiento cíclico principal para el tronco y la cabeza; y un sistema opcional son los elementos (1.5) para sujetar la columna vertebral y cabeza del paciente, ver Figura 60.

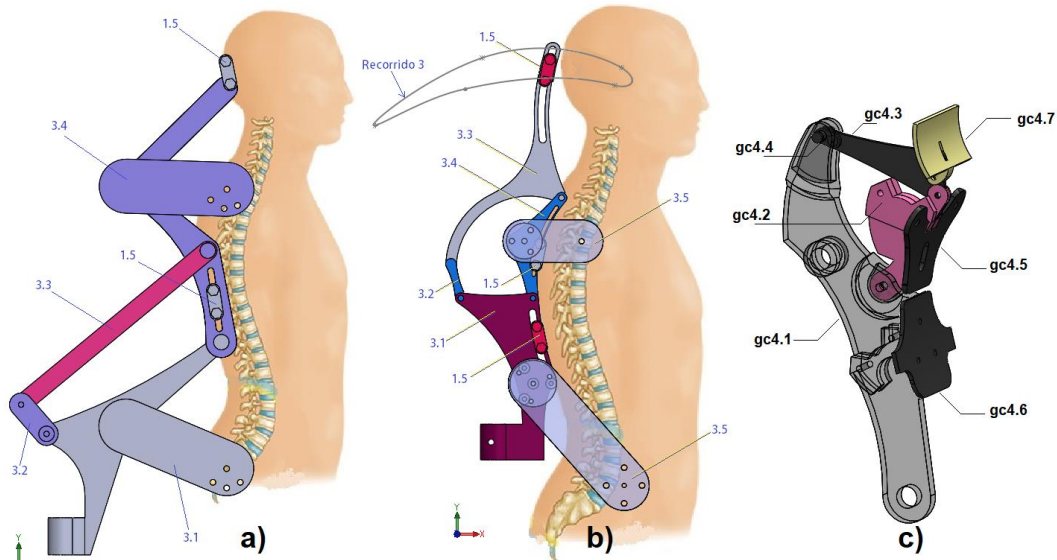


Figura 60. Morfología de mecanismo para tronco y cabeza
Fuente: propia

Como se observa en la Figura 60 (a), el volumen que ocupa el mecanismo no es muy estético, ante ello se modificó dicho mecanismo buscando disminuir el volumen y dimensionamientos de sus piezas, tal como presenta la Figura 60 (b). Finalmente, se modificó para obtener menor volumen y forma de sus piezas más elaboradas, para un funcionamiento más eficiente; obteniendo así la Figura 60 (c). De la morfología final y las medidas encontradas en este diseño se procederá a generar el análisis por elementos finitos de cada pieza a detalle que lo compone. Donde sus elementos se designan: “gc4.1” (elemento de soporte para tronco y cabeza); “gc4.2” (elemento transmisor de fuerza para el tronco); “gc4.3” (elemento guía de cabeza); “gc4.4” (elemento guía de cadera); “gc4.5” (elemento opcional de sujeción para columna dorsal superior); “gc4.6” (elemento opcional de sujeción para columna dorsal inferior); “gc4.7” (elemento opcional de sujeción para cabeza).

Mecanismo para el posicionamiento. Para girar el exoesqueleto a través del elemento (4.1) que está fijo sobre la plataforma del elemento (4.2),

posicionándolo en cualquiera de los tres ejes principales (X, Y Z); el mismo que cuenta con un elemento de transporte del exoesqueleto (4.2), ver Figura 61 (a). En la primera morfología no se detectaron fallas, pero el hecho de considerar patas para que el sistema pueda caminar se englobaba otra área de investigación aun mayor, por ello se optó por otro sistema más tradicional, generando así el mecanismo de la Figura 61 (b).

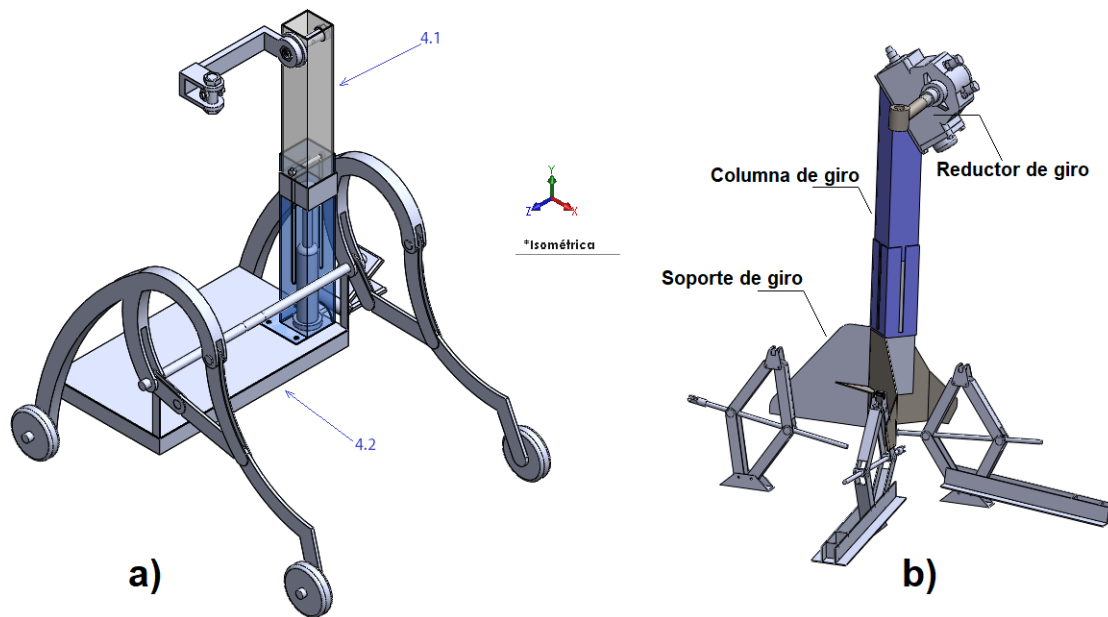


Figura 61. Morfología de mecanismo para giro
Fuente: propia

La primera configuración ensamblada de los mecanismos, tal como se detalla en la Figura 62 (a); finalmente se modificó tal como se presenta en la Figura 62 (b).

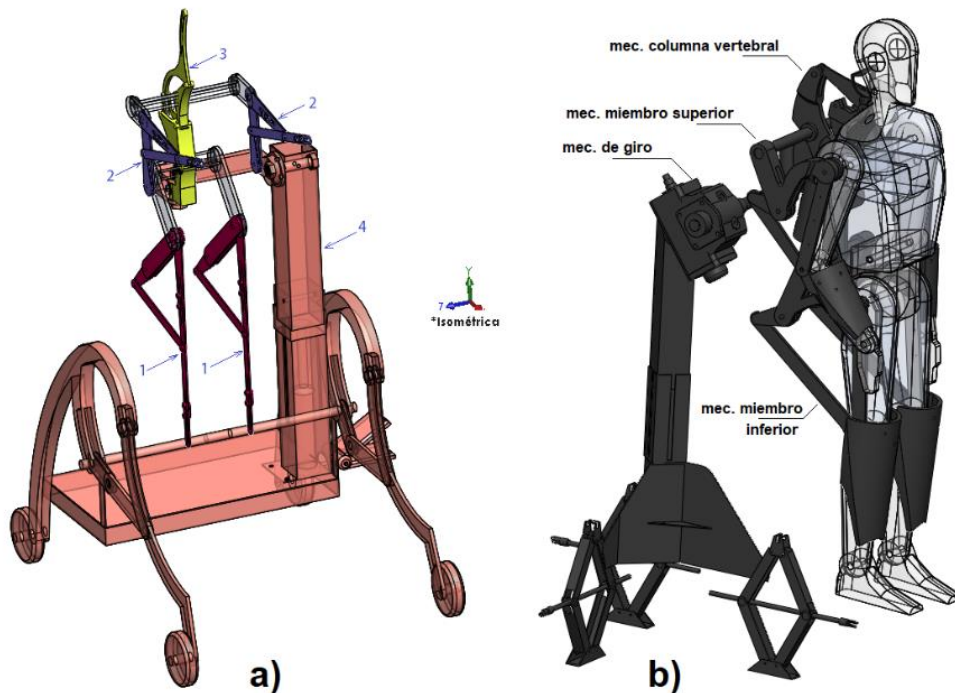


Figura 62. Ensamblaje general de propuestas de exoesqueleto
Fuente: propia

4.12 Evaluación

Evaluación manual de mecanismos en general

Cálculo del grado de libertad

Siendo el mecanismo de Hoekens el mecanismo base para los diseños estructurales del exoesqueleto, hallaremos el grado de libertad (DOF) de dicho mecanismo, mediante la ecuación (19).

$$W = 1(4 - 3 - 1) + \sum_1 1 = 1.$$

En conclusión: el mecanismo de Hockens acondicionado a la investigación tiene un grado de libertad, lo cual nos conlleva a afirmar que el mecanismo para miembro inferior requiere de una fuente motora, de la misma manera para el miembro superior o columna vertebral.

Obtención del factor de seguridad

Reemplazando datos de la tabla del Anexo 5, se generó la tabla del Anexo 6, y mediante la ecuación (4), se obtiene un (F.S.) de 1.69, para el diseño estructural del mecanismo exoesqueleto.

Cálculo del centro de gravedad

Considerando una persona con estatura de 1.35 m (huancaíno, peruano), con un peso promedio de 50 a 60 kg, pero con un F.S de 1.6 se asignó un peso de 97 kg aproximadamente.

Mediante la tabla de (53) se asignó el peso corporal a cada miembro del paciente, como se muestra en la Tabla 26.

Tabla 26. Peso corporal de miembros de un cuerpo de 97 kg

Parte del cuerpo	Cantidad	Masa (kg) x und.	Peso (N) x und.
Miembro inferior	2und.	11.815	115.91N
Muslo	2und.	6.47 kg	63.47N
Pantorrilla	2und.	3.76 kg	36.89N
Pie	2und.	1.585 kg	15.55N
Miembro superior	2und.	5.51	54.05N
Brazo	2und.	3.559 kg	34.91N
Antebrazo	2und.	1.654 kg	16.23N
Mano	2und.	0.297 kg	2.91N
Cabeza - Tronco	1und.	63.037	618.39N
Cabeza	1und.	4.455 kg	43.7N
Cuello	1und.	0.543 kg	5.33N
Tórax	1und.	36.559 kg	358.64N
Cadera	1und.	21.48 kg	210.72N

Fuente: propia

Para la designación de longitudes de cada miembro del paciente, se utilizaron los datos de Luttnes y col. (53) y se acondicionó a la presente investigación, ver Figura 63.

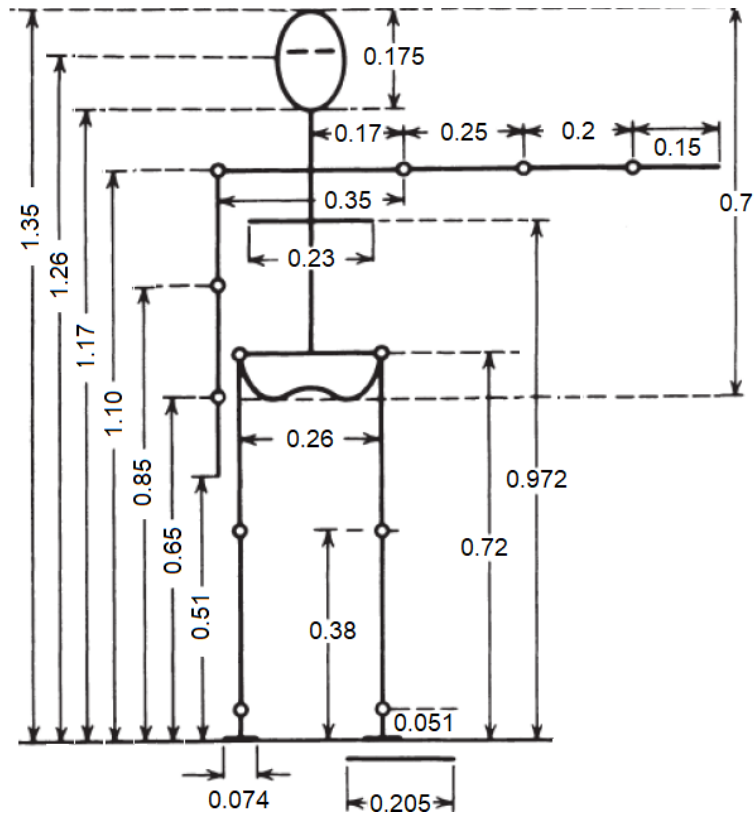


Figura 63. Valores para dimensionar extremidades
Fuente: Luttnes y Wells, 1982

Mediante la obtención de longitudes de cada miembro de la persona, se extrajo su centro de masa (C. M.), con la ayuda de la investigación de Luttnes y col. (53), tal como se aprecia en la Figura 64.

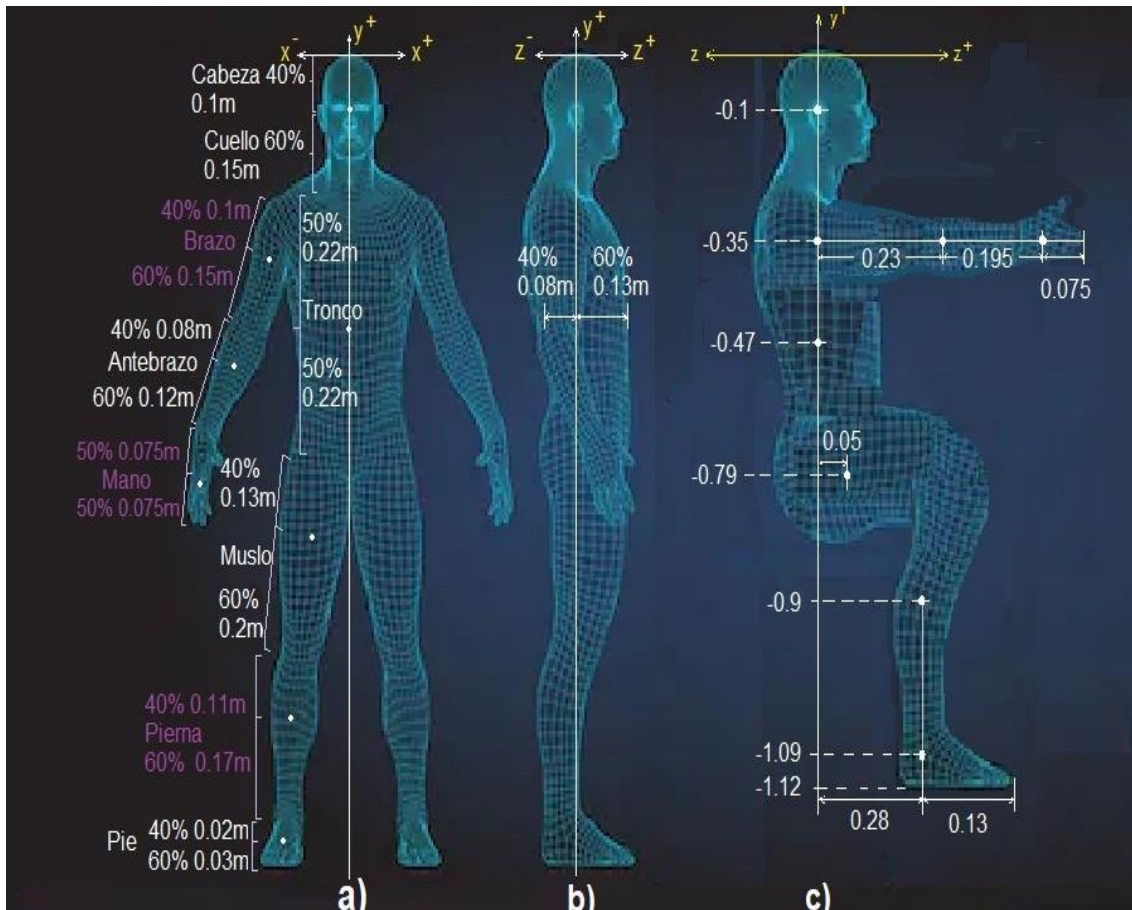


Figura 64. C. M. de miembros del cuerpo
Fuente: propia

Mediante la extracción de centros de masa (C.M.) se analizarán tres posturas críticas adoptadas por el paciente al tripular el exoesqueleto, los cuales son: a) postura erecta frontal, b) postura erecta lateral, y c) postura

Postura erecta, Figura 64 (a).

$\bar{x}_a = 0$ por ser simétrico el cuerpo humano en este eje.

\bar{y}_a

$$\begin{aligned}
 &= \frac{0m \cdot x(4.45 + 0.54)kg. + (0.25 + 0.1)m \cdot x3.55kg. + (0.25 + 0.25 + 0.08)m \cdot x1.654kg.}{4.455kg. + 0.543kg. + 3.559kg. + 1.654kg.} \\
 &+ \frac{(0.25 + 0.25 + 0.2 + 0.075)m \cdot x0.297kg. + (0.25 + 0.22)m \cdot x(36.559 + 21.48)kg.}{0.297kg. + 36.559kg. + 21.48kg.} \\
 &\frac{(0.25 + 0.44 + 0.13)m \cdot x6.47kg + (0.25 + 0.44 + 0.33 + 0.11)m \cdot x3.76kg}{+6.47kg. + 3.76kg.} \\
 &\frac{. + (0.25 + 0.44 + 0.33 + 0.28 + 0.02)m \cdot x1.585kg.}{+1.585kg.}
 \end{aligned}$$

$$\bar{y}_a = \frac{41.296m \cdot kg.}{80.362kg.} = +0.514m$$

Postura sentada c).

$$\bar{z}_c = \frac{0m \cdot x(4.455 + 0.543)kg. + 0m \cdot x3.559kg. + 0.23m \cdot x1.654kg.}{4.455kg. + 0.543kg. + 3.559kg. + 1.654kg.} \\ + \frac{(0.23 + 0.195)m \cdot x0.297kg. + 0m \cdot x(36.559 + 21.48)kg}{0.297kg. + 36.559kg. + 21.48kg.} \\ + \frac{0.05m \cdot x6.47kg. + 0.28m \cdot x3.76kg. + 0.28m \cdot x1.585kg}{6.47kg. + 3.76kg. + 1.585kg.}$$

$$\bar{z}_c = \frac{2.327m \cdot kg.}{80.362kg.} = +0.029m$$

$$\bar{y}_c = \frac{-0.1m \cdot x(4.455 + 0.543)kg. - 0.35m \cdot x3.559kg. - 0.35m \cdot x1.654kg}{4.455kg. + 0.543kg. + 3.559kg. + 1.654kg.} \\ - \frac{0.35m \cdot x0.297kg. - 0.47m \cdot x(36.559 + 21.48)kg - 0.79m \cdot x6.47kg.}{0.297kg. + 36.559kg. + 21.48kg. + 6.47kg.} \\ - \frac{0.9m \cdot x3.76kg. - 1.09m \cdot x1.585kg.}{3.76kg. + 1.585kg.}$$

$$\bar{y}_c = \frac{-39.945m \cdot kg.}{80.362kg.} = -0.497m.$$

Así mismo, se realizó la extracción del centro de masa de la persona, en la Tabla 27; y la ubicación de centros de masa de miembros de la persona en la Figura 65, simulados en el programa Solidworks.

Tabla 27. Propiedades de masa del cuerpo humano

PROPIEDADES DE MASA
Masa = 97710.66 gramos
Volumen = 31917488.76 milímetros cúbicos
Área de superficie = 1672123.67 milímetros cuadrados
Centro de masa: (milímetros) X = 0; Y = -567; Z = 17.94

Fuente: propia

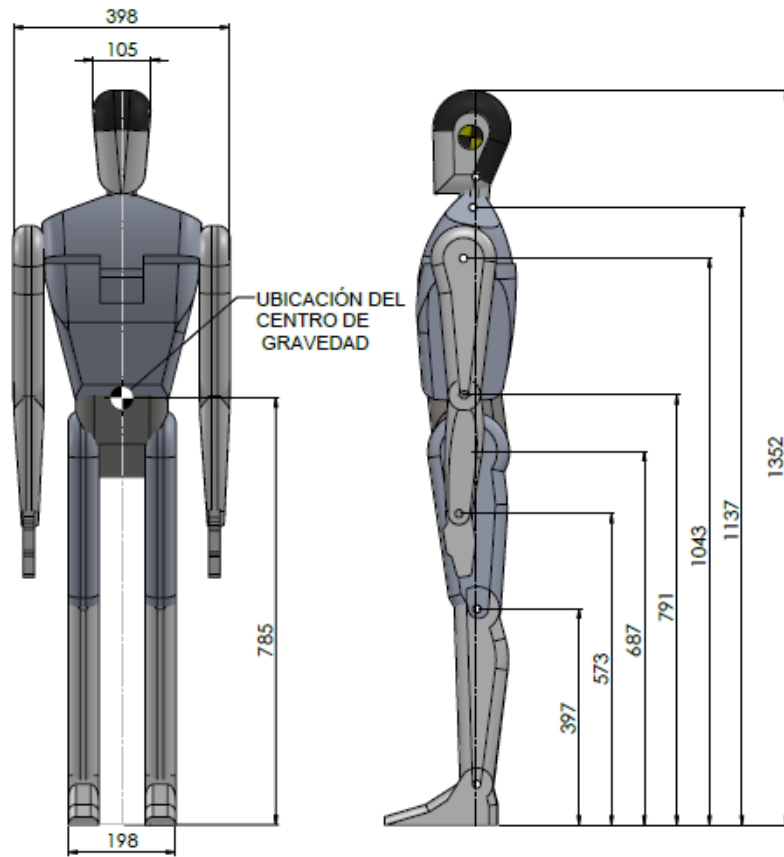


Figura 65. Ubicación del centro de masa
Fuente: propia

Así mismo se hace una propuesta donde se considera el peso estructural aproximado de un exoesqueleto de 15 kg, con una distribución mostrado en la Figura 4.24.

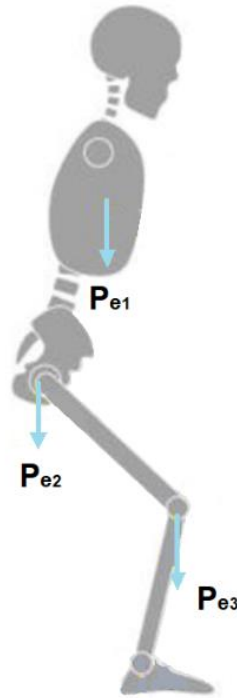


Figura 66. Distribución del peso estructural de un exoesqueleto
Fuente: propia

$$P_{e1} = 5k_g \times 9.81m/S^2$$

= 49.05N; peso aproximado de exoesqueleto para miembro superior.

$$P_{e2} = 2k_g \times 9.81m/S^2$$

= 19.62N; peso aproximado de exoesqueleto para tronco y cabeza.

$$P_{e3} = 3k_g \times 9.81m/S^2$$

= 29.43N; peso aproximado de exoesqueleto para miembro inferior.

$$P_{total \text{ de estructura exoesqueleto}} = 15k_g \times 9.81m / S^2 = 147.15N$$

Mediante las dimensiones de cada extremidad utilizando los valores de Luttnes y col. (53) como se presentó en la Figura 63, cuyos valores se presentan en metros, se obtiene una longitud del brazo = 253.8 mm, y longitud del antebrazo = 195.75 mm, y mediante el programa Solidworks (Figuras 67 y 68) una longitud del brazo = 341.1 mm, y una longitud del antebrazo = 272 mm; apreciándose una variación longitudinal de 87.2 mm para el brazo y 76.25 mm para el antebrazo, dichas variaciones son permisibles por la tolerancia de hasta 93 mm de variación longitudinal que soporta el mecanismo para miembro superior, según los ángulos formados por el excedente de movimiento en hombro.

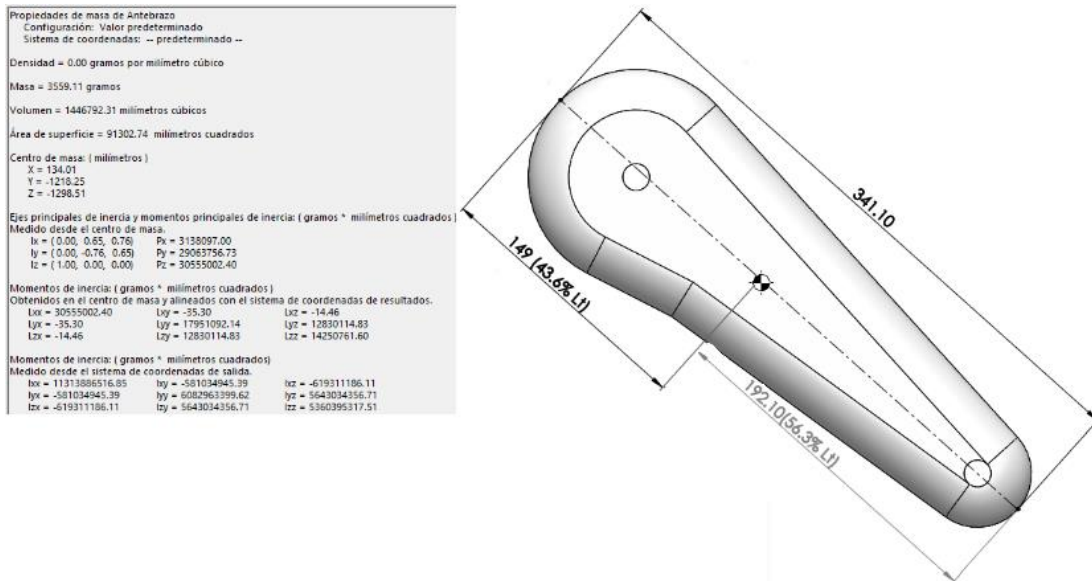


Figura 67. Dimensión y C. G. del brazo en Solidworks
Fuente: propia

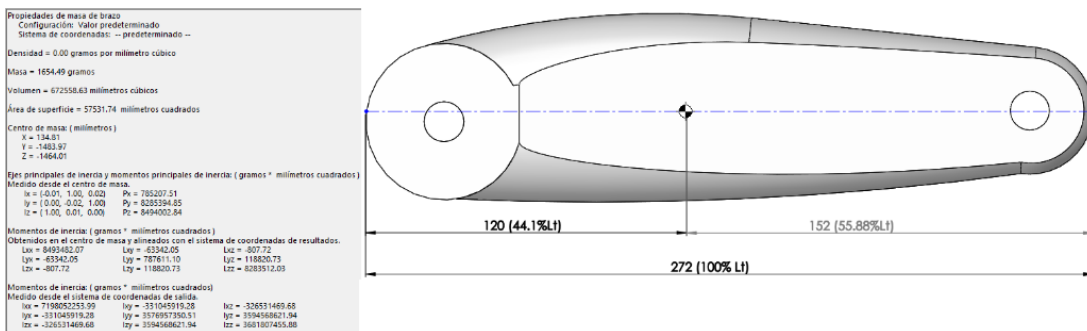


Figura 68. Dimensión y C. G. del antebrazo en Solidworks
Fuente: propia

Comparando resultados de Lutgnes (53) y del programa Solidworks (Figuras 67 y 68) se obtuvo: mediante el programa Solidworks el C. G., del brazo de la persona, se ubica al 43.6% de la longitud total del brazo, y a un 44.15% de longitud para el antebrazo (para análisis de material con elementos finitos); y según Lutgnes (53) (para analizar materiales según el método convencional) el C. G. se ubica al 40% de la longitud total del brazo y antebrazo, datos que varían de un 3.6% y 4.15% por añadir el diseño de agujeros, variaciones que se suplen con el F. S. de 1.6.

Por todo lo expuesto anteriormente, se puede constatar que los datos obtenidos para el centro de gravedad mediante el software Solidworks son más precisos y viables para piezas con morfologías complejas.

Análisis de fuerzas de elemento guía de brazo “gs3.4”

El centro de gravedad de la pieza “gs3.4” (ver Figura 69) con dimensiones:

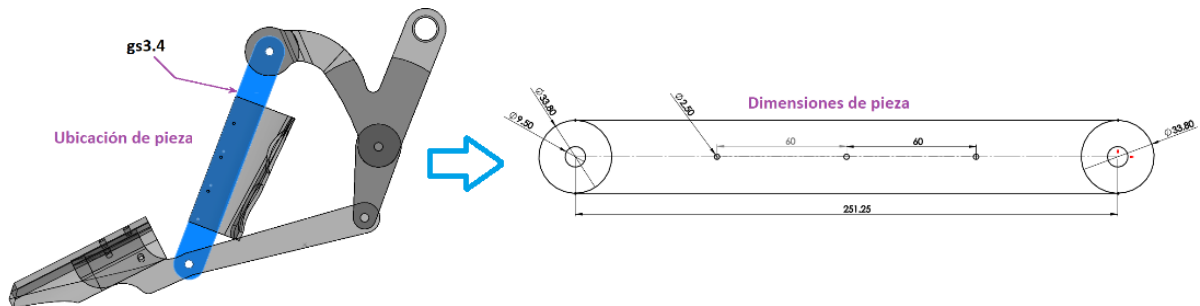


Figura 69. Ubicación y dimensiones del elemento "gs3.4"
Fuente: propia

- Largo: $0.251 \text{ m} + 0.033 \text{ m} = 0.284 \text{ m}$
- Alto: 0.033 m
- Ancho: 0.009 m

El elemento es simétrico, por lo tanto, el centro de gravedad se ubica en el centro de la limitación de cada eje, Figura 70. Y los resultados del C. G. mediante el programa Solidworks de “gs3.4”, se muestra en la Figura 71, cuyos resultados son similares con los resultados obtenidos tradicionalmente.

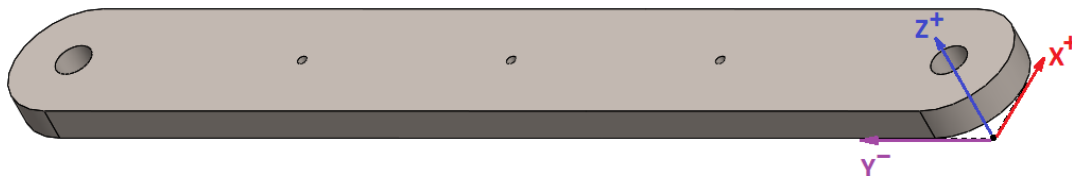


Figura 70. Punto de origen de la pieza "gs3.4"
Fuente: propia

Propiedades de masa de gs3.4(1)	
Configuración: Predeterminado	
Sistema de coordenadas: -- predeterminado --	
Densidad = 0.01 gramos por milímetro cúbico	
Masa = 664.78 gramos	
Volumen = 83097.27 milímetros cúbicos	
Área de superficie = 24693.50 milímetros cuadrados	
Centro de masa: (milímetros)	
X =	16.90
Y =	-142.52
Z =	4.50

Figura 71. Base de datos de propiedades físicas de "gs3.4"
Fuente: propia

- En el eje $x = \frac{0.033m}{2} = +0.016m$

- En el eje $y = \frac{0.284m}{2} = -0.142m$
- En el eje $z = \frac{0.009m}{2} = +0.0045m$

Mediante el diagrama de fuerzas, ver Figura 72, sobre el cual interactúa la fuerza del peso del brazo = 3.559 kg las cuales se distribuirán en tres orificios, sobre los cuales se fijará un elemento opcional para unir el brazo del paciente con el mecanismo. Mediante la designación de las fuerzas: F1, F2 y F3 se generan las fuerzas resultantes FR1 y FR2. Con los siguientes datos:

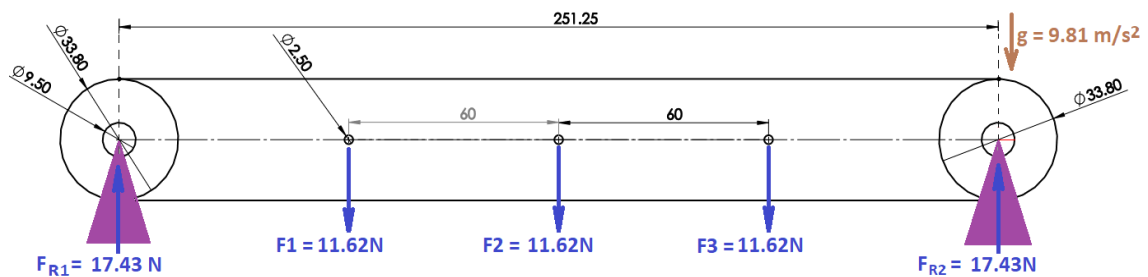


Figura 72. Diagrama de fuerzas interactuantes sobre "gs3.4"
Fuente: propia

- $F_{total\ brazo} = 34.87\ kg\ m/s^2 = 34.87N$
- $F_1 = F_2 = F_3 = 11.62\ kg\ m/s^2 = 11.62N$

Con dichos datos se procederá a generar el diagrama de momento cortante y momento flector, presentes en la Figura 73, la cual se generó con la ayuda de la tabla del Anexo 9. Mediante mencionados diagramas, se puede obtener la fuerza cortante máxima y momento flexionante máximo:

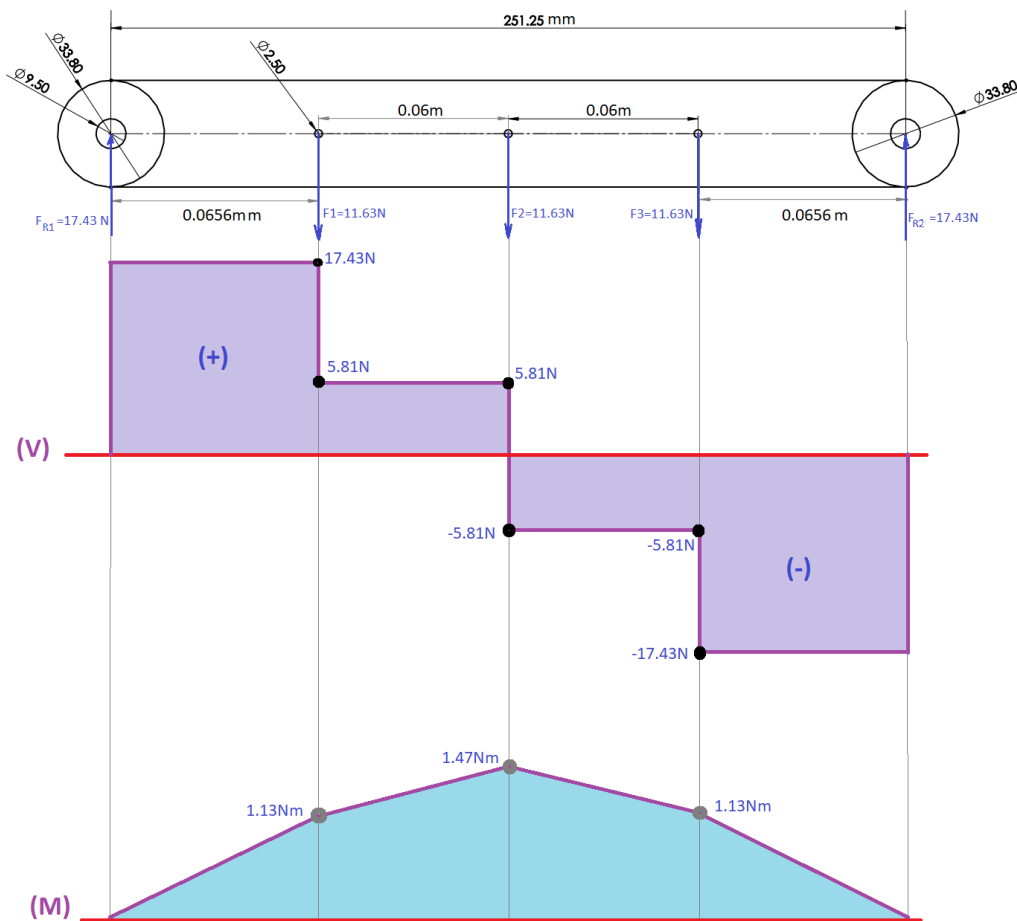


Figura 73. Diagrama de fuerza cortante y momento flector de "gs3.4"
Fuente: propia

- $V_{m\acute{a}x} = 17.43 \text{ N}$
- $M_{m\acute{a}x} = 0.927 \text{ Nm}$.

Para el proceso de comparaci3n entre m3todos, se extrajeron los resultados por el software Solidworks, Figuras 74 y 75. Donde se observan que los resultados entre el m3todo convencional y el m3todo de an3lisis finitos son similares, siendo a3n m3s expl3cito los resultados por el programa Solidworks.

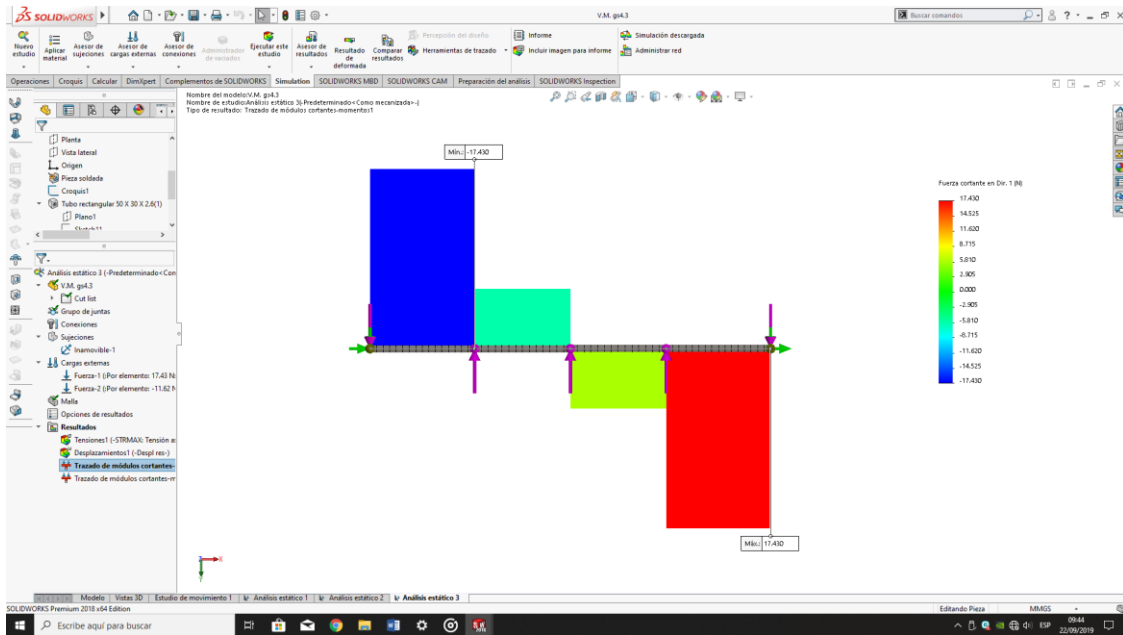


Figura 74. Diagrama de fuerza cortante generados por software
Fuente: propia

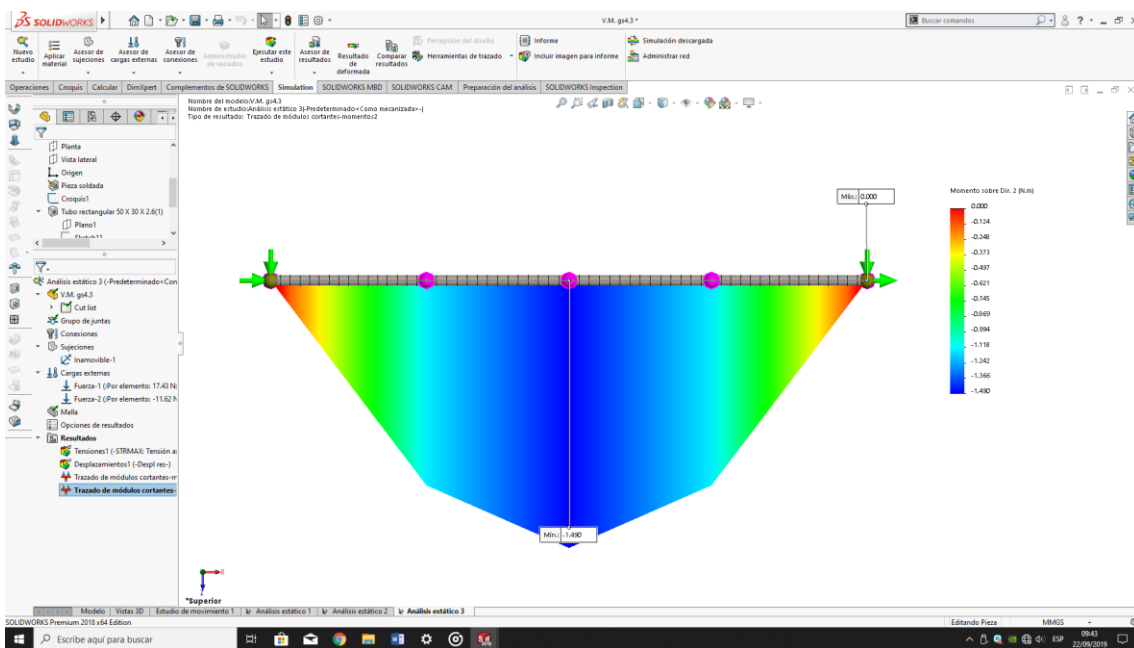


Figura 75. Diagrama de momento flector generado por software
Fuente: propia

Prosiguiendo con el análisis, se determinó la deflexión máxima (y) en “gs3.4”, el cual tiene el nombre de (URES). El diagrama de fuerzas interactuantes sobre la pieza “gs3.4” suponiendo que la pieza es una barra de perfil rectangular rellena, como se muestra en la Figura 76 y obteniendo por tabla: $E = 70 \text{ GN/m}^2$, e $I_x = b \cdot h^3/12$, lo cual al reemplazar en la ecuación (18) se obtiene:

$$y = -0.01456 \frac{34.87 \times 0.251^3}{\left(70 \frac{GN}{m^2}\right) \cdot \left(\frac{b \cdot h^3}{12}\right)} = -0.01456 \frac{34.87 \times (0.251^3)}{\left(70 \times 10^9 N/m^2\right) \cdot \left(\frac{0.009 \times 0.033^3}{12}\right)}$$

$y = -4.255 \times 10^{-6}$ (sale negativo porque la deflexión es hacia abajo.)

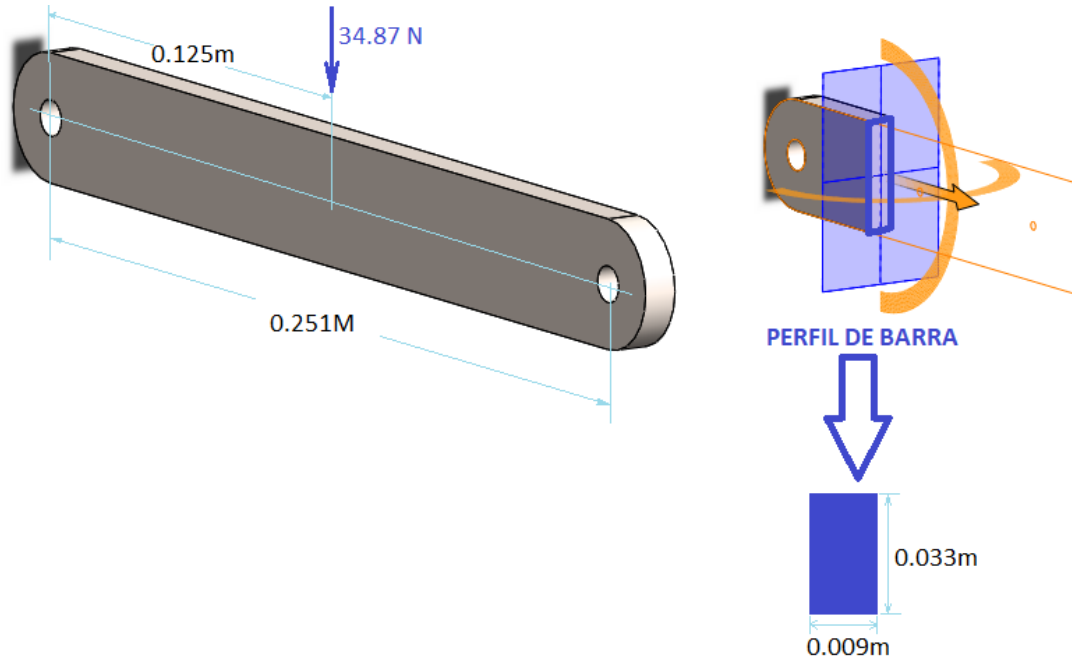


Figura 76. Diagrama de fuerzas para análisis de URES del elemento "gs3.4"
Fuente: propia

Trabajando con un factor de seguridad $F.S = 1.61$ y una resistencia a la fluencia de 115 Mpa; se procederá a calcular el área mínima requerida del elemento "gs3.4".

- $\sigma_{adm.} = \frac{\sigma_{fluencia}}{F.S}$
- $\sigma_{adm.} = \frac{115 \times 10^6 Pa}{1.61} = 71.42 \times 10^6 Pa$
- De la ecuación (1) tenemos: $A = \frac{34.87}{71.42 \times 10^6}$
- $A = 4.88 \times 10^{-7} m^2 =$
 $0.488 mm^2$; con el propuesto de $2.97 \times 10^{-4} m^2$, es optimo

Prosiguiendo con el análisis, se determinó la deflexión máxima en "gs3.4", con propiedades del material AISI 316 de acero inoxidable recocido.

- Módulo elástico = $1.929 \times 10^{11} N/m^2$
- Coeficiente de Poisson = 0.3 N/D
- Densidad de masa = $800 kg/m^3$
- Límite de tracción = $550.0000017 M.N/m^2$

- Límite de compresión = 0 (no comprimible)
- Límite elástico = $137895145.9 \text{ N/m}^2$

Reemplazando valores en la ecuación (18):

$$y = -0.01456 \frac{34.87x(0.251^3)}{(192999.9997 \text{ MN/m}^2) \cdot \left(\frac{b \cdot h^3}{12}\right)}$$

$$y = -0.01456 \frac{34.87x(0.251^3)}{(192999.9997 \times 10^6 \text{ N/m}^2) \cdot \left(\frac{0.009 \times 0.033^3}{12}\right)}$$

$$y = -1.54338 \times 10^{-6} \text{ (sale negativo porque la deflexión es hacia abajo.)}$$

Trabajando con un factor de seguridad F.S = 1.61 y una resistencia a la fluencia de 550 Mpa, se procederá a calcular el área mínima requerida del elemento “gs3.4”.

- $\sigma_{adm.} = \frac{550 \text{ M.Pa}}{1.61} = 341.615 \text{ M.Pa}$
- $A = 1.0207 \times 10^{-7} \text{ m}^2 = 0.102 \text{ mm}^2$

En comparación con los resultados obtenidos por el método de elementos finitos (en el software Solidworks), se modificó el material de AISI 316 de acero inoxidable recocido (ss.) por aluminio 1200 del cual resalta su extracción y diseño óptimo para la zona de Huancayo, en la simulación el software arroja esfuerzos de la pieza en dinamismo con todo el sistema en conjunto y la persona tripulada, arrojan resultados de: von Mises (N/m^2) máxima de $1.238 \times 10^6 \text{ N/m}^2$ y mínima es de $0.014332 \times 10^6 \text{ N/m}^2$; con un URES máximo de 0.486 mm y un desplazamiento mínimo de 0.003 mm.

Cálculo de pieza transmisor de fuerza y movimiento de cabeza

Para un aluminio 1200, con un esfuerzo de cadencia a tensión de $115 \times 10^6 \frac{\text{N}}{\text{m}^2}$, determinaremos un área de trabajo como se muestra en la Figura 77. Considerando el peso de cabeza y tronco de 618.39 N. y un peso aproximado de la estructura exoesqueleto ($P_{e1} + P_{e2}$) de 68.67N. Si se conoce la fuerza y el esfuerzo de cadencia del material a tensión entonces se puede determinar el

área despejando en la ecuación (1).

$$A = \frac{P}{\sigma} = \frac{687.06N}{115 \times 10^6 \frac{N}{m^2}}$$

$A = 5.974 \times 10^{-6} m^2$. Área mínima, de cada sección.

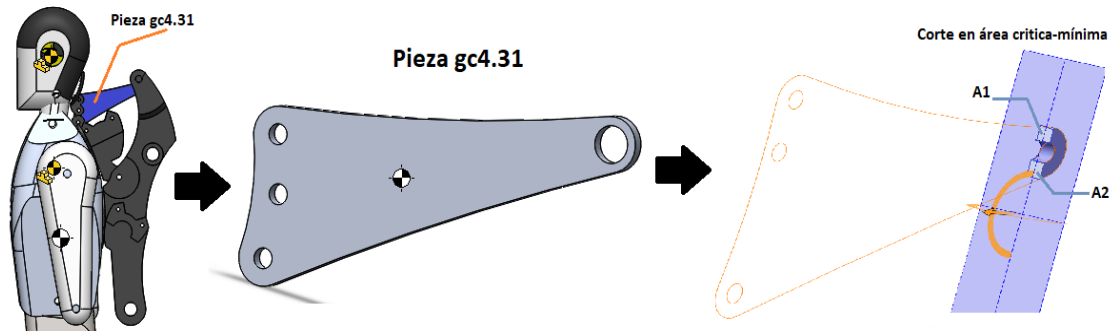


Figura 77. Ubicación y corte en área más crítica de la pieza gc4.31
Fuente: propia

Con esto se obtiene el área mínima que se puede utilizar en la pieza gc4.31, pero por cuestiones de estética y diseño se propone un $A_1 = 5 \text{ mm} \times 5.63 \text{ mm}$ y $A_2 = 5 \text{ mm} \times 6.4 \text{ mm}$ que a lo largo de 150 mm esta área va en aumento para servir de soporte y guía a la prótesis que unirá esta pieza con la cabeza del paciente.

Cálculo de pieza guía de movimiento de columna dorsal, gc4.2

Para la pieza transmisora de movimiento de la columna dorsal gc4.2 se tiene que conseguir el área mínima de trabajo y dividirla entre 4 ya que mediante estas áreas soportan la fuerza más crítica (cuando el paciente está en posición decúbito ventral) que son las que se muestra en el corte de pieza en la Figura 78.

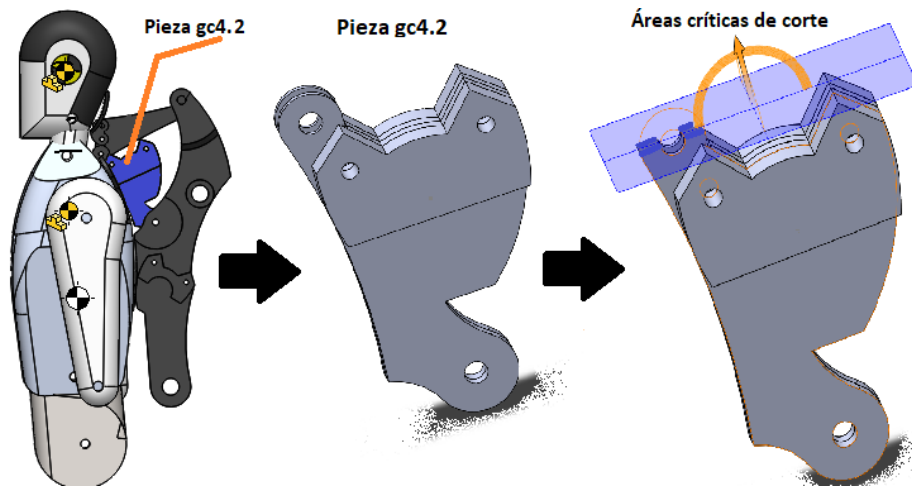


Figura 78. Ubicación y corte en área más crítica de la pieza "gc4.31"
Fuente: propia

Considerando el peso de cabeza y tronco de 618.39 N. y un peso aproximado de la estructura exoesqueleto ($P_{e1} + P_{e2}$) de 68.67N se determinó el área despejando en la fórmula (1):

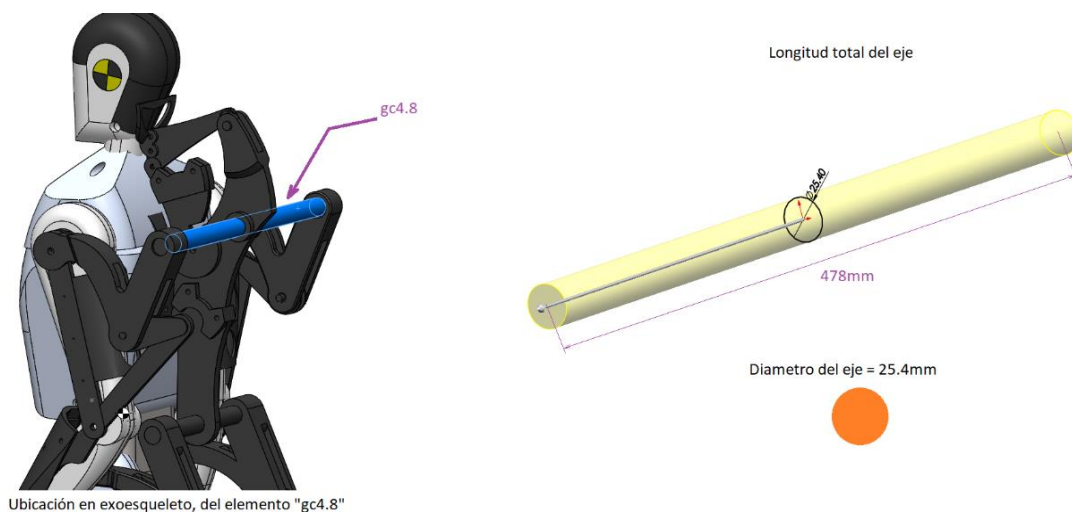
$$A = \frac{P}{\sigma} = \frac{693N}{500 \frac{MN}{m^2}}$$

$$A = (1.386 \frac{MN}{m^2})/4$$

$$A = 0.3465 \times 10^{-6} \text{ (de cada sección).}$$

Análisis de fuerzas sobre eje de soporte para miembro superior "gc4.8"

El centro de gravedad del elemento se ubica en el centro de la limitación de cada eje, por ser simétrico, ver Figura 79.



Ubicación en exoesqueleto, del elemento "gc4.8"

Figura 79. Ubicación y dimensiones de "gc4.8"
Fuente: propia

- Para el eje $x = \frac{0.025}{2} = 0.0125 \text{ m}$
- Para el eje $y = \frac{0.95}{2} = 0.475 \text{ m}$
- Para el eje $z = \frac{0.025}{2} = 0.0125 \text{ m}$

Primero se detallará su diagrama libre de fuerzas, Figura 80. Y posteriormente el diagrama de momento flexionante, Figura 81. Obteniendo un $M_{m\acute{a}x} = 5.04 \text{ Nm}$.

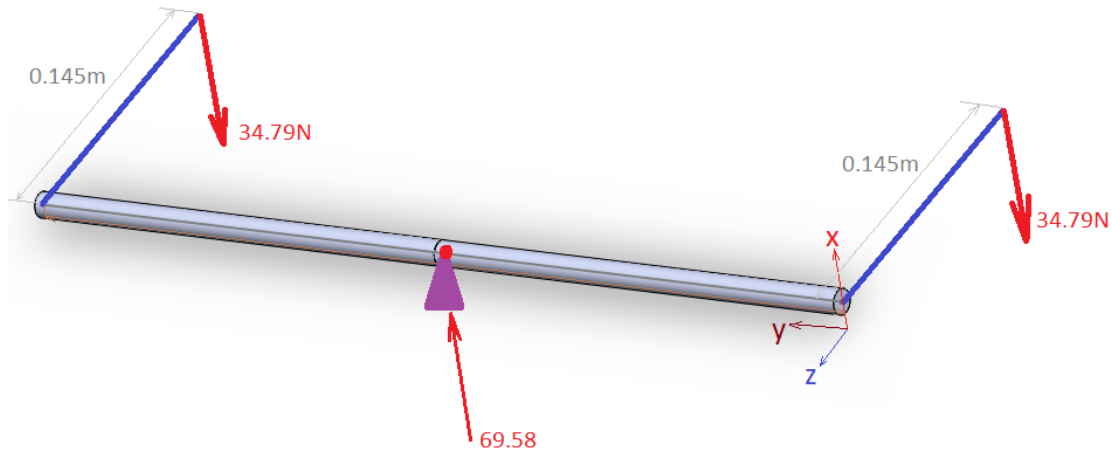


Figura 80. Diagrama libre de esfuerzos de "gs4.8"
Fuente: propia

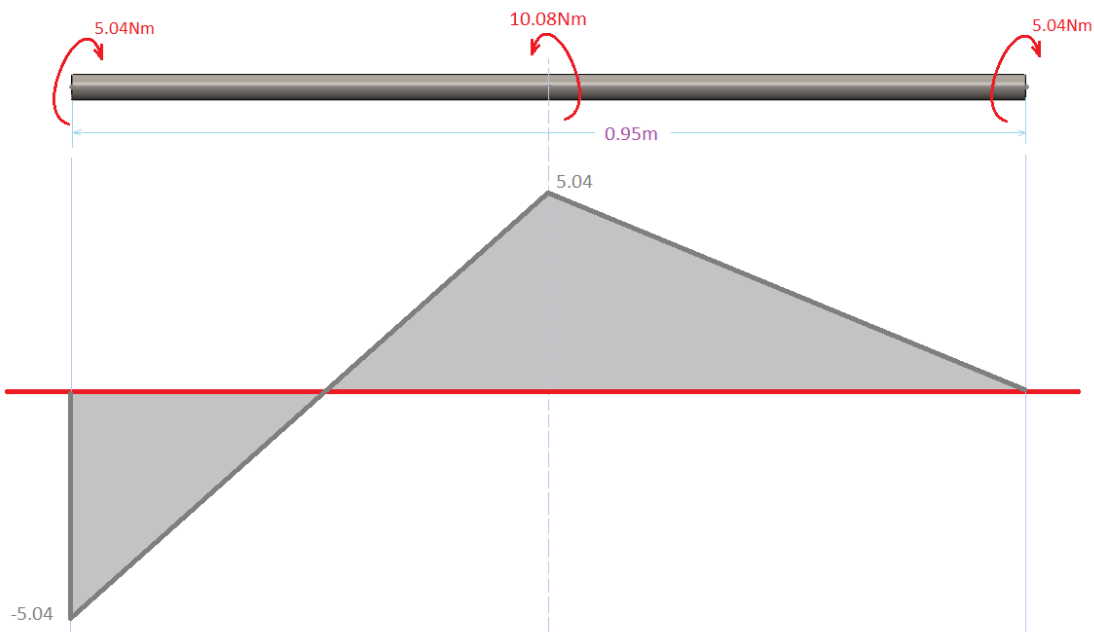


Figura 81. Diagrama de momento flector de "gc4.8"
Fuente: propia

Para validar los datos obtenidos manualmente, se obtuvieron datos de estos análisis mediante el software Solidworks, Figura 82.

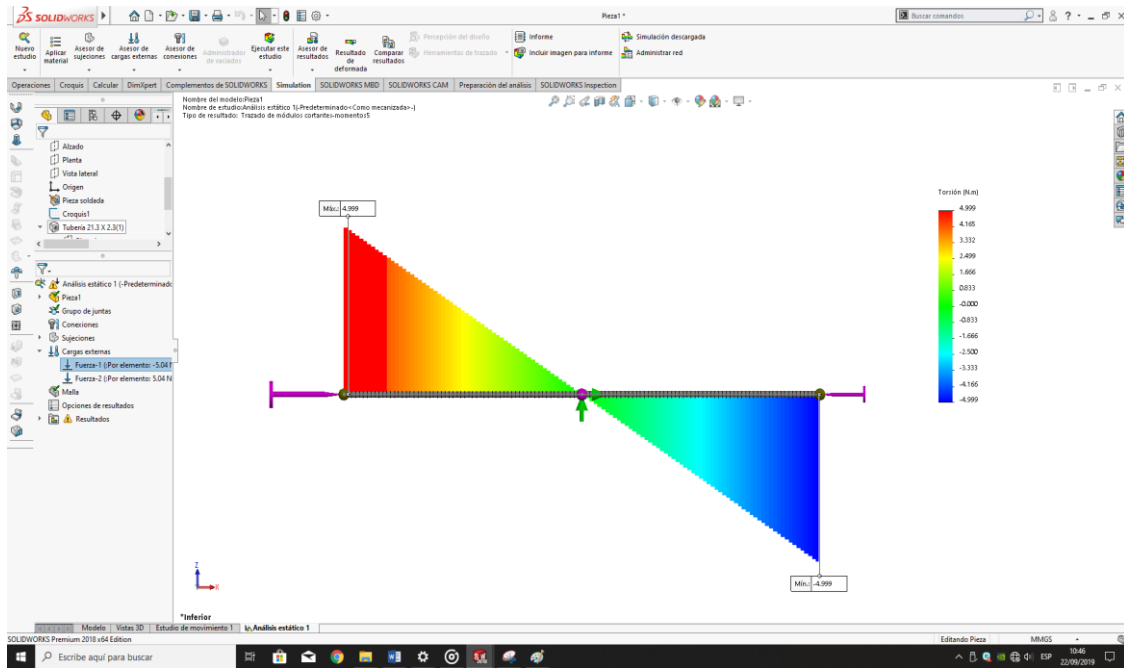


Figura 82. Diagrama de momento torcionante por software de "gc4.8"
Fuente: propia

Del diagrama de momento flector, se obtiene que el $M_{m\acute{a}x} = 5.04Nm$.

Y el URES para la pieza gc4.8:

$$y = \frac{ML^2}{9\sqrt{3EI}}$$

$$I_x = \frac{\pi r^4}{4}$$

Reemplazando valores:

$$y = \frac{5.04(0.475)^2}{9\sqrt{3x(70x10^9)x\frac{\pi(0.0125)^4}{4}}}$$

$$y = 1.99x10^{-3}m \dots \text{deflexi3n m\acute{a}xima.}$$

Determinando di\ameetro m\imino, donde (c) es el radio, tenemos:

$$\tau_n = \frac{T \cdot C}{\frac{\pi}{2}c^4} = \frac{2T}{\pi c^3}$$

$$c^3 = \frac{2T}{\pi \cdot \tau_{m\acute{a}x}}$$

$$d = 2 \times \left(\sqrt[3]{\frac{2T}{\pi \tau_{\text{máx}}}} \right) \equiv 2 \times \left(\sqrt[3]{\frac{2(5.04)}{\pi \times 599.37 \times 10^6}} \right)$$

$d = 3.498661143 \times 10^{-3} \text{m}$; el cual es menor al diametro propuesto.

Reemplazando los valores: $(\sigma_{\text{fluencia}}) = 115 \times 10^6 \text{Pa}$ y $F.S = 1.61$; en la ecuación (4) tenemos:

$$\sigma_{\text{admisible}} = \frac{115 \times 10^6 \text{Pa}}{1.61}$$

$$\sigma_{\text{admisible}} = 71.43 \times 10^6 \text{Pa} > \tau_{\text{máx}}$$

Análisis de fuerzas sobre eje de soporte de giro "gg4.1"

En la Figura 83 (a) se muestra la ubicación de la pieza "gg4.1" dentro del mecanismo de giro, en la Figura 83 (b) la vista frontal de la pieza, y en la Figura 83 (c) el área del tubo de perfil cuadrado de la pieza.

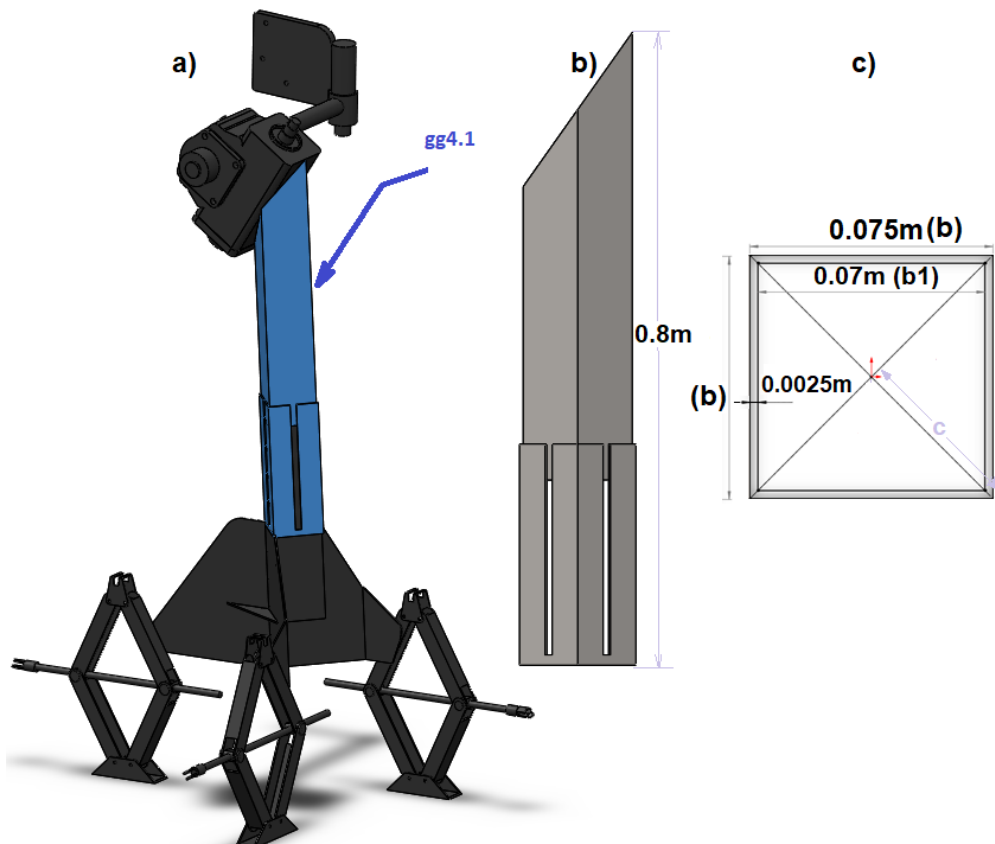


Figura 83. Ubicación de elemento "gg4.1"
Fuente: propia

Posición "a" erecto, Figura 84, con una distancia máxima de sobre el sistema

de giro, la fuerza F se posiciona del centro del tubo cuadrado a $d_a=0.479\text{m.}$, en el plano (XY) .

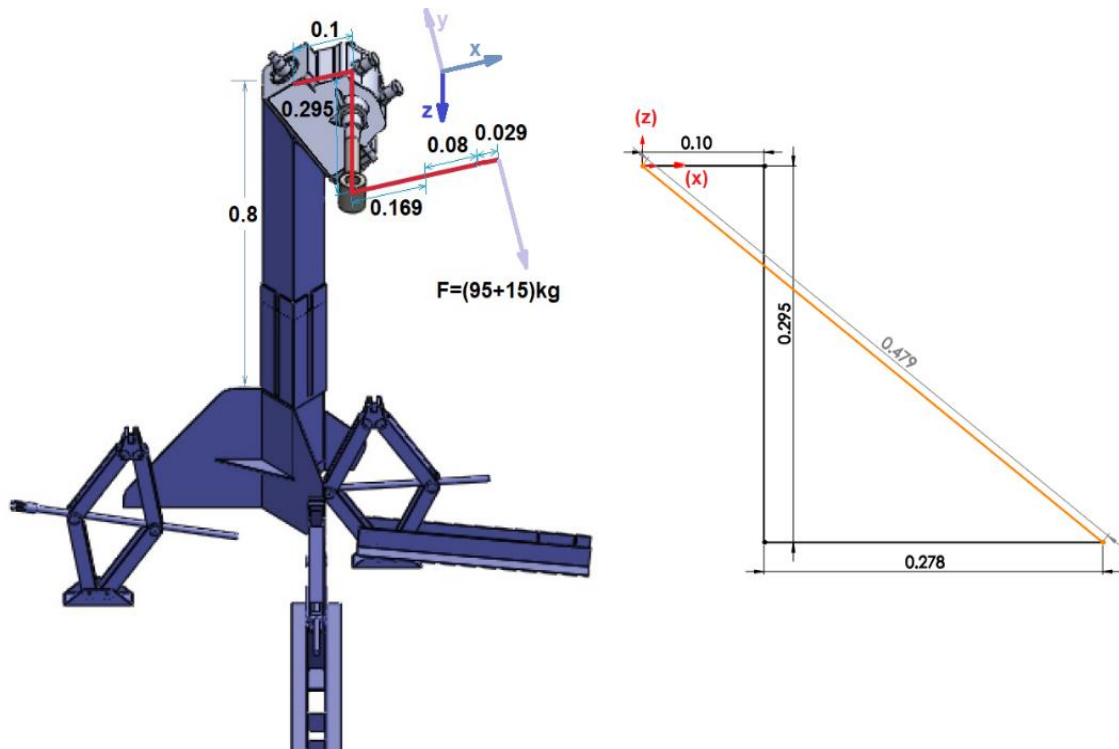


Figura 84. Posición del C. G. de la persona en posición erecta sobre la columna "gg4.1"
Fuente: propia

Posición "b" decúbito, Figura 85, con una distancia máxima sobre el sistema de giro, la fuerza F se posiciona del centro del tubo cuadrado a $d_b=0.311\text{m.}$, en el plano (XY) .

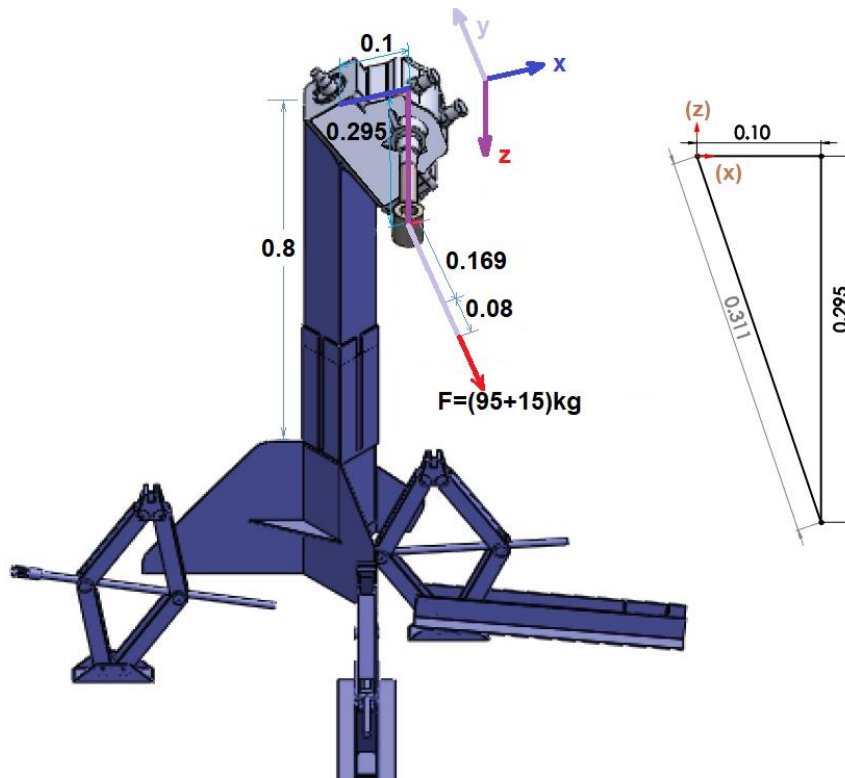


Figura 85. Posición del C. G. de la persona en posición decúbito sobre columna "gg4.1"
 Fuente: propia

Posición "c" sentado, Figura 86, con una distancia máxima sobre el sistema de giro, la fuerza F se posiciona del centro del tubo cuadrado a $d_c=0.479$ m., en el plano (XY).

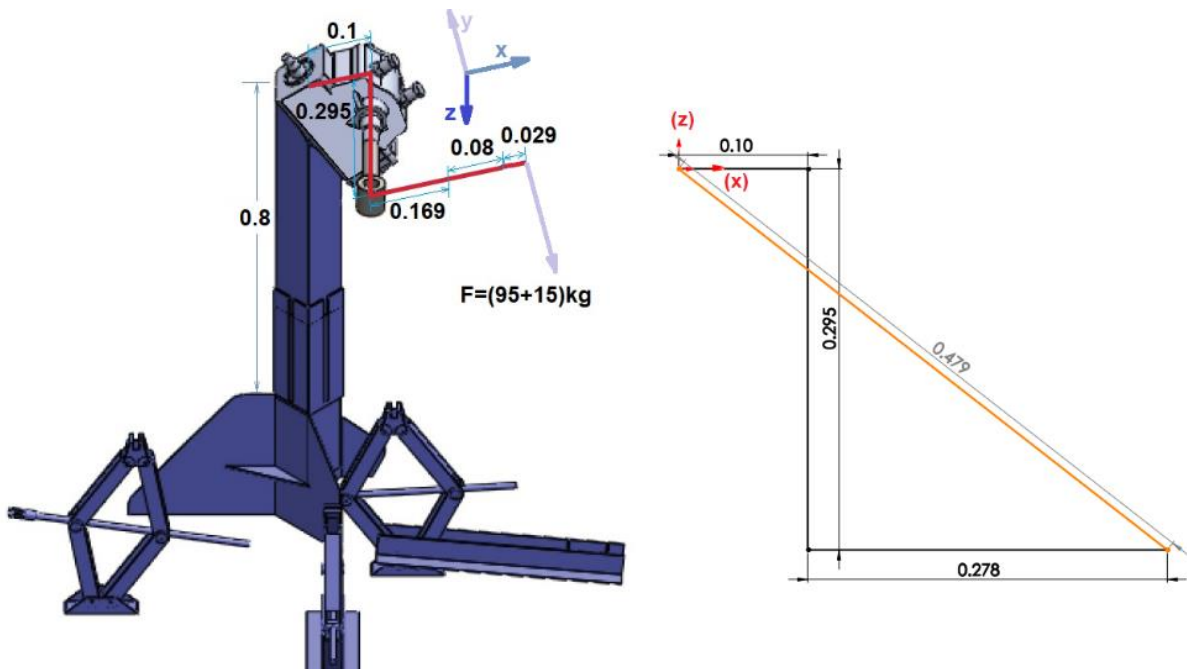


Figura 86. Posición del C. G. de la persona en posición sentada sobre columna "gg4.1"
 Fuente: propia

De las tres posiciones "a", "b", y "c"; la más extrema es la posición "c" sentado; con un valor: $d_c=0.479$ m. Por ende, se procede con los datos generales para el análisis.

$$F = \sum F_{\text{persona}} + \text{exoesqueleto} = (951.57N + 147.15N) \frac{m}{s^2}$$

$$F = 1.099 \times 10^3 N$$

$$M = F \cdot d_c = (1.099 \times 10^3 N) \times (0.479 \text{ m})$$

$$M = 526.421 \text{ Nm}$$

$$A = b^2 - b_1^2 = (0.075 \text{ m})^2 - (0.07 \text{ m})^2$$

$$A = 7.25 \times 10^{-4} \text{ m}^2$$

$$k = 2.1 \text{ (de tabla del anexo 13, base empotrado y superior libre)}$$

$$L = 0.8 \text{ m (longitud real de la columna)}$$

$$d_c = 0.479 \text{ m}$$

$$s_y = 115 \times 10^6 \text{ Pa}$$

$$s_u = 125 \times 10^6 \text{ Pa}$$

$$E = 70 \text{ G.Pa}$$

Mediante el Anexo 9, se generó el diagrama del cuerpo libre del tubo cuadrado, Figura 87.

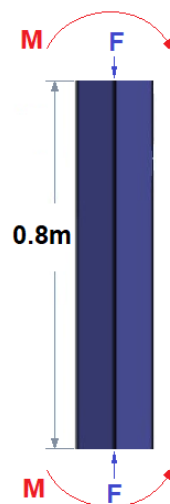


Figura 87. Diagrama de cuerpo libre de "gg4.1"
Fuente: propia

El esfuerzo en la sección transversal del tubo, con carga axial actúa en el centroide, por ello tendrá como resultado un esfuerzo axial promedio uniforme, de la ecuación (1), en toda la sección transversal del tubo cuadrado, Figura 88.

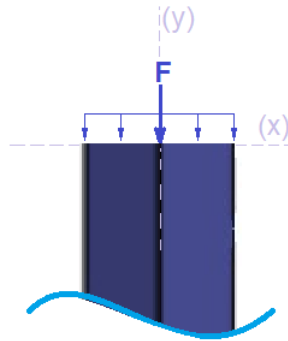


Figura 88. Diagrama de fuerza cortante en "gg4.1"
Fuente: propia

$$\sigma_a = \frac{-F}{A} = \frac{-1.099 \times 10^3 \text{ N}}{7.25 \times 10^{-4} \text{ m}^2}$$

$$\sigma_a = -1.52 \times 10^6 \text{ Pa}$$

Como la sección transversal es simétrica con respecto al eje neutro, se tendrá el mismo valor de esfuerzo flexionante a tensión y compresión, Figura 89.

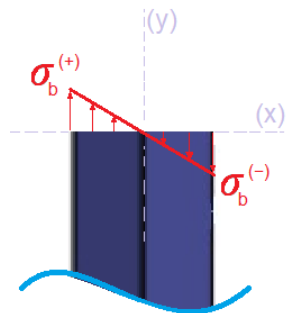


Figura 89. Diagrama de momentos en "gg4.1"
Fuente: propia

Donde $M = 526.421 \text{ Nm}$, $C = \sqrt{\frac{b^2}{2}} = \sqrt{\frac{0.075^2}{2}} = 0.053 \text{ m}$, e $I_{xy} = \frac{b \cdot h^3}{12} = \frac{0.075 \cdot 0.075^3}{12} = 2.64 \times 10^{-6} \cdot \text{m}^4$; que al reemplazarlo en:

$$\sigma_b = \frac{M \cdot C}{I_{xy}}$$

$$\sigma_b = \frac{(526.421 \text{ Nm}) \cdot (0.053 \text{ m})}{2.64 \times 10^{-6} \cdot \text{m}^4} = 10.57 \times 10^6 \text{ Pa}$$

Mediante la superposición de diagramas de fuerza corte y momento flector, Figura 90, se tiene:

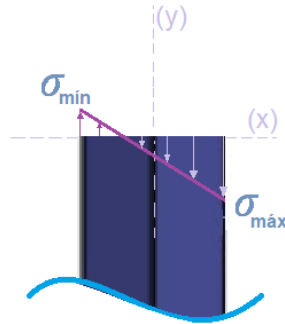


Figura 90. Superposición de diagrama de fuerza y momento de "gg4.1"
Fuente: propia

$$\begin{aligned}\sigma_{m\acute{a}x} &= (+\sigma_a) + (\sigma_b) \\ \sigma_{m\acute{a}x} &= 1.52 \times 10^6 Pa + 10.57 \times 10^6 Pa = 12.09 \times 10^6 Pa \\ \sigma_{m\acute{i}n} &= (-\sigma_a) + (\sigma_b) \\ \sigma_{m\acute{i}n} &= -1.52 \times 10^6 Pa + 10.57 \times 10^6 Pa = 9.05 Pa\end{aligned}$$

Como se puede observar, el eje neutro ya no se ubica en el centroide, ante ello el esfuerzo normal es cero en todas las fibras del tubo ubicado sobre el nuevo eje neutro.

El factor contra la fluencia (N_y) sera:

$$\begin{aligned}N_y &= \frac{s_y}{\sigma_{m\acute{a}x}} = \frac{115 \times 10^6 Pa}{12.09 \times 10^6 Pa} \\ N_y &= 9.512\end{aligned}$$

El factor del diseño (N_u), sera:

$$\begin{aligned}N_u &= \frac{s_u}{\sigma_{m\acute{a}x}} = \frac{125 \times 10^6 Pa}{12.09 \times 10^6 Pa} \\ N_u &= 10.339\end{aligned}$$

En conclusión, se puede decir que la columna soportara el peso del exoesqueleto y del paciente; suponiendo que se realice un pico de fuerza extremo, se debera de tener un factor del diseño (N_u) entre 9 y 12, para este caso se dio un $N_u = 10.339$, el cual está dentro del rango permisible.

Para el cálculo de la longitud efectiva (L_e), reemplazaremos valores en la ecuación (12):

$$L_e = (2.1)(0.8m) = 1.68 m$$

Cálculo de radio de giro:

$$r_G = \sqrt{\frac{I}{A}} = \sqrt{\frac{\left(\frac{b \cdot h^3}{12}\right)}{b \cdot h}} = \sqrt{\frac{\left(\frac{b^4}{12}\right)}{b^2}} = \sqrt{\frac{(b^2)}{12}} = \frac{b}{\sqrt{12}}$$

$$r_G = \frac{0.075m}{\sqrt{12}} = 0.022 m$$

Cálculo de la relación de esbeltez:

$$\frac{L_e}{r_G} = \frac{1.68m}{0.022m} = 76.3$$

Cálculo de la constante de columna, reemplazando datos en la ecuación (13) tenemos:

$$C_C = \sqrt{\frac{2\pi^2(70 \times 10^9)Pa}{115 \times 10^6 Pa}}$$

$$C_C = 109.6137$$

Cálculo de la carga crítica, como la relación de esbeltez es menor que C_C , la columna es corta y se empleará la ecuación (14) de Johnson.

$$P_{Cr} = (7.25 \times 10^{-4} m^2)(115 \times 10^6 Pa) \left(1 - \frac{(115 \times 10^6 Pa)(2.1 \times 0.8 m / 0.022 m)^2}{4\pi^2(70 \times 10^9 Pa)} \right)$$

$$P_{Cr} = 63.142 \times 10^3 N$$

En conclusión: la columna es sometida a una fuerza total de $1.098 \times 10^3 N$ y esta columna con material de aluminio 1200 soporta una carga crítica de hasta $63.142 \times 10^3 N$, entonces la columna trabaja como columna corta y el material

propuesto que es el aluminio 1200 es un material capaz de soportar los esfuerzos a los que se trabajan sin sufrir pandeo.

Cálculo de pasador 1 en sistema para miembro superior

Para calcular el perno a doble cortante solo se toman todas las fuerzas que actúan cuando el sujeto está erecto (por ser la posición más crítica), que son $W_2 + A_1$, utilizando un factor de seguridad de 1.6 ya que es un elemento sometido a trabajo pesado y su uso es prolongado. Para esto se utiliza la ecuación (2), pero para doble corte. Donde: (τ) , es el esfuerzo cortante; (P) , es la fuerza concentrada; (A) , es el área. Teniendo:

$$\tau = \frac{P/2}{A}$$

Para el pasador se propone que tenga un diámetro de 9.5 mm, actuando una fuerza de resultante de 98.0305N esto se redondea a 99 N y se multiplica por un factor de seguridad de 9 ya que es un elemento que estará sometido a trabajo de altos picos de movimiento, quedando los datos:

$$P = 891N$$
$$A = \pi \left(\frac{0.0095m}{2} \right)^2 = 7.088 \times 10^{-5} m^2$$
$$\tau = \frac{(891 N)/2}{7.088 \times 10^{-5} m^2} = 6.29 MPa$$

Con este resultado se selecciona un material de aluminio (por ser una máquina intrahospitalaria) 1200 que tiene una resistencia última al corte de 115 M. Pa, además de que este material es ligero teniendo un peso específico de $2700 \frac{kg}{m^3}$.

Para el diseño final surgieron diferentes ideas de modificaciones, pero se consideraron las recomendaciones de Budynas y col. (4), “algunas veces las decisiones se toman de manera tentativa, por lo cual es conveniente reservarse el derecho de hacer ajustes a medida que se obtengan más datos”. Ante ello, se

centró el diseño a sus objetivos iniciales, para proseguir con ese proceso de diseño final.

Diseño de máquina estructural exoesqueleto, para generar movimiento pasivo en miembro inferior

Para el análisis del modelo propuesto se usa el plano sagital como base y se describe solo para una pierna, ya que el análisis para la otra pierna es idéntico.

Se inició el arte del diseño, con el sistema de Klann; logrando un movimiento en dos nodos consecutivos en el mismo sentido de giro. Pero no se describe un ángulo de giro de 0 a más, aproximadamente inicia con un ángulo mayor a cero, lo cual no es característico en la rodilla; ante ello cambiamos la configuración y sentido de giro de algunas piezas de sistema Klann, Figura 91.

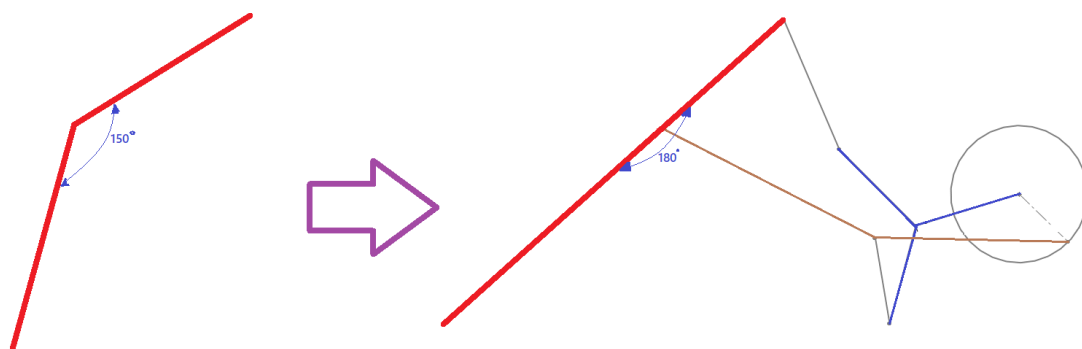


Figura 91. Variación al pie de Klann
Fuente: propia

Modificando el diseño original de Klann se obtienen: ángulos muy agudos en la rodilla, y recorrido del pie prolongado, lo cual no conviene al momento de doblar demasiado la rodilla, por el espacio que hay en esta área. Ante ello, se modificaron las prolongaciones de las piezas, sin remover los puntos de junta, obteniendo un ángulo 0° para el inicio del sistema, y un ángulo de giro en la rodilla no muy agudo, ergonómico a la rodilla humana, Figura 92.

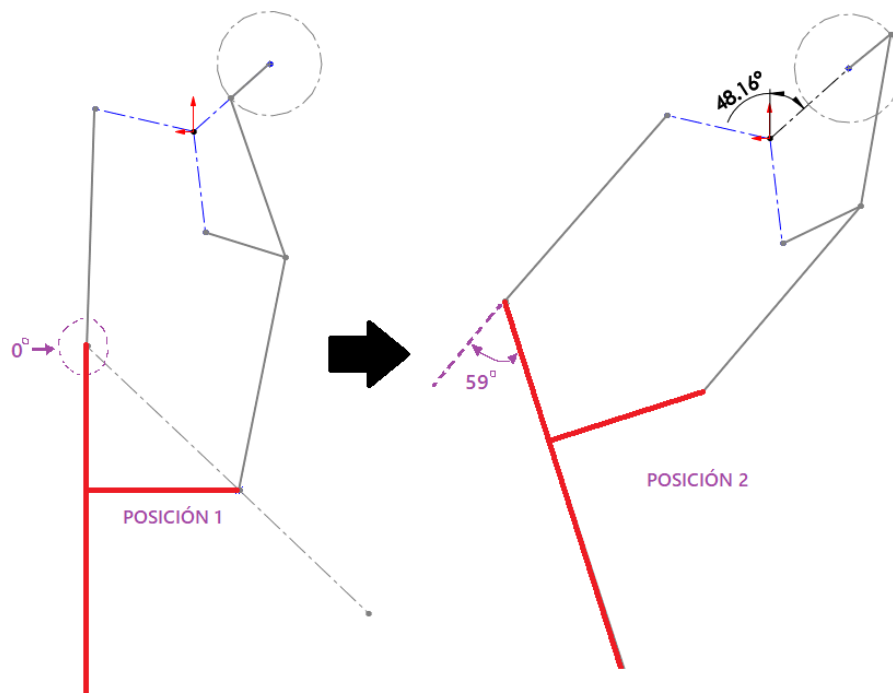


Figura 92. Segunda modificación al pie de Klann
Fuente: propia

El inconveniente de este diseño es que se puso el sistema estructural exoesqueleto para miembros inferiores por debajo del muslo, lo cual hacía más difícil la extracción de datos para las medidas de las piezas, como se ve en la Figura 93.

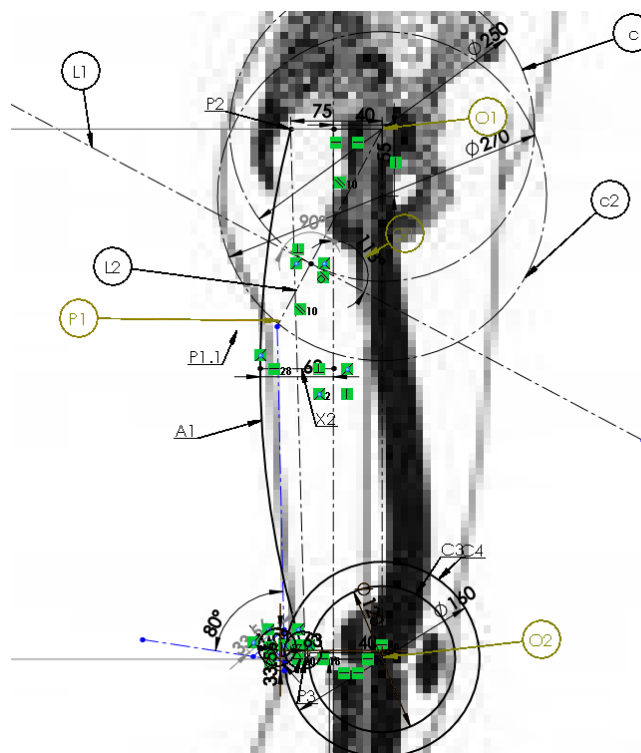


Figura 93. Extracción de medidas para primer diseño estructural de miembro inferior
Fuente: propia

- Se necesitaba un punto fijo-estable para el nodo (N1) para lo cual se necesita fijar un área del cuerpo que no tienda al movimiento angular en el cuello femoral.
- El volumen de la nalga varía de acuerdo con el ángulo de giro del cuello femoral, siendo las posiciones extremas:
 - En posición sentada. Para este volumen se toma como referencia aproximada el valor de “altura cresta ilíaca”, siendo el mayor valor 226 (percentil 95 mujeres); que para nuestro diseño será $\text{Diámetro1} = C1 = 177 \text{ mm}$.
 - En posición erecta. El volumen de las nalgas es mayor al de la posición-sentada, porque no hay presión del cuerpo, ante ello se da el valor igual al diámetro bitrocantérico, que para nuestro diseño será $\text{Diámetro2} = C2 = 248\text{mm}$ (a un percentil 95 – mujeres).
 - Considerando una distancia entre estos dos valores (C1 y C2) la cual es un excedente de volumen muscular sobrante en esta parte del cuerpo, donde se asignó un valor semejante a la altura de la mano= 54.9 mm.
- Al fijar una línea L1 tangente a C1, considerando el volumen final de C2; y todos estos en la intersección con el “músculo del fémur” que tiene una altura (altura máxima del muslo)= $X2=177 \text{ mm}$ con un radio de 88.5 mm; una línea (L2) que parta del centro O1 hacia la intersección de L1 , siempre perpendicular a esta para formar el tope de punto fijo inamovible, entonces prolongaremos el punto (G1) a lo largo del línea (L2) hasta (P1); prolongamos dicho recorrido (L1) hasta chocar con C2 (posición de mayor tiempo de reposo) en (P1), para reducir al mínimo la presión en dicha área ya que es variante, pero por motivos de no utilizar más sistemas para compensar esta variación de longitud, se fija el punto en un área que tenga la mínima variación de longitud.
- Para el diseño de la rodilla se inició mediante del diámetro de la rodilla = $C3 = 122$; con un centro = O2.
- Para el ancho del sistema de piernas; se toma en cuenta: ancho de la cadera 351 mm; y ancho de cadera sentado 382, por ende, se tomará el dato de la postura más ancha, en este caso sentado.
- Mediante esta forma de extracción de datos, quedaba muchas variables para definir con exactitud las dimensiones de cada pieza, sobre todo para ubicar el

punto de giro en las nalgas del paciente; ante ello se vio la posibilidad de realizar el diseño a un costado del miembro (piernas, brazos); y mediante el desarrollo y depuraciones realizadas anteriormente se desarrolló el presente sistema, basado en el sistema mecánico de Hoekens. Realizando la modificación en el eslabón “2,5 a” se obtuvo una morfología como la del miembro inferior humano (Figura 94). En cuanto al posicionamiento, el sistema gira aproximadamente al final del sacro, mediante este dato, se consideran las mediciones pertinentes para unir el sistema mecánico de miembros inferiores al sistema mecánico de columna vertebral.

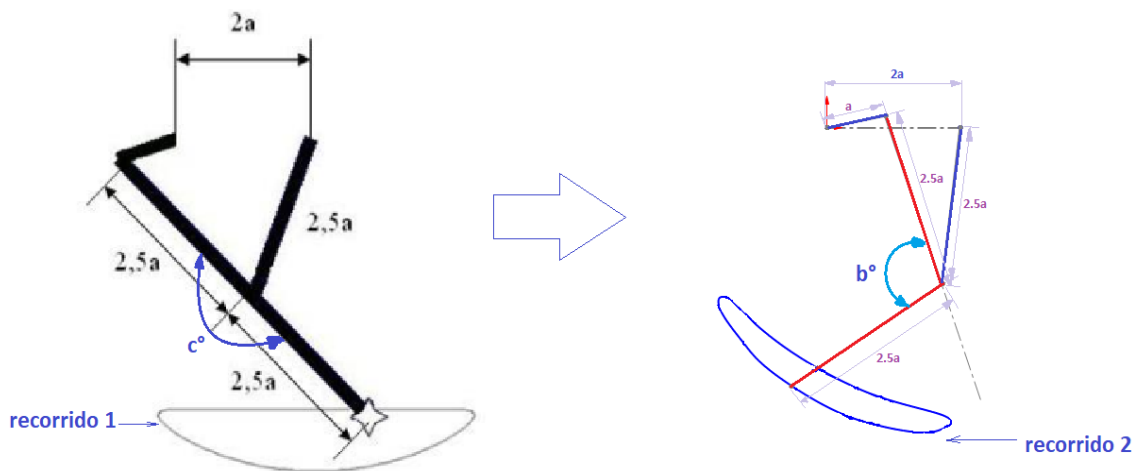
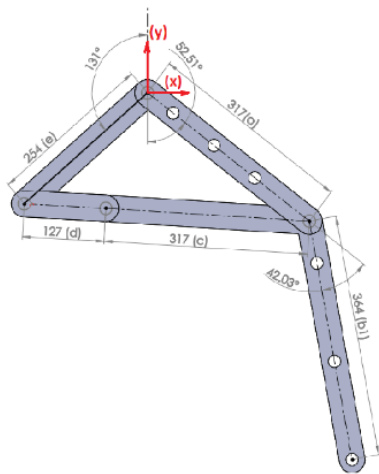


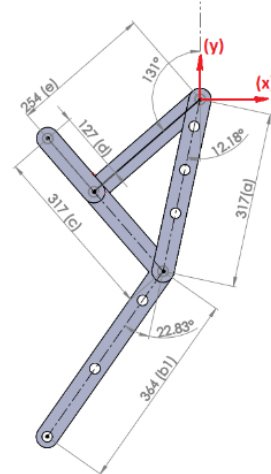
Figura 94. Modificación del mecanismo de Hoekens para miembro inferior
Fuente: propia

La primera tentativa del mecanismo se desarrolló sobre medidas ya determinadas por Hoekens, con los siguientes resultados en variaciones angulares producidas sobre el miembro inferior del paciente; con análisis y resultados mediante Solidworks.

Para una amplitud máxima de movimiento conducido, en flexión del miembro inferior, en cadera. Posicionando el eslabón (e) a 131° con referencia al eje Y, para lograr una posición erecta en el paciente. Poniendo colineales a (d) y (c), se desarrolló una variación angular máxima de 52.51° del fémur con referencia al eje Y, y -42.03° entre la pierna y el muslo. Figura 95.



Amplitud máxima en flexión, de cadera

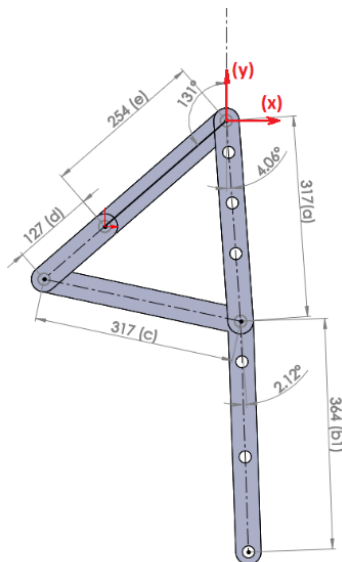


Amplitud máxima en extensión, de cadera

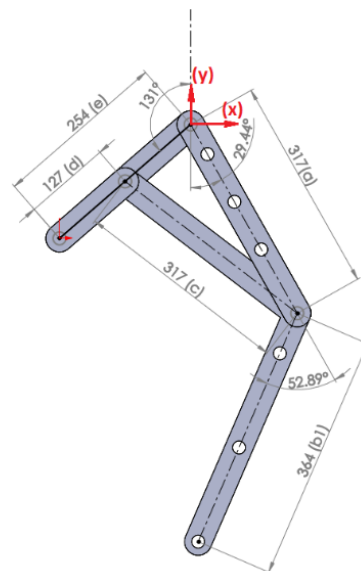
Figura 95. Amplitudes máximas de movimiento conducido en cadera

Fuente: propia

Con una amplitud máxima de movimiento conducido, en extensión del miembro inferior, en cadera. Posicionando el eslabón (e) a 131° con referencia al eje Y para lograr una posición erecta en el paciente. Posicionando colineales a (d) y (c), se desarrolló: una variación angular de -12.18° en el fémur con referencia al eje Y, y una variación angular de -22.83° de la pierna con referencia al muslo.



Amplitud máxima en flexión, de rodilla.



Amplitud máxima en extensión, de rodilla

Figura 96. Amplitudes máximas de movimiento conducido en rodilla

Fuente: propia

Para una amplitud máxima de movimiento conducido, en flexión del miembro inferior, en rodilla. Posicionando el eslabón (e) a 131° con referencia al eje Y,

para lograr una posición erecta en el paciente, y poniendo colineales a (d) y (e), se desarrolló una variación angular de 2.12° de la pierna con referencia al muslo; y una variación angular de 4.06° del muslo con referencia al eje Y, Figura 96.

Para una amplitud máxima de movimiento conducido, en extensión del miembro inferior, en rodilla. Posicionando el eslabón (e) a 131° con referencia al eje Y, para lograr una posición erecta en el paciente, y poniendo colineales (d) y (e), se desarrolló una variación angular de -52.89° de la pierna con referencia al muslo; y una variación angular de 29.454° del muslo con referencia al eje Y.

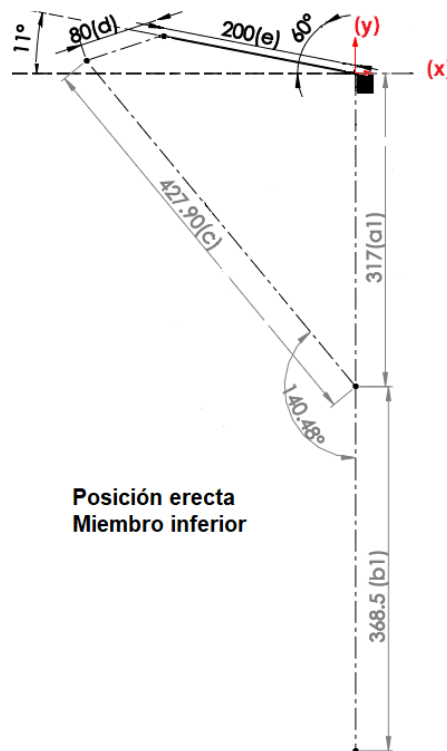


Figura 97. Segundo diagrama de posición erecta del miembro inferior
Fuente: propia

Al observar aspectos estéticos, que no sean muy volumétricos, de menor uso de material, con mejor fácil proceso de manufactura, que permita mayor uso de tolerancia en el diseño de cada pieza. Los dimensionamientos se realizaron en software para compararlos y seleccionarlos por estética, volumen, y que cumplan con parámetros ergonómicos. Considerando parámetros: (a) muslo, (b) pierna, (e) divisor, (d) piñón, distancia antitramamiento del mecanismo (f).

Para la segunda modificatoria dimensional (Figura 98), basada en el mecanismo de Hoekens para miembros inferiores; se dieron valores resaltantes

de $(e) = 200 \text{ mm}$, $(d)=80 \text{ mm}$; posicionando el eje de la pieza (e) a 11° con respecto del eje (x) , ubicando opuestamente colineales las piezas (d) y (c) se da un factor de trabamamiento de 1.7 del valor de (d) obteniendo así un $(f)=47 \text{ mm}$ posicionado perpendicularmente con (c) e intersectando su terminal en el punto de origen; y obteniendo un grado de variación de 140.48° del elemento “transmisor de movimiento para pierna” en una configuración erecta muslo-pierna (Figura 97).

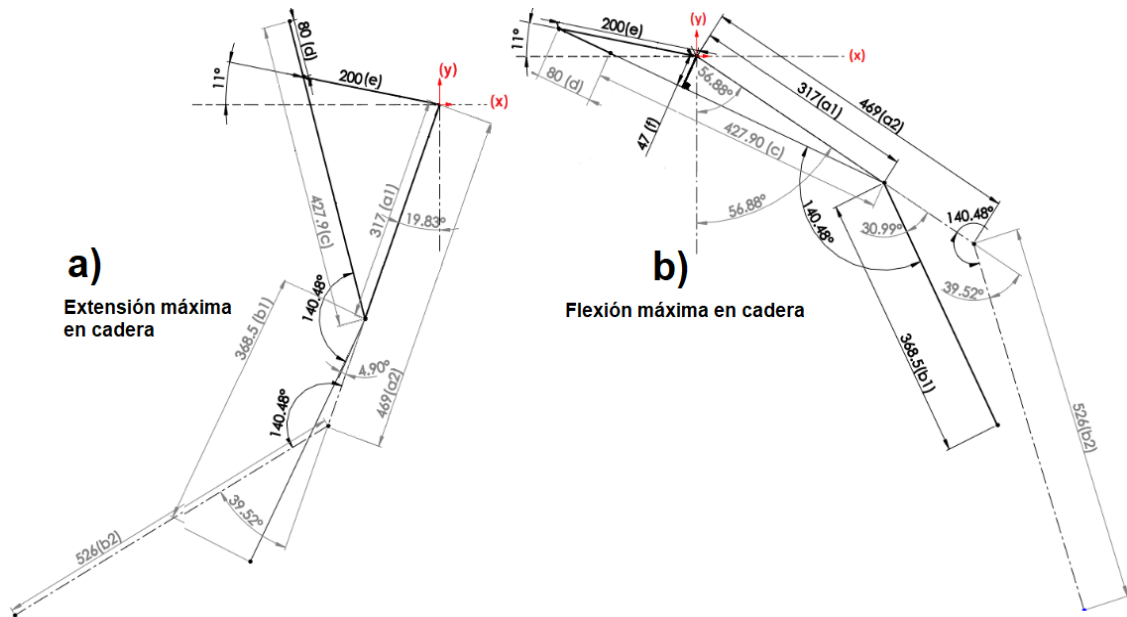


Figura 98. Segunda extensión y flexión máxima en cadera
Fuente: propia

Mediante la Figura 98 (a) se obtuvo una extensión máxima en cadera de -19.83° (con una variación angular en la rodilla de -4.9° con respecto al eje muscular); y mediante la Figura 98 (b), se obtuvo una flexión máxima en la cadera de $+56.88^\circ$ (con una variación angular en la rodilla de -30.99° con respecto al eje muscular). Pero posteriormente se detectó que el valor de (f) no se designa mediante las condiciones de la Figura 97, sino en las condiciones de la Figura 99, el cual describe la posición crítica dinámica cuando (d) y (e) van colinealmente en un mismo sentido.

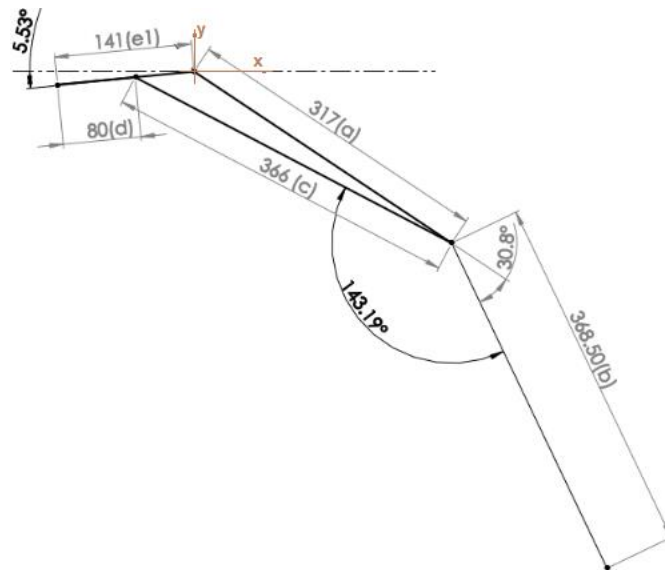


Figura 99. Segunda posición dinámica crítica en mecanismo para miembro inferior
Fuente: propia

Para la tercera modificatoria dimensional (Figura 101), basada en el mecanismo de Hoekens para miembros inferiores; se dieron valores resaltantes de $(e)=141$ mm, $(d)=80$ mm; posicionando el eje de la pieza (e) a -5.53° con respecto del eje (x), ubicando opuestamente colineales las piezas (d) y (c) se da un factor de trabamiento de 1.7 del valor de (d) obteniendo así un $(f)=47$ mm posicionado perpendicularmente con (c) e intersectando su terminal en el punto de origen; y obteniendo un grado de variación de 143.2° en el elemento “transmisor de movimiento para pierna” (c °) en una configuración erecta muslo-pierna (Figura 100).

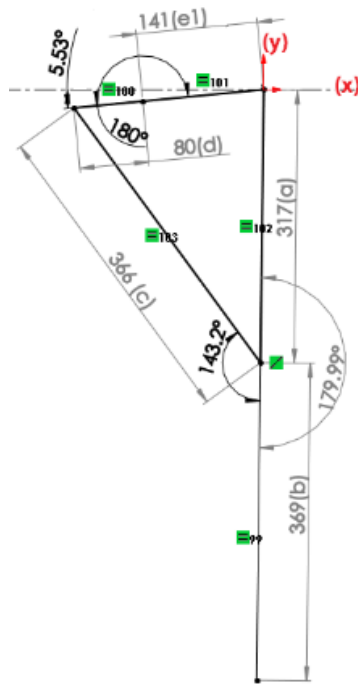


Figura 100. Tercer diagrama de posición erecta en miembro inferior
Fuente: propia

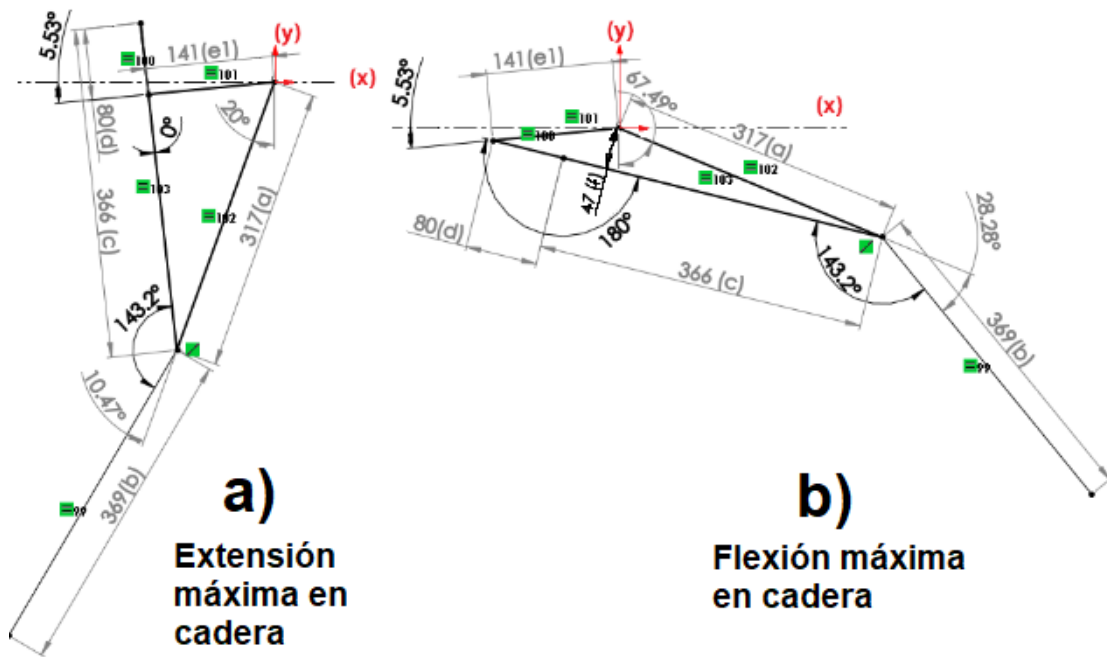


Figura 101. Tercera extensión y flexión máxima en cadera
Fuente: propia

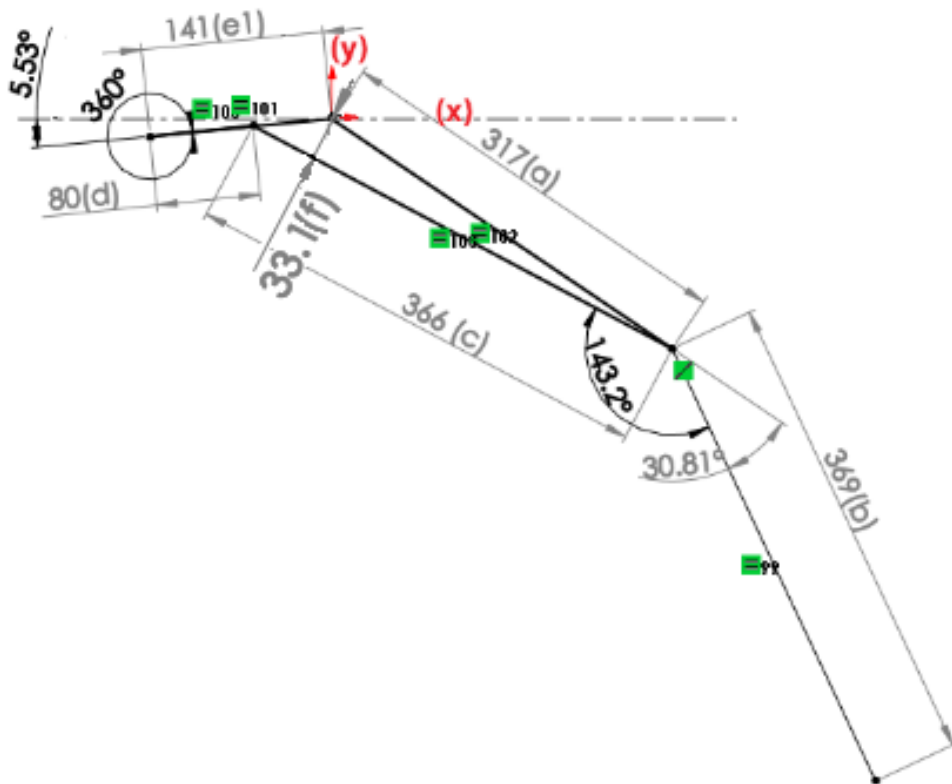


Figura 102. Tercera posición dinámica crítica en miembro inferior
Fuente: propia

Mediante la Figura 101 (a), se obtuvo una extensión máxima en cadera (E.C) de -20° (con una variación angular en la rodilla de -10.47° con respecto al eje muscular); y mediante la Figura 101 (b), se obtuvo una flexión máxima (F.C.) en la cadera de $+67.49^\circ$ (con una variación angular en la rodilla de -28.28° con respecto al eje muscular). Pero posteriormente se detectó que el valor de (f) no se designa mediante las condiciones de la Figura 101; y sí, en las condiciones de la Figura 102, la cual describe la posición crítica dinámica cuando (d) y (e) van colinealmente en un mismo sentido, dando un nuevo valor de $(f)=33.1$, que tiene un factor de trabamiento (F. T.) de 2.4. con respecto de (d).

Mediante las inconvenientes presentadas por (f) en modificaciones anteriores, se procedió al cuarto diseño modificado sobre el mecanismo de Hoekens para miembros inferiores; resaltando que anteriormente $(f)=33.1$ mm con F.T.=2.4, $(d)=80$ mm, $(e)=141$ mm, $(c)=366$ mm, $(c^\circ)=143.2^\circ$, (E.C.)= -20° , (F.C.)= $+67.49^\circ$; y mediante esta última modificación se obtuvo: $(f)=93$ mm con F. T.=1.17, $(d)=109.36$ mm, $(e)=202.36$ mm, $(c)=303.05$ mm, $(c^\circ)=119.74^\circ$, (E.C.)= -20° , (F.C.)= $+47^\circ$. Concluyendo que la cuarta modificatoria sobre la tercera es más volumétrica en un 21.004% pero más eficiente funcionalmente en un 48.75%,

por tener un (F. T.) muy inferior a la tercera modificatoria, lo cual ser más valioso, ya que describe variaciones angulares ergonómicas; y esta última modificatoria es menos volumétrica que el mecanismo de Hoekens para miembro inferior y mantiene dentro de los rango su F. T.

Para la cuarta modificatoria dimensional, ver Figura 104, basada en el mecanismo de Hoekens para miembros inferiores; se dieron valores resaltantes de (e)=202.36 mm, (d)=109.36 mm; posicionando el eje de la pieza (e) a 55.9° con respecto del eje (Y), ubicando colinealmente en una dirección las piezas (d) y (e), Figura 103 (b) se da un factor de trabamiento de 1.76 del valor de (d) obteniendo así un (f)=93 mm posicionado perpendicularmente con (c) e intersectando su terminal en el punto de origen; y obteniendo un grado de variación de 119.74° en el elemento “transmisor de movimiento para pierna” (c°) en una configuración erecta muslo-pierna, Figura 103 (a). Mediante la Figura 104 (a), se obtuvo una extensión máxima en cadera (E. C.) de -20° (con una variación angular en la rodilla de -22.47° con respecto al eje muscular); y mediante la Figura 104 (b), se obtuvo una flexión máxima (F. C.) en la cadera de $+47^{\circ}$ (con una variación angular en la rodilla de -31.68° con respecto al eje muscular). Y mediante la Figura 105 (a), se obtuvo una extensión máxima en la rodilla (E. R.) de $+0.06^{\circ}$ con respecto el eje muscular (valor insignificante considerado como 0° (con una variación angular en la cadera de $+1.72^{\circ}$ con respecto al eje (Y)); y mediante la Figura 105 (b), se obtuvo una flexión máxima en la rodilla (F.R.) de -43.2° con respecto al eje muscular [con una variación angular en la cadera de $+17.05^{\circ}$ con respecto al eje (Y)].

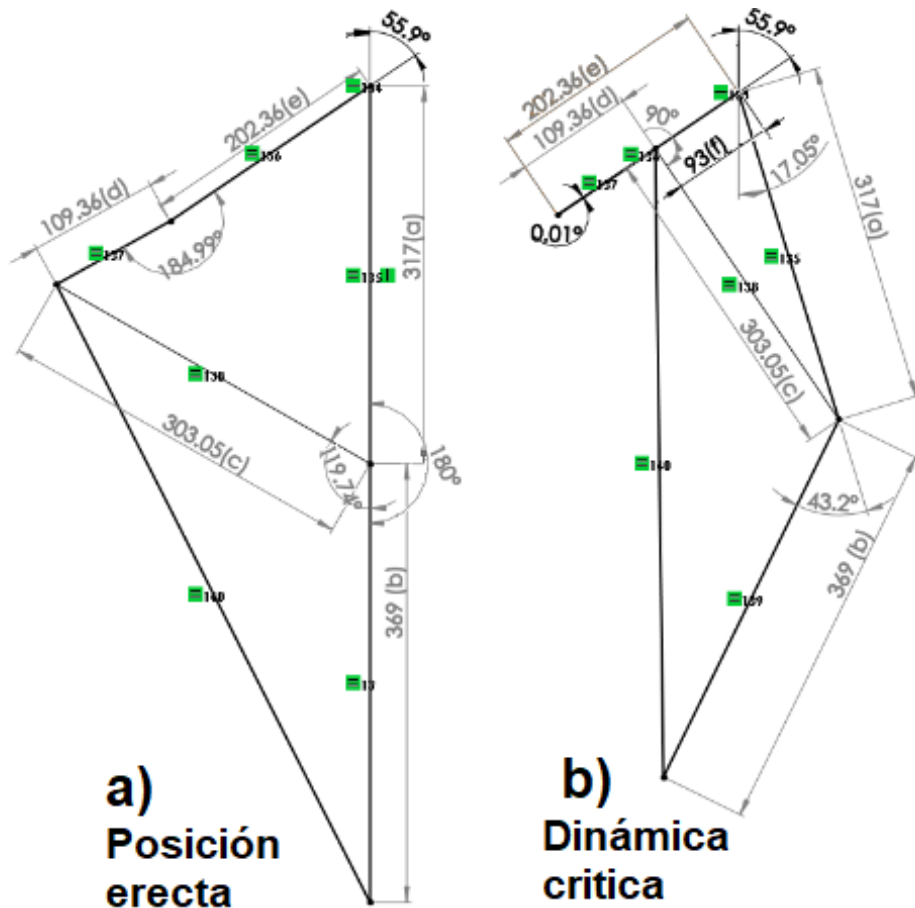


Figura 103. Cuarto diagrama de posición erecta y crítica en miembro inferior
Fuente: propia

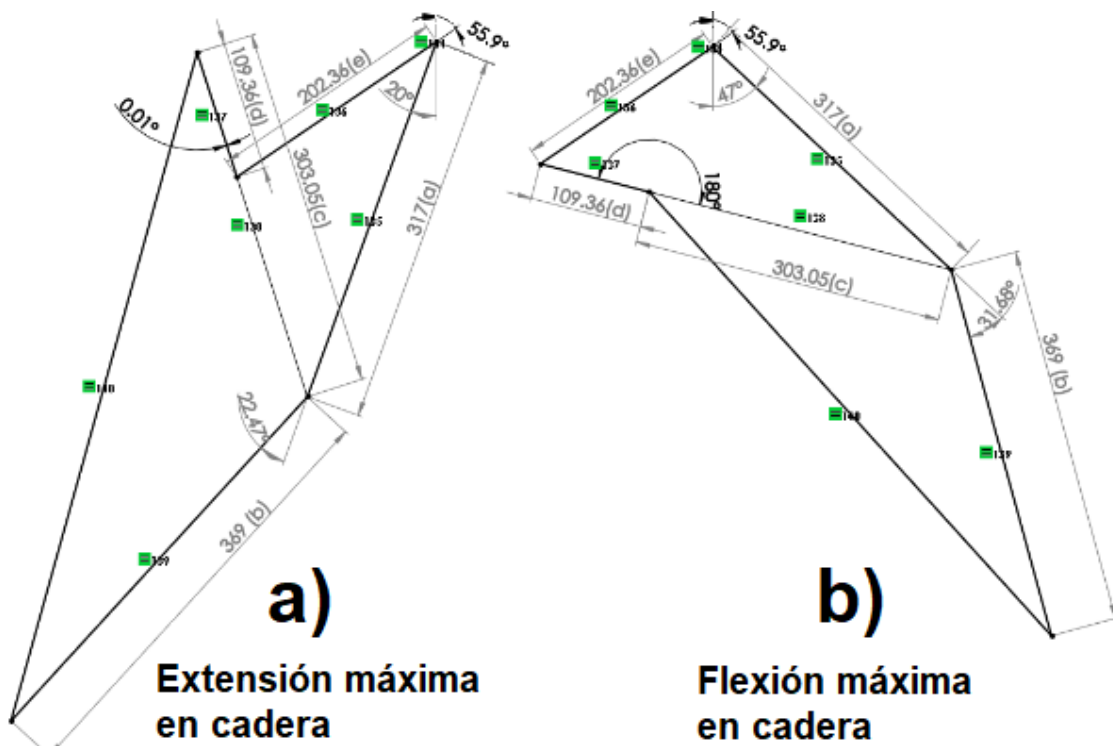


Figura 104. Cuarto diagrama de extensión y flexión máxima en cadera
Fuente: propia

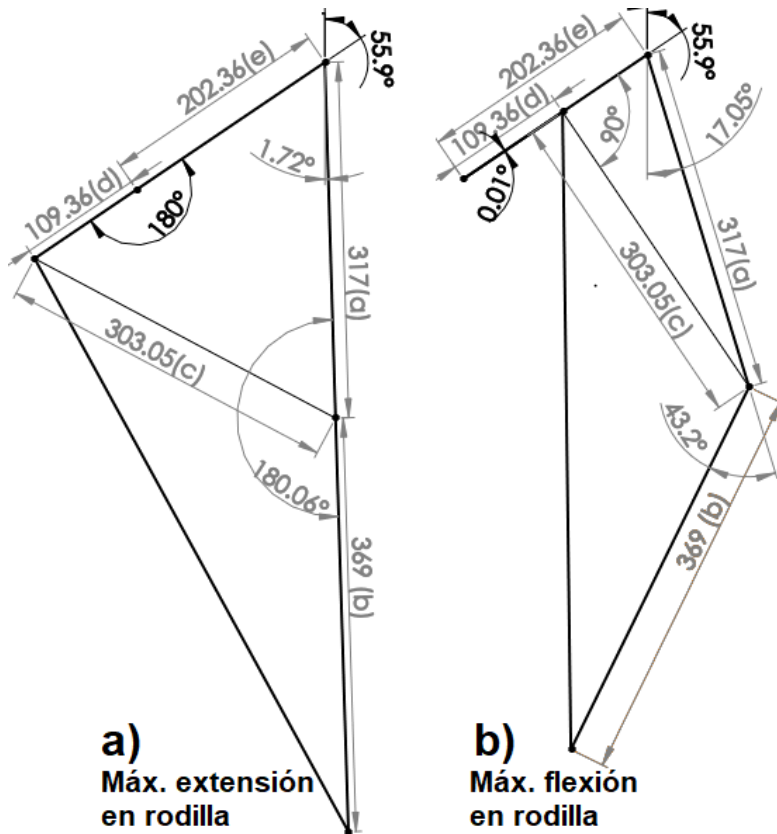


Figura 105. Cuarta extensión y flexión máxima en rodilla
Fuente: propia

Una vez obtenidas las dimensiones, morfología y datos de fuerzas que soportarán cada componente del mecanismo de miembros inferiores, se procederá al análisis de cada pieza de este componente.

Mediante la obtención del C. G., específicamente de cada parte del miembro inferior, se obtuvo el C. G., de todo el miembro inferior de la persona, Figura 106 (a); así mismo mediante la obtención del C.G., específicamente de cada pieza que compone el mecanismo para miembro inferior se extrajo el C. G. de todo el mecanismo para miembro inferior, Figura 106 (b); y uniendo los conjuntos de miembro inferior y su mecanismo se obtuvo el C. G., de todo este conjunto, Figura 106 (c); y sometidos conjuntamente a dinamismo se obtuvo el desplazamiento del C. G., de todo el conjunto y el recorrido del pie, Figura 106 (d).

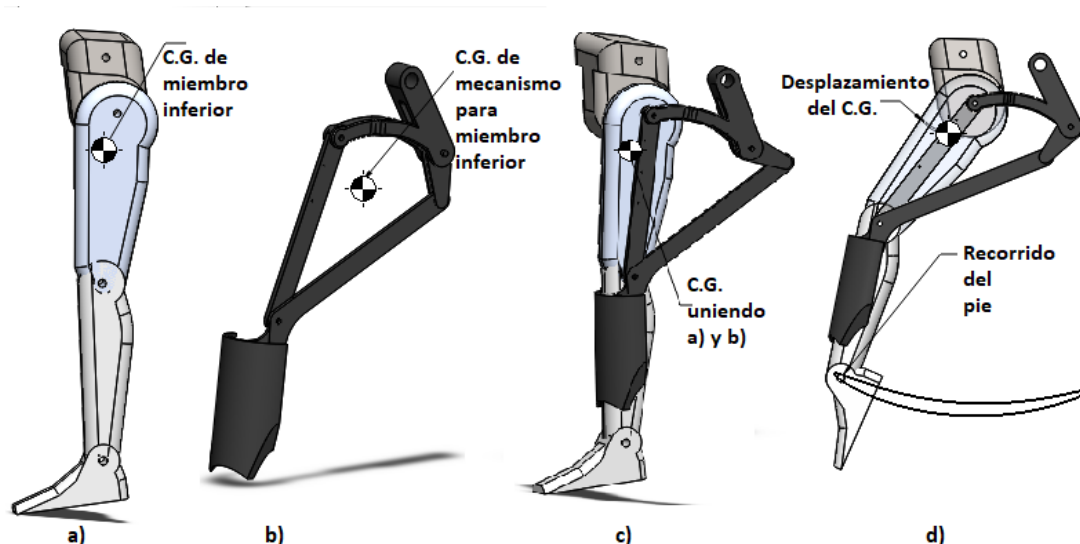


Figura 106. Dinamismo de C. G. del mecanismo y miembro inferior
Fuente: propia

Mediante análisis de elementos finitos, sobre cada elemento del mecanismo para miembro inferior, en el programa *Solidworks*, utilizando el material aluminio 1200, en un intervalo de tiempo de 7 segundos, se obtuvieron los siguientes resultados:

Análisis del esfuerzo de deformación del elemento de soporte “gi4.1”. Del Anexo 10, se obtiene: $carga\ máx. = 279.214 \times 10^6 N/m^2$ (Anexo 10a), $carga\ mín. = 23.085 \times 10^3 N/m^2$; (URES): $desplazamiento\ máx. = 0.825\ mm$ (anexo 10b), $desplazamiento\ mín. = 0.008\ mm$; $F. S. mín. = 1.6$ (Anexo 10c), valor permisible. Viendo un aspecto económico, el cual es directamente proporcional a la cantidad de material utilizado, se realizó un análisis de topología del elemento “gi4.1”. En el Anexo 11a., nos indica que la masa total del elemento es de 1.11821 kg, pero al realizar el análisis topológico se podría reducir el peso del elemento hasta 0.81450 kg (como se detalla en el Anexo 11b), considerar que el elemento aún se encuentra en los límites de factor de seguridad 1.6. En este caso no se realiza la acción por cuestiones estéticas del elemento, pero sí se considera dicho dato para futuras investigaciones.

Para concluir con el análisis de la pieza “gi4.1” se realizará el estudio de diseño para la selección del material, (ver tabla del Anexo 12), comparando tres materiales, con resultados basados sobre el material AW 1200 3.0205 aluminio, obteniendo valores:

- AW 1200 aluminio; con un factor de seguridad 2.57 a una masa de 1038.4 g
- AISI 1020 acero al carbono; con un factor de seguridad 36.077 a una masa de 3038.3 g
- AISI 4130 acero normalizado a 870 °C; con un factor de seguridad 47.1879 a una masa de 3019.1 g

En conclusión: para la fabricación del elemento “gi4.1” se puede emplear aluminio 1200, material que está bajo la norma DIN, pues si se cambia de material aumentaría el peso y el costo del elemento de manera innecesaria.

Análisis del esfuerzo de deformación del elemento guía de cadera “gi4.2”.

Se obtiene: esfuerzos de Von Mises, *carga máx.* = $50.066 \times 10^6 \text{ N/m}^2$, *carga mín.* = 71.01 N/m^2 (Anexo 13a); (URES) en mm *desplazamiento máx.* = 0.234 mm, *desaplzamiento mín.* = 0.004 mm (Anexo 13b); *F.S.mín.* = 1.6, valor permisible (Anexo 13c).

Análisis del esfuerzo de deformación del elemento transmisor de fuerza a pierna “gi4.3”. Se obtiene: *carga máx.* = $77.354 \times 10^6 \text{ N/m}^2$ (Anexo 14a), *carga mín.* = $48.45 \times 10^3 \text{ N/m}^2$ (Anexo 14b); (URES) en mm *desplazamiento máx.* = 1.0331 mm (Anexo 11b); *F. S. mín.* = 1.6 (Anexo 14c), valor permisible.

Análisis del esfuerzo de deformación del elemento guía de cadera “gi4.4”.

Del Anexo 15, se obtiene: *carga máx.* = $0.481 \times 10^6 \text{ N/m}^2$, *carga mín.* = $2.534 \times 10^3 \text{ N/m}^2$ (Anexo 15a); (URES) en mm *desplazamiento máx.* = 0.581 mm, *desaplzamiento mín.* = 0.0373 mm (Anexo 15b); *F. S.mín.* = 1.6, valor permisible (Anexo 15c).

Análisis de conectores (pines), del mecanismo para miembro inferior, mediante elementos finitos. Considerando el peso de la estructura del exoesqueleto con el paciente tripulado sobre él, se generó la tabla del Anexo 16, de datos de fuerzas interactuantes sobre los conectores, en los tres ejes X, Y y Z.

Al aplicar los esfuerzos en los pasadores, dan resultados que soportan las cargas, lo cual se expresa en el F. S.=2, ver Anexo 17.

Diseño de maquina estructural exoesqueleto para generar movimiento pasivo en miembro superior

El primer prototipo desarrollado fue colocando el sistema detrás del brazo y antebrazo, para lo cual se tuvo que crear datos a partir de otras, lo cual como anteriormente se dio a conocer, es erróneo. Ante ello se diseñó la presente propuesta, para que el sistema este al costado-exterior del antebrazo y brazo, ya que para estas características existen datos suficientes para su óptimo diseño.

Se inició el análisis estático para miembro superior a través del mecanismo de Hoekens, sin generar cambio alguno en su morfología, por acondicionarse perfectamente al miembro inferior en morfología y dinamismo.

La primera tentativa del mecanismo se desarrolló sobre medidas ya determinadas por Chebyshev, Figura 107, con los siguientes resultados en variaciones angulares producidos sobre el miembro inferior del paciente.

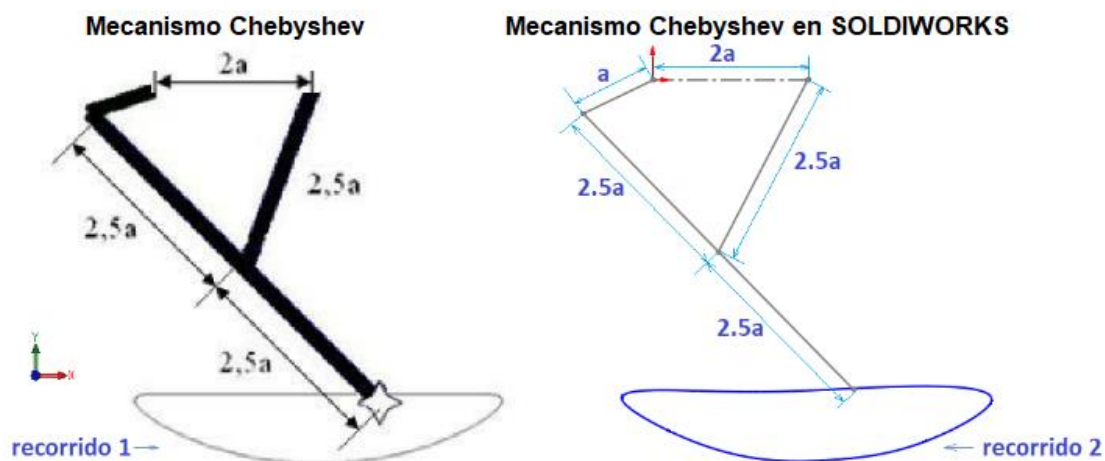


Figura 107. Modificación del mecanismo de Hoekens para miembro superior
Fuente: propia

De la Figura 108 se desarrolla una amplitud máxima de movimiento conducido, en flexión del miembro superior en brazo. Posicionando el eslabón (e) colineal al eje Y, para lograr una posición casi erecta del brazo con el antebrazo, y poniendo colineales a (d) y (c), se desarrolló una variación angular máxima en el brazo de 11.54° con referencia al eje Y; y una variación angular de

34° del antebrazo con referencia al brazo. Y para una amplitud máxima de movimiento conducido, en extensión del miembro inferior, en el brazo. Posicionando colinealmente a (d) y (c) opuestamente a la posición anterior, se desarrolló una variación angular de 53.1° del brazo con referencia al eje Y; y una variación angular de 53.1° del ante brazo con referencia al brazo.

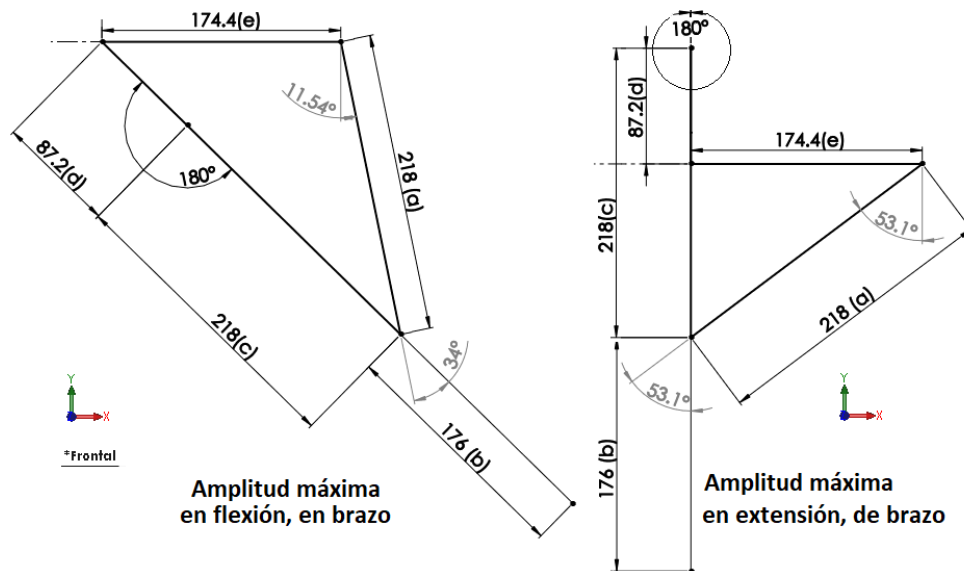


Figura 108. Amplitudes máximas en flexión y extensión del brazo
Fuente: propia

Mediante la Figura 109 se obtiene una amplitud máxima de movimiento conducido, en flexión del miembro superior en el codo. Posicionando el eslabón (e) colinealmente al eje Y, para lograr una posición semierecta del brazo con el antebrazo, y posicionando colinealmente a (d) y (e) a 180°, se desarrolló una variación angular máxima del codo de 73.7° del brazo con referencia al antebrazo; y una variación angular de -36.9° del brazo con referencia al eje Y. Para una amplitud máxima de movimiento conducido, en extensión del miembro superior, en el codo. Posicionando (d) y (e) colineales a 0°, desarrolló una variación angular mínima de 23.1° del brazo con referencia al antebrazo; y una variación angular de -11.53° del brazo con referencia al eje Y.

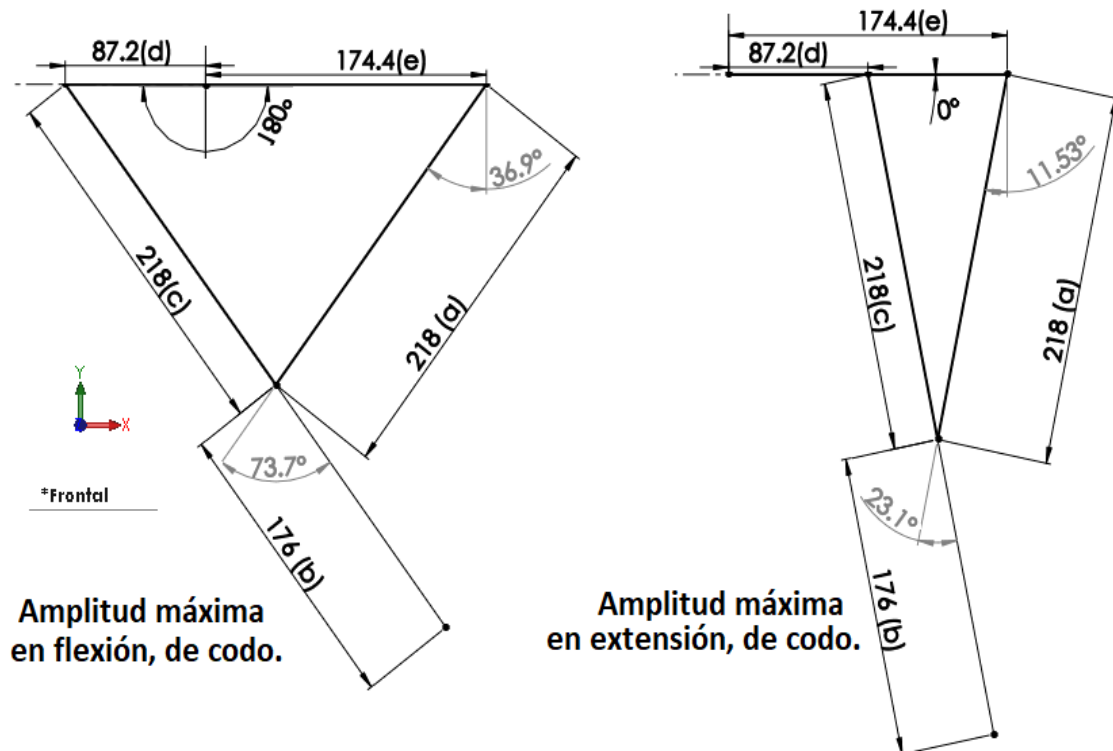


Figura 109. Amplitudes máximas en flexión y extensión del codo
Fuente: propia

Al observar aspectos estéticos, volumétrico, uso de material, para un mejor proceso de manufactura se modificaron las dimensiones iniciales, mediante software para compararlos y seleccionarlos por estética y volumen, cumpliendo con parámetros ergonómicos. Considerando parámetros: (a) brazo, (b) antebrazo, (e) divisor, (d) piñón, distancia antitrabamiento del mecanismo (f).

En este paso de cambios, se vieron algunos análisis estéticos del mecanismo, presentados en las Figuras 110 a 115.

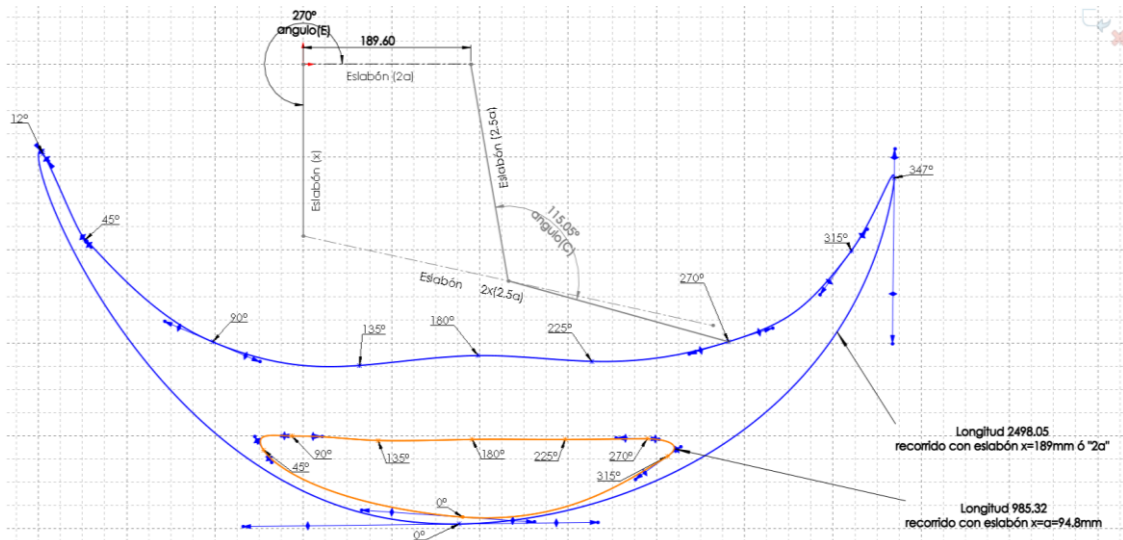


Figura 110. Trayectoria del extremo inferior del antebrazo con picos de fuerza
Fuente: propia

La forma óptima es con un mango similar al (2a) pero ello implica que se crean movimientos muy bruscos de cambio de giro, que sería igual a producir picos de fuerzas trabando el sistema, ver Figura 110. Y mediante la variación del eslabón (x) se puede agilizar el movimiento del mecanismo; a mayor longitud se crean picos de fuerza (en un intervalo de ángulo “pequeño” recorre una “gran” longitud) produciendo, para velocidades grandes mayor probabilidad de trabamientos. A mayor longitud del eslabón (x) se produce mayor ángulo de variación entre los eslabones (2.5a) y 2 x (2.5a).

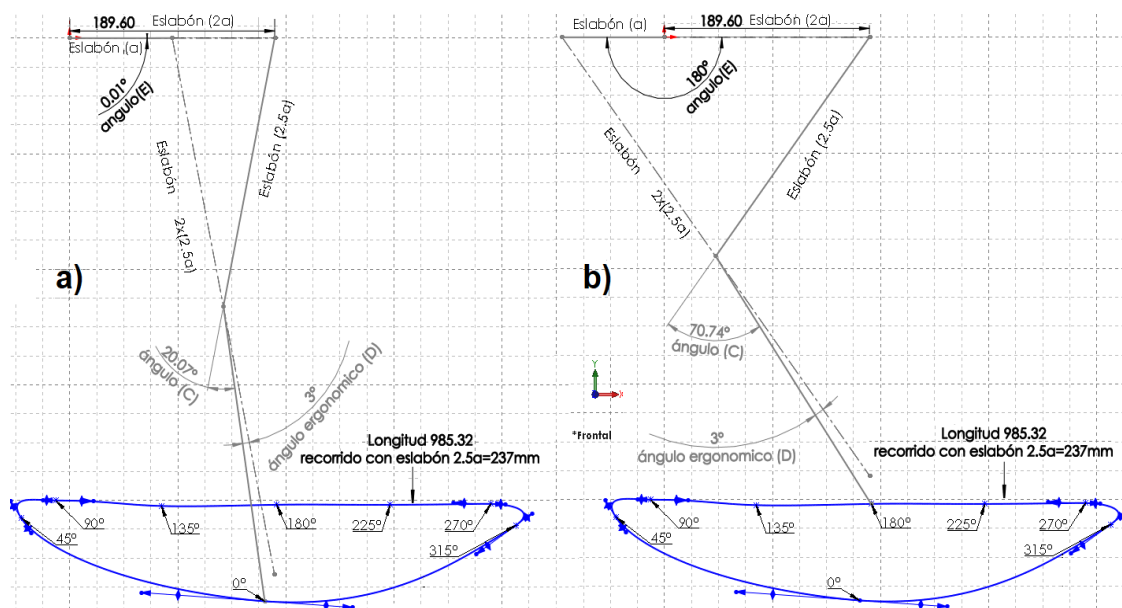


Figura 111. Trayectoria, extremo inferior del antebrazo-mínimo, en ángulo mínimo y máximo
Fuente: propia

De la Figura 111 (a), para un ángulo (E) = 0° se generará una variación de 23.07°, entre los eslabones (2.5a) y 2x (2.5a), este ángulo es de inicio o posición en reposo; y realizando una variación de 3° (en el ángulo ergonómico D) para que el ángulo C se tome un valor ergonómico igual a 20°. De la Figura 111 (b), se generó un ángulo (E) = 180°, desarrollando el ángulo máximo que el sistema produce (C)=70.74°, lo cual está dentro de los parámetros permisibles de giro que el brazo y antebrazo humano pueden desarrollar.

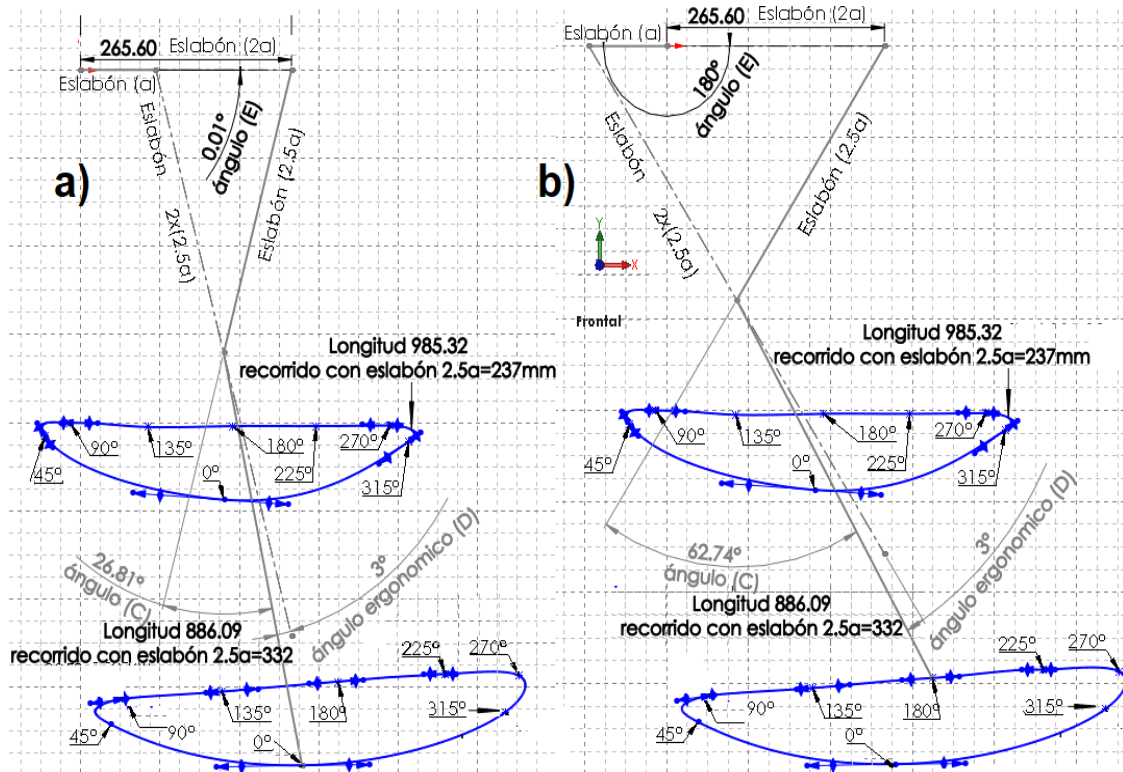
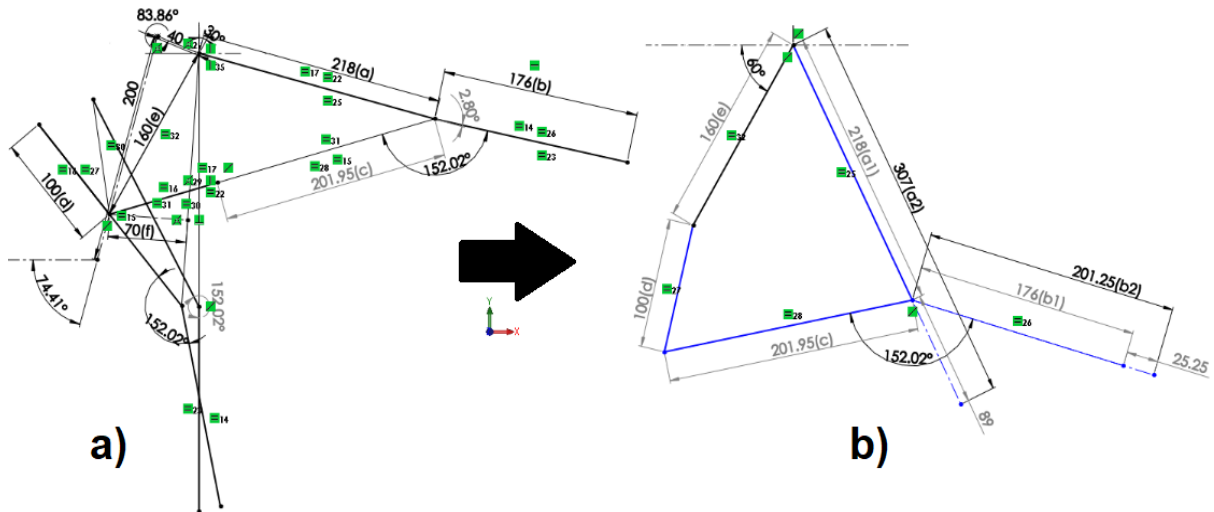


Figura 112. Trayectoria extremo inferior del antebrazo-máximo, en ángulo mínimo y máximo
Fuente: propia

De la Figura 112 (a), aplica para valores máximos de miembros inferiores. A 0° del ángulo (E) se desarrolla una variación del ángulo (C)=26.81°, lo cual es un ángulo de inicio o reposo, por ser el de menor valor producido por el sistema. De la Figura 112 (b), a un ángulo de (E)=180° se desarrolla una variación del ángulo (C)=73.35°, dicho ángulo es el valor máximo desarrollado por el sistema, lo cual sigue siendo permisible para el cuerpo humano. También podemos afirmar que a una variación longitudinal de los eslabones (2.5a) y (2x2.5a), no realiza cambio en el ángulo (C), solo produce efecto significativo en el ángulo de giro de la trayectoria que describe; ya que la variación de la forma de la trayectoria que describe se debe en sí a la variación del ángulo (C) que es modificada en valor

mínimo al modificar la longitud de la variable “a”, fenómeno que se describirá para el sistema de “giro del paciente”.

Considerando los análisis y datos obtenidos a partir de estos, se procedió a dimensionar cada pieza mediante análisis de diagramas estáticos en software.



Si bien es cierto que para un ángulo de 152.02° entre (c) y (b) se logra una posición erecta (180°) entre el brazo y el antebrazo, Figura 113 (a); pero en el análisis de flexión máxima para el codo, Figura 113 (b) este ángulo genera una variación de -12.15° lo cual llegaría a fracturar el codo de la persona; ante ello se realizó un cambio de 152.2° a 168° , Figura 114 (a) para producir una variación angular mínima de 18.8° en el codo.

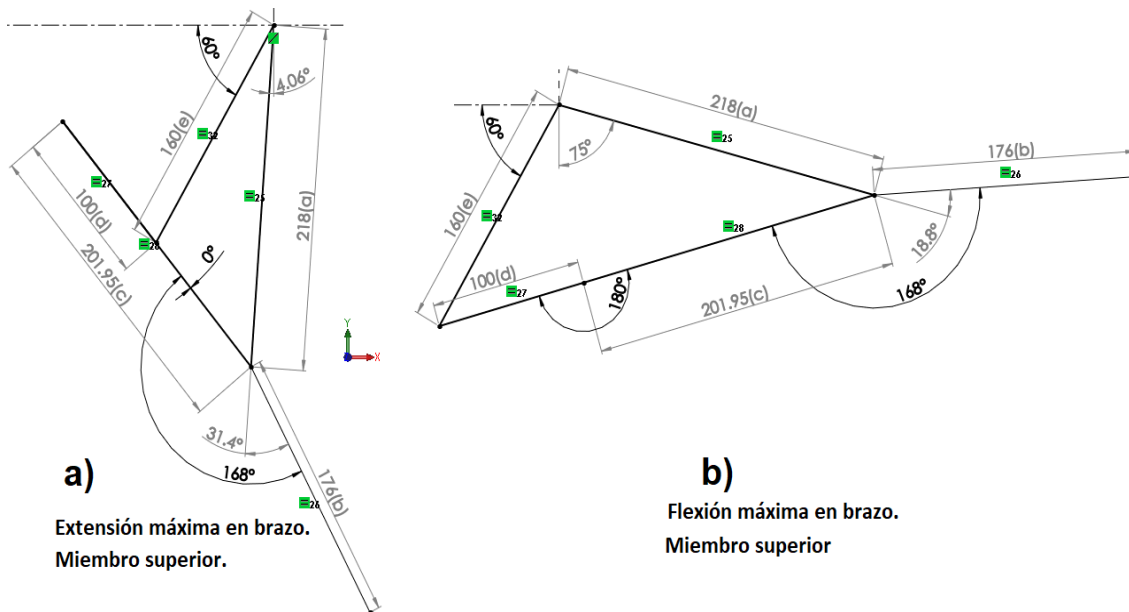


Figura 114. Extensión y flexión máxima en brazo
Fuente: propia

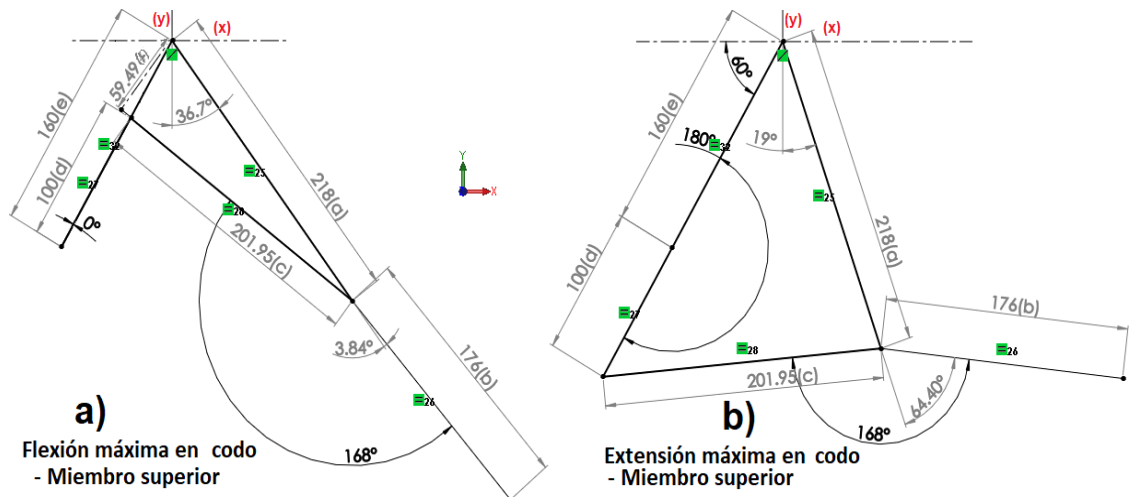


Figura 115. Flexión y extensión máxima en codo
Fuente: propia

Mediante numerosas modificaciones en este mecanismo para miembro inferior, se presentan las dimensiones finales en las Figuras 114 y 115. Basada en el mecanismo de Hoekens para miembro superior; se dieron valores resaltantes de (e)=160 mm, (d)=100 mm; posicionando el eje de la pieza (e) a 60° con respecto del eje (x), ubicando colinealmente en una dirección las piezas (d) y (e), Figura 115 (a) se da un factor de trabamiento de 1.68 del valor de (d) obteniendo así un (f)=59.49 mm posicionado perpendicularmente con (c) e intersectando su terminal en el punto de origen; y obteniendo un grado de variación de 168° en el elemento “transmisor de movimiento para antebrazo” (c°) en una configuración erecta brazo-antebrazo. De la Figura 114 (a), se obtuvo en

el brazo una extensión máxima de -4.06° con referencia al eje Y (con una variación angular en el codo de $+31.4^\circ$ con referencia al eje del antebrazo); y de la Figura 114 (b), se obtuvo una flexión máxima en el brazo de $+75^\circ$ con referencia al eje Y (con una variación angular en el codo de $+18.8^\circ$ con referencia al eje del antebrazo). Y de la Figura 115 (a), se obtuvo una flexión máxima en el codo de $+3.84^\circ$ con referencia al eje del brazo (con una variación angular en el brazo de $+36.7^\circ$ con referencia al eje Y); y de la Figura 115 (b), se obtuvo en el codo una extensión máxima de $+64.40^\circ$ con referencia al eje del brazo (con una variación angular en el brazo de $+19^\circ$ con referencia al eje Y).

Con la obtención de dimensiones, morfología y datos de fuerzas que soportarán cada componente del mecanismo de miembros inferiores, se procederá al análisis de cada pieza de este componente, mediante elementos finitos en el programa *Solidworks*.

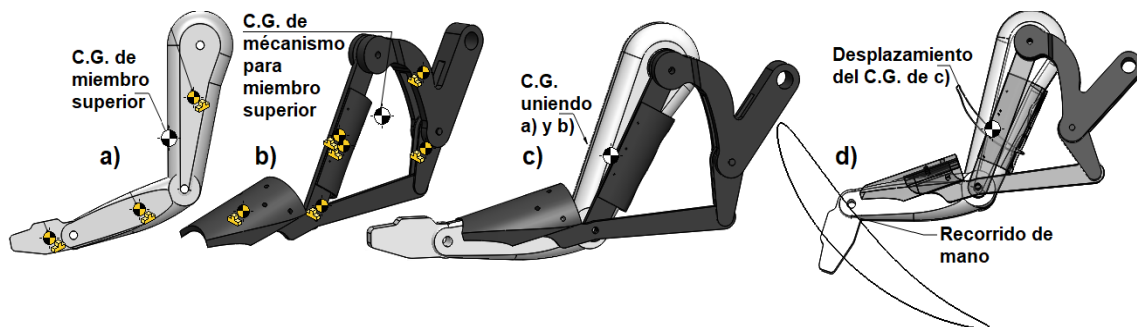


Figura 116. Dinamismo de C. G. del mecanismo y miembro superior
Fuente: propia

Mediante la obtención del C. G. específicamente de cada parte del miembro superior, se obtuvo el C. G. de todo el miembro superior de la persona, Figura 116 (a); así mismo mediante la obtención del C. G., específicamente de cada pieza que compone el mecanismo para miembro superior se extrajo el C. G. de todo el mecanismo para miembro inferior, Figura 116 (b); y uniendo los conjuntos de miembro superior y su mecanismo se obtuvo el C. G. de todo este conjunto, Figura 116 (c); y sometiéndolos conjuntamente a dinamismo se obtuvo el desplazamiento del C. G. de todo el conjunto y el recorrido de la mano, Figura 116 (d).

Mediante análisis de elementos finitos, sobre cada elemento del mecanismo para miembro superior, en el programa *Solidworks*, utilizando el material aluminio

1200, en un intervalo de tiempo de 7 segundos, se obtuvieron los siguientes resultados:

Análisis del esfuerzo de deformación del elemento de soporte “gs3.1”. Del Anexo 18, se obtienen: esfuerzos de Von Mises,; *carga máx.* = $14.693 \times 10^6 \text{ N/m}^2$, *carga mín.* = $3.24 \times 10^3 \text{ N/m}^2$ (Anexo 18a); (URES) en mm *desplazamiento máx.* = 0.318 mm, *desplazamiento mín.* = 0.001 mm (Anexo 18b); *F. S. mín.* = 1.6, valor permisible (Anexo 18c).

Viendo un aspecto económico, el cual es directamente proporcional a la cantidad de material utilizado, se realizó un análisis de topología del elemento “gs3.1”. En el Anexo 19, nos indica que la masa total del elemento es de 1 kg, pero al realizar el análisis topológico se podría reducir el peso del elemento hasta 0.6046 kg. En este caso no se realiza la acción por cuestiones estéticas del elemento, pero sí se considera dicho dato para futuras investigaciones.

Para concluir con el análisis de la pieza “gs3.1”, se realizará el estudio de diseño para la selección del material (ver tabla del Anexo 20), comparando tres materiales, con resultados basados sobre el material AW 1200 aluminio, obteniendo valores:

- AW 1200 aluminio, con un factor de seguridad 1.6 a una masa de 1039.4 g
- AISI 1020 acero al carbono, con un factor de seguridad 100.98 a una masa de 3041.2 g.
- AISI 316 barra de acero inoxidable recocido (SS); con un factor de seguridad 39.65 a una masa de 3079.7 g.

En conclusión: para la fabricación del elemento “gs3.1” se puede emplear aluminio 1200, material que está bajo la norma DIN, pues si se cambia de material aumentaría el peso y el costo del elemento innecesariamente.

Análisis del esfuerzo de deformación del elemento motriz “gs3.2”. Del Anexo 21, se obtiene: *carga máx.* = $2.987 \times 10^6 \text{ N/m}^2$, *carga mín.* = 8.339 N/m^2 (Anexo 21a); (URES) en mm *desplazamiento máx.* = 0.198 mm,

desplazamiento mín. = 0.005 mm (Anexo 21b); *F. S. mín.* = 1.6 (Anexo 21c), valor permisible.

Análisis del esfuerzo de deformación del elemento transmisor de fuerza para antebrazo “gs3.3”. Del Anexo 22 se obtiene: *carga máx.* = $4.313 \times 10^6 N/m^2$, *carga mín.* = $1.135 \times 10^3 N/m^2$ (Anexo 22a); (URES) en mm *desplazamiento máx.* = 0.494 mm, *desplazamiento mín.* = 0.013 mm (Anexo 22b); *F. S. mín.* = 1.6 (Anexo 22c), valor permisible.

Análisis del esfuerzo de deformación del elemento guía de brazo “gs3.4”. Del Anexo 23, se obtiene: *carga máx.* = $1.238 \times 10^6 N/m^2$, *carga mín.* = $14.332 \times 10^3 N/m^2$ (Anexo 23a); (URES) en mm *desplazamiento máx.* = 0.486 mm, *desplazamiento mín.* = 0.003 mm (Anexo 23b); *F. S. mín.* = 1.6, valor permisible (Anexo 23c).

Análisis de conectores (pines), del mecanismo para miembro superior, mediante elementos finitos. Considerando el peso de la estructura del exoesqueleto con el paciente tripulado sobre él, se genera la tabla del Anexo 24 de datos de fuerzas interactuantes sobre los conectores, en los tres ejes X, Y y Z. Al aplicar los esfuerzos en los pasadores, dan resultados que soportan las cargas, lo cual se expresa en el *F. S.* = 1.92, Anexo 25. En conclusión, los pines, a las dimensiones específicas en los planos a detalle soportan las cargas ejercidas.

Diseño de máquina estructural exoesqueleto para generar movimiento pasivo en tronco y cabeza

Si colocamos el sistema con un movimiento perpendicular al movimiento de extensión de la columna, tendríamos que añadir un sistema para la variación de longitud que se produce al curvarse la columna vertebral, y lo que se busca es utilizar la menor cantidad de piezas; ante ello cambiaremos la configuración de la posición del principal sistema del movimiento de la columna vertebral. Trabajaremos los ángulos de variaciones máximas sobre dimensiones longitudinales de personas de menor tamaño.

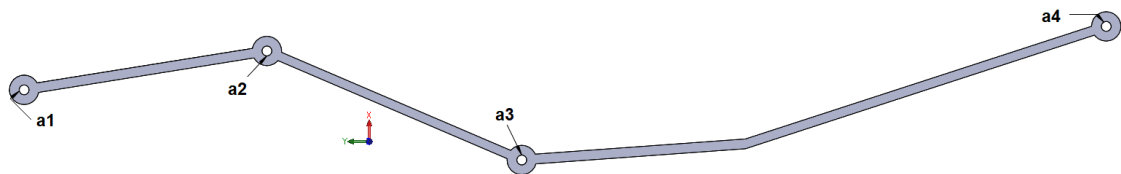


Figura 117. Base del mecanismo "vertebral1.2", en posición decúbito dorsal del paciente
Fuente: propia

Mediante la selección del sistema óptimo para el movimiento de la columna vertebral se planteó el mecanismo "vertebral1.2", pero al ponerlo en simulación, se observó que el sistema no desarrolla variación de movimiento en el plano (XY) al momento que dicho mecanismo da movimiento al paciente, ver Figura 117; y como dicho sistema no presenta movimiento como deseamos para la columna vertebral del paciente, se procederá a su modificación, para hacer más simple el mecanismo, en cuanto al movimiento. Ante todo, lo mencionado, se planteó utilizar el sistema "vertebral 3.1" en la configuración y diseño que presenta la Figura 118.

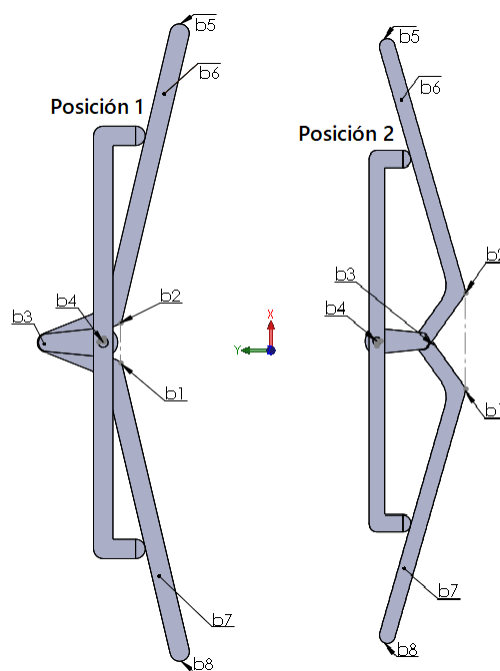


Figura 118. Propuesta "vertebral 3.1" en posición erecta del paciente
Fuente: propia

La propuesta "vertebral 3.1" para el movimiento pasivo de la columna vertebral, presenta las características: en el punto b5 será articulado para posicionar la cabeza, del punto b5 al b6 área para ubicar la columna cervical que será movida indirectamente por el sistema que acciona al miembro superior, del punto b6 al b2 será un área para la columna dorsal, el área entre los puntos b1

y b7 para la columna lumbar y para el apoyo del sistema de miembro inferior el área entre los puntos b7 y b8. Mediante simulación dinámica del sistema, presenta problemas de: variaciones longitudinales considerables del punto b1 al b2, ya que entre la columna dorsal y lumbar no se tienen tales variaciones longitudinales al extenderse; y produciría desplazamiento de todo el exoesqueleto a lo largo del eje (Y) y (X) que es igual a la longitud de b2 a b1 y de b3 a b4 respectivamente, requiriendo así un esfuerzo considerable del piñón para producir su accionamiento. Ante ello, el sistema no es óptimo para producir movimiento pasivo en la columna vertebral del paciente. Por eso se busca utilizar dos mecanismos de Hoekens unidos, Figura 119, que tiene como inspiración base el mecanismo "Haliades" (26), incrustado el mecanismo de Hoekens dentro de sí.

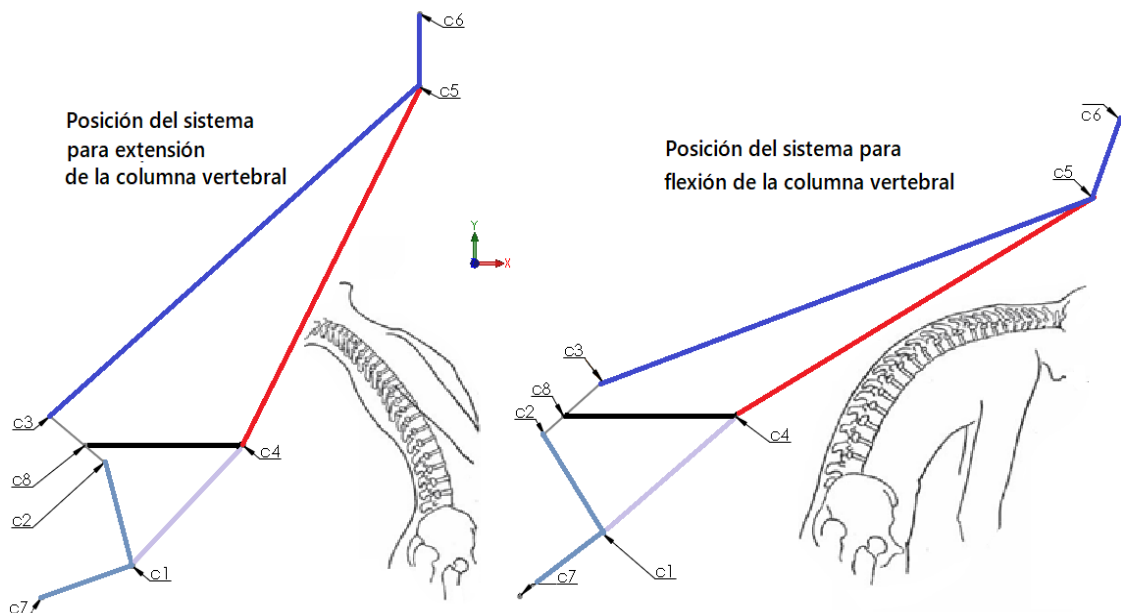


Figura 119. Propuesta "vertebral 4.1" en posición erecta del paciente
Fuente: propia

El diseño presenta su funcionamiento en el accionamiento de los siguientes puntos: la barra de c8 a c4 es fija; la barra (de c2 a c3) actúa como el piñón articulado en el punto c8; los puntos c3, c5 y c6 conforman una sola barra articulada en el punto c5; de c5 a c4 se forma una barra articulada en su extremo; de c1 a c4 es una barra articulada en sus extremos; la barra conformada por los puntos c2, c1 y c7 es articulada en los puntos c2 y c1. Así mismo presenta las siguientes características: el elemento de c6 a c5 para la columna cervical, el elemento de c5 a c4 destinado para la columna dorsal superior, el elemento de

c4 a c1 para la columna dorsal inferior, y el eslabón con extremos c1 y c7 designado para la columna lumbar. Se puede realizar un sistema adicional, para el movimiento del sacro, pero implicaría mayores articulaciones y como es un sistema mecánico tendería al trabamamiento del sistema, ante ello el movimiento del sacro será mediante un movimiento conducido indirectamente por el mecanismo.

Entonces, para no añadir otro mecanismo de Hoekens, se realizó una modificatoria a "vertebral 4.1" el cual era "vertebral 5.1" en el que se fija la posición de la columna dorsal inferior (116.94 mm), tal como se detalla en la Figura 120.

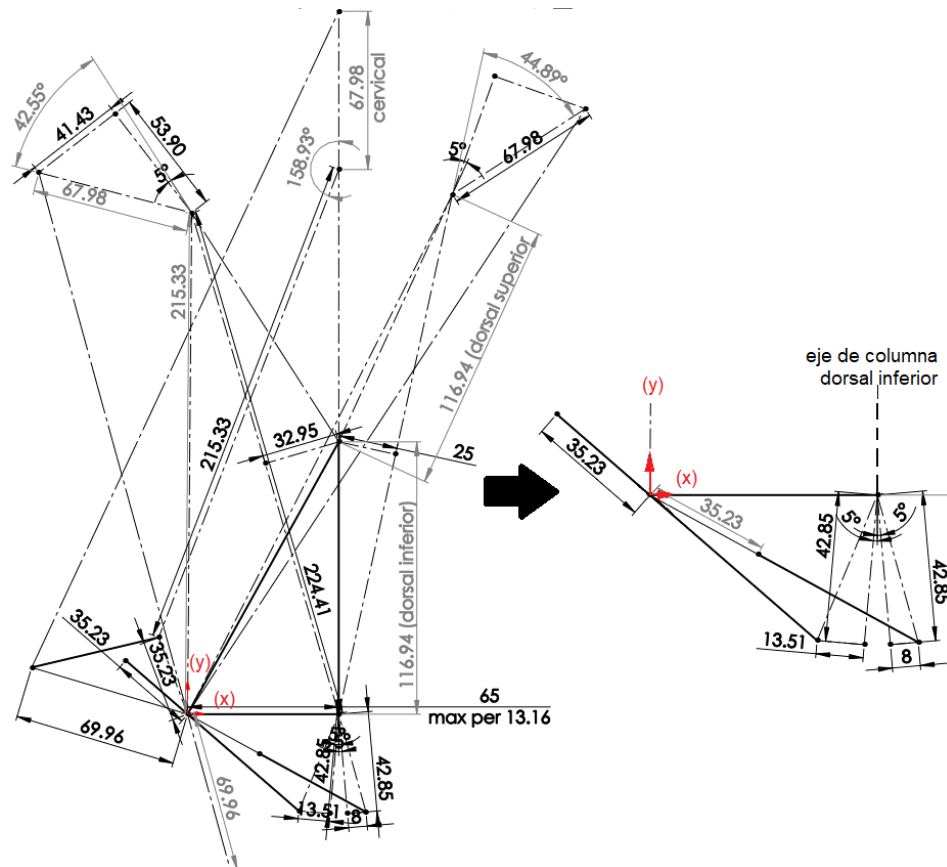


Figura 120. Propuesta "vertebral 5.1" en posición erecta del paciente
Fuente: propia

Mediante la unión de dos mecanismos de Hoekens, con parámetros ergonómicos: recorrido de flexión máxima en columna dorsal superior de 25 mm, recorrido de extensión máxima en columna dorsal superior de 32.95 mm, con una longitud de 67.98 mm para la columna cervical, una longitud de 116.94 mm para la columna dorsal superior, una longitud de 116.94 mm para la columna

dorsal inferior, una longitud de 42.85 mm para la columna lumbar, un eslabón fijo (e)=65 mm posicionado horizontalmente, un piñón para accionar la columna dorsal (d1)=69.96 mm, un piñón para accionar la columna lumbar (d2) = 35.23 mm, una longitud de transmisión de fuerza (c)=215.33 mm con un ángulo de 158.93° entre su otro complemento de pieza; generando variaciones angulares: flexión máxima en cuello de 44.89°, extensión máxima en cuello de 42.55°.

Con la experiencia obtenida en este mecanismo, que demanda dos mecanismos de Hoekens unidos, innecesario, porque el mecanismo para miembro inferior ya cumple indirectamente esta función; por ello se eliminó el mecanismo para la columna lumbar, generando así “vertebral 6.1”, reduciendo al mismo tiempo su volumen.

Para dimensionar la columna vertebral, existe una particularidad, para los miembros inferiores o superiores se trabajan con medidas de personas con percentil 5 (pequeños) porque sus extremidades (pies o manos) no tienen “considerables límites de longitud”, para la columna vertebral (con extremidades restringidas en longitud) al trabajar con un percentil 5 las de percentil 95 quedan excluidas, pero al trabajar con medidas de percentil 95 las de percentil 5 suplirían dicha variación mediante el margen de error que soportan los elementos de miembros superior e inferior, por ello (a) tenderá a 277.

En la propuesta del mecanismo “vertebral 6.1”, ver Figura 121, donde se detallan las dimensiones: (e)=186.15 mm, (d)=33.65, (c)=137.42, (a)=130 mm, (b)=90; cuyas dimensiones, por estar detrás de la columna vertebral de la persona, requerirá parámetros como: distancia de la piel al mecanismo (para una curvatura de 20 mm) de 25 mm; espacio mínimo entre (a) y (b) de 35 mm con un punto de inicio en el centro de (a), para posibles complementos a futuras situaciones; un factor de trabamiento de 70 mm al colocar (c) y (d) colineales en un mismo sentido [siendo opuesto para los mecanismos de miembro superior e inferior, por diferente configuración mediante el cambio de (e)].

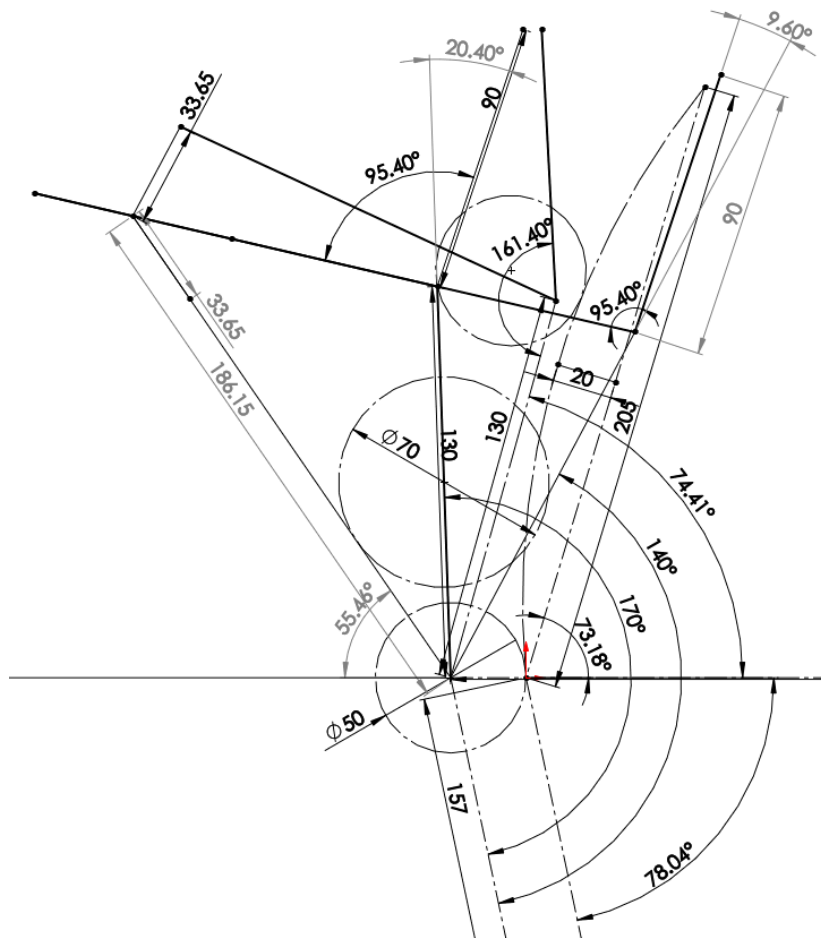


Figura 121. Propuesta "vertebral 6.1" en posición erecta del paciente
Fuente: propia

De la Figura 122 (a), se obtuvo una flexión máxima en la columna dorsal de $+28.04^\circ$ con referencia al eje (Y) (con una variación angular en columna cervical de -9.6° con respecto al eje dorsal superior); y mediante la Figura 122 (b), se obtuvo una extensión máxima en la columna dorsal de -1.96° (con una variación angular en la columna cervical de $+20.4^\circ$ con respecto al eje dorsal superior).

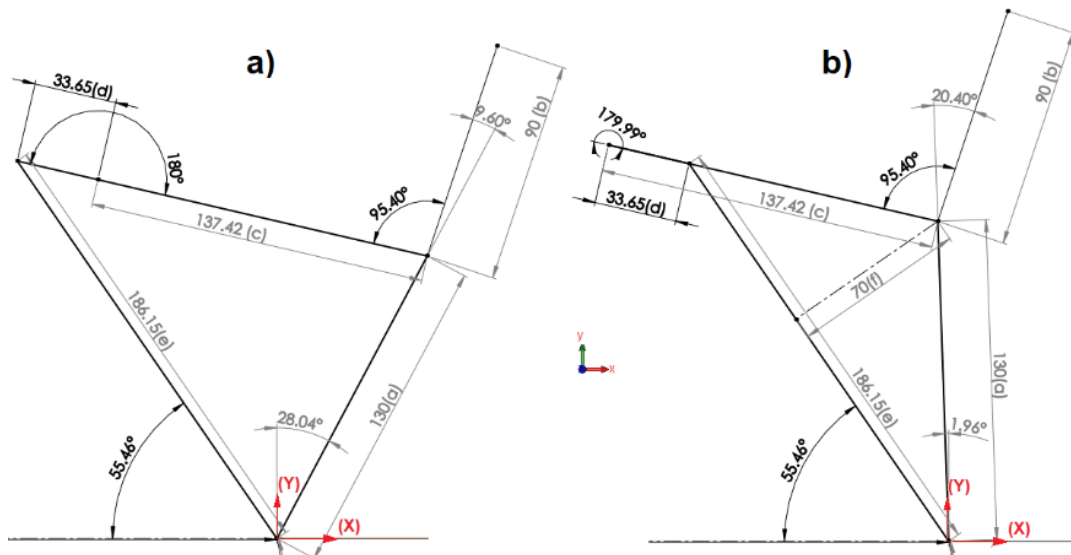


Figura 122. Flexión y extensión máxima en columna dorsal
Fuente: propia

De la Figura 123 (a), se obtuvo una extensión máxima en la columna cervical de -15.12° con referencia al eje dorsal superior [con una variación angular en columna dorsal de $+23.02^\circ$ con respecto al eje (Y)]; y mediante la Figura 123 (b), se obtuvo una flexión máxima en la columna cervical de $+25.92^\circ$ ($360^\circ - 334.08^\circ$) [con una variación angular en la columna dorsal superior de $+1.3^\circ$ con respecto al eje (Y)].

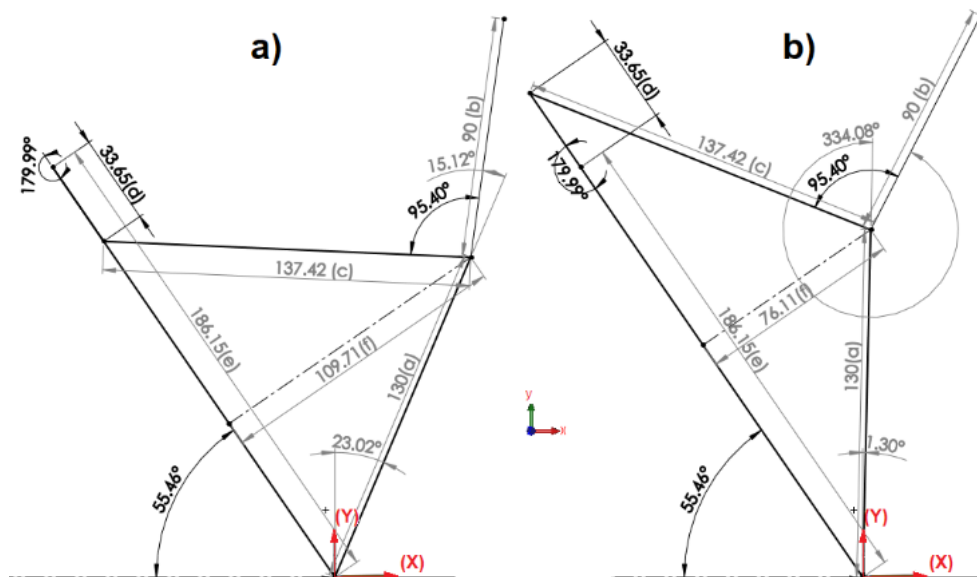


Figura 123. Flexión y extensión máxima en columna cervical
Fuente: propia

Una vez obtenidas las dimensiones, morfología y datos de fuerzas que soportarán cada componente del mecanismo de miembros inferiores, se procederá al análisis de cada pieza de este componente.

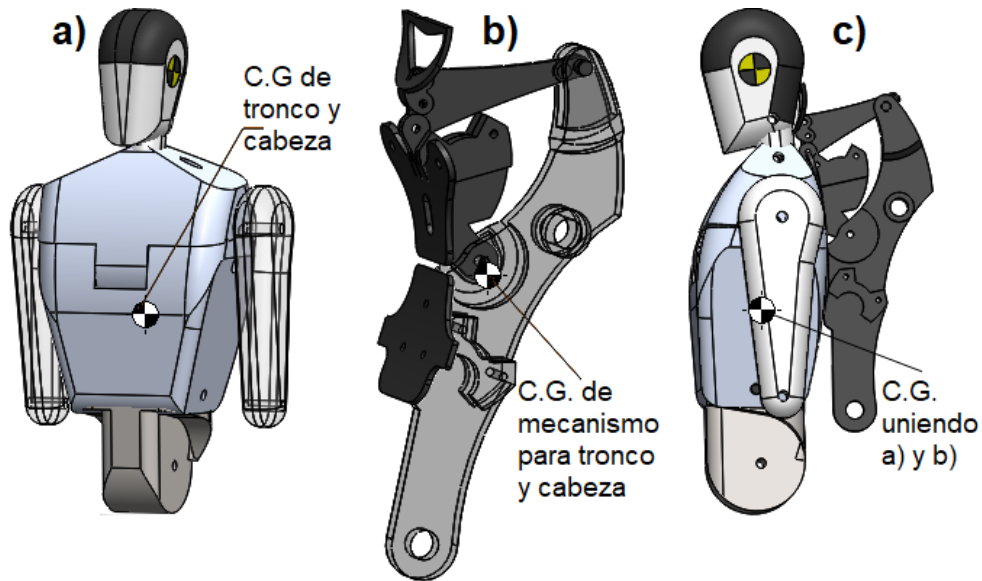


Figura 124. Punto centro de accionamiento de la pieza "gi4.4", punto de acción del torque
Fuente: propia

Mediante la obtención del C. G., específicamente de cada parte del tronco y cabeza, se obtuvo el C. G. de todo el tronco y cabeza de la persona, ver Figura 124 (a); así mismo mediante la obtención del C. G., específicamente de cada pieza que compone el mecanismo para tronco y cabeza se extrajo el C. G. de todo el mecanismo para tronco y cabeza, Figura 124 (b); y uniendo los conjuntos de partes del tronco y cabeza y su mecanismo se obtuvo el C. G. de todo este conjunto, Figura 124 (c).

Mediante análisis de elemento finitos, sobre cada elemento del mecanismo para tronco y cabeza, en el programa *Solidworks*, utilizando el material aluminio 1200, en un intervalo de tiempo de 7 segundos, se obtuvieron los siguientes resultados:

Análisis del esfuerzo de deformación de elemento de soporte "gc4.1". Del Anexo 26, se obtiene: esfuerzos de Von Mises, : *carga máx.* = $0.0922 \times 10^6 N/m^2$, *carga mín.* = $0.0118 \times 10^3 N/m^2$; (URES) en mm *desplazamiento máx.* = 0.635 mm , *desplazamiento mín.* = 0.003 mm ; *F. S. mín.* = 1.6, valor permisible.

Viendo un aspecto económico, el cual es directamente proporcional a la cantidad de material utilizado, se realizó un análisis de topología del elemento

“gc4.1”. En el Anexo 27a., nos indica que la masa total del elemento es de 1.46 kg, pero al realizar el análisis topológico se podría reducir el peso del elemento hasta 0.86 kg (detallado en el Anexo 27b), considerar que el elemento aún se encuentra en los límites de F. S. 1.6 (Anexo 27c). En este caso no se realiza la acción de cortes (Anexo 27b) por cuestiones estéticas del elemento, pero sí se considera dicho dato para futuras investigaciones.

Considerando que este elemento es el más crítico de todas las piezas para tronco y cabeza, se realizará la selección de material sobre esta pieza, ver Anexo 28, comparando tres materiales, con resultados basados sobre el material AISI 316 Barra de acero inoxidable recocido (ss), obteniendo valores:

- AW 1200 aluminio con un factor de seguridad mínimo de 7.9 a una masa de 1292.9 g.
- AISI 1020 acero al carbono con un factor de seguridad mínimo de 110.78 a una masa de 3782.9 g.
- AISI 316 barra de acero inoxidable recocido (SS) con un factor de seguridad mínima de 43.46 a una masa de 3830.8 g.

En conclusión: para la fabricación del elemento “gc4.1” se puede emplear aluminio 1200, material que está bajo la norma DIN pues si se cambia de material aumentaría el peso y el costo del elemento innecesariamente.

Análisis del esfuerzo de deformación de elemento guía de cabeza “gc4.3”.

Del anexo 29, se obtiene: esfuerzos de Von Mises,: $carga\ máx. = 0.3 \times 10^6 N/m^2$, $carga\ mín. = 0.258 \times 10^3 N/m^2$; (URES) en mm $desplazamiento\ máx. = 0.301\ mm$, $desplazamiento\ mín. = 0.0\ mm$; F. S. mín. = 1.6, valor permisible.

Análisis del esfuerzo de deformación de elemento motriz “gc4.4”.

Del Anexo 30, se obtienen: esfuerzos de Von Mises,: $carga\ máx. = 24.905 \times 10^6 N/m^2$, $carga\ mín. = 34.69 \times 10^3 N/m^2$; (URES) en mm $desplazamiento\ máx. = 0.062\ mm$, $desplazamiento\ mín. = 0.01\ mm$; F. S. mín. = 1.6, valor permisible.

Análisis del esfuerzo de deformación de elemento opcional de sujeción de columna dorsal superior “gc4.5”. Del Anexo 31, se obtiene: esfuerzos de Von Mises, : *carga máx.* = $0.000043 \times 10^6 \text{ N/m}^2$, *carga mín.* = $0.0000114 \times 10^3 \text{ N/m}^2$; (URES) en mm *desplazamiento máx.* = 0.182 mm, *desplazamiento mín.* = 0.01 mm; *F. S. mín.* = 1.6, valor permisible.

Análisis de conectores (pines) del mecanismo de tronco y cabeza mediante elementos finitos. Considerando el peso de la estructura del exoesqueleto con el paciente tripulado sobre él, se generó la tabla del Anexo 32, de fuerzas interactuantes sobre los conectores, en los tres ejes X, Y y Z. Al aplicar los esfuerzos en los pasadores, dan resultados que soportan las cargas, lo cual se expresa en el *F. S.* = 1.4, ver Anexo 33. Concluyendo que los conectores, a las dimensiones detalladas en los planos, soportan las cargas a las cuales están sometidas.

Diseño de mecanismo estructural para posicionar boca abajo al paciente

Mediante la obtención del C. G. del exoesqueleto tripulado, de la Figura 125 (a), se unió con el mecanismo de giro, para posicionarlo de posición parado a una posición boca abajo, recorriendo un giro total de 90° , Figura 125 (b) y Figura 125 (c), y en dinamismo de todo el exoesqueleto (mecanismo para miembros superiores, inferiores, tronco y cabeza, y giro) se describe la trayectoria de su centro de gravedad, Figura 125 (d).

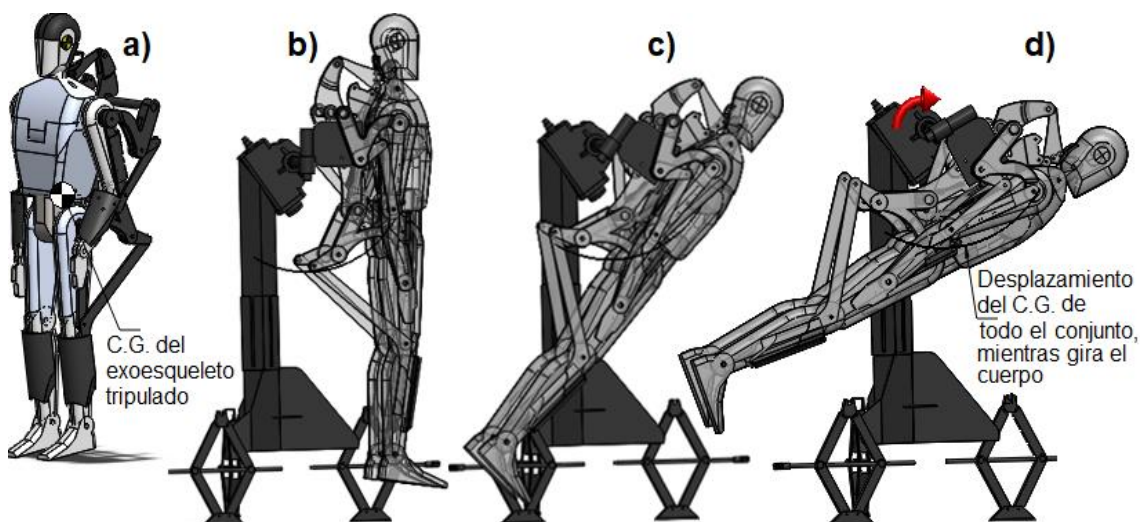


Figura 125. Configuración de sistema de giro, incluyendo el exoesqueleto tripulado por el paciente
Fuente: propia

Mediante análisis de elementos finitos, sobre cada elemento del mecanismo de giro, en el programa *Solidworks*, utilizando el material aluminio 1200, en un intervalo de tiempo de 7 segundos, se obtuvieron los siguientes resultados (considerar que las fuerzas interactuantes trabajan como pico de fuerza, suponiendo que es tripulado bruscamente):

Análisis del esfuerzo de deformación de elemento soporte de columna “gg4.9”. Del Anexo 34, se obtiene: esfuerzos de Von Mises, : *carga máx.* = $190.423 \times 10^6 N/m^2$, *carga mín.* = $13.724 \times 10^3 N/m^2$; (URES) en mm *desplazamiento máx.* = 0.365 mm, *desplazamiento mín.* = 0.001 mm; *F. S. mín.* = 1.115, valor permisible.

Análisis del esfuerzo de deformación de elemento eje piñón “gg4.4”. Del Anexo 35, se obtiene: esfuerzos de Von Mises, : *carga máx.* = $81.962 \times 10^6 N/m^2$, *carga mín.* = $7.525 \times 10^3 N/m^2$; (URES) en mm *desplazamiento máx.* = 1.764 mm, *desplazamiento mín.* = 0.015 mm; *F. S. mín.* = 3.7, valor permisible.

Análisis del esfuerzo de deformación de elemento cabeza de tuerca “gg4.8”. Del Anexo 36, se obtiene: esfuerzos de Von Mises, : *carga máx.* = $7.453 \times 10^6 N/m^2$, *carga mín.* = $52.2 \times 10^3 N/m^2$; (URES) en mm *desplazamiento máx.* = 0.14 mm, *desplazamiento mín.* = 0.0 mm; *F. S. mín.* = 1.714, valor permisible.

Análisis del esfuerzo de deformación de elemento cabeza tornillo “gg4.7”. Del Anexo 37, se obtiene: esfuerzos de Von Mises, : *carga máx.* = $348.56 \times 10^6 N/m^2$, *carga mín.* = $79.871 \times 10^3 N/m^2$; (URES) en mm *desplazamiento máx.* = 0.706 mm, *desplazamiento mín.* = 0.042 mm; *F. S. mín.* = 1.32, valor permisible.

Análisis del esfuerzo de deformación de elemento columna de giro “4 eg4.1”. Del Anexo 38, se obtiene: esfuerzos de Von Mises, : *carga máx.* = $145.927 \times 10^6 N/m^2$, *carga mín.* = $106.277 \times 10^3 N/m^2$; (URES) en mm *desplazamiento máx.* = 0.954 mm, *desplazamiento mín.* 0.01 mm; *F. S. mín.* = 2.409, valor permisible.

Análisis estático de elemento columna de giro “4 eg4.1”. Del Anexo 39, se obtiene: esfuerzos de Von Mises,; *carga máx.* = $88.184 \times 10^6 N/m^2$, *carga mín.* = $52.873 \times 10^3 N/m^2$; (URES) en mm *desplazamiento máx.* = 0.9 mm, *desplazamiento mín.* = 0.0 mm; *F. S. mín.* = 3.987, valor permisible.

4.13 Presentación del producto

Se realizó un informe final de tesis; un documento técnico patentable a Indecopi.

Se redactó un artículo científico.

4.14 Comunicando y vendiendo

Con la presente investigación se asistió a simposios organizados por la Universidad Continental; se representó como proyecto de innovaciones en Icacit como parte de la acreditación de carreras de ingeniería; se elaboraron prototipos en físico para ilustrar la evolución de cada mecanismo y diapositivas.

CAPÍTULO V

CONSTRUCCIÓN

5.1 Prototipado

En capítulos anteriores, se realizó el prototipado a pequeña escala de mecanismo ya existentes (ver Anexos del 40 al 44) y de las primeras propuestas de mecanismo para miembros inferiores, superiores y columna vertebral (ver del Anexo 45 al 49). Como material principal se utilizó *Tecnopor*, y para sus uniones se utilizó *Tuerca Hex Trop G2 3/4"*, perno hex zincado G2 3/4", y arandela plana zincado 5/8".

El prototipado a escala real fue la penúltima propuesta de diseño, para ello se requirió precisión sobre el dimensionamiento de cada una de sus piezas, ante ello se buscó imprimirlas en impresoras 3D, pero el costo sobrepasaba los S/ 4000.00, ante ello se imprimió cada pieza dimensionada a escala real en hoja A0, para utilizarlo como plantillas sobre planchas de polietileno, las cuales fueron cortadas con una máquina caladora, posteriormente se ensambló cada pieza cortada para formar un sólido o pieza en 3D; en las áreas de pandeo o deformación se unió con *Stove Bolts Pan 0.12 Trop M5-0.8*25HC P70051*; para sus sistemas de uniones de giro o rotación se utilizó Perno Hexagonal negro G10.9 M10-1.25*130HF P1006130 y perno hexagonal negro G10.9 M6-1.0*130HC TRU274, . A estos sistemas se añadió prótesis en tela Drill tecnología con una estructura rígida interior de policarbonato. Y para ser fijados sobre la

estructura de soporte principal, fue mediante: varilla roscada zincado 1/2" *1m UUNC P500610, varilla roscada zincado 3/8"*1m UNC TRU2098, arandela plana zincado 1/2" P61062, tuerca hex zincado G2 3/8" UNC P60081, Tuerca C/seguro nylon zincado 1" UNC P61161, perno hex zincado G2 3/4", arandela plana negro 1" P61122, arandela plana zincado 3/4" P60123, y Tuerca c/seguro nylon zincado 3/4" UNC P0112100. Ver Anexos 50 al 56.

Para el prototipado a escala real, para el sistema de giro, de la penúltima propuesta de diseño, se utilizó un reductor de velocidad de direccionamiento NSK 05G 40-131 (sistema repotenciado, adquirido en la feria "La Cachina" de Huancayo), del cual se procedió a su desensamblaje para aplicar ingeniería inversa y su estudio adecuado (ver Anexos 57 al 60). Para el soporte principal de la estructura se utilizó perfil en ASTM A36, tubo negro LAC cuadrado de 3"x3" con un espesor de 2.5 mm (ver Anexo 53). Para el sistema de nivelación en terrenos irregulares se seleccionaron tres mecanismos de gatas mecánicas de 1.5 TN (ver Anexo 54). Todas las piezas metálicas fueron soldadas con Cellocord AP AWS A5.1 E6011 \varnothing .1/8" (3.2 mm). De los Anexos 61 al 64 se presentan tablas de adquisición de materiales y lista de máquinas y herramientas que fueron utilizadas para la construcción del penúltimo diseño a escala real.

Finalmente, se presenta el prototipo a escala real (Anexo 56), del penúltimo diseño estructural exoesqueleto intrahospitalario, del cual se realizó una ingeniería inversa para finalmente proponer el diseño final estructural exoesqueleto para generar movimiento pasivo en pacientes con úlcera por decúbito; del cual no se prototipó a escala real por el costo de inversión que esta demanda.

Para el proceso de elaboración del exoesqueleto final, con la debida selección de material mediante análisis estático y dinámico (adjuntados en el archivo de "Videos de simulación y moción de exoesqueleto", Anexo 67) y mediante los planos elaborados (adjuntados con el nombre de "Planos PDF exoesqueleto", Anexo 66) se realizó adicionalmente, fuera de los objetivos de la investigación, pero involucrado directamente a esta, se propone el "Estado del costo industrial" del presente proyecto, detallado en el Anexo 65.

El costo de manufactura: materia prima directa (MPD), mano de obra directa (MCD), costo indirecto de fabricación (CIF). Costos primos (identificados directamente con el producto como: materia prima directa, mano de obra directa), costos de conversión (transforman la materia prima, y el costo indirecto con la mano de obra directa). Donde especifica dos tiempos, el primero incluye precios iniciales para futuras construcciones, el cual es elevada por incluir costos de fabricación de moldes, transportes para habilitar materiales primarios al inicio del proyecto, y mayor tiempo del personal en ensamblajes de pruebas iniciales. (54)

- En el tiempo 1 (no se cuenta con recursos de acondicionamiento), se invierte 28.5 días con un presupuesto de S/ 5721.00 para el proceso de fabricación; 7 días con un presupuesto de S/ 678.00 para el proceso de preensamblaje; 1 día con S/ 90.00 para el proceso de ensamblaje general. En todo este proceso se cuenta con 1 maestro mecánico, y 2 ayudantes mecánicos. En total para este primer tiempo se implementa 36.5 días con un presupuesto de inversión de S/ 6489.00
- En el tiempo 2 (tiempo con los procesos bases o de inicio ya acondicionado), se invierte 17.5 días con un presupuesto de S/ 3225.00 para el proceso de fabricación; 5.5 días con un presupuesto de S/ 678.00 para el proceso de preensamblaje; 0.5 día con S/ 50.00 para el proceso de ensamblaje general. En el proceso se requiere de 1 maestro mecánico, y 2 ayudantes mecánicos. En total para este primer tiempo se implementa 24 días con un presupuesto de inversión de S/ 3953.00

5.2 Pruebas y resultados

5.2.1. Resultados generales de la investigación

- Las áreas críticas movidas por nuestro sistema son: zona inferior del cuello, columna cervical (como parte de movimiento de la espalda), muñecas (mediante un movimiento indirecto), rodillas, y tobillos (mediante un movimiento indirecto).
- Para el dimensionamiento estructural y funcional de cada elemento se utilizaron los resultados de la investigación de Ávila y col. (42), con medidas máximas en longitud de varones, y volumen de mujeres, ambos de México (trabajadores industriales-zona metropolitana Guadalajara de 18 a 69 años, y de zona metropolitana de Guadalajara de 60 a 90 años), y para medidas

mínimas de miembros se utilizaron dimensiones de niños mexicanos de 11 años (en un percentil 5); para así lograr que un 90% de la población adulta huancaína utilice la máquina propuesta.

- Los mecanismos para miembro inferior, superior, columna vertebral y giro soportan variaciones de dimensiones estructurales mediante las dimensiones funcionales que desarrollan a la interacción de estos; mas el posicionamiento estático de estos haría que el exoesqueleto sea solo para personas de 1.35 m de estatura.

5.2.2. Resultados específicos de la investigación

Diseño estructural para generar movimiento pasivo en miembros inferiores

- Los parámetros ergonómicos extraídos para miembro inferior fueron: flexión máxima en cadera de $+120^{\circ}$ y extensión máxima en cadera de -30° , flexión máxima en rodilla de -120° , y no describe extensión en rodilla.
- El mecanismo propuesto describe en la cadera una extensión máxima de -20° con referencia al eje Y (con una variación angular en la rodilla de -22.47° con referencia al eje muscular) y una flexión máxima de $+47^{\circ}$ con referencia al eje Y (con variación angular en la rodilla de -31.68° con referencia al eje muscular).
- El mecanismo describe en la rodilla una extensión máxima de 0° con referencia al eje muscular (con variación angular en la cadera de $+1.72^{\circ}$ en referencia al eje Y) y una flexión máxima en la rodilla de -43.2° con referencia al eje muscular (con variación angular en cadera de $+17.05^{\circ}$ con referencia al eje Y).
- Con un grado de libertad, genera movimiento pasivo en miembro inferior del paciente, con un elemento para posicionarse (elemento de soporte para miembro inferior gi4.1), y con tres elementos para transmitir movimiento (elemento: motriz gi4.2, transmisor de fuerza gi4.3, y guía de cadera gi4.4), y con un elemento opcional gi4.2 como unión paciente-exoesqueleto.
- Se presenta el diseño de un mecanismo, en aluminio 1200, con un factor de seguridad de 1.63 sobre su pieza más crítica "gi 4.1", que mediante el estudio topológico puede reducir su peso de 1629.78 g a 806 g.

Diseño estructural para generar movimiento pasivo en miembro superior

- Los parámetros ergonómicos extraídos para miembro superior fueron: flexión máxima en hombro 180° , extensión máxima en hombro -50° , flexión máxima en codo 145° y no desarrolla extensión negativa en el codo.
- El mecanismo genera en el brazo una extensión máxima de -4.06° con referencia al eje (Y) (con una variación angular en el codo de $+31.4^{\circ}$ con referencia al eje del antebrazo), y se obtuvo una flexión máxima en el brazo de $+75^{\circ}$ con referencia al eje Y (con una variación angular en el codo de $+18.8^{\circ}$ con referencia al eje del antebrazo).
- El mecanismo genera una flexión máxima en el codo de $+3.84^{\circ}$ con referencia al eje del brazo (con una variación angular en el brazo de $+36.7^{\circ}$ con referencia al eje Y), y se obtuvo en el codo una extensión máxima de $+64.40^{\circ}$ con referencia al eje del brazo (con una variación angular en el brazo de $+19^{\circ}$ con referencia al eje Y)
- Mediante un grado de libertad, genera movimiento pasivo en miembro superior del paciente, con un elemento principal para posicionarse (elemento de soporte para miembro superior gs3.1), y con tres elementos principales para producir movimiento (elemento motriz gs3.2, elemento transmisor de fuerza gs3.3, elemento guía de muslo gs3.4), y con dos elementos opcionales (elemento para sujeción de muslo gs3.6, y elemento para sujeción de pierna gs3.5).
- Se presenta el diseño de un mecanismo, en aluminio 1200, con un factor de seguridad de 1.61 sobre su pieza más crítica "gs3.1", que mediante el estudio topológico puede reducir su peso de 1039.41 g a 604.6 g.

Diseño estructural para generar movimiento pasivo en tronco y cabeza

- Los parámetros ergonómicos extraídos para tronco y cabeza fueron: flexión máxima en columna dorsal $+52.5^{\circ}$, extensión máxima en columna dorsal de -60° , flexión máxima en columna cervical de 65.625° , y una extensión máxima en la columna cervical 75° .
- El mecanismo genera una flexión máxima en la columna dorsal de $+28.04^{\circ}$ con referencia al eje (Y) (con una variación angular en columna cervical de

-9.6° con respecto al eje dorsal superior) y una extensión máxima en la columna dorsal de -1.96° (con una variación angular en la columna cervical de +20.4° con respecto al eje dorsal superior).

- El mecanismo genera una extensión máxima en la columna cervical de -15.12° con referencia al eje dorsal superior [con una variación angular en columna dorsal de +23.02° con respecto al eje (Y)], y una flexión máxima en la columna cervical de +25.92° (360° - 334.08°) [con una variación angular en la columna dorsal superior de +1.3° con respecto al eje (Y)].
- Con un grado de libertad, genera movimiento pasivo en tronco y cabeza, con elementos: para posicionarse (gc4.1), para transmitir movimiento (elemento guía de cabeza gc4.3, elemento transmisor de fuerza gc4.2, elemento motriz gc4.4), y sujetores (de cabeza gc4.7, de columna dorsal superior gc4.5, y de columna dorsal inferior gc4.6).
- Presenta una pieza crítica “gc4.1”, con un F. S. de 1.6, en aluminio 1200.

Diseño estructural para girar al paciente

- El mecanismo para posicionar boca abajo al paciente desplaza 90° el centro de gravedad del paciente, de una posición erecta a una posición decúbito.
- Está compuesto de: soporte base (con piezas: soporte cuadrado 1, armazón base1, y soporte de columna) y reductor de velocidad (con piezas: cabeza 1, eje piñón1, piñón 1.1, tapa cabeza 1, cabeza tornillo 1). Y presenta un elemento crítico, la columna “gg4.1”, con un F. S. de 2.4. en aluminio 1200.

Configuración y dimensionamiento de los mecanismos

- El sistema estructural para la generación de movimiento pasivo, en miembros inferiores, está programado desde las dimensiones y configuraciones de sus piezas, para evitar el uso de un controlador electrónico; generando movimiento similar al caminar humano en un eje.
- El sistema estructural para la generación de movimiento pasivo, en miembros superiores, está programada desde las dimensiones y configuraciones de sus piezas, para evitar el uso de un controlador electrónico; generando movimiento cardiodeo en un eje.
- El sistema estructural para la generación de movimiento pasivo, en el tronco,

está programado desde las dimensiones y configuraciones de sus piezas, para evitar el uso de un controlador electrónico; generando movimiento cardiodeo en un eje.

- El sistema estructural para el giro de todo el sistema logra adoptar posiciones para procesos quirúrgicos del paciente; a través de piezas mecánicas encontradas con facilidad en el mercado huancaíno, haciendo accesible y viable su fabricación.

5.3 Discusión de resultados

- Mediante el prototipado de las diferentes estructuras de mecanismos exoesqueletos, se pudo constatar y concluir, así como Sharaidin (5), por experiencia propia (obtenida mediante el prototipado de mecanismos intervinientes en la presente investigación):
 - El mecanismo y el control cinéticos juegan un papel importante en la creación de la transformación cinética; por ende, al momento de su diseño y depuración de diseños, la eficiencia de estos sistemas es más resaltante, sobre todo lo fue para el mecanismo de columna vertebral.
 - La escala y el mecanismo desempeñan un papel importante en el patrón cinético y la configuración de interacción de cada pieza; a través de estas vivencias experimentadas, en el prototipado de cada propuesta de diseño, se pudo seleccionar dimensiones mínimas de cada pieza, lo cual no se puede realizar eficientemente en software; para el sistema de columna vertebral se consideraron diámetros grandes (que produjeron sobredimensionamiento en el sistema) para que en el proceso de desgaste el rango de tolerancia dimensional de todo el sistema sea casi insignificante.
 - Las fuerzas como la inercia y la fricción desempeñan un papel importante en la creación de un sistema cinético efectivo; que depende mucho de su requerimiento de funcionamiento, ya que las áreas deslizantes requieren de grasa, las que requieren de fricción de fijación para su funcionamiento requieren polvo, que para nuestro caso utilizamos tela Drill tecnología.
 - A mayor pieza involucrada en el mecanismo, mayor la complejidad del diseño y la construcción de los prototipos cinéticos, por ello se utilizaron mecanismos primitivos (de 3 piezas principales) que desarrollan los mismos fines que los sistemas actuales, tales como el mecanismo de Theo Jansen (con 7 piezas)

- y el mecanismo de Klann (con 5 piezas).
- Los mecanismos cinéticos necesitan más componentes para mayor exactitud en su recorrido y sistemas robustos para controlar el movimiento; conllevándonos así a la experiencia de la investigación de la universidad de *Sharif University of Technology*, quienes reafirman que los mecanismos cinemáticos tienen dificultades de exactitud al pasar de datos de software a datos reales de prototipado; y ante tal deficiencia de estos sistemas, utilizándose un factor de seguridad al trabamamiento de 1.69; haciendo a este sistema un mecanismo más robusto y eficiente en desarrollar recorridos similares a lo diseño en software, y esto en parte es porque los mecanismos soportan tolerancias de fabricación de hasta 5 mm.
 - Los desafíos y problemas se manifiestan durante el proceso de creación y prueba de modelado; por ende, surge la necesidad de realizar prototipado después de cada propuesta de diseño eficiente y no esperar al diseño ya final, y es así como también nosotros obtuvimos una retroalimentación de datos de eficiencia del mecanismo.; así como también enmarca la metodología de Sharaidin. (5)
 - En el proceso de selección de sistemas que logren mover la extremidad inferior del paciente, se logró controlar el mecanismo cinético, programando su movimiento cíclico variante en su ida y retorno desde la configuración y dimensiones de la estructura mecánica del sistema. Resaltando así, que no se requiere de un controlador electrónico para el proceso de generar movimientos cardiode en los diferentes sistemas estructurales del exoesqueleto, a través de un solo grado de libertad en un eje.

CONCLUSIONES

1. Se logró diseñar la estructura de mecanismos de un exoesqueleto para adultos intrahospitalarios con úlcera por decúbito, en hospitales del Minsa – Junín 2019, mediante modificaciones morfológicas de mecanismos cinéticamente sensibles, interactuantes ergonómicamente con el paciente, generándole movimiento similar al caminar humano en áreas de estrés por reposo, tales como: rodillas, codos, área inferior del cuello, y la vertebral lumbar; adicionalmente se logró movimientos en la vértebra sacral, vertebra torácica, vertebral cervical, y músculos que estos movimientos involucran. Mediante el programa *Solidworks* en sus complementos *simulation* y *motion* se seleccionó como material óptimo para su fabricación al aluminio AW 1200. con un factor de seguridad 1.6 y, mediante el desarrollo de maquetas, (Anexo 4 y Anexos 40-56) se observó la interacción de la gravedad sobre los mecanismos. Se desarrollaron planos base, preensamblado, ensamblaje general, y un plano del tiempo de vida del proceso de manufactura (Anexo 66) y costos para su fabricación (Anexo 65).
2. Se logró diseñar la estructura del mecanismo exoesqueleto, para miembro inferior del adulto intrahospitalario con úlcera por decúbito, el cual lo hace dentro de parámetros ergonómicos (flexión máxima en cadera de $+120^{\circ}$ y extensión máxima en cadera de -30° , flexión máxima en rodilla de -120° , y no describe extensión en rodilla) (ver Tablas 15, 16 y 17); porque dicho mecanismo propuesto describe en la cadera una extensión máxima de -20° con referencia al eje Y (con una variación angular en la rodilla de -22.47° con referencia al eje muscular) y una flexión máxima de $+47^{\circ}$ con referencia al eje Y (con una variación angular en la rodilla de -31.68° con referencia al eje muscular) (Figura 104); y describe en la rodilla una extensión máxima de 0° con referencia al eje muscular (con una variación angular en la cadera de $+1.72^{\circ}$ con referencia al eje Y) y una flexión máxima en la rodilla de -43.2° con referencia al eje muscular (con una variación angular en la cadera de $+17.05^{\circ}$ con referencia al eje Y) (Figura 105). Mediante modificaciones morfológicas de los mecanismos cinéticamente sensibles de Klann y Hoekens acondicionados para interactuar ergonómicamente con el paciente, desarrollo

de maquetas (Anexos 41, 42, 44, 48, y 51) para observar la interacción de la gravedad sobre los mecanismos, análisis de elementos finitos sobre cada elemento en el programa *Solidworks* (extraídos de Anexos 10-17), y mediante simulaciones de movimiento en el programa *Solidworks* (Anexo 67) se seleccionó el aluminio AW 1200 para su fabricación (Anexo 12) y se desarrollaron planos base, de preensamblado, y ensamblaje general (Anexo 66).

3. Se logró diseñar la estructura del mecanismo exoesqueleto, para miembro superior del adulto intrahospitalario con úlcera por decúbito, dentro de parámetros ergonómicos (flexión máxima en hombro 180° , extensión máxima en hombro -50° , flexión máxima en codo 145° y no desarrolla extensión negativa en el codo) (ver Tablas 11, 12 y 13). Se obtuvo en el brazo una extensión máxima de -4.06° con referencia al eje (Y) (con una variación angular en el codo de $+31.4^{\circ}$ con referencia al eje del antebrazo), y se obtuvo una flexión máxima en el brazo de $+75^{\circ}$ con referencia al eje Y (con una variación angular en el codo de $+18.8^{\circ}$ con referencia al eje del antebrazo) (Figura 114); se obtuvo una flexión máxima en el codo de $+3.84^{\circ}$ con referencia al eje del brazo (con una variación angular en el brazo de $+36.7^{\circ}$ con referencia al eje Y), y se obtuvo en el codo una extensión máxima de $+64.40^{\circ}$ con referencia al eje del brazo (con una variación angular en el brazo de $+19^{\circ}$ con referencia al eje Y) (Figura 115). Mediante modificaciones morfológicas de los mecanismos cinéticamente sensibles de Klann y Hoekens acondicionados para interactuar ergonómicamente con el paciente, desarrollo de maquetas (Anexos 45, 46, 49, y 50) para observar la interacción de la gravedad sobre los mecanismos, análisis de elementos finitos sobre cada elemento en el programa *Solidworks*, y mediante simulaciones de movimiento en el programa *Solidworks* (Anexo 67) se seleccionó el aluminio AW 1200 para su fabricación (Anexo 20) y se desarrollaron planos base, de preensamblado, y ensamblaje general (Anexo 66).
4. Se logró diseñar la estructura del mecanismo exoesqueleto, para tronco y cabeza del adulto intrahospitalario con úlcera por decúbito, el cual lo hace dentro de parámetros ergonómicos (flexión máxima en columna dorsal $+52.5^{\circ}$,

extensión máxima en columna dorsal de -60° , flexión máxima en columna cervical de 65.625° , y una extensión máxima en la columna cervical 75°) (ver Tablas 19 y 20); porque dicho mecanismo propuesto describe una flexión máxima en la columna dorsal de $+28.04^{\circ}$ con referencia al eje (Y) (con una variación angular en columna cervical de -9.6° con respecto al eje dorsal superior) y una extensión máxima en la columna dorsal de -1.96° (con una variación angular en la columna cervical de $+20.4^{\circ}$ con respecto al eje dorsal superior) (Figura 122); y una extensión máxima en la columna cervical de -15.12° con referencia al eje dorsal superior [con una variación angular en columna dorsal de $+23.02^{\circ}$ con respecto al eje (Y)], y una flexión máxima en la columna cervical de $+25.92^{\circ}$ ($360^{\circ} - 334.08^{\circ}$) [con una variación angular en la columna dorsal superior de $+1.3^{\circ}$ con respecto al eje (Y)] (Figura 123). Mediante modificaciones morfológicas de los mecanismos cinéticamente sensibles de Douglas y Hoekens, desarrollo de maquetas (Anexos 46, 47 y 52) para observar la interacción de la gravedad sobre los mecanismos, análisis de elementos finitos sobre cada elemento en el programa *Solidworks*, y mediante simulaciones de movimiento en el programa *Solidworks* (Anexo 67) se seleccionó el aluminio AW 1200 para su fabricación (Anexo 28) y se desarrollaron planos base, de preensamblado, y ensamblaje general (Anexo 66).

5. Se logró diseñar la estructura del mecanismo, para posicionar boca abajo al adulto intrahospitalario con úlcera por decúbito, desplazando 90° el centro de gravedad del paciente (Figura 125) el mecanismo tiene como pieza crítica la columna "gg4.1" o "columna de giro" el cual soporta el peso crítico con un factor de diseño de 2.4 (Anexo 38c), mediante modificaciones de los mecanismos de "taladro de columna", "*deus machine*", Douglas y Heyday, simulaciones en el programa *Solidworks* de la ingeniería inversa a un "reductor de velocidad, dirección Volvo 1-5" (Anexo 67), se seleccionó al aluminio 1200 para la fabricación del elemento crítico "4 eg4.1" (Anexo 39c) y se desarrollaron planos base, de preensamblado y ensamblaje general (Anexo 66).

RECOMENDACIONES

- Las fallas en el desempeño de un sistema, provocadas por no haber proporcionado unos cuantos centímetros de espacio, que pueden ser críticos para el operador, pueden arriesgar no solo la eficiencia, sino también la seguridad tanto del operador como del equipo manejado. (55) (56) Con prevención, esos centímetros críticos pueden ser proporcionados sin comprometer el diseño. Por lo que, se recomienda hacer estudios antropométricos para la población peruana, tanto en costa, sierra y selva, ya que los climas incluyen variaciones físicas en nuestros pobladores. Estas variaciones son producto de la evolución biológica y sociocultural del hombre, y tienen funciones muy particulares en esos mismos niveles de organización, que garantizan la continuidad de nuestra especie. (42)
- Se recomienda no trabajar con datos “promedios” ya que con frecuencia se escucha que los objetos y productos de diseño deben adaptarse al “promedio” de los usuarios. (42) Esto está basado en una concepción errónea de los estadígrafos de la distribución normal. En primer lugar, desde el punto de vista técnico, el promedio es un dato teórico obtenido de la división de la sumatoria de todos los datos de una muestra, entre el total de datos; es decir, no es un dato real, y los datos reales que por casualidad resultan iguales son pocos. En segundo lugar, este dato “promedio” solo indica que alrededor de él se agrupan todos los demás, y nunca que la mayor parte de los datos son iguales a él. En tercer lugar, una adecuación a los datos promedio, deja en graves problemas al 45% de la población que generalmente es mayor o menor que el promedio. Piénsese en la adecuación de la altura de una puerta al promedio de estatura de una población. Por ello utilizar percentiles extremos y una tolerancia para asegurar los casos extremos; para de esta forma lograr una mejor aproximación que es hacer el espacio de trabajo ajustable.
- Para la presente investigación se asoció, por vivencia e inspección visual en otros pacientes, síntomas musculoesqueléticos causados por el estrés laboral con áreas del cuerpo estresados por el proceso de intrahospitalización, para

producir movimiento en dichas articulaciones o partes del cuerpo y así evitar las úlceras por decúbito. Se requiere un estudio detallado de este caso, para ser más asertivo en los diseños de maquinarias que eviten y/o controlen las úlceras por decúbito.

- Se recomienda realizar un sistema de unión para cada mecanismo principal (para miembros inferiores, superiores y columna vertebral) con la principal característica de cambiar sus dimensiones de posicionamiento variante, para lograr que el 90% de la población huancaína utilice la presente máquina.
- Se recomienda hacer futuros análisis de esfuerzos, considerando una fuerza de repulsión del miembro en estudio, para ejercicios de resistencia de los miembros.

TRABAJOS FUTUROS

- Desarrollar futuras investigaciones en medidas corporales específicas, de la población huancaína tanto masculino y femenino, agrupándolos acorde a los roles que se desenvuelven en la sociedad.
- Desarrollar investigaciones de este mismo prototipo, pero para diferentes edades, no tan solo en adultos como fue el caso de la presente investigación.
- Para futuras investigaciones en la modificación del exoesqueleto; se podría utilizar sistemas similares a las de Theo Jansen, pero reconfigurables, para ampliar las capacidades del diseño original, mientras mantiene su simplicidad mecánica durante el funcionamiento ergonómico. Este enlace, que cambia de una cadena cinemática Grubler articulada a un mecanismo de 5 grados de libertad con uniones deslizantes en el proceso de reconfiguración, no solo produce diferentes patrones de marcha útiles, sino que también genera comportamientos más allá de la locomoción.
- Una posible siguiente investigación podría dedicarse a aportar con un algoritmo para realizar el análisis cinemático y dinámico de mecanismos; aplicado al campo de los robots y en concreto al presente exoesqueleto; teniendo en cuenta la metodología propuesta en esta investigación, y diseñando un programa en MatLab de la Universidad Continental-Huancayo que realice los cálculos de cada pieza, tal como también lo realizó Corral (18) con sus propios recursos y medios similares.
- Mediante el proceso de diseño, prototipado y manufactura se propondría mejoras del sistema motriz, que varíe dimensionalmente para cada submecanismo del exoesqueleto.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. **OSTABAL, I., TRAVERSO, J. y ALMAGRO, LM.** *Las úlceras por decúbito*. España : Elsevier, 2002.
2. **INEI, Instituto Nacional de Estadística e Informática.** *Crecimiento y distribución de la población*. Lima - Perú : s.n., 2017. págs. 9, 16, 20, 27, Libro.
3. **VARELA PINEDO, Luis y otros.** Diagnóstico. *Valoración geriátrica integral en adultos mayores hospitalizados a nivel nacional*. Lima, Perú : Diagnóstico, marzo - abril de 2004. Vol. 43, 2.
4. **BUDYNAS, G. Richard, NISBETT, J. Keith.** *Diseño en ingeniería mecánica de Shigley*. [ed.] Ricardo A. del Bosque Alayón. [trad.] Jesús Elmer Murrieta Murrieta y Efrén Alatorre Miguel. 8. USA : The McGraw-Hill companies, 2008. 978-970-10-6404-7.
5. **SHARAIDIN, Kamil.** *Fachadas cinéticas*. Spatial information architecture laboratory (SIAL), Instituto Real de Tecnología de Melbourne- RMIT University. Australia : s.n., 2004. Tesis.
6. **DE LA CRUZ CASAÑO, Celso.** *Metología de la investigación tecnológica en ingeniería*. Huancayo : Universidad Continental, 2016. Vol. 1. 2519-1403.
7. **GONZÁLES GONZÁLES, Rodrigo.** Matriz de Pugh: Ayuda a la toma de decisiones. [En línea] 20 de 11 de 2012. [Citado el: 24 de 10 de 2018.] <https://www.pdcahome.com/2569/matriz-de-pugh-ayuda-a-la-toma-de-decisiones/#comment-1402>.
8. **PUGH, Stuart.** *Total design: Integrated methods for successful product engineering / Stuart Pugh*. s.l. : Wokingham, England: Addison-Wesley Publishing Company, 1997. pág. 278. Vol. 13. 0-201-41639-5.
9. **ATALA CASTELLANOS, Roberto, ÁLVAREZ DOMÍNGUEZ, Roberto y GARCÍA PASCUAL, José.** *¿Por qué las escaras?* Guantánamo : Hospital General Docente "Dr. Agostinho Neto" Guantánamo, 2016.
10. **ARPASI QUISPE, Orfelina.** *Efectividad del programa educativo "cuidando con amor" en los conocimientos, actitudes y prácticas sobre prevención de úlceras por presión de los cuidadores de pacientes adultos mayores del hospital San Isidro Labrador-EsSalud, Lima, Perú*. Lima : Revista científica de Ciencias de la Salud, 2013. pág. Vol.6 Núm. 2, revista científica. 2306-0603.

11. **INNOVA**. *Innova*. Buenos Aires : Ministerio de Ciencia, Tecnología e Innovación Productiva, 30 de octubre de 2009.
12. **CHÁVEZ CARDONA, Alejandro Manuel, RODRÍGUEZ SPITIA, Felipe y BARADDICA LÓPEZ, Asfur**. *Exoesqueletos para potenciar las capacidades humanas y apoyar la rehabilitación*. Colombia : s.n., 2010. págs. 63-73.
13. **ÁVILA CHAURAN, Rosalio y GONZÁLES MUÑOZ, Luz Elvia**. *Análisis del papel del estrés laboral en presencia de trastornos musculoesqueléticos*. Universidad de Guadalajara. México : Elsevier, 2015. 4964-4970.
14. **SHUNSUKE, Nansai y otros**. *Múltiples patrones de marcha, en una pierna de Jansen, para plataformas peatonales reconfigurables*. *Advances in Mechanical Engineering*. 2015. 1687-8140.
15. **SHEBA JAICHANDAR, Kulandaidasan, RAJESH ELARA, Mohan y MARTÍNEZ GARCÍA, Edgar**. *Generación de trayectoria y análisis de estabilidad para robots caminante basado en el mecanismo Klann*. Singapore Polytechnic, Institute of Engineering and Technology, Universidad Autónoma de Ciudad de Juárez. . Singapur : Huosheng Hu, 2016. artículo científico.
16. **KHAMASHTA LLORENS, Nabil**. *Estudio de una plataforma móvil para desplazarse sobre superficies irregulares*. Terrassa, Escola Tècnica Superior d'Enginyeries Industrial i Aeronàutica de Terrassa. España : s.n., 2009. Tesis.
17. **GARCÉS BELTRÁN, Andrés Eduardo**. *Diseño de un mecanismo del tipo exoesqueleto de miembros inferiores que permita reproducir patrones de movimiento*. Lima : Pontificia Universidad Católica del Perú, 2017.
18. **CORRAL ABAD, Eduardo**. *Análisis mecánico inteligente: metodología para el paramétrico de mecanismos*. Universidad Carlos III de Madrid. Madrid : s.n., 2014. Tesis doctoral.
19. **LONIAK, Jake**. Behance. *Deus Ex Machina*. [En línea] 18 de 08 de 2008. [Citado el: 26 de 10 de 2018.] <https://www.behance.net/loniakb018>.
20. **VANITHA, U., PREMALATHA, V., NITHINKUMAR, M. y VIJAYAGANAPATHY, S**. *Araña mecánica utilizando el mecanismo de Klann*. SVS College of Engineering. Arasampalayan : *Scholars Journal of Engineering and Technology (SJET)*, 2015. Artículo científico. 2321-435X (online) 2347-9523 (Print).

21. **STEPHENS, Benjamin.** *Pasos mecánicamente sincronizados para un dispositivo robótico.* Massachusetts : Boston Dynamics, INC., Massachusetts, 2014. US10246151 (B1).
22. **LA COMUNIDAD AUSTRALIANA.** *Sistema de exoesqueleto para llevar carga.* Australia : s.n., 2014. IL248223 (A).
23. **ÁLVAREZ LOYA, Irving.** *Diseño de los elementos mecánicos de un exoesqueleto para personas con pérdida de movilidad en extremidades.* mecánica y eléctrica, Instituto politécnico nacional. México : s.n., 2017.
24. **BEER, Ferdinand P., JHONSTON, E. Russell, DEWOLF, John T. y MAZUREK, David F.** *Mecánica de materiales.* [trad.] Jesús Elmer Murrieta Murrieta. sexta. s.l. : Mc Grall-Hill, Interamericanas Editores, S.A. de C.V., 2013.
25. **LÓPEZ ROMERO, Alonso Sergio, GARCÍA AGUILAR, Rocío Ascensión, LACIDA BARO, Manuela y PÉREZ HERNÁNDEZ, Rosa María.** *Guía de práctica clínica para la prevención y el tratamiento de las úlceras por presión.* Consejería de Salud., Junta de Andalucía. Sevilla : Servicio Andaluz de Salud., 2014. Guía de practica clínica. 978-84-690-9460-0.
26. **DOUGLAS POWERS, John.** El centro de escultura. [En línea] 2015. [Citado el: 26 de 10 de 2018.] <http://www.john-powers.com/home.html>.
27. **HEYDAY MARGOLIN, Reuben.** Reuben Heyday Margolin. [En línea] 16 de 10 de 2017. [Citado el: 26 de 10 de 2018.] <https://www.reubenmargolin.com/about/>.
28. **FIRAT, Barlas.** *Diseño de un mecanismo de suspensión Mars Rover.* Ingeniería mecánica, Instituto de Esmirna. Turquía : s.n., 2004. tesis.
29. **QUEZADA CEPEDA, Diego Paúl.** *Diseño y construcción de un robot todo terreno utilizando el sistema Rocker-Bogie y teleoperado inalámbricamente para el laboratorio de robótica de la Universidad de las Fuerzas Armadas - ESPE.* ingeniería mecatrónica, UNiversidad de las fuerzas armadas - ESPE. Ecuador : s.n., 2014. tesis.
30. **FIRAT, Barlas.** *Diseño de un mecanismo de suspensión Mars Rover.* Turquía : Instituto de Tecnología de Izmir, 2014. informe de maestria.
31. **CHUNCHO GONZÁLES, Kenia Belén.** Construcción de un robot octópodo basado en el mecanismo de desplazamiento de Theo Jansen. Loja, Ecuador : s.n., 2019.

32. **OLLERO, A.** Robótica de manipuladores y robots móviles. Marcombo : s.n., 2001.
33. **KOMODA, K. y WAGATSUMA, H.** Singular configurations analyses of the modificable Theo Jansen-like mechanism by focusing in the Jacobian determinant - A finding limitations to exceed normal joint range of motion. s.l. : IEEE/ASME Int. Conf. Adv. Intell. Mechatronics, AIM., 2014. págs. 76-81.
34. **LOVASZ, E. Ch., POP, C., POP, F. y DOLGA, V.** *Solución para movimiento de mecanimso de pierna con cinturón de 5 vínculos.* Politehnica University of Timisoara, Rumania : De Gruyter Open., 2016. págs. 699-708. Vol. 19.
35. **TCS.** Total Clinic Solutions. [En línea] 2018. [Citado el: 26 de 10 de 2018.] <http://www.totalclinicsolutions.com/>. SKU: 9575f0ef2d02..
36. **SODIMAC.** Taladro de Columna. *Productos Bauker.* [En línea] Homecenter Constructor., 18 de 02 de 2019. [Citado el: 20 de 02 de 2019.] <https://www.sodimac.com.pe/sodimac-pe/product/1706X/Taladro-de-Columna-5-8-450-W/1706X>.
37. **AEA, Asociación Española del Aluminio y Tratamiento de Superficie.** asoc-aluminio.es. [En línea] 23 de 06 de 2014. [Citado el: 18 de 05 de 2019.] <https://www.asoc-aluminio.es/documentacion/documentos-tecnicos>.
38. **AVELLO ITURRIAGAGOITIA, A.** *Teoría de Máquinas.* s.l. : Tecnun - Universidad de Navarra., 2014. Vol. segunda edición. 978-84-8081-250-4.
39. **ÁVILA CHAURAND, Rosalío, PRADO LEÓN, Lilia y GONZÁLEZ MUÑOZ, Luz Elvia.** *Dimensiones antropométricas de población latinoamericana.* México : Universidad de Guadalajara., 2007. Vol. 2. 978-970-27-1193-3.
40. **HERNÁNDEZ SAMPIERI, Roberto, FERNÁNDEZ COLLADO, Carlos y BAPTISTA LUCIO, Pilar.** *Metodología de la investigación.* México : Mc Graw Hill., 2017. Vol. sexta edición. 978-1-4562-2396-0.
41. **CARRASCO DÍAZ, S.** *Metodología de la Investigación Científica.* [ed.] San Marcos. Lima : s.n., 2005.
42. **ÁVILA CHAURAND, Rosalio, PRADO LEÓN, Lilia y GONZÁLEZ MUÑOZ, Luz Elvia.** *Dimensiones antropométricas de la población latinoamericana: México, Cuba, Colombia, Chile.* Universidad de GUadalajara. Guadalajara : s.n., 2015. Artículo científico. 978-970-27-1193-3.

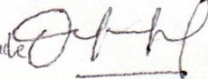

43. **INEI, Instituto Nacional de Estadística.** Estimaciones y proyecciones de la población total, urbana y rural por años calendarios y edades simples, 1970-2025. Lima-Perú : s.n., 1996.
44. **MIMDES, Ministerio de la mujer y desarrollo humano.** Perfil sociodemográfico de las personas adultas mayores. Lima - Perú : s.n., 2003.
45. *Principios de Geriátría y Gerontología.* **VALERA, L.** Lima - Perú : UPCH., 2003, págs. 239-45.
46. **CHIGNE, O. y VALERA, L.** *Aplicaciones de la Escala de Norton para evaluar el riesgo de úlcera de presión en pacientes adultos mayores hospitalizados.* s.l. : Bol Soc Per Med., 2000. págs. 13:78-84.
47. **GRAUMLICH, J. F., BLOUGH, L. S. y MCLAUGHLIN, R. G.** *Healing Pressure Ulcers with Collagen or Hydrocolloid: A Randomized, Controlled Trial,* *J Am Geriatr Soc.* 2003. pág. 51:147.
48. **VALDIVIESO VENTO, Betty E.** Prevención, cuidado y tratamiento de pacientes con úlcera por decúbito en UCI de Daniel Alcides Carrión HYO. [entrev.] León Aduato Carlos C. Visita a campo., Huancayo : Conversatorio., 15 de 1 de 2019.
49. **ALCALDE RABANAL, Elizabeth Jacqueline, LAZO GONZÁLEZ y NIGENDA, Oswaldo Gustavo.** *Sistema de Salud de Perú.* Lima : Cielo., 2011. Artículo científico.
50. **VIGIL, Liliana y otros.** *Salud ocupacional en el trabajo de estiba: los trabajadores del mercado mayorista de Huancayo 2006.* Huancayo : s.n., 2007. págs. 336-342. Vol. 24. 1726-4634.
51. **TAFAD.** *Movimiento del cuerpo humano.* Actividades físicas deportivas, TSAAFD. España : s.n., 2018. Pagina web.
52. **ARAVENA, Tamara, DROGUETT, Mariano y APABLAZA, Sebastián.** *Articulaciones humanas.* Biomecánica, UDLA. España : s.n., 2011. Blog virtual.
53. **LUTTGNES, K. y WELLS, F. K.** *Kinesiology: Scientific Basic of Human Motion.* s.l. : Saunders College Publishing., 1982. Vol. 7m ed., por: Saunde.
54. **FRANCO ABAD, Ximena.** Costo de manufactura. [En línea] Universidad Técnica Particular de Loja, Administración., 17 de 04 de 2018. [Citado el: 15 de 12 de 2019.] <https://www.youtube.com/watch?v=f8tXbRPxd7l>.
55. **SINGLENTON, W. T.** *Introducción to Ergonomics.* Geneva : World Health Organizatlon., 1972.

56. **ROEBUCK, J. A., KROEMER, K. E. y THOMSON, W. G.** *Engineering Anthropometry Methods*. USA : Jhon Willey & Sons, 1975.
57. **ERGONOMICS, Industrial.** *the school of human biology*. s.l. : University of Guelph Ontario, 1982.
58. **MCGEER, Tad.** *Funcionamiento bípedo pasivo*. Royal Society. Londres : La sociedad real, 1990. Artículo científico. ISSN en línea:1471-2954. 0962-8452.
59. **WALKING.** Instructables. [En línea] 02 de 04 de 2013. [Citado el: 4 de 11 de 2018.] <https://www.instructables.com/id/Walking-Table/#discuss>.
60. **PORRAS, Erick y otros.** *YouTube. Theo Jansen Proyecto ITESM*. [En línea] ITESM Chihuahua, 12 de 04 de 2016. [Citado el: 04 de 11 de 2018.] <https://www.youtube.com/watch?v=S-zGx5pG45s>.
61. **OTTAVIANO, Etika, GONZÁLEZ, Antonio y CECCARELLI, Marco.** *Un sistema de locomoción híbrida con capacidad de giro para un robot móvil*. Pontificie universidad catolica del Perú. Cusco : 8° congreso iberiamericano de ingeniería mecánica, 2007. artículo científico.
62. **LUGO, E., PONCE, P., MOLINA, A. y CASTRO, S.** *Cosimulación del Diseño Biomecánico para un Exoesqueleto Robótico del Miembro Inferior*. Mexico : Scielo, 2014. Vol. 35. On-line ISSN 2395-9126 versión impresa ISSN 0188-9532.
63. **ESPINOZA MONTES, C. A.** *Metodología de la investigación tecnológica. Pensando en Sistemas*. Huancayo : Imagen Gráfica SAC, 2010, 2010.
64. **GUTIÉRREZ, Julian Camilo.** *Aplicabilidad de las metodologías de diseño en productos en desarrollo*. [ed.] Universidad Pontificia Bolivariana. Medellin : s.n., 2009.
65. **INEI, Instituto Nacional de Estadística.** *Perfil socio demográfico de las personas adultas mayores*. 200.
66. **CASTRO MATTOS, Miguel A.** *Especialista en investigación*. Lima : entrevista personal, 03 de marzo de 2020.

ANEXO



Anexo 1

Entrevista al jefe de hospitalización del Hospital Daniel Alcides Carrión de Huancayo,
2019

ENTREVISTA AL PERSONAL MEDICO	
Nombres y Apellidos:	Eyner Arnolfo Castro Andrade 
Número de colegiatura; sello y firma:	87855 
Fecha:	13 / 01 / 2019
Lugar de entrevista:	En el domicilio del médico.
1. ¿Qué cuidados se debe de tener con un paciente con úlcera por decúbito?	Movilización cada 2h, curaciones, uso de dispositivos en zonas de declive para disminuir la presión
2. ¿Cada que tiempo se debe de mover al paciente con úlcera por decúbito?	2h
3. ¿Qué materiales usar para el contacto paciente - maquina?	Movilizado por otras personas con guantes estériles
4. ¿A qué velocidad se debería de moverle al paciente los miembros inferiores, superiores, y columna vertebral?	Lento
5. ¿Qué procedimientos se emplea para posicionar boca abajo al paciente con úlceras por decúbito?	Rotación hasta posición en decúbito prono
6. ¿Qué partes del cuerpo sufren mayor estrés muscular en tiempos prolongados de reposo?	Zona sacro-iliaca, intertrocanterica, codos y talones, Región dorsal
7. Comentario del diseñador, observando el estado del paciente	Lo importante
	* Soporte nutricional
	* Movilización de paciente;
	* Curaciones
	* Injerto de piel
	* Parches hidrocoloides (granulación)

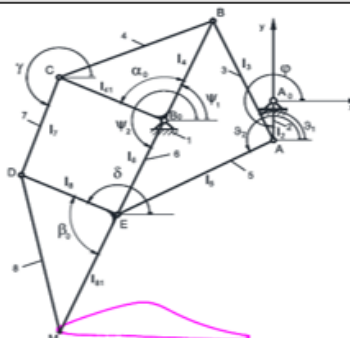
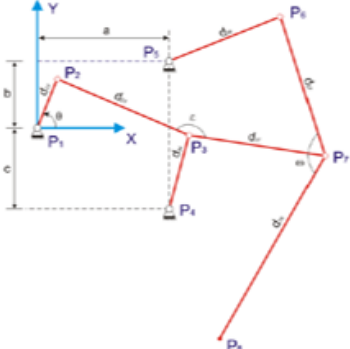
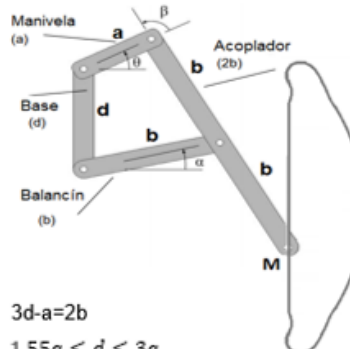
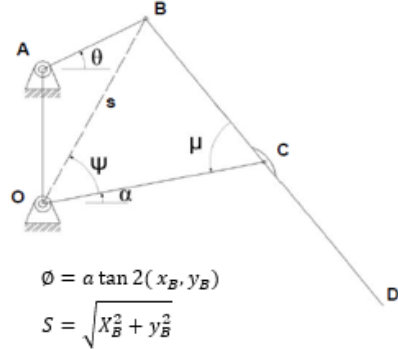
Anexo 2

Entrevista al jefe de UCI del Hospital Daniel Alcides Carrión de Huancayo, 2019

ENTREVISTA AL PERSONAL MEDICO	
Nombres y Apellidos: Betty E. Valdivieso Vento	
Número de colegiatura; sello y firma:	
Fecha: 15 / 01 / 2019	
Lugar de entrevista: Hospital Daniel Alcides Carrión	
<p>1. ¿Qué cuidados se debe de tener con un paciente con úlcera por decúbito? <i>incrementando su irrigación, curación y protección</i> Movilización, masajes para mejorar la zona afectada</p>	
<p>2. ¿Cada que tiempo se debe de mover al paciente con úlcera por decúbito? <i>2h</i></p>	
<p>3. ¿Qué materiales usar para el contacto paciente - maquina? <i>materiales desinfectados, o inox</i></p>	
<p>4. ¿A qué velocidad se debería de moverle al paciente los miembros inferiores, superiores, y columna vertebral? <i>lento</i></p>	
<p>5. ¿Qué procedimientos se emplea para posicionar boca abajo al paciente con úlceras por decúbito? <i>Habilitar que sus miembros estén libres, ejercer fuerza y proceder al volteo</i></p>	
<p>6. ¿Qué partes del cuerpo sufren mayor estrés muscular en tiempos prolongados de reposo? <i>Partes en contacto con la cama, donde no hay mucha masa muscular, donde están más pronunciados los huesos.</i></p>	
<p>7. Comentario del diseñador, observando el estado del paciente</p> <p>_____</p>	

Anexo 3

Tabla de información bibliográfica relevante

AUTOR	AÑO	CONCEPTO BÁSICO
Theo Jansen	2005	 $\Psi_1(\varphi) = 2 \cdot a \cdot \tan \frac{B_1(\varphi) - \sqrt{A_1(\varphi)^2 + B_1(\varphi)^2 - C_1(\varphi)^2}}{A_1(\varphi) - C_1(\varphi)}$ $\delta(\varphi) = 2 \cdot a \cdot \tan \frac{B_2(\varphi) - \sqrt{A_2(\varphi)^2 + B_2(\varphi)^2 - C_2(\varphi)^2}}{A_2(\varphi) - C_2(\varphi)}$ $A_2(\varphi) = 2l_6l_8 \cdot \cos \Psi_2 - 2l_{41}l_8 \cdot \cos(\Psi_1 + \alpha_0),$ $B_2(\varphi) = -2l_6l_8 \cdot \sin \Psi_2 - 2l_{41}l_8 \cdot \sin(\Psi_1 + \alpha_0),$ $C_2(\varphi) = -2l_6l_8 \cdot \sin \Psi_2 - 2l_{41}l_8 \cdot \sin(\Psi_1 + \alpha_0),$
Joseph Klann Linkage	1994	 $r(t) = a_3 t^3 + a_2 t^2 + a_1 t^1 + a_0$ $r'(t) = 3a_3 t^2 + 2a_2 t^1 + a_1$ $r(T) = a_3 T^3 + a_2 T^2 + a_1 T^1 + a_0 = \theta_f$ $\dot{r}(T) = 3a_3 T^2 + 2a_2 T^1 + a_1 = \dot{\theta}_f$ $\rightarrow a_2 = \frac{3\theta_f - 3\theta_s - \dot{\theta}_f T - 2\dot{\theta}_s T}{T^2}$ $a_3 = \frac{-2\theta_f + 2\theta_s + \dot{\theta}_f T + \dot{\theta}_s T}{T^3}$
Pafnuty Chebyshev	1870	  $3d - a = 2b$ $1.55a \leq d \leq 3a$ $1.55a = d$ $b = 1.825a$ $\mu = \pm \cos^{-1} \left[\frac{h^2 + b^2 - s^2}{2hb} \right] = \pm \cos^{-1} \left[\frac{2b^2 - s^2}{2b^2} \right]$ $\psi = \pm \cos^{-1} \left[\frac{b^2 + s^2 - h^2}{2bs} \right] = \pm \cos^{-1} \left[\frac{b^2 + s^2 - b^2}{2bs} \right] = \pm \cos^{-1} \left[\frac{s^2}{2bs} \right]$ $\theta = a \tan 2(x_B, y_B)$ $S = \sqrt{x_B^2 + y_B^2}$ $x_B = s \cos \theta = a \cos \theta$ $y_B = s \sin \theta = a \sin \theta + d$

Anexo 4

Prototipado en físico del mecanismo de Klann, en madera

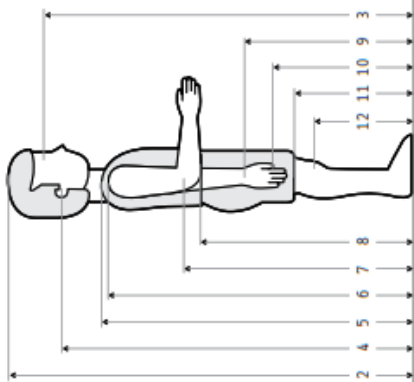


Anexo 5

Tabla de dimensiones antropométricas de la población latinoamericana, del sexo masculino, de 9 a 11 años; data del 1 al 12

Dimensiones antropométricas de la población latinoamericana • 63 •

**En posición de pie
Escolares
Sexo masculino
9 a 11 años**



Dimensiones	9 años (n=401)					10 años (n=405)					11 años (n=401)				
	x̄	D.E.	Percentiles			x̄	D.E.	Percentiles			x̄	D.E.	Percentiles		
			5	50	95			5	50	95			5	50	95
1 Peso (Kg)	32.8	7	21.3	31.3	44.4	36.3	9	21.5	34.3	51.2	40.6	9	25.8	39.5	55.5
2 Estatura	1334	61	1233	1335	1435	1381	67	1270	1377	1492	1437	68	1325	1434	1549
3 Altura ojo	1226	59	1129	1224	1323	1272	64	1166	1269	1378	1327	66	1218	1324	1436
4 Altura oído	1204	60	1105	1205	1303	1250	64	1144	1244	1356	1306	67	1195	1304	1542
5 Altura vertiente humeral	1088	55	997	1090	1179	1133	62	1031	1130	1235	1183	63	1079	1178	1287
6 Altura hombro	1059	57	965	1060	1153	1104	62	1002	1100	1206	1157	63	1053	1152	1261
7 Altura codo	824	46	748	822	890	859	48	780	855	938	900	51	816	898	984
8 Altura codo flexionado	796	77	718	795	874	829	50	746	859	912	871	50	788	870	954
9 Altura muñeca	633	38	570	633	696	660	41	592	660	728	692	43	621	688	763
10 Altura nudillo	565	37	504	564	626	588	39	524	585	652	618	40	552	616	684
11 Altura dedo medio	486	33	432	483	540	506	36	447	504	565	533	38	470	532	596
12 Altura rodilla	374	26	331	374	417	393	25	352	390	434	413	38	364	411	462

Fuente: Ávila y otros, 2007

Anexo 6

Tabla de dimensiones antropométricas de la población latinoamericana, del sexo masculino, de 9 a 11 años; data del 13 al 50

• 64 • Zona metropolitana de Guadalajara, Jalisco • Escolares de 6 a 11 años

MÉXICO

En posición de pie
Escolares
Sexo masculino
9 a 11 años

Dimensiones	9 años (n=401)						10 años (n=405)						11 años (n=401)					
	Percentiles			Percentiles			Percentiles			Percentiles			Percentiles					
	χ	D.E.	5	50	95	χ	D.E.	5	50	95	χ	D.E.	5	50	95			
13	338	33	284	332	393	350	35	292	345	409	364	37	303	357	425			
14	367	39	303	360	431	380	42	311	372	449	393	41	326	387	461			
15	234	24	194	231	274	242	25	201	240	284	252	28	206	246	298			
16	235	30	186	235	284	256	27	211	254	300	258	26	215	258	301			
17	214	29	166	209	262	218	31	167	214	269	222	32	169	217	275			
18	519	36	460	517	578	540	42	471	536	609	563	41	495	560	631			
19	588	33	533	590	642	612	35	554	611	670	640	35	582	638	698			
20	1634	89	1487	1630	1781	1690	97	1530	1685	1850	1764	98	1602	1750	1926			
21	163	17	135	161	191	166	18	136	163	196	171	20	138	168	204			
45	62	7	50	61	73	62	7	50	61	73	66	8	53	65	79			
49	203	27	158	200	247	213	33	159	205	268	222	33	167	215	277			
50	269	28	223	265	315	279	36	220	275	338	294	34	238	290	350			

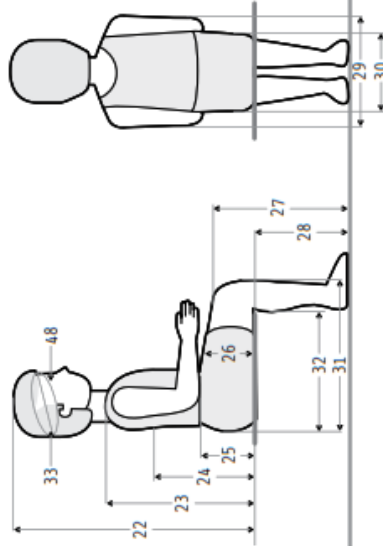
Fuente: Ávila y otros, 2007

Anexo 7

Tabla de dimensiones antropométricas de la población latinoamericana, del sexo masculino, de 9 a 11 años; data del 22 al 48

Dimensiones antropométricas de la población latinoamericana • 65 •

**En posición sentado
Escolares
Sexo masculino
9 a 11 años**



Dimensiones	9 años (n=401)						10 años (n=405)						11 años (n=401)							
	Percentiles			Percentiles			Percentiles			Percentiles			Percentiles			Percentiles				
	χ	D.E.	5	50	95	χ	D.E.	5	50	95	χ	D.E.	5	50	95	χ	D.E.	5	50	95
22 Altura normal sentado	698	31	647	697	749	714	37	653	714	775	736	34	680	734	792	736	34	680	734	792
23 Altura hombro sentado	435	27	390	435	479	450	32	397	450	503	467	31	416	464	518	467	31	416	464	518
24 Altura omoplato	337	25	296	336	378	347	27	302	345	392	363	27	318	363	408	363	27	318	363	408
25 Altura codo sentado	173	26	130	174	216	175	27	130	177	220	184	26	141	184	227	184	26	141	184	227
26 Altura máx. muslo	113	16	87	112	139	118	17	90	116	146	124	17	96	123	152	124	17	96	123	152
27 Altura rodilla sentado	412	27	368	412	457	429	28	383	429	475	451	32	398	450	504	451	32	398	450	504
28 Altura poplitea	347	22	311	348	383	361	24	321	361	401	377	23	339	376	416	377	23	339	376	416
29 Anchura codos	380	47	302	374	458	388	47	311	386	466	409	53	322	403	497	409	53	322	403	497
30 Anchura cadera sentado	269	31	218	267	321	283	37	222	279	344	290	32	237	286	343	290	32	237	286	343
31 Largo nalga-rodilla	452	29	405	450	500	471	32	418	469	524	497	34	441	496	553	497	34	441	496	553
32 Largo nalga-popliteo	370	28	324	369	416	386	27	342	384	431	406	31	355	404	458	406	31	355	404	458
33 Diámetro a-p cabeza	179	8	166	180	192	179	8	166	180	192	181	7	169	181	192	181	7	169	181	192
48 Perímetro cabeza	527	17	499	527	555	529	17	501	530	557	535	18	506	534	564	535	18	506	534	564

Fuente: Ávila y otros, 2007

Anexo 8

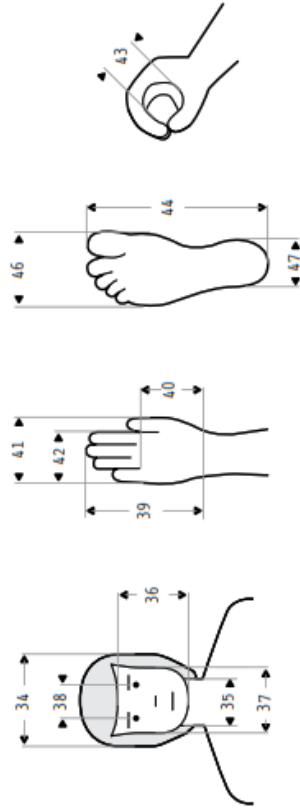
Tabla de dimensiones antropométricas de la población latinoamericana, del sexo masculino, de 9 a 11 años; data del 34 al 47

Dimensiones	9 años (n=401)					10 años (n=405)					11 años (n=401)				
	\bar{x}	D.E.	Percentiles			\bar{x}	D.E.	Percentiles			\bar{x}	D.E.	Percentiles		
			5	50	95			5	50	95			5	50	95
34 Anchura cabeza	148	7	136	148	160	149	6	139	149	159	150	6	140	150	160
35 Anchura cuello	95	10	78	95	111	95	10	79	95	112	97	9	82	96	112
36 Altura cara	114	7	102	114	125	116	7	104	115	127	118	8	105	118	131
37 Anchura cara	121	9	108	121	136	124	9	111	124	137	124	8	109	125	139
38 Diámetro interpupilar	52	5	44	52	60	53	6	43	53	63	53	6	43	53	63
39 Longitud de la mano	146	8	133	145	159	151	9	136	150	166	158	10	141	157	174
40 Longitud palma mano	83	6	73	83	93	86	6	76	86	95	90	6	80	90	100
41 Anchura de la mano	81	6	71	80	91	83	6	73	82	93	87	7	75	86	97
42 Anchura palma mano	66	5	58	66	75	68	5	60	68	77	72	5	64	71	81
43 Diámetro empuñadura	30	3	25	30	35	31	3	26	31	36	33	3	28	33	38
44 Longitud del pie	211	12	191	211	231	220	13	198	220	241	229	13	207	228	250
46 Anchura del pie	81	6	71	81	91	84	6	74	83	94	87	6	77	87	97
47 Anchura talón	57	6	47	57	67	59	6	49	60	69	62	7	50	61	73

MÉXICO

• 66 • Zona metropolitana de Guadalajara, Jalisco • Escolares de 6 a 11 años

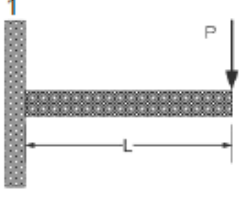
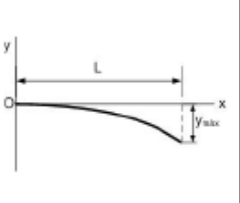
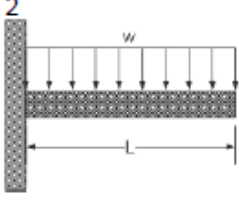
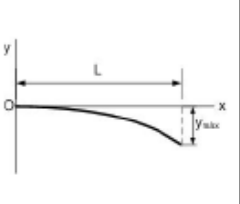
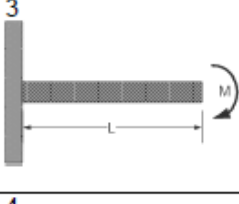
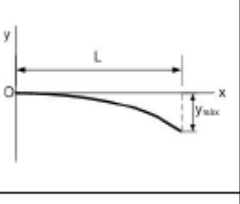
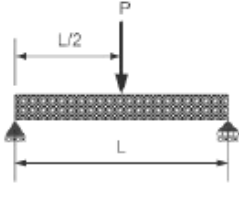
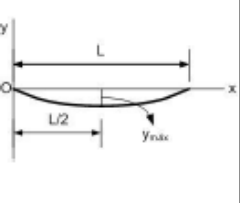
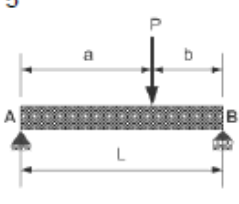
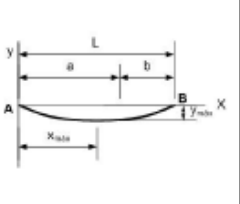
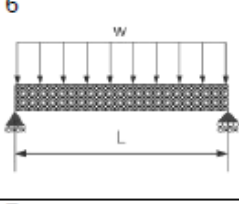
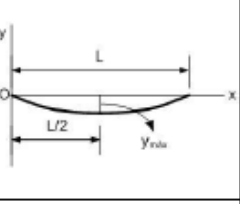
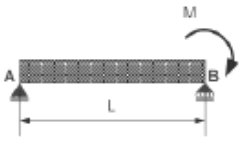
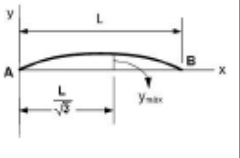
**Cabeza, pie, mano
Escolares
Sexo masculino
9 a 11 años**



Fuente: Ávila y otros, 2007

Anexo 9

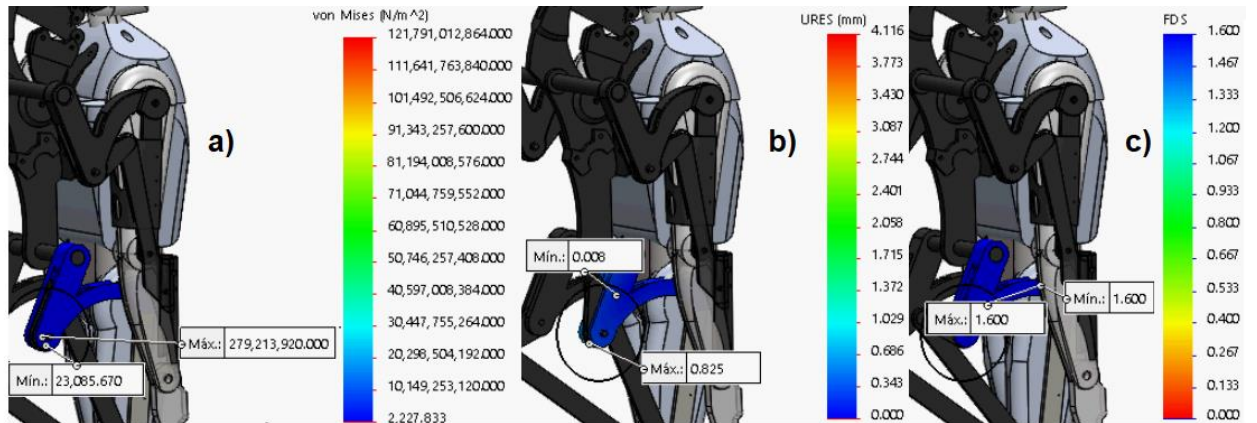
Pendientes y deflexiones de vigas

Viga y Carga	Curva Elástica	Deflexión Máxima	Pendiente en el Extremo	Ecuación de la Curva Elástica
		$-\frac{PL^3}{3EI}$	$-\frac{PL^2}{2EI}$	$y = \frac{P}{6EI}(x^3 - 3Lx^2)$
		$-\frac{wL^4}{8EI}$	$-\frac{wL^3}{6EI}$	$y = \frac{w}{24EI}(x^4 - 4Lx^3 + 6L^2x^2)$
		$-\frac{ML^2}{2EI}$	$-\frac{ML}{EI}$	$y = -\frac{M}{2EI}x^2$
		$-\frac{PL^3}{48EI}$	$-\frac{PL^2}{16EI}$	Para $x \leq L/2$ $y = \frac{P}{48EI}(4x^3 - 3L^2x)$
		Para $a > b$ $-\frac{Pb(L^2 - b^2)^{3/2}}{9\sqrt{3}EIL}$ en $x_m = \sqrt{\frac{L^2 - b^2}{3}}$	$\theta_A = -\frac{Pb(L^2 - b^2)}{6EIL}$ $\theta_B = +\frac{Pa(L^2 - a^2)}{6EIL}$	Para $x < a$: $y = \frac{Pb}{6EIL}[x^3 - (L^2 - b^2)x]$ Para $x = a$: $y = -\frac{Pa^2b^2}{3EIL}$
		$-\frac{5wL^4}{384EI}$	$\pm \frac{wL^3}{24EI}$	$y = -\frac{w}{24EI}(x^4 - 2Lx^3 + L^2x)$
		$\frac{ML^2}{9\sqrt{3}EI}$	$\theta_A = +\frac{ML}{6EI}$ $\theta_B = -\frac{ML}{3EI}$	$y = -\frac{M}{6EIL}(x^3 - L^2x)$

Fuente: Budynas y Nisbett, 2008

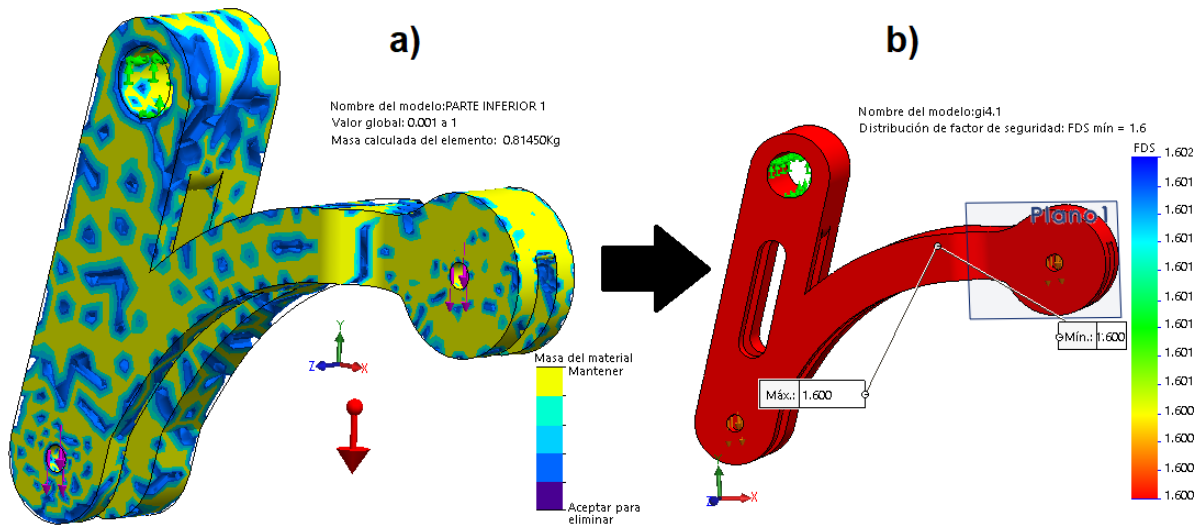
Anexo 10

Análisis por elementos finitos del elemento de soporte "gi4.1"



Anexo 11

Análisis topológico del elemento "gi4.1"; vista isométrica frontal



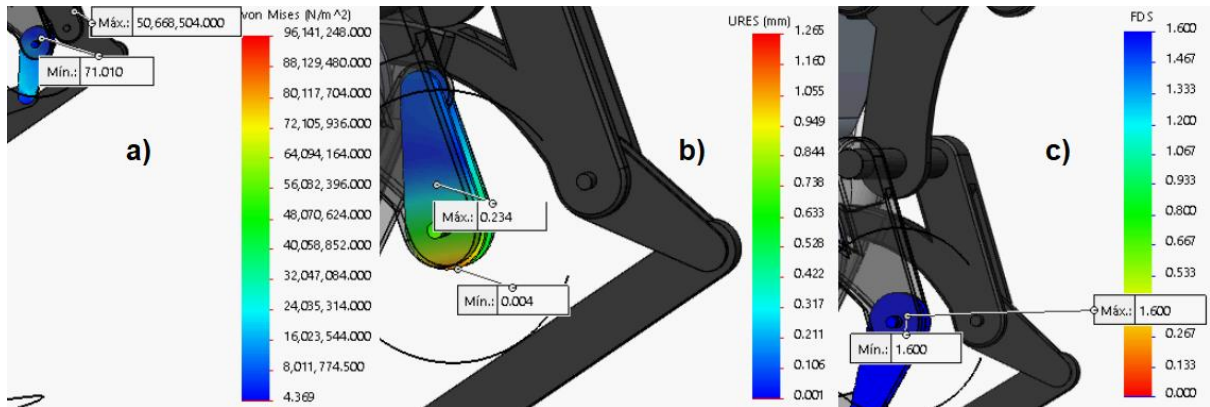
Anexo 12

Selección de material, para la fabricación del elemento "gi4.1"

Estudio de diseño 1							
Escenarios/Iteraciones:	3						
Restricción de parámetros u objetivo	Formato	Unidad	Valor inicial	Escenario 1	Escenario 2	Escenario 3	Valor óptimo
				Calculado	Calculado	Calculado	
MATERIAL		N/A	3.0205 (EN-AW 1200)	3.0205 (EN-AW 1200)	AISI 1020	AISI 4130 Acero normalizado a 870C	3.0205 (EN-AW 1200)
Factor de seguridad mínimo2	> 1.6		2.575391	2.575391	36.077168	47.187973	2.575391
Masa1	Minimizar	g	1038.4	1038.4	3038.3	3019.1	1038.4

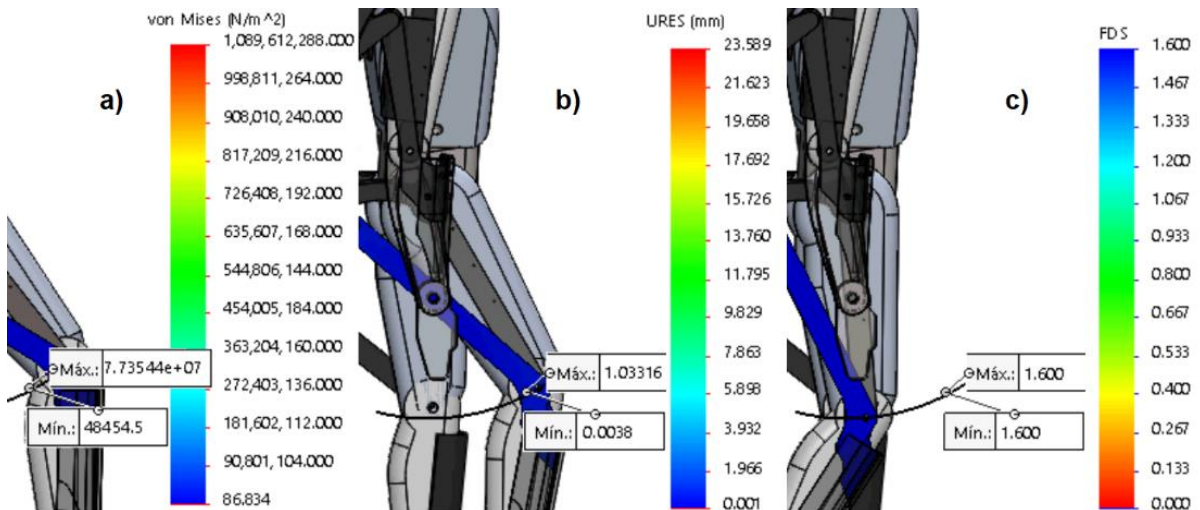
Anexo 13

Análisis de esfuerzo deformación del elemento guía de cadera "gi4.2"



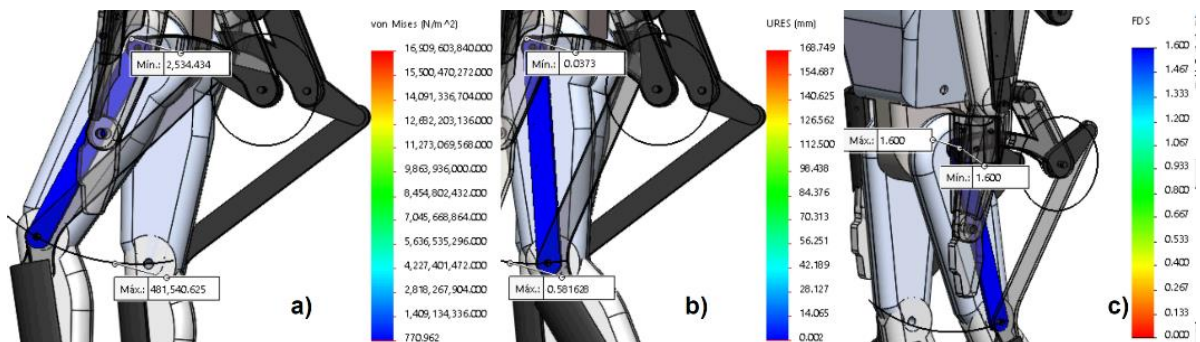
Anexo 14

Análisis de esfuerzo deformación de elemento transmisor de fuerza a pierna "gi4.3"



Anexo 15

Análisis de esfuerzo deformación del elemento guía de cadera "gi4.4"



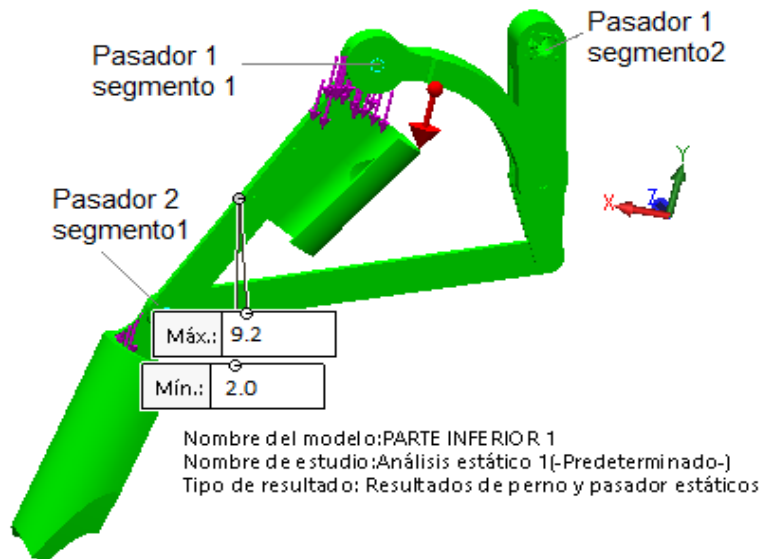
Anexo 16

Fuerzas interactuantes sobre conectores para mecanismo de miembro inferior

Tipo	Componente X	Componente Y	Componente Z	Resultante	Conector
Fuerza cortante (N)	-47.79	-3.8169	0	47.942	Conector tipo Pasador-1 Segmento 1
Fuerza axial (N)	0	0	-66.181	-66.181	Conector tipo Pasador-1 Segmento 1
Momento flector (N.m)	0.18913	-0.0099375	0	0.18939	Conector tipo Pasador-1 Segmento 1
Torsión (N.m)	0	0	0.013298	0.013298	Conector tipo Pasador-1 Segmento 1
Fuerza cortante (N)	-72.691	-5.8057	0	72.923	Conector tipo Pasador-1 Segmento 2
Fuerza axial (N)	0	0	-77.278	-77.278	Conector tipo Pasador-1 Segmento 2
Momento flector (N.m)	0.40461	-0.021259	0	0.40517	Conector tipo Pasador-1 Segmento 2
Torsión (N.m)	0	0	0.017987	0.017987	Conector tipo Pasador-1 Segmento 2
Fuerza cortante (N)	27.401	1.5845	0	27.447	Conector tipo Pasador-2 Segmento 1
Fuerza axial (N)	0	0	-303.4	-303.4	Conector tipo Pasador-2 Segmento 1
Momento flector (N.m)	0.0073128	0.027078	0	0.028049	Conector tipo Pasador-2 Segmento 1
Torsión (N.m)	0	0	0.0064523	0.0064523	Conector tipo Pasador-2 Segmento 1

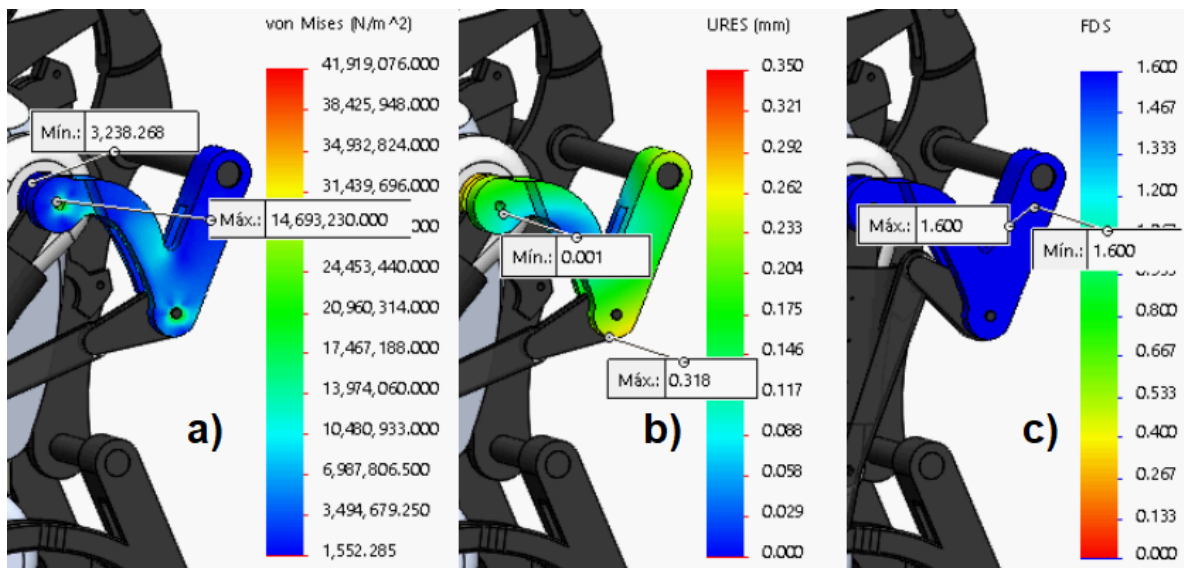
Anexo 17

Interacción de fuerzas sobre uniones en sistema de miembro inferior



Anexo 18

Análisis del esfuerzo de deformación de elemento de soporte "gs3.1"



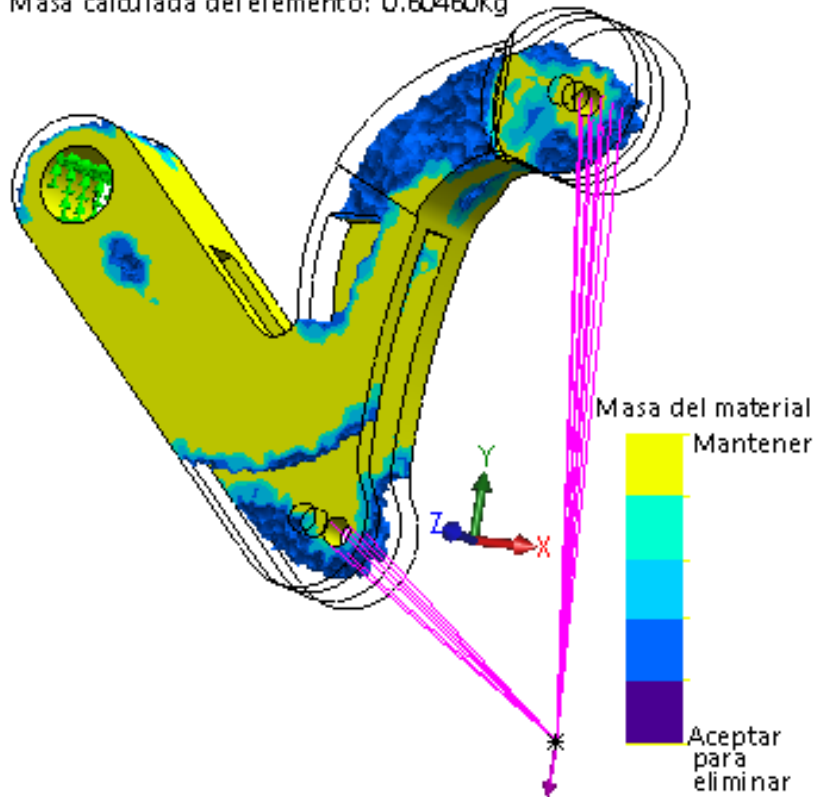
Anexo 19

Análisis topológico del elemento "gs3.1", vista isométrica posterior

Nombre del modelo:gs3.2i(2)

Valor global: 0.001 a 1

Masa calculada del elemento: 0.60460Kg



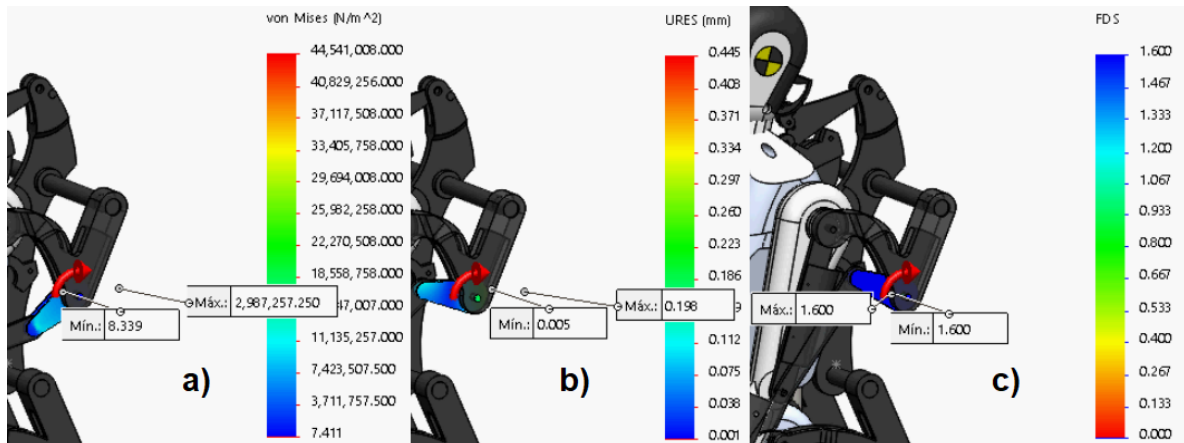
Anexo 20

Selección de material para la fabricación del elemento "gs3.1"

Estudio de diseño 1							
Escenarios/Iteraciones:	3		primer material con el cual se comienza hacer el analisis				
Restricción de parámetros u objetivo	Formato	Unidad	Valor inicial	Escenario 1	Escenario 2	Escenario 3	Valor óptimo
				Calculado	Calculado	Calculado	
MATERIAL		N/A	3.0205 (EN-AW 1200) ALUMINIO	3.0205 (EN-AW 1200) ALUMINIO	AISI 1020@solid	AISI 316 Barra de acero inoxidable recocido (SS)	3.0205 (EN-AW 1200) ALUMINIO
Factor de seguridad mínimo1	> 1.6		1.6105984	1.6105984	100.983536	39.657364	1.6105984
Masa1	Minimizar	g	1039.4	1039.4	3041.2	3079.7	1039.4

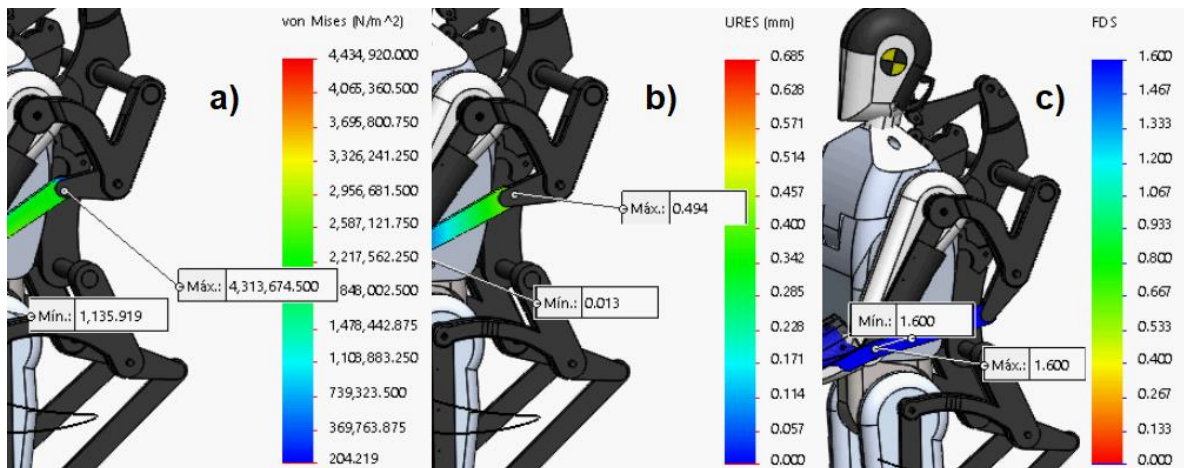
Anexo 21

Análisis del esfuerzo de deformación de elemento matriz "gs3.2"



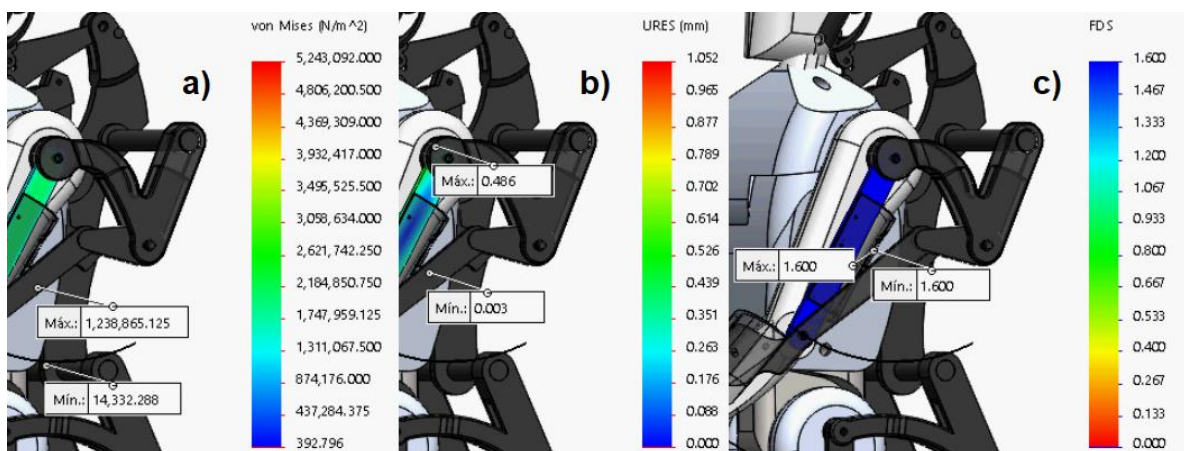
Anexo 22

Análisis del esfuerzo de deformación de elemento transmisor de fuerza para antebrazo "gs3.3"



Anexo 23

Análisis del esfuerzo de deformación del elemento guía de brazo "gs3.4"



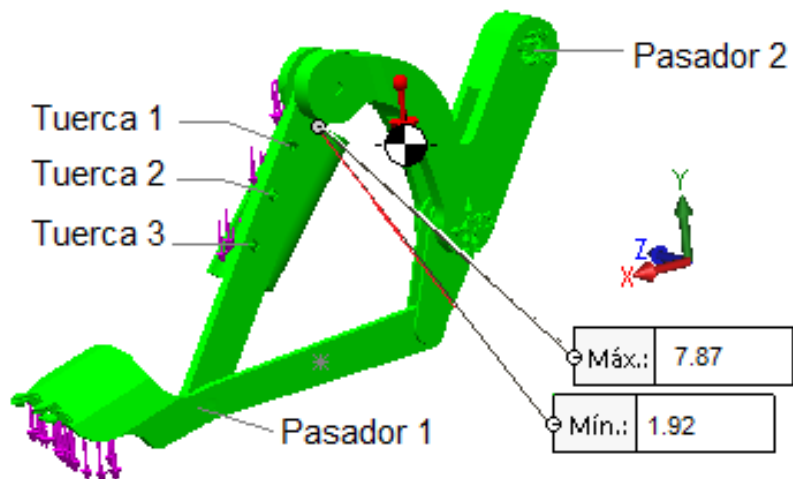
Anexo 24

Data de fuerzas interactuantes sobre conectores para mecanismo de miembro superior

Tipo	Componente X	Componente Y	Componente Z	Resultante	Conector
Fuerza cortante (N)	-19.246	-19.333	0	27.279	Conector tipo Pasador-1 Segmento 1
Fuerza axial (N)	0	0	18.76	-18.76	Conector tipo Pasador-1 Segmento 1
Momento flector (N.m)	-0.0026809	-0.025764	0	0.025903	Conector tipo Pasador-1 Segmento 1
Torsión (N.m)	0	0	-0.0080613	0.0080613	Conector tipo Pasador-1 Segmento 1
Fuerza cortante (N)	333.22	-250.61	0	416.94	Conector tipo Pasador-2 Segmento 1
Fuerza axial (N)	0	0	-6.217	6.217	Conector tipo Pasador-2 Segmento 1
Momento flector (N.m)	1.417	2.1506	0	2.5754	Conector tipo Pasador-2 Segmento 1
Torsión (N.m)	0	0	-13.25	13.25	Conector tipo Pasador-2 Segmento 1
Fuerza cortante (N)	0.031574	0.05967	0	0.067509	Refrentado con tuerca-1
Fuerza axial (N)	0	0	5.467	5.467	Refrentado con tuerca-1
Momento flector (N.m)	0.0006776	-0.0005478	0	0.00087574	Refrentado con tuerca-1
Torsión (N.m)	0	0	0	0	Refrentado con tuerca-1
Fuerza cortante (N)	0.039956	-0.067986	0	0.078858	Refrentado con tuerca-2
Fuerza axial (N)	0	0	1.0451	1.0451	Refrentado con tuerca-2
Momento flector (N.m)	-0.00035612	-0.00040567	0	0.0005398	Refrentado con tuerca-2
Torsión (N.m)	0	0	0	0	Refrentado con tuerca-2
Fuerza cortante (N)	0.012333	-0.066567	0	0.0677	Refrentado con tuerca-3
Fuerza axial (N)	0	0	-1.3384	-1.3384	Refrentado con tuerca-3
Momento flector (N.m)	-0.00036705	-0.00020868	0	0.00042223	Refrentado con tuerca-3
Torsión (N.m)	0	0	0	0	Refrentado con tuerca-3

Anexo 25

Interacción de fuerzas sobre uniones en sistema de miembro superior



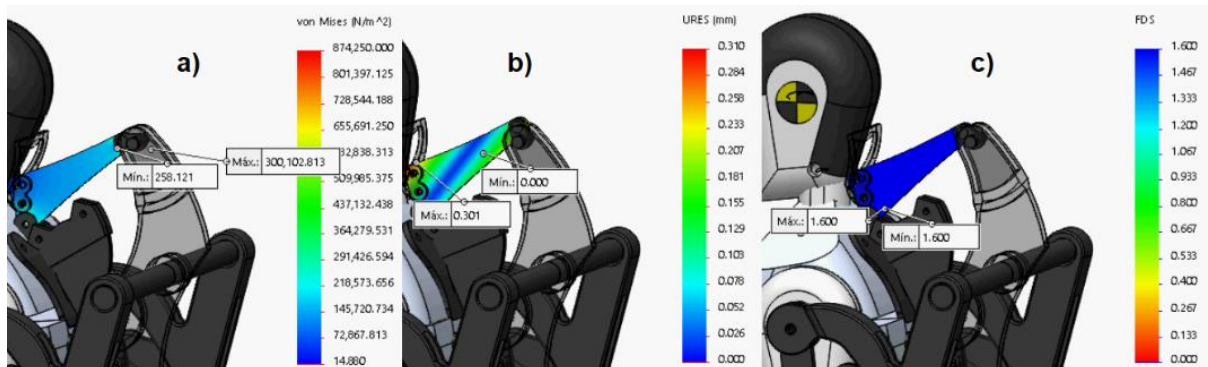
Anexo 28

Selección de material para la fabricación del elemento "gc4.1"

Estudio de diseño 3							
Escenarios/Iteraciones:	3						
Restricción de parámetros u objetivo	Formato	Unidad	Valor inicial	Escenario 1	Escenario 2	Escenario 3	Valor óptimo
MATERIAL		N/A	AISI 316 Barra de acero inoxidable recocido (SS)	Calculado 3.0205 (EN-AW 1200)	Calculado AISI 1020	Calculado AISI 316 Barra de acero inoxidable recocido (SS)	3.0205 (EN-AW 1200)
Factor de seguridad mínimo	Sólo monitoreo		43.466331	7.909235	110.781639	43.466331	7.909235
Masa1	Minimizar	g	3830.8	1292.9	3782.9	3830.8	1292.9

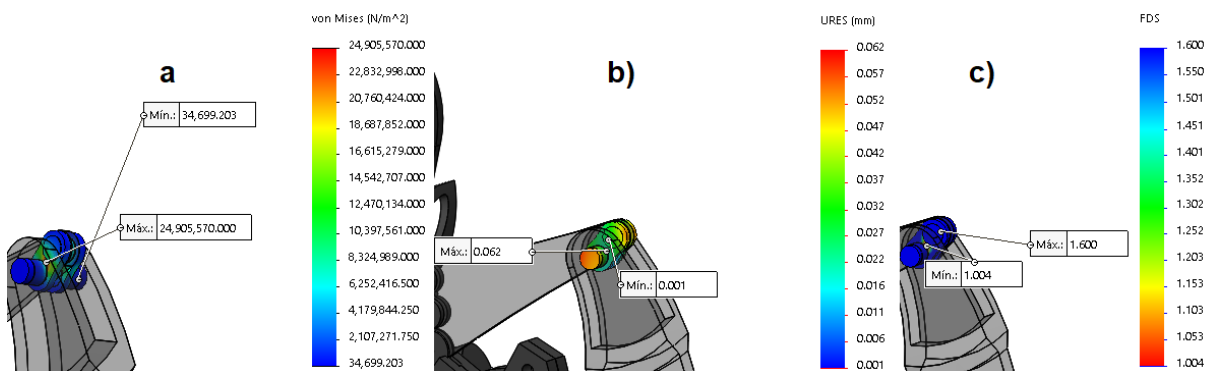
Anexo 29

Análisis del esfuerzo de deformación de elemento guía de cabeza "gc4.3"



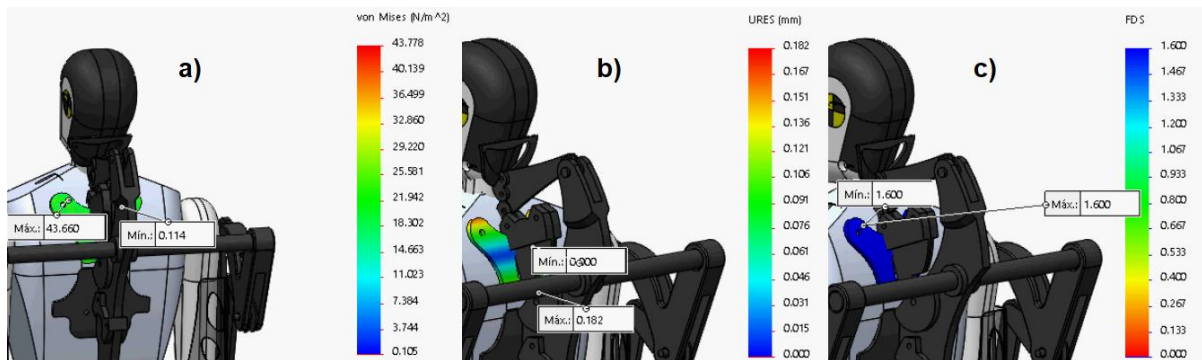
Anexo 30

Análisis del esfuerzo de deformación de elemento motriz "gc4.4"



Anexo 31

Análisis del esfuerzo de deformación de elemento opcional de sujeción de columna dorsal superior "gc4.5"



Anexo 32

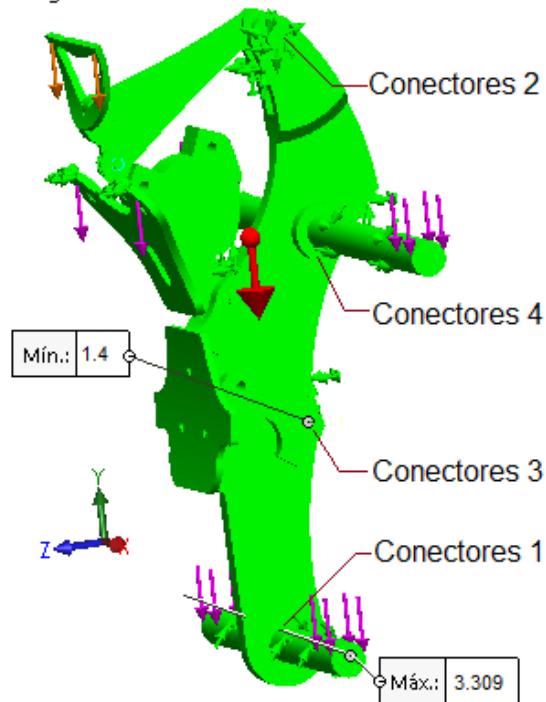
Fuerzas interactuantes sobre conectores para mecanismo de tronco cabeza

Tipo	Componente X	Componente Y	Componente Z	Resultante	Conector
Fuerza cortante (N)	0	-1.3395	-1.3892	1.9298	Conector tipo Pasador-1 Segmento 1
Fuerza axial (N)	-6.6628	0	0	6.6628	Conector tipo Pasador-1 Segmento 1
Momento flector (N.m)	0	-0.0028936	-0.0051804	0.0059338	Conector tipo Pasador-1 Segmento 1
Torsión (N.m)	-6.64E-14	0	0	6.64E-14	Conector tipo Pasador-1 Segmento 1
Fuerza cortante (N)	0	-1.4157	-1.4683	2.0396	Conector tipo Pasador-1 Segmento 2
Fuerza axial (N)	-2.6771	0	0	2.6771	Conector tipo Pasador-1 Segmento 2
Momento flector (N.m)	0	-0.0010492	-0.0018784	0.0021516	Conector tipo Pasador-1 Segmento 2
Torsión (N.m)	-1.99E-13	0	0	1.99E-13	Conector tipo Pasador-1 Segmento 2
Fuerza cortante (N)	0	0.42314	0.13552	0.44431	Conector tipo Pasador-2 Segmento 1
Fuerza axial (N)	-0.051109	0	0	-0.051109	Conector tipo Pasador-2 Segmento 1
Momento flector (N.m)	0	-0.00024856	-0.00097773	0.0010088	Conector tipo Pasador-2 Segmento 1
Torsión (N.m)	1.86E-13	0	0	1.86E-13	Conector tipo Pasador-2 Segmento 1
Fuerza cortante (N)	0	-1.2718	-1.3191	1.8323	Conector tipo Pasador-2 Segmento 2
Fuerza axial (N)	-3.6002	0	0	3.6002	Conector tipo Pasador-2 Segmento 2
Momento flector (N.m)	0	-0.0025571	-0.004578	0.0052437	Conector tipo Pasador-2 Segmento 2
Torsión (N.m)	-5.57E-13	0	0	5.57E-13	Conector tipo Pasador-2 Segmento 2
Fuerza cortante (N)	0	7.2117	9.0316	11.558	Conector tipo Pasador-3 Segmento 1
Fuerza axial (N)	15.404	0	0	15.404	Conector tipo Pasador-3 Segmento 1
Momento flector (N.m)	0	0.014305	0.12011	0.12096	Conector tipo Pasador-3 Segmento 1
Torsión (N.m)	4.86E-14	0	0	4.86E-14	Conector tipo Pasador-3 Segmento 1
Fuerza cortante (N)	0	-0.32413	-0.33618	0.46699	Conector tipo Pasador-3 Segmento 2
Fuerza axial (N)	-14.255	0	0	14.255	Conector tipo Pasador-3 Segmento 2
Momento flector (N.m)	0	-0.020964	-0.037532	0.04299	Conector tipo Pasador-3 Segmento 2
Torsión (N.m)	-1.51E-13	0	0	1.51E-13	Conector tipo Pasador-3 Segmento 2
Fuerza cortante (N)	0	-8.4424	-8.7561	12.163	Conector tipo Pasador-3 Segmento 3
Fuerza axial (N)	-15.619	0	0	15.619	Conector tipo Pasador-3 Segmento 3
Momento flector (N.m)	0	-0.059233	-0.10605	0.12147	Conector tipo Pasador-3 Segmento 3
Torsión (N.m)	-2.53E-13	0	0	2.53E-13	Conector tipo Pasador-3 Segmento 3
Fuerza cortante (N)	0	-3.9794	-1.2431	4.169	Conector tipo Pasador-4 Segmento 1
Fuerza axial (N)	2.2413	0	0	2.2413	Conector tipo Pasador-4 Segmento 1
Momento flector (N.m)	0	0.0066797	0.0019794	0.0069668	Conector tipo Pasador-4 Segmento 1
Torsión (N.m)	7.68E-15	0	0	7.68E-15	Conector tipo Pasador-4 Segmento 1
Fuerza cortante (N)	0	-1.3422	-1.3921	1.9338	Conector tipo Pasador-4 Segmento 2
Fuerza axial (N)	-1.5704	0	0	1.5704	Conector tipo Pasador-4 Segmento 2
Momento flector (N.m)	0	-0.0065307	-0.011692	0.013392	Conector tipo Pasador-4 Segmento 2
Torsión (N.m)	-2.31E-14	0	0	2.31E-14	Conector tipo Pasador-4 Segmento 2

Anexo 33

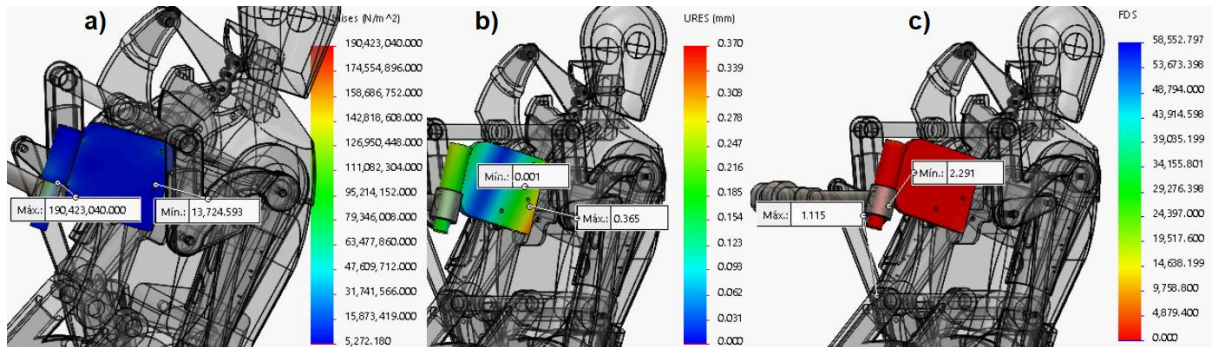
Conectores para la unión de los sistemas de tronco y cabeza

Tipo de resultado: Resultados de perno y pasador estáticos
 Valor global: 1.40 a 3.309



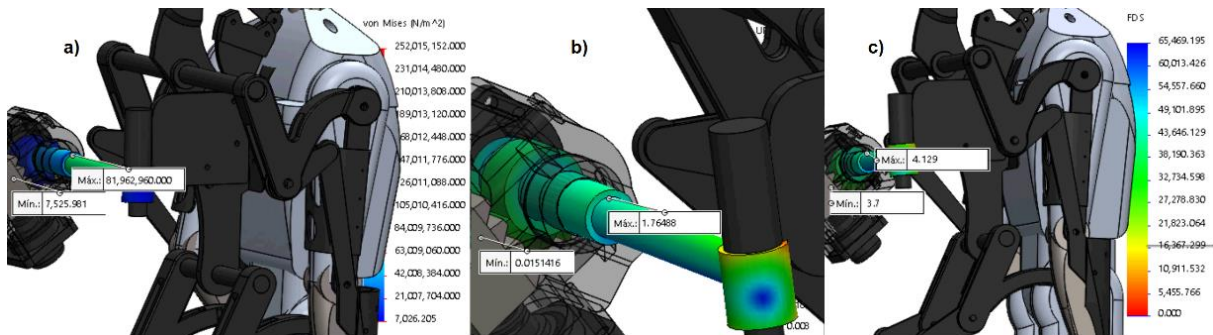
Anexo 34

Análisis del esfuerzo de deformación de elemento soporte de columna "gg4.9"



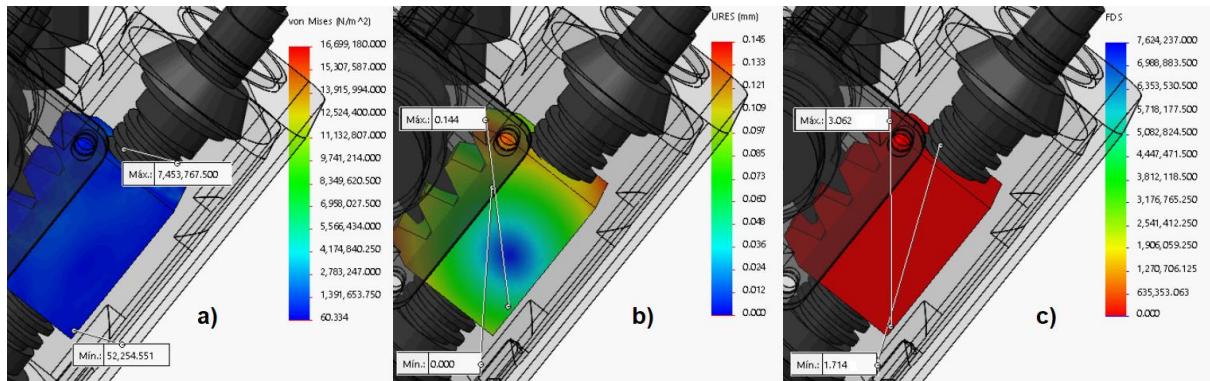
Anexo 35

Análisis del esfuerzo de deformación de elemento eje piñón "gg4.4"



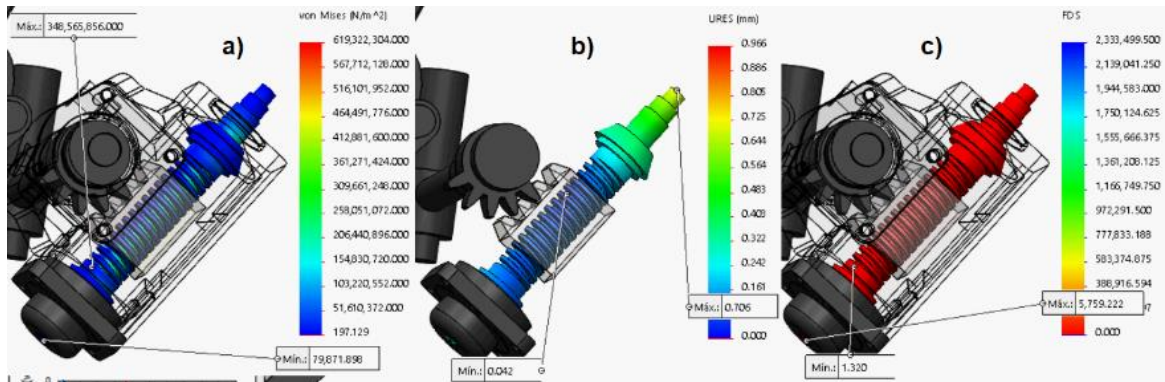
Anexo 36

Análisis del esfuerzo de deformación de elemento cabeza de tuerca "gg4.8"



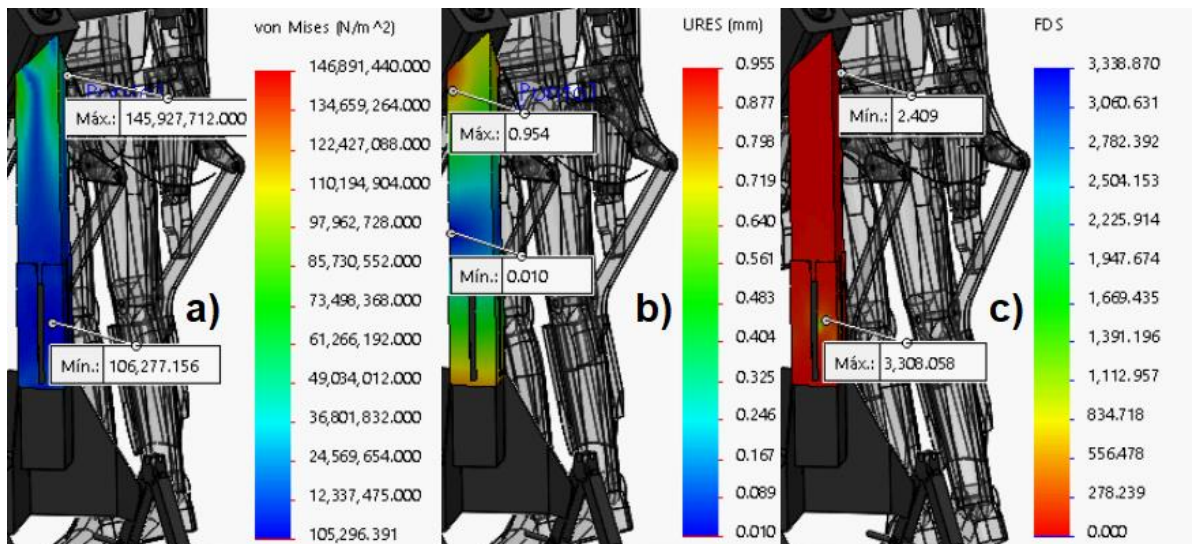
Anexo 37

Análisis del esfuerzo de deformación de elemento cabeza tornillo "gg4.7"



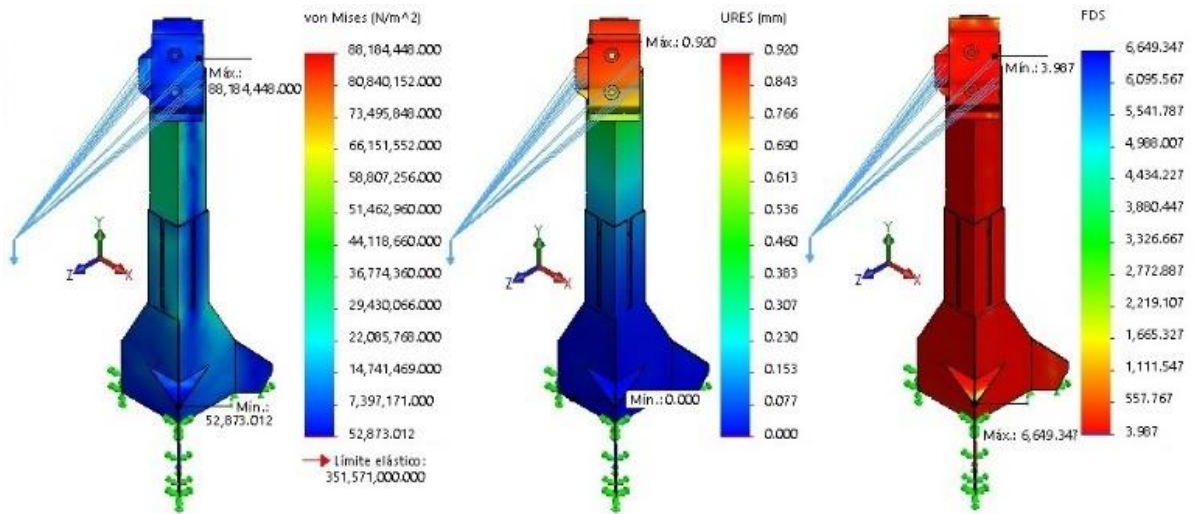
Anexo 38

Análisis del esfuerzo de deformación de elemento columna de giro "4 eg4.1"



Anexo 39

Análisis estático de elemento columna de giro "4 eg4.1"



Anexo 40

Prototipado del mecanismo de Theo Jansen



Anexo 41

Prototipo del mecanismo de Klann acondicionado para miembros inferiores



Anexo 42

Prototipo de mecanismo de Disney para miembros inferiores



Anexo 43

Prototipo del mecanismo de Klann



Anexo 44

Prototipo de mecanismo de Hoekens acondicionado para miembro inferior



Anexo 45

Prototipo de mecanismo de Hoekens acondicionado para miembro superior



Anexo 46

Prototipo de mecanismo de Hoekens, acondicionado para tronco y cabeza



Anexo 47

Prototipo dos de mecanismo de Hoekens acondicionado para tronco y cabeza



Anexo 48

Prototipo ensamblado de miembros inferiores y columna vertebral



Anexo 49

Prototipo de ensamblaje de miembros superiores



Anexo 50

Prototipo dos de mecanismo de Hoekens acondicionado para miembro superior



Anexo 51

Prototipo dos de mecanismo de Hoekens acondicionado para miembro inferior



Anexo 52

Prototipo dos de mecanismo de Hoekens acondicionado para tronco y cabeza



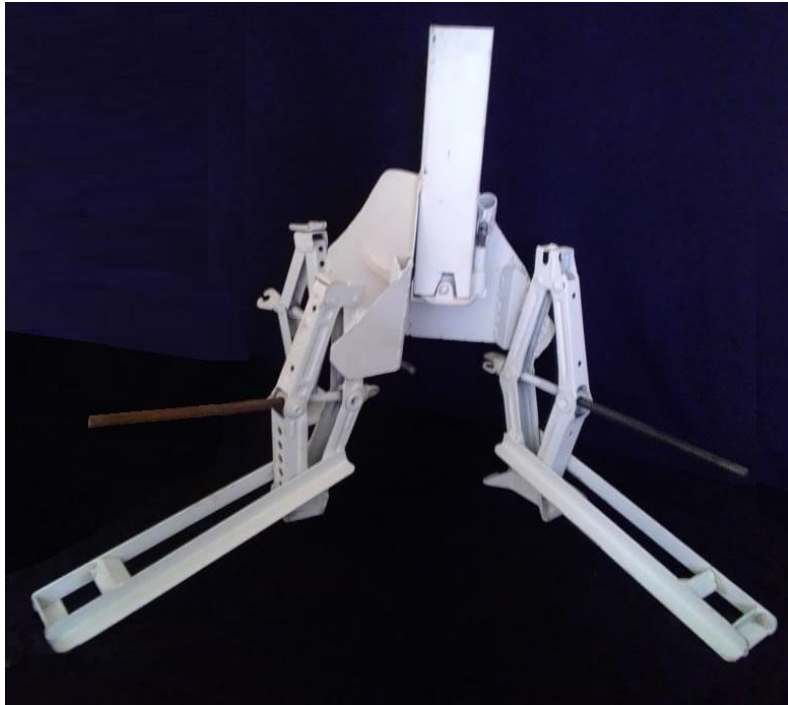
Anexo 53

Elemento de sistema de giro, "soporte columna"



Anexo 54

Elemento de sistema de giro, "soporte cuadrado"



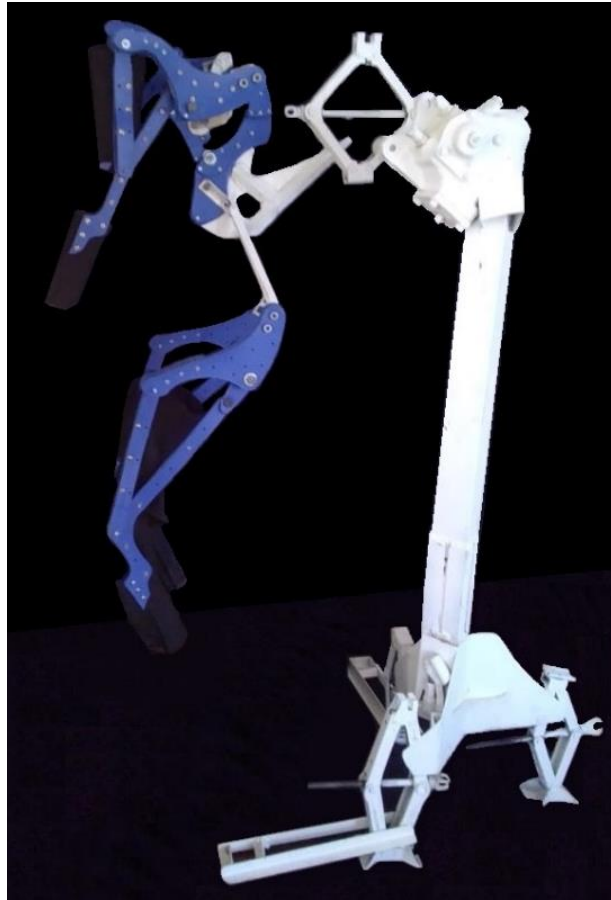
Anexo 55

Prototipo de ensamblaje de sistema estructural de giro



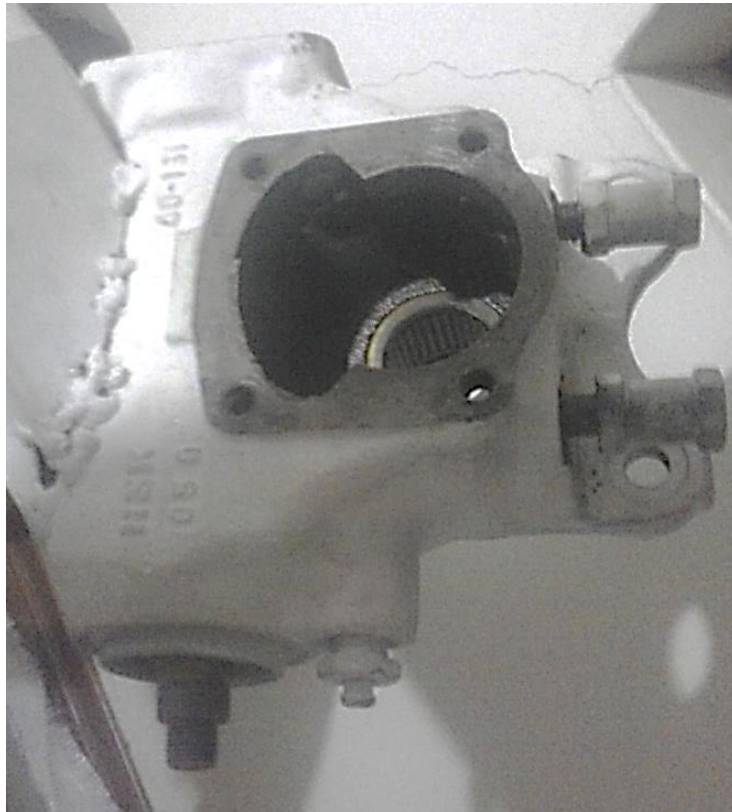
Anexo 56

Prototipo a escala real del penúltimo diseño estructural exoesqueleto



Anexo 57

Elemento de sistema de giro, "cabeza 1"



Anexo 58

Elemento de sistema de giro, "eje piñón" y "piñón 1.1"



Anexo 59

Elemento de sistema de giro, "cabeza de tornillo 1" y "tapa cabeza 1"



Anexo 60

Elemento de sistema de giro, "tapa cabeza"



Anexo 61

Tabla de adquisición de materiales para prototipado a escala real de penúltimo diseño estructural de exoesqueleto intrahospitalario

UNIVERSO DE LOS PERNOS Y MANGUERAS. Importadora y distribuidora Mabel Andrea SAC - IDIMA SAC. RUC:20518164717. Dirección: Jr. Nemesio Raez N° 1570 El Tambo-Huancayo. Sucursal: Quinuales N 127 El tambo-Huancayo. Correo: idimasac@hotmail.com					
N°comprante	CANT	Unidad	DESCRIPCIÓN DEL PRODUCTO	P. Unt.	P. Total
FX03-00334	3	und	IRW (UNIDAD X 1) Broca HSS M3.0 IRWIN TRC10	2.9	8.7
sub total	2	und	Terminal Rotula Corto "R" M8*(M10HF*25) TRC04A	12.3	24.6
98.2	2	und	Terminal Rotula LARGO "L" M6*(M6*25) BKC040	6.5	13
	1	und	Juego machos M5-0.8 BLACK CROSS BCK039	9.3	9.3
	1	und	Jgo. Macho M4-0.7 HC BLACK CROSS P460505	9.1	9.1
	4	und	prisionero Allen 0.37 Negro M5-0.8*5HC P460405	0.5	2
	4	und	prisionero Allen 0.37 Negro M4-0.7*5HC P1110130	0.4	1.6
	7	und	PernoHexagonal negroG10.9M10-1.25*130HF P1006130	1.7	11.9
	4	und	Perno Hexagonal negro G10.9 M6-1.0*130HC TRU274	1.5	6
	2	und	Cardanica 1/4 13226 TRUPER	6	12
FX02-01422	6	und	Perno socket Flat negro M10-1.5*20HC P701010	0.9	5.4
sub total	6	und	tuerca hexagonal negro G10.9 M10-1.5 HC P370525	0.2	1.2
380.1	300	und	Stove Bolts Pan 0.12 Trop M5-0.8*25HC P70051	0.15	45
	325	und	Tuerca Hex Trop G8.8 M5-0.8 P270525 (unidadx1)	0.9	292.5
	10	und	perno socket Flat negro M5-0.8*25HC P270516	0.5	5
	10	und	perno Socket Flat Negro M5-0.8*16HC GMY040	0.8	8
	2	und	llave allen largo M6 GERMANY GMY007 (unidadx1)	8.3	16.6
	2	und	llave allen corto M3 GERMANY	3.2	6.4
FX02-01573	8	und	Perno Socket Flat 1.5 negro M10-1.5*45HC KP1110100	1.8	14.4
sub total	8	und	KIT Perno Hex negro R/P G10.9 M10-1.25*100HF	1.9	15.2
29.6					
FX03-00467	1	und	varilla rosacada zincado 1/2" *1m UUNC P500610	7.8	7.8
sub total	1	und	varilla rosacada zincado 3/8"*1m UNC TRU2098	5.1	5.1
70.06	1	und	Escobilla tipo plato trenzado 4"14188 TRUPER UYT115	15.4	15.4
	1	und	escobilla copa twisted UYUSTOOLS ebc104 P61082	12.3	12.3
	6	und	arandela plana zincado 1/2" P61062	0.24	1.44
	6	und	arandela plana zincado 3/8" P60061	0.1	0.6
	6	und	tuerca hex zincado G2 3/8" UNC P60081	0.12	0.72
	6	und	tuerca hexagonal zoncado G2 1/2" UNC P0216120	0.4	2.4
	1	und	P0216120(unidax1)pernoHexnegroG2 1*12UNC p60163	12.1	12.1
	1	und	Tuerca C/seguro nylon zincado 1" UNC P61161	2.9	2.9
	1	und	arandela plana negro 1" P61122	0.6	0.6
	1	und	arandela plana zincado 3/4" P60123	0.4	0.4
	1	und	Tuerca c/segro nylopn zincado 3/4" UNC P0112100	1.5	1.5
	1	und	perno hex zincado G2 3/4" 16UNC	6.8	6.8
			TOTAL		577.96

Anexo 62

Tercera tabla de adquisición de materiales para prototipado a escala real de penúltimo diseño estructural de exoesqueleto intrahospitalario

CORPORACIÓN FERRETERA M S.A.C. LORENTE. Prolongación Angaraes N°300. ruc:20486018390. cel:215694- 964699277				
CANT	Unidad	DESCRIPCIÓN DEL PRODUCTO	P. Unt.	P. Total
2	und	cilindro de plastico	65	130
1	und	tubo negro LAC. 3x3"2.2mm	75	75
10	und	Disco corte KLINSPOR N4.5 960 SP	3.5	35
6	und	Disco de desbaste MSG A24P-BF	5.2	31.2
3	und	Ang.L 25mmx3.0mx6mt (1"x1/8)	23.5	70.5
TOTAL				240

Anexo 63

Tabla de adquisición de máquinas para prototipado a escala real de penúltimo diseño estructural de exoesqueleto intrahospitalario

COMPRA Y VENTA DE MATERIALES CHATARRA "EL CUZQUEÑO" de Fidela Ponce Vilcapaza Jr. Florida N° 316- Chilca -Huancayo-Junín Cel 949742695					
N°comprante	CANT	Unidad	DESCRIPCIÓN DEL PRODUCTO	P. Unt.	P. Total
boleta de venta 001-N°000156	1	und	reductor de velocidad, dirección VOLVO 1-5	190	190
	4	und	Gata mecanica cap. 1.5 tn.	15	60
	1	und	gata hidraulica pequeña	35	
TOTAL					250

Anexo 64

Tabla de utilización de máquinas y herramientas, para el prototipado a escala real de penúltimo diseño estructural de exoesqueleto intrahospitalario

TURO SARK EIRL. RUC:20601556431. Domicilio fiscal: Jr. 28 de Julio N°455-Huancán-Huancayo-				
N° comprante	tiempo x semana	DETALLE	P.Semanal	P. Total
	2.5	sujetadores de iman	0.49	1.225
	2.5	Set de 13 brocas	1.18	2.95
	2.5	tornillo T stenley	5.15	12.875
	2.5	taladro de banco	15.63	39.075
	2.5	SBL AD.per	6.7	16.75
	2.5	Set acc.	2.55	6.375
	2.5	Broca multiple	0.89	2.225
	2.5	I&O amoladora	5.82	14.55
	2.5	sierra caladora BOSH	5.52	13.8
	2.5	cuchilla para siella caladora	0.21	0.525
	2.5	maquina de coser tela	13.8	34.5
	2.5	maquina de coser cuero	10.73	26.825
	2.5	ordenador de ultima generacion cori7	93.8	234.5
	1.5	pistola Mylin pequeño	0.36	0.54
	1.5	pistola Mylin grande	0.64	0.96
	2.5	cortadora tecnopor electrica	0.81	2.025
	2.5	vernier profesional 6"x1/128in 150x0.05mm KAMASA	0.91	2.275
	0.5	Compresora de aire	12.51	6.255
	2.5	EPP'S	6.4	16
	2.5	infraestructura	80.3	200.864286
	2.5	energía electrica	66.7	166.75
	2.5	pago personales tecnicos	267.857143	669.642857
	5	transporte de materiales y prototipo para exposicion	18	90
TOTAL POR DOS SEMANAS Y MEDIA				1561.48714

Anexo 65

Estado del costo industrial para girar todo el cuerpo del paciente

PRIMER TIEMPO				SEGUNDO TIEMPO					
ESTADO DEL COSTO INDUSTRIAL	DETALLES			ESTADO DEL COSTO INDUSTRIAL	DETALLES				
	días	Recurso	C. und.(S/.)		C. total(S/.)	días	Recurso	C. und.(S/.)	C. total(S/.)
MATERIA PRIMA DIRECTA (MPD)	1	Materia prima directa	S/577.96	S/577.96	MATERIA PRIMA DIRECTA (MPD)	1	Materia prima directa	S/577.96	S/577.96
	9	Maquinas y herramientas	S/91.85	S/275.55		9	Maquinas y herramientas	S/91.85	S/206.66
	30	Local	S/15.00	S/150.00		30	Local	S/15.00	S/112.50
	30	Luz	S/6.30	S/63.00		30	Luz	S/6.30	S/47.25
	30	Agua	S/1.00	S/10.00		30	Agua	S/1.00	S/7.50
MANO DE OBRA DIRECTA (MOD)	8	1 maestro mecánico	S/90.00	S/720.00	MANO DE OBRA DIRECTA (MOD)	6	1 maestro mecánico	S/95.00	S/570.00
	8	2 ayudante mecanico	S/70.00	S/1,120.00		6	2 ayudante mecanico	S/70.00	S/840.00
COSTO INDIRECTO DE FABRICACIÓN (CIF)	1	transporte	S/120.00	S/120.00	COSTO INDIRECTO DE FABRICACIÓN (CIF)	1	transporte	S/90.00	S/90.00
	29	fundidora externa	S/5,721.00	S/5,721.00		18	fundidora externa	S/3,225.00	S/3,225.00
PRIMER TIEMPO DEL ESTADO DEL COSTO INDUSTRIAL				SEGUNDO TIEMPO DEL ESTADO DEL COSTO INDUSTRIAL					
MATERIA PRIMA DIRECTA (MPD)			S/1,076.51	MATERIA PRIMA DIRECTA (MPD)			S/951.87		
MANO DE OBRA DIRECTA (MOD)			S/1,840.00	MANO DE OBRA DIRECTA (MOD)			S/1,410.00		
COSTO INDIRECTO DE FABRICACIÓN (CIF)			S/5,841.00	COSTO INDIRECTO DE FABRICACIÓN (CIF)			S/3,315.00		
TOTAL			S/8,757.51	TOTAL			S/5,676.87		

Anexo 66

Planos base, subensamblaje, ensamblaje, ensamblaje general y de tiempo de proceso para costo de industrialización

Anexo 67

Videos de simulaciones y movimiento en el programa Solidworks