

“SISTEMA DE SUSPENSIÓN PARCIAL DEL PESO CORPORAL PARA EVALUACIÓN Y
REEDUCACIÓN DEL PATRÓN DE MARCHA EN PACIENTES HEMIPLÉJICOS O
AFECTADOS POR MINAS ANTIPERSONALES.”

OSCAR RICARDO RAMÍREZ SERRANO

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE CIENCIAS FÍSICO MECÁNICAS
ESCUELA DE DISEÑO INDUSTRIAL
BUCARAMANGA 2007

“SISTEMA DE SUSPENSIÓN PARCIAL DEL PESO CORPORAL PARA EVALUACIÓN Y
REEDUCACIÓN DEL PATRÓN DE MARCHA EN PACIENTES HEMIPLÉJICOS O
AFECTADOS POR MINAS ANTIPERSONALES.”

OSCAR RICARDO RAMÍREZ SERRANO

PROYECTO DE GRADO PARA ASPIRAR AL TÍTULO DE
DISEÑADOR INDUSTRIAL

Director:

M.D.I. Francisco Espinel

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE CIENCIAS FÍSICO MECÁNICAS
ESCUELA DE DISEÑO INDUSTRIAL
BUCARAMANGA 2007

**CURAR ES CUESTIÓN DE TIEMPO,
PERO EN OCASIONES, TAMBIÉN ES
CUESTIÓN DE OPORTUNIDAD.**

HIPÓCRATES

TABLA DE CONTENIDO

	Pág.
1 ESPECIFICACIONES DEL PROYECTO.	21
1.1 TITULO.	21
1.2 DIRECTOR.	21
1.3 AUTOR.	21
1.4 ESCUELA.	21
1.5 FACULTAD.	21
1.6 ENTIDADES INTERESADAS.	21
2. DESCRIPCIÓN.	22
2.1 OBJETIVOS.	22
2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS.	22
3 JUSTIFICACIÓN.	23
4 ALCANCES Y LIMITACIONES.	25
5. RECURSOS.	26
5.1 HUMANOS.	26
5.2 ENTIDADES.	26
6 ESTADO DEL ARTE.	27
6.1 ANÁLISIS DE SOLUCIONES EXISTENTES.	28
6.1.1 Caminadores o barras paralelas.	28
6.1.2 Biodex Medical.	29
6.1.3 h/p/cosmos Airwalk.	30

7 MARCO TEÓRICO.	32
7.1 MARCHA.	32
7.1.1 Movimiento vertical del centro de masa.	33
7.1.2 Movimiento lateral del centro de masa.	33
7.2 FUERZAS DE REACCIÓN EN LA MARCHA.	34
7.2.1 Fuerza de reacción vertical.	34
7.2.2 Fuerza de reacción longitudinal.	34
7.3. ALTERACIONES DE LA MARCHA.	34
7.3.1 Marcha atáxica sensorial (tabética).	34
7.3.2 Marcha atáxica.	35
7.3.3 Marcha parkinsoniana.	35
7.3.4 Marcha en steppage.	35
7.3.5 Marcha hemiparética (circunducción).	35
7.3.6 Marcha miopática (de pato).	35
7.3.7 Marcha espástica (tijeras).	35
7.4 PRÓTESIS.	35
7.4.1 Causas para una amputación.	36
7.4.2 Análisis del patrón de marcha en pacientes con prótesis.	36
7.4.3 Problemas más comunes de la marcha en pacientes con prótesis.	37
7.4.4 Causas más comunes por las cuales el paciente presentar alteración en la marcha.	37
7.4.4.1 Causas relacionadas con la prótesis.	37
7.4.4.2 Causas relacionadas con el amputado.	38

7.5. DESORDENES DEL MOVIMIENTO Y PATOLOGÍAS NEUROLÓGICAS.	38
7.6 ACCIDENTE CEREBROVASCULAR.	39
7.6.1 Hemipléjia.	39
7.6.1.1 Problemas del paciente hemipléjico.	40
7.6.1.2 Rehabilitación del enfermo hemipléjico.	40
7.6.3 Importancia de las actitudes.	41
7.6.2 Las causas de las lesiones vasculares son principalmente.	42
7.6.2.1 Hemorragias.	42
7.6.2.2 Trombosis.	42
7.6.2.3 Embolia.	43
7.6.3 Trauma craneoencefalico.	43
7.6.3.1 Tumores cerebrales.	43
7.6.3.2 Causa de los tumores cerebrales.	44
7.7 LESION MEDULAR.	45
7.7.1 Clasificación de las lesiones vertebrales.	46
7.8 BIPEDACIÓN Y MARCHA.	46
8 DESCRIPCIONES DE LA INVESTIGACIÓN.	47
8.1. PROCEDIMIENTO.	47
8.2 VARIABLES DEPENDIENTES.	48
8.2.1 Variable descriptiva.	48
8.2.1.1 Longitud de la pasada.	49
8.2.1.2 Duración de la pasada.	49
8.2.1.3 Frecuencia de la pasada.	49

8.2.1.4. Velocidad.	49
8.2.2 Variables temporales.	49
8.2.3 Fase de la marcha.	50
8.2.3.1 Primer doble apoyo.	50
8.2.3.2 Primer apoyo unilateral.	50
8.2.3.3 Segundo doble apoyo.	50
8.2.3.4 Segundo apoyo unilateral.	50
8.2.4 Variable relacionada con la cinemática articular.	51
8.2.5. Variable coordinativas.	51
8.2.6. Índice de simetría.	51
8.3 VENTAJAS DE LA DISMINUCIÓN DEL PESO PARA EL PACIENTE.	52
8.4 VENTAJAS Y DESVENTAJAS DEL SISTEMA DE SUSPENSIÓN DE PESO EN BANDA SIN FIN Y SUELO.	52
8.4.1 Ventajas de la rehabilitación en la banda sin fin.	52
8.4.2 Limitantes de la rehabilitación en la banda sin fin.	52
8.4.3 ventajas de la rehabilitación en el suelo.	53
9 PROCESO DE DISEÑO.	54
9.1 REQUERIMIENTOS DE DISEÑO.	56
9.3.1 Requerimientos de uso.	56
9.3.2 Requerimientos de función.	56
9.3.3 Requerimientos estructurales.	57
9.3.4 Requerimientos técnico-productivos.	57
9.3.5 Requerimientos formal-estéticos.	58

9.3.6 Requerimientos ergonómicos.	58
10. GENERACIÓN DE ALTERNATIVAS.	59
10.1 ESTRUCTURA.	61
10.1.1 Estructura con cercha.	61
10.1.2 Estructura con viga I.	64
10.2 SISTEMA DE TENSIÓN.	68
10.2.1 Contra-fuerza.	68
10.2.2 Sistema de Cilindro neumático.	73
11.3 CARCASA.	81
10.3.1 Alternativa de carcasa 1.	83
10.3.2 Alternativa de carcasa 2.	85
11. GENERACIÓN DE ALTERNATIVAS.	87
13. SEGUNDAS PRUEBAS PRELIMINARES.	111
13.1 PRUEBA DE RESISTENCIA DE MATERIALES.	111
13.1.1 Objetivo de las pruebas.	113
13.2 ARNÉS.	123
13.2.1. BARRA TRANSVERSAL.	125
13.3 PANEL DE CONTROL.	129
13.4 MANUAL DE USUARIO.	131
14. TERCERA COMPROBACION FUNCIONAL DEL SISTEMA.	134
14.1 OBJETIVO DE LA COMPROBACIÓN.	134
14.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS DE LA COMPROBACIÓN.	134
14.3 DESCRIPCIÓN DE ELEMENTOS UTILIZADOS.	134

15. DESCRIPCIÓN DE ELEMENTOS UTILIZADOS.	148
15.1 SISTEMA NEUMÁTICO.	148
15.2 COMPRESOR.	149
15.3 MANGUERA FLEXIBLE EN ESPIRAL.	149
15.4 REGULADORA DE PRESION.	150
15.5 BÁSCULA DE PISO BS45x60/JAV2000.	151
16. DISEÑO CONCEPTUAL DE LA IMAGEN 2-D.	153
16.1 COLORES.	153
16.1.1 Blanco.	153
16.1.2 Azul.	153
16.1.3 Verde.	154
16.2 LOGOTIPO.	154
17. LOGROS OBTENIDOS.	162
18. CONCLUSIONES.	163
BIBLIOGRAFÍA.	
ANEXOS.	

LISTA DE FIGURAS

	Pág.
FIGURA 1. Rehabilitación barras paralelas o Caminadores.	28
FIGURA 2. Unweighing System.	29
FIGURA 3. Airwalk.	30
FIGURA 4. Movimiento vertical del centro de masa.	33
FIGURA 5. Movimiento lateral del centro de masa.	33
FIGURA 6. Plano sagital.	44
FIGURA 7. Marcadores.	47
FIGURA 8. Ilustración planos técnicos del laboratorio.	48
FIGURA 9. Pasada.	49
FIGURA 10. Fases de marcha.	50
FIGURA 11. Ángulos de la marcha.	51
FIGURA 12. Proceso de diseño.	55
FIGURA 13. División del sistema.	60
FIGURA 14. Vista de la estructura con cercha.	61
FIGURA 15. Perspectiva estructura con cercha.	62
FIGURA 16. Análisis en cosmos estructura cercha.	63
FIGURA 17. Vista estructura perfil I.	64
FIGURA 18. Perspectiva estructura perfil I.	65
FIGURA 19. Análisis en cosmos estructura en I.	65

FIGURA 20. Sistema de contra-fuerza.	68
FIGURA 21. Rotación del cable de acero.	69
FIGURA 22. Pieza móvil.	69
FIGURA 23. Sistema de contrapesos.	70
FIGURA 24. Vistas del polipasto.	70
FIGURA 25. Funcionamiento del polipasto.	71
FIGURA 26. Sistema con presencia del fenómeno de catenaria.	72
FIGURA 27. Sistema sin presencia del fenómeno de catenaria.	72
FIGURA 28. Vistas del carro generador de tensión.	73
FIGURA 29. Desplazamiento de la pieza móvil.	71
FIGURA 30. Diagrama del sistema.	75
FIGURA 31. Símbolo compresor.	75
FIGURA 32. Símbolo válvula reguladora de presión.	76
FIGURA 33. Símbolo escape rápido.	76
FIGURA 34. Símbolo cilindro neumático de doble efecto.	76
FIGURA 35. Símbolo válvula de cierre.	77
FIGURA 36. Símbolo de la fuerza del cilindro neumático doble efecto.	77
FIGURA 37. Laboratorio de neumática S.E.N.A Seccional Girón.	79
FIGURA 38. Rectángulo proporcional.	82
FIGURA 39. Vista lateral de la carcasa.	82
FIGURA 40. Abstracción de la forma de la carcasa.	83
FIGURA 41. Vista de la carcasa curva.	84
FIGURA 42. Vistas de la carcasa.	85

FIGURA 43. Vista de la carcasa recta.	86
FIGURA 44. Sub-sistemas.	87
FIGURA 45. Alternativa 1.	88
FIGURA 46. Alternativa 2.	89
FIGURA 47. Alternativa 3.	90
FIGURA 48. Alternativa 4.	91
FIGURA 49. Alternativa 5.	92
FIGURA 50. Alternativa 6.	93
FIGURA 51. Alternativa 7.	94
FIGURA 52. Alternativa 8.	95
FIGURA 53. Evaluación de la alternativa 1.	102
FIGURA 54. Evaluación de la alternativa 2.	103
FIGURA 55. Evaluación de la alternativa 3.	104
FIGURA 56. Evaluación de la alternativa 4.	105
FIGURA 57. Evaluación de la alternativa 5.	106
FIGURA 58. Evaluación de la alternativa 6.	107
FIGURA 59. Evaluación de la alternativa 7.	108
FIGURA 60. Evaluación de la alternativa 8.	109
FIGURA 61. Maquina trebel lab. Resistencia de materiales.	110
FIGURA 62. Prueba de tensión al cable de acero.	112
FIGURA 63. Explosión ejes a comprobar resistencia.	113
FIGURA 64. Prueba de flexión de los ejes.	113
FIGURA 65. Explosión del conjunto a comprobar resistencia.	114

FIGURA 66. Primer sistema de sujeción a probar resistencia.	115
FIGURA 67. Falla de la primera comprobación sistema de sujeción por deslizamiento.	116
FIGURA 68. Segundo sistema de sujeción a probar resistencia.	117
FIGURA 69. Falla de la segunda comprobación sistema de sujeción por deslizamiento.	118
FIGURA 70. Tercer sistema de sujeción a probar resistencia.	119
FIGURA 71. Falla de la tercera comprobación sistema de sujeción por ruptura.	120
FIGURA 72. Vista de la estructura.	121
FIGURA 73. Construcción de la estructura.	122
FIGURA 74. Estructura de comprobación en el lab. de neumática.	122
FIGURA 75. Segunda prueba lab. Neumática sena.	123
FIGURA 76. Arnés evolucionado.	124
FIGURA 77. Medidas antropométricas.	125
FIGURA 78. Posiciones de la barra transversal.	126
FIGURA 79. Panel de control.	129
FIGURA 80. Señalización panel de control.	130
FIGURA 81. Panel de control funcionando bien.	131
FIGURA 82. Panel de control funcionando mal.	132
FIGURA 83. Altura panel de control.	133
FIGURA 84. Ubicación de la báscula.	133
FIGURA 85. Suspensión del peso.	134
FIGURA 86. Desplazamiento lateral del centro de masa.	134
FIGURA 87. Desplazamiento vertical del centro de masa.	135
FIGURA 88. Rotación pélvica.	135

FIGURA 89. Balanceo de brazos.	136
FIGURA 90. Rotación del paciente 180°.	136
FIGURA 91. Carro generador de tensión siguiendo trayectoria.	137
FIGURA 92. Freno de caída del paciente.	137
FIGURA 93. Planos del lab. Análisis de marcha.	141
FIGURA 94. Render del plano del lab. Análisis de marcha.	142
FIGURA 95. Tubo flexible en espirar.	143
FIGURA 96. Primer paso de ensamble de la carcasa.	144
FIGURA 97. Segundo paso de ensamble de la carcasa.	145
FIGURA 98. A unión de las dos partes.	145
FIGURA 99 B ensamble de las dos partes.	145
FIGURA 100. C. ensamble al conjunto de la carcasa.	145
FIGURA 101. Pieza de unión de la carcasa a la estructura.	147
FIGURA 102. Tercer paso de ensamble de la carcasa.	147
FIGURA 103. Cilindro neumático Festo.	148
FIGURA 104. Baja emisión de ruido.	149
FIGURA 105. Tubo flexible en espiral PPS.	150
FIGURA 106. Válvula reguladora de presión.	151
FIGURA 107. Display de la báscula.	152
FIGURA 108. Base de la báscula.	152
FIGURA 109. V. Superior de la una persona en marcha.	154
FIGURA 110. Desplazamiento centro de gravedad.	155
FIGURA 111. Puntos de apoyo de las extremidades inferiores.	155

FIGURA 112. V. Superior del desplazamiento del centro de masa y los puntos de apoyo.	155
FIGURA 113. Abstracción geométrica de la vista superior.	156
FIGURA 114. Fusión de la abstracción de las dos figura geométrica.	156
FIGURA 115. Caracterización y personificación de la abstracción.	157
FIGURA 116. Resultado final del logo.	157

LISTA DE TABLAS

	Pág.
TABLA 1. Requerimientos de uso.	56
TABLA 2. Requerimientos de función.	56
TABLA 3. Requerimientos estructurales.	57
TABLA 4. Requerimientos técnico-productivos.	57
TABLA 5. Requerimientos formal-estéticos.	58
TABLA 6. Requerimientos ergonómicos.	58
TABLA 7. Ventajas y desventajas de las estructuras.	66
TABLA 8. Ventajas y desventajas del sistema de tensión.	80
TABLA 9. Evaluación del sistema de estructura.	97
TABLA 10. Evaluación sistema de tensión.	97
TABLA 11. Evaluación de la carcasa.	98
TABLA 12. Valor técnico ponderado de estructura con cercha.	99
TABLA 13. Valor técnico ponderado de estructura con perfil en I.	99
TABLA 14. Valor técnico ponderado de Sistema de contrapeso.	100
TABLA 15. Valor técnico ponderado de Sistema de cilindro neumático.	100
TABLA 16. Valor técnico ponderado de la carcasa alternativa 1.	101
TABLA 17. Valor técnico ponderado de la carcasa alternativa 2.	101
TABLA 18. Puntuación final de la alternativa 1.	102

TABLA 19. Puntuación final de la alternativa 2.	103
TABLA 20. Puntuación final de la alternativa 3.	104
TABLA 21. Puntuación final de la alternativa 4.	105
TABLA 22. Puntuación final de la alternativa 5.	106
TABLA 23. Puntuación final de la alternativa 6.	107
TABLA 24. Puntuación final de la alternativa 7.	108
TABLA 25. Puntuación final de la alternativa 8.	109
TABLA 26. Medidas antropométricas.	125

RESUMEN

TITULO: "SISTEMA DE SUSPENSIÓN PARCIAL DEL PESO CORPORAL PARA EVALUACIÓN Y REEDUCACIÓN DEL PATRÓN DE MARCHA EN PACIENTES HEMIPLEJICOS O AFECTADOS POR MINAS ANTIPERSONALES."

AUTOR: OSCAR RICARDO RAMÍREZ SERRANO.*

PALABRAS CLAVES: rehabilitación, diseño, marcha, sistema.**

DESCRIPCIÓN:

Este proyecto nace de la necesidad que existe en Colombia de diseñar un sistema de suspensión parcial del peso corporal, para la evaluación del patrón de marcha en pacientes con desordenes en la marcha, desordenes causados por una mina antipersonal, una enfermedad cerebro vascular o algún accidente que afecte la habilidad para marchar.

El paciente al iniciar el reaprendizaje de la marcha, a causa de su patología no podrá soportar la totalidad de su peso, debido al dolor que causa el soporte total del peso sobre sus extremidades inferiores, a la falta de coordinación en sus extremidades o a debilidad en los músculos protagonistas de la marcha, en Colombia la rehabilitación de estos pacientes es realizada en las barras paralelas, sistemas que no permite realizar una rehabilitación controlada, debido a que el porcentaje de suspensión esta dado por el umbral de dolor del mismo paciente, dificultando llevar un control y documentación del avance de la rehabilitación.

Para una rehabilitación eficaz es necesario conocer el peso que el paciente esta soportando y la evolución a medida que avanza la rehabilitación, por esto es necesario retirar un porcentaje del peso corporal de una manera controlada, ya que este porcentaje debe ser variable para cada paciente, para cada patología, o para cada etapa de rehabilitación, a medida que avanza el tratamiento, en la banda sin fin y en el suelo, además con nuestro "soporte de peso corporal" los diferentes componentes del modo de andar pueden ser reentrenados simultáneamente bajo condiciones dinámicas, debido a que la persona al ser entrenado bajo este sistema podrá marchar con un soporte de peso y balancear los brazos al mismo tiempo, lo cual es un actividad normal y necesaria de la marcha, esto no es posible con el sistema de rehabilitación utilizado actualmente en el país.

*Trabajo de grado

*Facultad de Ingenierías Físico-Mecánicas. Escuela de Diseño Industrial.

Director M.D.I Francisco Espinel.

SUMMARY

TITLE: SYSTEM OF PARTIAL SUSPENSION OF THE CORPORAL WEIGHT FOR EVALUATION AND REEDUCATION OF THE MARCH IN PATIENTS HEMIPLÉJICOS OR AFFECTED BY ANTI-PERSONNEL MINES.

AUTHOR: Oscar Ricardo Ramírez Serrano*

KEYS WORD: Rehabilitation, Design, March, System.**

DESCRIPTION:

This project is born of the need that exists in Colombia to design a system of partial suspension of the corporal weight, for the evaluation of the boss of march in patients with disorders in the walk, these disorders can be caused by an anti-personnel mine, a vascular brain disease or by some accident that affects the skill to walk.

The patient on having initiated the relearning of the march, because of his pathology will not be able to support the totality of his weight, due to the pain that causes the total support of the weight on his low extremities, for lack of coordination in his extremities or to weakness in the muscles protagonists of the march. In Colombia the rehabilitation of these patients is realized in the parallel bars. Systems that do not allow realizing a controlled rehabilitation, due to the fact that the suspension given by the threshold of pain of the patient. It impedes to take a control and documentation of the advance of the rehabilitation.

For an effective rehabilitation it is necessary to know the weight that the patient supports and its evolution as it advances the rehabilitation, for this it is necessary to withdraw a percentage of the corporal weight by a controlled way. this percentage must be variable for the weight of every patient, for every pathology, and for every stage of rehabilitation, as it advances the treatment, using treadmills and practice on the soil. In addition with our " support of corporal weight " the different components of the way of walking can be re-trained simultaneously under dynamic conditions, due to the fact that the person training on this system will be able to walk with a support of weight and to balance the arms at the same time, which is a normal and necessary activity of the march. With the system of rehabilitation used nowadays in the country this is not possible.

*Final undergraduate project

**Department of Physic and Mechanic Engineering. Industrial Design School.

Director MDI Francisco Espinel.

1. ESPECIFICACIONES DEL PROYECTO.

1.1 Título

“SISTEMA DE SUSPENSIÓN PARCIAL DEL PESO CORPORAL PARA EVALUACIÓN Y REEDUCACIÓN DEL PATRÓN DE MARCHA EN PACIENTES HEMIPLÉJICOS O AFECTADOS POR MINAS ANTIPERSONALES.”

1.2 Director

M.D.I Francisco Espinel C.

1.3 Autor

Oscar Ricardo Ramírez Serrano. 2001207

1.4 Escuela

Diseño Industrial. U.I.S

1.5 Facultad

Ingenierías Físico-Mecánicas. U.I.S

1.6 Entidad interesada en el proyecto.

- Escuela de diseño industrial, UIS.
- Laboratorio de investigación “análisis de marcha”, Escuela de Fisioterapia, UIS.

2. DESCRIPCIÓN DEL PROYECTO.

2.1 OBJETIVO GENERAL.

Diseñar y construir un modelo funcional de un sistema de suspensión parcial del peso corporal para evaluación y reeducación del patrón de marcha en el suelo y en la banda sin fin, para el Laboratorio de Investigación sobre el Análisis de Marcha de la Escuela de Fisioterapia de la Universidad Industrial de Santander.

2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Diseñar un sistema que pueda ser fabricado en Colombia.
- Proponer una alternativa de rehabilitación para pacientes con alteraciones en la marcha, de un sistema que permita adquirir nuevamente el equilibrio y la postura adecuada del cuerpo, las funciones perdidas o utilización de la capacidad residual para facilitar la realización de actividades cotidianas e incrementar su nivel de independencia.
- Diseñar un sistema que proporcione suspensión del peso corporal que mantenga las especificaciones a medida que el paciente realiza la rehabilitación.
- Diseñar un sistema de rehabilitación que evite una caída del paciente, proporcionando un soporte de total del peso corporal.
- Diseñar sistema que proporcione al paciente seguridad, con un adecuado manejo formal-estético, técnico-funcional.

3. JUSTIFICACIÓN.

El diseño de mecanismos para reeducar la marcha es una prioridad, teniendo en cuenta elevado numero de personas con alteración de la marcha debido a patologías de origen neurológico, osteomuscular y lo asociado a la violencia.

Lamentablemente a causa de esta guerra social absurda, ha crecido el número de personas afectadas con minas antipersonales, estas personas son un factor que aportan entre 20 mil y 25 mil discapacitados en el mundo cada año, a pesar de tantos esfuerzos como el del tratado de Ottawa¹ que prohíbe su uso, almacenaje, producción y comercialización; existen todavía 14 países en los cuales son producidas industrialmente entre los que se encuentran Estados Unidos, Rusia, China, India, Pakistán, sin contar los países en las cuales son construidas de forma artesanal.

En el mundo existen, según los expertos, 340 millones de minas antipersonales, de las cuales 110 están plantadas en 46 países, el resto se encuentran almacenadas en espera de ser vendidas o utilizadas.

En Colombia dos personas son victimas cada día por la explosión de una mina antipersonal, de los cuales una proporción importante, casi el 50 %, corresponde a miembros de las fuerzas armadas, si la guerra en Colombia terminara hoy, se necesitaría 20 años y cerca de 100 millones de dólares para desarmar el país.

El problema interno de nuestro país no deja como única consecuencia pacientes amputados por minas antipersonales, también hay victimas que han sido heridas con armas blancas, de fuego, bombas, etc. También existen personas que sufren algún accidente ajeno a nuestra problemática social, arrojando como resultado no solo amputaciones sino también fracturas, lesiones medulares entre otras, creando desordenes del sistema nervioso central y sistema músculo-esquelético, estos desordenes sin importar el motivo se han convertido en un problema de salud pública, por

¹http://www.icrc.org/Web/spa/sitespa0.nsf/htmlall/p0702?OpenDocument&style=Custo_Final.4&View=defaultBoddy2 tratado de Ottawa pagina oficial Internacional Commettee of the Red Cross

el impacto en la calidad de vida de los pacientes y los problemas que genera a los sistemas de salud, debido al alto costo de los equipos para el cuidado terapéutico de esta población, tratar estos pacientes sin la infraestructura necesaria se convierte en un desafío para los profesionales que estudian el movimiento humano.

Gracias a consecutivas investigaciones se encuentran cada día nuevos adelantos tecnológicos para el tratamiento y cura de enfermedades, estas investigaciones en su gran parte son realizadas por países desarrollados, pero desde la última década, países como Colombia se han dado cuenta de la necesidad de invertir en investigación y contribuir al desarrollo de nuestra comunidad.

Para llevar a cabo todo esto, es necesario contar con una infraestructura y profesionales orientados a la investigación. En países como Colombia tener acceso a dicha infraestructura se ha convertido en un problema, ya que el costo de esta es alto, debido a que la tecnología en su mayor parte es importada; hoy nos damos cuenta que desarrollar muchos de estos equipos en nuestro país es posible, con las condiciones locales, con nuestra tecnología y a un menor costo como lo es este caso, ya que los sistemas que se consiguen comercialmente presentan inconvenientes para el personal científico a la hora de recolectar datos, pues con las opciones comerciales es imposible tomar imágenes perpendiculares al plano sagital de los pacientes, debido a que poseen estructuras laterales que impiden este procedimiento. (Ver posteriormente estado del arte).

Aparte de esto, el costo de los equipos es alto para muchas de las instituciones de nuestro país, las cuales en su mayoría no cuentan con apoyo económico del estado, y trabajan en condiciones económicas poco favorables. El precio de estos equipos pueden oscilar entre 25 y 50 millones de pesos aproximadamente, estos equipos son producidos en países como Alemania, Inglaterra, etc.

4. ALCANCES Y LIMITACIONES DEL PROYECTO.

Al diseñar un sistema de suspensión para un laboratorio de investigación, es necesario controlar algunas variables de los pacientes a evaluar, como es el peso de los pacientes y el porcentaje que se desea suspender.

Este proyecto se desarrolló para la evaluación de pacientes con un peso no mayor a 100 Kg., teniendo en cuenta que el percentil 95 para hombre en Colombia es 89.7 kg y para las mujeres 77Kg, con una suspensión del 0% hasta 30% de su peso corporal, sin embargo el sistema debe estar en capacidad de soportar la totalidad del peso del paciente, con un margen de seguridad de (+) 30%.

Como resultado de la investigación y propuesta final de diseño, se presentará un modelo funcional y su entorno, si no es posible utilizar algunos de sus componentes por razones de costos en producción (Ejemplo: inyección de polímeros), dichos componentes serán reemplazados por otros que simulen los propuestos, siempre y cuando los nuevos puedan representar las características técnicas o formales del sustituido según sea el caso, además, la técnica, tecnología y los materiales, deben estar al alcance de la universidad, de fácil adquisición, para la posterior construcción del prototipo, en el cual radica la finalidad del proyecto.

La sustentación de la propuesta final de diseño constará de un modelo funcional y un modelo formal e irá acompañada de planos, especificaciones de materias primas, maquinaria necesaria para su producción y procesos de manufactura propuestos.

Para llegar a la propuesta final de diseño, el sistema deberá someterse a algunas simulaciones previas, estas simulaciones serán realizadas dependiendo de la parte del sistema a comprobar; elementos como la estructura o carcasa, será necesario calcularla y comprobar su funcionamiento mediante software especializado en el tema; elementos de mas alta complejidad como el sistema generador de tensión será necesaria una comprobación con un modelo funcional para poder analizar su comportamiento.

5. RECURSOS

5.1 HUMANOS.

- Diseñador Industrial. Master en Riesgos Profesionales.
Francisco Espinel Correal Docente Escuela de Diseño Industrial UIS.
- Fisioterapeuta Master en ciencias del movimiento.
Maria Solange Patiño Directora del laboratorio análisis de marcha

5.2 ENTIDADES.

- Escuela de diseño industrial UIS.
- Escuela de Fisioterapia UIS.
- Escuela de Ingeniería Mecánica UIS.
- Escuela de Medicina UIS.
- Servicio Nacional de aprendizaje S.E.N.A.

6. ESTADO DEL ARTE

Los desordenes en el sistema nervioso central y sistema músculo-esquelético han llevado al surgimiento de diversas formas de reeducación del patrón de marcha debido a los problemas que poseen estos pacientes, existen diferentes procedimientos clínicos utilizados en la rehabilitación de marcha escogidos por los fisioterapeutas según las condiciones individuales de cada paciente, mas allá no existe evidencia experimental, que permita determinar que un método es mejor que otro.

De forma general, al comienzo del siglo XX, fueron utilizados métodos tradicionales de ejercicios terapéuticos, con énfasis en movimientos pasivos asistido por un activo, preparando al paciente para la marcha, se utilizaban elementos de soportes como bastones, muletas, caminadores, barras paralelas entre otros.

Posteriormente en la década de los 50 y 60 fueron propuestas técnicas neuro-musculares que utilizaban una serie de estímulos y técnicas específicas de tratamiento para inhibir las actividades reflejas, que interfiere con el movimiento, y facilitar las respuestas posturales y de movimiento del lado parético.

A partir de la década de los 80, fue usada otra tendencia; entrenamiento en diversas superficies, entre ellas la banda sin fin, enfatizando el trabajo directo sobre la tarea de andar, es cuando en 1986 autores como Barbeau Y Finch,² proponen el método de rehabilitación en la banda sin fin con suspensión parcial del peso; y solo hasta el 2004, al ver que los pacientes presentaban un gran retroceso en el momento de terminar la rehabilitación, debido al nerviosismo que le ocasionaba, empezar a caminar en el suelo, sin una ayuda segura que le ayudara a sostener su peso, le evitara caerse y le proporcionara una postura correcta; es por eso, que estos autores, en este año empezaron a estudiar el patrón de marcha con suspensión parcial del peso, en un sistema móvil para la marcha en el suelo y en la banda sin fin.

² http://www.litegait.com/research_finch.htm

Este es un panorama a nivel mundial, en nuestro país uno de los más afectados por este problema, es limitado, siendo utilizados procedimientos terapéuticos manuales.

6.1 ANÁLISIS DE LAS SOLUCIONES EXISTENTES.

Para el desarrollo de proyecto se hizo un análisis de las soluciones existentes dentro y fuera del país.

6.1.1 barras paralelas y caminadores:

Figura 1 rehabilitación barras paralelas o Caminadores



Fuente. Red de preense voltairenet³

En nuestro país la rehabilitación de estos pacientes es realizada con ayuda de las barras paralelas o caminadores, este método tiene inconvenientes como:

- Desaniman a muchos pacientes que no pueden soportar su propio peso con sus extremidades inferiores.
- Alteraciones en el balanceo de los brazos.
- Crean nuevos o malos hábitos.
- No permiten la documentación en la disminución de peso.

³ <http://www.voltairenet.org/article136827.html>

- No permite ciclos de zancadas repetitivas.
- No facilita la interacción al terapeuta.

Sistemas con suspensión de peso:

6.1.2 Biodex Medical

Figura 2. Unweighing System



Fuente. Biodex medical.⁴

Descripción:

Standard Unweighing System fabricado por Biodex Medical, una empresa inglesa, Standard Unweighing es un sistema de suspensión móvil, su costo es de 10.000 £, representante de ventas para América se encuentra en EE.UU.

⁴ <http://www.biodex.com>.

Ventajas:

- Sistema de suspensión móvil, útil para rehabilitación en la banda y en el suelo.
- El sistema no requiere energía exterior para su funcionamiento, solo utiliza una batería de 9 V para el panel de control.

Desventajas:

- La persona para desplazarse en el suelo debe desplazar con ella toda la estructura.
- Posee estructuras laterales, impidiendo la visualización por la vista lateral del fisioterapeuta o equipo de video hacia el paciente, esto es indispensable para llevar el control de la rehabilitación y estadísticas en un laboratorio de análisis de marcha.

6.1.3 h/p/cosmos Airwalk:

Figura 3 airwalk



Fuente. h/p soniber⁵

⁵[http: www.soniber.com](http://www.soniber.com)

Descripción:

Fabricado por h/p/ Soniber, una empresa alemana, h/p/cosmos airwalk es sistema de suspensión fijo, su costo es de 9.000 €, los cuales incluyen el sistema y el compresor de aire necesario para su funcionamiento, representante de ventas para latino América se encuentra en México.

Desventajas:

- Posee estructuras laterales, impidiendo la visualización por la vista lateral del fisioterapeuta o equipo de video hacia el paciente, esto es indispensable para llevar el control de la rehabilitación y estadísticas en un laboratorio de análisis de marcha
- El sistema al no ser móvil únicamente puede ser utilizado junto con una banda sin fin, impidiendo un entrenamiento en el suelo.

7. MARCO TEÓRICO.

7.1 MARCHA

La locomoción del hombre en condiciones normales es bípeda, esta habilidad la ha adquirido a través de una continua evolución, La marcha del hombre mas allá de un instinto, es una función que debe aprender por medio de un proceso que todos en condiciones normales podemos lograr⁶, para analizar la marcha de las personas debemos tener en cuenta factores biológicos y mecánicos, respetando tanto las leyes fisiológicas como físicas.

El centro de gravedad del hombre se sitúa aproximadamente delante de la segunda vértebra sacra, durante la marcha se ocasiona en el cuerpo un desplazamiento oscilatorio vertical y lateral, cuanto mayor sea el desplazamiento, el costo energético requerido para este desplazamiento también será mayor, la pelvis, la cadera y rodilla actúan coordinadamente para disminuir este movimiento, este desplazamiento del centro de gravedad es un componente normal de la marcha.

Aparte de ser necesario disminuir el desplazamiento del centro de masa, también es necesario evitar que se acelere de una manera brusca, para suavizar este movimiento la pelvis rota en el plano horizontal (movimiento de compás) y se inclina en el plano frontal hacia el lado de la pierna oscilante, es decir en la fase de oscilación, la pelvis rota hacia delante, La articulación de la cadera opuesta actúa como punto de apoyo para esta rotación, la rodilla también contribuye a disminuir el desplazamiento del centro de masa al estar en una discreta flexión en el momento en que el cuerpo pasa por encima de la pierna apoyada.

Para evitar la desaceleración brusca la rodilla al momento de chocar el talón con el suelo se flexiona, y el pie a su vez realiza una flexión plantar, estos movimientos acortan la longitud de extremo a extremo de la pierna, absorbiendo el impacto producido por el

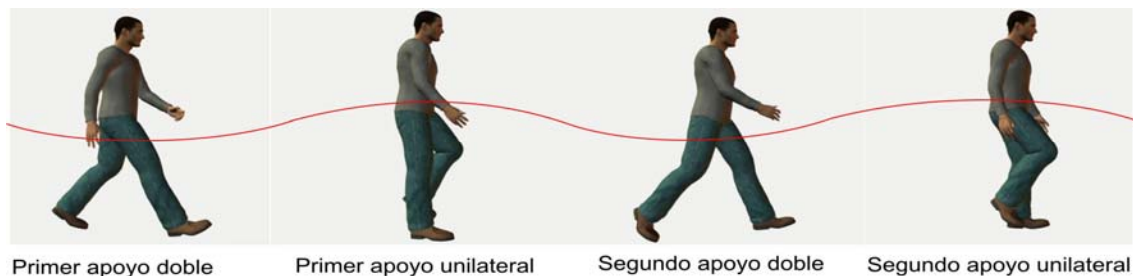
⁶ ROJAS T. Vaslak. Prótesis para pacientes con amputación en el miembro inferior (sección tercio medio) desarrollo. Diseño Industrial UIS.

choque con el suelo, una vez el centro de masa a sido desacelerado el cuerpo necesita ser impulsado para arriba para pasar por encima de la pierna contraria, para esto la pierna es alargada por la extensión de la rodilla y la extensión plantar del pie.

7.1.1 Movimiento vertical del centro de masa

Las amplitudes de pico a pico del rango de desplazamiento vertical del tronco son de 2.5 centímetros en las velocidades de marcha lentas, hasta cerca de 7.5 centímetros en las velocidades de marchas rápidas (Ver Figura 4).

Figura 4 Movimiento vertical del centro de masa

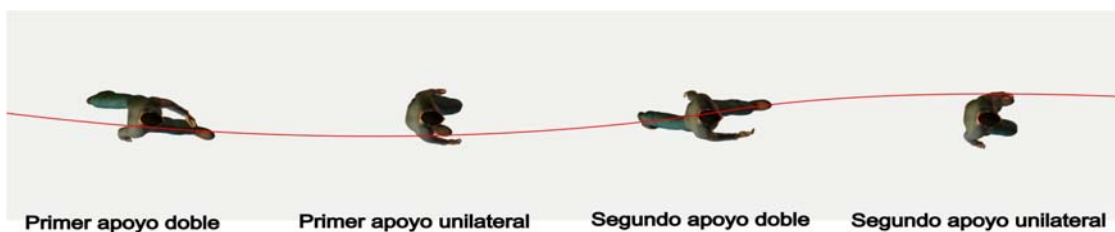


Fuente autor

7.1.2 Movimiento lateral del centro de masa:

Cuando una persona camina no permanece siempre en el plano de la línea de progresión si no que su cuerpo oscila de un lado a otro. Este desplazamiento lateral es de uno 5 centímetros, la persona inclina el peso del cuerpo hacia la extremidad que apoya. Los brazos se comportan como péndulos que empiezan a oscilar apenas se origina la marcha. (Ver Figura 5).

Figura 5 Movimiento lateral del centro de masa



Fuente autor.

7.2 FUERZAS DE REACCIÓN EN LA MARCHA

La cinética de las personas al realizar la marcha se rige por las leyes físicas, acción y reacción, todo movimiento realizado es una fuerza que por lo consiguiente genera una reacción, al marchar el cuerpo genera fuerzas de reacción vertical, longitudinal, principalmente, aunque también se generan fuerzas de reacción lateral, fuerza de torsión, pero estas son de baja intensidad.

7.2.1 Fuerza de reacción vertical

Esta fuerza es la consecuencia de los desplazamientos verticales del centro de gravedad, en el choque del talón cuando el cuerpo es impulsado hacia arriba para pasar por encima de la pierna que apoya, aumenta la fuerza de reacción del suelo; cuando el cuerpo desciende para ir a apoyarse en la pierna contraria, disminuye la fuerza vertical sobre el suelo. Cuando la extremidad despegar, impulsando el cuerpo hacia arriba y hacia delante, se vuelve a incrementar la reacción, se puede decir que la energía potencial del cuerpo es igual a su peso por la altura de su centro de masa.

7.2.2 Fuerza de reacción longitudinal

Esta fuerza es la consecuencia de las fuerzas de frenado y empuje que se generan en la marcha y se generan en el momento del choque de talón cuando el cuerpo frena, y en el despegue cuando el cuerpo empuja.

7.3 ALTERACIONES DE LA MARCHA

Dependiendo de la patología de la persona, se pueden ver diferentes alteraciones en el modo normal de marchar.

7.3.1 Marcha atáxica sensorial (tabética)

Se debe a un trastorno sensitivo posterior, con afectación de la sensibilidad propioceptiva. El paciente camina muy inestable, mirando al suelo, lanzando los pasos. La estabilidad empeora al cerrar los ojos. También es conocida como marcha de algodón.

7.3.2 Marcha atáxica

El paciente tiene dificultad en iniciar la marcha, se queda con los pies pegados al suelo (falla la orden promotora de comienzo a caminar).

7.3.3 Marcha Parkinsoniana

De paso corto, con el tronco antepulsionado, sin braceo, con dificultades en los giros. Es la misma marcha festinante, el paciente comienza a acelerarse, con pasos cortos rápidos y tiende a caer hacia delante.

7.3.4 Marcha en steppage:

Debilidad de los músculos flexores dorsales de pie. El paciente tiene que elevar mucho el pie para que al lanzar el paso, sin chocar la punta con el suelo, se conoce como chancleteo.

7.3.5 Marcha hemiparética (circunducción):

La extremidad inferior esta en extensión y el paciente, para avanzar la extremidad y salvar el obstáculo del suelo, debe realizar un movimiento de circunducción hacia fuera y hacia delante.

7.3.6 Marcha miopática (de pato):

La persona exagera el movimiento de proyección y flexión al caminar, eleva la pelvis sucesivamente, simulando el andar de un pato.

7.3.7 Marcha espástica (tijeras):

La persona tiene problemas al flexionar las piernas, obligándolo a andar simulando el movimiento de andar de unas tijeras.

7.4 PRÓTESIS

Las prótesis mas usadas que necesitan reeducación del patrón de marcha, son las prótesis de las extremidades inferiores, estas son requeridas cuando existe una amputación, siendo este problema músculo-esquelético de carácter especial porque la

incapacidad no depende de un estado patológico, sino de la pérdida del segmento.

7.4.1 Causas para una amputación:

- Lesiones accidentales por violencia en las extremidades.
- Muerte tisular por insuficiencia vascular periférica arteriosclerótica ó diabética.
- Muerte de los tejidos por estados vasospásticos periféricos como enfermedad de Buerger y enfermedad de Raynaud.
- Neoplasias malignas.
- Infecciones de larga duración de huesos y otros tejidos que no permiten el restablecimiento de la función.
- Lesiones térmicas por calor ó frío.
- Miembro deforme inútil que el paciente considera antiestético.
- Otros estados que pueden poner en peligro la vida del paciente, como accidente vascular y mordedura de serpiente.
- Falta congénita.

7.4.2 Análisis del patrón de marcha en pacientes con prótesis

Para logra un entrenamiento adecuado, el encargado de la rehabilitación debe determinar claramente cual en el origen del problema, para poder guiar al paciente y lograr una marcha lo mas cercana a lo normal, disminuir el esfuerzo físico del paciente y permitirle que se sienta libre de molestias.

Para el análisis de la marcha, se debe acompañar del conocimiento de la marcha humana normal, de kinesiología, de biomecánica y de las características funcionales y estructurales de los componentes protésicos y ortesicos, lo cual ayudará a determinar las posibles causas de las fallas que se observan en el paciente amputado, mientras camina. Este proyecto nos será útil para evaluar, reeducarlas, e investigar las causas por las cuales el paciente esta teniendo una alteración en el patrón de marcha normal.

7.4.3 Problemas más comunes de la marcha en pacientes con prótesis

- Inclinación lateral del tronco

- Marcha en circulación.
- Empinarsse.
- Rotación del pie al apoyo del talón.
- Movimiento desigual de los brazos.

7.4.4 Causas más comunes por las cuales el paciente presentar alteración en la marcha:

Los pacientes con prótesis pueden presentar diferentes problemas para marchar, los cuales pueden presentarse debido a la prótesis o al mismo paciente.

7.4.4.1 Causas relacionadas con la prótesis:

- Puede tener una prótesis corta.
- La forma de la pared lateral del socket no da el soporte necesario al fémur.
- La pared medial puede estar muy alta.
- La prótesis puede estar demasiado larga.
- La pared media de la prótesis demasiado alta.
- La forma inadecuada de la pared lateral del socket no da el soporte necesario al fémur.
- La banda pélvica puede estar colocada lejos del cuerpo del paciente.
- Fricción excesiva de la articulación o una ayuda extensora demasiado tirante que impide la flexión de la cadera.
- Fijación inadecuada del socket.
- Demasiada rigidez en el alineamiento.
- Demasiada resistencia a la plantiflexión por un talón de caucho demasiado duro.
- Construcción de la prótesis con demasiada rotación lateral.
- El socket demasiado ajustado.
- La fijación inadecuada del socket puede causar molestias en el muñón lo que hace que el paciente camine con lo miembros inferiores rígidos.

7.4.4.2 Causas relacionadas con el amputado:

- Equilibrio inestable.
- Contractura en abducción
- Muñón hipersensible y doloroso, especialmente en la cara lateral, tercio distal.
- Si el muñón es muy corto.
- El paciente puede haber adquirido este mal hábito por falta de entrenamiento
- Inseguridad que le impide flexionar la rodilla, por debilidad muscular o miedo de tropezar.
- Molestia en el muñón.
- Extensión muy fuerte del fémur cuando el talón toca el suelo.
- Falta de fuerza muscular en el muñón para controlar la prótesis.
- El brazo del lado de la prótesis se mantiene muy cerca del cuerpo durante la marcha.
- Mal equilibrio.
- falta de un buen compás en la marcha.

7.5 DESORDENES DEL MOVIMIENTO Y PATOLOGÍAS NEUROLÓGICAS

Los desordenes del movimiento y patologías neurológicas son los principales motivo por los cuales los pacientes necesitan rehabilitación de la movilidad funcional.

- Reemplazo articular.
- Daños de la medula espinal.
- Daños en el encéfalo.
- Enfermedad de parkinson.
- Distrofias musculares.
- Esclerosis múltiple.
- Debilidades de balance, coordinación y postura.
- Parálisis cerebrales.
- Amputaciones.

7.6 ACCIDENTE CEREBROVASCULAR (ACV)

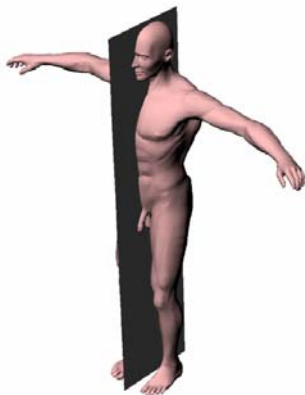
Las lesiones en el sistema nervioso más frecuentes se deben a alteraciones de la estructura nerviosa por déficit de irrigación arterial, tratándose de una hemorragia o en otros casos de una obstrucción arterial por trombosis o embolia.

Su consecuencia es un síndrome más o menos invalidante, con una sintomatología que depende de la localización del área afectada en el eje cerebroespinal. La lesión vascular puede ocurrir a cualquier nivel del sistema nervioso central o de sus cubiertas dejando secuelas definitivas como lo es la hemipléjia, o hemiparesia.

7.6.1 Hemipléjia

La hemipléjia es la principal consecuencia de estas alteraciones y se caracteriza por la pérdida de los movimientos voluntarios en una mitad del cuerpo, dividido por medio del plano medio sagital (Ver Figura 6), junto con alteración del tono postural, que puede verse aumentado (espasticidad) o disminuido (flacidez) o ambas cosas a la vez. Esta alteración obedece a lesiones de las neuronas motoras superiores del encéfalo o de segmentos superiores de la medula espinal y puede ocurrir a cualquier edad y puede ser causada por un aneurisma, una embolia cerebral o por tumores o abscesos en la cavidad craneana. Los traumatismos craneales son causas crecientes de la hemipléjia.

Figura 6 plano sagital



Fuente autor

7.6.1 Problemas del paciente hemipléjico

Los pacientes hemipléjicos en las etapas iniciales la flacidez (hipotonía) tienen dificultad para iniciar el movimiento. No existe resistencia de los movimientos pasivos y el paciente no consigue sostener la extremidad en ninguna posición.

En cambio cuando esta espástico la resistencia es demasiada (hipertonía) como para poder realizar un movimiento, el músculo simplemente no es capaz de relajarse. La sensación es el factor básico de la coordinación normal de los movimientos y de la recuperación de estos, en la hemiplejía tiene la sensación alterada o disminuida. Si la pérdida sensorial es completa el enfermo pierde la noción de la posición de sus miembros en relación con su cuerpo y con espacio. Por lo general el enfermo todavía reconoce el dolor, el calor y el frío, aunque con un déficit cualitativo.

Resultados de varios estudios indican que la marcha del hemipléjico implica un gasto energético entre 50 y 60% mayor al de un sujeto normal. Waters y Mulroy (1999) consideran que la disminución de la velocidad se da como un mecanismo del cuerpo para ajustar el consumo del oxígeno como una forma de economía del sistema. De esta forma el patrón de marcha hemipléjico es poco eficiente y tiene marcadas limitaciones funcionales, especialmente cuando se realizan conjuntamente otras actividades motoras. Los estudios demuestran que se cierto grado de recuperación del hemipléjico se da en una fase de recuperación espontánea que acontece durante los primeros tres meses post ACV, en especial durante las primeras semanas. El proceso de recuperación continúa después de meses y años posteriores al ACV y puede llegar a ser completo según la gravedad de su alteración y la continua asistencia al tratamiento. Se debe tener en cuenta que el paciente hemipléjico no solo tiene alterada su función motora sino también su estado psicológico ya que su autoestima se ve gravemente afectada y sufren de depresión, aislamiento social y deterioro físico.

7.6.2 Rehabilitación del enfermo hemipléjico

La hemiplejía es una de las enfermedades que requieren atención con mayor frecuencia. La típica parálisis del brazo, y pierna es el residuo funcional y neuromuscular producido generalmente por la oclusión o ruptura de una arteria que irriga el hemisferio colateral del

cerebro. Esto constituye el ataque o accidente cerebro vascular habitual, la rehabilitación se aplicara a los sobrevivientes de un accidente cerebro vascular que presentan lesión e incapacidad funcional.

La rehabilitación de la victima del ataque hemipléjico tiende a permitir al paciente una oportunidad de llevar una vida tan plena y autosuficiente como sus posibilidades físicas, socioeconómicas y emocionales lo permitan. El proceso de rehabilitación busca cumplir sus objetivos disminuyendo cualquier disparidad que pudiera existir entre la incapacidad real del paciente y las capacidades funcionales existentes a pesar del déficit fisiológico neuromuscular producido por el ataque. Las deficiencias sensoriales y motoras de la afección de la neurona motora superior no impide a al mayoría de los pacientes a aprender de nuevo a trasladarse, estar de pie y andar, pero muchos puede llegar a realizar estas tareas independientemente. La disparidad entre lesión e incapacidad no solo se estrecha por las técnicas y aparatos para mejorar las capacidades, sino también ayudando al paciente a sobreponerse al miedo, depresión le impiden aceptar y utilizar la ayuda.

El fisiatra, al dirigir la rehabilitación del paciente afectado tras haber efectuado su valoración, no solo debe prescribir diversos tratamientos y aparatos, sino también asistir al equipo profesional en su orientación para las necesidades psicológicas y socioeconómicas de los enfermos.

7.6.3 Importancia de las actitudes:

Un programa de rehabilitación para sobrevivientes de AVC gravemente afectados debe ser asistido por un equipo que conozca la disfunción neuromuscular y las disfunciones médicas concomitantes. El equipo también debe evaluar la influencia de los problemas emocionales, intelectuales, sociales y vocacionales.

La aptitud de los miembros del equipo hacia el hemipléjico tiene una influencia a largo plazo sino determinante. Todo equipo debe reconocer y mantener al enfermo en su lucha emocional para sobrepasar el *shock* profundo, la frustración, el miedo que experimenta cuando se encuentra reducido a la dependencia completa que se debe a su incapacidad

para que su propio cuerpo responda a sus ordenes. Los que están en torno a el deben ayudar a encontrar su dignidad de ser humano. No es suficiente “urgir” al enfermo a ser de nuevo independiente y útil. Para sobreponerse a la depresión el enfermo hemipléjico debe considerar que su vida aun tiene significación y razón de ser. La actitud del equipo debe sugerir la aceptación de la vida del paciente. El fisiatra, como guía influyente, debe difundir esta actitud en el equipo. Así ayudara al angustiado paciente hemipléjico a luchar contra frustraciones y resentimientos que le conducen a la incapacidad más aún que su afectaron neuromuscular. Si el paciente cree en su propia valía, en su propia fuerza emocional y física, en su propia integridad, aceptara una imagen física revisada de si mismo, así como sus limitaciones físicas. Seria entonces libre de aceptar ayuda y desarrollar su independencia. Entonces podrá recoger la esplendida recompensa de su propio sentido de realización sin el cual su vida carecería de significado.

7.6.4 Las causas de las lesiones vasculares son principalmente.

Las lesiones vasculares se presentan por tres motivos, hemorragias, trombosis o embolia.

7.6.4.1 Hemorragias

Son provenientes de las roturas de los vasos vasculares del cerebro generalmente de la rotura de las paredes de una arteria. Las causas de roturas de los vasos son la hipertensión arterial, las enfermedades hemorrágicas, el traumatismo y los tumores erosionantes. Las hemorragias producen las deficiencias funcionales residuales más graves y las recuperaciones más lentas. Las paredes de las arterias se ven afectadas también por otras alteraciones que las debilitan (aterosclerosis, microaneurismas, arteritis específicas) que hacen posible la rotura del vaso y elevan la tensión arterial en un enfermo ya hipertenso lo que sucede por emociones y esfuerzos físicos.

7.6.4.2 Trombosis

Consiste en una coagulación intravascular producida por alteraciones de las paredes de los vasos y la lentificación de la corriente sanguínea, de aquí que sea la aterosclerosis con sus placas de ateroma en la pared arterial, el trastorno básico de casi todas las trombosis cerebrales. Cuando se crea la obstrucción de la luz arterial deja de llegar riego

sanguíneo a las diferentes zonas que irrigaba el vaso creando así una disminución del oxígeno aportado a las células (hipoxia) causando los trastornos transitorios como afasias y hemiparesias.

7.6.4.3 Embolia

Aparece por obstrucción de un fragmento de coágulo desprendido de un foco de trombosis en una arteria cerebral. Se origina principalmente en el corazón, se asocia con estenosis mitral, con trombosis coronaria y con fibrilación auricular.

7.6.5 Trauma Cráneo-Encefálico (T.C.E)

Los traumas cráneo encefálicos también conocidos por sus siglas T.C.E. son causados por la presencia de tumores cerebrales.

7.6.5.1 Tumores cerebrales

Consisten en el crecimiento anormal del tejido cerebral. Un tumor benigno no contiene células cancerosas y, generalmente, una vez extraído no vuelve a aparecer. La mayoría de los tumores benignos tienen los bordes bien delimitados, lo cual significa que no invaden el tejido que los rodea. No obstante, estos tumores pueden causar síntomas similares a los de los tumores cancerosos debido a su tamaño y ubicación en el cerebro.

Los tumores cerebrales malignos contienen células cancerosas. Estos tumores generalmente crecen rápidamente e invaden los tejidos que los rodean. Los tumores cerebrales malignos no suelen diseminarse a otras partes del cuerpo, pero pueden reaparecer después del tratamiento. A veces, un tumor cerebral que no es canceroso se considera maligno debido a su tamaño, su ubicación y el daño que puede producir en las funciones vitales del cerebro.

Los tumores cerebrales pueden aparecer a cualquier edad. Los tumores cerebrales que se desarrollan en bebés y niños son extremadamente diferentes de los que se desarrollan en adultos, ya sea en términos del tipo de células y de la receptividad al tratamiento.

7.6.5.2 Causa de los tumores cerebrales

La mayoría de los tumores cerebrales tienen anomalías de los genes que participan en el control del ciclo celular, haciendo que las células crezcan de manera no controlada. Dichas anomalías se deben a alteraciones directas de los genes o a desarreglos de los cromosomas que hacen cambiar la función de un gen.

Los pacientes que tienen ciertas enfermedades genéticas (por ejemplo, la neurofibromatosis, la enfermedad de Von Hippel-Lindau, el síndrome de Li-Fraumeni y el retinoblastoma) tienen también mayor riesgo de desarrollar tumores del sistema nervioso central. Existen también algunos informes de niños de la misma familia que desarrollaron tumores cerebrales sin tener ninguno de los síndromes genéticos anteriores.

Los investigadores han estudiado a los padres de niños que tienen tumores cerebrales y su exposición en el pasado a ciertas sustancias químicas. Algunas sustancias químicas pueden cambiar la estructura de un gen que protege al cuerpo de las enfermedades y del cáncer. Los trabajadores de las refinerías de petróleo y de las fábricas de caucho y los químicos tienen una mayor incidencia de ciertos tipos de tumores. Aún se desconoce la sustancia química tóxica (si es que existe alguna) que está relacionada con dicho aumento en el desarrollo de tumores.

Los niños que han recibido radioterapia en la cabeza como parte de un tratamiento previo para otros tumores malignos también tienen mayor riesgo de desarrollar nuevos tumores cerebrales.

Los síntomas varían dependiendo del tamaño y de la ubicación del tumor. Muchos de los síntomas están relacionados con un aumento de la presión en el encéfalo o en esa zona. En el cráneo no hay espacio libre para ninguna otra cosa que no sean los delicados tejidos del encéfalo y su líquido. Cualquier tumor, tejido adicional o fluido puede ejercer presión en el encéfalo y provocar los siguientes síntomas:

Aumento de la presión intracraneal (ICP): causado por la presencia de tejidos o fluido adicional en el encéfalo. La presión puede aumentar porque se bloqueó uno o varios ventrículos que drenan líquido cefalorraquídeo (CSF, el fluido que rodea el encéfalo y la

médula espinal) dejando líquido atrapado en el encéfalo. El aumento de la ICP puede causar lo siguiente: dolor de cabeza, vómitos (generalmente por la mañana), náuseas, cambios de personalidad, irritabilidad, somnolencia, depresión, disminución de las funciones cardíaca y respiratoria que, si no se tratan, pueden resultar en un estado de coma.

Los síntomas varían en función de la parte del encéfalo en la que se encuentra el tumor. Los síntomas de los tumores en el cerebro (la parte frontal del encéfalo) pueden incluir: convulsiones, alteraciones visuales, dificultad al hablar, parálisis o debilidad en una mitad del cuerpo o de la cara, aumento de la presión intracraneal (ICP), somnolencia o confusión, cambios de personalidad

Los síntomas de los tumores en el tronco del encéfalo (la parte media del encéfalo) pueden incluir: convulsiones, problemas endocrinos, alteraciones visuales, dolor de cabeza, parálisis de los nervios y músculos de la cara o la mitad del cuerpo, cambios respiratorios, aumento de la presión intracraneana

Los síntomas de los tumores en el cerebelo (la parte posterior del encéfalo) pueden incluir: Aumento de la presión intracraneal (ICP), vómitos (generalmente por la mañana y sin náuseas), dolores de cabeza, falta de coordinación de los movimientos musculares, problemas para caminar (ataxia).

7.7 LESION MEDULAR

Estadísticamente, las Lesiones Medulares, están causadas, en casi un 50% de los casos por accidentes de Tráfico, siguen en frecuencia, las caídas (incluyendo accidentes deportivos), y los accidentes laborales. A nivel cervical, se produce un déficit neurológico asociado en el 39% de las fracturas, siendo la más frecuente.

Ante un trauma vertebral, es a nivel dorsal, donde el paralelismo entre lesión ósea y neurológica, es más estrecho, pero hay que tener siempre en cuenta, que pueden existir grandes destrozos óseos, sin repercusión neurológica, y al contrario, paraplejía definitivas y completas sin lesión ósea, ya que el hueso no es el único responsable en la lesión

medular. Los ligamentos, vasos, discos intervertebrales, juegan un papel no despreciable en el sufrimiento medular.

El mecanismo de producción de la lesión medular, es complejo, Rotación, hiperflexión, hiperextensión, compresión y fenómenos de estiramiento, son movimientos que pueden producir la lesión.

7.7.1 Clasificación de las lesiones vertebrales

Las lesiones vertebrales pueden ser una lesión óseas, que es cuando se presenta una fractura o una luxación, o puede ser una lesión blanda que en cuando se presenta en ligamentos, o se encuentran hernias discales.

7.8 BIPEDESTACION Y MARCHA

La marcha sólo será posible en un pequeño número de lesionados, pero la bipedestación entre paralelas o aparatos de bipedestación, debe prescribirse por los efectos beneficiosos sobre la osteoporosis, éxtasis visceral, espasticidad, deformación de las extremidades inferiores y condición física general.

En un parapléjico, sin complicaciones, desde la primera vez que se levanta a silla, hasta que puede marchar con aparatos, pueden pasar de 3 a 6 meses.

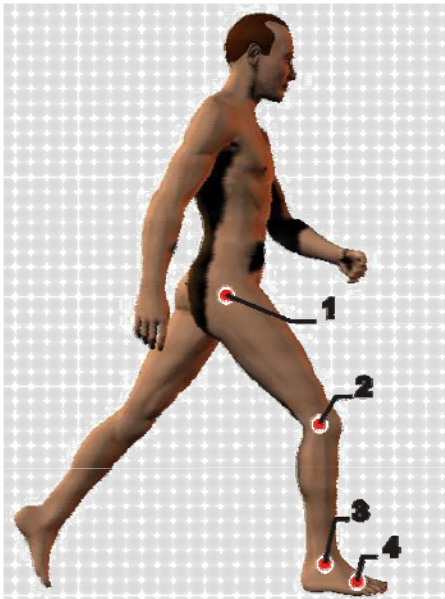
- En lesiones por debajo de L5, el déficit motor es discreto, el problema es fundamentalmente esfinteriano.
- Lesiones de nivel L5, será posible la marcha con dos bastones.
- Lesiones L3-L4, se precisarán aparatos, con dos bastones, y la marcha será en cuatro o dos tiempos.
- Lesiones L1, será igual que en lo anterior, pero la marcha solo será posible en cuatro tiempos, pendular.
- Lesiones D10, se necesitará unos aparatos largos, con banda pélvica, y la marcha sólo será pendular.
- Lesiones completas por encima de D10, la marcha será casi imposible.

8 DESCRIPCIONES DE LA INVESTIGACIÓN.

8.1. PROCEDIMIENTO

Para determinar el estado clínico de los pacientes, es realizada una valoración motora de los miembros inferiores mediante una observación directa del performance. Después de esta valoración, los participantes, son preparados para la simulación experimental. Para esto es necesario ponerles unos marcadores reflectivos de 2,5 cm. de diámetro, en los miembros inferiores (izquierdo y derecho) en los siguientes puntos anatómicos: trocánter mayor (1), cóndilo femoral (2), maléolo fibular (3) y quinto metatarsiano (4), y medir las distancias entre estos marcadores, los cuales serán observados y controlados por el personal científico encargado del análisis de la marcha.⁷ (ver figura 7).

Figura 7. Marcadores

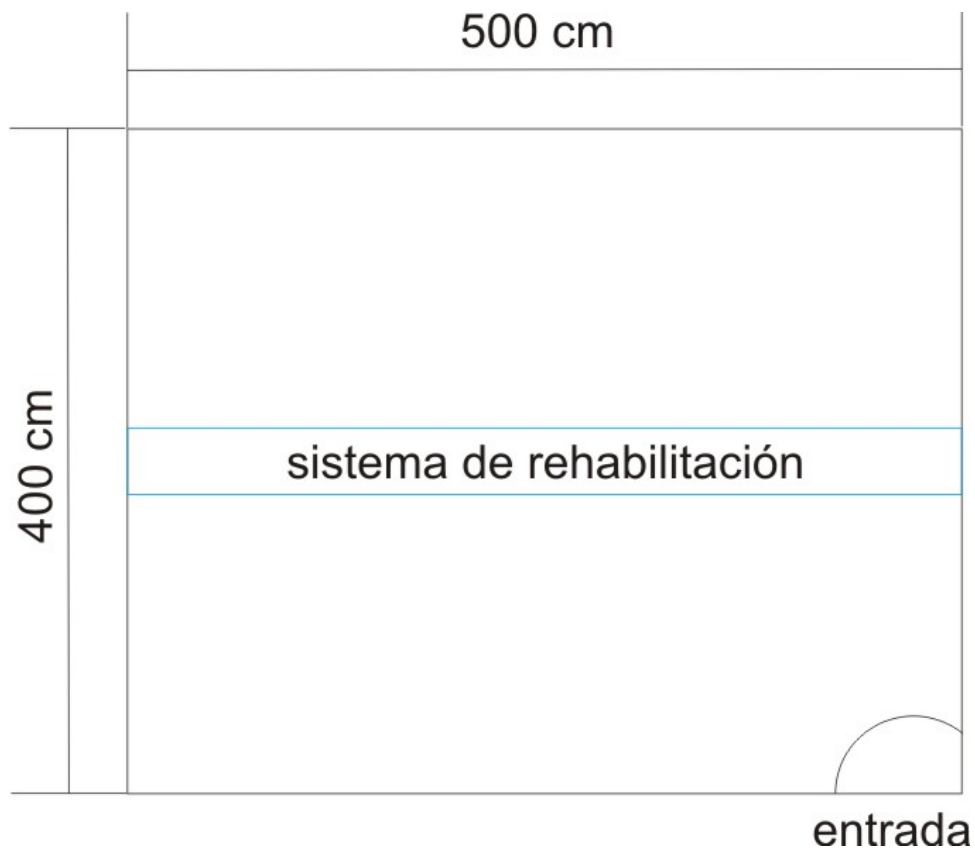


Fuente autor

⁷PATIÑO Maria S. Proyecto de master Análisis en la marcha de pacientes hemipléjicos. Directora del laboratorio sobre el análisis de marcha.

Este procedimiento es realizado en el laboratorio, el cual en nuestro caso es el laboratorio de análisis de marcha de la Universidad Industrial de Santander, este tiene unas dimensiones de 500 cm. de largo por 400 cm. de ancho (ver figura 8)

Figura 8. Ilustración planos técnicos del laboratorio



Fuente autor.

8.2 VARIABLES DEPENDIENTES

Las variables dependientes consideradas en la valoración del patrón de marcha fueron agrupadas en cinco categorías.

8.2.1 variables descriptivas

Las variables descriptivas nos proporcionan información sobre el ciclo de la pasada en el suelo y en la banda con todo el peso o con soporte de 15% y 30% del peso corporal, en

estas superficies se puede evaluar las siguientes variables:

8.2.1.1 Longitud de la pasada

Es la distancia que mide la pasada, su unidad se da en (metros).

8.2.1.2 Duración de la pasada

Es el tiempo en el que transcurre una pasada, su unidad se da en (seg.).

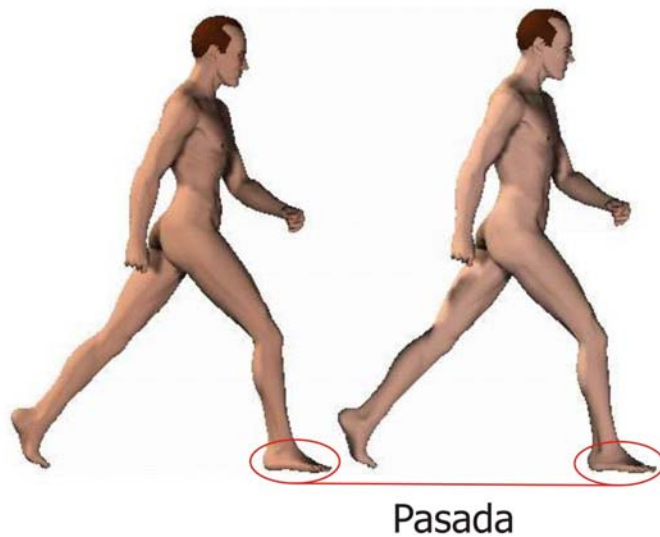
8.2.1.3 Frecuencia de la pasada

Es el numero de pasadas en un segundo, es calculada mediante la ecuación (frecuencia = $1 \text{ seg.} / \text{Duración de la pasada}$), su unidad se da en (pasadas/seg.)

8.2.1.4 Velocidad

La velocidad de la marcha, es calculada mediante la ecuación (velocidad = longitud de la pasada / Duración de la pasada), su unidad se da en (m/seg.)

Figura 9. Pasada



Fuente autor

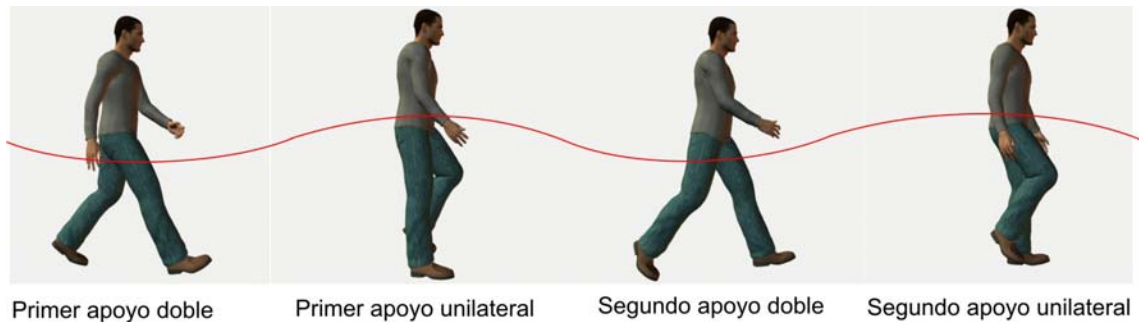
8.2.2 Variables temporales.

Las variables temporales nos proporcionan información sobre el tiempo relativo de las fases de marcha en un ciclo de pasada en el suelo y en la banda con condiciones

diferentes de peso.

8.2.3 Fases de marcha

Figura 10. Fases de marcha



Fuente autor

8.2.3.1 Primer doble apoyo

Se caracteriza por que los dos pies están en contacto con el suelo, uno está iniciando el apoyo en el talón, mientras el otro se encuentra finalizando en contacto en la cabeza del primer metatarsiano.

8.2.3.2 Primer apoyo unilateral

El pie que anteriormente se encontraba finalizando en contacto en la cabeza del primer metatarsiano, inicia su periodo de balanceo, el peso del cuerpo se encuentra apoyado en una sola extremidad, este periodo de balanceo se encuentra dividido en dos fases, según la pierna se encuentre por detrás o por delante del eje de gravedad.

8.2.3.3 Segundo doble apoyo

Es simétrico al primer doble apoyo, pero aquí el pie que antes estaba finalizando el contacto ahora lo inicia, mientras el otro pie acaba de encontrarlo acabando el apoyo.

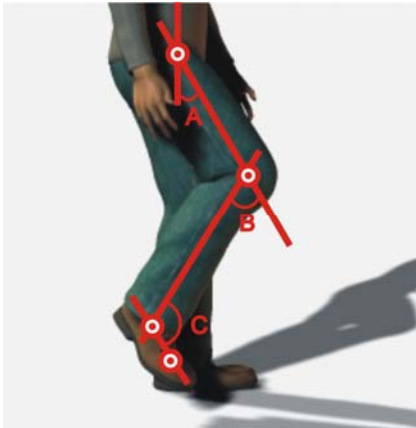
8.2.3.4 Segundo apoyo unilateral

Es simétrico al segundo tiempo pero ahora el peso del cuerpo se encuentra apoyado en el otro pie.

8.2.4 Variable relacionada con la cinemática articular.

Las variables relacionadas con la cinemática articular nos proporcionan información sobre los ángulos de flexión formados en la extremidad inferior en las diferentes fases del ciclo de andar en el suelo y en la banda con condiciones diferentes de peso (ver figura 11).

Figura. 11 ángulos de la marcha



Fuente autor

8.2.5 Variables coordinativas

Esta variable nos proporcionan información sobre el porcentaje de tiempo del ciclo de pasada del miembro patético (lesionado) y el no patético (no lesionado), es calculada mediante la siguiente ecuación (porcentaje de tiempo del ciclo de pasada del miembro patético=(tiempo del ciclo de pasada del miembro patético/ total de tiempo de la pasada) multiplicado por 100. (Porcentaje de tiempo del ciclo de pasada del miembro no patético=(tiempo del ciclo de pasada del miembro no patético/total de tiempo de la pasada) multiplicado por 100.

8.2.6 Índice de simetría

Finalmente el índice de simetría es calculado mediante la siguiente ecuación (Índice de simetría = resultados de pruebas en pierna parética/resultados de pruebas en pierna no parética), un índice de simetría perfecto es igual a 1, este índice de simetría nos es útil para conocer como es en comportamiento del paciente al desarrollar la marcha en

el lado paretico Vs el lado no paretico.

8.3 Ventajas de la disminución del peso para el paciente

- provee entrenamiento del transporte del soporte peso parcial como herramienta para promocionar los patrones normales de marcha, incluyendo los pasos simétricos bilaterales, longitud del paso y cadencia.
- Ayuda a controlar la postura.
- Desarrolla el balance y la coordinación.
- Incrementa la resistencia y capacidad cardiovasculares.
- Reduce el dolor, acompañado de demandas metabólicas y cardiacas.
- Provee un ambiente seguro para el paciente y el terapeuta.
- Reduce el numero de personal requerido para la actividad.

8.4 Ventajas y desventajas del sistema de suspensión de peso en banda sin fin y suelo.

La rehabilitación de los pacientes en cada uno de los diferentes medios propuesto conlleva a una serie de ventajas y de desventajas.

8.4.1 Ventajas de la rehabilitación en la banda sin fin

- El paciente disminuye el gasto energético. Debido a que se presenta menor esfuerzo para controlar el lado afectado y para deslazar el centro de gravedad hacia delante.
- Se puede controlar el tiempo del entrenamiento.
- mejora la simetría y sincronización.
- Proporciona una sensación normal de movimiento.
- Apresura el paso, obligándolo a una utilización forzada del lado afectado
- Activa de manera inconsciente los movimientos inhibidos.
- Se mantiene la velocidad de marcha constante.

8.4.2 Limitantes de la rehabilitación en la banda sin fin:

- El entrenamiento es realizado en un contexto diferente al que se utiliza en la vida diaria.

- No existe flujo visual como en el suelo (horizonte)

8.4.3 Ventajas de la rehabilitación en el suelo

- Es el medio normal de desarrollo de la marcha. realmente debe estar capacitado es para realizar la marcha en este medio.
- Ayuda a tener una retroalimentación sensorial más normal a la de la vida cotidiana.

9. PROCESO DE DISEÑO

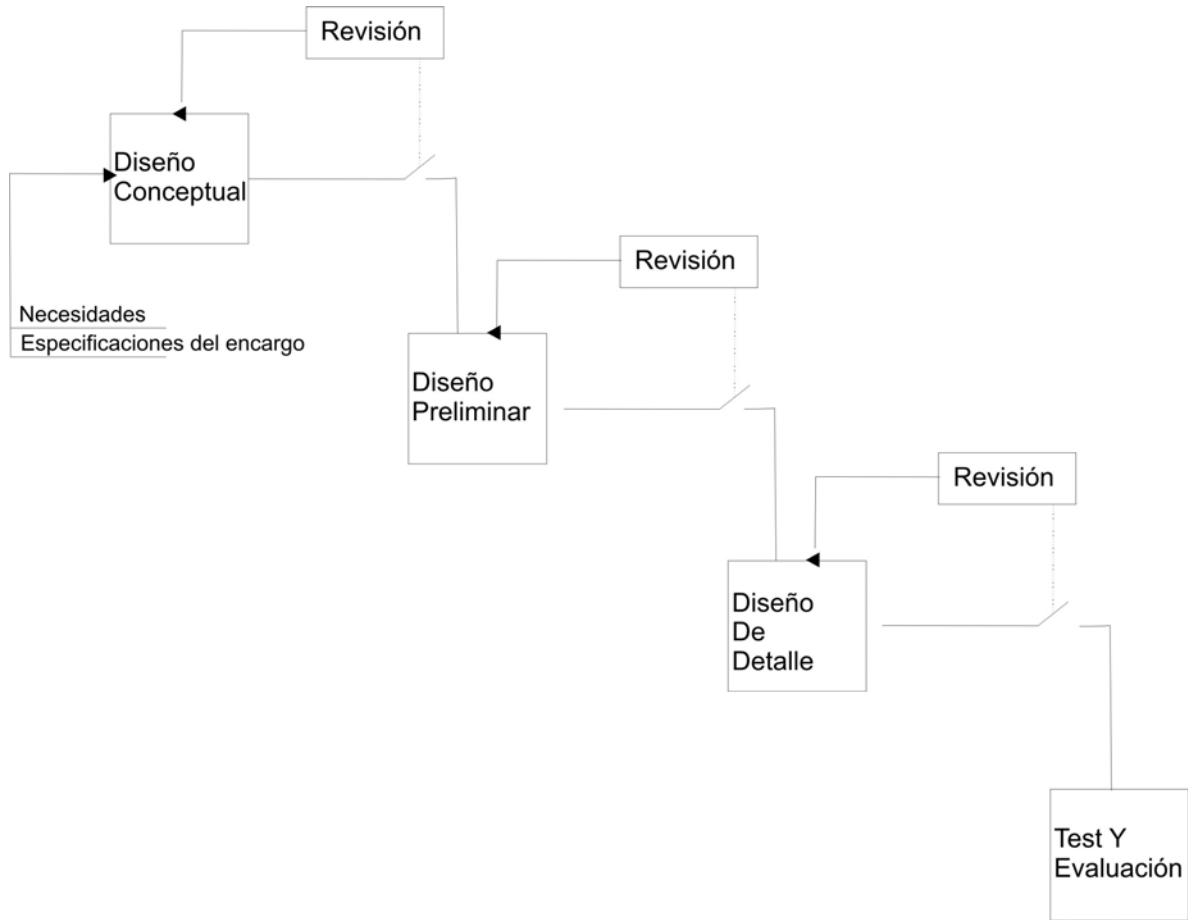
El proceso de diseño se llevó a cabo por medio del método “Diseño funcional y conceptual por ingeniería concurrente” que propone Francisco Aguayo González y Víctor M. Soltero⁸

El proceso de diseño se desarrolló de la siguiente manera:

1. Diseño conceptual del sistema: esta parte se centrará en encontrar el horizonte del proyecto, se realizarán los requerimientos, para tener un enfoque de lo que se quiere realizar.
2. Diseño preliminar del sistema: centrado en la creación de posibles soluciones, con el fin de generar la mayor cantidad de soluciones del problema.
3. Diseño de detalle y desarrollo del sistema: centrado en el análisis de la viabilidad de algunas de las posibles soluciones y convertirlas en alternativas.
4. Test del sistema y evaluación: esta fase del diseño se centrará en el análisis, la evaluación y selección de las alternativas, con el fin de hallar la que mejor se ajuste a los requerimientos.

⁸ AGUAYO. Francisco “Metodología del diseño industrial un enfoque desde la Ingeniería Concurrente”, Alfaomega grupo editorial, S.A 2003 MEXICO cap 10 pág 206.

Figura 12. Proceso de diseño



Fuente metodología del diseño ⁹

⁹ Ibid., p. 207.

9.1 REQUERIMIENTOS DEL SISTEMA.

Tabla1. Requerimientos de uso

9.3.1 Requerimientos de uso.
<p>El sistema debe ser claro en la siguiente información</p> <ul style="list-style-type: none">• Para qué sirve.• Cómo debe ser usado

Fuente autor

Tabla2. Requerimientos de función

9.3.2 Requerimientos de función.
<ul style="list-style-type: none">• El sistema debe ser diseñado para ser usado por personal, que no requiera conocimiento técnico del funcionamiento interno del sistema.• Adaptabilidad a las diversas incapacidades y actividades.• Adaptabilidad al progreso o a la regresión física.

Fuente autor

Tabla 3. Requerimientos estructurales

9.3.3 Requerimientos estructurales.
<ul style="list-style-type: none">• Las dimensiones del sistema deben estar determinadas por las necesidades y por las condiciones del laboratorio.• Se debe especificar claramente el máximo peso que puede soportar el sistema, (Máximo 100 Kg.) con un factor de seguridad de 1.2 (Resistencia del sistema = peso del paciente X factor de seguridad) (Resistencia del sistema =)(100 Kg X 1.2)= 120 Kg

Fuente autor

Tabla 4. Requerimientos técnico-productivos

9.3.4 Requerimientos técnico-productivos.
<ul style="list-style-type: none">• En el diseño del sistema se debe contemplar los materiales a utilizar y procesos de producción que sean asequibles en nuestro país.• Las partes del sistema que sean reemplazables como rodamientos, cables de acero, tornillos, entre otros deben ser piezas estandarizadas para su fácil reemplazo en caso que así sea requerido.

Fuente autor

Tabla 5. Requerimientos formal-estéticos

9.3.5 Requerimientos formal-estéticos.
<ul style="list-style-type: none">• El sistema debe tener un estilo formal coherente con el entorno, un estilo minimalista, guardando un equilibrio sensorial, además de la psicología de los colores.• El sistema, debe dar al participante la suficiente seguridad, física y psicológica para que al momento de ser usado, no se convierta en un generador de distracción ó nerviosismo.• El sistema debe brindar desde la perspectiva formal-estética información de usabilidad.

Fuente autor.

Tabla 6. Requerimientos ergonómicos

9.3.6 Requerimientos ergonómicos.
<p>En el sistema se debe contemplar los factores:</p> <ul style="list-style-type: none">• Factores psicológicos como percepción del sistema y su representación.• Factor ambiental como minimización del ruido, vibraciones.• Posturales que coayude con la correcta postura de los pacientes.

Fuente autor

10. GENERACIÓN DE ALTERNATIVAS

Para la generación de alternativas se empleará el método de diagrama morfológico ideado por Zwicky. Su principio se encuentra en el hecho que un problema de diseño de producto se resuelve mejor si se descompone en subsistemas, el cual propone Francisco Aguayo y Víctor Soltero¹⁰.

Esta metodología es ideal para el desarrollo de proyectos complejos o extensos, en los cuales se requiere maximizar el potencial de diseño y la cantidad de alternativas, su aplicación consiste en analizar el problema general, dividirlo en subsistemas y jerarquizarlos, de esta manera podemos dar una lluvia de ideas por cada uno de los subsistemas y no solo del problema en general, así posteriormente podemos generar alternativas resultantes de la combinación de la lluvia de ideas de cada subsistema.

El principal propósito de este método es ampliar la búsqueda de nuevas soluciones posibles. (ver figura 13 p.58)

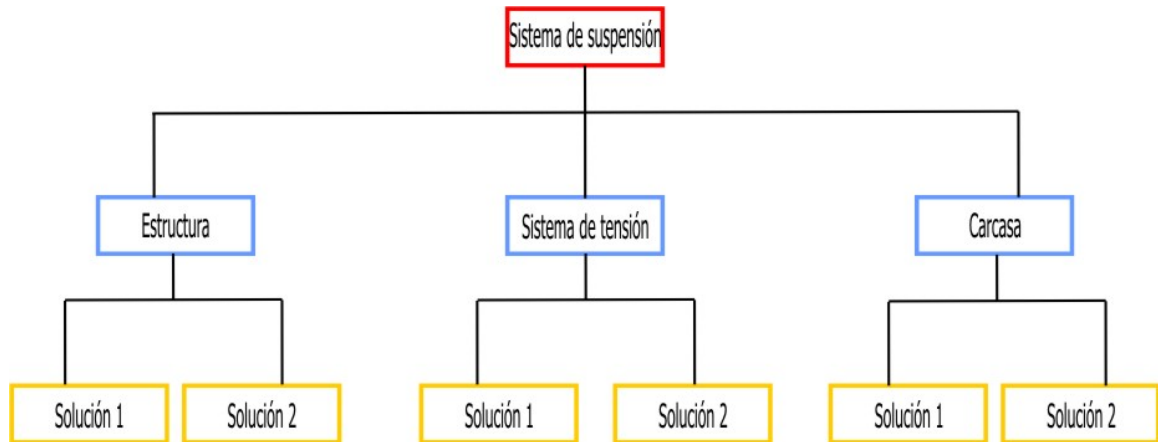
Descripción de los subsistemas:

El problema general se dividió en tres subsistemas:

1. Estructura: la estructura es la encargada de soportar el sistema.
2. Sistema de tensión: el sistema de tensión es el encargado de proporcionar el soporte del peso al paciente.
3. Carcasa: la carcasa es la encargada de dar seguridad visual al sistema y contener la estructura.

¹⁰ Ibid., p. 182.

Figura 13. División del sistema



Fuente autor.

Argumentación de innovación:

El diseño del sistema de suspensión parcial del peso corporal para evaluación y reeducación del patrón de marcha, se presenta como una alternativa para la rehabilitación, con un diseño que combina ciencia, tecnología, innovación, ergonomía, estética y funcionalidad.

Este diseño es concebido pensando en el usuario, el cual aporta un factor “técnico-productivo”, por medio del desarrollo de una nueva aplicación a la tecnología existente, logrando innovación, y siendo pioneros a nivel nacional en este campo dando como valor agregado, el aporte “formal-estético” el cual es un diseño estéticamente limpio, con conceptos de modularidad, contraste, orden, entre otros.

10.1 ESTRUCTURA.

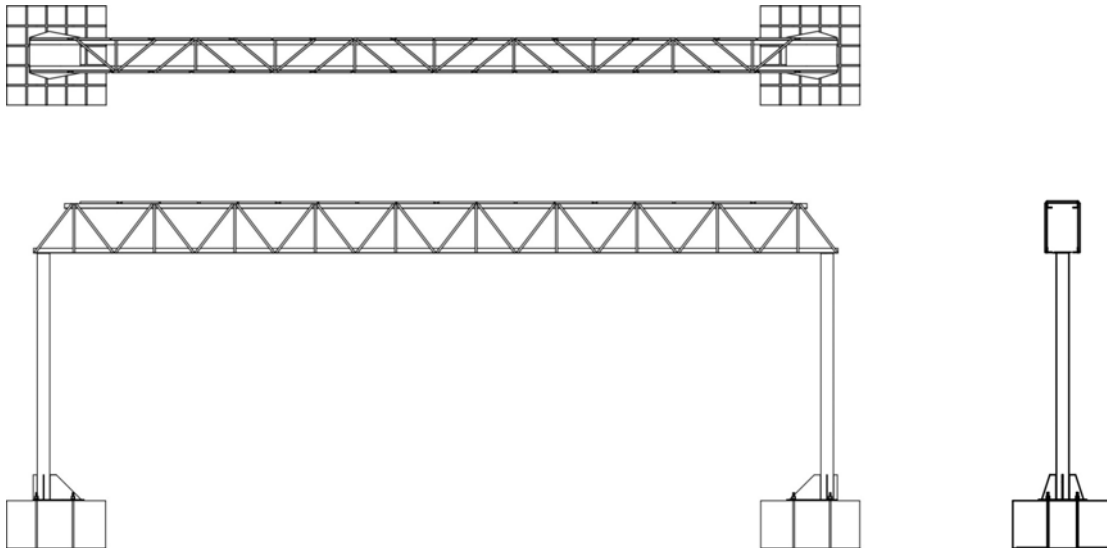
La estructura es la parte del sistema encargada de contener el sistema generador de tensión y actuar como soporte de la carcasa, para el diseño de este subsistema se diseñaron dos posibles alternativas: 1 estructura con cercha, 2 estructura con perfil en I.

10.1.1 Estructura con cercha

Descripción:

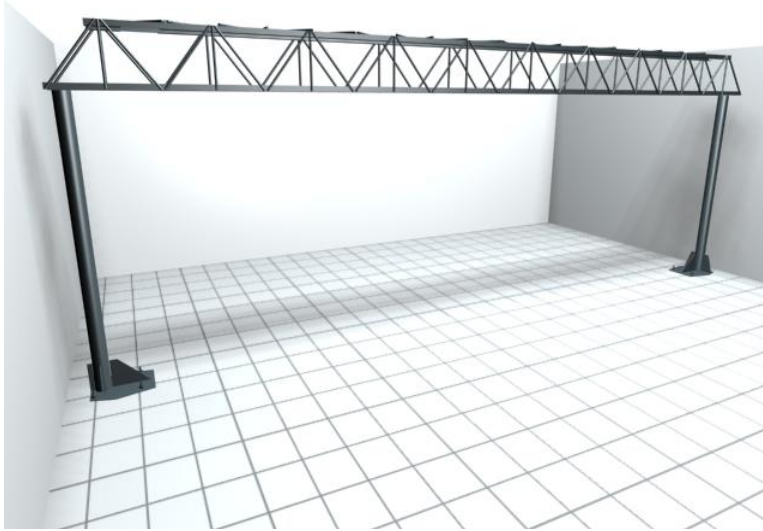
La estructura esta compuesta por dos bases de 200 cms * 4 pulgadas de diámetro externo y un espesor de ¼ de pulgada, con $W=16 \text{ KgF/M}$, cuatro ángulos rectos de 1 1/2 pulgada de ancho y 1/8 de pulgada de espesor en acero A-36 $W=1,54\text{kgf/M}$, la cercha es de varilla de acero 1045 de ½ pulgada (ver figura 14).

Figuran 14. Vista de la estructura con cercha



Fuente autor

Figura 15. Perspectiva estructura con cercha.



Fuente autor

Comprobación:

Virtual y analítica.

La estructura se calculó analíticamente, por medio de este proceso se determinaron las dimensiones, forma y calibre de los materiales de la estructura en cercha, posteriormente fue modelada en el software Rhinoceros® 3D Modeling/CAD versión 3.0, y exportado a solid Works 2004, donde por medio del plugin cosmos se simularon las carga a las cuales será sometida la estructura. El diseño de la estructura, cálculos y selección de materiales fueron elaborados por el estudiante Oscar Ricardo Ramírez Serrano, este proceso contó con la supervisión y aprobación del ingeniero civil Especialista en estructuras Alexis Vega Argüello docente de la Universidad Industrial de Santander(ver figura 16).

Cálculos para estructura de 5 metros de longitud:

$$P_L = 100 \text{ KG}$$

$$M_L = \frac{P_L * L}{4} = \frac{100 * 6}{4} = 135 \text{ KgF/M}$$

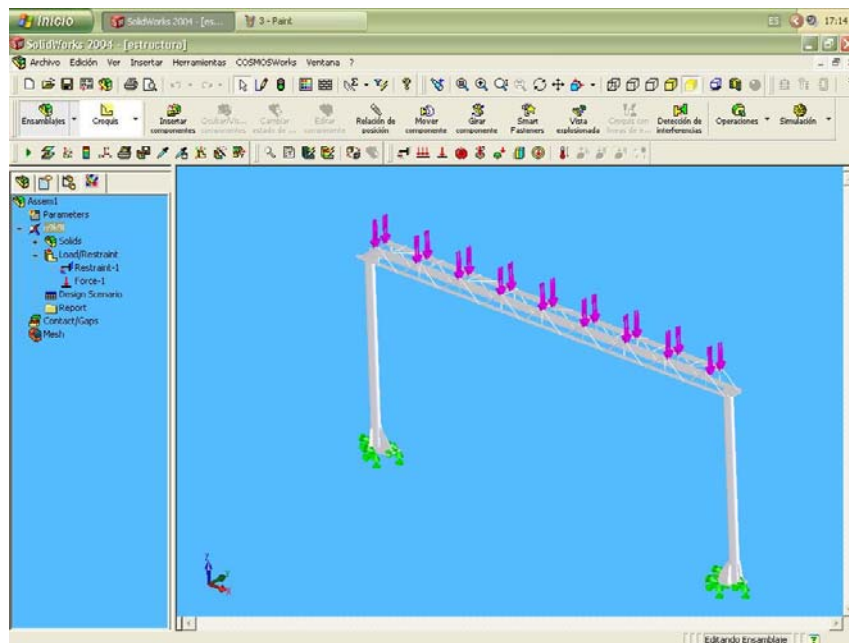
$$W_D = \frac{W_C^2}{8} = \frac{100 * 6^2}{8} = 450 \text{ KgF/M}$$

$$M_{L+I} = 270 \text{ KgF/M}$$

$$M_{D+I} = 900 \text{ KgF/M}$$

$$P_U = T_U = \frac{1512}{0,40} = 3780 \text{ KgF/M}$$

Figura 16. Análisis en cosmos estructura cercha



Fuente autor.

10.1.2 Estructura con viga I

Descripción:

La estructura esta compuesta por dos bases de 4 pulgadas de diámetro externo con un espesor de $\frac{1}{4}$ y longitud 210cm $W=16$ KgF/M, y una viga en forma de I en acero 1045 numero 32, para cargas de 240 Kg. en tramos de 6 metros(ver figura 17).

Figura 17 vista estructura perfil I

V. Superior



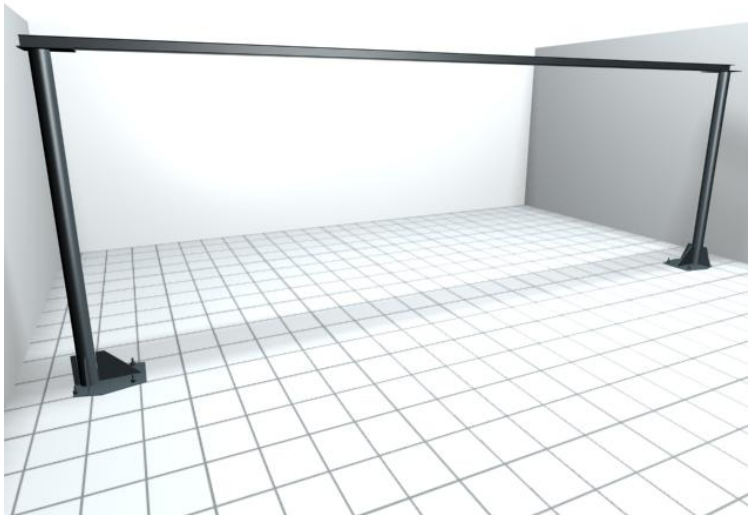
v. lateral

Fuente autor.



V. Frontal

Figura 18. Perspectivas estructura perfil I.



V. perspectiva

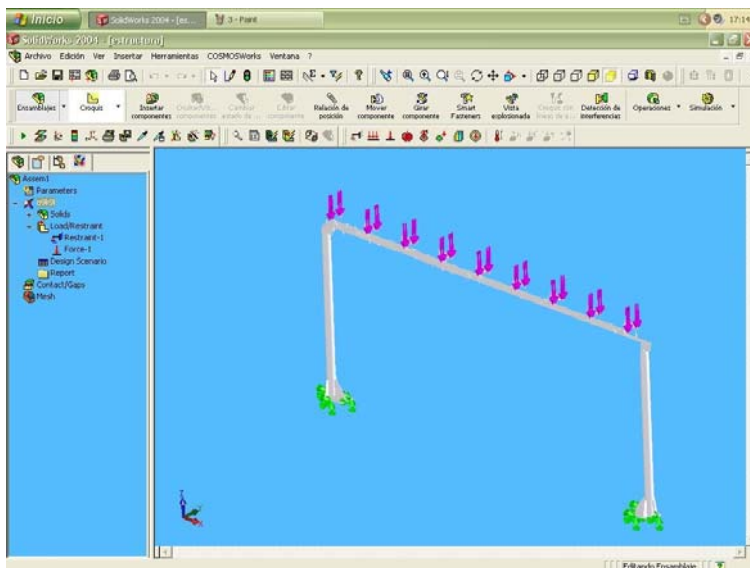
Fuente autor.

Tipo de prueba:

Virtual y analítica.

Para el diseño y evaluación de la estructura con perfil en I, se llevaron a cabo los mismos procedimientos ya explicados para la anterior alternativa (ver figura 19).

Figura 19. Análisis en cosmos estructura en I



Fuente autor.

Tabla 7. Ventajas y desventajas de las estructuras.

	Observaciones	Ventajas	Desventajas
Estructura en I	-Se calculó la estructura, la viga se seleccionó para una carga de 200 Kg., con un factor de seguridad de 1.4, posteriormente se comprobó virtualmente su resistencia.	-Costos más bajos. -Requiere menos procesos de fabricación.	-La estructura por poseer una viga en I, limita la adaptabilidad a dimensionamiento, comercialmente se consigue tramos de 6 metros.
Estructura con cercha	-Se calculó la estructura para soportar un peso de 200 Kg. con un factor de seguridad de 1.4, posteriormente se comprobó virtualmente su resistencia.	- La estructura tiene fácil adaptabilidad a cambios de dimensiones, se puede diseñar y calcular para dimensiones específicas. - La estructura de puede prefabricar en secciones, y ser terminada en el lugar de su ubicación, permitiendo así estructuras grande en lugares con difícil acceso.	-Requiere más procesos de fabricación. -costos mas elevados

Fuente autor

Observaciones: Las estructuras están ancladas al suelo por medio de pernos de $\frac{1}{2}$ pulgada de acero 1045 enroscados los cuales vienen incrustados en un dado de concreto de 80cm * 60 cm y 40cm de profundo, y una cuadrícula base de acero 1045 de $\frac{1}{2}$ ", relleno de mortero.

Conclusión:

Luego de diseñar cada una de las posibles alternativas de estructura se llegó a la conclusión que la estructura con cercha puede ser diseñada con variables de longitud, mientras la estructura de perfil de I viene determinada por el fabricante, "tramo de 6 metros", variaciones en las dimensiones de esta requiere una construcción especial o un desperdicio de material, lo cual eleva los costos.

La estructura en I requiere menos procesos de fabricación, por ser un sistema en el cual la barra horizontal es seleccionada dependiendo de los requerimientos, la estructura de perfil en I nos crea el inconveniente de transporte, mientras la estructura con cercha, no da la oportunidad de ser fabricada dentro del laboratorio.

10.2 SISTEMA DE TENSIÓN

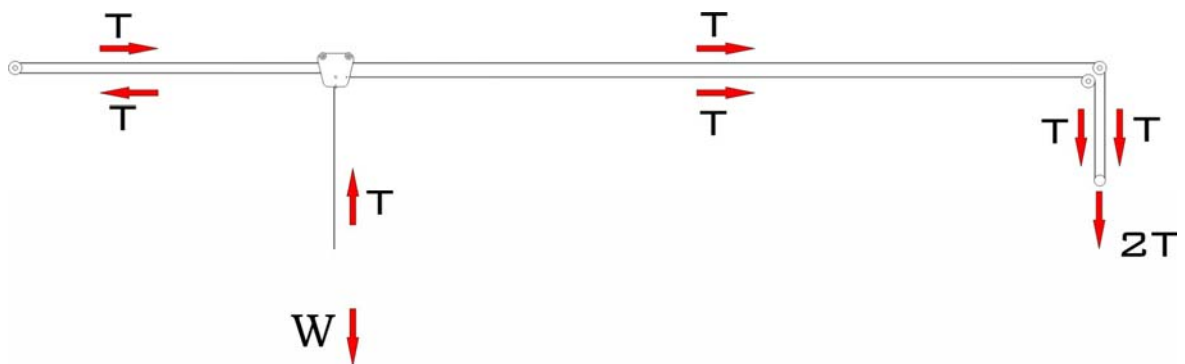
El sistema de tensión, es la parte del sistema encargado de generar y controlar la tensión que proporciona el soporte del peso corporal al paciente, para el diseño de este sub-sistema se diseñaron dos posibles alternativas: 1. sistema de contra-fuerza, 2. estructura con perfil en I.

10.2.1 Contra-fuerza

Descripción:

Este sistema su principio se basa en generar una tensión (T) por medio de un cable de acero en dirección contraria al peso (W) del paciente, esta tensión (T) es trasladada alrededor del cable de acero; la tensión del cable es generada gracias a unos contrapesos ($2T$) que se encuentran ubicados en un extremo del sistema (ver figura 20).

Figura 20. Sistema de contra-fuerza.



V. Lateral
Fuente autor

Para lograr el desplazamiento del sistema y proporcionar una suspensión del peso durante toda la trayectoria de entrenamiento, el sistema cuenta con una pieza móvil y un único cable de acero superior con uno de sus extremos sujeto al paciente y el otro sujeto directamente a la pieza móvil, además el cable va montado sobre poleas con rodamientos que hacen rotar el cable a medida que la pieza móvil se desplaza, de esta manera logramos generar la tensión en el lugar indicado (ver figura 21).

Figura 21. Rotación del cable de acero



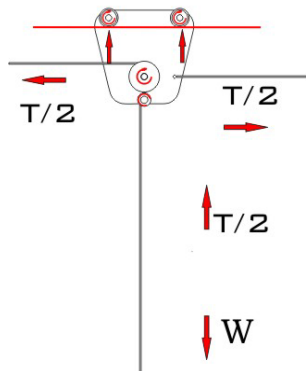
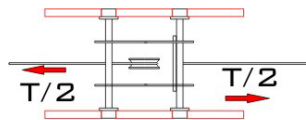
V. Lateral

Fuente autor

La pieza móvil se traslada por la estructura, logrando mantener la tensión necesaria para soportar al paciente en el punto de la trayectoria que se encuentre (ver figura 22).

Figura 22. Pieza móvil

V. Superior



V. Lateral

Fuente autor

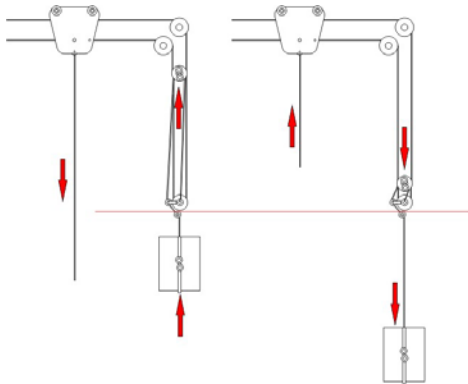


V. frontal

Para controlar la tensión se diseñó un sistema de contrapesos, el cual utiliza como principio físico la gravedad, fuerza constante y gratuita; los contra pesos del sistema están ubicados en un carro móvil con grado de libertad vertical uno, de esta manera logramos

que a medida que el paciente varía la altura del centro de gravedad, los contrapesos se nivelan con una respuesta inmediata, manteniendo una fuerza constante sin importar la posición del centro de gravedad del paciente, esto es debido a que la fuerza depende de la gravedad, y esta es una fuerza constante para todo cuerpo, sin importar su tamaño, posición o masa (ver figura 23).

Figura 23. Sistema de contrapesos

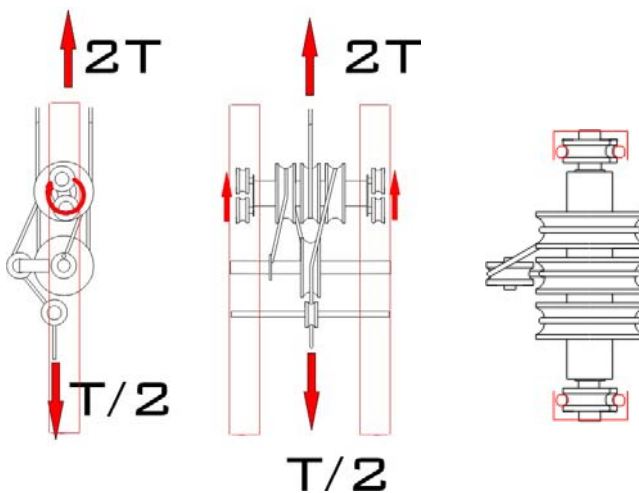


V. Lateral.

Fuente autor.

Para disminuir la cantidad de contra pesos necesarios para generar la tensión requerida, y tener una ganancia mecánica, al sistema de tensión se le diseñó un polipasto con ganancia mecánica de 1:4, el cual se desplaza con grado de libertad vertical uno, en el mismo plano cartesiano del carro móvil descrito con anterioridad (ver figura 24 y 25).

Figura 24. Vistas del polipasto



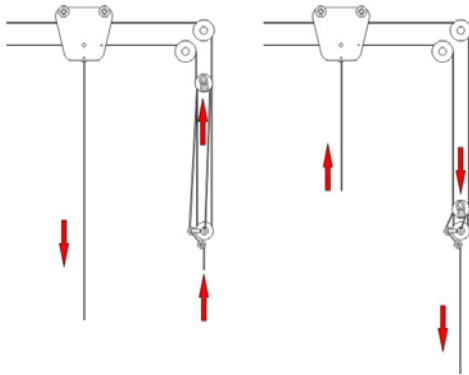
V. Lateral.

V. Frontal.

V. Superior.

Fuente autor

Figura 25. Funcionamiento del polipasto



V .Lateral.

Fuente autor.

Comprobación:

Para comprobar el funcionamiento del sistema de tensión por medio de contra-fuerza, se fabricó un modelo a escala 1:1

Resultados de la comprobación

Se encontró en el cable de acero encargado de transportar la tensión, el fenómeno de catenarias, esto es un fenómeno normal en tensiones horizontales por medio de cables y se presenta debido al peso del mismo cable y es directamente proporcional al peso del cable y a la distancia entre apoyos; normalmente este fenómeno se resuelve con carga estática muerta.

En nuestro caso por tratarse de una distancia corta (5 metros como máximo), y un cable de peso bajo (75 gramos por metro, cable de 1/8 de pulgada). Este fenómeno de es fácil de corregir.

Comprobación:

Figura 26. Sistema con presencia del fenómeno de catenaria

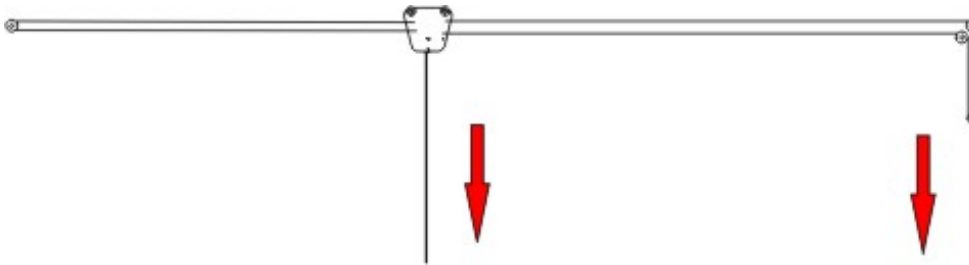


Fuente autor

Sistema de tensión por medio de contra-fuerza, distancia entre poleas cinco metros, cable de acero de 1/8", Sin carga estática. Presencia fenómeno de catenaria

Para solucionar el fenómeno se probaron varias alternativas, como modificación de las distancias entre poleas y cargas estáticas en los extremos del cable.

Figura 27. Sistema sin presencia del fenómeno de catenaria



Fuente autor.

Sistema de tensión por medio de contra fuerza, distancia entre poleas cuatro metros y medio, cable de acero de 1/8 inch, con carga estática de dos libras. Sin Presencia del fenómeno de catenaria

Conclusión:

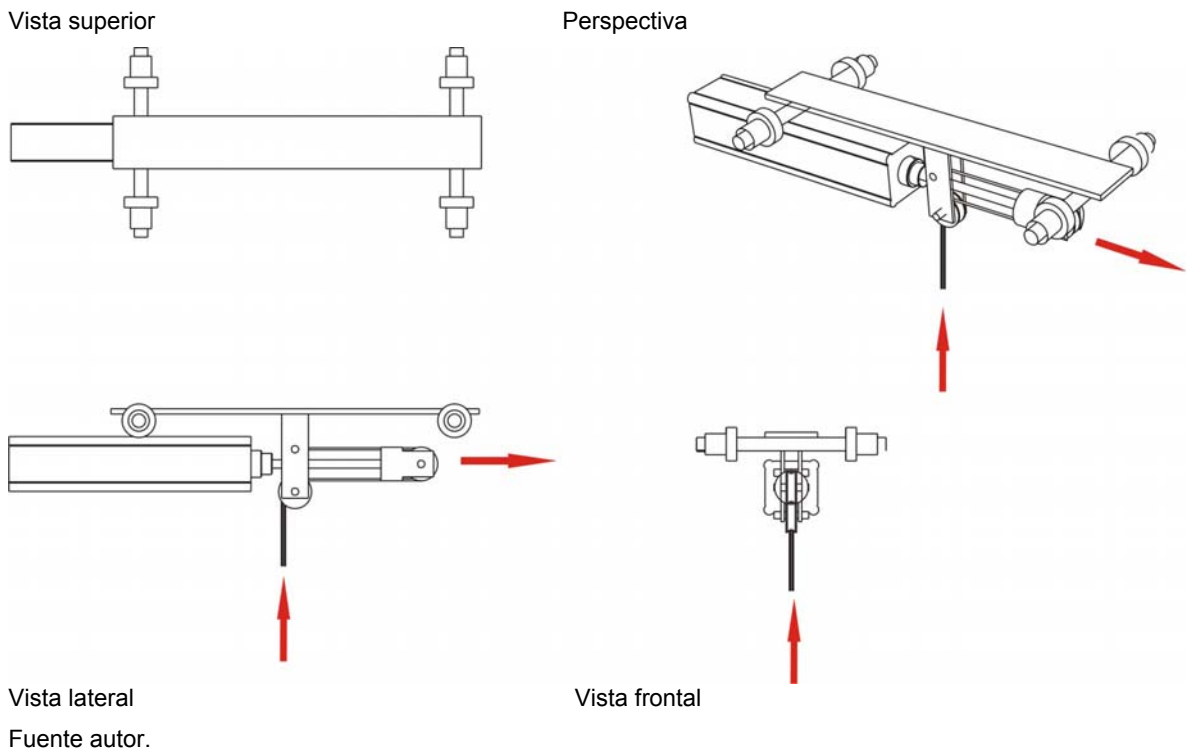
Después de este análisis se llegó a la conclusión que con una modificación de las distancias entre poleas las cuales se encuentre en un rango de 5 metros a 4,5 metros, y con una carga estática de 2 libras podemos eliminar este fenómeno, dándonos como resultado un cable de acero tensionado, el cual responde inmediatamente a cualquier cambio de posición del centro de masa del paciente.

10.2.2 Sistema de Cilindro neumático

Descripción:

Esta posible alternativa funciona por medio de un cilindro neumático, este es el encargado de generar la tensión del cable de acero, el cilindro va montado sobre una pieza móvil y cuenta con una polea sobre rodillo en extremo de su émbolo, la cual al actuar el cilindro, es encargada de generar la tensión al cable de acero, esta tensión es constante para cualquier posición de la carrera del cilindro, debido a que la fuerza de empuje de un cilindro neumático no depende de la posición del émbolo sino de la presión del aire dentro de él, esto nos asegura una suspensión controlada para una rehabilitación eficaz (ver figura 28).

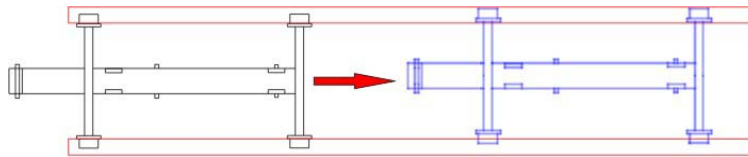
Figura 28. Vistas del carro generador de tensión.



El sistema se desliza sobre la estructura por medio de rueda en aluminio con rodamientos tipo thin-roller (ver figura 29).

Figura 29. Desplazamiento de la pieza móvil.

V. Superior



Fuente autor

Para mantener la presión constante del cilindro se hicieron pruebas en el Servicio Nacional de Aprendizaje S.E.N.A. sede Girón.

- 1) En este sistema la presión del aire será controlada por medio de una válvula reguladora de presión con filtro ref. C/MA LFR-1/4-D-mini, con histéresis¹¹ de 0.2 bar., por medio de la cual podemos controlar, conocer y mantener la presión de entrada de aire que llega al cilindro y por consecuencia la fuerza de empuje del émbolo, el paciente al realizar la marcha, traslada su centro de gravedad describiendo una curva senoidal en el plano cartesiano XZ, este movimiento ocasiona un desplazamiento oscilatorio del émbolo del cilindro a lo largo de su carrera, causando una compresión adicional del aire, lo cual aumenta la presión interna del cilindro. Para mantener la presión constante, el sistema cuenta con una válvula de escape rápido, ref. SEU-1/4 que se encarga de despresurizar el cilindro manteniendo las presiones iguales.

Cálculos de la variación de presión:

F= fuerza a= área p= presión

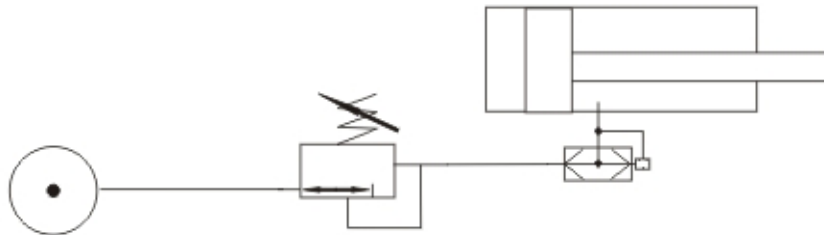
$F = a \cdot p$

$F = (3.01) \text{ pulg.} \cdot 2.9 \text{ psi} / 4 = 2.18 \text{ Kilogramos}$

¹¹ Histéresis: máxima variación de presión que permite una válvula

El montaje del sistema neumático consta de un compresor una válvula reguladora, una válvula de escape rápido, una válvula de cierre y un cilindro neumático (ver figura 30).

Figura 30. Diagrama del sistema.

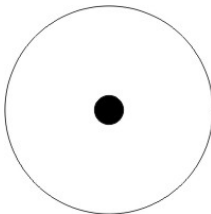


Fuente autor

Elementos neumáticos utilizados

1. Compresor de aire comprimido: este es el encargado de proporcionar el aire para el funcionamiento del sistema, comercialmente se consiguen de hasta 125 P.S.I. (ver figura 31).

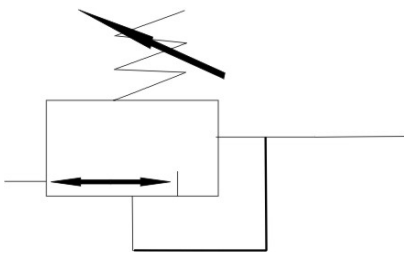
Figura 31. Símbolo compresor



Fuente autor

2. Válvula reguladora de presión con filtro ref. C/MA LFR-1/4-D-mini: Tiene la misión de mantener constante la presión. Es decir, de transmitir la presión ajustada en el manómetro sin variación a los elementos de trabajo o servo elementos, aunque se produzcan fluctuaciones en la presión de la red. La presión de entrada mínima debe ser siempre superior a la de salida (ver figura 32).

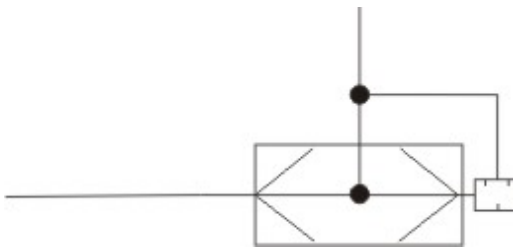
Figura 32. Símbolo válvula reguladora de presión



Fuente autor

3. Válvula de escape rápido: esta válvula es la encargada de despresurizar el cilindro al momento que este aumente la presión interna (ver figura33).

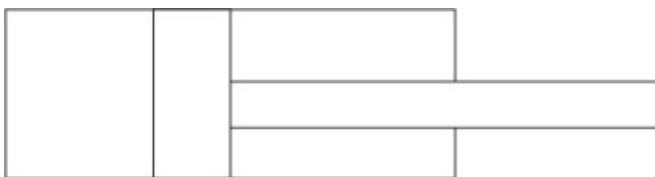
Figura 33. Símbolo escape rápido



Fuente autor

4. Cilindro neumático de doble efecto DNC-50-200PPV-A: es el encargado de ejercer el movimiento, en su recámara es donde se acumula el aire comprimido obligando a su émbolo a desplazarse (ver figura 34).

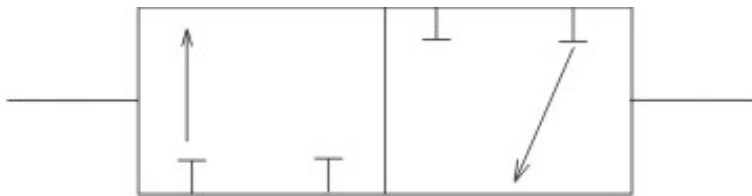
Figura 34. Símbolo cilindro neumático de doble efecto



Fuente autor

5. Válvula de cierre por medio de corredera W-3-1/4: Es una Válvula de accionamiento manual. Esta válvula permite cerrar y permitir el paso del aire comprimido en ambos sentidos (ver figura 35).

Figura 35. Símbolo válvula de cierre

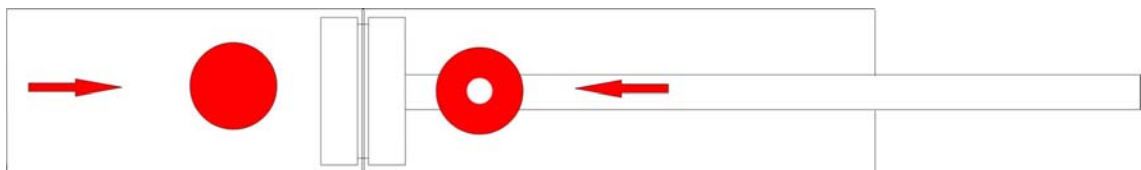


Fuente autor

Cálculos

Aunque la fórmula para calcular la fuerza de un cilindro neumático es $P = F/A$ despejando tenemos $F = P \cdot A$, esta ecuación es válida solo en condiciones ideales. Pero para calcular realmente la fuerza que puede llegar a hacer un cilindro hay que tener en cuenta algunos factores que influyen en su desempeño, como es la fricción del émbolo con la pared del cilindro ya que la fuerza de tracción del émbolo en el retorno del cilindro es menor que la de empuje en el avance, debido a que el área de contacto del aire comprimido en retroceso es menor que el de empuje (ver figura 36).

Figura 36. Símbolo de la fuerza del cilindro neumático doble efecto



V. Lateral

Fuente autor

Cálculos

Los cálculos de los cilindros fueron elaborados con un factor de seguridad de 1.4 sobre la potencia del aire. Se calculó contando con aire comprimido a 80 P.S.I, los compresores comerciales se encuentran en un rango de 125 P.S.I

Superficie de embolo

$$A = D^2 * \pi/4 \quad A = 2 \text{ Pulg}^2 * \pi/4 = 3.14 \text{ Pulg}^2$$

Superficie anular del embolo

$$A' = (D^2 - d^2) * \pi/4 \quad A' = (2 \text{ Pulg}^2 - 3/8 \text{ Pulg}^2) * \pi/4 = 3.03 \text{ Pulg}^2$$

Fuerza teorica de empuje en el avance

$$F_{\text{teor}} = A * P \quad F = 3.14 \text{ Pulg}^2 * 80 \frac{\text{Lb}}{\text{Pulg}^2} = 251 \text{ Lb}$$

Resistencia de rozamiento

$$Fr = 10 \% \text{ aprox} \quad Fr = 25.1 \text{ Lb}$$

Fuerza real de empuje del embolo en el avance

$$Fn = A * P - Fr \quad Fn = 3.14 \text{ Pulg}^2 * 80 \frac{\text{Lb}}{\text{Pulg}^2} - 25.1 \text{ Lb} = 225.9 \text{ Lb}$$

Comprobación

Para comprobar el funcionamiento del sistema neumático planteado se hicieron unas pruebas preliminares en los bancos del laboratorio de neumática del S.E.N.A sede Girón, con la supervisión del instructor de neumática Reinaldo Coronel.

- El objetivo de la primera simulación era comprobar el funcionamiento de los componentes neumáticos.

Prueba de componentes neumáticos

Descripción de la prueba

En esta primera simulación se elaboró un montaje del sistema en uno de los bancos de neumática del laboratorio del S.E.N.A. con el fin de comprobar el comportamiento del aire comprimido y la manipulación de este, por medio de las válvulas y los controles planteados con anterioridad (ver figura 37).

Figura 37. Laboratorio de neumática S.E.N.A Seccional Girón.



Fuente autor

Conclusión:

Esta prueba se realizó con el fin de comprobar si el sistema planteado con todos sus componentes da los resultados esperados. Además del sistema neumático se utilizó un dinamómetro para medir las fuerzas resultantes.

Al cilindro se le inyectó aire comprimido con una presión de 70 P.S.I, proporcionando esto una fuerza de empuje de 100 libras. En esta prueba pudimos demostrar que el resultado de fuerza real es aproximadamente un 8% a 10% menor, comparado con el resultado matemático de este mismo sistema, esto es debido a la fricción que existe en el cilindro.

Se comprobó que sí es posible controlar la presión interna del cilindro y mantenerla constante para cualquier posición de carrera del cilindro.

Tabla 8. Ventajas y desventajas del sistema de tensión.

	Observaciones	Ventajas	Desventajas
Contra fuerza	Para la comprobación de los contrapesos se hicieron pruebas físicas.	-costos más económicos.	-más procedimiento para hacer funcionar el sistema.
Cilindro neumático	Para la comprobación del funcionamiento del sistema con cilindro neumático, se contó con la asesoría del centro de aprendizaje S.E.N.A. y se hicieron pruebas físicas.	-facilidad de uso. -incorpora adelanto en la aplicación a la tecnología existente.	-costos más elevados.

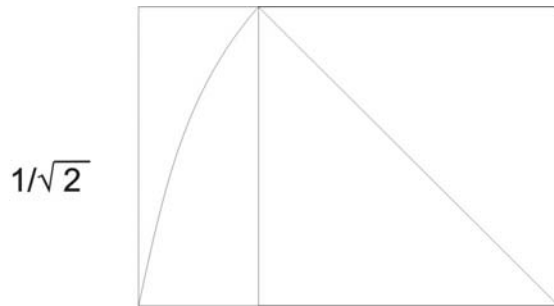
Fuente autor

11.3 CARCASA

- La carcasa es parte fundamental del proyecto, se decidió desde un comienzo enfocar en un diseño minimalista, para lograr un diseño limpio, el cual sea visualmente agradable, sin demasiados elementos, los cuales serían focos generadores de distracción, creando así una tensión psicológica entre el paciente y el sistema; esto es indispensable para el buen funcionamiento del sistema, favoreciendo la rehabilitación de los pacientes y el buen desarrollo del laboratorio.
- Se presentarán diseños simétricos, con similitud entre sus componentes para transmitir la sensación de equilibrio, sensación muy importante en un sistema de análisis de marcha logrando también una reducción visual de componentes.
- Se manejarán pequeñas anomalías para dar orientación y lenguaje de uso al sistema.
- Se utilizarán en el diseño conceptos como proporción Áurea, la cual es la división armónica de una recta en media y extrema razón. Es decir que el segmento menor, es al segmento mayor, como éste es a la totalidad de la recta, o cortar una línea en dos partes desiguales de manera que el segmento mayor sea a toda la línea, como el menor es al mayor. De esta manera se establece una relación de tamaños con la misma proporcionalidad entre el todo dividido en mayor y menor, esto es un resultado similar a la media y extrema razón, Esta proporción o forma de seleccionar proporcionalmente una línea se llama proporción áurea, se adopta como símbolo de la sección áurea (Φ), y la representación en números de esta relación de tamaños se llama número de oro = 1,618.
- Se utilizará en el diseño conceptos como rectángulos armónicos o rectángulos proporcionales, en los cuales su crecimiento depende de la diagonal de un cuadrado base, cabe mencionar que en un rectángulo armónico las proporciones áureas no se mantienen; la construcción de estos rectángulos es muy sencilla: se comienza dibujando un cuadrado, luego se rebate su diagonal sobre prolongación

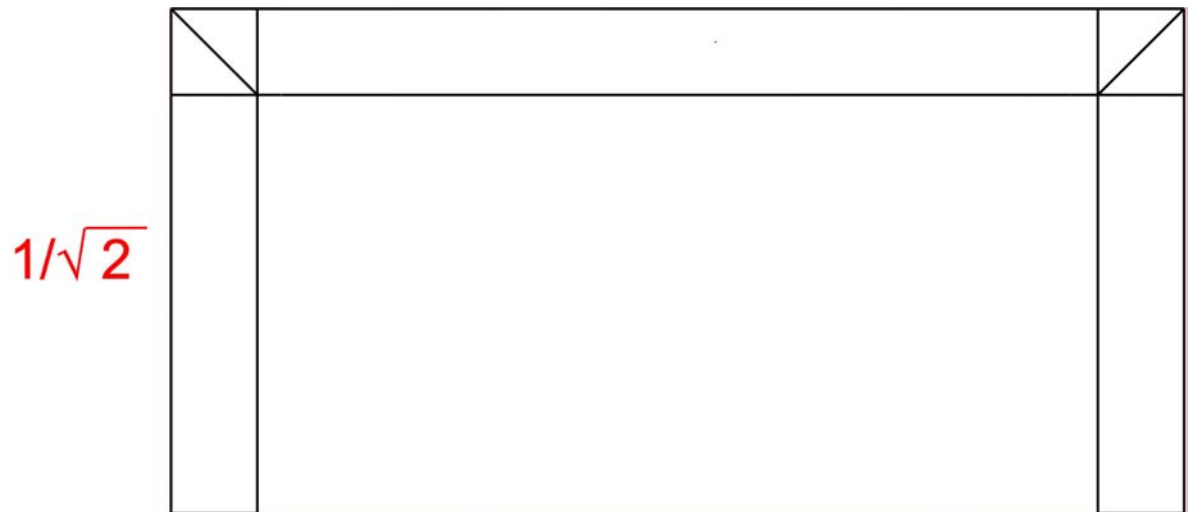
de su base, obteniendo un rectángulo, donde las medidas de sus lados, independientemente de aquellas que constituyen la unidad base, están en una relación de $1/\sqrt{2}$ (ver figura 38).

Figura 38. Rectángulo proporcional



Fuente autor.

Figura 39. Vista lateral de la carcasa.



Fuente autor.

10.3.1 Alternativa de carcasa 1

La carcasa de la alternativa uno es un diseño conformado por formas regulares rectas extruídas, con bordes redondeados para evitar apariencia agresiva, convirtiéndola un objeto armonioso, delicado, tranquilo, visualmente estable, dando la suficiente sensación de resistencia, seguridad, confort y equilibrio.

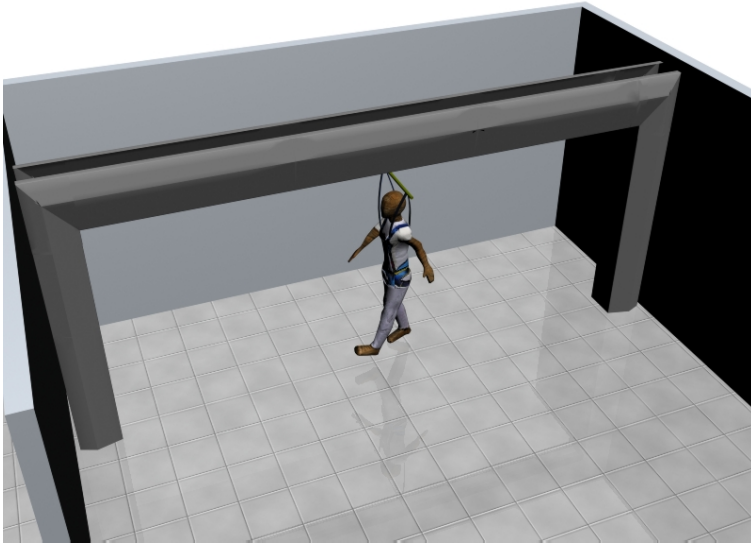
Su forma fue concebida a partir de las extremidades inferiores del cuerpo humano (ver figura 40).

Figura 40. Abstracción de la forma de la carcasa.



Fuente autor.

Figura 41. Vista de la carcasa curva.



V. Perspectiva.

Fuente autor

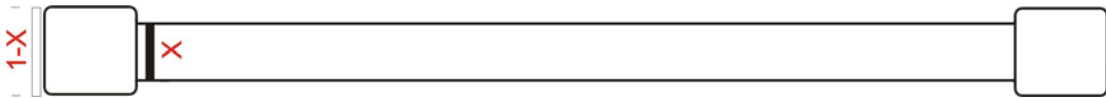
10.3.2 Alternativa de carcasa 2

La carcasa de la alternativa dos posee un diseño minimalista, de forma regular. Consta de un perfil cuadrado, la cual es una figura que simboliza protección, estabilidad y resistencia, Se asocia con ideas de estabilidad, permanencia, seguridad, rectitud, esmero, equilibrio y bienestar, su direccionalidad es vertical u horizontal y su proyección tridimensional es el cubo, el cual es utilizado en la composición.

La composición guarda proporción Aúrea entre sus elementos .

Figura 42. Vistas de la carcasa.

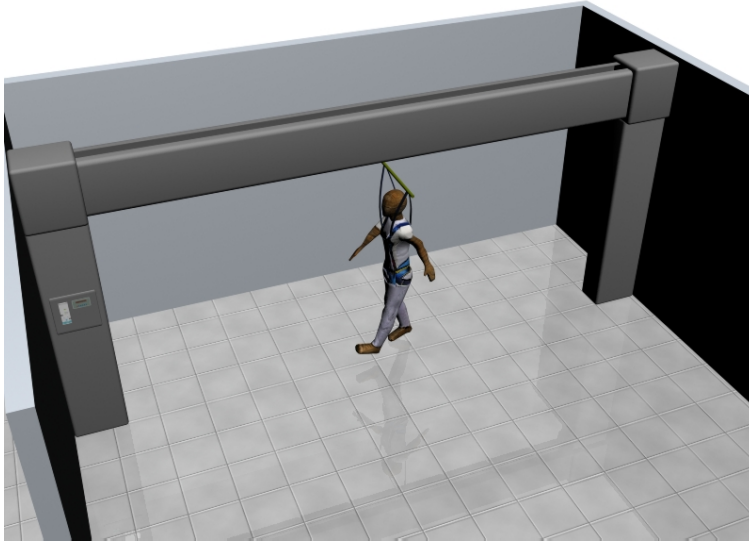
V. Superior



V. Frontal

Fuente autor

Figura 43. Vista de la carcasa recta.



V. Perspectiva.

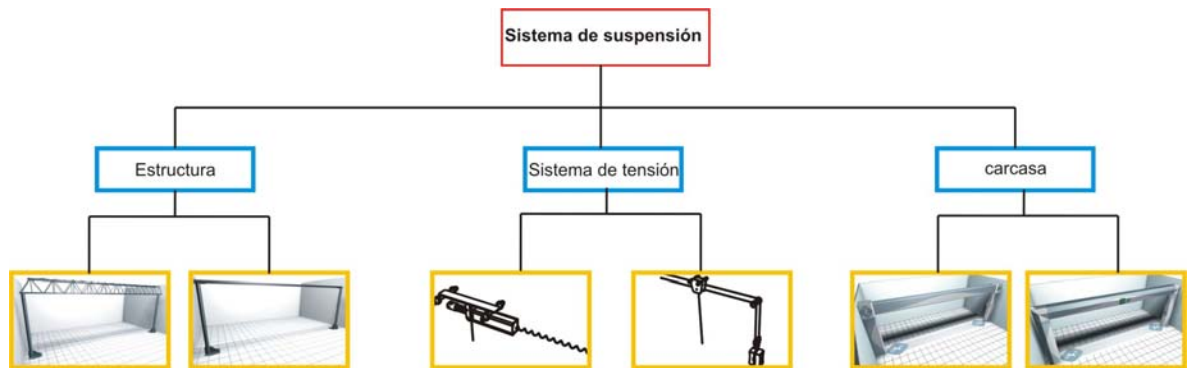
Fuente autor

11. GENERACIÓN DE ALTERNATIVAS

Para la generación de alternativas se empleo el método de diagrama morfológico, el cual propone Francisco Aguayo y Víctor Soltero¹²

Su principio se encuentra en el hecho que un problema de diseño se resuelve mejor si se descompone el sistema principal en sub-sistemas, Como ya se explicó anteriormente, para el desarrollo del proyecto se realizaron dos posibles soluciones para cada uno de los sub-sistemas .

Figura 44. Sub-sistemas.

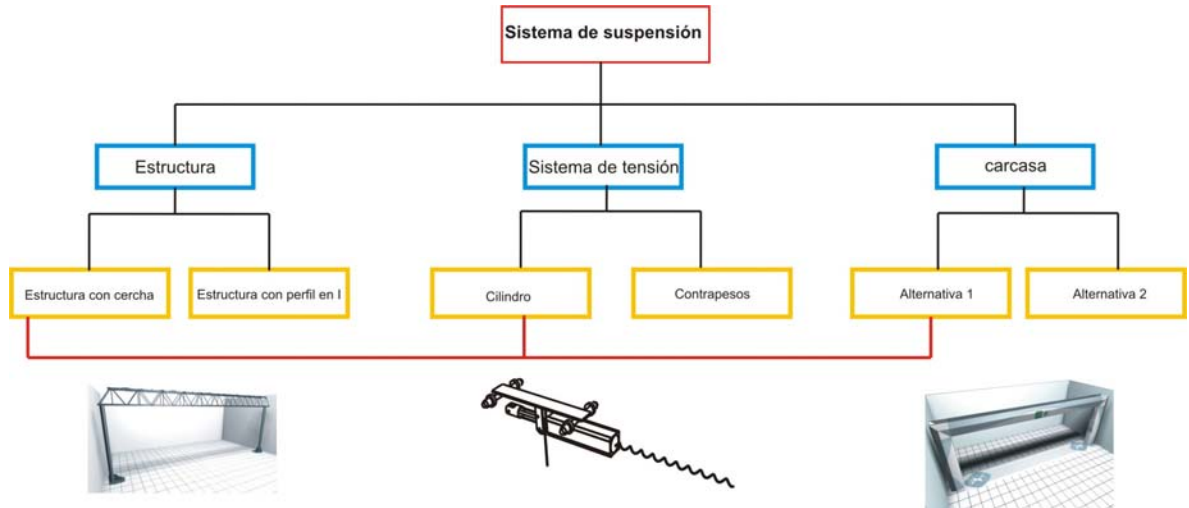


Fuente autor.

Para maximizar el potencial de diseño, las alternativas finales de diseño se generaron partiendo de la combinación de las soluciones de cada sub-sistema. Cada alternativa esta conformada por una solución de cada uno de los tres sub-sistemas.

¹² Aguayo, Op. Cit., p, 182.

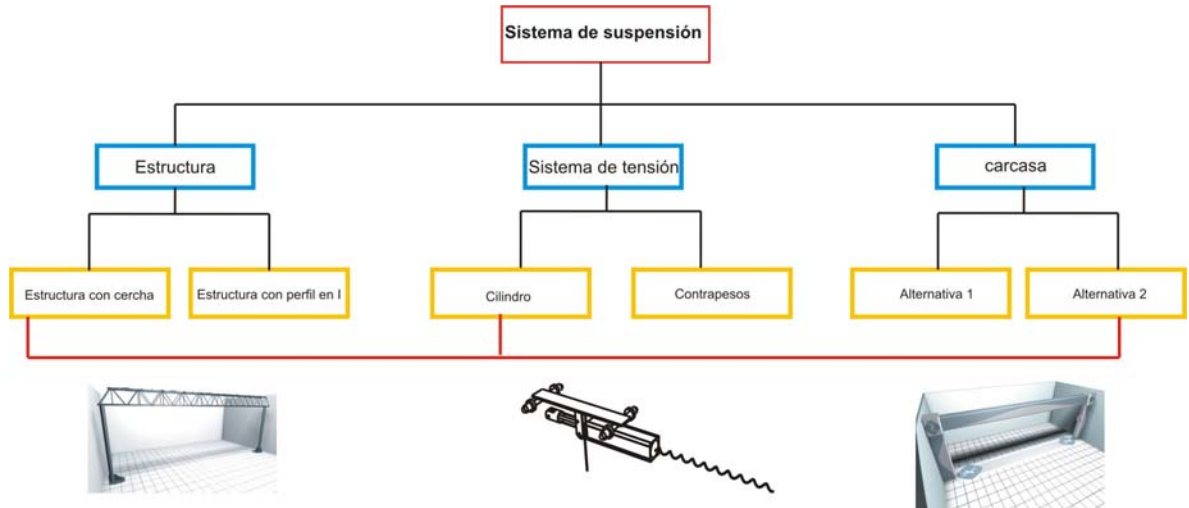
Figura 45. Alternativa 1.



Fuente autor.

La alternativa 1 esta conformada por una estructura con cercha, la cual ejerce la suspensión del peso del paciente por medio de una tensión generada por un cilindro neumático y la carcasa de la alternativa 1.

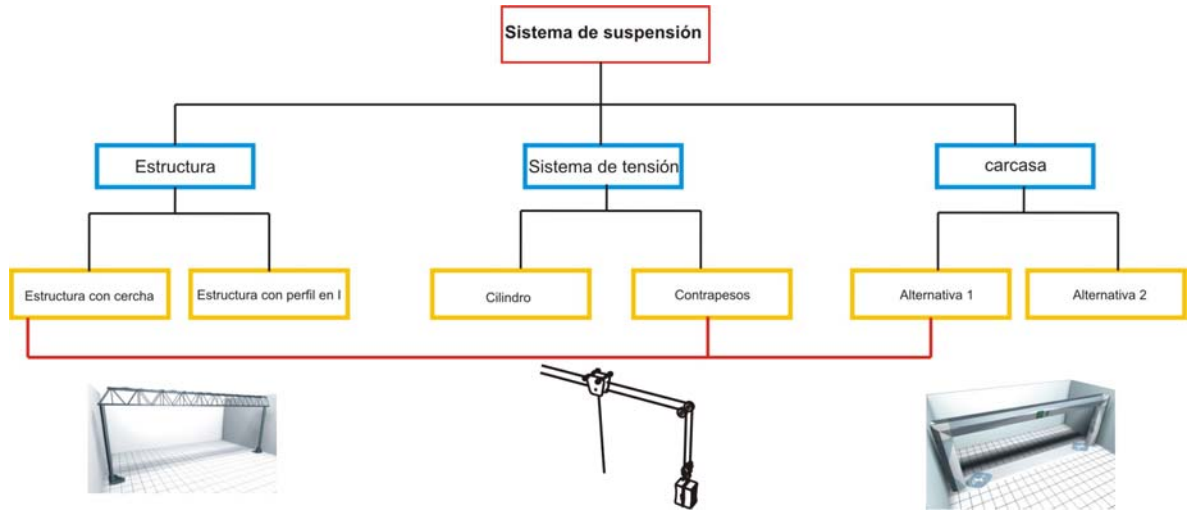
Figura 46. Alternativa 2.



Fuente autor.

La alternativa 2 esta conformada por una estructura con cercha, la cual ejerce la suspensión corporal por medio de una tensión generada por un cilindro neumático y la carcasa de la alternativa 2.

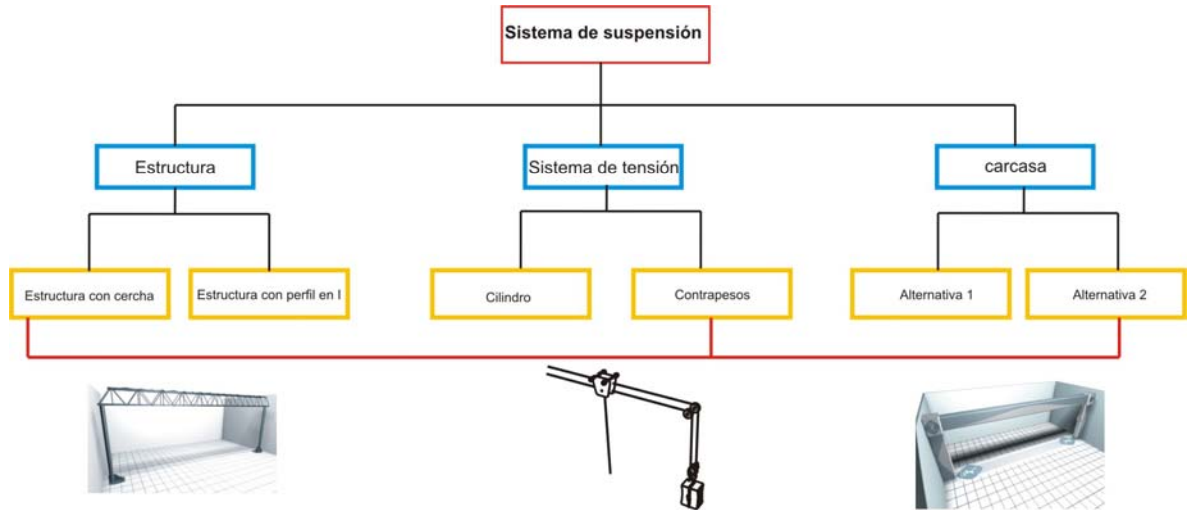
Figura 47. Alternativa 3.



Fuente autor.

La alternativa 3 esta conformada por una estructura con cercha, la cual ejerce la suspensión corporal por medio de una tensión generada por contrapesos y la carcasa de la alternativa 1.

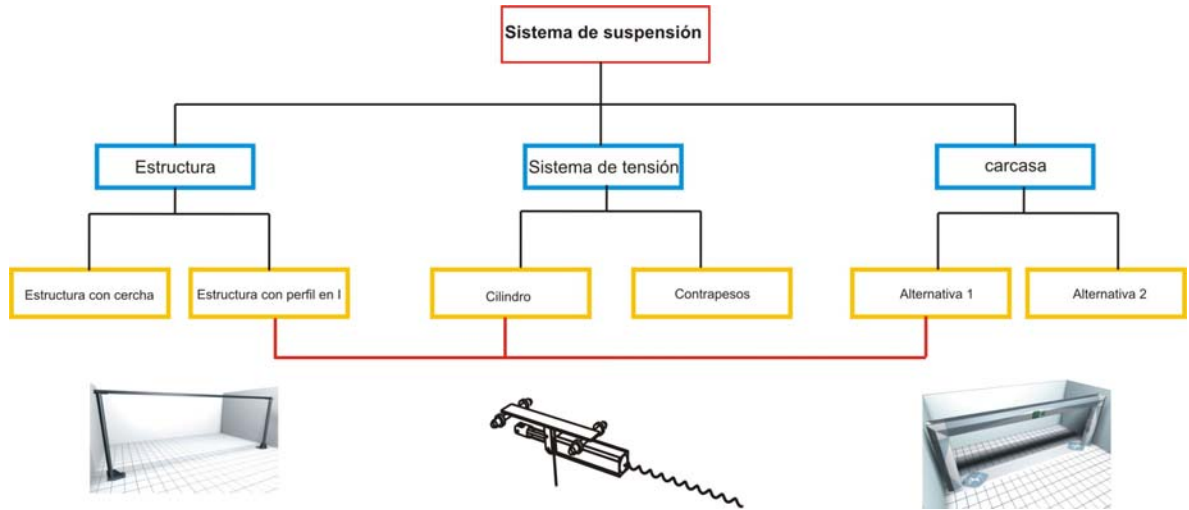
Figura 48. Alternativa 4.



Fuente autor.

La alternativa 4 esta conformada por una estructura con cercha, la cual ejerce la suspensión corporal por medio de una tensión generada por unos contrapesos y la carcasa de la alternativa 2.

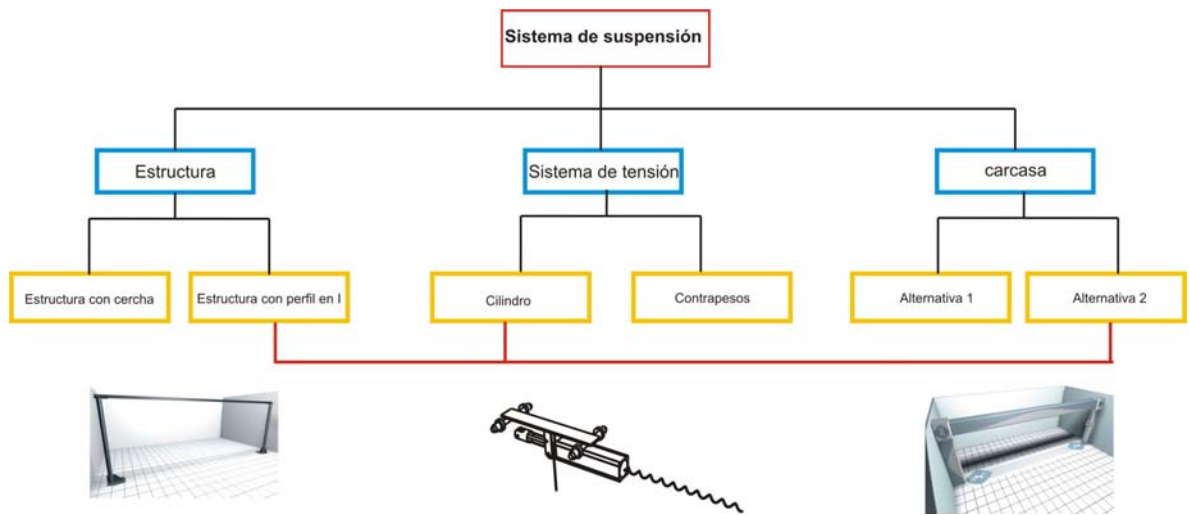
Figura 49. Alternativa 5.



Fuente autor.

La alternativa 5 esta conformada por una estructura con cercha, la cual ejerce la suspensión corporal por medio de una tensión generada por un cilindro neumático y la carcasa de la alternativa 1.

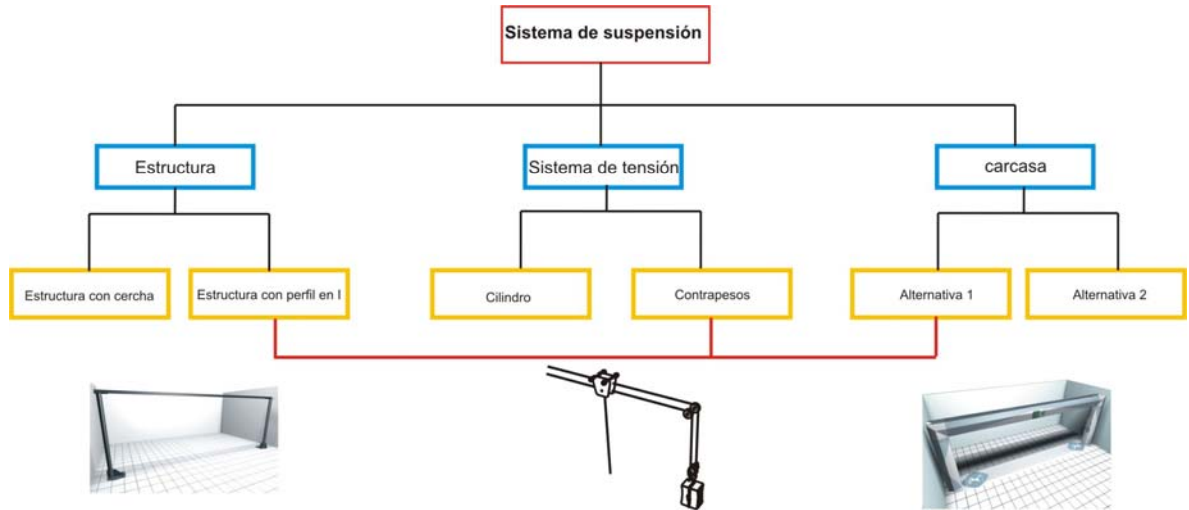
Figura 50. Alternativa 6.



Fuente autor.

La alternativa 6 esta conformada por una estructura con cercha, la cual ejerce la suspensión del peso del paciente por medio de una tensión generada por un cilindro neumático y la carcasa de la alternativa 2.

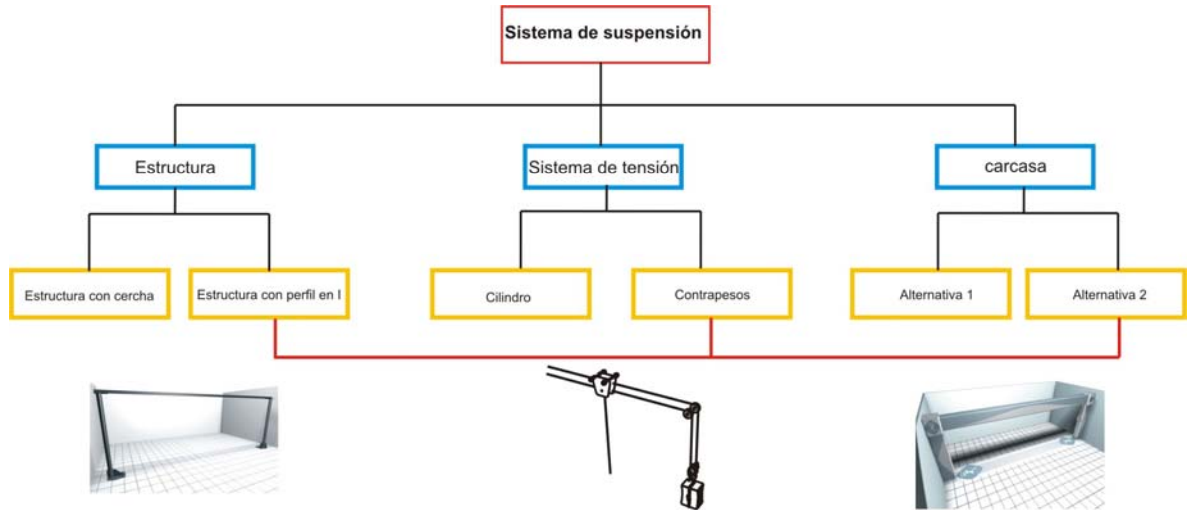
Figura 51. Alternativa 7.



Fuente autor.

La alternativa 7 está conformada por una estructura con perfil en I, la cual ejerce la suspensión corporal por medio de una tensión generada por unos contrapesos y la carcasa de la alternativa 1.

Figura 52. Alternativa 8.



Fuente autor.

La alternativa 1 esta conformada por una estructura con perfil en I, la cual ejerce la suspensión corporal por medio de una tensión generada por unos contrapesos y la carcasa de la alternativa 2.

12. EVALUACIÓN DE ALTERNATIVAS

Para seleccionar la alternativa final, se hizo una evaluación cuantitativa de cada una de las alternativas, basándose en el método del valor técnico ponderado el cual lo propone Francisco Aguayo y Víctor Soltero¹³

Este método consiste en:

- 1). Crear una lista de criterios de diseño para la evaluación de las alternativas, que en nuestro caso fueron practicidad, seguridad, mantenimiento, antropometría, ergonomía, percepción, resistencia, número de componentes, modo de producción.
- 2). Para la evaluación se crearán dos cuadros
 - cuadro de comparación de criterios.
 - cuadro de calificación método de valor técnico ponderado.

Comparación de criterios

- para la evaluación de alternativas se realizó una confrontación: cada uno de los criterios entre sí independiente para cada sub-sistema, dándole un valor de importancia frente al otro (0) si es menos importante, (0.5) si es igual de importante y (1.0) si es más importante.
- A cada criterio se le calculó su valor acumulado, este valor es la sumatoria del resultado de cada una de las confrontaciones.
- A cada criterio se le calculó su valor ponderado, este valor es la multiplicación de la sumatoria de todos los valores acumulados por valor acumulado del criterio a evaluar sobre 100, $(\sum V. \text{acumulado} * V. \text{acumulado} C. \text{ a evaluar}) / 100$, este valor se da en porcentaje.

¹³ Ibid., p.182.

Comparación de criterios

Tabla 9. Evaluación del sistema de estructura.

	Pr.	Sg.	Mt.	An.	Pc	Rs.	Nc.	Mp	Total		
Pr.	x	0	0.5	0	0.5	0	1.0	1.0	3.0	(3.0*100)/28	10.7%
Sg.	1.0	X	1.0	0.5	1.0	0.5	1.0	1.0	6.0	(6.0*100)/28	21.4%
Mt.	1.0	0	x	0	0.5	0	0.5	0.5	2.5	(2.5*100)/28	8.9%
An.	1.0	0.5	1.0	x	1.0	0	1.0	1.0	5.5	(5.5*100)/28	19.6%
Pc.	0.5	0	0.5	0	x	0	0.5	0.5	2.0	(2.0*100)/28	7.1%
Rs.	1.0	0.5	1.0	1.0	1.0	x	1.0	1.0	6.5	(6.5*100)/28	23.2%
Nc.	0	0	0.5	0	0	0	x	0.5	1.0	(1.0*100)/28	5.4%
Mp	0	0	0.5	0	0.5	0	0.5	x	1.5	(1.5*100)/28	3.7%
Total									28.0		100%

Fuente autor

Tabla 10. Evaluación sistema de tensión.

	Pr.	Sg.	Mt.	An.	Eg	Pc	Rs.	Nc.	Mp	Total		
Pr.	x	0	0.5	0	1.0	0.5	0	0.5	1.0	3.0	(3.0*100)/34	8.8%
Sg.	1.0	x	1.0	0.5	0.5	1.0	0.5	1.0	1.0	6.5	(6.0*100)/34	19.1%
Mt.	0.5	0	X	0	0	0.5	0	0.5	0.5	2.0	(2.0*100)/34	5.8%
An.	1.0	0.5	1.0	x	0.5	1.0	0.5	1.0	1.0	6.5	(6.5*100)/34	19.1%
Eg.	1.0	0.5	1.0	0.5	x	1.0	0.5	1.0	1.0	6.5	(6.5*100)/34	19.1%
Pc.	0.5	0	0.5	0	0	x	0	0.5	0.5	2.0	(2.0*100)/34	5.9%
Rs.	1.0	0.5	1.0	0.5	0.5	1.0	x	0	0	4.5	(4.5*100)/34	13.2%
Nc.	0	0	0.5	0	0	0.5	0	x	0.5	1.5	(1.5*100)/34	4.5 %
Mp	0	0	0.5	0	0	0.5	0	0.5	x	1.5	(1.5*100)/34	4.5 %
Total										34.0		100%

Fuente autor

Tabla 11. Evaluación de la carcasa.

	Pr.	Sg.	Mt.	An.	Eg	Pc	Rs.	Nc.	Mp	Total		
Pr.	x	0.5	0.5	1.0	1.0	0	0.5	0.5	0.5	4.5	(4.5*100)/38	11.8 %
Sg.	0.5	x	1.0	0.5	0.5	0.5	0.5	1.0	1.0	5.5	(5.5*100)/38	14.4 %
Mt.	0.5	0	x	0	0	0	0.5	0.5	0.5	2.0	(2.0*100)/38	5.2 %
An.	1.0	0.5	1.0	x	0.5	0.5	1.0	1.0	1.0	6.5	(6.5*100)/38	17.1 %
Eg.	1.0	0.5	1.0	0.5	x	0.5	1.0	1.0	1.0	6.5	(6.5*100)/38	17.1 %
Pc.	1.0	0.5	1.0	0.5	0.5	x	0.5	1.0	1.0	6.0	(6.0*100)/38	15.8 %
Rs.	0.5	0.5	0.5	0	0	0.5	x	1.0	1.0	4.0	(4.0*100)/38	10.4 %
Nc.	0.5	0	5	0	0	0	0	x	5	1.5	(1.5*100)/38	4.1 %
Mp	0.5	0	5	0	0	0	0	0.5	x	1.5	(1.5*100)/38	4.1 %
Total										38		100%

Fuente autor

Cuadro de calificación método valor técnico ponderado

- En base a cada uno de los criterios se le dará a cada alternativa una puntuación de (0) a (10), este valor se denominara puntuación respecto al criterio.
- Cada alternativa tendrá puntuación parcial, esta puntuación parcial es el resultado de la multiplicación del porcentaje ponderado por la puntuación respecto al criterio.
- La puntuación total de cada alternativa será la sumatoria de los valores parciales dividido por cien.

Calificación método valor técnico ponderado

Posibles alternativas de estructura

Tabla 12. Valor técnico ponderado de estructura con cercha.

Requerimiento	Porcentaje ponderado	Puntuacion respecto al criterio	Valor Estructura cercha
Practicidad	10.7%	9	96.3
Seguridad	21.4%	9	192.6
Mantenimiento	8.9%	9	80.1
Antropometría	19.6%	9	176.4
Percepción	7.1%	7	49.7
Resistencia	23.2%	9	208.8
N. Componentes	5.4%	5	27
M. Producción	3.7%	5	18.5
TOTAL	100%		8.5

Fuente autor

Tabla 13. Valor técnico ponderado de estructura con perfil en I

Requerimiento	Valor ponderado	Calificación	Valor Estructura I
Practicidad	10.7%	7	74.9
Seguridad	21.4%	8	171.2
Mantenimiento	8.9%	5	44.5
Antropometría	19.6%	7	137.2
Percepción	7.1%	8	56.8
Resistencia	23.2%	8	185.6
N. Componentes	5.4%	9	48.6
M. Producción	3.7%	9	33.3
TOTAL	100%		7.5

Fuente autor

Posibles alternativas de sistemas de tensión

Tabla 14. Valor técnico ponderado de Sistema de contrapeso.

Requerimiento	Valor ponderado	Calificación	Valor Contra-peso
Practicidad	8.8 %	6	52.8
Seguridad	19.1%	7	133.7
Mantenimiento	5.8 %	8	46.4
Antropometría	19.1%	8	152.8
Ergonomía	19.1%	7	133.7
Percepción	5.9 %	7	41.3
Resistencia	13.2 %	9	118.8
N. Componentes	4.5 %	6	27
M. Producción	4.5 %	7	31.5
TOTAL	100%		7.4

Fuente autor

Tabla 15. Valor técnico ponderado de Sistema de cilindro neumático.

Requerimiento	Valor ponderado	Calificación	Valor Cilindro neumático
Practicidad	8.8 %	9	79.2
Seguridad	19.1%	9	171.9
Mantenimiento	5.8 %	8	46.4
Antropometría	19.1%	9	171.9
Ergonomía	19.1%	8	152.8
Percepción	5.9 %	9	53.1
Resistencia	13.2 %	8	105.6
N. Componentes	4.5 %	9	40.5
M. Producción	4.5 %	8	36
TOTAL	100%		8.6

Fuente autor

Posibles alternativas de carcasa

Tabla 16. Valor técnico ponderado de la carcasa alternativa 1.

Requerimiento	Valor ponderado	Calificación	Valor Cilindro neumático
Practicidad	11.8 %	8	94.4
Seguridad	14.4 %	9	129.6
Mantenimiento	5.2 %	8	41.6
Antropometría	17.1 %	9	153.9
Ergonomía	17.1 %	9	153.9
Percepción	15.8 %	9	142.2
Resistencia	10.4 %	9	93.6
N.Componentes	4.1 %	8	32.8
M. Producción	4.1 %	8	32.8
TOTAL	100%		8.7

Fuente autor

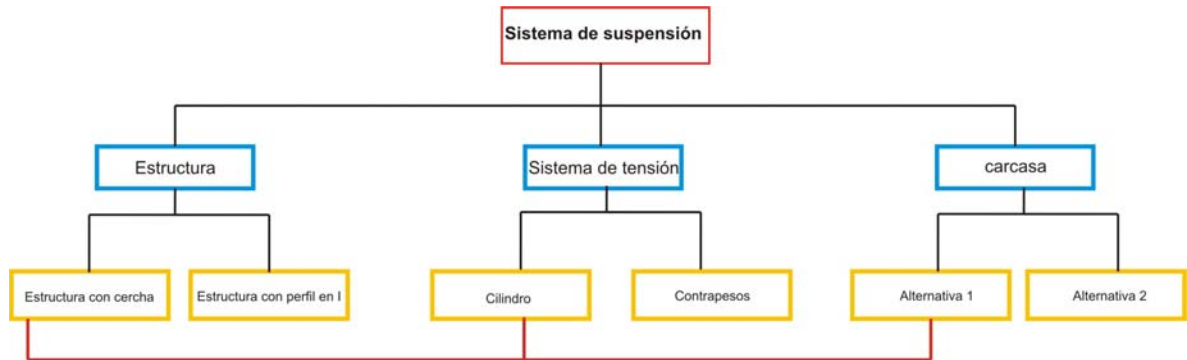
Tabla 17. Valor técnico ponderado de la carcasa alternativa 2.

Requerimiento	Valor ponderado	Calificación	Valor Cilindro neumático
Practicidad	11.8 %	9	106.2
Seguridad	14.4 %	9	129.6
Mantenimiento	5.2 %	9	46.8
Antropometría	17.1 %	9	153.9
Ergonomía	17.1 %	9	153.9
Percepción	15.8 %	8	126.4
Resistencia	10.4 %	9	93.6
N.Componentes	4.1 %	9	36.9
M. Producción	4.1 %	8	32.8
TOTAL	100%		8.8

Fuente autor

3). la selección de la alternativa final se realizó por medio de la evaluación cualitativa, la puntuación final de cada alternativa es el promedio de la puntuación de cada uno de sus componentes, es decir el promedio de la puntuación de la solución de cada sub-sistema.

Figura 53. Evaluación de la alternativa 1.



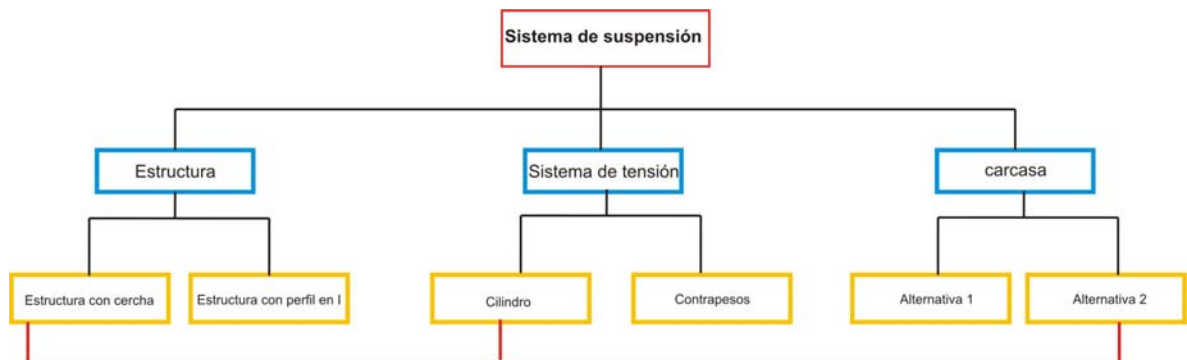
Fuente autor

Tabla 18. Puntuación final de la alternativa 1

	Puntaje ponderado
Estructura con cercha	8.5
Sistema de tensión -- cilindro neumático	8.6
Carcasa Alternativa 1	8.7
Total puntaje Alternativa 1	8.6

Fuente autor

Figura 54. Evaluación de la alternativa 2.



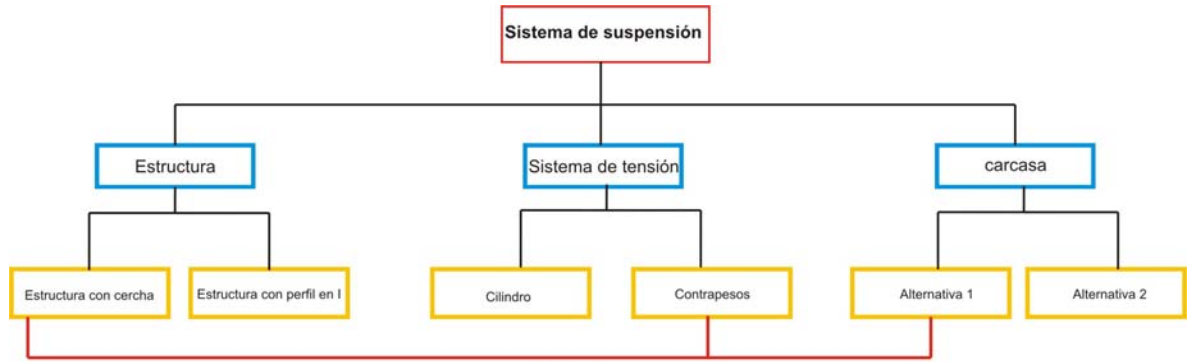
Fuente autor

Tabla 19. Puntuación final de la alternativa 2.

	Puntaje ponderado
Estructura con cercha	8.5
Sistema de tensión -- cilindro neumático	8.6
Carcasa Alternativa 2	8.8
Total puntaje Alternativa 2	8.63

Fuente autor

Figura 55. Evaluación de la alternativa 3.



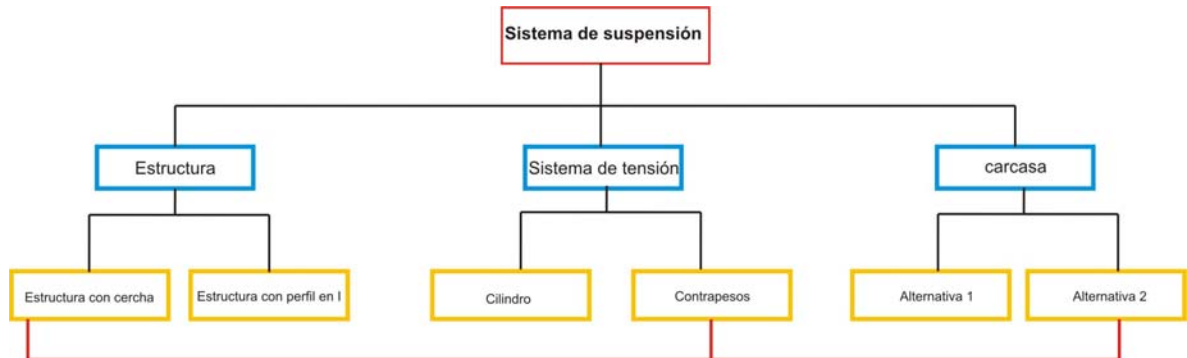
Fuente autor

Tabla 20. Puntuación final de la alternativa 3.

	Puntaje ponderado
Estructura con cercha	8.5
Sistema de tensión -- contrapesos	7.4
Carcasa Alternativa 1	8.7
Total puntaje Alternativa 3	8.2

Fuente autor

Figura 56. Evaluación de la alternativa 4.



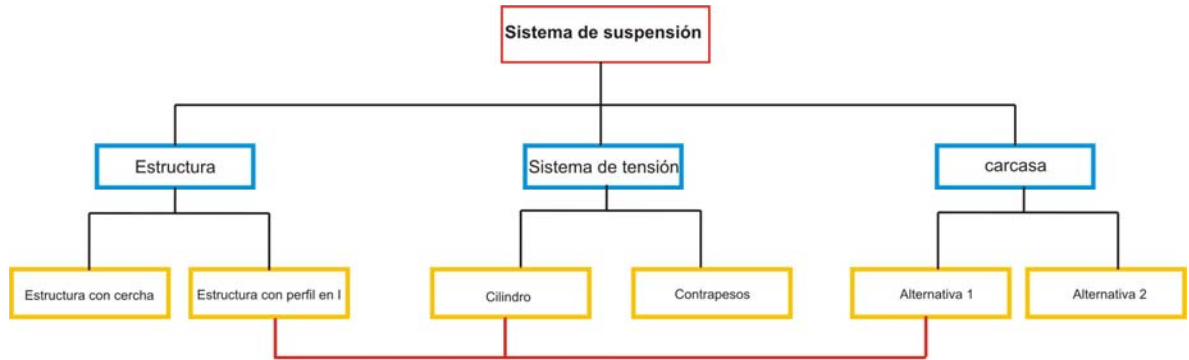
Fuente autor

Tabla 21. Puntuación final de la alternativa 4.

	Puntaje ponderado
Estructura con cercha	8.5
Sistema de tensión -- contrapesos	7.4
Carcasa Alternativa 2	8.8
Total puntaje Alternativa 4	8.23

Fuente autor

Figura 57. Evaluación de la alternativa 5.



Fuente autor

Tabla 22. Puntuación final de la alternativa 5.

	Puntaje ponderado
Estructura en I	7.5
Sistema de tensión -- cilindro neumático	8.6
Carcasa Alternativa 1	8.7
Total puntaje Alternativa 5	8.26

Fuente autor

Figura 58. Evaluación de la alternativa 6.



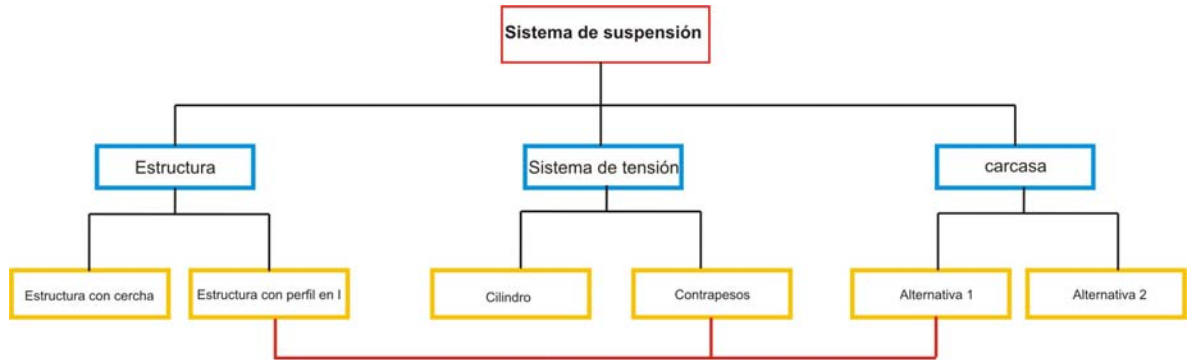
Fuente autor

Tabla 23. Puntuación final de la alternativa 6.

	Puntaje ponderado
Estructura en I	7.5
Sistema de tensión -- cilindro neumático	8.6
Carcasa Alternativa 2	8.8
Total puntaje Alternativa 6	8.30

Fuente autor

Figura 59. Evaluación de la alternativa 7.



Fuente autor

Tabla 24. Puntuación final de la alternativa 7.

	Puntaje ponderado
Estructura en I	7.5
Sistema de tensión -- contrapesos	7.4
Carcasa Alternativa 1	8.7
Total puntaje Alternativa 7	7.86

Fuente autor

Figura 60. Evaluación de la alternativa 8.



Fuente autor

Tabla 25. Puntuación final de la alternativa 8.

	Puntaje ponderado
Estructura en I	7.5
Sistema de tensión -- contrapesos	7.4
Carcasa Alternativa 2	8.8
Total puntaje Alternativa 8	7.9

Fuente autor

Resultados de la evaluación de alternativas:

La evaluación de las alternativas por el método del valor técnico ponderado que propone Francisco Aguayo en su libro nos da como resultado que la alternativa que cumple de mejor manera nuestros requerimientos es la alternativa número dos.

Resultado de la evaluación de las alternativas:

Alternativa 1: 8.6

Alternativa 2: 8.63

Alternativa 3: 8.2

Alternativa 4: 8.23

Alternativa 5: 8.26

Alternativa 6: 8.3

Alternativa 7: 7.86

Alternativa 8: 7.9

13. SEGUNDAS PRUEBAS PRELIMINARES

El objetivo de la segunda simulación es comprobar el funcionamiento del sistema en general, para el desarrollo de esta comprobación fue necesario la construcción de un modelo funcional, por medio del cual se hicieron pruebas supervisadas y aprobadas por la doctora Maria Solange Patiño, Fisioterapeuta master en ciencias del movimiento, directora del laboratorio análisis de marcha, directora de escuela de la Universidad Industrial de Santander, y Reinaldo Coronel instructor de neumática del servicio nacional de aprendizaje S.E.N.A.

Para el desarrollar esta nueva etapa del proyecto y llevar a cabo la segunda simulación fue necesario desarrollar los siguientes elementos:

- Prototipo del carro generador de tensión.
- Modelo funcional de la estructura.
- Modelo funcional del arnés.

Antes de la construcción del carro generador de tensión se realizaron una serie de pruebas de resistencia de materiales de algunos elementos críticos como pasadores, ejes, cables de acero y platinas.

13.1 PRUEBAS DE RESISTENCIA DE MATERIALES

Las pruebas fueron realizadas en el laboratorio de resistencia de materiales¹⁴, para estas pruebas fue utilizada la maquina universal Trebel, la cual nos permite comprobar la resistencia de los materiales a tensión y a flexión según sea el caso, esta pruebas fueron supervisadas por el auxiliar de laboratorio Javier Reyes (ver figura 61 y 62).

¹⁴ Laboratorio de resistencia de materiales de la Escuela de Ingeniería Civil de la Universidad Industrial de Santander,

Figura 61. Maquina trebel lab. Resistencia de materiales.



Fuente autor

Figura 62. Prueba de tensión al cable de acero.



Fuente autor

13.1.1 Objetivo de las pruebas

Comprobar la resistencia de los materiales o piezas críticas del proyecto ante cargas reales de flexión o tensión.

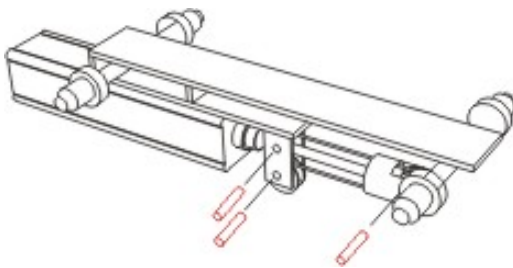
1) Prueba

Tipo de prueba: flexión

Descripción de la prueba: La primera pieza a probar fue el pasador del carro generador de tensión, este pasador fue sometido a un esfuerzo una carga transversal la cual se iba incrementando hasta la falla por flexión del pasador (ver figuras 63 y 64).

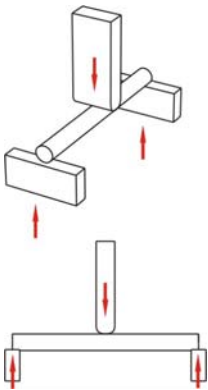
Pieza: Pasador de acero 1045 de 1/3 de pulgada.

Figura 63. Explosión ejes a comprobar resistencia.



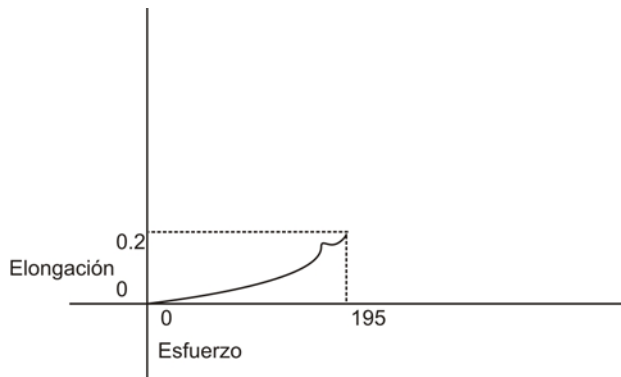
Fuente autor

Figura 64. Prueba de flexión de los ejes.



Fuente autor

Resultados: Luego de dos pruebas las cuales arrojaron similares resultados, se llegó a la conclusión que el pasador falla a una carga superior de 195 Kg.

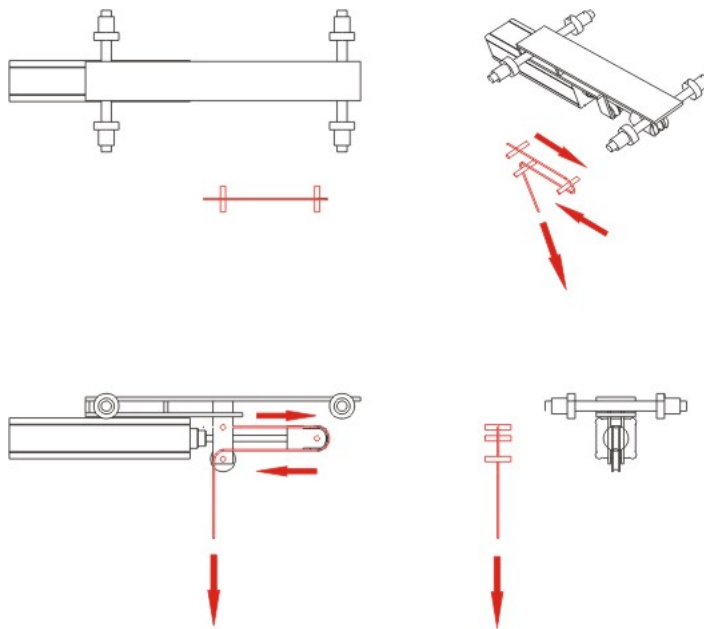


Gráfica de pruebas de resistencia de materiales

2) Prueba

En estas pruebas se simularon los esfuerzos a los que son sometidos el pasador, cable de acero y sujetador de cable como sistema (ver figura 65).

Figura 65. Explosión del conjunto a comprobar resistencia.



Fuente autor

2.1) Prueba

Tipo de prueba: Tensión.

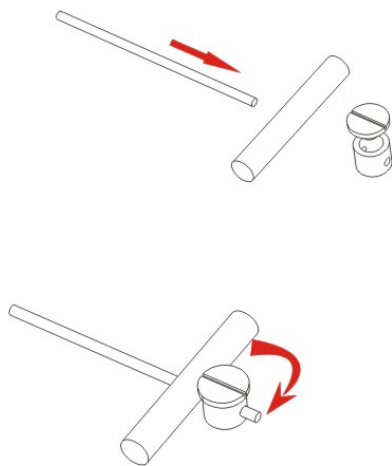
Descripción de la prueba: En esta prueba se simuló el esfuerzo al que son sometidos el conjunto de piezas compuesto por pasador, cable de acero con núcleo flexible, sujetador de cable A, este sujetador que cuenta de sujeción de tornillo único (ver figura 66).

Piezas: Pasador de acero 1045 de 1/3 de pulgada.

Cable de acero con núcleo flexible,

Sujetador de cable A.

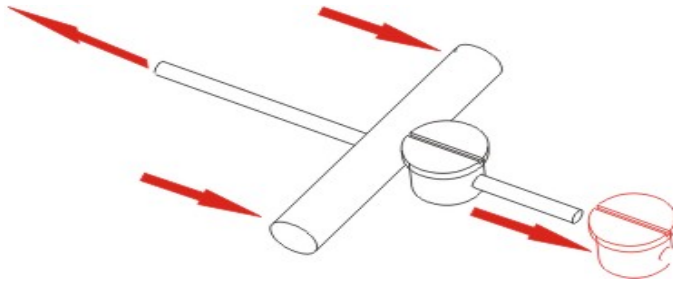
Figura 66. Primer sistema de sujeción a probar resistencia.



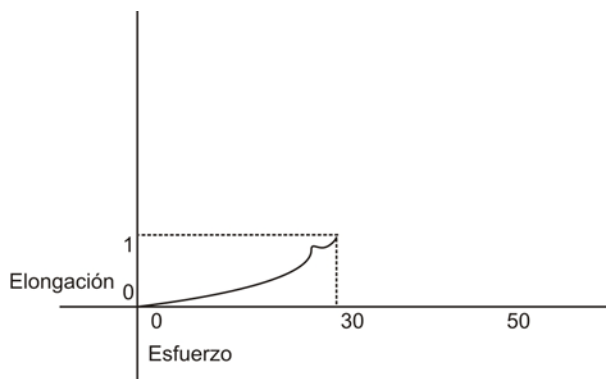
Fuente autor.

Resultados: Las pruebas realizadas nos indicaron que el sistema sufre una falla por deslizamiento del cable de acero a una fuerza de tensión de 30 Kg., lo cual se encuentra por debajo de nuestros requerimientos, paso seguido de buscar una mejora y repetir la prueba (ver figura 67).

Figura 67. Falla de la primera comprobación sistema de sujeción por deslizamiento.



Fuente autor.



Gráficas de pruebas de resistencia de materiales

2.2) prueba

Tipo de prueba: tensión.

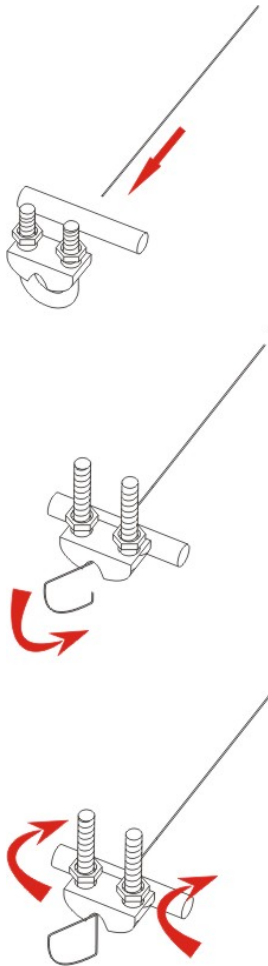
Descripción de la prueba: En esta prueba se simuló el esfuerzo al que son sometidos el conjunto de piezas compuesto por pasador, cable de acero con núcleo flexible, sujetador de cable B, este es un sujetador de mayor tamaño y cuenta con un sistema de sujeción de doble tornillo (ver figura 68).

Piezas: Pasador de acero 1045 de 1/3 de pulgada.

Cable de acero con núcleo flexible de 1/16 de pulgada.

Sujetador de cable B.

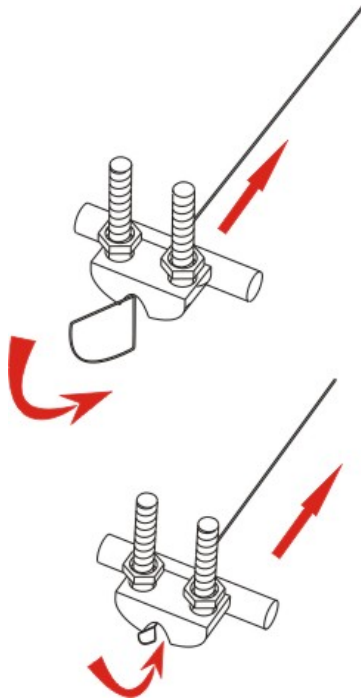
Figura 68. Segundo sistema de sujeción a probar resistencia.



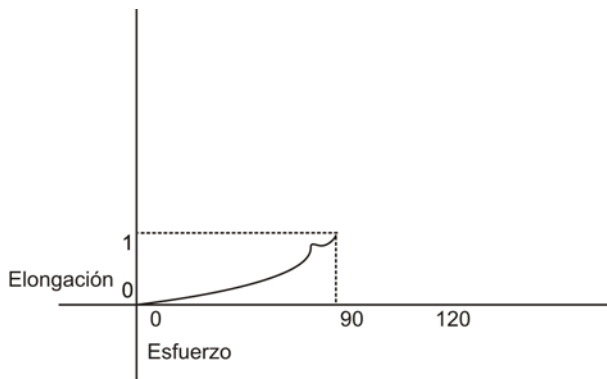
Fuente autor

Resultado: Las pruebas realizadas nos indicaron que el sistema sufre una falla por deslizamiento del cable de acero a una fuerza de tensión de 90 Kg., el cual no cumple nuestros requerimientos al poseer una margen de seguridad de 0 %, pasó seguido de buscar una mejora y repetir la prueba (ver figura 69).

Figura 69. Falla de la segunda comprobación sistema de sujeción por deslizamiento.



Fuente autor



Gráfica de pruebas de resistencia de materiales

2.3) prueba

Tipo de prueba: tensión.

Descripción de la prueba: En esta prueba se simuló el esfuerzo al que son sometidos el conjunto de piezas compuesto por pasador, un cable de acero, un sistema mixto de sujeción conformado por un sujetador de cable B y un sujetador de cable A.

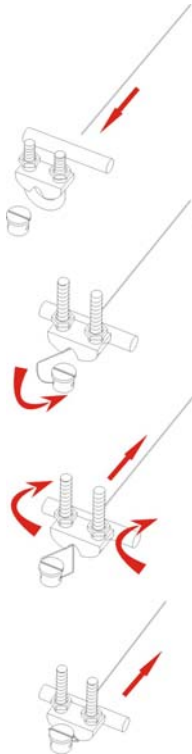
Piezas: Pasador de acero 1045 de 1/3 de pulgada (ver figura70).

Cable de acero con núcleo flexible de 1/16 de pulgada.

Sujetador de cable A.

Sujetador de cable B.

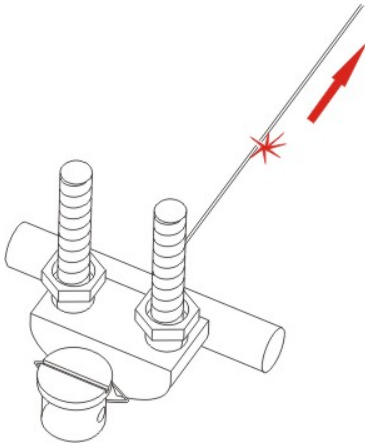
Figura 70. Tercer sistema de sujeción a probar resistencia.



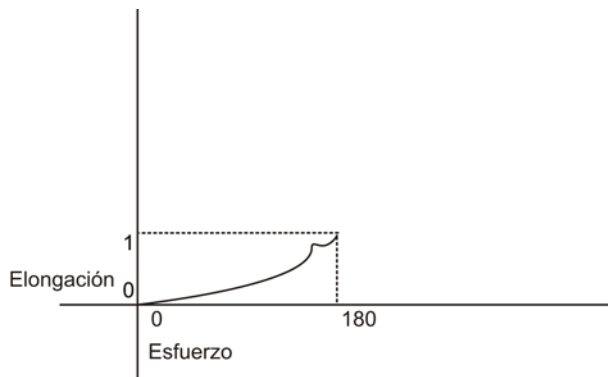
Fuente autor

Resultado: Las pruebas realizadas nos indicaron que el sistema sufre falla por ruptura del cable de acero al aplicársele una fuerza de tensión de 180 Kg., lo cual cumple con nuestro requerimiento, y da como terminadas nuestras comprobaciones de resistencia de materiales (ver figura 71).

Figura 71. Falla de la tercera comprobación sistema de sujeción por ruptura.



Fuente autor



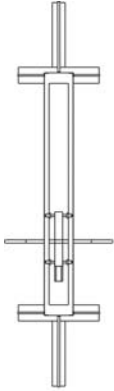
Gráfica de pruebas de resistencia de materiales

Modelo funcional de la estructura

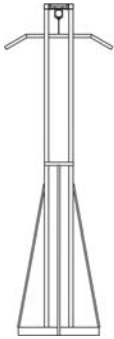
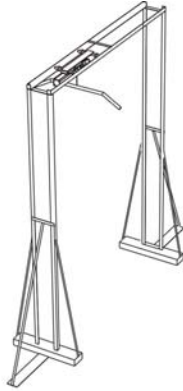
Para realizar la simulación funcional se construyó una estructura de 210cm de alto, 210cm de largo y 40cm de profundidad, esta estructura fue construida para ser utilizada dentro del laboratorio de neumática S.E.N.A centro industrial Girón (ver figura 72, 73, 74 , 75).

Figura. 72. Vista de la estructura.

V. Superior

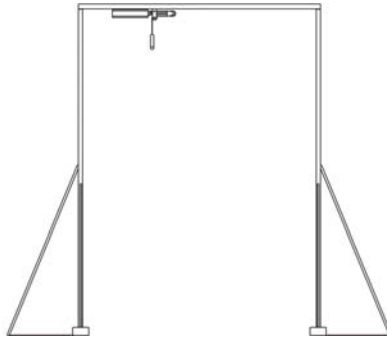


V. Perspectiva



V. Frontal

Fuente autor



V. lateral

Figura 73. Construcción de la estructura.



Fuente autor

Figura 74. Estructura de comprobación en el lab. de neumática.



Fuente autor

Figura 75. Segunda prueba lab. Neumática sena.



Fuente autor

Esta segunda simulación funcional fue de gran ayuda a la hora de encontrar algunas falencias en nuestro diseño, se encontraron problemas en el diseño del arnés y en la barra transversal.

13.2 ARNÉS

El diseño de esta parte del proyecto se llevo a cabo con la colaboración de la Fisioterapeuta y Master en Ciencias del Movimiento Maria Solange Patiño.

Para el desarrollo del diseño de arnés, se llevaron a cabo los siguientes procedimientos. Se construyó un modelo funcional del arnés, a la propuesta de arnés se le hizo una comprobación funcional en el laboratorio de neumática del S.E.N.A. Después de estas comprobaciones se determinaron cuales eran las fallas que se presentaban el arnés para su evolución.

Resultado del proceso de diseño del arnés:

Este proceso dio como resultado un prototipo de arnés fabricado en poliéster por adm S.A. en la ciudad de Bogotá, (ver figura 76), este prototipo tiene como características:

- Correas ajustables para las tallas S, M, L.
- Se desplazaron las correas de conexión piernas-cintura a la zona lateral del paciente, dando como resultado dos puntos de unión y no uno solo como sucedía en el modelo funcional.
- El prototipo cuenta con un sistema de unión entre las dos correas arnés-sujeción, los que nos permite que estas correas se encuentren en todo momento centradas respecto al cuerpo del paciente.
- El prototipo cuenta con una correa encargada de proporcionar soporte en la parte pectoral, y espalda, evitando de esta manera que la correa arnés-sistema golpee constantemente al paciente debido al cambio de velocidad en la marcha.

Figura 76. Arnés evolucionado.



Fuente autor

13.2 BARRA TRANSVERSAL

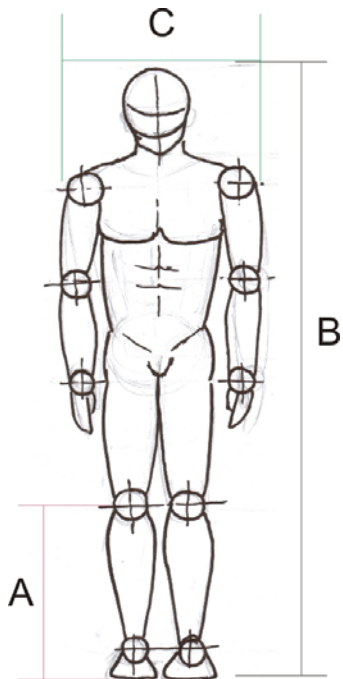
Al igual que al arnés, en esta comprobación funcional se tuvo en cuenta el funcionamiento de la barra transversal, gracias a esta comprobación nos dimos cuenta que con este sistema solo era posible sujetar las correas arnés-sujeción a una distancia determinada por la barra transversal, esto nos presentaba un inconveniente debido a que son las medidas antropométricas anchura de hombros las que nos dan esta dimensión y esta medida no es constante para toda la población,

Además la distancia que existe entre el arnés y la barra transversal depende de la altura del paciente (ver figura 77).

Solución:

Para solucionar este problema se clasificaron los percentiles de la población y se tuvo en cuenta los percentiles 5, 50, 95, en hombres y mujeres, se desarrolló una barra transversal que permita la variación de esta distancia.

Figura 77. Medidas antropométricas.



Fuente autor

Tabla 26. Medidas antropométricas.

Percentil	HOMBRE			MUJER		
	5	50	95	5	50	95
A	447	483	523	424	460	495
B	1600	1730	1880	1505	1605	1695
C	467	516	558	356	408	455

Todas las medidas están dadas en milímetros.

Fuente autor

La barra transversal permite una variación en la medida de sujeción del arnés. Las medidas que se tuvieron en cuenta para seleccionar estas distancias son el percentil 5 de la mujer y el percentil 95 de hombre, se optó por una opción de posición adicional la cual se encuentra ubicada en la mitad de estas dos distancias (ver figura 78).

Figura 78. Posiciones de la barra transversal.



Fuente autor

Además de las mejoras descritas anteriormente, se siguió en el proceso de mejoramiento del sistema, el cual conllevó al desarrollo de nuevas maneras de controlar la cantidad de peso a suspender.

13.3 EVOLUCIÓN DE LA ALTERNATIVA SELECCIONADA

Problemas encontrados:

En esta alternativa para poder controlar y visualizar la fuerza que el cilindro ejerce sobre el paciente es necesario tener en el montaje un sensor de presión, el cual genera una señal análoga de 4 a 20 miliamperios dependiendo de la presión, esta señal es captada por un microprocesador, el cual codifica la señal de miliamperios que trae información acerca de la presión y calcula por medio de una ecuación sencilla ($F = A * P$) los kilogramos fuerza de trabajo del cilindro, a su vez nos envía esta información a una pantalla L.C.D, donde puede ser visualizada, esto es necesario ya que las válvulas reguladoras de presión con display nos indicaría las P.S.I de trabajo y no los kilogramos fuerza, además de esto se tuvo en cuenta que la fuerza de trabajo que nos indica el display no es la que realmente llega hasta el paciente debido a pérdidas que existen por fricción en cables de aceros, rodamiento etc. Para esto hay que conocer por medio de pruebas que porcentaje de esta fuerza es perdida por causa de estos fenómenos, y calibrar el microcontrolador, para tener como resultado una lectura más precisa.

Solución:

Para determinar de una manera fiel la suspensión de peso ejercida sobre el paciente, se llegó a la siguiente conclusión.

Ahora la variable a controlar es el peso residual del paciente y no la fuerza ejercida por el sistema, para esta modificación el sistema será dotado de una balanza electrónica con display marca javar de 150 kilos de capacidad y división 20 distribuida por Tecnología y suministros Medellín Colombia, en la cual podemos visualizar el peso del paciente antes y después de la suspensión. Por medio la válvula reguladora de presión, podemos ir aumentando o disminuyendo la presión interna del cilindro y por consecuencia la fuerza del sistema y visualizar el peso del paciente en todo momento, de esta manera controlamos y visualizamos el peso residual exacto del paciente hasta llegar al requerido para su rehabilitación, logrando una precisión en la suspensión del peso, sin interferencia debido a fricciones y otros fenómenos.

Conclusión:

El resultado de este análisis nos arroja ventajas significativas respecto a la alternativa planteada inicialmente.

Con este sistema podemos garantizar de una manera precisa el peso del paciente soportado por el sistema, no solo logramos un sistema mas sencillo y preciso, sino que logramos una reducción significativa de costes de fabricación debido a que ya no es necesario controlar de manera análoga la presión del cilindro, en consecuencia el sistema no lleva entre sus componentes el microcontrolador, sensor de presión, el costo de estos equipos oscilaba entre 2000000 a 3500000 pesos, con el nuevo diseño el precio de la báscula requerida oscila cerca de 80000 a 500000 pesos.

13.3 PANEL DE CONTROL

El sistema cuenta con un panel de control, desde el cual se controla la presión del cilindro y el peso residual del paciente (ver figura 79).

Este panel nos genera un concepto de anomalía, dándonos la orientación del sistema.

Figura 79. Panel de control.



Fuente autor

El panel de control cuenta con una válvula reguladora de presión, por medio de la cual podemos aumentar o disminuir el porcentaje de suspensión del paciente.

Para controlar cuanto peso corporal estamos suspendiendo el panel esta dotado con un display conectado a una báscula digital, la cual nos indica la variabilidad del peso del paciente a medida que aumentamos o disminuimos la presión de aire dentro del sistema.

El sistema está dotado de un comando (OFF) de apagado rápido, al oprimir este comando automáticamente la suspensión de peso cesará, bloqueando totalmente la entrada de aire hacia el sistema, para así poder retirar de inmediato al paciente en caso de ser necesario.

Para la señalización de este comando se tuvo especial cuidado, debido a que no es conveniente usar términos como emergencia, peligro, precaución entre otros, debido a que podría causar tensión entre el paciente y el sistema, el hecho de saber que existe la posibilidad de una emergencia, de acuerdo a esto se diseñó una señalización que en caso de ser requerido el bloqueo del sistema le recuerde al personal encargado de la rehabilitación cual es el protocolo a seguir (ver figura 80).

Figura 80. Señalización panel de control.



Fuente autor

13.4 MANUAL DE USUARIO

El panel de control tiene procedimientos a tener en cuenta a la hora de utilizar el sistema. Un buen funcionamiento del sistema, el panel de control debe tener encendido dos led en verde, el primer led encendido en verde (ON) indica que el sistema se encuentra funcionando, el segundo led verde (good) indica que compresor tiene suficiente presión de para generar la tensión calibrada en el sistema (ver figura 81).

Figura 81. Panel de control funcionando bien.



Fuente autor

Cuando el panel de control enciende un led rojo (bad) indica que el compresor no tiene la suficiente presión para genera la tensión que estamos calibrando en el sistema. en este caso el procedimiento es revisar la capacidad máxima de suspensión del sistema, si estamos en el rango correcto de capacidad revisar que el compresor se encuentre encendido, si el problema aún persiste hay que avisar a mantenimiento, ya que el problema puede ser por una obstrucción del aire o un mal funcionamiento del compresor o de alguna válvula (ver figura 82).

Figura 82. Panel de control funcionando mal.



Fuente autor

Protocolo de seguridad

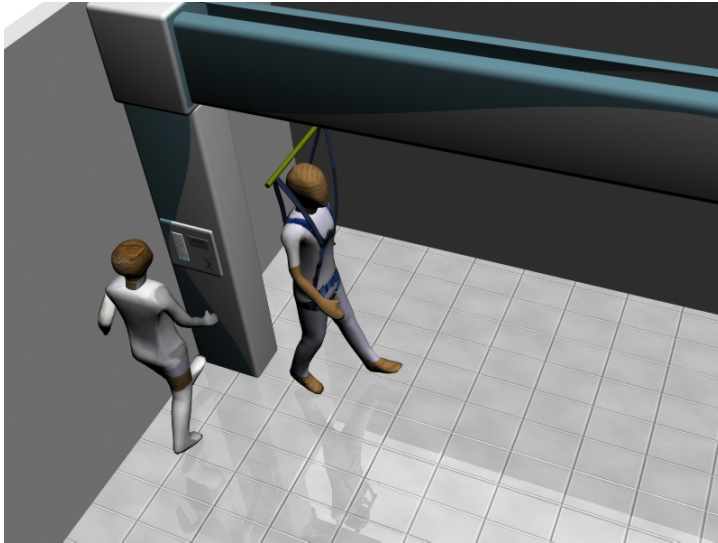
¿Que hacer en caso de una emergencia?

Si se llegara a presentar alguna emergencia en la cual se indispensables retirar al paciente del sistema en el menor tiempo posible, el procedimiento a seguir es apagar el sistema en el comando **(OFF)**, esta acción detendrá inmediatamente el paso de aire hacia el cilindro, lo cual nos permite una retirada segura del paciente.

Después de haber solucionado los problemas encontrados en las pruebas anteriores, se continúo con el proceso de desarrollo del sistema, a continuación se elaboro una tercera simulación funcional en el lab. de neumática del S.E.N.A. seccional Girón con la supervisión de la doctora Maria Solange Patiño.

El panel de control esta ubicado en la pared lateral del sistema, a una altura de 120 cm., esta altura fue seleccionada según recomendación de la ergonomía de jairo estrada, altura para paneles de control y display (ver figura 83).

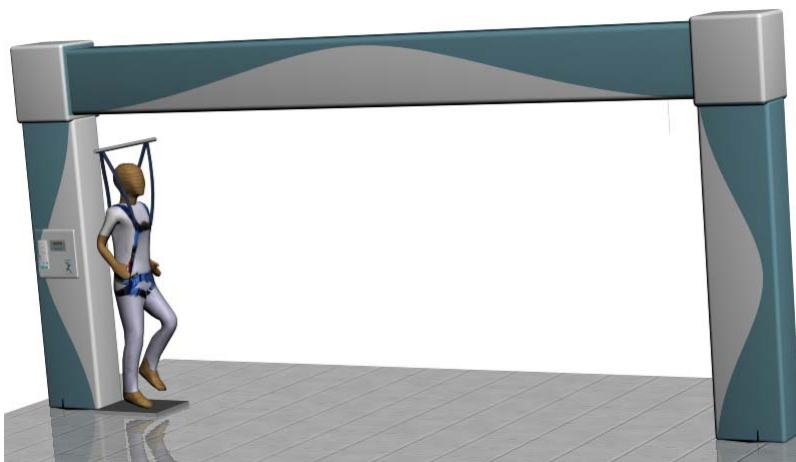
Figura 83. Altura panel de control.



Fuente autor

En el panel de control podemos visualizar el display del la bascula, dicha bascula esta incrustada en el suelo con pernos al comienzo del recorrido del sistema donde la persona es pesada y se empieza el control de suspensión de peso (ver figura 83).

Figura 84. Ubicación de la báscula.



Fuente autor

14. TERCERA COMPROBACIÓN FUNCIONAL DEL SISTEMA

14.1 OBJETIVO DE LA COMPROBACIÓN

Comprobar el funcionamiento del sistema de suspensión parcial del peso corporal para la evaluación y reeducación del patrón de marcha.

14.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS DE LA COMPROBACIÓN

- Comprobar que el sistema proporcione una suspensión controlada del peso corporal del paciente (ver figura 85).

Figura 85. Suspensión del peso.



Fuente autor

- Comprobar que el sistema permita un desplazamiento lateral del centro de masa del paciente (ver figura 86).

Figura 86. Desplazamiento lateral del centro de masa.



Fuente autor.

- Comprobar que el sistema permita un desplazamiento vertical del centro de masa del paciente con una suspensión del peso corporal constante (ver figura 87).

Figura 87. Desplazamiento vertical del centro de masa.



Fuente autor

- Comprobar que el sistema permita una rotación pélvica del paciente (ver figura 88).

Figura 88. Rotación pélvica.



Fuente autor

- Comprobar que el sistema permita un balanceo de los brazos (ver figura 89).

Figura 89. Balanceo de brazos.



Fuente autor

- Comprobar que el sistema permita una rotación del paciente de 180° en cualquier dirección para poder continuar marchando al llegar al final de carrera (ver figura 90).

Figura 90. Rotación del paciente 180°.



Fuente autor

- Comprobar que el carro generador de tensión siga la trayectoria del paciente (ver figura 91).

Figura 91. Carro generador de tensión siguiendo trayectoria.



Fuente autor

- Comprobar que el sistema genere un freno de seguridad del sistema de tensión en caso que el paciente pierda el equilibrio, evitando la caída total del paciente (ver figura 92).

Figura 92. Freno de caída del paciente.



Fuente autor

En esta última simulación funcional se comprobó el buen funcionamiento del sistema, por medio del cual se da como terminadas las comprobaciones funcionales, y se firmaron las cartas de aprobación por parte de la directora del laboratorio análisis de marcha, y el instructor del sena Reinaldo Coronel, tutor del proyecto encargado por parte del S.E.N.A.

Constancia de comprobación

Yo Maria Solange Patiño, Fisioterapeuta, master en ciencias del movimiento, directora del laboratorio análisis de marcha de la Universidad Industrial de Santander y directora de escuela de fisioterapia de la Universidad Industrial de Santander, hago costar por medio de la presente que personalmente supervise y aprobé las pruebas realizadas en el laboratorio de neumática del S.E.N.A. centro industrial Girón, donde comprobé que el sistema cumple todos los objetivos específicos del proyecto.

Maria Solange Patiño

Constancia de comprobación.

Yo Reinaldo Coronel, instructor del servicio nacional de aprendizaje S.E.N.A, fui encargado por parte del centro industrial Girón de supervisar el trabajo que realizo el estudiante de la universidad industrial de Santander Oscar Ricardo Ramírez Serrano en nuestra institución, por medio de la presente hago constar que el montaje neumático planteado por estudiante es correcto, coherente y viable, según las especificaciones técnicas del proyecto.

Reinaldo Coronel

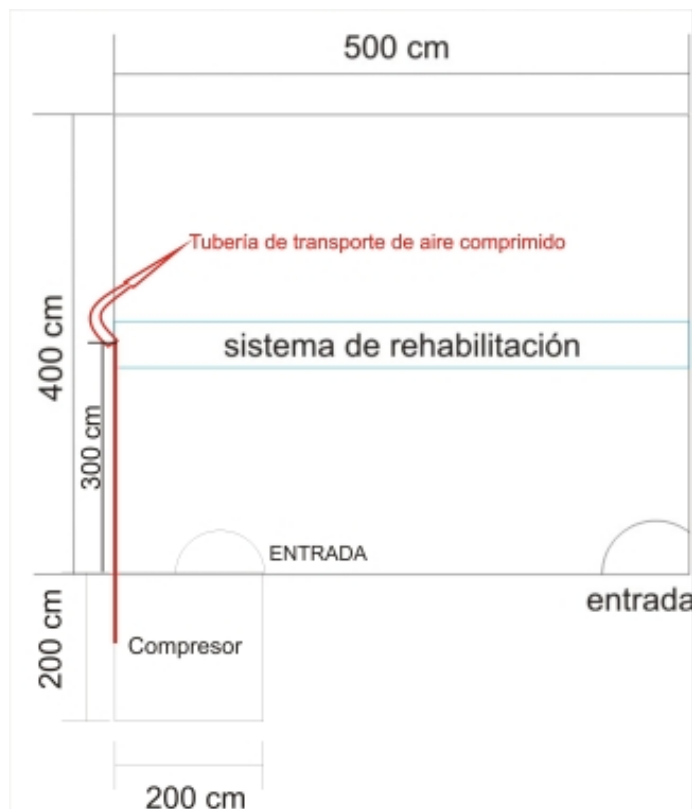
Ingeniería del detalle:

Hasta ahora se ha diseñado el sistema con todos sus componentes, a continuación empezaremos una nueva etapa de diseño, la cual se llamó como ingeniería del detalle y consiste especificar algunos factores necesarios para el buen funcionamiento del sistema, como ubicación de elementos dentro del sistema, sistemas de ensambles.

Ubicación de elementos dentro del sistema.

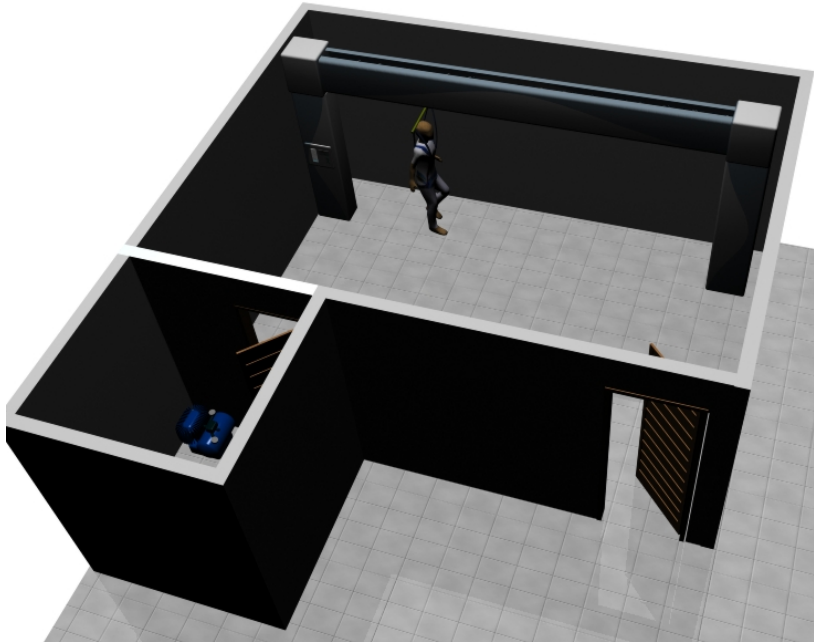
Anteriormente se había especificado la ubicación del sistema dentro del laboratorio, pero además de esta hay que tener en cuenta la ubicación del compresor, para el diseño se selecciono un compresor de baja emisión de ruido, este compresor se ubicara en un cuarto con puerta adjunto al laboratorio, y el transporte del aire comprimido será por medio de tubo para neumática marca Festo S.A. he irá dentro de tubería de P.V.C, interna en la pared (ver figura 93 y 94).

Figura 93. Planos del lab. Análisis de marcha.



Fuente autor

Figura 94. Render del plano del lab. Análisis de marcha



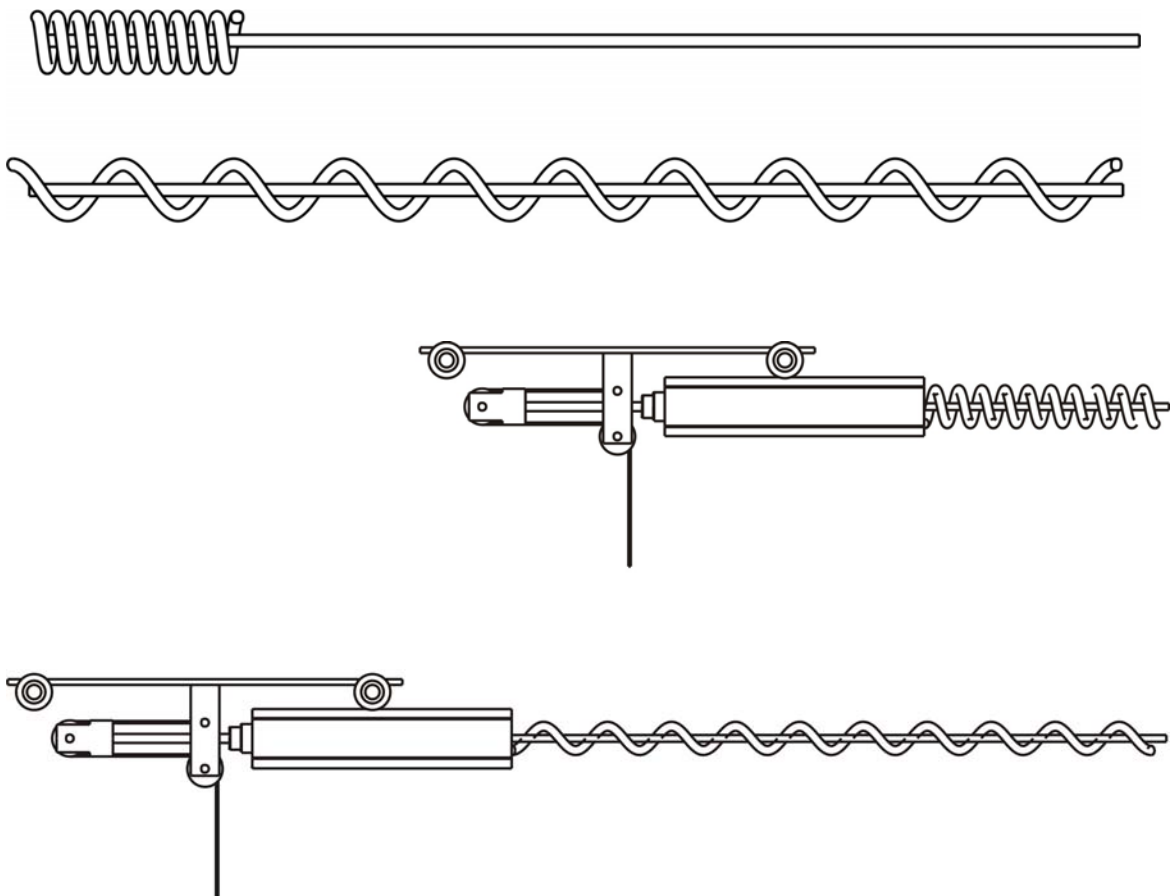
Fuente autor.

Para el proyecto se desarrolló en ingeniería del detalle, como va a ser el transporte del aire comprimido desde la base de la estructura hasta el lugar de la trayectoria que se encuentre el carro generador de tensión.

Para resolver este problema se utilizó un tubo flexible en espiral, este tubo es distribuido por Festo S.A. y es el encargado de transportar el aire comprimido desde el inicio de la estructura hasta la ubicación del cilindro en determinado momento, el tubo tiene una longitud de 40cm comprimido y alcanza una longitud máxima de 750cm.

El tubo flexible será transportado por una barrila que ira a lo largo de la estructura, este es un tubo de alta resistencia térmica, mecánica y a la hidrólisis, la dotación del suministro incluye 2 racores orientables y las correspondientes juntas (ver figura 95).

Figura 95. Tubo flexible en espirar.



Fuente autor.

Ingeniería del detalle para la carcasa:

En la ingeniería del detalle, se desarrolló como va a ser el ensamble de la carcasa como elemento integral del proyecto.

La carcasa esta dividida en tres piezas básicamente: 1 base de apoyo vertical, 2 cuadro superior y 3 barra horizontal, las cuales están ensambladas a la estructura por medio de herrajes especialmente diseñados para cada una de ellas.

El ensamblado de la carcasa a al estructura tiene un procedimiento a seguir.

Los ensambles de la carcasa van por medio de tornillos, las perforaciones penetran en la carcasa 5 milímetros y están avellanadas, se esta manera entran posteriormente en la perforación uno tapones de para llenas dichas perforaciones.

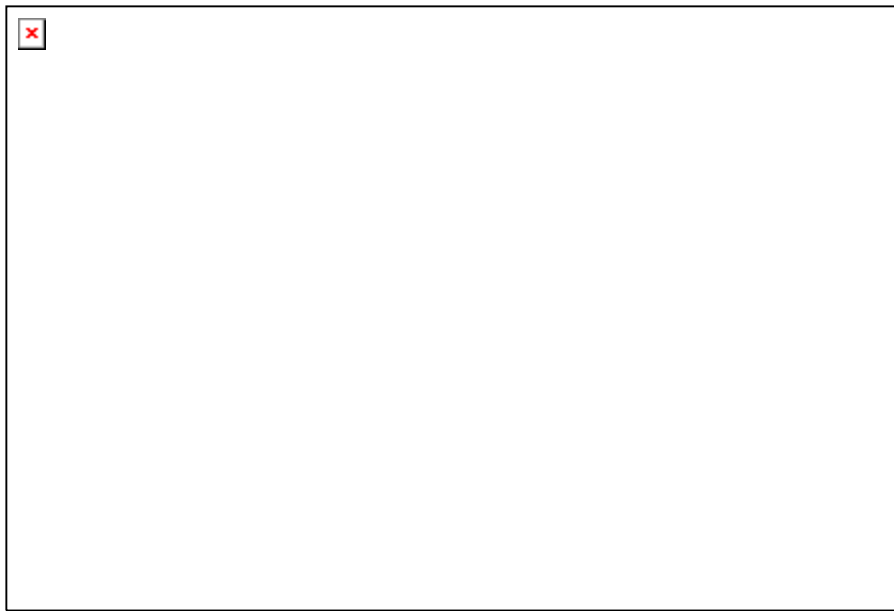
Las piezas uno y tres son piezas elaboradas en una matriz de 50 centímetros, las cuales

son unidas en el momento del ensamble de la carcasa, la carcasa será elaborada en P.V.C. material termoformable, el cual nos permite un pintado por aerografías de la parte grafica del proyecto

1. Base de apoyo vertical.

La primera pieza a ensamblar de la carcasa en la base de apoyo vertical, la cual va ensamblada a la estructura (ver figura 96).

Figura 96. Primer paso de ensamble de la carcasa.



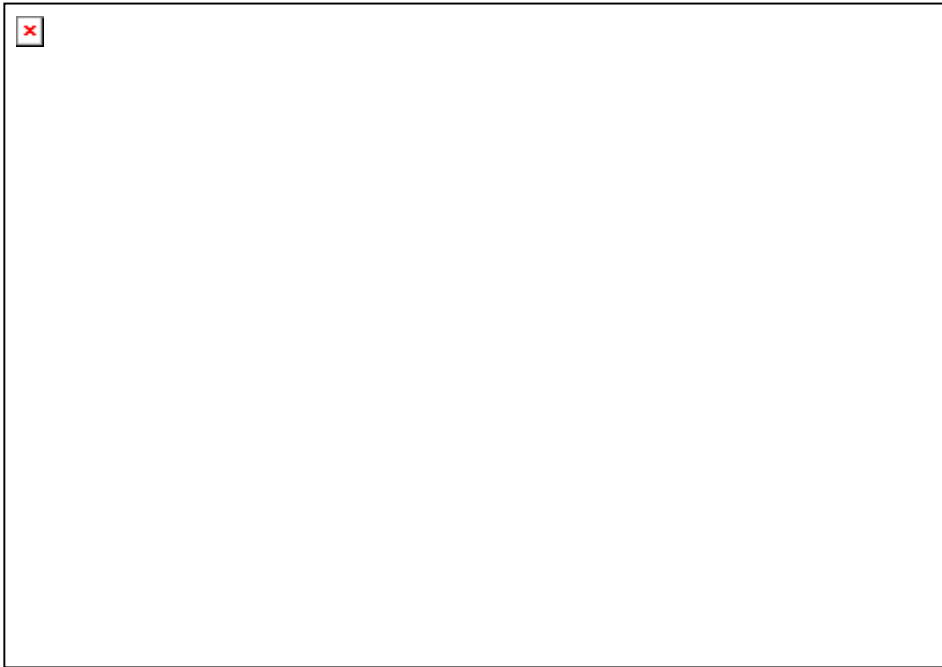
Fuente autor

2. Cuadro superior.

La segunda pieza a ensamblar es cuadro superior, el ensamble de esta pieza es llevada a cabo en tres pasos:

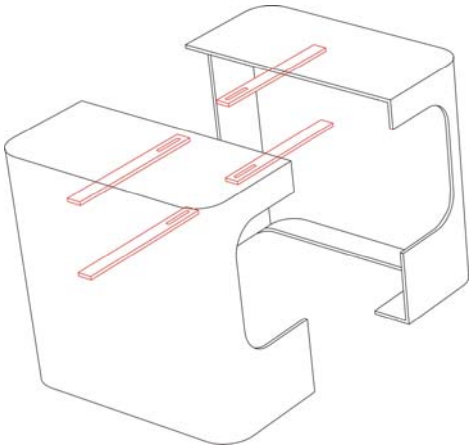
-Primero hay que ubicar las dos partes que componen esta pieza en la parte superior del sistema y unir las (ver figura 97, 98 y 99).

Figura 97. Segundo paso de ensamble de la carcasa.



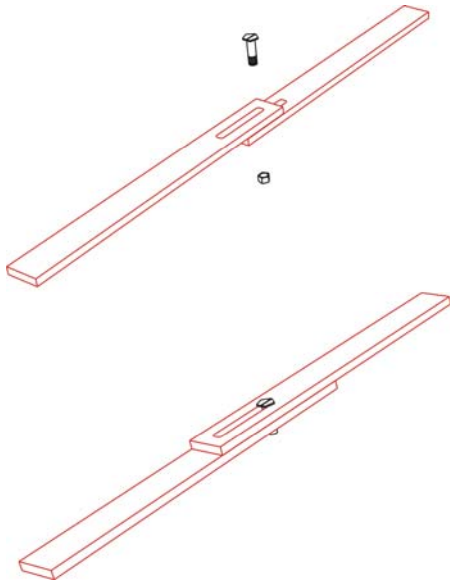
Fuente autor

Figura 98. A unión de las dos partes.



Fuente autor

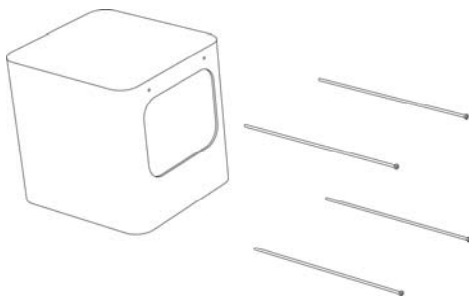
Figura 99. B ensamble de las dos partes.



Fuente autor

A continuación, la pieza cuadro superior esta lista para se ensamblada al conjunto de la carcasa (ver figura 100).

Figura 100. C. ensamble al conjunto de la carcasa.

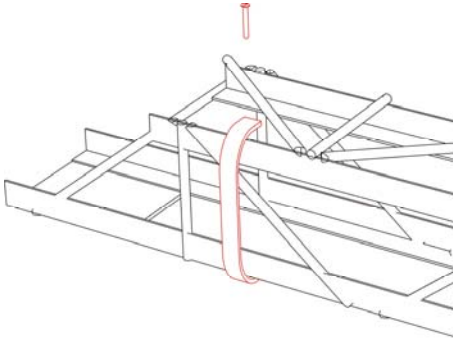


Fuente autor

3. Barra horizontal.

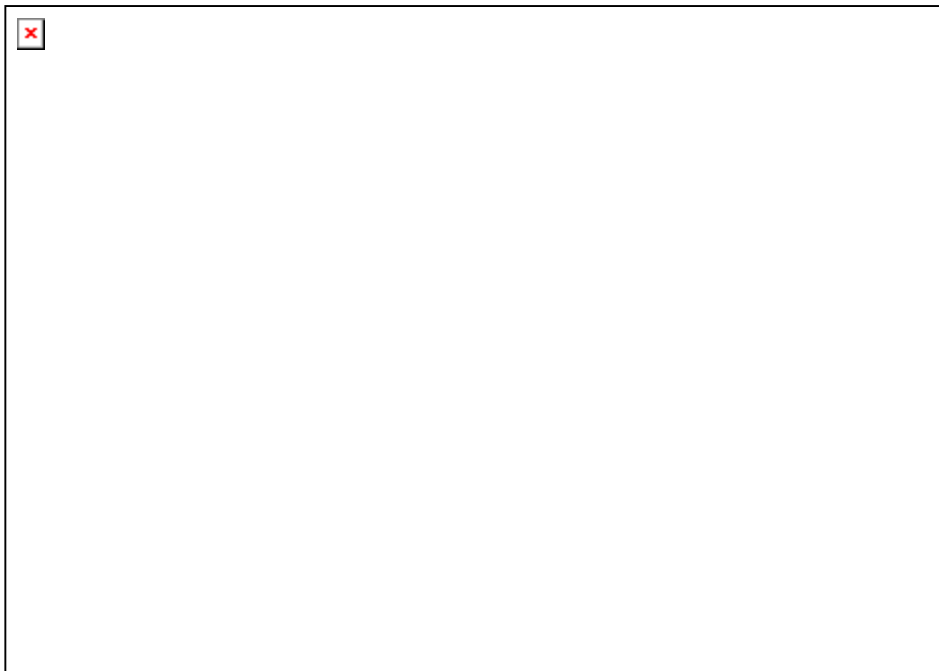
La ultima pieza a ensamblar de la carcasa es la pieza barra horizontal, esta pieza va sujeta a la estructura en la parte superior e inferior del cuadrado con cercha, por medio de un pieza soldada a la estructura (ver figura 101, 102).

Figura 101. Pieza de unión de la carcasa a la estructura.



Fuente autor.

Figura 102. Tercer paso de ensamble de la carcasa.



Fuente autor

15. DESCRIPCIÓN DE ELEMENTOS UTILIZADOS

15.1 SISTEMA NEUMÁTICO

Cilindro neumático:

Figura 103. Cilindro neumático Festo.



Fuente www.festo.com.co

Para el sistema se seleccionó un cilindro DNS 50*200 normalizado según norma ISO 15552, este es un cilindro de 50 mm de diámetro en empuje y 200 mm de carrera, se aumento el diámetro del cilindro calculado anteriormente, ya que este cilindro da la fuerza necesaria con presiones mas bajas, permitiéndonos así mantener la fuerza requerida en momentos cuando la presión del sistema carga, los compresores comerciales manejan un rango máximo de 105 a 125 P.S.I. este cilindro nos da la fuerza requerida a solo 60 P.S.I. además el cilindro cuenta con un sistema Anillos de amortiguación adicionales para absorber la energía residual en aplicaciones de alta velocidad y ciclos elevados y amortiguación de choque, fabricado y distribuido por Festo S.A.

El cilindro posee un sistema de anclaje específico para la posición dada de funcionamiento distribuido por Festo S.A. (ver figura 103).

15.2 COMPRESOR

Figura 104. Baja emisión de ruido.



Fuente www.soniber.com.

El sistema funciona con un solo cilindro de capacidad de volumétrica de 390 cc, y con una presión de 60P.S.I, logramos la fuerza necesaria para nuestro sistema, con estos datos fue escogido el compresor, el cual es un compresor comercial pequeño, con un tanque de almacenamiento de 10 litros y una presión máxima de 105 P.S.I. este compresor es distribuido por Soniber electromedicina (ver figura 104).

15.3 MANGUERA FLEXIBLE EN ESPIRAL.

Figura 105. Manguera flexible en espiral PPS.



Fuente www.festo.com.co.

Este tubo es el encargado de transportar el aire comprimido asta la ubicación del cilindro, el tubo tiene una longitud de 43 cm comprimido y alcanza una longitud máxima de 750 cm alargado (ver figura 105).

15.4 REGULADORA DE PRESIÓN

Figura 106. Válvula reguladora de presión.



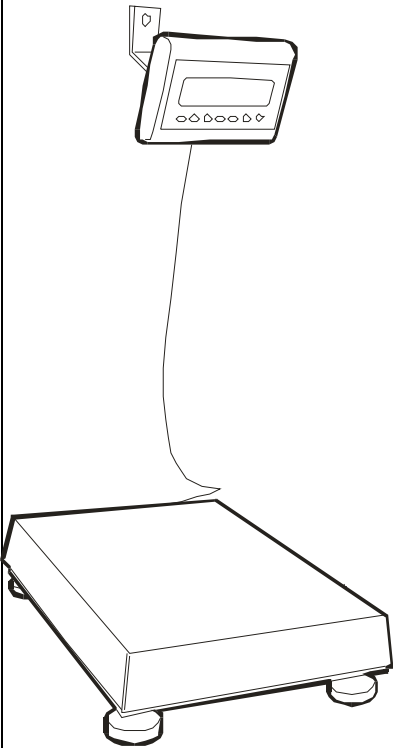
Fuente www.festo.com.co.

Este regulador mantiene constante la presión de salida del lado secundario independientemente de las oscilaciones que sufra el lado primario.

Tiene la misión de mantener constante la presión, es decir, de transmitir la presión ajustada en el manómetro sin variación a los elementos de trabajo o servo elementos, aunque se produzcan fluctuaciones en la presión de la red. La presión de entrada mínima debe ser siempre superior a la de salida (ver figura 106).

15.5 BÁSCULA DE PISO BS45x60/JAV2000

Por medio de esta báscula podemos controlar el peso suspendido del paciente.

Equipo	:	BÁSCULA SOLO PESO DE PISO
REF.	:	BS45x60/JAV2000
Marca	:	JAV JAVA
País de Origen	:	Colombia
Figura		Características
		<ul style="list-style-type: none"> • carga máxima 150 Kg. • Precisión 20 g. • Ajuste manual de cero y tara al 100% • Pantalla LED rojo 6 dígitos. Display fluorescente. • Presentación de peso bruto / neto • Función de retener peso. • Indicador de Batería. • Batería interna recargable. • Salida RS232 para conectar a PC o a impresora. • Plataforma en acero inoxidable 30 *30 cm. • Ventajas: <ul style="list-style-type: none"> • Rapidez en la entrega del peso. • Display separado de la plataforma, mayor espacio • Mayor precisión, se disminuyen y se controlan los costos. • Conexión a computador, control de inventarios • Suma pesadas, facilidad en la recepción de materias primas. • Saca tara, descarta el peso del recipiente donde se introducen productos en polvo o líquidos. • Plataforma resistente de acero con camisa en acero inoxidable de fácil limpieza. Higiénica. • Funciona con 110 V, y tiene batería recargable que tiene autonomía por más de 20 horas. • 1 año de garantía por defectos de fabricación.

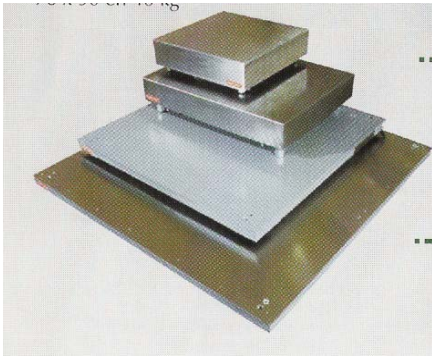
La cotización de los elemento se encuentran en los anexos.

Figura 107. Display de la báscula.



Fuente www.basculasjavar.com

Figura 108. Base de la báscula.



Fuente www.basculasjavar.com

16. DISEÑO CONCEPTUAL DE LA IMAGEN 2-D

16.1 COLORES

Para la selección de los colores a usar se tuvo en cuenta la psicología del color ya que la energía reflejada por cada color afecta de diferente forma al ser humano, dependiendo de su longitud de onda, produciendo diferentes sensaciones de las que normalmente no somos conscientes, debido a esto, en el sistema y el entorno se propone usar principalmente los siguientes colores “blanco, verde, azul.”

Significado de los colores a usar:

16.1.1 Blanco

- El blanco se le considera el color de la perfección.
- El blanco significa seguridad, pureza y limpieza.
- En la promoción de productos de alta tecnología, el blanco puede utilizarse para comunicar simplicidad.
- El blanco se le asocia con hospitales, médicos y esterilidad. Puede usarse por tanto para sugerir para anunciar productos médicos o que estén directamente relacionados con la salud.
- A menudo se asocia a con la pérdida de peso, productos bajos en calorías, sensación de livianés.

16.1.2 Azul

- El azul es el color del cielo y del mar, por lo que se suele asociar con la estabilidad y la profundidad.
- Representa la lealtad, la confianza, la sabiduría, la inteligencia, la verdad.
- Se le considera un color beneficioso tanto para el cuerpo como para la mente. Retarda el metabolismo y produce un efecto relajante. Es un color fuertemente ligado a la tranquilidad y la calma.
- Es muy adecuado para presentar productos relacionados con la limpieza (personal, hogar o industrial).
- Es adecuado para promocionar productos de alta tecnología o de alta precisión.

- El azul es un color frío ligado a la inteligencia y la consciencia.
- El azul claro se asocia a la salud, la curación, el entendimiento, la suavidad y la tranquilidad.

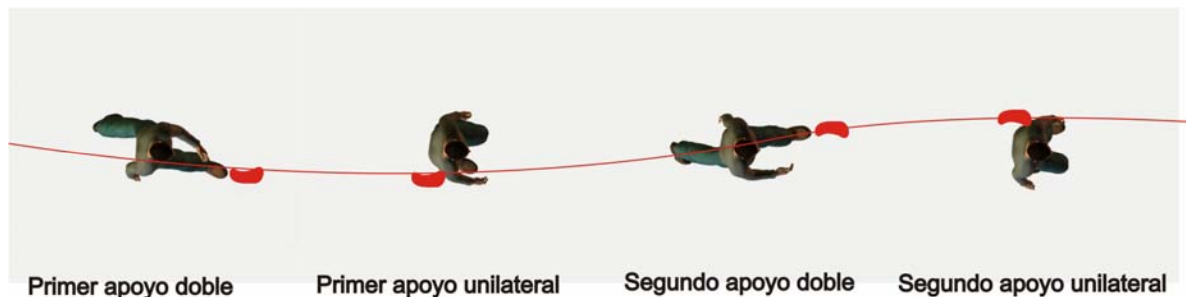
16.1.3 Verde

- El verde es el color de la naturaleza por excelencia. Representa armonía, crecimiento, exuberancia, fertilidad y frescura.
- Tiene una fuerte relación a nivel emocional con la seguridad. "vía libre" en señalización.
- El color verde tiene un gran poder de curación. Es el color más relajante para el ojo humano y puede ayudar a mejorar la vista.
- El verde sugiere estabilidad y resistencia.
- Representa el crecimiento y la esperanza.
- Es recomendable utilizar el verde asociado a productos médicos o medicinas.
- El verde "Agua" se asocia con la protección y la curación emocional.
- El verde oliva es el color de la paz.

16.2 LOGOTIPO

Es una abstracción de la curva que describe el centro de gravedad de una persona y los puntos de apoyo de las extremidades inferiores observadas desde la vista superior al realizar la marcha (ver de la figura 109 a la 116).

Figura 109. V. Superior de la una persona en marcha.



Fuente autor

Figura 110. Desplazamiento centro de gravedad.



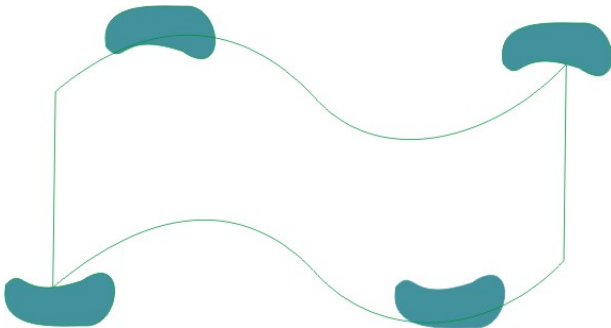
Fuente autor

Figura 111. Puntos de apoyo de las extremidades inferiores.



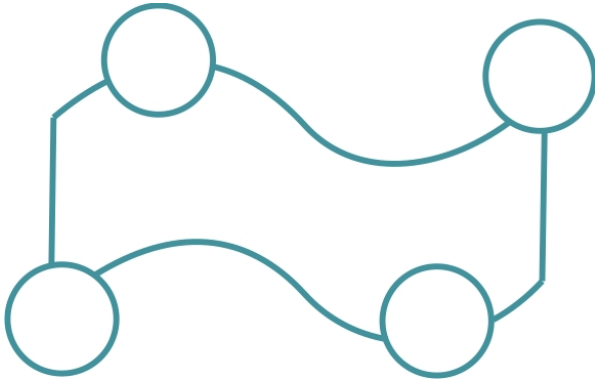
Fuente autor

Figura 112. V. Superior del desplazamiento del centro de masa y los puntos de apoyo.



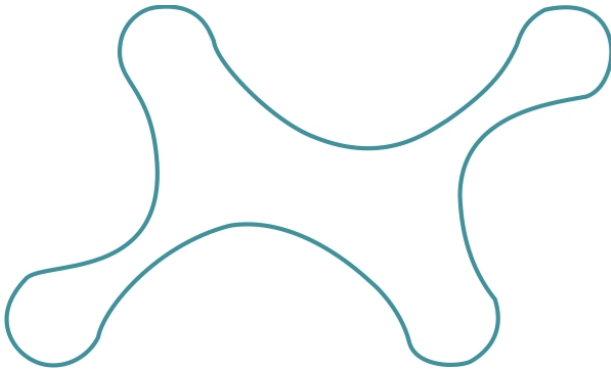
Fuente autor

Figura 113. Abstracción geométrica de la vista superior.



Fuente autor

Figura114. Fusión de la abstracción de las dos figura geométrica.



Fuente autor

Figura 115. Caracterización y personificación de la abstracción.



Fuente autor

Figura 116. Resultado final del logo.



Fuente autor.

El sistema de rehabilitación BIKA suspensión es llamado así en homenaje a los indígenas que poblaron las tierras santandereanas, bika en lenguaje indígena significa caminar, en infinitivo, esta traducción al castellano fue hecha por el historiador el padre H. J. Rochereau.

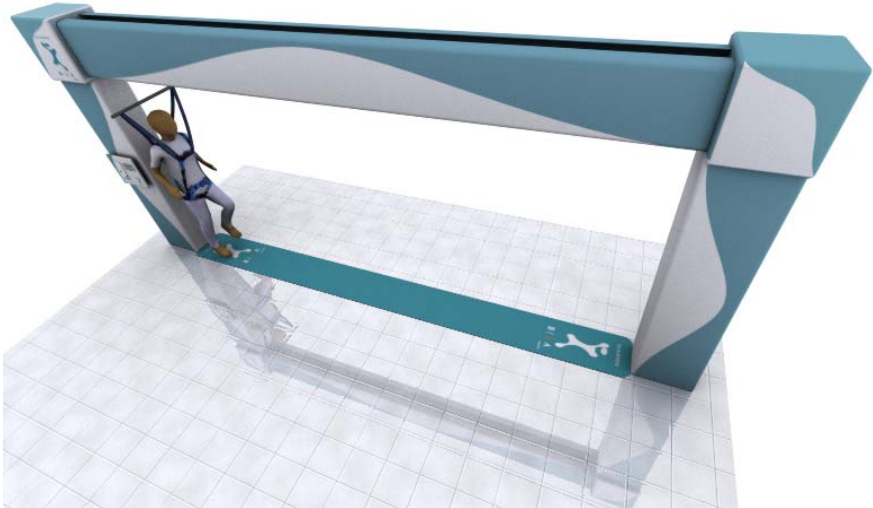
Uno de los objetivos del proyecto era diseñar el sistema y su entorno, para esta parte del proyecto se propone el diseño visual de la carcasa, en este diseño se utiliza una tendencia minimalista con formas abstraídas de la curva que describe el centro de masa de la persona al marchar.

También se propone un diseño visual en el suelo donde el paciente realizará la rehabilitación, esta propuesta no solo tiene un objetivo visual, sino los siguientes objetivos:

- integrar visualmente la bascula al sistema.
- Generar la sensación de horizontalidad.
- Nos crea un factor de seguridad, debido a que imagen realizada con pintura vinílica antideslizante de alto tráfico.

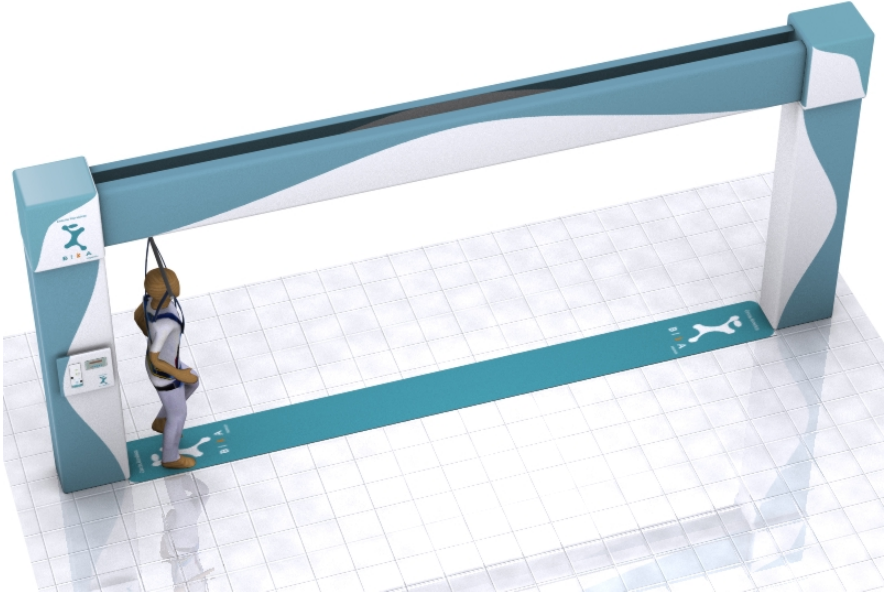
Hasta el momento hemos observado el desarrollo que tuvo el sistema de suspensión parcial del peso corporal para evaluación y reeducación del patrón de marcha en pacientes hemipléjicos o afectados por minas antipersonales, todo esto para llegar a una solución eficiente, a continuación observaremos el resultado final de este trabajo.

Figura 117. Render 1



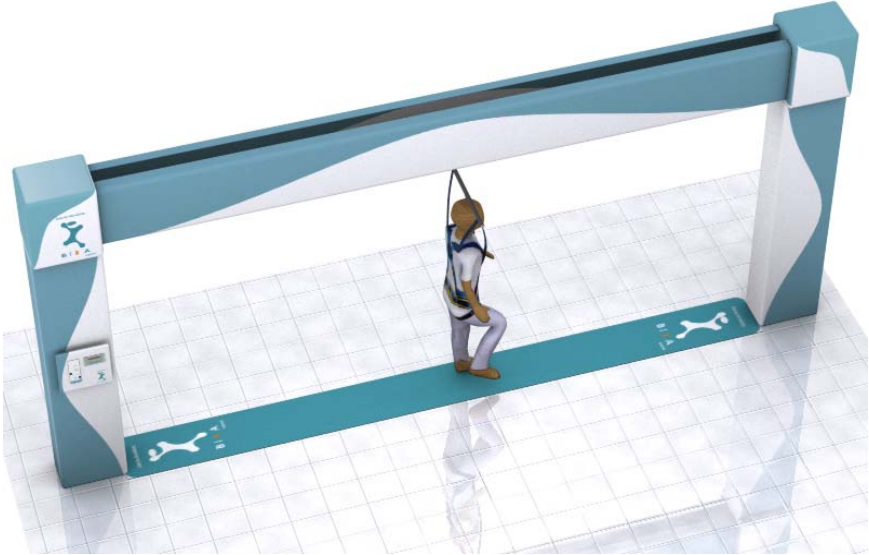
Fuente autor

Figura 118. Render 2



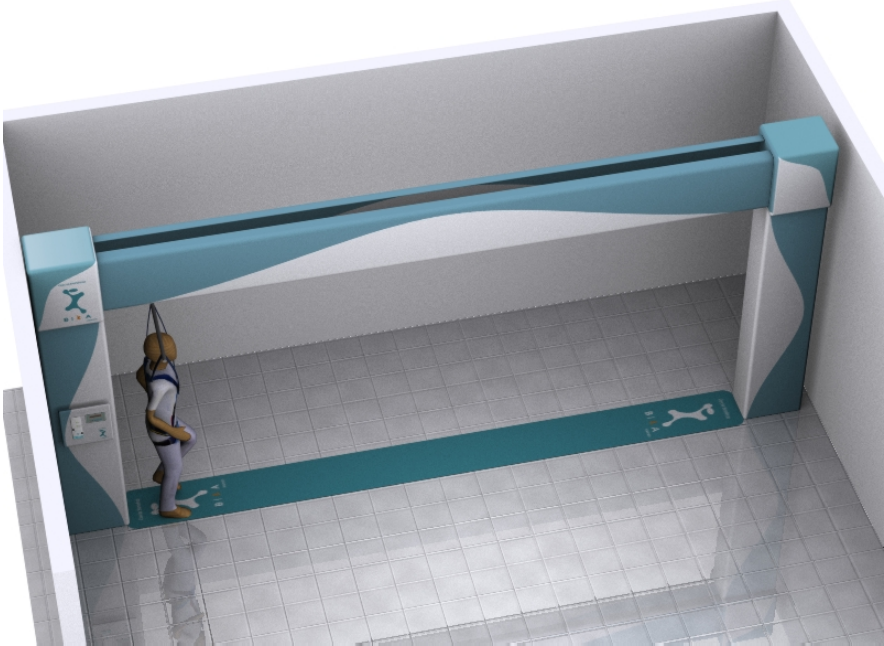
Fuente autor

Figura 119. Render 3



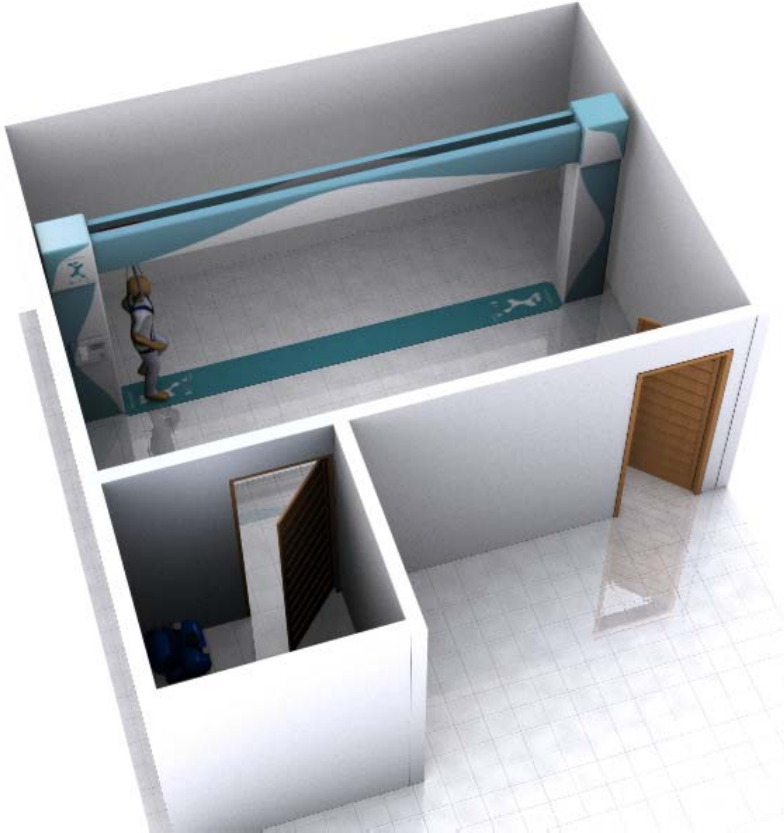
Fuente autor

Figura 120. Render 4



Fuente autor

Figura 121. Render 5



Fuente autor

17. LOGROS OBTENIDOS

Aparte de haberse logrado cumplir con lo objetivos descritos anteriormente, con el proyecto se ha logrado importantes alcances como:

- Ponencia en el congreso de salud publica programado para el 31 de agosto del 2007 en la universidad de Santander.
- Aceptación para la participación en el segundo concurso idear: concurso para el desarrollo de la tecnología biomédica, el cual es organizado por conciencias, Vitalmed y la alcaldía de Medellín.

18. CONCLUSIONES

- Se ha demostrado que es posible desarrollar en nuestro país proyectos específicos para nuestras necesidades, con nuestra tecnología y a un bajo costo.
- Nos dimos cuenta que con el diseño industrial, no solo podemos crear nuevos productos, podemos cambiar vidas, podemos cambiar sentimientos de odio, dolor y venganza, por la esperanza, no solo a nuestros pacientes, sino también a todo su entorno, familia, amigos, etc.
- Demostramos que el diseñador industrial tiene conocimientos suficientes para proponer diferentes aplicaciones a la tecnología existente, como en este proyecto, ya que en este caso no desarrollamos nuevas tecnologías, analizamos la existente y logramos darle otra aplicación, logrando satisfacer nuestras necesidades.
- Comprobamos que con el diseño industrial se puede hacer un gran aporte tecnológico y social, y no esperar a que soluciones a nuestros problemas sean desarrolladas por terceros para poder tener acceso a ellas, mientras observamos como estos problemas sin solucionar crecen en nuestro país a causa de unos pocos.
- Vimos la necesidad de integrar las instituciones del estado o privadas, hacer convenios, instituciones como el S.E.N.A. nos dan un soporte tecnológico que en muchas ocasiones no aprovechamos por falta de gestión.

BIBLIOGRAFÍA

LIBROS

ESTRADA MUÑOZ, Jairo y CAMACHO PEREZ, Jesús Antonio. Parámetros Antropométricos de la población laboral en Colombia. Primer Congreso Colombiano de Ergonomía, Bogotá. Noviembre de 1996.

Fundación MAPFRE. Manual de ergonomía de MAPFRE. Editorial MAPFRE 1997.

Dr. HOWARD A. Rusk. Medicina de rehabilitación. Segunda edición. Editorial Interamericana S.A 1966 Mexico

Dr. GONZÁLES M. Rafael. Tratado de rehabilitación medica – síndrome de invalides del sistema nervioso. Editorial Científica Medica España 1965

Dr. KRUSEN. E. Antonic. Medicina física y rehabilitación. Cuarta edición. Editorial Médica Panamericana S.A. Madrid 1993.

Dr. VILADOT, A. diez lecciones sobre la patología del pie. Editorial Toray, S.A. Barcelona, 1984

INTERNET

<http://www.biodex.com>.

<http://www.soniber.com>.

<http://www.festo.com.co>.

<http://www.dane.org.co>.

PUBLICACIONES

Michael A, MS; Elizabeth J. Protas, PhD; Ann Holmes, MD; Thomas A. Krouskop, PhD; Arthur M. Sherwood, PhD. Equipment specification for supported treadmill ambulation training. VA Medical center, Houston, TX; Baylor College of Medicine; Texas Woman`s University, Houston.

H. Barbeau; M. Wainberg; L. Finch. Description and application of a system for locomotor rehabilitation. School of Physical and Occupational Therapy, Faculty of Medicine. McGill University, 3654 Drummond Street, Montreal, Quebec H3G 1Y5, Canada.

Biodex Medical System, Inc. Biodex unweighing system manual (# 945-470) Operation/Installation.

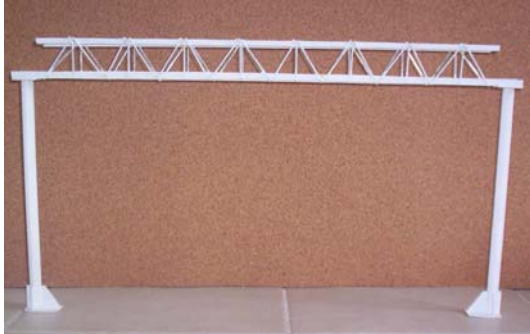
PROYECTOS DE GRADO

ROJAS T. Vaslak. Prótesis para pacientes con amputación en el miembro inferior (sección tercio medio) desarrollo. Diseño Industrial UIS.

PATIÑO Maria S. Proyecto de master Análisis en la marcha de pacientes hemipléjicos. Directora del laboratorio sobre el análisis de marcha.

ANEXO I Modelos de prueba

Modelo de prueba Estructura.



Fuente autor.

Modelo de prueba base estructura.



Fuente autor.

Modelo de prueba Carcasa.



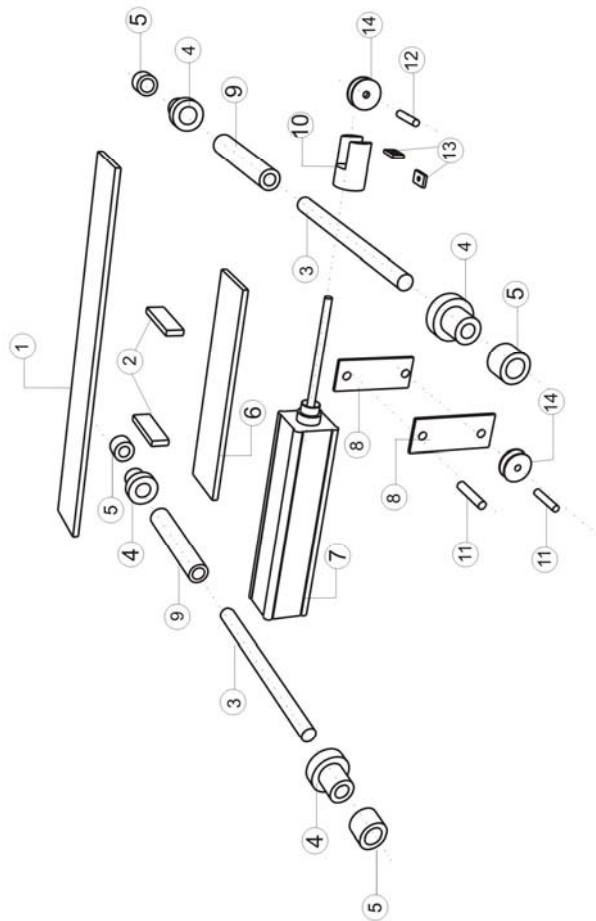
Fuente autor

Prototipo del carro generador de tensión.



Fuente autor.

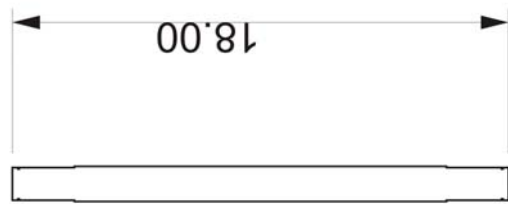
ANEXO II Planos técnicos del carro generador de tensión.



Diseño	Oscar R. Ramírez S.
Explosión	Escuela de Diseño Industrial
Universidad Industrial de Santander	

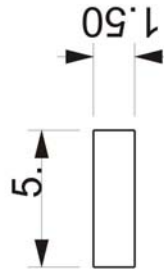


pieza 1



pieza 3

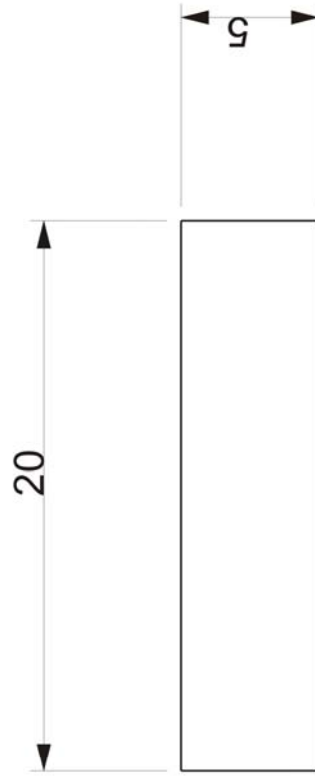
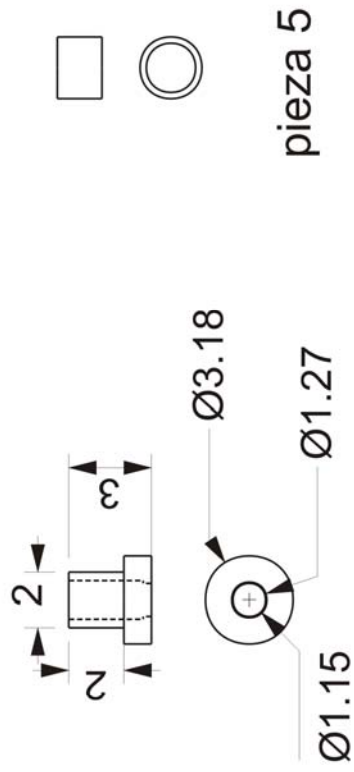
todas las medidas están dadas en centímetros



pieza 2

Esc: 1:2.5

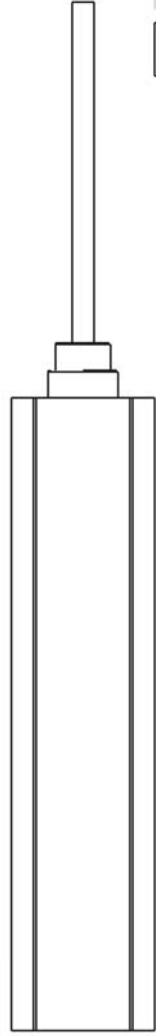
Diseño	Oscar R. Ramírez S.
Despiece	Escuela de Diseño Industrial
Universidad Industrial de Santander	



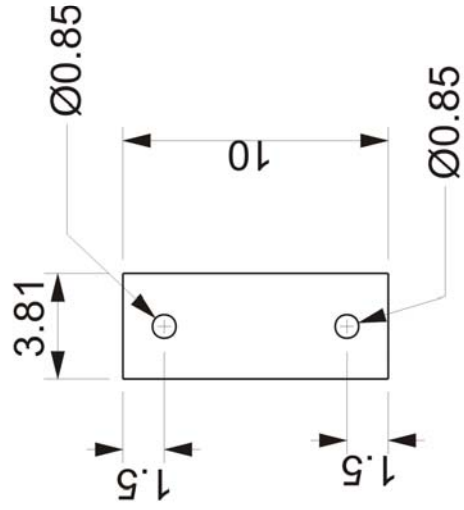
Esc: 1:2.5

Diseño	Oscar R. Ramírez S.
Despiece	Escuela de Diseño Industrial
Universidad Industrial de Santander	

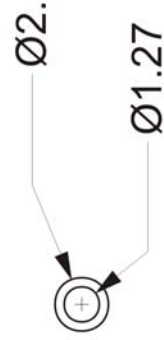
todas las medidas están dadas en centímetros



pieza 7



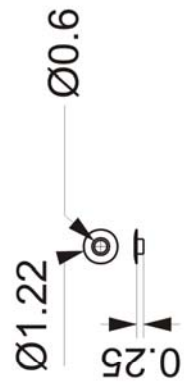
pieza 8



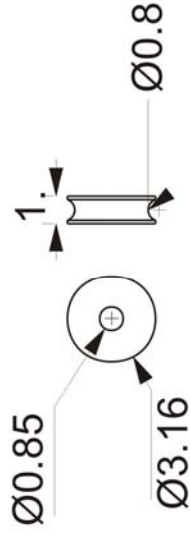
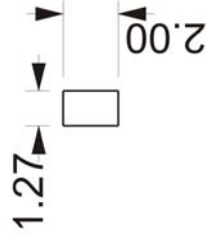
pieza 9 Esc: 1:2.5

Diseño	Oscar R. Ramírez S.
Despiece	Escuela de Diseño Industrial
Universidad Industrial de Santander	

todas las medidas están dadas en centímetros



pieza 13



pieza 14

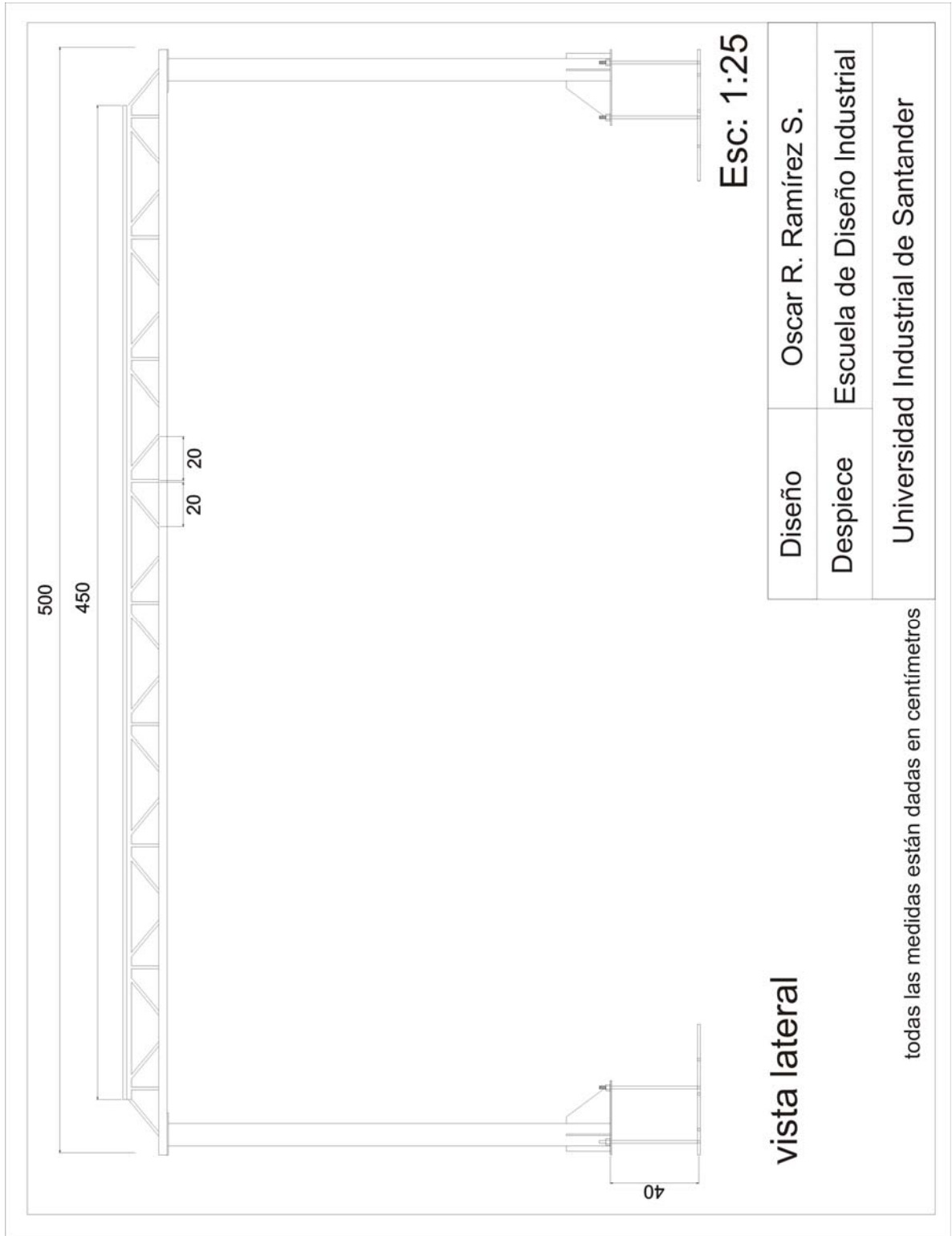
Esc: 1:2.5

Diseño	Oscar R. Ramírez S.
Despiece	Escuela de Diseño Industrial
Universidad Industrial de Santander	

todas las medidas están dadas en centímetros

Pieza	Descripción	Material	Proceso
1	Platina de 0.6 mm de espesor	Acero 1045	corte
2	Platina de 0.6 mm de espesor	Acero 1045	corte
3	Eje, con chavetero de ½ pulgada	Acero 1045	torneado
4	Rueda porta rodillo	Aluminio	torneado
5	Rodillo ref:	Acero	-----
6	Platina de 0.6 mm de espesor	Acero 1045	corte
7	Cilindro doble efecto dnc- 50-200ppv-a	Aluminio	-----
8	Platina de 0.6 mm de espesor	Acero 1045	Corte, perforado
9	Eje perforado	Acero 1045	Perforación
10	Sujetador roscado, rosca ordinaria, con turca de seguridad	Aluminio	Torneado, perforado
11	Eje con chavetero	Acero 1045	torneado
12	Eje con chavetero	Acero 1045	torneado
13	Pieza mixta, encarrilador	Acero 1045, Bronce	Torneado, perforado
14	polea	Baquelita	Torneado

Planos técnicos estructura.

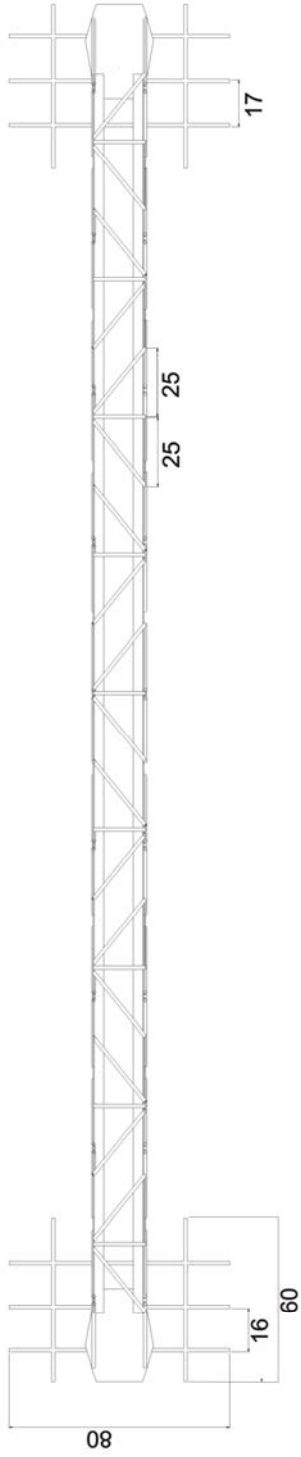


vista lateral

Esc: 1:25

Diseño	Oscar R. Ramírez S.
Despiece	Escuela de Diseño Industrial
Universidad Industrial de Santander	

todas las medidas están dadas en centímetros



vista superior

Esc: 1:25

Diseño	Oscar R. Ramírez S.
Despiece	Escuela de Diseño Industrial
Universidad Industrial de Santander	

todas las medidas están dadas en centímetros

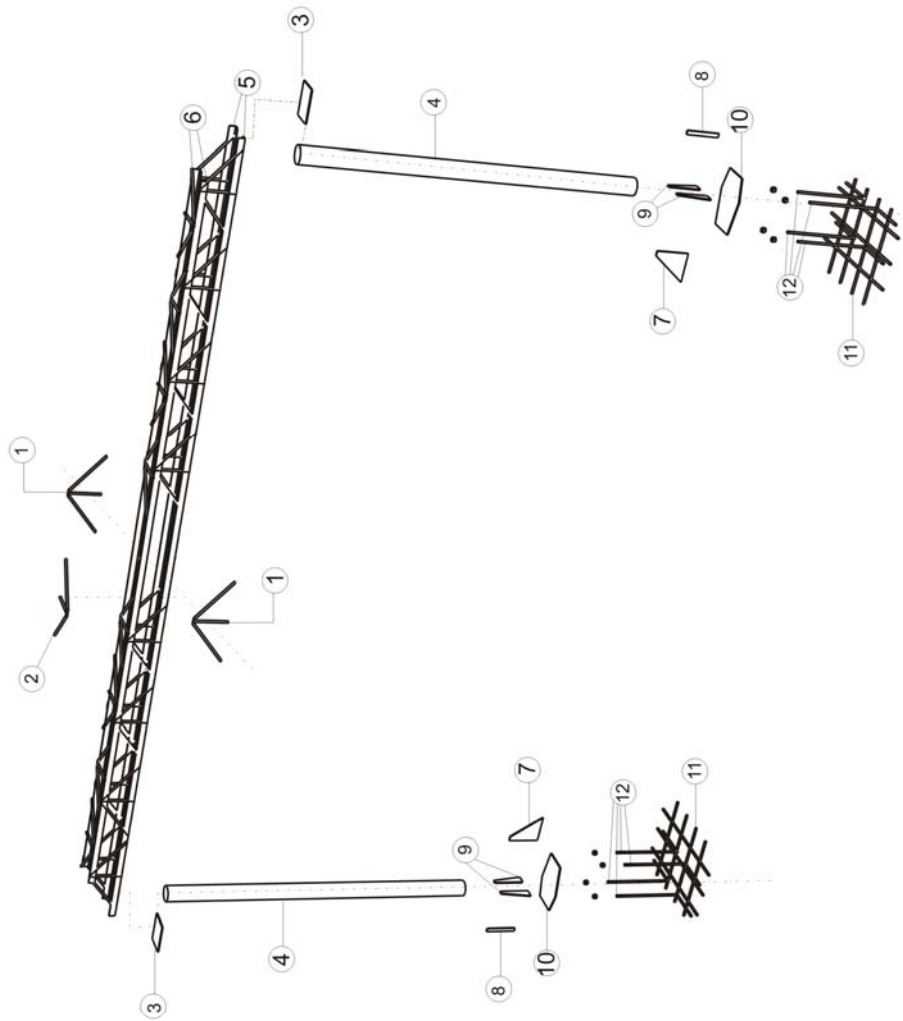


vista frontal

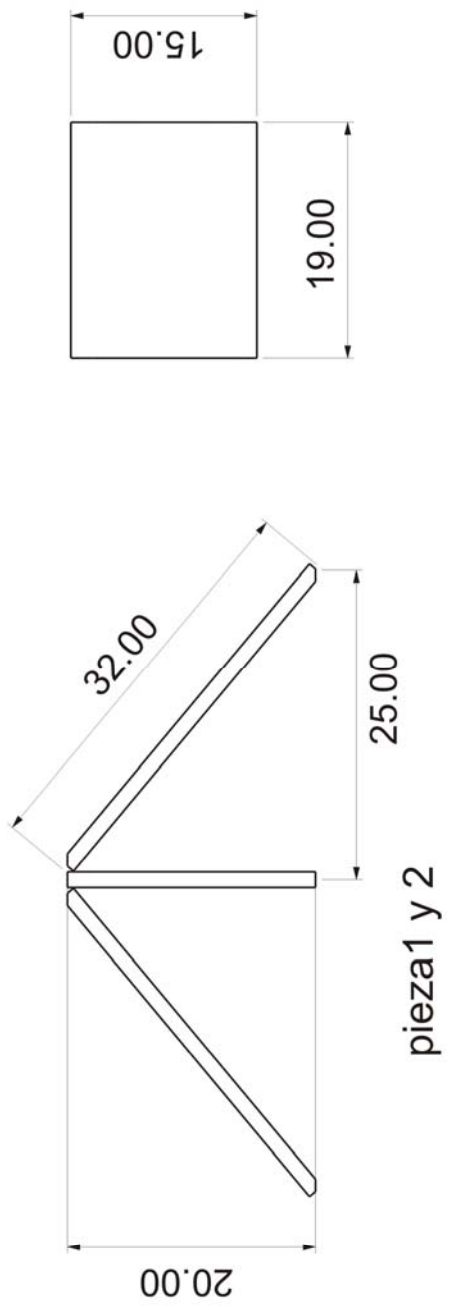
todas las medidas están dadas en centímetros

Esc: 1:25

Diseño	Oscar R. Ramírez S.
Despiece	Escuela de Diseño Industrial
Universidad Industrial de Santander	



Diseño	Oscar R. Ramírez S.
Explosión	Escuela de Diseño Industrial
	Universidad Industrial de Santander



Esc: 1:5

Diseño	Oscar R. Ramirez S.
Despiece	Escuela de Diseño Industrial
Universidad Industrial de Santander	

todas las medidas están dadas en centímetros

200



pieza 4

500



pieza 5

450

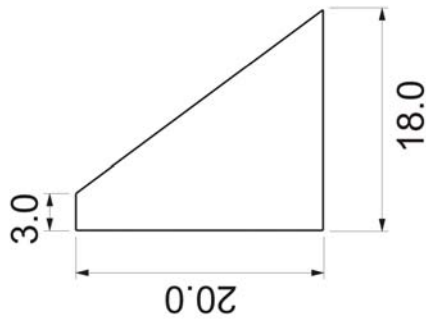


pieza 6

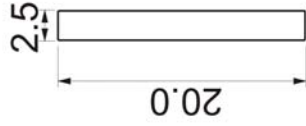
Esc: 1:15

Diseño	Oscar R. Ramírez S.
Despiece	Escuela de Diseño Industrial
Universidad Industrial de Santander	

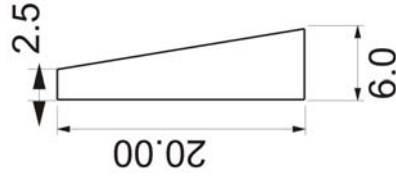
todas las medidas están dadas en centímetros



pieza 7



pieza 8

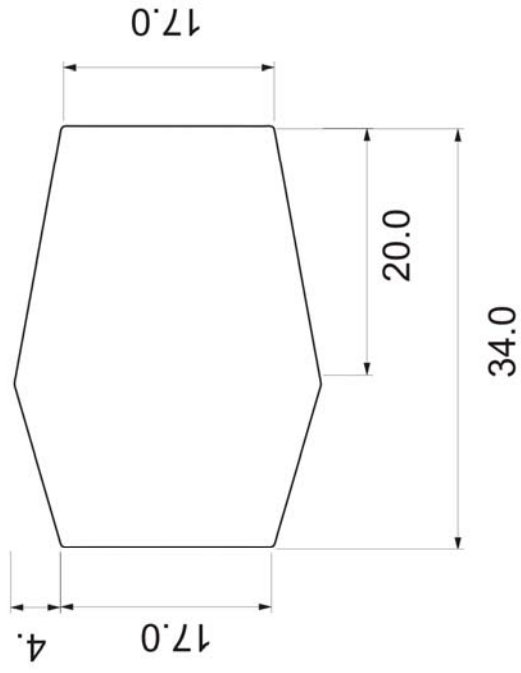


pieza 9

Esc: 1:5

Diseño	Oscar R. Ramírez S.
Despiece	Escuela de Diseño Industrial
Universidad Industrial de Santander	

todas las medidas están dadas en centímetros

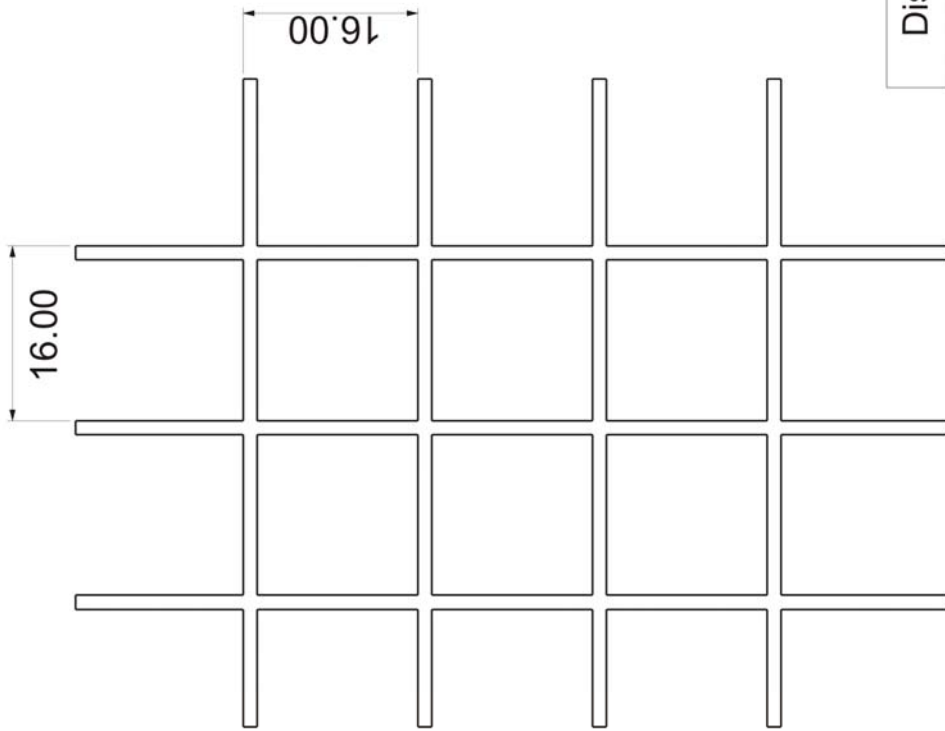


pieza 10

Esc: 1:5

Diseño	Oscar R. Ramírez S.
Despiece	Escuela de Diseño Industrial
Universidad Industrial de Santander	

todas las medidas están dadas en centímetros

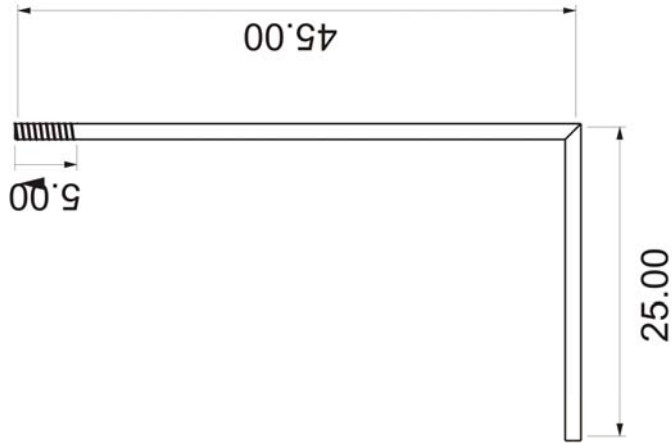


pieza 11

Esc: 1:5

Diseño	Oscar R. Ramírez S.
Despiece	Escuela de Diseño Industrial
Universidad Industrial de Santander	

todas las medidas están dadas en centímetros



Esc: 1:5

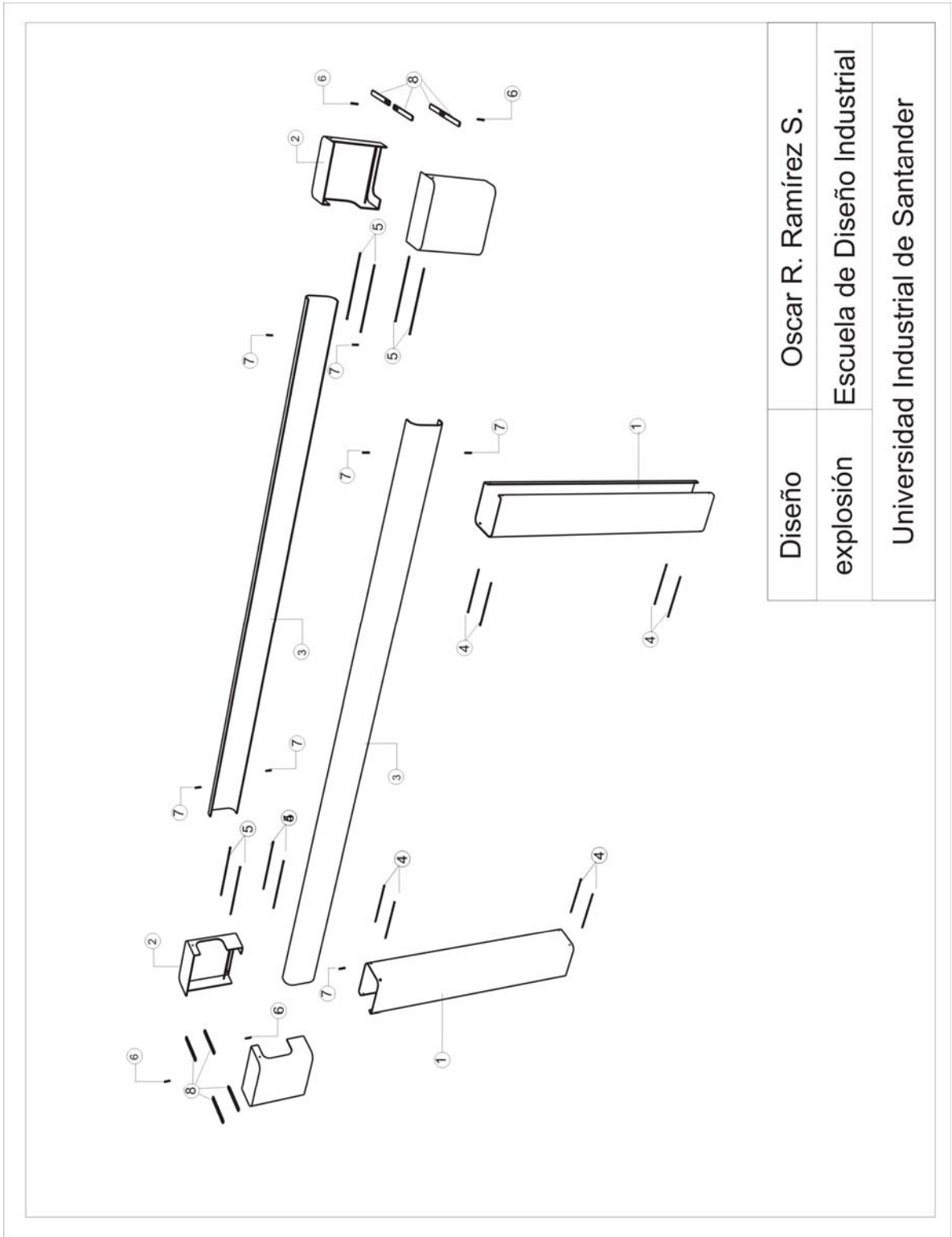
Diseño	Oscar R. Ramírez S.
Despiece	Escuela de Diseño Industrial
Universidad Industrial de Santander	

pieza 12

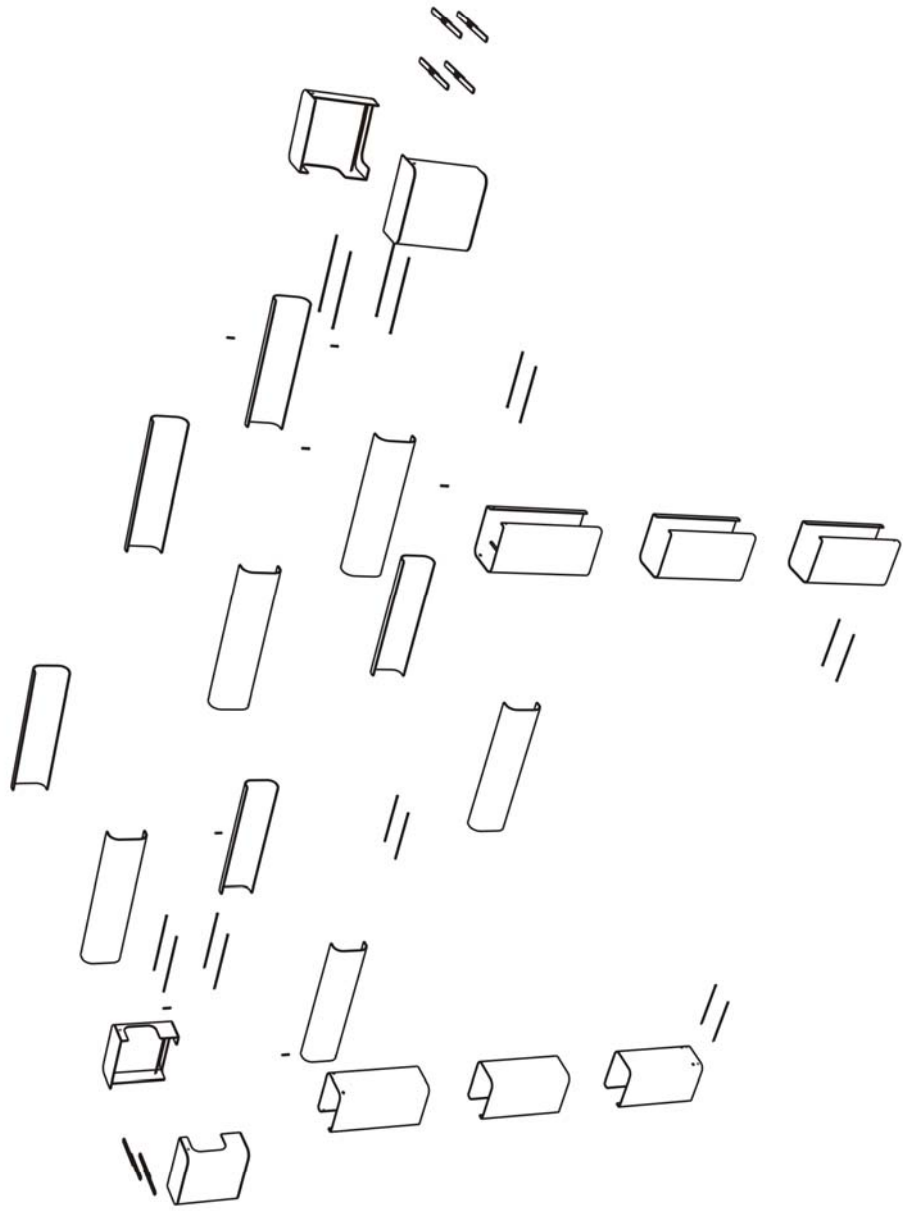
todas las medidas están dadas en centímetros

Pieza	Descripción	Material	Proceso
1	Varilla de ½"	Acero 1045	Corte
2	Varilla de ½"	Acero 1045	Corte
3	Lamina de 0.6 mm de espesor	Acero 1045	Corte
4	Tubo 4" externo, 1/4" de espesor	Cold roll	-----
5	Angulo recto de 1 ½" * 1/8	Cold roll	-----
6	Angulo recto de 1 ½" * 1/8	Cold roll	-----
7	Lamina de 0.6 mm de espesor	Acero 1045	Corte
8	Lamina de 0.6 mm de espesor	Acero 1045	Corte
9	Lamina de 0.6 mm de espesor	Acero 1045	Corte
10	Lamina de 0.6 mm de espesor	Acero 1045	Corte
11	Varilla de ½"	Acero 1045	Corte
12	Varilla de ½" roscada, rosca ordinaria.	Acero 1045	Corte

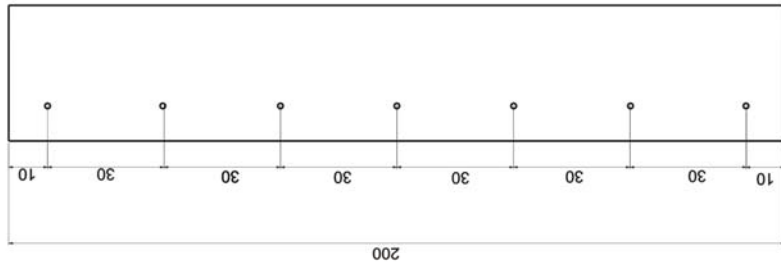
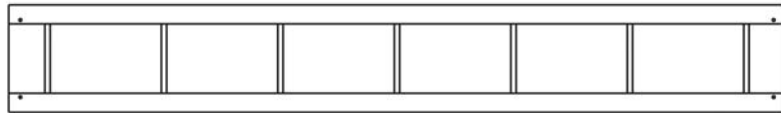
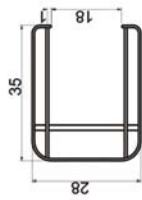
Planos técnicos carcasa.



Diseño	Oscar R. Ramírez S.
explosión	Escuela de Diseño Industrial
	Universidad Industrial de Santander



Diseño	Oscar R. Ramirez S.
explosión	Escuela de Diseño Industrial
Universidad Industrial de Santander	

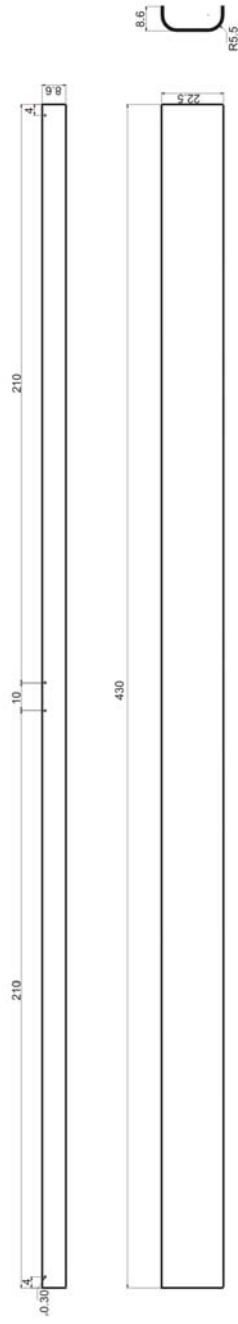


pieza 1

Esc: 1:20

Diseño	Oscar R. Ramírez S.
Despiece	Escuela de Diseño Industrial
Universidad Industrial de Santander	

todas las medidas están dadas en centímetros



pieza 2

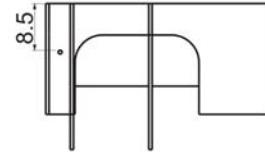
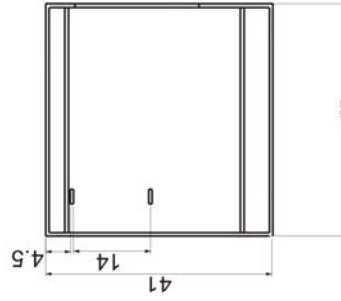
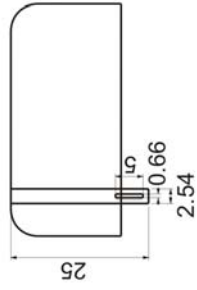
Esc: 1:20

Diseño	Oscar R. Ramírez S.
Despiece	Escuela de Diseño Industrial
Universidad Industrial de Santander	

todas las medidas están dadas en centímetros



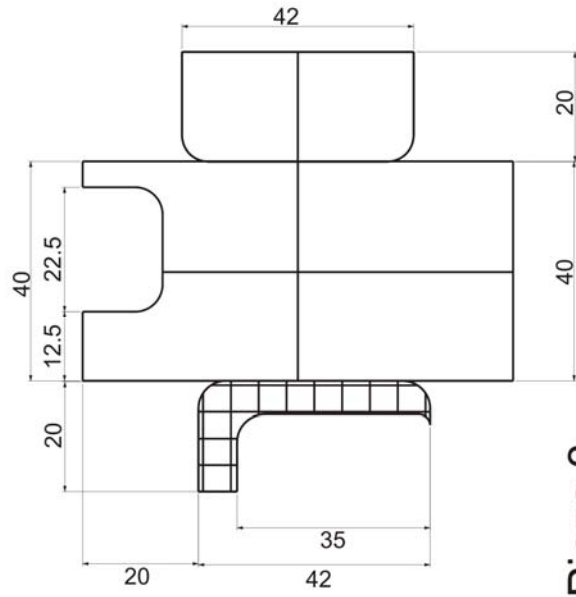
pieza 3



Esc: 1:20

Diseño	Oscar R. Ramírez S.
Despiece	Escuela de Diseño Industrial
Universidad Industrial de Santander	

todas las medidas están dadas en centímetros



Pieza 3

los bordes están redondeados con 5 cm de diámetro

Esc: 1:20

Diseño	Oscar R. Ramírez S.
Desarrollo	Escuela de Diseño Industrial
Universidad Industrial de Santander	

todas las medidas están dadas en centímetros