

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN DISPOSITIVO MOVILIZADOR PARA LA
RECUPERACIÓN DE FLEXO-EXTENSIÓN EN MIEMBROS SUPERIORES A
NIVEL DE CODO.**

**ANDRÉS DELGADO VERTEL
GUSTAVO GÓMEZ MARIÑO**

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE INGENIERIAS FISICOMECANICO
ESCUELA DE DISEÑO INDUSTRIAL
BUCARAMANGA**

2012

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN DISPOSITIVO MOVILIZADOR PARA LA
RECUPERACIÓN DE FLEXO-EXTENSIÓN EN MIEMBROS SUPERIORES A
NIVEL DE CODO.**

**ANDRÉS DELGADO VERTEL
GUSTAVO GÓMEZ MARIÑO**

**Trabajo de grado presentado como requisito para optar al Título de
Diseñador Industrial**

Directores:

**D.I. JUAN CARLOS MORENO
DRA. MARIA CRISTINA SANDOVAL**

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE INGENIERIAS FISICOMECANICO
ESCUELA DE DISEÑO INDUSTRIAL
BUCARAMANGA**

2012

Dedicatoria

“Si he visto más lejos es porque me he aupado a hombros de gigantes”

A mi mamá,
Por creer en mí, aun cuando ni siquiera yo lo hacía.

A doña Aminta,
Por acompañarme y aguantarme
tantas noches de traspasado.

A toda mi familia,
Que ha sido la mejor escuela que alguien pueda tener,
y donde me he formado la persona que soy.

A Lilybeth,
Que con sus locuras ha logrado hacer mucho
más feliz mi paso por la Universidad.

A mis amigos,
Porque sin ellos al lado esto no
hubiera sido tan divertido.

A María Fernanda Maradei,
Por devolverme el amor por esta carrera.

Y a todas las persona con las que me he cruzado durante este paso por la universidad,
quienes me ofrecieron su amistad, apoyo, conocimiento y alguna que otra cerveza.

Andrés Guillermo Delgado Vertel

A Dios por levantarme de tropiezos que han forjado mi carácter.

A mi mamá,
Por ser incondicional y mi principal fuente de inspiración.

A mi tía Olga,
Porque aunque ya no esté a mi lado este logro lo construimos juntos.

A mi hermano Julián,
Por acompañarme en tantas noches de traspasado y tinto.

A mi familia,
Porque a su medida han colaborado para asumir los obstáculos
Con verraquera.

A Aura y la costeña,
Por enseñarme a vivir el significado de complicidad.

Y finalmente a profesores, compañeros y amigos que de alguna manera contribuyeron para
Hoy cumplir este gran sueño.

Gustavo Adolfo Gómez Mariño

CONTENIDO

| | Pág. |
|--|-------------|
| INTRODUCCIÓN | 21 |
| 1. DEFINICION DEL PROBLEMA | 22 |
| 1.1 JUSTIFICACIÓN | 22 |
| 1.1.1 Cifras | 27 |
| 2. OBJETIVOS | 31 |
| 2.1 OBJETIVO GENERAL | 31 |
| 2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS | 31 |
| 3. MARCO REFERENCIAL | 32 |
| 3.1 BIOMECÁNICA | 32 |
| 3.1.1 Fisiología del codo | 33 |
| 3.1.2 Ligamentos del codo | 36 |
| 3.1.3 Músculos del codo | 38 |
| 3.1.4 Fuerzas. | 41 |
| 3.2 PATOLOGÍAS | 43 |
| 3.2.1 Tratamiento y complicaciones en lesiones de codo | 45 |
| 3.2.2 Estadísticas. | 47 |
| 3.2.3 Facilitación Neuromuscular Propioceptiva (FNP) | 48 |
| 3.3 ERGONOMÍA | 50 |
| 3.3.1 Antropometría. | 50 |
| 3.3.2 Postura | 55 |
| 3.3.3 Diseño experimental y simulación | 58 |
| 3.4 USABILIDAD | 59 |
| 3.4.1 Desarrollo de pruebas | 62 |
| 3.4.2 Diseño de interfaz | 66 |
| 3.4.3 Análisis de datos observacionales. | 67 |

| | |
|---|-----|
| 3.5 ECODISEÑO | 70 |
| 3.5.1 Herramientas para la ecoeficiencia | 72 |
| 4. DISEÑO METODOLÓGICO | 74 |
| 4.1 ESPECIFICACIONES DEL PRODUCTO | 74 |
| 4.1.1 Establecimiento de especificaciones | 74 |
| 4.2 GENERACIÓN DE CONCEPTOS | 75 |
| 4.3 SELECCIÓN DEL CONCEPTO | 78 |
| 4.3.1 Perspectiva general de la metodología | 79 |
| 4.4 ARQUITECTURA DEL PRODUCTO | 79 |
| 4.5 DISEÑO PARA LA MANUFACTURA | 80 |
| 4.6 CONSTRUCCIÓN DE PROTOTIPOS | 82 |
| 4.6.1 Tipos de prototipos | 82 |
| 4.6.2 Para que se usan los prototipos | 82 |
| 5. DESARROLLO PROYECTUAL | 84 |
| 5.1 ESPECIFICACIONES DEL PRODUCTO | 84 |
| 5.1.1 Estado del arte | 84 |
| 5.1.2 Análisis de productos existentes | 95 |
| 5.1.3 Perfil de usuario | 96 |
| 5.1.4 Estudio etnográfico. | 98 |
| 5.1.5 Matriz de calidad QFD | 101 |
| 5.2 GENERACIÓN DE CONCEPTO | 104 |
| 5.2.1 Movilizador | 105 |
| 5.2.2 Ajuste de altura | 112 |
| 5.3 SELECCIÓN DE CONCEPTO | 117 |
| 5.3.1 Filtrado de conceptos | 117 |
| 5.3.2 Evaluación de concepto | 120 |
| 5.3.3 Selección de componentes | 124 |
| 5.4 ARQUITECTURA DEL PRODUCTO | 132 |
| 5.4.1 Esquema del producto. | 133 |
| 5.4.2 Iteración | 137 |

| | |
|---|-----|
| 5.4.3 Análisis de esfuerzos CAD | 140 |
| 5.4.4 Modelo de configuración definitivo | 146 |
| 5.5 IMPACTO MEDIOAMBIENTAL | 147 |
| 5.5.1 DfE | 147 |
| 5.5.2 Matriz de impacto | 151 |
| 5.6.1 Producción | 154 |
| 5.6.2 Precio de fabricación | 157 |
| 5.7 DESARROLLO DE PROTOTIPOS | 158 |
| 5.7.1 Prototipos del mando | 158 |
| 5.7.2 Prototipo final del dispositivo | 169 |
| 5.7.3 Diagrama de uso | 172 |
| 5.7.4 Diagramación de marca y nombre del producto | 174 |
| 6. USABILIDAD | 176 |
| 6.1 HEURÍSTICA | 176 |
| 6.1.1 Resultados heurística | 177 |
| 6.2 PRUEBA DE USO | 179 |
| 7. CONCLUSIONES | 187 |
| 8. RECOMENDACIONES | 189 |
| 9. PUBLICACIONES | 191 |
| REFERENCIAS | 192 |
| ANEXOS | 197 |

LISTA DE FIGURAS

| | pág. |
|--|-------------|
| Figura 1. Encuesta a centros comercializadores de equipos ortopédicos. | 29 |
| Figura 2. Encuesta a centros comercializadores de equipos ortopédicos. | 30 |
| Figura 3. Encuesta a centros comercializadores de equipos ortopédicos. | 30 |
| Figura 4. Encuesta a centros comercializadores de equipos ortopédicos. | 30 |
| Figura 5: Fisiología del codo. | 33 |
| Figura 6: Hiperextensión de 5° a 10°. | 34 |
| Figura 7: Limitaciones de la flexo-extensión. | 35 |
| Figura 8: Ligamentos del codo. | 37 |
| Figura 9: Músculos implicados en la Flexión. | 40 |
| Figura 10: Musculos implicados en la extensión. | 41 |
| Figura 11. Estructura miembro superior. | 41 |
| Figura 12. Momento máximo en flexión. | 42 |
| Figura 13. Momento máximo en extensión. | 43 |
| Figura 14. Perímetro Brazo y Antebrazo hombres | 52 |
| Figura 15. Perímetro Brazo y Antebrazo mujeres | 53 |
| Figura 16. Longitud máxima antebrazo. | 53 |
| Figura 17. Longitud mínima antebrazo. | 54 |
| Figura 18. Dimensión posición sedente hombre-mujer. | 54 |
| Figura 19. Postura según plano de trabajo. | 55 |
| Figura 20. Inclinación lateral del tronco y torsión. | 56 |
| Figura 21. Elevación del brazo. | 57 |
| Figura 22. Estructura de la Matriz QFD | 69 |
| Figura 23. Ciclo de vida del producto | 70 |
| Figura 24. Dispositivo de rehabilitación para miembro superior. Universidad de San | |
| Figura 25. Artromot E2 | 85 |

| | |
|--|-----|
| Figura 26. Dispositivo de rehabilitación portátil inteligente. | 87 |
| Figura 27. Dispositivo E3. | 89 |
| Figura 28. Artromot-E2. | 90 |
| Figura 29. Unidad de movimiento pasivo continuo. | 92 |
| Figura 30. Kinetec elbow. | 93 |
| Figura 31. Kinetec 6080. | 94 |
| Figura 32. Concepto de movilizador 1. | 105 |
| Figura 33. Concepto de movilizador 2. | 106 |
| Figura 34. Concepto de movilizador 3. | 107 |
| Figura 35. Concepto de movilizador 4. | 108 |
| Figura 36. Concepto de movilizador 5. | 109 |
| Figura 37. Concepto de movilizador 6. | 110 |
| Figura 38. Concepto de movilizador 7. | 111 |
| Figura 39. Concepto de ajuste de altura 1. | 112 |
| Figura 40. Concepto de ajuste de altura 2. | 113 |
| Figura 41. Concepto de ajuste de altura 3. | 114 |
| Figura 42. Concepto de ajuste de altura 4. | 115 |
| Figura 43. Concepto de ajuste de altura 5. | 116 |
| Figura 44. Concepto de ajuste de altura 6. | 117 |
| Figura 45. Sensores analógicos. | 125 |
| Figura 46. Sensores Digitales. | 126 |
| Figura 47. Sensores Digitales. | 126 |
| Figura 48. Potenciómetro lineal. | 128 |
| Figura 49. Grafica de relación fuerza-velocidad del motor. | 132 |
| Figura 50. Arquitectura del dispositivo movilizador. | 133 |
| Figura 51. Esquema del producto. | 134 |
| Figura 52. Modelo virtual de distribución. | 135 |
| Figura 53. Terapia realizada con modelo de configuración. | 136 |
| Figura 54. Distribución definitiva. | 140 |
| Figura 55. Diagrama de cuerpo libre pieza antebrazo. | 141 |

| | |
|--|-----|
| Figura 56. Diagramas de tensiones Von Misses y deformacion antebrazo. | 141 |
| Figura 57. Diagrama de cuerpo libre eje de salida | 142 |
| Figura 58. Diagramas de tensiones Von Misses y deformacion eje de salida. | 142 |
| Figura 59. Diagrama de cuerpo libre engranajes | 143 |
| Figura 60. Diagramas de tensiones Von Misses y deformacion engranaje de salida. | 144 |
| Figura 61. Diagramas de tensiones Von Misses y deformacion engranaje intermedio. | 144 |
| Figura 62. Diagramas de tensiones Von Misses y deformacion engranaje motor. | 145 |
| Figura 63. Diagrama de cuerpo libre eje de motor | 145 |
| Figura 64. Diagramas de tensiones Von Misses y deformacion eje motor. | 146 |
| Figura 65. Despiece dispositivo. | 147 |
| Figura 66. Matriz de impacto. | 149 |
| Figura 67. Rueda de estrategia DfS. | 150 |
| Figura 68. Comparación de impacto medioambiental | 154 |
| Figura 69. Tabla de producción estructura | 155 |
| Figura 70. Tabla de producción carcaza izquierda. | 156 |
| Figura 71 Esquema Inicial de la terapia. | 163 |
| Figura 72 modelo de distribución identificando carga cognitiva. | 164 |
| Figura 73.Resultados prueba facilidad de navegación. | 165 |
| Figura 74.Resultados prueba facilidad de navegación | 165 |
| Figura 75 Distribución final. | 167 |
| Figura 76 configuración final de botones. | 168 |
| Figura 77 Render del mando. | 169 |
| Figura 78. Percepción de lateralidad. | 170 |
| Figura 79. Render dispositivo | 171 |
| Figura 80. Render conjunto | 172 |
| Figura 81.Diagrama de uso | 173 |
| Figura 82. Músculos del brazo y el antebrazo. | 174 |

| | |
|--|-----|
| Figura 83. Logo del dispositivo movilizador. | 175 |
| Figura 84. Prueba de usabilidad. | 179 |
| Figura 85. Revisión del dispositivo por parte de fisioterapeuta. | 180 |
| Figura 86. Revisión del arco paciente 1. | 180 |
| Figura 87. Realización de la terapia usuario 1. | 181 |
| Figura 88. Revisión del arco paciente 2. | 182 |
| Figura 89. Realización de la terapia usuario 2. | 183 |

LISTA DE TABLAS

| | Pág. |
|---|-------------|
| Tabla 1. Perfil epidemiológico Coomeva, año 2008. | 28 |
| Tabla 2. Compradores potenciales en las ciudades principales del país. Cámara y comercio 2012. | 29 |
| Tabla 3. Casos de fractura de antebrazo en Santander. | 48 |
| Tabla 4. Dimensiones Antropométricas de la población laboral Colombiana. Sexo Femenino de 20 a 29 años. Universidad de Antioquia, Instituto de Seguros Sociales. | 52 |
| Tabla 5. Dimensiones Antropométricas de la población laboral Colombiana. Sexo Masculino de 20 a 29 años. Universidad de Antioquia, Instituto de Seguros Sociales. | 52 |
| Tabla 6. Técnicas que permiten la mejora de la usabilidad de los productos a través del registro y análisis de la información proporcionada por el usuario. | 61 |
| Tabla 7. Mercado | 95 |
| Tabla 8. Interpretación de necesidades del usuario. | 101 |
| Tabla 9. Matriz de calidad | 102 |
| Tabla 10. Requerimientos humanos | 103 |
| Tabla 11. Requerimientos técnico-productivos | 103 |
| Tabla 12. Requerimientos formal-estéticos | 104 |
| Tabla 13. Requerimientos expresivo-formales | 104 |
| Tabla 14 filtrado de concepto para el dispositivo | 118 |
| Tabla 15. Filtrado de conceptos para el soporte. | 119 |
| Tabla 16 Evaluación de conceptos para el soporte. | 121 |
| Tabla 17. Evaluación de conceptos para el soporte. | 123 |
| Tabla 18. Sensores o Transductores de diversas magnitudes físicas. | 127 |
| Tabla 19. Diferencias entre motor AC y DC. | 129 |

| | |
|---|-----|
| Tabla 20. Engranajes seleccionados. | 138 |
| Tabla 21. Matriz de impacto modelo de comprobación. | 152 |
| Tabla 22. Matriz de impacto modelo final. | 153 |
| Tabla 23. Costos de fabricación por pieza. | 157 |
| Tabla 24. Costos piezas prefabricadas | 158 |

LISTA DE ANEXOS

| | Pág. |
|--|-------------|
| ANEXO A. Encuesta para comercializadoras | 198 |
| ANEXO B-visita etnográfica | 199 |
| ANEXO C – especificaciones del motor | 200 |
| ANEXO D- planos | 202 |
| ANEXO E. Planos Arc-Bow (Digital) | 221 |
| ANEXO F. Informe de Sustainability - Modelo de configuración (Digital) | 222 |
| ANEXO H. Diagramas de producción | 224 |
| ANEXO I. Calculo tiempos y costos Arc-Bow (Digital) | 233 |
| ANEXO J. Prueba Control (Digital) | 234 |
| ANEXO K. Prueba de Usabilidad (Digital) | 235 |

RESUMEN

Título: Diseño y construcción de un dispositivo movilizador para la recuperación de flexo-extensión en miembros superiores a nivel de codo.*

Autores: Andrés Guillermo Delgado Vertel, Gustavo Adolfo Gómez Mariño.**

Palabras clave: Codo, rehabilitación, fisioterapia, sostener-relajar.

DESCRIPCIÓN

El presente proyecto consiste en el diseño, construcción y validación de un dispositivo que permita a los pacientes realizar terapias físicas para la recuperación del arco de flexo-extensión del codo en la comodidad de su hogar, de manera que complemente lo realizado durante las sesiones con el fisioterapeuta. Se tiene como meta el efectuar con ayuda de un equipo, y de manera independiente, un ejercicio que hasta el momento es realizado únicamente por profesionales en terapia física de manera manual.

Arc-Bow es un dispositivo portátil que emula el ejercicio sostener-relajar, el cual hace parte de la facilitación neuromuscular propioceptiva, conjunto de técnicas que buscan acelerar la respuesta de los músculos a partir de la estimulación de los propioceptores, y cuyo uso resulta muy común en las terapias físicas. De tal manera, con la realización continua de los ejercicios en este equipo, al tiempo que se efectúa la terapia tradicional, se logra la recuperación funcional del movimiento activo del codo.

Con el propósito de llegar a un dispositivo que se acomode a las necesidades de los pacientes, al tiempo que cumple con los requerimientos de la terapia, se realiza un trabajo interdisciplinar entre el área de diseño y la de fisioterapia, de manera que se logra depurar una secuencia de ejercicios a realizar.

Es de gran importancia el lograr la aceptación por parte del paciente, ya que el movilizador va a realizar una tarea que a este le resulta peligrosa, para lo cual el dispositivo debe producir una sensación de confort y seguridad a la hora de su uso.

* Proyecto de grado

** Facultad de Físico mecánicas – Escuela de Diseño Industrial
Director: Juan Carlos Moreno.

ABSTRACT

Title: Design and construction of a restraint device for the flexion and extension recovery of upper limb at the elbow.*

Authors: Andrés Guillermo Delgado Vertel, Gustavo Adolfo Gómez Mariño.**

Keywords: elbow, rehabilitation, physiotherapy, hold and relax.

DESCRIPCIÓN

This Project consists of designing, constructing and validating of a device that allows patients to do physical therapies for the flexion and extension recovery of the elbow with the comfort of your home, thus it complements what was done during the sessions with the physiotherapist. Our goal is to do independently an exercise with equipment that has only been done manually by professionals in physical therapy.

ARC-BOW is a portable device that emulates the hold-relax exercise which is a part of the proprioceptive neuromuscular facilitation (set of techniques that seek to accelerate the muscle response by stimulating proprioceptors whose use is very common in physical therapy). In this way, the continuous realization of exercises with this equipment, by the time the traditional therapy is done, it is accomplished the functional recovery of active movement of the elbow.

With the purpose of creating a device that responds patients' needs and follows therapy requirements, it was done an interdisciplinary work between design and physiotherapy. Thus, it helps to refine a sequence of exercises.

It is of great importance to gain acceptance by the patient, as the mover will perform a task that will be dangerous for him, that's why the device should produce a feeling of comfort and security at the time of use.

* Grade Project

** Faculty of Physical-Mechanical- School Of Industrial Design
Director: I.D Juan Carlos Moreno

INTRODUCCIÓN

El presente proyecto está orientado al diseño y validación de un dispositivo aplicado a la realización de terapias físicas complementarias para la recuperación del arco de flexo-extensión del codo, propuesta que obedece a la necesidad de realizar con ayuda de un equipo un ejercicio hasta el momento ejecutado de manera manual por parte de los fisioterapeutas.

Por tal razón, con el fin de emular de manera precisa lo realizado durante las terapias, el proceso de diseño se centrará en la obtención de una secuencia optimizada de los ejercicios realizados, razón por la cual la fase de investigación resulta fundamental para la ejecución del proyecto.

La secuencia será implementada en un prototipo del dispositivo, cuya función de movilización es realizada a partir de la transmisión de una potencia mecánica controlada hasta la zona afectada, esto implica el conocimiento de los arcos de movilidad, y del tipo de actuadores y sensores que hagan posible esta clase de movimiento.

Finalmente, el proceso se considerará concluido una vez se realice la validación del ejercicio, donde un paciente muestre aumento del arco de movilidad tras el uso prolongado del dispositivo.

1. DEFINICION DEL PROBLEMA

Las fracturas se encuentran dentro de las principales causas de morbilidad identificadas, específicamente las de codo presentan una alta incidencia. Las fracturas cubito-radiales ocupan el tercer lugar en frecuencia, con una posibilidad de presentar lesiones asociadas y secuelas, por lo tanto se deben considerar complicaciones tales como la miositis osificante, las retracciones musculares y las contracturas; estos problemas conllevan a periodos prolongados de rehabilitación, con el subsecuente incremento en los costos para los servicios de salud y la pérdida de días productivos para los individuos afectados por dichas lesiones.

Una forma eficaz de evitar las complicaciones mencionadas anteriormente es la movilización continua y precoz de esta articulación, por tanto la intervención no debe ser limitada y restrictiva al tiempo de la sesión de fisioterapia. Por esta razón, se propone el diseño de un dispositivo que pueda ser manejado por el paciente y que permita la realización de ejercicios complementarios que faciliten la movilización del codo.

1.1 JUSTIFICACIÓN

En el cotidiano existen factores de riesgo que aumentan la posibilidad de sufrir un accidente, siendo el más común la caída a nivel del suelo, que provoca la reacción refleja de extender las extremidades superiores para amortiguar el impacto. Como posible consecuencia tenemos una fractura, en caso tal, se procede a reducirla e inmovilizar la extremidad para su posterior recuperación, lo que tiene como consecuencia una contractura de codo, reduciendo la fuerza y la movilidad del miembro superior, haciendo difíciles hasta las tareas más simples. Por esta razón se requiere de la fisioterapia para lograr la recuperación funcional de la extremidad, la cual se debe realizar diariamente hasta conseguirla, pero el

régimen de salud no facilita los medios para que esto sea posible, por lo tanto la terapia debe ser complementada en el hogar utilizando un elemento dispuesto para este fin.

Las condiciones de la vida moderna donde los eventos se suceden de manera cada vez más acelerada, generan un sinnúmero de factores de riesgo los cuales pueden alterar en cualquier instante el orden regular de las cosas, lo que hace posible que en cualquier momento o lugar ocurra un accidente. Estos son de diversa índole, entre los más comunes están las caídas, las quemaduras, los golpes y los accidentes de tráfico, de los cuales nadie se encuentra exento.

Un ejemplo de la incidencia de accidentes se reportó en España, donde en un periodo de 12 meses se presentaron 4.614.000 accidentes¹, lo que corresponde al 10% de la población sufriendo algún tipo de percance durante este lapso. Los accidentes de tránsito y las caídas, tanto a desnivel como a nivel del suelo equivalen al 65,8%; estas últimas representan la tercera parte de los accidentes ocurridos, siendo los más frecuentes, lo cual se debe a que la ley de gravedad no hace concesiones, presentándose con igual incidencia para todas las personas sin discriminar sexo ni edad.

El sistema vestibular, encargado de determinar la posición de la cabeza en el espacio, cuando percibe la inclinación de esta hacia adelante, como en el caso de una caída, produce una reacción refleja en la que las extremidades superiores se extienden hacia adelante y las inferiores se flexionan², logrando así la protección de los sistemas de mayor importancia, ubicados en la cabeza y el tórax, haciendo que elementos de menor importancia, para el caso las extremidades, mitiguen el golpe.

¹ Instituto Nacional de Estadística de España, 2006.

² Lo esencial en sistema nervioso. 2da edición. Briar, Lasserson, Gabriel, Sharrack.

Como resultado de esta función de protección, las extremidades soportan la mayor parte del impacto en una caída, siendo esta una de las principales causas de fractura, se refleja en las estadísticas con una alta figuración de este traumatismo. Tan solo en España se registraron un promedio de 941.000 fracturas durante el año 2.006; otro reporte es el del servicio de traumatología del Hospital Territorial Docente de Cárdenas registró en el periodo de 20 años³, comprendido entre 1.984 a 2.004, la cifra de 2.532 pacientes con fracturas, de los cuales 1.807 corresponden a fractura de miembro superior, siendo este el traumatismo de mayor frecuencia, con un promedio de 90 casos anuales atendidos en dicha institución.

Como consecuencia, la lesión producida debe recibir atención médica con miras a lograr la recuperación del paciente, por lo que resulta fundamental el establecimiento de un adecuado plan de tratamiento de reducción de la fractura, sabiendo que puede realizarse siguiendo distintos procedimientos, dependiendo de la localización del traumatismo, el nivel de daño producido en el hueso y la desviación de los fragmentos con respecto a la posición natural de este. Una vez se ha realizado la reducción de la fractura, indiferentemente del método utilizado, comienza un proceso de recuperación largo y tedioso, en el que se debe mantener el brazo inmovilizado con la ayuda de una férula, generalmente de yeso, por un tiempo mínimo de 3 semanas, el cual puede alargarse hasta 8 semanas, dependiendo de la gravedad del traumatismo y de la capacidad de recuperación de la persona.

La inmovilización resulta de suma importancia, pues mantiene la alineación de los huesos para su correcta recuperación, disminuye la inflamación y reduce de manera considerable el dolor, pero la ubicación del yeso representa el comienzo de un padecimiento que se extenderá hasta el final de la recuperación. En

³ Lozano, Ferrer. Mendoza, Llanes. Lesión arterial en fracturas abiertas de huesos largos. *Patología del aparato locomotor*, 2006; 4 (1): 39-43.

presencia de la férula la persona se ve obligada a modificar de manera considerable su estilo de vida, inicialmente por un sinnúmero de cuidados a tener, pues no se puede permitir la entrada de agua o tierra en el yeso, seguido por la disminución de las habilidades para la realización de actividades de la vida diaria⁴.

Estas dificultades pueden persistir incluso después de retirar el yeso, pues tras el periodo de inmovilización es común que se presente en los pacientes la reducción de la movilidad o incluso la contractura en flexión de codo. Esta restricción en el movimiento del miembro superior se presenta debido a la debilidad del tríceps y a la reducción en la longitud del bíceps, lo que hace más común la pérdida del movimiento de extensión. Este trastorno disminuye el desempeño muscular, haciendo que algunas acciones tan simples como jugar, alimentarse, vestirse, asearse, escribir, trabajar y demás deban ser relegadas, efectuadas de manera dificultosa y en algunos casos se debe recibir asistencia por parte de un tercero para su realización. [1]

Ahora bien, las secuelas de la inmovilización también afectan el desempeño laboral del paciente, el cual debe permanecer parcialmente inactivo mientras se completa su recuperación, aspecto soportado en un estudio realizado en Inglaterra por el International Journal of the Care of the Injured⁵, donde se estima que una persona promedio pierde £447 por cada semana de ausencia en sus labores, con un mínimo de 3 semanas de inmovilización. Además, la persona debe asumir ciertos gastos extras que conlleva la lesión, como es el caso de su transporte y el de sus allegados al hospital, que depende del número de días que el paciente permanezca allí. Cada día que persiste la limitación funcional del miembro superior representa una pérdida monetaria, tanto para el paciente como para su empleador, pues este último debe contratar a un temporal que supla la ausencia de su empleado.

⁴American Academy of Orthopaedic Surgeons

⁵INJURY. <http://www.sciencedirect.com/science/journal/00201383>

Reintegrar a la persona a su vida cotidiana restaurando completamente sus funciones motoras es el objetivo de la terapia física, razón por la que una vez retirado el yeso, se inicia el trabajo terapéutico con el paciente, durante el cual se aprovecha la capacidad de reparación de los tejidos para su recuperación. Los tratamientos fisioterapéuticos funcionan con base en la ejecución de modalidades físicas y ejercicio terapéutico aplicado en la zona a rehabilitar, lo cual, a nivel de codo, se traduce en reducir progresivamente la retracción del bíceps recuperando el arco de movilidad del codo a partir de una secuencia de ejercicios aplicados por el fisioterapeuta. [12]

La terapia física es un proceso continuo y coordinado, el cual busca obtener la restauración funcional del miembro lesionado minimizando el dolor provocado, de manera tal que la rehabilitación solo resulta posible con el trabajo constante realizado conjuntamente entre el paciente y el terapeuta. Para aumentar el nivel de eficiencia de la terapia, se recomienda que esta sea efectuada de manera continua en varias sesiones realizadas a lo largo de la jornada⁶, de tal manera se encuentra planteada en los textos. En Colombia al paciente se le prescriben sesiones diarias de 45 minutos, la mayor parte de este tiempo dedicado a terapias complementarias para la disminución del dolor.

Las discrepancias existentes entre lo planteado en la academia y lo realizado en los centros de rehabilitación son diversas, pero quizás la más relevante es la que tiene que ver con el concepto de recuperación funcional de la movilidad del codo. Es difícil establecer un rango de movimiento común para todas las personas, por lo tanto la idea de la rehabilitación es que la extremidad lesionada tenga la misma movilidad del miembro contra lateral. En la práctica, debido al limitado número de sesiones y a los elevados costos de la recuperación, en total £2.463 según el estudio realizado por INJURY⁷, los fisioterapeutas pertenecientes al régimen de

⁶ Rehabilitación ortopédica clínica. Brotzman, Brent S. Wilk, Kevin.

⁷ Op. cit. 5

salud consideran completa la rehabilitación cuando la movilidad del codo resulta suficiente para la realización de las actividades básicas, sin importar si esto representa una pérdida de la movilidad inicial.

Por estas razones se hace necesario que el paciente realice ejercicios complementarios en su hogar, con el fin de garantizar la totalidad de la recuperación. Debido a que durante la recuperación se deben realizar movimientos controlados, para evitar la aparición de una nueva aflicción⁸, las opciones que tiene el paciente para la realización de terapias complementarias son pocas o nulas, por lo tanto, si se desea otorgar al paciente la posibilidad de realizar dichas terapias y de esta manera obtener una recuperación completamente funcional del codo, es necesario un elemento movilizador para la recuperación terapéutica de la flexo-extensión a nivel de codo.

1.1.1 Cifras

1.1.1.1 Epidemiología. Como medida para dar validez a la propuesta de desarrollar un movilizador orientado a la recuperación de los arcos de flexo-extensión a nivel de codo, es necesario conocer el espectro de individuos que sufren traumatismos en las extremidades superiores, y ya que las fracturas constituye el traumatismo con mayor número de secuelas, en su mayoría inmovilizantes, es en este tópico en el cual se centra la búsqueda de información.

En Colombia no se cuenta con un registro de las estadísticas de morbilidad que sean de acceso público, por tanto se vio la necesidad de gestionar las mismas vía e-mail, no obteniendo resultados que aportaran de forma positiva al avance en la recolección de información para el desarrollo del proyecto; sin embargo, ante la ausencia de información del total del país, se decide tomar una muestra y utilizar

⁸Wilk, Kevin. Arrigo, Kevin. Et al. Operative techniques in sport medicine. *Rehabilitation following elbow surgery in the throwing athlete*, 1996; 4: 114-132.

los datos publicados por Coomeva EPS, donde se recopila en un perfil epidemiológico los diferentes servicios que esta institución presta en toda la nación.

Para 2007, Coomeva EPS participó en el mercado de salud con un 17% de la población afiliada en el régimen contributivo, contando así con aproximadamente 3 millones de personas, lo que en un país con 45 millones de habitantes equivale al 6,7% de la población. El perfil epidemiológico pertenece al año 2008, y se incluyen en este los casos atendidos por los prestadores de servicio, diferenciado según el diagnóstico y la edad de los pacientes, parámetros restringidos a la información necesaria para el proyecto.

Tabla 1. Perfil epidemiológico Coomeva, año 2008.

| Nombre de la causa | Grupos de edades | | | | | | | | | Total |
|--|------------------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
| | 15-19 | 20-24 | 25-29 | 30-34 | 35-39 | 40-44 | 45-49 | 50-54 | 55-59 | |
| Traumatismo antebrazo y codo | 177 | 225 | 275 | 235 | 193 | 206 | 177 | 141 | 120 | 1749 |
| Herida antebrazo y codo | 38 | 79 | 115 | 11 | 66 | 43 | 38 | 46 | 25 | 461 |
| Fractura antebrazo | 340 | 178 | 303 | 285 | 326 | 288 | 294 | 335 | 360 | 2709 |
| Luxación, esguince y torcedura codo | 40 | 38 | 85 | 81 | 64 | 52 | 61 | 30 | 41 | 492 |

1.1.1.2 Mercado objetivo. El dispositivo movilizador está destinado para su uso durante el tiempo que requiera el paciente para su recuperación, lo que varía de un paciente a otro, pero que se estima en aproximadamente 3 semanas, tiempo tras el cual el paciente no requerirá más del dispositivo. Por esta razón aunque es el paciente el que usará el dispositivo, no es a esta persona a la que se visualiza como posible comprador. Nuestro mercado objetivo son aquellos establecimientos que comercializan equipos, aparatos, instrumentos y accesorios ortopédicos, quienes al igual que alquilan una silla de ruedas, pudiesen alquilar el movilizador, ya sea de forma directa o vinculadas con las EPS de la región.

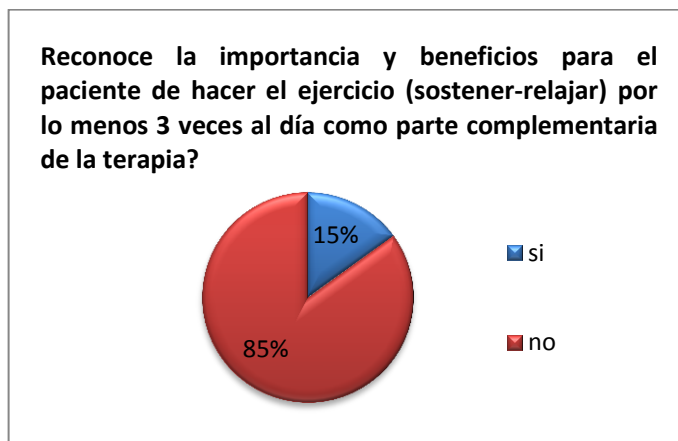
Según el observatorio de la cámara de comercio de Bucaramanga hay 63 empresas especializadas en el comercio de este tipo de equipos ortopédicos ya sea para venta o alquiler, y tomando esta información se realiza una extrapolación teniendo en cuenta el número de habitantes pronunciado por el DANE. Con esto se genera una tabla de posibles compradores que se muestra a continuación.

Tabla 2. Compradores potenciales en las ciudades principales del país. Cámara y comercio 2012.

| CIUDAD DE COLOMBIA | NUMERO DE EMPRESAS DEDICADAS AL COMERCIO DE EQUIPOS, APARATOS, INSTRUMENTOS Y ACCESORIOS ORTOPEDICOS Y DE MEDICINA. |
|--------------------|---|
| Bogotá | 205 |
| Cali | 62 |
| Medellín | 43 |
| Barranquilla | 59 |
| Bucaramanga | 63 |

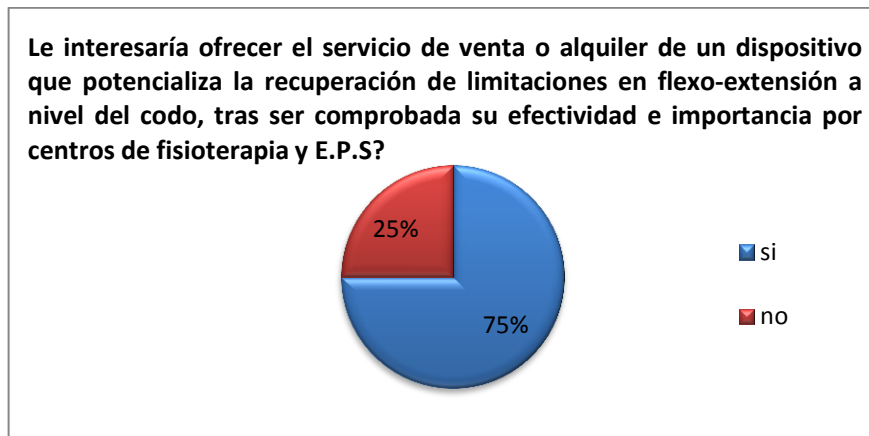
Para medir el impacto y la aceptación que podría llegar tener el dispositivo en nuestros compradores objetivo, se realiza una encuesta a las empresas que se dedican al comercio de equipos ortopédicos, en esta se evidencia el poco reconocimiento que tienen este tipo de dispositivos y el interés que tienen estos establecimientos en ofertarlos a su clientela. (Ver Anexo A).

Figura 1. Encuesta a centros comercializadores de equipos ortopédicos.



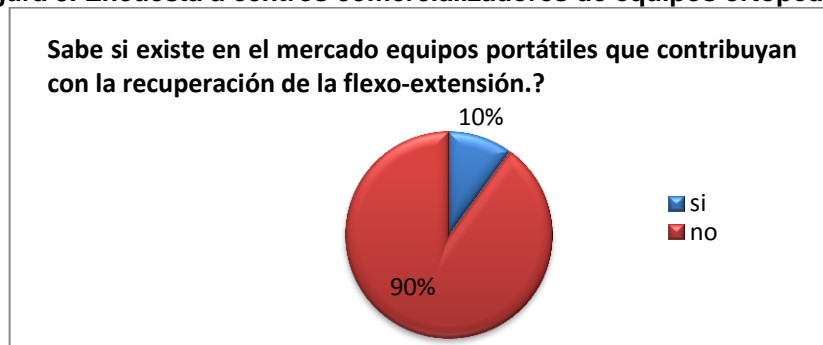
Fuente: Autor

Figura 2. Encuesta a centros comercializadores de equipos ortopédicos.



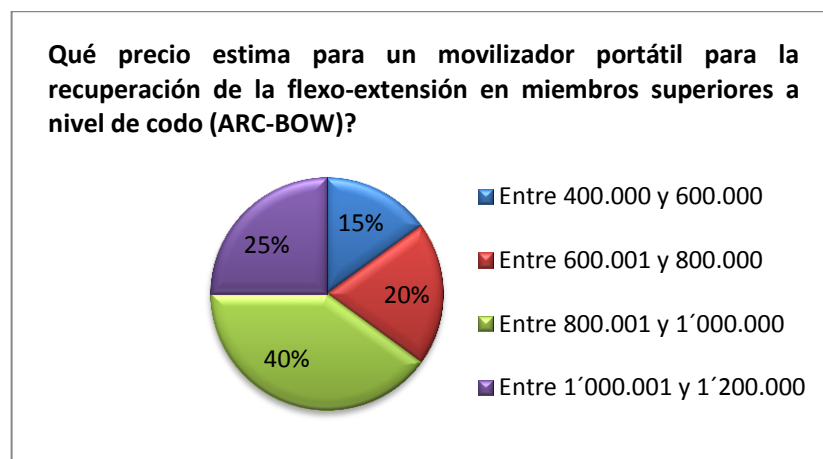
Fuente: Autor.

Figura 3. Encuesta a centros comercializadores de equipos ortopédicos.



Fuente: Autor

Figura4. Encuesta a centros comercializadores de equipos ortopédicos.



Fuente: Autor

2. OBJETIVOS

2.1 OBJETIVO GENERAL

Desarrollar un dispositivo que permita la realización de la técnica sostener-relajar en pacientes con lesiones de codo, para aumentar la movilidad en los arcos de flexo-extensión.

2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Analizar la técnica sostener-relajar a partir de la observación y recopilación de información, con el fin de emular la secuencia en esta realizada.
- Construir y corroborar las propuestas mediante la realización de comprobaciones de los modelos funcionales con los usuarios, para lograr un prototipo depurado.
- Probar el efecto del dispositivo a partir de la realización de la terapia con un paciente para verificar la recuperación del arco en flexo-extensión.

3. MARCO REFERENCIAL

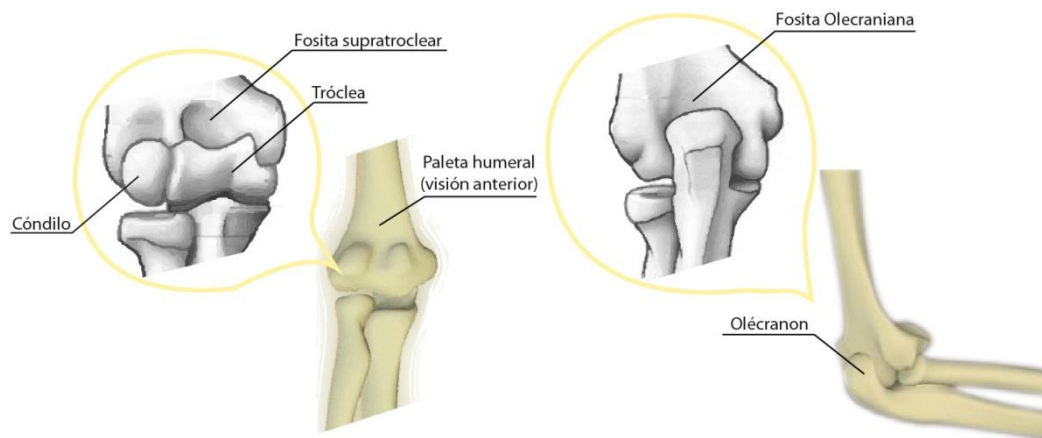
3.1 BIOMECÁNICA

El aparato locomotor, encargado de convertir la energía tomada de los alimentos en movimiento, es considerado de manera general como una máquina, donde los huesos funcionan como palancas, las articulaciones como bisagras y los músculos como los motores que proveen de movimiento a todo el conjunto.

El sistema esquelético es el armazón que da sostén al cuerpo, aunque su papel dentro del movimiento corporal es proporcionar uniones cinemáticas rígidas y lugares de inserción muscular, de manera tal que facilite la acción de los músculos. Son las articulaciones las que cumplen el papel de uniones cinemáticas rígidas, al servir de punto de unión entre los segmentos óseos y permitir el movimiento entre ellos. A este conjunto se integran los músculos estriados, los cuales se contraen y relajan de manera voluntaria, generando la fuerza necesaria para el accionamiento de los segmentos y de esta manera producir el movimiento. El miembro superior está formado por el brazo, segmento proximal al cual corresponde el hueso del humero y el antebrazo, segmento distal al que corresponden cubito y radio. La articulación intermedia entre estos segmentos es el codo, el cual, debido a su fisiología, permite la realización de dos funciones, la flexo-extensión y la pronosupinación. Esta articulación al estar ligada al hombro permite orientar la mano, que es la extremidad activa del miembro superior, en los tres planos del espacio.

3.1.1 Fisiología del codo. El codo empieza en la parte distal del humero donde se encuentra la paleta humeral, aplanada de delante a atrás y en cuyo borde inferior se localizan las superficies articulares tróclea y cóndilo. La tróclea humeral tiene una forma de polea o diábolo con una garganta que se localiza en el plano sagital (figura 1). El cóndilo humeral es una superficie esférica que está situada por fuera de la tróclea. Este conjunto es atravesado longitudinalmente por el eje de movimiento de flexo-extensión del codo. [10]

Figura 5: Fisiología del codo.



Fuente: Autor

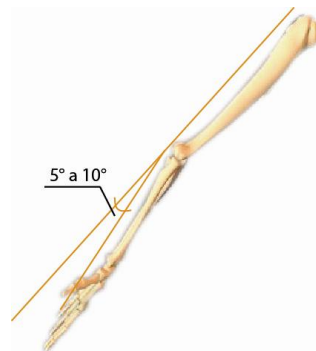
La paleta humeral tiene forma de horquilla y entre sus extensiones se encuentra el eje de las superficies articulares, incluso en su parte central la paleta humeral muestra dos cavidades cruciales para delimitar la amplitud del codo en flexo-extensión. En su parte frontal está ubicada la fosita supratroclear, receptora de la apófisis coronoide del cubito mientras el movimiento es de flexión. En la parte posterior esta la fosita olecraniana, que recibe el pico del olecranon durante el movimiento de extensión (figura 5). [10]

En la parte superior de los huesos del antebrazo se encuentran las superficies correspondientes al cóndilo y tróclea humeral que permiten realizar el movimiento articular de bisagra. La cavidad sigmoidea del cubito que se articula con la tróclea,

presenta una especie de cresta roma alargada, que en la parte superior finaliza con la punta del olecranon. En el extremo superior del radio se halla la cúpula radial, cuya concavidad tiene la misma curva que el cóndilo con el que se conecta. La cúpula radial está delimitada por un reborde que se articula con la zona condilotrocLEAR. Estas dos superficies constituyen un único sistema gracias al ligamento anular que las mantiene una contra la otra.

3.1.1.1 Arco de movilidad: La posición anatómica para medir amplitudes corresponde a la extensión completa del codo, es decir el eje del antebrazo se localiza en la prolongación del eje del brazo; por lo tanto, teóricamente no existe amplitud en el caso de la extensión, excepto en algunos casos de persona, generalmente mujeres y niños, que presenta de 5 a 10 grados hiperextensión debido a una gran laxitud ligamentosa (figura 6).

Figura 6: Hiperextensión de 5° a 10°.

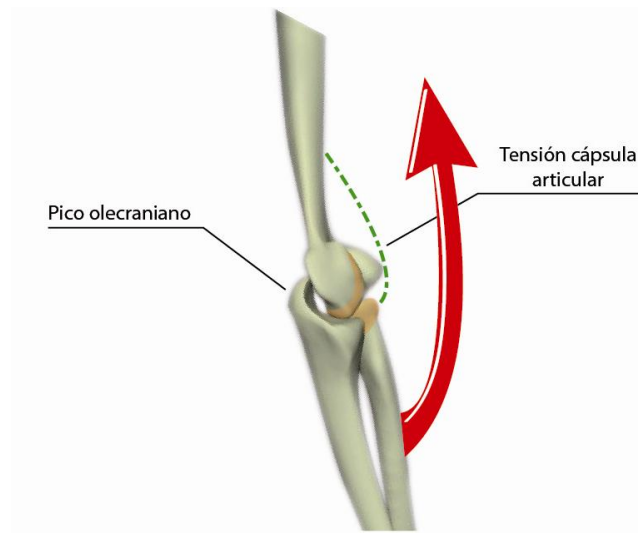


Fuente: Autor

Aunque la extensión se considera relativa a partir de la flexión que tenga el codo, en algunos casos, debido a un trauma post-operatorio, cuando la extensión es incompleta se mide negativamente. Un ejemplo de esto sería una extensión de -30° donde el codo queda flexionado a 30° siendo estos la carencia de extensión. En el movimiento de flexión se observa que la cara interna del antebrazo busca acercarse a la cara interna del brazo. La amplitud de la flexión activa es de 140°-145° y de manera pasiva 160° siendo impulsados por un factor externo. [10]

3.1.1.2 Limitaciones de la flexo-extensión: Las limitaciones de la flexo-extensión tienen que ver con aquellos factores tanto óseos como musculares y de ligamentos que le ponen un tope al movimiento articular. A nivel de extensión se tienen tres factores principales, el primero es el impacto del pico olecraniano en el fondo de la fosita olecraniana ubicada en la paleta humeral. El segundo es la puesta en tensión de la parte anterior de la cápsula articular, y la tercera es la resistencia que oponen los músculos flexores (figura 7).

Figura 7: Limitaciones de la flexo-extensión.



Fuente: Autor

Si la extensión continúa y alguno de los frenos mencionados se rompe podría presentarse alguna de las siguientes situaciones:

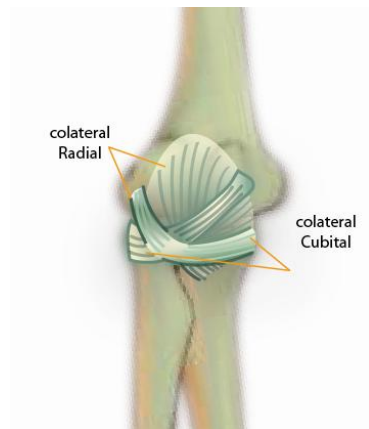
- A nivel óseo la fractura olecranon, seguido de un desgarre capsular.
- Si el olecranon resiste pero la cápsula y los ligamentos se rompen, se produce a continuación una luxación del codo.
- Los músculos en general permanecerían intactos. [10]

En flexión si el movimiento es activo, el primer factor limitante es el contacto de las masas musculares contraídas y endurecidas de la parte anterior del brazo y del antebrazo; lo anterior explica porque la flexión activa no puede sobrepasar los 145°. Si la flexión es pasiva, generada por un factor externo, las masas musculares sin contraerse pueden juntarse una contra la otra sobrepasando los 145°. Allí aparecen los otros mecanismos de frenado tales como el impacto de la cabeza radial contra la fosita supracondilea y de la coronoidea contra la fosita supratroclear, tensión de la parte posterior de la cápsula, y tensión pasiva del músculo tríceps braquial. En estas condiciones, la flexión puede alcanzar los 160°.

3.1.2 Ligamentos del codo. Los ligamentos de la articulación del codo son tensores dispuestos a cada lado de ésta, cumpliendo la importante función de mantener las superficies articulares en contacto. En la mecánica de los ligamentos es importante la relación entre el lugar de anclaje y la geometría articular ya que los ligamentos próximos al eje de movimiento permanecen tensos durante todo el recorrido articular, por esto los ligamentos que se insertan cerca del eje de rotación son isométricos y propios de articulaciones de un solo eje de movimiento (figura 8).

Los ligamentos que intervienen en la articulación del codo son el ligamento colateral cubital y el ligamento colateral radial y solo con la ruptura de uno de estos tensores, se puede producir el movimiento de lateralidad hacia el lado contrario y con esto la pérdida de contacto de las superficies articulares; esta es una forma habitual de la luxación de codo que en una primera fase, es un esguince grave del codo por rompimiento de ligamento.

Figura 8: Ligamentos del codo.



Fuente: Autor

3.1.2.1 Factores de coaptación articular: Los factores de coaptación longitudinal son los encargados de impedir que la articulación del codo en extensión se luxa, ya sea que se realice una fuerza hacia abajo como cuando se carga una bolsa de mercado o cuando se ejerce una fuerza hacia arriba, como ocurre en una caída con las manos hacia delante y los codos en extensión. [10]

Frente a la tracción longitudinal, la coaptación la ejercen el ligamento colateral cubital y colateral radial, y los músculos del brazo y del antebrazo. También se presenta una resistencia mecánica a nivel óseo. En el caso de la tracción, el cúbito, por medio del olecranon, se engancha por arriba a la tróclea humeral en la fosita olecraniana. Durante la aplicación de una presión, es la apófisis coronóide del cúbito la que transmite la fuerza, razón por la cual esta se fractura al momento de un impacto en extensión del brazo que tiene como consecuencia la luxación del cubito. En el caso del radio, es la cabeza radial la que transmite la presión y la que se fractura.

3.1.3 Músculos del codo

3.1.3.1 Acciones musculares: La serie de contracciones que deben realizar los músculos implicados en los diferentes patrones de movimiento cumplen una auténtica secuencia a medida que los segmentos corporales se desplazan. El patrón de los músculos que se contraen para alcanzar su estado de acortamiento se denomina agonista, en contraposición, los músculos que se acercan a su estado de estiramiento y que actúan conjuntamente en la acción del agonista se denomina antagonista. Este último está dotado de componentes de acción exactamente opuestos a los del patrón agonista. [11]

3.1.3.2 Tipos de contracción muscular: En las técnicas de facilitación neuromuscular propioceptiva (FNP) se utilizan dos tipos de contracción muscular que a su vez se subdividen dependiendo del tipo de trabajo que se realice. Cualquier intento que haga el paciente con el fin de ejecutar un recorrido de movimiento se denomina movimiento activo con contracción isotónica de los músculos encargados del movimiento. Cuando por el contrario el paciente contrae un músculo o grupo de estos, pero se trata de mantener inmóvil el segmento corporal, se está generando una contracción muscular de “sostén” o isométrica.

El patrón muscular realiza un trabajo positivo cuando voluntariamente realiza un movimiento de acortamiento, siendo esta fase concéntrica de la contracción isotónica; de igual forma se realiza trabajo negativo cuando hay un movimiento activo de alargamiento, esta es la fase excéntrica de la contracción isotónica.

Cuando se emplea las técnicas de FNP para la recuperación de la movilidad, se utilizan la contracción isotónica o isométrica, o en la gran mayoría de casos una combinación de las dos. Las personas sin ningún tipo de limitación deben estar en la capacidad de realizar ambos tipos de contracción, tanto las de tipo isotónico que

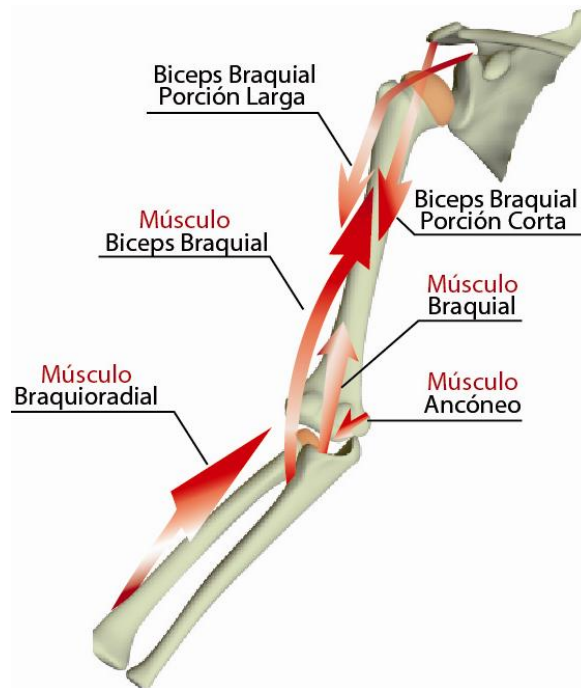
guardan relación con el movimiento, como las de tipo isométrico que guardan una clara relación con la postura.

3.1.3.3 Los músculos motores de la flexión: En el movimiento de la flexión intervienen principalmente tres músculos causales: bíceps braquial, braquiorradial y braquial anterior. El músculo braquial anterior se extiende desde el tubérculo de la apófisis corónides del cúbito hasta la cara anterior del húmero, siendo monoarticular, es exclusivamente flexor de codo y uno de los pocos músculos del cuerpo que realizan una única función.

El músculo braquiorradial que se extiende desde la apófisis estiloides del radio hasta el borde externo del húmero. Su función primordial es también la flexión de codo aunque, como músculo accesorio y tan sólo en la pronación máxima se convierte en supinador, incluso es pronador en supinación máxima.

El músculo bíceps braquial es el principal flexor. A nivel inferior se inserta en la tuberosidad bicipital del radio. Este músculo es considerado biarticular ya que en su extremo superior se inserta en el omóplato mediante dos partes, la parte larga que después de cruzar la articulación se implanta en el tubérculo supraglenoideo, y la parte corta que llega al pico de la apófisis coronoide (figura 9). [10]

Figura 9: Músculos implicados en la Flexión.

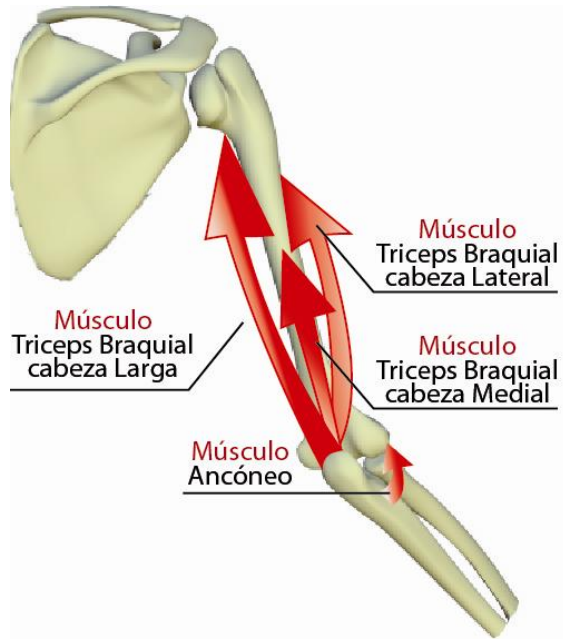


Fuente: Autor

3.1.3.4 Los músculos motores de la extensión: El tríceps braquial es el único musculo motor principal de la extensión del codo, y está conformado por tres cuerpos carnosos que terminan en un tendón común que va a incrustarse en el olecranon. En su parte superior este musculo se inserta de la siguiente manera (figura 6):

- La cabeza medial 1 se fija en la cara posterior del húmero, por debajo de la corredera del nervio radial.
- La cabeza lateral 2 se fija sobre el borde externo de la diáfisis humeral, principalmente por encima del canal del nervio radial.
- La cabeza larga 3, que no se inserta sobre el húmero sino sobre el omóplato, en el tubérculo subglenoideo.

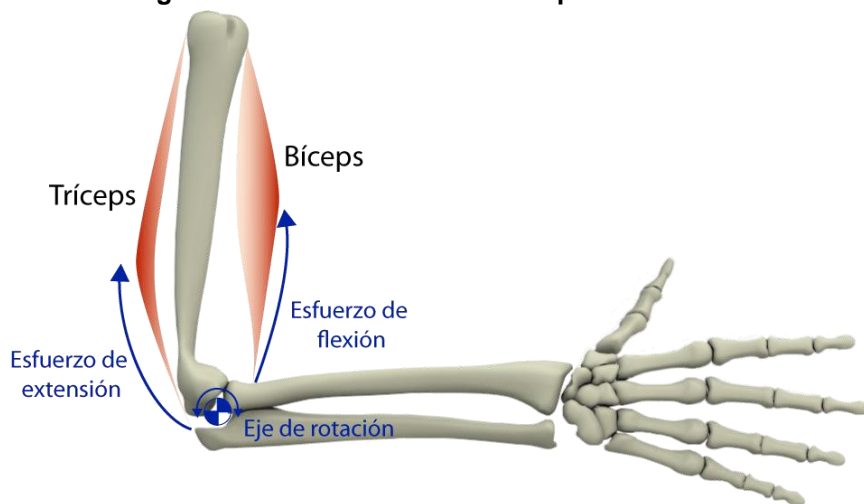
Figura 10: Músculos implicados en la extensión.



Fuente: Autor

3.1.4 Fuerzas. En el ser humano el movimiento es consecuencia de la distribución de fuerzas, tanto internas como externas, sobre el sistema esquelético, en el caso de la flexión, las fuerzas son proporcionadas por los músculos braquial, braquiorradial y principalmente por el bíceps. En la extensión, el único músculo involucrado es el tríceps (figura 11).

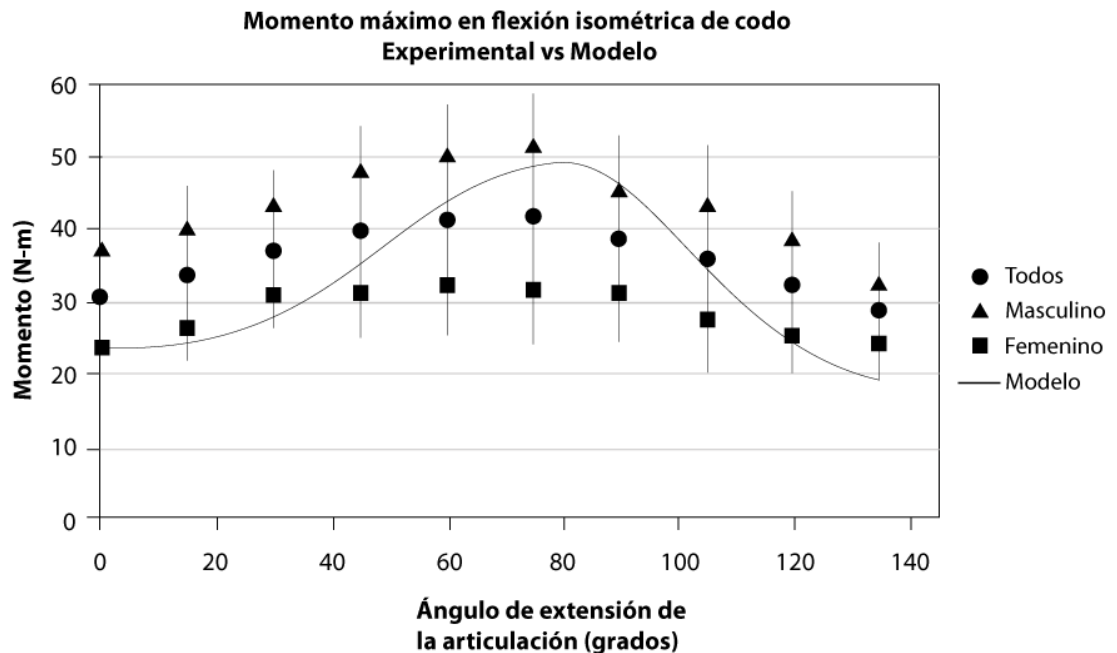
Figura 11. Estructura miembro superior.



Fuente: Autor

El comportamiento de los músculos flexores corresponde al esquema de palancas de tercer grado, donde, a expensas de una gran fuerza aplicada, se consiguen movimientos amplios y veloces. La eficacia de los músculos involucrados en este movimiento es máxima con el codo en flexión de 70° a 90°, logrando una fuerza promedio de 40 Nm durante una flexión isométrica. Los valores máximos de fuerza durante el movimiento se registran para hombres, con el codo en flexión de 80°, superando los 50 Nm (figura 12).

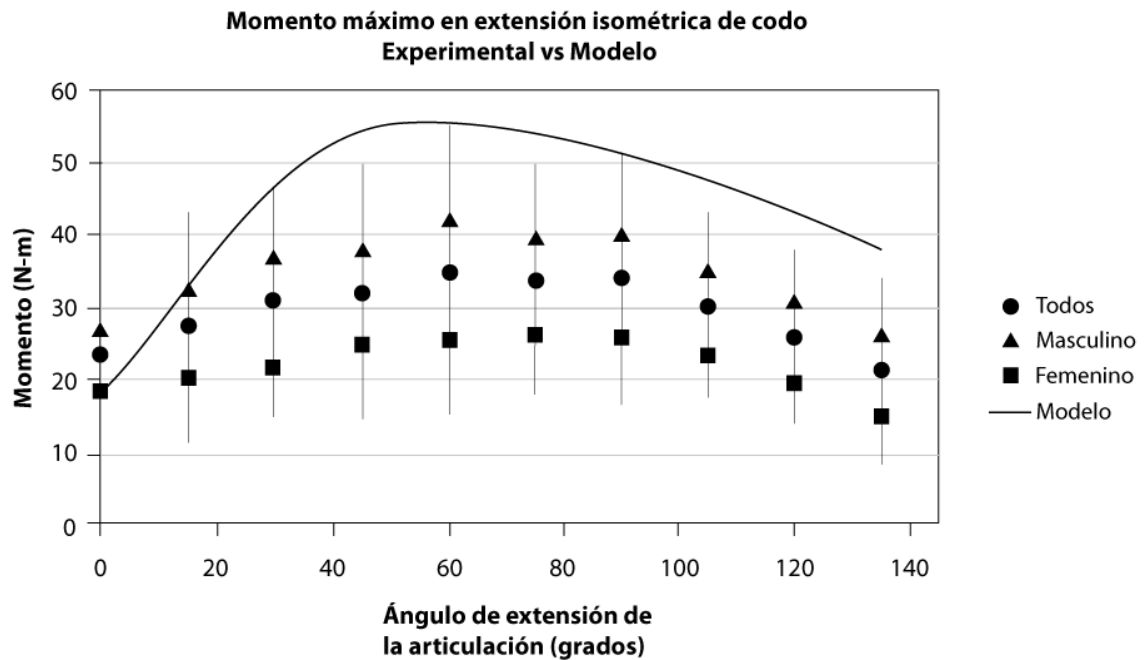
Figura 12. Momento máximo en flexión.



Fuente: HALE, R. DORMAN, D. GONZALES, R. (2011). Individual muscle force parameters and fiber operating ranges for elbow flexion–extension and forearm pronation. *Journal of Biomechanics*, 44, 650 – 656.

En contraposición se encuentra el músculo tríceps braquial, único involucrado en la extensión del codo, el cual tiene su máxima eficacia cuando se encuentra flexionado a 30°, aunque experimentalmente se ha determinado que la variación que existe entre los 30° y los 100° de flexión es tan solo de 5 Nm. De esta manera se obtiene un valor medio de 35 Nm de fuerza en extensión isométrica, con un máximo registrado en los hombres de poco más de 40 Nm (figura 13).

Figura 13. Momento máximo en extensión.



Fuente: HALE, R. DORMAN, D. GONZALES, R. (2011). Individual muscle force parameters and fiber operating ranges for elbow flexion–extension and forearm pronation. *Journal of Biomechanics*, 44, 650 – 656.

El producir esta fuerza conlleva un alto gasto energético, razón por la cual, al igual que cualquier sistema mecánico, la disposición de los componentes es fundamental para la correcta realización del trabajo, en este caso, una alineación ideal tendrá como consecuencia un movimiento óptimo.

3.2 PATOLOGÍAS

Las patologías que afectan más frecuentemente al codo son las luxaciones, las fracturas y en menor medida las quemaduras.

Luxaciones: se producen por la hiperextensión, hiperabducción y semiflexión-supinación del antebrazo, que tiene como consecuencia la pérdida de contacto de las superficies articulares. Tras la reducción de la lesión se debe inmovilizar la articulación durante un periodo de tres semanas. [1]

Fractura supracondílea del humero: fractura transversal en el extremo distal del humero. La retracción del bíceps obliga al desplazamiento del segmento fracturado, presionando sobre la arteria braquial, con lo que se disminuye el riego sanguíneo de los músculos en la parte anterior del brazo, produciendo contracciones y disminución de las funciones de los músculos, tanto flexores como extensores. [2]

Fracturas transcondilares: fractura transversal que pasa a través de los epicóndilos, el olecranon y la fosa coronoide. En todos los pacientes se presenta una reducción de la movilidad del codo, especialmente en la extensión. [1]

Fractura de la cabeza del radio: Es una de las lesiones que suelen ocurrir cuando se produce una caída con la mano extendida. Estas fracturas suelen producir una pérdida de la extensión completa del codo y la reconstrucción quirúrgica puede precisar periodos prolongados de fisioterapia para conseguir una recuperación total de la movilidad articular. [2]

Fractura de olecranon: Son más frecuentes en la tercera edad, y son causadas por la caída sobre el antebrazo semiflexionado y supinado o por golpes directos en el punto del olecranon. [6]

Fractura de la fosa coronoide: Es raro encontrarlas solas, pues se presentan generalmente con una dislocación del codo; 10% de las dislocaciones de codo son acompañadas por una fractura de la apófisis coronoide. [6]

Quemaduras: hay numerosos factores que influyen en el movimiento articular de los pacientes quemados, las causas más frecuentes son la hipertrofia y la contracción de los tejidos cicatriciales o de los injertos cutáneos alrededor de la articulación, el daño de las estructuras ligamentosas o de las propias articulaciones por las quemaduras también pueden limitar la movilidad articular. [9]

3.2.1 Tratamiento y complicaciones en lesiones de codo. La inmovilización de la articulación del codo es realizada con el fin de lograr una fijación estable y permitir su correcta recuperación tras una lesión, haciendo uso de una férula para mantener la posición de mayor volumen intracapsular, con el antebrazo flexionado entre 70° y 90°, para acomodación del edema. La gravedad de la lesión, las características específicas del paciente y la patología subyacente determinan el procedimiento, así como la duración de la inmovilización.

Una de las complicaciones comunes de las lesiones de codo es la rigidez, que se puede presentar aun ante la mínima inmovilización, aunque se hace más fuerte con el paso del tiempo. Más del 25% de las fracturas de humero, y el 15% de dislocaciones simples del codo resultan en rigidez y déficits de extensión. De igual manera, 21% de los pacientes con dislocación ulnohumeral y fractura de la cabeza radial asociada presentan rigidez del codo [5].

Uno de los factores asociados con la rigidez de codo es la disminución en la capacidad de los tejidos blandos, que involucra principalmente a la capsula fibrosa y a los ligamentos. La capsula fibrosa sufre una cicatrización excesiva, consecuencia de una disminución en el contenido de agua y un aumento en la formación del colágeno, lo que tiene como consecuencia la contractura de la articulación. A su vez, el ligamento medial colateral es propenso a la cicatrización debido a la tensión continua a la que es sometido, a causa de la postura del codo. [4]

La musculatura en la zona del codo también se encuentra involucrada en la rigidez de la articulación, de manera que al ser inmovilizado en posición de flexión, el paciente sufre un acortamiento de los músculos flexores. Esto provoca que una vez sufrida la lesión se busque inconscientemente la manera de disminuir el dolor manteniendo flexionada la extremidad, lo que lleva a una posterior pérdida de movilidad, rigidez de los tejidos y contractura. [4]

Por otra parte, y como consecuencia de la disminución en la longitud de los músculos flexores, su antagonista, el tríceps, se ve forzado a una posición de estiramiento prolongado. Esto tiene como efecto un aumento en la longitud del musculo, debido a su naturaleza visco-elástica que le permite una deformación plástica o persistente. A causa de este estiramiento el área de sección transversal del musculo se ve disminuida, y ya que esta área está relacionada directamente con la fuerza, su disminución resulta en el debilitamiento del tríceps. [3]

Existen otras patologías que afectan al cartílago articular y resultan en la rigidez de la articulación del codo, como la artrosis y la artritis, ambas enfermedades crónicas y degenerativas [8]. Se presenta también la osificación heterotópica, formación de hueso en los tejidos blandos que al remplazar las células flexibles por calcio tiene como resultado la rigidez. [4]

Por último se encuentran las uniones mal realizadas, consecuencia de una reconstrucción errónea de la articulación o una fijación poco estable, que no permitirá la correcta recuperación de la articulación. Estas causaran dolor, inestabilidad y limitaciones severas en el funcionamiento del codo, y requerirán de un tiempo mucho mayor de recuperación, o en algunos casos, incluso una nueva intervención quirúrgica para su correcta reconstrucción. [4]

3.2.1.1 Tratamiento conservador de lesiones de codo: Las retracciones postraumáticas del codo responden adecuadamente al tratamiento conservador, cuyo objetivo es proporcionar al paciente una articulación funcional, libre de dolor y estable, a partir de la realización de terapias de movilización de la extremidad. La realización temprana de movimientos activos incrementa las posibilidades de éxito de un tratamiento no invasivo, logrando la correcta recuperación de la movilidad en el menor tiempo posible. [4]

Recuperar el rango de movilidad es un primer paso importante, por lo que se utilizan diversos métodos para lograrlo, uno de estos son las férulas estáticas progresivas y dinámicas, que permiten forzar el arco de manera gradual, estas son incluidas en los programas de rehabilitación con el objeto de restablecer la longitud de los músculos retraídos. Adicionalmente, el programa de fisioterapia también debe reducir el dolor, fortalecer la musculatura y reeducar funcionalmente al individuo. [5]

Cuando un paciente no presenta ningún tipo de ganancia de arco durante la terapia estándar en el lapso determinado para la misma, se corre el riesgo de necesitar una terapia prolongada y costosa, o se puede presentar una contractura, que es la pérdida permanente de la movilidad articular, lo que puede llevar a practicar una nueva intervención quirúrgica. [7]

3.2.1.2 Tratamiento quirúrgico: Tradicionalmente, la cirugía se ofrece a pacientes con contracturas, tanto de flexión como de extensión, de por lo menos 30°. Sin embargo, los resultados dependen del paciente, sus características y las habilidades del cirujano para este tipo de intervención, por lo que se deben considerar los riesgos y beneficios de la misma. Además el paciente debe estar dispuesto a una prolongada y rigurosa rehabilitación tras la operación. Esta incluye la recuperación funcional del arco de movimiento, restablecer la fuerza muscular y reincorporar la extremidad a actividades cotidianas. [4]

3.2.2 Estadísticas. El observatorio de salud pública de Santander presenta un análisis descriptivo de la morbilidad atendida, con base en el Registro Individual de Prestación de Servicios de Salud (RIPS) generado en el departamento durante el año 2008. Estos datos pertenecen a 17 entidades administradoras de planes de beneficios, tres entidades de medicina prepagada y cuatro de las entidades adaptadas que funcionan en el departamento, por lo tanto, no corresponden a la totalidad de la cobertura de salud en el departamento. [14]

En el servicio de urgencias de las distintas instituciones se atendieron 5516 casos de ortopedia, de los cuales 1515 involucran la extremidad superior. El dato de mayor relevancia corresponde a la fractura de antebrazo, con 304 casos de urgencia atendidos en lo corrido del año, a lo que se suman las 299 hospitalizaciones relacionadas con este, con lo que tenemos un total de 603 casos de fractura de antebrazo en adultos durante el año.

Tabla 3. Casos de fractura de antebrazo en Santander.

| Servicio | Régimen | Mujeres | Hombres | Total |
|------------------------|--------------|---------|---------|-------|
| Urgencias | Contributivo | 34 | 49 | 83 |
| | Subsidiado | 79 | 109 | 188 |
| | Sin seguro | 12 | 21 | 33 |
| Hospitalización | Contributivo | 46 | 60 | 106 |
| | Subsidiado | 28 | 61 | 89 |
| | Sin seguro | 42 | 62 | 104 |

Fuente: Observatorio de Salud Pública de Santander (2010). http://www.saludsantander.gov.co/web/Morbilidad_RIPS_2010.html

3.2.3 Facilitación Neuromuscular Propioceptiva (FNP). Las terapias de FNP consisten en métodos destinados a promover o acelerar la respuesta del mecanismo neuromuscular, por medio de la estimulación de los propioceptores. La FNP es la base de la técnica de recuperación que busca emular la máquina para ser parte en la rehabilitación integral del paciente y del movimiento activo del codo. Esta constituido principalmente por técnicas de refuerzo y de estiramiento para acelerar el aprendizaje motor.

La FNP relaciona cualquiera de los receptores sensoriales que dan información sobre el movimiento y la posición del cuerpo, donde intervienen nervios y músculos e integra esto con el fin de alcanzar los niveles más altos de la función teniendo como premisa que todos los seres humanos, incluido los discapacitados, tienen un potencial sin explotar.

Para lograr una recuperación integral el terapeuta incluye un tratamiento a nivel de las estructuras del cuerpo, de la actividad y de la participación por parte del paciente.

Algunos de los principios básicos especiales de la FNP son:

Estiramiento (tracción): la elongación corta muestra estímulos convenientes para el huso muscular. El estiramiento es utilizado para favorecer el movimiento voluntario de los músculos predistendidos, reestiramiento de los músculos ya contraídos, como también para la recuperación del movimiento en las primeras etapas.

Tensión / comprensión: estas son cualidades importantes para los receptores articulares, ya que impulsan más fibras musculares y se agudizan las respuestas de movimiento. La tensión fomenta la contracción dinámica de la cadena muscular durante el recorrido de movimiento del segmento corporal, y también se ajusta para evitar dolor.

La compresión ayuda a mejorar la respuesta de los músculos mediante contracciones estáticas y ayuda a la estabilidad de los segmentos corporales en sus respectivas funciones [12]. Por otra parte, el estiramiento es aplicable para aumentar la movilidad articular.

3.2.3.1 Técnica Sostener – Relajar: En la técnica sostener-relajar tiene como objetivo principal aumentar el rango de movimiento pasivo y disminuir el dolor, en ella se hace referencia a los patrones de resistencia de los músculos "antagonistas", y los patrones de los músculos opuestos "agonistas".

Esta técnica se caracteriza por realizar resistencia en contracción isométrica de los músculos antagonistas (los músculos acortados), seguido por la relajación.

Descripción de la terapia:

1. El terapeuta o el paciente mueve la articulación o el segmento corporal hasta el final del movimiento pasivo o al rango de amplitud donde no se muestre dolor. Es preferible el movimiento activo y el terapeuta puede imponer resistencia sin causar dolor.
2. A continuación El terapeuta pide una contracción isométrica del músculo limitando el patrón de movimiento (antagonistas), con énfasis en la rotación. Los autores consideran que la contracción se mantiene durante al menos 5-8 segundos.
3. La resistencia se aumenta lentamente.
4. Después de mantener la contracción durante el tiempo suficiente, el terapeuta pide al paciente que se relaje.
5. Tanto el terapeuta como el paciente deben relajarse gradualmente.
6. La articulación o parte del cuerpo se coloca de nuevo ya sea activa o pasivamente con el nuevo límite de alcance. El movimiento activo es preferible si es sin dolor. El movimiento puede ser sin que cause dolor.
7. Repita todos los pasos en el nuevo límite de alcance.

Una de las condiciones fundamentales para lograr la disminución del dolor durante la realización de la terapia es que el paciente se encuentre en todo momento en una posición confortable. [13]

3.3 ERGONOMÍA

3.3.1 Antropometría. Con el fin de dimensionar el dispositivo movilizador para recuperación de arcos de flexo-extensión a nivel del codo de forma tal que se adapte a las necesidades de los usuarios, se hace una revisión de la

antropometría, para de esta manera determinar los parámetros dimensionales que condicionaran su futura configuración.

En la búsqueda de abarcar las dimensiones de la mayor parte de los posibles usuarios se hace uso del percentil 5 de mujeres para determinar la talla mínima, y el percentil 95 de hombres para la talla máxima. Considerando que entre los usuarios se excluyen tanto niños como ancianos, y que la edad promedio para el pleno desarrollo del cuerpo humano es de 20 años para los hombres, y 17 años para las mujeres, se decide tomar los valores de la población hasta los 31 años, donde se registran los valores dimensionales más grandes. [15]

Además, como el dispositivo propuesto es para la rehabilitación del miembro superior, resulta necesario conocer todas las dimensiones relacionadas con este, tales como son el perímetro del brazo, perímetro del antebrazo la altura codo-asiento y la longitud codo-palma de mano.

3.3.1.1 Perímetro del brazo: El dispositivo para la recuperación de arcos de flexo-extensión toma la postura sedente como parámetro inicial, luego se hace necesario disponer un apoyo para el brazo, que además de dar sostén y comodidad a la hora de realizar la terapia, sirva para dar ajuste al brazo, permitiendo una correcta realización de la terapia. Esta medida es tomada en dos instancias, primero con el brazo flexionado a 90° donde se encuentra la mayor contracción isométrica en el momento de la medición. También se toma la medida con el brazo relajado a nivel mesobraquial (*Ver tabla 2 y 3*). [16]

3.3.1.2 Perímetro del antebrazo: Al ver la realización de la terapia de recuperación de arcos en flexo-extensión por parte de los fisioterapeutas se observa que el punto de aplicación de la fuerza para ganar dicha amplitud es a 1/3 del punto de rotación aproximadamente, por esta razón se toma el perímetro del antebrazo en este punto para el desarrollo del movilizador. La medida de la tabla

anexa, fue tomada en el mayor contorno del antebrazo, en su tercio proximal. (Ver tabla 4y 5) [16]

Tabla 4. Dimensiones Antropométricas de la población laboral Colombiana. Sexo Femenino de 20 a 29 años. Universidad de Antioquia, Instituto de Seguros Sociales.

| Dimensiones | D.E | P5 | P50 | P95 |
|-----------------------------------|------|------|------|------|
| Perímetro brazo flexionado a 90 ° | 2,55 | 23,1 | 26,4 | 31 |
| Perímetro brazo medio relajado | 2,59 | 23 | 26,3 | 31,4 |
| perímetro del antebrazo | 1,63 | 20,6 | 22,8 | 25,6 |
| Anchura codo | 0,34 | 5,4 | 5,9 | 6,5 |

Tabla 5. Dimensiones Antropométricas de la población laboral Colombiana. Sexo Masculino de 20 a 29 años. Universidad de Antioquia, Instituto de Seguros Sociales.

| Dimensiones | D.E | P5 | P50 | P95 |
|-----------------------------------|------|------|------|------|
| Perímetro brazo flexionado a 90 ° | 2,47 | 27,6 | 31,5 | 35,6 |
| Perímetro brazo medio relajado | 2,52 | 25,8 | 30 | 34,2 |
| Perímetro del antebrazo | 1,73 | 24,4 | 27 | 30 |
| Anchura codo | 0,34 | 6,2 | 6,7 | 7,4 |

Figura 14. Perímetro Brazo y Antebrazo hombres



Fuente: Autor

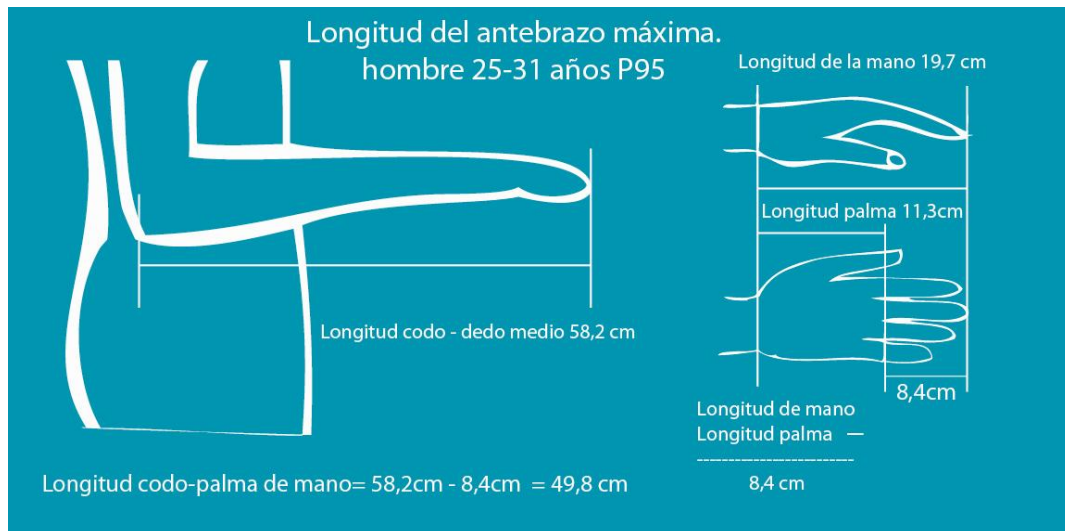
Figura 15. Perímetro Brazo y Antebrazo mujeres



Fuente: Autor

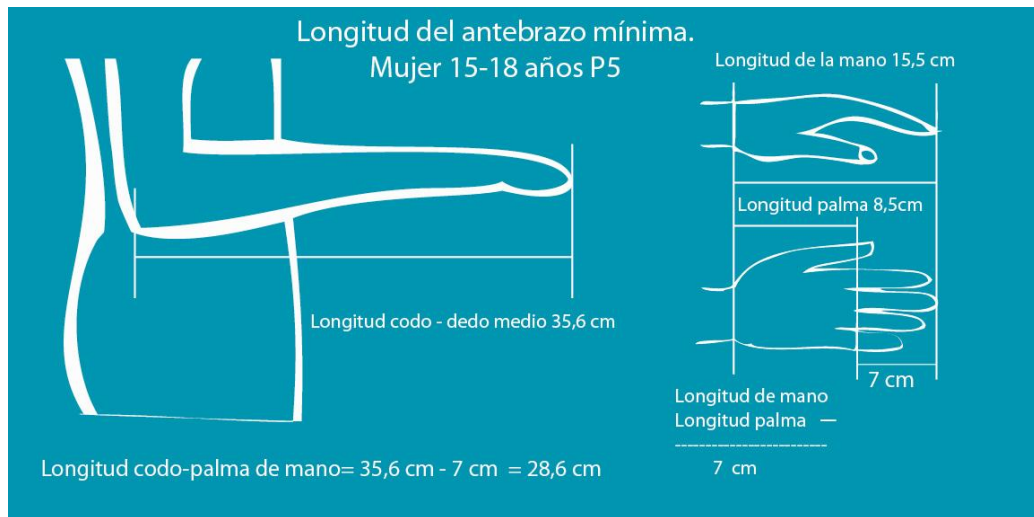
3.3.1.3 Longitud codo palma de la mano: Para comunicar cual debería ser la correcta acomodación en el dispositivo y también buscando generar una mayor sensación de estabilidad y seguridad en el paciente, se plantea un agarre en la palma de la mano, el cual debe poder variar entre la medida del antebrazo de una mujer joven, hasta la de un hombre adulto, para lo que es requerida la longitud que va desde el codo hasta la palma de la mano.

Figura 16. Longitud máxima antebrazo.



Fuente: Autor

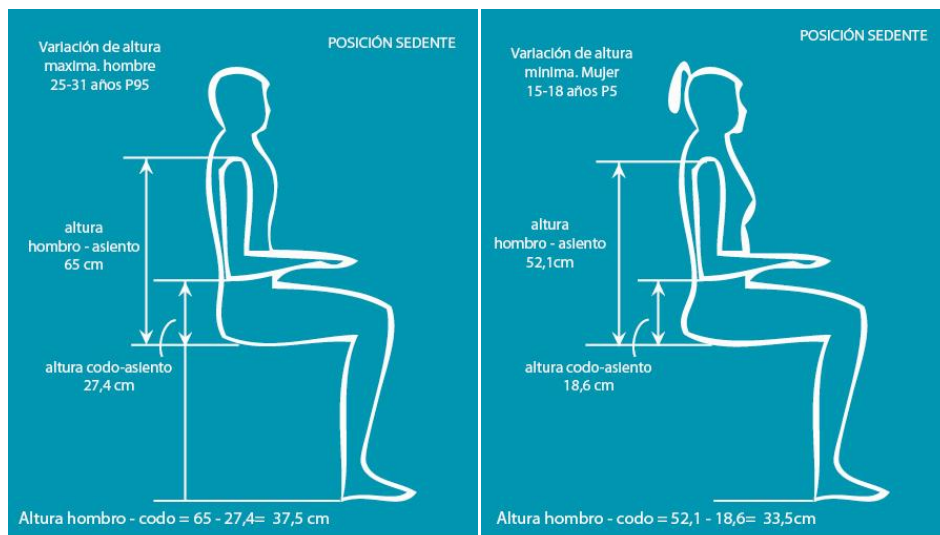
Figura 17. Longitud mínima antebrazo.



Fuente: Autor.

3.3.1.4 Altura codo – hombro: El apoyo del brazo mencionado anteriormente, debe ubicarse en la parte media del brazo, esta medida cambia según la altura codo – hombro del usuario de la máquina. Conocer cuál es la diferencia entre de dicha altura entre mujeres P5 de 15 a 18 años y hombres P95 de 25 a 31 años nos muestra el rango de variación de la ubicación de la máquina para que la persona sin importar su talla esté cómoda.

Figura 18. Dimensión posición sedente hombre-mujer.

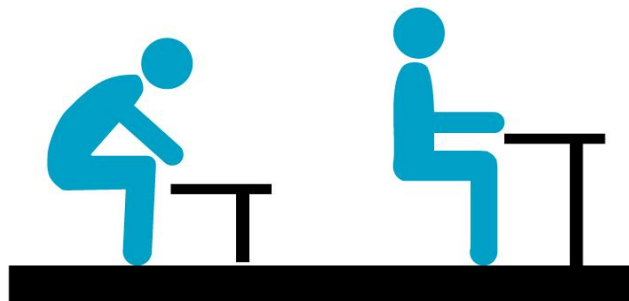


3.3.2 Postura. La postura, entendida como la disposición espacial de los segmentos corporales, es el resultado del trabajo ejecutado de manera constante por los músculos, los cuales realizan un esfuerzo sostenido para que el cuerpo no pierda su alineación. Resulta irónico que sea el propio cuerpo el principal opositor de la postura sostenida, pues este es una carga estática permanente a vencer por los músculos. [19]

Las cargas estáticas, producto de las posturas fijas o sostenidas, fatigan con mayor facilidad los músculos de lo que lo hace una carga dinámica, debido a una oclusión parcial o total de la circulación de la sangre. Esto se hace evidente en la postura de bipedestación, o en la postura sedente sin apoyo para la espalda, que tras mantenerse por periodos prolongados, producen dolores localizados en diferentes puntos del cuello y la espalda. [18]

Es por esto que al momento de determinar la postura en la que se ha de realizar una tarea se tiene una preferencia por la posición sedente en una silla con espaldar, esto con el objetivo de distribuir la mayor parte de las cargas en un área de sustentación mayor. Se debe considerar que la postura adoptada por parte de la persona está determinada en mayor medida por lo que se encuentra delante de él más que por lo que está detrás y debajo, en definitiva, es más determinante el objeto con el que se interactúa que la silla misma (figura 19). [19].

Figura 19. Postura según plano de trabajo.

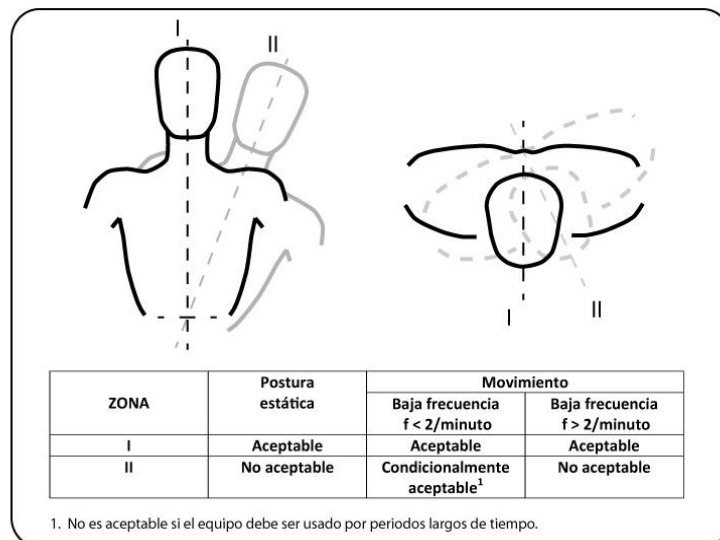


Fuente: Autor

Se considera como postura ideal aquella que minimiza los pares de torsión y la fuerza de gravedad correspondiente a cada segmento corporal, con lo que se minimiza la fuerza efectiva aplicada al cuerpo y se disminuyen los esfuerzos realizados por los músculos. Existe una relación entre la disposición espacial de un segmento corporal y su carga correspondiente, es por este motivo que las cargas se reducen a medida que el segmento se aproxima a su posición neutral o de equilibrio. [19]

Durante la realización de una actividad se debe mantener la columna vertebral correctamente alineada, razón por la cual se debe evitar la inclinación lateral del tronco, que obliga a un mayor trabajo de los músculos y tendones de la espalda. También trabajar con el tronco girado resulta perjudicial, pues se obliga al estiramiento de los discos intervertebrales. Dependiendo de la actividad, el impacto y la duración de la misma, se permite una desviación de hasta 10° de la posición neutral de la columna. (Figura 20)[17]

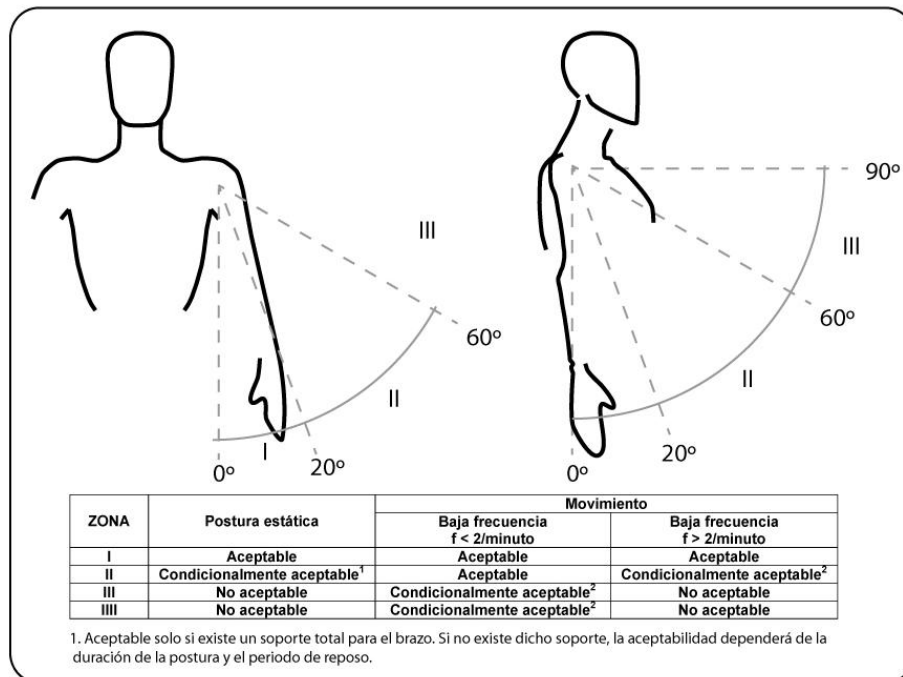
Figura 20. Inclinación lateral del tronco y torsión.



Fuente: GONZALES, D. Ergonomía y psicología. 3 ed. Madrid: Fundación Confemetal, 2006. 670 p.

También las extremidades superiores deben mantenerse dentro de unos márgenes, para evitar que los músculos que conservan la posición se vean sometidos a una contracción isométrica prolongada. La posición adecuada corresponde a una abducción del brazo de máximo 20°, y una flexión anterior menor a 25°. (Figura21) [19]

Figura 21. Elevación del brazo.



Fuente: GONZALES, D. Ergonomía y psicología. 3 ed. Madrid: Fundación Confemetal, 2006. 670 p.

Los factores mencionados se encuentran relacionados directamente con las características de diseño y disposición del equipamiento, siendo este el que delimita las actividades y la forma en que estas se desarrollan. Como resultado de esta interacción, tenemos que, de manera cada vez más frecuente, los movimientos y posturas que se adoptan en la realización de una tarea son determinados por los objetos circundantes.

Con el fin de prevenir dolencias posturales, y optimizar los movimientos y esfuerzos a realizar por los músculos, se debe plantear una configuración del objeto, que permita mantener una postura adecuada durante la mayor parte de su uso. Es así que resulta indispensable al momento de diseñar un objeto el considerar sus efectos sobre la persona, siendo la premisa el mantener la actividad lo más cerca posible al cuerpo. [17]

El uso de soportes resulta muy útil al momento de mitigar las cargas posturales, transfiriendo una parte del esfuerzo a un elemento externo y minimizando de esta manera el trabajo muscular. Esta es una buena forma de sobrellevar posturas contraindicadas reduciendo sus efectos adversos, en caso de que la configuración del objeto resulte insuficiente. [18]

3.3.3 Diseño experimental y simulación. Es necesario involucrar al paciente durante el proceso de diseño de un dispositivo terapéutico, pues al estar estos dirigidos a atender una necesidad específica que compromete la salud del usuario, es indispensable la participación de este durante todo el proceso. Análisis, diseño y evaluación son los pasos a seguir para el desarrollo de este tipo de elemento.

El proceso inicia con un análisis de la tarea, el usuario y su contexto, que da como resultado una serie de características necesarias en el dispositivo, las cuales serán tenidas en cuenta durante el proceso de diseño. La fase de diseño termina con un prototipo, de baja, media o alta fidelidad, utilizado para evaluar la interacción con el usuario. Este proceso es iterativo, pues los resultados de la evaluación son considerados en una nueva fase de diseño, y valorados nuevamente.

La evaluación se efectúa a partir de simulaciones de diseño, la cual se utiliza para realizar la valoración sin necesidad del objeto real, y cuyo nivel depende de la parte del proceso de diseño en la que se realice la prueba, condicionado

igualmente por la calidad del prototipo utilizado. Independiente del nivel de complejidad, las simulaciones permiten observar la interacción del usuario con el objeto, donde se hacen evidentes complicaciones potenciales que de otra manera pasarían desapercibidas.

En el caso de las ayudas técnicas los pacientes poseen limitaciones físicas que restringen el uso de los objetos, por lo que resulta complicado y peligroso el realizar pruebas con estas personas. Las técnicas de filtrado se efectúan de manera similar a las simulaciones, pero se realizan con personas que fingen la discapacidad, o de ser posible, utilizan elementos adicionales que obliguen la misma restricción que posee el usuario real. De esta manera se pueden realizar todo tipo de pruebas sin poner en peligro la salud del usuario.

Es importante entender que las técnicas de filtrado no son simulaciones, y que los resultados obtenidos pueden ser incompletos o imprecisos. Existen factores que no pueden ser simulados o representados por una persona que no padece la limitación, por lo tanto, su percepción de la situación no es del todo confiable, pero si suficiente para evaluar un dispositivo en sus primeras etapas. Este acercamiento es necesario para refinar el diseño todo lo posible antes de realizar la prueba con el usuario real, de manera que este corra el mínimo riesgo posible.

3.4 USABILIDAD

En el sistema de salud actual existe una tendencia a minimizar el tiempo de atención empleado en cada paciente, lo que conlleva a lapsos más cortos de estadía por parte de estos en los hospitales. Se inicia así una migración de los aparatos médicos hacia los hogares, de manera que el paciente pueda recibir allí el tratamiento necesario. [21]

Este fenómeno representa un cambio en el tipo de usuario de dichos equipos, que pasan de ser los médicos, fisioterapeutas y otros profesionales de la salud, a ser personas sin ningún tipo de entrenamiento médico. De esta manera surge la necesidad de implementar un diseño que dé como resultado un aparato que sea comprensible por parte de todos sus posibles usuarios. [21]

Es de esta manera que se convierte en una prioridad el dar a la gente aparatos que los guíen, por medio de una serie de comandos claros y consistentes, en la realización de una tarea específica de manera satisfactoria. Esto implica la implementación de altos niveles de comunicación de las funciones de cada elemento, siendo este el factor que determina la usabilidad y la facilidad de aprendizaje, tanto del objeto como de su función. [20]

Es así que la intervención del usuario resulta indispensable durante el proceso de diseño, al permitir evaluar la comprensión que este tiene del funcionamiento del objeto. Los métodos de evaluación varían en función de la fase del proceso de diseño en la que se realicen y de los objetivos de la misma, recordando que llevar a cabo evaluaciones informales a lo largo del proceso resulta más eficaz que realizar pruebas formales en la fase final. [24]

Durante las primeras etapas del proceso de desarrollo, se deben realizar pruebas de acercamiento con el fin de refinar al máximo el diseño, empezando por un análisis del producto y su función. Durante la selección se consideran las características del objeto más importantes según el usuario para elegir alternativas, cuyas características serán evaluadas con el uso de prototipos. Una vez se ha depurado el objeto, se realizan pruebas de producto, en las cuales se evalúa la interacción de la persona con un prototipo de este. [22]

Tabla 6. Técnicas que permiten la mejora de la usabilidad de los productos a través del registro y análisis de la información proporcionada por el usuario. Fuente [22]

| Fase | Técnica | Descripción |
|--------------------------|---|---|
| Indagación | ESTUDIO ETNOGRÁFICO (Individual, Experto) | Observación de diferentes usuarios en su entorno habitual, durante un periodo de tiempo establecido y registro mediante una ficha o código de observación. |
| | S.C.A.M.A.E.I. (Grupo, Usuario) | Generación de ideas acerca de un producto por un grupo de usuarios, que se reúnen y se van planteando una serie de preguntas acerca de aspectos que se pueden S ustituir, C ombinar, A daptar, M odificar, A lternativas, E liminar, I nvertir usos. Tipo brainstorming. |
| | TEST K.I.U. (Individual, Usuario) | Valoración de modelos ya existentes mediante una escala tipo Likert para detectar fallos, necesidades o requisitos. |
| Selección y priorización | DISEÑO PARALELO (Grupo, Experto) | Diseño de prototipos en papel por expertos de forma individual , para valorar después las diferentes alternativas en grupo. |
| | CREACIÓN DE ESCENARIOS (Individual, Usuario) | Sesiones donde los usuarios, o expertos por aproximación empática, realizan las diferentes tareas en un entorno determinado con la finalidad de generar criterios de diseño y requerimientos del usuario. |
| | DIAGRAMAS DE AFINIDAD (Grupo, Usuario) | Se presentan tarjetas con diferentes conceptos y se van colocando en un mural, agrupándolas según el contenido y las relaciones entre ellos. |
| Inspección y validación | EVALUACIÓN HEURÍSTICA (Individual, Experto) | Se inspecciona el producto por parte de expertos para detectar fallos y características, utilizando una lista de aspectos a considerar como base. Se hacen varias revisiones de un producto antes del diseño definitivo. |
| | GUÍA DE COMPROBACIÓN (Individual, Usuario) | Inspección de prototipos a través de la revisión de aspectos marcados. Es un registro durante pruebas de validación. |
| | PROTOCOLO DE DESCUBRIMIENTO CONJUNTO (Grupo, Usuario) | Dos usuarios prueban un prototipo al mismo tiempo, realizando las mismas tareas y se ayudan el uno al otro en la comprensión del uso del producto. Se registran comentarios, cómo se relacionan y diferentes puntos de vista. |
| Evaluación de productos | Musa/IBV (Grupo, Expertos) | Método que permite la generación de "Guías Fáciles" para la medida de la usabilidad a través de la evaluación comparativa de productos existentes en el mercado. |
| | CUESTIONARIO DE USABILIDAD (Individual, Usuario) | Evaluación de productos a través de un cuestionario donde se buscan datos de fallos y deficiencias de usabilidad para corregir futuros productos. |
| | PANEL DE USUARIOS (Grupo, Usuario) | Se habla de un producto concreto con usuarios, buscando la opinión para llegar a un consenso en función de las características, a través de diferentes periodos de tiempo. |

3.4.1 Desarrollo de pruebas

3.4.1.1 Estudio etnográfico: La mayoría de técnicas utilizadas durante la etapa de indagación se centran en las opiniones de los usuarios, a los cuales se consulta acerca de su interacción con el producto. Este tipo de acercamiento está sujeto a errores, pues los usuarios no siempre son capaces de manifestar sus gustos y necesidades, y en ocasiones solo expresan lo que creen que el entrevistador quiere oír. [21]

Por esta razón se considera que el mejor tipo de acercamiento es aquel en el que se puede observar el comportamiento del usuario realizando la tarea dentro del contexto real de uso. Uno de estos es el estudio etnográfico, que tiene como objetivo el comprender lo que el usuario piensa y dice, a través de la interpretación de sus acciones con el producto, a partir de las observaciones realizadas por un experto en el entorno habitual de uso. [22]

La información que se obtiene es de tipo cualitativa, pues lo que se busca es conocer la opinión del usuario acerca de un producto, de manera que el equipo de diseño pueda así conocer sus necesidades. En el caso de productos nuevos, con los cuales la persona no ha tenido ningún tipo de interacción, y del cual no ha formado ninguna opinión, la observación se debe centrar en la actividad. [21]

El estudio etnográfico se efectúa a partir de la observación sistemática de la realización de la tarea, la cual será llevada a cabo por un usuario en el entorno habitual, donde lo más importante es garantizar una situación representativa de la actividad en su totalidad. La observación se debe realizar con 3 usuarios, y el registro de datos puede ser realizado de manera directa, con fichas de registro, o indirectamente mediante grabaciones de video. [22]

Con el fin de reducir la tensión producida por el uso de la cámara de video y de obtener la mayor cantidad de información posible, es recomendable entrevistar al usuario durante la realización de la tarea, o una vez esta ha finalizado. Se busca la comodidad de la persona al responder las preguntas, evitando que se sienta evaluada, como es el caso de las encuestas, de manera que ofrezca una mayor cantidad de información fiable.[21]

3.4.1.2 Diseño paralelo: Una de las claves durante el proceso de diseño es el desarrollo de múltiples modelos y prototipos rápidos, y considerando que durante la fase creativa se producen decenas de propuestas, es indispensable el reducir esta lista. La eliminación de un concepto no se debe realizar de manera arbitraria, esta debe responder a los requerimientos de los usuarios y a las restricciones del diseño. [20]

El diseño paralelo es una de las técnicas que permite realizar dicha selección entre las alternativas de diseño, y son los diseñadores quienes determinan cuál de estas resulta más viable y atractiva, a partir del conocimiento previo que estos tienen de las necesidades de los usuarios. Su objetivo es desarrollar y evaluar diversas ideas antes de elegir una única aproximación, la cual se transformara en el primer modelo. [20]

Para el uso de esta técnica el equipo de diseño debe conocer al usuario, el entorno y las actividades que este realizara; esta información será la misma y estará disponible para todo el equipo. De igual manera se deben plantear los objetivos y las limitaciones del diseño, todo esto con el fin de que las propuestas se ajusten a la realidad del proyecto. [22]

Cada diseñador debe realizar sus propuestas, las cuales serán sometidas a evaluación por el equipo completo, de manera que el análisis realizado a cada alternativa sea exhaustivo. Lo que se busca no es elegir una alternativa ganadora,

sino llegar a un consenso acerca de los diferentes aspectos positivos de cada una, y como estos serán combinados e implementados en una resultante. [22]

3.4.1.3 Evaluación heurística: En ocasiones resulta necesario avalar la alternativa seleccionada antes de que esta entre en contacto con el usuario, buscando mejorar algunas de las deficiencias que resultan más obvias, de manera que durante una evaluación más profunda se puedan obtener datos de mayor relevancia. Es por esta razón que una vez seleccionada la alternativa se realiza una inspección a un modelo de esta, de forma rápida y sin involucrar a los usuarios. [21]

La evaluación heurística es una técnica para la inspección de modelos, cuya finalidad es comprobar y evaluar si cada elemento del producto cumple con unos principios de usabilidad establecidos. Esta evaluación es realizada a partir de una lista de heurísticas, principios previamente establecidos que hacen referencia a las carencias más comunes que se presentan en un producto, y a partir de la observación por parte de expertos se determina si este los cumple. [22]

El método consiste en el uso de un modelo funcional para la realización de la tarea por parte de un experto, entendiéndose experto como la persona que posee conocimientos en el área de usabilidad y además comprende el funcionamiento del producto. Esta persona debe utilizar el objeto con el fin de evaluar los principios de usabilidad, y determinar hasta qué punto estos se satisfacen durante el uso del producto, considerando individualmente los diferentes elementos y la manera en que estos se integran a la totalidad del objeto. [22]

Esta técnica se aplica de manera independiente por varios expertos en un modelo de mediana fidelidad del producto, para evitar cualquier tipo de sesgos durante la evaluación, cuyos resultados se dan en una escala numérica que determina el nivel de incumplimiento para cada principio. Una vez determinados, los problemas

presentes en el modelo se miden registrando la frecuencia con la que se presentan frente a la importancia que tiene el mismo para los usuarios. [22]

3.4.1.4 Test de usabilidad: Una vez se ha realizado la selección de una alternativa que cumple con las características consideradas importantes, tanto para los usuarios como para el equipo de diseño, se hace necesario confirmar que estas realmente satisfacen las necesidades del paciente. Para esto se debe realizar una evaluación de un modelo funcional del producto durante su interacción con la persona, con el fin de observar las características que pueden ser mejoradas. [22]

En el test de usabilidad se realiza una prueba del objeto durante una simulación de la tarea real en la cual se evalúa la interacción de este con la persona, esto con el fin de determinar cuáles de sus características cumplen con las expectativas del usuario. Este tipo de pruebas se centran en la exploración del modelo para observar si este resulta comprensible, intuitivo y que tan efectiva es la integración de los elementos que lo componen. [20]

Un test de usabilidad es un método estructurado en el que tanto las tareas a desarrollar, como las instrucciones que se dan a los participantes, e incluso los métodos de recolección y análisis de la información se encuentran previamente definidos. El usuario recibe instrucciones para la realización de la tarea, y durante su desarrollo es observado por expertos, encargados de evaluar algunos parámetros previamente definidos, que además realizan una entrevista al usuario una vez ha finalizado la tarea, para conocer su opinión acerca de lo ocurrido. [22]

Estas pruebas exigen periodos prolongados de preparación para su realización, y obtener resultados fidedignos requiere que la tarea sea realizada con un prototipo de alta fidelidad del producto, lo que limita la cantidad de pruebas realizadas durante el proceso de diseño. En su lugar, resulta más beneficioso para el

producto realizar varias pruebas informales durante todo el proceso de desarrollo, permitiendo la intervención del usuario durante este, y mejorando el resultado final. [24]

3.4.2 Diseño de interfaz. Lograr una migración satisfactoria de las actividades realizadas en un contexto medico hacia el hogar requiere un incremento en los niveles de comunicación de los artefactos utilizados con este fin. Con esta finalidad se trabaja la interfaz, espacio donde el usuario interactúa con el objeto y donde se desarrolla toda relación entre estos, de manera que se consigue un artefacto usable que logra satisfacer las necesidades del usuario. [23]

La interfaz es el medio a través del cual un aparato se comunica con el usuario, dando a conocer las funciones que este puede realizar, y las operaciones que se encuentra realizando. La claridad de esta comunicación tiene repercusión en las actividades del usuario, el cual es propenso a cometer errores durante una actividad si las instrucciones que recibe no resultan lo suficientemente claras. [21].

La reducción de errores, sobre todo de los que afectan la integridad física de la persona, es una prioridad, y se hace posible aplicando algunos principios sencillos al diseño de la interfaz. En primer lugar se debe entregar el control del aparato a la persona, la cual estará enterada de lo que sucede en todo momento, y podrá intervenir de manera directa en el curso de acción del aparato, observando de manera inmediata los resultados de su intervención. [23]

Por otra parte, no se debe sobrecargar al usuario con información innecesaria, ni mucho menos se le debe hacer perder el tiempo buscando opciones obvias, todo lo realmente necesario para la actividad debe estar al alcance del usuario en el momento indicado. A pesar de esto, resulta inevitable que algunas actividades requieran tiempo y aprendizaje por parte del usuario, en algunos casos incluso se necesitara entrenamiento, aunque estos deben reducirse al mínimo posible. [23]

La simplificación de la información presentada es muy importante, empezando por un lenguaje claro que pueda ser comprendido por personas sin entrenamiento médico, usando frases sencillas y directas, pero sin ser tontas; para esto se recomienda enfocarlas a un público de 12 años. También se deben indicar y limitar el número de modos de trabajo, dando pocas opciones entre las cuales elegir, y se debe pedir confirmación por parte del usuario antes de iniciar una tarea complicada. [21]

La interfaz, como medio de comunicación entre usuario y artefacto, debe resultar comprensible exigiendo el mínimo esfuerzo por parte del usuario durante su interacción. Evitar la sobrecarga de información en pantalla es fundamental para esto, además la información presente debe estar organizada, ajustarse a una cuadrícula y su distribución debe ser simétrica con respecto al eje vertical. Limitar la paleta de colores y la variación en los tamaños de las fuentes utilizadas también ayuda a reducir la carga visual. [21]

Por último, resulta importante hacer uso de botones y elementos físicos, que permitan una correcta interacción y retroalimentación durante la realización de la actividad, y se debe proteger los mandos que puedan ser activados de manera involuntaria, lo que combinado con la necesidad de confirmación antes de iniciar una tarea, asegura que en ningún momento se va a realizar una acción sin el consentimiento del usuario. [21]

3.4.3 Análisis de datos observacionales.

3.4.3.1 Matriz de calidad QFD: La manera de mejorar la calidad y la aceptación del producto por parte de los clientes es involucrarlos en el proceso de desarrollo de dicho producto. Ese es el enfoque de Stephen Use, líder de *The Human Side of Total Quality Team Management* (London ville, OH. Mohican Publishing Company, 1993), definiendo la función de calidad como: “*Una práctica para diseñar tus*

procesos en respuesta a las necesidades de los clientes. QFD traduce lo que el cliente quiere en lo que la organización produce. Le permite a una organización priorizar las necesidades de los clientes, encontrar respuestas innovadoras a esas necesidades, y mejorar procesos hasta una efectividad máxima. QFD es una práctica que conduce a mejoras del proceso que le permiten a una organización sobrepasar las expectativas del cliente". [26]

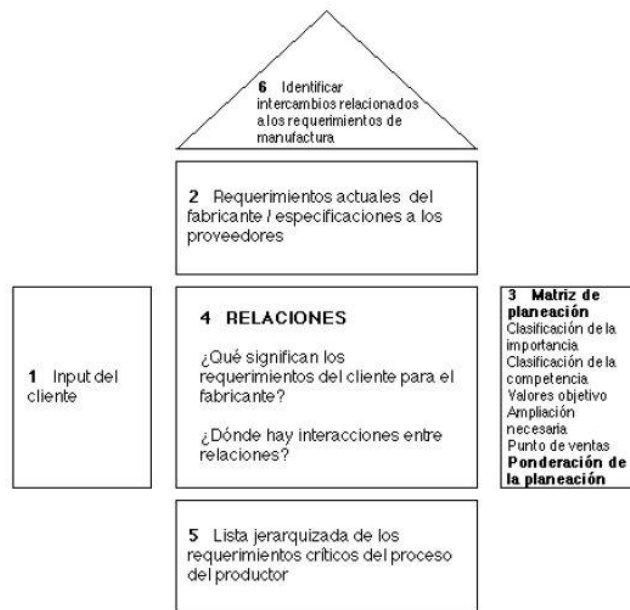
La analogía que más se utiliza para exponer como está estructurado el QFD es una casa, la figura 22 expone la correlación de una matriz QFD básica. El componente 1 a la izquierda de la casa es el input del cliente, por esta razón es necesario en esta fase del proceso determinar los requerimientos del cliente relacionados con el producto. Para satisfacer los requisitos de los clientes, el productor trabaja con ciertas especificaciones de desempeño, y se hace necesario que los proveedores de piezas y servicios hagan lo mismo, este es el componente 2 o el techo interior de la casa. [25]

El componente 3 o la pared derecha de la casa es la matriz de planeación, que se encarga de traducir los requerimientos del cliente en procedimientos para satisfacer o sobrepasar esos requerimientos. Enlazar lo que es requisito para el cliente y como materializarlo en términos de manufactura es la tarea del componente 4 o el centro de la casa, incluye marcar los requisitos del cliente en una matriz y los procesos de manufactura en otra, jerarquizando dichos requisitos, y tomando decisiones relacionadas con mejorar los procesos de manufactura si se hace necesario.

Si un cliente quiere que la vida útil de un producto desarrollado sea doce meses en lugar de seis, se debe analizar que implica esto en término de materiales, diseño y procesos de manufactura entre otros factores. Es aquí donde entra a jugar el componente 5 o base de la casa, donde se toman en cuenta los requisitos del proceso que son críticos. ¿Cuál requisito de manufactura es más importante

en términos de satisfacer o superar los requisitos del cliente?Cuál es el siguiente, y así sucesivamente. Cada requerimiento jerarquizado del proceso recibe una puntuación que representa que tan difícil es lograrlo.

Figura 22. Estructura de la Matriz QFD



Finalmente, en el componente 6 o techo exterior de la casa, es donde se registran los trade-offs. Estos tienen que ver con los requisitos del productor, comparados con los requisitos del cliente y de sus capacidades de manufactura, ¿qué es lo mejor que puede hacer la Organización? Preguntas de este tipo se contestan en este componente. [25]

3.4.3.2 Escala SUS: La escala es usada inmediatamente después de que el usuario ha tenido la oportunidad de interactuar con el producto o servicio a analizar, pero antes de que cualquier informe o discusión posterior. Se presenta la escala al usuario de manera inmediata, sin darle tiempo de analizar lo ocurrido, solicitándole su respuesta a todos los puntos propuestos, en el caso de no ser capaz de responder alguna cuestión particular, se asume que la respuesta corresponde al valor central de la escala, en este caso, 3.

La puntuación de la escala es de estilo Likert que genera un único número, representando una medida compuesta de la aceptación del sistema global sometido a estudio. Hay que advertir que las puntuaciones independientes no son significativas por sí mismas. Para calcular la puntuación, hay que sumar primero las contribuciones de cada punto. La contribución de cada punto valdrá entre 0 y 4. Para los puntos 1, 3, 5, 7 y 9 (son afirmaciones de carácter positivo), la contribución será la posición de la escala menos 1. Para los puntos 2, 4, 6, 8 y 10, la contribución será 5 menos la posición en la escala (son afirmaciones de carácter negativo). Se multiplica la suma de los resultados por 2.5 para obtener el valor global. El resultado estará entre 0 y 100. [28]

3.5 ECODISEÑO

Los productos son el resultado de un proceso de diseño donde se define no solo el aspecto funcional, sino también la fabricación y los recursos necesarios para esta, incluyendo situaciones de la vida útil del objeto como averías y reparaciones, hasta llegar al retiro, desmontaje y reciclado de este. De manera tal que, como parte del proceso de desarrollo de un producto, el diseñador define el nivel de impacto medioambiental que el objeto tendrá en cada etapa de su ciclo de vida. [30].

Figura 23. Ciclo de vida del producto



Fuente: [30]

Impactos de todo tipo ocurren en las diferentes fases del ciclo de vida del producto, ocasionando daño ecológico y a la salud humana, además del agotamiento de los recursos naturales. Los factores clave son el consumo de materiales de entrada, como agua y energía, y la producción de materiales de salida, como las emisiones y desechos, factores que se presentan durante todo el ciclo y no solo en la fase de producción, y a los que se orienta la ecoeficiencia para reducir la contaminación. [31]

La ecoeficiencia consiste en un conjunto de objetivos orientados al aprovechamiento de los recursos y la reducción de la contaminación, que se consigue a partir de la disminución en el uso de materias primas y energía, fomentando la reutilización y reciclaje de los materiales, e implementando servicios en lugar de los productos. La existencia de indicadores para determinar los efectos negativos en cada etapa del ciclo de vida del producto permite conocer el impacto ambiental que este tiene. [29]

El nivel de impacto es determinado por las decisiones tomadas durante la etapa de diseño; la selección de materiales y procesos de producción, además del uso, medios de distribución y desecho del producto, tienen un efecto sobre el ambiente. De tal manera que se hace necesaria una conciencia ambiental acompañada de un enfoque de sostenibilidad, que permita el desarrollo industrial sin hacer a un lado la conciencia acerca de la problemática medioambiental, tanto presente como futura. [31]

Con el fin de obtener una mejora general de la ecoeficiencia y la calidad aparece el diseño de productos sostenibles, o diseño para la sostenibilidad, en el que se incluye el concepto de Ecodiseño. Este consiste en el diseño o rediseño del producto centrado en consideraciones ambientales, a fin de reducir el impacto generado durante las etapas de diseño, producción, distribución, vida útil y fin de vida, en otras palabras, a lo largo de todo el ciclo de vida del producto. [30]

3.5.1 Herramientas para la ecoeficiencia. Existen métodos, tanto cualitativos como cuantitativos, para evaluar el perfil de sostenibilidad de un producto, los cuales se diferencian entre sí por el nivel de detalle, el tiempo de ejecución y los resultados que ofrecen.

Ecoindicadores: son funciones que, en base a los valores de contaminación medidos para un producto, calculan un valor de impacto para este. [29]

Contabilidad medioambiental: sistema de contabilidad que convierte en unidades cuantitativas, habitualmente unidades monetarias, los impactos ambientales a lo largo del proceso de fabricación de un producto. El cálculo de coste medioambiental más difundido se basa en el coste de actividades de descontaminación. [29]

Análisis de ciclo de vida: proceso mediante el cual se evalúan los impactos ambientales causados por productos o procesos a través de la descripción cuantitativa del uso de energías y materiales, y de la liberación de residuos al medio ambiente. Se busca identificar tanto los efectos sobre el medio ambiente, como las ineficacias o desperdicios existentes, para modificar la etapa del sistema que falle y así contrarrestar o eliminar los factores negativos. [30]

DfX: Conjunto de técnicas cuyo objetivo es la consideración, en las primeras fases del proceso de diseño, de los factores del entorno del proyecto de producción. Dado que estas técnicas tienen como finalidad la mejora de ciertas características del producto, recibe el nombre genérico de Design for X, donde X es la cualidad que se desea perfeccionar. [29]

Análisis de valor: metodología para el cálculo del valor añadido de cada función o sistema de un producto industrial. Compara el valor que añade al producto cada una de sus características con su coste económico. Así permite distinguir

funciones necesarias baratas de funciones necesarias caras y funciones prescindibles baratas de funciones imprescindibles caras. [29]

4. DISEÑO METODOLÓGICO

4.1 ESPECIFICACIONES DEL PRODUCTO

A la hora de diseñar y construir un producto, es primordial identificar cuáles son las necesidades de los posibles usuarios, y aunque sus apreciaciones son poco útiles debido a lo subjetivo, se busca traducir dichas necesidades en un conjunto de especificaciones que explican lo que el producto debe hacer. Las especificaciones no muestran cómo manejar las necesidades del cliente, pero representan una base para trabajar en el cómo satisfacer dichas necesidades.

4.1.1 Establecimiento de especificaciones. En el desarrollo de productos que involucran algún tipo de tecnología se establecen especificaciones en dos momentos del proceso, en primera instancia, al identificar las necesidades del cliente, el grupo establece *especificaciones objetivo*. Estas especificaciones simbolizan las aspiraciones del equipo, pero se crean antes de que se conozca cuales restricciones impondrá la tecnología para la construcción del producto.

Cuando se llega a un concepto del producto las especificaciones objetivo deben perfeccionarse haciendo una revisión de estas, al tiempo que se evalúan las limitaciones técnicas y los costos esperados de producción. Para establecer especificaciones objetivo e identificar aquellas especificaciones con las que el grupo describe un producto es necesario tener en cuenta los siguientes pasos:

- Elaborar la lista de métricas. Las métricas a las cuales más provecho se les puede sacar, son aquellas que en forma directa reflejan cual es el grado de satisfacción sobre las necesidades del cliente y cómo es posible llevar a cabo esto. Para generar la lista de métricas es indicado tomar las necesidades del cliente de manera independiente, así como pensar en las características

precisas del producto mostrando el grado en que el producto satisface dicha necesidad. La relación entre necesidades y métricas es esencial para todo el concepto de especificaciones.

- Recoger información de comparaciones con la competencia. Las especificaciones objetivo son el medio que se utiliza para analizar y comparar un producto con respecto a otras soluciones en el mercado. Debe reunirse información sobre productos de la competencia para apoyar esta investigación.

El otro momento del proceso de desarrollo del producto en el que se establecen especificaciones es al finalizar la selección de un concepto. Al elaborar y desarrollar dicho diseño se repasan las especificaciones, y lo que inicialmente eran solo objetivos expresados como amplias consideraciones son ahora refinados detalles que se hacen más precisos.

4.2 GENERACIÓN DE CONCEPTOS

El concepto de un producto es una descripción cercana de la forma, la tecnología, y principios de trabajo para desarrollar el producto. Es una descripción detallada de la forma en que el producto puede satisfacer las necesidades del cliente. Un concepto por lo general se expresa como un bosquejo, dibujo, modelo digital o como un modelo tridimensional aproximado.

Para empezar el proceso de generación de conceptos es necesario contar con las necesidades del cliente y especificaciones objetivo, lo que da como resultado un compilado de conceptos del producto de los que se hará una selección final. La mayoría de veces se generan muchos conceptos de los cuales 5 a 20 merecerán consideración.

La etapa de generación de conceptos finaliza cuando se tiene la confianza de que todo el espacio de alternativas se ha explorado. El realizar una búsqueda completa de las alternativas en las primeras etapas del proceso, reduce la probabilidad de que más adelante se tope con un concepto superior que, pueda desestabilizar el desarrollo de la concepción del producto.

Para generar conceptos se debe tener en cuenta:

- **Aclarar el problema.** Uno de los pasos al iniciar el desarrollo del concepto consiste en realizar un entendimiento general del problema que se busca resolver y luego, si es necesario, descomponer el problema en subproblemas.
- **Descomponer un problema complejo en subproblemas más sencillos.** Los conceptos de solución se identifican entonces para subproblemas por medio de procedimientos de búsqueda externa e interna. Posteriormente, se explora de manera sistemática el espacio de conceptos de solución y se integran las soluciones del subproblema en una solución total.
- **Descomposición por secuencia de acciones del usuario.** Este método es útil para productos con funciones técnicas muy sencillas que comprenden un análisis detallado de la interacción por parte del usuario con el producto a desarrollar.
- **Enfocar el trabajo inicial en subproblemas críticos.** Después de realizar la descomposición del problema, el equipo escoge los subproblemas que sean de mayor complejidad para obtener éxito con soluciones ingeniosas que favorezcan el desarrollo del producto.
- **Buscar externamente.** Este método busca soluciones existentes al problema general y a los subproblemas ya identificados. Utilizar una solución existente

termina siendo más rápido que desarrollar una solución nueva, y permite concentrar tiempo y dedicación en los subproblemas críticos para los que no hay soluciones eficaces.

- **Consultar a expertos.** A la hora de dar soluciones a los subproblemas encontrados, los expertos con conocimiento de uno o más de ellos no solo pueden proveer conceptos de solución de manera inmediata, sino también direccionar la investigación a campos más beneficiosos. Expertos como representantes técnicos de proveedores, profesionales de empresas que manufacturan productos relacionados, consultores profesionales, profesores universitarios y demás son algunas de las fuentes que se pueden consultar.
- **Buscar literatura publicada.** La literatura publicada incluye revistas, memorias de conferencias, revistas industriales, informes gubernamentales, información de mercado, consumidores y productos etc. La búsqueda de literatura es en ocasiones una fuente fértil de soluciones existentes.
- **Benchmark (comparación) de productos relacionados.** Esta comparación se realiza a los productos ya en el mercado con funcionalidades similares a la del producto en proceso de diseño, o con los subproblemas que están en proceso de resolverse. El benchmarking puede mostrar conceptos antes utilizados que se han puesto en práctica para resolver un problema particular, así como información de la competencia sobre sus puntos fuertes y débiles.
- **Buscar internamente.** Al realizar la búsqueda interna se le apuesta a la utilización de la creatividad y del conocimiento personal, para generar conceptos de solución. Todas las ideas que brotan de este paso son creadas teniendo en cuenta toda la investigación previa realizada.

4.3 SELECCIÓN DEL CONCEPTO

Después de haber agotado todas las posibilidades de solución para el producto establecido, se continúa con la selección y evaluación de conceptos. Esto se hace respecto a las necesidades del cliente y otros criterios, confrontando las fortalezas y debilidades de los conceptos, y eligiendo entre ellos los más fuertes para continuar con su investigación, prueba y evolución.

La selección de concepto es un proceso conjunto y frecuentemente iterativo, que no origina de inmediato un concepto dominante. Inicialmente se elige un grupo grande de conceptos hasta depurar y terminar en un grupo más pequeño, pero estos conceptos pueden combinarse y mejorarse potencializando los conceptos débiles y abarcando nuevas posibilidades, en busca de contemplar todas las posibilidades. Finalmente se elige un concepto principal.

Los métodos para seleccionar un concepto varían en su efectividad e incluyen lo siguiente:

- **Decisión externa:** Los conceptos se turnan al comprador, cliente o alguna otra entidad externa para su selección.
- **Intuición:** se escoge el concepto que se percibe como mejor. Los criterios explícitos o concesiones no se usan. El concepto simplemente *parece* mejor.
- **Votación múltiple:** Cada uno de los miembros del equipo vota por varios conceptos. Se elige el concepto con más votos.
- **A favor y en contra:** El equipo hace una lista de los puntos fuertes y débiles de cada concepto y hace la selección con base en la opinión del equipo.

- **Prototipo y prueba:** La organización construye y prueba prototipos de cada concepto, haciendo una selección con base en los datos de las pruebas.
- **Matrices de decisión:** El equipo califica cada concepto contra criterios de selección especificados de antemano, los cuales pueden ser ponderados.

La selección estructurada del concepto ayuda a continuar con la objetividad en toda la fase del proceso de desarrollo, permitiendo la efectiva toma de decisiones grupales con base en criterios objetivos. Esto da como resultado un diseño más competitivo, cuyas características se centran en las necesidades del usuario, y acorde a las capacidades técnicas y productivas de la empresa.

4.3.1 Perspectiva general de la metodología. Para selección del concepto se plantea una metodología de dos etapas, pero en proyectos de decisiones de diseño sencillas la primera fase es más que suficiente. La primera etapa se denomina *filtrado de conceptos* y la segunda, *evaluación de conceptos*. Las etapas se soportan de matrices de decisiones que se utilizan para filtrar, ordenar y seleccionar los conceptos más idóneos.

El filtrado es una evaluación rápida y destinada a reducir el grupo de alternativas en aquellas más viables. La etapa de evaluación es un análisis más minucioso de selección. Son pocos conceptos los que llegan a esta fase con el propósito de escoger el concepto individual que tenga más posibilidad de llevar al éxito al producto.

4.4 ARQUITECTURA DEL PRODUCTO

Al desarrollar un producto se produce una subdivisión en términos físicos y funcionales. Los elementos funcionales son todas aquellas transformaciones y operaciones individuales que contribuyen al rendimiento en conjunto del producto.

Por lo general estos elementos se representan en forma esquemática antes de pasar a especificar la tecnología, componentes o principios físicos de trabajo.

Los elementos físicos de un producto son los componentes y subconjuntos que al final ponen en práctica las funciones. Hay elementos físicos que son determinados por el concepto y otros se definen en las etapas subsiguientes del desarrollo. Al establecer la arquitectura del producto se busca acercarse a una disposición geométrica de este, se realizan descripciones de las partes principales y se documenta la interacción entre ellas.

En primer lugar se realiza un esquema del producto, este es un diagrama que representa el concepto frente a sus elementos constitutivos, muchos de estos elementos planteados en el esquema serán físicos, sin embargo algunos de estos elementos serán mencionados únicamente de forma funcional, a la espera de materializarse.

Al tener una idea más clara de los elementos constitutivos del producto y de la forma como se acoplan los sistemas, se hace necesario generar una disposición geométrica en dos o tres dimensiones, usando dibujos detallados, modelos por computadora o modelos físicos. Con esto se pretende considerar de forma precisa la integración geométrica entre las partes, si son factibles o no y resolver las relaciones dimensionales entre partes que aún no se han podido conjugar.

4.5 DISEÑO PARA LA MANUFACTURA

Esta parte del proceso de diseño de producto está destinada a disminuir costos de manufactura y al mismo tiempo optimizar la calidad del producto, tiempo de desarrollo y costo de desarrollo. Se toma como punto de partida la etapa de desarrollo del concepto junto a la de diseño a nivel del sistema, en estas etapas

se toman importantes decisiones teniendo en cuenta las implicaciones de los costos de manufactura.

En el diseño para la manufactura se utilizan estimados de costos encaminado a la reducción de costos, como realizar estimaciones precisas de dichos costos a veces resulta complejo, mucha de la práctica en el diseño para la manufactura incluye tomar decisiones sobre supuestos informados en ausencia de datos detallados.

Costo de componentes. Las partes o componentes de un producto pueden incluir piezas estándar encontradas en el mercado, hablamos de motores, tornillos, elementos de unión, sensores etc. Como también puede incluir piezas personalizadas mandadas a fabricar de acuerdo a las necesidades y al diseño del fabricante, utilizando materia prima como aluminio, acero, pellets de plástico. Este tipo de piezas se pueden fabricar en la propia planta del fabricante, o mandarse a producir con proveedores que realicen piezas similares.

Costos de ensamble. Las piezas componentes del producto normalmente se ensamblan entre ellas o a subsistemas, esto acarrea costos de mano de obra como también herramienta y equipo.

Lista de materiales. Mantener de manera organizada la información sobre los costos que conlleva realizar el producto es de gran importancia, luego se recomienda utilizar una lista de materiales donde se registren de manera separada los costos fijos y variables. Los costos fijos incluyen mano de obra, materiales y tiempos de maquinado. Los costos fijos son herramientas y gastos no recurrentes como equipos especializados y costos únicos de preparación.

4.6 CONSTRUCCIÓN DE PROTOTIPOS

Se considera como prototipo “una aproximación al producto en una o más dimensiones de interés”. Partiendo de esto, cualquier configuración que muestre aspectos del producto que sean necesarios para evaluar su realidad puede considerarse como un prototipo, siendo esta la única manera de producir un acercamiento realista al resultado.

4.6.1 Tipos de prototipos. La clasificación de los prototipos se puede realizar bajo dos parámetros. En primer lugar es necesario definir si el prototipo es físico, o por el contrario, es un prototipo analítico. Los prototipos físicos son aquellos objetos tangibles, semejantes en forma y dimensión al producto, en los cuales los aspectos importantes que requieren un análisis detallado están contruidos, disponibles para la prueba y experimentación, listo para tomar decisiones sobre él.

En segundo lugar, se determina el grado de acercamiento que tiene el prototipo con el producto final, y el nivel de integración de los distintos elementos. En estos prototipos se encuentran la gran mayoría de componentes y detalles que comprenden al producto final. En conclusión es una versión a plena escala y completamente operacional del producto.

4.6.2 Para que se usan los prototipos. Los propósitos de usar los prototipos son: aprendizaje, integración y comprobación.

Aprendizaje: los prototipos se utilizan para encontrar respuesta a preguntas tipo: ¿funcionará? Y ¿Qué tan bien satisface las necesidades del cliente? Luego decimos que los prototipos son herramientas de aprendizaje cuando se usan para contestar preguntas de este tipo.

Integración: Los prototipos buscan asegurar que componentes y subsistemas del producto funcionen juntos correctamente. Los prototipos físicos son poderosas herramientas de integración en proyectos de desarrollo de producto, porque permite evaluar el ensamble e interconexión física de todas las piezas y subconjuntos que conforman el producto.

Comprobación: en las últimas fases de desarrollo de producto, se usan prototipos para demostrar que el producto ha alcanzado un nivel deseado de funcionalidad. Este tipo de prototipos proporcionan de forma tangible el alcance de metas, demuestran progreso y sirven para cumplir un calendario. [32]

5. DESARROLLO PROYECTUAL

5.1 ESPECIFICACIONES DEL PRODUCTO

5.1.1 Estado del arte. Las terapias de rehabilitación se llevan a cabo por medio de la generación y optimización de los entrenamientos, que en la actualidad cuentan con gran cantidad de elementos de apoyo para su realización, por tanto se pretende realizar una aproximación a las tecnologías aplicadas en las terapias de rehabilitación de fractura de codo.

5.1.1.1 Diseño y desarrollo de un dispositivo de rehabilitación para miembro superior. Proyecto realizado por el gabinete de tecnología médica, facultad de ingeniería, Universidad Nacional de San Juan. (Argentina)

Figura 24. Dispositivo de rehabilitación para miembro superior. Universidad de San Juan, Argentina.



En este trabajo se presenta el diseño e implementación de un dispositivo de rehabilitación de miembro superior para lesiones del Sistema Nervioso Periférico o Muscular. Éste se sujeta al brazo del paciente mediante una férula que se adapta

al tamaño del mismo, y en una primera etapa se ha realizado de manera tal que permita realizar movimientos de flexo-extensión. El prototipo está compuesto por una sección fija que sostiene todo el peso del brazo y una sección móvil, que permite realizar movimientos de flexión y extensión de antebrazo sobre el brazo. El sistema es controlado por medio de una interfaz de usuario, a través de un software llamado Rehabl, utilizando MatLab® como entorno de programación. Este programa conecta al usuario con el prototipo enviando las órdenes de movimiento al dispositivo a través del puerto de salida de la placa de audio de una computadora personal, pudiendo modificarse la terapia que debe realizar el paciente. Adicionalmente, se puede programar la velocidad y el ángulo de flexión que el paciente debe realizar de acuerdo a las limitaciones que posea en sus movimientos.

5.1.1.2 Optiflex Artromot E2: La Artromot E2 codo RPC está diseñado para proporcionar movimiento anatómico para el codo y para mejorar la comodidad del paciente y el cumplimiento. La Artromot permite la realización de pronación-supinación y flexo-extensión.

Figura 25. Artromot E2



Tomado de: tankarmedical.com/49-Cpm-elbow

Características:

- Los motores totalmente sincronizados permiten la personalización de los parámetros de tratamiento.
- Control de mano fácil de usar, capaz de almacenar los datos de tratamiento en el chip de la tarjeta de memoria.
- Posibilidad de ajustes según dimensiones antropométricas.
- Una mayor eficiencia a través de funciones adicionales.
- Ajuste automático de la longitud del brazo.
- Elementos higiénicos y de fácil mantenimiento.
- Rápida conversión para el tratamiento de la articulación del codo izquierdo o derecho. 5

Especificaciones técnicas:

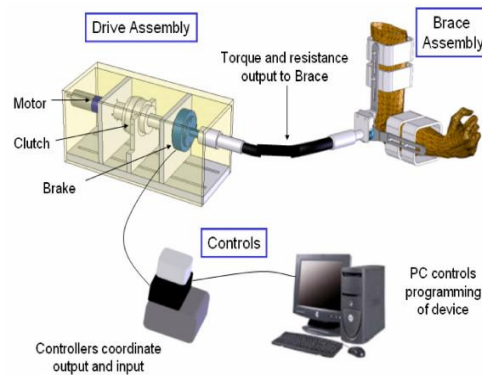
- Hace una pausa: 0 - 30 segundos.
- Velocidad: 0 - 100%
- Temporizador: 1 - 300 min.
- Modo de calentamiento: 50% de ROM programada
- Sincronización: Encendido / Apagado
- Inversa en carga: 1 - 25
- Duración de la terapia: en horas y minutos.
- Contraste de la pantalla.
- Almacenamiento de datos para el paciente.
- Peso de la unidad: 35.2 libras (16 kg)
- Peso: 54 libras (24,5 kg)
- Dimensiones: 30.7 " - 40.9" x 23.6 "x 31.5" (84 - 104 cm x 60 cm x 80 cm)

5.1.1.3 Dispositivos de rehabilitación portátiles inteligentes: Constantinos Mavroidis, 1 Jason Nikitzuk,1 Brian Weinberg,1 Gil Danaher,1 Katherine

Jensen,¹ Philip Pelletier,¹ Jennifer Prugnarola,¹ Ryan Stuart,¹ Roberto
Arango,¹ Matt Leahey,¹ Robert Pavone,¹ Andrew Provo,¹ and Dan Yasevac¹

¹Department of Mechanical & Industrial Engineering Northeastern University 360
Huntington Avenue, Boston MA 02115, USA

Figura 26. Dispositivo de rehabilitación portátil inteligente.



Tomado de: [3www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16011801](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16011801)

Dispositivo portátil de rehabilitación del codo para el uso durante todo el proceso de la rehabilitación del paciente con trauma grave del codo fue diseñado, construido, probado y optimizado. El aparato tiene tres ajustes (pasivo, activo y refuerzos). En el ajuste pasivo, el dispositivo mueve el antebrazo sobre la articulación del codo para recuperar el rango de movimiento. Actúa como una máquina de movimiento pasivo continuo “inteligente” porque un sensor de retroalimentación constante permite que el dispositivo empuje al alcance de movimiento máximo del paciente durante cada ciclo. El esfuerzo de torsión y la velocidad del movimiento pasivo se controlan a través de la corriente y la tensión, respectivamente, producida por el motor. En la configuración activa, la resistencia variable se aplica utilizando el freno. Ambos valores son controlados, monitoreados y grabados con un programa de *LabVIEW* en un ordenador personal, con el protocolo específico definido por un médico, un fisioterapeuta o un entrenador atlético.

Un dispositivo portátil que siente los aumentos del rango de movimiento del paciente y simultáneamente incrementa su rango de movimiento. El torque y los límites de movimiento del paciente, son puestos dentro de la interfaz de una computadora. Entonces, el programa supervisa y controla todos los componentes del dispositivo, aumentando progresivamente el rango de movimiento del usuario sobre la articulación dentro de la gama del esfuerzo de torsión y movimiento. A través de estímulos sensoriales, el equipo siente cuando la resistencia muscular del usuario ha llegado a su límite y señala un cambio en la dirección del movimiento, permitiendo el máximo rango de movimiento que se pueda alcanzar de forma rápida y eficiente, sin daño para el paciente.

Este nuevo dispositivo transportable de rehabilitación del codo también ayuda a todo el resto del proceso de rehabilitación de manera segura y eficaz, incluyendo los refuerzos de la articulación y el desarrollo de la masa muscular. El dispositivo tiene una configuración ajustable para cada etapa de la rehabilitación. El ajuste de movimiento pasivo, como se mencionó, utiliza el sensor de retroalimentación constante que permite que el dispositivo aumente progresivamente el rango de movimiento del usuario. El dispositivo también es capaz de aplicar la resistencia variable sobre la articulación del codo para construir masa muscular una vez EL rango ideal de movimiento de los pacientes se haya logrado. Este modo es muy similar a las máquinas isocinéticas.

5.1.1.4 E3 Elbow CPM device: El dispositivo E3 cuenta con el máximo confort para el paciente y la precisión de la alineación superior, este opera a una velocidad especificada entre la amplia programación de los extremos del movimiento y es ideal para el uso postoperatorio inmediato.

Figura 27. Dispositivo E3.



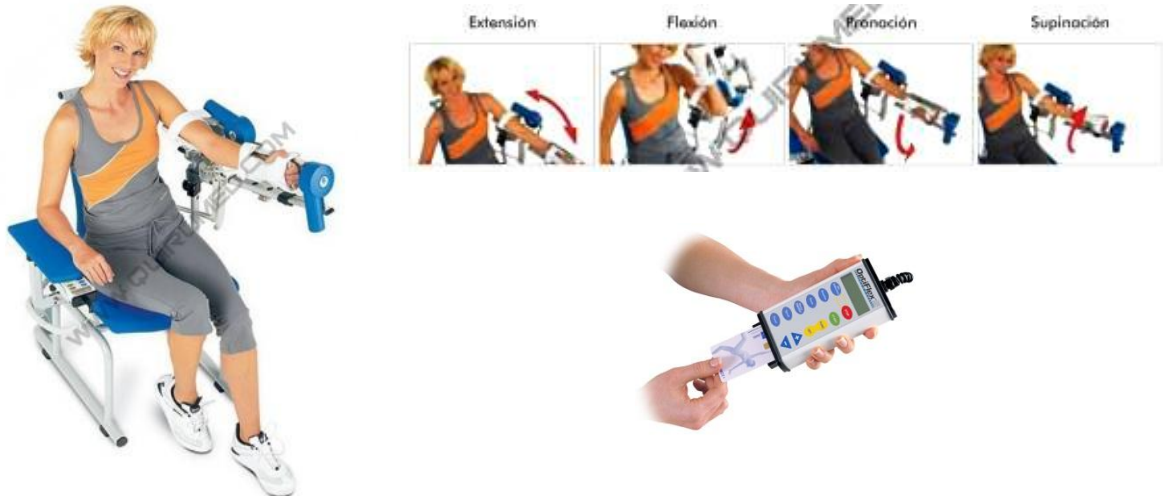
Tomado de: www.ottobock.ca/cps/rde/xchg/ob_us_en/hs.xsl/15814.html?id=15818

Características:

- Rango de movimiento (ROM) programable.
- Característica de bloqueo: Permite que el dispositivo se pueda programar con llave, evitando la manipulación del paciente.
- Verificación cumplimiento: Permite al médico o terapeuta supervisar el cumplimiento por parte del paciente.
- Inversión en el sentido de las fuerzas: Hace que el dispositivo pare y revierta la dirección cuando detecta que el 100% de la fuerza programada se ha alcanzado.
- Función de calentamiento en el movimiento pasivo continuo: Al seleccionar esta opción durante la programación, permite realizar un precalentamiento que se puede configurar en el rango de movimiento hasta en un 50% en más de 10 ciclos.
- Pausa de funciones: Puede ser programado para que realice una pausa al final del rango de movimiento en el modo de movimiento pasivo continuo (CPM) o en los intervalos en el modo de rotación prono-supinación (PSR). La duración de la pausa puede ser de hasta 61 minutos.
- Configuración variable: Para la velocidad como para la fuerza.
- Batería recargable: Permite que el dispositivo sea utilizado sin necesidad de enchufes eléctricos, lo que permite un uso limitado ambulatorio, además de su uso en cama o silla.

5.1.1.5 Artromot E2: El Artromot E2 es considerado una máquina médicamente necesaria para mejorar el rango de movimiento (ROM) en traumatologías donde se ven afectados los miembros superiores. Realiza especialmente técnicas de Movimiento pasivo continuo (CPM).

Figura 28. Artromot-E2.



Tomado de: www.quirumed.com/es/Catalogo/articulo/44842/

Características técnicas:

- ARTROMOT-E2: Peso: 28.7 kg - Dimensiones: 87.5 x 57.5 x 58 cm
- ARTROMOT-E2 Compact: Peso: 17 kg - Dimensiones: 87.5 x 57.5 x 29 cm

Funciones:

- Control de motores para movimientos aislados flexo-extensión o pronosupinación.
- Velocidad: 1%-100%
- Pausas: 0-60 min
- Tiempo de terapia total: Registro de la duración total del tratamiento.

- Programa de calentamiento: Para un acercamiento lento al máximo rango de movimiento.
- Tarjeta chip del paciente: Para el almacenamiento de los parámetros de tratamiento.
- Programa ISO Motion (movimiento aislado): Posibilita efectuar ejercicios por separado en ambas direcciones de movimiento.
- Estiramiento (EX-FLEX-PRO-SUP): Posibilita ampliar suavemente el rango de movimiento.
- Documentación de la terapia: Representa gráficamente todo el ciclo del tratamiento.
- Función de bloqueo de teclas: Evita cambios accidentales en la configuración de los parámetros.
- Ajuste de transporte: Coloca los motores en la posición de transporte.

5.1.1.6 AMP 033142 Pankaj (unidad de movimiento pasivo continuo): Pankaj codo CPM, es una unidad controlada por ordenador-micro, representa el último avance en tecnología de la técnica de movimiento pasivo continuo. Circuitos de estado sólidos, panel de control con LED para lecturas muy visuales. Permite la flexión y extensión de la articulación del codo a través de un prefijo rango de movimiento y tiempo. Rotación de muñeca y movimientos de prono-supinación también se puede lograr. La unidad está dispuesta en el *móvil Jack electrónico* el cual permite regular la altura según los requisitos del paciente. Viene con los accesorios necesarios para la supinación / pronación, rotación de muñeca y el movimiento pasivo del codo.

Figura 29. Unidad de movimiento pasivo continuo.



Tomado de: www.accordmedicalproducts.com/physiotherapy equipments_cpm_unit.php

Especificaciones técnicas:

- Modos Terapia: Seis, modos de Movilización pasiva continua, intermitente y progresiva.
- Rango de Movimiento: Programable de 0° a 130° para los movimientos del codo. Y
-90° a 90° para los movimientos de la muñeca.
- Tiempo de pausa: Programable Extensión / Flexión pausas 0 a 99 segundos.
- Duración del Tratamiento: Programable 1-99 min.
- Configuración inicial: Posición de salida en flexión o extensión, se puede configurar de acuerdo a la necesidad del paciente.
- Memoria / Programa: 80 posibles tratamientos de pre-patronos se almacenan en la memoria.
- Muestra: Pantalla digital de configuración ROM Tiempo de pausa, tiempo de tratamiento y gráfica de los modos de movilización.
- Ajuste de altura: eléctrico, por interruptores de botón.
- Configuración del brazo: Brazo derecho o izquierdo se puede establecer por pequeños ajustes.
- Seguridad del paciente: Paciente de pie / interrumpir el tratamiento con la mano del interruptor.

5.1.1.7 Otros: *KINETEC ELBOW de movimiento pasivo continuo (CPM)*

Figura 30. Kinetec elbow.



Tomado de: www.dotmed.com/listing/899347

Características:

- Flexión : 135 ° , Extensión: 0 ° , Pronación / Supinación: 90 °
- ciclo (de 0 ° -135 °): 3 min 50 seg a 1 min
- Altura específica de Paciente: 140 a 190 cm
- Peso: 21 kg
- Dimensiones: 72 x 65 x 130 cm

KINETEC 6080 CODO CPM

Ofrece a los médicos ya sus pacientes la máxima flexibilidad al proporcionar movimiento pasivo de la articulación del codo anatómicamente correcto, con o sin pronosupinación coordinada.

Figura 31. Kinetec 6080.






Tomado de: www.medsourceusa.com/21/CPM



Características

- Se puede usar en la cama o una silla.
- Su rango de 135 grados de movimiento se ajusta a una amplia variedad de aplicaciones
- El control de velocidad variable permite que los cambios progresivos en la terapia.
- Cambios accidentales del programa y posibles lesiones se pueden evitar gracias a la llave de rango de ajuste de movimiento.

5.1.2 Análisis de productos existentes

Tabla 7. Mercado

| producto | Ventajas | desventajas |
|--|---|---|
| ARTROMOT- Evalor en el mercado \$4,441.88 | | |
|  <p>www.tensmexico.com/artromot_e.html</p> | <ul style="list-style-type: none"> ▪ Ajuste velocidad ▪ Permite acoplarse a cualquier tipo de silla, y bloquear el movimiento de sus llantas. ▪ Se puede variar su altura según las necesidades del paciente. | <ul style="list-style-type: none"> ▪ Es poco portable ▪ Su peso es de 16 kg ▪ Solo posee terapia de tipo pasivo. |
| E3 ELBOW CPM DEVICE | | |
|  <p>www.gadelius.com/products/orthopedic/01_e.html</p> | <ul style="list-style-type: none"> ▪ Uso de batería recargable. ▪ Memoria interna que almacena datos para revisión del terapeuta. ▪ Función de calentamiento inicial. ▪ Adaptable a cama o silla. | <ul style="list-style-type: none"> ▪ Es necesario desarmar para cambio de brazo derecho a izquierdo. ▪ El tamaño y la disposición de mandos lo hacen de difícil manipulación. |
| ARTROMOT- E2 437-OR8003 valor en el mercado 7000 € | | |
|  <p>www.quirumed.com/es/Catalogo/articulo/44842/</p> | <ul style="list-style-type: none"> ▪ Control de los motores para secuencias aisladas. ▪ Apoyo para brazo libre. ▪ Registro de la duración total del tratamiento. ▪ Tarjeta chip para almacenamiento de parámetros del tratamiento. ▪ Repetición de grados finales. ▪ Representación gráfica de todo el ciclo del tratamiento. | <ul style="list-style-type: none"> ▪ Poco portátil debido a su silla integrada. ▪ Difícil manipulación del control para 1 sola mano. ▪ Solo incluye técnicas de terapia pasiva. ▪ Es necesario desarmar para cambio de brazo derecho a izquierdo. |

| ARTROMOT E2 CODO CPM valor en el mercado \$ 6,950.00 | | |
|---|--|---|
|  <p>tankarmedical.com/49-Cpm-elbow</p> | <ul style="list-style-type: none"> ▪ Permite ser ajustado a cualquier tipo de silla. ▪ Tarjeta chip personal para almacenar datos del tratamiento. ▪ Varía su altura dependiendo las necesidades del paciente. ▪ Apoya brazos de fácil desinfección. | <ul style="list-style-type: none"> ▪ Poco portable. ▪ Su peso es de 16 kg. ▪ Cableado a la vista. ▪ Solo ofrece técnicas de terapia pasiva. |
| KINETEC 6080 CODO CPM valor en el mercado \$ 5,395.00 | | |
|  <p>www.medsorceusa.com/21/CPM</p> | <ul style="list-style-type: none"> ▪ Versatilidad para adaptarse a cama o silla. ▪ bloqueo de rango de movimiento. ▪ Control de velocidad variable para cambios progresivos de terapia. | <ul style="list-style-type: none"> ▪ Visualmente inestable. ▪ Solo ofrece técnicas de terapia pasiva. |

5.1.3 Perfil de usuario. Durante el análisis de la interacción que pueden llegar a tener las personas con el dispositivo, se hace evidente la existencia de cuatro perfiles o categorías de usuario, cada uno con características específicas y con distintos niveles de interacción con el objeto.

En primer lugar se debe considerar que el dispositivo está pensado como un elemento complementario a las terapias físicas, y no como un sustituto de las mismas, además, el paciente va a hacer uso de él durante un tiempo de máximo 15 días, por lo que no le resulta indispensable su adquisición. Es por estas razones que Arc-Bow es orientado a instituciones que presten el servicio de alquiler de dispositivos médicos, siendo estas las encargadas de adquirir el producto (clientes).

Por otra parte, se tiene a los fisioterapeutas, profesionales de la salud especializados en la realización de las terapias físicas de rehabilitación, encargados de tratar al paciente hasta que este logre una recuperación satisfactoria del movimiento. Aunque el dispositivo ayuda en la realización de la terapia, resulta indispensable la intervención del fisioterapeuta, quien se encarga de evaluar las secuelas de las patologías en el paciente y determina el tipo de terapia adecuada para su recuperación.

Dentro de las tareas del fisioterapeuta se encuentran el dar a conocer la terapia al paciente e instruirlo en el uso correcto del dispositivo, estableciendo el número de repeticiones a realizar en cada sesión y la cantidad de sesiones a efectuar por día. El fisioterapeuta además hace seguimiento de la evolución del estado del paciente, para confirmar que el trabajo realizado con el dispositivo está dando los resultados esperados, y realiza terapias complementarias para la recuperación de los demás de movimientos.

A continuación se encuentra el grupo que presenta una mayor interacción con el dispositivo, los pacientes; siendo estos los que realizan la terapia, resulta evidente que son los que más se benefician con su uso. Este es un grupo bastante heterogéneo, pues a él pertenece cualquier persona que sufra alguna patología que disminuya el arco de movilidad (ver capítulo 3.2, patologías), por lo tanto las características que manifiesta son muy variadas.

Y por último se encuentra el personal de mantenimiento, encargados de realizar revisiones preventivas y de la corrección de cualquier desperfecto que presente el dispositivo por su uso continuo. La interacción de este usuario con el Arc-Bow va a ser esporádica, limitándose a la revisión y limpieza cada vez que la máquina sea entregada de vuelta por parte del paciente, y a la reparación de daños cada vez que resulte necesario.

5.1.3.1 Contexto de uso

- **Instrucción**

Arc-Bow, como cualquier dispositivo médico, requiere de adiestramiento para ser utilizado adecuadamente, el cual será otorgado al paciente por parte del fisioterapeuta a cargo de su recuperación durante la primera sesión. Esta instrucción, que será realizada en la clínica de fisioterapia, mostrara al paciente la manera de montar y utilizar el dispositivo, haciendo hincapié en la importancia de realizar la terapia diariamente, manteniendo la postura correcta y en un espacio adecuado.

- **Uso**

Arc-Bow es un dispositivo cuyo fin es complementar la terapia realizada con el fisioterapeuta, y así alcanzar una mayor recuperación del arco de flexo-extensión en un tiempo menor. Para conseguirlo, este dispositivo debe ser utilizado en el hogar del paciente, desde donde podrá realizar las sesiones de manera cómoda, tantas veces al día como sea necesario sin incurrir en gastos adicionales de transporte.

Con este fin Arc-Bow será alquilado por el paciente, quien lo retirara del alquiler de dispositivos médicos y lo llevara a su hogar, donde realizara el montaje, ajustando los distintos elementos para adaptarlo a su uso. Una vez el montaje está completo, lo que se efectúa solo una vez, el dispositivo está listo para ser utilizado y se mantendrá de esta forma en el hogar del paciente por el tiempo que el fisioterapeuta estime necesario.

5.1.4 Estudio etnográfico. Como primer paso para el reconocimiento de la actividad en la que se involucra el presente proyecto se decide realizar un estudio etnográfico, donde se observa de manera directa a los usuarios, en este caso pacientes y fisioterapeutas, durante la realización de la actividad, la terapia de

rehabilitación del miembro superior, realizada en el contexto habitual, es decir, en los centros de fisioterapia. Se documentan las visitas realizadas a la clínica Santa Isabel, y al Hospital Universitario de Santander, donde se nos permite realizar dicha observación (ver anexo B).

Los pacientes observados llegan a su primera sesión de terapia física con el antebrazo completamente retraído, con una gran limitación en flexo-extensión, y con movimientos un poco restringidos en prono-supinación. Cabe resaltar que en ninguno de los casos se trata de la primera terapia realizada tras la remoción del yeso, ambos casos son consecuencia de fracturas, razón por la cual los pacientes presentan en el momento de la observación cierto grado de recuperación del movimiento.

En primer lugar, previo inicio de la interacción con el paciente, la fisioterapeuta, en quien se centra la observación, manifiesta las diferencias que representa la realización de la terapia en un niño, pues en su experiencia, con el aumento en la edad del paciente, se hace más difícil y dolorosa la recuperación. En estos casos también se debe considerar que un paciente de esta edad, sobretodo en el caso del HUS, no ha desarrollado la totalidad de su fuerza, por lo que la terapia no requiere demasiado esfuerzo por parte de la fisioterapeuta.

La terapia inicia con la aplicación de tratamiento térmico y masajes sobre el miembro lesionado, de manera que se logra una disminución en la inflamación; este proceso puede tomar de 10 a 15 minutos, dependiendo del estado en que se encuentre la persona. Posteriormente se inician una serie de ejercicios en los que el paciente debe intentar vencer la fuerza aplicada por el fisioterapeuta, lo que no logra debido a la debilidad del miembro tras la lesión, esto con el fin de debilitar el musculo antagonista, facilitar la realización del movimiento y disminuir el dolor.

Una vez se ha agotado el musculo antagonista, el fisioterapeuta aplica una fuerza sobre el antebrazo del paciente, cerca del codo para producir un brazo de palanca corto, forzando el movimiento y obligando a la recuperación del arco perdido. La terapia realizada consiste en una serie de estos ejercicios, alternando flexión, extensión, pronación y supinación, no porque esto resulte en una mayor o más rápida recuperación, sino por el tiempo limitado de cada sesión, que debe ser aprovechado para recuperar al máximo todos los movimientos.

En los dos casos registrados la terapia es para recobrar la flexo-extensión, aunque también resulta necesario realizar terapia para la recuperación de la fuerza, que se ve bastante comprometida en los casos de inmovilización prolongados. Se evita realizar ejercicios de recuperación de la fuerza en las primeras terapias porque esto dificulta la labor del fisioterapeuta de forzar los arcos de movimiento, por esta razón los ejercicios de fuerza se realizan en las últimas terapias, y si el tiempo no es suficiente, la fuerza restante la recupera el paciente en actividades cotidianas.

Se debe considerar que las terapias realizadas tienen una duración promedio de 50 minutos, y se realizan diariamente durante mínimo 10 días, tras lo cual se evalúa al paciente y se prescriben más terapias de ser necesario. El objetivo terapéutico es lograr un brazo funcional, esto quiere decir que no se busca una recuperación total de la movilidad, sino permitir a la persona realizar tareas de la vida cotidiana, por lo que se dan por concluidas las terapias existiendo aun pequeñas pérdidas en el ángulo de movimiento.

Por último, durante la observación se evidencia la importancia de mantener una postura correcta durante la terapia, lo que se ve en el caso tratado en la clínica Santa Isabel, pues la desalineación de los segmentos corporales pueden comprometer no solo al miembro afectado, sino también a los circundantes. Y aunque la recomendación es realizar la terapia con el antebrazo en supinación, las

condiciones de algunos pacientes no permiten la realización de este tipo de movimiento, por lo que una posición neutral resulta más favorable.

5.1.5 Matriz de calidad QFD. Durante la etapa de observación se recopilan datos acerca de las necesidades de los usuarios, como estos realizan la terapia, y las características que según ellos se deben incluir en el dispositivo. La interpretación de estas necesidades se encuentra en la tabla 6, donde para cada característica propuesta por los usuarios se proponen diversas cualidades que puede poseer el producto para satisfacerlas, también conocidas como métricas.

Tabla 8. Interpretación de necesidades del usuario.

| Necesidad | Característica |
|------------------------|--|
| Confort | <ul style="list-style-type: none"> • Dimensiones antropométricas graduables • Posición del paciente |
| Portabilidad | <ul style="list-style-type: none"> • Peso • Dimensiones • Material |
| Seguridad | <ul style="list-style-type: none"> • Mecanismo • Control |
| Higiene | <ul style="list-style-type: none"> • Material • Geometría • Ensamblaje |
| Efectividad | <ul style="list-style-type: none"> • Minimizar carga articular • Posición de controlador • Simplificar inicio |
| Fácil operación | <ul style="list-style-type: none"> • Control • Minimizar número de comandos |
| Bajo costo | <ul style="list-style-type: none"> • Material • Maquinado • Número de componentes |
| Versatilidad | <ul style="list-style-type: none"> • Facilidad de ubicación • Diversos contextos de uso |
| Durabilidad | <ul style="list-style-type: none"> • Resistencia de material |
| Precisión | <ul style="list-style-type: none"> • Ubicación de sensor • Control • Programación |

A partir de las métricas, y considerando el nivel de importancia que le dan los usuarios a cada una de las características por ellos propuestas, se realiza una matriz de calidad (tabla 7), donde se relacionan estos conceptos.

Tabla 9. Matriz de calidad

| | Importancia de necesidad (%) | Dimensiones antropométricas graduables | Posición del paciente | Peso | Dimensiones | Material | Mecanismo | Control | Geometría | Ensamblaje | Minimizar carga articular | Posición del mando | Simplificar inicio | Minimizar número de comandos | Maquinado | Número de componentes | Facilidad de ubicación | Diversos contextos de uso | Ubicación de sensor | Programación | Color | |
|-----------------|------------------------------|--|-----------------------|------|-------------|----------|-----------|---------|-----------|------------|---------------------------|--------------------|--------------------|------------------------------|-----------|-----------------------|------------------------|---------------------------|---------------------|--------------|-------|---|
| Confort | 10 | 9 | 3 | 1 | 3 | | | 1 | 3 | 1 | 1 | 9 | | | | | | 3 | | | | |
| Portabilidad | 5 | 1 | | 9 | 9 | 3 | | | 1 | | | | | | | 1 | 3 | 1 | | | | |
| Seguridad | 20 | | 3 | 1 | | 3 | 3 | 9 | 1 | | 1 | 3 | | 1 | | | | | 3 | 9 | 1 | |
| Higiene | 15 | | | | 3 | 9 | | | 3 | 1 | | | | | | 1 | | | | | | 1 |
| Efectividad | 10 | 1 | 3 | | | | 3 | 3 | | | 3 | 1 | 1 | 1 | | | 3 | 1 | | 9 | 1 | |
| Fácil operación | 10 | 1 | 3 | | | | | 9 | | 3 | | 9 | 9 | 9 | | 1 | 3 | | | 1 | 3 | |
| Bajo costo | 5 | | | 3 | 3 | 9 | 9 | 3 | | 3 | | | | | 9 | 9 | | | | | | |
| Versatilidad | 5 | 3 | 3 | 1 | | | | | | | | | 1 | 3 | | | 9 | 9 | | | | |
| Durabilidad | 5 | | | | | 9 | 9 | 3 | | 1 | | | | | 3 | 1 | | | | | | |
| Precisión | 5 | | 1 | | | | 3 | 9 | | 3 | | 1 | 3 | | | | | | 9 | 9 | | |
| Mantenimiento | 5 | | | | 3 | 9 | 9 | | 1 | 9 | | | | | 1 | 3 | | | | | | |
| Estandarización | 5 | 1 | | | | 3 | 9 | 1 | | 3 | | | | | 1 | 3 | | | | | | |
| Peso ponderado | | 135 | 170 | 95 | 150 | 360 | 285 | 390 | 105 | 150 | 60 | 255 | 120 | 135 | 70 | 110 | 120 | 90 | 105 | 325 | 75 | |

En la matriz de calidad observamos que cinco de las características propuestas aparecen por encima de las demás, ya que su valor representa aproximadamente el 50% del total ponderado. Tenemos por un lado las características que se refieren al mando, hablando de este no como elemento físico, sino como la posibilidad que tiene la persona de controlar la progresión de la terapia en todo momento.

Por otra parte se encuentran las características que se refieren a la constitución del dispositivo en si mismo, con lo que se determina el nivel de resistencia y por consiguiente de seguridad que brinda el uso de este elemento. Resulta clara la preocupación existente por la integridad física del paciente, ya que las

características principales se centran en la protección de este durante la terapia, y es en torno a este principio que se debe realizar todo el diseño.

5.1.5.1 Requerimientos humanos

Tabla 10. Requerimientos humanos

| Requerimiento | Definición |
|-----------------------------------|---|
| Fácil desplazamiento | El peso y dimensiones del dispositivo, máximo 20 kg y 60x60x60 cm, debe permitir su desplazamiento de manera sencilla y cómoda. |
| Comodidad | El dispositivo debe permitir su uso en posición sedente, manteniendo una postura adecuada a lo largo de la terapia. |
| Variación de altura | Rango de altura ajustable en mínimo 8 cm, permitiendo la correcta acomodación del paciente. |
| Longitud de antebrazo | Mínima = 28,6 cm Máxima = 49,8 cm |
| Diámetro brazo - antebrazo | Brazo = 11,4 cm Antebrazo = 9,6 cm |
| Posición de antebrazo | Mantener la postura neutral del antebrazo. |
| Lateralidad | Configurar el dispositivo para ser utilizado tanto en el brazo izquierdo como en el derecho. |
| Aislar componentes | Los elementos electrónicos, mecánicos y demás que representen riesgo para el paciente deben ser aislados. |
| Interacción intuitiva | Fácil manejo del dispositivo por la minimización de comandos, correcta legibilidad y el uso de iconografía estándar. |
| Facilidad de montaje | Los componentes pueden ser ensamblados por el usuario de manera rápida. |

5.1.5.2 Requerimientos técnico-productivos

Tabla 11. Requerimientos técnico-productivos

| Requerimiento | Definición |
|--|--|
| Higiene | Los componentes que se encuentran en contacto directo con el paciente deben ser fácilmente higienizados. |
| Fácil mantenimiento | Fácil acceso y desmontaje de los componentes para la correcta realización de reparaciones y mantenimiento general. |
| Estandarización | Uso, dentro de lo posible, de elementos estándar que se encuentren fácilmente en el mercado. |
| Ecodiseño | Vigilar el nivel de impacto medioambiental que tienen los materiales y procesos seleccionados. |
| Durabilidad | El material debe soportar el esfuerzo producido durante la terapia. |
| Fuerza del movimiento | Fuerza de salida de 39 N |
| Velocidad de movimiento | Desplazamiento del antebrazo a una velocidad máxima de 3 R.P.M. |
| Transmisión de movimiento | El sistema de transmisión de movimiento debe minimizar las pérdidas de fuerza o velocidad. |
| Optimización de movimiento | Disminuir la fricción que se presente entre las piezas móviles del dispositivo. |
| Uso de material de fácil transformación | Uso de materias primas que permitan su transformación haciendo uso de maquinaria local. |

5.1.5.3 Requerimientos formal-estéticos

Tabla 12. Requerimientos formal-estéticos

| Requerimiento | Descripción |
|-----------------------------|--|
| Forma | Estilo determinado por el uso de formas sencillas, curvas suaves y limpias. |
| Complejidad formal | Mantener la percepción de pocos componentes formales que forman un conjunto. |
| Armonía | En la composición general la armonía estará dada por la aplicación de conceptos de diseño como son simetría, contraste, estilización, etc. |
| Usar colores neutros | Uso de una paleta de color acorde con el empleado para equipos médicos. |
| Manejar contraste | Uso del contraste de color para evitar la monotonía y producir la separación visual de grandes volúmenes. |

5.1.5.4 Requerimientos expresivo-formales

Tabla 13. Requerimientos expresivo-formales

| Requerimiento | Descripción |
|---------------------|---|
| Seguridad | La composición formal debe transmitir seguridad y dar al paciente la confianza para su uso. |
| Atracción | El aspecto del dispositivo debe suscitar el interés del usuario, logrando de esta manera que se empeñe en la realización de la terapia. |
| Simetría | La percepción del uso del dispositivo debe ser igual independiente de su uso en el brazo izquierdo o derecho. |
| Codificación | Uso de códigos estandarizados para asegurar la comprensión de las funciones de los distintos mandos. |
| Lenguaje | Uso de expresiones coloquiales comprensibles por el público general, dejando de lado la terminología médica en cualquier elemento que sirva como instructivo para el usuario. |

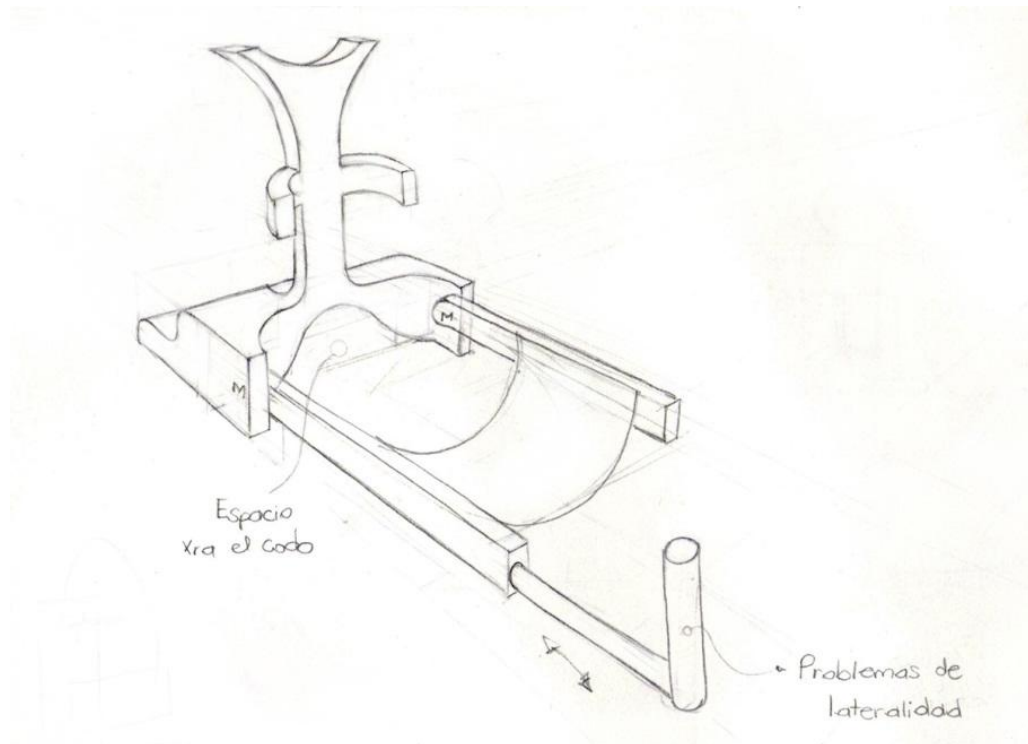
5.2 GENERACIÓN DE CONCEPTO

Para iniciar la generación de conceptos se decide subdividir la problemática en tres aspectos. En primer lugar se encuentra la movilización del antebrazo, aspecto de gran importancia, y en el que se centra la mayor parte del diseño, por ser este el que genera la terapia que conlleva a una posterior recuperación. En segundo lugar se encuentra el ajuste de altura, y por último la integración de ambos aspectos.

5.2.1 Movilizador

5.2.1.1 Concepto 1

Figura 32. Concepto de movilizador 1.

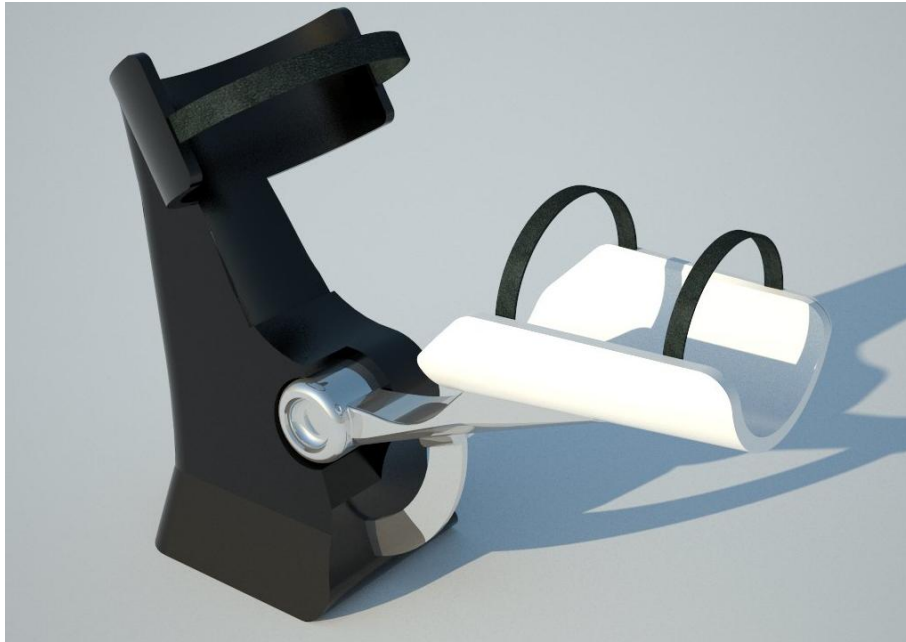


Fuente: Autor

Se utilizan dos motores en paralelo que transmiten el movimiento a la zona central, donde el antebrazo de la persona reposa sobre una pieza rígida a media caña. Se ubica el brazo en vertical en la zona dispuesta para este fin, y se ajustan tanto brazo como antebrazo en sus respectivos espacios haciendo uso de correas, no presentes en el dibujo. Se dispone un espacio libre para la ubicación del codo y un manubrio de longitud ajustable, para asegurar el correcto posicionamiento de la persona.

5.2.1.2 Concepto 2

Figura 33. Concepto de movilizador 2.



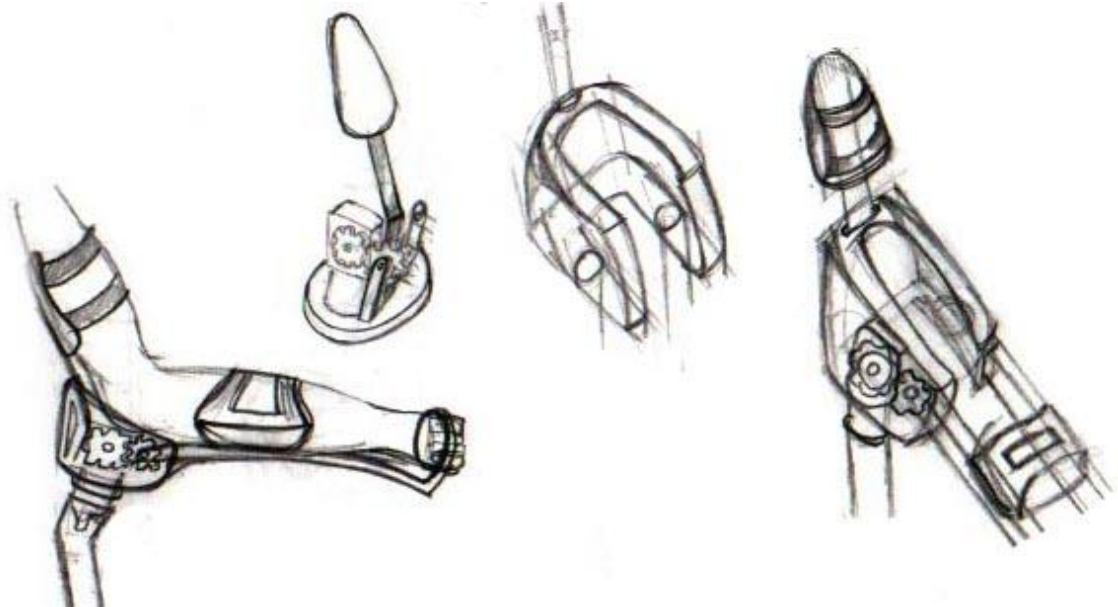
Fuente: Autor.

Se hace uso de una transmisión indirecta del movimiento, de manera que un engranaje ubicado en la salida del motor comunica el movimiento a una corona dentada conectada con la parte del antebrazo del dispositivo. De esta manera, además de conseguir algo de espacio con la ubicación del motor, se obtiene una ganancia en las fuerzas, ya que el brazo de palanca efectivo sobre este va a ser menor que al ubicarlo sobre el eje de movimiento.

Se plantea el dispositivo para ser utilizado sobre una superficie plana, eliminando cualquier posible sistema de ajuste de la altura, y eliminando el mango, con lo que se simplifica al máximo el inicio de una sesión de la terapia.

5.2.1.3 Concepto 3

Figura 34. Concepto de movilizador 3.

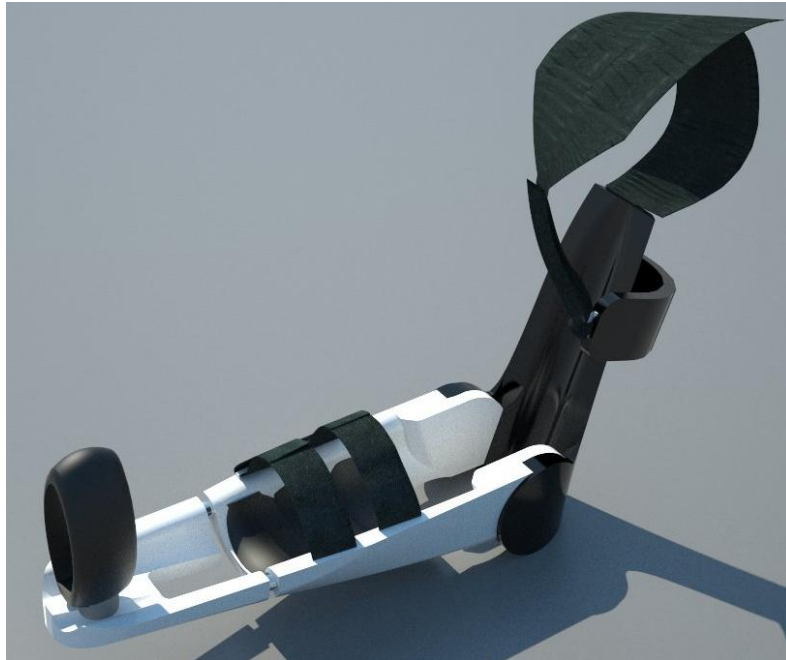


Fuente: Autor.

Se realiza el ajuste de la zona media, tanto del brazo como del antebrazo, con el uso de dos apoyos con correas, los cuales presentan una separación entre ellos para mantener el codo en suspensión. El motor está justo debajo del codo haciendo parte de la estructura que lo sostiene. La transmisión del movimiento al punto de rotación del brazo se consigue por medio de 2 engranajes que dependen de la distancia necesaria para llegar desde el motor a dicho punto de rotación.

5.2.1.4 Concepto 4

Figura 35. Concepto de movilizador 4.



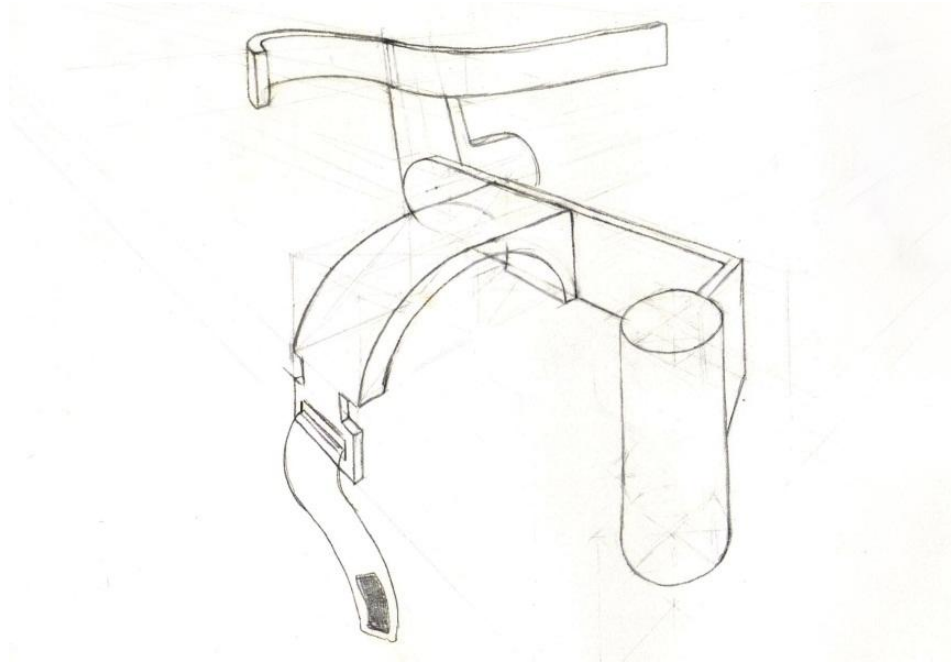
Fuente: Autor.

En este concepto se plantea el uso de dos motores en paralelo para la producción del movimiento, el cual se transmite a un elemento que abarca la totalidad del antebrazo, hasta llegar a un manubrio que permite introducir la mano, pensado para las personas que también han perdido fuerza en el agarre. El manubrio, además de ser acolchado en las zonas de contacto con el paciente, permite la variación de su longitud.

Posee además una paleta posterior que abarca la totalidad del brazo, coronada por una correa que realiza el ajuste a la altura del hombro, con lo que se piensa se puede lograr un mejor agarre y una mayor restricción del movimiento.

5.2.1.5 Concepto 5

Figura 36. Concepto de movilizador 5.

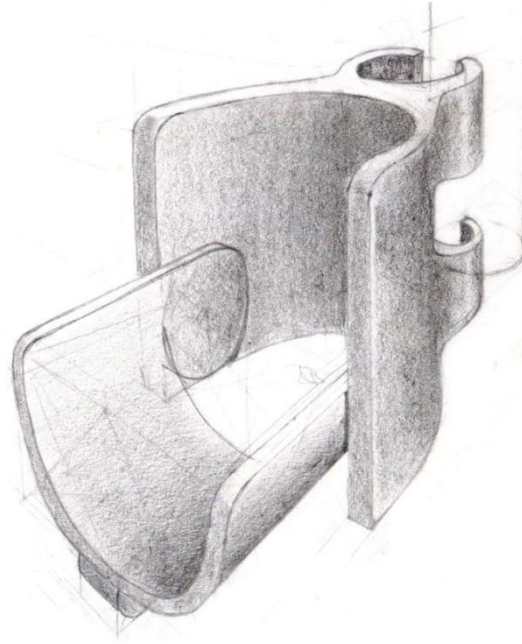


Fuente: Autor.

Se hace uso de un solo motor para entregar movimiento a una paleta lateral, donde el antebrazo se sujeta con una correa a una pieza rígida a media caña. Al extremo de la paleta lateral se encuentra el manubrio, que otorga una mayor seguridad a la sujeción. Para conseguir el movimiento del antebrazo se restringe la movilidad del brazo a la altura del hombro, utilizando para este fin un apoyo al brazo que se complementa con un tope al pecho de la persona.

5.2.1.6 Concepto 6

Figura 37. Concepto de movilizador 6.



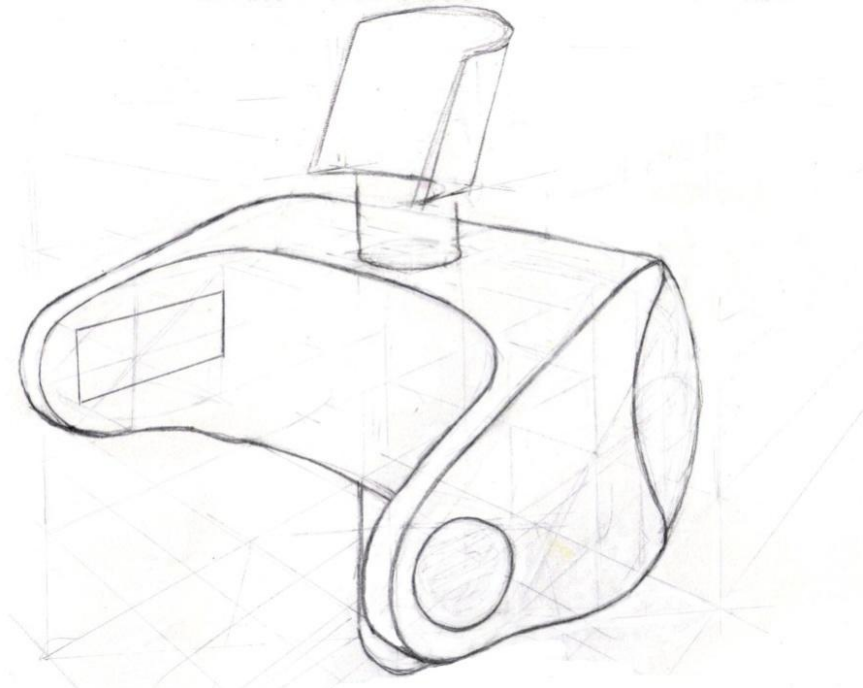
Fuente: Autor

Sistema en el que el movimiento se transmite desde un único motor ubicado en la parte posterior del dispositivo hasta la zona del antebrazo, distribución con la que se logra una disminución considerable del ancho de la máquina. El sistema de sujeción del dispositivo a los elementos de ajuste de altura se encuentra en la zona posterior, de manera que no entra en contacto directo con el usuario; este ajuste se realiza a presión por deformación de los ganchos en la zona posterior, y se complementa con el uso de un tornillo.

El ajuste en la longitud del manubrio se logra con el uso de un sistema telescópico, que no se observa en el dibujo, el cual tiene la posibilidad de ser rotado hacia la zona posterior, de manera que se logra una mayor disminución de la longitud del manubrio y permite una mejor maniobrabilidad del dispositivo en reposo.

5.2.1.7 Concepto 7

Figura 38. Concepto de movilizador 7.



Fuente: Autor.

En esta propuesta se aprovecha de mejor manera el espacio y se intenta reducir el volumen del dispositivo a partir de la eliminación de zonas que se podían considerar improductivas, empezando por el ajuste del motor a la zona posterior y el uso de un sistema de transmisión del movimiento. Se eliminan de igual manera los excesos en la zona del ajuste del brazo, donde se deja tan solo un punto de apoyo, y el sistema de ajuste para la variación de altura, que se reduce a una pieza en la parte inferior del dispositivo. Complementariamente se plantea la aparición de secciones traslucidas en las zonas lateral y posterior del dispositivo.

5.2.2 Ajuste de altura

5.2.2.1 Concepto 1

Figura 39. Concepto de ajuste de altura 1.

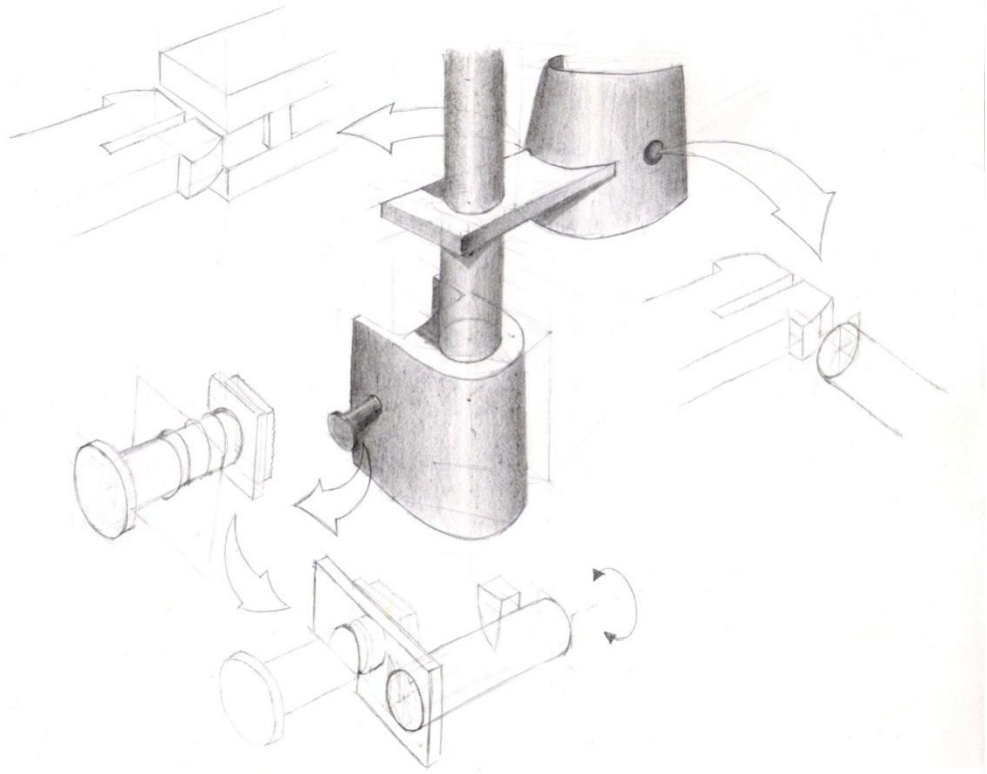


Fuente: Autor.

Sistema para la ubicación del dispositivo tipo trípode, en el que la sección central se desplaza para realizar el ajuste de la altura según las necesidades del usuario, con lo que se logra una gran reducción en el tamaño del elemento a la hora de guardarlo. El dispositivo se encaja en el tubo que se observa en la zona superior, y posteriormente se atornilla para evitar cualquier posible desplazamiento.

5.2.2.2 Concepto 2

Figura 40. Concepto de ajuste de altura 2.



Fuente: Autor.

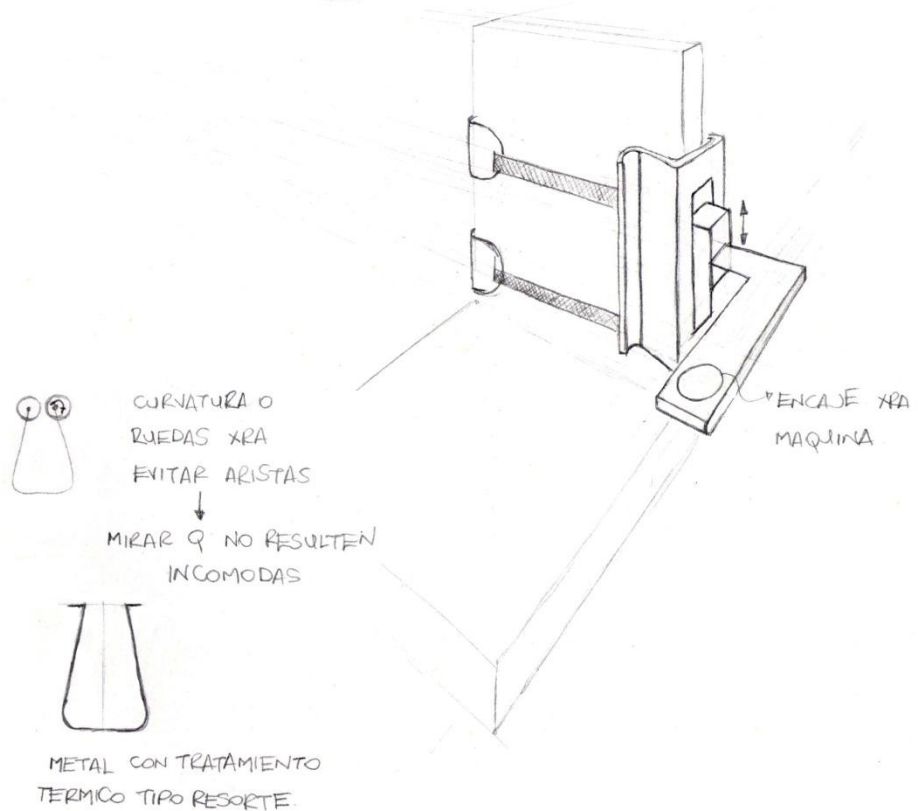
Concepto del sistema de ajuste de altura para ser ubicado en el espaldar de la silla, donde se aprovecha la presión realizada por un resorte para mantener el dispositivo en el lugar deseado. Este sistema de resorte se activa automáticamente una vez la persona ha ubicado el elemento y al realizar una presión sobre este, de manera que puede ser ubicado fácilmente y con una sola mano. Para retirar este elemento, basta con tirar de los pasadores.

Para la ubicación del dispositivo, primero se dispone el elemento de sostén en la silla, posteriormente se sitúa el movilizador, se ajustan las alturas y con esto queda listo para ser usado. La idea es mantener el montaje del dispositivo durante

todo el tiempo que dure la terapia, de manera que esta tarea se realiza una sola vez.

5.2.2.3 Concepto 3

Figura 41. Concepto de ajuste de altura 3.



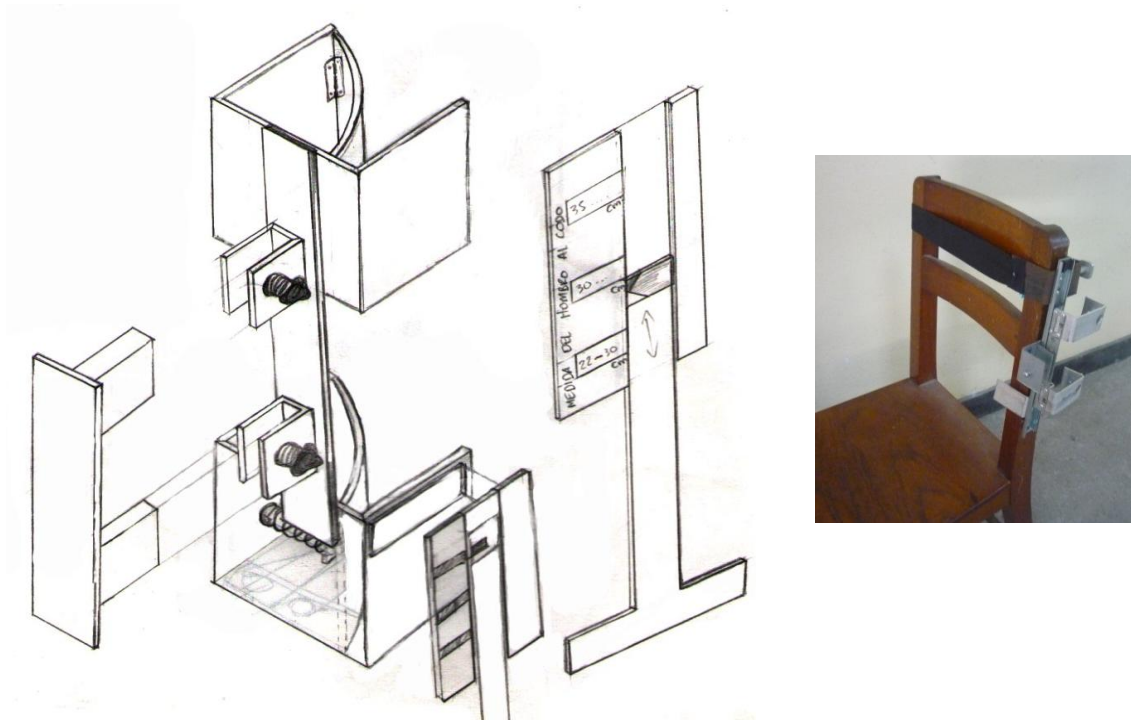
Fuente: Autor.

Se hace uso de una pieza de acero con tratamiento térmico, el cual le da propiedades de restitución similar a los resortes, para realizar presión sobre el espaldar de la silla, de manera tal que mantenga la posición requerida para hacer uso del dispositivo. El objetivo es ubicar este elemento de un solo movimiento al hacer presión sobre la arista de la silla, y ubicar las correas alrededor del espaldar para darle mayor seguridad al agarre.

Además se agrega un sistema de riel que permite realizar el ajuste de la altura una vez que el dispositivo ha sido ubicado, con lo que se obtiene una mayor precisión y se le da al paciente mayor confort y un alto nivel de independencia.

5.2.2.4 Concepto 4

Figura 42. Concepto de ajuste de altura 4.

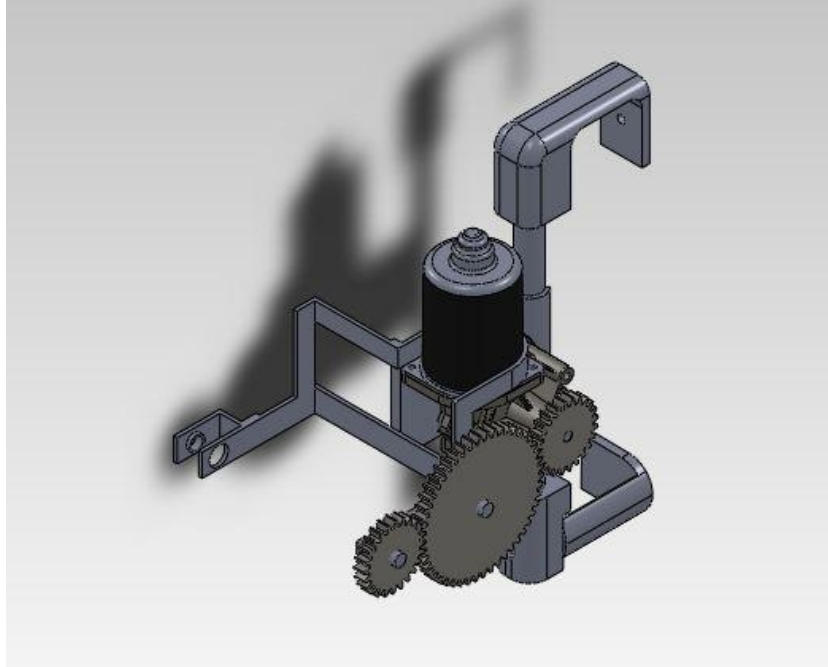


Fuente: Autor.

Ajuste para ubicar al espaldar de la silla por medio de platinas curvas a presión accionadas por resortes, en donde la presión es realizada por la acción de un tornillo. En la máquina se encuentran un par de platinas agujeradas las cuales se ajustan al soporte que va a la silla por medio de tornillos a los agujeros, que también son accionados por resortes. La altura para ubicar la máquina es definida por una regleta que presenta rangos preestablecidos, siendo el fisioterapeuta o la persona que suministre el dispositivo quien tome la altura codo-asiento.

5.2.2.5 Concepto 5

Figura 43. Concepto de ajuste de altura 5.

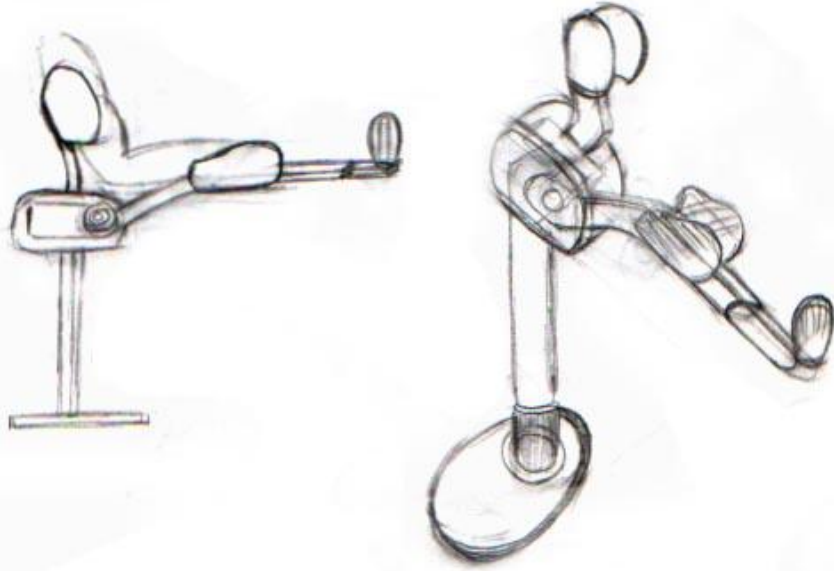


Fuente: Autor.

Esta es la manera en que se integra el ajuste a la silla con el dispositivo movilizador, haciendo uso del sistema en el que los resortes adicionales son los que realizan el trabajo de mantener la presión sobre el espaldar de la silla, pero con la realización de una variación para mejorar el soporte. El dispositivo se ajusta al soporte desde la parte posterior, utilizando para esto la presión producida por una pieza deformable, tipo resorte, la cual debe encajar en un tubo, sobre el cual podrá realizar su desplazamiento. Para el ajuste definitivo, se plantea el uso de un tornillo que realiza presión sobre el tubo, con lo que se impide el desplazamiento.

5.2.2.6 Concepto6

Figura 44. Concepto de ajuste de altura 6.



Fuente: Autor.

La altura en posición sedente del codo es graduada por una base extensible que consiste en 2 tubos que se deslizan entre ellos, los que a su vez permite la rotación independiente de la máquina respecto de la base, de forma que el paciente puede acercar la máquina hacia el cuerpo buscando que no adopte posturas laterales forzadas. Los soportes de brazo y antebrazo tienen un recubrimiento interno que no permite el deslizamiento quedando ajustado por una leve presión, de esta forma no se hacen necesarias correas adicionales para el mencionado ajuste. El agarre palmar cuenta con un riel extensible para acomodarse a la longitud del brazo según lo requiera el paciente.

5.3 SELECCIÓN DE CONCEPTO

5.3.1 Filtrado de conceptos. Se realiza una primera selección de alternativas a la búsqueda de reducir groseramente el número de conceptos que surgen durante la etapa de generación de concepto, comparándolos entre ellos y calificándolos de

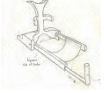



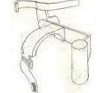


acuerdo con la lista de requerimientos generales, que resulta de las primeras etapas del proyecto. La filtración será aplicada tanto para dispositivo como para soporte de manera independiente.

+ “Mejor que”

0 “Igual que”

- “Peor que”

Tabla 14 filtrado de concepto para el dispositivo

| PARAMETROS DE SELECCIÓN | CONCEPTO1  | CONCEPTO2  | CONCEPTO3  | CONCEPTO4  | CONCEPTO5  | CONCEPTO6  | CONCEPTO7  |
|--|--|--|--|---|--|--|--|
| Dimensiones antropométricas graduables | + | 0 | + | + | + | - | - |
| Posición del paciente | + | + | + | + | + | + | + |
| Peso | + | - | - | + | + | + | + |
| Dimensiones | - | + | - | - | + | + | + |
| Material | 0 | 0 | + | 0 | 0 | 0 | 0 |
| Mecanismo | + | + | + | - | - | - | 0 |
| Control | 0 | - | + | + | 0 | - | + |
| Geometría | - | + | 0 | - | - | + | + |
| Ensamblaje | + | 0 | - | 0 | 0 | - | 0 |
| Minimizar carga articular | + | + | + | 0 | 0 | + | + |
| Posición del mando | 0 | 0 | 0 | + | + | + | + |
| Simplificar inicio | + | 0 | - | + | 0 | 0 | 0 |
| Minimizar numero de comandos | 0 | + | 0 | - | 0 | 0 | - |

| | | | | | | | |
|---------------------------|---|---|---|---|---|----|----|
| Maquinado | 0 | + | - | - | + | 0 | - |
| Numero de componentes | - | + | - | - | - | + | + |
| Facilidad de ubicación | 0 | + | + | 0 | - | + | + |
| Diversos contextos de uso | - | - | - | + | 0 | - | + |
| Ubicación de sensor | - | 0 | + | - | - | - | + |
| Programación | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| Color | + | 0 | 0 | + | 0 | 0 | 0 |
| Suma + | 8 | 9 | 8 | 8 | 6 | 10 | 10 |
| Suma 0 | 7 | 8 | 6 | 5 | 9 | 6 | 7 |
| Suma - | 5 | 3 | 6 | 7 | 5 | 6 | 3 |
| Resultado final | 3 | 6 | 2 | 1 | 1 | 4 | 7 |
| Lugar ocupado | 4 | 2 | 5 | 6 | 6 | 3 | 1 |

De esta primera etapa se eligen los conceptos 2, 6 y 7 para una nueva fase de valoración, pues los resultados no son tan contundentes como para determinar cual es el que mejor responde a los requerimientos del proyecto.

Tabla 15. Filtrado de conceptos para el soporte.




| PARAMETROS DE SELECCIÓN | CONCEPTO 1 | CONCEPTO 2 | CONCEPTO 3 | CONCEPTO 4 | CONCEPTO 5 | CONCEPTO 6 |
|--|------------|------------|------------|------------|------------|------------|
| Dimensiones antropométricas graduables | + | + | + | + | - | + |
| Posición del paciente | 0 | 0 | + | 0 | - | 0 |
| Peso | - | + | + | + | + | - |
| Dimensiones | - | + | + | + | + | - |
| Material | - | + | 0 | + | + | 0 |

| | | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|
| Mecanismo | 0 | + | - | - | 0 | + |
| Control | 0 | + | 0 | + | 0 | + |
| Geometría | + | 0 | + | + | + | - |
| Ensamblaje | + | - | 0 | - | - | + |
| Minimizar número de pasos de instalación | + | - | - | - | - | 0 |
| Maquinado | 0 | - | - | 0 | 0 | + |
| Numero de componentes | - | + | + | - | + | 0 |
| Facilidad de ubicación | + | 0 | - | - | + | + |
| Diversos contextos de uso | + | - | - | 0 | - | + |
| Suma + | 6 | 7 | 6 | 6 | 6 | 7 |
| Suma 0 | 4 | 3 | 5 | 3 | 3 | 4 |
| Suma - | 4 | 4 | 5 | 5 | 5 | 3 |
| Resultado final | 2 | 3 | 1 | 1 | 1 | 4 |
| Lugar ocupado | 3 | 2 | 4 | 4 | 4 | 1 |

Las diferencias tan reducidas en la valoración realizada entre conceptos del soporte hacen necesaria una nueva etapa de selección, donde se prestara gran atención a las características de mayor importancia para el diseño, lo que permitirá realizar una selección más acertada.

5.3.2 Evaluación de concepto. Para la realización de la evaluación de concepto que determina cual es la mejor propuesta, tanto del dispositivo como del soporte, se aplica un factor de multiplicación que corresponde al peso ponderado calculado en la matriz de calidad (ver Tabla 7). De esta se toman las características con mayor valoración, puesto que estas reflejan los deseos de los usuarios, y sobre todo su preocupación por la seguridad.


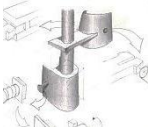

Tabla 16 Evaluación de conceptos para el soporte.

| Características dominantes QFD | CONCEPTO2  | CONCEPTO 6  | CONCEPTO 7  |
|--------------------------------|--|--|--|
| Material | El armazón está hecho en lámina de acero 1020 con piezas móviles fundidas. Su carcasa se propone en fibra de vidrio y las zonas de contacto recubiertas con espuma y tela impermeable. | La estructura se encuentra fabricada en ABS reforzada por platinas internas en acero. Su parte de contacto se encuentra recubierta con espuma de célula cerrada forrada en tela impermeable. | Su disposición interna esta ajustada por platinas de acero 1020. La carcasa se presenta en acrílico y sus partes en contacto se encuentran forradas en espuma y tela impermeable. |
| | - | 0 | + |
| Mecanismo | Transmisión indirecta del movimiento. Un engranaje ubicado en la salida del motor comunica el movimiento a una corona dentada conectada con la parte del antebrazo del dispositivo. De esta manera, además de conseguir algo de espacio con la ubicación del motor, se obtiene una ganancia en las fuerzas, ya que el brazo de palanca efectivo sobre este va a ser menor que al ubicarlo sobre el eje de movimiento | Sistema en el que el movimiento se transmite desde un único motor ubicado en la parte posterior del dispositivo hasta la zona del antebrazo. | Un único motor trasmite el movimiento desde la parte posterior de la máquina al punto de rotación del brazo por medio de piñones acomodados estratégicamente para lograr mayor fuerza jugando con sus diámetros. |
| | + | 0 | 0 |
| Control | El control del dispositivo el usuario lo tiene desde el momento en que puede decidir sobre que superficie ubicar la máquina, que tanto graduar las correas de ajuste, y un mando manual que le permite detener la máquina y apagarla en cualquier momento. | Posee ciertas restricciones en cuanto a las posibles ubicaciones, limitando las posibilidades de uso y restringiendo así las opciones al usuario. | Este elemento da completo control al usuario, al permitirle la ubicación en cualquier lugar que considere conveniente, además de los atributos del mando y de los ajustes correspondientes. |
| | 0 | 0 | + |
| Posición de mando | El mando aparece para ser usado con la mano que no se encuentra en recuperación. | El mando se ubicara en la pierna correspondiente al brazo que no está en rehabilitación, por medio de | El mando se plantea para ser usado con la mano que no se encuentra en recuperación. |

| | | | |
|------------------------|---|--|---|
| | | una correa graduable. | |
| | 0 | + | 0 |
| Programación | El dispositivo es manejado por un micro-controlador que posee toda la programación de la terapia a seguir, está regulado para aplicar una rotación no máxima a 3 rpm, buscando que el movimiento sea paulatino. | La dupla del potenciómetro y el micro-controlador se encargan de censar el movimiento y restringir el movimiento producido por el motor. | La rotación es censada por un potenciómetro lineal que emite una señal de posición buscando aumentar la fuerza por parte del motor cuando este sienta que el dispositivo se ha detenido repentinamente. |
| | | + | + |
| Suma + | 2 | 2 | 3 |
| Suma 0 | 2 | 3 | 2 |
| Suma - | 1 | 2 | 0 |
| Resultado final | 1 | 2 | 3 |
| Lugar ocupado | 3 | 2 | 1 |

Los tres conceptos evaluados en esta etapa presentan sus ventajas y desventajas; en primer lugar tenemos el concepto dos, que es pequeño y liviano, lo cual resulta muy atractivo, pero con el inconveniente requerir procesos complejos de conformación. Por otro lado aparece el concepto 6, que cumple con todos los requerimientos, pero no sobresale en ninguno de estos. Por último se encuentra el concepto tres, el cual resulta seleccionado, en primer lugar por su versatilidad a la hora del uso, la posibilidad de fabricación en materiales de fácil conformación y las facilidades que presenta para su programación.

Tabla 17. Evaluación de conceptos para el soporte.

| Características dominantes QFD | CONCEPTO1  | CONCEPTO2  | CONCEPTO 6  |
|--------------------------------|---|--|--|
| Material | Se plantea en tubos de acero inoxidable, piezas de acople fundidas en acero con recubrimiento níquelado, topes y piezas de freno en polipropileno. | Piezas fundidas en acero níquelado, el tubo corredizo se propone acero con recubrimiento electrostático. | Base en acero fundido recubierta en pintura electrostática, tubos corredizos en acero con tratamiento níquelado. |
| | + | 0 | + |
| Mecanismo | La altura se gradúa por la medio de 3 tubos dispuestos en una pieza fija, se frenó consta de 3 chavetas que poseen pastillas de polipropileno, que gracias a la fricción con los tubos metálicos no permitirán que este se deslice. | Mecanismo en el que un eje con resorte se encarga de realizar la fuerza de presión sobre la superficie de agarre. | La propuesta posee una pieza base conectada a un sistema de tubos telescópicos para graduar la altura. Estos internamente tienen un brazo neumático que ayuda a la elevación de la máquina. |
| | - | + | + |
| Control | El usuario para graduar la altura debe hacerlo por medio de 3 seguros que tiene que accionar con solo una mano, teniendo ya puesta la máquina en el brazo lesionado para calcular que altura es la necesaria. | Su uso se encuentra restringido a las sillas que cuentan con un espaldar donde ubicar el apoyo, después de esto puede ajustar la altura. | Después de ubicar el dispositivo en el brazo, el paciente libera el tornillo y el brazo neumático eleva la máquina a la altura requerida, cuando el paciente ya se encuentre en la posición adecuada, dará giro a la perilla de freno. |
| | 0 | 0 | + |
| Suma + | 1 | 1 | 3 |
| Suma 0 | 1 | 2 | 0 |
| Suma - | 1 | 0 | 0 |
| Resultado final | 0 | 1 | 3 |
| Lugar ocupado | 3 | 2 | 1 |

La selección del soporte resulta un poco más sencilla, pues los resultados en este apartado son mucho más contundentes. El concepto 1 es eliminado debido al excesivo nivel de dificultad que conlleva su manipulación para ajustar la altura,

como consecuencia de lo complejo de su mecanismo de accionamiento. El concepto 2 posee un mecanismo de ajuste bastante simple y funcional, pero el tener que ajustarlo al espaldar de la silla restringe las posibilidades de uso, por lo que no puede ser seleccionado. El concepto 6 es fácil de usar, no posee mecanismos intrincados, por consiguiente su fabricación es mucho más sencilla, y además, otorga total libertad de uso al paciente, pues este puede realizar la terapia casi en cualquier lugar.

5.3.3 Selección de componentes

5.3.3.1 Selección de sensores: La automatización requiere el conocimiento de los parámetros de los procesos controlados, para lo que se utilizan sensores, elementos que permitirán adquirir valores y parámetros del proceso. En general se conocen como sensores los elementos electrónicos de medición que permiten a un dispositivo de control conocer las variables de interés del proceso que controla.

Los sensores transmiten la información acerca de su estado al control, y este a su vez envía una orden a los actuadores para reaccionar a dicho impulso. El conjunto sensor, control, actuador solo funciona al formar un lazo cerrado, y la señal que emiten los sensores debe ser acondicionada antes de introducirla al control, lo que se conoce como tratamiento de la señal.

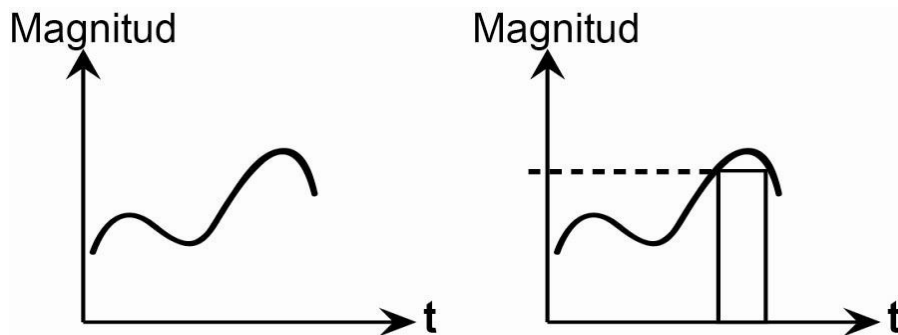
Los términos transductor y sensor se utilizan en muchas ocasiones como sinónimos, aunque en la bibliografía de automatización se suele tomar el transductor como un elemento sensor más que algún tipo de acondicionamiento adicional de la señal que proporciona este sensor, para, de este modo, obtener una señal eléctrica codificada analógica o digitalmente. [33]

CLASIFICACION DE LOS SENSORES SEGÚN SU VALOR O SEÑAL DE SALIDA.

En definitiva los sensores ayudan a trasladar los atributos del mundo físico en valores que el control interpreta para reaccionar frente al proceso que hay que controlar, y en general la mayoría de estos pertenecen a uno de dos grandes grupos, sensores analógicos y sensores digitales (podrán ser binarias “ todo o nada” como los switch)

Un sensor analógico recoge valores de tensión o corriente continua en el tiempo. Lo hace dentro de un rango de medida normalizado (ver figura 45), si son de corriente de 4-20 mA ó de tensión en 0 -10V. Por norma general son variables que requieren una regulación dentro de unos determinados márgenes, aunque también se pueden tratar en función de si supera o no cierto umbral establecido por el usuario. [34]

Figura 45. Sensores analógicos.

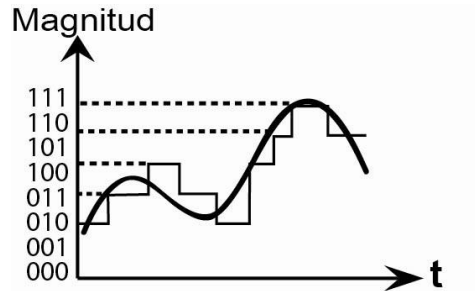


Fuente: Fuente: PEÑA.J. DOMINGO. Introducción a los autómatas programables. 1 ed. Madrid: Editorial UOC, 2003. 203 p.

Un sensor digital es aquel que registra magnitudes que varían de manera continua en el tiempo (intervalos de tiempo regulares denominados periodos de muestreo) y las reenvía al control en forma de pulsos o bien de una palabra digital codificada en binario natural, código BCD, código Gray, etc. Este tipo de sensores poseen una salida del tipo discreta, es decir, que varía dentro de un determinado

rango de valores, pero a diferencia de los sensores analógicos, esta señal varía de a pequeños pasos pre-establecidos.

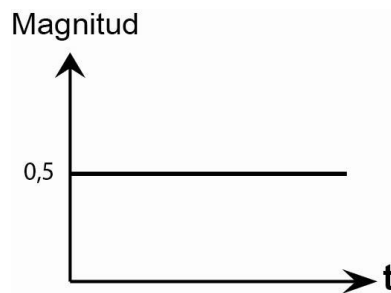
Figura 46. Sensores Digitales.



Fuente: Fuente: PEÑA.J. DOMINGO. Introducción a los autómatas programables. 1 ed. Madrid: Editorial UOC, 2003. 203 p.

Sensor digital de tipo “Todo o nada” Se limita a indicar cuando la magnitud observada supera un cierto límite o umbral. Esta información procede típicamente de los elementos que solo pueden presentar dos estados posibles a lo largo del tiempo. Podría ser este el caso de un contacto, un botón pulsador por ejemplo, el cual posee una salida discreta de tan solo dos valores esto puede ser abierto o cerrado. Los codificadores digitales solo retornan los extremos del intervalo en el que los sensores digitales operan luego siempre serán de naturaleza binaria [33].

Figura 47. Sensores Digitales.



Fuente: Fuente: PEÑA. J. DOMINGO. Introducción a los autómatas programables. 1 ed. Madrid: Editorial UOC, 2003. 203 p.

Lo anterior se resume en la siguiente tabla que condensa que característica posee el sensor, que magnitud identifica y que transductor es el indicado para utilizar.

Tabla 18. Sensores o Transductores de diversas magnitudes físicas.

| Magnitud | Sensor ó transductor | Características |
|---|---|---|
| Posición lineal o angular | potenciómetro | Analógico |
| | Encoders | Digital |
| | Sincronizar y resolver | Analógico |
| Pequeños desplazamientos o deformaciones | Transformador Diferencial | Analógico |
| | Galga extensométrica | Analógico |
| Velocidad Angular o Lineal | Dinamo tacométrica | Analógico |
| | Encoders | Digital |
| | Detector inductivo y óptico | Digitales |
| Aceleración | Acelerómetro | Analógico |
| | Sensor de velocidad + calculador | Digital |
| Fuerza y Par | Medición indirecta (galgas o trafo diferenciales) | Analógico |
| Presión | Membrana + detector de desplazamiento | Analógicos |
| | Piezoeléctricos | Analógicos |
| Caudal | De turbina | Analógico |
| | Magnético | Analógico |
| Temperatura | Termopar | Analógico |
| | Resistencias PT100 | Analógico |
| | Resistencias NTC | Analógicos |
| | Resistencias PTC | Todo-nada |
| | Bimetálicos | Todo-nada |
| Sensores de Presencia o Proximidad | Inductivos | Todo-nada o analógicos |
| | Capacitivos | Todo-nada |
| | Ópticos | Todo-nada o analógicos |
| | Ultrasónicos | Analógicos |
| Sensores táctiles | Matriz de contactos | Todo-nada |
| | Matriz capacitiva piezoeléctrica u óptica | Todo-nada |
| | Piel artificial | Analógico |
| Sistema de visión artificial | Cámaras de video y tratamiento de imagen | Procesamiento digital por puntos o pixels |
| | Cámaras CCD | |

Fuente: BALCELLS JOSEP, ROMERAL. JOSE. Autómatas programables. 1 ed. Madrid: Editorial MARCOMBO S.A 1997. 327P

Debido a que la programación requiere censar la señal de movimiento rotacional, se elige un transductor de carácter analógico con un rango establecido por el ingeniero electrónico, establecido por la amplitud del arco que se podría llegar a obtener con la máquina. El sensor a utilizar es un potenciómetro lineal.

Figura 48. Potenciómetro lineal.



Tomado de: www.bourns.com/data/global/pdfs/3590.pdf

5.3.3.2 Selección motor: En general estos motores se componen de dos piezas fundamentales que hacen posible su funcionamiento. En primer lugar se encuentra el devanado de excitación, que consiste en un campo magnético constante, generado por un imán o electroimán. Por otro lado se encuentra el bobinado, que genera su propio campo magnético al momento que la energía eléctrica pasa a través de él. Los dos campos magnéticos tienden a alinearse ejerciendo un par de rotación proporcional a la amplitud de dichos campos, con lo que se produce el movimiento.

La clasificación de los motores eléctricos se realiza según el tipo de energía utilizada para alimentar las bobinas, la cual puede ser corriente alterna (AC en inglés), corriente directa (DC), o en algunos casos se utilizan controladores para regular el paso de la energía según necesidades específicas. [37]

En los motores AC, los imanes se encuentran sobre el rotor, moviéndose de manera sincronizada con este, manteniendo estática la bobina, que se encuentra ubicada en la carcasa. Estos actuadores aprovechan las variaciones de onda de la corriente alterna, prescindiendo de otros elementos para invertir el campo electromagnético, razón por la cual su construcción resulta sencilla. Aunque resultan económicos, estos motores son difíciles de controlar, por lo que su uso se

centra en aplicaciones en las que se requieren grandes aplicaciones de fuerza y velocidades constantes. [37]

En los motores de corriente directa la bobina se encuentra ubicada en el rotor, y son los imanes los que se mantienen estáticos, contrario a como ocurre en los motores DC. Como la onda DC no posee variaciones, es necesario que la electrónica del motor cambie la polaridad en las bobinas a medida que el rotor gira, alternándola de manera tal que el campo producido atraiga consecutivamente los magnetos, produciendo de esta manera movimiento. Estos arreglos electrónicos hacen más compleja la producción del motor, aumentando su costo, pero permite controlar velocidad y fuerza a partir del voltaje y la corriente suministrada. [37]

Tabla 19. Diferencias entre motor AC y DC.

| Motor DC | Motor AC |
|---|--|
| Par bajo-medio | Par medio-alto. |
| Fácil control de posición, paro y velocidad. | Uso de variadores para generar control. |
| Alta relación tamaño-peso / potencia | Baja relación tamaño-peso / potencia |
| Alta precisión de posición, fuerza y velocidad. | Alta precisión en velocidades constantes. |
| Programable para múltiples velocidades. | Programable para una velocidad única. |
| Alto número de piezas (escobilla, colector, etc.), requiere gran mantenimiento. | Construcción simple, requiere un mantenimiento mínimo. |
| Mediano costo | Bajo costo |

Fuente: Autor.

Especificaciones motor DC [35]

No cualquier motor DC funciona para una aplicación específica, pues dentro de este grupo existe un gran número de opciones que responden a necesidades puntuales. Es por esto que al momento de realizar la selección del motor se deben considerar las especificaciones que correspondan a las exigencias del trabajo a realizar. Las características más importantes en este tipo de motor son el voltaje, el consumo eléctrico, la velocidad y el torque.

Voltaje

El voltaje de operación de un motor DC varía en función de la capacidad del mismo, donde los pequeños oscilan entre 1.5 y 6 voltios, y los de alta calidad son

diseñados para funcionar a 12 o 24 voltios. Los motores funcionan con voltajes mayores o menores a su voltaje de operación, pero en el primer caso, la sobrecarga provoca un aumento de la fuerza y velocidad, con el correspondiente recalentamiento y posible daño del motor. En el caso de trabajar a un voltaje menor, el motor no alcanzara el total de su fuerza ni velocidad, y si el voltaje es inferior al 50% del total requerido por el motor, este no funcionara.

Consumo eléctrico

Es la cantidad de corriente que el motor toma de la fuente de energía al momento de realizar el trabajo. La cantidad de corriente que requiere el motor aumenta de manera lineal con respecto a la fuerza que debe realizar, al llegar al límite de fuerza del motor cesara el paso de corriente.

Torque

Es la fuerza que ejerce el motor, la cual permite mover una carga y mantener la velocidad del motor con esta. A mayor torque, mayor velocidad bajo la fuerza de trabajo, pero si la carga resulta demasiado para el motor, este se detendrá y empezara a consumir altos niveles de corriente, produciendo recalentamiento.

Velocidad

La velocidad de rotación del motor se da en revoluciones por minuto (rpm), y su valor es de 4000 a 7000 rpm en los motores DC. Para lograr pequeñas reducciones de ajuste, se hace a través del control electrónico, pero cuando la reducción es considerable, se debe realizar de manera mecánica utilizando trenes de engranajes.

• Motor seleccionado

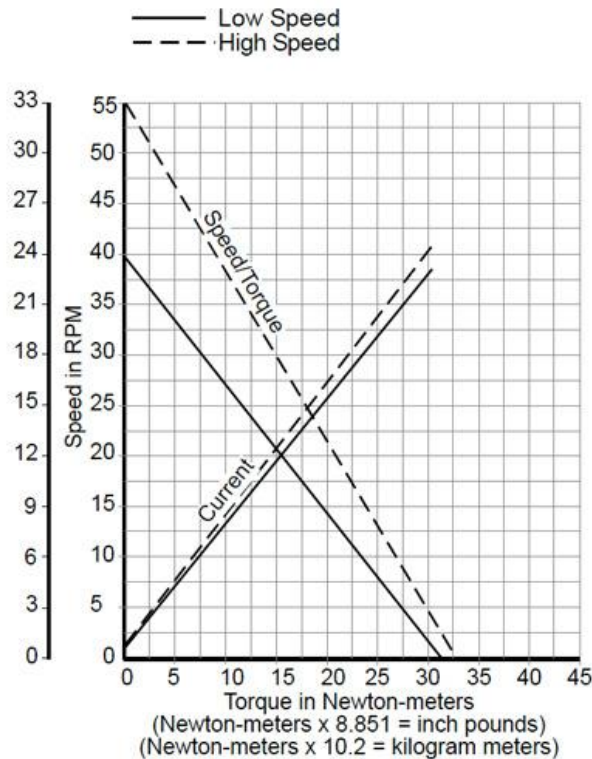
Para la selección del motor a utilizar en este proyecto, el primer parámetro a considerar es la fuerza requerida para la realización de la tarea, que consiste en vencer los esfuerzos realizados por el antebrazo en flexo-extensión, estimados en

50 Nm (véase capítulo 5.1.4. Fuerzas). En segundo lugar se tiene en cuenta la velocidad, pues aunque este valor pueda ser controlado de manera electrónica, si es demasiado alto, resulta en una pérdida de fuerza al momento de intentar disminuirlo.

Pese a que es posible aumentar la fuerza y disminuir la velocidad en la zona del antebrazo modificando el juego entre los engranajes de transmisión, el objetivo es mantener esta relación cercana a 1:1, de manera que se evite la presencia de engranajes de gran tamaño. En su lugar, y considerando las altas velocidades de los motores de corriente directa, la búsqueda se centra en motorreductores, específicamente uno de tornillo sinfín, los cuales presentan un tamaño pequeño en relación a su alto índice de reducción.

El motorreductor cuyas características se aproximan a las necesidades del proyecto es producido por AM Equipment, el motor serie 238, que alcanza fuerzas de 38 Nm funcionando con un corriente de 24 amperios, con la que produce velocidades de hasta 36 R.P.M. (Figura 49)

Figura 49. Grafica de relación fuerza-velocidad del motor.



Fuente: <http://www.amequipment.com/>

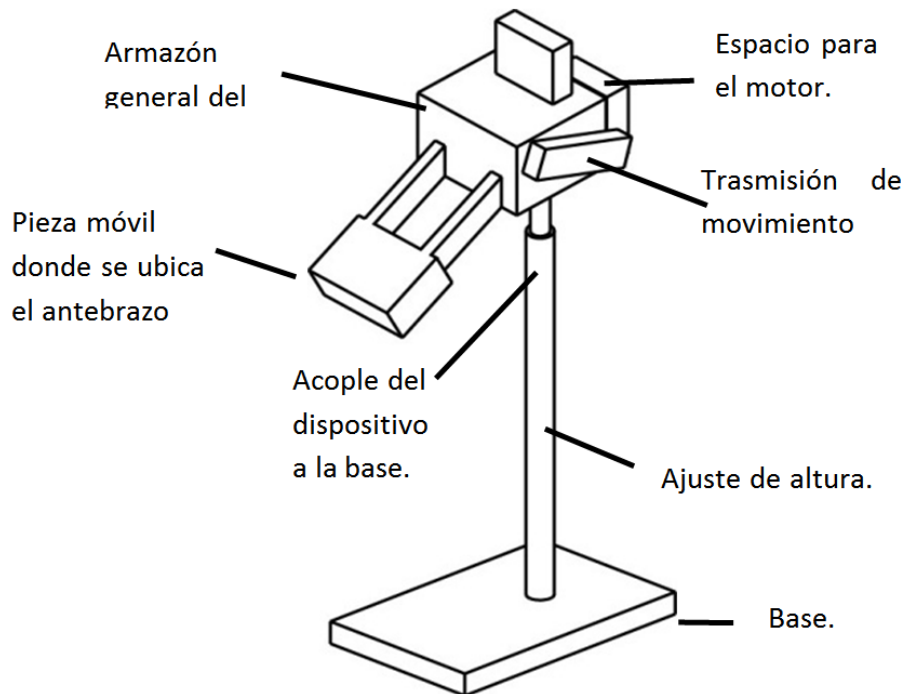
Con un volumen de poco menos de 160 cm^3 y un peso aproximado de 1.5 kg , este motor posee la relación ideal entre tamaño y prestaciones, considerando que la mayoría de los motores en este rango de fuerzas poseen un volumen 4 veces mayor, y un peso hasta 10 veces superior. La configuración específica del motor, y sus demás características (ver Anexo C) son fundamentales en el desarrollo del proceso de diseño, razón por la que su selección se hace en las primeras etapas del proyecto.

5.4 ARQUITECTURA DEL PRODUCTO

De la selección de concepto, y haciendo énfasis en las características más interesantes de cada una de las propuestas, se establece una disposición general del dispositivo, que posee tres áreas bien diferenciadas. En primer lugar está la

zona del brazo, donde se acomoda el motor y demás elementos electrónicos asociados. Por otro lado se tiene la zona del antebrazo, donde se encuentran las correas de ajuste para la sujeción del paciente, y por último está el manubrio.

Figura 50. Arquitectura del dispositivo movilizador.



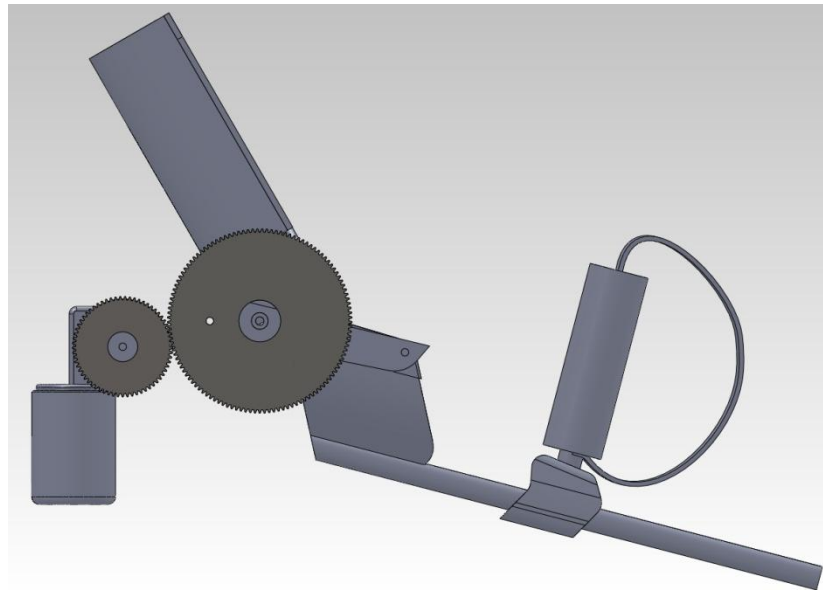
Fuente: Autor.

La zona del brazo se mantiene estática, de manera que limita la movilidad del miembro superior. Es el motor el encargado de producir el movimiento y transmitirlo a la zona del antebrazo y manubrio, que durante el traslado se comportan como un solo elemento. Por su parte, el manubrio posee un desplazamiento con respecto a la zona del antebrazo de manera que permite ajustar la longitud, adaptándose a las dimensiones del paciente.

5.4.1 Esquema del producto. Partiendo de la arquitectura propuesta se consigue una distribución que satisface todas las características planteadas para el funcionamiento del dispositivo, en el que se mantiene una zona diferenciada para

el motor, un sistema de transmisión a partir de engranajes y una sección móvil que permitirá la realización de la terapia (Figura 51). La distribución de algunos de los elementos se determina a partir de los conceptos, como es el caso de la ubicación del motor, propuesto para situarse en la zona donde se encuentra el apoyo para el antebrazo.

Figura 51. Esquema del producto.



Fuente: Autor.

La transmisión de movimiento es realizada por engranajes, en los que se aprovecha la diferencia de tamaño para obtener un aumento de la fuerza efectiva que se transfiere a la zona del antebrazo. La relación de los engranajes es de 2:1, con lo que se consigue duplicar la fuerza del motor, y con el fin de aprovecharla al máximo, esta se transmite del piñón de salida al antebrazo por medio de un pasador que los une, de manera que estos elementos actúan como un sólido rígido.

La zona del antebrazo acopla también el sistema de ajuste del manubrio, que consiste en una barra rígida que permite el desplazamiento de un carro sobre su superficie, siendo este último donde se encuentra ubicada la empuñadura. Todo

este sistema, junto con el engranaje, conforma lo que sería la totalidad del sólido del antebrazo, único componente que se encuentra en movimiento durante la realización de la terapia.

5.4.1.1 Modelo físico de configuración: Ya definido un esquema general de la disposición del dispositivo se procede a la realización de un modelo virtual, haciendo uso de un programa CAD para la comprobación de los diversos componentes, de manera que se puede observar la interacción que existe entre ellos. Los elementos se disponen con pocas variaciones respecto al esquema, incorporando una estructura en la que todo se compagina, una carcasa para mantener a margen los elementos peligrosos, y un apoyo al piso con ajuste de altura, para la realización cómoda de la terapia (Figura 52).

Figura 52. Modelo virtual de distribución.



Fuente: Autor

Posteriormente, una vez el modelo virtual ha cumplido con todos los requerimientos, se procede a la construcción de un modelo físico, con el fin de

confirmar que todo lo observado en la representación CAD se ajusta a la realidad. Se fabrican los elementos de sostén y transmisión de movimiento en acero, de manera que puedan resistir las pruebas, y las piezas que se encuentran en contacto directo con el paciente son elaboradas en PVC recubierto con espuma, de tal forma que resulte cómodo.

5.4.1.2 Comprobación del modelo de configuración: Se hace uso del modelo construido para evaluar el estado general del dispositivo a partir de la realización de pruebas con los usuarios, en las que este realiza la terapia de manera independiente, interactuando solo con el dispositivo, mientras el equipo de diseño se limita a observar y analizar lo que allí ocurre. No se definen principios a evaluar durante estas pruebas pues se desea realizar una observación global, de manera tal que no se omita ningún detalle (Figura 53).

Figura 53. Terapia realizada con modelo de configuración.



Fuente: Autor.

De entrada, el apartado visual de la máquina resulta bastante amenazador para los usuarios, esto debido a la imposibilidad de ocultar el piñón de mayor tamaño, el cual se encuentra visible y muy cerca de la zona del antebrazo, lo que lo hace parecer peligroso para la persona. La forma de la carcaza tampoco ayuda a mejorar este aspecto, pues esta resulta demasiado grande, además de ser sólida y de no utilizar colores que ayuden a suavizar su apariencia.

El uso de la base al piso resulta un acierto, pues facilita la acomodación del paciente en el dispositivo, además es claro en cuanto a su uso, resulta confiable y transmite la sensación de seguridad. Es igualmente atinado el uso de la empuñadura, pues aparte de asegurar el correcto posicionamiento dentro del dispositivo, resulta un elemento comunicativo contundente, con el que el usuario fácilmente determina la manera en la que se debe ubicar en el dispositivo.

El sistema de ajuste del manubrio no es el adecuado, pues pese a realizar su tarea, el hecho de mantener una barra de longitud constante en la zona del antebrazo es inconveniente, tanto a la hora de transportar el dispositivo como en el tiempo de desuso. Considerando que la diferencia en la longitud de brazo de una persona P5 y P95 es de máximo 8 cm, es preferible el uso de un sistema telescópico que reduzca esta longitud al momento de guardarse.

5.4.2 Iteración. A partir de las conclusiones que resultan de la observación realizada en el primer modelo, se replantea la distribución de los componentes, de manera que se ajusten mejor a las necesidades, tanto del usuario como de la terapia, y a la búsqueda de cumplir en su totalidad los requerimientos planteados.

5.4.2.1 Selección engranajes: Una de las mayores fallas que se presenta en el primer modelo de pruebas es en este aspecto, en donde varios problemas relacionados con la transmisión del movimiento se hicieron evidentes. En primer lugar se encuentra el tamaño del piñón de salida, consecuencia de la necesidad

de abarcar la distancia entre el motor y el antebrazo aumentando la fuerza, lo que lo hace de gran tamaño e imposible de ocultar. Otro problema que se hace evidente es el de la profundidad de los dientes, debido a que los piñones utilizados tienen módulo de 1, lo que tiene como consecuencia que al aplicar grandes esfuerzos se produzca un salto de un diente al siguiente.

Con el fin de corregir dichas falencias se decide en primera instancia hacer uso de engranajes con un módulo de 2, con el que se obtiene la profundidad ideal de dientes para transmitir correctamente el movimiento sin sucumbir a los esfuerzos. Por otra parte, se plantea el uso de 3 engranajes en lugar de 2, de manera que se pueda abarcar la distancia entre motor y antebrazo manteniendo el piñón de salida pequeño. Para evitar una disminución desmesurada en la fuerza del motor, el piñón de entrada y de salida no difieren mucho en su tamaño, siendo el engranaje intermedio el que abarque gran parte de la distancia requerida.

Se debe cubrir una distancia de cerca de 155 mm entre ejes, un poco más de los 200 mm entre los diámetros exteriores, para lo que se utilizan los engranajes que se definen a continuación.

Tabla 20. Engranajes seleccionados.

| | | Módulo = 2 | | |
|------------------------------|----------------|-----------------------|------------------------------|-----------------------------|
| | | Numero de dientes (z) | Diámetro primitivo (Dp) [mm] | Diámetro exterior (De) [mm] |
| Engranaje (motor) | entrada | 24 | 34 | 38 |
| Engranaje intermedio | | 57 | 114 | 118 |
| Engranaje (antebrazo) | salida | 17 | 48 | 52 |

5.4.2.2 Modelo de configuración replanteado: Tras determinar el juego de engranajes para realizar la transmisión del movimiento, y siendo conocido el motor encargado de producirlo, solo queda por definir la estructura que dará cuerpo al dispositivo. De esta manera resulta más sencillo ajustar la arquitectura, pues estos

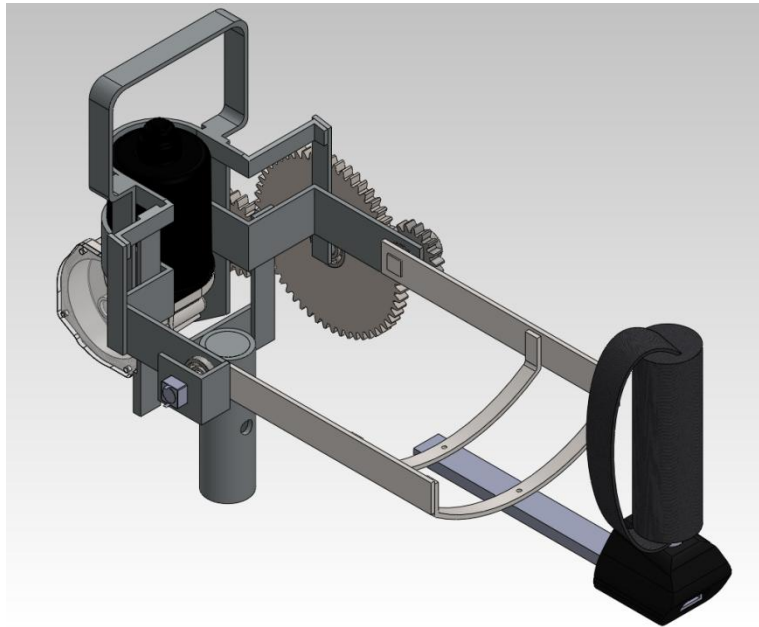
elementos constituyen las restricciones del dispositivo asegurando su funcionamiento, y todo lo demás sencillamente debe ajustarse para cumplir con los requerimientos.

Para empezar, se decide ajustar el motor a la estructura del dispositivo, de manera que no se necesita un área independiente para su ubicación, con lo que se logra una disminución en la cantidad de material utilizado, y por consiguiente del peso total de este. El mismo principio de ahorro de material se aplica al diseño total del dispositivo, al utilizar en cada zona tan solo el material necesario para el cumplimiento de su trabajo, eliminando de esta manera excesos innecesarios.

Por otro lado, a la mejora en el tamaño de los engranajes, se suma el cambio en la transmisión de movimiento del piñón de salida hacia el antebrazo, que sucede gracias a la incorporación de un eje de cabeza cuadrada. Pese a aumentar los costos de producción, se obtiene de esta manera un movimiento mucho más fluido, que es aún mayor al incorporar el uso de rodamientos, realizado por un elemento mucho más seguro, fácilmente intercambiable y que además permite cerrar por completo la carcasa, aislando completamente los componentes internos.

Se realizan otras mejoras significativas, como la incorporación de un riel para el ajuste del manubrio, con lo que se logra una disminución de al menos 10 cm en la longitud de esta pieza, lo que se traduce en un cambio en el aspecto visual del dispositivo. También se implementa una agarradera para facilitar la manipulación del dispositivo, se simplifica el sistema para ajustar a la base y se da soporte estructural para el antebrazo, características con las que se acaba de definir la distribución definitiva (Figura 54).

Figura 54. Distribución definitiva.



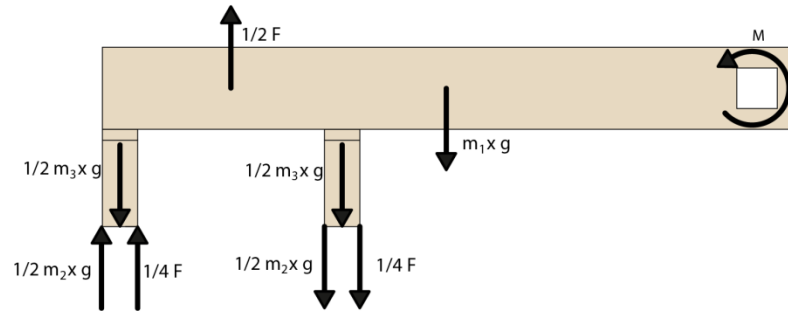
Fuente: Autor.

5.4.3 Análisis de esfuerzos CAD: Se efectúa el análisis de esfuerzos de los elementos estructurales que hacen parte del dispositivo a partir del uso de herramientas CAD, con el fin de observar su comportamiento en relación a las fuerzas aplicadas. Tras establecer la configuración geométrica de cada elemento, por aplicación de la estática se obtiene un diagrama de cuerpo libre en el cual se determinan todas las fuerzas presentes, datos que son llevados a un programa especializado para su análisis. (Ver anexo D)

El diagrama de cuerpo libre corresponde a la realización de una fuerza activa de flexión cuando el antebrazo forma un ángulo de 90° con respecto al brazo. Se efectúa en este instante específico por ser en el que mayor fuerza realiza el paciente, 50 Nm (HALE, DORMAN, GONZALES, 2011), y en el que mayor esfuerzo debe realizar el motor, pues debe evitar que se produzca movimiento.

5.4.3.1 Antebrazo

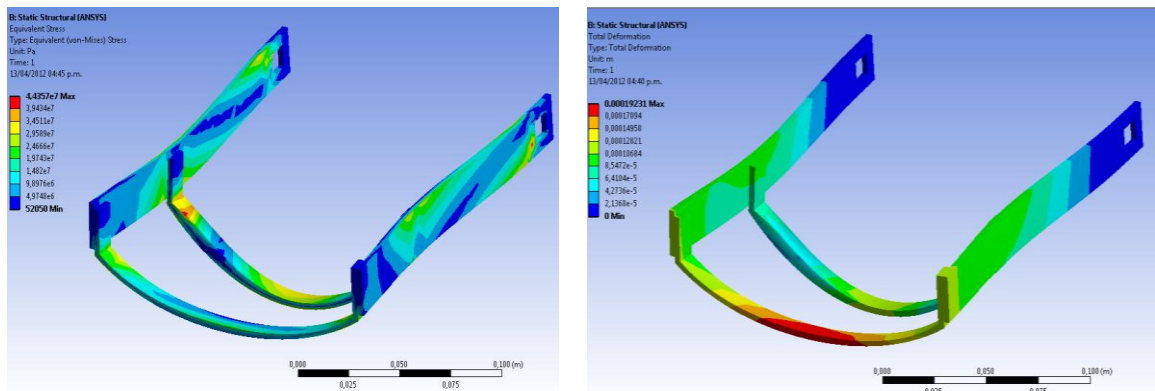
Figura 55. Diagrama de cuerpo libre pieza antebrazo.



F corresponde a la fuerza activa realizada por la persona, que equivale a 50 Nm, la cual se distribuye entre la zona de sujeción del antebrazo y el manubrio. Se presentan a su vez varias masas a considerar, m_1 corresponde a la pieza misma, m_2 es la masa del manubrio y m_3 corresponde a la masa conjunta del segmento corporal, mano y antebrazo. Este último se estima como el 2,2% del peso total (LEVA, 1996), con un valor aproximado de 2,6 kg para un hombre P95.

El momento necesario para mantener el sistema en equilibrio se estima en 38 Nm.

Figura 56. Diagramas de tensiones Von Mises y deformacion antebrazo.

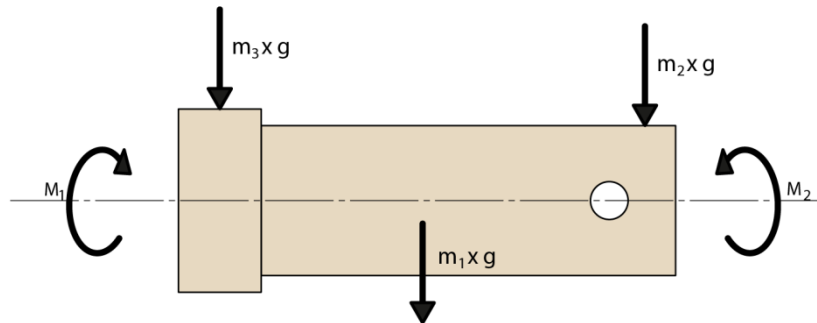


Al aplicar los esfuerzos en el programa de simulación, se hace evidente la deformación en la parte distal de la pieza, como consecuencia de la gran distancia

que existe entre esta y la zona de soporte. Sin embargo, esta deformación no es considerable, por lo que no compromete la integridad de la pieza.

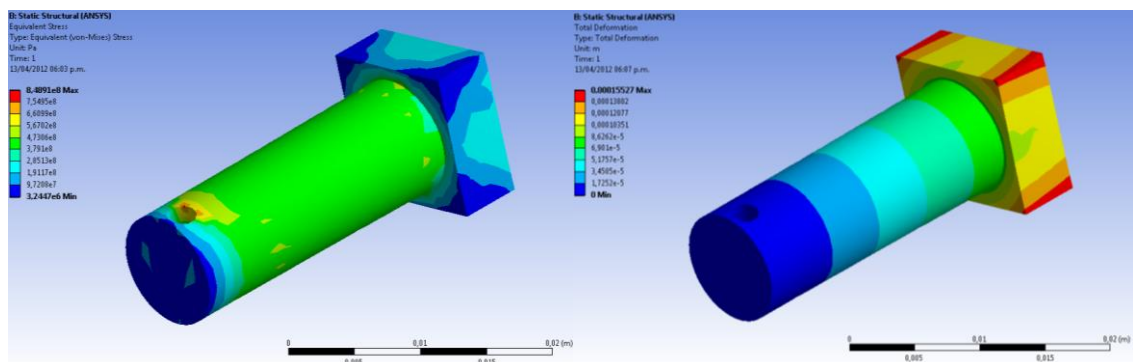
5.4.3.2 Eje salida

Figura 57. Diagrama de cuerpo libre eje de salida



Esta pieza es la encargada de transmitir el movimiento al antebrazo con la que comparte el momento M , aparece de esta manera el momento M_1 equivalente a los esfuerzos en el antebrazo, y M_2 , la contraparte que mantiene el sistema en equilibrio estático. Sobre esta pieza recae la carga de la zona del antebrazo, siendo m_3 la mitad de la suma de las masas de la pieza del antebrazo, manubrio y el peso de la extremidad de la persona. Además se hace presente la carga del piñón, m_2 .

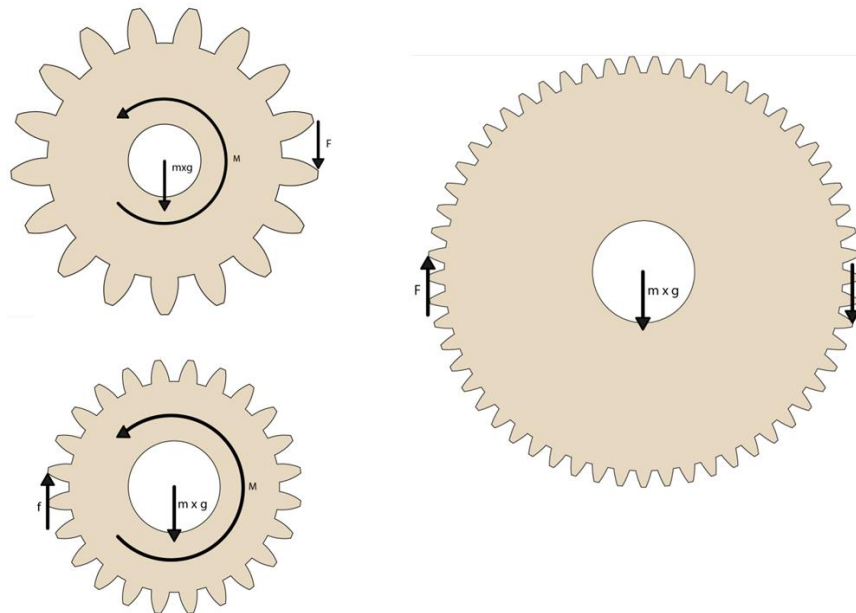
Figura 58. Diagramas de tensiones Von Mises y deformación eje de salida.



La simulación evidencia las dificultades de una pieza de este tipo, debido a las grandes cargas que soporta y el lugar en el que se encuentra ubicada, pues esto limita el tamaño que la pieza puede alcanzar. Aunque el mayor nivel de deformación se alcanza en la zona de transmisión al antebrazo, las mayor tensión esta en la zona opuesta, y esta no alcanza valores críticos.

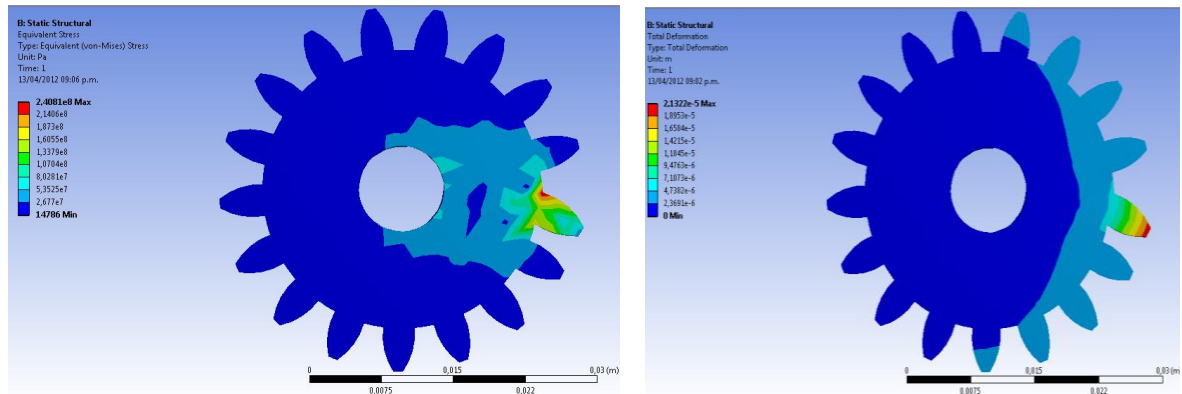
5.4.3.3 Engranajes

Figura 59. Diagrama de cuerpo libre engranajes



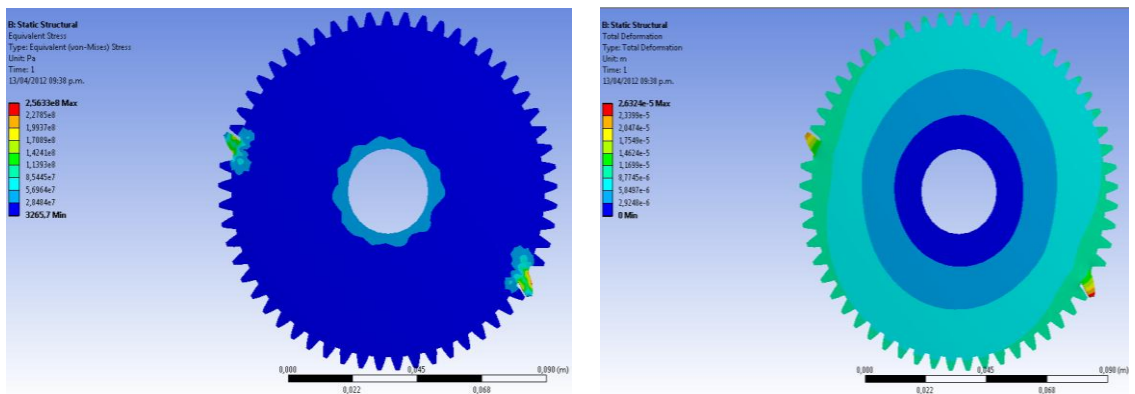
El sistema de transmisión de movimiento está conformado por 3 engranajes de diferentes dimensiones, en el que la fuerza F se transfiere sin pérdidas de un piñón a otro, y en el que el valor del momento varía respecto al diámetro del respectivo engranaje. El engranaje intermedio se encarga tan solo de la transmisión del movimiento, razón por la que en este no se hace presente ningún momento.

Figura 60. Diagramas de tensiones Von Mises y deformacion engranaje de salida.



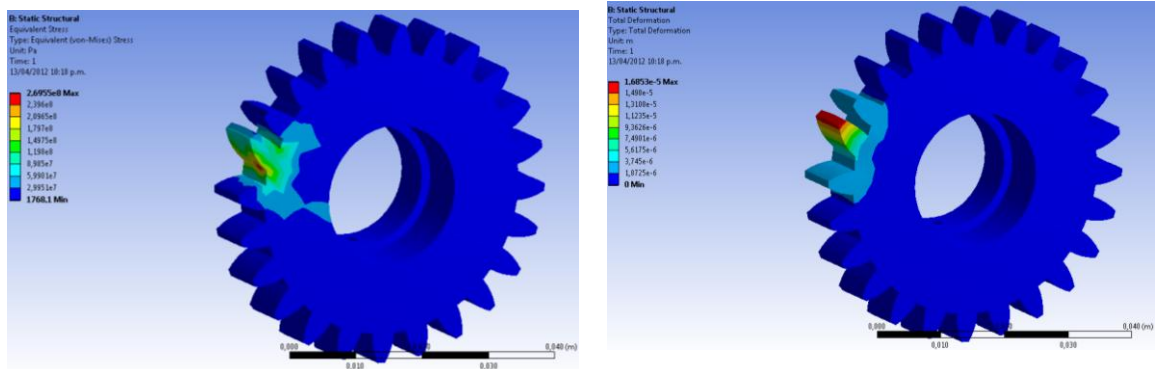
Si se considera que el analisis se hace cuando el sistema presenta una oposicion al movimiento, y asumiendo que la transmision de dicho movimiento se realiza un diente a la vez, resulta logico que los esfuerzos en el engranaje se presenten tan solo en el diente que se encuentra en contacto. Es sobre dicho diente que se presenta la mayor deformacion, y en la base de este es donde se presenta el mayor desgaste.

Figura 61. Diagramas de tensiones Von Mises y deformacion engranaje intermedio.



En el engranaje intermedio la deformación se encuentra más distribuida como consecuencia de la ubicación de las fuerzas diametralmente opuestas, de manera que esta afecta la totalidad de la superficie. De igual forma, la tensión y el desgaste se presentan casi en su totalidad en la zona de los dientes sobre los cuales se aplican los esfuerzos, que debido su ubicación y magnitud, casi simétricos, tienen un comportamiento idéntico.

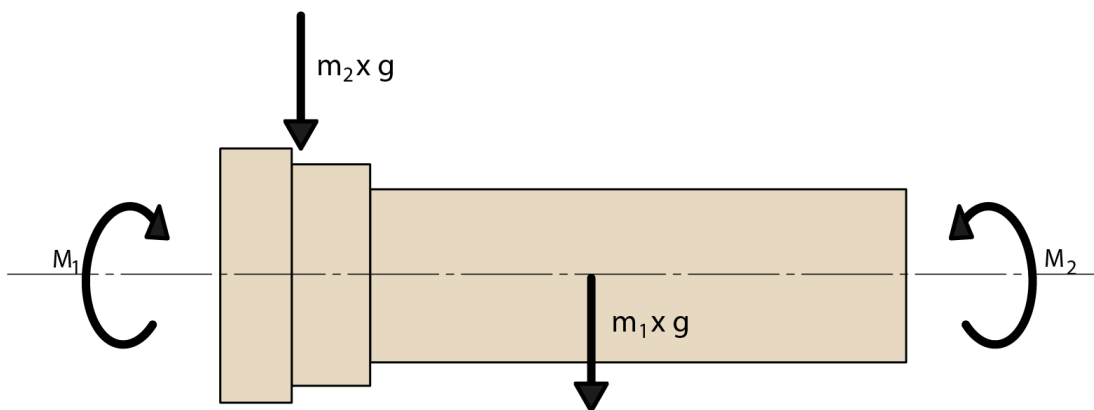
Figura 62. Diagramas de tensiones Von Mises y deformacion engranaje motor.



El engranaje que va al motor posee una zona única de contacto, lo que tiene como consecuencia que la tensión y la deformación se encuentre concentrada allí, con un comportamiento similar al de los demás engranajes. Es importante tener en cuenta que las fuerzas no serán aplicadas siempre sobre los mismos dientes del engranaje, pues estos se irán desplazando durante la realización de la terapia, razón por la cual el desgaste será mucho menor.

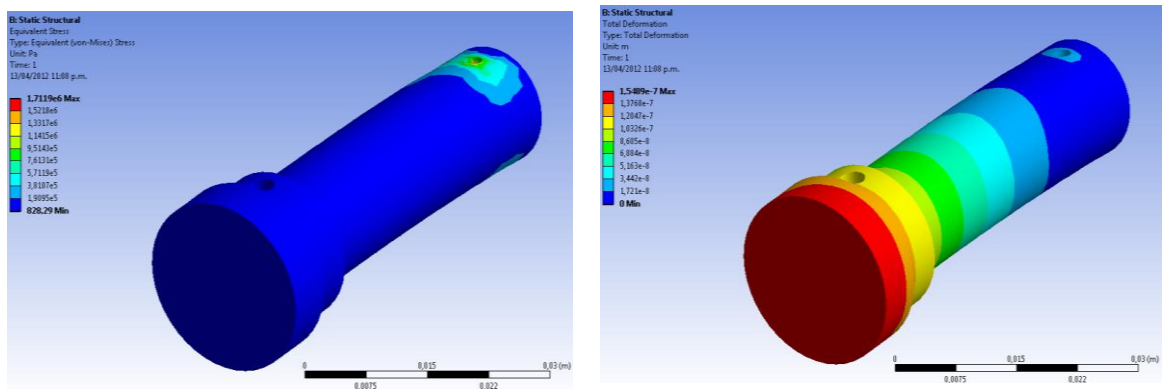
5.4.3.4 Eje de motor

Figura 63. Diagrama de cuerpo libre eje de motor



Este eje es el encargado de transmitir el movimiento del motor, cuya fuerza esta representada como M_2 , para contrarrestar los esfuerzos realizados por la persona durante la terapia, que para el caso se representa como M_1 ; estos esfuerzos poseen igual magnitud para mantener la restricción del movimiento. Además este eje debe soportar el peso del engranaje que se encarga de la transmisión del movimiento.

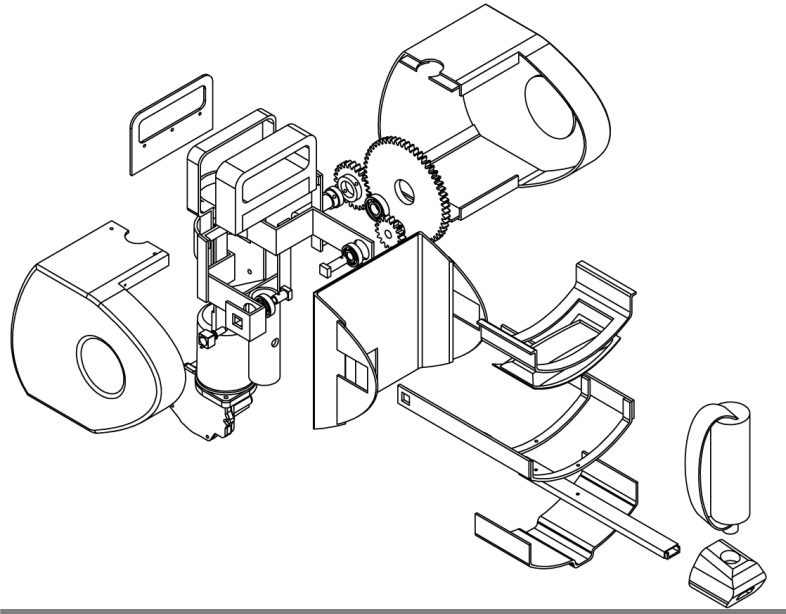
Figura 64. Diagramas de tensiones Von Mises y deformacion eje motor.



Debido a las dimensiones del eje, no existe ninguna zona donde el desgaste sea máximo, y la mayor deformación se presenta en la zona más distante del anclaje al motor, pues esta se encuentra en voladizo. A pesar de que esta deformación no representa peligro alguno para la integridad de la pieza, si se hace necesario dar soporte a este eje para evitar el alejamiento de los engranajes, pues de su correcta alineación depende el óptimo desempeño del sistema.

5.4.4 Modelo de configuración definitivo. El análisis de esfuerzos permite realizar los últimos ajustes a las dimensiones de cada una de las piezas, consecuencia del comportamiento que estas han presentado ante las fuerzas aplicadas. Lo que se obtiene de este proceso es un modelo tridimensional definitivo del movilizador, con la arquitectura completamente definida, y listo para pasar a la fase de producción (figura 65).

Figura 65. Despiece dispositivo.



Fuente: Autor.

Se presenta además los planos detallados de cada una de las piezas, el ensamblaje y todo lo que se considera necesario para la correcta fabricación del dispositivo (Ver anexo E).

5.5 IMPACTO MEDIOAMBIENTAL

5.5.1 DfE. Se define como diseño para la X-bilidad a las técnicas para el desarrollo de producto en las que se atienden características específicas a ser implementadas, de manera que el equipo centra su atención en resolver los problemas de mayor relevancia durante la fase de diseño, donde la solución resulta más eficaz. Dentro de estas, el Design for Enviroment, o diseño respetuoso con el medio ambiente, se encarga de introducir mejoras medioambientales tanto en el producto como en los procesos industriales. [29]

El desarrollo de un producto según el DfE comienza con la definición del ciclo de vida de este, y ya que se debe considerar en su totalidad, es conveniente utilizar

un esquema auxiliar denominado árbol de procesos. En este se identifican las etapas clave en la vida del producto y se define en cada una de estas los eventos que se presentan, permitiendo evaluar que etapas del proceso tienen un mayor impacto, de manera que se pueden considerar impactos prioritarios, estableciendo los límites de la evaluación. [31]

Una vez se ha determinado el ciclo de vida del producto, es necesario definir la secuencia de uso de este, conocer la frecuencia con que se emplea y su vida útil, ya que esto afecta los resultados de la evaluación de sostenibilidad, especialmente cuando el producto requiere energía o materiales para su accionamiento. El contexto de uso también debe ser tenido en cuenta, puesto que las circunstancias locales, tales como los medios para generar la electricidad, afectan de igual manera la evaluación. [31]

Conociendo el ciclo de vida y la secuencia de uso del producto es posible determinar los materiales y energía que se consume, además de los desechos y emisiones que se liberan en cada fase. Esta información se debe introducir en una matriz de impacto (Figura 65), método cualitativo que da una visión general de las entradas y salidas ambientales, donde cada columna corresponde a una fase del ciclo de vida, y las filas están definidas por diversos criterios ambientales. [31]

Figura 66. Matriz de impacto.

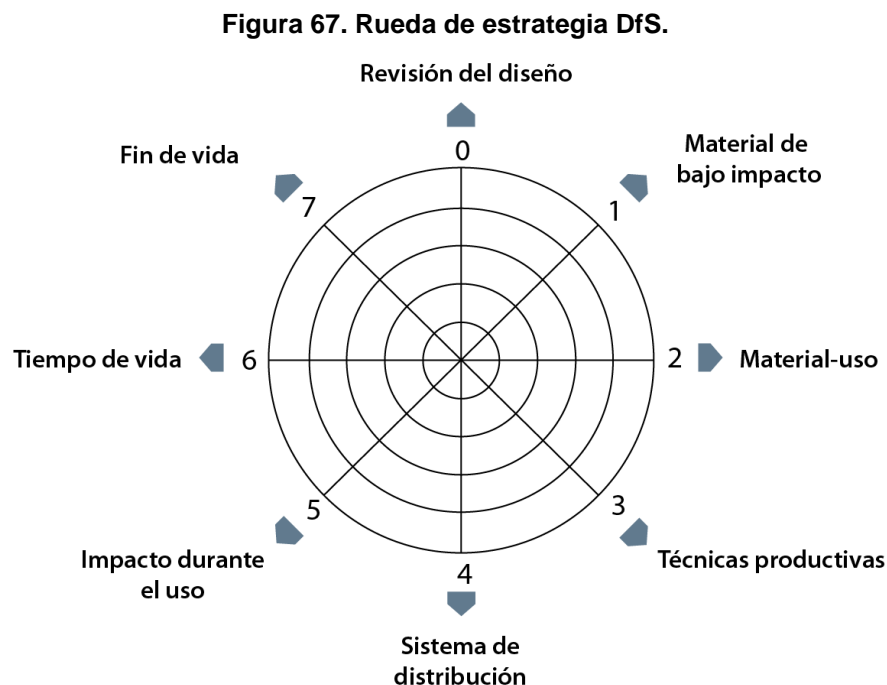
| Tópico | Materia prima | Proveedores | Producción | Distribución | Uso | Fin de vida |
|-------------------|---------------|-------------|------------|--------------|-----|-------------|
| Materiales | | | | | | |
| Uso energía | | | | | | |
| Desecho sólido | | | | | | |
| Emisiones tóxicas | | | | | | |
| Agua | | | | | | |
| CO ₂ | | | | | | |
| Costos | | | | | | |
| Recurso humano | | | | | | |
| | | | | | | |

Fuente [31]

Existen herramientas de prevención de la contaminación, estas son publicaciones en las que se presentan los valores de emisión de algunos materiales y procedimientos que suelen repetirse en procesos industriales comunes. Estos se pueden presentar como una guía de diseño, recopilación estructurada del conocimiento de la tecnología y materiales de una organización, o como una herramienta en un entorno CAD/CAE, donde la parte ambiental se integra a un conjunto de herramientas informáticas. [29]

Este tipo de herramienta resulta útil al momento de completar la matriz de impacto, permitiendo definir de manera cuantitativa algunos de los aspectos ambientales que se encuentran en consideración. Los datos a introducir en la matriz pueden ser cuantitativos o cualitativos, esto es decisión de los evaluadores, al igual que los materiales y procesos que serán evaluados, pues la intención es centrar el análisis en los que resultan verdaderamente relevantes. [31]

La matriz de impacto presenta de manera estructurada los procesos que implican un riesgo para el ambiente, de manera que estos puedan ser evaluados, y permitiendo así definir una estrategia a seguir para mejorar los aspectos más notables. Son 7 las estrategias consideradas para la mejora del producto, una por cada fase del ciclo de vida de este, y en las que se centrara el rediseño del objeto con el fin de disminuir el impacto ambiental. En ocasiones se hace uso de más de una estrategia de mejora, y cuando las mejoras son demasiadas, se debe optar por la estrategia 0, el rediseño (Figura 66). [31]



Fuente [31]

La selección de materiales de bajo impacto implica que estos sean más limpios, renovables, con menor contenido energético, reciclados o reciclables. Además se busca la reducción en el uso de materiales, disminuyendo el peso del producto, y el volumen que este ocupa estando embalado, que además resulta importante para el transporte. También se deben considerar las técnicas de producción, buscando procesos alternativos que disminuyan el número de pasos, la energía utilizada y la cantidad de desechos. [31]

Para optimizar el sistema de distribución se debe plantear el uso de un empaque más limpio o reutilizable, además de mejorar el transporte buscando medios más eficientes y que impliquen menor cantidad de emisiones, e involucrar dentro de lo posible proveedores locales. [31]

La reducción del impacto durante el uso se refiere a un menor empleo de energía e insumos, así como la búsqueda de fuentes de energía limpias, y sobre todo a considerar una economía de servicios, donde la empresa no vende el producto como tal, sino el servicio que este presta. Esta estrategia de alquiler resulta particularmente útil con productos de precio elevado que quedan obsoletos rápidamente, y a su vez permite a la empresa limpiar, reparar y renovar el objeto para un nuevo usuario. [29]

También es necesario optimizar la vida útil del producto, haciéndolo confiable, durable, y permitiendo el fácil mantenimiento y reparación de los diferentes elementos. Cuando la vida útil del objeto termina, se debe considerar la opción de su reutilización, reconstrucción o reciclaje de sus componentes, y de no ser posible, plantear la incineración segura. [31]

5.5.2 Matriz de impacto. En primera instancia, se aplica la matriz de impacto al modelo de configuración, de esta manera se determina cuáles son los elementos del dispositivo y los aspectos del ciclo de vida que mayor efecto tienen sobre el medio ambiente. Para realizar los cálculos de las emisiones que se generan, se hace uso de la herramienta Sustainability, que hace parte del entorno de trabajo de Solidworks, que sirve para dar un valor numérico a algunas de las características evaluadas (Ver anexo F).

Tabla 21. Matriz de impacto modelo de comprobación.

| | Materia prima | Producción | Distribución | Uso | Fin de vida |
|-------------------|---|--|----------------------------------|------------------------------|--|
| Materiales | Acero: 1823 g. Aluminio: 429 g. PVC: 321 g. PE: 70 g. Fibra vidrio: 1731 g. | Remaches. Soldadura. | Embalaje de cartón | | Separación de materiales mixtos. |
| Uso de energía | 297.11 MJ | 0.51 MJ | Peso incluido motor y base 7 Kg. | Consumo eléctrico del motor. | 1.34 MJ |
| Desecho sólido | | Exceso de residuos sólidos en los procesos de corte. | Embalaje | | Vida corta piezas aluminio. Difícil reparación. |
| Emisiones toxicas | 0.07 kg SO2 | 5.77E-4 kg SO2 | | 3.94E-3 kg SO2 | 1.21E-3 kg SO2 |
| Agua | 5.25E-3 kg PO4 | 8.66E-5 kg PO4 | | 7.28E-4 kg PO4 | 1.41E-3 kg PO4 |
| CO2 | 19.49 kg | 0.27 kg | | 0.67 kg | 1.49 kg |

Fuente: Autor.

Se debe considerar que para ninguno de los análisis se utilizan los elementos prefabricados, razón por la cual se excluye en esta evaluación la base utilizada para las pruebas, puesto que la misma es una adaptación realizada a partir de una base convencional de ventilador.

La matriz hace evidente que la mayor parte de las emisiones se producen a causa de la materia prima que se utiliza para elaborar el dispositivo, esto se debe en gran medida a que se utilizan materiales variados, lo que conlleva a un gran número de procesos para su transformación. Algunos de los materiales utilizados no son los ideales, por lo que el ciclo de vida es muy corto, lo que combinado con la variedad de materiales resulta en un problema a la hora de separar las piezas para su posterior reciclado.

Es de esta manera que se opta por la estrategia del DfS número 1, enfocada en la mejor selección y aprovechamiento de los materiales utilizados, buscando que con esto disminuya de manera significativa el impacto de los mismos. Esta optimización de materiales se mantiene en mente durante el desarrollo del modelo

definitivo, al cual se aplica la misma evaluación que al modelo anterior, haciendo uso del mismo software para los cálculos (Ver anexo G).

Tabla 22. Matriz de impacto modelo final.

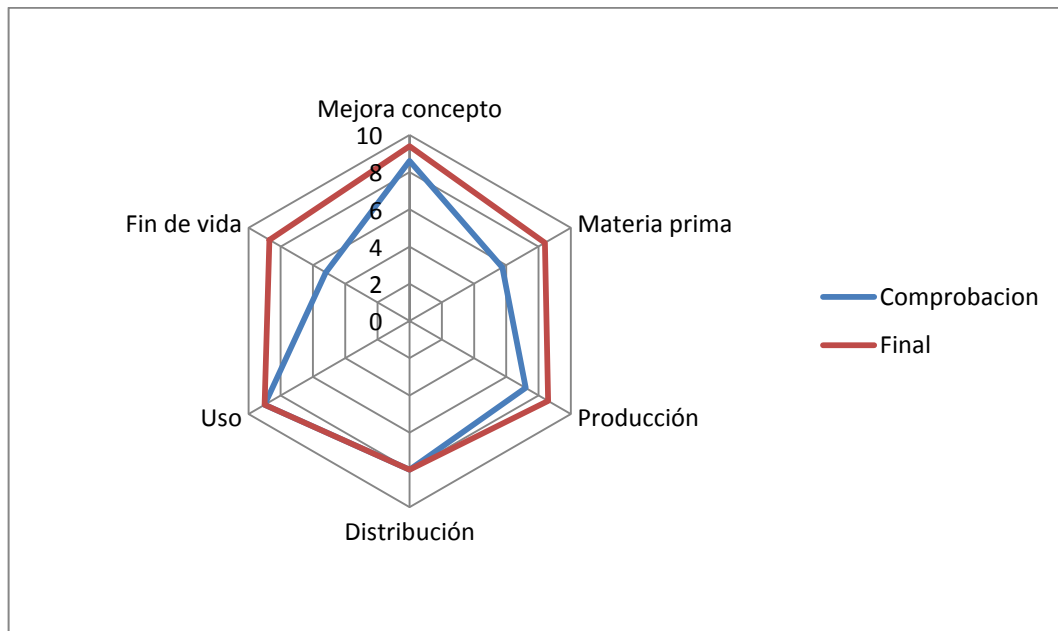
| | Materia prima | Producción | Distribución | Uso | Fin de vida |
|-------------------|---|---|--------------------------------------|------------------------------|-----------------------------------|
| Materiales | Acero: 3523 g. Hierro: 1986 g. Acrílico: 575 g. | Soldadura. | Embalaje de cartón 158*272*550 mm | | Fácil separación de materiales |
| Uso de energía | 183.5 MJ | 7.05E-3 MJ Numerosos procesos de soldadura | Peso incluido motor y base 9 Kg. | Consumo eléctrico del motor. | 2.15 MJ |
| Desecho solido | | Mínimo desperdicio | Embalaje | | Piezas fácilmente intercambiables |
| Emisiones toxicas | 0.04 kg SO2 | 3.93E-4 kg SO2 | | 7.55E-3 kg SO2 | 2.04E-3 kg SO2 |
| Agua | 3.31E-3 kg PO4 | 6.05E-5 kg PO4 | | 1.40E-3 kg PO4 | 1.19E-3 kg PO4 |
| CO2 | 12.11 kg | 0.33 kg CO2 | | 1.29 kg CO2 | 2.00 kg CO2 |

Fuente: Autor.

Se presenta un aumento en el peso del conjunto del dispositivo, debido no solo a la inclusión de la base durante la realización de los cálculos, sino también a la adopción del acero como principal materia prima para la fabricación de los diversos elementos compositivos. En su mayoría se plantea la fabricación a partir de platinas y barras de acero, por lo que los procesos se simplifican en gran medida, y se disminuye de esta manera la producción de desperdicios.

Al realizar la comparación entre los diversos aspectos, se aprecia una mejora considerable, sobre todo en los aspectos relacionados con la materia prima y el fin de vida de producto. En cuanto a distribución y uso las mejoras son casi nulas, puesto que el concepto final se mantiene muy fiel a las premisas planteadas inicialmente en el proyecto, aun así, se puede observar una mejora considerable en cuanto al impacto medioambiental general del dispositivo (Figura x).

Figura 68. Comparación de impacto medioambiental

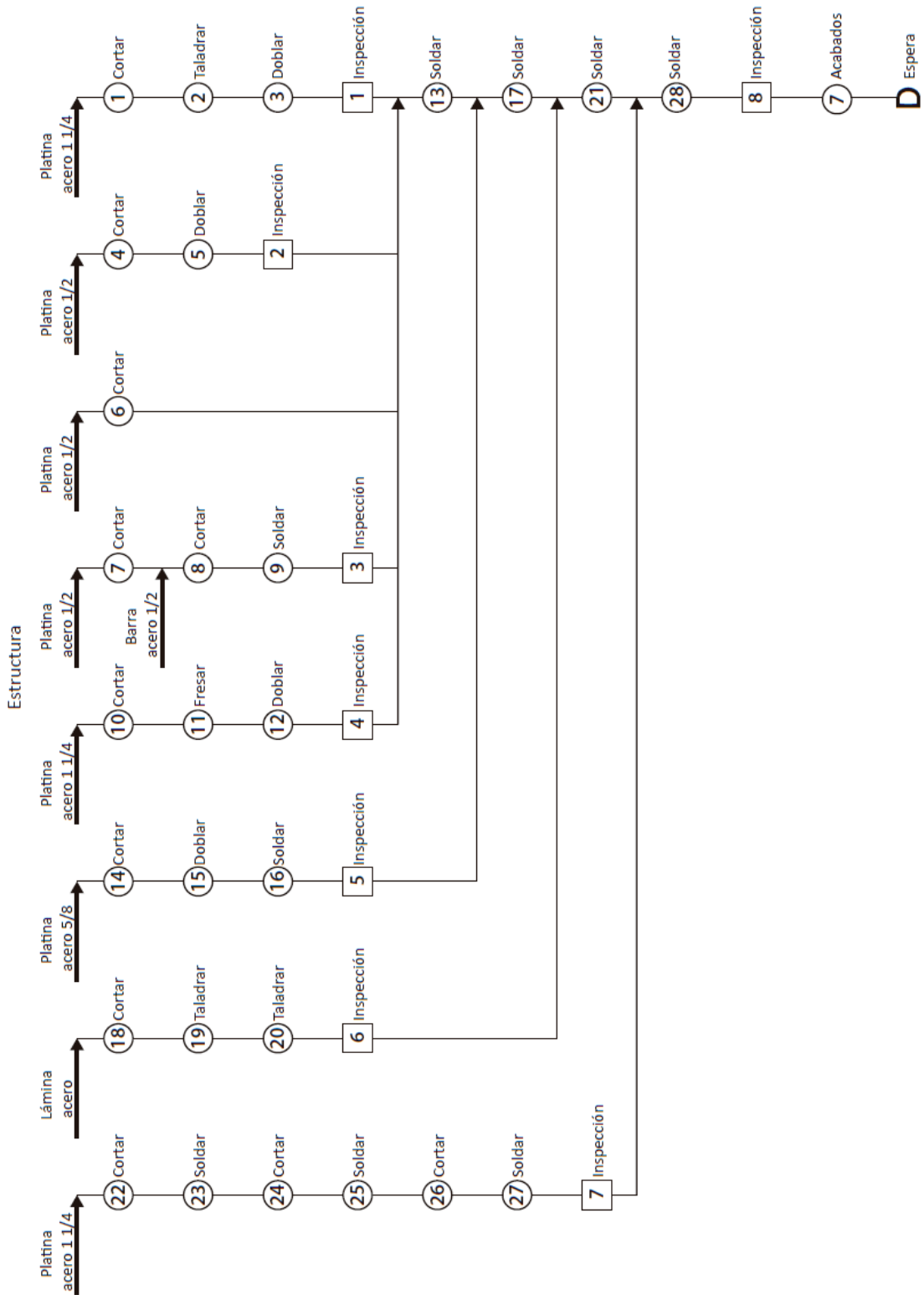


5.6 DISEÑO PARA MANUFACTURA

5.6.1 Producción. Las mejoras que resultan en la parte de impacto medioambiental tienen su repercusión en los aspectos productivos de la máquina, pues para lograr la reducción de los materiales y el peso, se deben construir elementos mucho más estructurales. Es por esta razón que para la construcción de cada uno de los elementos de la máquina se deben incorporar varias piezas que la conformaran.

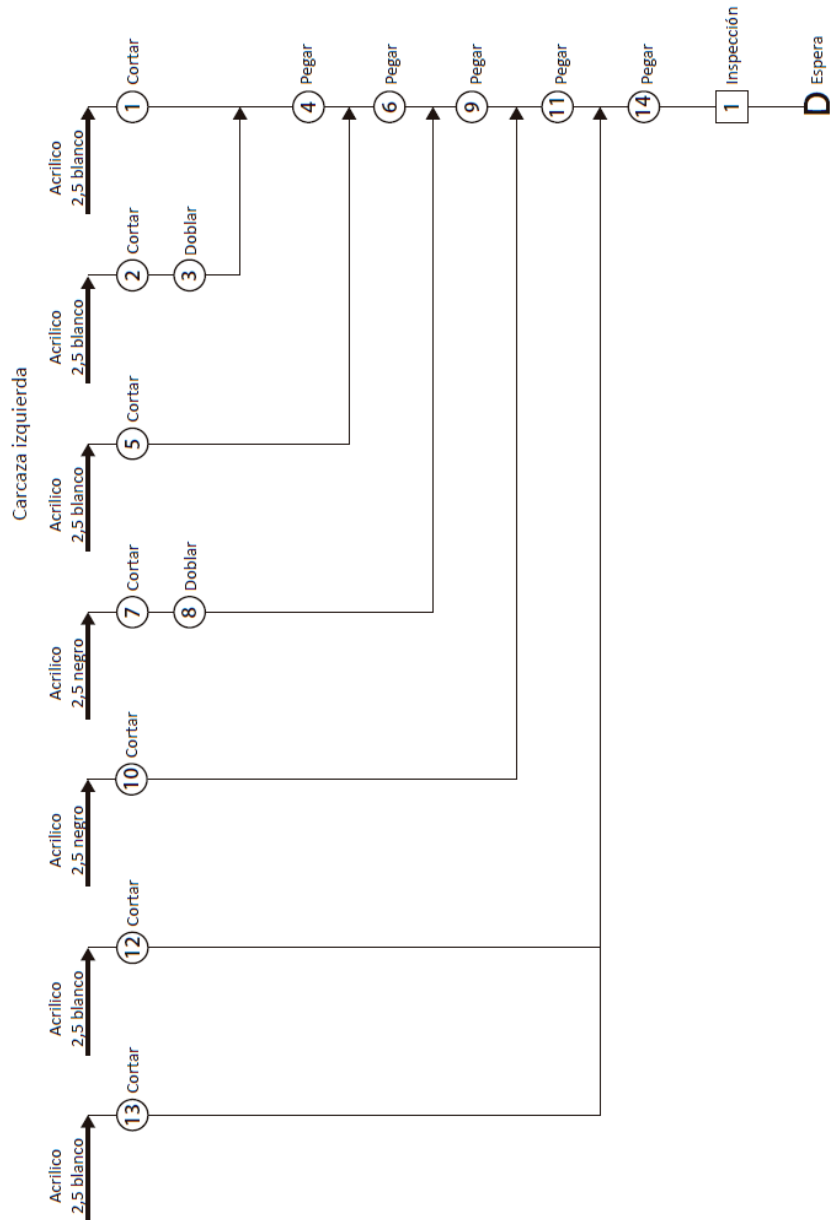
El elemento que representa el mayor grado de complejidad en el dispositivo es la estructura central, pues esta se encuentra conformada por 8 piezas independientes que se producen de forma paralela, las cuales se van incorporando paulatinamente para formar la estructura total (figura 68).

Figura 69. Tabla de producción estructura



Otra de las piezas que presenta un alto grado de complejidad es la carcasa izquierda, pues esta requiere del corte independiente de las piezas de acrílico, ya que lleva una combinación de dos tipos diferentes del material (Figura 69).

Figura 70. Tabla de producción carcasa izquierda.



Se realizan de igual manera los diagramas de producción de las demás piezas que conforman el dispositivo, indicando en cada uno la materia prima necesaria para su producción (Ver anexo H).

5.6.2 Precio de fabricación. Para determinar el valor de producción de la máquina en su totalidad, se toma la materia prima necesaria para cada uno de sus componentes, y se calcula el tiempo que toma cada proceso de conformación hasta que la pieza se encuentra lista para ser utilizada (Ver anexo I). En estos cálculos se incluye el valor de hora-hombre y hora-máquina para acercarse más a los precios reales de la fabricación de la pieza, pero se omiten los costos fijos, de manera que este valor no es el valor de venta del producto definitivo (Tabla 23)

Tabla 23. Costos de fabricación por pieza.

| Pieza | Material | Valor (pesos) |
|------------------------------|----------------|---------------|
| Estructura | Platina acero | 98.525 |
| Eje potenciómetro | Barra acero | 5.483 |
| Eje piñón salida | Barra acero | 5.084 |
| Eje motor | Barra acero | 5.975 |
| Piñón salida | Lamina acero | 20.311 |
| Piñón intermedio | Lamina acero | 26.231 |
| Piñón motor | Lamina acero | 21.022 |
| Antebrazo | Platina acero | 15.957 |
| Base | Fundición gris | 39.693 |
| Tubo exterior | Tubo acero | 24.943 |
| Tubo interior | Tubo acero | 19.940 |
| Carcaza frontal | Acrílico 2,5 | 4.554 |
| Carcaza antebrazo inferior | Acrílico 2,5 | 1.765 |
| Carcaza antebrazo superior | Acrílico 2,5 | 2.154 |
| Carcaza izquierda | Acrílico 2,5 | 11.179 |
| Carcaza derecha | Acrílico 2,5 | 9.469 |
| Carcaza agarradera posterior | Acrílico 2,5 | 1.014 |
| Carcaza agarradera frontal | Acrílico 2,5 | 3.399 |
| Control | ABS | 38.000 |

A estos valores de los mecanizados de las piezas se debe agregar el costo de los elementos prefabricados, cuyo valor será dado según el precio que se obtiene en

el mercado por unidad, por lo que se debe considerar que para una producción a gran escala, estos se reducirán de manera considerable.

Tabla 24. Costos piezas prefabricadas

| Pieza | Valor |
|---|---------|
| Motorreductor AM equipment serie 238 | 150.000 |
| Balinerá SKF-609 | 12.500 |
| Balinerá SKF-6001 | 12.000 |
| Riel guiado lineal | 7.000 |
| Manubrio | 1.500 |
| Cojín | 2.500 |
| Potenciómetro lineal | 7.000 |
| Resorte gas 80 N | 12.000 |
| Perilla | 500 |
| Pintura electrostática | 10.000 |
| Niquelado | 40.000 |
| Tarjetas electrónicas | 85.000 |

El valor estimado de la producción del dispositivo completo es de \$694.700, a lo que se suma un 7% por costo de transporte y varios, con lo que obtenemos un precio unitario de \$743.329.

5.7 DESARROLLO DE PROTOTIPOS

5.7.1 Prototipos del mando. Para realizar un prototipo del mando a utilizar por el paciente, en principio se consideran los aspectos esenciales que ayuden a mejorar la usabilidad y la interacción del usuario con el control.

Retroalimentación: la retroalimentación aumenta la precisión del usuario frente a las operaciones que ejecute durante la realización de la tarea con un control. Inicialmente es de carácter sinestésico y ayuda a determinar dónde y a qué velocidad se encuentran sus extremidades en el espacio en un tiempo dado. Luego vienen referencias a las características físicas del sistema durante la interacción con él, y mediante de señales auditivas, táctiles, visuales o de resistencia, envían respuesta sobre el correcto funcionamiento con el control.

Tamaño: Es primordial tener en cuenta los aspectos antropométricos que se ven implicados a la hora de utilizar el control, puesto que en ocasiones grandes dimensiones pueden disminuir la eficiencia del usuario. Esto no implica solo dificultades en la manipulación, sino el aumento de la distancia entre los botones, lo que se traduce en tiempos más largos de reacción.

Es preciso considerar la relación del tamaño del control y la extremidad en uso como también el tipo de acción que debe realizar el usuario. Por esto, para cada control y para cada tipo de tarea se requerirán dimensiones del control distintas, lo cual dependerá de la parte de la mano que utilice el usuario para la manipulación del mando.

Textura del control: Evitar el deslizamiento del control de la mano tiene que ver con la fuerza de acople y el coeficiente de fricción entre el material utilizado para realizar o recubrir el control y la mano. Luego para garantizar la unión mano-control es necesario considerar los materiales a utilizar a la hora de concebir el sistema.

Los extremos a la hora de escoger materiales para controles resultan siempre desagradables, materiales con coeficientes de fricción demasiados altos, así como los muy bajos y húmedos, incomodan. Según investigaciones efectuadas por Mondelo y Gregori el orden de la preferencia táctil de los materiales industriales analizados comienza por la madera, seguida de los aglomerados, las resinas fenólicas, el aluminio, los plásticos ABS, el acero inoxidable, el aluminio rugoso, el hierro pintado, y la goma.

Codificación del control: asignar una codificación a los controles ayuda a disminuir el margen de error y aumenta el desempeño de los usuarios, ya que la percepción del sistema se realiza de una manera más sencilla.

Entre las codificaciones más utilizadas se encuentran las de color, un tipo de distribución con un constante requerimiento visual. Si la actividad a realizar requiere liberar los ojos para captar otro tipo de información visual, la codificación más apropiada es por medio de una diferenciación táctil que distinga las entradas de información al control. [15]

Hay que tener en cuenta que el tacto es una modalidad sensorial menos precisa que la visión para percibir diferencias, lo cual puede producir inseguridad en las acciones del usuario y conducir a un error. Por esta razón, se recomienda que la identificación táctil se use como una verificación final en la identificación del control, más que como el método primario de codificación.

Codificación de la forma: para este tipo de codificación es recomendado utilizar formas simples, ya que está demostrado que las formas de este tipo se identifican más fácilmente que las formas complejas, además si también se cuenta con otro tipo de discriminación como táctil, el aprendizaje de la topografía del control se realiza en menor tiempo y con más eficiencia.

Codificación de la textura: hablar de codificación basado únicamente en textura no es lo ideal, a menos que entre ellas se encuentren superficies suficientemente distintas para que la confusión no ocurra. Osborne propone cinco principios básicos para la codificación táctil:

- Las formas que se distinguirán por medio del tacto deberán tener una forma tan gruesa como sea posible y que abarque un área que pueda tocar un solo dedo.
- Las formas geométricas, los números y las letras deberán estar constituidos por contornos, más que por formas sólidas.
- Se debería hacer variar las formas a lo largo de tantas dimensiones táctiles como sea posible.

- Si fuera posible, el botón debería estar diseñado o escogido para asegurar que la forma se mantenga en la misma orientación todo el tiempo que no dé vueltas.
- Las formas no deberán ser incómodas ni difíciles de usar.

Codificación por tamaño: Para manejar este tipo de codificación es necesario usar tamaños claramente diferenciables entre ellos, de otra manera no será efectiva la discriminación. Osborne propone una diferencia entre cada tamaño de un 20 % y con esto proporcionar una buena clave visual o táctil, de otra manera este tipo de codificación podría ocasionar errores o requerir más tiempo en su aprendizaje y comprensión del sistema.

La codificación en signos: La decodificación de elementos abstractos, como las luces de colores o las formas con superficies no cerradas, requiere de mayor concentración por parte de la persona en comparación con las formas simbólicas, puesto que no existe una relación precisa entre el significante y el significado. Aunque hay algunos signos aprendidos de carácter abstracto que ya poseen la misma fuerza de decodificación que una forma simbólica debido a la trascendencia de su uso, como el signo de reciclaje, o el de hombre y la mujer. [15]

Normativa Colombiana sobre códigos de colores.

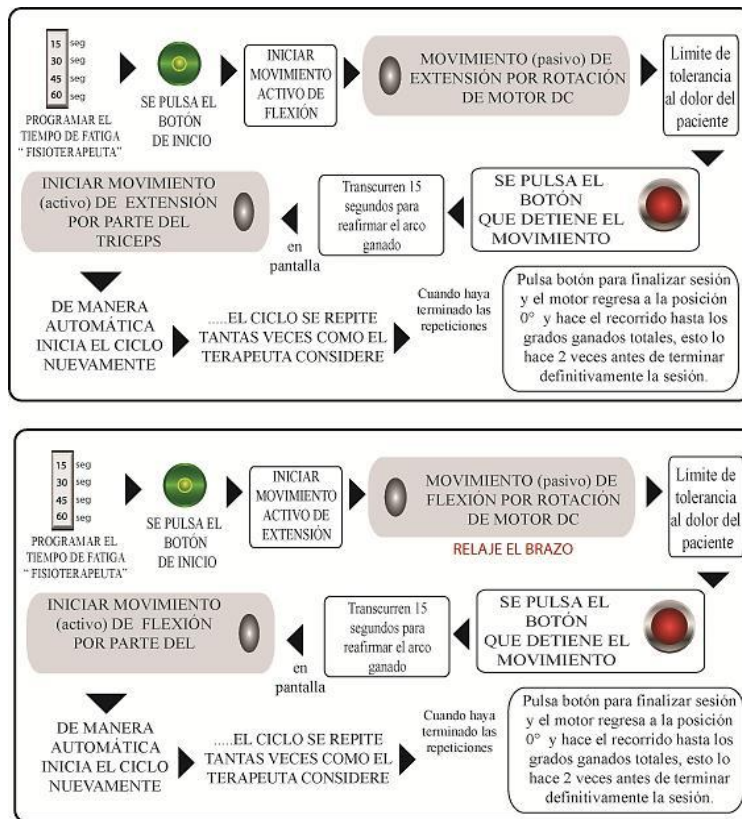
Por resolución 2400 de mayo de 1979 el ministerio de trabajo y seguridad social estableció algunas disposiciones sobre vivienda, higiene y seguridad en los lugares de trabajo. Entre los más importantes se tiene:

Artículo 203. Los colores básicos que se emplearán para señalar o indicar los diferentes materiales, elementos, máquina, equipos, etc. Son los siguientes de acuerdo a su clasificación:

1. El color rojo (R=227, G=0, B=19) se empleará para señalar: Barras o dispositivos que accionan mecanismos de parada en máquinas peligrosas; y botones de parada en controles eléctricos.
2. El color verde (R=0, G=141, B=54) se empleara para señalar: contorno del botón de arranque en los controles eléctricos de las máquinas.
3. El color verde pálido (R=149, G=193, B=31) se empleara para pintar: soportes de materiales (perfiles, platinas, tuberías, etc.) soportes para ejercicios, soportes para cilindros, mangueras y cables de portaelectrodos.
4. El color marfil (R=203, G=187, B=160) se empleara para pintar: Partes móviles de maquinaria, volantes de operación manual, brazos de palanca. [15]

5.7.1.1 Esquema inicial de la terapia: Se toma como base para el diseño del control la terapia propuesta inicialmente por los profesionales en fisioterapia (ver figura 71), la cual será desarrollada por el dispositivo a utilizar por el paciente.

Figura 71 Esquema Inicial de la terapia.

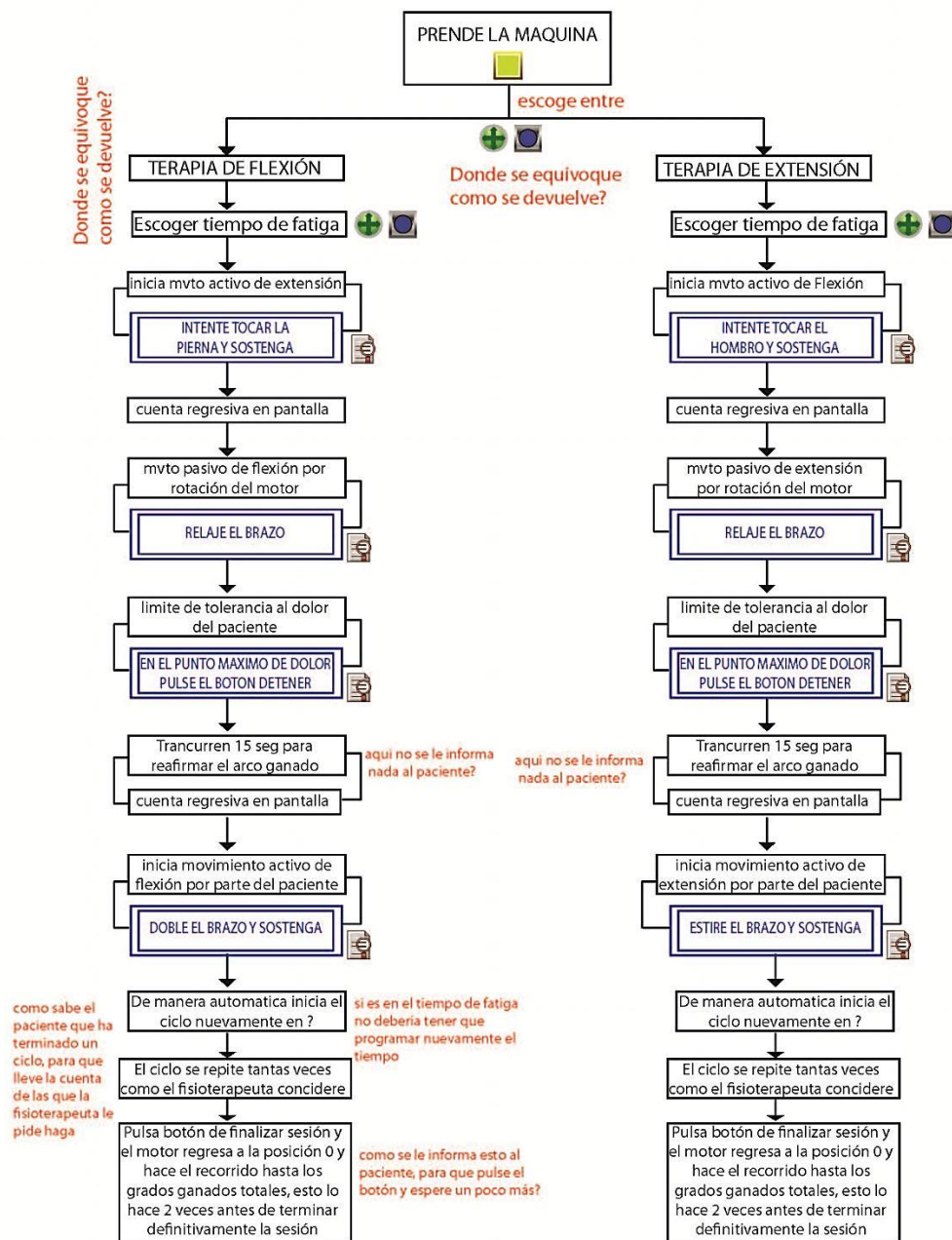


Fuente: Autor

Después de esto se analiza la información que se le debe comunicar al paciente y la forma de hacerlo, ya que el lenguaje técnico del fisioterapeuta debe ser traducido a una expresión coloquial para la adecuada realización de la terapia. También se debe proponer la cantidad de botones, su forma, su color y textura basados en el tipo de interacción que tendrá el paciente con el mando y los esquemas de codificación enunciados anteriormente.

A continuación se muestra un modelo de distribución (ver figura 72) que manifiesta las tareas cognitivas que deberá realizar el paciente a la hora de interactuar con el mando. Esto se traslada a una batería de prueba donde se medirá la facilidad de uso partiendo de la comprensión que presenta el paciente respecto al mando y la satisfacción con su configuración en general.

Figura 72 modelo de distribución identificando carga cognitiva.

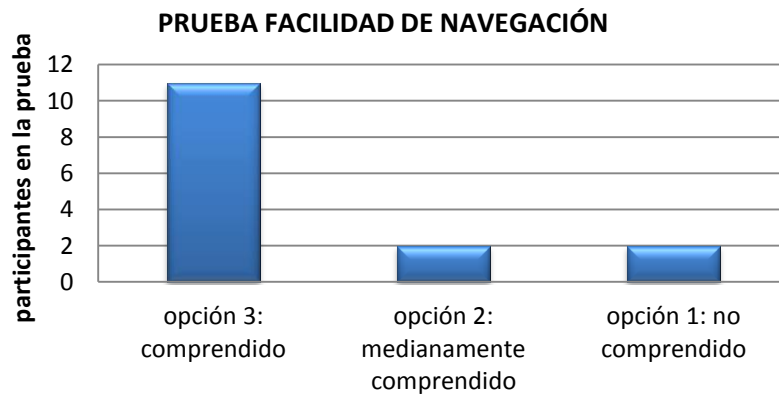


Fuente: Autor

5.7.1.2 Prueba de usabilidad para el mando: Se plantea una prueba (ver Anexo J) para corroborar la facilidad de navegación teniendo en cuenta la comprensión que presenta el usuario a la hora de interactuar con las diferentes opciones que

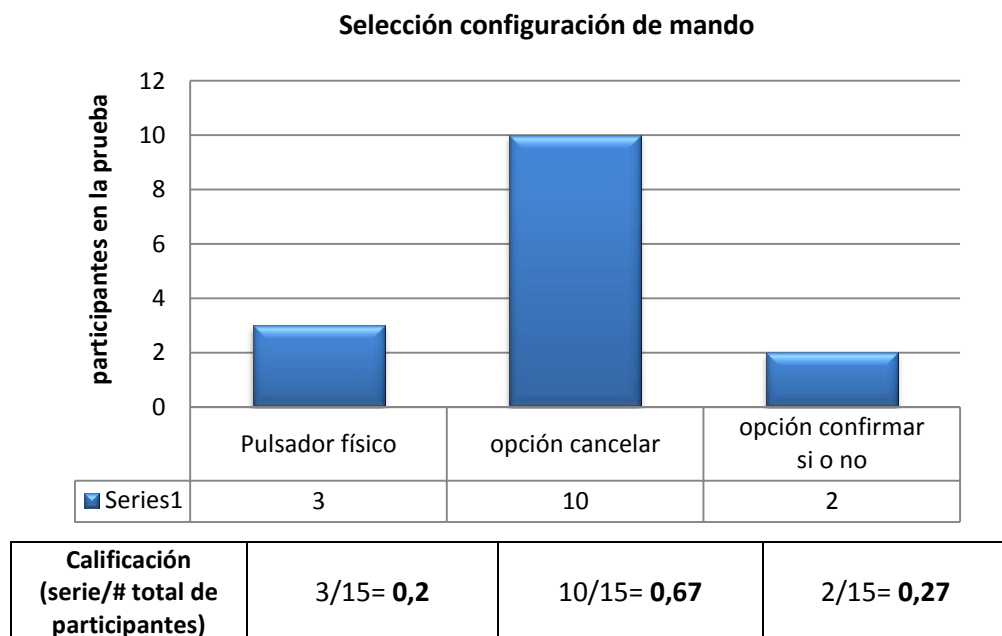
abarcen la terapia. Por otra parte, se presentan 3 diferentes configuraciones de botones para evaluar cuál de estas es más clara, y finalmente implementarla en el control final (Ver Figura 73-74)

Figura 73. Resultados prueba facilidad de navegación.



Fuente: Autor

Figura 74. Resultados prueba facilidad de navegación



. Fuente: Autor

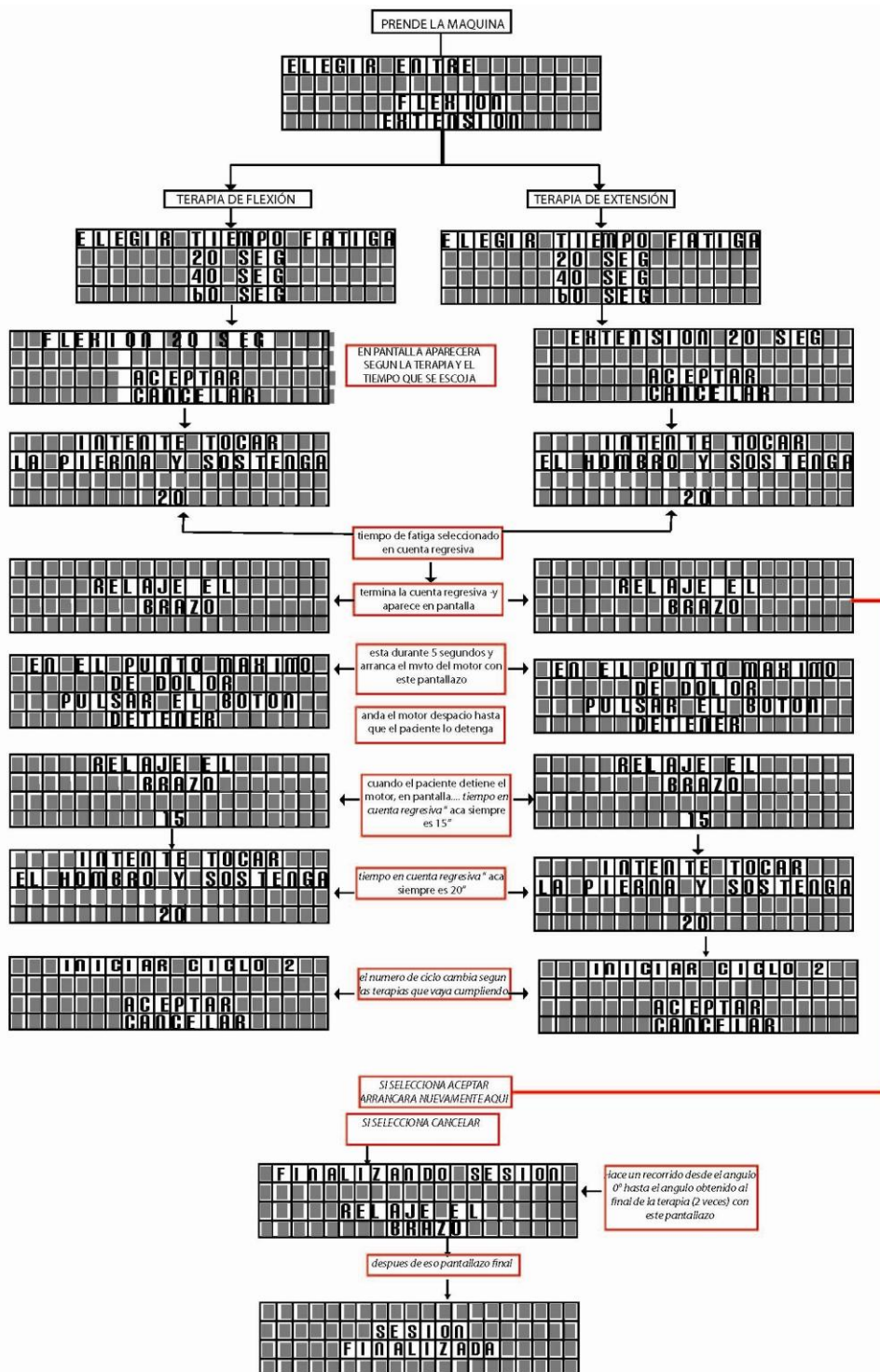
- **Conclusiones de las pruebas**

De las pruebas realizadas se concluye que el nivel de navegación es adecuado, ya que el 85% de los participantes comprendió la tarea a realizar y manifestó no encontrar dificultad al ejecutar la prueba. Frente a la selección de una configuración de mando, la elegida por la mayoría de participantes fue la que da la opción cancelar, pero de acuerdo a la escala de medición propuesta, la calificación es buena pero tiene falencias, luego resulta necesario realizar algunas intervenciones para potencializar esta configuración.

- **Configuración final de pantalla.**

A continuación se muestra una distribución definitiva, luego de aplicar las mejoras respecto a los resultados obtenidos en el test. Aquí se tienen cuenta la limitación que presenta la pantalla, como son 4 líneas de texto y máximo 36 caracteres.

Figura 75 Distribución final.



Fuente: Autor

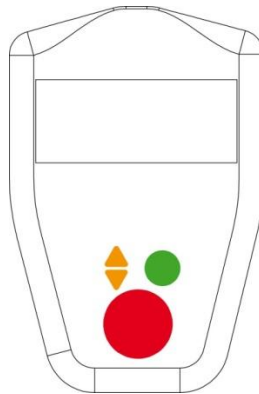
- **Configuración final de mando.**

El control contara con 2 botones para navegar entre las opciones dispuestas de arriba hacia abajo, por lo que estos tendrán forma de flechas indicando el sentido en el cual deberán ir para elegir la opción. El color en este caso es indiferente ya que no hay especificaciones para este tipo de uso. (Ver figura 76).

Al lado derecho de los botones de navegación se incluye un botón de aceptar, que permite dar continuidad a la opción elegida. Su forma es circular y es de color verde ya que según la normativa este color es utilizado en controles para dar inicio. (Ver figura 76).

En la parte inferior cuenta con un botón de detener, que será utilizado para frenar el movimiento cuando el paciente no soporte más el dolor que genera el estiramiento o la flexión de los músculos implicados. Dicho botón es circular, y se podrá discriminar de los otros gracias a su tamaño y a su color rojo, que es utilizado para detener máquinas y dispositivos en movimiento. (Ver figura 76 y 77).

Figura 76 configuración final de botones.



Fuente: Autor

Figura 77 Render del mando.



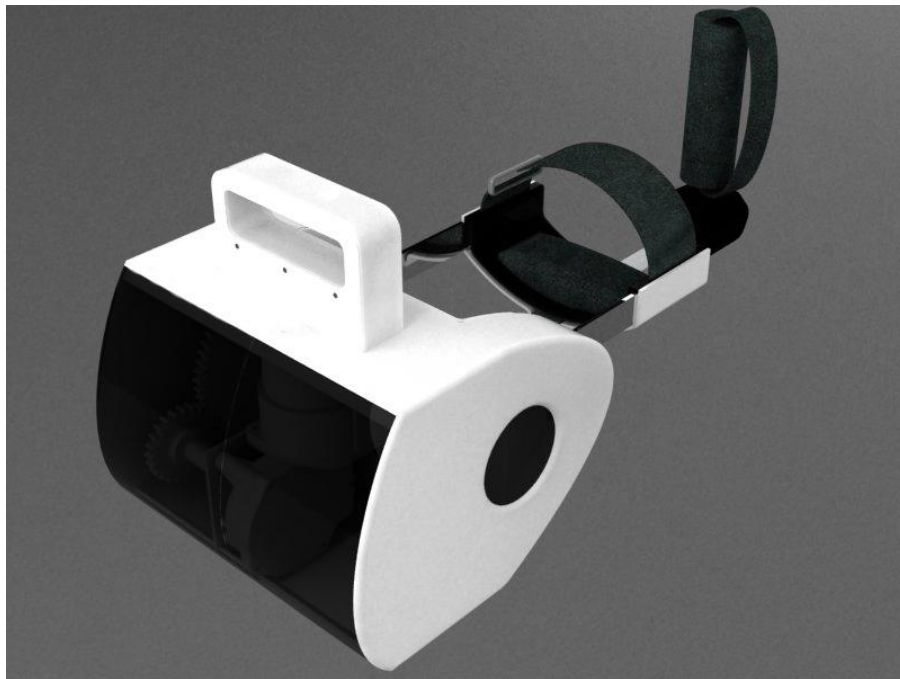
Fuente: Autor

5.7.2 Prototipo final del dispositivo. Finalmente se desarrolla un prototipo del dispositivo donde se integran todos los elementos para la conformación de una unidad funcional, cuyos componentes principales son la estructura, el sistema mecánico, el sistema eléctrico y la carcasa. La zona donde se ubica el motor se trata como el elemento central de diseño, puesto que en su interior se encuentran la mayoría de los componentes funcional, tanto mecánicos, hablando del juego de engranajes, como electrónicos, refiriéndose a la tarjeta, micro-controlador, potenciómetro y demás.

Para la realización del control, elemento electrónico que se encarga de regular la fuerza y velocidad que el motor produce a cada momento, se diseñan tarjetas electrónicas específicas para este fin. El micro-controlador montado en la tarjeta se encuentra en relación directa con el potenciómetro, ubicado en la zona del antebrazo, de esta manera, cada vez que el potenciómetro registra un desplazamiento, como cuando el paciente inicia el movimiento activo, el micro-controlador envía una señal al motor para iniciar el accionamiento en el sentido contrario, reconociendo de la misma manera la cantidad de fuerza necesaria.

La necesidad de estas relaciones tan intrincadas entre los diversos elementos funcionales, a los que se suman las restricciones antropométricas y ergonómicas, se ven reflejadas en el aspecto formal del dispositivo, cuya composición se basa en el uso de curvas suaves y limpias que se ajustan a todo lo demás. Además, se mantiene en todos los elementos, dispositivo, base y control, la simetría en uno de sus ejes, de tal manera que se percibe como un elemento neutral que puede ser utilizado independientemente de la lateralidad.

Figura 78. Percepción de lateralidad.



Fuente: Autor

El aspecto visual del dispositivo es determinado por un conjunto de elementos, en los que se incluye el material, cuyo acabado y textura, combinado con la forma propia del diseño, brinda al usuario la sensación de confortabilidad, seguridad y confianza. Por esta razón se utiliza el acrílico de color blanco, ya que además de ser un material aséptico, este color transmite la sensación de claridad, limpieza e incluso, esterilidad, que resultan de gran importancia en el ámbito médico.

Se complementa el diseño con el uso de piezas de acero niquelado, cuya significación resulta muy similar a la del acrílico blanco, que se combina con algunas piezas de color negro para romper con la monotonía del color claro, generar contraste y dirigir la atención del usuario a elementos específicos, como son el manubrio y otras partes funcionales del dispositivo. Además, esta combinación del negro con el cromado da una apariencia elegante y moderna al dispositivo.

Figura 79. Render dispositivo



Fuente: Autor

Con respecto a la base, se intenta hacer de este un elemento bastante neutral, que no llame demasiado la atención, de tal manera que la persona centre su atención en el dispositivo. Esto se logra a partir de una configuración formal sencilla combinada con el uso de un color neutral, sin demasiados elementos

compositivos en los alrededores, de manera que no se permita desviar la atención hacia esta zona.

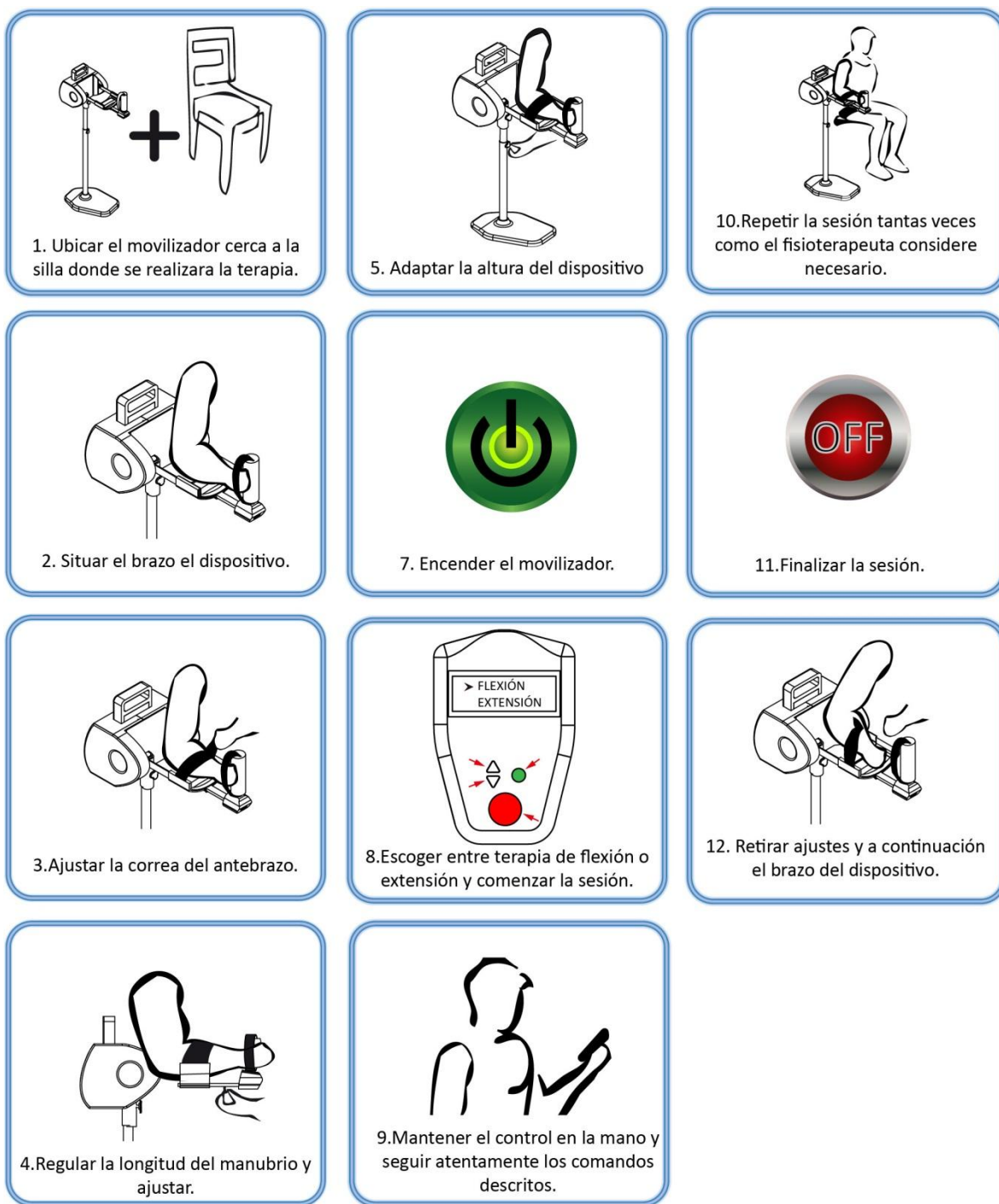
Figura 80. Render conjunto



Fuente: Autor

5.7.3 Diagrama de uso. A continuación se muestra cuales son los pasos a seguir para que el usuario interactue con el dispositivo en general. Figura 81.

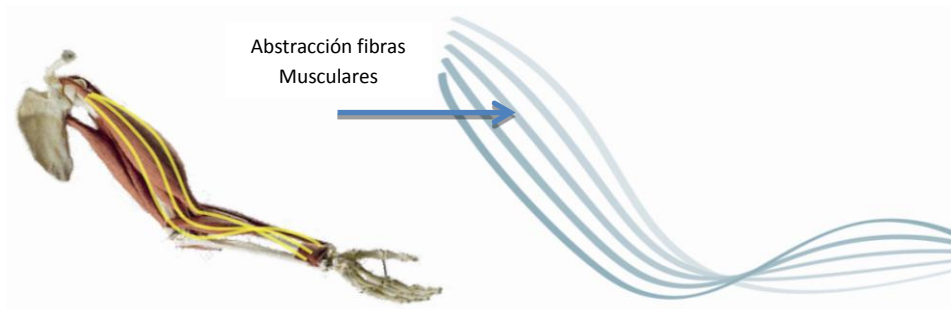
Figura 81. Diagrama de uso



Fuente: Autor

5.7.4 Diagramación de marca y nombre del producto. La parte grafica corresponde a la alineación de las fibras musculares presentes en el brazo y antebrazo, representadas por una serie de líneas que se entrecruzan en un punto, el cual hace referencia al codo. Se elige un color azul verdoso para mantener la relación que existe con la normativa medica del color azul para este tipo de dispositivos, pero sin rayar en la monotonía de utilizar el mismo tono (Figura 82).

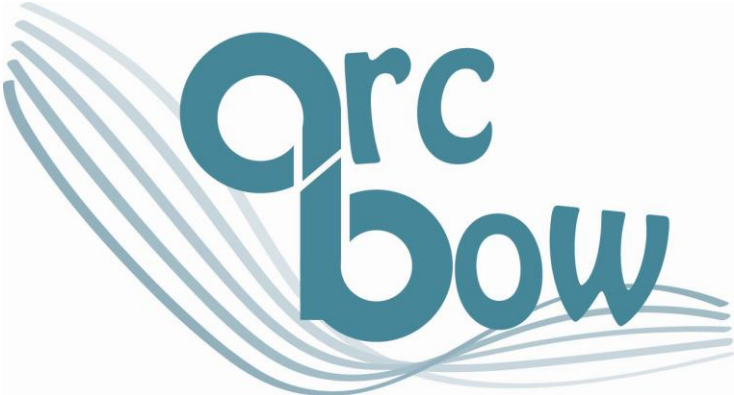
Figura 82. Músculos del brazo y el antebrazo.



Tomado de: www.didaciencia.com/product.php?num_cat=221.2482

El nombre del producto, Arc-Bow, nace de un juego de palabras que resulta de la traducción de los vocablos que la conforman del inglés al español. Se trata en primer lugar de la contracción de la palabra arc, arco en inglés, y de la palabra el bow, que significa codo, haciendo referencia a la función del dispositivo de recuperar los arcos de movilidad del codo. Por otro lado, la palabra bow como tal se refiere a los arcos utilizados para el lanzamiento de flechas, por lo que si se hiciera la traducción literal del nombre del dispositivo seria arco-arco (Figura 83).

Figura 83. Logo del dispositivo movilizador.



Fuente: Autor.

6. USABILIDAD

6.1 HEURÍSTICA

Teniendo presente que el dispositivo desarrollado es para la realización de terapias físicas de recuperación, y considerando que en su mayoría los pacientes han sufrido traumatismos graves cuyas secuelas aun intentan superar, resulta impensable el plantear la realización de las pruebas iniciales con ellos, pues esto podría poner en peligro su integridad física.

Con la necesidad de verificar el estado general del dispositivo se decide realizar la comprobación por parte de un experto, para lo cual se recurre a una persona que conoce a la perfección la terapia a realizar, que ha interactuado con los pacientes y que además de eso, conoce el proyecto, su desarrollo y objetivos, herramientas suficientes para realizar una evaluación integral. Esta persona es la doctora María Cristina Sandoval, directora de la escuela de Fisioterapia de la Universidad Industrial de Santander, y codirectora del proyecto.

Para la ejecución de estas pruebas se decide utilizar un ambiente controlado, libre de cualquier tipo de perturbación que pueda interferir con el correcto desarrollo de la actividad, y dentro de un contexto médico, donde la doctora se sienta cómoda durante la realización de la terapia. De manera que se decide realizar la prueba en las instalaciones de la facultad de fisioterapia, sitio al que se trasladara la totalidad de los equipos necesarios para la realización de la terapia.

Una vez que todo está dispuesto correctamente se dará inicio a la actividad, la cual se divide en dos partes; en primer lugar, la doctora observara el comportamiento de la máquina mientras esta es utilizada por una persona sin ningún tipo de traumatismo. Posteriormente, la doctora realizara la terapia, de

manera que pueda interactuar con el dispositivo de la misma manera que lo haría un usuario común, con la salvedad de contar con el equipo de diseño para asesorarla de ser necesario.

Al ser esta la primera prueba realizada con el dispositivo, no se es demasiado específico con las heurísticas a evaluar, puesto que se desea tener una visión general de las condiciones del movilizador. Independiente de esto, al ser un elemento médico, y su función tan específica, resulta evidente que la evaluación se centrara en la emulación de la terapia, la manera como esta es realizada por el dispositivo y los posibles efectos de cada una de las acciones realizadas por este.

6.1.1 Resultados heurística. La primera observación realizada tiene que ver con la programación de la terapia, en la que se propone realizar una sesión activa por parte del usuario con el fin de agotar el músculo antagonista del movimiento que se desee recuperar, la cual se realiza tan solo en el primer ciclo, pero que no se realiza nuevamente en los ciclos subsecuentes. Esto resulta un error, pues la realización de esta actividad tan solo una vez en la totalidad de la terapia resulta insuficiente para llegar a agotar realmente el músculo, complicando así la recuperación del arco.

Todos los demás aspectos relacionados con la realización del ejercicio son satisfactorios, y la manera en la que el método sostener-relajar es emulado y automatizado resulta más que adecuada, obteniendo muy buena respuesta de los comandos utilizados para guiar paso a paso la terapia. La única objeción en cuanto a los comandos es la manera tan inesperada en que finaliza la terapia, aunque este aspecto resulta un poco difícil de evaluar, pues una persona en rehabilitación se encuentra concentrada en el dolor, y a la espera de la finalización de la sesión.

En cuanto al apartado físico de la terapia también aparecen algunos aspectos por mejorar, como sería el caso de la velocidad de desplazamiento del antebrazo, que a pesar de no ser muy alta puede resultar incómoda para un paciente, sobre todo si se considera el dolor que les representa cada milímetro de movilización. Esto puede ser grave, sobre todo porque el control para la detención del movimiento lo tiene el usuario, de manera que el frenar depende por completo de su velocidad de reacción, la cual se ve afectada por el dolor, y este a su vez se ve aumentado por la velocidad.

También existe cierto grado de inconformidad con la fuerza total que produce el motor, pues esta resulta insuficiente durante la parte activa del ejercicio, permitiendo cierto grado de movimiento, cuando lo ideal sería que en este instante el antebrazo permaneciera por completo inmóvil. Existen varios factores que pueden estar afectando la potencia del motor, el más importante tiene que ver con la programación del mismo, pues se realiza un control de potencia para disminuir la velocidad, y el motor aumenta ambos parámetros a medida que los necesita, razón por la cual en algunos momentos se torna algo débil.

Este control de potencia también conlleva a otro problema que se hizo evidente durante la realización de las pruebas. La finalidad de este control es que el antebrazo mantenga la posición a pesar de los esfuerzos, pero como la fuerza es insuficiente, se alcanza a presentar cierto grado de desplazamiento, el cual el motor debe compensar una vez se dejen de presentar esfuerzos. Esto se traduce en un pequeño salto al momento de dejar de realizar fuerza en la parte activa de la terapia, el cual no parece muy significativo, pero que como señala la doctora María Cristina, puede resultar incluso peligroso para un paciente.

Una observación realizada por el equipo de diseño durante la realización de la prueba es el sobredimensionamiento en la altura de la base, pues la altura mínima que esta permite es la adecuada para una persona de percentil 50, por lo tanto las

personas que pertenezcan a un percentil inferior a este no podrán acomodarse en el dispositivo, o si lo hacen, será adoptando posturas incómodas.

6.2 PRUEBA DE USO

La primera prueba es realizada en un paciente que fue inmovilizado con férula desde la parte media del humero hasta la muñeca. Este presenta fractura en ambos brazos y uno de ellos aún se encuentra enyesado, por lo tanto la prueba se realiza con ayuda de un tercero, quien hace lectura de las acciones a realizar e interviene manipulando el control (Ver figura 84).

Figura 84. Prueba de usabilidad.



Fuente: Autor

Este primer acercamiento resulta satisfactorio, pues permite entrever la viabilidad del uso del dispositivo en un paciente con la certeza de que este no va a causar ningún daño a la integridad física del individuo. Una vez confirmado esto, se decide realizar el seguimiento de las terapias realizadas por un paciente durante un lapso mayor, de manera que se puedan corroborar los efectos del desarrollo de la terapia durante un tiempo prolongado.

Para este fin se logra el acceso al área de fisioterapia de la clínica Bucaramanga, donde la doctora Sandra Paola Ramírez supervisa la realización diaria de las terapias, haciendo uso de Arc-Bow, con dos de sus pacientes. Previo al inicio de dichas terapias, la doctora realiza una revisión del dispositivo, efectuando una sesión completa con el fin de determinar la eficiencia y seguridad del mismo.

Figura 85. Revisión del dispositivo por parte de fisioterapeuta.



Fuente: Autor

La paciente número 1 sufre una fractura proximal de humero que resulta en la inmovilización total del miembro superior durante aproximadamente un mes, tiempo tras el cual inicia de manera inmediata las terapias para recuperación de la movilidad. Al momento de realizar la primera prueba con el dispositivo, la paciente ya ha realizado dos sesiones con el fisioterapeuta, razón por la cual aun se encuentra con el movimiento bastante limitado.

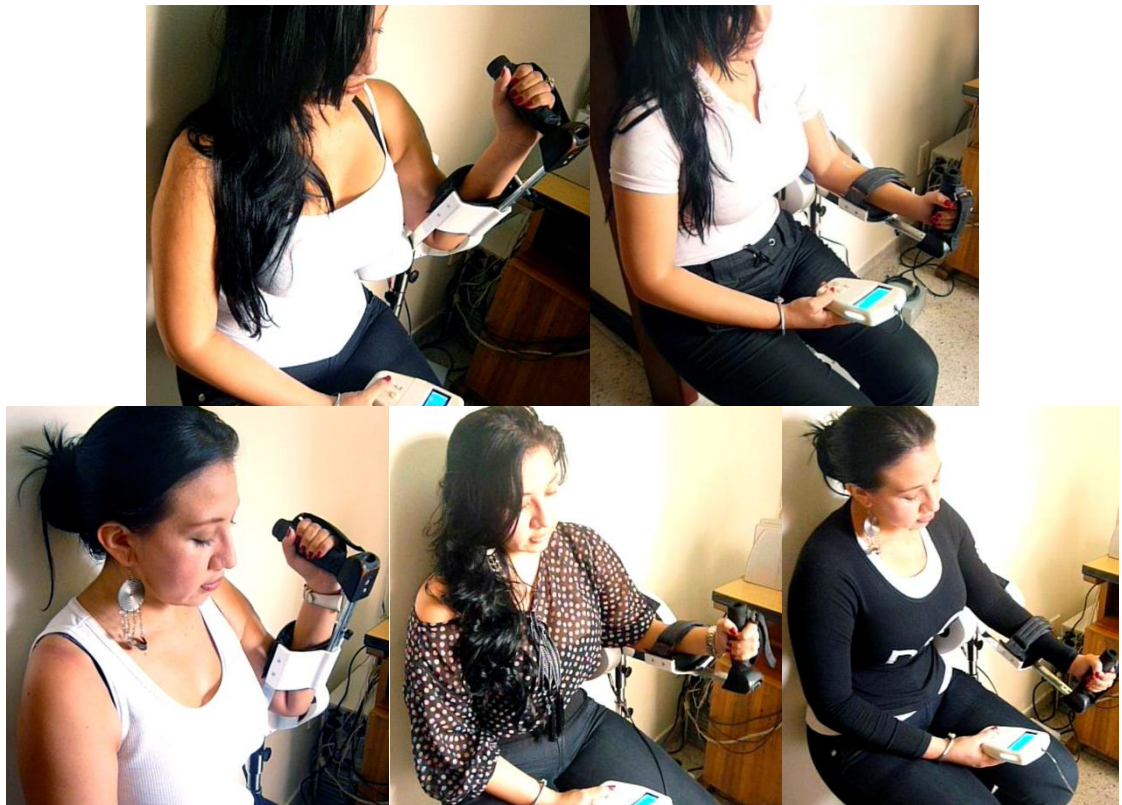
Figura 86. Revisión del arco paciente 1.



Fuente: Autor

Con esta paciente se efectúa la terapia de manera regular por un lapso de una semana, tiempo durante el cual asiste diariamente a la terapia realizada con el fisioterapeuta, la cual complementa con el uso del dispositivo en cada visita. Se aprovecha cada ocasión para observar la interacción de este usuario con Arc-Bow, mientras se le consulta acerca de su percepción respecto al uso de esta clase de dispositivo.

Figura 87. Realización de la terapia usuario 1.



Fuente: Autor

La realización de la terapia de forma regular demuestra ser efectivo, puesto que la paciente logra una rápida recuperación, sobre todo de la extensión, además de un aumento significativo de la fuerza para un periodo tan corto. Además, a los pocos días de iniciada la terapia, se reduce el dolor experimentado por la ejecución de los ejercicios, siendo casi nulas las demostraciones de molestia durante la última sesión realizada.

La paciente número 2 sufre una fractura proximal de cubito y radio, que conlleva a la inmovilización por cerca de 3 semanas, tras lo cual se inicia la movilización pasiva del miembro y se mantiene el mismo protegido con el uso de cabestrillo. Al

momento de efectuar la primera sesión con ayuda del dispositivo, han pasado dos semanas desde que se remueve el yeso, pero la paciente tan solo ha realizado un par de terapias con la fisioterapeuta.

Figura 88. Revisión del arco paciente 2.



Fuente: Autor

Durante la semana que se toma para la realización de estas pruebas, la paciente 2 solo asiste en dos oportunidades a la terapia, con un intervalo entre una y otra de 3 días, ocasiones en las que realiza la terapia con ayuda de la fisioterapeuta y se complementa nuevamente con el uso de Arc-Bow. La poca asiduidad con la que la paciente numero 2 asiste a la terapia física demuestra su poco interés en tener una rehabilitación completa.

Figura 89. Realización de la terapia usuario 2.



Fuente: Autor

Pese a que la realización de estas pruebas con la paciente 2 no resulta suficiente para determinar la efectividad en el uso del dispositivo para la rehabilitación del miembro superior, si evidencia los efectos negativos de la no realización de ningún tipo de terapia. El lapso de 3 días entre una terapia y otra es suficiente para que la persona pierda la movilidad conseguida en la última sesión, además resulta en una terapia mucho más dolorosa, lo que se hace evidente en la última sesión realizada con este paciente.

PRINCIPIO FACILIDAD DE USO: La prueba busca identificar que tan fácil le resulta al usuario utilizar el dispositivo gracias a la comprensión de la disposición de los distintos elementos y la manera de interactuar con estos. (Ver prueba anexo K)

Al paciente, luego de explicarle como iba a recibir la terapia por parte del dispositivo, se le da espacio para que se acerque al movilizador e inicie su uso como considere es correcto. Este hecho permite observar que el lenguaje en cuanto a como acceder a este resulta claro, ya que lo hizo de forma rápida, sin dudar ni hacer algún tipo de pregunta de cómo interactuar con él.

PRINCIPIO SEGURIDAD: Busca determinar la sensación que trasmite al paciente la realización de la terapia con el dispositivo considerando la totalidad de los elementos que lo componen para definir cuál de estos comunica la sensación de inseguridad.

Después de realizar la terapia el paciente enuncia que se sintió inseguro al principio por la incertidumbre a lo desconocido, y que iba a exponer una extremidad de su cuerpo que experimenta dolor, luego al transcurrir la terapia se sintió un poco más cómodo aunque menciona que la velocidad a la que gira el dispositivo resulta un poco alta.

PRINCIPIO COMODIDAD: Busca conocer el grado de aceptación del dispositivo en general a partir de lo cómodo que resulte para el paciente su utilización. Para esto se utiliza un cuestionario tipo Likert (ver anexo K) que dará como resultado el nivel de aceptación del dispositivo. La escala es de 1 a 5 donde 1 es totalmente en desacuerdo con la afirmación y 5 totalmente de acuerdo con la misma.

A la pregunta: El dispositivo se ajusta perfectamente a mis medidas.

El paciente contestó 5. Para la escala Likert $5-1=4$

A la pregunta: Algunos de los diferentes elementos del dispositivo me causaron fastidio.

El paciente contestó 2. Para la escala Likert $5-2=3$

A la pregunta: Creo que me gustara realizar la terapia con frecuencia en este dispositivo.

El paciente contestó 4. Para la escala Likert $4-1=3$

A la pregunta: Pensé que el dispositivo no me obligaría a adoptar posturas forzosas.

El paciente contesto 2. Para la escala Likert $5-2=3$

A la pregunta: Encontré los diversos elementos del dispositivo muy bien integrados
El paciente contesto 5. Para la escala Likert $5-1=4$

A la pregunta: Encontré muy desagradable el uso del dispositivo

El paciente contesto 2. Para la escala Likert $5-1=4$

Los resultados totales: $4+1+3+3+4+4=19$

La puntuación $19*2.5=47.5$

El resultado de la aplicación de la escala Likert es de 47.5, esto significa que el nivel de aceptación del dispositivo en general es bueno, por lo que se deduce que este es cómodo para el usuario.

Sobre el mando se hace una evaluación general por medio de una encuesta sencilla después de utilizar el dispositivo. Los resultados que son arrojados permiten entrever que el mensaje propuesto es lo suficientemente claro y el tamaño de letra ideal para su visualización, y queda corroborado durante la realización de la terapia ya que el paciente comprendió y ejecuto lo que le pedía el mensaje tan pronto aparecían en pantalla.

Frente a la evaluación de comodidad no existe ningún resultado debido a la imposibilidad que presentaba el paciente de manipular el mando debido a la presencia de un férula en el brazo contrario al que se encuentra en rehabilitación. Lo mismo ocurre en el caso del peso.

Resultado de la encuesta (ver anexo K)

- Tamaño de letra: 5
- Comodidad: ---
- Claridad de mensaje: 4
- Peso: ---
- Lenguaje de uso: 3

7. CONCLUSIONES

- La realización del análisis de campo durante las etapas iniciales del proyecto permite un acercamiento realista a la problemática y sus posibles soluciones, con la que se accede además a una fuente de datos confiable como son los profesionales de fisioterapia, quienes conocen mejor que nadie las patologías, la terapia y la manera de sobrellevarla.
- Se realiza la constatación de los datos recolectados de diversas fuentes con bibliografía específica de cada uno de los temas, a partir de lo cual se determina que la técnica sostener- relajar es una de las más efectivas para la recuperación de arcos de flexo-extensión a nivel del codo, ya que incorpora tanto ejercicios activos como pasivos, de manera que garantiza una completa recuperación funcional.
- El estudio de mercados revela la inexistencia de un elemento que integre la tecnología actual con una terapia realmente efectiva para lograr una recuperación satisfactoria de la movilidad articular del miembro superior. Esto se debe a que en el mercado solo existen movilizadores para la realización de ejercicios pasivos, que no contribuyen con la restitución de la fuerza muscular, por lo que resultan insuficientes a la hora de hablar de una recuperación integral.
- Arc-Bow es un dispositivo que complementa la terapia realizada por el profesional en fisioterapia, el cual debe acompañar al paciente durante todo su proceso de rehabilitación. Este dispositivo contribuye a una rápida recuperación, gracias a la posibilidad de realizar los ejercicios en varias sesiones diarias, lo que es ideal para obtener mejores resultados, con un nivel de acompañamiento que un fisioterapeuta no puede ofrecer.

- Durante la etapa de comprobación se hace evidente que la posición sedente es la ideal para la realización de la terapia, puesto que permite la ejecución de la actividad evitando la tensión de los diferentes grupos musculares del cuerpo, facilitando de esta manera el trabajo muscular. Aunque la posición yacente es la de menor tensión, resulta inconveniente puesto que para la realización de la terapia se requiere de la atención del paciente, que podría verse comprometida en esta postura.
- Las opciones de configuración de la terapia en el dispositivo se reducen al mínimo, de manera que el usuario no tiene que realizar operaciones complejas para iniciar una sesión. De esta manera, además de incentivar a la realización de la terapia, se minimiza la posibilidad de error durante la configuración del dispositivo, siendo el fisioterapeuta quien establece las opciones que el paciente deberá elegir.
- Es de gran importancia el lograr la aceptación por parte del paciente, ya que el movilizador va a realizar una tarea que a este le resulta peligrosa, para lo cual el dispositivo debe producir una sensación de confort y seguridad a la hora de su uso. Esto se logra a partir de la forma, donde el uso de curvas suaves, la ausencia de aristas peligrosas, el ocultar los elementos mecánicos y los colores neutrales mejoran el nivel de aceptación por parte del público.

8. RECOMENDACIONES

- Informar al paciente de la evolución de la terapia, permitiendo la visualización en pantalla del ángulo de desplazamiento grado a grado, al tiempo que se mantiene un registro del arco máximo obtenido durante la terapia anterior. De esta manera el paciente no solo obtiene un historial de su evolución, sino que se determina de esta manera un margen a alcanzar y superar en cada sesión.
- Habilitar el uso de una memoria interna en el dispositivo, de manera que se pueda guardar un historial de cada sesión realizada por el paciente, para una posterior revisión de estos datos por parte del fisioterapeuta, quien confirmara de esta manera la correcta realización de la terapia. Se debe registrar de esta manera la fecha en que se realiza la terapia, hora de inicio, hora de finalización, tipo de terapia y máximo ángulo alcanzado.
- Mejorar la visualización de los datos a través del uso de una pantalla de mayor resolución, con capacidad para generar gráficos y que estos los presente a color, pues aunque los comandos se presentan de manera acertada en la pantalla actual, se pueden mejorar los menús interactivos con la implementación de un apartado gráfico. Además, esta opción complementa la presentación del historial, pues el mismo podría entregarse en la forma de una gráfica ángulo vs. tiempo muy sencilla de interpretar.
- Independizar el mando del dispositivo, ubicando en este la memoria y dándole autonomía a través del uso de baterías, de manera que pueda ser retirado del dispositivo por parte del paciente, quien lo llevara al terapeuta para que pueda observar directamente en pantalla el modo en que transcurre la terapia. De esta manera se evita el uso de un ordenador para la visualización de esta

información, y se prescinde del movilizador, de manera que no se hace necesario el transportarlo constantemente.

- Desarrollar una iconografía que complemente el lenguaje de uso del dispositivo, de manera que sean claras las funciones, tanto de los botones en el mando como de los diferentes elementos ubicados en el dispositivo, centrado en lo que se refiere a una mejor comunicación de las funciones de ajuste de las dimensiones antropométricas.
- Implementar la terapia para la recuperación de la prono-supinación a la altura del codo, realizando un proceso similar al efectuado durante este proyecto, de manera que se emule el ejercicio más adecuado para la rehabilitación de este traumatismo. De igual forma se podría pensar en la implementación de ejercicios para la recuperación de la movilidad a la altura de la muñeca, de manera que la persona que se vea afectada en la totalidad de los movimientos pueda realizar su rehabilitación con solo un dispositivo.

9. PUBLICACIONES

DELGADO, A.G., GOMEZ, G.A., Suporte para terapia física do membro superior. 11º Congresso Internacional de Ergonomia e Usabilidade de Interfaces Humana-Tecnologia, Ergodesign USIHC. 15 a 19 de mayo de 2011 en la ciudad de Manaus. ISBN 978-85-7512-467-3.

GOMEZ, G.A., DELGADO, A.G., Arc Bow, desenvolvimento de um dispositivo de cobrança arcos em flexo-extensão após a lesão ao nível dos cotobelos. 11º Congresso Internacional de Ergonomia e Usabilidade de Interfaces Humana-Tecnologia, Ergodesign USIHC. 15 a 19 de mayo de 2011 en la ciudad de Manaus. ISBN 978-85-7512-467-3.

REFERENCIAS

- [1] PERRY, Clayton R. y ELSTROM, John A. Manual de fracturas. Traducido por Dr. Jorge Alberto Mérito. 2 ed. México D.F.: McGraw-Hill Interamericana, 2001. 463 p.
- [2] DRAKE, R. BOGL, W. MITCHELL, A. Gray, anatomía para estudiante. 1 ed. Madrid: Elsevier España S.A., 2005. 1034 p.
- [3] SAHRMANN, S. Diagnóstico y tratamiento de las alteraciones del movimiento. Traducido por María José Mata. 1 ed. Barcelona: Editorial Paidotribo, 2005. 479 p.
- [4] REVIEW ARTICLE. The Posttraumatic Stiff Elbow: A Review of the Literature. Anneluuk L. C. Lindenhovius, MSc, Jesse B. Jupiter, MD From the Harvard Medical School, Boston, MA; and the Orthopaedic Hand and Upper Extremity Service, Massachusetts General Hospital, Boston, MA.
- [5] Prevention and Treatment of Elbow Stiffness. Peter J. Evans, MD, PhD, Sumon Nandi, MD, Steven Maschke, MD, Harry A. Hoyen, MD, Jeffrey N. Lawton, MD. (J Hand Surg 2009; 34A:769–778. © 2009 Published by Elsevier Inc. on behalf of the American Society for Surgery of the Hand.)
- [6] MINI SYMPOSIUM: ADULT ELBOW PROBLEMS V. Fractures of the adult elbow. O. Ennis, D. Miller, C.P. Kelly. The Hand and Upper Limb Unit, Robert Jones and Agnes Hunt Orthopedic Hospital, Oswestry, Shropshire SY10 7AG, United Kingdom
- [7] Restoring range of motion via stress relaxation and static progressive stretch in posttraumatic elbow contractures. Slif D. Ulrich, MD, Peter M. Bonutti, MD,

Thorsten M. Seyler, MD, David R. Marker, BS, Bernard F. Morrey, MD, Michael A. Mont, MD.

[8] MIRALLES, R. PUIG, M. Biomecánica clínica del aparato locomotor. 1 ed. Barcelona: Masson S.A., 2000. 321 p.

[9] HERNDON, D. Tratamiento integral de las quemaduras. 3 ed. Madrid: Elsevier Masson, 2009. 638p.

[10] KAPANDJI, A.I. Fisiología articular 1: esquemas comentados de mecánica humana. Traducido por María Torres Lacomba. 6 ed. Madrid: editorial Médica Panamericana, 2006. 351p.

[11] GREENMAN, P.E. Principios y práctica de la medicina manual. 2 ed. Madrid: editorial Médica Panamericana, 2000. 594 p.

[12] A. Hûter- Becker, H. Schewe: Fisioterapia descripción y tratamientos. Traducido por Eva Nieto. 1 edición. Barcelona: editorial Paidotribo, 2003. 195 – 197 p.

[13] ADLER, Susan S. BECKERS, Dominiek y BUCK, Math. PNF in practice and illustrate guide. 3 ed. Alemania: Springer Medizin Verlag, 2008. 302p.

[14] Perfil de morbilidad y mortalidad en Santander. Revista del Observatorio de Salud Pública de Santander - Año 5, número 2, mayo-agosto 2010. Recuperado el 03 de agosto de 2011, en http://www.saludsantander.gov.co/web/index.php?option=com_docman&task=cat_view&gid=144&Itemid=3

- [15] MARADEI, M. y ESPINEL, F. Ergonomía para el diseño. 1 ed. Colombia: Ediciones Universidad Industrial de Santander, Febrero del 2009. 313p.
- [16] Estrada, J., Camacho, J., Restrepo, M., Parra, C. (1998). Parámetros antropométricos de la población laboral colombiana 1995 (acopla 95). Revista Facultad Nacional de salud pública, 15 (2), 112-139.
- [17] LAURIG, W. VEDDER, L. Enciclopedia de salud y seguridad en el trabajo. 3 ed. Madrid: OIT/ Ministerio de Trabajo y Asuntos Sociales, 2001.
- [18] TREW, M. EVERETT, T. Fundamentos del movimiento humano. Traducido por Santiago Madero García. 5 ed. Barcelona: Elsevier Ltd., 2006. 287p.
- [19] FARRER, F. MINYA, G. NIÑO, J. RUIZ, M. Manual de ergonomía. 2 ed. Madrid: Editorial Mapfre, 1997. 620 p.
- [20] RUBIN, J. Conceptual Design: Cornerstone of Usability. USA: The Usability Group LLC, 1999. 13 p. <http://www.delijst.net/delijst/pdf/conceptdesign.pdf>
- [21] WIKLUND, M. WILCOX, S. Designing usability into medical products. USA: CRC Press, 2005.
- [22] Instituto de Biomecánica de Valencia. 2003. Datus, ¿Cómo obtener productos con alta usabilidad? I.S.B.N.: 84-95448-07-6. Fundación Cedat.
- [23] ROYO, J. Diseño digital. Barcelona: Ediciones Paidós Ibérica S.A., 2004. 214 p.
- [24] HENRY, S. Simplemente pregunta: Integración de la accesibilidad en el diseño. USA: ET/Lawton, 2008. 166 p. www.uiaccess.com/JustAsk/es/

- [25] GOETSCH, Davidy DAVIS, Stanley. Quality Management for Organizational excellence: Introduction to total quality. 6 Ed. Prentice Hall. December 30, 2008.
- [26] Asociación Latinoamérica de QFD. Recuperado el 9 de febrero de 2012, de [http://www.qfdlat.com/Herramientas_QFD/herramientas qfd.html](http://www.qfdlat.com/Herramientas_QFD/herramientas%20qfd.html)
- [27] Peters, Tom. Boletín calidad y gestión. 14 de junio 2011 (ed.66). http://www.calidad-gestion.com.ar/boletin/edicion_66.html
- [28] Brooke, J. (1996). SUS: A Quick and Dirty Usability Scale. In: P.W. Jordan, B. Thomas, B.A. Weerdmeester & I.L. McClelland (Eds.), Usability Evaluation in Industry. London: Taylor & Francis.
- [29] CAPUZ, Salvador. GOMEZ, Tomas. Ecodiseño, ingeniería del ciclo de vida para el desarrollo de productos sostenibles. 1 ed. México D.F.: Alfaomega Grupo Editor, S.A. de C.V. 2004. 268 p.
- [30] GARCIA, Brenda. Ecodiseño, nueva herramienta para la sustentabilidad. 1 ed. México D.F.: Editorial Designio, S.A. de C.V. 2008. 77 p.
- [31] CRUL, M.R.M. y DIEHL, J.C. Diseño para la sostenibilidad: un enfoque práctico para economías en desarrollo. Delf University of Tecnology, UNEP. Programa de las Naciones Unidas para el Medio Ambiente. 2007.
- [32] ULRICH, K. y EPPINGER, S. Diseño y desarrollo de productos. 4 ed. México D.F: McGraw Hill Companies. 2009. 736 p.
- [33] PEÑA, J. DOMINGO, GAMIS. C. JUAN. Introducción a los autómatas programables. 1 ed. Madrid: Editorial UOC, 2003. 203 p.

[34] BALCELLS JOSEP, ROMERAL. JOSE. Autómatas programables. 1 ed. Madrid: Editorial MARCOMBO S.A 1997. 327P.

[35] MCCOMB, G. The robot builder`s bonanza. 2 ed. Nueva York: McGraw-Hill, 2001. 753p.

[36] BARRIENTOS, A. PEÑIN, L. BALAGUER, C. ARACIL, R. Fundamentos de robótica. 1ed. Madrid: McGraw-Hill Interamericana de España, 1997. 327 p.

[37] BERGREN, C. Anatomy of a robot. 1 ed. Nueva York: McGraw-Hill, 2003. 306 p.

[38] Morfología del robot, Actuadores. Recuperado el 14 de octubre de 2011, del sitio web de la Universidad de Guadalajara: <http://proton.ucting.udg.mx/materias/robotica/>

ANEXOS

ANEXO A. Encuesta para comercializadoras

Encuesta piloto para empresas comercializadoras de equipos, aparatos, instrumentos y accesorios ortopédicos.

Diseño de elemento movilizador para la recuperación de flexo-extensión en miembros superiores a nivel de codo.

Esta encuesta es la base para diseñar un elemento movilizador portátil que ayude a realizar una técnica complementaria (sostener-relajar) en la etapa inicial de la recuperación de la flexo-extensión de miembros superiores a nivel codo, tras un periodo de inmovilización.

1. Reconoce la importancia y beneficios para el paciente de hacer el ejercicio (sostener-relajar) por lo menos 3 veces al día como parte complementaria de la terapia.

Si ____ No ____

Por qué? _____

_____.

2. Le interesaría ofrecer el servicio de venta o alquiler de un dispositivo que potencializa la recuperación de limitaciones en flexo-extensión a nivel del codo, tras ser comprobada su efectividad e importancia por centros de fisioterapia y E.P.S?

Si ____ No ____

Por qué? _____

_____.

3. Sabe si existe en el mercado equipos portátiles que contribuyan con la recuperación de la flexo-extensión.

Si ____ No ____

Cuales? _____

4. Qué precio estima para un movilizador portátil para la recuperación de la flexo-extensión en miembros superiores a nivel de codo (arc-wob)?

- a. Entre 400.000 y 600.000 ____
b. Entre 600.001 y 800.000 ____
c. Entre 800.001 y 1'000.000 ____
d. Entre 1'000.001 y 1'200.000 ____

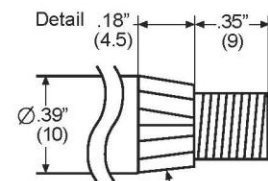
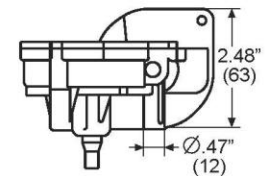
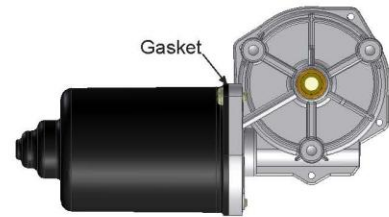
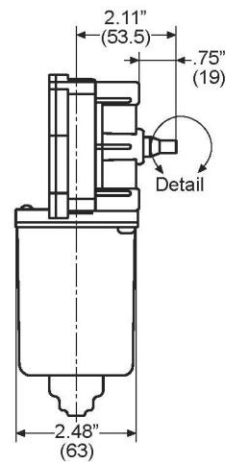
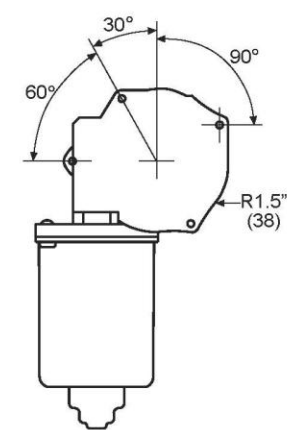
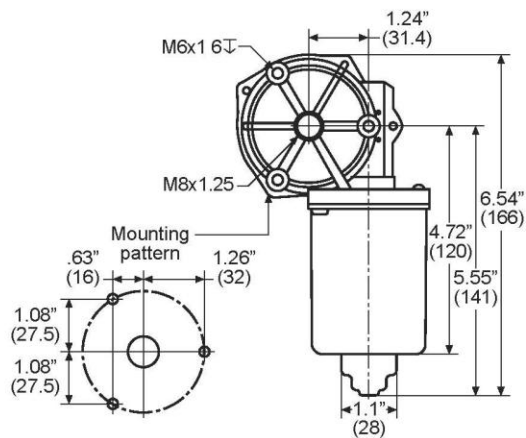
Gracias por su colaboración...

ANEXO B-visita etnográfica

ANEXO C – especificaciones del motor

238 Series Motor

- 38 Nm (see conversion table on reference information page)
- SAE standard durability tested
- Compact size will retrofit into existing space
- Standard RFI suppression
- Water-resistant motor and plug connectors
- Dynamic park
- Available in 12V or 24V
- Available in low or high side switched
- A variety of pigtail adapter cords available



1
3 Hardened splines

Part numbers:
 238-1002 12V
 238-1003 24V
 238-1004 12V, low side switched
 238-1005 24V, low side switched

Page 1 of 2

Phone: (541) 327-1546

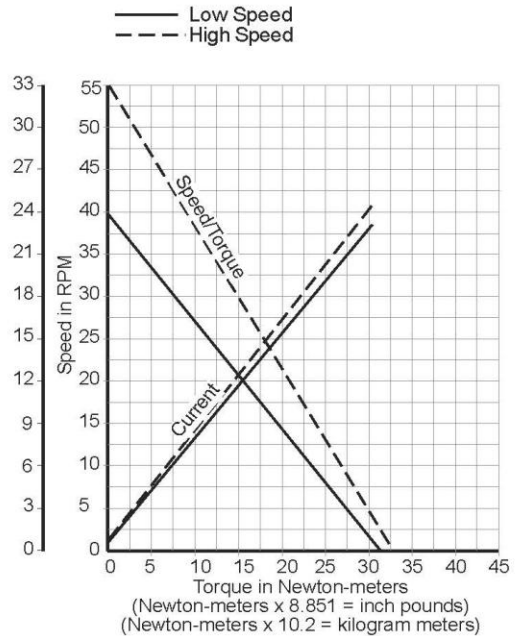
FAX: (541) 327-3480

801-1032 Rev. 1 03/06

238 Series Motor



| Low Speed CCW Motor Shaft Rotation | | |
|------------------------------------|-------------|--------------|
| Data Point | Data Type | Value Range |
| No Load | Current (A) | 1.1 - 0.9 |
| | Speed (rpm) | 44.6 - 36.5 |
| Stall Load | Torque (Nm) | 43.8 - 35.8 |
| | Current (A) | 23.8 - 19.4 |
| Peak Power | Power (W) | 45.4 - 37.2 |
| | Torque (Nm) | 22.3 - 18.2 |
| Nominal (Peak Efficiency) | Power (W) | 21.5 nominal |
| | Speed (rpm) | 33.6 nominal |
| | Current (A) | 3.9 nominal |
| | Torque (Nm) | 6.2 nominal |
| Clockwise Motor Shaft Rotation | | |
| Data Point | Data Type | Value Range |
| No Load | Current (A) | 1.7 - 1.5 |
| | Speed (rpm) | 65.4 - 53.5 |
| Stall Load | Torque (Nm) | 37.2 - 30.4 |
| | Current (A) | 26.6 - 21.8 |
| Peak Power | Power (W) | 53.6 - 43.8 |
| | Torque (Nm) | 18.6 - 15.2 |
| Nominal (Peak Efficiency) | Power (W) | 31.5 nominal |
| | Speed (rpm) | 46.8 nominal |
| | Current (A) | 5.7 nominal |
| | Torque (Nm) | 6.6 nominal |



ANEXO D- planos

| | | |
|----|-------------------------|----|
| 23 | Motor | - |
| 22 | Potenciometro lineal | - |
| 21 | Carcasa derecha | 15 |
| 20 | C. agarradera posterior | 16 |
| 19 | C. agarradera frontal | 16 |
| 18 | Eje motor | 14 |
| 17 | Piñon motor | 11 |
| 16 | Carcasa izquierda | 15 |
| 15 | Piñon intermedio | 11 |
| 14 | Balnera SKF-6001 | - |
| 13 | Piñon salida | 11 |
| 12 | C. antebrazo superior | 17 |
| 11 | Cojín | - |
| 10 | Manubrio | - |
| 9 | Soporte manubrio | 10 |
| 8 | Riel guiado lineal | - |
| 7 | C. antebrazo inferior | 17 |
| 6 | Antebrazo | 9 |
| 5 | Carcasa frontal | 14 |
| 4 | Balnera SKF-6009 | - |
| 3 | Eje piñon salida | 8 |
| 2 | Eje potenciometro | 8 |
| 1 | Estructura | 1 |

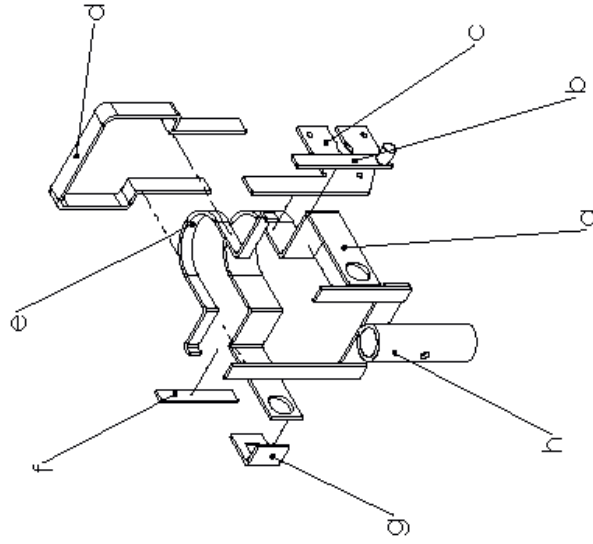
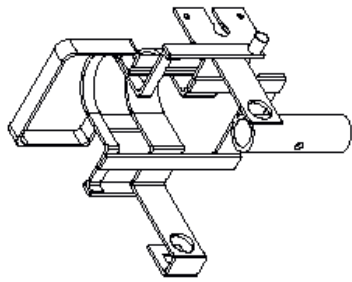
| | |
|---------|--------|
| Formato | Escala |
| Carta | 1:5 |

orc bow

Movilizador para la recuperación de flexo-extensión en miembros superiores a nivel de codo

| | |
|--|-------------------|
| Despiece dispositivo | DISEÑO INDUSTRIAL |
| Autor: Andrés Delgado Vertel - Gustavo Gomez Marifio | |

| | |
|----------|---|
| Pieza n° | 1 |
| Hoja n° | |
| N° hojas | |
| 19 | |



| | |
|---------|-------|
| Formato | Carta |
| Escala | 1:5 |

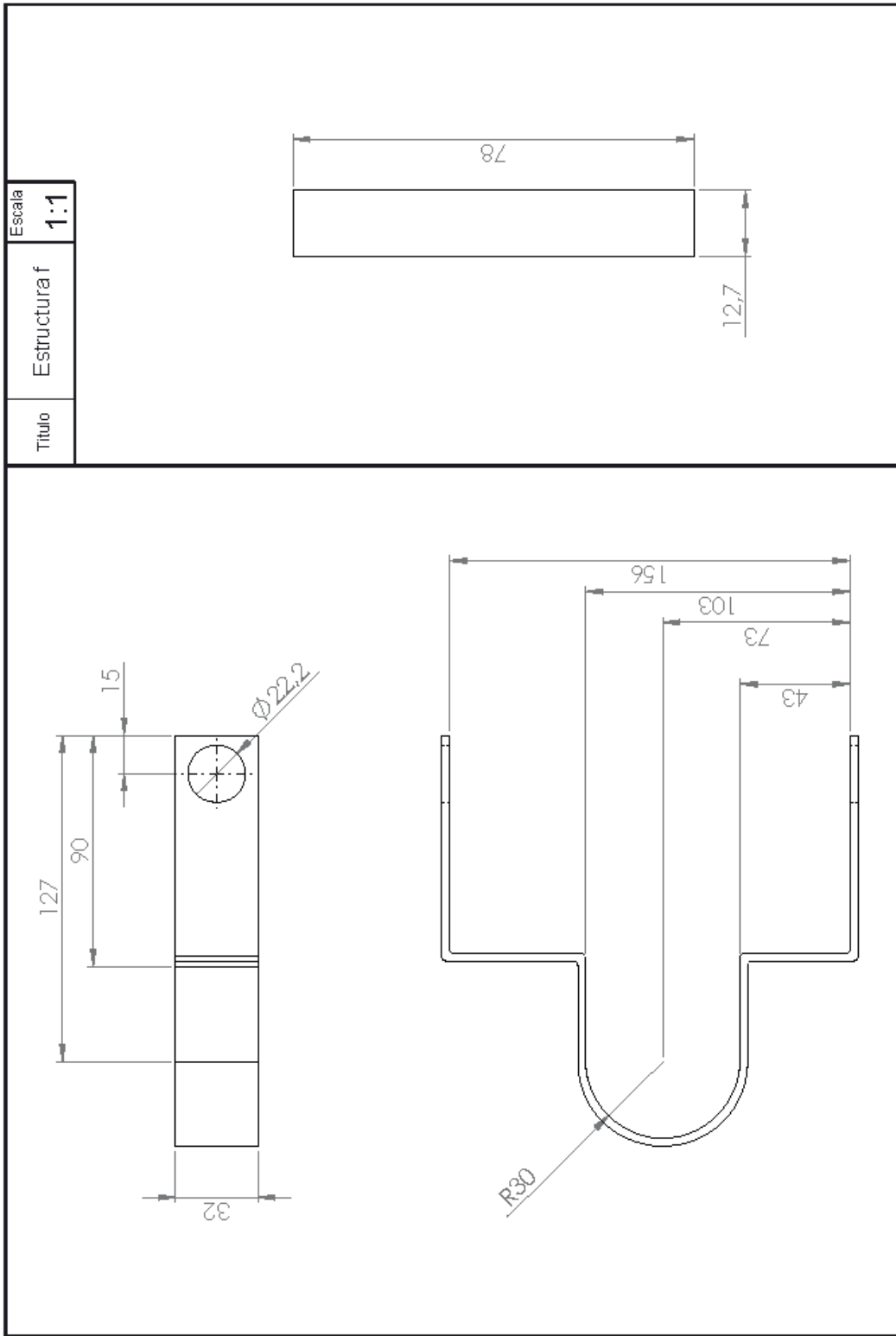


Movilizador para la recuperación de flexo-extensión en miembros superiores a nivel de codo


| | |
|--|------------|
| Título | Estructura |
| Material: Acero | |
| Autor: Andrés Delgado Vertel - Gustavo Gomez Mariffo | |

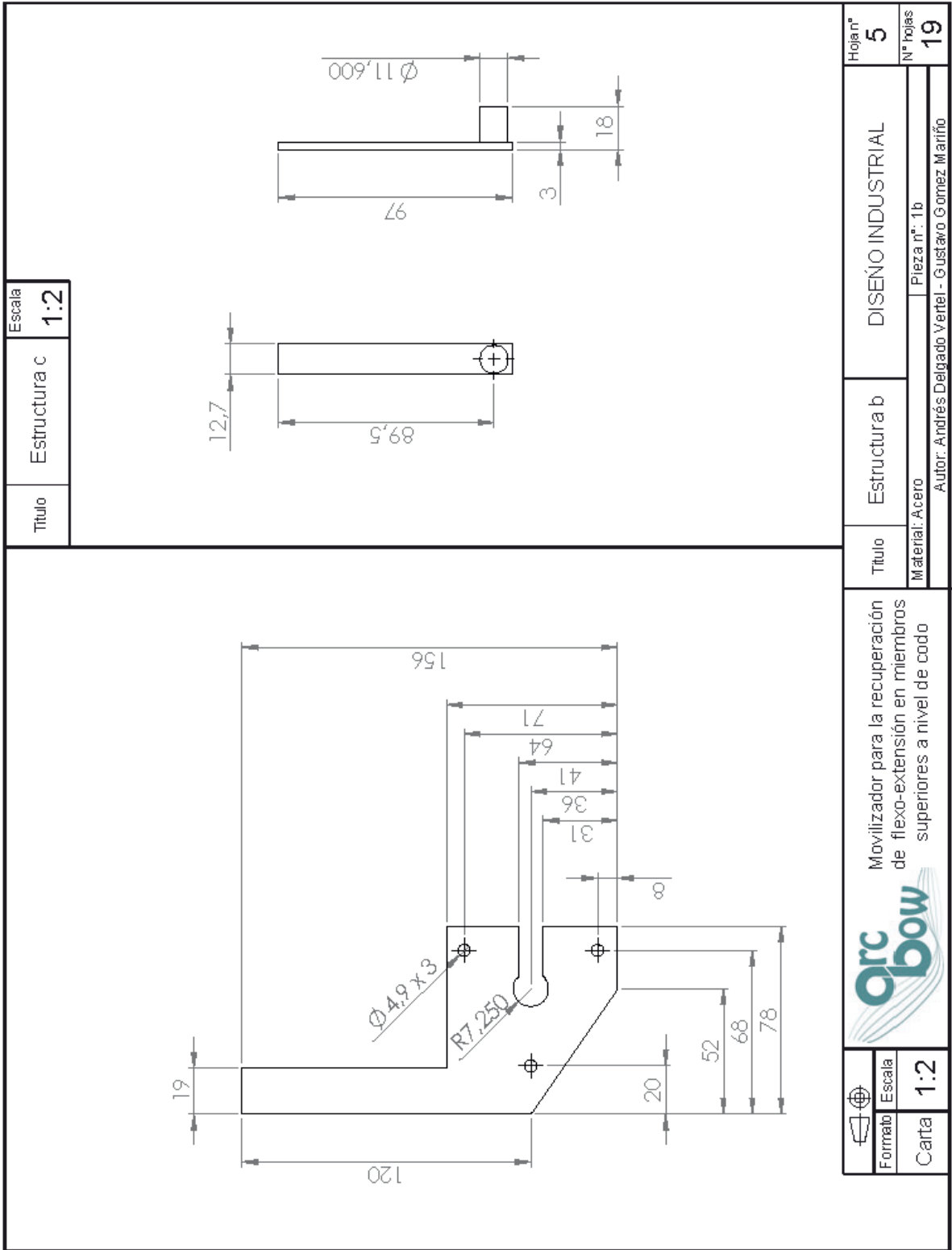
| | |
|----------|----|
| Hojas nº | 3 |
| Nº Hojas | 19 |

DISEÑO INDUSTRIAL



| | | |
|--------|--------------|---------------|
| Titulo | Estructura f | Escala 1:1 |
|--------|--------------|---------------|

| | | | | | | |
|---|--|-----------------|--------|--------------|--|----------------|
|  | Movilizador para la recuperación de flexo-extensión en miembros superiores a nivel de codo | | Titulo | Estructura a | DISEÑO INDUSTRIAL | Hojas nº 4 |
| | Formato Escala Carta 1:2 | Material: Acero | | Pieza nº: 1a | Autor: Andrés Delgado Vertel - Gustavo Gomez Marriño | N° Hojas 19 |

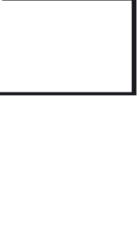


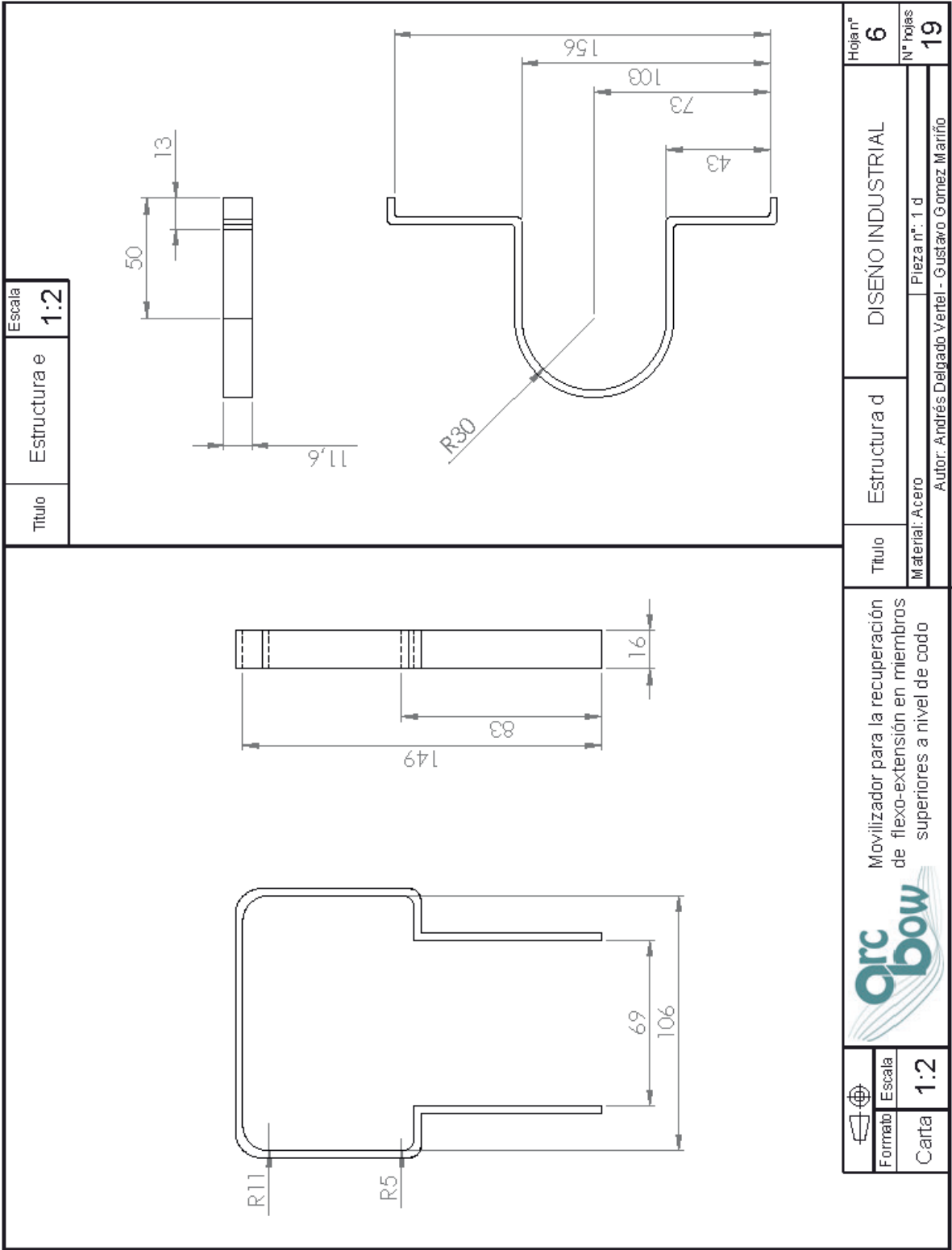
| | | |
|--------|--------------|--------|
| Titulo | Estructura c | Escala |
| | | 1:2 |

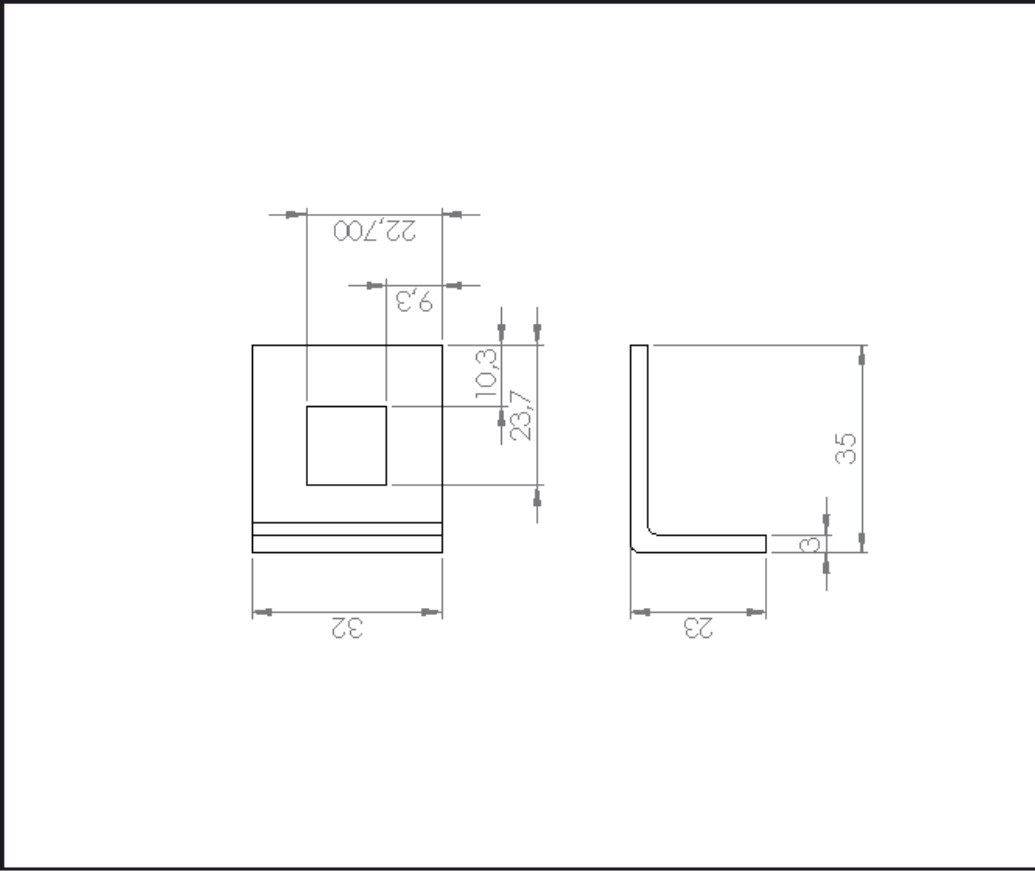
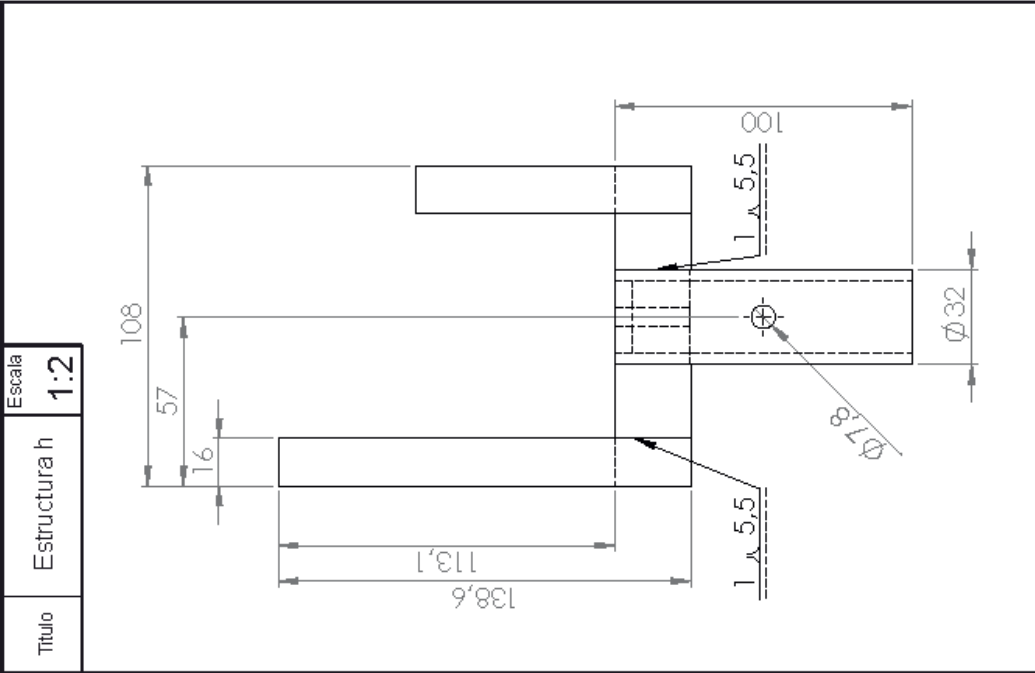
| | | | |
|---|--------------|-------------------|----------|
| Titulo | Estructura b | DISEÑO INDUSTRIAL | Hojas n° |
| Material: Acero | | | 5 |
| Autor: Andrés Delgado Verral - Gustavo Gomez Mariño | | | N° Hojas |
| | | | 19 |

Movilizador para la recuperación de flexo-extensión en miembros superiores a nivel de codo

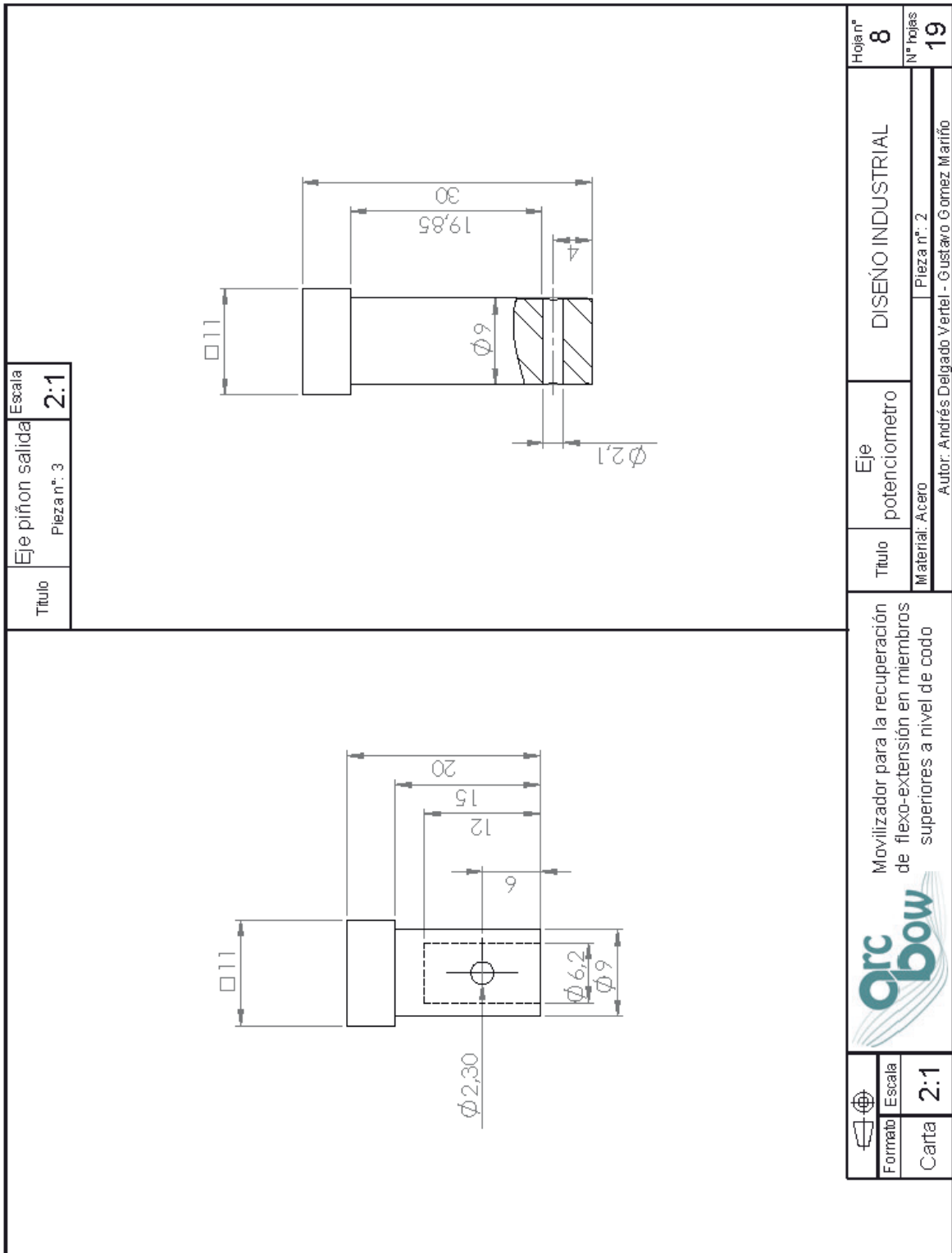
| | |
|---------|--------|
| Forma b | Escala |
| Carta | 1:2 |

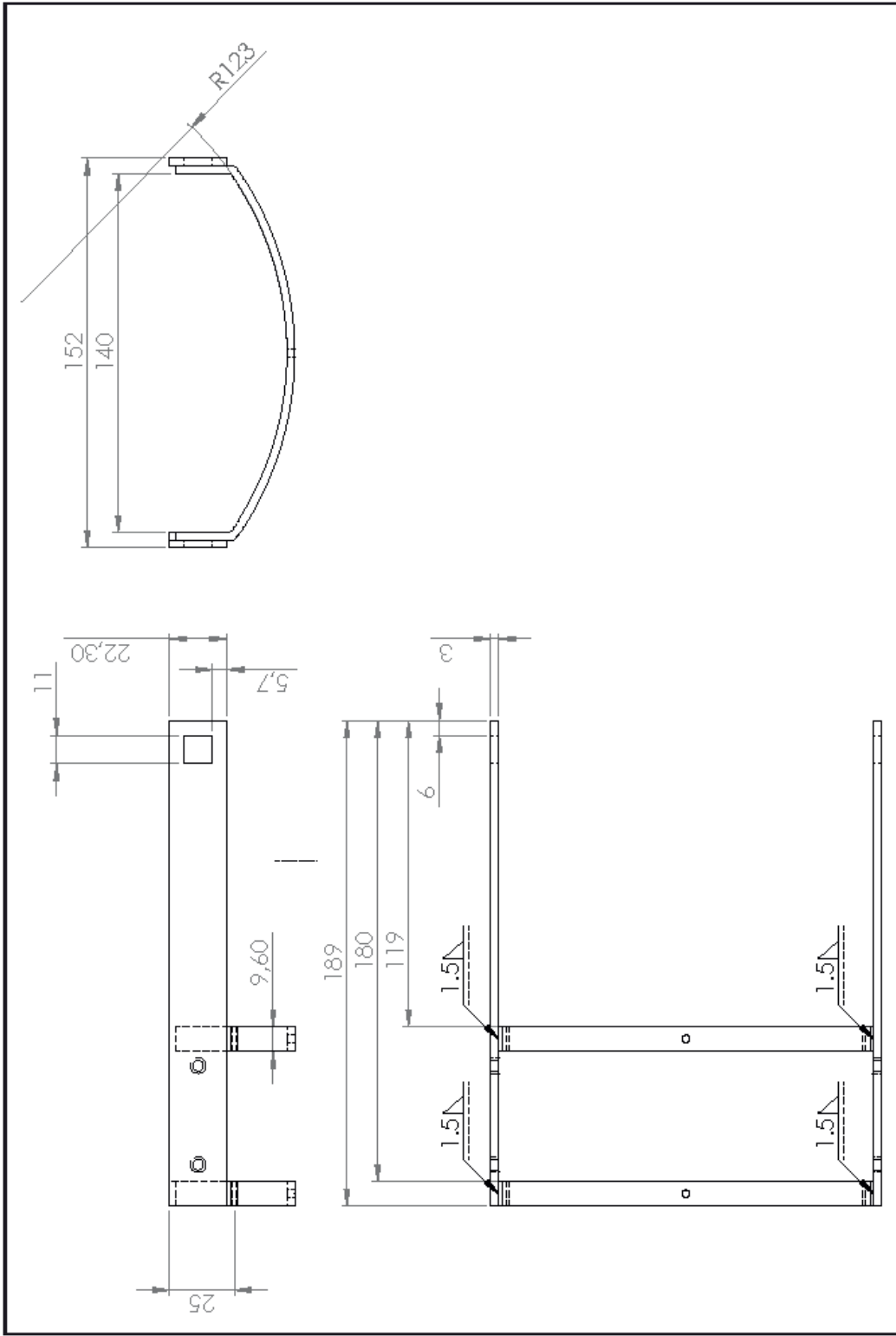





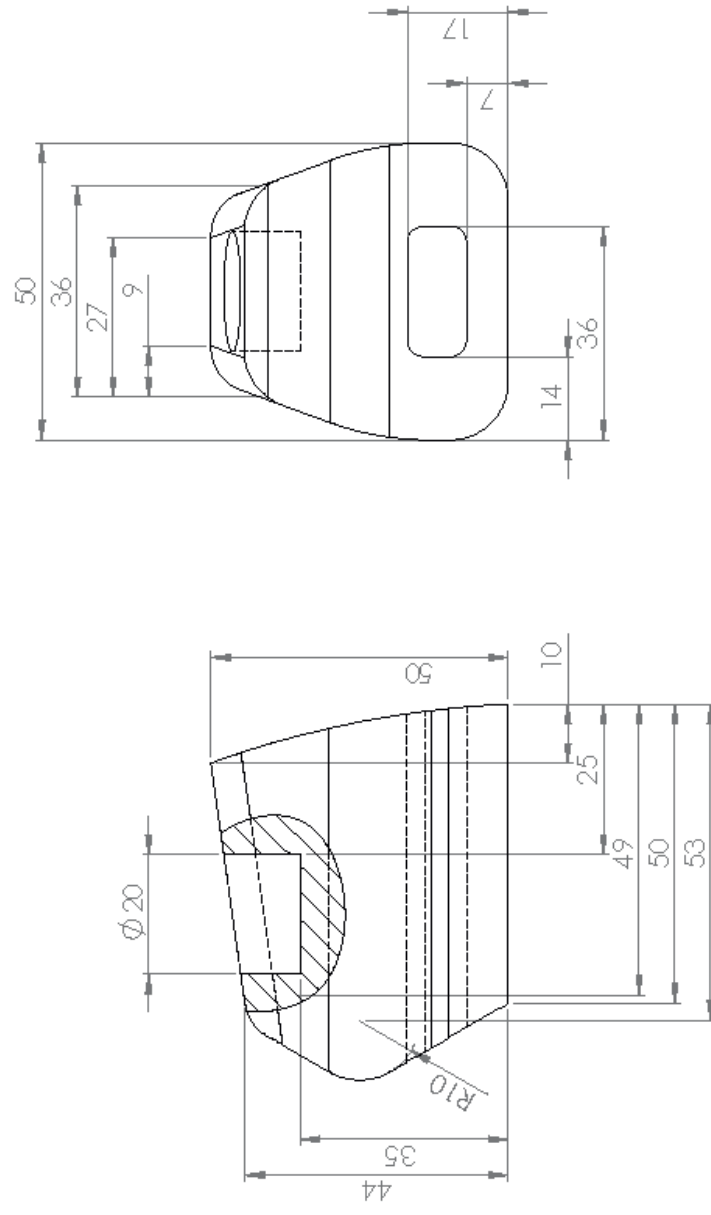


| | | | | | | | |
|--|------------------|---------------|--|--|---------------|-------------------|--------------------------|
| | Formato Carta | Escala 1:1 | Movilizador para la recuperación de flexo-extensión en miembros superiores a nivel de codo | Titulo | Estructura g | DISEÑO INDUSTRIAL | Hojas ^{n°} 7 |
| | | | | Material: Acero | Pieza n°: 1 g | | |
| | | | | Autor: Andrés Delgado Vertei - Gustavo Gomez Marifio | | | |
| | | | | N° Hojas 19 | | | |





| | | | | | | | |
|---|--|--|----------------------------|--------------------------|---|---------------------|---------|
|  |  Forma Escala Carta | Movilizador para la recuperación de flexo-extensión en miembros superiores a nivel de codo | Título Material: A.cero | Antebrazo Pieza n°. 6 | DISEÑO INDUSTRIAL Autor: Andrés Delgado Vertel - Gustavo Gomez Marifio | Hoja n° N° Hojas | 9 19 |
| | Escala Carta | 1:2 | | | | | |

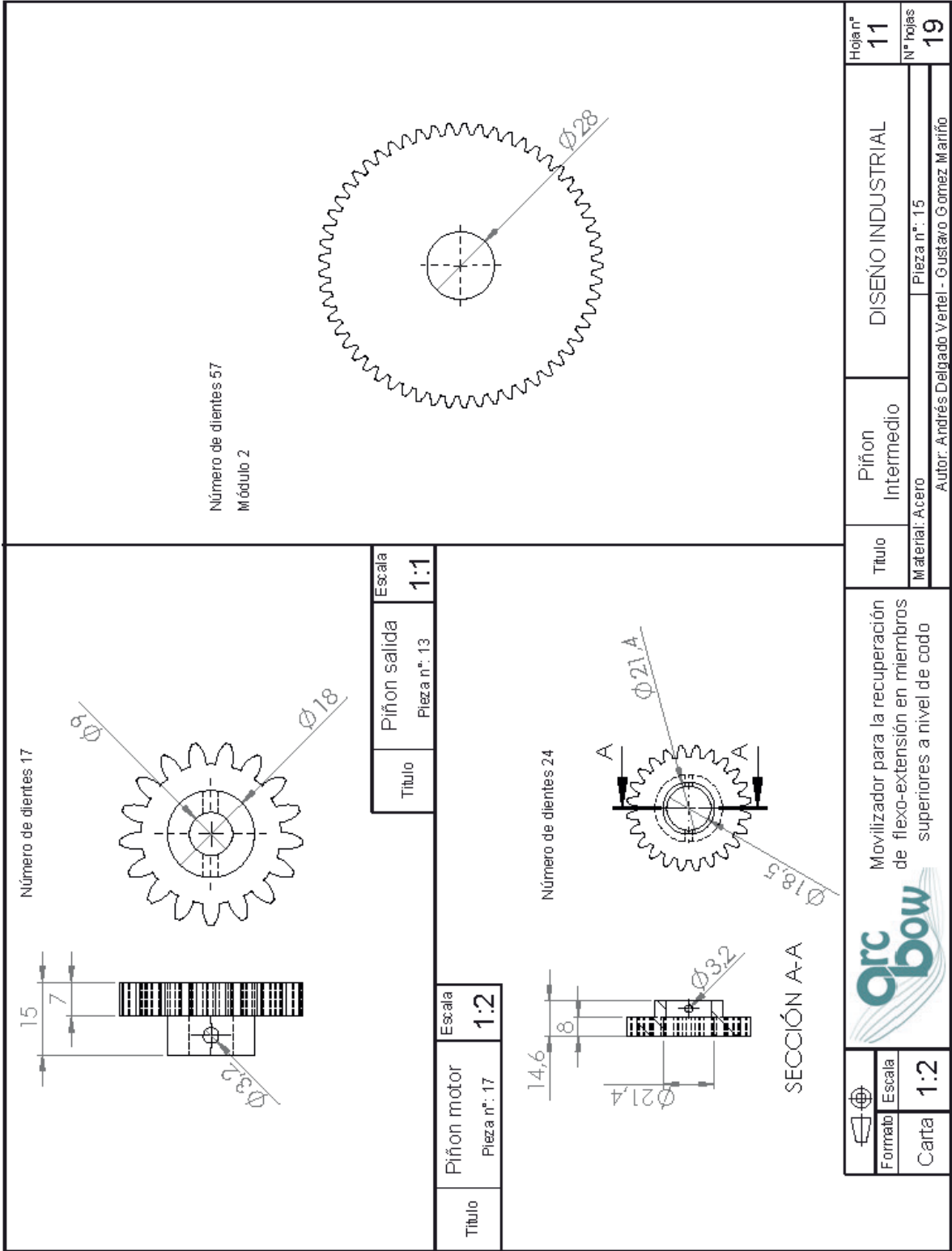


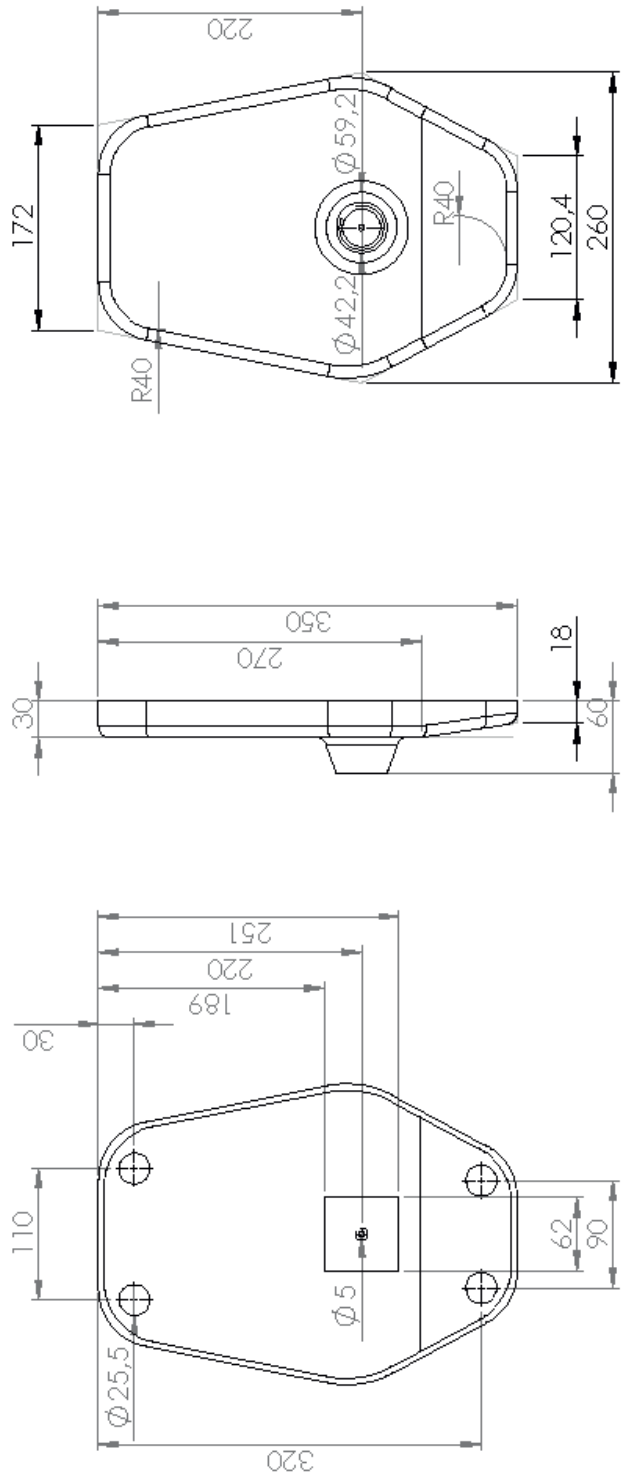
| | | |
|--|---------|--------|
| | Formato | Escala |
| | Carta | 1:1 |



arc
bow

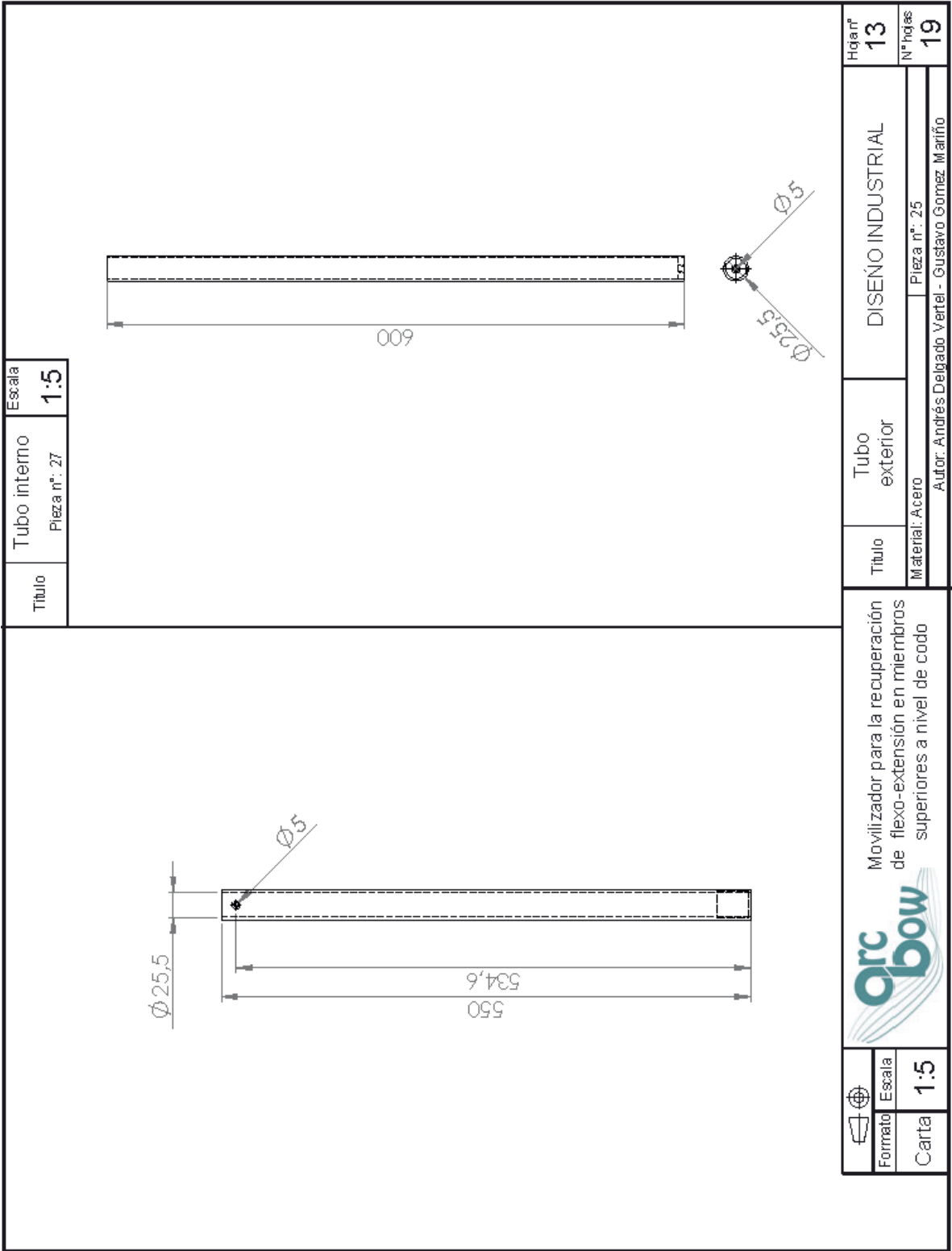
Movilizador para la recuperación de flexo-extensión en miembros superiores a nivel de codo

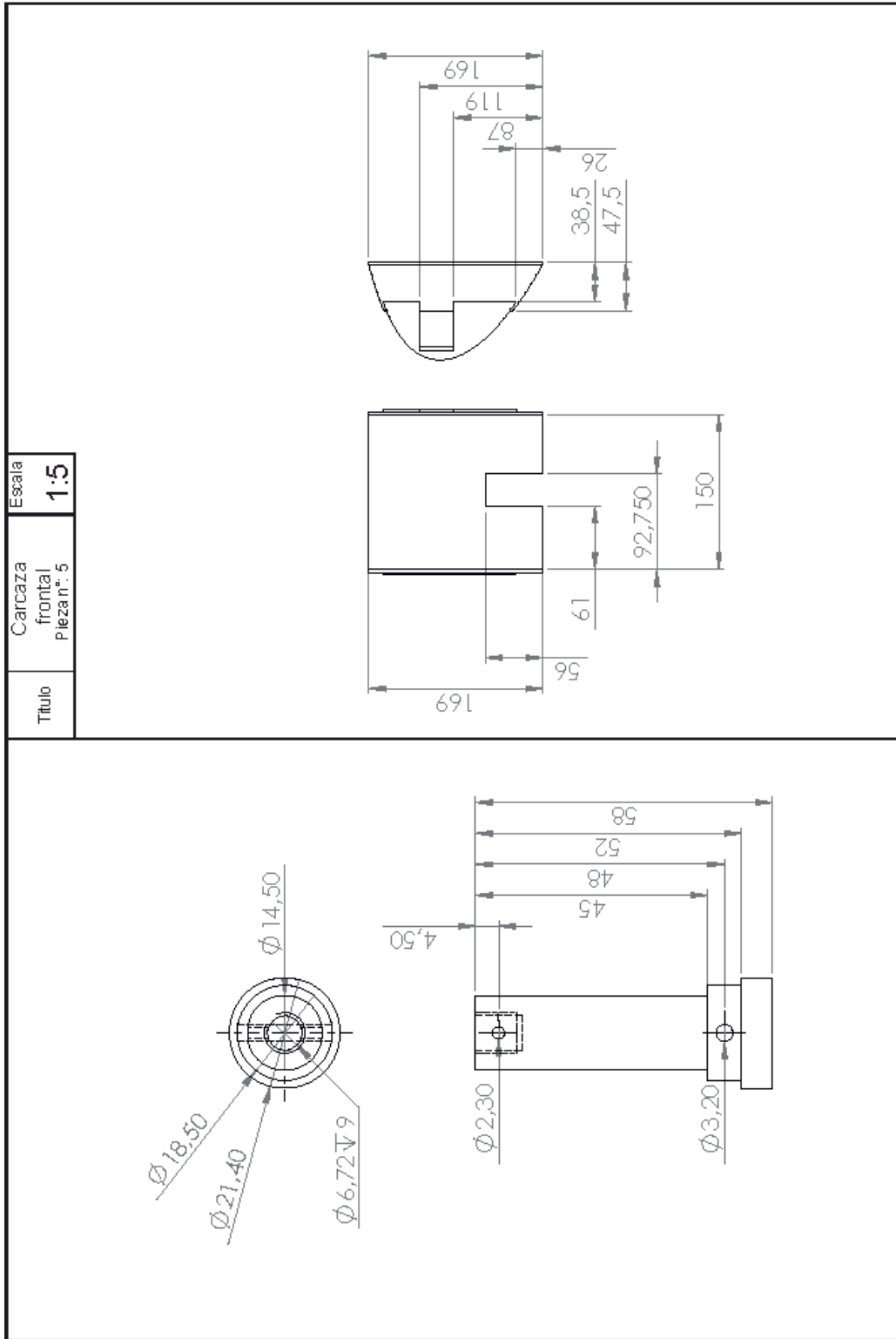
| | | | |
|--|------------------|-------------------|----------|
| Título | Soporte manubrio | DISEÑO INDUSTRIAL | Hojas nº |
| Material: ABS | | | 10 |
| | | | Nº Hojas |
| | | | 19 |
| Autor: Andrés Delgado Vertel - Gustavo Gomez Mariffo | | | |







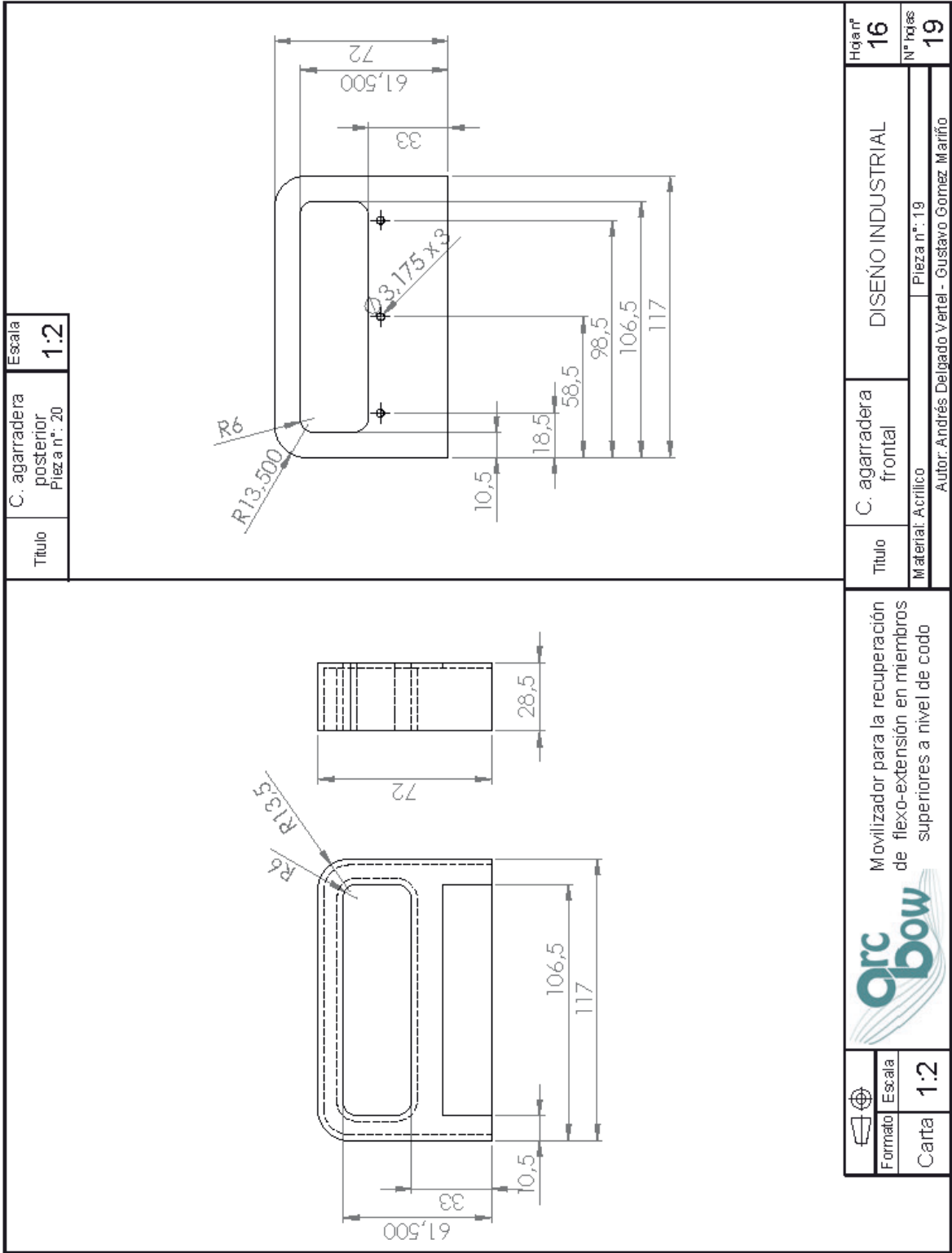
| | | | | |
|---|---|---|-------------------|-----------------------|
|  |  | Movilizador para la recuperación de flexo-extensión en miembros superiores a nivel de codo | | Hoja n° 12 |
| | Formato Escala Carta 1:5 | Título Base Material: Hierro fundido Autor: Andrés Delgado Vertel - Gustavo Gomez Marifo | DISEÑO INDUSTRIAL | N° Hojas 19 |

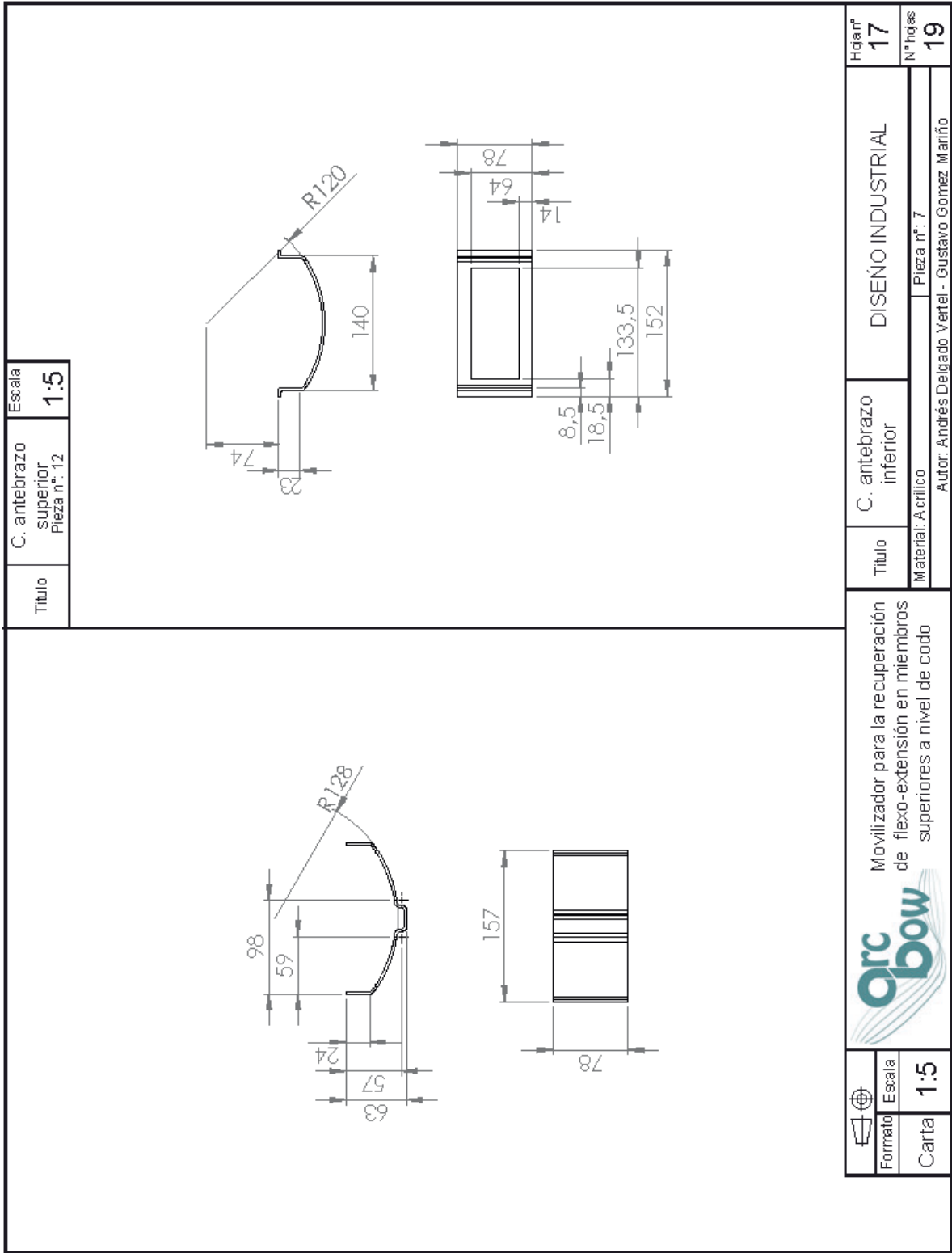


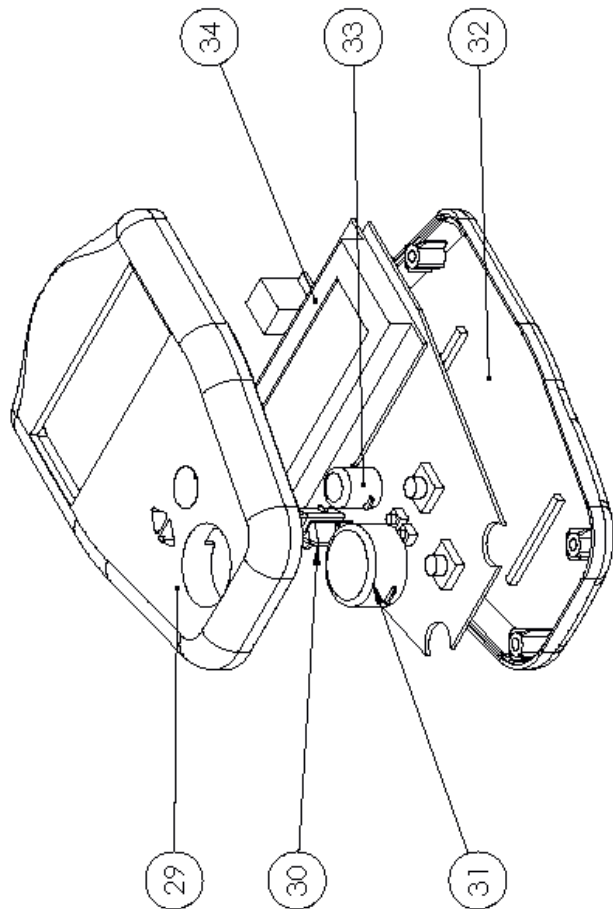


| | | |
|--------|--------------------------------|----------------------|
| Título | Carcaza frontal Pieza n°: 5 | Escala 1:5 |
|--------|--------------------------------|----------------------|


| | | | | | | | | |
|---|---|------------------|----------------------|--|--|-----------|-----------------------|-----------------------|
|  |  | Formato Carta | Escala 1:1 | Movilizador para la recuperación de flexo-extensión en miembros superiores a nivel de codo | Título | Eje Motor | DISEÑO INDUSTRIAL | Hojas n° 14 |
| | Material: Acero | | Pieza n°: 18 | | Autor: Andrés Delgado Vertel - Gustavo Gomez Mariffo | | N° Hojas 19 | |

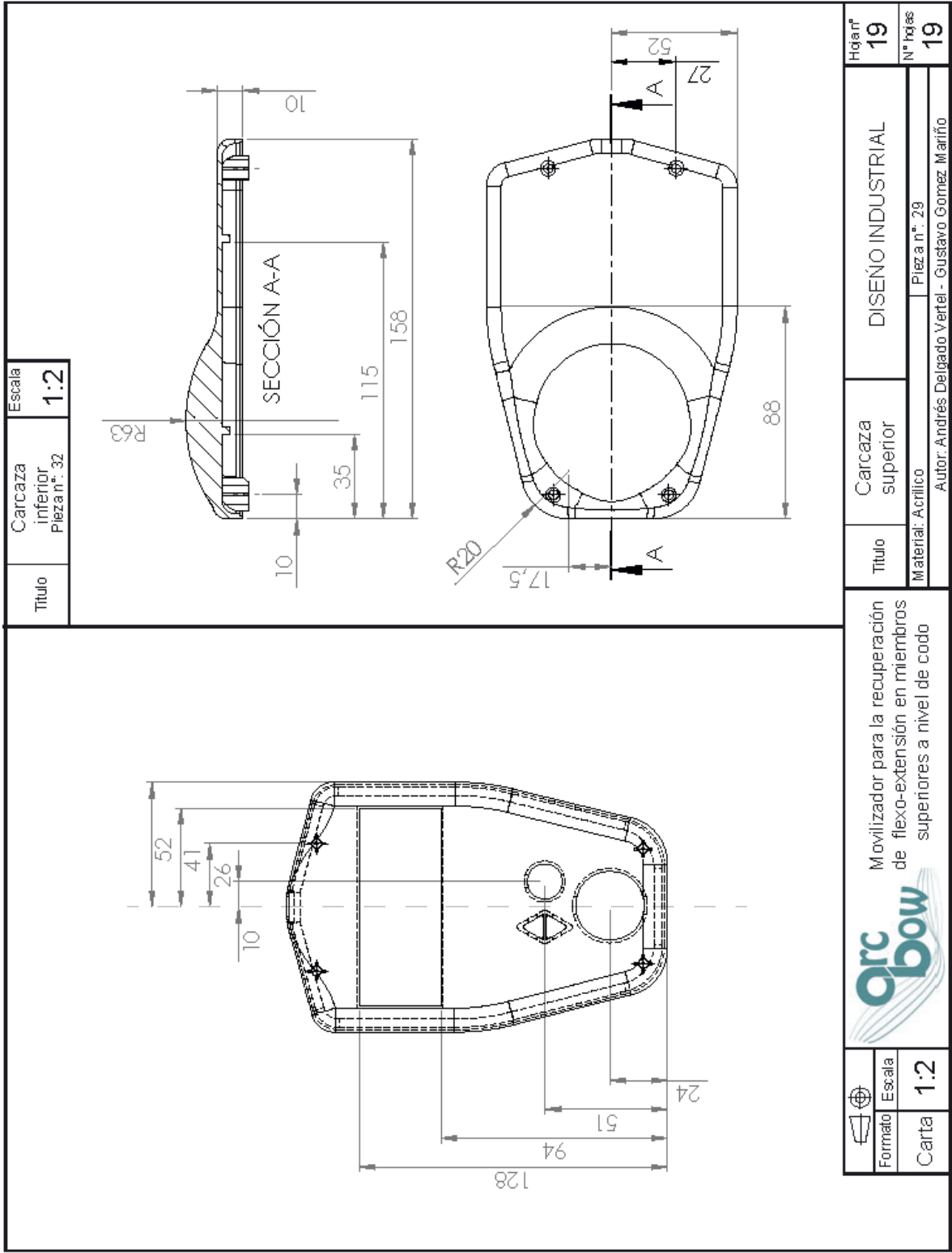






| | | |
|----|---------------------|----|
| 33 | Tarjeta electronica | - |
| 33 | Boton pequeño | - |
| 32 | Carcaza inferior | 19 |
| 31 | Boton grande | - |
| 30 | Boton flecha | - |
| 29 | Carcaza superior | 19 |

| | | | |
|--|--|-------------------|----------|
| Pieza | | Denominación | Hoja N° |
| Pieza | | DISEÑO INDUSTRIAL | 18 |
| Título | | Control despiece | N° hojas |
| Material: Acrílico | | | 19 |
| Autor: Andrés Delgado Vertel - Gustavo Gomez Mariffo | | | |
|  | | | |
| Formato | | Carta | Escala |
| 1:2 | | | |
| Movilizador para la recuperación de flexo-extensión en miembros superiores a nivel de codo | | | |



| | | | |
|--------|----------------------------------|--------|-----|
| Título | Carcaza inferior Pieza n.º 32 | Escala | 1:2 |
|--------|----------------------------------|--------|-----|

| | |
|---------|-------|
| Formato | Carta |
| Escala | 1:2 |



Movilizador para la recuperación de flexo-extensión en miembros superiores a nivel de codo

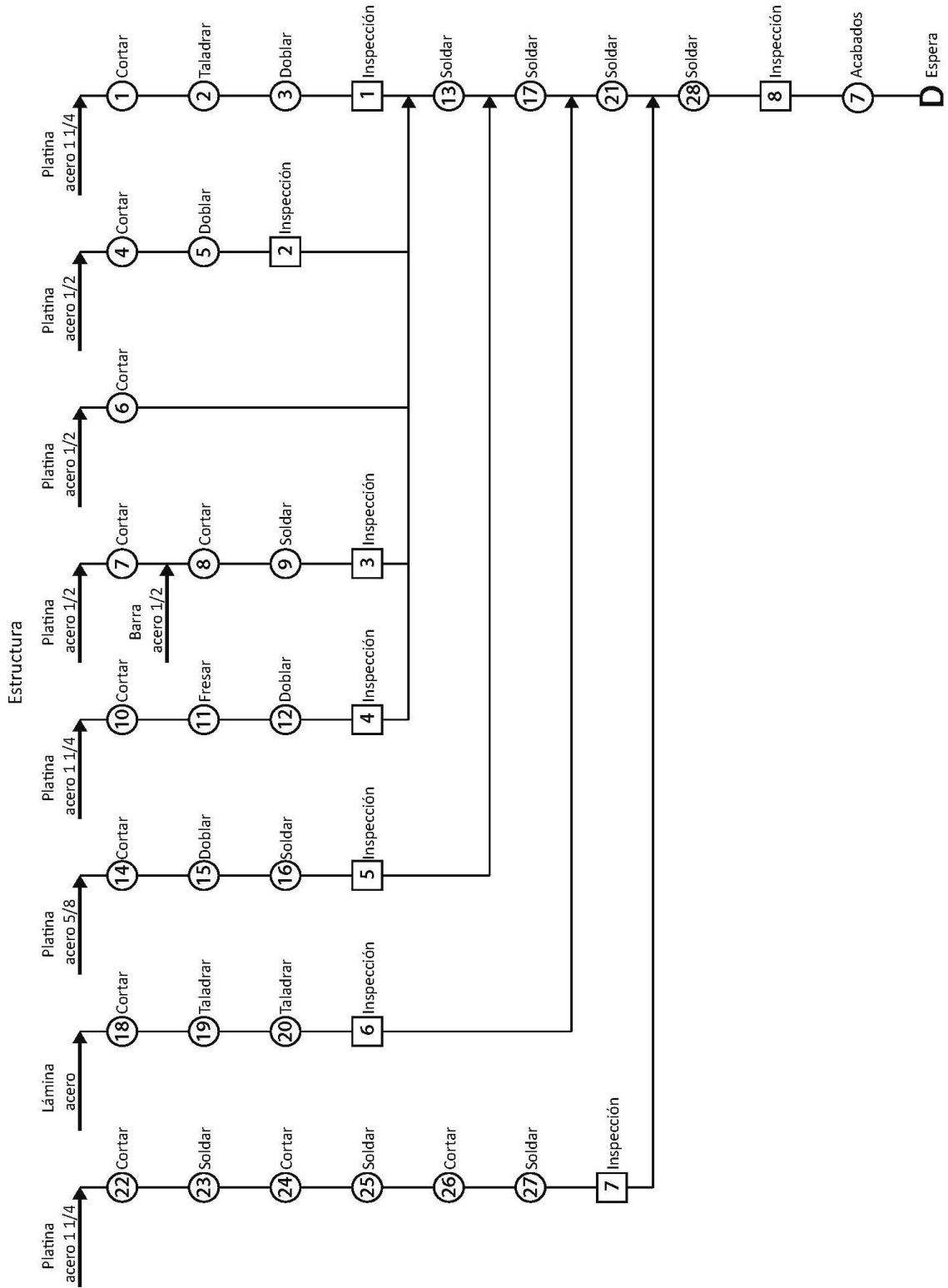
| | | | |
|---|------------------|-------------------|----------|
| Título | Carcaza superior | Hojas | 19 |
| Material: Acrílico | | DISEÑO INDUSTRIAL | Nº Hojas |
| Pieza n.º 29 | | | 19 |
| Autor: Andrés Delgado Vertel - Gustavo Gomez Mariño | | | |

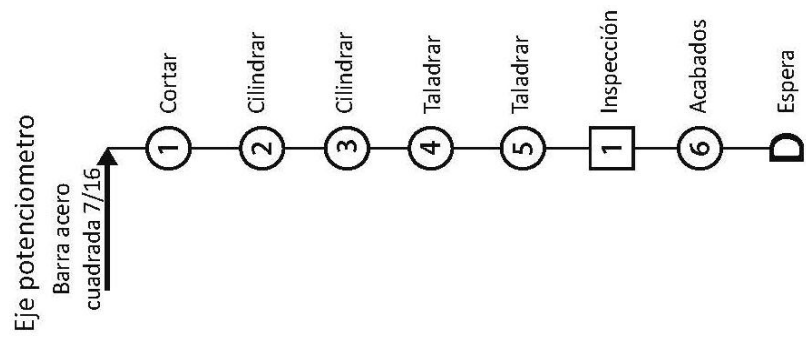
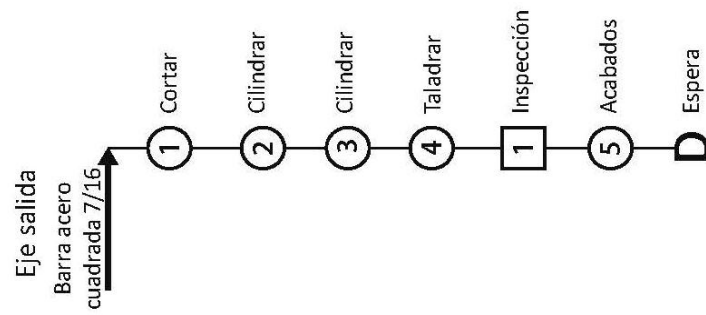
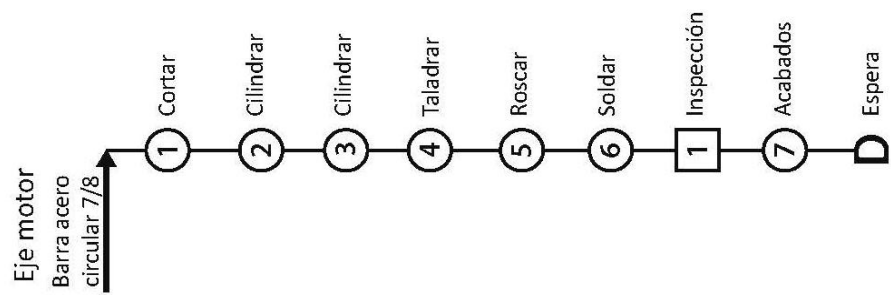
ANEXO E. Planos Arc-Bow (Digital)

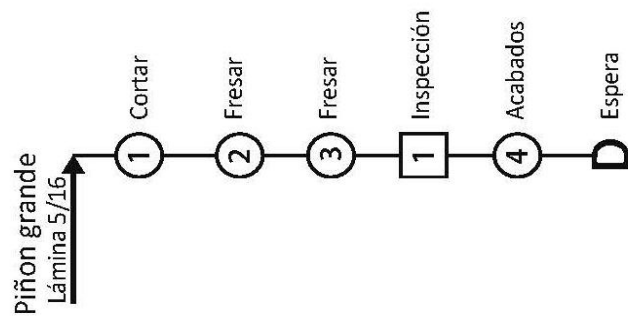
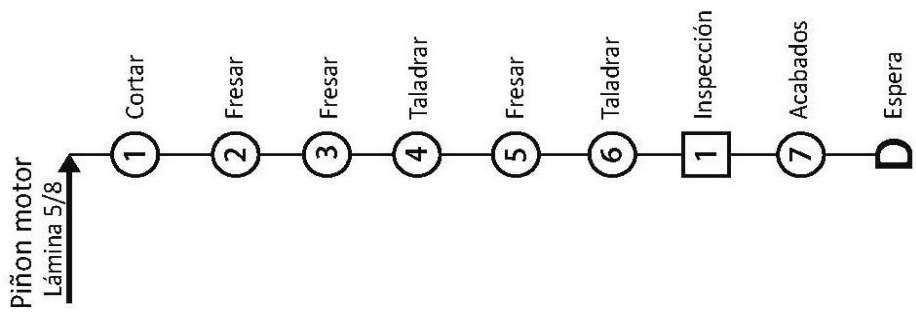
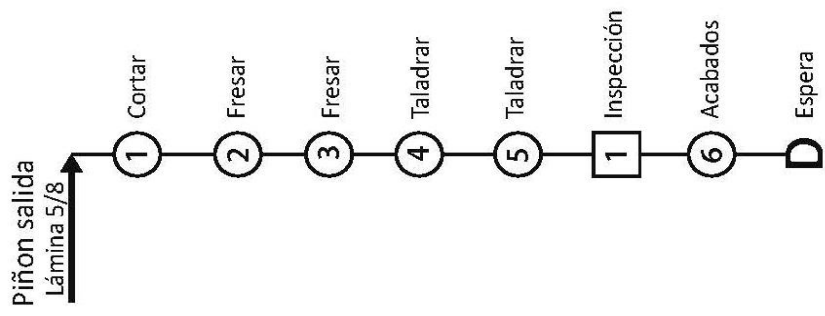
ANEXO F. Informe de Sustainability - Modelo de configuración (Digital)

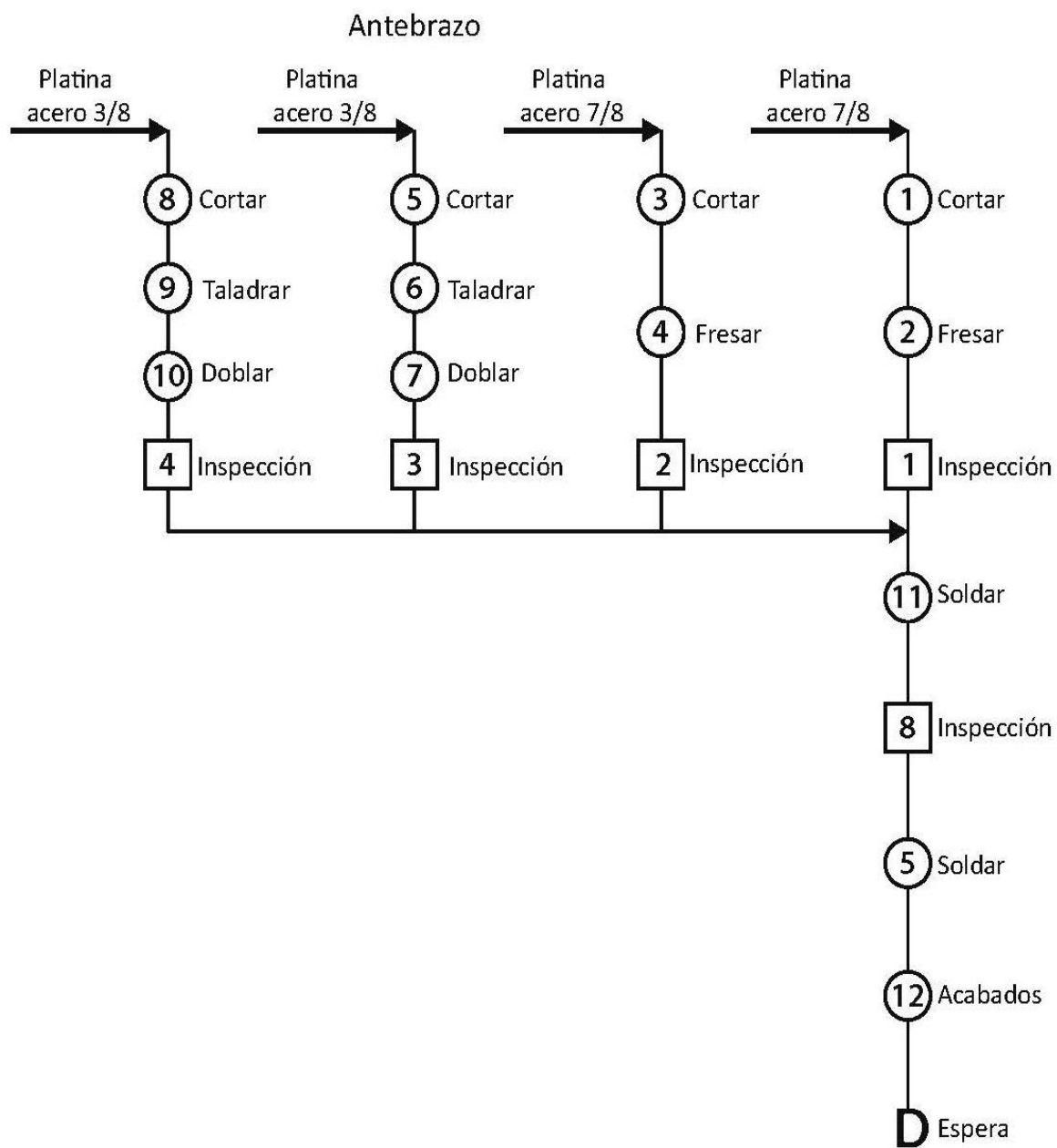
ANEXO G. Informe de Sustainability - Modelo final (Digital)

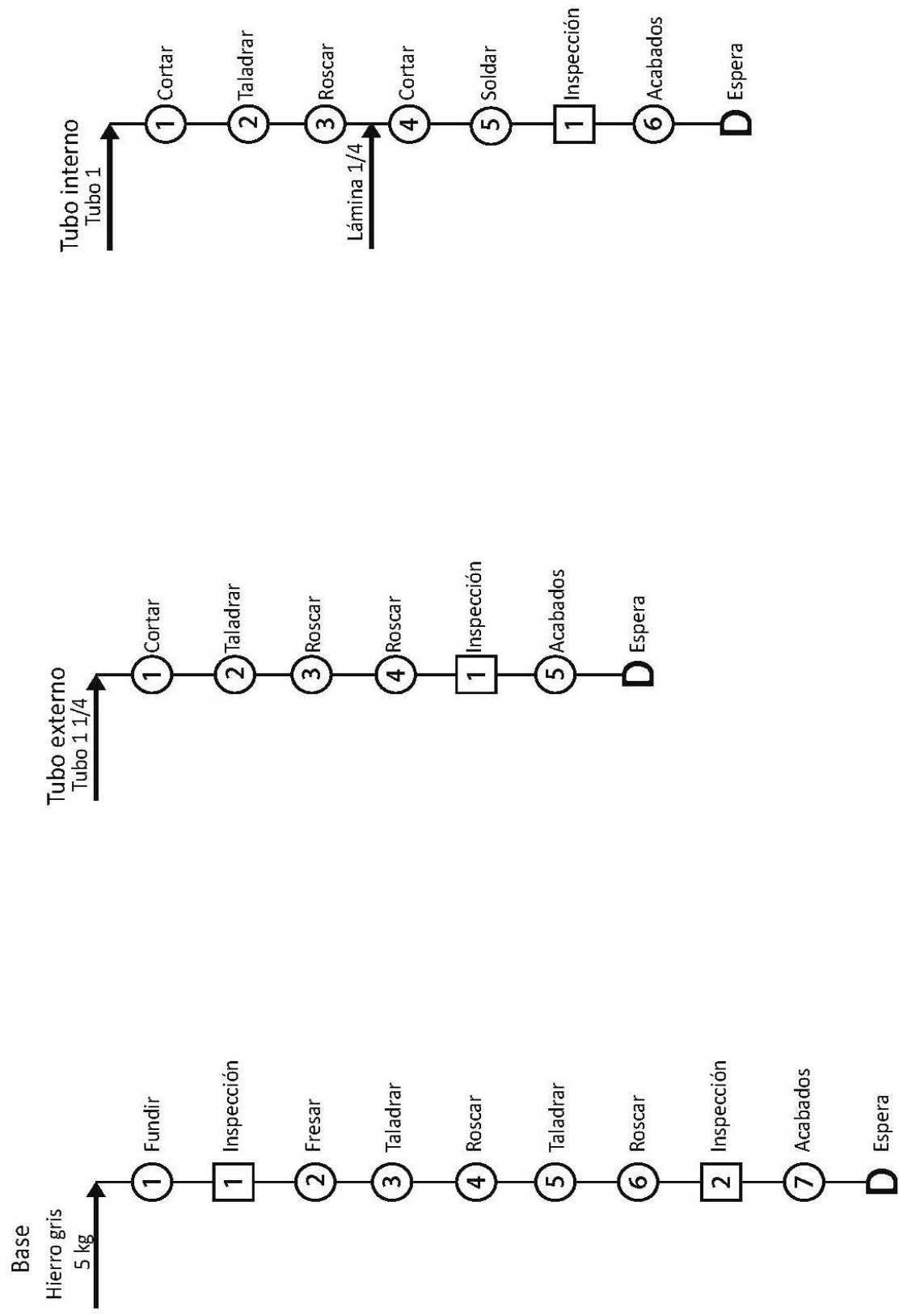
ANEXO H. Diagramas de producción

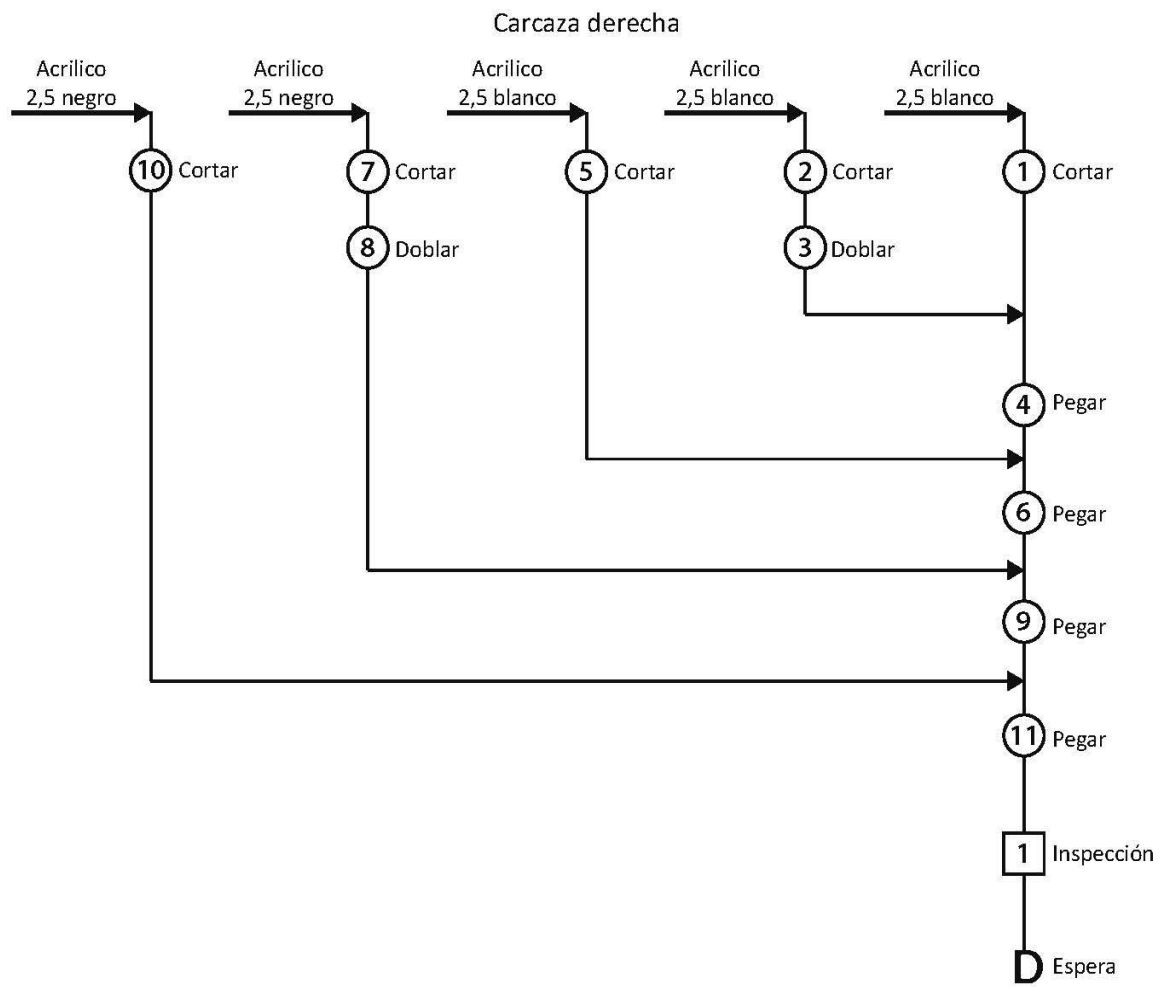


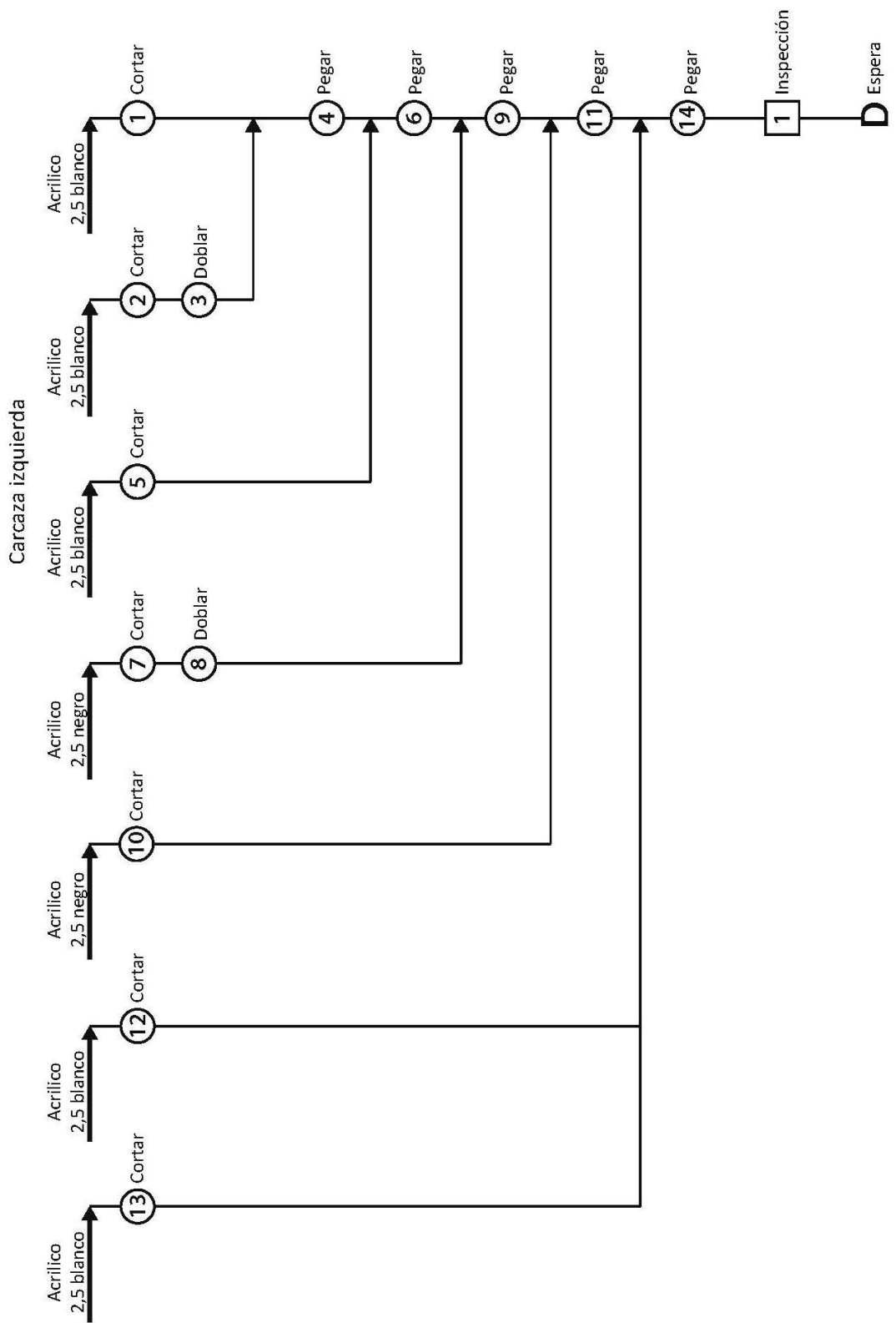


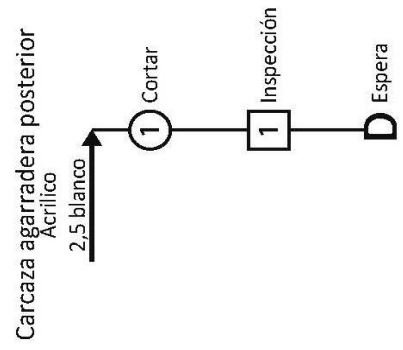
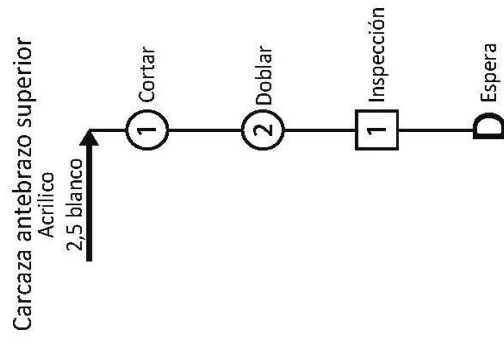
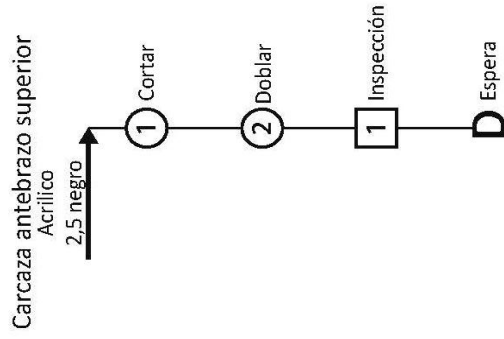
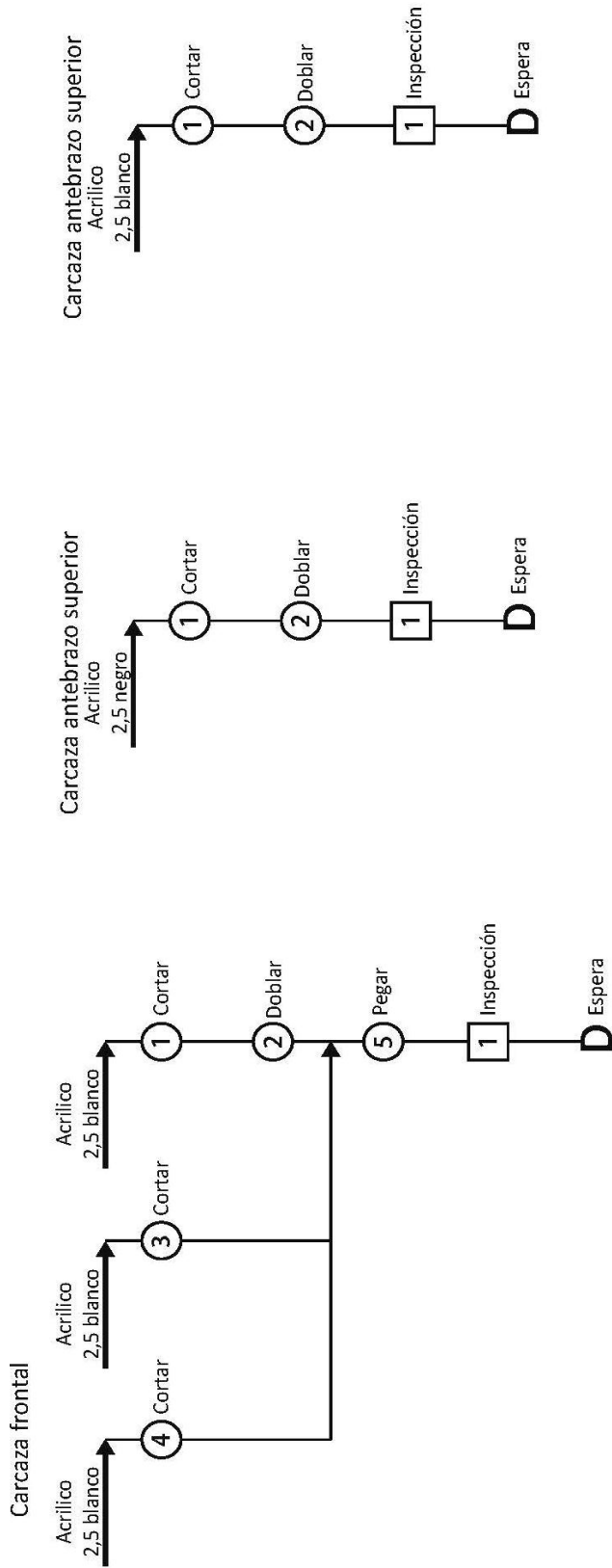




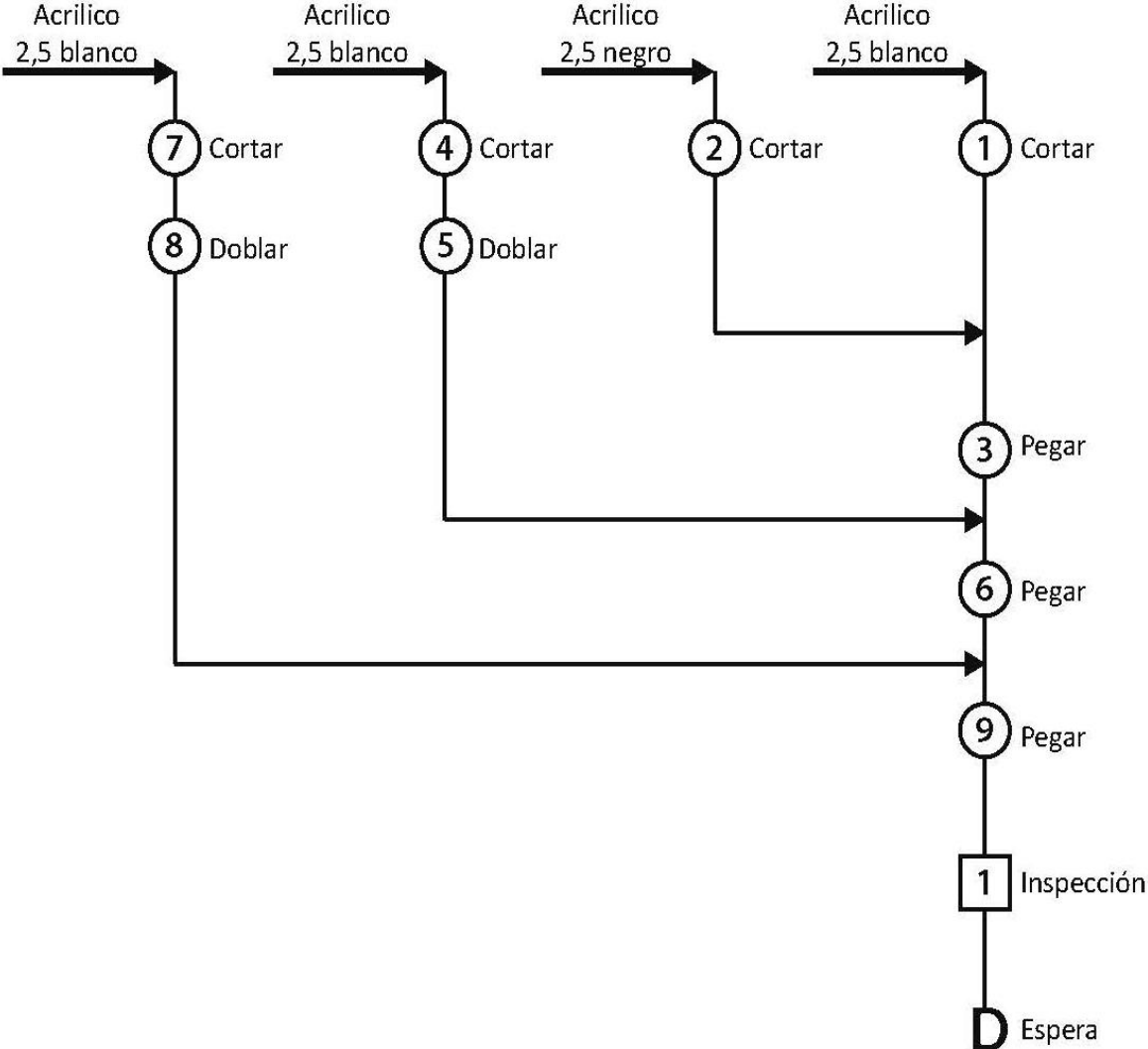








Carcaza agarradera anterior



ANEXO I. Calculo tiempos y costos Arc-Bow (Digital)

ANEXO J. Prueba Control (Digital)

ANEXO K. Prueba de Usabilidad (Digital)