

**DISEÑO Y VALIDACIÓN DE UNA AYUDA TÉCNICA MECATRÓNICA PARA EL
APOYO A TERAPIAS DE REHABILITACIÓN APLICADA EN PATOLOGÍAS
ASOCIADAS A ESGUINCE DE TOBILLO**

MAURICIO JOSÉ CARRILLO GARCÍA

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE INGENÍERIAS FISICOMECAÑICAS
ESCUELA DE DISEÑO INDUSTRIAL
BUCARAMANGA**

2013

**DISEÑO Y VALIDACIÓN DE UNA AYUDA TÉCNICA MECATRÓNICA PARA EL
APOYO A TERAPIAS DE REHABILITACIÓN APLICADA EN PATOLOGÍAS
ASOCIADAS A ESGUINCE DE TOBILLO**

MAURICIO JOSÉ CARRILLO GARCIA

**Trabajo de Grado presentado como requisito para optar al título de
Diseñador Industrial**

Director:

Prof. JOHN FABER ARCHILA DIAZ

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE INGENÍERIAS FISICOMECAÑICAS
ESCUELA DE DISEÑO INDUSTRIAL
BUCARAMANGA**

2013

DEDICATORIA

A Dios que con su brisa siempre me alentó en cada paso.

A mi familia que siempre me preguntaba cuando iba a terminar.

A mis amigos, que en todo este tiempo en la universidad fueron algo más, gracias por ser parte de mi familia.

A Mayo, gracias por ser ese aliento que me faltaba en esta vida.

AGRADECMIENTOS

El autor expresa sus agradecimientos a:

Directivos, Docentes y Administrativos de la Facultad de Ingenierías Físico-mecánicas, Escuela de Diseño Industrial, por permitirme cursar mi carrera de Diseño Industrial en sus claustros universitarios

Msc. John Faber Archila Díaz, Director del Proyecto, por su colaboración y aporte de conocimientos, que me ayudaron a cristalizar esta idea.

Todas aquellas personas que de una u otra forma, hicieron su contribución y aporte en la realización de este estudio.

CONTENIDO

	Pág.
INTRODUCCION	21
1. PRESENTACION DEL PROYECTO	25
1.1 TÍTULO DEL PROYECTO	25
1.2 PLANTEAMIENTO AL PROBLEMA	25
1.3 JUSTIFICACIÓN DEL PROYECTO	28
1.4 OBJETIVOS	30
1.4.1 Objetivo general	30
1.4.2 Objetivos específicos	31
1.5 ALCANCES DEL PROYECTO	32
1.6 LIMITACIONES	33
2. MARCO TEÓRICO	34
2.1 EL TOBILLO	34
2.1.1 Consideraciones anatómicas y funcionales	36
2.2 BIOMECÁNICA DE PIE Y TOBILLO	37
2.3 BIOMECÁNICA DE LIGAMENTOS	44
2.4 CINEMÁTICA DEL TOBILLO	49
2.5 LA MARCHA	51
26 EL ESGUINCE DE TOBILLO	57
2.6.1 Clasificación del esguince de tobillo	58
2.6.2 Mecanismo de acción	60
2.7 TÉCNICAS DE REHABILITACIÓN	64
2.7.1 Técnicas físicas	64
2.7.2 Fisioterapia activa	82
3. ANÁLISIS ESTADO DEL ARTE	100
3.1 INVESTIGACIONES	106

3.1.1 Adquisición de datos	107
3.1.2 Generación de movilidad	109
3.1.3 Evaluación de la fuerza	113
4. MODELO CINEMÁTICO	116
4.1 ROBÓTICA: GENERALIDADES	116
4.2 MECÁNICA DE LOS ROBOTS	118
4.2.1 Transformaciones del sistema coordinado	119
4.3 PROPUESTA DEL MODELO MATEMÁTICO DEL PIE-TOBILLO	126
4.3.1 Validación virtual Modelo Matemático	130
5. PROPUESTA FORMAL, DEFINICION ESTRATÉGICA	135
5.1 DESAFÍOS DEL DISEÑO	136
5.2 ANÁLISIS DEL ENTORNO	138
5.3 MERCADO	143
5.3.1 Categorización de usuarios	146
5.4 IDENTIFICACIÓN REQUERIMIENTOS DEL PROYECTO	146
5.4.1 Resultados generales de entrevista a usuarios	147
5.5 ESPECIFICACIONES DEL PRODUCTO	150
5.5.1 Uso	151
5.5.2 Función	151
5.5.3 Variables ergonómicas	152
5.5.4 Variables estructurales	153
5.5.5 Variables técnico- productivas	153
5.5.6 Variables formales	154
5.5.7 Variables de identificación	155
6. DISEÑO DE CONCEPTO	156
6.1 ESPECIFICACIONES DEL PRODUCTO	156
6.2 ESQUEMA GENERAL	166
6.2.1 Diseño de la interacción	170
6.3 ALTERNATIVAS	173
6.4 SELECCION DE ALTERNATIVAS (Selección del Concepto)	186

6.5 DISEÑO DE DETALLE	189
6.5.1 Arquitectura del producto	189
6.5.2 Impacto ambiental	193
7. VALIDACIONES Y EVALUACION	205
7.1 PRUEBA FUNCIONAL, DISEÑO DEL CIRCUITO	205
7.2. PRUEBA DE PRECISION DEL PRODUCTO.	210
7.3 PRUEBA INTERACCIÓN,	212
8. CONCLUSIONES	215
9. RECOMENDACIONES	217
BIBLIOGRAFÍA	218
ANEXOS	225

LISTA DE FIGURAS

	Pág.
Figura 1. Tobillo. Vista lateral	34
Figura 2. Tobillo. Vista frontal y posterior	35
Figura 3. Ejes del movimiento del pie	36
Figura 4. Modelo matemático de brazo	38
Figura 5. Ligamentos laterales art. tobillo	38
Figura 6. Componentes óseos del pié	39
Figura 7. Articulaciones que soportan la carga del pie	40
Figura 8. Centro de gravedad de los pies en bipedestación normal	40
Figura 9. Ligamentos tobillo	41
Figura 10. Arco del pie transverso	42
Figura 11. Arcos transversos del pie	42
Figura 12. Arcos longitudinales lateral (A) y medial (B)	43
Figura 13. Músculos y nervios principales de la extremidad inferior	43
Figura 14. Gráfica carga/deformación tendones	47
Figura 15. Curva de cargas del tendón	48
Figura 16. Ángulos de movilidad en dorsiflexión y plantiflexión	50
Figura 17. Movimiento de abducción (izq.) y aducción (der.)	50
Figura 18. Movimiento de eversión (izq.) e inversión (der.)	51
Figura 19. Primera fase de apoyo	52
Figura 20. Segunda fase apoyo	52
Figura 21. Tercera fase de apoyo	53
Figura 22. Cuarta fase de apoyo	53
Figura 23. Ciclo de la marcha	54
Figura 24. Peso corporal en las fases de la marcha	54
Figura 25. Rotacion y desplazamiento de la cadera en la marcha	55

Figura 26. Flexión del tobillo	55
Figura 27. Actividad muscular en la marcha normal	56
Figura 28. Supinación y pronación del pie durante la marcha	57
Figura 29. Esguince por inversión y por eversión	58
Figura 30. Esguince de tobillo	60
Figura 31. Zonas palpación según el esquema de Ottawa	62
Figura 32. Lámpara infrarrojos	65
Figura 33. Cámara luz ultravioleta	67
Figura 34. Equipo de onda corta	69
Figura 35. Electrodo separado de la piel (izq.) y electrodo de inducción (der.)	70
Figura 36. Equipo microondas	73
Figura 37. Reflector de micro ondas rectangular (izq.) y circular (der.)	73
Figura 38. Crioterapia en el tobillo	74
Figura 39. Equipo ultrasonido	75
Figura 40. Cabezal equipo de ultrasonido	76
Figura 41. Equipo TENS	77
Figura 42. Posición electrodo TENS	77
Figura 43. Electrodo autoadhesivos (izq.) y de carbono (der.)	78
Figura 44. Equipo láser	79
Figura 45. Equipo magnetoterapia	81
Figura 46. Secuencia del tratamiento. Basado en esquema de Prentice, 2001.	89
Figura 47. Amplitud de movimiento	90
Figura 48. Ejercicios para el tratamiento del esguince de tobillo. (a) rango de movimientos. (b) Levantamiento de Tobillo. (c) Rotación del Tobillo. (d) Elevación de pies. (e) Propiocepción	93
Figura 49. Equipo de resistencia isotónico	94
Figura 50. Equipo Isocinético	95
Figura 51. Ejercicio pliométrico	96
Figura 52. Ejercicios de cadena cinética abierta (der.) y cerrada (izq.)	96
Figura 53. CPM de tobillo	97

Figura 54. Descripción de la propiocepción del tobillo	98
Figura 55. Tabla BAP	98
Figura 56. Ejercicios propiocepción para el tobillo	99
Figura 57. Ortesis y Férulas de tobillo	100
Figura 58. Infrarrojo	100
Figura 59. Rayos Ultravioleta	101
Figura 60. Onda Corta	101
Figura 61. Microondas	101
Figura 62. Crioterapia	102
Figura 63. CPM de tobillo	102
Figura 64. Ultrasonido	102
Figura 65. Láser	103
Figura 66. Magnetoterapia	103
Figura 67. Ejercitador de piernas	103
Figura 68. Electroterapia	104
Figura 69. Equipos Isométricos	104
Figura 70. Equipos Isocinéticos	105
Figura 71. Equipos Propiocepción	105
Figura 72. Equipos cadena cinética cerrada	106
Figura 73. Equipos cadena cinética abierta	106
Figura 74. Software análisis de movimiento	107
Figura 75. Laboratorio de análisis de movimiento	108
Figura 76. Órtesis activa del tipo terapéuticas	110
Figura 77. Exoesqueleto militar sarcos	111
Figura 78. Exoesqueleto de apoyo a la marcha	111
Figura 79. Exoesqueleto electromecánico para captura de movimiento	112
Figura 80. Reseña de exoesqueletos	113
Figura 81. Equipo Isocinetico (izq.) y plataforma de fuerza (der.)	115
Figura 82. Robot PUMA	117
Figura 83. Sistema Coordinado Ortonormal	119

Figura 84. Rotación de P alrededor del eje Z	121
Figura 85. Ángulos de Euler ZXZ (izq.) y ZYZ (der.)	123
Figura 86. Ángulos del Roll, Pitch and Yaw	124
Figura 87. Notación de la matriz de transformación	125
Figura 88. Valores antropométricos	126
Figura 89. Esquema propuesta modelo matemático pie-tobillo.	128
Figura 90. Juntas y rotaciones del modelo	129
Figura 91. Posición inicial. Perspectiva (izq.), Lateral (Derecha Arriba), Frontal (Derecha Mitad), Superior (Derecha Inferior)	131
Figura 92. Plantiflexión de 45 grados (líneas azules) Perspectiva (izq.). Lateral (der. arriba). Frontal (der. medio). Superior (der. Inferior)	131
Figura 93. Abducción de 45 grados (líneas azules) Perspectiva (izq.). Superior (der. arriba). Lateral (der. medio). Frontal (der. Inferior)	132
Figura 94. Eversión de 45 grados (líneas azules) Perspectiva (izq.). Superior (der. arriba). Lateral (der. medio). Frontal (der. Inferior)	132
Figura 95. Flexión de Dedos de -45 grados (líneas azules) Perspectiva (izq.). Lateral (der. arriba). Frontal (der. medio). Superior (der. Inferior)	133
Figura 96. Posiciones varias del modelo cinemático	134
Figura 97. Los tres lentes del D C U	135
Figura 98. Descripción de un sistema biomecánico	137
Figura 99. Programa de actuación sobre la discapacidad	139
Figura 100. Tipos de discapacidad física	140
Figura 101. Cálculos de gastos en salud Latinoamérica	141
Figura 102. Discapacidad Colombia.Total Nacional	141
Figura 103. Discapacidad Santander	142
Figura 104. Evaluación requerimientos de usuario	160
Figura 105. Evaluación competitiva requerimientos del producto	160
Figura 106. Matriz Triangular de Techo	161
Figura 107. House of Quality	162
Figura108. Consultorio Fisioterapia	164

Figura 109. Distribución física consultorio fisioterapia	164
Figura 110. Altura promedio de la camilla hospitalaria	165
Figura 111. Secuencia del tratamiento. Basado en esquema de Prentice, 2001	166
Figura 112. Descripción general desarrollo conceptos	167
Figura 113. Volumen de la unidad paciente sentado	168
Figura 114. Volumen aproximado de la unidad paciente acostado	168
Figura 115. Posibles esquemas funcionales	169
Figura 116. Interacción deseada del sistema paciente – especialista	171
Figura 117. Esquema general de los componentes del sistema	172
Figura 118. Bocetos, aproximaciones iniciales	173
Figura 119. Bocetos, esquema de los motores y del sensor de presión	173
Figura 120. Bocetos, alternativas	174
Figura 121. Bocetos, alternativas	175
Figura 122. Bocetos, alternativas	176
Figura 123. Bocetos, alternativas	176
Figura 124. Bocetos, mecanismo de acción	177
Figura 125. Bocetos, alternativas	177
Figura 126. Bocetos, alternativas	178
Figura 127. Bocetos, alternativas	178
Figura 128. Bocetos, alternativas	179
Figura 129. Bocetos, alternativas	179
Figura 130. Bocetos, alternativas	180
Figura 131. Bocetos, alternativas	180
Figura 132. Renders, alternativas	180
Figura 133. Bocetos, alternativas	181
Figura 134. Bocetos, alternativas	181
Figura 135. Renders, alternativas	182
Figura 136. Bocetos, alternativas	182
Figura 137. Renders, alternativas	183
Figura 138. Bocetos, alternativas	183

Figura 139. Bocetos, alternativas	184
Figura 140. Bocetos, alternativas	184
Figura 141. Bocetos, alternativas	185
Figura 142. Bocetos, alternativas	185
Figura 143. Bocetos, alternativas	186
Figura 144. Bocetos, alternativas	186
Figura 145. Elección de alternativa	189
Figura 146. Componentes del sistema	190
Figura 147. Render No. 1 Propuesta final	192
Figura 148. Render No. 2 Propuesta final	192
Figura 149. Imagen ciclo de vida. SolidWorks	196
Figura 150. Lista de piezas analizadas en SOLID WORKS	200
Figura 151. Circuito esquemático	208
Figura 152. Diagrama esquemático del circuito	208
Figura 153. Impreso del circuito	209
Figura 154. Modelo funcional inicial	209
Figura 155. Circuito final	210
Figura 156. Evolución del modelo funcional	210
Figura 157. Rotación eje Z	211
Figura 158. Rotación eje Y	211
Figura 159. Control modelo de prueba	212
Figura 160. Fotos férula manual	212
Figura 161. Registro fotográfico interacción especialista- modelo funcional.	213

LISTA DE TABLAS

	Pág.
Tabla 1. Estadísticas incidencias centros de salud regionales	26
Tabla 2. Composición estructural de los tendones y ligamentos	45
Tabla 3. Acciones y aplicación de infrarrojos	65
Tabla 4. Infrarrojos: Indicaciones vs. Contraindicaciones	66
Tabla 5. Sensibilidad distintas partes del cuerpo ante la radiación ultravioleta	67
Tabla 6. Factores variación dosis	67
Tabla 7. Ultravioleta: Indicaciones vs. Contraindicaciones	68
Tabla 8. Onda corta: Indicaciones vs. Contraindicaciones	72
Tabla 9. Microondas: Indicaciones vs. Contraindicaciones	74
Tabla 10. Ultrasonido: Indicaciones vs. Contraindicaciones	76
Tabla 11. Electroterapia: Indicaciones vs. Contraindicaciones	78
Tabla 12. Tipos de láser	80
Tabla 13. Láser: Indicaciones vs. Contraindicaciones.	80
Tabla 14. Magnetoterapia: Indicaciones vs. Contraindicaciones	82
Tabla 15. Tipos de tratamiento	83
Tabla 16. Dificultades de las lesiones	84
Tabla 17. Cuadro Tejidos del Cuerpo	85
Tabla 18. Tipos de contracción músculo esquelética	92
Tabla 19. Características de las aplicaciones tecnológicas en la rehabilitación del esguince de tobillo	100
Tabla 20. Descripción de indicadores fisiológicos según el tipo de actividad	115
Tabla 21. Percentiles extremidad inferior	126
Tabla 22. Impactos esperados a partir de los resultados	144
Tabla 23. Escenarios de uso de la propuesta	145
Tabla 24. Interpretación de las necesidades del usuario	147

Tabla 25. Importancia de los requerimientos de usuario	150
Tabla 26. Variables de uso	151
Tabla 27. Variables de función	152
Tabla 28. Variables ergonómicas	152
Tabla 29. Variables estructurales	153
Tabla 30. Variables técnico –productivas	153
Tabla 31. Variables formales	154
Tabla 32. Variables de identificación	155
Tabla 33. Requerimientos de usuario	156
Tabla 34. Requerimientos del producto	157
Tabla 35. Matriz de Relaciones	158
Tabla 36. Evaluación competitiva requerimientos usuario	159
Tabla 37. Dirección de mejora	161
Tabla 38. Valoración importancia absoluta y relativa	162
Tabla 39. Atributos estético-formales de orden y complejidad	170
Tabla 40. Alternativas	187
Tabla 41. Elección de la propuesta final	188
Tabla 42. Componentes de la propuesta	190
Tabla 43. Propiedades del aluminio (Aleación 1060)	191
Tabla 44. Propiedades del ABS (Acrilonitrilo Butadieno Estireno)	191
Tabla 45. Indicadores de impacto ambiental producido	194
Tabla 46. Indicadores de valor del producto o servicio	195
Tabla 47. Normativa ACV	196
Tabla 48. ACV Pieza b1	201
Tabla 49. ACV Pieza b1	202
Tabla 50. ACV Pieza b1	202
Tabla 51. ACV Pieza b1	203
Tabla 52. ACV Pieza b1	203
Tabla 53. ACV Pieza b1	203
Tabla 54. Herramientas físicas para el diseño e implementación del circuito	207

LISTA DE ANEXOS

	Pág.
ANEXO A. Formato de entrevista aplicada	225
ANEXO B. Formato de encuesta	227
ANEXO C. Registro Fotográfico	229
ANEXO D. Circuitos: Funcionamiento teórico en los elementos esquemáticos de los componentes del circuito físico competente	230
ANEXO E. Ponencias y Trabajos de Investigación Realizados en el tiempo de permanencia en el grupo de investigación Girod.	250

RESUMEN

TITULO: DISEÑO Y VALIDACIÓN DE UNA AYUDA TÉCNICA MECATRÓNICA PARA EL APOYO A TERAPIAS DE REHABILITACIÓN APLICADA EN PATOLOGÍAS ASOCIADAS A ESGUINCE DE TOBILLO.

AUTOR: CARRILLO GARCÍA, Mauricio José**

PALABRAS CLAVES: Mecatrónica, Actuadores, Propiocepción, Rehabilitación, Biomecánica, Pie, Tobillo.

DESCRIPCION

La presente investigación enmarca el desarrollo conceptual de un sistema mecatrónico generador de movilidad en los planos sagital y frontal de la articulación de tobillo, como complemento al proceso terapéutico aplicado en la rehabilitación por daños en sus ligamentos.

La actividad del proyecto se describe de la siguiente manera, el desarrollo de un modelo matemático como herramienta biomecánica para la descripción de los movimientos básicos de una persona sin limitaciones motrices en el conjunto pie – tobillo, adelanto propuesto como base para el desarrollo de órtesis activas, y la propuesta formal, mediante una metodología centrada en el usuario se diseña el sistema que apoye el desarrollo de los ejercicios de relajación y de propiocepción en el tratamiento del esguince de tobillo a través de una interfaz en la que transmitiendo potencia mecánica hacia el pie se generan movimientos en el plano sagital y frontal.

El resultado es una propuesta formal, su validación virtual (CAE), el planteamiento del circuito, la elección de actuadores, la simulación virtual (CAD) y el desarrollo de un modelo funcional para describir la aplicación de un actuador en la transmisión de potencia para la generación de movilidad articular en el tobillo, así como la descripción del modelo matemático.

* Proyecto de Grado.

** Facultad de Ingenierías Físico mecánicas. Escuela de Diseño Industrial. Director: CSC. John Faber Archila.

ABSTRACT

TITLE: DESIGN AND VALIDATION OF A HELPDESK MECHATRONICS IN SUPPORT OF REHABILITATION THERAPIES APPLIED IN PATHOLOGIES ASSOCIATED WITH ANKLE SPRAIN

AUTHOR: CARRILLO GARCÍA, Mauricio José**

KEYWORDS: Mechatronics, actuators, proprioception, rehabilitation, biomechanics, foot, ankle.

DESCRIPTION

The present research part conceptual development system mechatronic generator of mobility in the sagittal and frontal planes of ankle joint, as a complement to the therapeutic process applied in the rehabilitation by damage to his ligaments.

Project activity is described in the following manner, the development of a mathematical model as a tool in Biomechanics for the description of the basic movements of a person without driving on the foot joint limitations - ankle, advancement proposed as basis for the development of active orthosis, and the proposal formal, through a user-centric methodology is designed the system that supports the development of the exercises of relaxation and proprioception in the treatment of sprain of ankle through an interface that transmitting mechanical power towards the foot movements are generated in the frontal and sagittal plane.

The result is a formal proposal, its virtual validation (CAE), the approach of the circuit, the choice of actuators, virtual simulation (CAD) and the development of a functional model to describe the application of an actuator in the transmission of power for the generation of mobility to articulate in the ankle, as well as the description of the mathematical model.

* Graduation Project.

** Faculty of Physical Engineering Mechanical. School of Industrial Design. Directed by CSC. John Faber Archila.

INTRODUCCION

Las terapias de rehabilitación física son un campo investigativo muy amplio, en gran medida en la actualidad el auge en el desarrollo de técnicas que permiten optimizar el proceso de recuperación del paciente, se debe a dos principios básicos universales: mejorar la calidad de vida y generar conocimiento.

Las técnicas físicas¹ definen el uso de agentes físicos como una modalidad terapéutica, muy común en la actualidad y con grandes resultados comprobables en muchos casos, ya sea la aplicación de frío para disminuir el dolor, los impulsos eléctricos para reactivar los músculos, el calor para la circulación, etc. Apoyar y estimular las estructuras físicas lesionadas es necesario para disminuir el tiempo de recuperación, así como el desarrollo de equipos para la prevención y el cuidado.

Pero además de las técnicas físicas, se requiere apoyar el eje central de la terapia, los ejercicios, los cuales son indispensables para lograr los mejores resultados, los hay con diferentes enfoques, para el aumento de la fuerza, para relajar y para el equilibrio, para ello se deben definir los tipos de ejercicios mediante la valoración médica, ya que según las características del paciente el especialista desarrolla un plan a seguir.

El esguince de tobillo es una de las lesiones más conocidas, si bien es la lesión presente en el diario vivir y en la actividad deportiva, la trascendencia que muchas veces se le da, no es la más apropiada, a razón de esto su recurrencia, no se sigue un tratamiento, el daño nunca se recupera completamente y el pie afectado es propenso a la lesión, así como se debilita la articulación afectando el equilibrio y la marcha. Por estas razones se debe tomar conciencia de los daños colaterales

¹ CALVO, J. S. y GARCÉS, E. G. Fisioterapia Deportiva. Técnicas Físicas. España: Gimnos, 2003.

de la lesión, apoyar el proceso de ejecución de los ejercicios en las terapias, ya que en la actualidad, la mayoría de estas terapias se realizan en forma manual por el fisioterapeuta y urge tecnificar estos procesos, diseñar herramientas, técnicas y procesos para la prevención, el cuidado, el tratamiento y la rehabilitación de esas condiciones que afectan la salud en general. Por eso la importancia de este proyecto radica en su enfoque, reconociendo la importancia del desarrollo de equipos de rehabilitación, de realizar investigación en el área de intervención y de aportar al plan de mejoramiento del desarrollo tecnológico, puntos clave en el Plan Nacional de Desarrollo 2010 – 2014².

El sistema de rehabilitación que se presenta en este trabajo, es una estructura conceptual similar a un exoesqueleto, una armazón externa que al asegurar la extremidad inferior del usuario a ella le transmite potencia, generando movilidad controlada en el plano sagital y frontal de flexión plantar, flexión dorsal, aducción y abducción. El movimiento cumple dos funciones específicas, estiramientos controlados y posición, ya con esta se plantea el uso del sistema para realizar ejercicios de contracción muscular isométrica en diferentes ángulos del pie, según la valoración médica, con la cualidad de la adquisición de datos de potencia por una celda de poder ubicada en la férula que sujeta el pie, la celda se ubica específicamente en el antepié, punto donde convergen la aplicación de fuerza del paciente con la zona de apoyo de la férula. La arquitectura funcional del sistema se plantea para su posible control por software, es decir, por equipo de cómputo, para posibilitar su programación y posterior actualización.

El informe consta de las siguientes partes: la primera parte, comprende la presentación del proyecto, que condensa el planteamiento del problema, la justificación, los objetivos, los alcances y las limitaciones.

² REPÚBLICA DE COLOMBIA. DEPARTAMENTO NACIONAL DE PLANEACIÓN (DNP). Plan Nacional de Desarrollo 2010-2014. [online]. [Bogotá, Colombia]. Abril 20 de 2012. Available from internet: <http://www.dnp.gov.co/PND/PND20102014.aspx>

La segunda parte, abarca el marco teórico del proyecto, es decir la descripción fisiológica de la extremidad inferior, el esguince de tobillo, la biomecánica del pie – tobillo, la marcha y las técnicas de rehabilitación, tanto las físicas que son los agentes físicos aplicados a la lesión, como las activas que son el programa de entrenamiento diseñado según la valoración clínica del paciente y los ejercicios que esto conlleva.

En la tercera parte se detalla el análisis del estado del arte.

La cuarta parte describe las consideraciones y posterior desarrollo del modelo matemático del conjunto pie – tobillo.

La quinta parte es el desarrollo de la propuesta, a través de un proceso creativo conocido identificando las necesidades del usuario y proponiendo según las posibilidades físicas, técnicas y económicas del proyecto. En esta etapa se describe el proceso de identificación de las necesidades del usuario, su categorización y el contexto de uso, definiendo los requerimientos de la propuesta. La etapa de desarrollo de alternativas y posterior selección de la propuesta por sus características técnicas según necesidades del usuario (o cliente, según se quiera ver), se describe las características del sistema, la selección de los actuadores y la electrónica asociada para el control y el modelado de la propuesta final.

En la sexta parte se condensa el diseño del proyecto. En la séptima parte, se presenta una validación virtual y física planteada en los objetivos del proyecto, con una breve descripción de la propuesta y su uso.

Finalmente, en el octavo y noveno capítulo se tienen las conclusiones y recomendaciones a las cuales se llegó una vez realizado el proyecto.

De esta manera se desarrolla el proyecto, descrito como una propuesta viable para el desarrollo de los procesos de rehabilitación aplicados en la extremidad inferior, apostando al desarrollo tecnológico como política nacional³, trabajo de investigación enmarcado dentro del proyecto aprobado por la Vicerrectoría de Investigación y Extensión de la UIS y desarrollado por el Grupo de Investigación en Robótica y Diseño (GIROD), de la Escuela de Diseño Industrial.

³ COLCIENCIAS. Sobre Conciencias. [online]. Bogotá, Colombia. Disponible en: http://www.colciencias.gov.co/sobre_colciencias. Fecha de consulta: Marzo de 2012.

1. PRESENTACION DEL PROYECTO

1.1 TÍTULO DEL PROYECTO

Diseño y validación de una ayuda técnica mecatrónica para el apoyo a terapias de rehabilitación, aplicada en patologías asociadas a esguince de tobillo.

1.2 PLANTEAMIENTO AL PROBLEMA

En la actualidad existe una necesidad presentada en la medicina en general y es la de establecer elementos técnicos de diagnóstico, así como de soporte en la valoración y posterior servicio de salud⁴, en reconocimiento a esta necesidad en el país se ha visto un crecimiento a nivel de inversión en el apoyo al desarrollo tecnológico, tanto a nivel tributario, como a nivel de inversión en innovación y calidad de la salud (más de 70 billones se estima invertir en estas áreas)⁵.

El esguince de tobillo es una de las lesiones traumáticas más comunes a nivel mundial⁶, a nivel profesional es uno de los accidentes laborales por los cuales se presenta mayor ausentismo temporal. El término esguince define la lesión de uno ó más ligamentos, pero en el tobillo la más recurrente es la que se produce en el ligamento externo del tobillo⁷. Solo en Bucaramanga según estadísticas de dos de los centros hospitalarios más importantes de la región se presenta el esguince como uno de los traumas de mayor recurrencia (Véase Tabla 1).

⁴ FEDERACIÓN DE ASEGURADORES COLOMBIANOS (FASECOLDA). [online]. Bogotá, Colombia, 2012. Disponible en: <http://www.fasecolda.com/fasecolda/>. Fecha de consulta: Marzo de 2012.

⁵ REPÚBLICA DE COLOMBIA. DEPARTAMENTO NACIONAL DE PLANEACIÓN (DNP). Op. cit..

⁶ HAVERBECK, Juan Fortune; ARENAS, Jaime P., y PALMA, Carlos L. Manual de Ortopedia y Traumatología. Chile: Pontificia Universidad Católica de Chile, 2005.

⁷ NORDIN, Margareta. Biomecánica básica del sistema musculoesquelético. 3ª ed., España: Mc. Graw Hill, 2004.

Tabla 1. Estadísticas incidencias centros de salud regionales

Código	Clasificación	Clínica Metropolitana	Hospital Universitario Santander, Urgencias
S91	Herida Tobillo y Pie	46	0
S92	Fractura del pie excepto tobillo	79	22
S93	Luxación, Esguince y Torcedura de Tobillo y Pie	151	2
S99	Otros Traumatismos no especificados	253	0

Fuente: AYALA MOSQUERA, Juan Nicolás. Diseño y construcción de una ayuda ortésica para lesiones temporales del pie. Tesis de Grado. Bucaramanga, Colombia: Universidad Industrial de Santander (UIS). Facultad de Ingenierías Fisicomecánicas, Escuela de Diseño Industrial, 2006. 264 p.

Debido a que es una lesión común, se hace necesario en el lesionado apoyar el proceso de rehabilitación; en aproximaciones realizadas en centros médicos de la ciudad se estima como media 15 sesiones por paciente, 30 si la lesión es severa, tiempo en el cual los ejercicios que necesitan apoyo, son realizados manualmente por el especialista en su mayoría. Identificándose el tiempo, el proceso, el mantenimiento y tratamiento de lesiones y enfermedades como los puntos claves a mejorar⁸, no obstante el país es dependiente del desarrollado de otros países en esta área, se hace necesario estandarizar y acreditar los servicios de salud, no solamente por decreto nacional, sino también por la posibilidad de exportar servicios.

⁸ COMISIÓN REGULADORA EN SALUD (CRES). [online]. Bogotá, Colombia, 2012. Disponible en <http://www.cres.gov.co/>. Fecha de consulta: Marzo de 2012.

El brindar un mejor servicio, aprovechando el empuje presente en el país en el desarrollo de soluciones técnicas aplicables al entorno nacional, brindando un adecuado servicio a los pacientes que lo requieran, pero para lograr desarrollar tecnologías, es donde la academia se hace presente en el desarrollo de proyectos como el descrito en este libro, buscando así responder a estas necesidades, fortaleciendo y tecnificando los procesos de rehabilitación.

Ya que existe una necesidad de brindar un mejor servicio en el tratamiento de lesiones, se hace indispensable tecnificar procesos, para ello existen en el mercado numerosas técnicas para aplicar agentes físicos sobre la lesión, así como elementos de protección, pero son pocos los sistemas de apoyo activo en el programa de rehabilitación, es decir, los ejercicios desarrollados por el paciente en su mayoría requieren de soporte directo por parte del especialista, el cual guía y realiza la acción según el caso.

En el caso del esguince de tobillo, es una lesión de ligamentos que se caracteriza por su recurrencia, la razón de esta es porque no se lleva a cabo una correcta recuperación, lo cual no permite que los ligamentos se estabilicen, quedando debilitados y en presencia a cualquier sobreesfuerzo medio, hace presencia de nuevo. Así que se observa un espacio para desarrollar propuestas técnicas, optimizar la aplicación de ejercicios físicos en el paciente, desarrollando una plataforma tecnificada para el proceso.

Precisamente optimizar el proceso en la rehabilitación se convierte en una necesidad, razón por la cual se da inicio con este proyecto al proceso investigativo en la línea de biomecánica, específicamente en el área de diseño de elementos técnicos de aplicación externa y generador de movilidad, por eso el trabajo se enfoca en una problemática particular, el esguince de tobillo, pero como se podrá observar en el transcurso de la actividad, los ejercicios que se plantean son

aplicables a diferentes patologías, haciendo de la propuesta útil en la traumatología del pie - tobillo.

Por ser una propuesta inicial se requiere de un estudio exhaustivo de la extremidad, el resultado se puede describir en dos puntos principales, la propuesta formal y el modelo cinemática. El primero propone una actividad a realizar para rehabilitar la zona descrita y el segundo es un aporte a la investigación biomecánica, detallándose como un conjunto de ecuaciones con las cuales se puede describir el comportamiento del pie-tobillo.

1.3 JUSTIFICACIÓN DEL PROYECTO

El desarrollo de soluciones técnicas es un campo de investigación que se ha visto apoyado en los últimos años por los entes universitarios, gubernamentales y privados, el fin de estos estudios no es otro que generar nuevo conocimiento o apropiarse del mismo para brindar soluciones al entorno social e industrial de la región. Una de las áreas de acción con mayor proyección es la medicina; el generar aportes en este campo es importante para respaldar la optimización de procesos que repercuten en el diagnóstico, el tratamiento y la prevención de enfermedades.

En la Escuela de Diseño Industrial de la Universidad Industrial de Santander, a través del Grupo de Investigación en Robótica de Servicio y Diseño Industrial (GIROD), se desarrolla una línea de investigación dentro de las líneas institucionales, el fin es aplicar conceptos relacionados con el campo del diseño y la robótica, para poder brindar soluciones a las problemáticas sociales y empresariales, a partir de las aplicaciones producto de las investigaciones en curso.

Una de las investigaciones que se está llevando a cabo en el Grupo de Investigación tiene como título: “Estudio y diseño conceptual de una ayuda técnica tipo exoesqueleto para apoyo a pacientes con desórdenes en el movimiento”, Código 5546, según el aval de la Vicerrectoría de Investigación y Extensión de la UIS. El fin de este proyecto es desarrollar el estudio y el diseño conceptual de una ayuda técnica robotizada, que sirva de apoyo a las extremidades para realizar los movimientos correspondientes. De este proyecto macro se desprenden otros proyectos, tanto a nivel de maestría como de pregrado, con el fin de cubrir la mayor área de conocimiento posible; es así, como el grupo de personal disponible realiza investigaciones puntuales a una patología específica y espera llegar a una solución meritoria al proceso de investigación, aportando en la mejor manera posible a los problemas que se presentan en estas patologías físicas, como en este proyecto en particular, la lesión de ligamentos de tobillo, también conocida como esguince.

Como ya se ha descrito, el esguince de tobillo es una de las lesiones de mayor frecuencia que se produce durante las actividades de la vida diaria y el deporte. A nivel de salud ocupacional en los informes de accidentalidad laboral: Formato Único para Reporte de Accidente de Trabajo (FURAD), se describe como un accidente laboral; la Tabla de Enfermedades Profesionales de Colombia⁹, reconoce este tipo de lesión como el producto del trabajo que requiere sobreesfuerzo físico, movimientos repetitivos y/o posiciones viciosas; el término esguince define la lesión de uno ó más ligamentos, pero en el tobillo la más recurrente es la que se produce en el ligamento externo del tobillo¹⁰.

⁹ COLOMBIA. MINISTERIO DE SALUD Y PROTECCIÓN SOCIAL (MPS). [online]. Bogotá, Colombia, 2009. Disponible en: <http://www.minproteccionsocial.gov.co/Paginas/Default.aspx>. Fecha de consulta: Abril de 2012.

¹⁰ NORDIN, Op. cit..

Solo en Estados Unidos se atienden 25.000 casos al día y a nivel deportivo representa casi el 20% de las lesiones¹¹. Ante esta lesión y su frecuencia se plantean tres tipos de intervenciones, las cuales están ligadas al grado de la lesión: el tratamiento funcional (movilización temprana por soporte externo del tobillo), la inmovilización y el tratamiento invasivo. De los tres se presentan mejores resultados en el tratamiento funcional¹², el cual es común que se combine con otras técnicas, como la electroterapia, los infrarrojos, la magnetoterapia, etc., pero ante estos casos no se encontró evidencia científica que respalde resultados de estas técnicas en el esguince de tobillo.

A razón de que los ejercicios terapéuticos son el eje de la rehabilitación y su aplicación en la gran mayoría de veces es producto de la acción del especialista sobre el paciente, el proyecto se plantea como una contribución a la terapia del esguince de tobillo, mediante el desarrollo conceptual de una plataforma técnica a través de la actividad del Diseño Industrial, al realizar un sistema robótico de apoyo a la movilidad articular como complemento en el tratamiento funcional de la lesión, aplicando una técnica con soporte científico, con el objetivo básico de aumentar la movilidad articular y/o la fuerza muscular, así como brindar la posibilidad de adquisición de datos, posibilitando la valoración funcional de la lesión, mediante la medición de la fuerza, la potencia o las cualidades musculares implicadas en la función del tobillo.

1.4 OBJETIVOS

1.4.1 Objetivo general. Diseñar y validar una ayuda técnica mecatrónica para la rehabilitación en patologías asociadas al esguince de tobillo, tesis ligada a la investigación: Estudio y diseño conceptual de una ayuda técnica tipo

¹¹ CALVO, GARCÉS GARCÍA, Op. cit..

¹² GUIRAO CANO, L. Tratamiento funcional del esguince de tobillo. En: Revista Universidad Complutense Madrid, Biblioteca Complutense Cinse. 2004. vol. 38. Nº 4. p. 182-187.

exoesqueleto, para apoyo a rehabilitación de pacientes con trastornos en el movimiento.

1.4.2 Objetivos específicos

- Realizar el estudio de la anatomía y fisiología del tobillo.
- Realizar un estudio de las patologías asociadas al esguince de tobillo, su rehabilitación y los equipos que apoyan estos procesos.
- Determinar los parámetros con los cuales se pueden proponer una solución más acorde a la necesidad.
- Desarrollar un modelo matemático del conjunto pie–tobillo, como apoyo al diseño del sistema.
- Desarrollar una propuesta formal del proyecto en formato virtual CAD.
- Validar por simulación virtual CAE, el comportamiento del sistema propuesto.
- Validar mediante un modelo funcional la aplicación de un actuador en la transmisión de potencia para la generación de movilidad articular en el tobillo.
- Validar por métodos de usabilidad la precisión de los arcos de movilidad, la velocidad de operación del sistema y la seguridad de uso.
- Determinar el impacto ambiental del proyecto apoyado en herramientas de diseño asistido por computador.

- Apoyar el proyecto de investigación interna: Estudio y diseño conceptual de una ayuda técnica tipo exoesqueleto para apoyo a rehabilitación de pacientes con desórdenes en el movimiento, llevada a cabo por el Grupo de Investigación en Robótica y Diseño (GIROD), de la Escuela de Diseño Industrial.

1.5 ALCANCES DEL PROYECTO

El concepto aplicado en el proyecto es generar un sistema que apoye el desarrollo de los ejercicios en el tratamiento del esguince de tobillo, como a través de una interfaz efectiva en la que transmitiendo potencia mecánica hacia el pie, se genera un movimiento con una trayectoria a definir en el plano frontal y sagital, buscando con esto una mayor eficiencia en el proceso de rehabilitación por movilización a través de la automatización del proceso, permitiendo consigo un mayor control de la acción, precisión y repetitividad, generando una retroalimentación por la información de las señales en la acción del mecanismo. El proyecto tiene unas etapas claves:

- Partiendo de una metodología aplicada al desarrollo del proyecto y una investigación inicial como la base del conocimiento aplicado en el mismo, el resultado es un documento escrito.
- El desarrollo de un modelo matemático, con el cual se puede describir la acción en el pie – tobillo, de gran importancia por la mecatrónica aplicada en el proyecto, así como los datos que se puedan obtener, la simulación y obtención de datos se realizará en el software MATLAB®; el resultado es un documento escrito donde se describen los modelos cinemáticas y la programación realizada, así como un archivo ejecutable.
- El diseño del sistema planteado y su validación estructural, de materiales y su función, para este fin se hace uso del software de modelado Solid Works®, y

ANSYS® para la validación estructural y de materiales mediante teoría de elementos finitos, el resultado es un documento gráfico con las propuestas realizadas y la descripción de la propuesta final, los planos y un documento escrito con los resultados de la validación estructural y de materiales.

- La validación ergonómica, en la cual basados en la investigación realizada se definen un arco de movilidad, la velocidad de acción del sistema y se analizan las posibles fallas que podrían causar daño al usuario. La validación consta de la aplicación de una herramienta de usabilidad según el caso, para poder medir hasta qué punto la propuesta los cumple, se entrega un documento descriptivo del proceso y resultados.
- El resultado descriptivo, la aproximación formal de la propuesta y el modelo funcional, que es la aplicación mediante el uso de actuadores, con el cual se quiere realizar la transferencia/ resistencia de la potencia sobre el tobillo en un eje de movimiento. El resultado es un documento escrito descriptivo de los modelos, así como el archivo fotográfico y videos de la validación.

1.6 LIMITACIONES

La presencia de impedimentos contextuales vinculados a la adquisición de insumos tecnológicos, como los actuadores, los controladores y sensores, los cuales suponen un costo que superan los límites de la investigación en curso a la que el proyecto está ligada, razón por la cual el proyecto no propone el desarrollo de un prototipo funcional.

La validación directa sobre el usuario, es decir la acción preliminar del sistema sobre el usuario, podría infligir un daño por el tipo de acciones que se proponen, movilizar y resistir el movimiento. A razón de esto muchas de las conclusiones se llevan a cabo según las observaciones de personal especializado.

2. MARCO TEÓRICO

El desarrollo del proyecto requiere de un amplio proceso exploratorio, lo cual es de vital importancia para llevar a cabo el proceso de diseño, al reconocer y organizar las áreas temáticas características de la investigación, partiendo de la base científica, realizando una descripción de la lesión y su zona de influencia, así como de los aspectos técnicos planteados en la propuesta a desarrollar.

2.1 EL TOBILLO

La zona definida como el conjunto pie – tobillo está constituida principalmente por tres huesos, la tibia, el peroné y el astrágalo, los cuales forman lo que se conoce como la mortaja del tobillo, una articulación de bisagra cuya estabilidad depende de la relación articular y de sus ligamentos¹³. Véase Figura 1.

Figura 1. Tobillo. Vista lateral



FUENTE: SCIENTIFIC & MEDICAL ART. SMART Image base. [Online]. 1997-2012. Ipswich, MA. Disponible en internet: <URL: <http://ebSCO.smartimagebase.com>

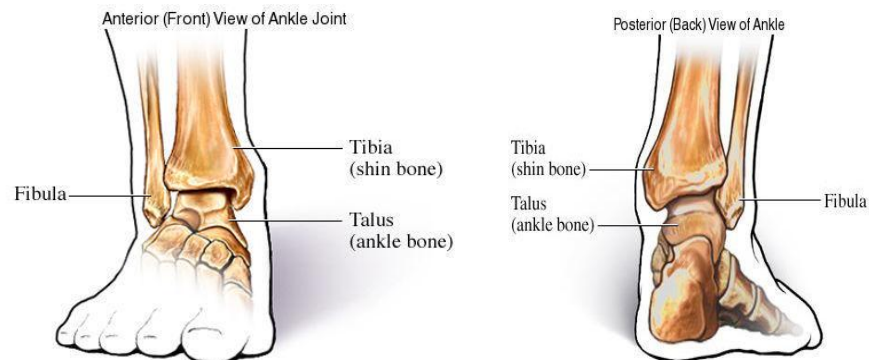
El tobillo transfiere las cargas al pie y define su orientación, cualquier cambio patológico del tobillo o del pie, puede afectar profundamente la estabilidad del cuerpo, a razón de esto su función durante la marcha se ha estudiado durante

¹³ NORDIN, Op. cit..

cientos de años; es así como existen registros de estudios de posturas y movimientos rituales utilizados por sacerdotes taoístas en la práctica del Kung Fu en 1000 a.c.

Hipócrates, en su libro de articulaciones, describe la relación entre el movimiento y el músculo, en 1836, los Hermanos Weber realizan un análisis de la marcha mediante parámetros temporales de zancada y longitud de paso. En 1872 Eadweard Muybridge realiza un estudio del movimiento a través de una serie de cámaras disparadas en forma secuencial, para de esta forma describir las acciones de los animales y seres humanos. En 1879 Etienne Marey evalúa la cadencia del pie mediante un sistema de presión en los zapatos. Todos estos estudios han evolucionado con el paso del tiempo debido a los avances tecnológicos y sus aplicaciones clínicas. En la actualidad estos estudios se enfocan en el análisis de los ángulos articulares, la velocidad y aceleración angular, las fuerzas de reacción del suelo, las fuerzas conjuntas, los momentos y la potencia, la actividad electromiográfica de sus músculos asociados, así como su consumo energético . (Véase Figura 2)

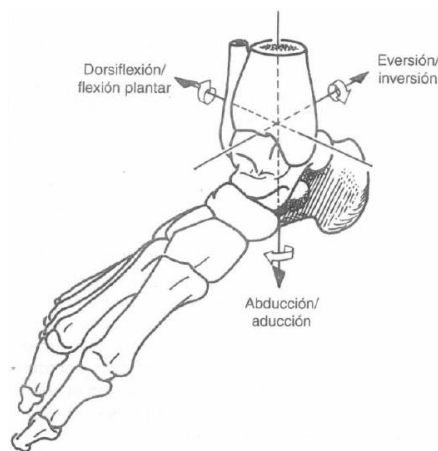
Figura 2. Tobillo. Vista frontal y posterior



Fuente: SCIENTIFIC & MEDICAL ART. SMART Imagebase. [Online]. 1997-2012. Ipswich, MA. Disponible en internet: <URL: <http://ebSCO.smartimagebase.com>

El pie, además de hacer de soporte estructural, es capaz de resistir cargas repetitivas de múltiplos del peso corporal¹⁴, de igual manera también debe ser capaz de ajustarse a diferentes superficies del sueño, a razón de esto el movimiento del pie tiene lugar sobre los tres planos, en el sagital la flexión – extensión, en el horizontal la inversión –eversión, y en el frontal, la pronación y supinación. (Véase Figura 3)

Figura 3. Ejes del movimiento del pie



Fuente: NORDIN, Margareta. Biomecánica básica del sistema músculo esquelético. 3ª ed., España: Mc. Graw Hill, 2004.

2.1.1 Consideraciones anatómicas y funcionales

- La articulación del tobillo queda conformada por los extremos distales de la tibia y peroné, que estructuran una mortaja dentro de la cual encaja en forma muy ajustada, el cuerpo del astrágalo.
- La articulación es del tipo de las trócleas, en que las superficies armonizan en su diseño en forma perfecta. Cualquier desplazamiento lateral de una superficie sobre la otra, aunque sea mínima (sub-luxación), rompe la correspondencia entre ellas.

¹⁴ Ibid.

La articulación queda sujeta por los ligamentos laterales: extremos peroneoastragalinos y peroneo-calcáneo e interno, tibio astragalino o deltoideo, extremadamente fuerte. La mortaja tibio-peronea, por su parte, queda sujeta por los ligamentos tibio-peroneos anterior y posterior, e indirectamente por la membrana inter-ósea.

La articulación tibio-peronea tiene fundamentalmente dos movimientos:

- Flexión dorsal: en que el pie gira en torno a un eje transversal, se levanta se acerca a la cara anterior de la tibia llegando a un ángulo de 20 a 30°.
- Flexión plantar: el pie gira hacia abajo en torno al mismo eje transversal, hasta formar un ángulo de 30 a 40°.

2.2 BIOMECÁNICA DE PIE Y TOBILLO

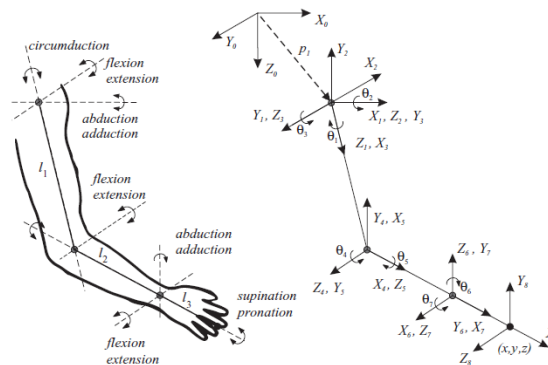
La biomecánica es un campo interdisciplinar cuyos principios se aplican para el diseño, la evaluación y comprensión de los problemas fisiológicos y biológicos¹⁵. Para este fin se analizan los sistemas de estudio por medio de la mecánica aplicada, es decir, a través de análisis estáticos se puede analizar las fuerzas implicadas en posturas específicas en las articulaciones del cuerpo humano, los análisis dinámicos describen el movimiento, los análisis de sólidos permiten la evaluación del comportamiento funcional en diferentes situaciones de carga; a través de la teoría de la mecánica de fluidos se investiga el flujo sanguíneo, la lubricación articular y los flujos aéreos del pulmón.

Los estudios pueden ser experimentales, con los cuales se determinan las propiedades mecánicas de los materiales biológicos (músculos, huesos, cartílagos, etc.) Los estudios teóricos involucran el desarrollo de modelos

¹⁵ Ibíd..

matemáticos de vital importancia para describir comportamientos estructurales. La investigación en el campo de la biomecánica se centra en establecer factores que se ajusten a las limitaciones físicas del cuerpo humano y los movimientos naturales del cuerpo (Véase Figura 4).

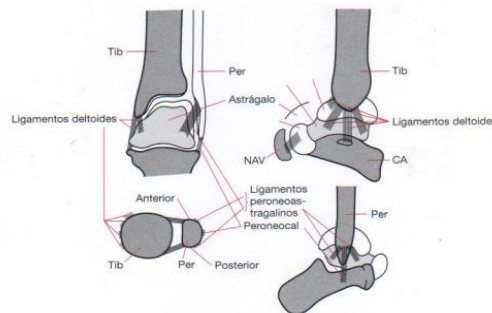
Figura 4. Modelo matemático de brazo



Fuente: PONS, José Luís. *Weareable Robots. Biomechatronic exoskeletons*. España: John Wiley y Sons Ltd., 2008.

El tobillo es la articulación del pie entre la tibia y el peroneo y debe su estabilidad a los ligamentos mediales y laterales, estos se extienden desde los maléolos hasta el astrágalo, el calcáneo y el hueso navicular. La gran cantidad de nervios que posee facilitan la propiocepción y la transmisión de dolor¹⁶ (Véase Figura 5).

Figura 5. Ligamentos laterales art. tobillo

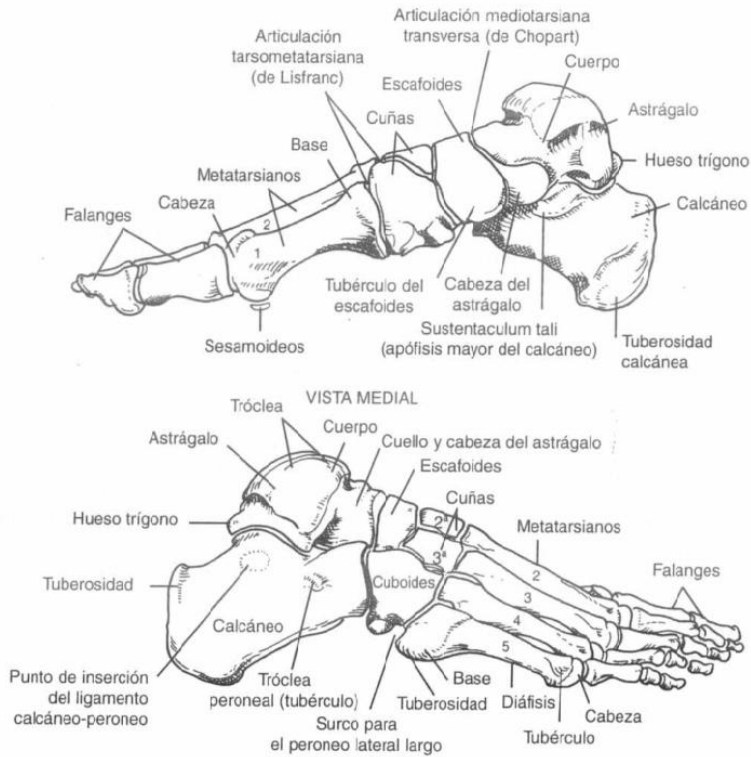


Fuente: CAILLIET, R. *Síndromes dolorosos, tobillos y pie*. 2ª ed. España: Manual Moderno, 1983

¹⁶ CAILLIET, R. *Síndromes dolorosos, tobillos y pie*. 2ª ed.. España: Manual Moderno, 1983

En el pie existen 26 huesos, 14 falanges, 5 metatarsianos y 7 tarsianos, se puede dividir en tres segmentos, posterior conformado por el astrágalo y el calcáneo, el central que contiene los tarsianos, y el anterior en el que se encuentran los metatarsianos y las falanges. (Véase Figura 6)

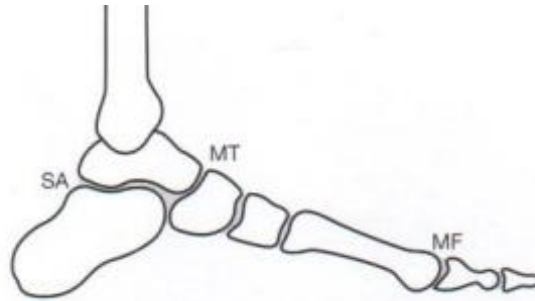
Figura 6. Componentes óseos del pié



Fuente: NORDIN, Margareta. Biomecánica básica del sistema músculo esquelético. 3ª ed., España: Mc. Graw Hill, 2004.

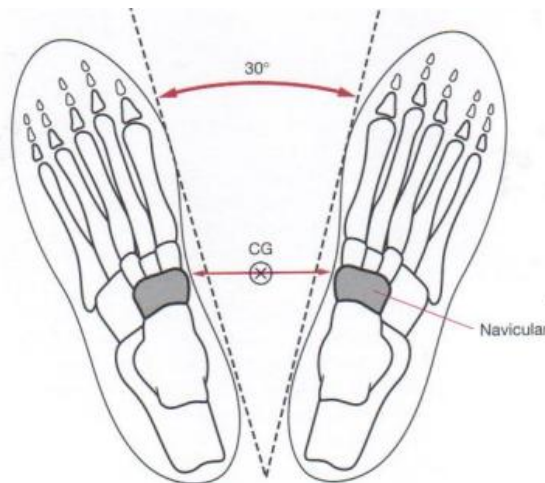
En la articulación astrágalo calcánea se produce en gran parte la inversión – eversión y se soporta en su gran mayoría la carga sobre el pie, la cual se divide en las articulaciones subastragalina, mediotarsiana y las distales metatarsofalángicas. El centro de gravedad se ubica entre los dos huesos escafoides (naviculares) (Véase Figuras 7 y 8).

Figura 7. Articulaciones que soportan la carga del pie



Fuente: CAILLIET, R. Síndromes dolorosos, tobillos y pie. 2ª ed. España: Manual Moderno, 1983

Figura 8. Centro de gravedad de los pies en bipedestación normal



Fuente: CAILLIET, R. Síndromes dolorosos, tobillos y pie. 2ª ed. España: Manual Moderno, 1983

Hay dos ligamentos por los cuales se conectan el astrágalo con el calcáneo, el astragalocalcaneo interóseo y el astragalocalcaneo lateral, la articulación se apoya en su mayoría en la zona peroneo calcánea de los ligamentos laterales del tobillo y en la zona tibiocalcanea de los ligamentos mediales (deltoideos) del tobillo, también la soportan los tendones de los músculos peroneos largo, corto, el flexor largo del dedo gordo, el tibial posterior y el flexor largo de los dedos (Véase Figura 9).

Figura 9. Ligamentos tobillo



Fuente: SCIENTIFIC & MEDICAL ART. SMART Imagebase. [Online]. 1997-2012. Ipswich, MA. Disponible en: <http://ebSCO.smartimagebase.com>

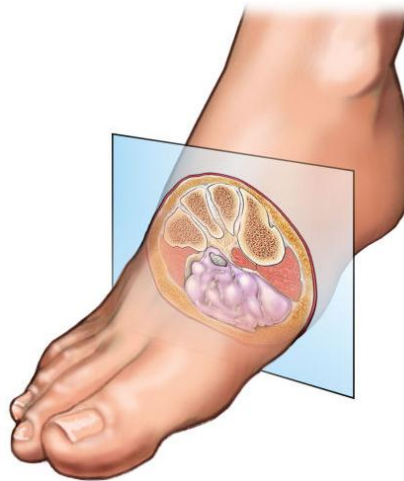
La cabeza del astrágalo encaja en la cara del navicular, formándose la articulación astragaloescafoidea, el movimiento en esta articulación es una rotación sobre un eje, con cierto nivel de deslizamiento, lo que permite la inversión y la eversión, junto con la articulación calcaneocuboidea forman la art. Transversa del tarso, también conocida como articulación de Chopart, porque es el punto habitual de amputación del pie¹⁷. La inversión es una combinación de supinación y aducción, la eversión es una combinación de pronación y abducción.

En el pie existen cuatro arcos, los arcos transversos formados por el tarsiano, el metatarsiano posterior y el metatarsiano anterior, y el arco formado a lo largo del pie, comúnmente denominado arco longitudinal.

Véase Figuras 10 y 11.

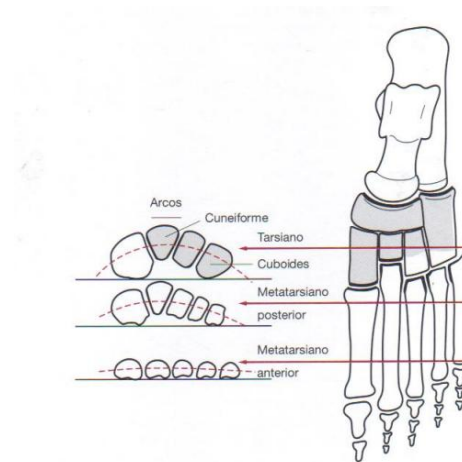
¹⁷ Ibíd..

Figura 10. Arco del pie transverso



Fuente: SCIENTIFIC & MEDICAL ART. SMART Imagebase. [Online]. 1997-2012. Ipswich, MA. Disponible en: <http://ebSCO.smartimagebase.com>

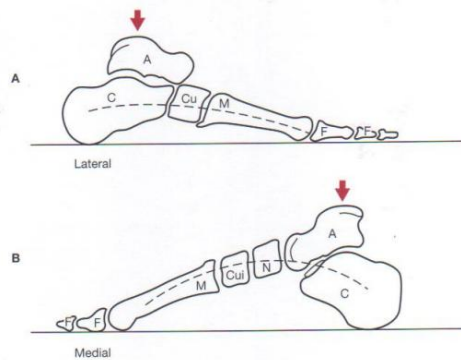
Figura 11. Arcos transversos del pie



Fuente: CAILLIET, R. Síndromes dolorosos, tobillos y pie. 2ª ed. España: Manual Moderno, 1983

La fascia plantar, que es la que soporta los arcos gracias a la estructura lograda por la relación de todos los huesos, se hace más firme por la extensión de los dedos, así al aumentar la carga sobre el pie, se aumenta la tensión en la plantar (Véase Figura 12).

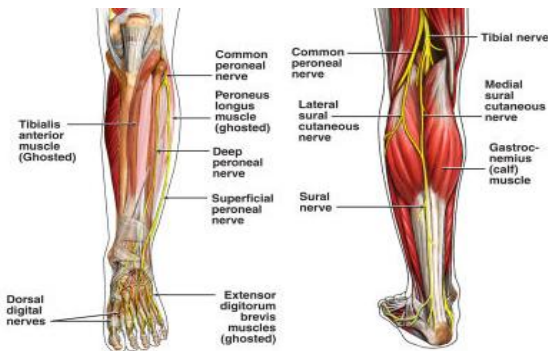
Figura 12. Arcos longitudinales lateral (A) y medial (B)



Fuente: CAILLIET, R. Síndromes dolorosos, tobillos y pie. 2ª ed. España: Manual Moderno, 1983

Los músculos encargados de generar la flexión plantar son el soleo, el gastrocnemio (principales) y el tibial posterior, así como los peroneos (secundarios). El músculo tibial anterior es el encargado de lograr la flexión dorsal, para generar la inversión los músculos que se usan son el tibial posterior (principal) y los flexores largos de los dedos (secundarios), para la eversión se usan el músculo peroneo lateral largo y corto (Véase Figura 13).

Figura 13. Músculos y nervios principales de la extremidad inferior



Fuente: SCIENTIFIC & MEDICAL ART. SMART Imagebase. [Online]. 1997-2012. Ipswich, MA. Disponible en: <http://ebSCO.smartimagebase.com>

2.3 BIOMECÁNICA DE LIGAMENTOS

Los tendones, la cápsula articular y los ligamentos son en sí, las estructuras que estabilizan el sistema esquelético, aunque no producen movimiento como los músculos, cada una tiene un papel esencial en el movimiento¹⁸.

Las funciones de los ligamentos y cápsula articular son:

- Aumentar la estabilidad mecánica
- Guiar el movimiento articular
- Evitar el movimiento excesivo
- Limitadores elásticos

Las funciones de los tendones son:

- Insertar el músculo al hueso
- Transmitir las cargas tensiles del músculo al hueso
- Producir el movimiento Articular
- Mantener la postura corporal, al actuar como limitador mecánico con el músculo.
- Capacitar al músculo para mantener una óptima distancia de la articulación.

Para poder tratar adecuadamente los trastornos de los tendones y ligamentos es necesaria una comprensión de sus propiedades mecánicas, así como de su capacidad de autoreparación.

¹⁸ NORDIN, Op. cit..

Tabla 2. Composición estructural de los tendones y ligamentos

Componente	Ligamento	Tendón
Material celular fibroblasto	20%	20%
Agua	60 - 80%	60 - 80%
Sólidos	20 – 40%	20 – 40%
Colágeno Tipo 1	90%	95- 99%
Colágeno Tipo 3	10%	1 – 5%
Sustancia fundamental	20 – 30%	Ligeramente Menor.

Fuente: NORDIN, Margareta. Biomecánica básica del sistema músculo esquelético. 3ª ed., España: Mc. Graw Hill, 2004.

La composición de los tendones y ligamentos como se ve en la Tabla 2, son tejidos compuestos mayoritariamente por colágeno, una proteína fibrosa que constituye aproximadamente un tercio de las proteínas totales del cuerpo, su función es la de soporte mecánico en otros tejidos conectivos, como lo son la piel, el corazón, los riñones, etc.

La estructura y composición de los ligamentos y los tendones son las mismas tanto en los humanos como en algunos animales: las ratas, los perros y los monos, por eso se presentan resultados de estudios sobre estas especies que pueden extrapolarse a las estructuras en los humanos.

Cada dos tercios de las moléculas de colágeno está compuesto por tres aminoácidos, la glicina, la prolina y la hidroxiprolina, en un 33%, 15% y 15% respectivamente, esos aminoácidos se enlazan por puentes de hidrogeno formando cadenas o uniones cruzadas de gran importancia para la molécula. La disposición de las fibras de colágeno es diferente en los tendones y ligamentos, en los primeros tienen una disposición paralela, que posibilita a los tendones negociar las cargas tensiles uniaxiales de su actividad, en los ligamentos este

orden no es tan paralelo, se presentan entrelazos hasta cierto punto, dependiendo de la función del ligamento¹⁹.

La presencia de la elastina es importante e influye en las características mecánicas de los tendones ligamentos, aunque su presencia es poca; en el caso de las vértebras, su función es proteger las raíces nerviosas de atrapamientos mecánicos. La sustancia fundamental (proteoglicanos) son macromoléculas que se unen al agua presente en el ligamento y el tendón, ayudando a estabilizar el esqueleto colagenoso de los tendones y ligamentos.

La vascularización en los tendones es limitada, pero de gran importancia al ser la fuente de nutrición celular, manteniendo el proceso de síntesis y reparación de la matriz, en su ausencia el ligamento corre el riesgo de romperse por fatiga (daño derivado de la actividad normal). Los ligamentos y los tendones han demostrado tanto en estudios sobre animales como en humanos, que tienen una gran variedad de terminaciones nerviosas y mecanorreceptores especializados, por lo cual desempeñan un papel crucial en la propiocepción y la nocicepción.

En los tendones se presenta un tejido conectivo areolar conocido como paratendón, que lo protege y facilita su deslizamiento, en algunas localizaciones donde el tendón es sometido a fuerzas de fricción alta como los dedos y la muñeca, se presenta una lámina sinovial parietal debajo del paratendón llamada epitendón.

Las propiedades mecánicas de los tendones y ligamentos son especiales, los tendones son capaces de resistir las fuerzas de la contracción muscular que genera el movimiento, y son lo suficientemente flexibles como para anclarse sobre las superficies óseas y transmitir la tracción muscular. Los ligamentos permiten los movimientos naturales de los huesos a los que están unidos y son los

¹⁹ Ibid.

suficientemente resistentes a las fuerzas aplicadas, ambas estructuras soportan cargas tensiles, cuando una carga genera una lesión el daño es proporcional a la carga.

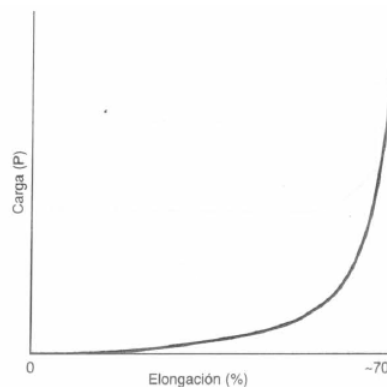
A medida que la carga continúa la rigidez del tejido se incrementa, necesitándose de más fuerza para producir cantidades equivalentes de elongación, esta elongación (deformación) es el cambio del volumen calculado como un porcentaje de la longitud original. (Véase Ecuación 1 y Figura 14).

Ecuación 1. Módulo de Elasticidad

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} \quad \left| \begin{array}{l} E: \text{Módulo de Elasticidad} \\ \sigma: \text{Solicitud} \\ \varepsilon: \text{Deformación} \end{array} \right.$$

Fuente: NORDIN, Margareta. Biomecánica básica del sistema músculo esquelético. 3ª ed., España: Mc. Graw Hill, 2004.

Figura 14. Gráfica carga/deformación tendones



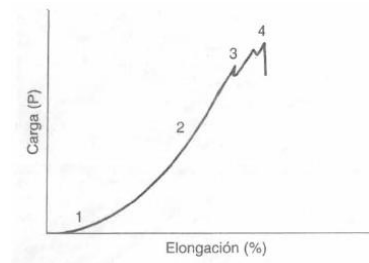
Fuente: NORDIN, Margareta. Biomecánica básica del sistema músculo esquelético. 3ª ed., España: Mc. Graw Hill, 2004.

Durante la carga y descarga del ligamento entre los límites de elongación, las fibras elásticas permiten al material retornar a su forma original, después de ser deformado la energía perdida en el proceso representa la energía utilizada durante

el ciclo, se conoce como histéresis. En condiciones fisiológicas normales los tendones y ligamentos se solicitan a solo un tercio de su fuerza tensil última; según estudios²⁰ realizados el límite de deformación fisiológica oscila de 2 a 5%. Unos estudios realizados en vivo sobre ovejas describen una deformación de 2,6 %, la cual ocurría durante la zancada en un corto período de tiempo.

Los tendones y ligamentos muestran un comportamiento mecánico dependiente del tiempo bajo la carga (viscoelasticidad), durante mediciones cíclicas donde las cargas se aplican y liberan a intervalos específicos, la cantidad de deformación permanente es mayor con cada ciclo. Cuando el ligamento se somete a una carga que excede su rango fisiológico, se produce un microcolapso, incluso antes de que alcance el límite de elasticidad, cuando este se excede comienza un colapso notable y la articulación comienza a desplazarse anormalmente, pudiéndose dañar las estructuras adyacentes, así como los vasos sanguíneos de estas²¹(Véase Figura 15).

Figura 15. Curva de cargas del tendón



FUENTE: NORDIN, Margareta. Biomecánica básica del sistema músculo esquelético. 3ª ed., España: Mc. Graw Hill, 2004.

²⁰ Y.C., Fung. Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues. 2 ed., California, San Diego, USA, 1993.

²¹ NORDIN, Op. cit..

Los factores más comunes que afectan los tendones y ligamentos son el envejecimiento, el embarazo, la movilización e inmovilización, diabetes, esteroides, antiinflamatorios no esteroideos y la hemodialis.

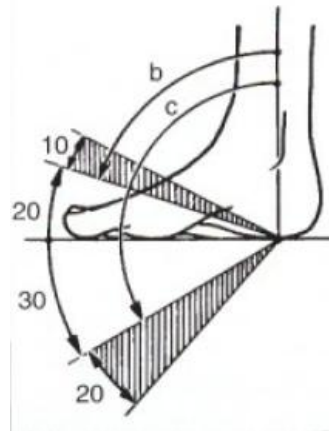
2.4 CINEMÁTICA DEL TOBILLO

Como se ha descrito anteriormente, el tobillo es un conjunto de articulaciones en las cuales se logra un movimiento funcional en los tres grados de libertad²², lo cual facilita que la planta del pie se adapte a las superficies del terreno, los ejes de movilidad están marcados por la anatomía misma del tobillo, un eje sería el de la articulación tibiotarsiana (eje X), el cual marca los movimientos en el plano sagital, un eje paralelo a la longitud del pie (eje Y) en el cual se lograrían los movimientos de aducción-abducción, aunque estos movimientos se logran en la rotación axial de rodilla. El otro eje se encuentra horizontal y dentro del plano sagital (eje Z) y condiciona la dirección de la planta del pie en movimientos conocidos como pronación y supinación.

El movimiento del eje X se describe como flexión dorsal (dorsiflexión) y flexión plantar (plantiflexión), en diversos estudios se han estimado la capacidad máxima de movilidad entre los 10°-30° para el primer movimiento y entre los 30°- 50° para el segundo respectivamente. Para estos movimientos además de la articulación tibiotarsial, también intervienen el art. del tarso, las cuales añaden algunos grados a la amplitud del movimiento que permite la bóveda que se forma en la tibia y el peroné astrágalo (Véase Figura 16).

²² KAPANDJI, A.I. Fisiología articular. Miembro inferior. 5ª ed., España: Panamericana, 2007

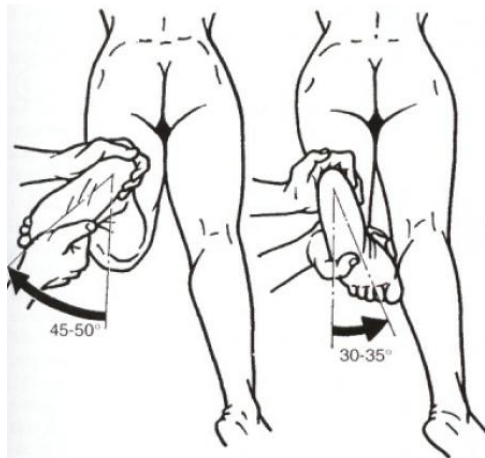
Figura 16. Ángulos de movilidad en dorsiflexión y plantiflexión



Fuente: KAPANDJI, A.I. Fisiología Articular. Miembro Inferior. 5 ed., Panamericana, 2007.

En el eje Y la aducción marca la punta del pie hacia adentro y la abducción la punta del pie hacia afuera, la capacidad de movilidad es de más o menos 35° - 45° en ambas (Véase Figura 17).

Figura 17. Movimiento de abducción (izq.) y aducción (der.)

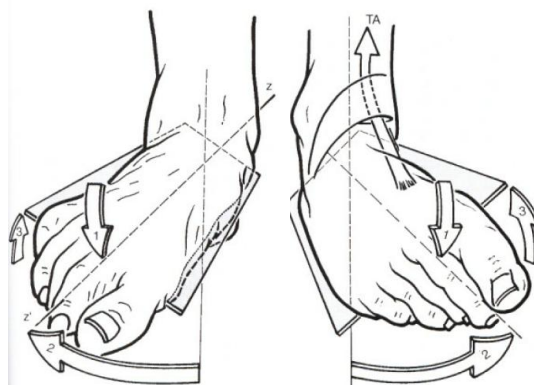


Fuente: KAPANDJI, A.I. Fisiología Articular. Miembro Inferior. 5 ed., Panamericana, 2007.

En el eje Z la supinación y la pronación definen los movimientos de la planta del pie hacia adentro (52°) y hacia afuera (25° - 30°) respectivamente. Estos movimientos se ven acompañados obligatoriamente, por lo cual la supinación se

acompaña de la aducción y de una ligera extensión, movimiento que se conoce como inversión, lo mismo se aplica en la pronación, se acompaña de la abducción y una ligera flexión, generándose el movimiento que se conoce como eversión (Véase Figura 18).

Figura 18. Movimiento de eversión (izq.) e inversión (der.)



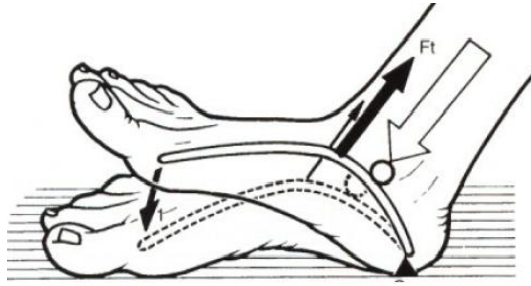
Fuente: KAPANDJI, A.I. Fisiología Articular. Miembro Inferior. 5 ed., Panamericana, 2007.

2.5 LA MARCHA

El movimiento del pie en el proceso de la marcha es de extrema complejidad, según las características fisionómicas de cada uno, el proceso de la marcha tiene sus características, pero se puede describir el proceso según las posturas comunes de apoyo:

- Primera fase: toma de contacto con el suelo, tobillo alineado o en ligera flexión, el pie contacta el suelo mediante el talón, luego por el impulso de la pierna el resto del pie contacta con el suelo mientras el tobillo se extiende pasivamente (Véase Figura 19).

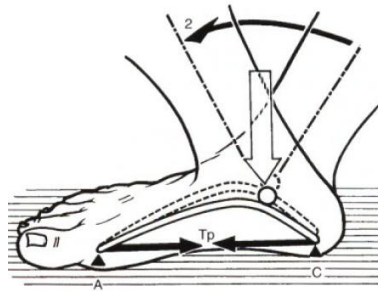
Figura 19. Primera fase de apoyo



Fuente: KAPANDJI, A.I. Fisiología Articular. Miembro Inferior. 5 ed., Panamericana, 2007.

- Segunda fase: a planta del pie contacta con toda la superficie de apoyo (huella plantar), mientras que el cuerpo se propulsa por arriba y por delante del pie en apoyo. El tobillo pasa de extensión a flexión, la huella plantar pasa a su máxima extensión (Véase Figura 20).

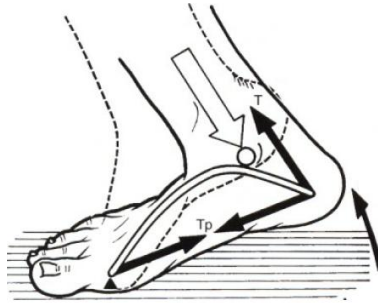
Figura 20. Segunda fase apoyo



Fuente: KAPANDJI, A.I. Fisiología Articular. Miembro Inferior. 5 ed., Panamericana, 2007.

- Tercera fase: primer impulso motor, peso del cuerpo por delante del pie de apoyo, se levanta el talón por la contracción de los extensores del tobillo, el cuerpo se eleva hacia delante (Véase Figura 21).

Figura 21. Tercera fase de apoyo



Fuente: KAPANDJI, A.I. Fisiología Articular. Miembro Inferior. 5 ed., Panamericana, 2007.

- Cuarta fase: segundo impulso motor. Debido a la contracción de los flexores de los dedos (tríceps – sesamoideos) se desplaza el pie hacia arriba y adelante, dejando el apoyo del talón y levantando el pie del suelo, mientras el otro hace contacto con el suelo (primera fase) (Véase Figura 22).

Figura 22. Cuarta fase de apoyo

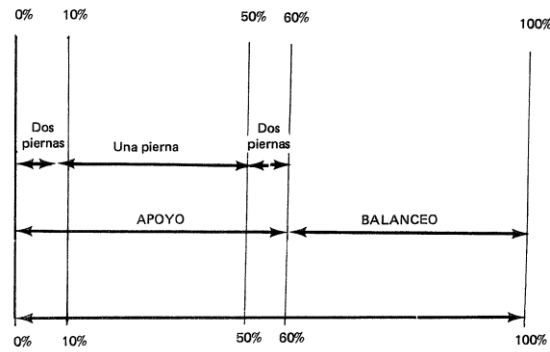


Fuente: KAPANDJI, A.I. Fisiología Articular. Miembro Inferior. 5 ed., Panamericana, 2007.

Por un instante ambos pies tocan el suelo simultáneamente (doble apoyo), lo cual ocurre en una fracción de tiempo según la velocidad de la marcha. Otra manera de describir la marcha es por el desplazamiento, identificando dos fases, apoyo y balanceo.

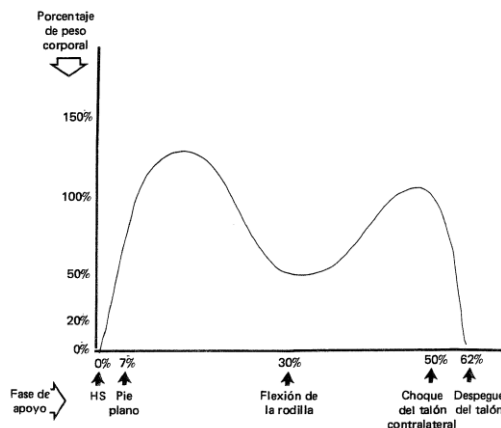
En la fase de apoyo el peso del cuerpo reposa sobre la pierna, en el balanceo el peso reposa en la otra pierna y esta se mueve a otro punto de contacto²³, le corresponde a la fase de apoyo casi el 60% de la marcha (Véase Figura 23 y 24).

Figura 23. Ciclo de la marcha



Fuente: CAILLIET, R. Síndromes dolorosos, tobillos y pie. 2ª ed., Ed. Manual Moderno, 1983

Figura 24. Peso corporal en las fases de la marcha



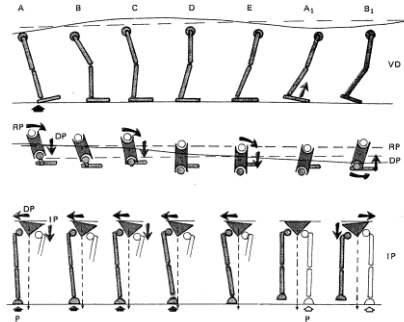
Fuente: CAILLIET, R. Síndromes dolorosos, tobillos y pie. 2ª ed., Ed. Manual Moderno, 1983

Los factores anatómicos determinantes de la marcha son los que marcan en cada uno la forma como se desplaza, ya que la marcha no es un proceso que ocurre solamente en el pie – tobillo, se requieren diversos movimientos también en las caderas y en las rodillas para mantener el centro de gravedad en un plano

²³ CAILLIET, Op. cit..

horizontal. Lo primero es la rotacion pelvica que ocurre cuando se desplaza el pie hacia adelante o hacia atrás respectivamente (4 grados mas o menos), de igual manera la pelvis se inclina según la direccion del desplazamiento (Véase Figura 25).

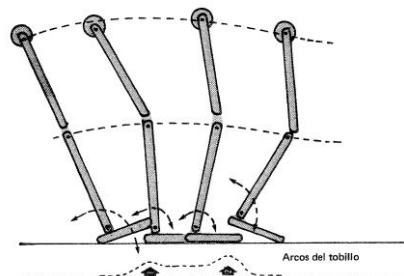
Figura 25. Rotacion y desplazamiento de la cadera en la marcha



Fuente: CAILLIET, R. Síndromes dolorosos, tobillos y pie. 2ª ed., Ed. Manual Moderno, 1983

Durante la fase de apoyo existe otro determinante, la flexion de la rodilla la cual se extiende inicialmente y se flexiona conforme el cuerpo se desplaza sobre su centro de gravedad, esta flexion disminuye la oscilacion de la pelvis, la cual se desvia conforme se levanta el miembro del suelo (Véase Figura 26).

Figura 26. Flexión del tobillo

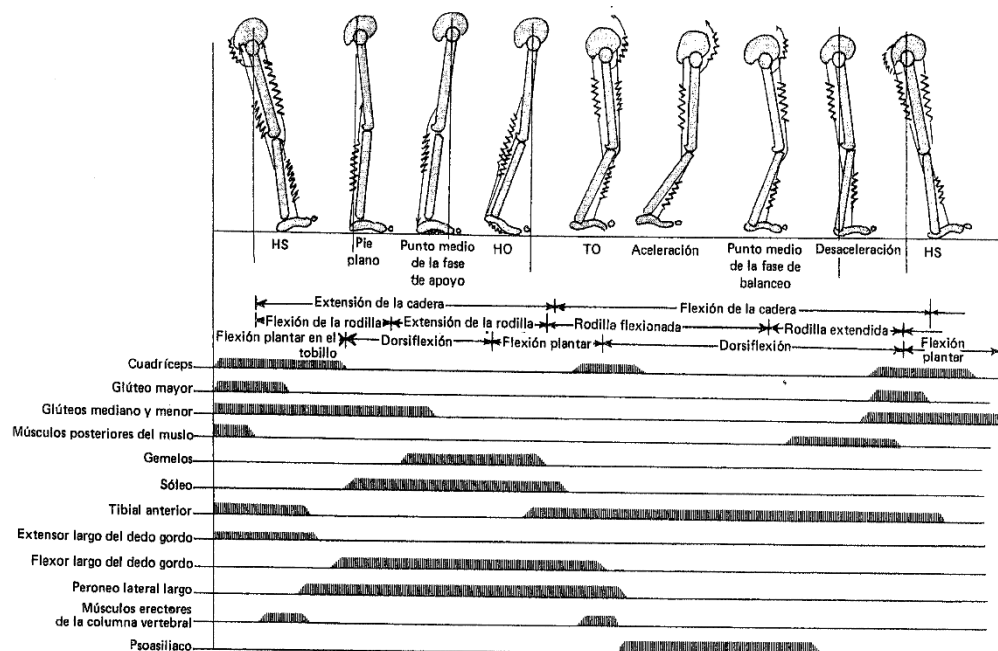


Fuente: CAILLIET, R. Síndromes dolorosos, tobillos y pie. 2ª ed., Ed. Manual Moderno, 1983

La locomocion la generan los músculos, estos actúan sobre las articulaciones moviendo los segmentos del miembro, su actividad principal comienza en los ultimos 10° de la fase de balanceo, es decir que se gasta más energía en

desacelerar el cuerpo que en la propulsión contra la gravedad, en la Figura 27 se describen la actividad de los músculos durante la marcha, identificando el tibial anterior como el más activo, logrando consigo la dorsiflexión. Los cuádriceps flexionan la cadera y extienden la rodilla cuando el pie no está en apoyo contra el suelo, los músculos posteriores del muslo flexionan la rodilla y la frenan en balanceo, los músculos pretibiales elevan los dedos del pie para separarlos del suelo (Véase Figura 27).

Figura 27. Actividad muscular en la marcha normal

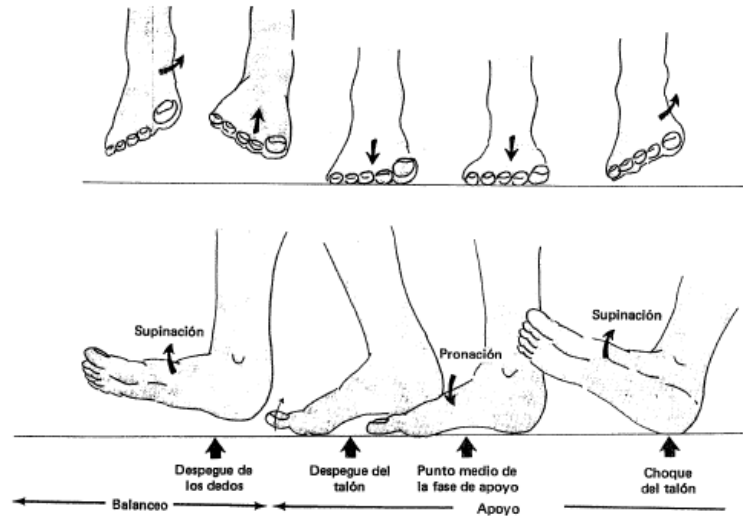


Fuente: CAILLIET, R. Síndromes dolorosos, tobillos y pie. 2ª ed., Ed. Manual Moderno, 1983

Ya la rotación del miembro inferior comienza un poco después del choque de talón, como el pie está fijo la rotación tiene lugar en la articulación subastragalina y da lugar a la supinación, como se ve en la Figura 28, ya la pronación se da cuando el pie se direcciona hacia la fase de apoyo.

Comprender los fenómenos que se presentan en el pie durante la marcha, facilita el estudio de la biomecánica del miembro durante la marcha.

Figura 28. Supinacion y pronacion del pie durante la marcha



Fuente: CAILLIET, R. Síndromes dolorosos, tobillos y pie. 2ª ed., Ed. Manual Moderno, 1983

26 EL ESGUINCE DE TOBILLO

La lesión de esguince de tobillo es muy frecuente en nuestro medio, solo en Estados Unidos más de 25.000 personas al día la padecen²⁴ los procesos de atención médica, así como el tratamiento, hacen que el costo de un esguince sea de unos 300 – 900 euros. Aunque normalmente el esguince ocurre por un sobre esfuerzo en los ligamentos presentes en el tobillo, existen unos factores como lo son la edad, el sobrepeso, la morfología del pie, la actividad deportiva, el tipo de calzado y hasta el historial médico, ya que el esguince al no ser bien tratado los músculos y ligamentos permanecerán débiles, a razón de esto la probabilidad de sufrir una nueva lesión es de dos a tres veces mayor.

La magnitud de la lesión varía según la violencia del traumatismo²⁵, la lesión de poca magnitud (entorsis) no hay ruptura de fibras, lo que se conoce como un esguince de bajo nivel. Cuando hay presencia de desgarro de ligamentos es

²⁴ CALVO, GARCÉS GARCÍA, Op.cit..

²⁵ HAVERBECK, ARENAS, PALMA, Op. cit..

cuando se le llama esguince, este término acuña desde el daño parcial hasta la destrucción completa del aparato ligamentoso de la articulación (Véase Figura 29).

Figura 29. Esguince por inversión y por evasión



Fuente: SCIENTIFIC & MEDICAL ART. SMART Imagebase. [Online]. 1997-2012. Ipswich, MA. Disponible en: <http://ebSCO.smartimagebase.com>.

2.6.1 Clasificación del esguince de tobillo

- **En relación a la gravedad.** El esguince de tobillo se clasifica en :
 - Grado I: ruptura parcial de los ligamentos presentes entre el peroneo y el astrágalo, ausencia de gravedad e inestabilidad en la valoración clínica. Presencia de un dolor local en la zona con ligera inflamación.
 - Grado II: gravedad moderada, ruptura del ligamentos con derrame o equimosis en el borde externo del tobillo y pie, impotencia funcional para su movilidad, inestabilidad de unos 10° en el apoyo, sin signos clínicos de subluxación de la articulación.
 - Grado III: de alta gravedad, presencia de desgarró de ligamento interno y externo, entre la tibia y el peroné, se produce una impotencia funcional para

caminar así como una inestabilidad mayor a 10°, en ocasiones se presenta un desgarro capsular.

- **Según la localización anatómica²⁶:**

- Esguinces de Sindésmosis : lesión de los ligamentos presentes entre la tibia y el peroné por rotación externa del tobillo, el dolor se presenta en la cara antero externa del tobillo que aumenta al apoyar el pie, es poco frecuente de manera aislada.
- Esguince del Ligamento Deltoideo: por abducción del tobillo (eversión), si la energía presente en la acción que causa la lesión es muy alta puede lesionar el ligamento tibioperoneo
- Esguince del Ligamento Lateral Externo (LLE): depende de la magnitud de la energía en la lesión.

- **Clasificación según anatomía patológica²⁷:**

- Lesión ligamentos sin solución de continuidad: rotura de fibras, elongación o rotura incompleta.
- Lesión ligamentosa con solución de continuidad: rotura completa con desplazamiento, arrancamiento óseo (Véase Figura 30).

²⁶ KULUND, D. Lesiones del deportista. Barcelona, España: Salvat Editores, 2990.

²⁷ MUNUERA, L... Introducción a la Traumatología y Cirugía Ortopédica. Madrid, España: Mc. Graw-Hill Interamericana de España S. A. U., 1996

Figura 30. Esguince de tobillo



Fuente: SCIENTIFIC & MEDICAL ART. SMART Imagebase. [Online]. 1997-2012. Ipswich, MA. Disponible en: <http://ebSCO.smartimagebase.com>

El diagnóstico, además de definir cómo se produjo la lesión, evalúa el grupo ligamentoso que sufrió el daño, se presenta una interrogación al paciente sobre el momento de la lesión, la presencia de crujidos o chasquidos así como del hematoma o equimosis y dolor al principio de la lesión es muy importante, ya que la rotura de fibras nerviosas producen una fase de anestesia, todos y cada uno de estos síntomas se asocian al tipo de esguince.

2.6.2 Mecanismo de acción²⁸

- El tobillo es llevado a inversión o eversión de manera forzada.
- Se presenta una distensión progresiva de los ligamentos internos y externos.
- La resistencia de los ligamentos es sobrepasada, por lo cual ocurre desgarro parcial o total, lo más frecuente es que ocurra desgarro en las zonas de inserción ósea.

²⁸ HAVERBECK, ARENAS, PALMA, Op. cit..

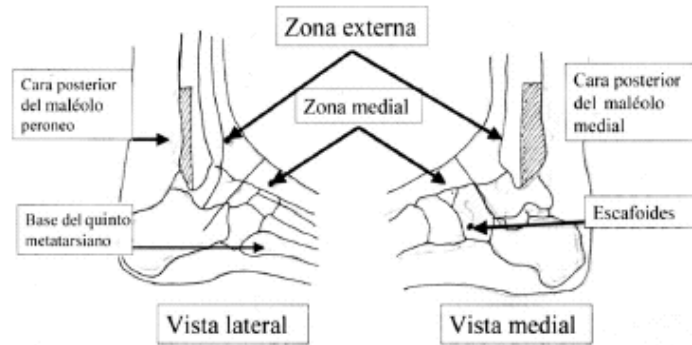
- Si el esfuerzo se mantiene, además de los ligamentos se desgarran la cápsula articular y la membrana interósea.
- Si el esfuerzo se mantiene, el astrágalo es arrastrado a un movimiento de rotación externa o interna, obligando a la separación de la tibia y el peroné (ruptura de los ligamentos tibio-peroneos inferiores).
- Si el movimiento se mantiene el astrágalo puede chocar con el maléolo tibial fracturándolo.
- Si la violencia del traumatismo es extrema, se puede llegar a un desplazamiento en el plano dorsal del tobillo, llegando a una luxofractura expuesta.

En la exploración clínica se deben palpar las zonas del tobillo en especial los relieves óseos y la inserción del músculo tibial posterior en el escafoide tarsiano, para de esta manera descartar fracturas. El dolor y la inflamación son guías para localizar la zona de la lesión, en presencia de esguince por sindésmosis, es útil comprimir el peroné contra la tibia por encima de la parte media de la pantorrilla. Para explorar la inestabilidad del tobillo se fuerza el tobillo en el varo – valgo (posición invertida – evertida) y se desarrolla la maniobra de Castaigne, en la cual se sienta al paciente con la rodilla flexionada y se tracciona el pie hacia adelante suavemente delante del talón, cuando hay un desplazamiento inferior a 5 mm. se considera normal, si es superior a 10 mm., se considera una lesión grave de ligamento lateral externo.

Además de la palpación como complemento a la exploración se realiza una exploración radiográfica para descartar fracturas y observar posibles desplazamientos, pero para evitar las radiografías innecesarias se crearon las

reglas de Ottawa²⁹, que consisten en unas directrices para realizar la radiografía, según presencia de dolor localizado (Véase Figura 31).

Figura 31. Zonas palpación según el esquema de Ottawa



Fuente: BACHMANN, LM. et al. Accuracy of Ottawa ankle rules to exclude fractures of the ankle and mid-foot: a systematic review. BMJ 2003; 326: 417-423. [online]. Madrid, España. 2011. Disponible en internet: <URL: [http://: www.infodoctor.org/bandolera/b111s-4.html](http://www.infodoctor.org/bandolera/b111s-4.html)>

Se debe realizar cuando hay dolor localizado en uno o ambos maléolos en el tramo desde la punta hasta 6 cm. aproximadamente, o bien cuando hay dolor en la inserción muscular del quinto metatarsiano, del escafoides, y/o cuando hay imposibilidad para caminar tras el traumatismo o durante la exploración, una distancia inferior a 4 pasos, sin tener dolor o cojera³⁰.

Posterior a un analgésico, se realiza un estudio radiológico dinámico se deja el pie de manera que se pueda aplicar presión externa para generar apertura articular, de esta manera se puede diagnosticar según el grado de la apertura en comparación con el pie sano:

- 10°-15° de apertura, lesión de Ligamento Peroneo Astragalino Anterior (LPAA).
- +/- 20° de apertura, rotura Ligamento Peroneo Calcáneo (LPC).

²⁹ BACHMANN, LM. et al. Accuracy of Ottawa ankle rules to exclude fractures of the ankle and mid-foot: a systematic review. BMJ 2003; 326: 417-423. [online]. Madrid, España. 2011. Disponible en: [http://: www.infodoctor.org/bandolera/b111s-4.html](http://www.infodoctor.org/bandolera/b111s-4.html). Fecha de consulta: Abril de 2012.

³⁰ CALVO, GARCÉS GARCÍA, Op.cit..

- +25° de apertura, rotura completa complejo posterior externo del tobillo

Si el tobillo luego de 6 semanas se mantiene sintomático, se realiza una Resonancia Magnética Nuclear (RMN) para descartar fracturas o lesiones de astrágalo que no hayan sido vistas con anterioridad, o si se presenta bloqueo de tobillo para descartar una lesión osteocondral del astrágalo.

El tratamiento del esguince se define en función de la gravedad de la lesión, sus objetivos específicamente son:

- Disminuir la inflamación y el edema.
- Favorecer la recuperación anatomopatológica del ligamento.
- Favorecer la recuperación funcional del ligamento.
- Rehabilitar muscularmente el tobillo.
- Rehabilitar propioceptivamente el tobillo.

• **Tratamiento esguince de tobillo**

- Primera etapa: inmovilización del tobillo. Comprende:
 - Uso de bota corta de yeso almohadillado (algodón, soft-band), yeso no ambulatorio (sin tacón) pie elevado, yeso entreabierto.
 - Analgésicos.
 - Control de la evolución.
 - Atención a los signos de compresión por aparición de edemas (hinchazón por la acumulación de líquidos en los tejidos).
 - Anti-inflamatorios no esteroideos.
 - Instruir al enfermo sobre la naturaleza de la lesión y riesgos de la lesión.
 - Analgésicos orales.
 - Instruir al enfermo sobre la aparición de equimosis (moretones).

- Segunda etapa. Al desaparecer los signos de inflamación (5-10 días después de la lesión):
 - Bota corta de yeso ambulatoria (4-6 semanas)
 - Controles cada 7-10 días

- Tercera etapa. Comprende:
 - Examen de las condiciones del segmento enyesado.
 - Venda elástica, el especialista debe enseñar al enfermo a colocarla.
 - Se realizan marchas en periodos progresivos.
 - Ejercicios de rehabilitación, la duración de los mismos depende de la gravedad del paciente.

2.7 TÉCNICAS DE REHABILITACIÓN

2.7.1 Técnicas físicas. Se conoce como técnica física a las modalidades terapéuticas en las cuales se usan agentes físicos³¹, de estas técnicas las más comunes son las aplicaciones de rayos infrarrojos, los ultravioleta, las microondas, la crioterapia, el TENS y la magnetoterapia.

- **Rayos infrarrojos.** Manifestación de energía radiante con longitud de onda entre 0.76-1.4 micras, pueden ser emitidos por bombillas dotadas por finos filamentos metálicos de níquel o aluminio, cuyas temperaturas llegan a 2500°, comúnmente se queman por las temperaturas que alcanzan, cabe anotar que la radiación infrarroja corresponde al 59% de la radiación solar (Véase Figura 32).

³¹ Ibíd..

Figura 32. Lámpara infrarrojos



Fuente: FISIOTIENDA. Tienda de medicina deportiva y fisioterapia. [Online]. España, 2012. Disponible en Internet: <URL: <http://www.fisiotienda.com/> - España

La profundidad a la cual llega la radiación no sobrepasa los 10 mm., a nivel local el efecto es la vasodilatación de los vasos sanguíneos superficiales, la activación del metabolismo celular en la piel, así como la eliminación de toxinas por sudoración (Véase Tabla 3).

Tabla 3. Acciones y aplicación de infrarrojos

Efecto Buscado	Intensidad de Calor	Tiempo de Aplicación
Analgesia	Moderada	10 min.
Relajación	Media	20 – 30 min.
Activación	Intensa	30 – 45 min.
Aplicación General	Moderada	60 min.

Fuente: CALVO, J.S. y GARCÉS, E.G. Fisioterapia Deportiva. Técnicas Físicas. España: Gimnos, 2003.

A nivel general, los rayos infrarrojos generan aumento de la temperatura, frecuencia y volumen respiratorio, y disminuye la irrigación sanguínea y la sensibilidad nerviosa (Véase Tabla 4).

Tabla 4. Infrarrojos: Indicaciones vs. Contraindicaciones

Indicaciones	Contraindicaciones
Preparación de la musculatura para masajes o movilización	Traumas agudos
Acción local trófica tisular	Inflamaciones Recientes
Activación circulación sanguínea	Personas con umbral doloroso disminuido (riegos de quemaduras)
Neuralgias y similares	Ancianos y personas muy débiles.
Fibrosis	
Reumatismos subagudos y crónicos, así como dolores similares	
Dolores musculares (funciona como relajante muscular)	
Dolor menstrual	
Inflamación no infecciosa (terapia con cambios de calor y frío con compensas)	
Sedación a nivel psicológico	

Fuente: CALVO, J.S. y GARCÉS, E.G. Fisioterapia Deportiva. Técnicas Físicas. España: Gimnos, 2003.

- **Rayos ultravioleta.** Banda electromagnética con longitud de onda entre 136-4000 Ångstrom presentes en un 1-2% de la radiación solar, a nivel artificial se producen con lámparas de filamentos de wolframio, la luz se caracteriza por su tono blanco-azul. En las aplicaciones locales se usa una lámpara de mano, a nivel general se utilizan unas cabinas horizontales-verticales, con las cuales se realizan, lo que comúnmente se le conoce como baños de sol (Véase Figura 33).

Figura 33. Cámara luz ultravioleta



Fuente: FISIOTIENDA. Tienda de medicina deportiva y fisioterapia. [Online]. España, 2012. Disponible en Internet: <URL: <http://www.fisiotienda.com/> - España

La dosificación si es muy próxima a la piel puede ocasionar un eritema (inflamación, enrojecimiento), por lo cual la distancia habitual es de 1 metro, con tiempo de entre 5-20 min., en 15-20 sesiones (Véase Tablas 5).

Tabla 5. Sensibilidad distintas partes del cuerpo ante la radiación ultravioleta

Sensibilidad	Zonas del Cuerpo
Muy Baja	Manos, Pies y Cuero Cabelludo
Baja	Cara extensora de las extremidades
Media	Cara flexora e las extremidades
Alta	Pecho, cara, cuello y espalda
Muy Alta	Paredes laterales del tronco y el abdomen.

Fuente: CALVO, J.S. y GARCÉS, E.G. Fisioterapia Deportiva. Técnicas Físicas. España: Gimnos, 2003.

Tabla 6. Factores variación dosis

Color pelo los rubios son más sensibles
Edad, niños y ancianos más sensibles
Raza: negros tiene un umbral más alto
Sexo: piel femenina 20 veces menos sensible
Otros: enfermedades cutáneas, problemas cardiacos, etc.

Fuente: CALVO, J.S. y GARCÉS, E.G. Fisioterapia Deportiva. Técnicas Físicas. España: Gimnos, 2003.

Los efectos por la irradiación local son el aumento de la pigmentación de la piel después de 2-6 horas, sobre la leche materna produce efectos antirraquíticos, también se usa como mata gérmenes y sedante. Entre los efectos generales destacados además de ser un euforizante general, se aprecia un aumento del tono orgánico y la disminución de la fatiga. Se pueden presentar intolerancias las cuales se manifiestan como dolor o ligeras molestias localizadas en la cabeza (Véase Tabla 7).

Tabla 7. Ultravioleta: Indicaciones vs. Contraindicaciones

Indicaciones	Contraindicaciones
Neuritis	Hemorragias
Osteomalacias	Tumores de Piel
Fragilidad ósea	Zonas con metales
Dermatosis: acné, alopecias, psoriasis, etc.	Embarazo
Tuberculosis Crónica	
Raquitismo	
Anemias	
Depresión, Agotamiento	
Inactivación de Vacunas	
Irradiación de sangre para transfusiones	
Desinfección de ambiente, quirófanos, guarderías, etc.	

Fuente: CALVO, J.S. y GARCÉS, E.G. Fisioterapia Deportiva. Técnicas Físicas. España: Gimnos, 2003.

- **Onda corta.** Se puede definir la onda corta como una corriente de alta frecuencia con una longitud de 1-30 mts., frecuencia de 10-300 megaciclos y potencia de 300 – 500 Watios, artificialmente se obtiene por una lámpara triada compuesta por una rejilla metálica entre el filamento y la placa, aumentando el número de electrones (Véase Figura 34).

Figura 34. Equipo de onda corta



Fuente: BTL. Fabricación de equipos médicos. [Online]. España, 2012. Disponible en: <http://www.btlmed.es/>

Entre sus características está la presencia de impedancia en el momento de aplicar la onda sobre el organismo, es decir, en los cuerpos conductores se produce calor, en los no conductores se produce corriente de desplazamiento. La piel es la zona de mayor resistencia óhmica, por lo cual la sensación de calor es menor si se compara con los infrarrojos, sobre el tejido óseo se produce corriente por desplazamiento, pero en su interior se produce corriente por conducción.

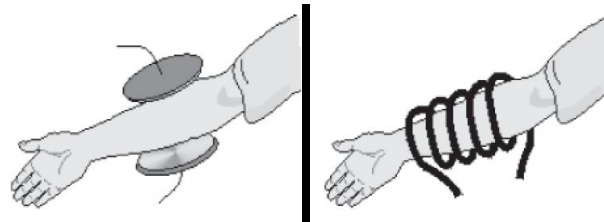
Sus efectos sobre el sistema circulatorio son la vasodilatación de las arterias, arteriolas y capilares lo cual genera un aumento de la vascularización localizada, tanto en tejidos superficiales como en los profundos, una dosis moderada aumenta el flujo sanguíneo, pero una dosis elevada puede disminuirlo. La vasodilatación localizada también aumenta la cantidad de nutrientes y oxígeno en la zona, lo cual acelera la eliminación de catabólicos.

Sobre el sistema nervioso y el muscular las ondas cortas funcionan como analgésico y antiinflamatorio, disminuyendo el tono muscular en espasmos así como aumentando la conductividad nerviosa, sensitiva y motora. A su vez disminuye la hiperemia (aumento del contenido hemático) provocando la eliminación de detritus (residuos).

Los electrodos de aplicación deben ser dos, para cerrar el circuito, los hay de varios tipos, de contacto directo con la piel a través de placas metálicas cubiertas de goma, los cuales no son muy utilizados dado la posibilidad de zonas de calor excesivo por sudoración, por lo cual se pueden presentar quemaduras en la piel. También se utilizan electrodos de aplicación en cavidades (recto, vagina), pero los más utilizados son los separados de la piel, ya sea por una cámara de aire (10-15 cm. diámetro, con material aislante como plástico o el vidrio) o de tambor, con una carcasa curva de bobinas monoplanas recubiertas de plástico y/o vidrio.

Para las extremidades el uso de electrodos de inducción es lo más frecuente, su característica es la de enrollar un cable conductor sobre la zona a tratar, con una separación mínima de 10-15 cm. entre cables, no se recomienda más de 5 vueltas sobre la zona afectada ya que podría presentarse excesos de calor (Véase Figura 35).

Figura 35. Electrodo separado de la piel (izq.) y electrodo de inducción (der.)



Fuente: ECURED. Corriente de alta frecuencia. [Online]. España, 2010. Disponible en: "http://www.ecured.cu/index.php/Corriente_de_Alta_Frecuencia"

La aplicación de los electrodos puede ser longitudinal, en la dirección del hueso - músculo, con lo cual se presenta un calentamiento sobre el músculo, si la ubicación es transversal, se produce un aumento de la temperatura en el tejido graso, si es complanar, es decir, en un mismo lado de un punto a tratar, se presenta un efecto superficial sobre la piel y tejidos subcutáneos.

La separación de los electrodos es un factor importante de la terapia, ya que es inversamente proporcional, a menor distancia de la piel, es mayor el calor superficial, entre más alejado esté, se presenta un calor más profundo. El efecto punta es un sobrecalentamiento que se presenta en las zonas sobresalientes del cuerpo, como el codo, la nariz o el maléolo del tobillo, por lo cual hay que tener cuidado con estas puntos.

Aunque las ondas cortas pueden atravesar la ropa, la técnica de aplicación requiere de una piel desnuda, limpia e hidratada, ya que se puede revisar las reacciones durante el tratamiento. También es recomendable alejar al sujeto de objetos metálicos durante el tratamiento.

La dosificación, es decir, el valor de onda a aplicar depende de la valoración del paciente, ya que no existe una medida objetiva, el especialista solo se puede guiar por el juicio subjetivo del paciente, por lo cual se presentan casos donde un nivel bajo puede presentar dolor agudo en una persona y otros donde el usuario permite niveles muy altos pensando que a mayor valor, mejor será la sesión.

La duración de la sesión es de 5-10 min., en 5-20 sesiones dependiendo del grado de la lesión, se recomienda en sesiones de tiempo cortos utilizar intensidades altas y en sesiones largas, intensidades bajas.

Véase Tabla 8.

Tabla 8. Onda corta: Indicaciones vs. Contraindicaciones

Indicaciones	Contraindicaciones
Aparato Locomotor: esguinces, distensiones, contusiones, derrames sinoviales, sinovitis y alternaciones tendinosas, articulares y óseas.	Pacientes con marcapasos.
Aparato Circulatorio: Mejora local y general de la circulación por el efecto vasodilatador del calor. Útil en algunos problemas cardiacos.	Embarazo.
Reumatismos: crónicos, secundarios, mialgias, artrosis.	Tumores malignos con metástasis.
Procesos inflamatorios subagudos y crónicos, forúnculos y abscesos de la piel.	Hemorragias recientes.
Sistema respiratorio: inflamación traqueo - bronquial, abscesos pulmonares.	Zonas con trombosis.
Sistema nervioso: neuralgias periféricas, cuadros espásticos, meningitis, mielitis.	Inflamaciones e infecciones agudas.
Sistema digestivo: gastritis, hemorroides, fisuras de ano, colecistitis.	Osteoporosis.
Afecciones bucales: Periodontitis, granulomas.	Cardiopatías.

Fuente: CALVO, J.S. y GARCÉS, E.G. Fisioterapia Deportiva. Técnicas Físicas. España: Gimnos, 2003.

- **Microondas.** Longitud de onda en centímetros o decímetros; para su reproducción se utiliza un magnetrón, lo cual es un cilindro metálico con una cavidad central posicionado entre los polos de un electroimán, el polo negativo se conecta a un filamento de níquel recubierto de óxido de bario y estroncio, el polo positivo va conectado al cilindro (Véase Figura 36).

Figura 36. Equipo microondas



Fuente: FISIOTIENDA. Tienda de medicina deportiva y fisioterapia. [Online]. España, 2012. Disponible en: <http://www.fisiotienda.com/> - España

Sus propiedades físicas son similares a la luz (dirección, reflexión, refracción absorción, etc.), por lo cual para su aplicación se tiene que posicionar el cabezal sobre la zona a tratar. Su aplicación se verá afectada por las características del tejido, en las zonas de mayor absorción (músculos) se presenta un aumento de la temperatura mientras que en otras zonas apenas se sentirá la diferencia.

Existen diferentes reflectores según las necesidades de acople de la zona de tratamiento, el más común es el circular, el rectangular se utiliza principalmente para la irradiación lumbar, la distancia suele ser de 7 – 20 cm., los reflectores pequeños se utilizan directamente sobre la piel (Véase Figura 37 y Tabla 9).

Figura 37. Reflector de micro ondas retangular (izq.) y circular (der.)



Fuente: FISIOTIENDA. Tienda de medicina deportiva y fisioterapia. [Online]. España, 2012. Disponible en: <http://www.fisiotienda.com/> - España

Tabla 9. Microondas: Indicaciones vs. Contraindicaciones

Indicaciones	Contraindicaciones
Aparato Locomotor: contusiones, derrames sinoviales, sinovitis, alteraciones tendinosas, articulares y óseas.	Marcapasos
Aparato Circulatorio: efecto vasodilatador por el calor.	Embarazo
Reumatismos: crónico secundario, mialgias, artrosis.	Tumores Malignos
Procesos Inflamatorios: forúnculos, abscesos de la piel, esguinces, distensiones.	Hemorragias recientes
Aparato Respiratorio: Catarros de tráquea y bronquios, abscesos pulmonares.	Trombosis
Sistema Nervioso: Neuralgias periféricas, cuadros espásticos, meningitis, mielitis	Osteoporosis
Aparato Digestivo: gastritis, hemorroides, fisuras de ano, colecistitis.	Cardiopatías.
Afecciones Bucales: Periodontitis, granulomas.	

Fuente: CALVO, J.S. y GARCÉS, E.G. Fisioterapia Deportiva. Técnicas Físicas. España: Gimnos, 2003.

- **Crioterapia.** Es la aplicación de frío con fines terapéuticos, al aplicar un elemento a baja temperatura sobre el cuerpo se va a obtener en primera instancia una vasoconstricción de los vasos sanguíneos superficiales, su aplicación prolongada produce un efecto rebote (hiperemia), por lo cual en su aplicación se utilizan intervalos cortos de tiempo. (Véase Figura 38).

Figura 38. Crioterapia en el tobillo



Fuente: FISIOTIENDA. Tienda de medicina deportiva y fisioterapia. [Online]. España, 2012. Disponible en: <http://www.fisiotienda.com/> - España

Su principal aplicación es la disminución del dolor por su efecto anestésico, se produce por el entumecimiento de la zona que bloquea la transmisión del dolor por las terminaciones nerviosas.

Los métodos de aplicación directa son simples, bolsas con hielo, coolpacks reutilizables y vendas frías y baños en recipientes. Los métodos indirectos son aerosoles y sistemas de crioterapia, que son equipos que emiten una corriente continua a baja temperatura.

- **Ultrasonidos.** Son los sonidos con frecuencia por debajo de los 20 Khz., pero su uso en la medicina se utiliza frecuencias entre los 750 Khz. y 3Mhz. Su principal acción es la de aplicar calor en un nivel profundo, lo que lo hace un instrumento de gran valor, por sus cualidades terminas, analgésicas y antiinflamatorias (Véase Figura 39).

Figura 39. Equipo ultrasonido



Fuente: FISIOTIENDA. Tienda de medicina deportiva y fisioterapia. [Online]. España, 2012. Disponible en: <http://www.fisiotienda.com/> - España

La emisión del ultrasonido se logra por la irradiación eléctrica sobre un cristal piezoeléctrico, controlando la corriente se controla la modalidad, el tiempo y la intensidad de la emisión.

Para su aplicación se utiliza un cabezal, que es el que contiene el cristal, en la actualidad se ha remplazado el cristal de cuarzo por discos cerámicos de titanato

(bario y plomo-circonio), que son más resistentes al uso continuo (Véase Figura 40).

Figura 40. Cabezal equipo de ultrasonido



Fuente: FISIOTIENDA. Tienda de medicina deportiva y fisioterapia. [Online]. España, 2012. Disponible en: <http://www.fisiotienda.com/> - España

Uno de los efectos del ultrasonido más sonado son los micromasajes celulares que ayudan a la destrucción de estructuras subcelulares (cavitación) por formación y colapso de burbujas de gas. El número de sesiones puede variar entre 5-20, cada 24 horas.

Tabla 10. Ultrasonido: Indicaciones vs. Contraindicaciones

Indicaciones	Contraindicaciones
Lesiones ligamentosas	Aplicación en los ojos
Lesiones tendinosas	Corazón
Contracturas y fibrosis musculares	Útero gestante y menstruación
Artrosis	Cartílagos en crecimiento
Neuropatías periféricas	Gónadas
Alteraciones vasculares	Hemorragias
Cicatrices, queloides y verrugas	Traumatismos recientes
	Marcapasos

Fuente: CALVO, J.S. y GARCÉS, E.G. Fisioterapia Deportiva. Técnicas Físicas. España: Gimnos, 2003.

- **TENS, Electroterapia.** “Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation”, el término define la terapia que usa la corriente eléctrica de baja frecuencia aplicada por electrodos para generar estimulación nerviosa (Véase Figura 41).

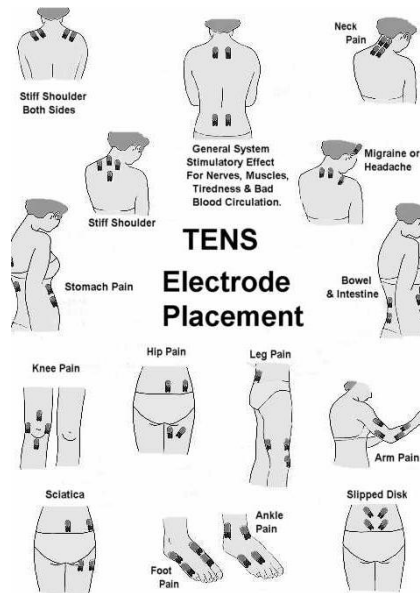
Figura 41. Equipo TENS



Fuente: FISIOTIENDA. Tienda de medicina deportiva y fisioterapia. [Online]. España, 2012. Disponible en: <http://www.fisiotienda.com/> - España

La intensidad de la corriente: 0- 100 mA. Ancho del pulso: 50 – 400 mseg. Forma de pulso: rectangular. Frecuencia: 0 – 100 Hz. (Véase Figura 42).

Figura 42. Posición electrodos TENS



Fuente: ECURED. Corriente de alta frecuencia. [online]. España, 2010. Disponible en: "http://www.ecured.cu/index.php/Corriente_de_Alta_Frecuencia

Los electrodos que se usan normalmente son desechables autoadhesivos, en algunos casos se utilizan electrodos de goma negra impregnada de carbono por su duración, se utiliza gel para facilitar el paso de la corriente y proteger la piel de posibles quemaduras. Para el desarrollo de la terapia se utilizan dos electrodos, uno negativo (cátodo, cable negro) sobre el punto de dolor y uno positivo (ánodo, cable rojo) a una distancia máxima de 15 cm. (Véase Figura 43)

Figura 43. Electrodo autoadhesivo (izq.) y de carbono (der.)



Fuente: ECURED. Corriente de alta frecuencia. [Online]. España, 2010. Disponible en: "http://www.ecured.cu/index.php/Corriente_de_Alta_Frecuencia"

Los electrodos se colocan sobre el recorrido nervioso, por lo que es necesario tener un conocimiento de la anatomía para su correcta aplicación, lo cual dificulta su correcta aplicación (Véase Tabla 11).

Tabla 11. Electroterapia: Indicaciones vs. Contraindicaciones

Indicaciones	Contraindicaciones
Dolor sistema músculo – esquelético	Pacientes con marcapasos o arritmias
Dolor origen nervioso	Cerca del seno carotideo, puede producir arritmias
Tratamiento posquirúrgico	Zonas de piel sensible
Alivio de cualquier tipo de dolor	Heridas
Estimulación muscular	Zonas de anestesia o hipoestesia, riesgo de aplicar dosis excesivas
	Pacientes epilépticos
	Boca
	Ojos
	Pacientes histéricos o desconfiados
	Dolores cuya etiología no esté definida

Fuente: CALVO, J.S. y GARCÉS, E.G. Fisioterapia Deportiva. Técnicas Físicas. España: Gimnos, 2003.

- **Láser.** Luz amplificada mediante emisión estimulada de radiación, su funcionamiento consta de un elemento emisor generador de energía rodeado por dos espejos, uno reflectante total opuesto a la salida del haz de luz y otro reflectante parcial. El material activo más conocido es el rubí, que fue el primero en describirse, pero también se utilizan fluoruro de hidrogeno y gases, que según su composición es el tipo de láser (Véase Figura 44 y Tabla 12):
 - Láser Neutro: helio y neón, coloración roja.
 - Láser Ionizado: argón, luz verde.
 - Láser Molecular: CO₂, infrarrojo.

Figura 44. Equipo láser



Fuente: FISIOTIENDA. Tienda de medicina deportiva y fisioterapia. [Online]. España, 2012. Disponible en: <http://www.fisiotienda.com/> - España

Tabla 12. Tipos de láser

Material Activo	Color de Haz	Tipo de Radiación	Uso Medico
Rubí	Rojo	Sólida	Láser quirúrgico
Fluoruro de Hidrogeno	Variable	Químico	Oftalmología
Helio – Neón	Rojo	Gas/Átomos Neutros	Heridas y quemaduras
Argón	Verde/Azul	Gas/Átomos Ionizados	Oftalmología y medicina interna.
CO ₂	Rojo	Gas/ Molecular	Láser quirúrgico, microcirugía
Arseniuro de Galio	Rojo	Semiconductor	Dermatología

Fuente: CALVO, J.S. y GARCÉS, E.G. Fisioterapia Deportiva. Técnicas Físicas. España: Gimnos, 2003.

Sus efectos son la hiperemia (aumento temperatura), la cavitación (vibración celular), y una serie de modificaciones bioquímicas, como la acción antiinflamatoria, antibacteriana y la estimulación de la reproducción de células epiteliales (Véase Tabla 13).

Tabla 13. Láser: Indicaciones vs. Contraindicaciones.

Indicaciones	Contraindicaciones
Analgésico	Ojos
Antiinflamatorio	Largas exposiciones
Normalizador circulatorio	Arritmias y cardiopatías
	Marcapasos
	Embarazo

Fuente: CALVO, J.S. y GARCÉS, E.G. Fisioterapia Deportiva. Técnicas Físicas. España: Gimnos, 2003.

- **Magnetoterapia.** Aplicación de campos magnéticos sobre un cuerpo, generados de forma artificial buscando beneficio terapéutico, en frecuencias de 1-100 Hz, con efectos analgésicos y de activación ósea, vascular o muscular y de tejidos blandos. Para emitir el campo se utiliza un hilo conductor rodeado en espiral (solenoides), el diámetro se determina por la zona a tratar (Véase Figura 45).

Figura 45. Equipo magnetoterapia



Fuente: FISIO TIENDA. Tienda de medicina deportiva y fisioterapia. [Online]. España, 2012. Disponible en: <http://www.fisiotienda.com/> - España

A diferencia de otras aplicaciones, la magnetoterapia tiene la capacidad de atravesar completamente el organismo, influyendo de igual manera sobre todas las células de la zona de aplicación.

Sus efectos son el restablecimiento de la orientación de los polos magnéticos celulares (equilibrio iónico), la cavitación especialmente en estructuras compuestas de colágeno, la vasodilatación local, la activación plaquetaria y linfática (Véase Tabla 14).

Tabla 14. Magnetoterapia: Indicaciones vs. Contraindicaciones

Indicaciones	Contraindicaciones
Contracturas, contusiones	Marcapasos
Osteoporosis, fracturas, reumatismos	Hipertiroidismo
Reparación de cicatrices	Tumores
Antiinflamatorio en procesos reumáticos	Micosis (hongos)
Quemaduras, úlceras, acné	Embarazo
Depresión, ansiedad, migrañas.	Infecciones

Fuente: CALVO, J.S. y GARCÉS, E.G. Fisioterapia Deportiva. Técnicas Físicas. España: Gimnos, 2003.

2.7.2 Fisioterapia activa. Está claro que la función del fisioterapeuta es diseñar, aplicar y supervisar un programa de rehabilitación, basado en las respuestas fisiológicas de los tejidos del paciente, básicamente la curación en los tejidos se puede describir según sus fases en un proceso continuo.

La fase inflamatoria ocurre una vez lesionado el tejido, resultado de la alteración del metabolismo y liberación de materiales, su características principales además de a hinchazón, son el enrojecimiento y el aumento de la sensibilidad y la temperatura en la zona.

La fase de curación fibroblástica, se produce la cicatrización y reparación del tejido lesionado, puede durar 4 – 6 semanas, el paciente presenta cierta sensibilidad al tacto y a movimientos que fuercen la lesión. A medida que avanza el proceso la inflamación disminuye y la cicatrización avanza.

La fase de maduración – remodelación es un proceso largo en el cual se produce la reorganización o remodelación de las fibras de colágeno del tejido, esta fase puede tardar varios años para llegar a su fin³²; el aumento del suministro de

³² CALVO y GARCÉS, Op. cit..

oxígeno y del flujo sanguíneo aporta los nutrientes esenciales para la regeneración del tejido en el área afectada .

Para ayudar a este proceso se expone un principio que dice: “el hueso y el tejido blando responden a las necesidades físicas que se le asignen, reforzando o reorganizando las líneas de fuerza de tensión”, este principio se conoce como La Ley de Wolff, por lo tanto, es de vital importancia que las lesiones estén expuestas a cargas aumentadas progresivamente en particular en la fase de remodelación, esta movilización controlada aporta a la formación de cicatriz

Es importante, en especial en la fase de curación fibroblástica la movilización controlada, ya que permiten optimizar el proceso de curación de la lesión si se compara con la inmovilización, ya en la fase de maduración – remodelación es importante incorporar al programa de rehabilitación ejercicios activos de amplitud de movimiento y de aumento de fuerza, lo cual facilita el proceso de remodelación y organización del tejido (Véase Tabla 15).

Tabla 15. Tipos de tratamiento

Inmovilización	Movilización controlada
Facilita la curación	Formación de la cicatriz
Controla la inflamación	Revascularización
Reduce síntomas clínicos	Regeneración muscular Reorientación fibras musculares Propiedades de tensión

Fuente: CALVO, J.S. y GARCÉS, E.G. Fisioterapia Deportiva. Técnicas Físicas. España: Gimnos, 2003.

El dolor es un indicador presente en gran parte del proceso, al principio de la lesión es intenso, lo cual en muchos casos es un factor que desemboca en la inmovilización como tratamiento de las lesiones; en los procesos de movilización

controlada y de ejercicios el dolor, la hinchazón o cualquier otro síntoma indican cargas muy elevadas para el nivel de reparación del tejido (Véase Tabla 16).

Tabla 16. Dificultades de las lesiones

Factores	Características
Extensión de la lesión	Grado de la lesión , por sobreuso (microrroturas) o traumatismos agudos (macrorroturas)
Edema	Aumento de presión por hinchazón
Hemorragia	Daño en los capilares, presenta los mismos daños que el edema
Espasmos Musculares	Tracción del tejido dañado, evitando la aproximación
Atrofia	debilitamiento del tejido muscular
Corticoesteroides	tratamiento para controlar la inflamación, inhibe la fibroplasia, la proliferación capilar, la síntesis del colágeno y la cicatrización
Infección	Bacterias en la herida , retrasan la recuperación
Humedad, Clima y Tensión del Oxígeno	En presencia de herida mantener la humedad facilita la salida de desechos necróticos, la oxigenación está relacionada a la revascularización de la herida.
Separación del Tejido	Proporcional a la cicatriz.
Salud, edad, nutrición	Las cualidades de la piel cambian según estos factores.

Fuente: CALVO, J.S. y GARCÉS, E.G. Fisioterapia Deportiva. Técnicas Físicas. España: Gimnos, 2003.

Tabla 17. Cuadro Tejidos del Cuerpo

Tejido		Situación	Función
EPITELIAL	Escamoso Simple	Alvéolos Pulmones	Absorción de gases entre el aire y la sangre.
		Revestimiento de la sangre y los vasos linfáticos.	Absorción por difusión, filtración y osmosis.
	Escamoso Estratificado	Superficie del revestimiento de la boca y el esófago.	Protección
		Superficie de la piel.	
Columnar Simple	Capa superficial revestimiento del estómago, los intestinos y parte del tracto respiratorio.	Protección, secreción y absorción.	
CONECTIVO	Areolar	Entre otros tejidos y órganos	Conexión
	Adiposo	Bajo la piel, almohadillado en diversos puntos	Protección, aislamiento, reservas de comida
	Fibroso Denso	Tendones y ligamentos	Conexiones flexibles pero fuertes
	Hueso	Esqueleto	Apoyo protección
	Cartílago	Cobertura superficies articulares, tabique nasal, anillos tráquea, bronquios, discos intervertebrales, oídos.	Apoyo firme pero flexible
	Sangre	Vasos sanguíneos.	Transporte.

Continuación

MUSCULAR	Esquelético (estriado voluntario)	Músculos unidos a los huesos. Músculos oculares. Tercio superior del esófago.	Movimiento huesos. Movimientos oculares. Primera parte de la ingestión.
	Cardíaco (estriado involuntario)	Pared cardíaca	Contracción del corazón.
	Visceral	Paredes tracto digestivo, respiratorio, genitourinario. Vasos sanguíneos, vasos linfáticos. Músculos oculares intrínsecos (iris y cuerpo ciliar). Músculos erectores del pelo.	Movimiento sustancias en el tracto. Cambio de diámetro del vaso. Movimiento diámetro pupila Erección vello.
NERVIOSO		Cerebro, médula espinal, nervios.	Irritabilidad, conducción.

Fuente: PRENTICE, W.E. Técnicas de rehabilitación en la medicina deportiva. 3ª ed., Paidotribo, 2001.

El proceso de curación de los tejidos ligamentosos inmovilizados después de la lesión por largos periodos, es que tienden a disminuir la fuerza de tensión así como debilitamiento de la inserción del ligamento al hueso, por lo tanto es importante minimizar los tiempos de inmovilización, presionando los ligamentos lesionados de forma progresiva, con sus respectivas consideraciones biomecánicas, es importante reforzar las demás estructuras que rodean la articulación, principalmente los músculos y tendones, el aumento de la tensión muscular ayuda a mejorar la estabilidad de la art. lesionada.

Es importante aplicar al principio de la lesión los primeros auxilios, ya que este tiene un impacto significativo en el proceso de rehabilitación, la inflamación se produce en las primeras 72 horas, además de causar presión en el área disminuye

la movilidad muscular, por lo cual el primer tratamiento debe ser dirigido a la reacción inflamatoria. Se aplica el principio PRICE (protección, hielo /ice/, compresión, elevación) como regla general, es decir, primero aplicar el vendaje, refuerzo o técnica de inmovilización que proteja la lesión, segundo se usa frío para disminuir el dolor y propiciar la vasoconstricción local, reducir el espasmo muscular reflejo y las afecciones espásticas del dolor.

El tercer paso es la compresión mecánica de la inflamación, lo normal es el uso de una venda elástica, aunque puede resultar doloroso al principio es necesario en esta etapa presionar la inflamación para reducir su espacio. La elevación es el cuarto paso, el fin es eliminar los efectos de la gravedad en la acumulación de sangre en la extremidad, apoyando el retorno de la sangre y otros líquidos represados en la lesión al sistema central, En el caso que concierne, para el esguince de tobillo es recomendable elevar la pierna lo máximo posible, al menos durante las primeras 72 horas.

Los objetivos de la rehabilitación son:

- Prevenir lesiones.
- Retorno seguro al nivel físico anterior con la mayor rapidez posible.

Para prevenir lesiones es necesario un acondicionamiento físico, un buen programa consiste en una estructura de ejercicios, compuesta normalmente por 7 fases:

- Calentamiento
- Estiramiento
- Ejercicios de potenciación
- Actividades de resistencia
- Actividades funcionales

- Enfriamiento
- Relajación

Un punto a resaltar en este proceso es la revisión y el seguimiento del paciente, tanto en las etapas iniciales como en el proceso, es necesario llevar a cabo mediciones que permitan describir la amplitud de movimiento, composición corporal, la fuerza, el porcentaje de grasa corporal, circunferencia, posturas, nivel de madurez y capacidad muscular. Estos datos son de vital importancia tanto en pacientes cuya valoración médica permite una valoración completa de la lesión, como en pacientes en actividad deportiva, estos datos permitirían hacer seguimientos más exactos del nivel atlético e identificar posibles limitaciones que restrinjan su desempeño.

La evaluación de la fuerza muscular, la energía y la resistencia de los grupos musculares aportan datos más objetivos que los obtenidos por valoración clínica común, pudiéndose identificar plenamente el progreso o el estado del paciente.

El segundo objetivo es recuperar el nivel anterior a la lesión, la forma más simple y eficaz de rehabilitación es el ejercicio terapéutico, entre las características de estos ejercicios se pueden nombrar:

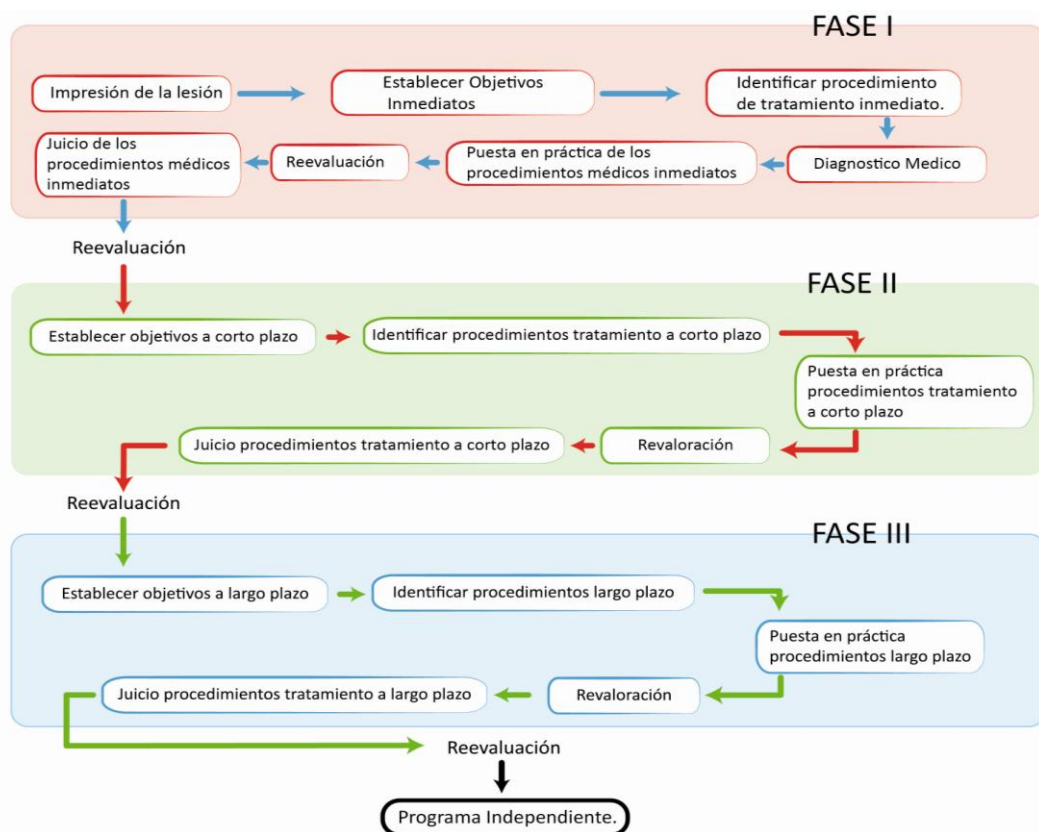
- Aumento de la fuerza.
- Aumento de la propiocepción y la cinestesia.
- Aumento de la amplitud de movimiento.
- Resistencia muscular y cardiovascular.
- Relajación.
- Aumento de la coordinación.
- Disminución de los déficits biomecánicos y anatómicos.
- Aumento del equilibrio
- Minimización de la hinchazón.

Los principios para el desarrollo de los ejercicios terapéuticos son:

- Los ejercicios terapéuticos deben adaptarse a las necesidades individuales del paciente.
- El programa de ejercicios no debe agravar la anomalía.
- Los ejercicios deben llevarse a cabo en fases ordenadas y progresivas.
- El programa de ejercicios debe estar bien confeccionado, utilizar varias técnicas de ejercicios, cambiar constantemente para combatir el aburrimiento, asegurar las otras áreas físicas, ser realista en objetivos y en el tratamiento, y ser complementado con posibles ejercicios en casa.

Véase Figura 46.

Figura 46. Secuencia del tratamiento. Basado en esquema de Prentice, 2001.



Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2012.

- **Amplitud de movimiento.** La flexibilidad dinámica hace referencia al grado en que se puede mover una articulación, los ejercicios para la amplitud de movimiento pueden ser activos, es decir, se genera el movimiento por contracción muscular, o pueden ser pasivos, que marca el límite de movilización de la articulación, sin la limitación por contracción muscular.

Es importante la amplitud de movimiento pasiva para la prevención de lesiones, ya que en muchas ocasiones un músculo se ve forzado a estirarse más allá de sus límites (Véase Figura 47).

Figura 47. Amplitud de movimiento



Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2012

Las técnicas de amplitud de movimiento se conocen como estiramientos, el objetivo de los estiramientos es aumentar la flexibilidad de la amplitud de movimiento en la articulación afectada, en el tobillo en las etapas iniciales es recomendable una movilización ligera, es común el uso de toallas o tablas para llevar a la dorsiflexión y plantiflexión, luego la inversión y la eversión para utilizar una amplitud de movimientos completa, luego que se realicen estos ejercicios sin dificultad deben empezar los ejercicios de equilibrio, apoyando la pierna sin tablas, reduciendo el peso con las manos, más adelante se usa la misma técnica pero con la tabla de inclinación (BAP).

- **Potenciación.** En el tobillo se realizan ejercicios isométricos en los planos frontal y sagital, inicialmente se programan ejercicios isotónicos plantares y dorsales, se pueden realizar con pesas o con equipos isocinéticos. El dolor es el factor que determina el nivel del ejercicio, en el uso de pesas se recomienda más las repeticiones que el exceso de peso, ya que tienen menos efectos nocivos sobre los ligamentos (2-4 series de 10 repeticiones).

El desarrollo de la fuerza muscular es un componente necesario para cualquier programa de rehabilitación, la fuerza es la capacidad de un músculo de oponerse a su resistencia, la debilidad conlleva al desarrollo de movimientos anómalos o posturas poco adecuadas.

La resistencia muscular es la capacidad de contracción muscular repetitiva contra algún tipo de resistencia durante un período de tiempo prolongado. La fuerza y la resistencia son en cierta medida proporcionales, a mayor fuerza será mayor la capacidad de repetir el levantamiento.

La relación de la fuerza con la velocidad es lo que se denomina potencia, la rapidez con la cual se genera una cantidad de fuerza. La potencia es el factor que determina el rendimiento del paciente en la rehabilitación, por lo cual es de gran importancia desarrollar ejercicios que apoyen el aumento progresivo de la potencia de paciente.

En la tabla se describen los tipos de contracción de los músculos en la generación de fuerza las contracciones excéntricas y concéntricas se consideran dinámicas (isotónicas) ya que la resistencia está en movimiento, ya sea impulsada o impulsadora según el caso (Véase Tabla 18).

Tabla 18. Tipos de contracción músculo esquelética

Contracción Isométrica	Tensión del músculo sin cambio de longitud	Fuerza considerable contra objetos inmóviles.
Contracción Concéntrica	Tensión del músculo con acortación del músculo	Superar o mover alguna resistencia
Contracción Excéntrica	Tensión del músculo con alargamiento	Resistencia es mayor que la fuerza producida

Fuente: CALVO, J.S. y GARCÉS, E.G. Fisioterapia Deportiva. Técnicas Físicas. España: Gimnos, 2003.

El levantamiento de pesas repercute en el aumento del tamaño del músculo, llamado hipertrofia, esto ocurre por el aumento del número de fibras musculares por su división, resultado del entrenamiento, este aspecto ha sido demostrado en estudios realizados con animales, pero no existe una investigación que demuestre en enunciado con los seres humanos. Una hipótesis describe la intensidad del entrenamiento con pesas, obliga al músculo a consumir mayores niveles de oxígeno y otros nutrientes, por lo cual se requiere de un aumento en el número de capilares. Otra hipótesis atribuye al aumento muscular por levantamiento de pesas a la estimulación de los microfilamentos, fibras contráctiles del músculo compuestas por las proteínas actina (microfilamentos delgados) y miosina (microfilamentos gruesos), estos aumentan en tamaño y número como resultado del entrenamiento. Además de los músculos, los huesos, tendones y ligamentos también aumentan su fuerza, si el entrenamiento tiene un nivel capaz de aumentar la frecuencia cardíaca, se aumenta consigo el consumo máximo de oxígeno.

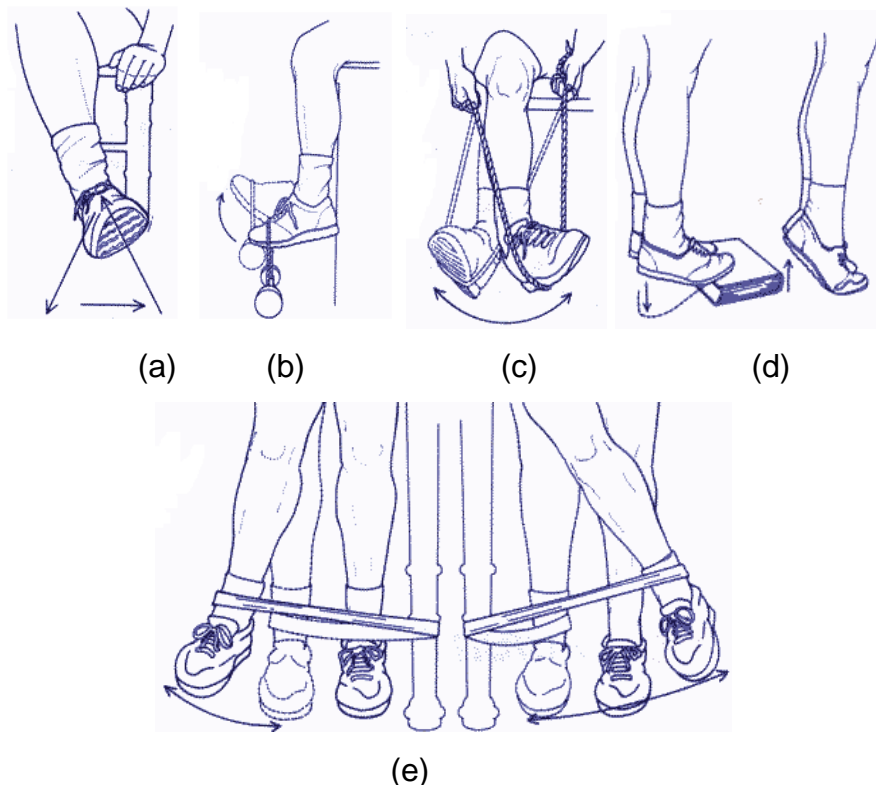
- **Ejercicios de potenciación**

- **Isométricos.** Desarrollo de fuerza máxima con resistencia inmóvil con aumentos de fuerza relativamente específicos según el ángulo de esfuerzo. Se recomiendan 10 contracciones de 10 segundos por serie, son indispensables para la rehabilitación de lesiones, el reacondicionamiento físico y el aumento de

la fuerza. Estos ejercicios ayudan a determinar los puntos de retención, son aquellos ángulos donde se dificulta el movimiento por la carencia de fuerza.

Véase Figura 48.

Figura 48. Ejercicios para el tratamiento del esguince de tobillo. (a) rango de movimientos. (b) Levantamiento de Tobillo. (c) Rotación del Tobillo. (d) Elevación de pies. (e) Propiocepción



Fuente: ALLAN M., LEVY, M.D. Lesiones deportivas. [Online]. Enero de 2011. Disponible en: <http://lesionesdeportivasmayores.blogspot.com/>

- **Resistencia progresiva.** Por contracciones que superan la resistencia fija, es decir, el uso de pesas, barras y mancuernas. Mediante contracciones isotónicas se genera la fuerza mientras el músculo cambia su longitud. Tradicionalmente estos ejercicios se realizan aplicando contracciones concéntricas, pero últimamente se ha comenzado a prestar atención a la importancia de la

contracción excéntrica, ya que son cruciales para la desaceleración del movimiento, para esta además de las mancuernas, se utilizan los aparatos de ejercicio isotónico e isocinéticos.

Los aparatos de ejercicio isotónico son los equipos que permiten la variación de la resistencia, ya sean juegos de pesas o maquinas. Las goma elásticas también se utilizan, una ventaja de estas es la poca restricción de la dirección del movimiento (Véase Figura 49).

Figura 49. Equipo de resistencia isotónico



Fuente: FISIOTIENDA. Tienda de medicina deportiva y fisioterapia. [Online]. España, 2012. Disponible en: <http://www.fisiotienda.com/> - España

Los equipos isocinéticos implican ejercicios de contracción muscular a velocidad constante, la amplitud del movimiento del aparato aporta la resistencia máxima, la clave del ejercicio no es la resistencia sino la velocidad, estos dispositivos son diseñados para que, sin importar la resistencia aplicada por el usuario, este solo puede moverse a una velocidad determinada, por lo que el ejercicio es ejercer toda la fuerza posible al movimiento del sistema (Véase Figura 50).

Figura 50. Equipo Isocinético



Fuente: FISIOTIENDA. Tienda de medicina deportiva y fisioterapia. [Online]. España, 2012. Disponible en: <http://www.fisiotienda.com/> - España

Los problemas documentados con este tipo de entrenamiento es la facilidad de hacer trampa, al no realizar el trabajo al nivel de intensidad determinado con el especialista.

En teoría no importa si la resistencia está cambiando, lo que importa es que el individuo desarrolle la fuerza suficiente para mover objetos de un lugar a otro, la cantidad de fuerza necesaria requiere en gran medida de los requerimientos físicos de las personas, en el caso de los deportistas, del nivel de competición.

Por los costes de estos equipos es común como herramientas de diagnóstico y rehabilitación en grandes centros especializados.

- **Ejercicios pliométricos.** Extensión rápida de un músculo de forma excéntrica, seguida de una contracción concéntrica del músculo, facilita el movimiento explosivo en un tiempo reducido. Estos ejercicios hacen hincapié en la velocidad de la fase excéntrica, el ritmo de la extensión es más importante que su magnitud, estos ejercicios ayudan al control excéntrico de los movimientos dinámicos (Véase Figura 51).

Figura 51. Ejercicio pliométrico



Fuente: ALLAN M., LEVY, M.D. Lesiones deportivas. [Online]. Enero de 2011. Disponible en: <http://lesionesdeportivasmayores.blogspot.com/>

La cadena cinética abierta se produce cuando la extremidad implicada no está en contacto con el suelo o con alguna superficie, en la cadena cinética cerrada es la extremidad la que soporta el peso, por eso los ejercicios son aplicados por presión de la extremidad sobre una superficie (Véase Figura 52).

Figura 52. Ejercicios de cadena cinética abierta (der.) y cerrada (izq.)

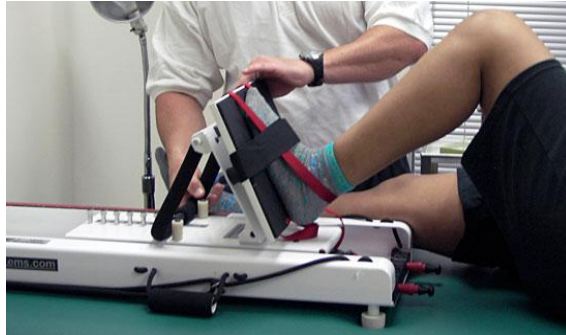


Fuente: ALLAN M., LEVY, M.D. Lesiones deportivas. [Online]. Enero de 2011. Disponible en: <http://lesionesdeportivasmayores.blogspot.com/>

También existen sistemas para reproducir la movilidad de las extremidades repitiendo el movimiento de la misma en tiempos controlados, uno de los puntos a favor es la facilidad para ajustar los motores, lo cual permite personalizar los parámetros del tratamiento para ajustarse a los protocolos terapéuticos específicos del paciente; los aspectos en contra de estos equipos, es que en la

gran mayoría solo permiten movilidad en un plano anatómico, en el caso del tobillo se presenta la acción en el plano sagital, para la dorsiflexión y plantiflexión, su costo no es grande si se compara con equipos isocinéticos (Véase Figura 53).

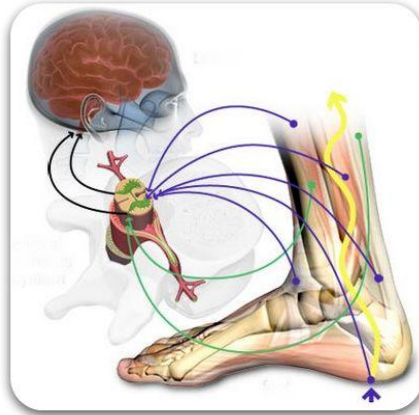
Figura 53. CPM de tobillo



Fuente: FISIOTIENDA. Tienda de medicina deportiva y fisioterapia. [Online]. España, 2012. Disponible en: <http://www.fisiotienda.com/> - España

- **Propiocepción.** En estudios realizados se ha observado que un 83% de los pacientes con programa de ejercicios propioceptivos experimentaban una reducción de los esguinces de tobillo crónico, entre mayor es el daño ligamentoso, es mayor la pérdida propioceptiva. Mantener el equilibrio con los ojos cerrados es uno de ejercicios usados en la fase de rehabilitación, estos también se realizan sobre la tabla de BAP, además se utilizan diferentes ejercicios de cadena cinética cerrada, las prensas, la extensión y flexión de la cadera en el lado no implicado soportando el paso en el lado afectado ayudan a incrementar la fuerza y la propiocepción (Véase Figura 54).

Figura 54. Descripción de la propiocepción del tobillo



Fuente: ALLAN M., LEVY, M.D. Lesiones deportivas. [Online]. Enero de 2011. Disponible en: <http://lesionesdeportivasmayores.blogspot.com/>

Los ligamentos, además de ser limitadores mecánicos, funcionan como transmisores neurológicos a través de unos mecanorreceptores que ofrecen al individuo el sentido de cinestesia y posición de la articulación. Esta retroalimentación sirve como protección ante tensiones extremas en las articulaciones, la lesión del ligamento se presenta una desorganización de estos mecanorreceptores, lo cual afecta la estabilización refleja muscular, que facilita la reproducción de lesiones y el deterioro progresivo de la lesión (Véase Figura 55).

Figura 55. Tabla BAP

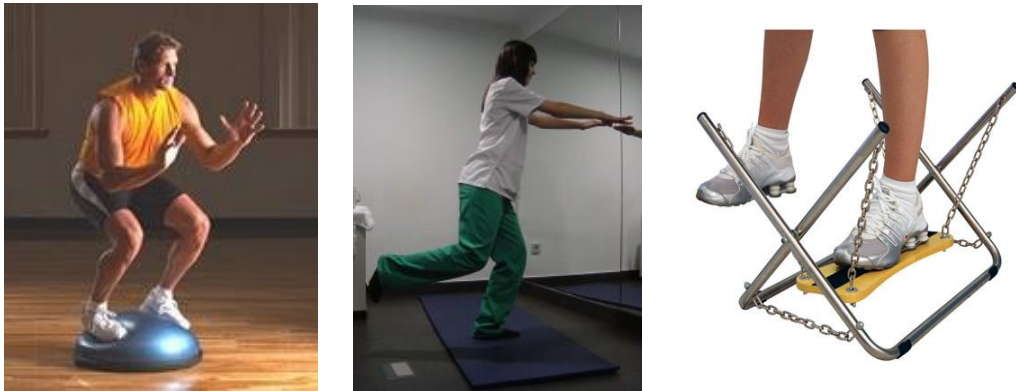


Fuente: ALLAN M., LEVY, M.D. Lesiones deportivas. [Online]. Enero de 2011. Disponible en: <http://lesionesdeportivasmayores.blogspot.com/>

Los mecanorreceptores identificados en las articulaciones son las terminales de ruffini, los corpúsculos de ruffini (órganos de golgi) y corpúsculos de pacini.

Las técnicas de entrenamiento propioceptivo en los esguinces de tobillo son las que más se usan, pero son solo pruebas empíricas ya que su eficacia aun no han sido evaluadas, aunque la sujeción y el vendaje se dice que aportan a la propiocepción, pero tampoco hay pruebas que lo confirmen (Véase Figura 56).

Figura 56. Ejercicios propiocepción para el tobillo








Fuente: ALLAN M., LEVY, M.D. Lesiones deportivas. [Online]. Enero de 2011. Disponible en: <http://lesionesdeportivasmayores.blogspot.com/>


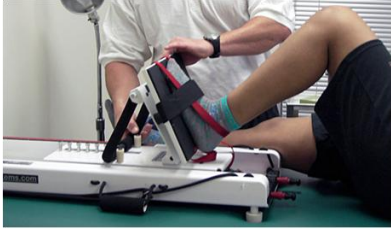

3. ANÁLISIS ESTADO DEL ARTE




Diversas técnicas físicas se han revisado en el marco teórico, así como los ejercicios terapéuticos que se realizan en el proceso de rehabilitación del tobillo. Como se ha descrito anteriormente, los ejercicios son aplicables en el total de las terapias de rehabilitación, en el caso del esguince de tobillo, al ser una lesión de ligamentos, demanda unas aplicaciones puntuales a tener en cuenta para su mejora (Véase Tabla 19).



Tabla 19. Características de las aplicaciones tecnológicas en la rehabilitación del esguince de tobillo



Aplicaciones Tecnológicas en las Terapias de Rehabilitación de Esguince de Tobillo	Características	Calentamiento	Estiramiento	Potenciación	Resistencia	Enfriamiento	Relajación	Protección	
<p>Figura 57. Ortesis y Férulas de</p> 	Limitan la movilidad del Tobillo								Fuerza Propiocep. Amplitud Mov. Relajación Coordin. Dismin. Hinchazón
<p>Figura 58. Infrarrojo*</p> 	Calor a poca profundidad		X		X	X	X	X	Fuerza Propiocep. Amplitud Mov. Relajación Coordin.

Aplicaciones Tecnológicas en las Terapias de Rehabilitación de Esguince de Tobillo	Características	Calentamiento	Estraimiento	Potenciación	Resistencia	Enfriamiento	Relajación	Protección	
		X				X			Dismin. Hinchazón
<p>Figura 59. Rayos Ultravioleta*</p> 	<p>Aumento pigmentación piel</p>	X			X		X	X	Fuerza Propiocep. Amplitud Mov. Relajación Coordin. Dismin. Hinchazón
<p>Figura 60. Onda Corta*</p> 	<p>Onda que produce calor localizado, según características del organismo</p>	x		x	X		x	x	Fuerza Propiocep. Amplitud Mov. Relajación Coordin. Dismin. Hinchazón
<p>Figura 61. Microondas*</p> 	<p>Aumento de temperatura por proyección de luz sobre la zona afectada</p>	x	x	x	X	x	x	x	Fuerza Propiocep. Amplitud Mov. Relajación Coordin. Dismin. Hinchazón

Aplicaciones Tecnológicas en las Terapias de Rehabilitación de Esguince de Tobillo	Características	Calentamiento	Estiramiento	Potenciación	Resistencia	Enfriamiento	Relajación	Protección	
Aplicaciones Tecnológicas en las Terapias de Rehabilitación de Esguince de Tobillo	Características	Calentamiento	Estiramiento	Potenciación	Resistencia	Enfriamiento	Relajación	Protección	
Figura 62. Crioterapia* 	Aplicación de frío con fines terapéutico					x	x	x	Fuerza Propiocep. Amplitud Mov. Relajación Coordin. Dismin. Hinchazón
Figura 63. CPM de tobillo 	Ejercicios de contracción muscular a velocidad constante al reproducir la movilidad de las extremidades repitiendo el movimiento de la misma en tiempos controlados		x				x		Fuerza Propiocep. Amplitud Mov. Relajación Coordin. Dismin. Hinchazón
Figura 64. Ultrasonido* 	Calor a nivel profundo								Fuerza Propiocep. Amplitud Mov.

Aplicaciones Tecnológicas en las Terapias de Rehabilitación de Esguince de Tobillo	Características	Calentamiento	Estraimiento	Potenciación	Resistencia	Enfriamiento	Relajación	Protección	
		x	x					x	Relajación
									Coordin.
		x	x					x	Dismin. Hinchazón
Figura 65. Láser* 	Luz amplificada estimulada radioactiva		x						Fuerza
			x					x	Propiocep.
									Amplitud Mov.
		x					x	x	Relajación
		x						x	Coordin.
		x					x	x	Dismin. Hinchazón
Figura 66. Magnetoterapia* 	Aplicación de campos magnéticos sobre el cuerpo, atraviesa completamente la zona.				x		x	x	Fuerza
									Propiocep.
									Amplitud Mov.
		x			x		x	x	Relajación
					x		x	x	Coordin.
								x	Dismin. Hinchazón
Figura 67. Ejercitador de pierr 	Gimnasia Pasiva, Moviliza las Extremidades Implicadas	x	x	x			x	x	Fuerza
		x	x	x			x		Propiocep.
			x				x		Amplitud Mov.

Aplicaciones Tecnológicas en las Terapias de Rehabilitación de Esguince de Tobillo	Características	Calentamiento	Estraimiento	Potenciación	Resistencia	Enfriamiento	Relajación	Protección	
			x						Relajación
			x						Coordin.
									Dismin. Hinchazón
<p>Figura 68. Electroterapia*</p> 	Estimulación nerviosa por corriente eléctrica	x							Fuerza
		x	x	x	X		x		Propiocep.
		x	x	x	X		x	x	Amplitud Mov.
		x							Relajación
		x		x	X		x		Coordin.
									Dismin. Hinchazón
<p>Figura 69. Equipos Isométrico</p> 	Equipo para desarrollar potencia muscular	x	x	x	X				Fuerza
		x	x	x	X		x		Propiocep.
		x	x	x	X				Amplitud Mov.
				x					Relajación
		x	x	x	X				Coordin.
				x					Dismin. Hinchazón

Aplicaciones Tecnológicas en las Terapias de Rehabilitación de Esguince de Tobillo	Características	Calentamiento	Estraimiento	Potenciación	Resistencia	Enfriamiento	Relajación	Protección	
<p>Figura 70. Equipos Isocinético</p> 	<p>Ejercicios de contracción muscular a velocidad constante, el sistema aporta resistencia al movimiento del usuario, permitiendo obtener valores cuánticos de la potencia del paciente</p>	x	x	x	X				Fuerza
<p>Figura 71. Equipo Propiocepción</p> 	<p>Ejercicio para estimular el equilibrio funcional</p>								Fuerza
		x	x	x	X		x		Propiocep.
							x		Amplitud Mov.
									Relajación
			x	x			x		Coordin.
									Dismin. Hinchazón

Aplicaciones Tecnológicas en las Terapias de Rehabilitación de Esguince de Tobillo	Características	Calentamiento	Estraimiento	Potenciación	Resistencia	Enfriamiento	Relajación	Protección	
<p>Figura 72. Equipos cadena cinética cerrada</p> 	<p>Potencia Muscular, la extremidad es la que soporta el peso</p>	x	x	x	X				Fuerza
		x	x	x	X				Propiocep.
		x	x	x	X				Amplitud Mov.
									Relajación
		x	x	x	X				Coordin.
									Dismin. Hinchazón
<p>Figura 73. Equipos cadena cinética abierta</p> 	<p>Potencia Muscular, la extremidad implicada no está en contacto con el suelo o con alguna superficie</p>								Fuerza
		x	x	x	X				Propiocep.
		x	x	x	X				Amplitud Mov.
									Relajación
		x	x	x	X				Coordin.
									Dismin. Hinchazón

* Fuente descrita anteriormente

Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2012.

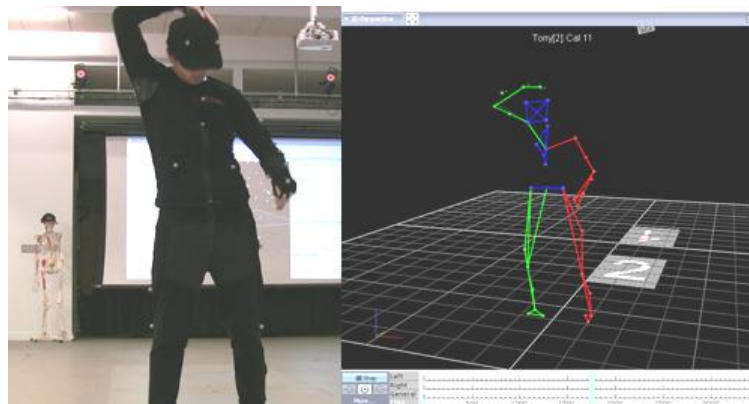
3.1 INVESTIGACIONES

Actualmente las investigaciones se enfocan a dos aspectos fundamentales, la adquisición de datos y la generación de movilidad.

3.1.1 Adquisición de datos. La adquisición de datos es necesaria para el análisis de movimientos del cuerpo humano, ya sea a nivel deportivo o clínico, se presenta el desarrollo de software de composición digital y adquisición de datos, ya sea por contraste de video o hardware, como sensores posicionados (acelerómetros, sensores de presión, etc.).

Los que funcionan con video realizan un interpolación con marcadores posicionados en las articulaciones, con el fin de que la cámara pueda registrar los movimientos, el software transfiere y convierte esos datos ya sea en tablas, valores puntuales o movimientos en personajes animados. Para realizar la toma de datos el software en muchos casos requiere de un espacio dispuesto para este fin, ya que la toma de los planos de movimiento por las cámaras debe disponer de posiciones y distancias fijas, lo cual en muchos casos dificulta su uso (Véase Figura 74).

Figura 74. Software análisis de movimiento



Fuente: TONY CHAI. [Online]. 2012. Disponible en: <http://www.tonychai.com/resume.html>

Los campos de aplicación del software son la investigación, los deportes, las ciencias médicas y los medios de entretenimiento, ya que los datos ayudan a reconocer los arcos de movilidad, y el algoritmo de programación (cuya base es un modelo matemático del cuerpo humano) facilita la programación del movimiento de personajes animados (Véase Figura 75).

Figura 75. Laboratorio de análisis de movimiento



Fuente: VICON MOTION SYSTEMS. [Online]. USA, 2012. Disponible en: <http://www.vicon.com/company/press.html>

Muchos proyectos de investigación en el área de la biomecánica se enfocan en recrear y simular el cuerpo humano, otros se enfocan en una articulación en particular, permitiendo comprender más a fondo la biomecánica de la articulación. Es aquí donde existe una discusión en la investigación, muchos artículos³³ discuten la complejidad del modelo matemático y sus resultados, ya que algunos movimientos con movimientos pueden ser descritos de una manera aproximada a la real, haciendo de estos una herramienta fundamental para la biomecánica, estos modelos están compuestos por segmentos rígidos y juntas articuladas, utilizando información de las articulaciones, sus ángulos y distancias entre segmentos se pueden diferenciar comportamientos en los movimientos, sin importar la completitud del mismo, de igual manera y aplicando algoritmos de dinámica inversa, se pueden calcular torques sobre las articulaciones de los segmentos en posiciones definidas.

³³ PONS, Op. cit..

El desarrollo de estos modelos matemáticos se refiere a representaciones mediante ecuaciones que describen ángulos, posiciones y fuerzas presentes en la propuesta³⁴, siendo ese el caso de este proyecto, al desarrollar un modelo para describir el comportamiento del conjunto pie – tobillo.

3.1.2 Generación de movilidad. Como se ha descrito anteriormente, las rutinas de ejercicios son aplicadas para cualquier tipo de rehabilitación física, siendo estas la base de la terapia, los ejercicios repetitivos e independientes fortalecen directamente las extremidades implicadas, lo cual puede ayudar directamente a la pronta recuperación del paciente.

Ya en el mercado existen sistemas para la generación de movilidad, como los equipos isométricos e isotónicos, pero también se presentan unos aparatos llamados comúnmente órtesis activas o robots asistenciales, refiriéndose a mecanismos estructurales tipo exoesqueletos cuyas juntas y eslabones corresponden a las de la parte del cuerpo humano que emula.

- **Órtesis activas tipo exoesqueleto.** Son sistemas mecatrónicos tipo exoesqueleto, que utilizan actuadores para proveer la fuerza y la movilidad de las articulaciones³⁵. Generalmente son controlados por una unidad central de procesamiento que tiene conectados diferentes instrumentos de medida (giroscopios, inclinómetros, sensores angulares, sensores mioeléctricos, entre otros) dependiendo del algoritmo de control que utilice. Entre las principales ventajas de las órtesis activas de marcha se puede mencionar que los patrones de marcha se vuelven uniformes al tener mayor control sobre las articulaciones y que el paciente puede hacer recorridos con una disminución del gasto cardiovascular, en comparación con órtesis pasivas. De esta manera, las áreas

³⁴ BARRIENTOS, PEÑIL, Op. cit..

³⁵ GÓMEZ H., Andrés E., CARRILLO, Mauricio y ARCHILA DIAZ, Joan Faber. Estudio de ayudas técnicas tipo exoesqueleto para apoyo a pacientes con desórdenes en el movimiento. En: Revista Colombiana de Tecnología de Avanzada. Universidad de Pamplona, 2010.

de oportunidad para desarrollos en el campo de las órtesis activas se enfocan en brindar mayor independencia de locomoción, reducir el costo metabólico asociado con su uso, reducir el peso y tamaño de los actuadores, el uso de nuevos materiales, y mejorar los programas de control para obtener patrones de marcha más estables y armoniosos. Además es importante incrementar la confiabilidad de los sistemas y reducir los costos para que sean comercialmente disponibles. En cuanto a los sistemas de exoesqueleto, ofrecen un amplio rango de aplicaciones, en el caso de pacientes con problemas físicos estos dispositivos permiten asistir las terapias de rehabilitación guiando los movimientos de las trayectorias correctas para ayudar al paciente a reaprender los patrones de motricidad y dar fuerza de soporte para realizar los movimientos, recibiendo por este caso en particular el nombre de órtesis activas terapéuticas (Véase Figura 76).

Figura 76. Órtesis activa del tipo terapéuticas



Fuente: TECNOLOGÍA Y REHABILITACIÓN. [online]. Buenos Aires, Argentina. 2012. Disponible en: <http://tecnologiayrehabilitacion.blogspot.com/>

En ambientes industriales y militares los exoesqueletos se perfilan como un amplificador o multiplicador de la potencia del usuario permitiéndole soportar a través de la estructura mecánica grandes cargas por tiempos largos, evitando así lesiones y accidentes debido a sobreesfuerzos del trabajo físico(Véase Figura 77).

Figura 77. Exoesqueleto militar sarcos



Fuente: TECNOLOGÍA Y REHABILITACIÓN. [Online]. Buenos Aires, Argentina. 2012. Disponible en: <http://tecnologiayrehabilitacion.blogspot.com/>

Incluso en la vida diaria, estos exoesqueletos pueden beneficiar la cotidianidad de la personas, dependiendo de su tamaño, peso y ergonomía del dispositivo, equilibrar y aumentar la potencia física permite en personas con debilidad motriz (tercera edad, limitaciones físicas) realizar sus actividades cotidianas (Véase Figura 78).

Figura 78. Exoesqueleto de apoyo a la marcha



Fuente: TECNOLOGÍA Y REHABILITACIÓN. [Online]. Buenos Aires, Argentina. 2012. Disponible en: <http://tecnologiayrehabilitacion.blogspot.com/>

Los exoesqueletos también ofrecen una forma única de retroalimentar señales de fuerza al cuerpo humano, así que se pueden usar como interfaces sensoriales para teleoperación industrial, videojuegos y entretenimiento, o en monitoreo y entrenamiento, entre otras aplicaciones. Según los reportes en el área de exoesqueletos activos, los pioneros son proyectos de Japón, Estados Unidos, Canadá, y algunos países europeos como Suiza, Italia, Francia y Alemania.

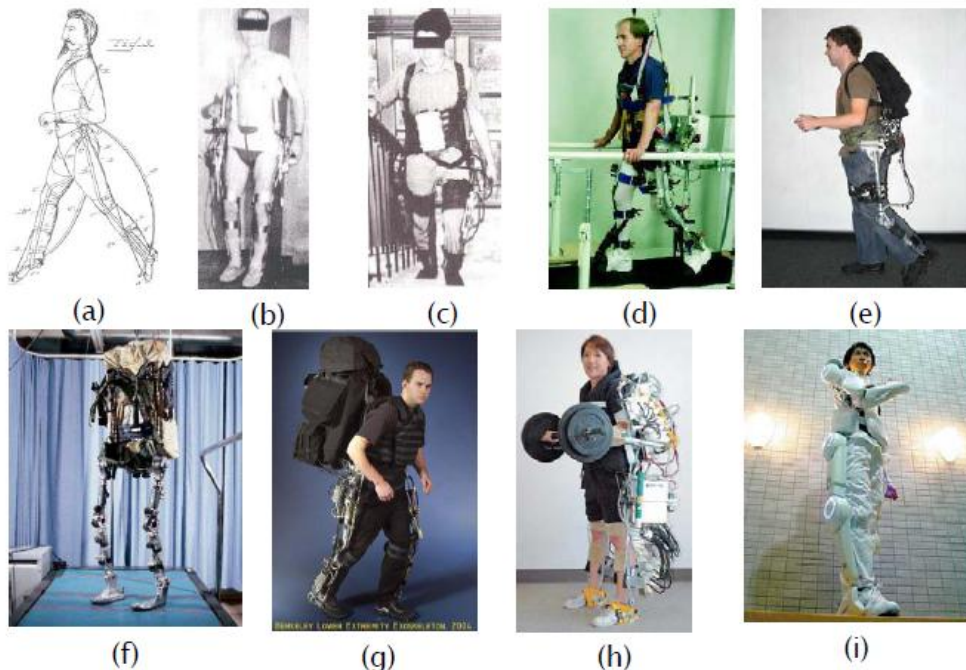
La documentación existente de investigaciones y proyectos realizados en esta temática se puede dividir en dos grupos según la aplicación final del exoesqueleto. Por un lado se encuentran los exoesqueletos como amplificadores de potencia, que es el principal enfoque de desarrollo concebido desde la ciencia ficción y por otro lado se encuentran los exoesqueletos como tecnologías de asistencia para individuos con problemas de movilidad, que surgieron por el desarrollo de las ya mencionadas órtesis activas para los centros de rehabilitación. Esta última aplicación está apenas en desarrollo y no existe aún un dispositivo accesible a la mayoría que asista a los discapacitados en su vida cotidiana fuera de los centros terapéuticos. Se espera que con el avance de la tecnología, con la miniaturización de los mecanismos y con el creciente desarrollo de investigaciones en el área, se pueda lograr pronto este objetivo (Véase Figura 79 y 80).

Figura 79. Exoesqueleto electromecánico para captura de movimiento



Fuente: TECNOLOGÍA Y REHABILITACIÓN. [online]. Buenos Aires, Argentina. 2012. Disponible en Internet: <URL: <http://tecnologiayrehabilitacion.blogspot.com/>>

Figura 80. Reseña de exoesqueletos



Fuente: GÓMEZ H., Andrés E., CARRILLO, Mauricio y ARCHILA DIAZ, Joan Faber. Estudio de ayudas técnicas tipo exoesqueleto para apoyo a pacientes con desórdenes en el movimiento. En: Revista Colombiana de Tecnología de Avanzada. Universidad de Pamplona, 2010.

3.1.3 Evaluación de la fuerza³⁶. Uno de los aspectos más importantes de la fisioterapia es el diagnóstico, esta valoración del paciente permite al especialista definir los objetivos de la terapia según los problemas del paciente. Ahora, la mayor parte de las decisiones tomadas en la práctica diaria de la fisioterapia no está basada en la evidencia ya que la dificultad de objetivar medidas subjetivas ha sido y sigue siendo un reto para la fisioterapia³⁷.

Como se ha descrito, en el esguince los ejercicios propioceptivos y de potencia, son el eje de la terapia física, por lo cual la valoración neurofísica de la fuerza muscular permite evaluar tanto la efectividad del programa de tratamiento como

³⁶ MAHER CG., SHERRINGTON, C., ELKINS, M., HERBERT, RD. y MOSELEY, AM. Challenges for Evidence-Based Physical Therapy: accessing and interpreting High-Quality Evidence on Therapy. *PhysTher.* 2004;84(7):644-54.)

³⁷ JETTE DU., BACON, K., BATTY, C., CARLSON, M., FERLAND A., HEMINGWAY, RD. et al. Evidence-based practice: beliefs, attitudes, knowledge, and behaviours of physical therapists. *Phys Ther.* 2003; 83(9):786-805.) .

pronosticar su evolución³⁸. La prueba manual muscular (TMM) es el común denominador en el área, el problema de esta valoración es que está limitada a la capacidad del examinador, así como a la escasa sensibilidad para detectar pequeños cambios en un mismo individuo, lo cual hace de este un proceso inadecuado para determinar la capacidad funcional.

El método isocinético se define como el sistema de evaluación que utiliza tecnología informática y robótica para obtener y procesar en datos cuantitativos la capacidad muscular³⁹, lo cual hace de este un sistema adecuado para la evaluación y el diagnóstico en el campo de la biomecánica.

La isocinética se puede describir según los movimientos (contracciones) que se ejecutan, para la valoración isométrica se realiza una ejecución estática (sin movimiento), para valoraciones isocinética e isotónica se realizan ejecuciones dinámicas (movimiento).

Los dispositivos más comunes para la valoración isométrica son los dispositivos isocinéticos y las plataformas de fuerza, los cuales por sus costos solo son utilizados en centros de alto rendimiento o en laboratorios de investigación biomecánica (Véase Figura 81).

³⁸ ÁGUILA, AM., MACÍAS. AI. y CANO, R. Relationship of manual muscle testing to isokinetic strength measurement. Postpolio syndrome. Abstracts Book of the 15th European Congress of Physical Medicine and Rehabilitation, 44 Congreso Nacional de la Sociedad Española de Rehabilitación y Medicina Física; 2006. p. 481

³⁹ HUESA JIMÉNEZ, F. Medición de fuerza. Bosquejo histórico. Aparatos isocinéticos en el mercado. En: HUESA JIMÉNEZ, F. y CARABIAS AGUILAR, A. Isocinéticos: metodología y utilización. Madrid: MAPFRE, 2000. p. 35-42.

Figura 81. Equipo Isocinetico (izq.) y plataforma de fuerza (der.)



Fuente: TECNOLOGÍA Y REHABILITACIÓN. [Online]. Buenos Aires, Argentina. 2012. Disponible en: <http://tecnologiayrehabilitacion.blogspot.com/>

Otra manera de describir o valorar de una manera cuantitativa es mediante la observación fisiológica, la cual describe los ejercicios físicos y los clasifica según el grupo muscular de acción, los tipos de contracción muscular, la potencia y los costos funcionales, algunos indicadores funcionales son (Véase Tabla 20):

- **MET:** consumo de O₂ (ml/min.) en reposo por kilogramo de peso.
- **VO₂:** volumen consumo de O₂.
- **FC:** frecuencia cardiaca.
- **VMR:** equivalente metabólico, en litros/min.
- **T°:** temperatura en °C.
- **Lactato:** producción de lactato.

Tabla 20. Descripción de indicadores fisiológicos según el tipo de actividad

Actividades	MET	VO ₂	FC	VMR	T°	LACTATO
Reposo	1	0,25	70	8	37	10-20
Ligero	6	1,5	120	35	3705	20
Mediano	8	2	140	50	38	20 - 30
Pesado	10	2	160	60	38	40
Muy Pesado	12	3,6	180	80	39	50 - 60
Agotador	12	3	180	120	39	60

Fuente: ASTRAND – RODAHL. Fisiología del trabajo físico. 3ª ed., España: Panamericana, 1992

4. MODELO CINEMÁTICO

4.1 ROBÓTICA: GENERALIDADES

Gran parte del problema de la robótica es como establecer una conexión de ideas que se tienen sobre el mundo físico y el flujo de información en el estas ideas se plasman en el software y el aspecto formal mismo⁴⁰. El termino robótica se acuña a la ciencia de los robots, llamándose robot usualmente desde un punto de vista cinematográfico al un dispositivo humanoide que reemplaza a los humanos en las tareas útiles.

El origen del término se debe a una obra de teatro de 1921, “Rossum Universal Robota”, del checo Karel Capek, Robota en checo significa esclavo, ya después el término fue reforzado por otras obras como *Metrópolis*^{*} y por Isaac Asimov, escritor reconocido por su serie de historias de ciencia ficción (introduce el termino robótica como disciplina científica encargada de construir y programar robots).

Ya en otros campos y desde la revolución industrial (mediados del siglo XVIII) se intentaba construir dispositivos automáticos que ayudasen o sustituyesen al hombre, comenzando con tecnología usada en la relojería pero enfocado al movimiento de piezas pesadas, en esta época el problema que se presentaba era que la estructura mecánica que se desarrollaba solo podía realizar una acción.

Goetz en 1947 construye el primer manipulador eléctrico servocontrolado, capaz de conocer su posición y modificarla según parámetros deseados por el programador.

⁴⁰ BARRIENTOS, PEÑIL, Op. cit..

^{*} *Metrópolis*. Director: Fritz Lang. Intérpretes: Brigitte Helm, Rudolf Klein-Rogge, Alfred Abel, Gustav Frohlich. Año: 1926.

La primera máquina de control numérico aparece en 1952, pasando de la programación mecánica o eléctrica al lenguaje codificado, introduciendo el concepto de “software”.

El primer robot manipulador se desarrolló en 1954 por Devol, quien fundaría entonces Unimation, que sería reconocida como la mayor compañía desarrolladora de robots en aquella entonces, al mismo tiempo la robótica comienza a introducirse como disciplina académica, formando parte en algunos grupos de investigación que hasta el día de hoy siguen trabajando, en 1969 investigadores de la universidad de Stanford construyen el primer robot cilíndrico móvil con sensores de ultrasonido y visión rudimentaria, en 1970 el primer brazo robot, con 6 grados de libertad, eléctrico y servocontrolado.

Figura 82. Robot PUMA



Fuente: TECNOLOGÍA Y REHABILITACIÓN. [Online]. Buenos Aires, Argentina. 2012. Disponible en: <http://tecnologiayrehabilitacion.blogspot.com/>

En 1978 Unimation presenta el PUMA, probablemente el robot comercial más difundido, ya en los 80-90 la investigación se desarrolla a un ritmo constante pero no es suficiente desarrollándose multitud de brazos articulados y varios tipos de robots móviles. Ya con este breve resumen se pueden describir tres niveles o razones por las cuales un dispositivo se podría considerar un robot, que sea teleoperado por un humano a distancia, si se le añaden sensores que indiquen al operador el estado de la tarea (telepresencia), y la autonomía, es decir, el robot

realiza tu tarea a partir del programa y las señales recibidas por los sensores, sin necesidad de intervención del operador durante la actividad.

Según estos tres aspectos la “Robot Industries Association” RIA por sus siglas en inglés, define el termino robot como: “Un manipulador reprogramable multifuncional, diseñado para mover herramientas o dispositivos especializados mediante movimientos programados variables para la ejecución de tareas diversas”.

Las características que distinguen a un robot de otro dispositivo es su multifuncionalidad, es decir el robot debe permitir la ejecución de diversas tareas no previstas por el diseñador y su programabilidad, pudiéndose cambiar de tarea con cambiar el programa o la secuencia del mismo.

Ya el termino robótica describe “La ciencia que estudia los robots como sistemas que operan en algún entorno real, estableciendo algún tipo de conexión inteligente entre percepción y acción”.

4.2 MECÁNICA DE LOS ROBOTS

Cualquier cuerpo está sometido a las leyes de la mecánica, estas leyes pueden ser expresada a través de fórmulas las cuales deberán aplicarse para conocer cuál es el movimiento, o sus condiciones de reposo⁴¹, de estas fórmulas existen dos posibles resultados, el primero es conocer la posición de cualquier punto del sistema respecto a un sistema de coordenadas externo y fijo, y el otro es conocer las fuerzas y momentos necesarios para realizar estos movimientos, por lo cual el análisis mecánico de un robot se realiza bien para describir los movimientos, o para describir las fuerzas que actúan sobre él.

⁴¹ BARRIENTOS, PEÑIL, Op. cit.

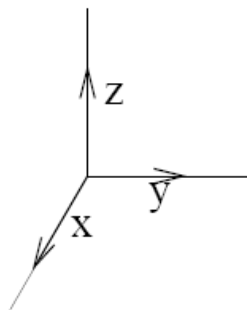
Cuando se estudian exclusivamente los movimientos (posición y velocidad de las articulaciones o de un punto terminal) se dice que se realiza un estudio Cinemático, estos estudios se pueden realizar de dos maneras:

- Cinemática Directa: desde las coordenadas de cada punto (ángulo, longitud) de las articulaciones hasta el punto terminal (X,Y,Z), el método para describir este sistema se basa en la formulación de Denavit-Hartenberg.
- Cinemática Inversa: refiriendo las coordenadas propias del sistema (ángulo, longitud) a un sistema externo fijo. No en todos los casos existe una solución analítica única bajo este método.

Cuando se estudian las fuerzas y momentos que se ejercen sobre las articulaciones es posible aplicar las leyes de la mecánica en cualquiera de sus formulaciones (Newton Lagrange, D'Alembert, etc.) lo cual se describe como un estudio dinámico.

4.2.1 Transformaciones del sistema coordinado. Se conoce que la posición de un punto en el espacio tridimensional se describe por tres cantidades (coordenadas), expresadas en algún sistema de referencia, usualmente formado por tres ejes rectilíneos perpendiculares entre sí (ortonormal).

Figura 83. Sistema Coordinado Ortonormal



Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2012.

Las coordenadas de un punto (A) se describen como las proyecciones de dicho punto perpendicularmente sobre cada eje:

$$(A) \rightarrow (A_x, A_y, A_z)$$

Para el caso de es más conveniente el uso de las coordenadas homogéneas:

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \\ w' \end{pmatrix} \quad \text{Donde} \quad \begin{aligned} x' &= xw \\ y' &= yw \\ z' &= zw \end{aligned}$$

El símbolo w es una cantidad que se suele tomar como 1, si fuese distinto las coordenadas se reconstruyen dividiendo las primeras coordenadas con la cuarta. Las translaciones pueden ser descritas como un vector o como el producto de una matriz por un vector homogéneo. Tal que si se traslada un punto \vec{x} una distancia \vec{v} se obtiene:

$$\vec{v}' = \vec{x} + \vec{y}$$

Esto se puede escribir:

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} v_x \\ v_y \\ v_z \end{pmatrix}$$

Como matriz seria:

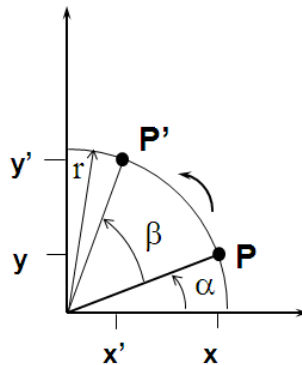
$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & v_x \\ 0 & 1 & 0 & v_y \\ 0 & 0 & 1 & v_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{pmatrix}$$

La ventaja con la matriz es que se puede calcular la inversa, lo cual facilita el proceso de describir el traslado de los puntos por un vector. La ventaja con la matriz es que se puede calcular la inversa, lo cual facilita el proceso de describir el traslado de los puntos por un vector. La rotación por un eje en el caso bidimensional se describe como el giro alrededor de un eje perpendicular, eje Z en el caso de la Figura 84.

$$\begin{array}{l} X = r \cos \alpha \\ Y = r \sin \alpha \end{array}$$

$$\begin{array}{ll} X' = r \cos (\alpha + \beta) & Y' = r \sin (\alpha + \beta) \\ = r (\cos \alpha \cos \beta - \sin \alpha \sin \beta) & = r (\cos \alpha \cos \beta + \sin \alpha \sin \beta) \\ = x \cos \beta - y \sin \beta & = x \sin \beta + y \cos \beta \end{array}$$

Figura 84. Rotación de P alrededor del eje Z



Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2012.

Igualando los componentes y describiéndolos como matriz se obtiene:

$$\begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos\beta & -\sin\beta \\ \sin\beta & \cos\beta \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x' \\ y' \end{pmatrix}$$

Generalizando en tres dimensiones se obtiene:

$$\begin{pmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos\beta & -\sin\beta & 0 & 0 \\ \sin\beta & \cos\beta & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} * \begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \\ 1 \end{pmatrix}$$

Es así como a un punto se le pueden aplicar tantas transformaciones como se requiera, el resultado es una matriz producto de las matrices de cada operación (rotación, translación) en el orden tal cual como esta descrita, característica de gran importancia ya que el producto de las matrices no es conmutativo⁴².

El uso de las matrices de rotación presenta muchas ventajas, pero para describir la orientación en función de sus componentes es mejor describirlos en términos de sus tres ángulos, hay dos métodos usuales, Los Ángulos de Euler y el Sistema Roll, Pitch and Yaw (giro, elevación y desviación)⁴³.

Los ángulos de Euler no son otra cosa que la representación de los giros sobre ejes previamente girados. Un sistema coordenado OUVW cuya orientación se quiere describir, puede definirse con respecto al sistema coordenado OXYZ mediante tres ángulos: ϕ , θ , ψ . Es posible describir un sistema cualquiera cuyo

⁴² BARRIENTOS, PEÑIL, Op. cit..

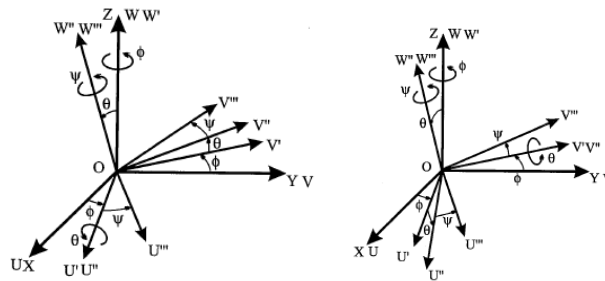
⁴³ PHILIPS, Mckerrow. Introduction to robotics. USA: Addison-Wesley.1991

origen coincida con otro mediante la aplicación de tres rotaciones consecutivas del siguiente modo:

- Rotación del ángulo ϕ respecto al eje Z.
- Rotación del ángulo θ respecto al eje Y' (producto de la rotación anterior)
- Rotación del ángulo ψ respecto al eje Z'' (resultado de Z' , por la rotación anterior).

Es importante que estas operaciones se realicen en la secuencia especificada pues como se ha dicho anteriormente, el orden del producto de las matrices no es conmutativo, en este caso los giros consecutivos que se realizan, existen 24 posibilidades definidas de este orden, las más comunes son ZXZ y ZYZ⁴⁴, como se describen en la figura 85.

Figura 85. Ángulos de Euler ZXZ (izq.) y ZYZ (der.)



Fuente: BARRIENTOS, A., y PEÑIL, L.F. Fundamentos de Robótica. España: Mc. Graw Hill, 1997.

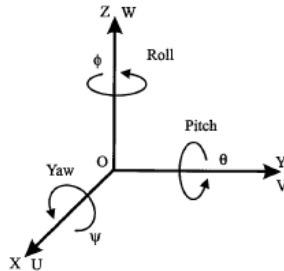
Roll, Pitch and Yaw describe los giros sobre los ejes del sistema fijo, como describe Barrientos en su libro, a un sistema OXYZ se le puede colocar un sistema OUVW con el cual comparte el origen de esta manera (Véase Figura 86):

- Girar un ángulo ψ respecto al eje X: Yaw (Guiño).
- Girar un ángulo θ respecto al eje Y: Pitch (Cabeceo).

⁴⁴ BARRIENTOS, PEÑIL, Op. cit.

- Girar un ángulo ϕ respecto al eje Z: Roll (Alabeo).

Figura 86. Ángulos del Roll, Pitch and Yaw



Fuente: BARRIENTOS, A., y PEÑIL, L.F. Fundamentos de Robótica. España: Mc. Graw Hill, 1997.

Igual que en los ángulos de Euler, se pueden realizar varios giros seguidos considerando que no es una transformación conmutativa, por lo cual es necesario seguir la secuencia de aplicación.

Existen otros métodos para describir la posición y orientación en el espacio (Par de Rotación, Cuaternios, etc.), pero ninguno de estos métodos por si solo permite la representación de la posición o la orientación de un sólido en el espacio, para esto se utilizan las coordenadas homogéneas, representadas como se ha descrito anteriormente.

Definido el concepto de coordenada homogénea, surge el concepto de matriz de transformación homogénea (T), la cual es una matriz de 4x4 que representa la transformación del vector de coordenadas homogéneas entre sistemas coordenados:

$$T = \begin{bmatrix} R_{3 \times 3} & P_{3 \times 1} \\ f_{1 \times 3} & w_{1 \times 1} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \text{Rotación} & \text{Traslación} \\ \text{Perspectiva} & \text{Escalado} \end{bmatrix}$$

En la robótica solo interesa mayoritariamente conocer el valor de la matriz $\mathbf{R}_{3 \times 3}$ La cual corresponde a la rotación y $\mathbf{P}_{3 \times 1}$ que corresponde a la translación. Al ser una matriz de 4×4 los vectores que se utilicen deberán contar con 4 dimensiones, que serán las coordenadas homogéneas del vector que se trate.

En resumen las aplicaciones de la matriz de transformación homogénea son⁴⁵:

- Representar Posición y Orientación de un sistema Girado y Traslado respecto a un sistema de referencia fijo.
- Transformar un vector expresado en coordenadas con respecto a un sistema a un expresión también en coordenadas pero respecto al sistema de referencia fijo
- Rotar y trasladar un vector respecto a un sistema de referencia fijo.

La matriz de transformación \mathbf{T} suele escribirse como se describe en la Figura 87:

Figura 87. Notación de la matriz de transformación

$$\mathbf{T} = \begin{bmatrix} n_x & o_x & a_x & p_x \\ n_y & o_y & a_y & p_y \\ n_z & o_z & a_z & p_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{n} & \mathbf{o} & \mathbf{a} & \mathbf{p} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

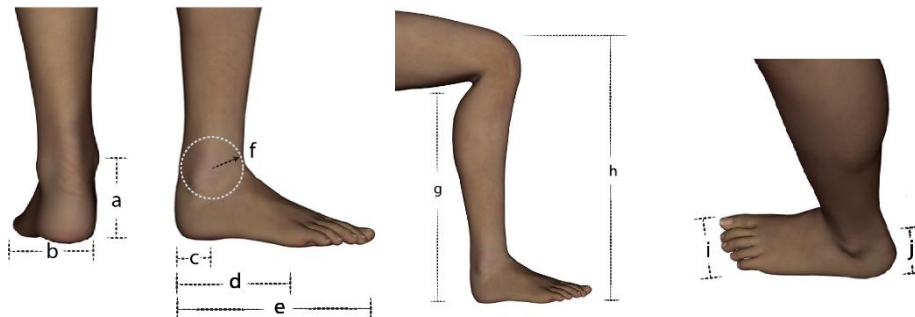
Fuente: BARRIENTOS, A., y PEÑIL, L.F. Fundamentos de Robótica. España: Mc. Graw Hill, 1997.

⁴⁵ Ibíd.

4.3 PROPUESTA DEL MODELO MATEMÁTICO DEL PIE-TOBILLO

Como se ha descrito anteriormente, el modelo matemático del pie tobillo descrito a continuación se realizó con el fin de representar comportamientos, de manera que sea lo más real posible y al alcance del conocimiento adquirido para su desarrollo, para este fin el método directo permite una descripción clara del conjunto pie-tobillo, lo primero es definir los enlaces y las juntas, de manera que correspondan con la anatomía y utilizando los parámetros antropométricos descritos en el libro “The Measure of Man and Woman, Human Factors in Design, Henry Dreyfuss. Associates”⁴⁶, los valores posibles de los enlaces (Links) son:

Figura 88. Valores antropométricos



Fuente: Autor del Proyecto de Grado, basado en Dreyfuss. Bucaramanga, 2012

Tabla 21. Percentiles extremidad inferior

A	PERCENTIL	M [Plg]	M [mm]	F [Plg]	F [mm]
	99	3,7	94	3,3	84
	50	3,2	81	2,9	74
	1	2,6	66	2,5	64

B	PERCENTIL	M [Plg]	M [mm]	F [Plg]	F [mm]
	99	4,5	114	4,1	104
	50	3,9	99	3,5	89
	1	3,4	86	3	76

⁴⁶ ALVIN R. Tille y DREYFUSS, Henry. The Measure of Man and Woman: Human Factors in Design. USA: Dreyfuss Associates, 2002.

C=F	PERCENTIL	M [Plg]	M [mm]	F [Plg]	F [mm]
	99	2	51	2	51
	50	1,9	48	1,7	43
	1	1,7	43	1,7	43

D	PERCENTIL	M [Plg]	M [mm]	F [Plg]	F [mm]
	99	8,5	216	8,5	216
	50	7,5	191	6,9	175
	1	6,5	165	6	152

E	PERCENTIL	M [Plg]	M [mm]	F [Plg]	F [mm]
	99	11,7	298	11,7	298
	50	10,4	264	9,5	241
	1	9,2	232	8,3	210

G	PERCENTIL	M [Plg]	M [mm]	F [Plg]	F [mm]
	99	19,5	495	18	457
	50	17,5	444	15,9	405
	1	15,5	394	15	381

H	PERCENTIL	M [Plg]	M [mm]	F [Plg]	F [mm]
	99	24,5	624	22,4	569
	50	21,7	551	19,9	505
	1	18,8	394	17,3	439

I	PERCENTIL	M [Plg]	M [mm]	F [Plg]	F [mm]
	99	4,5	114	4,1	104
	50	3,9	99	3,5	90
	1	3,4	89	3	76

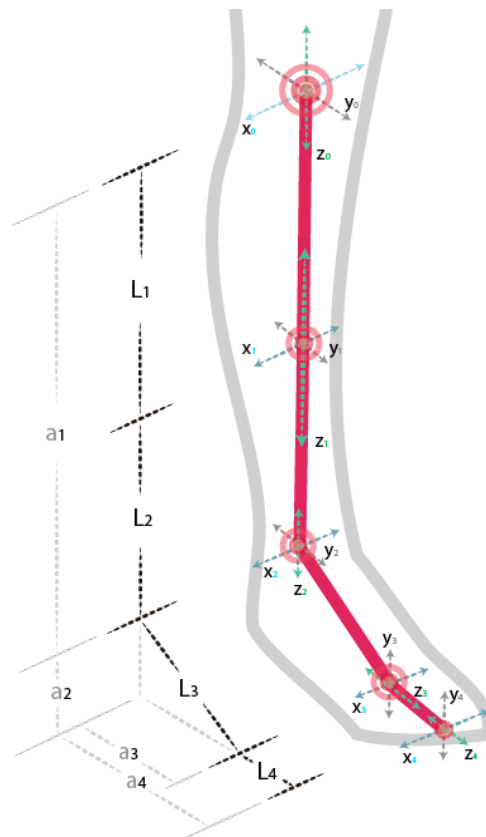
J	PERCENTIL	M [Plg]	M [mm]	F [Plg]	F [mm]
	99	3,2	82	2,7	69
	50	2,8	70	2,2	55
	1	2,3	58	1,6	41

Fuente: Autor del Proyecto de Grado, basado en los datos de Dreifuss. Bucaramanga, 2012

Con los valores descritos se plantea el modelo de la siguiente manera:

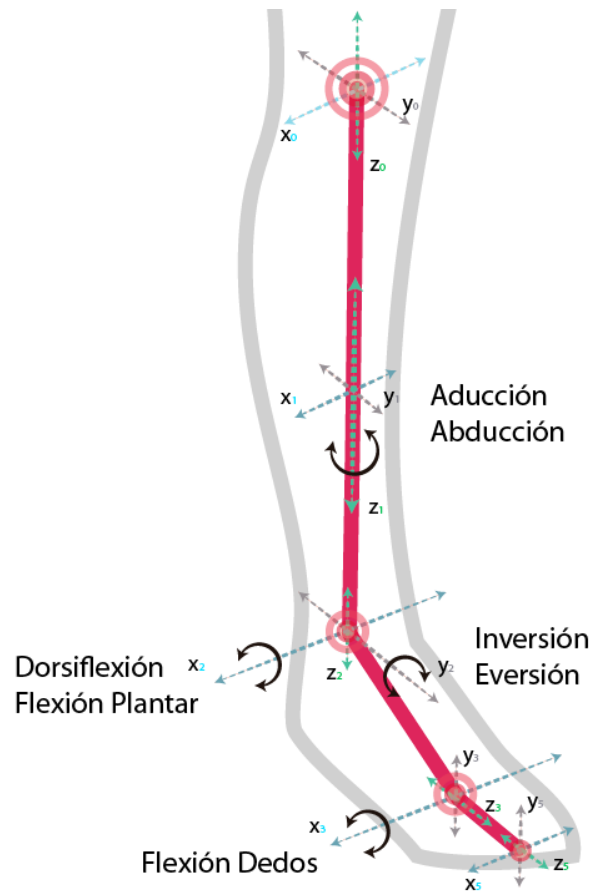
- El sistema es fijo en la rodilla.
- La aducción/abducción se plantea como una junta a la mitad de la distancia entre la altura poplítea (g) y la altura del Talón (a).
- La dorsiflexión/plantiflexión y la inversión/eversión se plantea en la junta a la altura del talón.
- La flexión de dedos se plantea a la distancia (d) del pie.

Figura 89. Esquema propuesta modelo matemático pie-tobillo.



Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2012.

Figura 90. Juntas y rotaciones del modelo



Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2012.

Por el método directo el planteamiento sería:

- I. Trans. $Z_0 \rightarrow Z_1, L_1$ $T(Z_0, L_1)$
- II. Rot. Z_1, Θ_1 $R(Z_1, \Theta_1)$
- III. Trans. $Z_1 \rightarrow Z_2, L_2$ $T(Z_1, L_2)$
- IV. Rot. $X_2, (\pi/2) + \Theta_2$ $R(X_2, (\pi/2) + \Theta_2)$
- V. Rot. Y_2, Θ_3 $R(Y_2, \Theta_3)$
- VI. Rot. X_2, β $R(X_2, \beta)$
- VII. Trans. $Z_2 \rightarrow Z_3, L_3$ $T(Z_3, L_3)$
- VIII. Rot. X_3, β $R(X_3, \beta)$

- IX. Rot. $X_3, \Theta_4 \dots \dots \dots R(X_3, \Theta_4)$
- X. Trans. $Z_3 \rightarrow Z_4, L_4 \dots \dots \dots T(Z_4, L_4)$

Los ángulos a emplear en el modelo se definen de la siguiente manera:

- Θ_1 = Aducción – Abducción.
- Θ_2 = Dorsiflexión – Plantiflexión.
- Θ_3 = Inversión – Eversión.
- Θ_4 = Flexión Dedos.

El ángulo β se plantea dependiente de las distancias (a_2) y (a_3), de manera que su obtención se realiza de la siguiente manera:

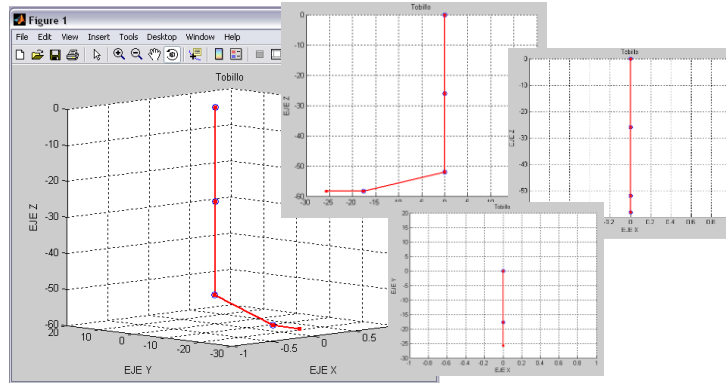
$$\beta = \tan^{-1}(a_2/a_3)$$

El resultado del método, representado matemáticamente por matrices de transformación se presenta de la siguiente manera:

$$P_t = \begin{cases} \text{Link1} = T(Z_0, L_1) * R(Z_1, \Theta_1) \\ \text{Link2} = T(Z_1, L_2) * R(X_2, (\pi/2) + \Theta_2) * R(X_2, \beta) * R(Y_2, \Theta_3) \\ \text{Link3} = T(Z_3, L_3) * R(X_3, \beta) * R(X_3, \Theta_4) \\ \text{Link4} = T(Z_4, L_4) \end{cases}$$

4.3.1 Validación virtual Modelo Matemático. Para desarrollar el modelo virtual se empleó el software MatLab 7.0. Los datos de entrada son los valores antropométricos descritos del pie tobillo y los ángulos de las posiciones. El resultado es una gráfica que muestra la posición final.

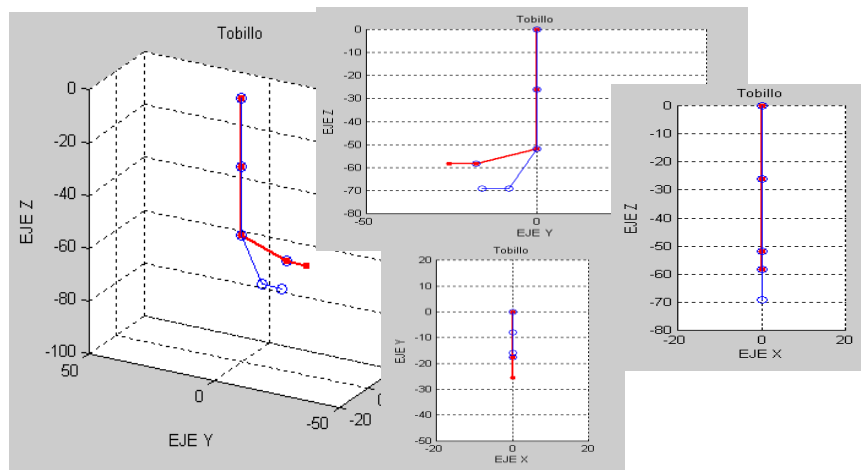
Figura 91. Posición inicial. Perspectiva (izq.), Lateral (Derecha Arriba), Frontal (Derecha Mitad), Superior (Derecha Inferior)



Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2012.

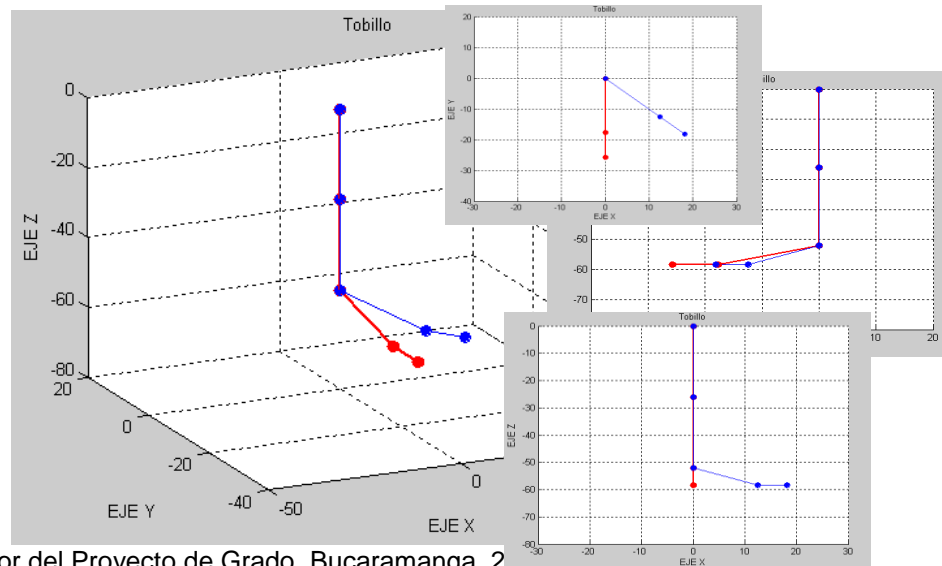
La imagen superior muestra la posición inicial alineada en sus diferentes planos; la imagen Inferior muestra una rotación en el link3, perpendicular al plano sagital (z-y) de 45 grados en sentido contrario a las manecillas del reloj (plantiflexión).

Figura 92. Plantiflexión de 45 grados (líneas azules) Perspectiva (izq.). Lateral (der. arriba). Frontal (der. medio). Superior (der. Inferior)



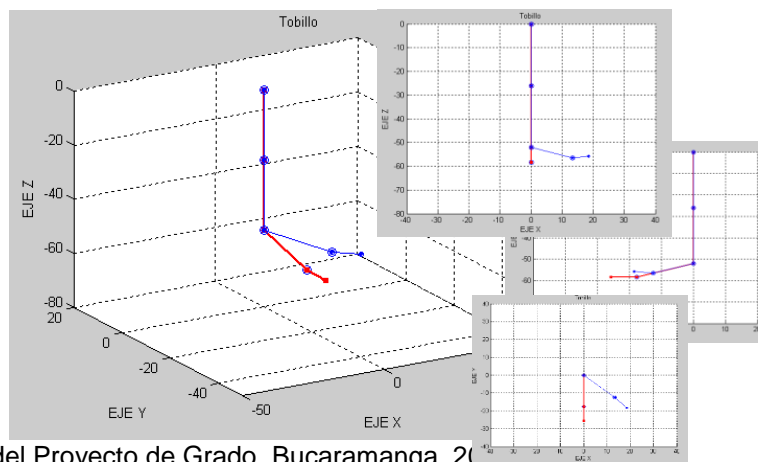
Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2012.

Figura 93. Abducción de 45 grados (líneas azules) Perspectiva (izq.). Superior (der. arriba). Lateral (der. medio). Frontal (der. Inferior)



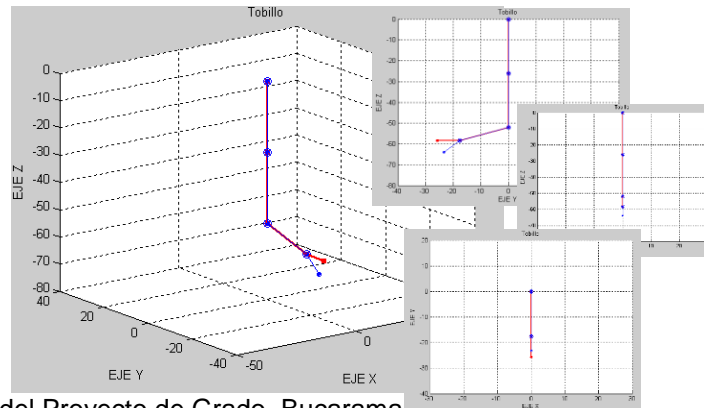
Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2020

Figura 94. Eversión de 45 grados (líneas azules) Perspectiva (izq.). Superior (der. arriba). Lateral (der. medio). Frontal (der. Inferior)



Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2020

Figura 95. Flexión de Dedos de -45 grados (líneas azules) Perspectiva (izq.). Lateral (der. arriba). Frontal (der. medio). Superior (der. Inferior)



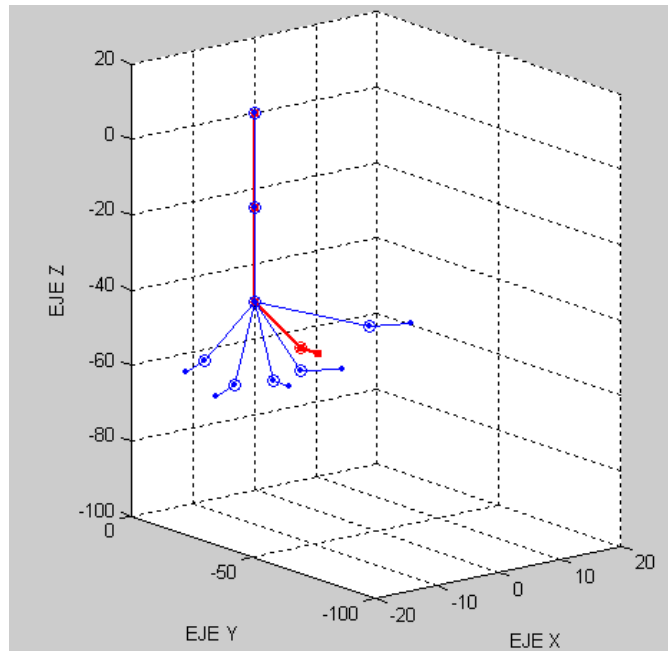
Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2012.

En definitiva el modelo permite trabajar individualmente sobre las rotaciones de cada articulación así como plantear un modelo con parámetros antropométricos diferentes, lo cual permite simular movimientos en diferentes percentiles, herramienta cuya aplicación puede aportar básicamente a:

- Administración de datos en tiempo real.
- No se está limitando el movimiento a un espacio en particular.
- Los parámetros del movimiento son representados consistentemente en un computador, lo cual facilita la cuantificación del proceso⁴⁷.

⁴⁷ GOMEZ HERNANDEZ, Andrés Eduardo; ARCHILA DIAZ, John Faber y VILLAFRADES GONZALEZ, Fabio Andelfo. Ortesis activas y desarrollo del modelo cinemático para miembro inferior. Colombia, Nacional Evento: Congreso de Ingeniería Mecánica UIS. Año 2010. Memorias, Congreso Nacional De Ingeniería Mecánica UIS 2010 (ISBN 978 - 958 - 57001 - 0 - 9) ISBN: 978-958-57001-0-9 vol: 200 p.: 8, 1

Figura 96. Posiciones varias del modelo cinemático



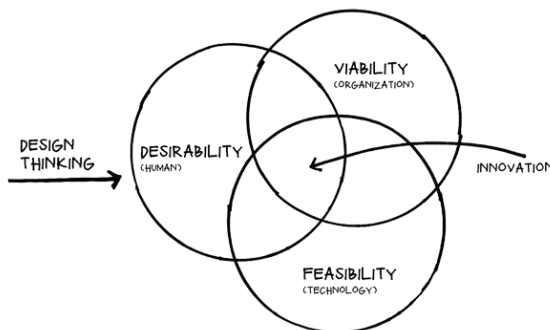
Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2012.

5. PROPUESTA FORMAL, DEFINICION ESTRATÉGICA

Ya que el proyecto plantea el desarrollo conceptual de un dispositivo mecatrónico que facilite en estudio biomecánico del pie – tobillo, se plantea una metodología con la cual se pretende resolver de forma progresiva los problemas presentes en el diseño, como se ha descrito anteriormente en el libro a través del proceso se busca definir unas herramientas que faciliten el desarrollo de la propuesta, estas herramientas se disponen según las necesidades del usuario (o del cliente según se vea) y su entorno de uso. Lo que se dispone con estos aspectos que se conocen como DCH (Human–Centered Design) es pasar del método hermenéutico, descrito como el conocimiento preliminar para la comprensión del objeto (cualitativo) a una investigación Ex Post. Facto, cuantitativo, definiendo las variables del proyecto como sus significados, es decir, las funciones comunicativas y prácticas del mismo.

Las herramientas a utilizar como metodología para definir y proyectar las funciones se describen en la H C D ToolKit de IDEO, aclamada compañía global de diseño reconocida por su trayectoria y sus resultados, así como su enfoque centrado en las necesidades del hombre.

Figura 97. Los tres lentes del D C U



Fuente: IDEO. A Design and Innovation Consulting Firm. [Online]. USA, 2012. Disponible en: <http://www.ideo.com>

Mayoritariamente la fase teórica se desarrolló por medio de documentación sobre el tema, así como por entrevistas individuales en centros de salud y entrevistas a expertos en diferentes centros de salud e investigación de la ciudad, permitiendo la interacción directa con el entorno de uso de la propuesta para explorar las necesidades básicas del cliente. Documentar estas necesidades y establecer su importancia permite definir el camino sistemático para el desarrollo del producto al establecer nexos entre la necesidad con los requisitos técnicos de la propuesta.

5.1 DESAFÍOS DEL DISEÑO

El reto de la propuesta radica en la adopción de una tecnología utilizada para el control y desarrollo de movimientos en un sistema aplicable a la rehabilitación de las lesiones de ligamentos en el pie – tobillo, lo primero es reconocer los conocimientos existentes en el área, documentos referenciados en el marco teórico y el estado del arte del presente estudio describen el esguince, la biomecánica del pie – tobillo y sus características generales, reconociéndose en la fisioterapia el uso de agentes físicos como medida terapéutica y los ejercicios como eje central del programa de rehabilitación.

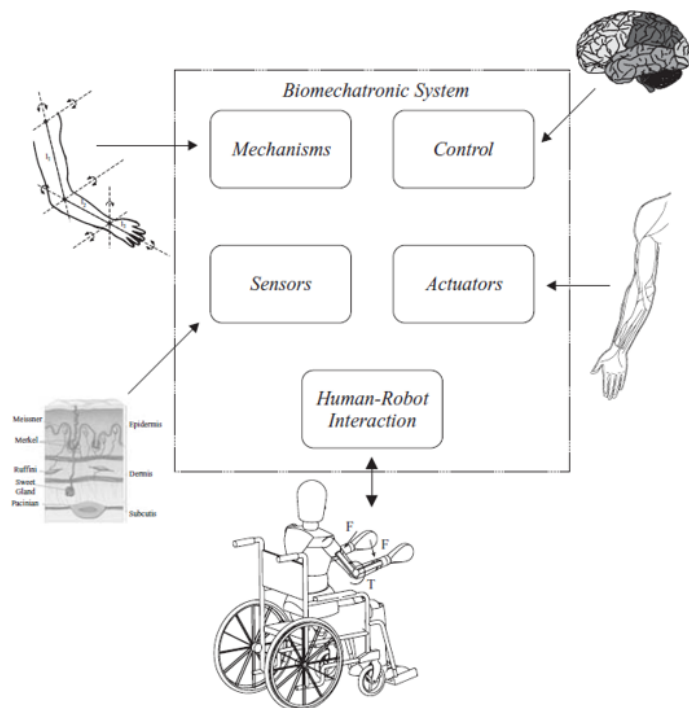
Lo segundo es la función, aunque el término robot describe a las máquinas que cumplen tareas propias de los seres humanos⁴⁸, es el cómo se cumple esa tarea los que se infiere en este proyecto. Existe un término descrito por José L. Pons en su libro *Weareable Robots, Biomechatronic Exoskeletons*⁴⁹, el cual se describe en el título “*Weareable Robots*” lo cual literalmente se traduce como “*Robot Usable*”, refiriéndose al robot orientado a las personas, ya sea para complementar la función de una extremidad o reemplazarla por completo, que puede operar junto a miembros humanos como el caso de robots ortopédicos o exoesqueletos, o pueden sustituir la falta del mismo, por ejemplo después de una amputación.

⁴⁸ BARRIENTOS, PEÑIL, Op. cit...

⁴⁹ PONS, Op. cit..

De este calificativo se define desde este punto a la propuesta como un robot, en términos de su arquitectura funcional y de control, ya que aunque no es un sistema que el usuario porta en su actividad cotidiana, el sistema transmite movilidad de la pierna, actividad que en la práctica se conoce como ejercicio pasivo. El sistema dispone de la tecnología para generar la movilidad en la extremidad, pero se centra su aplicación en la terapia, bajo un medio controlado y bajo dirección del especialista a cargo, pero su arquitectura funcional es aplicable a otros casos, adaptando sus componentes estructurales y de interacción según sea el caso.

Figura 98. Descripción de un sistema biomecánico



Fuente: PONS, J.L. Wearable robots, biomechatronic exoskeletons. USA: Ed. John Wiley y Sons Ltda, 2008

El valor de la propuesta radica en evolucionar la técnica de aplicar el ejercicio, a razón de que actualmente en la mayoría de estas rutinas los movimientos se desarrollan manualmente con mediación del especialista, la cual se ve afectada

por efectos del cansancio físico de la jornada, cargas psicológicas, etc. dejando entrever la posibilidad de no realizar el procedimiento adecuadamente. Se propone el sistema para realizar el movimiento de manera controlada y repetitiva, en la que la evolución del paciente pueda ser observada y evaluada cuantitativamente, mediante un dispositivo ajustado al paciente.

5.2 ANÁLISIS DEL ENTORNO

El desarrollo de este tipo de soluciones técnicas se ha visto en constante evolución, no solamente por su razón social la cual es aportar a la solución de la movilidad en diferentes enfermedades o limitaciones de las personas, cabe exaltar la inspiración producto de la ciencia ficción y los medios de comunicación como los videojuegos, lo cual impulsa a los desarrolladores a realizar trajes o elementos para potenciar funciones en actividades específicas.

A nivel nacional no se tiene un precedente sobre alguna empresa que desarrolle dispositivos de este tipo, pero si se tienen informes de investigaciones desarrolladas en Bogotá, Cali y Bucaramanga por Grupos de Investigación, los cuales se enfocan en el diseño, la construcción y evaluación de dispositivos y equipos para rehabilitación como sistemas de fijación externa, ya sea como unidades de movimiento pasivo continuo y plataformas de reacción humana, así como el modelado de tejidos biológicos como huesos y cartílagos.

Ahora el desarrollo de soluciones técnicas además de la motivación personal que pueda tener cualquier investigador, también se debe percibir como lineamiento del sector salud en la prestación del servicio, ya que en los últimos años el número de personas afiliadas al régimen subsidiado ha ido en aumento, lo cual incrementa la cantidad de procedimientos, por tanto se hace necesario optimizar los procesos que garanticen la salud de los pacientes según los estándares de calidad y

seguridad que se contemplan bajo el concepto de rehabilitación integral descrito por el Ministerio de la Protección Social en sus Lineamientos de Política Nacional.

La rehabilitación integral son los procesos terapéuticos, educativos, formativos y sociales, que buscan el mejoramiento de la calidad de vida y la plena integración de la persona con discapacidad al medio familiar, social y ocupacional desarrollando acciones simultáneas de promoción de la salud y de la participación y prevención de la discapacidad, desarrollo, recuperación y mantenimiento funcional y preparación para la integración socio ocupacional ⁵⁰ .

La discapacidad es el término que incluye el déficit, la limitación en la actividad y las restricciones en la participación, lo cual señala los aspectos negativos de la interacción del individuo con una condición de salud y sus respectivos factores contextuales, ambientales y personales⁵¹ .

Figura 99. Programa de actuación sobre la discapacidad



Fuente: ORGANIZACIÓN MUNDIAL DE LA SALUD (OMS). 1983.

⁵⁰ ORGANIZACIÓN MUNDIAL DE LA SALUD (OMS)- OPS. Clasificación Internacional del Funcionamiento, de la Discapacidad y de la Salud – CIF. 2001

⁵¹ Ibíd.

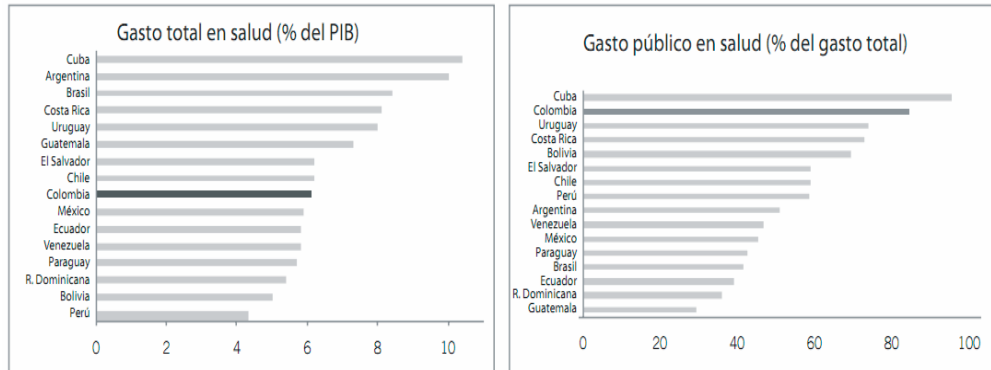
Figura 100. Tipos de discapacidad física

Discapacidad física	Definiciones
Manipulación	Limitaciones en las actividades de transportar, desplazar y coger o soltar objetos, incluye acciones utilizando los pies, manos y brazos. Alcanzar, elevar, depositar, tirar, empujar, patear, asir, soltar, girar, lanzar y coger.
Destreza	Limitaciones en las actividades de utilización de manos y brazos, y actividades de psicomotricidad fina, incluye las acciones coordinadas de manejo de objetos, coger, manipulación y soltar utilizando una mano, los dedos y los pulgares.
Movimiento	Limitaciones en las actividades de mantener y cambiar la posición corporal y trasladarse de un lugar a otro utilizando las piernas, pies, manos y brazos.
Fuerza	Disminución de la fuerza generada por la contracción de un músculo o grupo de músculos al realizar una actividad. Puede ser realizada por una parte específica del cuerpo en una acción específica o aplicada a un objeto específico. Incluye tirar, elevar, asir, pulsar, pinchar, girar, etc.
Resistencia	Disminución de la capacidad de soportar fuerza, está relacionada con las funciones cardiaca y pulmonar.

Fuente: LÓPEZ VICENTE, María Amparo. España: Fundación CEDAT. Instituto de Biomecánica de Valencia, 2003.

Colombia gasta en materia de salud alrededor del 6.3% de su Producto Interno Bruto, del cual el 84.2% corresponde al gasto público. Con este presupuesto se ha mejorado el acceso a los servicios y la cobertura, que hoy supera el 90% de la población total según los índices descritos por la Organización Mundial de la Salud OMS. Ya en la actualidad está en proceso de aprobación en el senado el Plan Nacional de Desarrollo 2011- 2014, el cual describe inversiones por encima de los 60 billones de pesos en el área de la salud, de los cuales 9 corresponden a la innovación en materia de calidad del servicio. Véase Figura 101.

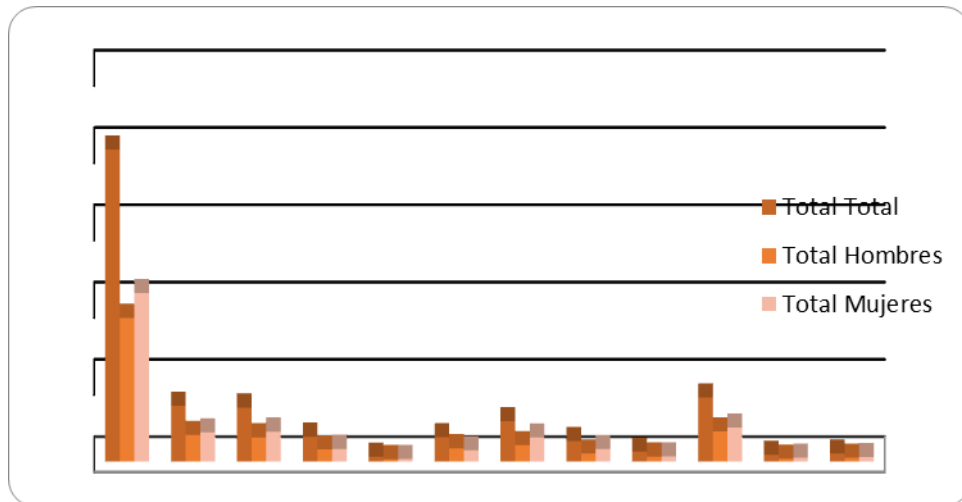
Figura 101. Cálculos de gastos en salud Latinoamérica



Fuente: ORGANIZACIÓN MUNDIAL DE LA SALUD (OMS), 2010.

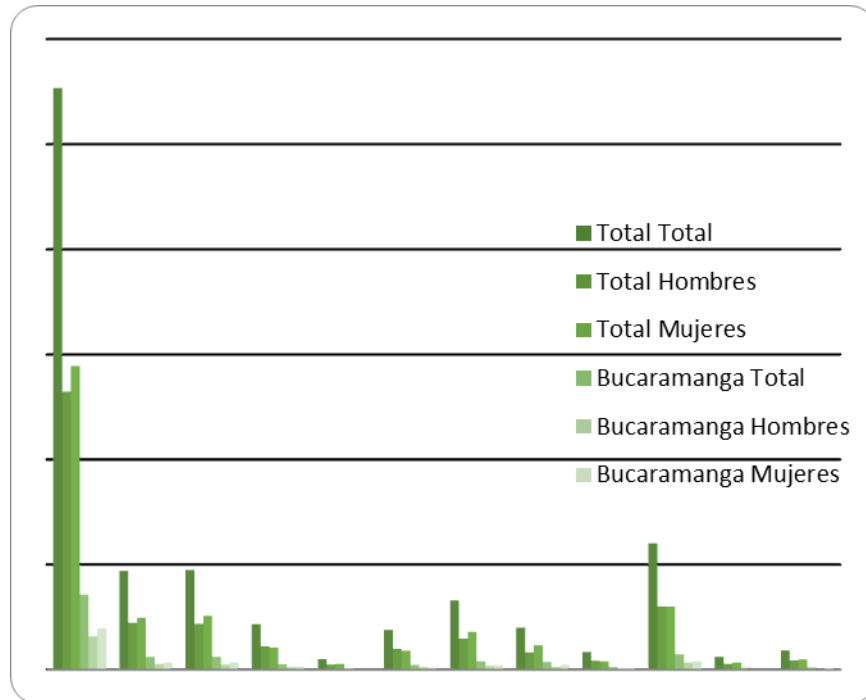
Ahora si se visualiza el esguince de tobillo ya que afecta la movilidad de las piernas, se puede nombrar como una discapacidad temporal, el DANE solo en Santander describe más de 24.000 personas con discapacidad en el movimiento, en Colombia más de 400.000 de un total de más de 2.000.000 de personas (Véase Figura 102 y 103).

Figura 102. Discapacidad Colombia.Total Nacional



Fuente: COLOMBIA. DEPARTAMENTO ADMINISTRATIVO NACIONAL DE ESTADÍSTICAS (DANE) 2005.

Figura 103. Discapacidad Santander



Fuente: COLOMBIA. DEPARTAMENTO ADMINISTRATIVO NACIONAL DE ESTADÍSTICAS (DANE) 2005.

Estas cifras demuestran que el Colombia si existe una problemática y que se está apostando por la innovación en la salud, a razón de esto y como se ha descrito anteriormente, el proyecto del cual se desprende este trabajo, primera parte en el desarrollo de elementos de apoyo a terapias y órtesis activas conducentes a brindar una alternativa para personas con incapacidad motriz. En esta primera etapa, el desarrollo el “Estudio y Diseño Conceptual” de una ayuda técnica tipo exoesqueleto como apoyo para pacientes desordenes en el movimiento, se inicia con un levantamiento sistemático del estado del arte en el área, continuando con la elaboración de modelos físico matemáticos que describan los movimientos básicos de una persona sin limitaciones motrices.

Dichos modelos se validarían de forma virtual y servirán de base para el desarrollo de la diseño del exoesqueleto y del algoritmo de control de la ayuda técnica, evaluados bajo parámetros ergonómicos, según se describió en el Capítulo 4 del presente libro.

5.3 MERCADO

Existe una necesidad presente en el mercado y es la de optimizar los procesos de rehabilitación como ya se ha descrito anteriormente, según el tipo de lesión; los tiempos de estos programas de reacondicionamiento pueden llegar a ser muy prolongados, en una aproximación inicial a los centros de salud se contemplaron entre 10-15 sesiones de terapia física según el grado de la lesión, cada una de 40-45 min. El objetivo de cada sesión es mejorar la fuerza, la estabilidad y la propiocepción del paciente, y para lograrlo se han desarrollado distintas técnicas de rehabilitación fundamentadas en la utilización y aplicación de agentes físicos (eléctricos, magnéticos, cambios de temperatura, radiación infrarroja, etc.) cuyos resultados se ven reflejados en la reducción del tiempo de curación, en muchos casos estas técnicas son utilizadas como complementos a los ejercicios de acondicionamiento físico a nivel profesional.

Los ejercicios terapéuticos son en resumen las técnicas manuales aplicadas por el especialista (ejercicios pasivos) y las realizadas por el paciente (ejercicios activos). Estas prácticas representan el eje central de las terapias físicas, ya que el especialista según el tipo y nivel de la lesión diseña una rutina, la aplica y la supervisa, basando su progresión en las respuestas fisiológicas de los tejidos del paciente. Estos ejercicios son comúnmente aplicados de manera manual y según la técnica se utilizan algunos elementos de apoyo como vendas elásticas, escalones, vibradores, compensas calientes, balones, pesas, etc., en algunos casos según el centro de salud se ofrecen sesiones a domicilio.

Observando el entorno se observa una necesidad para el desarrollo en el medio, así como un interés a nivel de investigación para la aplicación a este, llegar a pensar en desarrollar un producto no es imposible, pero si requiere de verificaciones que es muy probable que no se puedan llevar a cabo en este proyecto por limitaciones de presupuesto, pero el impacto esperado de un producto como “spin off” universitario se prevé para unos diez años según las proyecciones iniciales.

Tabla 22. Impactos esperados a partir de los resultados

Impacto Esperado	Plazo después de finalizado el proyecto (años)	Indicador Verificable	Supuestos
Desarrollo de Órtesis activas a partir del diseño propuesto con costos accesibles	Corto (2 – 3)	Prototipo de Órtesis Activa o Exoesqueleto.	Consecución de recursos externos para su fabricación.
Fortalecimiento de la línea de investigación.	Corto (2 – 4)	Tesis adicionales generadas a partir del proyecto.	Continuidad en el tema de investigación.
Aplicación de órtesis activas en centro de rehabilitación.	Mediano (5 – 7)	Experimentación en centro de rehabilitación.	Evolución satisfactoria de prototipos.
Desarrollo de productos en el área de órtesis activas	Largo (10)	Productos propios ofrecidos en el mercado	Incubación de empresa “spin- off” universitario.

Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2012.

Ya en la actualidad los resultados esperados son:

- Generación de conocimiento con su respectivo desarrollo tecnológico.
- Fortalecimiento de la capacidad científica nacional.
- Apropiación social de conocimiento.

Esa es la oportunidad identificada, proponer el diseño para proveer al especialista de un sistema capaz de generar una técnica apropiada al tipo de lesión, así como la posibilidad de realizar seguimiento cuantitativo de la progresión de la lesión. A razón de esto realizar un estudio de mercado pensando en su comercialización parece un poco extenuante para el tipo de desarrollo que se percibe alcanzar, describiéndose el resultado como una base tecnología para un producto de plataforma⁵² con potencial para patente, por lo cual se describe el análisis de mercado a manera de “a quien va dirigido el uso del producto”, para el caso y mediante análisis del conocimiento existente y de aproximaciones contextuales se plantearon tres posibles escenarios de uso.

Tabla 23. Escenarios de uso de la propuesta

Escenarios	Razón	Plataforma Técnica	Clientes
Investigación	Seguimiento comportamiento del tobillo.	Generador de movimientos Adquisición de datos	Grupos/ Centros de Investigación.
Rehabilitación	Optimizar los ejercicios.	Generador Movimientos.	Fisioterapeutas.
	Seguimiento evolución del tobillo.	Adquisición datos.	Centros de Atención Física y Funcional. Centros de Fisioterapia.
Desarrollo Tecnológico	Innovación Aplicación Plataforma	Generador movimientos.	Entidades Públicas/Privadas.
		Adquisición datos	

⁵² ULRICH, Karl T. y PPINGER, Steven D. Product design and development. USA: Mc. Graw Hill, 2008.

Escenarios	Razón	Plataforma Técnica	Clientes
	tecnológica en el diseño de herramientas.		

Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2012

5.3.1 Categorización de usuarios. Los usuarios son los individuos encargados de interactuar con el producto, según lo planteado en el proyecto se pueden definir dos tipos de usuario.

- **Usuario primario.** Es el encargado de controlar el sistema, con conocimientos previos en valoración médica y en el establecimiento de las terapias de rehabilitación.

Sexo: Hombre, Mujer.

Edad: Mayor de Edad (18 – 50 años).

Ocupación: Fisioterapeuta, Doctor(a), Enfermero(a).

- **Usuario secundario.** La persona que entra en contacto con el producto pero no tiene un control completo del sistema. Normalmente sería el paciente en una cita médica. También se podría incluir en este grupo al personal encargado de la producción y el mantenimiento.

5.4 IDENTIFICACIÓN REQUERIMIENTOS DEL PROYECTO

Para el proceso de desarrollo de la propuesta se hace necesario establecer nexos focalizado las necesidades del usuario, por lo cual se debe realizar una indagación sobre las experiencias de los mismos por medio de una aproximación en su contexto laboral, entrevistas a diversos usuarios tanto primarios como secundarios, de igual manera se realizaron entrevistas con usuarios de gran experiencia médica con conocimiento en investigación sobre el tema.

Las entrevistas (Véase Anexos A, B y C), se realizaron en:

- Profesionales de la Salud y Cia Ltda.: Calle 34 No 26 – 25.
- Centro de Rehabilitación de la Clínica Ardila Lule en Bucaramanga
- Facultad de Salud de la Universidad Industrial de Santander.

El orden descrito en la entrevista consta de 15 preguntas, organizadas de manera que las primeras permitan una aproximación al usuario para entender su posible situación y las actividades, las preguntas intermedias se describen para identificar las posibles barreras y esperanzas que se puedan alcanzar con la propuesta, las ultimas permiten definir lo que es conveniente para el usuario.

Cada una de las entrevistas tiene una duración media de 45 minutos. El formato de la entrevista se presenta en el Anexo A.

5.4.1 Resultados generales de entrevista a usuarios. Plantilla de datos del cliente con declaraciones de este y necesidades interpretadas.

Tabla 24. Interpretación de las necesidades del usuario

Pregunta/ Sugerencia		Enunciado del Cliente	Necesidad Interpretada.
1	Describanos su actividad laboral.	<ul style="list-style-type: none"> • Estudio movimiento corporal para diseñar programas de rehabilitación funcional en personas con patología de movimiento. • Desarrollo de terapias físicas. • Rehabilitar Pacientes con alteraciones músculo esqueléticas. • Algunas sesiones se realizan a domicilio. 	<ul style="list-style-type: none"> • El sistema debe desarrollar una terapia física. • El sistema debe ser portable.

	Pregunta/ Sugerencia	Enunciado del Cliente	Necesidad Interpretada.
2	¿Cree usted que las posturas adoptadas en su actividad laboral pueden generar molestias? ¿Cuáles?	<ul style="list-style-type: none"> • Posición de pie por mucho tiempo ocasiona síndromes dolorosos en la espalda. • Molestias como espasmos, tendinitis. • Movimientos repetitivos de la mano puede causar Túnel del Carpo. 	<ul style="list-style-type: none"> • Disminuir las posibles molestias del usuario por posturas molestas o actividades repetitivas presentes en el desarrollo de la terapia.
3	Qué tipo de factores facilitan su actividad profesional.	<ul style="list-style-type: none"> • La variabilidad de las patologías. • Los equipos fisioterapéuticos. • Espacio adecuado • Ventilación y organización de las citas. 	<ul style="list-style-type: none"> • Desarrollar un equipo que facilite la actividad del fisioterapeuta.
4	Como le gustaría realizar una sesión para el esguince de tobillo.	<ul style="list-style-type: none"> • Fase Aguda: RICE Fase Crónica: Medios físicos, Core, Propiocepción. Mayor espacio para trabajar. • Disminuir el tiempo de medición de fuerza. • Realizar mediciones objetivas de fuerza. 	<ul style="list-style-type: none"> • Desarrollar un equipo utilizable en la mayoría de las fases de la rehabilitación que facilite la Medición del paciente
5	De qué manera(s) valora la(s) evidencia(s) de la evolución de la lesión.	<ul style="list-style-type: none"> • Dolor, edema, marcha. • Medición del arco de movilidad. • Observación estabilidad. 	<ul style="list-style-type: none"> • Facilitar la valoración del paciente.
6	Hay alguna herramienta de la que tenga conocimiento que le parezca pueda aportar al tratamiento de la lesión. ¿Cuál?	En General NO.	<ul style="list-style-type: none"> • Desarrollar una herramienta que pueda ser adquirida para su uso en centros de rehabilitación.
7	Describa el proceso de diagnóstico de la lesión.	Observación, evaluación, análisis de la patología.	<ul style="list-style-type: none"> • Datos

Pregunta/ Sugerencia		Enunciado del Cliente	Necesidad Interpretada.
8	Cuáles son los costos del tratamiento.	\$200 - \$500 mil en promedio, una sesión particular tiene un costo de \$20.000, para un esguince grado 1 lo básico son 5 sesiones, lo cual se valora según el paciente.	• Datos
9	Como se imagina una herramienta para el tratamiento de la lesión. (Que facilite o realice una actividad, facilite la valoración médica, etc.).	<ul style="list-style-type: none"> • Un equipo de maneje modalidades físicas para dolor, edema y movilidad articular, propiocepción. • Que examine los grados de movilidad articular. • Que mida la fuerza y la estabilidad. • Conectado a un PC, dirigido a grupos musculares. • Que facilite la diferenciación de las patologías. • Que realice una actividad que permita al paciente rehabilitarse más rápidamente. • Que facilite la evaluación del paciente. 	• Datos

Fuente: ULRICH, Karl T. y EPPINGER, Steven D. Product design and development. USA: Mc. Graw Hill, 2008.

5.4.2 Interpretación de datos. Los enunciados escritos son el resultado de interpretar la necesidad que hay bajo los datos reunidos de los usuarios sin procesar⁵³, por lo cual la lista de necesidades del cliente es el conjunto de todas las necesidades obtenidas a todos los clientes entrevistados, este punto solo documenta el proceso, más no define cuáles necesidades son técnicamente factibles.

⁵³ Ibíd..

El proceso para jerarquizar las necesidades se basó fundamentalmente en la redundancia o similitud de algunas frases, y la cantidad de veces que esta se presenta. Una aproximación al cliente permite establecer la importancia de la misma mediante una encuesta práctica para valoración por escala (1 a 5). Los resultados se describen en la siguiente tabla:

Tabla 25. Importancia de los requerimientos de usuario

Requerimiento	Importancia										Media
Portable	4	4	5	3	5	5	5	2	4		4,125
Facilidad de uso	5	5	5	4	5	5	5	5	5		4,875
Generar un ejercicio físico	4	5	4	5	3	5	5	3	5		4,375
Mejorar la propiocepción	4	5	5	4	5	5	5	1	5		4,375
Fortalecer los músculos	4	4	5	5	3	5	5	2	5		4,25
Medir la fuerza	4	4	3	5	5	5	5	2	5		4,25
Disminuye la carga física del especialista	4	5	5	3	5	3	3	5	5		4,25
Se ajusta a las medidas del paciente.	4	4	5	4	3	5	3	5	5		4,25
Fácil de mantener	5	5	4	3	5	5	5	5	5		4,625
Permite la aplicación de otras técnicas físicas	4	4	5	4	3	5	5	2	5		4,125
Ligero	5	5	5	2	5	5	5	4	5		4,5
Seguro	5	5	5	5	5	5	5	5	5		5
Atractivo	4	3	2	2	5	5	5	4	4		3,75
Confortable	5	3	5	4	5	5	5	5	4		4,5
Status	4	3	1	2	5	5	5	5	4		3,75

Fuente: Autor del Proyecto de Grado, Bucaramanga, 2012

5.5 ESPECIFICACIONES DEL PRODUCTO

Las especificaciones del producto explican con detalles precisos y medibles lo que el producto tiene que hacer, para satisfacer las necesidades del usuario.

Para establecer estas especificaciones, se tiene en cuenta las disposiciones previamente fijadas, así como los aspectos ergonómicos y normativos que se requieren cumplir para solucionar el problema, se trazan a manera de requerimientos, disponiéndolos según su contenido y aplicando los criterios descritos por Bonsiepe⁵⁴, los requerimientos se plantean de la siguiente manera:

5.5.1 Uso. Véase Tabla 26.

Tabla 26. Variables de uso

Variable /Métrica	Unidad
Distribución y tamaño de los elementos tangibles fundamentado en los parámetros antropométricos del usuario (manipulación adecuada).	m.m.
Componentes modulares que faciliten su desarrollo	Num. Piezas.
Poco espacio de uso	Kg.
Permite su transporte.	Kg.
Control debe permitir observar el estado del sistema.	Lista.
El sistema debe tener un apagado de emergencia.	Lista.

Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2012

5.5.2 Función. Véase Tabla 27.

⁵⁴ BONSIEPE, G. En: SARAVIA PINILLA, Martha Helena. Ergonomía de concepción. Su aplicación al diseño y otros procesos proyectuales. Bogotá: Pontificia Universidad Javeriana, Facultad de Arquitectura y Diseño, 2006.

Tabla 27. Variables de función

Variable /Métrica	Unidad
El sistema usa actuadores eléctricos para generar movilidad.	Lista.
La estructura rígida del sistema debe soportar la fuerza ejercida por el paciente durante la actividad (medida fuerza)	N
La estructura debe soportar los ciclos de trabajo.	Lista
El sistema se controla por computador.	Lista.
El sistema permite actualizar el programa de control.	Lista.
El sistema cuenta con una férula que transmite la potencia de los actuadores al paciente.	Lista.
La férula permite la medición de fuerza del paciente.	Lista.
El sistema cuenta con entrada (conexión) para el control por pc.	Lista.
El sistema tiene una base para apoyar el sistema en el suelo o superficie plana.	Lista.
El sistema cuenta con fuente de alimentación externa. (suministro eléctrico, cable)	Lista corriente.
El sistema cuenta con freno para controlar ángulos de posición.	Lista.
El circuito de control permite accionar los actuadores y la celda de poder.	Lista.
El sistema tiene un botón de encendido y apagado directo.	Lista.

Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2012

5.5.3 Variables ergonómicas. Véase Tabla 28.

Tabla 28. Variables ergonómicas

Variable /Métrica	Unidad
El sistema se ajusta a diferentes medidas de pacientes.	mm.
Características Físicas acorde a la norma internacional (ANSI/AAMI HE75:2009)	Lista.
El sistema disminuye la carga laboral del especialista (posturas)	Lista.
Es sistema disminuye los esfuerzos repetitivos en el especialista.	Lista

Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2012

5.5.4 Variables estructurales. Véase Tabla 29.

Tabla 29. Variables estructurales

Variable /Métrica	Unidad
Materiales ligeros (faciliten su portabilidad).	Kg.
Volumen facilita su portabilidad.	Volumen.
Estructura facilita el mantenimiento.	Lista.
Base soporta el peso del sistema y la fuerza ejercida por el paciente, así como el peso de la extremidad inferior.	N.
La férula facilita la disposición del sensor de presión y el cableado.	Lista.
La estructura protege los circuitos de control	Lista.
La estructura facilita la arquitectura de los cables de control.	Lista.
El sistema consta de una base (al suelo), la estructura (posición de actuadores), lo actuadores (motores), la férula (transmite el movimientos de los actuadores), y los respectivos componentes electrónicos (control, circuito, cableado, sensores, etc.).	Núm. Piezas.
La unión de las piezas que integran el sistema se realiza por tornillos (faciliten el desmonte, mantenimiento).	Lista.

Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2012

5.5.5 Variables técnico- productivas. Véase Tabla 30.

Tabla 30. Variables técnico –productivas

Variable /Métrica	Unidad
Los actuadores y sensores de uso en el sistema son de adquisición externa (comerciales).	Lista.
El sistema permite la conexión al pc para su control.	Lista.
Los componentes del sistema no se ven afectados por su transporte.	Lista.

Variable /Métrica	Unidad
El producto se desarrolla para producción industrial (alcances futuros)	Lista.
La propuesta formal facilita la estandarización de sus partes y procesos.	Lista.
El sistema facilita su transporte (embalaje) y movilidad (portabilidad).	Lista.

Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2012

5.5.6 Variables formales. Según la norma ANSI/AAMI HE75:2009. Véase Tabla 31

Tabla 31. Variables formales

Variable /Métrica	Unidad
El estilo de la propuesta es coherente con el contexto de uso.	Lista.
La unidad (cualidad de la forma) se trabaja con elementos repetitivos.	Lista.
El uso de elementos formales (teoría) soporta las funciones indicativas del producto.	Lista.
La superficie lisa facilitara la seguridad del paciente	Lista.
El uso de superficies acolchadas en las zonas de contacto con el paciente facilita la sujeción y disminuye el dolor de la acción.	Lista.
La propuesta debe prevenir los riesgos mecánicos que conlleva el uso (piezas móviles)	Lista.
La propuesta minimiza el riesgo de lesión.	Lista.

Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2012

5.5.7 Variables de identificación. Véase Tabla 32.

Tabla 32. Variables de identificación

Variable /Métrica	Unidad
El contraste de color facilita la categorización de señales.	Lista
El Logo debe plasmar la idea de la función de la propuesta.	Lista
La posición del logo debe facilitar su identificación.	Lista

Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2012

6. DISEÑO DE CONCEPTO

6.1 ESPECIFICACIONES DEL PRODUCTO

Para validar las especificaciones del producto lo primero que se hizo fue definir las necesidades principales, según las observaciones definidas por las encuestas y entrevistas a especialistas se decidió medir los siguientes puntos:

Tabla 33. Requerimientos de usuario

Uso	1	Portable
	2	Facilidad de uso
Función	3	Generar un ejercicio físico.
	4	Mejorar la propiocepción.
	5	Fortalecer los músculos.
	6	Medir la Fuerza.
Ergonómicos	7	Disminuye la carga física del especialista
	8	Se ajusta a las medidas del paciente.
Estructurales	9	Fácil de mantener
	10	Permite la aplicación de otras técnicas físicas.
Técnico-Productivos	11	Ligero
	12	Seguro
Formales	13	Atractivo
	14	Confortable
Identificación	15	Status

Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2012

A su vez se definieron los requerimientos del producto, como el resultado de las disposiciones previamente fijadas, así como de los aspectos ergonómicos y normativos requeridos para solucionar el problema. Véase Tabla 34.

Tabla 34. Requerimientos del producto

Peso
Resistencia Material
Transmitir Potencia
Adquisición de Datos
Control por PC
Ajustable al Paciente
Núm. De Piezas
Alimentación por Corriente Directa
Apagado de Emergencia
Estética debe Apoyar las Funciones

Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2012

Al aplicar un QFD (Quality Function Deployment) se desarrolla un método sistemático que permite establecer nexos entre las necesidades del cliente y los requerimientos del producto, cuantificando el proceso facilitando la identificación de los puntos claves para establecer los parámetros en el diseño.

El primer paso es definir la matriz de relaciones, la cual relaciona los requerimientos del usuario de manera individual con los requerimientos técnicos mediante una escala de valoración, lo cual permite identificar las relaciones a ser consideradas en el desarrollo de la propuesta. Las métricas son: 1, 3,9. El resultado se presenta en la siguiente tabla: Véase Tabla 35.

Tabla 35. Matriz de Relaciones

Requerimientos de usuario \ Requerimiento Producto	Peso	Resistencia del Material (estructura)	Transmitir Potencia (movimiento)	Adquisición de Datos de Esfuerzo	Control por PC	Ajustable al Paciente	Núm. De Piezas	Alimentación por Corriente Directa.	Apegado de Emergencia	Estética debe apoyar las funciones indicativas
Portable	9	9				1	3			1
Facilidad de uso			1	3	9	9	3	1	3	9
Generar un ejercicio físico.	1	3	9	9	1	9	3	1	1	1
Mejorar la propiocepción			9	3	1	9			3	3
Fortalecer los músculos.	1	3	9	3	1	9	1			3
Medir la Fuerza.	1	3	9	9	3	3	1			1
Disminuye la carga física del especialista	3	1	9	3	9	3	1	1	3	3
Se ajusta a las medidas del paciente.	1		3	1	1	9	3			1
Fácil de mantener		1	1		1	1	9	3		
Permite la aplicación de otras técnicas físicas.			1	1	3	3	3	1	1	3
Ligero	9	3	1	1			3			
Seguro		1	1		9	3	1	1	9	3
Atractivo	1	1			1	3	3	1		9
Confortable	1		1	1	3	9	3	1	3	9
Status			3	9	9	3	1	1	3	3

Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2012

La Matriz de Planificación permite la valoración del producto a desarrollar según las características de la competencia, al cuantificar la percepción del producto de la competencia según cada requerimiento de usuario. Valor escala: 0-5.

En este punto del QFD se definen dos aspectos, el primero es la importancia del usuario la cual fue validada por encuesta (5.4.2. Interpretación de Datos) la segunda es cuales son los equipos existentes que sobresalen por sus resultados en las terapias físicas, en este caso se decidió comparar el proyecto con las dos aplicaciones tecnológicas más reconocidas en rehabilitación, la electroterapia y los equipos isocinéticos.

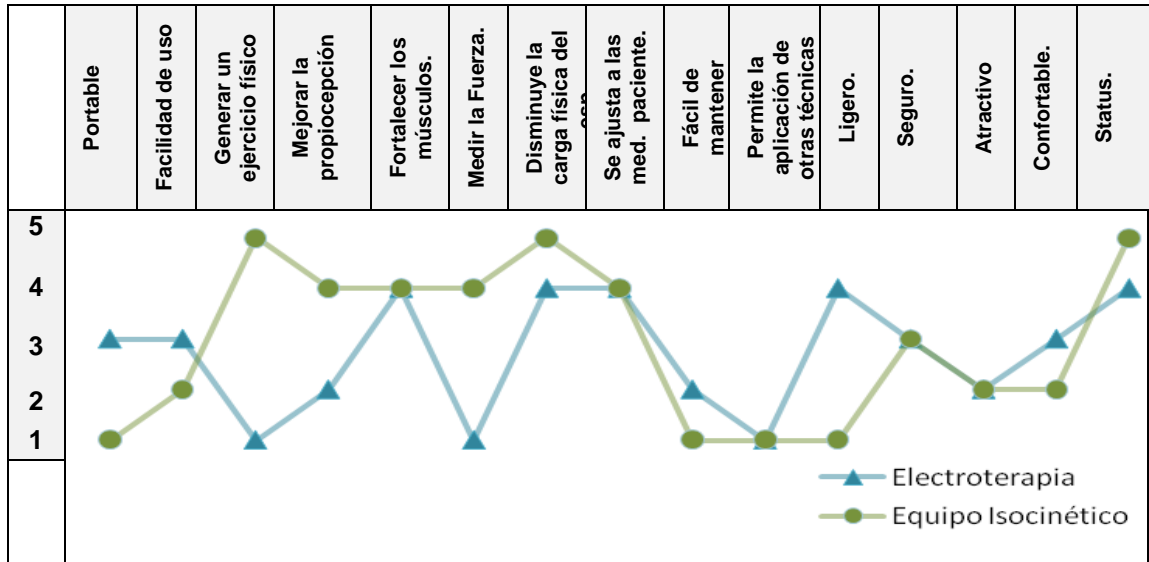
La evaluación competitiva de los requerimientos de usuario se describe de la siguiente manera: Véase Tabla 36.

Tabla 36. Evaluación competitiva requerimientos usuario

		Requerimiento Usuario	Importancia para el Usuario.	Electroterapia	Equipo Isocinético
Uso	1	Portable	4	3	1
	2	Facilidad de uso	5	3	2
Función	3	Generar un ejercicio físico.	4	1	5
	4	Mejorar la propiocepción.	4	2	4
	5	Fortalecer los músculos.	4	4	4
	6	Medir la Fuerza.	4	1	4
Ergonómicos	7	Disminuye la carga física del especialista	4	4	5
	8	Se ajusta a las medidas del paciente.	4	4	4
Estructurales	9	Fácil de mantener	5	2	1
	10	Permite la aplicación de otras técnicas físicas.	4	1	1
Técnico-Productivos	11	Ligero.	5	4	1
	12	Seguro.	5	3	3
Formales	13	Atractivo.	4	2	2
	14	Confortable.	5	3	2
Identificación	15	Status.	4	4	5

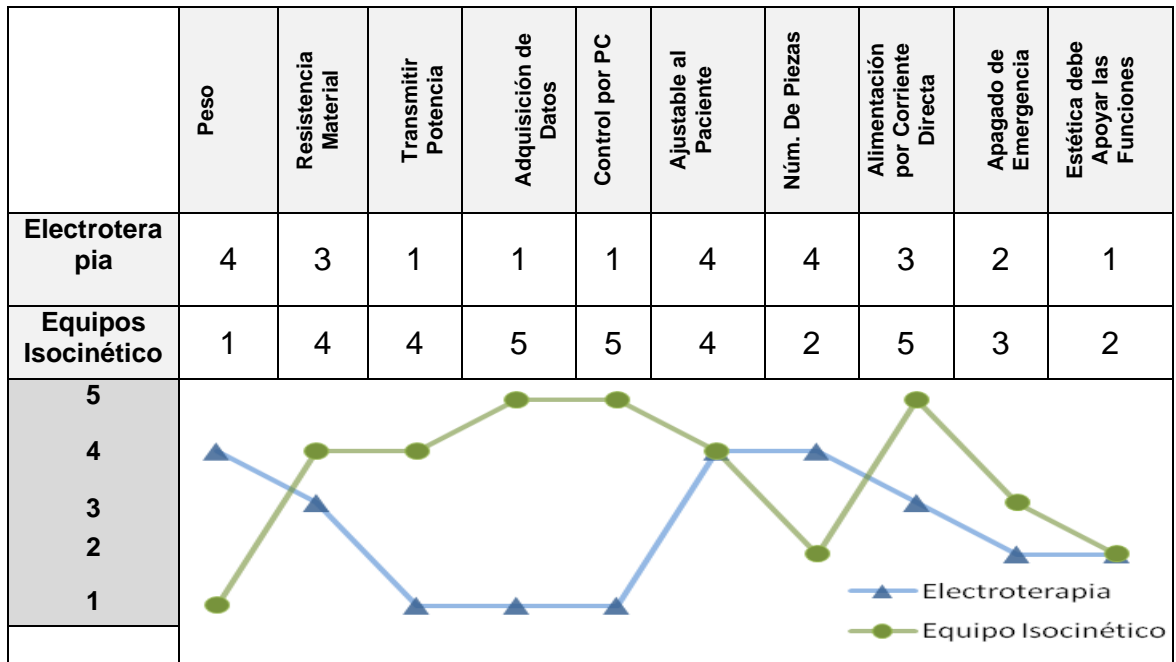
Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2012

Figura 104. Evaluación requerimientos de usuario



Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2012

Figura 105. Evaluación competitiva requerimientos del producto



Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2012

Para identificar donde o con quienes se relacionan los requerimientos del producto se utiliza en el QFD la Matriz Triangular de Techo (Roof), lo primero es definir la dirección de mejora, la cual se describe al responder la siguiente pregunta, ¿La

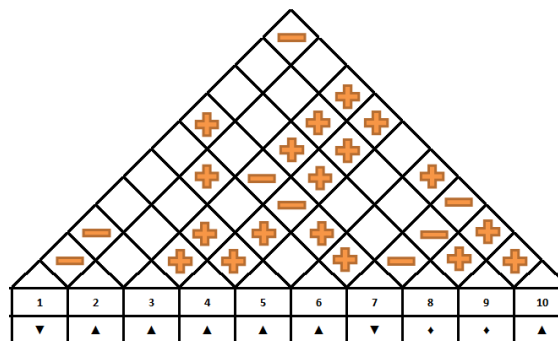
mejora de este requerimiento puede mejorar o deteriorar los otros? Identificada la dirección de mejora el siguiente paso es relacionar los requerimientos en las casillas que forman el techo, la relación puede ser positiva o negativa según sus características por lo cual se usan los signos (+ ó -) en este caso. El resultado se describe en el siguiente gráfico:

Tabla 37. Dirección de mejora

1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
▼	▲	▲	▲	▲	▲	▼	◆	◆	▲
Peso	Resistencia del Material (estructura)	Transmitir Potencia (movimiento)	Adquisición de Datos de Esfuerzo	Control por PC	Ajustable al Paciente	Núm. De Piezas	Alimentación por Corriente Directa.	Apagado de Emergencia	Estética debe apoyar las funciones indicativas

Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2012

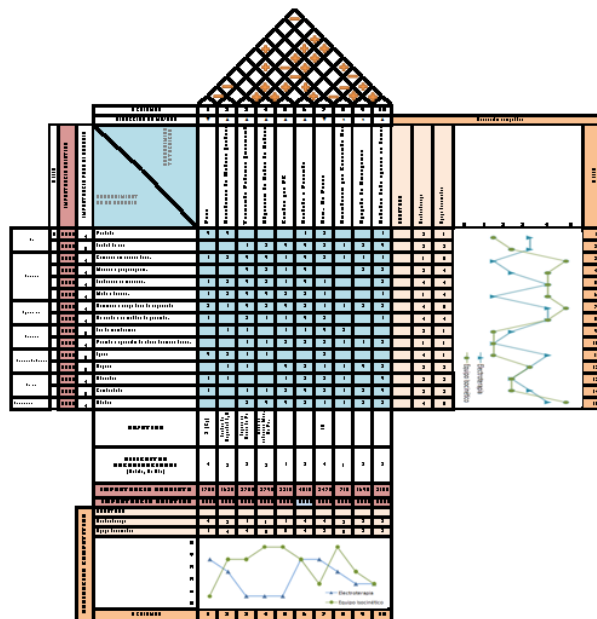
Figura 106. Matriz Triangular de Techo



Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2012

El desarrollo del QFD finalmente permite definir las prioridades técnicas de la propuesta, relacionando las matrices descritas se definen dos aspectos, la importancia absoluta y la importancia relativa, para este caso se utilizó el programa Excel 200, se realizó la House of Quality (HOQ), matriz que me permite relacionar las otras descritas, finalmente la matriz se describe de la siguiente manera:

Figura 107. House of Quality



Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2012

Tabla 38. Valoración importancia absoluta y relativa

	Peso	Resistencia del Material (estructura)	Transmitir Potencia (movimiento)	Adquisición de Datos de Esfuerzo	Control por PC	Ajustable al Paciente	Núm. De Piezas	Alimentación por Corriente Directa.	Apagado de Emergencia	Estética debe apoyar las funciones indicativas
Importancia Absoluta	1755	1625	3705	2795	3315	4810	2470	715	1690	3185
Importancia Relativa	8,28 %	7,67 %	17,48 %	13,19 %	15,64 %	22,70 %	11,66 %	3,37 %	7,98 %	15,03 %

Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2012

De esta manera el orden de importancia de los requerimientos de diseño según los datos descritos con el QFD sería:

- I. Ajustable al paciente: **22.7%**
- II. Transmitir Potencia: **17.48%**
- III. Control por PC: **15.64%**
- IV. La estética de la propuesta debe apoyar las funciones de uso:**15.03%**
- V. Adquirir datos de esfuerzo: **13.19%**
- VI. El número de Piezas:**11.66%**
- VII. Apagado de Emergencia: **7.98%**
- VIII. Resistencia del Material: **7.67%**
- IX. Peso:**8.28%**
- X. Alimentación por Corriente Directa:**3.37%**

6.1.1 Análisis del entorno de la actividad. Como se ha descrito anteriormente la patología del esguince y las actividades físicas para el desarrollo de las terapias físicas, se procede a describir cómo se desarrolla una sesión de rehabilitación. En las encuestas los especialistas decían que el número de sesiones varía según el nivel de la lesión y cómo evoluciona el paciente, por lo cual el tiempo de interacción del paciente con el espacio (consultorio) puede prolongarse durante semanas, lo primero que se observó fue el espacio de trabajo, las lesiones se llevan a cabo en espacios reducidos los cuales fomentan el desarrollo de actividades sobre la camilla, un consultorio está compuesto por dos muebles, la camilla y una mesa, sobre esta se disponen los equipos para el desarrollo de terapias físicas, un espacio frente a la camilla permite la movilización del especialista y la aplicación de los estiramientos y demás ejercicios que requieran de su intervención.

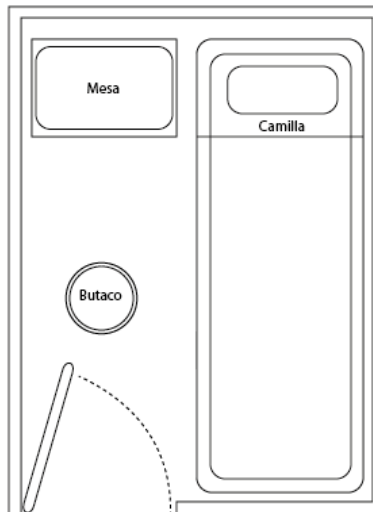
Figura108. Consultorio Fisioterapia



Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2012

En este caso se realizaron observaciones en el Centro de Fisioterapia de la Carrera 35 No.45 esquina y en Profesionales de la Salud Seccional Parque San Pío, la variación de los consultorios es mínima conservando una distribución similar.

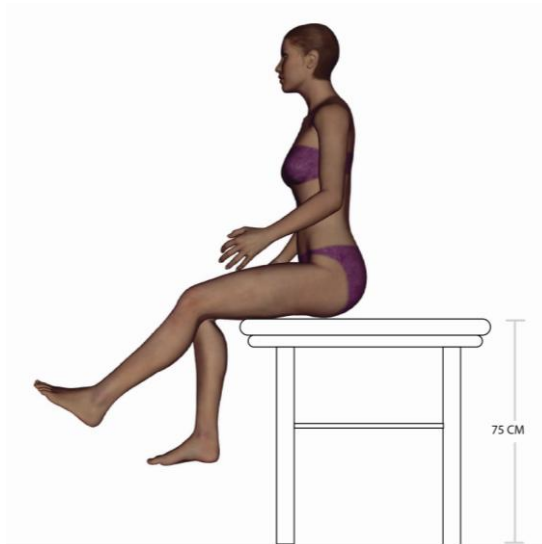
Figura 109. Distribución física consultorio fisioterapia



Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2012

Cabe anotar que dentro del consultorio solo es posible dos tipos de acciones, las que implican al paciente sobre la camilla, o las que se realizan sentadas en la camilla, la altura de la misma ronda por la media de 75 cm.

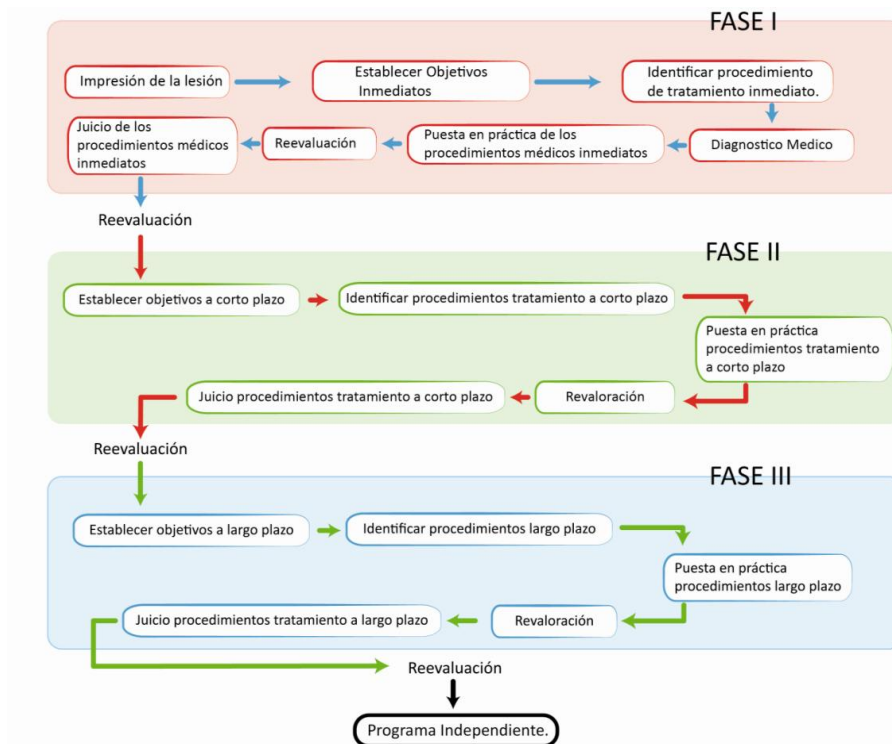
Figura 110. Altura promedio de la camilla hospitalaria



Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2012

Como se ha descrito (Véase Numeral 2.7), el esguince de tobillo se puede clasificar por su gravedad, por su localización y por su anatomía patológica, es común la aplicación del RICE (reposo, hielo, compresión, elevación) al inicio del tratamiento y las reglas de Otawa para identificar la localización del daño. En general un esquema completo del tratamiento a seguir se describe en la siguiente gráfica:

Figura 111. Secuencia del tratamiento. Basado en esquema de Prentice, 2001



Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2012

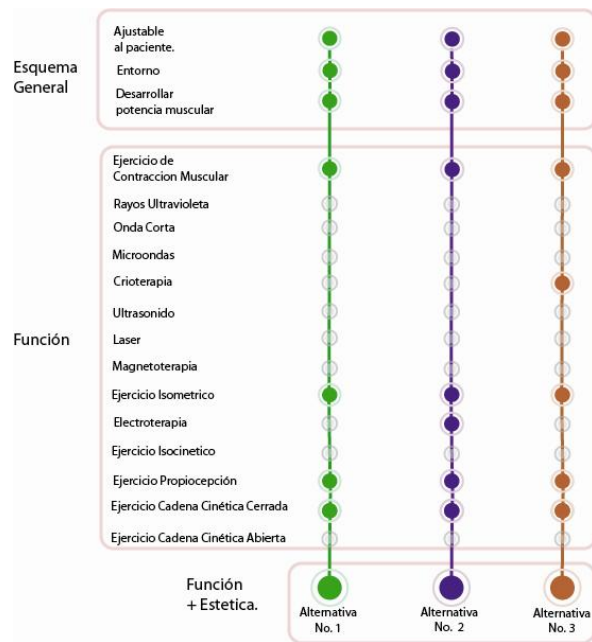
El tratamiento básico consta de 5 sesiones (Esguince Grado 1) pudiéndose llegar a 25-30 sesiones, cada sesión tiene un costo a nivel regional de \$20.000 como media. La figura anterior describe un común denominador en el desarrollo de la fisioterapia, la valoración individual para proceder a un tratamiento acorde al daño del paciente, para desarrollar un programa que se ajuste al mismo.

6.2 ESQUEMA GENERAL

Para el desarrollo de la propuesta se tiene en cuenta tres aspectos generales, el sistema debe ajustarse al paciente (requerimiento más importante según el QFD), aprovechar el espacio disponible en el consultorio y que el sistema permita aumentar la potencia muscular del paciente. La ajustabilidad del sistema al paciente se define mediante la configuración física del proyecto, para esto se utilizan las tablas antropométricas descritas por Henry Dreyfuss en su libro "The

Measure of Man and Woman, Human Factors in Design”, ya que las medidas de las extremidades inferiores son muy detalladas. Para aumentar la potencia muscular se observan las características de las terapias y las técnicas físicas así como los requerimientos del proyecto para proponer un sistema capaz de ser una verdadera solución, el método para filtrar los conceptos se desarrolla de la siguiente manera:

Figura 112. Descripción general desarrollo conceptos

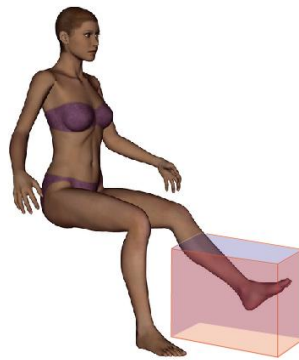


Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2012

Para el filtrado de conceptos se propone llevar a cabo 3 alternativas de función, siendo estas las más utilizadas en las sesiones según lo descrito por los especialistas, el siguiente paso sería desarrollar una Matriz de Selección “Diseño y Desarrollo de Productos, Ulrich. Eppinger, 2009” para definir la propuesta final. Para aprovechar el espacio disponible en el consultorio se proponen dos posiciones para el paciente, similares a las que se llevan a cabo en la sesión, sentado o acostado sobre en la camilla.

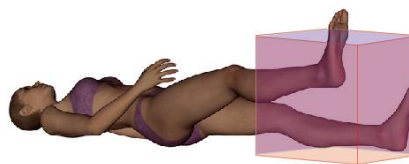
Para el filtrado de conceptos se propone llevar a cabo 3 alternativas de función, siendo estas las más utilizadas en las sesiones según lo descrito por los especialistas, el siguiente paso sería desarrollar una Matriz de Selección “*Diseño y Desarrollo de Productos, Ulrich. Eppinger, 2009*” para definir la propuesta final. Para aprovechar el espacio disponible en el consultorio se proponen dos posiciones para el paciente, similares a las que se llevan a cabo en la sesión, sentado o acostado sobre en la camilla.

Figura113. Volumen de la unidad paciente sentado



Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2012

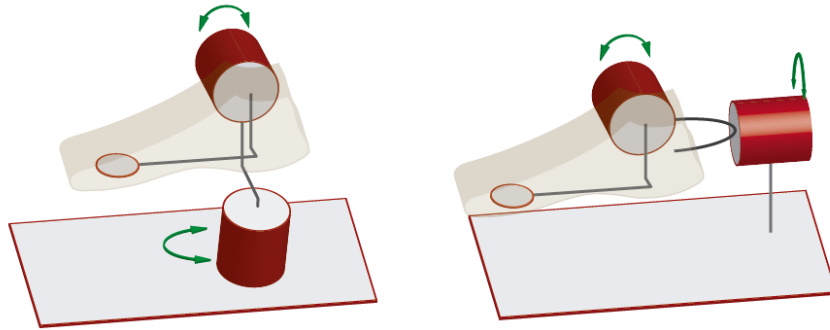
Figura 114. Volumen aproximado de la unidad paciente acostado



Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2012

Definido las posiciones de uso se plantea una posible configuración de las funciones, es decir, la ubicación de los actuadores y posibles sistemas de aplicación terapéutica, ya que uno de los principales argumentos teóricos del proyecto es transmitir movilidad al paciente.

Figura 115. Posibles esquemas funcionales



Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2012

La configuración general final de los actuadores se define según el requerimiento de transmisión de potencia, el modelo matemático describe movimientos en 4 grados de libertad, de los cuales anatómicamente en el ser humano casi todas las articulaciones estas enlazadas, es decir, realizar un movimiento conlleva realizar el otro, como es el caso de la aducción y la inversión. La disposición de los actuadores me permite controlar dos grados de libertad, en el plano sagital para dorsiflexión y plantiflexión, y en un plano frontal para la aducción y abducción. Estructuralmente se plantea una unión giratoria que facilite el movimiento natural de la planta del pie por los movimientos descritos anteriormente. En este caso las funciones definen la forma, siendo la estructura el elemento que las une se plantea un desarrollo integrativo que facilite las funciones indicativas del producto, de esta forma y como se describen en el libro de Bernhard Bürdek “*Diseño, Historia, Teoría y Práctica del Diseño Industrial*”: Las funciones indicativas son el lenguaje comunicativo del producto, señales descritas como atributos estético-formales de orden y complejidad (Véase Tabla 39).

Tabla 39. Atributos estético-formales de orden y complejidad

Delimitación	Delimitar el entorno a indicar
Contraste	Formas Opuestas
Estructuras Superficiales	Tratamientos de Separación de Contenidos
Formación de Grupos	
Contraste de Color	Categorizar Señales y alternativas de uso.
Orientación	Visualizar el manejo, aspectos de uso dirigidos al usuario.
Solides	Estática, posición de centros de gravedad, acción de fuerzas y tamaño de base de apoyo.
Estabilidad	Estructural, señales físicas y técnicas
Versatilidad, Ajustabilidad	Exigencias practicas cambiantes, ajustando el producto en la dirección determinada. Estos pueden ser radial, translacional y radial-espacial.
Manejo.	Elementos de Mando. Deben indicar al usuario el modo de empleo.
Precisión.	Visualización real de las funciones practicas reales. Exactitud y ajustes.
Relación con el Cuerpo Humano.	Configuración de señales en relación con el hombre.

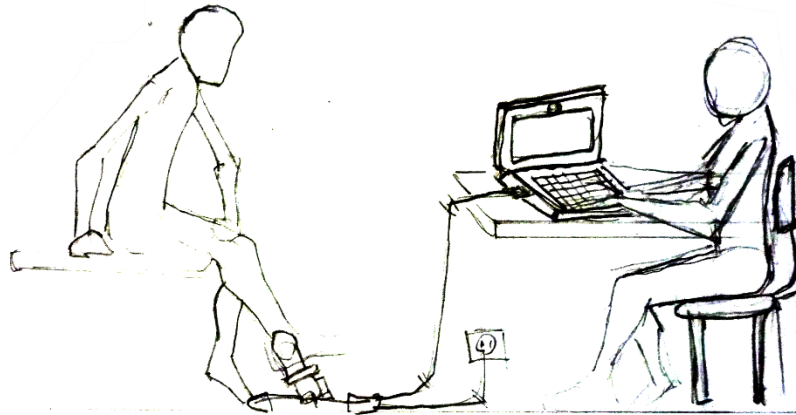
Fuente: BÜRDEK, Bernard E. Diseño. Historia, Teoría y Práctica del Diseño Industrial. España: Gustavo Gili, 2002.

6.2.1 Diseño de la interacción. Se define la interacción según tres aspectos descritos en las funciones indicativas, la relación con el cuerpo humano ligadas con el manejo, la orientación y la ajustabilidad (requerimiento más importante según el QFD).

La solidez y estabilidad son atributos ligados con el peso y la resistencia del material, requerimientos del producto, ya los atributos formales como el contraste y las estructuras superficiales permiten tanto al paciente como al especialista el comportamiento del sistema, lo cual facilita comprender su funcionamiento.

La interacción se plantea según los usuarios, el usuario control, especialista que lleva a cabo la terapia dando los datos que el sistema requiere para su accionar, y el usuario paciente, quien interactúa con el sistema al recibir su operación sin controlarlo.

Figura 116. Interacción deseada del sistema paciente – especialista



Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2012.

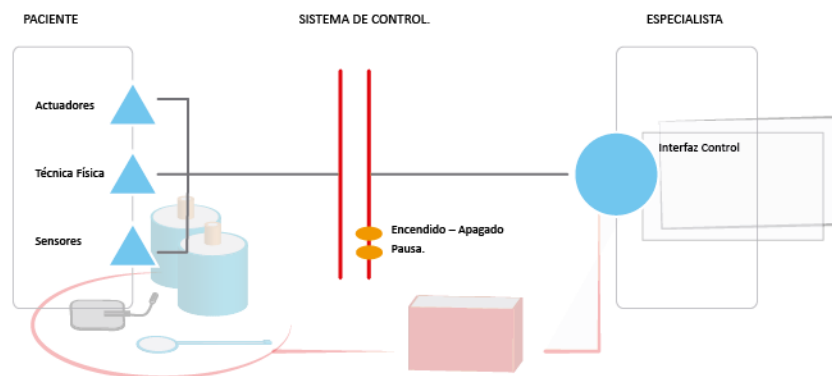
Sin embargo y por las limitaciones del proyecto se hace difícil acceder a realizar pruebas para el control del sistema por PC, un control análogo se hace una alternativa más viable en el presente, pero sin dejar a un lado la idea clara que la arquitectura de control permita a futuro (no muy lejano) avanzar en este aspecto.

La interacción sistema especialista se define de la siguiente manera, para disminuir la acción repetitiva producto de las acciones que el especialista debe realizar y ya que el sistema debe realizar una adquisición de datos de esfuerzo producto de la acción del paciente, se propone un sistema controlado por una aplicación (analógica - software). Existen dos factores principales dentro del sistema, los elementos de acción sobre el paciente y la interfaz de control del especialista. De los elementos de acción sobre el paciente se pueden apreciar los actuadores, en este caso motores eléctricos que con su accionar transmiten el movimiento de giro de las articulaciones, la técnica física, ya sea electroterapia o

similar cuya funciones se plantea como un complemento al movimiento del sistema, y el sensor de presión, dispositivo electrónico que con el cual se plantea adquirir datos de presión en diferentes ángulos del pie, los cuales se logran por la acción de los motores.

La interfaz de control del especialista se describe como un hardware - software el cual permite el control de los actuadores, los grados máximos de movimiento se disponen en la valoración inicial, la cantidad de muestras posibles a adquirir depende en gran parte de la transmisión, definido su esquema mecánico se puede conocer el número de paradas por recorrido que se pueden realizar, los tiempos de paradas, los cuales se plantean como en los ejercicios de cadena cinética cerrada, esfuerzo máximo en un límite de tiempo en diferentes ángulos. En encender y apagar el sistema y el revisar (guardar) datos del historial de sesiones del paciente. Físicamente el sistema debe informar de su estado (encendido, apagado) y debe permitir una parada de emergencia (pausado).

Figura 117. Esquema general de los componentes del sistema

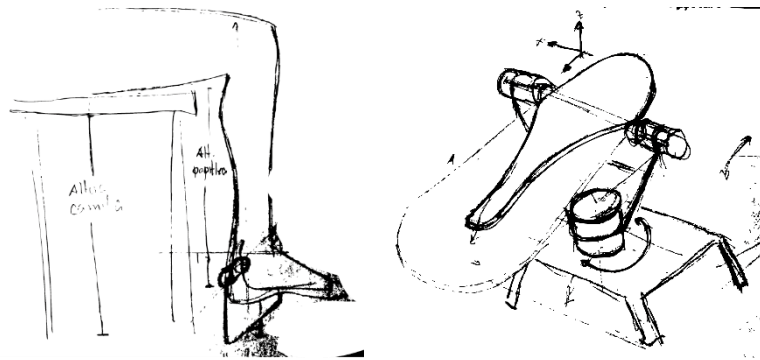


Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2012

6.3 ALTERNATIVAS

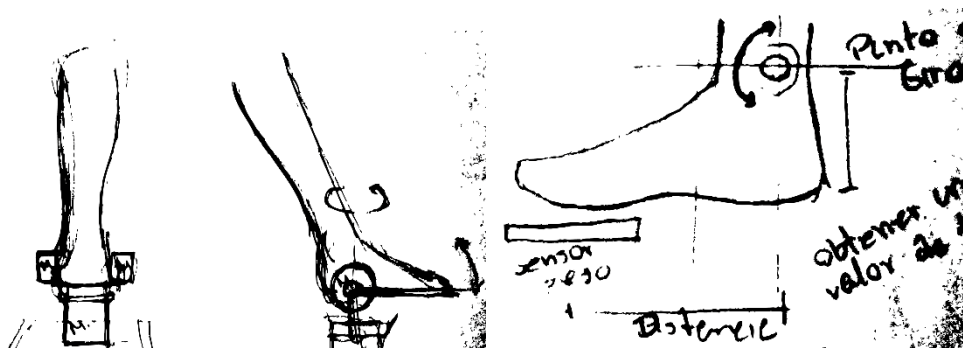
Las alternativas se desarrollaron en torno a tres acciones funcionales según lo descrito en el esquema general, mediante los bocetos se realiza una aproximación a la propuesta final. Lo primero fue visualizar mediante esquemas básicos como sería la interacción con el sistema, las aproximaciones primarias nos permiten deducir dos aspectos importantes, lo primero y pensando en la portabilidad se proponen elementos tipo barras para conectar los elementos funcionales.

Figura 118. Bocetos, aproximaciones iniciales



Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2012

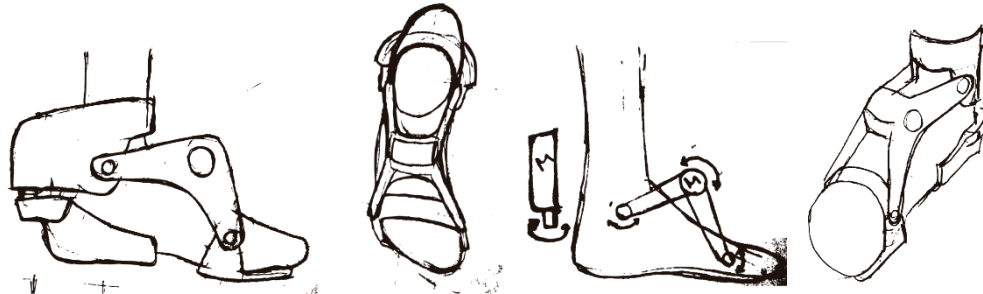
Figura 119. Bocetos, esquema de los motores y del sensor de presión



Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2012

Se disponen los motores alineados a la articulación y un sensor de presión (celda de poder) en la zona del ante pie siendo este punto donde se concentra la fuerza en la tercera fase de apoyo del pie⁵⁵. Músculos Implicados: Gemelos, soleo, flexor largo del dedo gordo, peroneo lateral largo⁵⁶.

Figura 120. Bocetos, alternativas



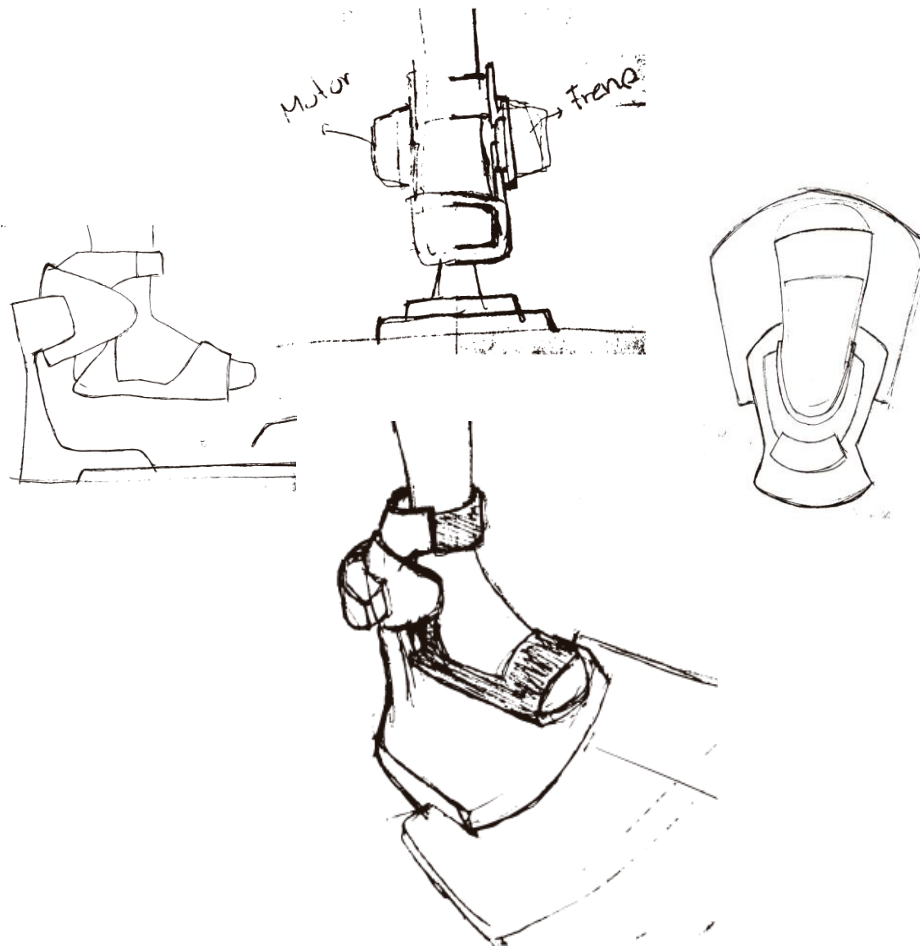
Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2012

Una primera alternativa (figura superior) se describe como una férula para el apoyo de la marcha en la rehabilitación del esguince, dos actuadores facilitan los movimientos sagitales y frontales, a su vez se protege el pie del ambiente. Materiales ligeros facilitarían su desarrollo, una estructura polimérica externa y a la cual se ajustan los elementos mecánicos y electrónicos, materiales blandos serían los que están en contacto directo con el pie, ya sean espumas o telas cambiables para amortiguar el contacto.

⁵⁵ KAPANDJI, Op. cit..

⁵⁶ CAILLIET, Op.cit.

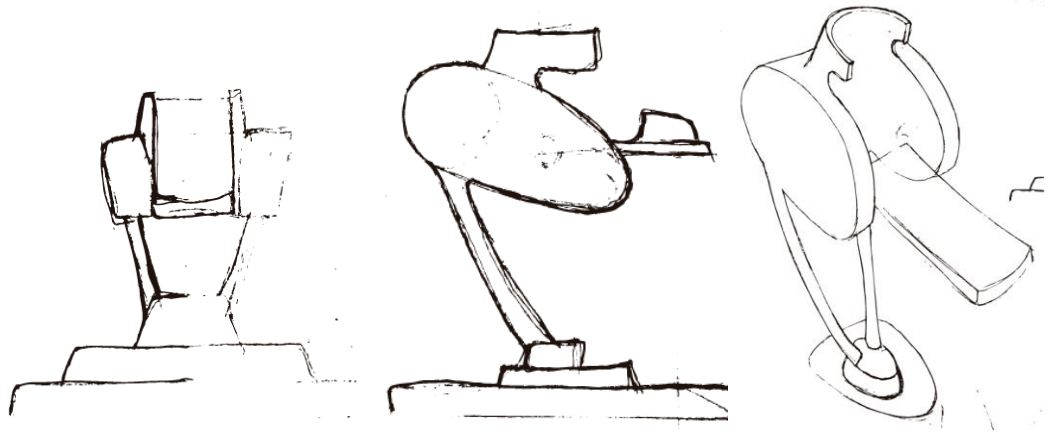
Figura 121. Bocetos, alternativas



Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2012

Ya que las terapias se llevan a cabo con el paciente acostado o sentado (las que aplica el especialista) se propone un sistema rígido que se pueda apoyar a una superficie plana, ya sea la camilla o el suelo, una férula de ajuste al pie transmite movilidad frontal y sagital generada por actuadores en la parte posterior, un elemento de ajuste en la parte superior asegura el pie al sistema, se plantea la posibilidad de utilizar un freno mecánico para apoyar las paradas en diferentes ángulos.

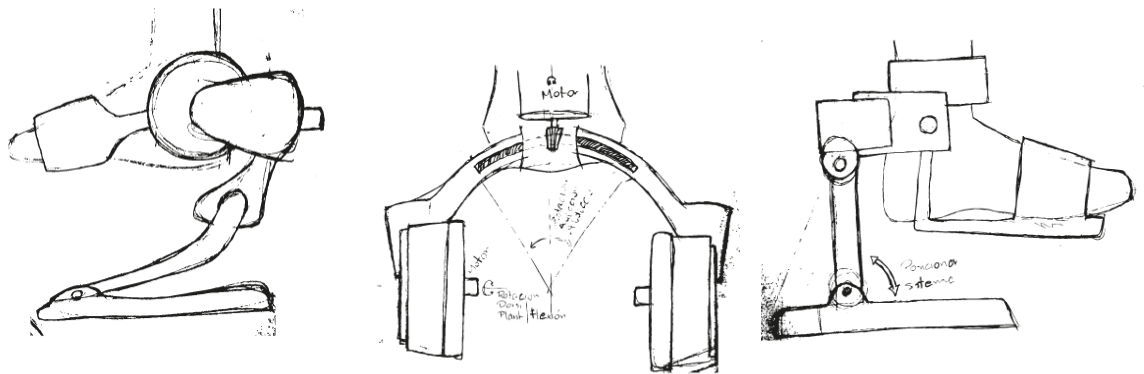
Figura 122. Bocetos, alternativas



Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2012

La propuesta funcional se mantiene pero se cambia los aspectos formales, buscando transmitir mayor solidez y versatilidad, el uso de formas orgánicas hace de esta una propuesta atractiva para el usuario.

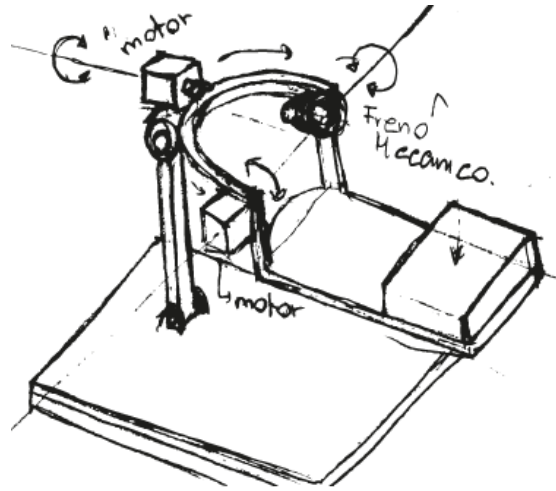
Figura 123. Bocetos, alternativas



Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2012

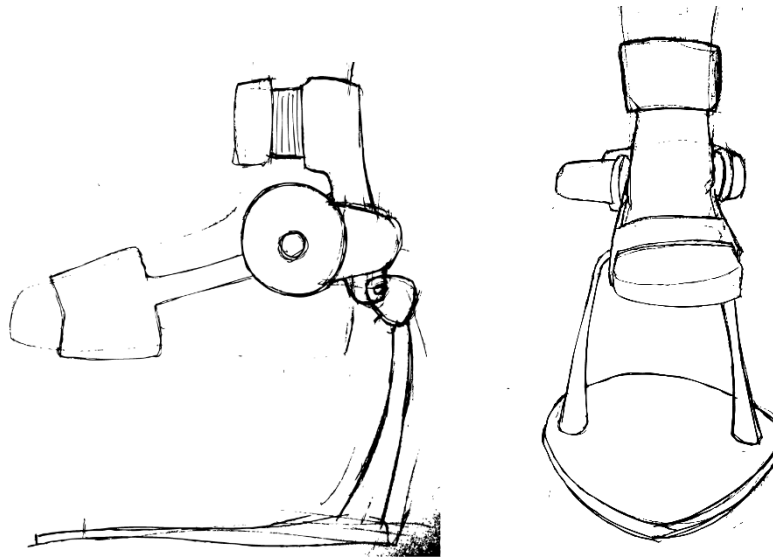
Pensando en un esquema funcional diferente se propone un sistema de riel sujeto al actuador de movimiento sagital, de esta manera se puede conservar el centro de giro y ajustar un elemento de soporte para el pie.

Figura 124. Bocetos, mecanismo de acción



Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2012

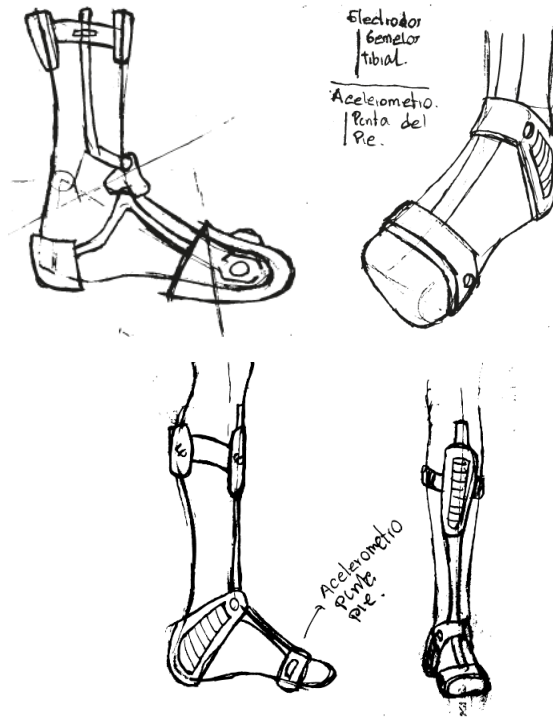
Figura 125. Bocetos, alternativas



Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2012

Los bocetos describen el mecanismo de acción, se desarrollan otras alternativas de similitud formal con el mecanismo, con otros elementos de ajuste.

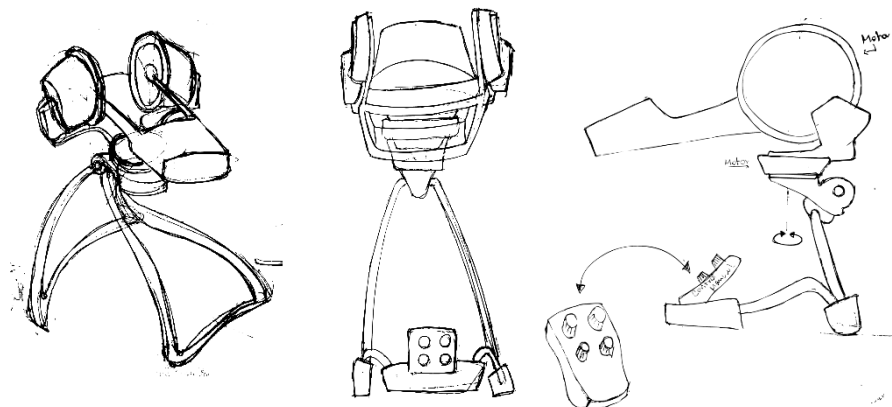
Figura 126. Bocetos, alternativas



Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2012

Se propone un sistema un poco diferente, electroterapia en las zonas del cuello pie y músculos gemelos y tibial mediante electrodos y reaccionando al movimiento por acelerómetro en la punta del pie.

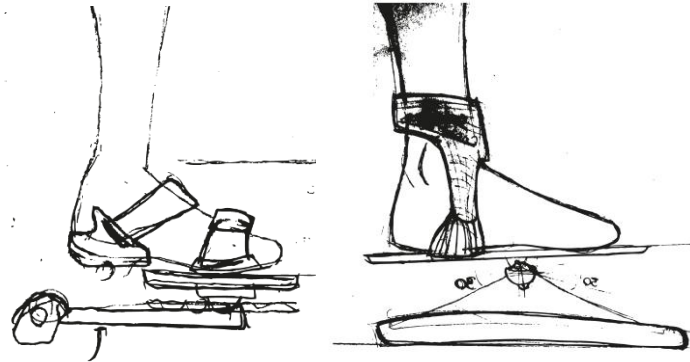
Figura 127. Bocetos, alternativas



Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2012

Propuestas alternativas con una alineación de actuadores según lo descrito en los esquemas funcionales, la base tubular se concibe como una opción a la portabilidad del sistema, pensando en un elemento retráctil y con posibilidad de ajustar un control análogo.

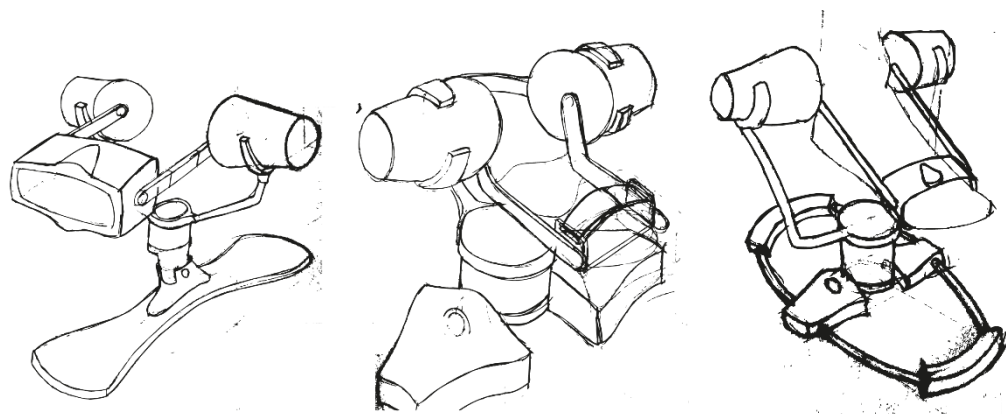
Figura 128. Bocetos, alternativas



Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2012

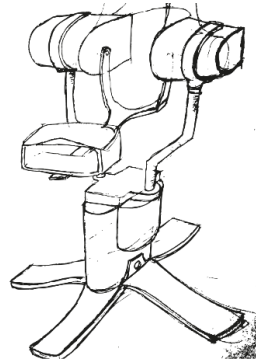
Propuesta pensando en la tabla de BAP, acondicionando una férula o media térmica para aplicación de frío en el pie, ajustándose a la zona de la lesión y una superficie conectada a una articulación con tres grados de libertad, controlando el desarrollo de un ejercicio de cadena cinética cerrada.

Figura 129. Bocetos, alternativas



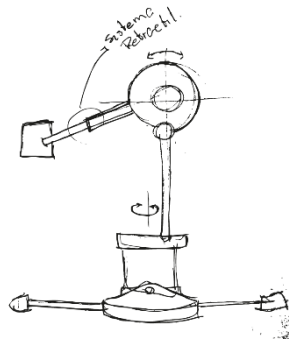
Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2012

Figura 130. Bocetos, alternativas



Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2012

Figura 131. Bocetos, alternativas



Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2012

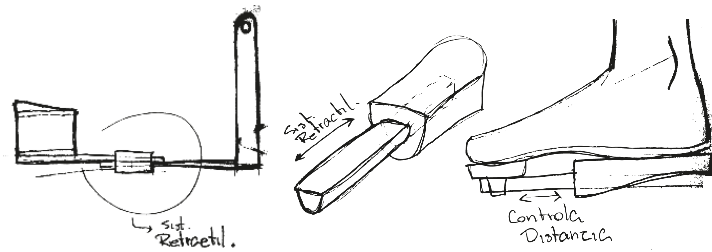
Alternativas funcionalmente similares pero con una estabilidad formal diferente, con modificaciones en la base y en la férula y dos elementos volumétricos donde se sostiene la férula, el motor y el freno mecánico.

Figura 132. Renders, alternativas



Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2012

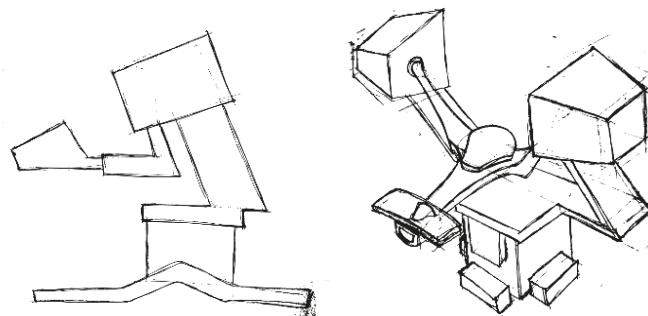
Figura 133. Bocetos, alternativas



Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2012

La férula es el elemento con el cual el paciente tiene más contacto, la ajustabilidad del sistema se resume en que este elemento se adapte a diferentes usuarios, por lo cual la propuesta describe un elemento retráctil, modificando la distancia de la zona que entra en contacto con el antepié.

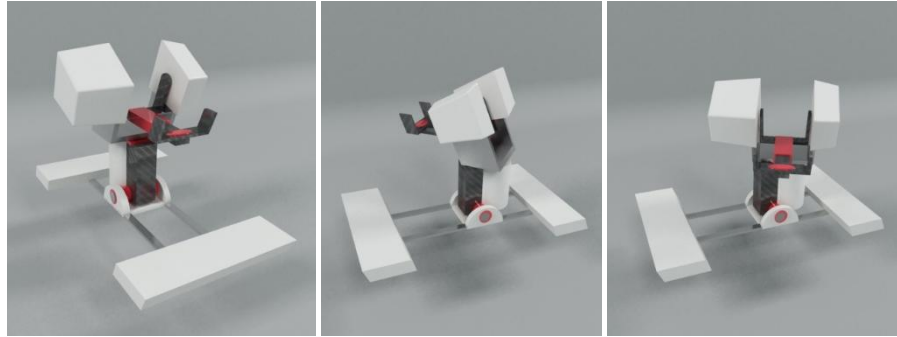
Figura 134. Bocetos, alternativas



Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2012

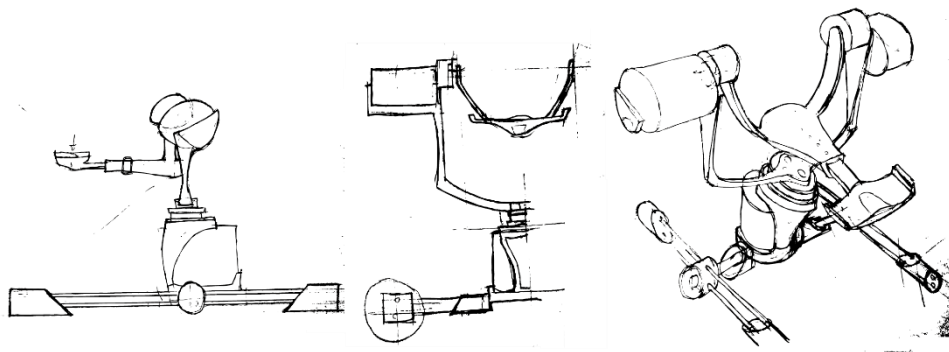
Alternativa formalmente dispuesta mediante ángulos pronunciados, se mantiene el esquema funcional de los actuadores para el movimiento frontal y sagital y un elemento (férula) para la transmisión del movimiento.

Figura 135. Renders, alternativas



Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2012

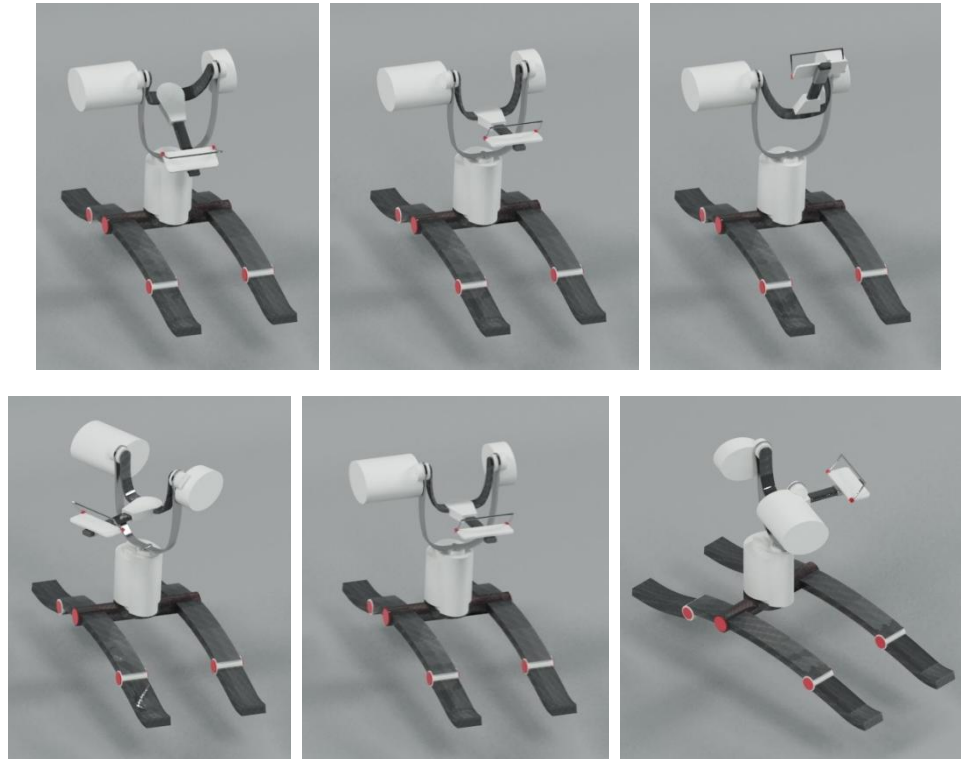
Figura 136. Bocetos, alternativas



Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2012

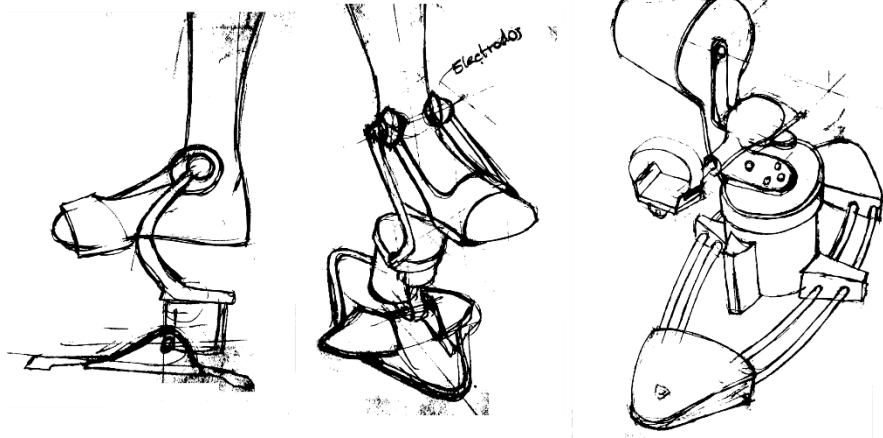
Alternativa similar a la anterior, con diferencias enteramente formales pero con la misma función, los renders a continuación describen como sería el comportamiento del sistema para el movimiento de la férula.

Figura 137. Renders, alternativas



Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2012

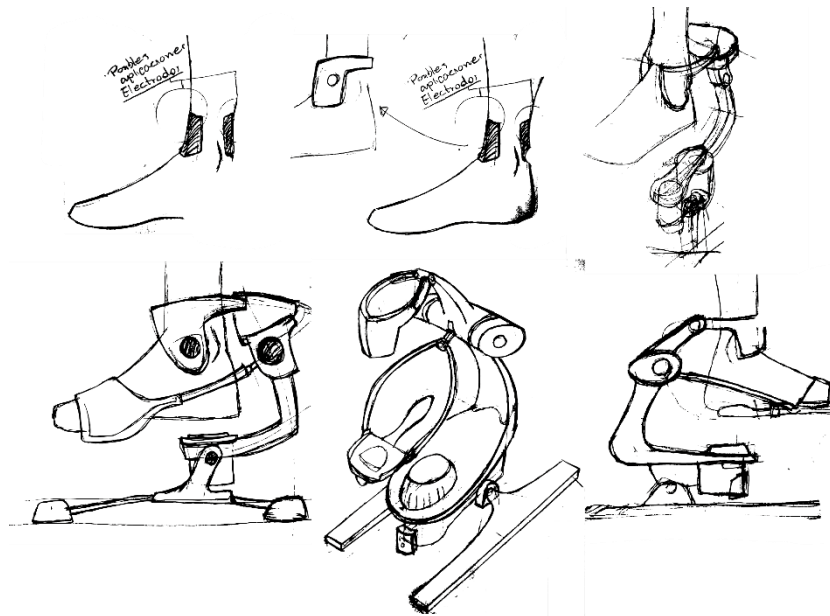
Figura 138. Bocetos, alternativas



Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2012

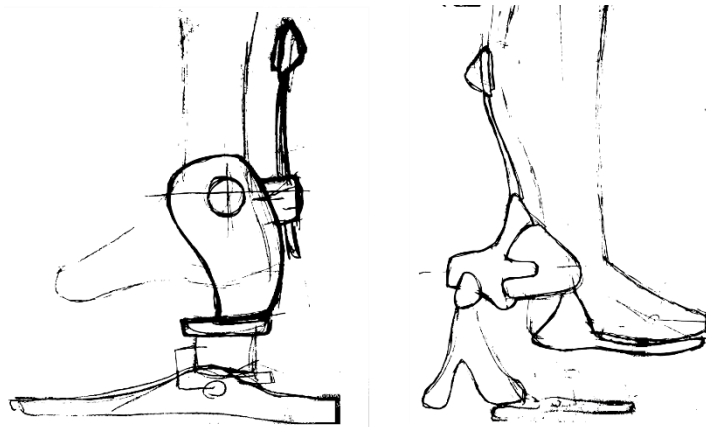
Se propone un esquema funcional similar pero con el extra de aplicar electroterapia, ya sea en la zona del cuello de pie en la zona de los músculos gemelos (encargados en gran mayoría de la plantiflexión).

Figura 139. Bocetos, alternativas



Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2012

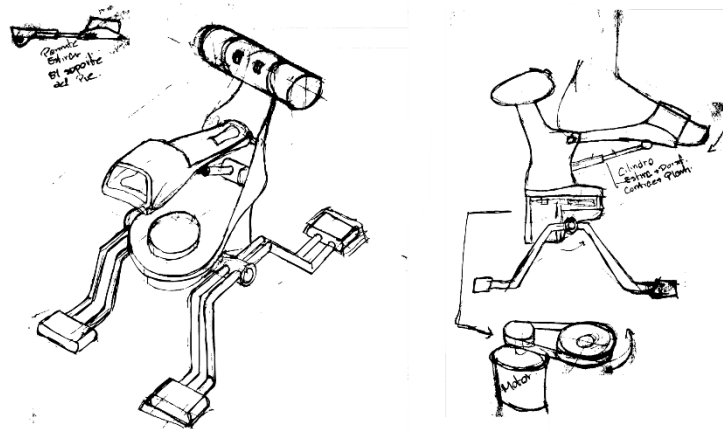
Figura 140. Bocetos, alternativas



Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2012

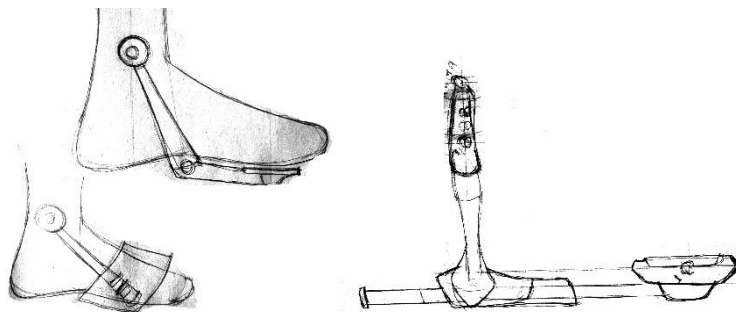
En estas alternativas ya se comienza a observar donde deberían ir los electrodos, ya sea en la zona de la lesión para disminuir el dolor o en la zona del músculo para apoyar su función. Se proponen electrodos en la zona del cuello del pie para el dolor durante la acción del sistema. Las alternativas de la parte superior describen electrodos rígidos adjuntos a la estructura, los bocetos de la parte inferior describen electrodos genéricos, es decir, el sistema permite la conexión de electrodos comerciales, ya sean los autoadhesivos o los de carbono.

Figura 141. Bocetos, alternativas



Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2012

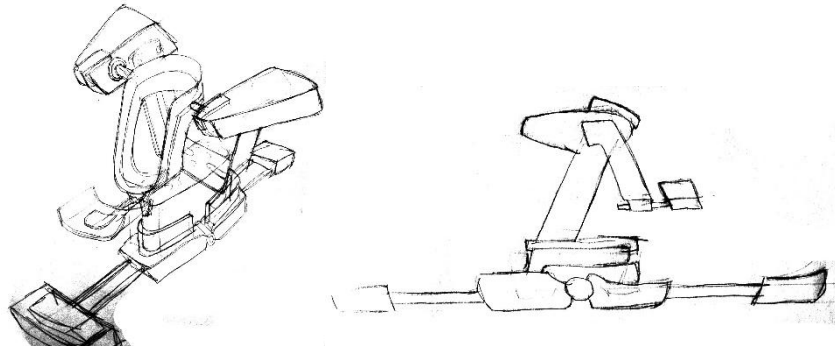
Figura 142. Bocetos, alternativas



Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2012

Los bocetos de la parte superior describen posibles elementos para la transmisión del movimiento sistema – pie.

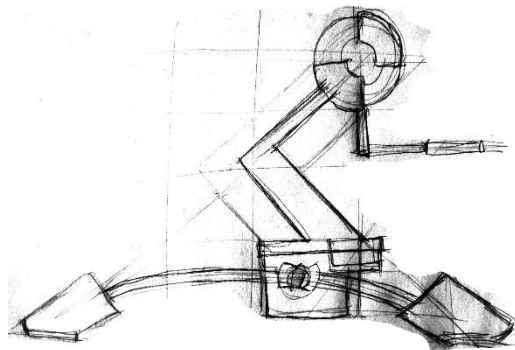
Figura 143. Bocetos, alternativas



Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2012

Alternativas formales arriba y abajo describen diferencias estructurales pero la función de transmitir movimiento se mantiene.

Figura 144. Bocetos, alternativas

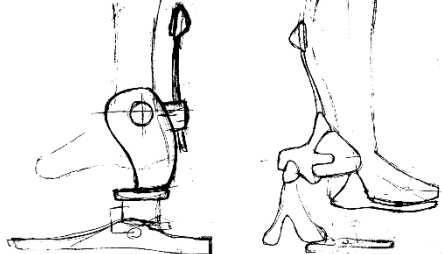
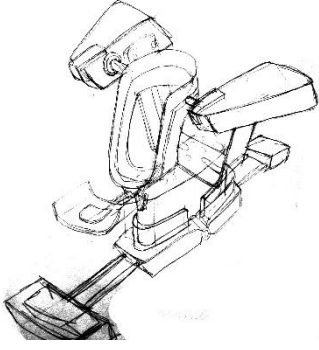
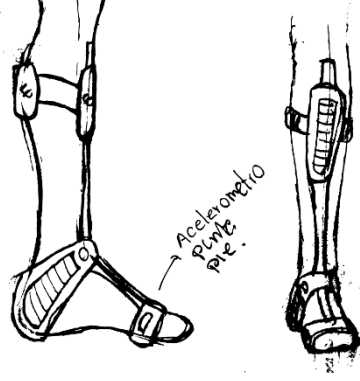


Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2012

6.4 SELECCION DE ALTERNATIVAS (SELECCIÓN DEL CONCEPTO)

Para la elección de alternativas se realiza un QFD en el cual se valoran las propuestas según los requerimientos de los usuarios, de esta manera y las especificaciones que el producto debería cumplir se escogieron estos conceptos;

Tabla 40. Alternativas

	Boceto	Característica
<p>Alternativa 1</p>		<p>Desarrolla movilidad pasiva con dos grados de libertad, transmite corriente a través del electrodo en la zona de los gemelos.</p>
<p>Alternativa 2</p>		<p>Transmite movilidad a la pierna (dos controlables, uno libre, facilita la conexión de electrodos comerciales en la estructura, la férula es retráctil, acoplándose a diferentes percentiles de usuarios.</p>
<p>Alternativa 3</p>		<p>Elemento portable tipo férula que transfiere corriente eléctrica al pie mientras protege la pierna lesionada.</p>

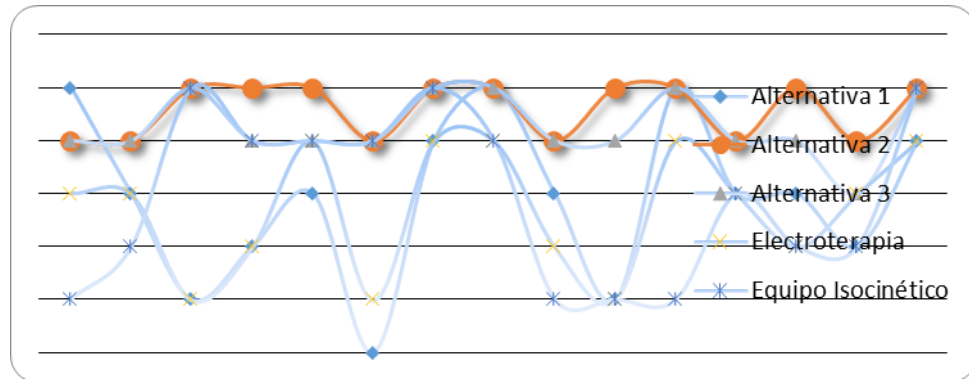
Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2012

Tabla 41. Elección de la propuesta final

		Requerimiento Usuario	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3	Electroterapia	Equipo Isocinético
Uso	1	Portable	5	4	4	3	1
	2	Facilidad de uso	3	4	4	3	2
Función	3	Generar un ejercicio físico.	1	5	5	1	5
	4	Mejorar la propiocepción	2	5	4	2	4
	5	Fortalecer los músculos.	3	5	4	4	4
	6	Medir la Fuerza.	0	4	4	1	4
Ergonómicos	7	Disminuye la carga física del especialista	4	5	5	4	5
	8	Se ajusta a las medidas del paciente.	5	5	5	4	4
Estructurales	9	Fácil de mantener	3	4	4	2	1
	10	Permite la aplicación de otras técnicas físicas.	1	5	4	1	1
Técnico-Productivos	11	Ligero.	5	5	5	4	1
	12	Seguro.	3	4	4	3	3
Formales	13	Atractivo.	3	5	4	2	2
	14	Confortable.	2	4	3	3	2
Identificación	15	Status.	4	5	5	4	5

Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2012

Figura 145. Elección de alternativa



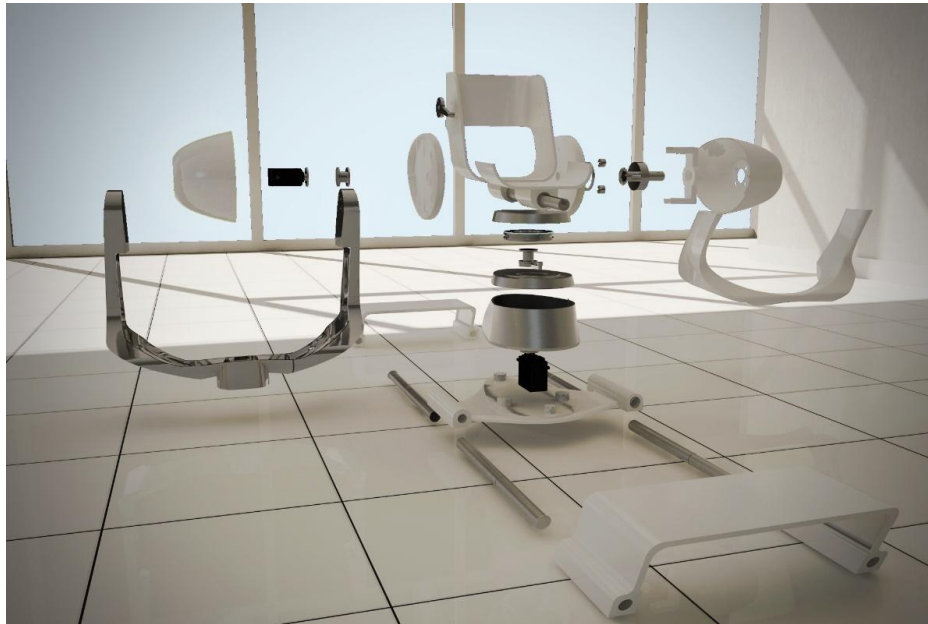
Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2012

Por las características que describe la alternativa 2 resulta ser la alternativa más acorde a los requerimientos de los usuarios,

6.5 DISEÑO DE DETALLE

6.5.1 Arquitectura del producto. Ya con la alternativa lo primero es detallar las geometrías, delimitando el volumen de las piezas y pensando en la solidez estructural, se plantea un esquema general de los componentes de la propuesta Según lo descrito en Figura 146, estructuralmente la propuesta está conformada por:

Figura 146. Componentes del sistema



Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2012

Tabla 42. Componentes de la propuesta

Base	Elemento que soporta la estructura, brinda solidos y permite el desarrollo de la actividad
Soporte 1	Conecta la base con el cuello, soporta el actuador para movimiento frontal y la electrónica
Cuello	Transmite el movimiento de giro frontal, de una altura ajustada a las medidas del paciente
Soporte 2.a	Actuador movimiento sagital,
Soporte 2.b	Sistema de control de posición.
Férula	En contacto directo con la pierna Transmite el movimiento del actuador de giro sagital, supone ajustabilidad.

Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2012

Definidas las funciones de cada parte se diseña a detalle cada componente, definiendo aspectos que no estaban claros en los bocetos anteriores.

Definidas las piezas y los ensambles se procede al desarrollo CAD, ya con medidas reales, basándose en los parámetros antropométricos y simulando posibles materiales, para el caso se proponen dos materiales según la función de

la pieza, si es para soporte estructural o si es para protección, El aluminio y el ABS suponen dos materiales ligeros y que permiten su conformado.

Tabla 43. Propiedades del aluminio (Aleación 1060)

Propiedad	Valor	Unidad
Módulo elástico	6.9e+010	N/m ²
Coefficiente de Poisson	0.33	N/D
Módulo cortante	2.7e+010	N/m ²
Densidad	2700	kg/m ³
Límite de tracción	68935600	N/m ²
Límite de compresión en X		N/m ²
Límite elástico	27574200	N/m ²
Coefficiente de expansión térmica	2.4e-005	/K
Conductividad térmica	200	W/(m·K)
Calor específico	900	J/(kg·K)
Cociente de amortiguamiento del material		N/D

Fuente: Tablas de Solid Works.

Tabla 44. Propiedades del ABS (Acrilonitrilo Butadieno Estireno)

Propiedad	Valor	Unidad
Módulo elástico	2410000000	N/m ²
Coefficiente de Poisson	0.3897	N/D
Módulo cortante	862200000	N/m ²
Densidad	1070	kg/m ³
Límite de tracción	40000000	N/m ²
Límite de compresión en X		N/m ²
Límite elástico		N/m ²
Coefficiente de expansión térmica		/K
Conductividad térmica	0.2618	W/(m·K)
Calor específico	1900	J/(kg·K)
Cociente de amortiguamiento del material		N/D

Fuente: Tablas de Solid Works. Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2012

Al parametrizar las piezas componentes utilizando el software SolidWorks se desarrolla la propuesta por secciones las cuales corresponderían de la siguiente manera:

Figura 147. Render No. 1 Propuesta final



Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2012

Figura 148. Render No. 2 Propuesta final



Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2012

6.5.2 Impacto ambiental. El desarrollo respetuoso con el medio ambiente describe esta preocupación por el deterioro ambiental producto de los modelos sociales, técnicos y económicos que se llevan a cabo actualmente, insostenibles a mediano plazo.

Este concepto de desarrollo respetuoso se transformó en un término acuñado por primera vez en 1980 pero aceptado universalmente en 1987 en las Naciones Unidas como *Desarrollo Sostenible*, lo cual describe el proceso de satisfacer las necesidades actuales sin comprometer la capacidad de las generaciones futuras para satisfacer las propias⁵⁷, el desafío para la humanidad, construir un nuevo modelo el cual supone conservar el medio ambiente y satisfacer las necesidades de la población.

El diseño se enmarca notablemente en la Ecología Industrial, al proponer soluciones cuyo consumo de materias primas, energía y emisiones se reduzcan de manera que la biosfera pueda asimilarlos.

Si se consigue diseñar y fabricar un producto que consumiendo la mitad de los recursos se suple la misma necesidad, se dice que su eficiencia es el doble, es decir, *factor 2*, ahora si se duplica el nivel de satisfacción de la necesidad, esta eficiencia se habría mejorado un *factor 4*, este concepto es fundamental para definir el impacto producido en el mundo empresarial⁵⁸, siendo el *factor 10* la meta, ya que si el ritmo de crecimiento de global se mantiene, en 20 años serán necesarios el doble de bienes y servicios para satisfacer las necesidades generales.

Pero ¿Cómo medir el impacto ambiental de un producto?, a través de indicadores que describan el consumo de materias primas necesarias para el desarrollo del

⁵⁷ HINRICHSEN, Don. Our Common Future: A Reader's Guide. USA: Earthscan, 1987

⁵⁸ ULRICH, EPPINGER, Op. cit..

mismo. Estos indicadores se describen en la norma ISO 14031, los cuales cumplen los tres objetivos, ser cuantificables, relevantes y aplicables en la mayoría de las actividades productivas.

Tabla 45. Indicadores de impacto ambiental producido

Consumo de Energía
Consumo de Recursos en Peso
Emisiones de Gases Efecto Invernadero
Emisiones de Sustancias que destruyen la capa de Ozono
Emisiones de Sustancias que Producen Lluvia Acida
Emisiones de Componentes Orgánicos Volátiles
Emisiones de Gases que producen Eutrofización
DQO y DBO del agua vertida
Emisiones de Compuestos Orgánicos Persistentes
Emisiones de Metales Pesados
USO DEL SUELO

Fuente: CRUL, M.R.M., y DIEHL, J.C. Diseño para la sostenibilidad. Un enfoque práctica para las economías en desarrollo. Delf University of Tecnology, UNEP. Programa de las Naciones Unidas para el Medio Ambiente, 2007.

Para conseguir una ecología industrial se requiere cumplir un conjunto de objetivos, este conjunto de objetivos se conoce como *Ecoeficiencia*, su valor equivale al producto (servicio) dividido por el impacto ambiental:

$$\text{Ecoeficiencia} = \frac{\text{Valor Producto o Servicio}}{\text{Impacto Ambiental del Producto}}$$

Tabla 46. Indicadores de valor del producto o servicio

Unidad de Producto (m ² de material, cantidad de productos, etc.)
Precio Venta al Publico
Valor Añadido
Ganancia Bruta
Ganancia Neta

Fuente: CRUL, M.R.M., y DIEHL, J.C. Diseño para la sostenibilidad. Un enfoque práctica para las economías en desarrollo. Delf University of Tecnology, UNEP. Programa de las Naciones Unidas para el Medio Ambiente, 2007.

- **Análisis del ciclo de vida.** Para un enfoque basado en la prevención de la contaminación en el proceso de desarrollo de productos se hace necesario evaluar los impactos que se generan en los ciclos de vida del producto (**CPV**), debido a esto se han desarrollado herramientas que permiten evaluar los potenciales impactos ambientales durante el CPV, la más conocida es el Análisis del Ciclo de Vida (ACV), el cual en resumen las siguientes etapas:

- Extracción de materias primas.
- Procesado de materiales.
- Producción y montaje.
- Distribución.
- Uso y servicio.
- Retiro, Incluye:
 - Reutilización, refabricación y reciclaje.
 - Aprovechamiento energético u otro.
 - Deposición en vertedero.

Figura 149. Imagen ciclo de vida. SolidWorks



Fuente: CRUL, M.R.M., y DIEHL, J.C. Diseño para la sostenibilidad. Un enfoque práctica para las economías en desarrollo. Delf University of Tecnology, UNEP. Programa de las Naciones Unidas para el Medio Ambiente, 2007.

El ACV se planteó inicialmente como una herramienta, pero con el paso del tiempo se ha universalizado de manera que han aparecido una serie de normas que plantean las directrices generales para realizar estudios y trabajos de análisis de ciclo de vida.

Tabla 47. Normativa ACV

Código	Equivalencia	Título
ISO 14040	UNE – EN ISO 14040	Gestión Medioambiental. Análisis de Ciclo de Vida Principios y Estructura.
ISO 14041	UNE – EN ISO 14041	Gestión Medioambiental. Análisis de Ciclo de Vida. Definición de Objetivo y Alcance y Análisis de Inventario.
ISO 14042	UNE – EN ISO 14042	Gestión Medioambiental. Análisis de Ciclo de Vida. Evaluación de Impactos.
ISO 14043	UNE – EN ISO 14043	Gestión Medioambiental. Análisis de Ciclo de Vida. Introducción.
ISO 14047	ISO/WD TR 14047	Gestión Medioambiental. Análisis de Ciclo de Vida. Ejemplos de Aplicación de la ISO 14042 (Reporte

		Técnico).
ISO 14048	ISO/TR 14048	Gestión Medioambiental. Análisis de Ciclo de Vida. Formato para la Documentación de Datos de Análisis de Ciclo de Vida.
ISO 14049	SO/DTR 14049	Gestión Medioambiental. Análisis de Ciclo de Vida. Ejemplos de Aplicación de la ISO 14041 para el Objetivo y Alcances en el Análisis de Inventarios.
Guía ISO 64	UNE 150060 IN	Guía para la Inclusión de Aspectos Medioambientales en las Normas de Producto.
CR 12340	UNE-CR 12340	Envases. Recomendaciones para Realizar en Análisis de Inventario de Ciclo de Vida de Sistemas de Envasado.
UNE 150041	UNE 150041 EX	Análisis de Ciclo de Vida Simplificado.

Fuente: CAPUZ RIZO, Salvador y GÓMEZ NAVARRO, Tomás. Ecodiseño: Ingeniería Del Ciclo de Vida para el Desarrollo de Productos. España: Ed. Univ. Politéc. Valencia, 2002

Las aplicaciones del Análisis del Ciclo de Vida son variadas, en especial y como se indica en la normativa:

- Identificar oportunidades de mejora de los aspectos medioambientales en los diferentes puntos del ciclo de vida.
- Tomar decisiones relacionadas con la planificación estratégica, el establecimiento de prioridades, diseño o rediseño de productos y procesos, etc.
- Selección de Indicadores de Comportamientos Medioambientales, incluyendo técnicas de medición y marketing.

Los usos del ACV son cada vez más aplicados, ya que las administraciones tanto en la industria como en las entidades gubernamentales se interesan esta metodología, concretamente para cumplir con los requerimientos

medioambientales presentes en las actividades comerciales, los usos posibles son:

- Elaboración de políticas medioambientales.
- Elección de proveedores y materias primas.
- Herramientas de legislación ambiental.
- Ecoetiquetas.
- Subvenciones, Impuestos.
- Desarrollo de Nuevos Productos (Ecoproductos).
- Desarrollo de Procesos.
- Marketing.
- Gestión/minimización de residuos.
- Sistemas de Gestión medioambiental.

Los resultados corresponden a los indicadores de impacto ambiental descritos de la siguiente manera:

- Huella de carbono: Dióxido de carbono y demás gases generados por la combustión de combustibles que se acumulan en la atmósfera, produciendo un incremento en la temperatura media de la tierra. La huella de carbono es un indicador de un factor de impacto global conocido como potencial de calentamiento global (GWP). El calentamiento global es responsable, entre otros, de problemas como la desaparición de glaciares, la extinción de especies y la aparición del cambio climático.
- Eutrofización del agua: La eutrofización se produce al agregar un exceso de nutrientes en un ecosistema acuático. El nitrógeno y fósforo de aguas residuales y fertilizantes agrícolas generan una abundancia de algas que agota el oxígeno del agua y aniquila la flora y fauna. Normalmente, este impacto





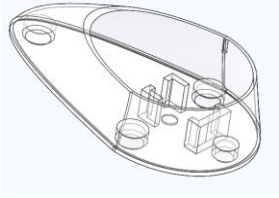
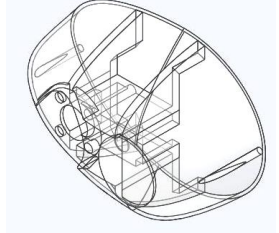
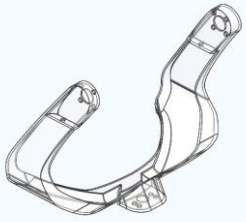
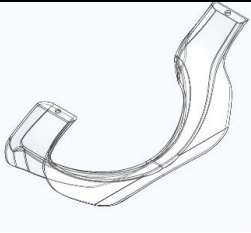
medioambiental se mide en fosfato equivalente a kg (PO_4e) o en nitrógeno equivalente (N).

- Acidificación atmosférica: Son las emisiones ácidas tales como el dióxido de azufre y el óxido de nitrógeno, contaminantes de la tierra y el agua, y tóxicos para la flora y fauna acuática. La lluvia ácida también puede disolver lentamente materiales fabricados por el hombre, como el concreto. Normalmente, este impacto medioambiental se mide en unidades de kg equivalentes de dióxido de azufre (SO_2e) o en moles equivalentes de H^+ .
- Energía total consumida: Son las fuentes de energía no renovables asociadas con el ciclo de vida de la pieza, expresada en megajulios (MJ) .No sólo incluye la electricidad y los combustibles utilizados durante el ciclo de vida del producto, sino también la energía necesaria para obtener y procesar dichos combustibles, y la energía incorporada en los materiales y consumida en la combustión.

El resultado permite identificar oportunidades y apoyar la toma de decisiones para el uso de este material en un entorno ecosostenible, bien sea por sus características físicas y/o ambientales.

Utilizando los dos posibles materiales propuestos para el desarrollo del proyecto se desarrolla un análisis de las piezas fundamentales lo cual nos permite comparar las características medioambientales de las piezas según el material:

Figura 150. Lista de piezas analizadas en SOLID WORKS

 LISTA DE PIEZAS ANALIZADAS EN SOLID WORKS		
	 Región de fabricación.	
	 Región de utilización.	
Piezas	Proceso de Fabricación	
	ABS	Aluminio 1060
	Moldeo por Inyección	Chapa metálica troquelada/conformada
	Moldeo por Inyección	Chapa metálica troquelada/conformada
		
	Moldeo por Inyección	Chapa metálica troquelada/conformada



LISTA DE PIEZAS ANALIZADAS EN SOLID WORKS

	<p>Moldeo por Inyección</p>	<p>Chapa metálica troquelada/conformada</p>
	<p>Moldeo por Inyección</p>	<p>Chapa metálica troquelada/conformada</p>
	<p>Moldeo por Inyección</p>	<p>Chapa metálica troquelada/conformada</p>

Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2012

Tabla 48. ACV Pieza b1

b1		Huella de Carbono	Eutrofización de Agua	Acidificación Atmosférica	Energía Total Consumida
Aluminio	Material	2.56 Kg CO ₂	5.52E-4 Kg PO ₄	0.02 Kg SO ₂	32.01 MJ
	Fabricación	0.25 Kg CO ₂	1.32E-4 Kg PO ₄	2.95E-3 Kg SO ₂	2.63 MJ
	Utilización	1.04 Kg CO ₂	6.85E-4 Kg PO ₄	4.26E-3 Kg SO ₂	14.92 MJ
	Fin de Vida Útil	0.03 Kg CO ₂	6.78E-6 Kg PO ₄	4.32E-5 Kg SO ₂	0.04 MJ
ABS	Material	0.27 Kg CO ₂	1.03E-4 Kg PO ₄	6.19E-4 Kg SO ₂	6.56 MJ
	Fabricación	0.26 Kg CO ₂	1.40E-4 Kg PO ₄	3.33E-3 Kg SO ₂	2.57 MJ

b1		Huella de Carbono	Eutrofización de Agua	Acidificación Atmosférica	Energía Total Consumida
	Utilización	0.39 Kg CO ₂	2.59E-4 Kg PO ₄	1.61E-3 Kg SO ₂	5.64 MJ
	Fin de Vida Útil	0.04 Kg CO ₂	5.14E-5 Kg PO ₄	2.55E-5 Kg SO ₂	0.03 MJ

Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2012.

Tabla 49. ACV Pieza b1

casco2		Huella de Carbono	Eutrofización de Agua	Acidificación Atmosférica	Energía Total Consumida
Aluminio	Material	3.31 Kg CO ₂	7.15E-4 Kg PO ₄	0.02 Kg SO ₂	41.51 MJ
	Fabricación	0.30 Kg CO ₂	1.63E-4 Kg PO ₄	3.31E-3 Kg SO ₂	3.46 MJ
	Utilización	1.34 Kg CO ₂	8.81E-4 Kg PO ₄	5.48E-3 Kg SO ₂	19.19 MJ
	Fin de Vida Útil	0.04 Kg CO ₂	8.72E-6 Kg PO ₄	5.56E-5 Kg SO ₂	0.06 MJ
ABS	Material	0.35 Kg CO ₂	1.32E-4 Kg PO ₄	7.96E-4 Kg SO ₂	8.43 MJ
	Fabricación	0.30 Kg CO ₂	1.64E-4 Kg PO ₄	3.88E-3 Kg SO ₂	2.99 MJ
	Utilización	0.51 Kg CO ₂	3.33E-4 Kg PO ₄	2.07E-3 Kg SO ₂	7.25 MJ
	Fin de Vida Útil	0.05 Kg CO ₂	6.62E-5 Kg PO ₄	3.28E-5 Kg SO ₂	0.04 MJ

Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2012.

Tabla 50. ACV Pieza b1

cuellofinal2		Huella de Carbono	Eutrofización de Agua	Acidificación Atmosférica	Energía Total Consumida
Aluminio	Material	2.18 Kg CO ₂	4.71E-4 Kg PO ₄	0.01 Kg SO ₂	27.32 MJ
	Fabricación	0.20 Kg CO ₂	1.08E-4 Kg PO ₄	2.18E-3 Kg SO ₂	2.28 MJ
	Utilización	0.88 Kg CO ₂	5.80E-4 Kg PO ₄	3.61E-3 Kg SO ₂	12.63 MJ
	Fin de Vida Útil	0.03 Kg CO ₂	5.74E-6 Kg PO ₄	3.66E-5 Kg SO ₂	0.04 MJ
ABS	Material	0.23 Kg CO ₂	8.69E-5 Kg PO ₄	5.24E-4 Kg SO ₂	5.55 MJ
	Fabricación	0.23 Kg CO ₂	1.28E-4 Kg PO ₄	3.03E-3 Kg SO ₂	2.34 MJ
	Utilización	0.33 Kg CO ₂	2.19E-4 Kg PO ₄	1.36E-3 Kg SO ₂	4.77 MJ
	Fin de Vida Útil	0.03 Kg CO ₂	4.36E-5 Kg PO ₄	2.16E-5 Kg SO ₂	0.03 MJ

Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga 2012

Tabla 51. ACV Pieza b1

Férula		Huella de Carbono	Eutrofización de Agua	Acidificación Atmosférica	Energía Total Consumida
Aluminio	Material	3.18 Kg CO ₂	6.87E-4 Kg PO ₄	0.02 Kg SO ₂	39.88 MJ
	Fabricación	0.29 Kg CO ₂	1.57E-4 Kg PO ₄	3.18E-3 KgSO ₂	3.32 MJ
	Utilización	1.29 Kg CO ₂	8.46E-4 Kg PO ₄	5.27E-3 KgSO ₂	18.44 MJ
	Fin de Vida Útil	0.04 Kg CO ₂	8.37E-6 Kg PO ₄	5.34E-5 KgSO ₂	0.05 MJ
ABS	Material	0.54 Kg CO ₂	1.78E-4 Kg PO ₄	1.77E-3 KgSO ₂	11.12 MJ
	Fabricación	0.30 Kg CO ₂	1.64E-4 Kg PO ₄	3.90E-3 KgSO ₂	3.01 MJ
	Utilización	0.51 Kg CO ₂	3.35E-4 Kg PO ₄	2.09E-3 KgSO ₂	7.31 MJ
	Fin de Vida Útil	0.05 Kg CO ₂	6.67E-5 Kg PO ₄	3.30E-5 KgSO ₂	0.04 MJ

Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2012

Tabla 52. ACV Pieza b1

Soporte		Huella de Carbono	Eutrofización de Agua	Acidificación Atmosférica	Energía Total Consumida
Aluminio	Material	3.02 kg CO ₂	6.52E-4 kg PO ₄	0.02 kg SO ₂	37.84 MJ
	Fabricación	0.28 kg CO ₂	1.49E-4 kg PO ₄	3.02E-3 kg SO ₂	3.15 MJ
	Utilización	1.22 kg CO ₂	8.03E-4 kg PO ₄	5.00E-3 kg SO ₂	17.50 MJ
	Fin de Vida Útil	0.04 kg CO ₂	7.95E-6 kg PO ₄	5.07E-5 kg SO ₂	0.05 MJ
ABS	Material	0.32 kg CO ₂	1.20E-4 kg PO ₄	7.26E-4 kg SO ₂	7.69 MJ
	Fabricación	0.28 kg CO ₂	1.54E-4 kg PO ₄	3.66E-3 kg SO ₂	2.82 MJ
	Utilización	0.46 kg CO ₂	3.03E-4 kg PO ₄	1.89E-3 kg SO ₂	6.61 MJ
	Fin de Vida Útil	0.05 kg CO ₂	6.03E-5 kg PO ₄	2.99E-5 kg SO ₂	0.04 MJ

Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2012.

Tabla 53. ACV Pieza b1

Soporte base suelo		Huella de Carbono	Eutrofización de Agua	Acidificación Atmosférica	Energía Total Consumida
Aluminio	Material	3.26 kg CO ₂	7.03E-4 kg PO ₄	0.02 kg SO ₂	40.82 MJ
	Fabricación	0.30 kg CO ₂	1.61E-4 kg PO ₄	3.26E-3 kg SO ₂	3.40 MJ
	Utilización	1.32 kg CO ₂	8.66E-4 kg PO ₄	5.39E-3 kg SO ₂	18.87 MJ
	Fin de Vida Útil	0.04 kg CO ₂	8.57E-6 kg PO ₄	5.47E-5 kg SO ₂	0.05 MJ
ABS	Material	0.34 kg CO ₂	1.30E-4 kg PO ₄	7.83E-4 kg SO ₂	8.29 MJ

Soporte base suelo		Huella de Carbono	Eutrofización de Agua	Acidificación Atmosférica	Energía Total Consumida
	Fabricación	0.30 kg CO ₂	1.62E-4 kg PO ₄	3.84E-3 kg SO ₂	2.96 MJ
	Utilización	0.50 kg CO ₂	3.27E-4 kg PO ₄	2.04E-3 kg SO ₂	7.13 MJ
	Fin de Vida Útil	0.05 kg CO ₂	6.51E-5 kg PO ₄	3.22E-5 kg SO ₂	0.04 MJ

Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2012.

7. VALIDACIONES Y EVALUACION

Para validar la propuesta se realizaron unas pruebas según lo establecido en los objetivos del proyecto, una funcional y otra de interacción. En la prueba funcional se describe el diseño técnico del circuito, sus partes componentes, su arquitectura y una prueba de uso en un modelo que permite visualizar el comportamiento de los motores al transmitir movilidad. La Prueba de interacción se desarrolla sobre un modelo a escala real de la férula, el elemento que más interactúa con el pie del usuario, buscando mediante un test valorar la interacción del usuario.

7.1 PRUEBA FUNCIONAL, DISEÑO DEL CIRCUITO

Con el acompañamiento de un grupo de especialistas en el área de la electrónica se definió el desarrollo del circuito, en la valoración inicial al describir las necesidades funcionales del producto se definieron unos parámetros iniciales para el diseño:

- Dos sistemas de control digital de programación análoga para dos servomotores.
- Fuente de energía primaria: 115 vac. a 60 hertz. (se obtiene de un tomacorriente de suministro estandarizado, por conexión directa de clavija monofásica con polo a tierra (tres pines) para la respectiva protección del circuito y el sistema electromecánico.
- Es necesario reducir el voltaje suministrado por el tomacorriente (115 voltios en corriente alterna), por lo cual se utiliza un transformador (Véase Anexo D).
- Después de reducir el voltaje de alimentación en corriente alterna (de 115 vac a 6 vac) se hace necesario rectificar la frecuencia (pasarla de una magnitud variable senoidal a una frecuencia alterna), para esto se utiliza un puente

rectificador formado por diodos que permiten el paso de la energía en una sola dirección por saturación de cargas.

- Rectificada la energía se filtra con elementos reactivos de retardo, condensadores electrolíticos que almacenan y descargan tensión en un tiempo determinado por el valor de su capacitancia y carga equivalente del circuito.

De esta manera se obtiene la alimentación requerida por la carga de absorción y disipación de los componentes activos y pasivos del circuito. Para equilibrar el voltaje se utiliza un regulador de tensión semiconductor del tipo zener (Véase Anexo D), que mantendrá la alimentación constante a la salida.

Se propone el uso de integrados ic 555, los cuales producen una señal de reloj con salida en frecuencia digital a manera de pulsos. El ancho de estos pulsos (PWM) (Véase Anexo D), se controla por una señal de entrada en un circuito equivalente en cargas y filtros que controla el tiempo en milisegundos según la duración de los pulsos. Inicialmente se utilizan dos interruptores de inducción magnética (relays) activador por pulsadores que alternan la influencia de las etapas de manera independiente, controladas por potenciómetros (Véase Anexo D) que cambian el tiempo de descarga de los filtros (condensadores cerámicos) a la entrada del circuito integrado generador de la señal de reloj digital. Al variar independientemente estas cargas de manera análoga se pueden programar dos anchos de pulso de manera efectiva, a su vez este switche del relay por medio del pulsador puede ser acoplado a un circuito de programación digital o a un sistema de control virtual (software, pc) por medio de una tarjeta de adquisición de datos.

Al controlar los rangos del ancho del pulso, se puede manipular la dirección y el ángulo de rotación de los servomotores (1ms-2ms) y programar la automatización de la trayectoria controlando los ángulos máximos y mínimos de manera independiente para valores positivos y negativos en el movimiento angular, en el

caso del proyecto, generando movimiento horizontal y vertical por la disposición de los servomotores.

Para el diseño se utilizaron herramientas de diseño físicas y de diseño virtual mediante el uso de software especializado en el área de control electrónico para lograr satisfacer la necesidades requeridas en el proyecto; así como las respectivas pruebas mínimas necesarias en circunstancias ideales para tener en cuenta de manera puntual y objetiva las pérdidas relativas en la ejecución física real del diseño para tener un rango de calibración determinadamente acertado.

Tabla 54. Herramientas físicas para el diseño e implementación del circuito

Fuentes de alimentación:	Suministro de energía eléctrica en corriente alterna o directa para la alimentación de los circuitos eléctricos o electrónicos.
Componentes electrónicos y conductores:	Elementos o componentes con la capacidad de transmitir, transformar, almacenar y controlar la energía dependiendo de su naturaleza.
Protoboard:	Placa de conductores en disposición paralela para desarrollo de circuitos de prueba.
Multímetro digital:	Instrumento electrónico de múltiples funciones de medida que se utiliza para calcular y plasmar en pantalla magnitudes eléctricas y electrónicas de componentes y rangos de energía.
Baquelitas:	Placa de material dieléctrico con capa conductora de cobre donde se ejecuta la revelación de un circuito impreso así como su respectiva implementación y disposición acoplada de los componentes del circuito.
Cámara de revelación:	Dispositivo que plasma la copia de la imagen de un impreso en las caras dieléctrica y conductora de una baquelita para su disposición y uso.

Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2013.

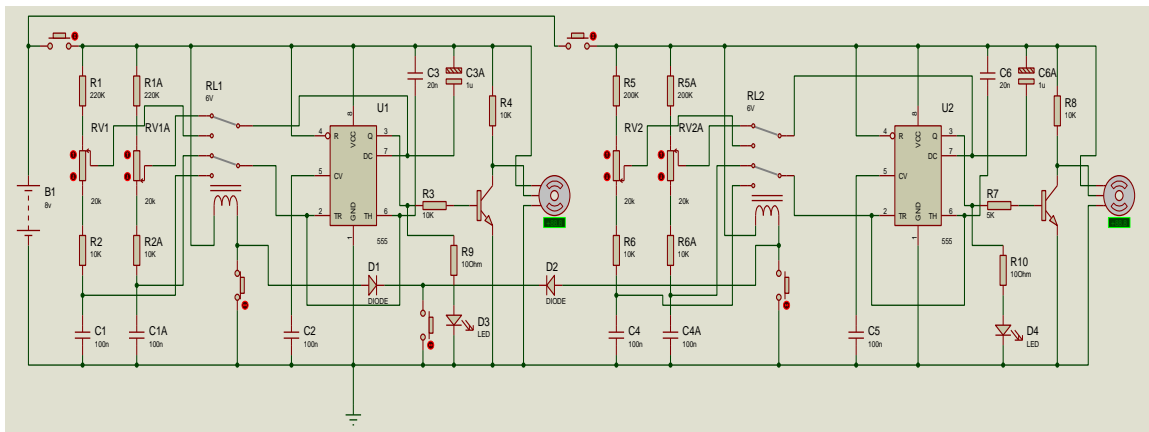
Para el diseño virtual y el desarrollo de los diagramas esquemáticos del circuito se utilizaron los siguientes programas:

- Orcad layout 9.0 profesional

- Proteus 7.0 profesional
- Eagle layout 5.11.0 profesional

Con el software proteus se desarrolló el circuito esquemático y las pruebas iniciales, el resultado se describe en la imagen inferior.

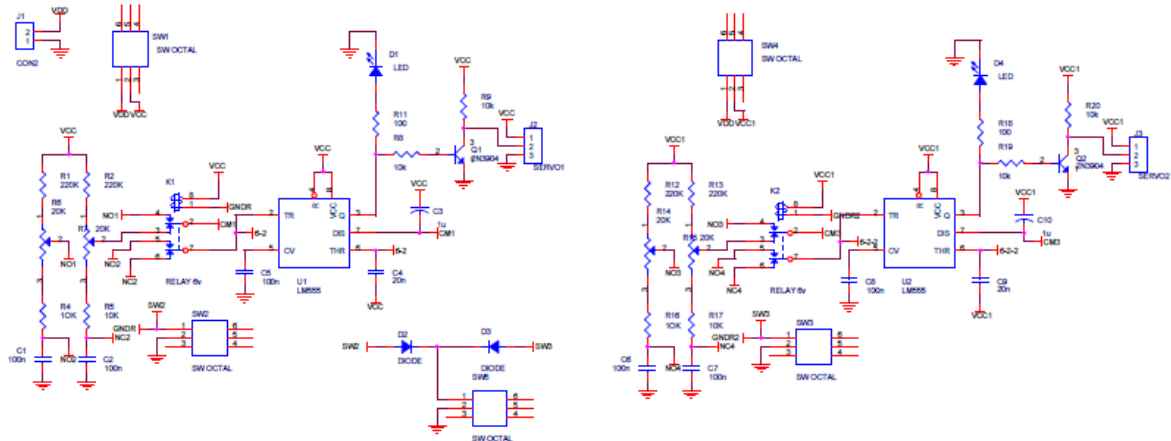
Figura 151. Circuito esquemático



Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2012

La diagramacion se desarrollo en el Software Orcad 9.0 Profesional, el resultado se describe en la imagen siguiente (Véase Figura 153).

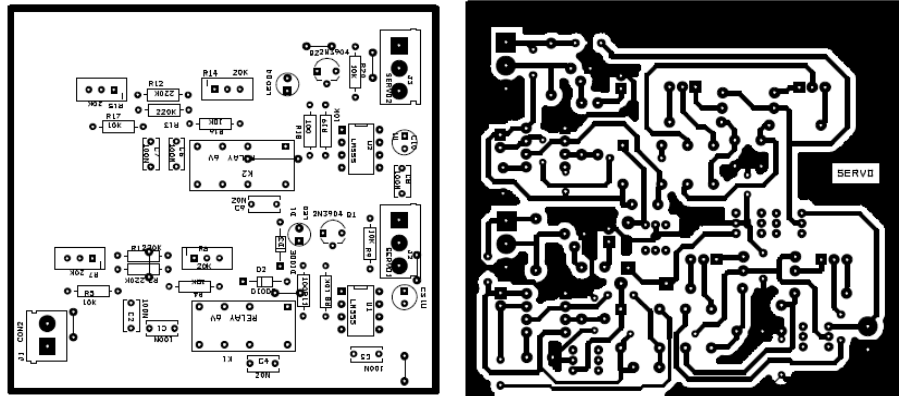
Figura 152. Diagrama esquemático del circuito



Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2013

El impreso se desarrolló con el software Orcad 9.0 Layout, el resultado se describe en la imagen inferior (Véase Figura 154).

Figura 153. Impreso del circuito



Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2012

Para la prueba se realizó un modelo que estructuralmente se asemejara a la propuesta, con el circuito en la protoboard y una estructura básicamente en un material ligero, ya que la prueba se realizó con unos servos de baja potencia, se logró realizar los movimientos en los ángulos definidos (Véase Figura 155 y 156).

Figura 154. Modelo funcional inicial



Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2013

Figura 155. Circuito final



Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2013

Figura 156. Evolución del modelo funcional



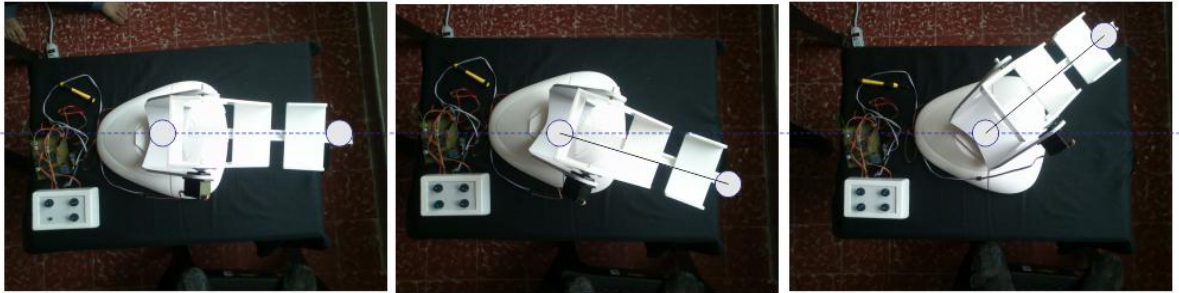
Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2013

7.2. PRUEBA DE PRECISION DEL PRODUCTO.

Desarrollado el modelo funcional, se dispone a realizar la prueba de precisión, el objetivo de la prueba es demostrar que el producto cumple con los ángulos de rotación sobre los cuales el especialista plantea la sesión terapéutica. La tarea consiste en ordenarle al modelo funcional rotar en las direcciones planteadas, La

prueba se realizó en los dos ejes de rotación, dentro de los límites de rotación de la articulación del pie tobillo. El resultado se describe en las siguientes figuras:

Figura 157. Rotación eje Z



Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2013

Figura 158. Rotación eje Y



Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2013

Las pruebas permiten corroborar que el sistema es preciso respecto a las órdenes del usuario, al poder el especialista definir ángulos máximos de rotación se tiene la seguridad de que no se va a forzar la articulación a niveles que el paciente no sea capaz de tolerar. El esquema de control con el cual se realizó la prueba consta de cuatro (4) potenciómetros los cuales permiten definir los ángulos en cada sentido de rotación en los dos servos, y el botón de inicio- apagado

Figura 159. Control modelo de prueba



Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2013

7.3 PRUEBA INTERACCIÓN,

El objetivo de la prueba consiste en transmitir el movimiento al pie a través de la férula utilizando los ángulos de rotación descritos en la propuesta, para este caso se desarrolló un modelo funcional a escala real de la pieza con la que más interacción se tiene entre el usuario y la propuesta, la férula, para el diseño se utilizaron los parámetros antropométricos del área del pie tobillo (descritos en la tabla No 21), correspondiendo está a la realidad. Para la transmisión del movimiento se utilizó un sistema mecánico de palanca, el cual facilita de manera manual la rotación sobre los ejes del sistema.

Figura 160.Fotos férula manual



Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2013

La prueba se desarrolló en compañía de especialistas, con los cuales se realizó las encuestas sobre las que se plantearon los parámetros del proyecto. La prueba planteaba dos aspectos fundamentales:

- Interacción usuario principal – modelo funcional
- Interacción paciente – modelo funcional

La evaluación heurística se fundamentó en la descripción de los parámetros con los cuales se desarrolló la propuesta y la interacción directa usuario-modelo funcional, tal y como se describen en el siguiente registro fotográfico.

Figura 161. Registro fotográfico interacción especialista- modelo funcional.



Fuente: Autor del Proyecto de Grado. Bucaramanga, 2013

De la interacción quedaron las siguientes observaciones:

- La propuesta a nivel del suelo favorece la sensación de movilidad del tobillo por parte del paciente, ya que al estar en postura sentado la percepción del espacio es similar a la postura erguida.
- La férula al ser ajustable al tamaño del pie favorece su acción en pacientes de diferentes edades.
- Al no ser un apoyo invasivo la propuesta apoya el proceso terapéutico actual.
- El volumen de la propuesta facilita su uso en espacios ajustados, facilitando la valoración y su acción en un mismo lugar.

En la prueba se pudo constatar un rozamiento en la parte posterior de la férula al realizarle la plantiflexión, debido al estiramiento que se presenta en el pie. El diseño requiere para el uso adecuado que el usuario se encuentre en posición sentada, a una altura media de 70 cm, para que la pierna se encuentre en ángulo recto con la férula, de no ser así el rozamiento es notorio en la parte posterior.

8. CONCLUSIONES

- Al recopilar información relacionada con el esguince de tobillo se identificó una necesidad en la terapia, cuantificar la evolución del paciente y conocer el comportamiento de la extremidad asociada al esguince.
- En el estudio del estado del arte se observó la falta por desarrollar tecnología que permita evolucionar en la realización de la terapia, sin necesidad de adquirir equipos costosos que requieren laboratorios especializados para su uso.
- Como resultado de la aplicación de una herramienta sistemática para la valoración de las necesidades, en comparación con los productos existentes, se logró identificar los parámetros claves con los cuales se desarrolló el producto, lo cual brinda la seguridad que el producto se diseñó pensando tanto en las necesidades del cliente, como en la competencia existente.
- El Modelo Matemático propuesto permitió simular el comportamiento del pie tobillo en una escala antropométrica real, siendo este un aporte significativo para el desarrollo de ayudas técnicas aplicadas a la zona del pie tobillo.
- La simulación virtual arrojó como resultado los límites en los cuales el producto se puede enfrentar (esfuerzos), lo que permite hacer notar que los materiales propuestos permiten un óptimo desempeño del sistema.
- El modelo funcional permitió validar el diseño del circuito, que mediante el uso de controles análogos (potenciómetros) marca los ángulos máximo y mínimo, así como la velocidad del recorrido, por lo cual satisface el requerimiento de limitar los ángulos y la velocidad según el nivel de la valoración de la lesión (Check list).

- Se cuantificó la huella ambiental del proyecto mediante el uso de software especializado.
- El trabajo dentro del grupo de investigación además del presente libro, dio como resultado la participación en diferentes actividades académicas, congresos y publicaciones científicas las cuales se describen en el anexo E.

9. RECOMENDACIONES

- El proyecto se presenta como una investigación del comportamiento fisiológico del pie tobillo y los tratamientos que se realizan para su recuperación luego de una lesión de ligamentos, el resultado son dos propuestas, un modelo matemático que describe el comportamiento real del pie tobillo al describir los ángulos de sus diferentes articulaciones, y la ayuda técnica, la cual se planteó basándose en observaciones de especialistas y en la bibliografía referenciada. Lo complejo de los requerimientos hacen pensar que para llevar a cabo este tipo de proyectos se hace necesario el trabajo en grupos interdisciplinarios.
- Se propone en la siguiente etapa del proyecto enfocar esfuerzos en la adquisición de datos, ya que se identificó la necesidad de cuantificar el proceso de rehabilitación del paciente, el cual se lleva a cabo por valoración del especialista actualmente. Se propuso el uso de un sensor de presión, se diseñó la propuesta pensando en él, pero el tiempo y la calibración del circuito para su aplicación no permitieron su valoración real.

BIBLIOGRAFÍA

ÁGUILA, AM., MACÍAS. AI. y CANO, R. Relationship of manual muscle testing to isokinetic strenght measurement. Postpolio syndrome. Abstracts Book of the 15th European Congress of Physical Medicine and Rehabilitation, 44 Congreso Nacional de la Sociedad Española de Rehabilitación y Medicina Física; 2006. p. 481

ALVIN R. Tille y DREYFUSS, Henry. The Measure of Man and Woman: Human Factors in Design. USA: Dreyfuss Associates, 2002.

ALLAN M., LEVY, M.D. Lesiones deportivas. [Online]. Enero de 2011. Disponible en: <http://lesionesdeportivasmenores.blogspot.com/>. Fecha de consulta: Marzo de 2012.

ASTRAND – RODAHL. Fisiología del trabajo físico. 3ª ed., España: Panamericana, 1992

AYALA MOSQUERA, Juan Nicolás. Diseño y construcción de una ayuda ortésica para lesiones temporales del pie. Tesis de Grado. Bucaramanga, Colombia: Universidad Industrial de Santander (UIS). Facultad de Ingenierías Fisicomecánicas, Escuela de Diseño Industrial, 2006. 264 p.

BACHMANN, LM. et al. Accuracy of Ottawa ankle rules to exclude fractures of the ankle and mid-foot: a systematic review. BMJ 2003; 326: 417-423. [online]. Madrid, España. 2011. Disponible en: <http://www.infodoctor.org/bandolera/b111s-4.html>. Fecha de consulta: Marzo de 2012.

BONSIEPE, G. En: SARAVIA PINILLA, Martha Helena. Ergonomía de concepción. Su aplicación al diseño y otros procesos proyectuales. Bogotá: Pontificia Universidad Javeriana, Facultad de Arquitectura y Diseño, 2006.

BTL. Fabricación de equipos médicos. [Online]. España, 2012. Disponible en Internet: <URL: <http://www.btlmed.es/>>. Fecha de consulta: Marzo de 2012.

BÜRDEK, Bernard E. Diseño. Historia, Teoría y Práctica del Diseño Industrial. España: Gustavo Gili, 2002.

CAILLIET, R. Síndromes dolorosos, tobillos y pie. 2ª ed. España: Manual Moderno, 1983

CALVO, J. S. y GARCÉS, E. G. Fisioterapia Deportiva. Técnicas Físicas. España: Gimnos, 2003

CAPUZ RIZO, Salvador y GÓMEZ NAVARRO, Tomás. Ecodiseño: Ingeniería Del Ciclo de Vida para el Desarrollo de Productos. España: Ed. Univ. Politéc. Valencia, 2002

CARRILLO GARCÍA, Mauricio José; ARCHILA, John Faber y VARGAS LINARES, Germán Enrique. Materiales inteligentes y sostenibles, estudio de aplicaciones industriales. *CONEM 2010 - VI Congresso Nacional de Engenharia Mecânica*. Agosto 2010 Campina Grande Brasil. ISSN 2178-180x

CEAPAT-INMSERSO. IBV. Libro blanco, I+D+I al servicio de las personas con discapacidad y las personas mayores. España: Instituto de Biomecánica de Valencia, 2003.

COLCIENCIAS. Sobre Colciencias. [online]. Bogotá, Colombia. Disponible en: http://www.colciencias.gov.co/sobre_colciencias. Fecha de consulta: Abril de 2012.

COLOMBIA. MINISTERIO DE SALUD Y PROTECCIÓN SOCIAL (MPS). [online]. Bogotá, Colombia, 2009. Disponible en: [http:// http://www.minproteccionsocial.gov.co /Paginas/Default.aspx](http://www.minproteccionsocial.gov.co/Paginas/Default.aspx). Fecha de consulta: Abril de 2012.

----- . DEPARTAMENTO ADMINISTRATIVO NACIONAL DE ESTADÍSTICAS (DANE) 2005.

COMISIÓN REGULADORA EN SALUD (CRES). [online]. Bogotá, Colombia, 2012. Disponible en: [http:// www.cres.gov.co/](http://www.cres.gov.co/). Fecha de consulta: Abril de 2012.

CRUL, M.R.M., y DIEHL, J.C. Diseño para la sostenibilidad. Un enfoque práctica para las economías en desarrollo. Delf University of Tecnology, UNEP. Programa de las Naciones Unidas para el Medio Ambiente, 2007.

ECURED. Corriente de alta frecuencia. [Online]. España, 2010. Disponible en: "http://www.ecured.cu/index.php/Corriente_de_Alta_Frecuencia". Fecha de consulta: Mayo de 2012.

ESNAULT, M. Estiramientos analíticos en fisioterapia activa. Ejercicios de estiramiento. Miembros inferiores y cintura pélvica. Pierna y pie. España: Ed. Masson, 1995.

FEDERACIÓN DE ASEGURADORES COLOMBIANOS (FASECOLDA). [Online]. Bogotá, Colombia, 2012. Disponible en: <http://www.fasecolda.com/fasecolda/>. Fecha de consulta: Mayo de 2012.

FISIOTIENDA. Tienda de medicina deportiva y fisioterapia. [Online]. España, 2012. Disponible en: <http://www.fisiotienda.com/> - España. Fecha de consulta: Junio de 2012.

GÓMEZ H., Andrés E., CARRILLO, Mauricio y ARCHILA DIAZ, Joan Faber. Estudio de ayudas técnicas tipo exoesqueleto para apoyo a pacientes con desórdenes en el movimiento. En: Revista Colombiana de Tecnología de Avanzada. Universidad de Pamplona, 2010.

GOMEZ HERNANDEZ, Andrés Eduardo; ARCHILA DIAZ, John Faber y VILLAFRADES GONZALEZ, Fabio Andelfo. Ortesis activas y desarrollo del modelo cinemático para miembro inferior. Colombia, Nacional Evento: Congreso de Ingeniería Mecánica UIS. Año 2010. Memorias, Congreso Nacional De Ingeniería Mecánica UIS 2010 (ISBN 978 - 958 - 57001 - 0 - 9) ISBN: 978-958-57001-0-9 vol: 200 p.: 8, 1

GUIRAO CANO, L. Tratamiento funcional del esguince de tobillo. En: Revista Universidad Complutense Madrid, Biblioteca Complutense Cinse. 2004. vol. 38. Nº 4. p. 182-187.

HAVERBECK, Juan Fortune; ARENAS, Jaime P., y PALMA, Carlos L. Manual de Ortopeda y Traumatología. Chile: Pontificia Universidad Católica de Chile, 2005.

Hinrichsen, Don. Our Common Future: A Reader's Guide. USA: Earthscan, 1987

HUESA JIMÉNEZ, F. Medición de fuerza. Bosquejo histórico. Aparatos isocinéticos en el mercado. En: HUESA JIMÉNEZ, F. y CARABIAS AGUILAR, A. Isocinéticos: metodología y utilización. Madrid: MAPFRE, 2000. p. 35-42.

IDEO. A Design and Innovation Consulting Firm. [Online]. USA, 2012. Disponible en: <http://www.ideo.com>. Fecha de consulta: Junio de 2012.

JETTE DU., BACON, K., BATTY, C., CARLSON, M., FERLAND A., HEMINGWAY, RD. et al. Evidence-based practice: beliefs, attitudes, knowledge, and behaviours of physical therapists. *Phys Ther.* 2003; 83(9):786-805.) .

KARWOWSKI W., y MARRAS, W.S. Occupational Ergonomics. Principles of Work Designs. USA: CRC Press, 2003.

KAPANDJI, A.I. Fisiología articular. Miembro inferior. 5ª ed., España: Panamericana, 2007.

KNUDSON, D. Fundamentals of biomechanis. 2ª ed., USA: Campanies, 2003.

KULUND, D. Lesiones del deportista. Barcelona, España: Salvat Editores, 2990.

LÓPEZ VICENTE, María Amparo. España: Fundación CEDAT. Instituto de Biomecánica de Valencia, 2003

MAHER CG, SHERRINGTON, C., ELKINS, M., HERBERT, RD. y MOSELEY, AM. Challenges for Evidence-Based Physical Therapy: accessing and interpreting High-Quality Evidence on Therapy. *PhysTher.* 2004;84 (7):644-54.)

MUNUERA, L.. Introducción a la Traumatología y Cirugía Ortopédica. Madrid, España: Mc. Graw-Hill Interamericana de España S. A. U., 1996

NORDIN, Margareta. Biomecánica básica del sistema musculoesquelético. 3ª ed., España: Mc. Graw Hill, 2004.

OBORNE, D.K. Ergonomía en acción. La adaptación del medio de trabajo al hombre. España: Trillas, 1998.

ORGANIZACIÓN MUNDIAL DE LA SALUD (OMS)- OPS. Clasificación Internacional del Funcionamiento, de la Discapacidad y de la Salud – CIF. 2001

PHILIPS, Mckerrow. Introduction to robotics. USA: Addison-Wesley.1991

PONS, José Luís. Weareable Robots. Biomechatronic exoskeletons. España: John Wiley y Sons Ltd., 2008.

PRENTICE, W.E. Técnicas de rehabilitación en la medicina deportiva. 3ª ed., Paidotribo, 2001.

REPÚBLICA DE COLOMBIA. DEPARTAMENTO NACIONAL DE PLANEACIÓN (DNP). Plan Nacional de Desarrollo 2010-2014. [online]. [Bogotá, Colombia]. Abril 20 de 2012. Disponible en: <http://www.dnp.gov.co/PND/PND20102014.aspx>. Fecha de consulta: Julio de 2012.

SHAWN, H. Simplemente pregunta: integración de la accesibilidad en el diseño. España: Madison, 2008.

SHEPPARD, J. Anatomy A. Complete guide for artists. USA: Watson-Guption, 1977.

SCIENTIFIC & MEDICAL ART. SMART Imagebase. [Online]. 1997-2012. Ipswich, MA. Disponible en: <http://ebSCO.smartimagebase.com>. Fecha de consulta: Julio de 2012.

TECNOLOGÍA Y REHABILITACIÓN. [Online]. Buenos Aires, Argentina. 2012. Disponible en: <http://tecnologiayrehabilitacion.blogspot.com/>. Fecha de consulta: Agosto de 2012.

TONY CHAI. [Online]. 2012. Disponible en: <http://www.tonychai.com/resume.html>. Fecha de consulta: Agosto de 2012.

VICON MOTION SYSTEMS. [Online]. USA, 2012. Disponible en: <http://www.vicon.com/company/press.html>. Fecha de consulta: Septiembre de 2012.

ULRICH, Karl T. y EPPINGER, Steven D. Product design and development. USA: Mc. Graw Hill, 2008.

Y.C., Fung. Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues. 2 ed., California, San Diego, USA, 1993.

ANEXOS

ANEXO A. Formato de entrevista aplicada

Preguntas en el Contexto

Número de entrevista: _____

Lugar: _____

Encuestado: _____

1. Describa su actividad laboral.

2. ¿Cree usted que las posturas adoptadas en su actividad laboral pueden generar molestias? ¿Cuáles?

3. ¿Qué tipo de factores facilitan su actividad profesional?

4. ¿Como le gustaría realizar una sesión para el esguince de tobillo?

5. ¿De qué manera(s) valora la(s) evidencia(s) de la evolución de la lesión.

6 ¿Hay alguna herramienta de la que tenga conocimiento que le parezca pueda aportar al tratamiento de la lesión? ¿Cuál?

7 Describa el proceso de diagnóstico de la lesión.

8 Cuáles son los costos del tratamiento.

9 Como se imagina una herramienta para el tratamiento de la lesión. (Que facilite o realice una actividad, facilite la valoración médica, etc.).

Observaciones: _____

ANEXO B. Formato de encuesta

El formato de la encuesta se presenta a continuación.

Proyecto Ayuda Técnica Mecatrónica. GIROD 2011.

Mauricio J. Carrillo G. 2006359. Diseño Industrial-UIS.

Encuesta Valoración Necesidades.

Núm. De Encuesta: _____

Lugar: _____

Encuestado: _____

Cordial Saludo.

Agradeciendo de antemano su participación en la encuesta, la siguiente tabla describe las necesidades identificadas anteriormente para el desarrollo del proyecto **ATM-ET** (Ayuda Técnica Mecatrónica Esguince Tobillo). Para cada uno de los siguientes enunciados por favor indique en una escala de 1 a 5 que tan importante es para usted en el desarrollo de su actividad.

6. Función deseable, no consideraría un producto con esta función.
7. Función es importante, pero no me importaría tenerla.
8. Sería bueno tener esta función, pero no es necesaria.
9. Función altamente deseable, pero consideraría un producto sin ella.
10. Función de importancia crítica. No consideraría un producto sin esta función.

Requerimiento	Importancia
Portable	
Facilidad de uso	
Generar un ejercicio físico.	
Mejorar la propiocepción.	
Fortalecer los músculos.	
Medir la Fuerza.	
Disminuye la carga física del especialista	
Se ajusta a las medidas del paciente.	
Fácil de mantener	
Permite la aplicación de otras técnicas físicas.	
Ligero	
Seguro	
Atractivo	
Confortable	
Status	

OBSERVACIONES:

ANEXO C. Registro Fotográfico

Figura 159. Doctor Alfonso Gutiérrez, Especialista Profesional de la Salud



Fuente: Autor del Proyecto de Grado

Figura 160. Doctor Freddy Neira, Especialista profesional de la salud



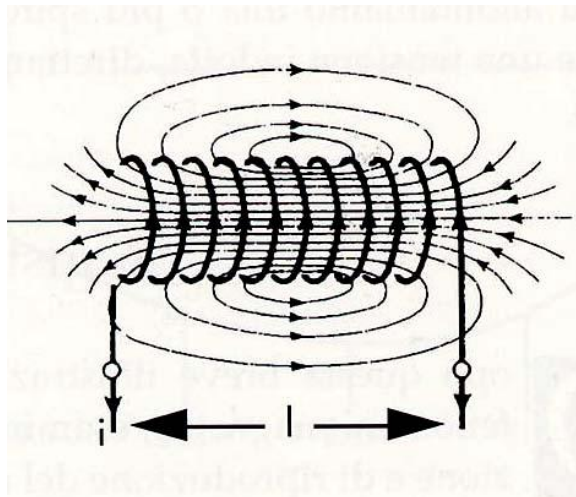
Fuente: Autor del Proyecto de Grado

ANEXO D. Circuitos: Funcionamiento teórico en los elementos esquemáticos de los componentes del circuito físico competente

- **Elementos pasivos lineales**

- **Bobina.** Los inductores o bobinas son componentes pasivos que se usan en los circuitos eléctricos y electrónicos que manifiestan o materializan el fenómeno de autoinducción que consiste en almacenar energía en forma de campos magnéticos (Véase Figura 161).

Figura 161. Bobina

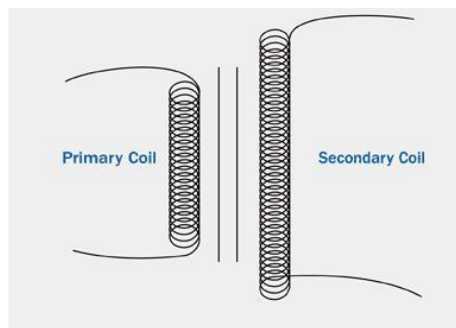


Fuente: TEXTOS CIENTÍFICOS. Resistencias, capacitores e inductancias. [online]. Septiembre 2005. Disponible en Internet: <URL: <http://www.textoscientificos.com/fisica/resistencias>

Los inductores está constituidos normalmente cilindro hueco o macizo embobinado a manera de espiras compuestas de un material o hilo conductor, normalmente se usa alambre o hilo de cobre esmaltado. Existen múltiples inductores conformados por núcleo de aire o con núcleo fabricado de material ferro magnético que incrementa su capacidad de inducción magnética.

– **Transformador.** Un transformador es un dispositivo eléctrico que aumenta o disminuye la tensión en los circuitos eléctricos que trabajan en corriente alterna, manteniendo la frecuencia. La potencia que ingresa al equipo, en el caso de un transformador ideal (sin pérdidas), es igual a la que se obtiene a la salida. Las máquinas reales presentan un pequeño porcentaje de pérdidas, dependiendo de su diseño y tamaño (Véase Figura 162)

Figura 162. Transformador



Fuente: Electrónicabásica. com. [Online]. Disponible en internet: <URL: <http://www.electronica-basica.com/camara-con-flash.html>>

El transformador es un dispositivo que convierte la energía eléctrica alterna de un cierto nivel de tensión, en energía alterna de otro nivel de tensión, por medio de interacción electromagnética. Está constituido por dos o más bobinas de material conductor, aisladas entre sí eléctricamente y por lo general enrolladas alrededor de un mismo núcleo de material ferromagnético. La única conexión entre las bobinas la constituye el flujo magnético común que se establece en el núcleo.

Los transformadores son dispositivos basados en el fenómeno de la inducción electromagnética y están constituidos, en su forma más simple, por dos bobinas devanadas sobre un núcleo cerrado, fabricado bien sea de hierro dulce o de láminas apiladas de acero eléctrico, aleación apropiada para optimizar el flujo magnético. Las bobinas o devanados se denominan primarios y secundarios según correspondan a la entrada o salida del sistema en cuestión,

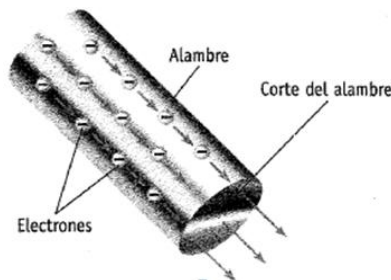
respectivamente. También existen transformadores con más devanados; en este caso, puede existir un devanado "terciario", de menor tensión que el secundario.

Si se aplica una fuerza electromotriz alterna en el devanado primario, circulará por éste una corriente alterna que creará a su vez un campo magnético variable. Este campo magnético variable originará, por inducción electromagnética, la aparición de una fuerza electromotriz en los extremos del devanado secundario.

– **Conductor.** Un conductor eléctrico es elemento o material que ofrece poca resistencia al paso de la corriente eléctrica.

Los mejores conductores eléctricos son los elementos metálicos oro y plata, pero estos no son de obtención y producción económica por tal motivo los más usados por su relación costo y capacidad conductora son metales como el cobre, el hierro y el aluminio los demás metales y sus aleaciones, aunque también existen otros materiales no metálicos que también poseen la propiedad de conducir la electricidad, como el grafito o las disoluciones y soluciones salinas (por ejemplo, el agua de mar) o cualquier material en estado de plasma (Véase Figura 163).

Figura 163. Conductor



Fuente: Matemática y Física. [Online]. Colombia, 2011. Disponible en Internet: <URL: <http://alexalf.blogspot.com/2009/04/campo-electrico.html>

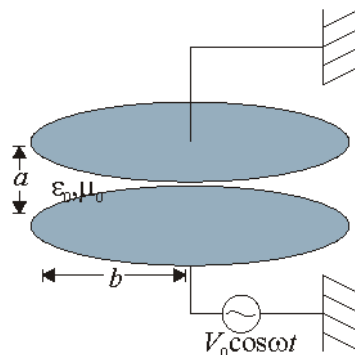
El aluminio es el metal que si bien tiene una conductividad eléctrica del orden del 60% inferior es, sin embargo, un material tres veces más ligero, por lo que su empleo está más indicado en líneas aéreas de transmisión de energía eléctrica en las redes de alta tensión¹

Aplicaciones de los conductores:

- * Conducir la electricidad de un punto a otro (pasar electrones a través del conductor; los electrones fluyen debido a la diferencia de potencial).
- * Establecer una diferencia de potencial entre un punto A y B.
- * Crear campos electromagnéticos (como en las bobinas y electroimanes).
- * Modificar el voltaje (con el uso de transformadores).
- * Crear resistencias (con el uso de conductores no muy conductivos).

– **Condensador.** Un condensador es un dispositivo pasivo, que se utiliza en electricidad y electrónica, que es capaz de almacenar energía sustentando un campo eléctrico. Está formado por un par de superficies conductoras, generalmente en forma de láminas o placas, en situación de influencia total separadas por un material dieléctrico o por el vacío. Las placas, sometidas a una diferencia de potencial, adquieren una determinada carga eléctrica, positiva en una de ellas y negativa en la otra, siendo nula la variación de carga total (Véase Figura 164)

Figura 164. Condensador



FUENTE: Matemática y Física. [Online]. Colombia, 2011. Disponible en Internet: <URL: <http://alexalf.blogspot.com/2009/04/campo-electrico.html>

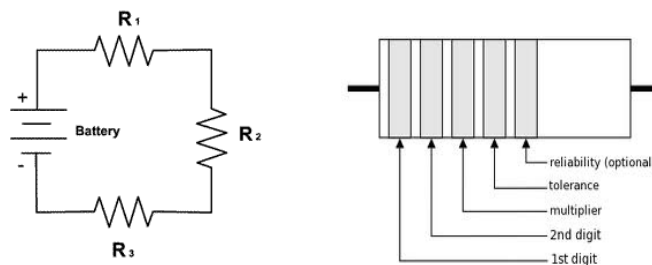
Desde un punto físico un condensador no almacena carga ni corriente eléctrica, sino simplemente energía mecánica latente; pero al ser introducido en un circuito se comporta en la realidad como un elemento capaz de almacenar la energía

eléctrica que recibe durante la carga, a la vez que la cede de igual forma durante la descarga.

– **Resistor.** Un resistor es un componente electrónico que está diseñado para introducir una resistencia eléctrica determinada entre dos puntos de un circuito. Son conocidos como resistencias. Hacen parte como elementos complementarios básicos de electrodomésticos como en las planchas y calentadores; se emplean las resistencias normalmente para producir calor aprovechando el efecto Joule (Véase Figura 165).

Es un material formado en la gran mayoría de los casos por carbón y otros elementos resistivos para disminuir la corriente que pasa por un conductor u oponerse al paso de esta. La corriente máxima en un resistor viene condicionada por la máxima potencia que puede disipar su cuerpo. Esta potencia se puede identificar visualmente a partir del diámetro sin que sea necesaria otra indicación. Los valores más comunes son 0,25 W, 0,5 W y 1 W.

Figura 165. Resistor



FUENTE: Resistor. [Online]. USA. 2010. Disponible en Internet: <URL: <http://electrical-info.com/resistors/>>

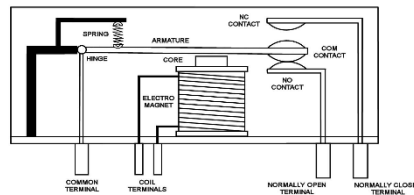
Existen varios tipos de resistencias de valor variable, estas reciben el nombre de potenciómetros.

Tabla 58. Tabla de valores en magnitud resistiva omnios, tolerancia y coeficiente de temperatura

Color de la banda	Valor de la 1ª cifra significativa	Valor de la 2ª cifra significativa	Multiplicador	Tolerancia	Coeficiente de temperatura
Negro	-	0	1	-	-
Marrón	1	1	10	±1%	100ppm/°C
Rojo	2	2	100	±2%	50ppm/°C
Naranja	3	3	1 000	-	15ppm/°C
Amarillo	4	4	10 000	±4%	25ppm/°C
Verde	5	5	100 000	±0,5%	20ppm/°C
Azul	6	6	1 000 000	±0,25%	10ppm/°C
Violeta	7	7	10000000	±0,1%	5ppm/°C
Gris	8	8	100000000	±0.05%	1ppm/°C
Blanco	9	9	1000000000	-	-
Dorado	-	-	0,1	±5%	-
Plateado	-	-	0,01	±10%	-
Ninguno	-	-	-	±20%	-

- **Relay.** El relé o relevador es un dispositivo de tipo electromecánico. Funciona como un interruptor que es controlado a su vez por un circuito eléctrico que consiste en una bobina y un electroimán, que acciona un juego de uno o varios contactos que permiten abrir o cerrar otros circuitos eléctricos independientes. Fue inventado por Joseph Henry en 1835 (Véase Figura 166)

Figura 166. Relay



FUENTE: Relay. [Online]. USA. Enero de 2012. Disponible en internet: <URL: <http://www.gloab.com/relays/relays.html>

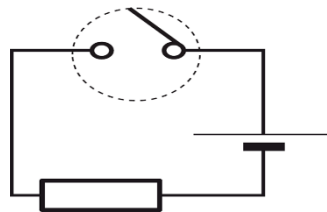
Ya que el relé puede controlar un circuito de salida de mayor potencia que el de entrada, puede considerarse, en un amplio sentido, como un amplificador

eléctrico. Se utilizaron en telegrafía, haciendo la función de repetidores que generaban una nueva señal con corriente procedente de pilas locales a partir de la señal débil recibida por la línea.

- **Elementos pasivos electromecánicos**

- **Interruptores.** Un interruptor eléctrico es un dispositivo utilizado para cambiar la dirección o inter corriente eléctrica. Existen innumerables aplicaciones para este elemento mecánico, desde un interruptor que apaga o enciende un bombillo, hasta un complicado selector de transferencia automático de múltiples capas controlado por computadora (Véase Figura 167).

Figura 167. Interruptor

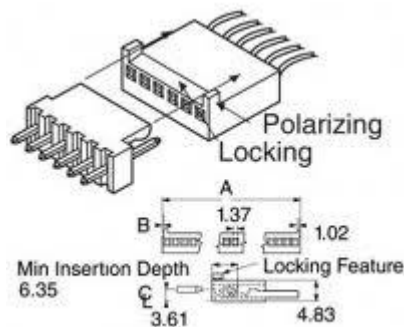


Fuente: Interruptor. [Online]. 2007. España. Disponible en internet: <URL: http://www.kalipedia.com/tecnologia/tema/electronica/funcionamiento-transistor-interruptor.html?x=20070822klpingtcn_129.Kes

Consiste en dos contactos de metal inoxidable y un actuador. Los contactos, normalmente están separados, y se unen para permitir que la corriente pase, circule o se transmita. El actuante es la parte mecánica o móvil que en una de sus posiciones hace presión sobre los contactos para mantenerlos unidos.

- **Conector.** Un conector eléctrico es un dispositivo que se usa para unir circuitos eléctricos. En informática, son muy conocidos también como interfaces físicas. Constituidos generalmente de un enchufe (macho) y una base (hembra). (Véase Figura 168).

Figura 168. Conector



Fuente: Conector. [Online]. Disponible en Internet: <URL: <http://www.shoptronica.com/885-conector-molex-hembra-254mm.html>>

Son caracterizados por su patillaje y construcción física, tamaño, resistencia de contacto, aislamiento entre los pines, robustez y resistencia a la vibración, resistencia a la entrada de agua u otros contaminantes, resistencia a la presión, fiabilidad, tiempo de vida, facilidad de conexión y desconexión.

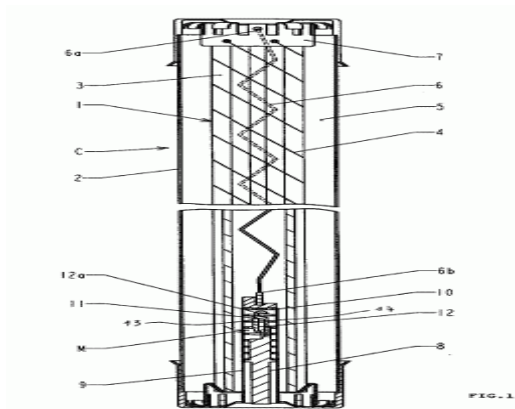
Pueden estar hechos para impedir que se conecten de manera incorrecta, conectando los pines equivocados donde van otros, y tener mecanismos de bloqueo para asegurar que están completamente conectados y no puedan soltarse o salirse. Algunos conectores están diseñados de tal manera que ciertos pines hagan contacto antes que otros hayan sido insertados, evitando así el rompimiento durante la desconexión; de esta manera se protegen los circuitos que suelen tener conectores de alimentación, por ejemplo, conectando la tierra común primero, y secuenciando las conexiones correctamente en aplicaciones de intercambio en caliente.

Por lo general, es conveniente un conector que sea fácil de identificar visualmente y de ensamblar, que sólo requiera de herramientas sencillas, y sea económico. En algunos casos el fabricante de equipos puede optar por un conector específico debido a que no es compatible con otros conectores, lo que permite el control de lo que puede ser conectado. Ningún conector tiene todas las propiedades ideales;

la proliferación de la variada gama de conectores es un reflejo de los diferentes requisitos.

– **Fusible.** Se denomina fusible a un dispositivo eléctrico, que esta constituido por un filamento o una fina lámina de un metal o aleación de bajo punto de fusión que se intercala en un punto determinado de una instalación eléctrica para que se funda, por Efecto Joule, cuando la intensidad de corriente supere, por un cortocircuito o un exceso de carga, un determinado valor que pudiera hacer peligrar la integridad de los conductores de la instalación con el consiguiente riesgo de incendio o destrucción de otros elementos (Véase Figura 169).

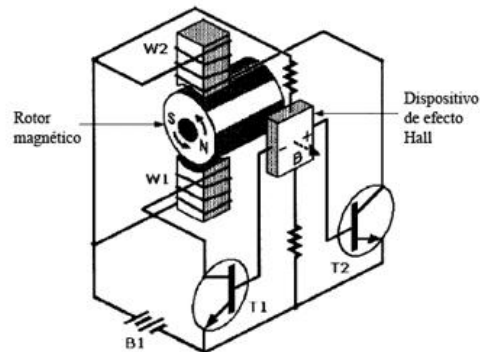
Figura 169. Fusible



Fuente: Fusible. [Online]. 2010. Disponible en Internet: <URL: <http://patentados.com/invento/fusible-electrico.html>

– **Servomotor.** Un servomotor es un dispositivo parecido a un motor de corriente continua que tiene la capacidad de posicionarse o de ubicarse en cualquier posición dentro de su rango de operación, y mantenerse estable en dicha posición. Un servomotor es un motor eléctrico que consta con la capacidad de ser controlado, tanto en velocidad como en posición (Véase Figura 170).

Figura 170. Servomotor



Fuente: Servomotor. [Online]. Disponible en Internet:<URL:<http://www.photomobiware.com/tech/technical20.php>>

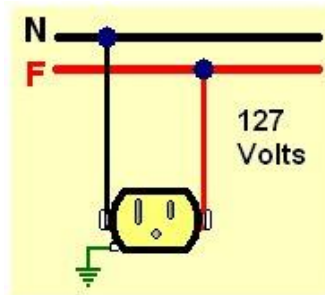
Los servos se utilizan muy frecuentemente en sistemas de radio control y en robótica, pero su uso no está limitado a estos. Es posible modificar un servomotor para obtener un motor de corriente continua que, si bien ya no tiene la capacidad de control del servo, conserva la fuerza, velocidad y baja inercia que caracteriza a estos dispositivos.

- **Elementos activos**

- **Fuente de alimentación (generador energía)**

* **Enchufe.** Un enchufe es un dispositivo formado por dos elementos, la clavija y la toma de corriente o tomacorriente, que se conectan uno al otro para establecer una conexión eléctrica que permita el paso de la corriente alterna AC (Véase Figura 171).

Figura 171. Escuche



Fuente: Enchufe. [Online]. 2010. Disponible en Internet: <URL: <http://www.google.com.co/imgres?q=tomacorriente&start>

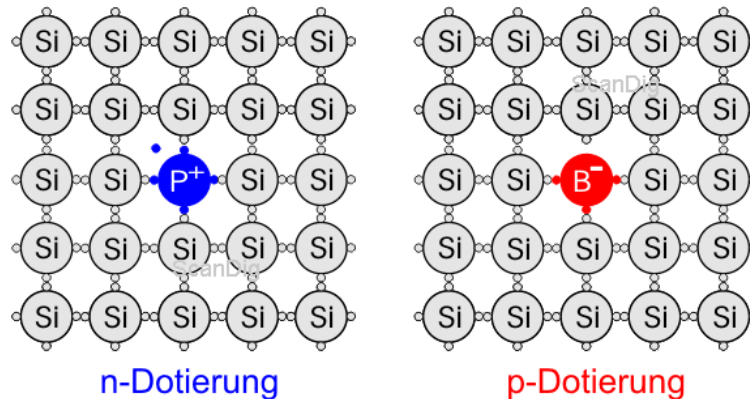
- Enchufe macho o clavija: Un enchufe macho o clavija es una pieza de material aislante de la que sobresalen varillas metálicas que se introducen en el enchufe hembra para establecer la conexión eléctrica. Por lo general se encuentra en el extremo de cable. Su función es establecer una conexión eléctrica con la toma de corriente que se pueda manipular con seguridad. Existen clavijas de distintos tipos y formas que varían según las necesidades y normas de cada producto o país.
- Enchufe hembra o tomacorriente: El enchufe hembra, tomacorriente o toma de corriente generalmente se sitúa en la pared, ya sea colocado de forma superficial (enchufe de superficie) o empotrado en la pared montado en una caja (enchufe de cajillo o tomacorriente empotrado), siendo éste el más común. Constan, como mínimo, de dos piezas metálicas que reciben a su homóloga macho para permitir la circulación de la corriente eléctrica. Estas piezas metálicas quedan fijadas a la red eléctrica por tornillos o, actualmente con mayor frecuencia, por medio de unas pletinas plásticas que, al ser empujadas, permiten la entrada del hilo conductor y al dejar de ejercer presión sobre ellas, unas chapas apresan el hilo, impidiendo su salida.

- Enchufe de superficie: El enchufe de superficie ha sido, en el pasado, muy utilizado para instalaciones antiguas por su facilidad de instalación, al no precisar de obras. Sigue siendo utilizado para ampliar (a menudo de manera fraudulenta y peligrosa) las instalaciones principales, normalmente del tipo empotrado, por esas mismas razones. Existen líneas de fabricación de este tipo de producto destinadas específicamente a lugares rústicos o casas antiguas, cuyo exterior se asemeja a los primeros interruptores, y a menudo, fabricados con materiales como la porcelana o la baquelita.
- Enchufe de cajillo o empotrado: En este tipo de enchufes, la mayor parte del dispositivo queda dentro de la pared, en un hueco perforado, quedando acondicionado mediante una caja de material termoplástico. El cajillo alberga la parte del enchufe donde se conectan los cables.

La parte exterior sirve para impedir el contacto con las partes con tensión y para embellecer el aspecto del dispositivo. En la actualidad, la parte exterior viene separada de la interior, incluso se suelen vender por separado. Es importante señalar que existen, en cada país, estándares de medida.

- **Semiconductores.** Un semiconductor es un elemento que se comporta como un conductor o como aislante dependiendo de diversos factores, como por ejemplo el campo eléctrico o magnético, la presión, la radiación que le incide, o la temperatura del ambiente en el que se encuentre (Véase Figura 172).

Figura 172. Semiconductores



Fuente: Semiconductores. [Online]. Disponible en Internet: <URL: <http://www.filmscanner.info/es/CCDSensoren.html>>

Los elementos químicos semiconductores de la tabla periódica se indican en la tabla adjunta.

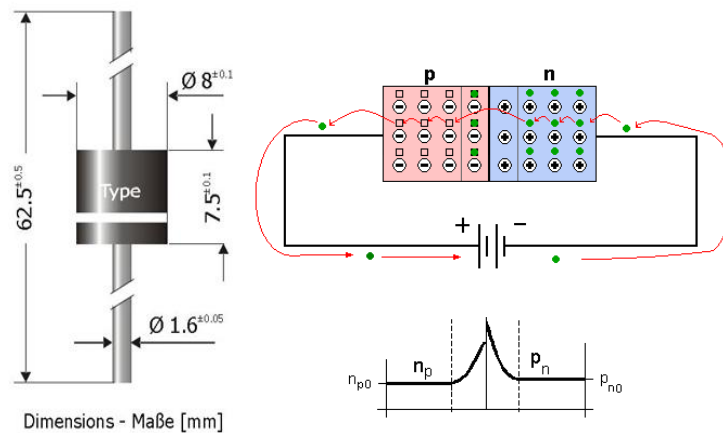
Tabla 59. Elementos químicos semiconductores

Elemento	Grupos	Electrones en la última capa
Cd	12	2 e ⁻
Al, Ga, B, In	13	3 e ⁻
Si, C, Ge	14	4 e ⁻
P, As, Sb	15	5 e ⁻
Se, Te, (S)	16	6 e ⁻

El elemento semiconductor más usado es el silicio, el segundo el germanio, aunque idéntico comportamiento presentan las combinaciones de elementos de los grupos 12 y 13 con los de los grupos 14 y 15 respectivamente (AsGa, PIn, AsGaAl, TeCd, SeCd y SCd). Posteriormente se ha comenzado a emplear también el azufre. La característica común a todos ellos es que son tetravalentes, teniendo el silicio una configuración electrónica s²p².

- **Diodo rectificador.** En electrónica, un rectificador es el elemento o circuito que permite convertir la corriente alterna en corriente continua. Esto se realiza utilizando diodos rectificadores, ya sean semiconductores de estado sólido, válvulas al vacío o válvulas gaseosas como las de vapor de mercurio (Véase Figura 173).

Figura 173. Diodo rectificador



Fuente: Diario electrónico [Online]. Madrid, 2011. Disponible en Internet: <URL: <http://www.diarioelectronico hoy.com/diodos-rectificadores-schottky/>>

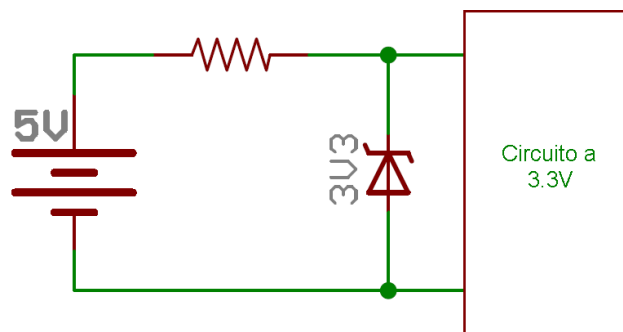
Dependiendo de las características de la alimentación en corriente alterna que emplean, se les clasifica en monofásicos, cuando están alimentados por una fase de la red eléctrica, o trifásicos cuando se alimentan por tres fases.

Atendiendo al tipo de rectificación, pueden ser de media onda, cuando sólo se utiliza uno de los semiciclos de la corriente, o de onda completa, donde ambos semiciclos son aprovechados.

El tipo más básico de rectificador es el rectificador monofásico de media onda, constituido por un único diodo entre la fuente de alimentación alterna y la carga.

- **Diodo zener.** El diodo Zener es un diodo de silicio que se ha construido para que funcione en las zonas de rupturas, recibe ese nombre por su inventor, el Dr. Clarence Melvin Zener. El diodo zener es la parte esencial de los reguladores de tensión casi constantes con independencia de que se presenten grandes variaciones de la tensión de red, de la resistencia de carga y temperatura (Véase Figura 174)

Figura 174. Diodo Zener



Fuente: Diario electrónico [Online]. Madrid, 2011. Disponible en Internet: <URL: <http://www.diarioelectronico.com/diodos-rectificadores-schottky/>>

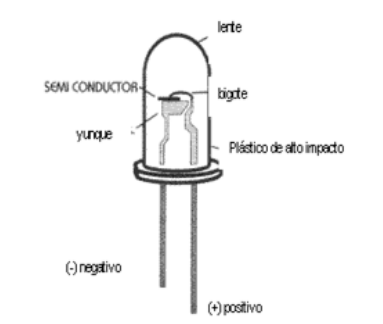
Son mal llamados a veces diodos de avalancha, pues presentan comportamientos similares a estos, pero los mecanismos involucrados son diferentes.

Características:

Si a un diodo Zener se le aplica una corriente eléctrica de Ánodo al Cátodo toma las características de un diodo rectificador básico. Pero si se le suministra una corriente inversa, el diodo solo dejara pasar un voltaje constante. En conclusión: el diodo Zener debe ser polarizado al revés para que adopte su característica de regulador de tensión. Su símbolo es como el de un diodo normal pero tiene 2 terminales a los lados. Este diodo se comporta como un diodo convencional en condiciones de alta corriente, porque cuando recibe

- **Diodo Led.** El LED (Light-Emitting Diode: Diodo Emisor de Luz), es un dispositivo semiconductor que emite luz incoherente de espectro reducido cuando se polariza de forma directa la unión PN en la cual circula por él una corriente eléctrica . Este fenómeno es una forma de electroluminiscencia, el LED es un tipo especial de diodo que trabaja como un diodo común, pero que al ser atravesado por la corriente eléctrica, emite luz. Este dispositivo semiconductor está comúnmente encapsulado en una cubierta de plástico de mayor resistencia que las de vidrio que usualmente se emplean en las lámparas incandescentes. Aunque el plástico puede estar coloreado, es sólo por razones estéticas, ya que ello no influye en el color de la luz emitida. Usualmente un LED es una fuente de luz compuesta con diferentes partes, razón por la cual el patrón de intensidad de la luz emitida puede ser bastante complejo (Véase Figura 175).

Figura 175. Diodo LED



Fuente: Monografias. [Online]. 2010. Disponible en Internet: <URL: <http://www.monografias.com/trabajos60/diodo-led/diodo-led.shtml>

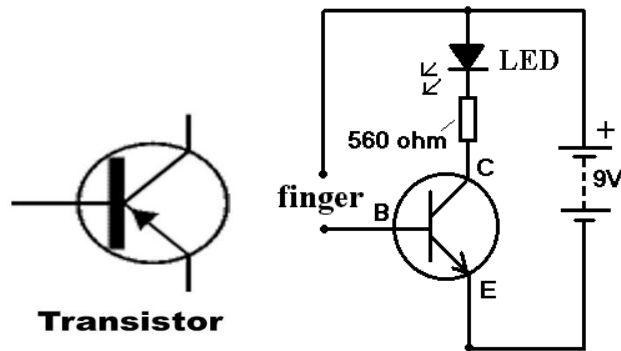
Para obtener una buena intensidad luminosa debe escogerse bien la corriente que atraviesa el LED y evitar que este se pueda dañar; para ello, hay que tener en cuenta que el voltaje de operación va desde 1,8 hasta 3,8 voltios aproximadamente (lo que está relacionado con el material de fabricación y el color de la luz que emite) y la gama de intensidades que debe circular por él varía según su aplicación. Los Valores típicos de corriente directa de polarización de un LED están comprendidos entre los 10 y 20 miliamperios (mA) en los diodos de

color rojo y de entre los 20 y 40 miliamperios (mA) para los otros LED. **Los** diodos LED tienen enormes ventajas sobre las lámparas indicadoras comunes, como su bajo consumo de energía, su mantenimiento casi nulo y con una vida aproximada de 100,000 horas. Para la protección del LED en caso haya picos inesperados que puedan dañarlo. Se coloca en paralelo y en sentido opuesto un diodo de silicio común

En general, los LED suelen tener mejor eficiencia cuanto menor es la corriente que circula por ellos, con lo cual, en su operación de forma optimizada, se suele buscar un compromiso entre la intensidad luminosa que producen (mayor cuanto más grande es la intensidad que circula por ellos) y la eficiencia (mayor cuanto menor es la intensidad que circula por composición de los LED

- **Transistor.** El transistor es un dispositivo electrónico semiconductor que cumple funciones de amplificador, oscilador, conmutador o rectificador. El término "transistor" es la contracción en inglés de transfer resistor ("resistencia de transferencia"). Actualmente se encuentran prácticamente en todos los aparatos domésticos de uso diario: radios, televisores, grabadoras, reproductores de audio y video, hornos de microondas, lavadoras, automóviles, equipos de refrigeración, alarmas, relojes de cuarzo, ordenadores, calculadoras, impresoras, lámparas fluorescentes, equipos de rayos X, tomógrafos, ecógrafos, reproductores mp3, teléfonos celulares, etc. (Véase Figura 176).

Figura 176. Transistor



Fuente: TC. Circuito day. [Online]. Septiembre 2009. Disponible en Internet: <URL: <http://www.circuitstoday.com/thyristor-vs-transistor/transistor>

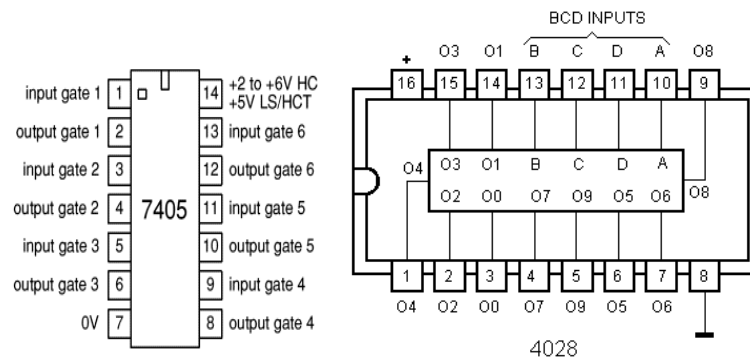
El transistor consta de un sustrato (usualmente silicio) y tres partes dopadas artificialmente (contaminadas con materiales específicos en cantidades específicas) que forman dos uniones bipolares, el emisor que emite portadores, el colector que los recibe o recolecta y la tercera, que está intercalada entre las dos primeras, modula el paso de dichos portadores (base). A diferencia de las válvulas, el transistor es un dispositivo controlado por corriente y del que se obtiene corriente amplificada. En el diseño de circuitos a los transistores se les considera un elemento activo, a diferencia de los resistores, condensadores e inductores que son elementos pasivos. Su funcionamiento sólo puede explicarse mediante mecánica cuántica.

De manera simplificada, la corriente que circula por el "colector" es función amplificada de la que se inyecta en el "emisor", pero el transistor sólo gradúa la corriente que circula a través de sí mismo, si desde una fuente de corriente continua se alimenta la "base" para que circule la carga por el "colector", según el tipo de circuito que se utilice. El factor de amplificación o ganancia logrado entre corriente de colector y corriente de base, se denomina Beta del transistor. Otros parámetros a tener en cuenta y que son particulares de cada tipo de transistor son: Tensiones de ruptura de Colector Emisor, de Base Emisor, de Colector Base, Potencia Máxima, disipación de calor, frecuencia de trabajo, y varias tablas donde

se grafican los distintos parámetros tales como corriente de base, tensión Colector Emisor, tensión Base Emisor, corriente de Emisor, etc. Los tres tipos de esquemas (configuraciones) básicos para utilización analógica de los transistores son emisor común, colector común y base común.

- **Integrado.** Un circuito integrado (CI), también conocido como chip o microchip, es una pastilla pequeña de material semiconductor, de algunos milímetros cuadrados de área, sobre la que se fabrican circuitos electrónicos generalmente mediante fotolitografía y que está protegida dentro de un encapsulado de plástico o cerámica. El encapsulado posee conductores metálicos apropiados para hacer conexión entre la pastilla y un circuito impreso (Véase Figura 177).

Figura 177. Integrado



Fuente: Fundamentos de lógica integral. [Online]. Argentina. Noviembre de 2007. Disponible en Internet: <URL: <http://logica-digital.blogspot.com/2007/11/las-tres-funciones-lgicas-bsicas.html>>

Existen al menos tres tipos de circuitos integrados:

- **Circuitos monolíticos:** Están fabricados en un solo monocristal, habitualmente de silicio, pero también existen en germanio, arseniuro de galio, silicio-germanio, etc.
- **Circuitos híbridos de capa fina.** Son muy similares a los circuitos monolíticos, pero, además, contienen componentes difíciles de fabricar con tecnología

monolítica. Muchos conversores A/D y conversores D/A se fabricaron en tecnología híbrida hasta que los progresos en la tecnología permitieron fabricar resistores precisos.

- **Circuitos híbridos de capa gruesa.** Se apartan bastante de los circuitos monolíticos. De hecho suelen contener circuitos monolíticos sin cápsula, transistores, diodos, etc., sobre un sustrato dieléctrico, interconectados con pistas conductoras. Los resistores se depositan por serigrafía y se ajustan haciéndoles cortes con láser. Todo ello se encapsula, en cápsulas plásticas o metálicas, dependiendo de la disipación de energía calórica requerida. En muchos casos, la cápsula no está "moldeada", sino que simplemente se cubre el circuito con una resina epoxi para protegerlo. En el mercado se encuentran circuitos híbridos para aplicaciones en módulos de radio frecuencia (RF), fuentes de alimentación, circuitos de encendido para automóvil,

ANEXO E. Ponencias y Trabajos de Investigación Realizados en el tiempo de permanencia en el grupo de investigación Girod.

MATERIALES INTELIGENTES Y SOSTENIBLES, ESTUDIO DE APLICACIONES INDUSTRIALES

Mauricio José Carrillo García, D.I. (c), UIS

John Faber Archila, Docente investigador, UIS.

Germán Enrique Vargas Linares, Docente investigador, UIS.

Grupo de Investigación en Robótica y Diseño, GIROD.

Grupo de Investigación en Ergonomía Producto y Significado, GEPS.

Escuela de Diseño Industrial

Universidad Industrial de Santander, Colombia.

CONEM 2010 - VI Congresso Nacional de Engenharia Mecânica. Agosto 2010

Campina Grande Brasil. ISSN 2178-180x

RESUMEN:

En el mundo los avances tecnológicos siempre han estado ligados al uso de nuevos y mejores materiales que por sus propiedades físicas han permitido desarrollar soluciones eficientes a las necesidades del momento. En la actualidad, el desarrollo de materiales capaces de responder a estímulos en forma previsible y sostenible suponen el próximo paso en esta relación. El presente trabajo tiene como fin hacer una descripción de los llamados materiales inteligentes que se están evaluando actualmente en el desarrollo de soluciones con aplicaciones industriales sostenibles, ya que, los materiales de uso común tienen propiedades físicas que no se pueden alterar específicamente. Los materiales denominados

en el trabajo tienen como característica la posibilidad de ser alterados de manera significativa en propiedades como la viscosidad, volumen y la conductividad.

Palabras clave: Materiales Inteligentes, Nitinol, Martensita, Austenita, Magnetoactivos.

ESTUDIO DE MATERIALES INTELIGENTES Y SOSTENIBLES, APLICACIÓN DE HERRAMIENTAS CAD.

Mauricio José Carrillo García, D.I. (c), UIS

John Faber Archila, Docente investigador, UIS.

Grupo de Investigación en Robótica y Diseño - GIROD.

Escuela de Diseño Industrial.

Universidad Industrial de Santander, Colombia.

Cuarto Encuentro Internacional de Investigación en Diseño “Diseño +”.

Universidad ICESI, 7,8 y 9 de Octubre del 2010, Santiago de Cali, Colombia.

ISBN: 978-958-8357-39-3.

RESUMEN:

En el mundo, los avances tecnológicos siempre han estado ligados al uso de nuevos y mejores materiales que por sus propiedades físicas han permitido desarrollar soluciones eficientes a las necesidades del momento. En la actualidad, el desarrollo de materiales capaces de responder a estímulos en forma previsible y sostenible suponen el próximo paso en esta relación. El presente trabajo tiene como fin hacer una descripción de los llamados materiales inteligentes que se están evaluando actualmente en el desarrollo de soluciones con aplicaciones sostenibles, ya que, los materiales de uso común tienen propiedades físicas que no se pueden alterar específicamente. Los materiales presentados en este trabajo

tienen como característica la posibilidad de ser alterados de manera significativa en propiedades como la viscosidad, volumen, y la conductividad.

Los campos de aplicación son varios, desde el campo de la medicina hasta la construcción. Usando materiales que controlan la dispersión de sustancias químicas, como los hidrogeles, hasta materiales con memoria de forma, capaces de modificar su estructura al ser aplicado un estímulo externo.

La sostenibilidad es un criterio designado por el desarrollador como una característica de su creación, si un producto es desarrollado de manera sostenible, utilizara un material o un proceso que brinde dicha característica, su evaluación por herramientas CAD (ComputerAidedDesign) consiguiendo analizar aplicaciones generadas por un sistema compuesto por varias piezas, brindando la posibilidad de analizar la influencia en la sostenibilidad en los procesos de fabricación y el consumo de recursos energéticos para su desarrollo.

El trabajo es aplicable al tema Diseño + Ecología, por el campo del tema, los adelantos en los materiales y la actualidad de estos, la descripción tiene como fin conocerlos para su aplicabilidad para el desarrollo en nuestro entorno nacional, mediante la recopilación de información en revistas científicas, así como de las aplicaciones actuales, con un análisis de sostenibilidad de uno de los materiales inteligentes más reconocidos, el nitinol, a través de herramienta CAD.

Materiales con memoria de forma, electroactivos, cromoactivos, materiales ferrosos y no ferrosos, un material que sustituya por sus características lo que genera un sistema compuesto por varias piezas, disminución de procesos de fabricación, disminución de costes, los materiales inteligentes nos dejar prever grandes adelantos sin un gran sacrificio ambiental.

Formato de la presentación: oral.

Palabras claves: Materiales inteligentes, Nitinol, Martensita, Austenita, Magnetoactivos.

**DISEÑO CONCEPTUAL DE UNA AYUDA TÉCNICA ELECTRO - FUNCIONAL
PARA LA REHABILITACIÓN DE LA MOVILIDAD EN PERSONAS CON
TRASTORNO NEUROMUSCULAR EN LA ARTICULACIÓN DE TOBILLO.**

Mauricio José Carrillo García, D.I. (c), UIS

Luis Carlos Quintero, D.I. (c), UIS

Juan Carlos Moreno, Docente investigador, UIS.

John Faber Archila, Docente investigador, UIS.

María Cristina Sandoval, Docente investigador, UIS.

Grupo de Investigación en Robótica y Diseño – GIROD

Escuela de Diseño Industrial.

Universidad Industrial de Santander, Colombia.

Congreso Nacional de Ingeniería Mecánica UIS – 2010, 9-10-11 y 12 de
Noviembre del 2010, Bucaramanga, Santander, Colombia. ISBN: 978-958-57001-
0-9.

RESUMEN:

En la actualidad los procesos de rehabilitación física en personas discapacitadas se han visto enriquecidos con el desarrollo de tecnologías que apoyan la labor de los especialistas, definiendo la acción según el tipo de diagnóstico con lo cual se mejora notablemente el desarrollo de tratamientos que permiten a su vez lograr grandes resultados en un menor tiempo o con mayores beneficios. El Pie Caído es un daño neuromuscular causado por enfermedades o accidentes que genera una

limitación en la marcha por la debilidad o no contractura de los músculos en la articulación del tobillo, lo cual genera en el momento de la marcha un arrastre del mismo. A nivel regional, esta patología es de alta incidencia debido a la cantidad de diagnósticos a los que está ligada, de ahí parte la necesidad de buscar soluciones para lograr mejores resultados en el tratamiento.

El presente artículo es un aporte a la investigación que se está desarrollando en torno a esta patología conocida comúnmente como “Pie caído”, la propuesta abarca el diseño conceptual de una ayuda técnica de características electrofuncionales, es decir, en el proceso de la marcha y a través de impulsos eléctricos se estimulan los nervios y músculos presentes en la acción de flexionar el pie, logrando con esto una posible recuperación de la neuroplasticidad de la extremidad inferior en un término menor al de las terapias comunes o estáticas.

El proyecto abarca el estudio actual del estado del arte en materia de sistemas de *electroestimulación funcional -FES-* aplicado al tobillo, así como el análisis ergonómico para el desarrollo de la propuesta, diseño electrónico y diseño conceptual.

Palabras claves: Biomecánica, Discapacidad, Neuroplasticidad, FES, Ergonomía.

ESTUDIO DE AYUDAS TECNICAS TIPO EXOESQUELETO PARA APOYO A PACIENTES CON DESORDENES EN EL MOVIMIENTO

Andrés E. Gómez H, M.Sc. Ing Sistemas (c), UIS

Mauricio Carrillo, D.I. (c). UIS

John Faber Archila Díaz, Docente investigador, UIS.

Revista Colombiana de Tecnologías Avanzada Volumen 1 - Número 15 - Año
2010, ISSN: 1692-7257

Grupo de Investigación en Robótica de Diseño Industrial, GIROD.
Universidad Industrial de Santander, Colombia.

RESUMEN:

En Colombia, según datos aportados por el censo del 2005, de las personas que reportaron alguna limitación, el 29.3 % poseen limitaciones para moverse o caminar. Actualmente en el mundo se está implementando el uso de las órtesis para ayudar a minimizar las limitaciones motrices ya sea previniendo, corrigiendo o mejorando el movimiento de la parte del cuerpo implicada en la discapacidad. El propósito de este trabajo es presentar las diferentes ayudas técnica tipo exoesqueleto como apoyo para pacientes con atrofia o distrofia muscular.

Palabras clave: Órtesis, Exoesqueleto, Accionadores, Biomecánica.

**DISEÑO DE CALZADO PARA PREVENIR ULCERACIONES EN PERSONAS
CON DIABETES**

Mauricio José Carrillo García, D.I. (c), UIS

Grupo de Investigación en Robótica y Diseño, GIROD.
Escuela de Diseño Industrial.
Universidad Industrial de Santander, Colombia.

Quinto Encuentro Latinoamericano de Diseño “DISEÑO EN PALERMO”, Facultad de Diseño y Comunicación de la Universidad de Palermo, 27, 28, 29 y 30 de julio de 2010, Ciudad Autónoma de Buenos Aires, Argentina. Modalidad Poster.

RESUMEN:

El presente es el resultado del proyecto realizado en la asignatura Diseño VII, desarrollo de productos, en la cual aplicando la metodología de la clase se

desarrolló una solución acorde a las necesidades identificadas en el proyecto, reconociendo la necesidad de personalizar el calzado de acuerdo al tipo de ulcera presente en el usuario, proporcionando como característica principal la posibilidad de acomodarse a las mismas, el calzado se diseñó para para su uso en personas de tercera edad, permitiendo un nivel de confort superior al que les permite un calzado común a un costos asequible para el usuario.

Tiempo de desarrollo: 4 meses.

Palabras clave: *Diabetes, Confort, Wagner, Necesidad.*

DISEÑO Y VALIDACIÓN DE UN MODELO CINEMÁTICO DEL PIE-TOBILLO PARA ANÁLISIS Y ESTUDIOS BIOMECÁNICOS

Mauricio Carrillo, D.I. (c). UIS

Andrés E. Gómez H, M.Sc. Ing Sistemas (c), UIS

John Faber Archila Díaz, Docente investigador, UIS.

3er Congreso Internacional de Ingeniería Mecatrónica - UNAB, Vol 2, No 1 (2011)

RESUMEN:

El presente proyecto describe el proceso para el desarrollo de un modelo matemático para simular los movimientos del conjunto Pie – Tobillo respetando los grados de libertad desde la zona de la rodilla, permitiendo representar los movimientos de dorsiflexión y plantiflexión en el plano sagital, abducción y aducción en el plano transversal, y respectivamente la inversión y eversión en el plano coronal. La propuesta se simula utilizando el software Matlab en el cual se grafica la relación de posición de las diferentes articulaciones distanciadas según parámetros antropométricos, de manera que el resultado corresponda al comportamiento anatómico real.