

**DISEÑO DE UN SISTEMA DE REHABILITACIÓN MECATRÓNICO, BASADO
EN EL ESTUDIO BIOMECÁNICO DE LA RODILLA, APLICABLE AL
TRATAMIENTO POST-QUIRÚRGICO POR ROTURA DE LIGAMENTO**

Autor (a):

AURA KARINA REYES ECHEVERRIA

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE INGENIERÍAS FÍSICO-MECÁNICAS
ESCUELA DE DISEÑO INDUSTRIAL
BUCARAMANGA**

2011

**DISEÑO DE UN SISTEMA DE REHABILITACIÓN MECATRÓNICO, BASADO
EN EL ESTUDIO BIOMECÁNICO DE LA RODILLA, APLICABLE AL
TRATAMIENTO POST-QUIRÚRGICO POR ROTURA DE LIGAMENTO**

Autor (a):

AURA KARINA REYES ECHEVERRIA

**Proyecto de grado como requisito parcial para optar al por el título de
diseñadora industrial**

Director:

Msc. JOHN FABER ARCHILA DIAZ

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE INGENIERÍAS FÍSICO-MECÁNICAS
ESCUELA DE DISEÑO INDUSTRIAL
BUCARAMANGA**

2011

Dedicatoria

A Dios,

Por darme la oportunidad de vivir cada día.

A mis padres,

Que han sido mi soporte y mi respaldo incondicional
en cada paso que recorro diariamente.

A mi hermano,

Que afortunadamente decidió ser mi hermano mayor y
me ha dado su ejemplo y sabiduría.

A mi familia,

Que se alegran con cada triunfo y me regalan su motivación

A Luis Carlos Quintero,

Por brindarme su amor y paciencia cada día.

A mis profesores,

Que más que maestros son amigos.

Al grupo de investigación Girod,

Que me enseñó que investigar es un placer.

A todos los que estuvieron en mi paso por la Universidad Industrial de Santander,
y que en algún instante me ofrecieron conocimiento, alegría y soporte.

AURA KARINA REYES ECHEVERRIA

TABLA DE CONTENIDO

	Pág.
INTRODUCCION	20
1. FORMULACIÓN DEL PROBLEMA	23
1.1. Título	23
1.2. Justificación	23
1.3. Objetivos	27
1.3.1. <i>Objetivo General</i>	27
1.3.2. <i>Objetivo Especifico</i>	27
1.4. Alcance	28
1.5. Perfil del Usuario	29
1.5.1. <i>Usuario Directo</i>	29
1.5.2. <i>Usuario Indirecto</i>	30
2. BIOMECAÁNICA DE LA RODILLA.....	30
2.1. Anatomía de la rodilla	31
2.1.1. <i>Músculos</i>	31
2.1.2. <i>Ligamentos</i>	34
2.1.3. <i>Anatomía funcional de la rodilla</i>	36
2.2. TRAUMATOLOGÍA.....	41
2.2.1. <i>Rotura de Tendones</i>	42
2.2.2. <i>Tratamientos</i>	43
3. ESTUDIO CINEMÁTICO DEL MOVIMIENTO	49
3.1. Cinemática de la marcha	51
3.2. Planteamiento del modelo matemático	54
3.3. Modelo matemático ejecutado en Matlab©.....	61
4. ESTADO DEL ARTE	63
4.1. Dispositivos Ortopédicos	63
4.2. Mecanismos existentes	65
4.3. Factores técnicos mecatrónico	70
4.4. Análisis del estado actual.....	73
5. ANÁLISIS ERGONÓMICO	77
6. REQUERIMIENTOS DE DISEÑO.....	88

6.1. Requerimientos funcionales	89
6.2. Requerimientos formales	89
6.3. Requerimientos de uso	90
6.4. Requerimientos técnico-productivos	90
6.5. Análisis de Variables	91
6.6. Conceptualización del diseño	91
7. DESARROLLO DE ALTERNATIVAS	96
7.1. Conceptos	96
7.2. <i>Mecanismos</i>	101
7.3. Evaluación de conceptos	116
8. PROPUESTA FINAL	123
8.1. Aspectos funcionales y mecánicos	123
8.2. Materiales propuestos	127
8.3. Análisis CAD	128
8.4. Resistencia de material	133
8.5. Diagramación y programación del control	135
8.6. Evaluación de aspectos ergonómicos propuestos	144
9. ALTERNATIVA DE DISEÑO	147
9.1. Modelado virtual 3D	147
9.2. Descripción detallada de la propuesta	149
9.3. Proceso de producción	150
9.4. Costo estimado de producción	153
9.5. Aspectos Formal- estéticos	154
9.6. Aspectos técnico-mecánicos	155
9.6.1. Diagrama de mantenimiento	156
9.6.2. Diagrama de uso	157
10. MODELO FÍSICO (CONSTRUCCIÓN INICIAL)	160
11. VALIDACIÓN Y PRUEBAS	165
12. CONCLUSIONES	174
13. RECOMENDACIONES	177
14. PUBLICACIONES	177
15. TRABAJOS FUTUROS	178
BIBLIOGRAFÍA	179
ANEXOS	184

LISTA DE FIGURAS

Fig. 1. Ligamentos cruzados anterior y posterior. (biomechanics, 2010)	24
fig. 2. Tru-trac -dispositivo de tracción , ortesis - productos deportivos y rehabilitación, rehabmedic.	26
fig. 3. Músculos extensores que le proporcionan el movimiento (heipertz, et.al, 2003)	32
fig. 4 (a) músculos flexores. (heipertz, et.al, 2003), (b) corte interno de la rodilla. (kapandji, 2005)	32
fig. 5. Composición de huesos, ligamentos y cartílago que componen la rodilla. (chihiro, 2008)	33
fig. 6 Descripción de los ligamentos cruzados posterior (lcpi) y anterior (lcae), que intervienen en el funcionamiento interno de la rodilla (kapandji, 2005).	35
fig. 7 Ligamento lateral derecho e izquierdo (kapandji. 2005).	35
fig. 8 Ángulos de movimiento y comportamiento de los ligamentos en la flexión- extensión de la rodilla. (cailliet)	36
fig. 9 Esquema de los planos de referencia del cuerpo humano.	37
fig. 10. Ángulos de movimiento de la pierna (kapandji,2005)	38
fig. 11. Grados de libertad de la rodilla, flexión – extensión. (cailliet, 2006)	38
fig. 12. Desplazamiento de la rótula, a posición en extensión y b posición final flexión máxima (kapandji, 2005).	39
fig. 13. Función de los ligamentos laterales en la flexión- extensión (kapandji, 2005).	40
fig. 14 Arriba: movimiento de los ligamentos cruzados a 90°. Abajo: ligamentos cruzados en posición a 120°, (kapandji, 2005).	41
fig. 15 Ruptura de ligamento cruzado. (sanchez, 1999)	42
fig. 16. Efecto estímulo-reacción. Ejemplo. (heipertz, 2003)	44
fig. 17 Cúbito supino	44
fig. 18 Decúbito prono sedestación	44
fig. 19 Decúbito lateral	44
fig. 20. Apoyo manual. (heipertz, 2003)	45
fig. 21 Apoyo mesa de suspensión	45
fig. 22 Resistencia manual para la realización del movimiento de flexión- extensión.	46
fig. 23. Resistencia de la rodilla a aparatos externos.	46
fig. 24. Flexión dirigida por el fisioterapeuta en posición decúbito prono.	47
fig. 25. Movimiento en un eje de articulación.	47
fig. 26 .Etapas en el transcurso de la marcha. (inman, 1966).	49
fig. 27. Circunferencias de movimiento articular. (kapandji, 2005)	50
fig. 28. Estudio cinemático de la rodilla en el intervalo uno.	52
fig. 29 (a) Estudio cinemática en el intervalo 2 de la marcha, (b) intervalo iii, fase de doble apoyo.	52
fig. 30 Ángulos de movimiento y comportamiento de los ligamentos en la flexión- extensión de la rodilla. (cailliet)	53

fig. 31 Secuencia de movilidad de la pierna donde interviene directamente la rodilla.	53
fig. 32 Distribución de las fuerzas de la rodilla en el plano sagital y en posición de semi-flexión. (viladot, rámon)	55
fig. 33. Músculos que afectan la tensión y distensión para el movimiento de la rodilla, (kapandji, 2005).	55
fig. 34 Diferentes ejemplos de flexión, 140°, 160° y 120°, (kapandji, 2005).	56
fig. 35 A recorrido y punto de inicio de la circunferencia de movimiento. B ángulo de recorrido de flexo-extensión, donde la flecha negra indica un punto de recorrido, (kapandji, 2005).	57
fig. 36 El actuador de la rodilla se aplica en k1, y la relación conjunta del ángulo de la rodilla con la fuerza de la gravedad. (pons, 2008)	58
fig. 37 Cadena cinemática abierta, links y actuadores de rotación.	59
fig. 38 representación de la cadena cinemática para la flexo-extensión de la rodilla.	59
fig. 39 Diagrama de la cadena cinemática según el movimiento, (a) máxima extensión 0°, (b) flexion sentado 90° y (c) flexión maxima 160°.	60
fig. 40 Gráficas realizadas en matlab©, a la derecha las velocidades, a la izquierda la grafica de aceleraciones del mecanismo.	62
fig. 41.Ortoprotesis caudillo	64
fig. 42.Ortoprotesis caudillo	64
fig. 43 Muestra una elevación de la interconexión de los miembros de	65
fig. 44 Modelo de bisagra. (bull & amis, 1998).	66
fig. 45 Ortesis reguladora del movimiento de la rodilla. (sps, 2008)	66
fig. 46.Articulación unilateral de rodilla 17Ik1	67
fig. 47 Ortesis, rom knee brace universal	67
fig. 48 Mecanismo de brazo mecánico, este mecanismo tiene un sistema mecánico de seguro que permite descansar el peso sin ser arrastrado.	68
fig. 49 Modelo planar o del centroide donde el desplazamiento se cuantifica en un vector tangente a la línea articular y perpendicular a la línea que une el centroide con el punto de contacto femoro-tibial (bull & amis, 1998)	69
fig. 50 Modelo esquemático de la teoría de las cuatro barras en donde se puede observar el desplazamiento posterior del fémur con la flexión. (mow, et.al, 1997)	69
fig. 51 Utilizando cpm como sistema de rehabilitación física en el hogar.	70
fig. 52 Servomotor hitec, partes de un servomotor, motor, engranaje, eje de salida, carcasa, circuito de control y potenciómetro	71
fig. 53 Acelerómetro integrado (pce, 2005)	72
fig. 54 Diagrama de piezas de un controlar lógico programable. (siemens, 2008)	73
fig. 55 Cinco dispositivos diseñados para la rehabilitación y estabilidad de la rodilla.	75
fig. 56 Esquemas gráficos representativos que miden la evaluación competitiva y la competencia actual en el mercado.	76
fig. 57 Aspectos ergonómicos estudiados dentro del diseño de dispositivos.	78
fig. 58 Interpretación de la relación humano-dispositivo.	79

fig. 59 Software de medidas antropometricas “antroproject”, en este caso analizando según los 150 cm de altura de la persona.	82
fig. 60 A la izquierda se aplica en el paciente electroterapia; a la derecha crioterapia.	86
fig. 61 Algunos ejercicios de rehabilitación propuestos para pacientes con intervención quirúrgica por rotura de ligamento, trabajo de socialización con pacientes afectados.	86
fig. 62 Cuadro de proceso del sistema de rehabilitación de rodilla.	96
fig. 63 Posición del paciente acostado, fémur a 90 grados con la horizontal.	97
fig. 64 Bocetos y modelado en 3d max© del concepto inicial.	98
fig. 65 Posición del paciente sentado, piernas a 90 grados.	99
fig. 66 Bocetos vista lateral de dispositivos para rodilla.	99
fig. 67 Concepto de diseño basado en módulos flexibles que permitan seguir la trayectoria. Modelado en 3d max©.	100
fig. 68 Posición del paciente acostado de medio lado con la pierna afectada realizando el movimiento de flexión y extensión.	100
fig. 69 Primeros bocetos del concepto tres, (a), (b) y (c).	101
fig. 70 Mecanismo de bisagra dentada.	102
fig. 71 Esquema de un mecanismo de cuatro barras utilizando la ley de grashof.	104
fig. 72 Posición pierna extendida modelado usando solidworks©	104
fig. 73 Posición pierna a 90 grados solidworks©	104
fig. 74 Vista frontal, lateral e inferior del sistema de cuatro barras diseñado. Solidworks©	105
fig. 75 Diagrama geométrico de la posición 0 en extensión del mecanismo.	105
fig. 76 Diagramas cinemáticas del comportamiento de las barras en el mecanismo de 4 barras diseñado.	106
fig. 77 Mecanismo de seis barras, aplicado un motor de interpolar indicada con la flecha roja. Solidworks©	107
fig. 78 Diagramas de torsión y velocidad angular ejercidas con un motor interpolar y gravedad ejercida sobre el mecanismo. Solidworks©	108
fig. 79 Mecanismo de barras modelado en solidworks©, (a) posición de la rodilla a 90° grados, (b) posición de rodilla en extensión de 15°.	108
fig. 80 (a) vista lateral y (b) frontal del mecanismo de barras. Solidworks©	109
fig. 81 Desviación en ángulos. Línea de carga y área para centros de la rodilla por radcliffe (1977)	109
fig. 82 (a) mecanismo mejorado de 6 barras, con dimensiones antropométricas. (b) flecha roja la posición y dirección del motor, flecha azul: fuerza de 70 newton ejercida por la pierna. Solidworks©.	110
fig. 83 Gráfica de torsión, momento contra tiempo. Solidworks©	111
fig. 84 Gráfica de velocidad angular contra tiempo. Solidworks©	111
fig. 85 Diagrama de secuencia de ángulos. Posición del paciente acostado de medio lado, vista superior.	112
fig. 86 Diagrama de secuencia de ángulos y apoyos del dispositivo diseñado. Vista superior.	113

fig. 87 Propuesta de diseño de mecanismo para realizar la flexo-extensión de la pierna arrastrando la tibia-peroné. Solidworks©	114
fig. 88 (a) gráfica de torsión, momento contra tiempo. (b) gráfica de velocidad angular contra tiempo. Solidworks©	114
fig. 89 Modelo en solidworks © para la alternativa elegida.	123
fig. 90 (a) gráfica de torsión, momento contra tiempo. (b) gráfica de velocidad angular contra tiempo. Solidworks©	124
fig. 91 Propuesta de evolución del diseño en forma y colores.	124
fig. 92 Ajustes de la propuesta, diagramación y dimensionamiento del mismo.	124
fig. 93 Propuesta de mecanismo para la expansión controlada de los brazos metálicos.	125
fig. 94 Plano de medidas del cascaron del dispositivo.	125
fig. 95 Modelo en cartón, para el dimensionamiento de las piezas	125
fig. 96 Piezas en explosión de la carcasa	126
fig. 97 a, b, c, d son diferentes vistas del diseño de carcasa propuesto como alternativa.	126
fig. 98 Render de la propuesta evolucionada. A vista frontal, b vista posterior.	126
fig. 99 Dimensiones y ángulos de colocación de los brazos móvil y fijo.	128
fig. 100 Diagrama de tensiones von mises y deformaciones.	133
fig. 101 Diagrama de deformaciones, brazo móvil.	133
fig. 102 Diagrama de tensiones, brazo móvil.	134
fig. 103 Gráfico de simulación del conjunto del sistema en solidworks © 2010	134
fig. 104 (a) gráfico de velocidad angular/tiempo, (b) gráfico de torsión, momento/tiempo solidworks©	135
fig. 105 Secuencia de funcionamiento de comandos.	137
fig. 106 Organigrama con un controlador con diez entradas y ocho salidas.	138
fig. 107 Organigrama de series y repeticiones para la terapia de activación y fuerza.	139
fig. 108 Organigrama de series y repeticiones para la terapia de entrenamiento.	140
fig. 109 Diagramación del dispositivo de control.	141
fig. 110 Rediseño del control de mando del flego.	142
fig. 111 Cuadro de secuencia de uso del control.	143
fig. 112 Modelo 3d turbocad©- render rhinoceros ©	148
fig. 113 Diferentes render rhinoceros© de posiciones del sistema	149
fig. 114 Estructura detallada del sistema.	151
fig. 115 Diagramación de marca y nombre del producto.	155
fig. 116 Diagrama de uso.	159
fig. 117 Motor de parabrisas de carro.	160
fig. 118 Estructura mecánica montada en la base inferior de la carcasa en acero inoxidable.	161
fig. 119 Desarrollo de la pieza con indicaciones para cortes y perforaciones.	161
fig. 120 Pieza de la carcasa en acrílico azul y blanco mate.	162
fig. 121 Soporte pierna en pvc cortado y doblado.	162

fig. 122 a. Materiales para la elaboración del soporte, b y c recubrimiento removible para comodidad del paciente.	163
fig. 123 Brazos en acero inoxidable.	163
fig. 124 Brazo mecanizado con mecanismo de presión para elongación de los brazos externos.	164
fig. 125 Tarjeta electrónica, controlador motor.	164
fig. 126 Carcasa control de mando del dispositivo	165
fig. 127 Graficas de comprobación de uso del sistema flego.	168
fig. 128 Graficas de comprobación de uso del control de mando de flego	169
fig. 129 Fotos pruebas con pacientes reales.	171
fig. 130 Gráfico de control con modificaciones finales.	174

LISTA DE TABLAS

Tabla 1. Tabla De Segmentos De Cliente (Tsc).....	29
Tabla 2. Relación De Planos De Referencia Con Los Movimientos.	37
Tabla 3 Ejercicios Básicos Para Le Flexión Y Extensión De La Rodilla.....	48
Tabla 4. Representación De Los Componentes De La Marcha (Sanchez, 1999)	51
Tabla 5 Qfd, Requerimientos Y Parámetros Del Sistema, Teniendo Como Código De Valoración Donde 0= Ninguna, 1=Ligera, 3= Mediana, 9 Fuerte Intervención.	74
Tabla 6 Ventajas Y Desventajas De Los Productos Expuestos.	77
Tabla 7 Colores De Seguridad, Significado E Indicaciones	80
Tabla 8 Datos De La Muestra Analizada (Estrada M., 1998).	82
Tabla 9 Parámetros Antropométricos Población Colombiana Resumen De Medidas Para Sexo Femenino(Estrada M., 1998).....	83
Tabla 10 Parámetros Antropométricos Población Colombiana Resumen De Medidas Para Sexo Masculino (Estrada M., 1998):	84
Tabla 11 Descripción De Los Etapas Pre-Escritas Por El Fisioterapeuta Post- Valoración De La Patología Del Paciente.	87
Tabla 12 Parámetros De Diseño Y Sus Características Dentro Del Sistema	88
Tabla 13 Conceptualización Del Proceso De Uso De Un Sistema De Rehabilitación Pasivo De Rodilla.....	93
Tabla 14 Los Sensores, Sus Parámetros Y Especificaciones.	114
Tabla 15 Comparación De Aspectos Mecánicos Y Técnicos De Los Conceptos.	115
Tabla 16 Evaluación De Conceptos Según Criterios De Selección.	116
Tabla 17 Impulsores De Complejidad	117
Tabla 18 Matriz De Evaluación De Conceptos.....	117
Tabla 19 Evaluación De Alternativas De Diseño.....	118
Tabla 20 Qfd Para La Evaluación De Conceptos.....	120
Tabla 21. Tabla De Evaluación Competitiva De Los Conceptos Según Los Requerimientos Establecidos.....	122
Tabla 22 Tabla De Comparación Del Mercado Actual Y Los Conceptos. ...	122
Tabla 23 Materiales, Uso Y Pieza Diseñada Dentro Del Dispositivo.	127
Tabla 24 Diagramas De Cuerpo Libre Del Sistema	129
Tabla 25 Gráficos Y Operaciones De Cortantes Y Momentos.	131
Tabla 26 Datos Necesarios Para El Control Del Dispositivo	135
Tabla 27 Los Controles Deben Tener Botones De Lenguaje Básico E Universal.	136
Tabla 28 Distancia Adecuada Entre Mandos, Medidas En Cm. (Instituto, 2010)	140
Tabla 29 Características Del Sistema Según Usabilidad Del Control.	146

Tabla 30 Descripción Detallada De Las Piezas, Materiales Y Proceso.	149
Tabla 31. Proceso De Producción De Cada Una De Las Piezas Diseñadas.	151
Tabla 32 Costos Estimados De Producción Del Sistema Completo.	153
Tabla 33 Proceso De Mantenimiento Del Producto.	156
Tabla 34 Evaluación De Sistemas De Control	172
Tabla 35 Tabla De Clasificación De Los Materiales Fundamental.....	184

LISTA DE ANEXOS

Anexo A Analisis Materiales	184
Anexo B Encuesta 1	188
Anexo C Planos Tecnicos	190
Anexo D Encuentra Final	196

GLOSARIO

ACELEROMETRO: Un acelerómetro es un dispositivo que permite medir el movimiento y las vibraciones a las que está sometido un robot (o una parte de él), en su modo de medición dinámica, y la inclinación (con respecto a la gravedad), en su modo estático.

ANATOMÍA: La anatomía es el estudio de la forma y la estructura del cuerpo humano y de la relación entre sus partes. El origen del término anatomía es tomada del griego ana y tome que significan separa cortado o disecar, reflejan el método por el que generalmente se estudia el cuerpo humano. (Yokochi, y otros, 1991)

ANATOMIA FUNCIONAL: Anatomía Funcional (Montejo Soler, 2007), es el estudio de los componentes del cuerpo necesario para alcanzar o realizar un movimiento humano o función

ANTROPOMETRÍA: la antropometría es una de las áreas que fundamentan la ergonomía y trata de medidas del cuerpo humano que se refiere al tamaño del cuerpo humano, formas, fuerzas y capacidades de trabajo. (Garner, 1986)

ARTICULACIÓN: se ha descrito una articulación como la conexión que subsiste en el esqueleto entre cualquiera de su componente rígidos, ya sean huesos o cartílagos. Articulación es sinónimo de unión.

BIOMECANICA: De acuerdo con la sociedad Internacional de Biomecánica (Biomechanics, 2010)¹, la biomecánica se preocupa del estudio de los principios mecánicos, con el fin de analizar las estructuras biológicas, es decir, estudia el movimiento de los sistemas vivos y las fuerzas internas y externas que causan o influyen en los movimientos.

ERGONOMIA: la palabra ergonomía se deriva de las palabras griegas ergos (trabajo) y nomos(leyes); por lo cual significa leyes del trabajo. La ergonomía se ocupa del estudio del ser humano en las condiciones laborales

HIPEREXTENSIÓN: extensión externa o excesiva. Posición máxima de extensión cuando se aplica a una articulación para un tratamiento. En el caso de la rodilla, se dice que se encuentra en hiper-extensión, cuando la rodilla está completamente estirada.

LIGAMENTOS: Los ligamentos son esenciales para la flexión y extensión de la rodilla, estos evitan una extensión excesiva, convirtiéndose en ejes de rotación, cuando se inicia el movimiento.

RESUMEN

Título* : Diseño de un sistema de rehabilitación mecatrónico, basado en el estudio biomecánico de la rodilla, aplicable al tratamiento post-quirúrgico por rotura de ligamento.

Autor: Aura Karina Reyes Echeverría^{†‡}

Palabras claves: Articulación, ángulo, antropometría, biomecánica, rodilla, ligamento.

En la actualidad existe la necesidad de integrar las tecnologías con los conocimientos interdisciplinarios del diseño Industrial, en la creación de artefactos que beneficien las actividades de los fisioterapeutas y especialistas, quienes cumplen una labor de servicio directo con la comunidad. Por lo cual, en este trabajo de grado se promueve la investigación y desarrollo de un sistema que integra la mecatrónica, la biomecánica y el diseño industrial con el objetivo de crear un dispositivo de apoyo para rehabilitación en tratamiento post-quirúrgico por rotura de ligamento.

El FLEGO es un sistema semi-portátil que permite realizar el movimiento de flexo-extensión. Controla el aumento progresivo de los ángulos de movimiento a los cuales es sometido el paciente, tecnificando el procesos de medición angular. Durante la terapia el usuario se encuentra en posición prono lateral, en la cual la pierna descansa sin realizar una resistencia mayor al mecanismo. Finalmente, el dispositivo logra integrar factores funcionales, ergonómicos, productivos, económicos y formales para establecer un concepto de diseño que suple la necesidad de rehabilitar la rodilla de forma controlada, favoreciendo a pacientes y especialistas durante su ejecución.

Por último, dentro del desarrollo del sistema se plantean los requerimientos de diseño funcionales, formales, de uso, y técnico –productivos con los cuales se constituye una propuesta final, la cual a su vez se desarrolla para lograr consigo la descripción detallada de los sistemas mecatrónica utilizados, el proceso de producción a llevar a cabo, aspectos formal y estéticos, aspectos mecánicos y de uso, así como los diagramas de mantenimiento.

* Proyecto de grado

† Facultad de Físico Mecánicas-Escuela de Diseño Industrial

Director: John Faber Archila Diaz

ABSTRACT

Title*: Design of a mechatronic rehabilitation system based on biomechanical studies of the knee, which applies to post-surgical treatment of ligament rupture.

Author: Aura Echeverria Karina Reyes⁺

Keywords: Articulation, angle, anthropometry, biomechanics, knee, ligament.

In the present there is a need to integrate technology with interdisciplinary design knowledge, in the creation of artifacts that benefit medical activities, and specialists such as physiotherapists whom perform service work with the community. Therefore, in this thesis promotes research and development of a system that integrates mechatronics, biomechanics and industrial design in order to create a device to support rehabilitation in post-surgical treatment of ligament rupture.

The FLEG is a semi-portable system that allows the movement of flexion and extension doing the stimulating of muscles and ligaments of the knee. In addition, it controls the progressive increase of the angles of movement which the patient is subjected, and it technifies the processes of angular measurement. During therapy, the user is in lateral prone position, in which the leg rests without making a resistance to the mechanism.

Finally, the device successfully integrates functional factors, ergonomics, production, economic and formal, to establish a design concept that supplies the need to rehabilitate the knee in a controlled way, benefiting patients and specialists during its execution. Finally, in the development of system design requirements posed by functional, formal, use, and technical-productive which constitutes a final proposal, which in turn is developed to achieve with a detailed description of the systemsmechatronics used, the production process to carry out formal and aestheticaspects, mechanics and usage, and maintenance diagrams.

* Grade Proyect

⁺ Faculty of Physical-Mechanical- School Of Industrial Design

Director: Ms. John Faber Archila Diaz

INTRODUCCION

La decisión de reconstruir el ligamento mediante cirugía se toma dependiendo de múltiples factores: grado de lesión, síntomas que derivan de la contusión, actividad deportiva, entre otros. Sin embargo, en cualquiera de los casos, el paciente es transferido a recibir una terapia de rehabilitación del miembro, donde se recomienda realizar ejercicios controlados para recuperar el movimiento y fortalecer los músculos de la pierna. Por lo cual, este proyecto de grado se concentra en la investigación y estudios de la biomecánica de rodilla, la exploración del estado del arte, los análisis matemáticos y por ende la implementación del diseño de un sistema de rehabilitación del movimiento de flexo- extensión de la rodilla.

El estudio biomecánico de la rodilla se realiza con el fin de entender el funcionamiento y el verdadero desempeño de la misma, lograr comprender el biomecanismo, para diseñar productos médicos que permitan los movimientos efectuados por la rodilla, por otro lado, hoy en día gracias a la tecnología se han presentado cambios significativos dentro del mercado de los sistemas de rehabilitación post-quirúrgica.

Se implementan estrategias de desarrollo de producto mediante metodologías de diseño para lograr una interfaz humano-dispositivo capaz de interactuar sin dificultades. También, los diferentes procesos de fabricación otorgan mayor seguridad en la producción e implementación de mecanismos que ofrecen control en los movimientos que la articulación estudiada.

Por otro lado, dentro de la investigación se procesa información que nos permite tener el conocimiento del funcionamiento de los componentes mecatrónico existentes en el mercado (sensores y actuadores), y que son aplicables a sistemas de rehabilitación de extremidades, específicamente de rodilla. Esto con el fin de

implementar elementos tecnológicos que faciliten la labor del fisioterapeuta en la ejecución de la terapia física.

La terapia se realiza con el aumento progresivo de flexibilidad en el miembro afectados, es la forma en que los pacientes tienen consecuentemente una mejoría gradual sobre la estabilidad y facilidad de manejo de su miembro en recuperación, también es uno de los motivos por el cual las terapias tienen secuencias, las cuales son impuestas por el fisioterapeuta según el procedimiento al cual es expuesto, esto hace parte de un estímulo que difiere según la persona y su estado de entrenamiento físico.

En primera instancia se propone un modelo matemático donde se utiliza la cinemática directa para visualizar el recorrido que realiza la articulación en uno de sus grados de libertad, en este caso de flexo-extensión. Se indica una posición inicial de extensión máxima de 0° y una flexión máxima de 140° . Seguidamente se plantean diferentes conceptos de diseño basados en las posiciones del cuerpo en las cuales se puede realizar el ejercicio planteado, se evalúan y se comparan con los requerimientos de diseño del sistema, para lo cual se hace uso del QFD, que es un sistema que busca focalizar el diseño de los productos y servicios, y dar respuesta a las necesidades de los clientes, desarrollado por la Asociación Latinoamericana del Quality Function Deployment (QFD, 2002).

Por otro lado, se acoplan conocimientos ergonómicos para plantear la interacción física directa entre dispositivo-humano, la cual también es generada por la capacidad tecnológica del objeto. Para la comprobación ergonómica se realiza un estudio de campo el cual complementa los datos adquiridos en la investigación y sugiere sub-problemas de diseño a ser resueltos.

Por último, se plantean los requerimientos de diseño funcionales, formales, de uso, y técnico –productivos con los cuales se constituye una propuesta final, la cual a su vez se desarrolla para lograr consigo la descripción detallada de los sistemas mecatrónica utilizados, el proceso de producción a llevar a cabo,

aspectos formal y estéticos, aspectos mecánicos y de uso, así como los diagramas de mantenimiento. Para una comprobación validad del proceso, se construye un modelo funcional con materiales reales, el cual es utilizado en pruebas ergonómicas y de uso, con pacientes reales. De este procedimiento se extrae información esencial sobre el funcionamiento del sistema, detalles de diseño mejorado y otros que se dejan planteados como posibles perfeccionamientos en trabajos futuros.

DISEÑO DE UN SISTEMA DE REHABILITACIÓN MECATRÓNICO, BASADO EN EL ESTUDIO BIOMECÁNICO DE LA RODILLA, APLICABLE AL TRATAMIENTO POST-QUIRÚRGICO POR ROTURA DE LIGAMENTO.

1. FORMULACIÓN DEL PROBLEMA

1.1. Título

Diseño de un sistema de rehabilitación mecatrónico, basado en el estudio biomecánico de la rodilla, aplicable al tratamiento post-quirúrgico por rotura de ligamento.

1.2. Justificación

La gran mayoría de jóvenes y adultos de todo el mundo practican algún tipo de actividad física intensa, que implica tensión en músculos, huesos y ligamentos humanos, en consecuencia se ven expuestos a frecuentes lesiones por rotura de ligamento de rodilla, que son provocados comúnmente por movimientos mal realizados en el transcurso de la marcha o por algún choque energético que afecta directamente el funcionamiento del miembro inferior. Así mismo, los estudios indican que la rotura aislada del LCA representa el 40% del total de las lesiones ligamentosas y, un 35% adicional asociado a lesión de otros ligamentos, con mayor frecuencia a la del ligamento colateral medial (Rabat, et., 2008).

La rodilla posee como pivote central el ligamento cruzado anterior (L.C.A.) y el ligamento cruzado posterior (L.C.P.), los cuales juegan un papel esencial en la estabilidad y desarrollo del movimiento normal de la marcha, gracias a ellos el mecanismo del miembro inferior presenta la habilidad de extensión- flexión, según es requerido en la marcha. En consecuencia el LCA es la principal estructura

anatómica que previene la traslación anterior de la tibia respecto del fémur (Rabat et al, 2008).

Las lesiones de la rodilla se clasifican en tres grados según la descripción médica (Pontificia Católica de Chile, 2010)

- Esguince grado 1: simple distensión del ligamento.
- Esguince grado 2: ruptura parcial del ligamento.
- Esguince grado 3: ruptura total del ligamento.

Los ligamentos cruzados figura 1, de la rodilla son intra-articulares, los cuales una vez rotos, presentan un potencial nulo de cicatrización, por lo que la cirugía mediante plastias es la única forma de repararlos (J.Gascó, 2007), por lo tanto es indispensable la implementación de un tratamiento post-quirúrgico que garantice el restablecimiento del movimiento adecuado de la marcha en el paciente. Este tratamiento se ve afectado por el dolor, que es el síntoma más frecuente y constante; en la práctica clínica, no hay fractura indolora. Por lo tanto, es una necesidad el diseño de un producto para uso de los tratamientos postquirúrgicos, que disminuya la incomodidad de éste proceso en el paciente.

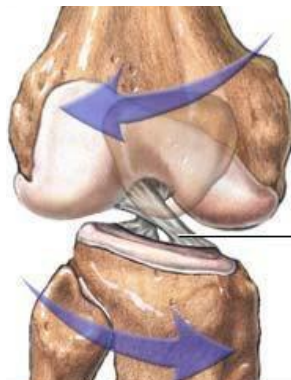


Fig. 1. Ligamentos cruzados anterior y posterior. (Biomechanics, 2010)

Existen diferentes tipos de tratamientos postquirúrgicos utilizados por médicos y fisioterapeutas, según sea el tipo de lesión mencionada, en este caso las lesiones por ruptura de ligamentos se indican como de intervención quirúrgica,

mediante sutura o fijación con grapas del ligamento insertado, siempre acompañado de inmovilización enyesada y rehabilitación precoz, la decisión de reconstruir el ligamento mediante cirugía se tomará dependiendo de múltiples factores: grado de lesión, síntomas que derivan de la lesión, actividad deportiva, etc. Tras la inmovilización, es indispensable realizar ejercicios de rehabilitación controlada para recuperar el movimiento y fortalecer los músculos de la pierna.

Algunas de las técnicas de rehabilitación más usadas entre los fisioterapeutas están dadas por:

- Electro-estimulación muscular
- Magnetoterapia
- Crioterapia
- Movilización asistida articular y rotuliana
- Corrección de la marcha
- Ejercicios para el hogar
- Movilización pasiva continua

Los ejercicios realizados por enfermeras y fisioterapeutas no tienen un control preciso sobre los ángulos de movimiento intervenidos y la cantidad de repeticiones realizadas. Por lo cual, la evaluación de recuperación del miembro inferior está directamente controlada por el usuario, quien decide la intensidad del dolor, si este ha disminuido o se ha incrementado. La experiencia del especialista en rehabilitación física es lo que lleva al paciente en una recuperación progresiva y el paciente a su vez termina evaluando el grado de comodidad que le produce la intervención quirúrgica realizada al finalizar la recuperación.

Se identifica como necesidad primordial la implementación de nuevas tecnologías en sistemas de recuperación física controlada, donde se ofrezcan alternativas que faciliten la ejecución de la misma, con la creación de máquinas que brindan comodidad y precisión.

Algunos de los sistemas que con el mismo propósito llegan a Colombia, a ofrecer el apoyo necesario en los centros de rehabilitación, tienen una adquisición de elevado costo, por lo cual se convierte en un material exclusivo de centros asistenciales con capacidad económica. Un ejemplo de esto se plasma en la Figura 2, donde se observa el tru-trac -dispositivo de tracción que tiene un costo de 3320 Euros, unos 6 millones de pesos colombianos, este es utilizado por 3 meses aproximadamente en cada paciente, en turnos de 10 a 20 minutos, y siendo asistido por profesionales médicos. El procedimiento se hace tedioso para el paciente, ya que posee escasa movilidad y debe ser trasladado a un lugar de asistencia para ejecutar el tratamiento.



Fig. 2. tru-trac -dispositivo de tracción , Ortesis - Productos Deportivos y Rehabilitación, Rehabmedic.

Por último, vale la pena anotar los datos suministrados por el Ministerio de Salud donde solo el 11% de la población colombiana está en la posibilidad de sufragar los gastos de su atención médica. El 21% restante de esta población está cubierta por el ISS., y el 3% por las Aseguradoras privadas quedando un 55% de la nación carente de recursos. (Malagón-Castro). Y si el área Metropolitana de Bucaramanga está conformada por los municipios de Floridablanca, Girón y Piedecuesta, con una población de 1.065.6876 habitantes al año 2006. (ONU, 2006), la población necesitada de este servicio incrementa con un porcentaje grande.

El trabajo está enmarcado dentro del *Grupo De Investigación De Robótica De Servicio Y Diseño Industrial, GIROD*, de La Escuela de Diseño Industrial, UIS,

donde se plantea inicialmente un proyecto marco para el estudio y diseño de un Exoesqueleto, que se concibe como una ayuda técnica para rehabilitación médica, y del cual surge el presente proyecto de grado el cual propone el Diseño de un sistema de rehabilitación mecatrónico, basado en el estudio bio-mecánico de la rodilla, aplicable al tratamiento post-quirúrgico por rotura de ligamento.

El desarrollo del proyecto está dirigido a la investigación tecnológica y al desarrollo de producto, por lo cual se llevará a cabo un proceso de investigación, donde se implementa una metodología que da inicio con el planteamiento del problema, la recolección de datos, el análisis del mercado actual, el desarrollo de nuevas ideas de diseño, la evaluación de alternativas y la construcción de un modelo funcional-estético con un grado de libertad.

1.3. Objetivos

1.3.1. Objetivo General

Diseñar un sistema de rehabilitación mecatrónico basado en el estudio biomecánico de la rodilla, aplicable al tratamiento post-quirúrgico por rotura de ligamento.

1.3.2. Objetivo Especifico

- Elaborar el estado del arte, haciendo énfasis en las aplicaciones existentes, la biomecánica, los tratamientos de rehabilitación de rodilla y en investigaciones, teorías y estudios actuales.
- Realizar el estudio de los componentes de la mecatrónica (sensores y actuadores), aplicables a sistemas de rehabilitación de extremidades, específicamente de rodilla.
- Determinar requerimientos de diseño a partir del estudio ergonómico y antropométrico de la rodilla.

- Desarrollar un modelo físico matemático, a partir del estudio cinemático de la rodilla.
- Validar el modelo físico matemático mediante la implementación del modelo en MATLAB®.
- Diseñar un sistema de rehabilitación de rodilla, aplicando los conceptos de mecatrónica estudiados y los requerimientos de diseño establecidos para el sistema.
- Elaborar el modelo CAD (Computer Aided Design) de la propuesta diseñada.
- validar el modelo CAD con herramientas CAE (Computer Aided Engineering) evaluando y seleccionando los materiales a utilizar.
- Desarrollar un modelo funcional mecatrónico de un grado de libertad para validar los movimientos de flexión y extensión necesarios en el tratamiento para la rehabilitación posquirúrgico por rotura de ligamento.

1.4. Alcance

El proyecto tiene como finalidad integrar conocimientos matemáticos, biomecánicos y de diseño industrial que generen, por medio de esta investigación, un mecanismo de uso externo que pueda ser manipulado por el ser humano en el proceso de rehabilitación post-quirúrgica de la rodilla. La viabilidad del proyecto está determinada por la efectiva abstracción del conocimiento y su eficaz método de aplicación dentro del diseño. Por lo cual se lleva a cabo la recopilación de datos del estado del arte, para detallar los diferentes sistemas, equipos y terapias del mercado actual, que están siendo utilizados en el tratamiento de recuperación post-quirúrgico a causa del colapso del ligamento cruzado. Obtenida y analizada la información se plantean propuestas de diseño, las cuales estarán regidas por parámetros de material, medidas antropométricas y restricciones ergonómicas de

confort. Paralelo a esto se plantea el modelo físico-matemático correspondiente, para finalizar con la validación y comprobación mediante un modelo virtual y físico.

1.5. Perfil del Usuario

Utilizando la metodología de QFD (**Quality function deployment**) se presenta la Tabla de Segmentos de Cliente (TSC), desarrollada por la Asociación Latinoamericana del QFD.

Tabla 1. Tabla de Segmentos de Cliente (TSC)

¿Quién?	¿Qué?	¿Cuándo?	¿Dónde?	¿Por qué?
Personas en tratamiento post-quirúrgico	Caminar, Ejercicios de tratamiento.	En el día, depende del tiempo de recuperación del paciente.	En el hogar, y en los centros médicos de rehabilitación.	Se encuentra en rehabilitación post-quirúrgica
Expertos en el tema de ejercicios de rehabilitación	Operando el sistema	En el día	En los centros de rehabilitación	Son los encargados de realizar el proceso de habituación del elemento y el usuario.

1.5.1. Usuario Directo

El usuario directo es el paciente que ha sufrido rotura de ligamento de rodilla, que basándose en la Clasificación Internacional de Enfermedades se cataloga entre el grupo de: Traumatismos de la rodilla y de la pierna, Luxación, esguince y torcedura de articulaciones y ligamentos de la rodilla, el cual se ve sometido a

cirugía y está en la obligación a someterse a un tratamiento post-quirúrgico que realiza la labor de fortalecimiento del miembro y corrección de marcha.

Perfil:

- Hombres y mujeres.
- Sometido a cirugía por rotura de ligamento.
- Esta siendo sujeto a recuperación de movilidad de rodilla para adquirir estabilidad y equilibrio.

1.5.2. Usuario Indirecto

Personal experto vinculado con el tratamiento y rehabilitación de pacientes de este tipo:

- Médicos generales
- Médicos ortopedistas
- Médicos fisiatras
- Fisioterapeutas

2. BIOMECÁNICA DE LA RODILLA

De acuerdo con la sociedad Internacional de Biomecánica (Biomechanics, 2010)¹, la biomecánica se preocupa del estudio de los principios mecánicos, con el fin de analizar las estructuras biológicas, es decir, estudia el movimiento de los sistemas vivos y las fuerzas internas y externas que causan o influyen en los movimientos. Es una combinación de distintas disciplinas, tales como Biología,

Medicina, Física e Ingeniería, las cuales dan respuesta a la funcionalidad que ofrece nuestro cuerpo humano.[§]

2.1. Anatomía de la rodilla

La anatomía es el estudio de la forma y la estructura del cuerpo humano y de la relación entre sus partes. El origen del término anatomía es tomada del griego *ana* y *tome* que significan separa cortado o disecar, reflejan el método por el que generalmente se estudia el cuerpo humano. (Yokochi, y otros, 1991)

En este caso el estudio anatómico de la rodilla está dado por la descripción detallada de músculos, huesos, ligamentos y tendones que la componen, su función y su estado mecánico, lo cual permite entender su fisiología dentro del cuerpo humano.

2.1.1. Músculos

Los músculos esqueléticos realizan la función de extensores y flexores, con los cuales se coordina el movimiento, una breve descripción de estos está dada por:

Extensores: El cuádriceps femoral Figura 3, su misión es la extensión de la rodilla. Debe lograr mantener el equilibrio de la rótula, para que ésta deslice adecuadamente sobre la tróclea femoral. Cualquier alteración en este engranaje, es causa de los molestos problemas del aparato extensor, fundamentalmente alteraciones del cartílago rotuliano, causantes de numerosísimas lesiones en el deportista. La cintilla íleo-tibial cubre el muslo lateralmente y se inserta en el tubérculo de Gerdy, prominencia ósea de la tibia, entre la tuberosidad tibial y la

[§] ISB sociedad internacional de biomecánica fue fundada el 30 de agosto 1973 para promover el estudio de todas las áreas de la biomecánica en el plano internacional, aunque hace especial hincapié a la biomecánica del movimiento humano".

cabeza del peroné. Produce fuerzas de flexión o extensión dependiendo de la posición de la rodilla. (kapandji)

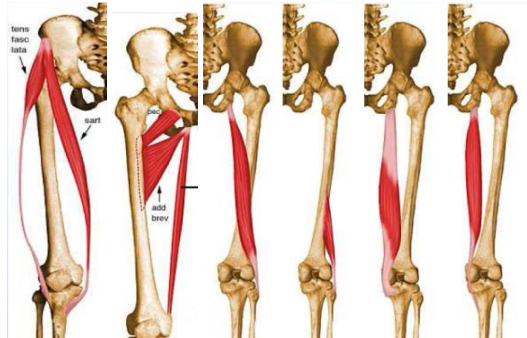


Fig. 3. Músculos extensores que le proporcionan el movimiento (Heipertz, et.al, 2003)

Flexores: Son músculos de la región posterior del muslo Figura 4. Por su posición interna realiza una rotación interna de la pierna una vez que ha sido flexionada. El poplíteo, desde cóndilo externo a parte posterior de la tibia, además de flexionar la rodilla, le imprime una rotación externa.

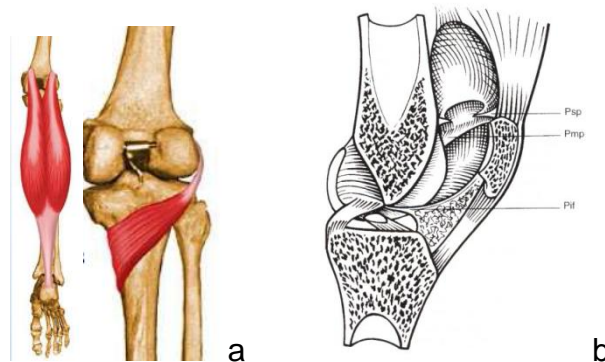


Fig. 4 (a) Músculos flexores. (Heipertz, et.al, 2003), **(b)** Corte interno de la rodilla. (kapandji, 2005)

Huesos: Los huesos son los elementos pasivos del cuerpo, ellos son los encargados de dar estabilidad y fuerza a todo el aparato locomotor figura 6. La rodilla está diseñada con una composición de huesos, cartílagos, músculos y

ligamentos que la rodean, es un mecanismo que ha sido analizado con sus 6 grados de libertad.

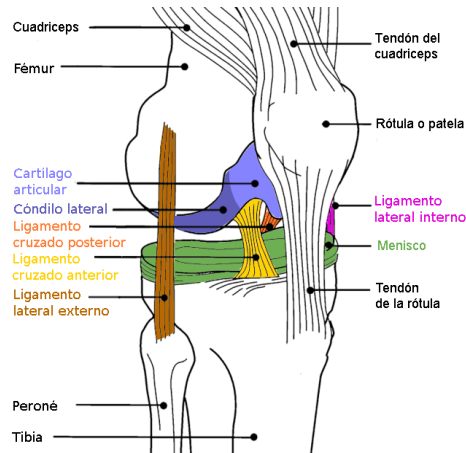


Fig. 5. Composición de huesos, ligamentos y cartílagos que componen la rodilla.
(Chihiro, 2008)

El fémur: Este se extiende desde la cadera hasta la rodilla. Presenta una dirección oblicua hacia adentro, ya que la distancia entre las caderas es mayor que entre las rodillas. Para compensar en parte este acercamiento de ambos fémures al eje corporal, las tibias se separan. La rodilla adquiere así el aspecto de una articulación angulada hacia afuera, en valgo. Termina en el extremo inferior, el que, junto con la tibia, constituye la articulación principal de la rodilla. Está formada por dos eminencias óseas o cóndilos separados por una rampa o tróclea femoral. Sobre esta tróclea desliza la rótula. (Bio-laster, 2005)

La rótula: Es un hueso aplanado, de apariencia redondeada o, mejor, ovalada, que se prolonga hacia abajo por su vértice o polo inferior. Posee dos superficies:

Cara anterior, convexa, sirve de polea de reflexión a los tendones del cuádriceps y rotuliano.

Cara posterior. Orientada hacia el interior de la articulación, presenta dos facetas, interna y externa, que contactan con los cóndilos femorales correspondientes, adaptando su forma cóncava a la convexidad de los cóndilos. (Bio-laster, 2010)

Tibia: Junto con el peroné forma el esqueleto de la pierna, aunque es el más robusto de los dos, el que soporta el peso corporal y transmite las líneas de fuerza desde rodilla a tobillo. Su porción superior es una plataforma dividida en dos platillos, interno y externo, que sirven de apoyo a los cóndilos femorales. La porción inferior tiene una eminencia o maléolo interno del tobillo. Junto con el maléolo externo del peroné constituye una auténtica pinza que abraza al astrágalo. Tibia y peroné contactan también en su porción superior en una articulación prácticamente fija, ya que sólo puede realizar movimientos de deslizamiento (Bio-laster, 2010)

Cápsula articular: Es una vaina fibrosa que se extiende desde la extremidad inferior del fémur a la superior de la tibia, rodeando toda la articulación y dejando una solución de continuidad central, rodeando la rótula e insertándose en toda su periferia. (Bio-laster, 2010)

2.1.2. Ligamentos

Los ligamentos son esenciales para la flexión y extensión de la rodilla, estos evitan una extensión excesiva, convirtiéndose en ejes de rotación, cuando se inicia el movimiento.

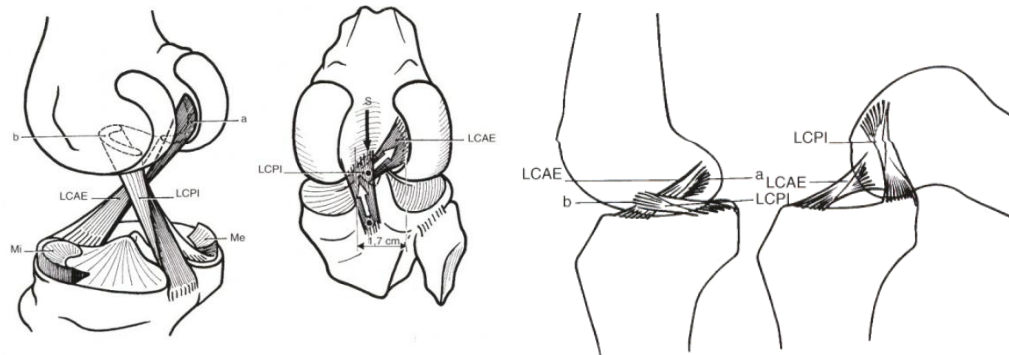


Fig. 6 Descripción de los ligamentos cruzados posterior (LCPI) y anterior (LCAE), que intervienen en el funcionamiento interno de la rodilla (kapandji, 2005).

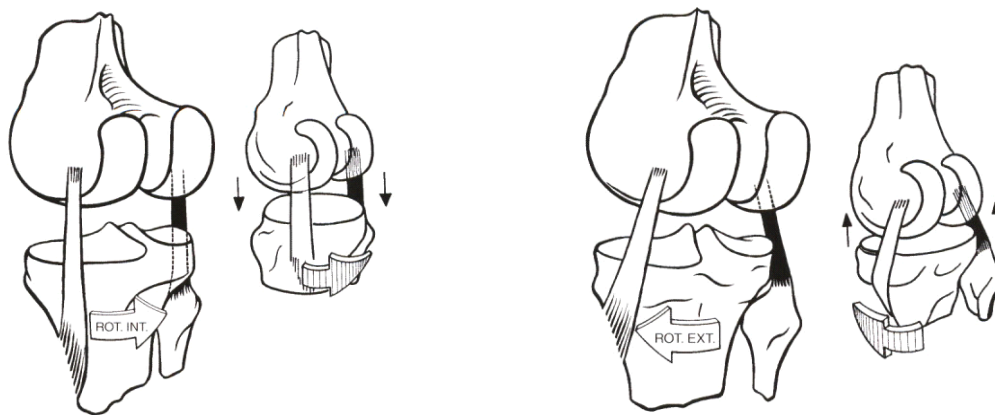


Fig. 7 Ligamento lateral derecho e izquierdo (kapandji. 2005).

A medida que el movimiento se realiza, cada uno de los ligamentos realiza una función diferente, llegando a implementar conjuntamente armonía en la marcha. El ligamento lateral, Figura 7 es el encargado de limitar el movimiento en la rotación externa, dando también estabilidad a la posición de la pierna. En la Figura 8 se puede apreciar los ángulos de movimientos estudiados. (Cailliet, 2006), obteniendo ángulos de 0° para la mayor extensión, de 90° y de 135° a 140° como máxima flexión.

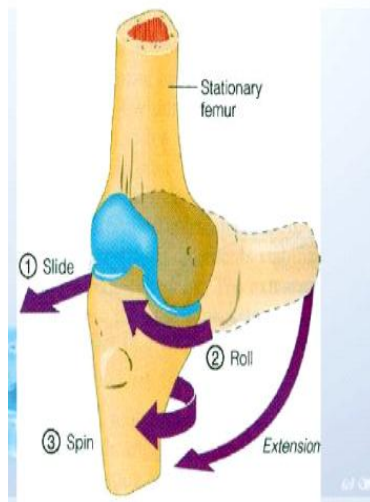


Fig. 8 Ángulos de movimiento y comportamiento de los ligamentos en la flexión-
extensión de la rodilla. (Cailliet)

2.1.3. Anatomía funcional de la rodilla

Anatomía Funcional (Montejo Soler, 2007), es el estudio de los componentes del cuerpo necesario para alcanzar o realizar un movimiento humano o función. Entre los más reconocidos esquemas en la anatomía se encuentra el de la fig 9 donde se describen los tres planos de referencias principales del cuerpo humano, y los cuales facilitan la orientación y esquematización de fuerzas dentro del cuerpo. Tabla 2.

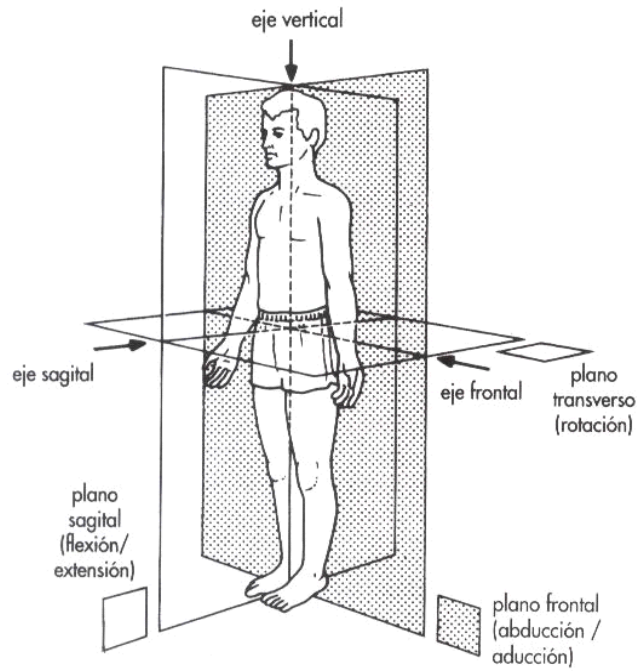


Fig. 9 Esquema de los planos de referencia del cuerpo humano.

Tabla 2. Relación de planos de referencia con los movimientos.

PLANO	MOVIMIENTO
Medio sagital	Flexión-extensión
Frontal	Aducción-abducción
Horizontal	Movimientos de rotación

Localizada la posición de la extremidad se inicia un estudio más profundo dentro del bio-mecanismo, figura 10.

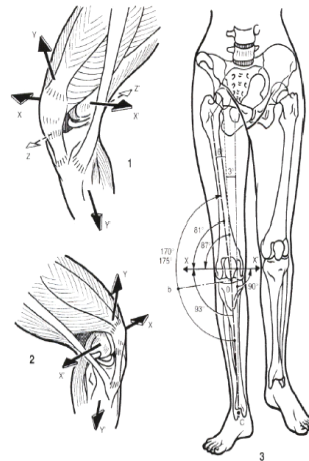


Fig. 10. Ángulos de movimiento de la pierna (kapandji,2005)

En el análisis de la mecánica de la rodilla se encuentran los límites de flexión y extensión que nos permiten identificar la capacidad de individuo para efectuar el correcto movimiento, en este caso la flexión de rodilla se encuentra en un movimiento pasivo entre 130 ° - 135 °. El alcance está limitado a 120 ° si la cadera se extiende demasiado en los isquiotibiales se convierte en marcha activamente insuficiente requiere alrededor de 60 ° de flexión de la rodilla que aumenta a alrededor de 80 ° para la escalera de escalada y 90 ° para sentarse en una Silla (kapandji), ver figura 11.

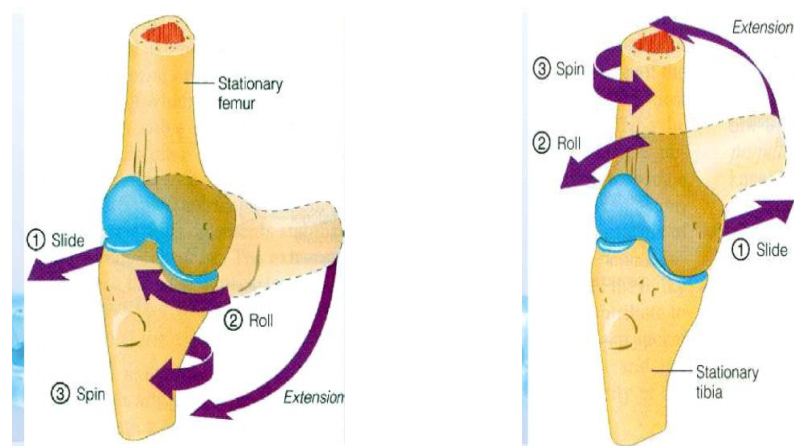


Fig. 11. Grados de libertad de la rodilla, flexión – extensión. (Cailliet, 2006)

El primer grado de rotación de la rodilla está dado por el eje transversal, alrededor del cual se efectúan movimientos de flexo-extensión en un plano sagital, formándose un ángulo máximo de 135° a 140° grados con el eje vertical.

El segundo grado de libertad consiste en la rotación alrededor del eje longitudinal YY de la pierna con la rodilla en flexión. Esta rotación es imposible cuando la articulación está en máxima extensión. Se define como el ángulo entre el cuádriceps muscular (principalmente el recto anterior del muslo) y el tendón rotuliano y representa el ángulo de la fuerza muscular del cuádriceps. Se utiliza para evaluar clínicamente la fuerza neta de cuádriceps.

Por otro lado se analiza la traslación de la rotula, que genera una medida de longitud de desplazamiento total de la rotula, siendo el doble de la longitud total de la rotula, otorgando datos aproximados de 8 cm, teniendo en cuenta que parte de (A) donde la rodilla se encuentra en extensión máxima (cero grados), y llegando a (B) con una flexión de 135 a 140 grados, siendo una traslación circunferencial, ver figura 15.

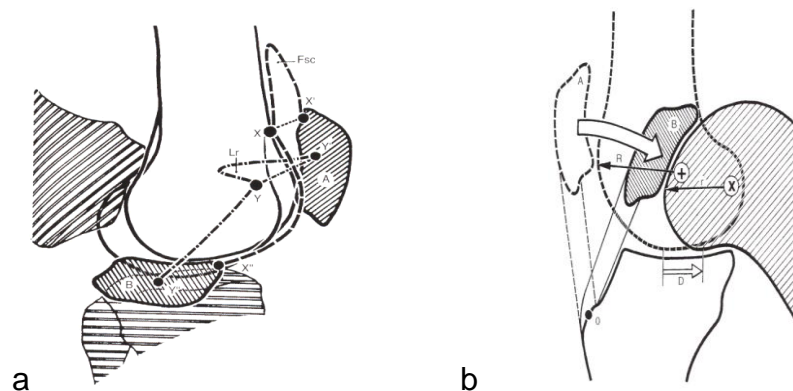


Fig. 12. Desplazamiento de la rotula, A posición en extensión y B posición final flexión máxima (kapandji, 2005).

Del mismo modo en la figura 12 de la derecha, se observa con mayor claridad esta circunferencia formada por la traslación de la rotula, donde (A) sigue siendo la extensión y (B) la flexión máxima, y (O) es el centro de la circunferencia,

la cual nace de la tuberosidad anterior de la tibia y cuyo radio es igual a la longitud del ligamento rotuliano. Además existe un desplazamiento (D) de los cóndilos y una reducción de la distancia (R) de la rotula al eje flexo-extensión (+), (kapandji, 2005).

Estos movimientos son posibles gracias a los ligamentos rotulianos que guían la trayectoria y aseguran el desplazamiento, entre los cuales los ligamentos laterales se tensan durante la extensión y se distienden en la flexión, ver figura 16.

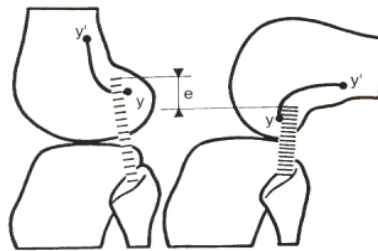


Fig. 13. Función de los ligamentos laterales en la flexión-extensión (kapandji, 2005).

Se trazan los puntos de movimiento que se generan por el desplazamiento en flexión de los ligamentos cruzados posterior y anterior, siendo **cd** el ligamento cruzado posterior y el **ab** el Ligamento cruzado anterior, en la imagen superior de la figura 17 el movimiento actúa en un ángulo de 90 grados, y en la segunda imagen se genera un ángulo de 120 grados para el cual el LCP se encuentra en posición vertical. Ver figura 13 y 14.

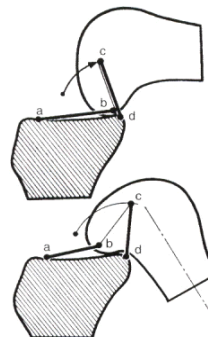


Fig. 14 Arriba: movimiento de los ligamentos cruzados a 90°. Abajo: ligamentos cruzados en posición a 120°, (kapandji, 2005).

2.2. TRAUMATOLOGÍA

Las lesiones ligamentosas de rodilla son uno de los principales traumas físicos en pacientes que deben ser sometidos a cirugías para restablecer el funcionamiento del mismo, y posteriormente deben acceder a llevar a cabo una terapia de rehabilitación de acuerdo con las especificaciones del médico.

Hay cuatro ligamentos que pueden romperse, el cruzado anterior, el cruzado posterior y el medial colateral, el especialista obtiene información del estado del ligamento procediendo con un examen físico de la rodilla. La gravedad de la traumatología se sugiere por el rompimiento de los ligamentos, cuando se encuentra el ligamento cruzado anterior en deterioro el procedimiento se vuelve algo mas tedioso por la pérdida total de la estabilidad del miembro. De este modo se encuentra a continuación las características de las diferentes fracturas del sistema.

El tratamiento de las fracturas es fundamental en la práctica ortopédica, donde se realiza un estudio de las características el paciente para detectar el procedimiento a llevar ser aplicado en cada traumatología según el paciente.

Las lesiones de la rodilla se clasifican en tres grados según la descripción médica (Pontificia Católica de Chile, 2010)

- Esguince grado 1: simple distensión del ligamento.
- Esguince grado 2: ruptura parcial del ligamento.
- Esguince grado 3: ruptura total del ligamento.

En esta investigación se analizan el esguince de grado 2 y 3 donde el paciente debe ser rehabilitado con terapia física.

2.2.1. Rotura de Tendones

Una de las lesiones más frecuentes es el rompimiento de ligamento cruzado, donde los cóndilos se desplazan y rompen por cizallamiento del ligamento, por ende no se sigue un movimiento normal las partes y se bloquea la flexión de la rodilla y se hace imposible la extensión completa, Figura 15.

Con frecuencia se encuentran presentes todos los síntomas y signos propios de las fracturas, por lo cual, en la mayoría de los casos, el diagnóstico fluye desde la simple inspección (Heipertz, Huter, & Shewe, 2003):

- Dolor intenso.
- Impotencia funcional.
- Frecuente desviación de los ejes: angulación y rotación.
- Movilidad anormal de los fragmentos.
- Bulas, generalmente de contenido sanguinolento: son indicio casi seguro de una fractura, generalmente de graves caracteres.

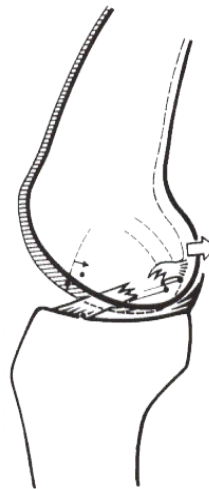


Fig. 15 Rotura de ligamento cruzado. (Sanchez, 1999)

2.2.2. Tratamientos

El aumento progresivo de flexibilidad en el miembro afectados, es la forma en que los pacientes tienen consecuentemente una mejoría gradual sobre la estabilidad y facilidad de manejo de su miembro en recuperación, también es uno de los motivos por el cual las terapias tienen secuencias, las cuales son impuestas por el fisioterapeuta según el procedimiento al cual fuese expuesto, esto hace parte de un estímulo que difiere según la persona y su estado de entrenamiento físico.

Los huesos, músculos y tejidos humanos se pueden afectar de manera pronunciada con el reposo continuo, llevando a una degradación de los elementos, por esta razón se describe un tratamiento básico propuesto por un fisioterapeuta para un paciente en rehabilitación postquirúrgica de rodilla:

El cuerpo posee reacciones normales ante los estímulos que se le imponen, estos dependen de diferentes componentes como las describen en el libro de Fisioterapia (Heipertz, 2003). El tipo de estímulos y su intensidad, ver figura 16.

- Umbral momentáneo del estímulo, es decir, el punto de partida de la capacidad de respuesta al estímulo.
- La constitución del paciente, sus reflejos y condición física.
- Los tipos de reacción, que determinan la respuesta al estímulo.
- Adaptación hacia el estímulo.
- Adaptación a la intensidad constante y mantenida.
- Adaptación a estímulos de intensidad creciente.
- Incapacidad de adaptación, se causan daños en el cuerpo. Cuando los estímulos son demasiado fuertes.
- Contracción muscular-coordinación
- Estímulos sensoriales: flexión hacia delante de los músculos, presión y estiramiento en las articulaciones.

- Estímulos táctiles, visuales y acústicos.
- Reflejos para el mantenimiento de la postura.
- Fuerza muscular, se adquiere con el estímulo de tensión muscular (Hettinger, 1988).

ESTÍMULO DE TENSIÓN (% DE LA FUERZA MÁXIMA)		AUMENTO SEMANAL DE LA FUERZA (% DE LA FUERZA INICIAL)
40-50	Entrenamiento óptimo	+4
30-40	Umbral de entrenamiento	+>0
20-30	Carga diaria	±0
20	Umbral de atrofia	->0
0	Inactividad (Entumecimiento, inmovilización)	-15

Fig. 16. Efecto estímulo-reacción. Ejemplo. (Heipertz, 2003)

Posiciones para el tratamiento físico:

Estas posiciones se clasifican en cuatro:

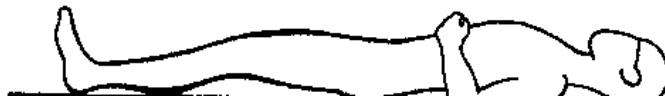


Fig. 17 De cúbito supino



Fig. 18 Decúbito prono Sedestación

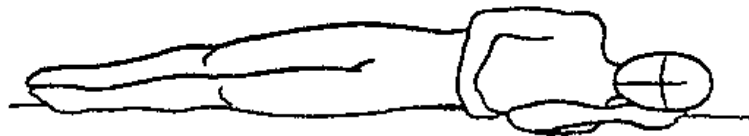


Fig. 19 Decúbito lateral

Las posiciones dependen de la estabilidad del cuerpo, figuras 17, 18 y 19, la cual es inducida por la fuerza de gravedad donde se encuentra concentrado el peso del volumen corporal y cambia su situación según la distribución del mismo.

Apoyo manual Se encuentra el paciente sentado a una altura de camilla, donde la pierna colgando, se realizan movimiento de flexión a 90 grados, ayudado por un apoyo manual suave que sugiere el movimiento a su punto máximo, figura 20.

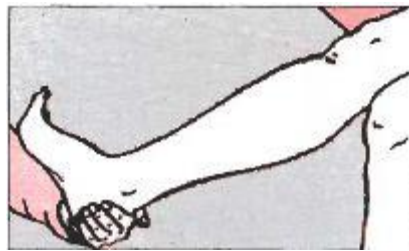


Fig. 20. Apoyo manual. (Heipertz, 2003)

Apoyo en la mesa de suspensión: Este apoyo es lateral cadera estirada ver figura X, articulación de la rodilla doblada, cabestrillo en el muslo y en el pie, el punto de giro está perpendicular por encima de la articulación de la rodilla. (Heipertz, 2003). El fisioterapeuta se encuentra detrás del paciente, donde realiza un acompañamiento del movimiento, figura 21.

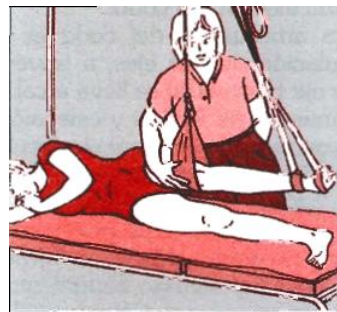


Fig. 21 Apoyo mesa de suspensión

Movimiento contra una resistencia manual: El paciente se encuentra sentado figura 22 y la articulación de la rodilla a 90 grados, la pierna colgando. (Heipertz,

2003). Figura 37. En cualquier momento el paciente se ve sometido a una fuerza proporcionada por el fisioterapeuta que aumenta el punto de resistencia, teniendo en cuenta que no se proporcione una desviación de la dirección de la flexión o en la extensión.



Fig. 22 Resistencia manual para la realización del movimiento de flexión-
extensión.

Movimiento contra una resistencia de aparatos: Generalmente se utiliza un balón medicinal mediante estiramiento de rodilla se aparta o se hace rodar el balón, figura 23.

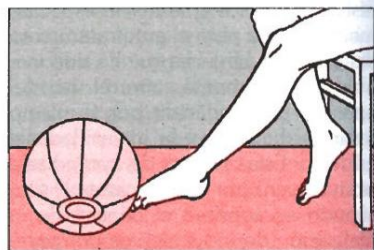


Fig. 23. Resistencia de la rodilla a aparatos externos.

Movimiento de flexión dirigido Este movimiento es dirigido por el fisioterapeuta, donde la pierna es flexionada llevando el talón a aproximarse al muslo, esto se realiza calculando el ángulo capaz de ser soportado por el paciente, y según su estado de recuperación, figura 24.

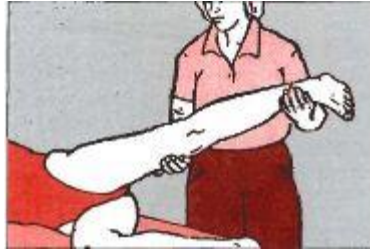


Fig. 24. Flexión dirigida por el fisioterapeuta en posición decúbito prono.

Movimiento en un eje de articulación en varias articulaciones: La articulación de la rodilla se encuentra en extensión. Una mano en el dorso del pie, la otra en la parte interior del muslo, un poco por encima de la articulación de la rodilla. (Heipertz, 2003), figura 25.



Fig. 25. Movimiento en un eje de articulación.

Esfuerzo de presión en la articulación de la rodilla.: En un paciente de 70 Kg (estimado como peso medio de un adulto) el esfuerzo corresponde aproximadamente al esfuerzo físico de 75 vatios en el cicloergometro (Heipertz, 2003). Para un paciente de este tipo se comienza con 5-10 peldaños y a un ritmo de un peldaño por segundo (60 peldaños/minuto).

Los ejercicios descritos a continuación por el American Academy Orthopaedic Surgeons (American,2010), son recomendados para pacientes en

postoperatorio para rehabilitación de rodilla por cirugía de ligamento o ímplate de prótesis tabla 3.

Tabla 3 Ejercicios básicos para le flexión y extensión de la rodilla

QUADRÍCEPS EN EXTENSIÓN DE RODILLA	
	<p>A) Paciente sentado en plano duro con rodillas en extensión (flexión cadera 90°) y espalda recta.</p> <p>B) Al tomar la respiración tensar la pierna mientras la punta del pie se dirige lo máximo posible hacia el paciente.</p> <p>C) Intentando apretar la parte posterior del muslo contra el suelo.</p> <p>D) Mantener unos segundos y relajar a la posición de partida (espirar).</p> <p>E) Repetir el ejercicio con la otra pierna</p>
QUADRÍCEPS EN SEMI-FLEXIÓN DE RODILLA	
	<p>A) Paciente sentado en plano duro con rodillas en ligera flexión (colocar una almohada bajo el hueco de las rodillas) y espalda recta.</p> <p>B) Al inspirar tensar la pierna mientras se extiende la rodilla, elevando el pie, mientras la punta del pie se dirige lo máximo posible hacia el paciente y se aprieta la parte posterior del muslo contra la almohada.</p> <p>C) Mantener unos segundos y relajar a la posición de partida (espirar)</p>
FLEXO-EXTENSIÓN DE RODILLA	
	<p>A) Paciente sentado en plano duro con rodillas dobladas a 90° y espalda recta.</p> <p>B) Al inspirar extender una rodilla, mantener unos segundos tensando la pierna con la punta del pie dirigida hacia el paciente.</p> <p>C) Mantener unos segundos y relajar a la posición de partida (espirar)</p>
ESTIRAMIENTOS ISQUIOTIBIALES DECÚBITO	
	<p>A) Paciente tumbado boca arriba, con pie y pierna bien estirados.</p> <p>B) Colocar un trozo de tela o cinta haciéndolo pasar por la planta del pie.</p>

C) Ayudándose con los brazos, levantar la extremidad hasta los 90°. Mantener unos segundos y volver lentamente a la posición inicial.
ESTIRAMIENTOS ISQUIOTIBIALES DE PIE
A) Paciente de pie, situado al lado de una superficie dura (litera, mesa). B) Poner la extremidad estirada encima de la superficie. Doblar el tronco para coger la punta de los pies e intentar tensar la pierna. C) Aguantar unos segundos y relajar, volviendo a la posición inicial

3. ESTUDIO CINEMÁTICO DEL MOVIMIENTO

El estudio de la marcha esta identificado como “una serie de movimientos alternantes, rítmicos, de las extremidades y del tronco que determinan un desplazamiento del centro de gravedad” (Sanchez, 1999)

La marcha es la secuencia llevada a cabo al realizar los movimientos al caminar, tomando como referencia un punto de partida y uno de llegada. Investigaciones realizadas como la de Inman en 1966 dividen en dos fases la marcha, la fase de apoyo, que es la fase del esfuerzo, y la fase de impulso, que se considera la fase sin esfuerzo (Heipertz, 2003). Ver figura 26.

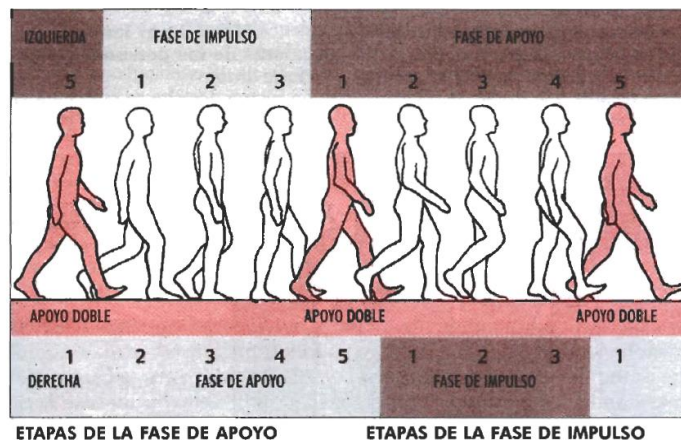


Fig. 26 .Etapas en el transcurso de la marcha. (Inman, 1966).

En la fase de apoyo existe un inicial contacto de talón (1), contacto de planta de pie (2), apoyo medio (3), despegue con el talón (4) y despegue con los dedos del pie (5). Así mismo, en la fase de impulso se encuentra una aceleración (1), un impulso medio (2) y una demora (3). (Inman, 1966).

Las fases se alternan en una serie rítmica, donde la misma pierna actúa alternativamente como elemento de cada una de las dos fases. La aceleración del movimiento se observa con la pierna de atrás, en la secuencia cinco de la fase de apoyo. (Heipertz, 2003).

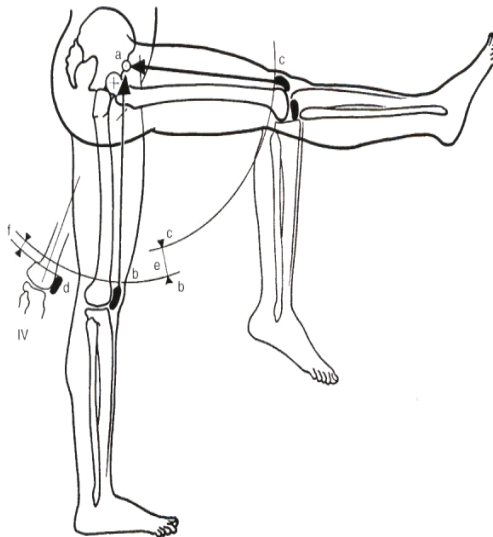


Fig. 27. Circunferencias de movimiento articular. (kapandji, 2005)

Inmediatamente después del contacto del talón, empieza la flexión de la rodilla y continúa durante la primera parte de la fase de apoyo hasta aproximadamente los 20 grados de flexión. Esta característica de la marcha normal ayuda a suavizar la línea del centro de gravedad y reduce su desplazamiento hacia arriba cuando el cuerpo se mueve apoyado sobre el pie en que se apoya (Sanchez, 1999).

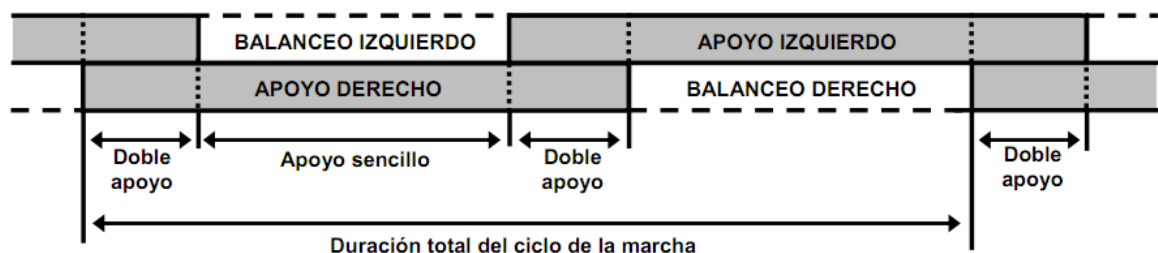
Las leyes de la mecánica dicen claramente que el mínimo gasto de energía se consigue cuando un cuerpo se mueve en línea recta, sin que el centro de gravedad se desvíe, tanto para arriba como para abajo, como de un lado a otro (Sanchez, 1999).

3.1. Cinemática de la marcha

La cinemática (MOW, et.al, 1997) es el estudio de las relaciones entre las posiciones, velocidades y aceleraciones de cuerpos rígidos, sin preocuparse de cómo son causados los movimientos, o sea, la cinemática describe la geometría del movimiento. A lo largo del tiempo se han presentando distintos modelos de cinemática de la rodilla (Bull & Amis, 1998) basándose en la premisa de la descripción de la movilidad articular relativa entre dos cuerpos rígidos unidos por la articulación a estudiar.

Inmediatamente antes de que el talón toque el suelo, la articulación de la rodilla está en extensión completa. Simultáneamente con el contacto del talón, la articulación empieza a flexionar y continúa flexionando hasta que la planta del pie está plana en el suelo. Inmediatamente después de haber alcanzado la posición plana del pie, la rodilla está aproximadamente a 20 grados de flexión y empieza a moverse en dirección de extensión, ver tabla 4.

Tabla 4. Representación de los componentes de la marcha (Sanchez, 1999) .



La fase de apoyo es el 60% del movimiento, la fase de balanceo es del 40 % y la fase de doble apoyo es el 20%, lo cual completa el ciclo de marcha normal.

Para el análisis adecuado de la cinemática de la marcha se toman ángulos de movimiento de acuerdo con las fases descritas anteriormente, iniciando desde 0° grados cuando en la fase de apoyo inicial del talón, pierna extendida, Figura 28, en el momento en que el pie se encuentra en el suelo totalmente se muestran aproximadamente 20° de flexión, para finalizar en el apoyo medio con 10° de flexión y continua para su máxima extensión.

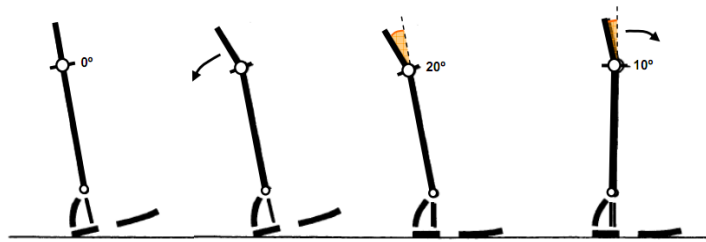


Fig. 28. Estudio cinemático de la rodilla en el intervalo uno.

La fase dos del transcurso de la marcha se encuentra determinada por apoyo medio con 10°, y la fase de balanceo. Figura 29

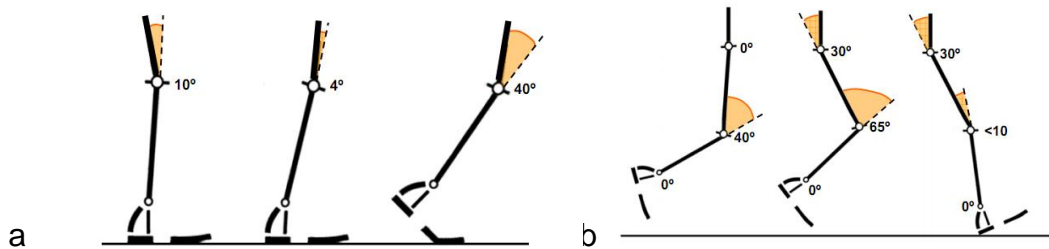


Fig. 29 (A) Estudio cinemática en el intervalo 2 de la marcha, (B) intervalo III, fase de doble apoyo.

Esto nos permite observar el ángulo en el que interviene la rodilla para la secuencia de marcha, y el recorrido que sugiere la flexo-extensión.

Reconocimiento de los Movimientos: El movimiento de flexo-extensión se da en el eje transversal condicionado por una articulación tipo tróclea. No existe una extensión absoluta, pero se llama extensión relativa al movimiento que se completa a partir de cualquier posición de flexión; la flexión activa alcanza los 140°. Al realizarse la flexo-extensión los meniscos internos retroceden entre 12 y 6 mm y se deforman debido a que tiene dos puntos fijos, el menisco externo se desplaza y deforma, esto favorece la transmisión de las fuerzas de presión, ver figura 30.



Fig. 30 Ángulos de movimiento y comportamiento de los ligamentos en la flexión-extensión de la rodilla. (Cailliet)

La rotación axial de la rodilla se encuentra en el eje longitudinal, este movimiento solamente se puede realizar con la rodilla en flexión. Los músculos flexores de la rodilla son a la vez los rotadores, bíceps y el tensor de la fascia lata, y los rotadores internos como el sartorio, el semimembranoso, el semitendinoso, el resto interno y el poplíteo, ver figura 31.

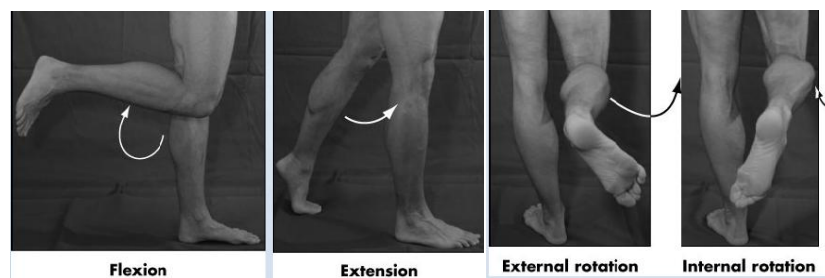


Fig. 31 Secuencia de movilidad de la pierna donde interviene directamente la rodilla.

En ciertas posturas del cuerpo, el centro de masa puede encontrarse en el exterior del mismo cuerpo. En el caso de una parte segmentada o articulada, como un miembro superior o inferior, el centro de masa puede calcularse a partir de los centros de masa de los segmentos componentes.

Cuando una extremidad eslabonada o articulada está flexionada, el centro único puede encontrarse fuera de la misma; en este caso, es útil recordar que este centro único siempre estará sobre la línea que une los centros individuales de los dos segmentos componentes y, por tanto, puede estimarse con bastante precisión. Note que la masa de un cuerpo de una parte segmentada no varía con un cambio en su posición, sino que únicamente cambia la localización de su centro de masa. Para encontrar el centro de masa único del segmento articulado en varias posiciones, lo más conveniente es usar como origen o centro de momento el centro de masa del componente más pesado. (Cruz Salinas, y otros, 2005)

3.2. Planteamiento del modelo matemático

Realizando una síntesis de los datos en las investigaciones anteriormente realizadas, se encuentran datos importantes acerca de las fuerzas que afectan los movimientos de la rodilla, donde las fuerzas que reaccionan en ésta articulación trabajan a tracción, soportando la rodilla una carga de aproximadamente el 93% del peso del cuerpo, ver figura 32, para lo cual los músculos reaccionan realizando la acción de equilibrio al efectuar un movimiento que estabiliza la fuerza realizada por la fuerza de gravedad instantánea. Por ésta razón, los ligamentos internos son el soporte necesario para establecer el equilibrio de las partes teniendo unidos y en posición los elementos que la componen.

Por otro lado, los momentos encontrados por las fuerzas internas deben ser iguales y con sentido contrarios para efectuar el equilibrio necesario.

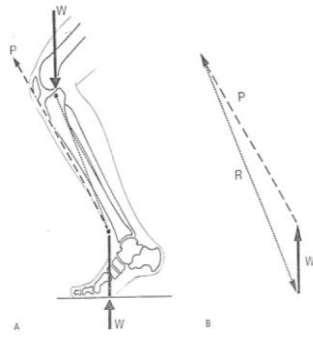


Fig. 32 Distribución de las fuerzas de la rodilla en el plano sagital y en posición de semi-flexión. (Viladot, Ramón)

En el estudio y análisis de los diferentes componentes de la rodilla, se observa que los músculos desarrollan fuerzas a través de la tensión, las cuales pueden ser estáticas o dinámicas. En la figura 33 se ven representados los 4 músculos principales que actúan como flexores y extensores dentro del sistema de la rodilla, estos impulsan el bio-mecanismo hacia atrás o se relajan para permitir el regreso.

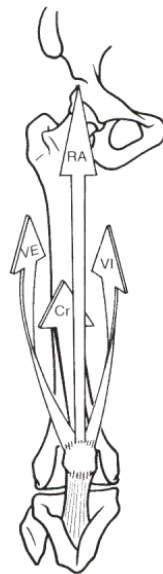


Fig. 33. Músculos que afectan la tensión y distensión para el movimiento de la rodilla, (kapandji, 2005).

Esta fuerza estática representa la tensión que un músculo ejerce contra la resistencia fija (Heipertz, 2003). Así mismo, estas fuerzas cuentan con características indispensables que le otorgan la particularidad al estímulo, estas a su vez otorgan la capacidad de movimiento a la pierna, y se pueden medir de acuerdo a la:

- Intensidad del estímulo
- Duración del estímulo
- Alcance del estímulo

El movimiento de flexo-extensión se ve bien representado en la figura 34, donde los cuerpos realizan diferentes tipos de flexión que el cuerpo está acostumbrado a efectuar, se observan grados hasta de 160° con la pierna totalmente flexionada colocando sobre la pierna inferior todo el peso corporal.

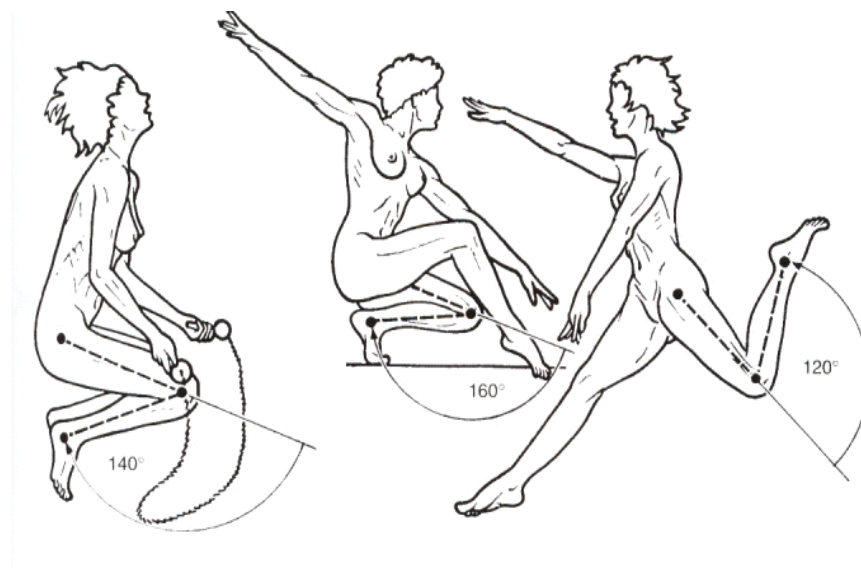


Fig. 34 Diferentes ejemplos de flexión, 140° , 160° y 120° , (kapandji, 2005).

Para un proceso de rehabilitación de rodilla los grados de 160° son un elemento de máxima flexión que no es considerado por los expertos como ideal de

recuperación por ser un ángulo de entrenamiento para un persona sin patología, en el caso de estudio los grados máximos esperados en un paciente en recuperación de ligamento cruzado esta dado entre los 130 y 140° en una recuperación normal y efectiva, esto después de por lo menos 6 meses de fuerte entrenamiento. La pierna en los diferentes movimientos de la marcha o de la vida cotidiana establece una circunferencia basculante que genera un punto **a** el cual representa el punto centro de la circunferencia y la referencia del movimiento del fémur con respecto a la tibia, como lo podemos ver en la figura 26.

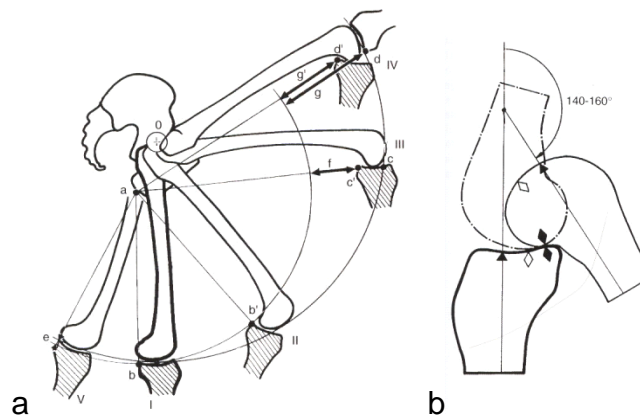


Fig. 35 A Recorrido y punto de inicio de la circunferencia de movimiento. B Ángulo de recorrido de flexo-extensión, donde la flecha negra indica un punto de recorrido, (kapandji, 2005).

Por otro lado en la figura 35, se observan los 140° del fémur sobre la tibia, y se analiza como el punto de giro, señalado como un rombo negro, se desplaza a medida que se genera el movimiento de translación y rotación.

El comportamiento de la rodilla está directamente vinculado al de la marcha Figura 36, ya que está identificado como “una serie de movimientos alternantes, rítmicos, de las extremidades y del tronco que determinan un desplazamiento del centro de gravedad”, (Ceriani,2000), por consiguiente es un desplazamiento en los ángulos de movimiento total de la rodilla.

Por otro lado, la rodilla se muestra como un sistema de resorte, donde actúan los elementos principales, huesos como el fémur y la tibia que le dan resistencia al sistema, los ligamentos cruzados y laterales que direccionan el movimiento y músculos. Dando lugar en el cuerpo humano al mecanismo de rodilla como un actuador. En este punto vale la pena mencionar el planteamiento de Pons, en su libro “Wearable Robots”, donde se plantea que en el transcurso de la marcha la rodilla Fig 28 (identificada como K1) aplica su fuerza durante un período determinado de tiempo en la fase de apoyo, con lo cual se proporciona la estabilidad articular. Por otro lado, Pons establece una fase de impulsión del actuador, donde se aplica K2 (K2 K1) para almacenar y recuperar la energía inicial y con la cual se ayuda a la extensión de la pierna, antes del contacto del talón. La transición de K1 a K2 libera la articulación de la rodilla. (Pons, 2008).

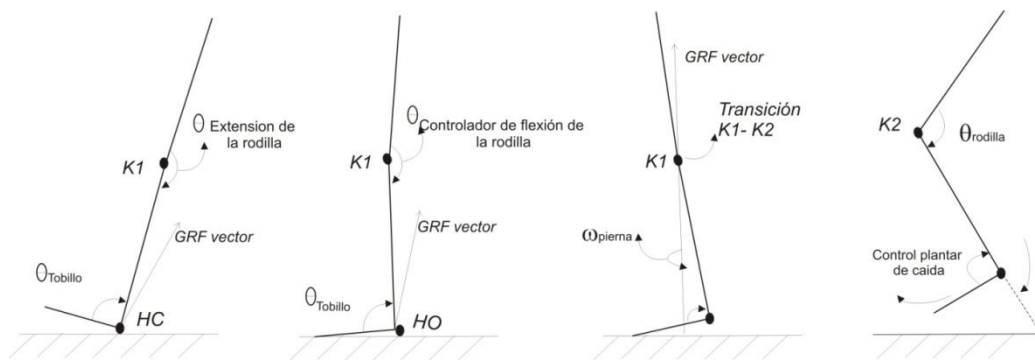


Fig. 36 El actuador de la rodilla se aplica en K1, y la relación conjunta del ángulo de la rodilla con la fuerza de la gravedad. (Pons, 2008)

Para el modelo matemático se realiza un análisis con la implementación de matrices homogéneas de traslación y rotación, para el cual se establece una cadena cinemática abierta representada en la Figura 37. La cual está dividida en cuatro links, los cuales realizan un movimiento de traslación, cada uno con sus elementos de rotación que simulan la flexión y extensión de miembro inferior.

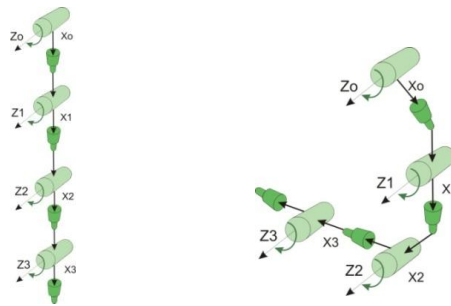


Fig. 37 Cadena cinemática abierta, links y actuadores de rotación.

En el modelo matemático propuesto se utiliza la cinemática directa para visualizar el recorrido que realiza la articulación en uno de sus grados de libertad, en este caso de flexo-extensión. Se indica una posición inicial de extensión máxima de 0° y una flexión máxima de 160° , en una persona sin patología deficiente. Esto se aplica en una cadena cinemática abierta, que se encuentra unida al resto del miembro inferior con el fémur en su parte superior y con la tibia, en la parte inferior. La cadena está dividida en cuatro segmentos equidistantes que abarcan una longitud aproximada de 8 cm, rodilla adulta, (Kapandji, 2005). Como podemos ver en la figura 38, donde se ven representados los segmentos L0, L1, L2 y L3, los puntos de referencia P1, P2, P3, P4 y P5, por otro lado se encuentra la carga, sujeta a la acción de la gravedad y la masa corporal del individuo.



Fig. 38 Representación de la cadena cinemática para la flexo-extensión de la rodilla.

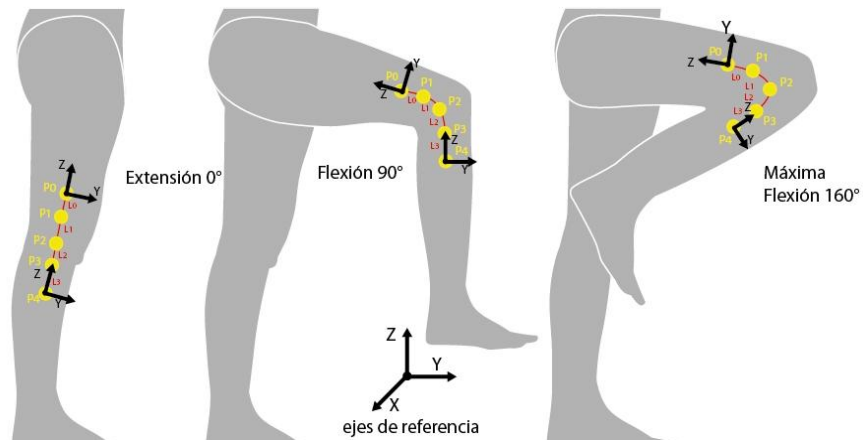


Fig. 39 Diagrama de la cadena cinemática según el movimiento, (A) máxima extensión 0°, (B) flexión sentado 90° y (C) flexión Máxima 160°.

Si observamos el desplazamiento que se realiza en la flexo-extensión, realizada la rotación en el eje X, la traslación se ejecutan en al eje Y, ver figura 39. Esto se puede observar claramente si se detalla el giro del eje de referencia en cada una las posiciones de la pierna.

Haciendo uso de las matrices de transformación homogéneas propuestas por Barrientos (Barrientos,1997), se representa la traslación de cada uno de los puntos de referencia como se muestra en la Ec. (1), teniendo en cuenta que el sistema de referencia es el correspondiente a OXYZ

$$T(p0)=\begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & L0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad T(p1)=\begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & L1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$T(p2)=\begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & L2 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad T(p3)=\begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & L3 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

El movimiento en general se puede representar de manera detalla y simple como se expresa en la Ec. (2), donde se representan las rotaciones R y las traslaciones T desde el punto inicial Po, hasta el punto P3, y donde el ángulo β afecta el eje X.

$$R(X_0, \beta_0) T(Y_0, L_0)$$

$$R(X_1, \beta_1) T(Y_1, L_1)$$

$$R(X_2, \beta_2) T(Y_2, L_2)$$

$$R(X_3, \beta_3) T(Y_3, L_3)$$

En el caso de la rodilla el recorrido se manifiesta en una rotación de ángulo β , seguida de una traslación, como ser representa con la Ec. 3

$$A((x, \beta_0), P_0) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \beta_3 & -\text{sen} \beta_3 & 0 \\ 0 & \text{sen} \beta_3 & \cos \beta_3 & P_0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad A((x, \beta_1), P_1) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \beta_3 & -\text{sen} \beta_3 & 0 \\ 0 & \text{sen} \beta_3 & \cos \beta_3 & P_1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$A((x, \beta_2), P_2) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \beta_3 & -\text{sen} \beta_3 & 0 \\ 0 & \text{sen} \beta_3 & \cos \beta_3 & P_2 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad A((x, \beta_3), P_3) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \beta_3 & -\text{sen} \beta_3 & 0 \\ 0 & \text{sen} \beta_3 & \cos \beta_3 & P_3 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Con este análisis se lleva a cabo el análisis del recorrido del movimiento de la rodilla para la flexo-extensión, el cual se deja propuesto para nuevos estudios donde se pueden implementar los demás grados de libertad y de movimiento dados por el miembro inferior.

3.3. Modelo matemático ejecutado en Matlab©

Con las ecuaciones obtenidas en los análisis anteriores del mecanismo, se recurrió al software de modelado matemático, MATLAB©, para ser implementadas con el fin de obtener las gráficas correspondientes a posición, velocidad y aceleración Figura 40.

Con lo cual se obtienen las velocidades angulares de los links L4 (color magenta) y L2 (color cian), además de las aceleraciones correspondientes en el recorrido que simula la flexión-extensión de la rodilla.

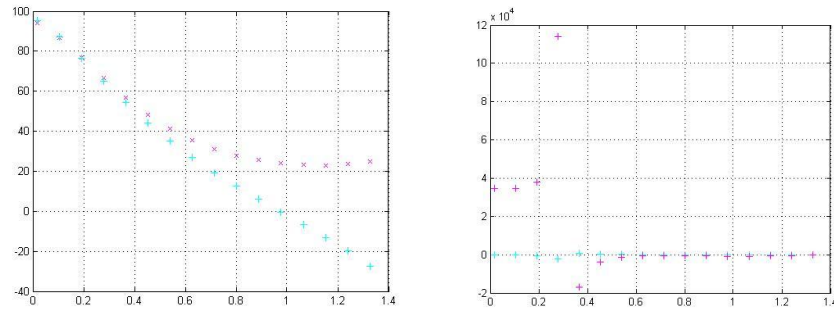


Fig. 40 Gráficas realizadas en Matlab©, a la derecha las velocidades, a la izquierda la grafica de aceleraciones del mecanismo.

La articulación de la rodilla puede permanecer estable cuando es sometida rápidamente a cambios de carga durante la actividad, lo cual se conoce como estabilidad dinámica de la rodilla y es el resultado de la integración de la geometría articular, restricciones de los tejidos blandos y cargas aplicadas a la articulación a través de la acción muscular y el punto de apoyo que sostiene el peso.

La arquitectura ósea de la rodilla suministra una pequeña estabilidad a la articulación, debido a la incongruencia de los cóndilos tibiales (Musahi V, 2002) y femorales; sin embargo, la forma, orientación y propiedades funcionales de los meniscos mejora la congruencia de la articulación y puede suministrar alguna estabilidad, que es mínima considerando los grandes pesos transmitidos a través de la articulación. (Williams GN, 2001.) La orientación y propiedades materiales de los ligamentos, cápsula y tejidos musculotendinosos de la rodilla contribuyen significativamente a su estabilidad.

4. ESTADO DEL ARTE

En un sistema de rehabilitación la estructura mecánica diseñada se asigna a la anatomía del ser humano, en este caso a la extremidad, específicamente a la rodilla. Su propósito es restaurar las funciones perdidas o débiles del miembro, por ejemplo, a raíz de una enfermedad o una condición neurológica, o a nivel natural (Pons, 2005). En este caso, la función del exoesqueleto es complementar la capacidad de la extremidad humana y restaurar la función con discapacidad

4.1. Dispositivos Ortopédicos

Entre la información recolectada se encuentra diferentes dispositivos que ayudan a la rehabilitación de la rodilla por sistemas mecánicos y electrónicos, después de producida una lesión de rodilla con traumatismo por rompimiento de ligamento cruzado. Entre algunos dispositivos encontrados se destacan:

Nuevo concepto de articulación ortésica de rodilla (Bayval, et.al, 2006): El Instituto De Biomecánica De Valencia (IBV) ha desarrollado un nuevo concepto de articulación ortésica de rodilla, basada en un mecanismo de cuatro barras cruzado, diseñada especialmente para mejorar la comodidad y la protección de los ligamentos de la rodilla. La nueva articulación se ha diseñado para reproducir la trayectoria del eje instantáneo de rotación (EIR) de la rodilla humana, en el lugar donde ésta irá situada.

Ortesis de marcha reciproca (Caudillo): El concepto del sistema RGO consiste en un diseño especial de las articulaciones de cadera, de tal forma que la extensión de la cadera de un lado da como resultado la flexión de la cadera en el lado contra lateral, que permiten una marcha de tipo alterno casi normal y con mayor eficiencia y menor gasto de energía hasta de un 78% si se compara con deambular con órtesis convencionales hasta el tórax y muletas. (Robert R., et.al.) figura 41.



Fig. 41.(Ortoprotesis Caudillo)

Órtesis cadera rodilla tobillo pie (Orto-prótesis Caudillo): Ortesis unilateral de cadera a pie híbrida, con articulación de cadera y rodilla a 180°, tobillo fijo. Las articulaciones de rodilla pueden ser “sin salientes” para que al flexionarla no existan partes que puedan romper la ropa del usuario. Las articulaciones sin salientes son importadas de EUA, figura 42.



Fig. 42.(Ortoprotesis Caudillo)

Patente, Ortesis de rodilla (Solomonow, 1988): Este mecanismo permite el movimiento de flexión y extensión controlado, por medio de mecanismos de pivote. Está diseñado para rehabilitación post-quirúrgica, o también es utilizada por deportistas para controlar fácilmente los movimientos en entrenamientos. Una mejora de la rodilla ortopédica refuerzo del sistema para lesiones posterior única y múltiple, ó de rodilla anterior y lateral, incluye marcos en función primera y segunda. Se puede colocar alrededor de una pierna humana, respectivamente,

por encima y por debajo de la articulación de la rodilla, los marcos están interconectados articuladamente para el movimiento relativo durante la marcha.

Patente, Ortesis de la rodilla (Erichsen, 1983): Una órtesis de rodilla figura 43, incorpora primero y segundo miembro alargado rígido ajustable a los lados de altura y extensión de pierna, junto con medios de acoplamiento articulados con los miembros inmediatos de la ubicación de la rodilla, y piezas de malla, respectivamente, piezas realizadas por los miembros de rotación como cualquiera de los pivotes rígidos. Relaciona múltiples correas de fijación regulable, dos de las cintas que se extiende en criss-cross detrás de la rodilla.

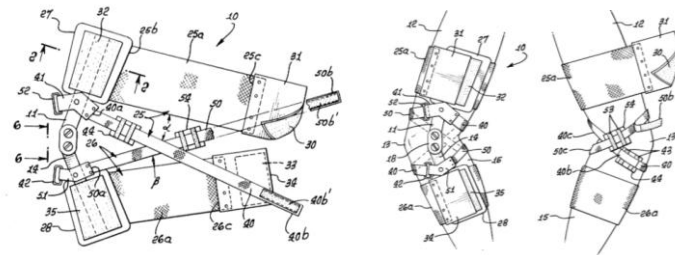


Fig. 43 Se muestra una elevación de la interconexión de los miembros de

4.2. Mecanismos existentes

Dentro del mercado actual y las investigaciones realizadas se dio evidencia de los diferentes mecanismos que hacen funcionar este tipo de dispositivos. En este punto se encuentra la información detallada de los modelos matemáticos diseñados y sus componentes mecatrónicos, que le dan vida a los sistemas.

Modelo de bisagra La movilidad se caracteriza por la rotación sobre un eje único situado entre el miembro fijo; esta rotación es la flexión de la rodilla. (Bull & Amis, 1998). como se ve en la Figura 44

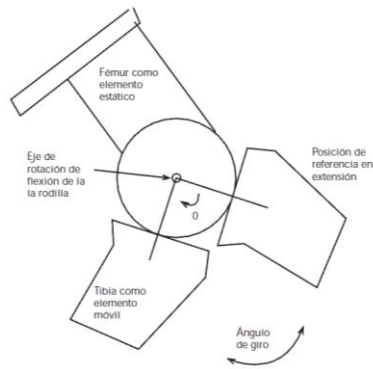


Fig. 44: Modelo de bisagra. (Bull & Amis, 1998).

Otros mecanismos ortopédicos muy reconocidos entre las ortesis del mercado son como las que observamos en la Figura 45, son ligeras y fáciles de portar, las cuales tienen la función de guiar el movimiento según la trayectoria de flexión y extensión, sin permitir la hiper-extensión de la articulación.



Fig. 45 Ortesis reguladora del movimiento de la rodilla. (SPS, 2008)

Fácil de ajustar, anatómicamente correcta-R.O.M. Bisagra – minimiza el aplazamiento de movimiento y evita la migración distal. Antideslizante de silicona, sin irritantes. **Características:** Sistema dinámico 4 puntos de palanca. Diseño de bajo perfil. Óptima adaptabilidad (6 tallas). Revestimiento absorbente

desmontable. Las almohadillas condilares neumáticas proporcionan máximo confort. Topes Flexión: 45, 60, 75 y 90 grados. Topes Extensión: 0, 10, 20, 30 y 40 grados. Tallas: (Perímetro de muslo 15 cms. sobre centro rotuliano). X-Pequeña de 33 a 39 cm. Pequeña de 39 a 47 cm. Mediana de 47 a 53 cm. Grande de 53 a 60 cm. X-Grande de 60 a 67 cm. XX-Grande de 67 a 75 cm. Lados: Derecho - Izquierdo.



Fig. 46.Articulación Unilateral de Rodilla 17LK1

Todos los componentes móviles se pueden reemplazar en cualquier momento, figura 46. La articulación de rodilla puede equiparse o adaptarse para satisfacer los requerimientos del paciente. Existe la posibilidad de que use un tipo de articulación para varios propósitos.



Fig. 47 Ortosis, ROM knee brace universal

Ultra-ligero, construcción de aluminio y el diseño general del marco en contacto con la superficie permite una presión de carga de bajo nivel. Peso total, incluyendo las correas y el relleno es de apenas 1.1 libras, figura 47.

Está diseñada según el principio clásico de tres puntos brazo de palanca más largo, menos fuerza requerida para lograr la reducción de carga y un alivio

significativo del dolor de rodilla. Los brazos largos de palanca aseguran una distribución de fuerza y una presión suave. El resultado es una reducción exacta del valgo y/o momento valgo disminuyendo los roces dolorosos de las superficies de la articulación.

Un mecanismo muy usado es la bisagra mecánica, esta se encuentra compuesta por una rueda dentada interna de plástico, la cual es arrastrada por unos dientes de dispuestos en el brazo metálico. El mecanismo usa el peso como principal componente, haciendo que este active el mecanismo de bloqueo en el angulo deseado o requerido. Figura 48, se observan los componentes internos de una bisagra mecánica.



Fig. 48 Mecanismo de brazo mecánico, este mecanismo tiene un sistema mecánico de seguro que permite descansar el peso sin ser arrastrado.

Modelo planar o del centroide Otro de los modelos de 2 grados de libertad establecidos de modo paralelo. (Bull & Amis, 1998) Postula que dos cuerpos en movimiento relativo presentan un punto que no se mueve y que actúa como centro de rotación (Proubasta, et.al, 1997) “Cardioide” del centro instantáneo de rotación Figura 49. El modelo permite los movimientos de rodamiento o rotación (Bull & Amis, 1998)

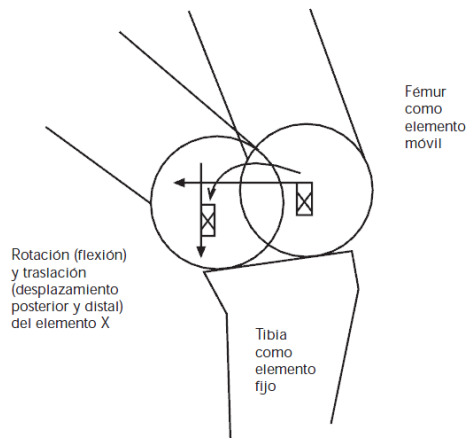


Fig. 49 Modelo planar o del centroide donde el desplazamiento se cuantifica en un vector tangente a la línea articular y perpendicular a la línea que une el centroide con el punto de contacto femoro-tibial (Bull & Amis, 1998)

Mecanismo de unión cruzada de cuatro barras Este mecanismo de eslabonamiento mecánico de cuatro barras establece dos eslabones óseos (inserciones de los ligamentos cruzados en tibia y fémur unidos por una línea cada una de ellas) y dos eslabones ligamentosos (el LCA y el LCP). Considera la flexo-extensión en el plano sagital y el rodamiento del fémur sobre la tibia con la flexión al permitirse este último por la tensión isométrica en todas sus fibras de los ligamentos. (MOW, et.al, 1997) Ver figura 50.

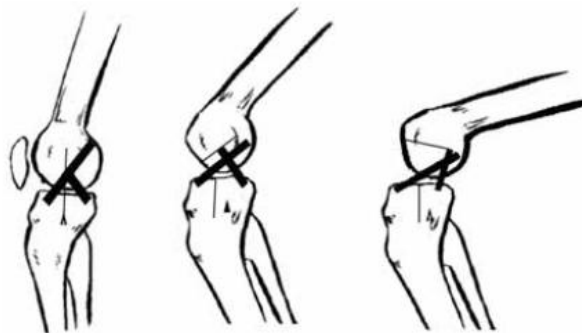


Fig. 50 Modelo esquemático de la teoría de las cuatro barras en donde se puede observar el desplazamiento posterior del fémur con la flexión. (MOW, et.al, 1997)

Movimiento pasivo continuo (CPM) figura 51 es un método de tratamiento postoperatorio que está diseñado para ayudar a la recuperación, después de la intervención quirúrgica. En la mayoría de los pacientes, después de la cirugía de articulación, los intentos de movimiento provocan dolor, y en consecuencia, el paciente prefiere no realizar movimiento alguno. Por lo cual, se sugiere la rehabilitación física controlada como opción de recuperación, a menudo puede tomar meses de terapia física para la recuperación completa del movimiento.



FIG. 51 Utilizando CPM como sistema de rehabilitación física en el hogar.

En las imágenes se puede observar el uso de los CPM para miembro inferior, se usan listones textiles que sujetan la pierna para su correcta acomodación dentro del dispositivo, así este haciendo y descendiende, llevando en un movimiento constante y seguro a la pierna, en un recorrido de flexo- extensión fijo. El diseño de estos aparatos es rudimentario, barras que sugieren el movimiento y llevan la pierna en una secuencia.

4.3. Factores técnicos mecatrónico

Estos factores técnicos nos permiten reconocer los dispositivos del mercado que son utilizados para el manejo robótico de dispositivos similares, además

proporcionan la información necesaria acerca de sus funciones, forma de utilización, cuidados y procesos al ser implementados. En el caso de un sistema de rehabilitación

Servomotor El servomotor viene a ser un dispositivo pequeño, Figura 52, similar a un motor de corriente continua, pero con la capacidad de posicionarse en un ángulo específico dentro de su rango de trabajo y mantenerse estable en esa posición.

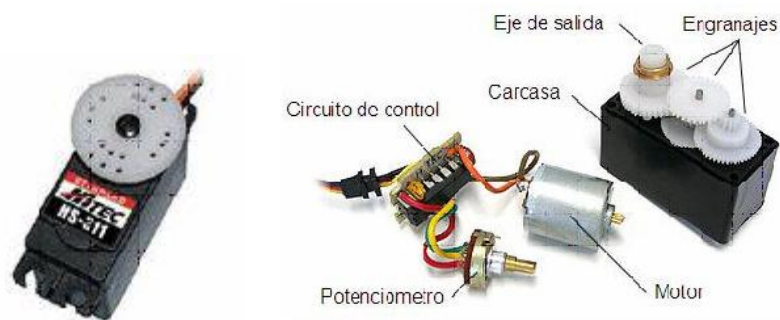


FIG. 52 Servomotor hitec, partes de un servomotor, motor, engranaje, eje de salida, carcasa, circuito de control y potenciómetro

El ángulo en que se posicione depende de la señal codificada que se le inyecte a través de su pin de control. Si esta señal codificada varía, el eje del motor gira. El servomotor está compuesto por tres partes principales: el motor, la caja reductora y el circuito de control. Se utilizan principalmente en sistemas de radio control, en robótica y también para posicionar superficies de control como movimiento de palancas, timones y ascensores. Los servos, tienen una importante participación en proyectos de robótica, debido a su tamaño compacto y el torque que pueden generar. Un servomotor estándar pesa 60 gramos y tiene un torque de 3Kg/cm aproximadamente, un torque que puede resultar bastante alto para su tamaño.

Existen dos tipos de servomotores, el servomotor estándar o analógico y el digital. Pero a su vez tienen similitudes como la forma de ser alimentados por un

potenciómetro que se conecta al eje central del motor y en cuanto a arquitectura de hardware son similares. Y la diferencia se centra en cómo se procesa la señal recibida y la forma de controlar el envío de potencia al servo, se incrementa la resolución o frecuencia de trabajo para poder reducir el ancho de banda.

Acelerómetros Un acelerómetro, figura 53, es un dispositivo que permite medir el movimiento y las vibraciones a las que está sometido un robot (o una parte de él), en su modo de medición dinámica, y la inclinación (con respecto a la gravedad), en su modo estático.



FIG. 53 Acelerómetro integrado (PCE, 2005)

Estos sensores, son utilizados normalmente en robótica experimentales. Uno de los acelerómetros integrados más conocidos es el ADXL202, muy pequeño, versátil y de costo accesible. El ritmo de repetición del pulso es ajustable de 0,5 a 10 ms por medio de un resistor. Un ciclo de relación 50% significa una aceleración de 9 g. (PCE, 2005)

PIC, Controlador Lógico Programable Dentro de los sistemas estudiados para el control del sistema están los PLC, un controlador lógico programable, figura 54. Este sistema cuenta con 8 entradas analógicas, dentro del dispositivo almacena un microprocesador, una fuente de alimentación integrada, así como circuitos de entrada y de salida que conforman un potente Micro-PLC. Por otro lado posee un

visualizador de texto y un panel táctil que nos permite comprobar el archivo programado visualmente y su configuración rápida.

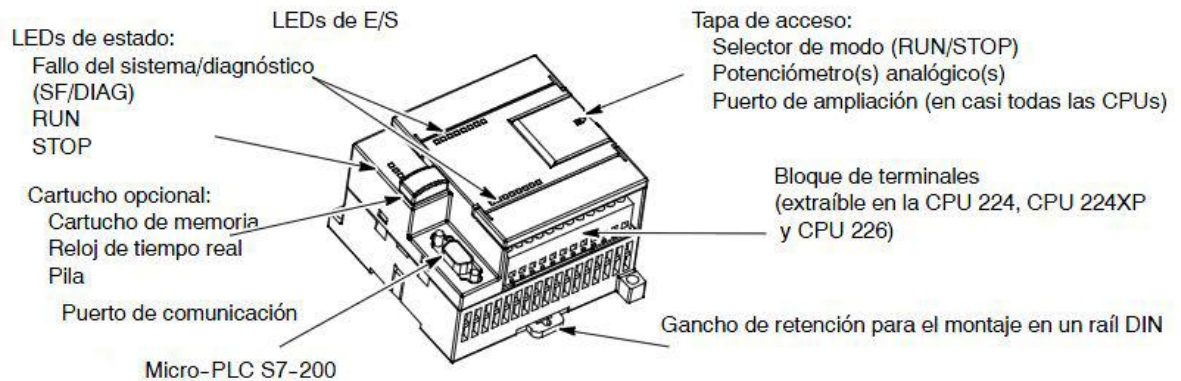


FIG. 54 diagrama de piezas de un controlador lógico programable. (SIEMENS, 2008)

4.4. Análisis del estado actual

El QFD, es un sistema que busca focalizar el diseño de los productos y servicios en dar respuesta a las necesidades de los clientes, desarrollado por la Asociación Latinoamericana del Quality Function Deployment (QFD, 2002). Con esta herramienta se procura la búsqueda de las fortalezas del producto, se establecen unos requerimientos, que son proporcionados por los usuarios directos, quienes describen sus necesidades y objetivos ante la adquisición del dispositivo, los cuales son cuantificados por su importancia e interés. El objetivo del proceso es implementar mejoras en el desarrollo del diseño de sistema de rehabilitación mecatrónico de rodilla, para pacientes con intervención quirúrgica por rotura de ligamento cruzado.

En la tabla 5 se observan las necesidades del cliente, denominadas en el QFD como requerimientos, los cuales a su vez se encuentran fragmentados en categorías de función, forma, uso y aspectos técnicos. Estos son evaluados con porcentajes de importancia, y evaluados con los parámetros de diseño

establecidos. Con este proceso encontramos que las necesidades de mayor importancia en el mercado, de los sistemas de rehabilitación, están suministrados por la capacidad del artefacto para proveer la flexo-extensión del miembro correctamente, en la realización de cualquier actividad física normal. Por otro lado, se establece el parámetro peso, como el aspecto de prioridad técnica, en el cual se debe enfatizar el diseño para satisfacer un número grande de necesidades propuestas.

TABLA 5 QFD, requerimientos y parámetros del sistema, teniendo como código de valoración donde 0= ninguna, 1=ligera, 3= mediana, 9 fuerte intervención.

		COMO	IMPORTANCIA	DETALLES TÉCNICOS										DETALLES FORMALES			
				espeor de movimiento (grados)	espeor de fuerza (N)	puntos ajustables	señales auditivas	dimensiones (cm)	monitor, pantalla, pic	N° de elementos limitantes de d	N° de piezas	ciclo de vida de los materiales	peso (kg)	acceso a las piezas	estilo de formas nuevas	contrastes de color	N° de colores
REQUERIMIENTOS	FUNCIÓN	movimiento de flexión y extensión	10,00%	9	3	1		3		3		9		1			
		capacidad de flexión	12,00%	9	3	3		1		3		3					
		aumento de fuerza	9,00%		9			3				3					
		aumento progresivo del movimiento	9,00%	3	3	1		3									
		seguimiento del tratamiento	10,00%	3	3		9		9	3		1					9
		seguridad y fiabilidad	5,00%			1	9	3	3	9		3		9	3		
	FORMI.	estabilidad	4,00%	9				3		9							
		atractivo visualmente	3,00%					3	9		3			9	3	3	3
	USO	especificaciones de higiene y limpieza	2,00%								3		9	3	1	1	
		ajustable	5,00%			9			9								3
		fácil legibilidad	5,00%						9					1	1	3	9
		fácil postura	4,00%			9		9				3	1				3
		facilidad manejo	6,00%			3	1	3	9			3					9
		fácil mantenimiento	3,00%					3			3		1	9	9		1
		durabilidad	2,00%									9	1				
		portabilidad	5,00%					9			3		9				
	TÉC.	materiales no tóxicos y aislantes electrico	3,00%								1						
		materiales livianos	3,00%					3			1	9					
		porcentaje	100,00%														
	PRIORIDAD TÉCNICA			2,61	2,04	1,59	1,41	2,49	2,76	1,77	0,39	0,24	2,85	0,49	1,2	0,31	0,26
DIFICULTAD (5 difícil, 1 fácil)			4	4	3	4	3	2	4	2	2	3	2	2	2	1	4

Por otro lado se realiza una comparación de elementos y componentes de cinco diferentes sistemas de rehabilitación según los parámetros de diseño y requerimientos especificados dentro del QFD, teniendo como comparativo los diferentes dispositivos del mercado figura 55



FIG. 55 Cinco dispositivos diseñados para la rehabilitación y estabilidad de la rodilla.

Dentro del proceso de comparación y análisis se extrae información de la competencia dentro del mercado actual que representan esos dispositivos, donde el sistema número 4 representa el dispositivo más completo y de mayor efectividad por su tecnología, materiales y diseño formal. Por otro lado, el sistema número 1 es el dispositivo con menos cualidades visuales y tecnológicas ofrecidas en el mercado. Ver figura 56.

TABLA DE EVALUCIÓN COMPETITIVA															
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
ORTESIS 5	2		3,5	1	3,5	1	3,5	3,5	3,5	4	4	4,5	4	3	3,5
ORTESIS 4	2		3	1	3	1	3	3,5	3,5	4	4	4,5	1	1	1
ORTESIS 3	2	1	2,5	1	3	1	3	2	2,5	3	3,5	1	4	3	2

ORTESIS 2	1	1	2	1	3	1	3	2,5	1,5	2	3,5	3	1	1	3
ORTESIS 1	1	1	1	1	1	1	1	3	1	1,5	2	1	1	1	1

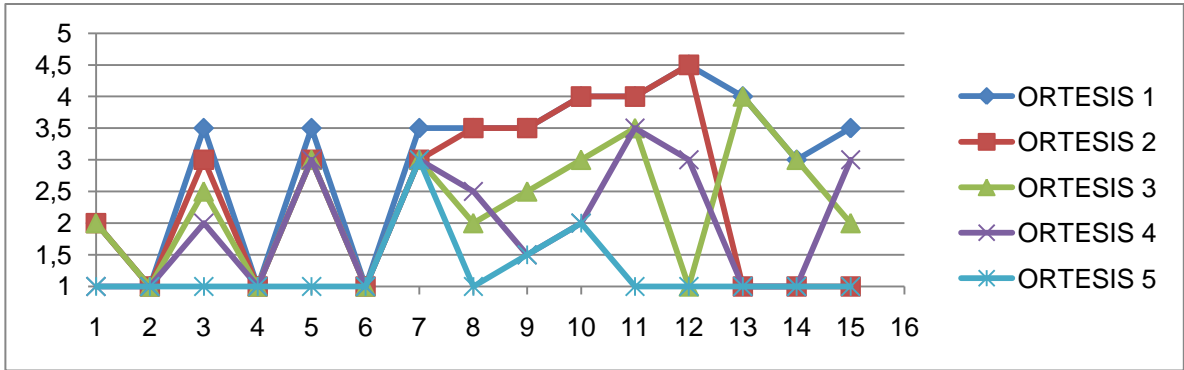


TABLA DE MERCADO ACTUAL																		
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18
ORTESIS 1	3	1,5	1	1	1	1,5	3	1	1	3	1	1	1	1	3	3	1	2
ORTESIS 2	3	2	1	1	1	2	3	2,5	2	4	3	3	3	2,5	3,5	3	2	3,5
ORTESIS 3	4	3,5	2	2	1	3	4	4	3	4	3	3	3	3	3,5	3	3	4
ORTESIS 4	3	4	2	2	1	2	4	4	3	4	4	4	4,5	4,5	4	4	4	5
ORTESIS 5	4,5	5	2	2	1	3	4	4	3	4	4	4	4,5	4,5	4	4	4	5

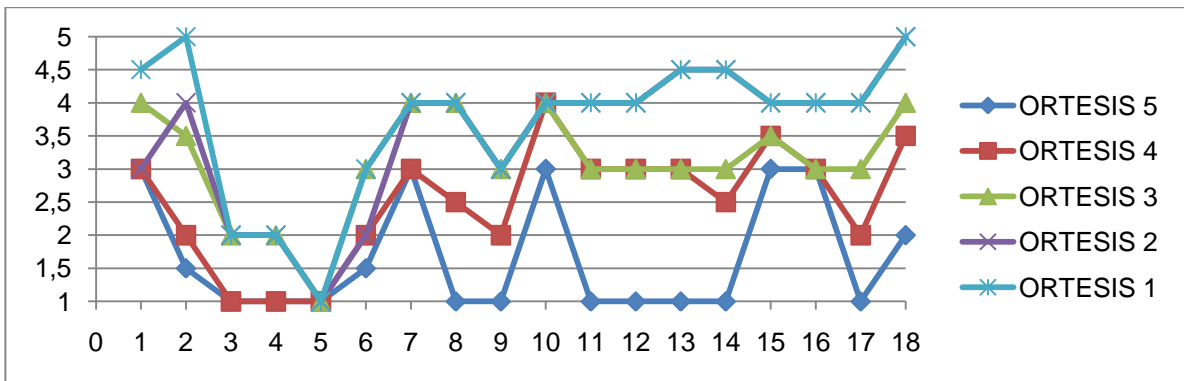


FIG. 56 Esquemas gráficos representativos que miden la evaluación competitiva y la competencia actual en el mercado.

También, dentro del planteamiento se valora la percepción del cliente ante los dispositivos. Permite destacar el desarrollo tecnológico, las prioridades

técnicas, la dificultad de cada una de ellas en la configuración del sistema, y por último se logra interpretar la información en ventajas y desventajas del producto ver tabla 6.

TABLA 6 VENTAJAS Y DESVENTAJAS DE LOS PRODUCTOS EXPUESTOS.

Ventajas de los productos	Desventajas de los productos
Los diseños propuestos permiten observar la importancia de la seguridad del artefacto, en cuanto la implementación de seguros que impidan la hiper-extensión de la pierna.	La necesidad de desarrollar una interfaz de ayuda para el uso, postura y manejo de los artefactos, en el momento de no ser dirigidos por un experto, fisioterapeuta ó ortopedista.
Los artefactos poseen una portabilidad aceptable, por el beneficio de los materiales liviano.	Adoptar un sistema visualmente no agradable, no permite la comodidad de uso del dispositivo ante el usuario.
	Los sistemas no proveen al paciente un estímulo progresivo para el fortalecimiento físico de la articulación.
	El insuficiente control de la terapia, genera una mayor participación de tecnología que ayude a la comunicación y control directo de las etapas de recuperación.

5. ANÁLISIS ERGONÓMICO

El estudio ergonómico recopila la información necesaria para lograr una eficaz. Interacción humano-máquina, se analizan aspectos formales, antropométricos y de uso del dispositivo. Estos aspectos ergonómicos pueden ser clasificados en tres grandes ramas, las cuales afectan directamente al individuo en su desarrollo, ver figura 57.

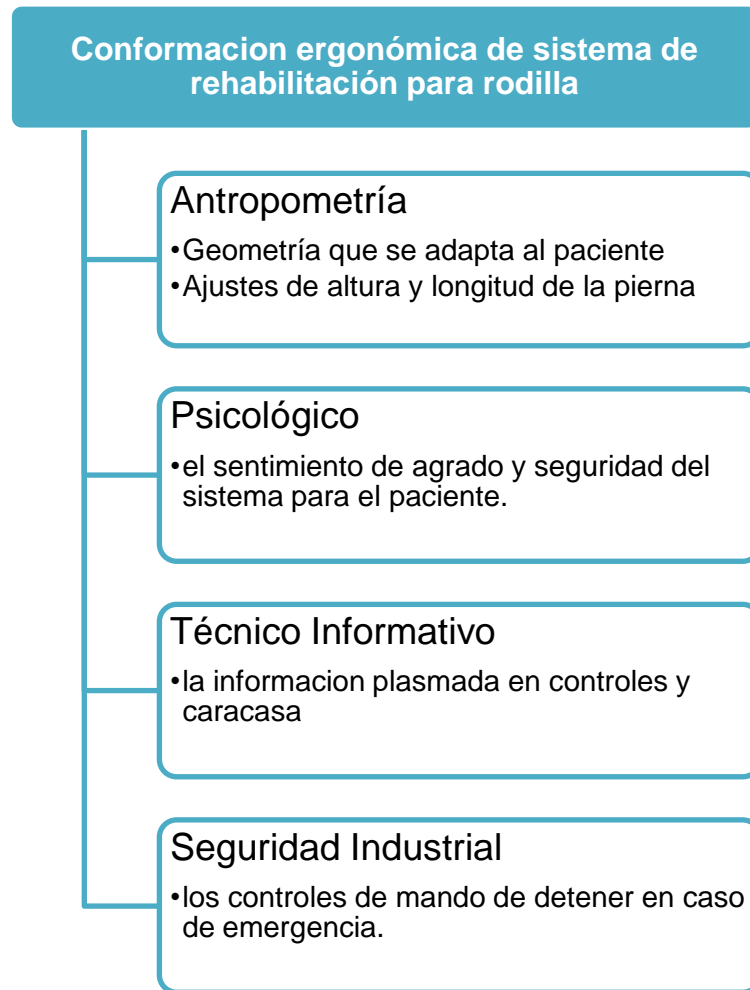


FIG. 57 Aspectos ergonómicos estudiados dentro del diseño de dispositivos.

Para el análisis ergonómico de un dispositivo que va a interactuar con pacientes en rehabilitación del miembro inferior se establecen ciertos parámetros, que se estudian a profundidad en el libro guía *Wearable Robot* (Pons, 2008). Se describe la interacción cognitiva como la relación humano-dispositivo desde el

punto de vista del conocimiento que debe adquirir el usuario para la correcta manipulación del objeto, su manejo y control, que así mismo tiene en cuenta la percepción visual, la construcción, la memoria, funciones de planeación, resolución de problemas, autocontrol, percepción y control motor. Por otro lado, se habla de una interacción física directa entre dispositivo-humano, la cual es generada por la capacidad tecnológica del objeto.

Pons habla de la interfaz donde la relación humano-robot se puede basar sobre las variables biomecánicas, modalidades de la percepción natural, por ejemplo, visual y auditiva. Donde es posible la transformación, manipulación y organización de datos que pueden ser adquiridos de las variables biomecánicas. (Pons, 2008).

La interacción cognitiva como resultado de un ser humano-dispositivo, la interacción física puede ser consciente o involuntaria. En el ejemplo anterior de la prestación táctil a través de exoesqueletos es un buen ejemplo de la interacción cognitiva de percepción consciente. Interacción cognitiva involuntaria se produce en bajo nivel, los mecanismos de reflejo como en cualquier lado de la interfaz humano-robot. (Pons, 2008)

Aparecen los mecanismos de control humano que funcionan en el lado humano de la interfaz, haciendo uso de elementos la retroalimentación visual.

Fig.58

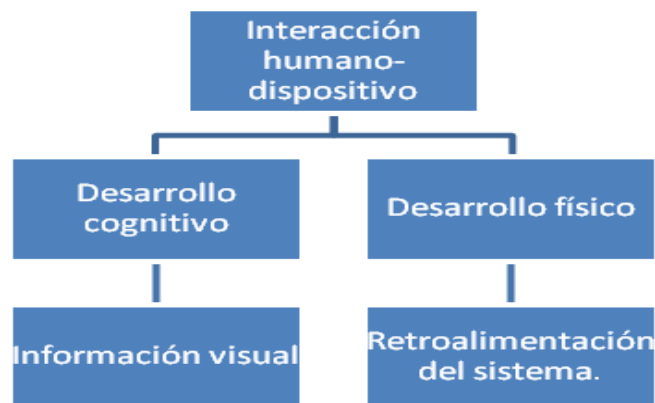


Fig. 58 Interpretación de la relación humano-dispositivo.

La interacción entre el exoesqueleto y la extremidad humana puede lograrse a través de las fuerzas internas o las fuerzas de los sistemas externos. Depende principalmente de la aplicación, cuál de estos conceptos de fuerza de interacción se elige. (Pons, 2008).

La potencia se transmite a un monitor externo base, ya sea fijo o portátil con el operador. La transmisión de energía sólo es entre extremidades humanas y el robot como un medio de entradas de control de ejecución y / o regeneración de la fuerza. (Pons, 2008).

En cuanto a los elementos visuales establecidos como normatividad, los colores tienen estándares para proveer información importante en los dispositivos que interactúan con el ser humano, a continuación, ver tabla X, tenemos la clasificación de estos según la normatividad Colombiana (Icontec, 1987)

Clasificación de las señales:

- señales de advertencia
- señales de prohibición
- señales de obligación
- señales indicativas
- señales de salvamento o socorro
- Señales **luminosas y/o acústicas**

Tabla 7 Colores de seguridad, significado e indicaciones

COLOR DE SEGURIDAD SIGNIFICADO INDICACIONES	
Rojo	Prohibición, Comportamientos peligrosos
Amarillo	Advertencia Atención, precaución
Azul	Obligación Comportamiento específico Obligación de uso de EPI
Verde	Salvamento Puertas, salidas

Diseño de contenidos En el diseño de contenidos se debe mantener un equilibrio. De lo que se trata es de diseñar contenidos interrelacionados y vinculados, manteniendo cierta coherencia informativa, comunicacional y organizativa. Deben ser concisos, precisos, creativos y estructurados a la hora de redactar. Debemos conocer a quién nos dirigimos y adaptar el lenguaje, tono y vocabulario utilizado al usuario objetivo.

Algunos consejos a seguir en el diseño y redacción de contenidos son:

- *Seguir una estructura piramidal:* La parte más importante del mensaje, el núcleo, debe ir al principio.
- *Permitir una fácil exploración del contenido:* El lector antes de empezar a leer, suele explorar visualmente el contenido para comprobar si le interesa.
- *Ser conciso y preciso:* Al lector no le gusta leer en pantalla.
- *Vocabulario y lenguaje:* Se debe utilizar el mismo lenguaje del usuario, no el de la empresa o institución. El vocabulario debe ser sencillo y fácilmente comprensible.
- *Tono:* Cuanto más familiar y cercano (sin llegar a ser irrespetuoso) sea el tono empleado, más fácil será que el lector preste atención.
- *Confianza.*

La antropometría es la ciencia de la medición de las dimensiones y algunas características físicas del cuerpo humano. Esta ciencia permite medir longitudes, anchos, grosores, circunferencias, volúmenes, centros de gravedad y masas de diversas partes del cuerpo, en este proyecto nos concentramos en las medidas bases de la pierna, que nos permitirán dimensionar los dispositivos y adecuarlos según los perfiles propuestos anteriormente.

Haciendo uso de herramientas ergonómicas estandarizadas como el software de medidas “**Antroproject**” figura 59, desarrollado por la Universidad Federal de Juiz de Fora, el cual nos permite determinar las medidas antropométricas cambiando la estatura del individuo.

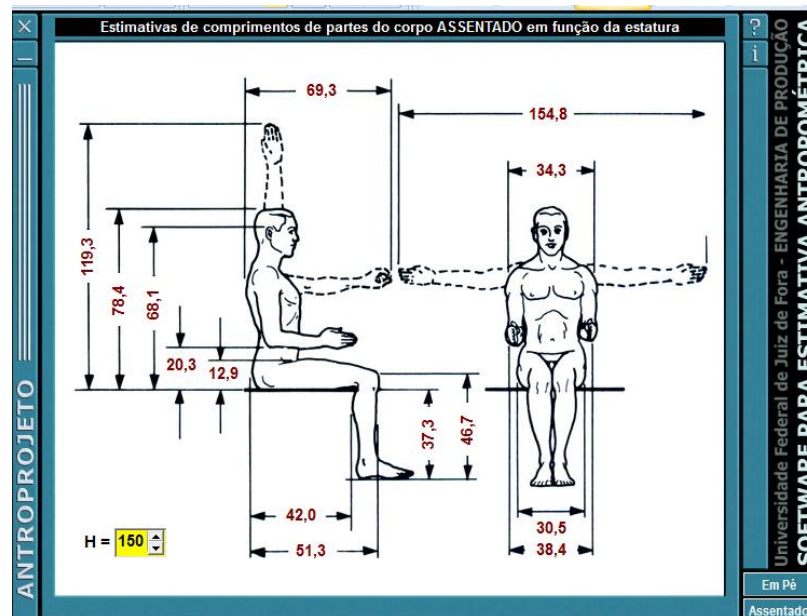


FIG. 59 Software de medidas antropométricas “antroproject”, en este caso analizando según los 150 cm de altura de la persona.

Para complementar y contrastar datos del software, se analizan las tablas ergonómicas presentadas a continuación, las cuales presentan un resumen de las áreas a trabajar directamente en el diseño del sistema de rehabilitación para rodilla, las tablas completas se encuentran en el documento Parámetros antropométricos de la población laboral colombiana de 1995 desarrolladas en la Universidad de Antioquia, Medellín. Tablas 8 y 9, (Estrada M., 1998).

TABLA 8 Datos de la muestra analizada (estrada m., 1998).

<i>Sexo Edad</i>	<i>Hombres</i>	<i>Mujeres</i>	<i>Total</i>
20 - 29	488	234	722 (34.4%)
30 - 39	446	255	701 (33.4%)
40 - 49	271	225	496 (23.6%)
50 - 59	110	71	181 (8.6%)
Total	1315	785	2100

TABLA 9 Parámetros antropométricos población colombiana resumen de medidas para sexo femenino (estrada m., 1998)

NOMBRE VARIABLE	P5	P10	P25	P50	P75	P90	P95
MASA CORPORAL	46,7	48,6	53,4	59,1	65,3	71,8	77,0
ESTATURA	146,7	148,7	151,7	155,6	159,6	163,7	166,2
ALTURA MUSLO [SENTADO]	12,1	12,5	13,3	14,1	15,0	16,0	16,5
ALTURA RODILLA [SENTADO]	44,7	45,5	46,7	48,5	49,9	51,5	52,5
ALTURA FOSA POPLIT, [SENTADO]	35,1	35,7	36,8	38,3	39,7	41,1	42,0
ANCHURA TRANSVERSAL TORAX	23,6	24,1	25,0	26,3	27,8	29,4	30,4
ANCHURA ANT, POST, TORAX	15,6	16,3	17,3	18,5	19,9	21,3	22,1
ANCHURA CADERAS	32,6	33,5	35,1	37,3	39,4	41,5	42,6
ANCHURA DE RODILLA	8,3	8,4	8,7	9,1	9,5	10,1	10,5
PERIMETRO MUSLO SUPERIOR	48,4	49,9	52,9	56,0	59,3	63,2	65,4
PERIMETRO MUSLO MEDIO	44,5	45,6	48,0	51,0	54,0	57,6	60,0
PERIMETRO RODILLA MEDIA	31,4	32,2	33,6	35,3	37,2	39,0	40,5
PERIMETRO PIERNA MEDIA	30,4	31,0	32,3	34,2	36,0	37,7	39,2
PLIEGUECUTANEO MUSLO ANT,	17,5	21,3	27,4	37,0	46,9	55,3	59,2
PLIEGUECUTANEO PIERNA MEDIA	9,0	10,9	14,6	20,7	27,8	36,1	41,0
INDICE DE MASA CORPORAL	19,3	20,2	22,0	24,2	26,8	29,9	31,4

TABLA 10 Parámetros antropométricos población colombiana resumen de medidas para sexo masculino (estrada m., 1998):

NOMBRE VARIABLE	P5	P10	P25	P50	P75	P90	P95
MASA CORPORAL	53,7	56,8	62,4	69,1	76,8	83,0	87,9
ESTATURA	158,0	160,7	164,6	168,6	173,3	177,1	179,3
ALTURA MUSLO [SENTADO]	12,9	13,4	14,2	15,0	15,7	16,6	17,1
ALTURA RODILLA [SENTADO]	48,2	49,3	50,7	52,5	54,4	55,8	56,6
ALTURA FOSA POPLIT, [SENTADO]	38,6	39,3	40,9	42,4	43,9	45,3	46,2
ANCHURA TRANSVERSAL TORAX	25,4	26,3	27,5	29,1	30,9	32,6	33,7
ANCHURA ANT, POST, TORAX	17,4	18,0	19,1	20,3	21,6	23,0	23,8
ANCHURA CADERAS	30,9	31,5	33,2	34,9	36,6	38,3	39,2
ANCHURA DE RODILLA	8,8	9,0	9,3	9,7	10,1	10,4	10,7
PERIMETRO MUSLO SUPERIOR	47,9	49,2	51,8	55,0	58,0	61,0	62,7
PERIMETRO MUSLO MEDIO	45,3	46,8	49,1	52,0	54,7	57,1	59,3
PERIMETRO RODILLA MEDIA	32,9	33,5	34,8	36,4	38,1	39,7	40,6
PERIMETRO PIERNA MEDIA	31,7	32,5	34,1	35,1	37,7	39,2	40,2
PLIEGUECUTANEO MUSLO ANT,	5,7	6,7	9,0	12,9	19,1	32,8	45,0
PLIEGUECUTANEO PIERNA MEDIA	3,9	4,4	5,5	7,5	11,0	16,6	23,0
INDICE DE MASA CORPORAL	19,5	20,5	22,1	24,4	26,6	28,5	29,8

Teniendo en cuenta que el producto a diseñar es de carácter médico y está directamente interactuando con el ser humano, se tiene un factor de seguridad alto, mayor a 7, por lo tanto se acostumbra utilizar valores extremos de la población, mínimos o máximos.

Índice de masa corporal (IMC) Este índice relaciona el peso con la talla así: $\text{Peso en kg} / \text{Talla en m}^2$. El uso único de este índice enmascara las diferencias individuales en cuanto a los componentes estructurales fundamentales del peso corporal: hueso, músculo y grasa.

$$\text{IMC} = \text{peso actual} / (\text{altura}^2)$$

EC. 1 Índice de masa corporal

Somatotipos Los Somatotipos fueron definidos por Sheldon como una cuantificación de los tres componentes primarios del cuerpo humano expresada en

tres componentes básicos grasa, musculo y linealidad, que a su vez se clasifican en tres grupos:

- Endomorfo: predomina el sistema vegetativo y tendencia a la obesidad. Tiene un bajo peso específico y son flácidos y con formas redondeadas
- Mesomorfo: predominan los huesos, músculos y tejido conjuntivo. Tienen mayor peso específico que los endomorfos.
- Ectomorfo: predomina la medida longitudinal sobre las transversales, tendría una gran superficie con relación a su masa corporal.

Para realizar el estudio del proceso de rehabilitación que se realiza actualmente por las fisioterapeutas, se utiliza la herramienta de indagación, en este caso las encuestas a los usuarios directos (pacientes) y usuarios indirectos (Fisioterapeutas y expertos).

El objetivo de las encuestas es obtener la voz del usuario y sus necesidades, tanto usuario directo (paciente) como usuarios indirectos (expertos, fisioterapeuta). También se desea realizar un registro fotográfico que genera las comprobaciones del proceso. Y por último extraer la información que permita identificar los requerimientos y especificaciones del diseño.

El cuestionario se realiza a través de preguntas abiertas que sugieren a los entrevistados la oportunidad de expresar todas sus inquietudes y necesidades de forma libre y explícita. Son preguntas cortas, concisas y claras.

En el proceso de rehabilitación que los pacientes llevan a cabo después de una intervención quirúrgica por rotura de ligamento cruzado, se encuentran tratamientos como la crioterapia donde se trabaja con compresas de frío-calor por un tiempo determinado, se utiliza para disminuir la considerable inflamación que se presenta. Por otro lado, es usual el uso de electroterapia, para desarrollar la estimulación de músculos y tendones, ver Figura 60.



FIG. 60 A la izquierda se aplica en el paciente electroterapia; a la derecha crioterapia.

Realizados los tratamientos anteriores se procede a la terapia física, la cual es esencial para la recuperar del movimiento articular y el fortalecimiento de la masa muscular, está compuesta por una secuencia de ejercicios físicos regulados, teniendo en cuenta la patología del paciente. En el caso específico de rotura de ligamento cruzado se realizan ejercicios como los presentados en la Figura 61.



FIG. 61 Algunos ejercicios de rehabilitación propuestos para pacientes con intervención quirúrgica por rotura de ligamento, trabajo de socialización con pacientes afectados.

La intensidad de los ejercicios se aumenta teniendo en cuenta ciertas etapas de recuperación preestablecidos por el fisioterapeuta, en la tabla X podemos observar los niveles propuestos para el restablecimiento de movilidad articular.

Extensión de la rodilla. Su objetivo es fortalecer el cuádriceps y disminuir las contracturas en flexión de la rodilla. Descripción: se parte de la posición de sentado con las piernas flexionadas. El paciente debe intentar extender la pierna todo lo posible (fijando el muslo con las dos manos), mantener la contracción 5 s y descender lentamente. El número de repeticiones se va aumentando

progresivamente según la tolerancia del paciente, intentando llegar a 10-20 repeticiones 2-3 veces al día. Cuando sea capaz de realizar 20 repeticiones consiguiendo la extensión completa se pueden añadir pesos a nivel del tobillo (inicialmente 1/2 kilo). (Flórez García, Et,al 2001)

Flexión de rodilla. Su objetivo es fortalecer los isquiotibiales y aumentar la movilidad activa de la rodilla. Descripción: se parte de la posición de sentado con las piernas flexionadas y el muslo fijado a la silla con las dos manos. El paciente flexiona la rodilla lo más posible deslizando el talón hacia atrás. Se le indica que mantenga la flexión el mayor tiempo posible (intentando llegar, al menos, a 15 s) y luego debe relajar la pierna. El número de repeticiones se va aumentando progresivamente, según la tolerancia del paciente, intentando llegar a 10 repeticiones 2-3 veces al día.

Flexión activa-asistida de rodilla. Es una variante del ejercicio anterior en el que se cruza la pierna sana por delante colocando el talón sobre el tobillo de la pierna operada y se empuja hacia atrás intentando aumentar la flexión de la rodilla.

TABLA 11 Descripción de los etapas pre-escritas por el fisioterapeuta post-valoración de la patología del paciente.

Etapas	Tipo de tratamiento	Intensidad	Repeticiones
1	Estiramiento y preparación	10- 30%	25 a 30
2	Entrenamiento de resistencia	30- 40%	25 a 30
3	Entrenamiento muscular	40- 70%	8 a 15
4	Coordinación intramuscular	70- 90%	5 a 10

5	Fuerza reactiva	100%	Según el paciente se sienta cómodo de realizar
---	-----------------	------	--

6. REQUERIMIENTOS DE DISEÑO

Los requerimientos del sistema se crean para sintetizar y analizar los diferentes elementos de diseño que son utilizados en el mercado actual de sistemas de rehabilitación recolectados, además con estos se dan soluciones específicas a los problemas y sub-problemas que se plantean.

Se tiene en cuenta en primer término las necesidades del usuario extraídas de la indagación a usuarios directos e indirectos, como se ve reflejado en la tabla 21

Tabla 12 Parámetros de diseño y sus características dentro del sistema

Necesidades	Características
Ajustable	Tallas variadas.
El confort.	Graduable, dimensiones antropométricas, posición del paciente y de los controles.
Versatilidad	Usos en diferentes sitios, en la cama de hospital, en la casa, en el día y en la noche, localización de controles. Forma, geometría y dimensiones
Precisión	Adecuada ubicación del acelerómetro. Controles precisos y fáciles de programar.
La durabilidad	Material y su resistencia
Ligero	Peso, dimensiones y materiales a ser usados.

El bajo Costo	Materiales, maquinado y cantidad de piezas
Efectividad del trabajo	Minimizar cargas en articulaciones. Usabilidad, mecanismo y accionamiento.
Capacidad de rango de movimiento	La amplia capacidad para elegir rangos de movimiento. Sensor (acelerómetro).
Seguridad	Mecanismo, usabilidad, materiales. La protección para articulaciones inestables
Fácil de operar	Posicionamiento de controles y peso
Higiénico	Materiales, textura. dimensiones geometría y forma

6.1. Requerimientos funcionales

- Los componentes deben facilitar el ensamble, transporte y uso.
- Proveer mediante el mecanismo la movilidad articular controlada.
- El sistema debe impedir la hiper-extensión del miembro inferior.
- El dispositivo debe estar ubicado próximo a la rodilla, para proveer al miembro una seguridad y efectividad del ejercicio.
- Aumento progresivo del esfuerzo
- Seguridad y fiabilidad en el funcionamiento y control de equipo.

6.2. Requerimientos formales

- Se deben evitar los acabados rectos que puedan lacerar o causar daño al usuario.

- Se establece un estilo determinado, con formas suaves que establecen seguridad y limpieza en el dispositivo.
- El sistema debe ser atractivo visualmente, lo cual se logra con elementos de proporción simétrica.
- Seguir con las especificaciones establecidas de higiene, mantenimiento y limpieza de acuerdo al color y las texturas empleadas para equipos médicos.

6.3. Requerimientos de uso

- Ajustable a un amplio rango de medidas para pacientes
- Fácil legibilidad que permita la interacción óptima de entrega usuario-dispositivo.
- Portabilidad del sistema que se encuentra estrechamente relacionada con el peso del dispositivo, y materiales.
- Fácil postura.
- Fácil mantenimiento del dispositivo.
- Se establece una vida útil larga, dependiendo de los materiales y su uso adecuado.
- Facilidad de manejo.

6.4. Requerimientos técnico-productivos

- La utilización de materiales que no dañen la salud humana, no tóxica y aislante eléctrica.
- Bajos costos productivos
- Bajos costos de materiales.

- El valor aproximado del sistema está en los \$700.000 pesos, por la tecnología ofrecida.

6.5. Análisis de Variables

Variables independientes

- El tipo de terapia requerida según la patología del paciente
- Sexo: hombre o mujer
- Sujeción del dispositivo sobre el paciente
- Forma del sistema
- Dimensiones
- Entrenamiento del operador
- Condiciones del lugar de trabajo del dispositivo.

Variables dependientes

- Aspectos que se vean afectados por las variables independientes.

Variables controladas

- Somatotipos
- Talla
- Peso
- Índice de masa corporal
- Centro de masa del miembro inferior
- Temperatura
- Materiales del dispositivo.

6.6. Conceptualización del diseño

Para conceptualizar el diseño del sistema de rehabilitación de rodilla se encuentran las fases de tratamiento a ser implementadas teniendo en cuenta los diferentes tratamientos de rehabilitación que se nombran en capítulos anteriores, se hace una síntesis de escalafones de entrenamiento para lograr una escala de medición que nos permita incrementar la intensidad del tratamiento y su beneficio en el paciente:

Fase 1:

- Entrenamiento
- Activación, preparación, coordinación intermuscular, intensidad 10 a 30 % del esfuerzo máximo
- Repeticiones 25 a 30
- Series de 1 a 4

Fase 2

- Entrenamiento de resistencia de fuerza muscular
- Intensidad 30 a 40 % del esfuerzo máximo
- Repeticiones de 25 a 30
- Series de 1 a 6

Fase 3

- Entrenamiento muscular
- Intensidad 40 a 70 % del esfuerzo máximo
- Repeticiones 8 a 12
- Series 3 a 4

Fase 4

- Entrenamiento para la coordinación intramuscular, dirigido al aumento de calidad del movimiento.
- Intensidad del 70 a 100% del esfuerzo máximo.
- Repeticiones 1 a 5
- Series 3 a 8

Fase 5

- Entrenamiento de fuerza reactiva, desarrollo de una aceleración óptima del movimiento. Combinación de saltos u otras técnicas
- Intensidad mayor al 100% del esfuerzo máximo
- Repeticiones 8 a 10
- Series 2 a 4

Fase 6

- Desarrollo de fuerza variada y preparación para mejorar las capacidades motoras y físicas
- Realizar cambios variados en la última escala para intensificar la acción del mismo.

Por otro lado, se debe conceptualizar el proceso al cual será sometido el sistema y el cual el usuario llevara a cabo con el dispositivo, ver tabla 13.

Tabla 13 Conceptualización del proceso de uso de un sistema de rehabilitación pasivo de rodilla

Actual	Máquina
Detecta el punto articular de la rodilla.	Ingreso de datos básicos del paciente al sistema, como por ejemplo la toma

	del peso, masa corporal y largo del miembro inferior.
Colocar el sistema de tal manera que el punto articular coincida con el centro articular del artefacto.	Programación del sistema para la terapia adecuada según la patología del paciente.
Ajustar y verificar los sistemas de seguridad para evitar la hiper-extensión.	Ajustar el sistema a las medidas antropométricas del paciente
Ajustar alrededor del miembro inferior para evitar su caída.	Colocar el miembro inferior en el sistema para iniciar los ejercicios de la terapia programada.
	Recuperación de datos del paciente para control de las terapias

Sub-problemas Se plantean sub-problemas que pretenden simplificar el problema y encontrar respuestas adecuadas:

Posición del paciente

- Sentado
- Acostado
- Acostado de medio lado

Energía

- Manual
- Mecánica
- Neumática
- Eléctrica
- Batería
 - Corriente directa –alterna
 - Celdas de combustible

En la energía eléctrica

- Convertir la energía eléctrica en energía mecánica
- Un motor rotatorio
- Acumular energía
- Masa corporal móvil
- Aplicarla energía a la pierna (rodilla)
- Empujar la pierna a realizar la flexión o extensión.

Seguridad

- Sistema de bloqueo
- Sistema de alarma
- Sistema manual de emergencia
- Agarre del sistema sobre el miembro inferior

Programación

- Cinco niveles de terapia programada
- Cada nivel tiene su capacidad de ángulos permisible.
- Según la historia del paciente
- Lectura de datos: se realiza por la intervención del sensor que guarda los ángulos articulares máximos de la terapia para llevar un control de la terapia.

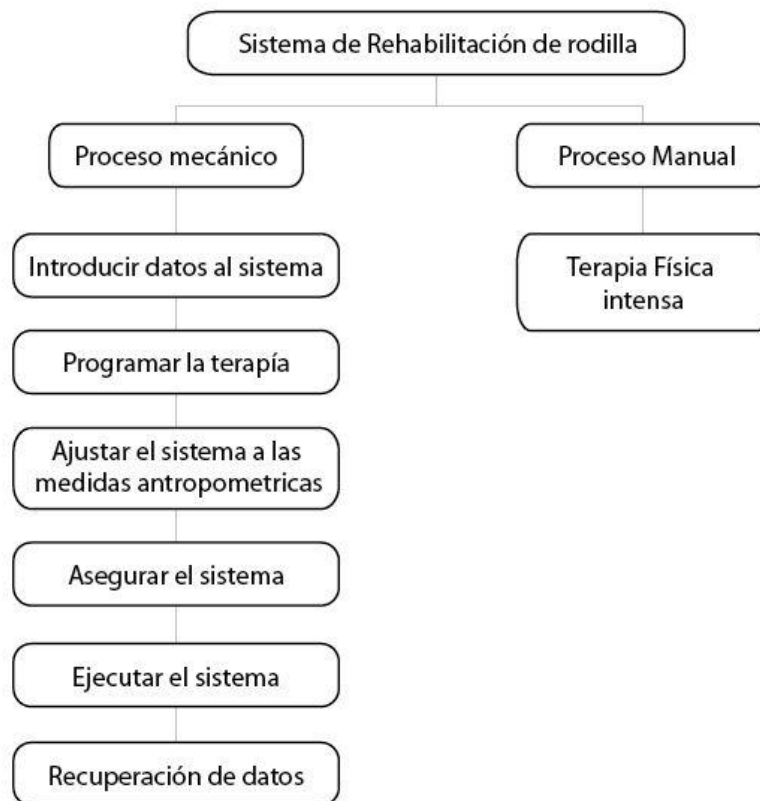


Fig. 62 Cuadro de proceso del sistema de rehabilitación de rodilla.

7. DESARROLLO DE ALTERNATIVAS

Estas primeras propuestas son la conclusión del análisis de requerimientos y la indagación a usuarios realizada en el trabajo de campo. También, se vinculan conceptos de diseño básico y técnicas como el brainstorming para la estructuración de nuevas ideas y formas del dispositivo.

7.1. Conceptos

Para la generación de conceptos se analizó cada uno de los movimientos de la rodilla, teniendo muy presente el rango de movilidad de la articulación. Así mismo, la posición del paciente y su correcta postura corporal dentro de la ejecución de los ejercicios, los cuales no deben contraer ninguna consecuencia entro del

paciente en alguna otra área del cuerpo, en consecuencia factores como el confort, el rango máximo de ejecución de ángulos articulares, la edad o el estado físico del paciente fueron claves para el desarrollo adecuado de los conceptos mencionados a continuación.

A. Concepto de posición 1

Posición del paciente: acostado con la espalda recta, fémur a 90° con la columna vertebral, y tibia-peroné a 90° del fémur, como se observa en la fig 63, esta posición es regular en la ejecución de ejercicios terapéuticos físicos, donde la columna descansa de forma adecuada.

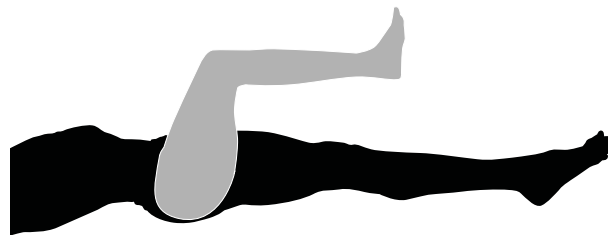


FIG. 63 Posición del paciente acostado, fémur a 90 grados con la horizontal.

La posición recta de la columna hace que este concepto no interfiera en el buen funcionamiento de otros componentes humanos como la columna vertebral en el momento de la realización de la terapia física sobre el miembro inferior.

A continuación sabiendo que en la realización del ejercicio actúan el peso de la parte inferior de la pierna, tibia-peroné, el peso de la pierna baja de un 7 % del peso corporal del paciente a un aproximadamente 4 % con lo cual la resistencia a vencer del dispositivo sería usada en la extensión de la pierna.

Teniendo en cuenta los músculos que actúan, descansarían los músculos de la cadera no actuarían y por el contrario se activan músculos extensores y flexores del fémur para la realización del movimiento.

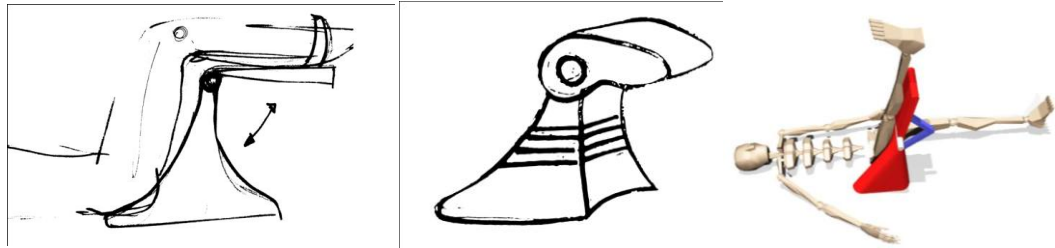


Fig. 64 bocetos y Modelado en 3D MAX© del concepto inicial.

Algunos factores como la portabilidad, el peso y la combinación de terapias, son aspectos que se tiene en cuenta dentro del diseño ver figura 64, sabiendo que la portabilidad total, se refiere a la independencia del robot, el cual puede ser transportado sin problema junto con el individuo, por otro lado que el peso máximo **10 kg** para equipos portables siguiendo la norma internacional AAMI.

En términos de terapia, siguiendo como guía los textos y la opinión de los expertos en este análisis el apoyo esta dado en las fases de rehabilitación 1, 2, 3, 4, las cuales requieren de una constante supervisión y control del experto sobre la evolución adecuada del paciente.

Para este tipo de terapias físicas de rehabilitación de pacientes posquirúrgicos por rotura de ligamento cruzado se da regida por ejercicios de movilidad intermitente las primeras 5 semanas y el mejoramiento de la movilidad y la resistencia del miembro por las siguientes 3 a 4 meses, en los cuales el proceso debe ser de constante mejoramiento y compromiso del paciente.

B. Concepto posición 2

Posición del paciente: sentado con la espalda recta figura 65, fémur a 90° con la columna vertebral, y tibia-peroné a 90° del fémur. Esta posición puede producir cansancio en la espalda al no encontrar descanso cómodo, el movimiento de flexo-extensión se realiza haciendo uso de los musculas flectores y extensores del

fémur, y la rodilla actúa como mecanismo de bisagra. En general en la tibia-peroné se encuentra el peso implementado al mecanismo, aproximadamente el 4% del peso total del cuerpo.

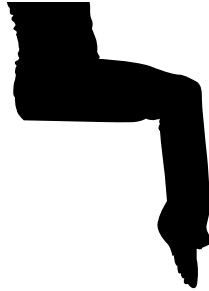


Fig. 65 Posición del paciente sentado, piernas a 90 grados.

Llevando a cabo algunos ejercicios de diseño se tienen ideas donde se implementan bisagras, elementos esféricos que simulan la rotula del mecanismo humano, como se puede ver en la figura 66, lo cual se convierte en un mecanismo de varios segmentos que se adhieren a la pierna con el fin de guiar el movimiento dentro de una trayectoria circular, pensando en materiales elásticos que permitan deformación y elementos rígidos que soporten la resistencia impuesta por el miembro al movimiento.

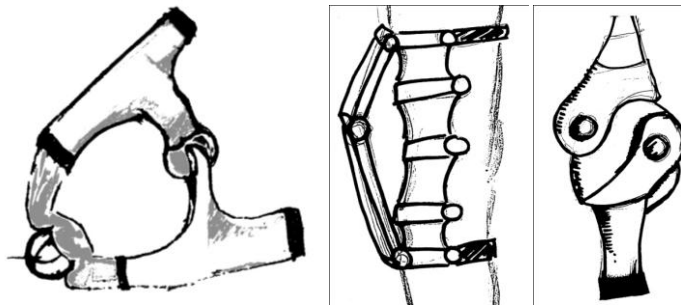


Fig. 66 bocetos vista lateral de dispositivos para rodilla.

Se busca la flexibilidad del sistema, el cual debe concebir la trayectoria en grados de la pierna, se busca construir mediante módulos flexibles unidos por un sistema de cables que trabajen como poleas para contraer el sistema y permitir así

la flexión, del mismo modo ayudado de la gravedad obtener la flexión de la extremidad, figura 67.

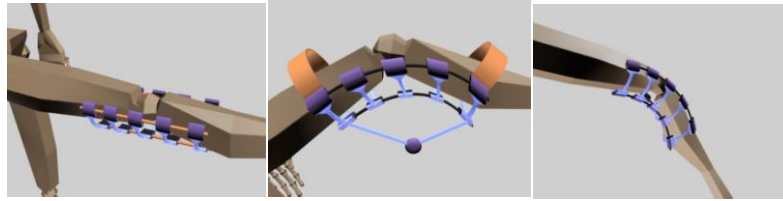


Fig. 67 Concepto de diseño basado en módulos flexibles que permitan seguir la trayectoria. Modelado en 3D Max©.

C. Concepto de posición 3

Posición del paciente: de cubito prono, acostado de medio lado, columna recta, con la pierna no afectada apoyada en la superficie recta, figura 68. Se plantea de primera mano en esta posición que la pierna afectada sea soportada por el dispositivo a la altura misma de la pierna, generando así una trayectoria circular donde el dispositivo realiza el movimiento de flexo-extensión con la pierna de forma pasiva sobre él. El dispositivo debe manejar el peso total de la pierna, el cual se asume como el 7 % del peso total del cuerpo en cada pierna.

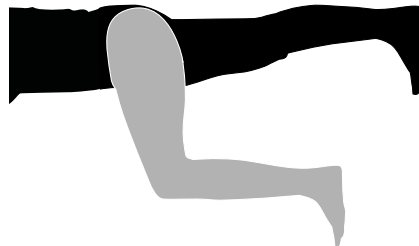


Fig. 68 Posición del paciente acostado de medio lado con la pierna afectada realizando el movimiento de flexión y extensión.

Apoyo de las fases de rehabilitación 1, 2, 3, 4. Con el fin de llegar al fortalecimiento de los ligamentos y el restablecimiento del movimiento en los músculos flexores y extensores. Se propone en este concepto un dispositivo portable que simule el movimiento de flexo-extensión promoviendo fuerza en la

tibia-peroné, y dejando el fémur con apoyo en posición pasiva paralelo a la columna vertebral, figura 69.

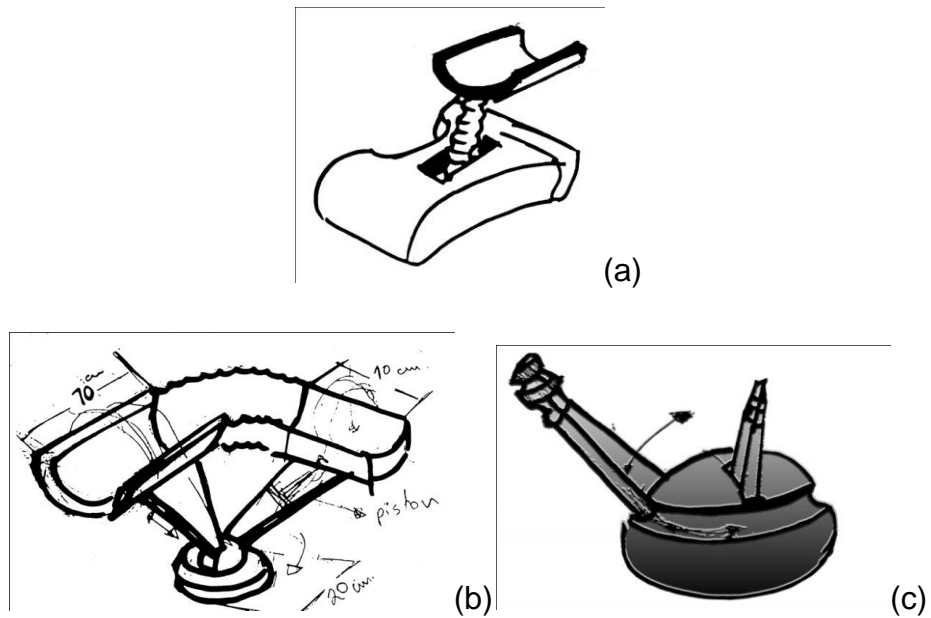


Fig. 69 Primeros bocetos del concepto tres, (a), (b) y (c).

7.2. Mecanismos

Para el diseño de los mecanismos se tiene en cuenta el concepto de movilidad de un mecanismo donde el número de parámetros de entrada constituya a los grados de libertad que se producen, siguiendo como base la ecuación de Kutzbach Ec X donde:

$$m = 3(n - 1) - 2j_1 - j_2$$

EC. 2 Ecuación de kutzbach. Grados de libertad.

Con lo cual se cumple como criterio que si M es mayor que 0 el mecanismo tiene m grados de libertad, para este caso se estudia $m=1$ por lo cual se trabaja la flexo-extensión de la rodilla como un grado de libertad, por otro lado si el mecanismo nos proporcionara un $m=0$ sería imposible de resolver.

Los mecanismo de un solo eje, son bisagras simples figura 70, estas pueden tener limitaciones en la postura o uso del dispositivo por los grados de movilidad disponibles, además debe considerarse que en el estudio realizado la rodilla presenta un grado de libertad de rotación que es muy importante para el funcionamiento de la rodilla, en consecuencia el mecanismo de bisagra no simularía el correcto funcionamiento de la articulación. Adicional se diseña un dispositivo de bloqueo manual o automático que proporciona la seguridad necesaria para el usuario.



FIG. 70 Mecanismo de bisagra dentada.

Para el control del mecanismo adecuadamente se estudia la fricción mecánica en el eje de rotación. La fricción variable que ofrece una mayor resistencia a medida que la rodilla se dobla y se extiende en toda plenitud, y la fricción constante se caracteriza por unidades simples y ligeras pero se ajusta para tener una sola velocidad de marca. (Dupes, 2005)

Por otro lado, se encuentran los sistemas de control neumático o hidráulico, que puede proporcionar una resistencia variable y diferentes velocidades. Estos sistemas funcionan por intermedio de la utilización de aire comprimido o fluidos. El

control neumático comprime aire cuando la rodilla se flexiona, almacena la energía y luego la regresa haciendo que la rodilla se extienda. Se puede usar bobinas de resorte para mejorar el control deseado.

Los mecanismos estudiados de cuatro barras, tienen cuatro ejes de rotación conectados por cuatro eslabones rígidos y cuatro puntos de pivote, lo cual hace de este un diseño complejo por los centros múltiples de rotación, además este mecanismo adopta ventajas en cuanto a la naturalidad del movimiento de flexo-extensión.

Así mismo, el mecanismo se diseña teniendo como base que se encuentra situado en un sistema de coordenadas fijo X, Y, Z tal que X coincide con la dirección de los ejes pares Y y X contenidos en el plano perpendicular, con lo que se tiene un mecanismo plano. Sabiendo esto se tiene la fórmula estructural de los mecanismos:

$$w = 3n - 2P_5 - P_4$$

EC. 3 Fórmula estructural de los mecanismos.

Donde:

n; es K-1

P₅; Clase del par cinemático de 5° orden

P₄; Clase del par cinemático de 4° orden

Por otro lado se hace uso de la Ley de Grashof, figura 71, la cual es una relación simple que pronostica el comportamiento de las inversiones de un eslabonamiento de cuatro barras con base en la longitud de sus eslabones. (Erdman et al, 1998)

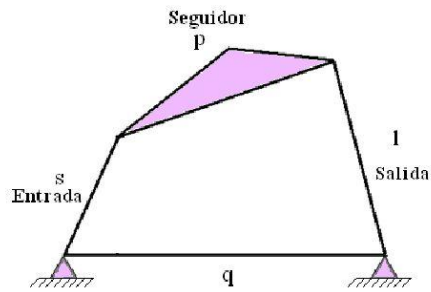


FIG. 71 Esquema de un mecanismo de cuatro barras utilizando la ley de grashof.

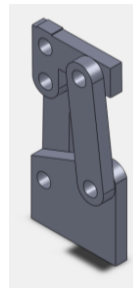


Fig. 72 Posición pierna extendida modelado usando SolidWorks©

En este diseño de cuatro barras el movimiento de rotación se realiza en el eje X, las barras están parametrizadas para tener ciertas longitudes que cumplen la ley de grashof para su correcto comportamiento, figura 72. En la figura 73, el mecanismo se encuentra en posición flexionada

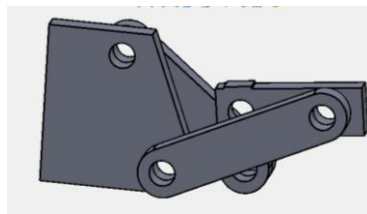


FIG. 73 Posición pierna a 90 grados solidworks©

Las vistas en planos permiten visualizar el mecanismo de forma adecuada, su espesor y forma. Figura 74.

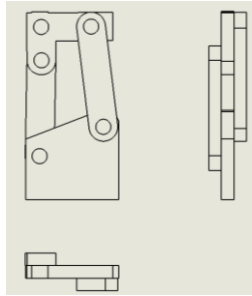


Fig. 74 Vista frontal, lateral e inferior del sistema de cuatro barras diseñado.

SolidWorks©

Se realiza un análisis estático donde se diagraman las barras y se encuentran longitudes y posiciones de acuerdo con un sistema de referencia X,Y,y Z, construyendo como puntos de análisis el (0,0), A (A_x, A_y), B (B_x, B_y) y D (D_x, D_y). Por otro lado, tenemos las barras o links L2, L3, L4, L5 como principales, además tenemos la diagonal Lab la cual nos proporciona otros datos como ángulos y longitudes. Ver Figura 75.

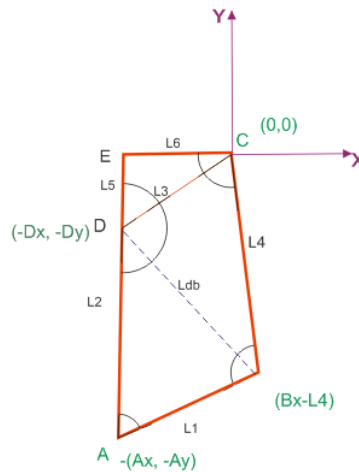


FIG. 75 Diagrama geométrico de la posición 0 en extensión del mecanismo.

Teniendo el análisis de fuerzas, se realiza otro estudio dinámico, ubicando en cada barra el centro de gravedad, inercia, fuerzas y masa, lo cual permite extraer mayor información sobre el comportamiento dinámico de las barras. Ver figura 76

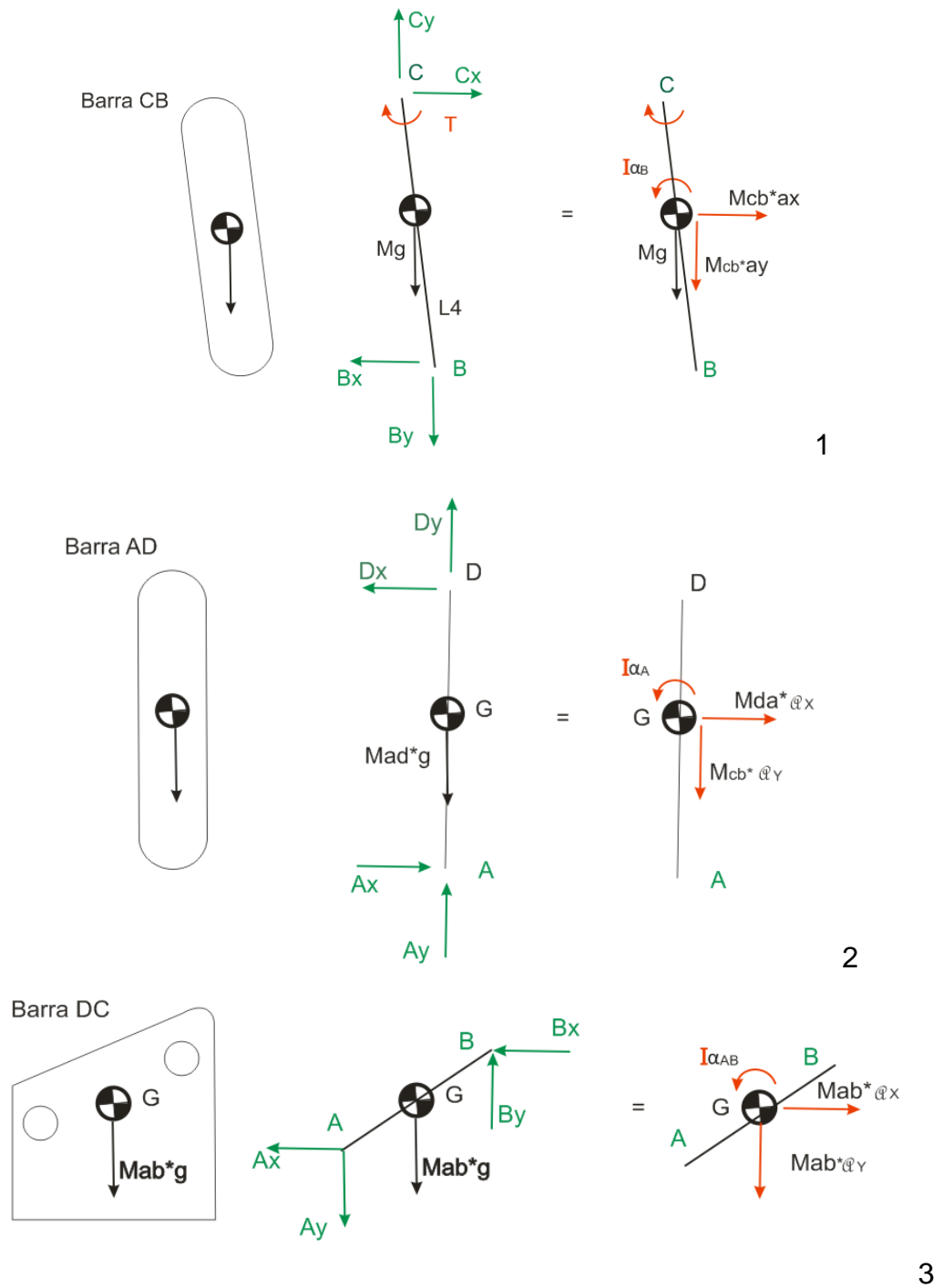


FIG. 76 Diagramas cinemáticas del comportamiento de las barras en el mecanismo de 4 barras diseñado.

Por otro lado, se plantea otro diseño de mecanismo que permite con mayor amplitud el movimiento utilizando seis barras para el movimiento. Se realiza un modelo CAD , figura 77, que permite a su vez realizar el proceso de comprobación del mismo, aplicando un motor rotatorio interpolador con una secuencia de 0 a 30 segundos y una velocidad interpolador de 0-4,5-0 °/segundo y una gravedad de 9806.65mm/s².

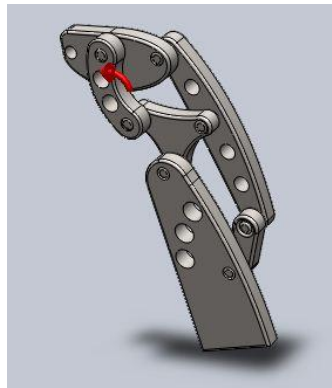


FIG. 77 Mecanismo de seis barras, aplicado un motor de interpolador indicada con la flecha roja. Solidworks©

Realizado el análisis de movimiento se extraen gráficas de torsión y momento que permiten ver el comportamiento del motor dentro del sistema, en este caso la velocidad angular varía con respecto al tiempo lo cual es perjudicial para el movimiento de flexo-extensión que se desea, dado que la velocidad del mecanismos no debe variar durante la terapia requerida. Ver figura 78.

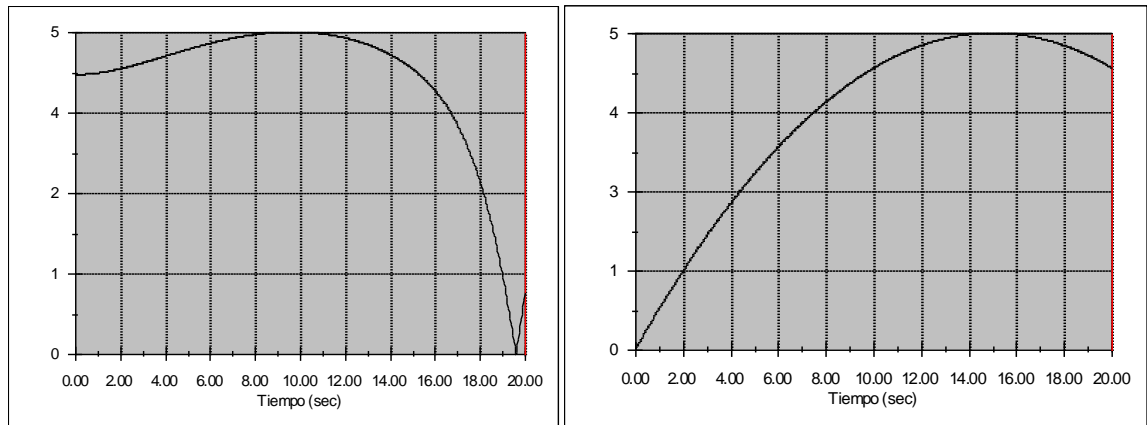


FIG. 78 diagramas de torsión y velocidad angular ejercidas con un motor interpolador y gravedad ejercida sobre el mecanismo. Solidworks©

Se realizó el estudio de un mecanismo de barras, diseñado el movimiento de flexo-extensión de la rodilla, como se ve en la figura 79 y 80, en el cual se hizo el dimensionamiento de las piezas antropométricamente y se estudio el movimiento con simulaciones, aplicando fuerzas y las resistencias necesarias al mecanismo.

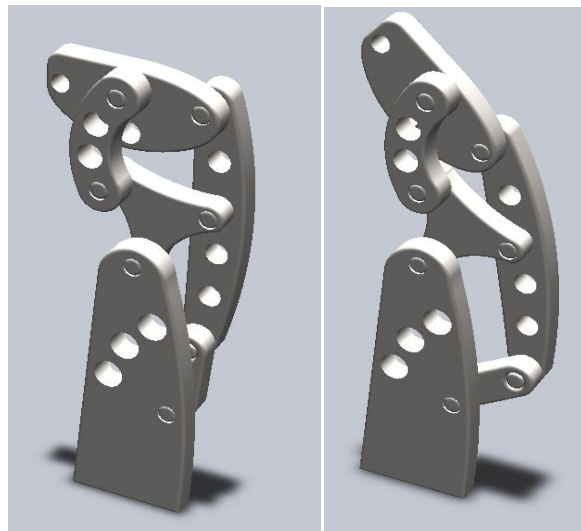


FIG. 79 mecanismo de barras modelado en solidworks©, (a) posición de la rodilla a 90° grados, (b) posición de rodilla en extensión de 15°.

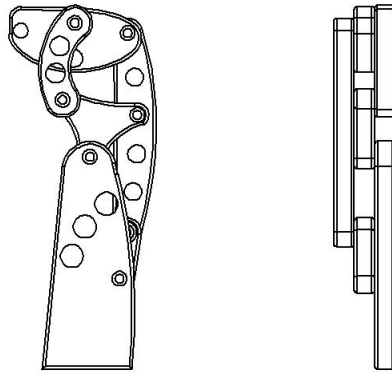


FIG. 80 (A) vista lateral y (b) frontal del mecanismo de barras. Solidworks©

A este sistema diseñado se le añaden otros componentes ergonómicos que permiten sumar seguridad al mecanismo y evolucionar el mismo para un funcionamiento mejorado. El grosor de las piezas se disminuye a 5 mm y cada una de las piezas se diseña para minimizar el material utilizado en su fabricación, además se tiene en cuenta la desviación en ángulos de la pierna en el eje lateral. Figura 81.

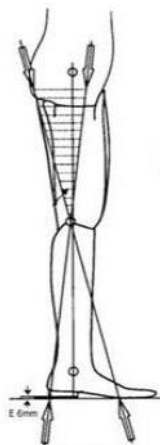


FIG. 81 Desviación en ángulos. Línea de carga y área para centros de la rodilla por radcliffe (1977)

Teniendo el mecanismo base se requiere una forma de uso del sistema, lo cual se aclara la posición del mismo dentro del sistema humano, ver figura 82, con lo cual se demuestra la acción de fuerzas y del motor dentro del sistema llevando de una forma de extensión en una secuencia de movimiento hasta llegar a grados de 130° grados.

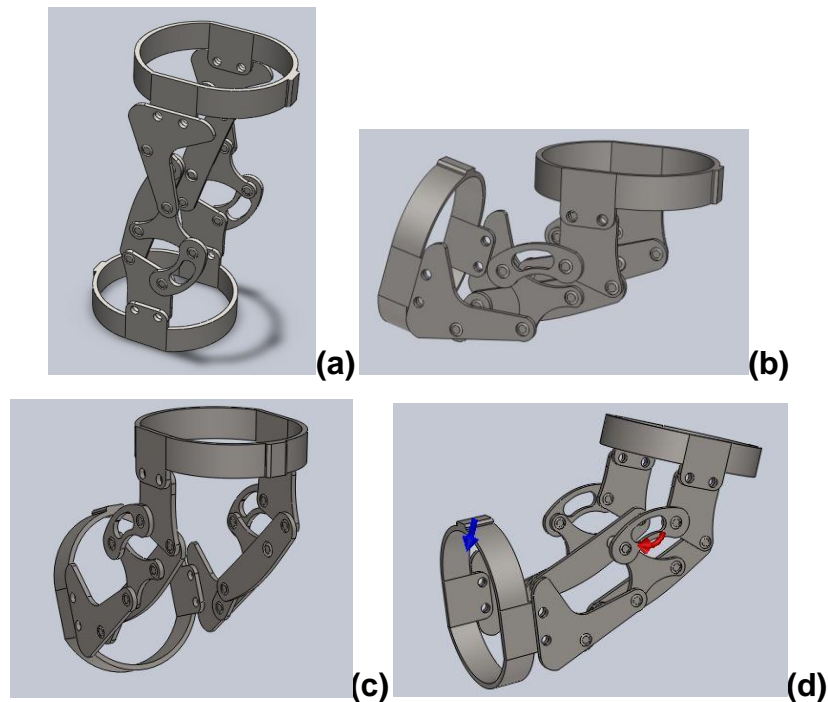


FIG. 82 (a) mecanismo mejorado de 6 barras, con dimensiones antropométricas. (b) flecha roja la posición y dirección del motor, flecha azul: fuerza de 70 newton ejercida por la pierna. Solidworks©.

La fuerza sobre el mecanismo equivale a la fuerza del 7% del peso total corporal, lo cual identifica el peso de una pierna, por lo cual en un percentil 90 Colombiano, hablamos de una persona de aproximadamente 70 Kilogramos que convertidos a medida de fuerza serian 70 Newton-fuerza, además para este tipo de persona se tienen medidas de longitud de pierna total de 675 mm.

Los resultados de las gráficas de torsión, arrojan un valor de 39,464 (Newton-mm) de momento máximo con lo cual podemos concluir aplicando básicamente que se necesita un motor de potencia alta para la realización del movimiento. Figura 83.

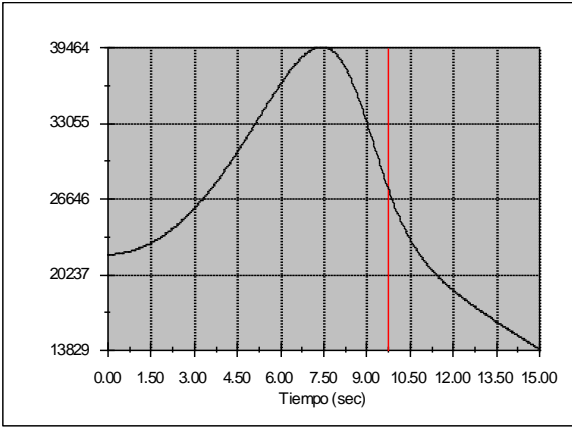


FIG. 83 Gráfica de torsión, momento contra tiempo. Solidworks©

Por otro lado, en la grafica de velocidad angular obtenida se obtiene una velocidad ascendente sin puntos constantes dentro del recorrido, lo cual puede producir una presión alta dentro del miembro al cambiar en cada segundo su velocidad, figura 84.

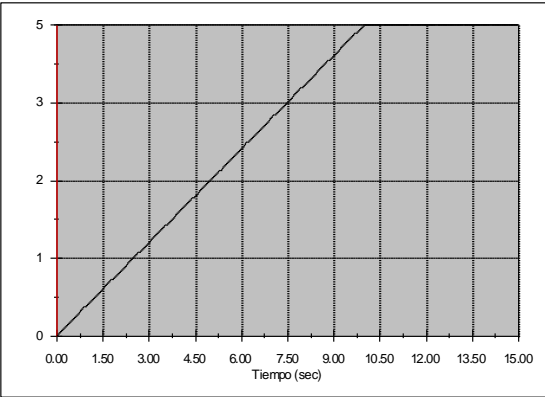


FIG. 84 Gráfica de velocidad angular contra tiempo. Solidworks©

Dentro de los diseños propuestos anteriormente se presenta la posibilidad de colocar al paciente en posición acostado de medio lado, un mecanismo de arrastre del miembro, en este caso el movimiento de flexo-extensión lo realiza la tibia-peroné, este mecanismo provee la rotación de la pierna de 0° a 140° recibiendo el peso de la pierna total, en una trayectoria circular. Para dimensionar el sistema se realiza usan las medidas antropométricas utilizando un percentil mujer bajo, percentil 15 y un percentil alto de hombre, 95, lo cual se realiza para tener encuentra una gran cantidad personas dentro del sistema.

Así se buscan características que permiten parametrizar el dispositivo de acuerdo con el sistema humano, para esto se utilizan imágenes corporales en las cuales se encuentran ubicados los tres puntos rotulares principales, cadera, rodilla y tobillo, así mismo tenemos la rotación y la extensión máxima, teniendo la articulación de la cadera en su posición estática, ver figura 85.

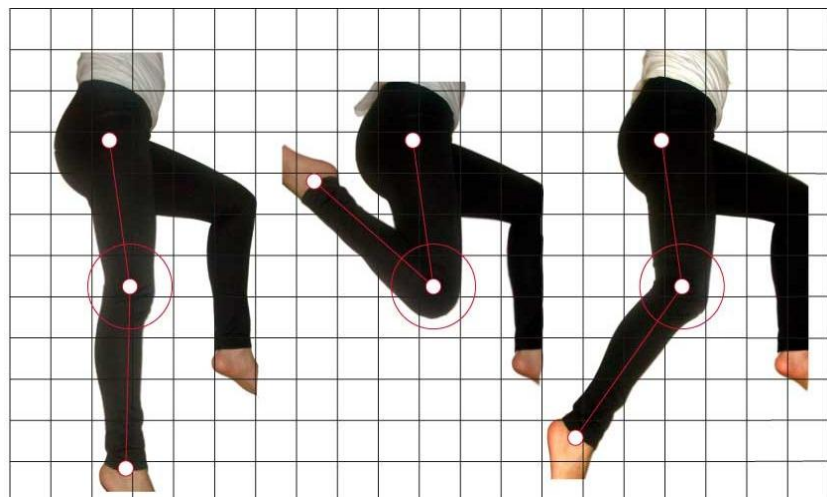


FIG. 85 Diagrama de secuencia de ángulos. Posición del paciente acostado de medio lado, vista superior.

Por otro lado, se posicionan con cuadrados amarillos en la figura 86, los puntos de apoyo necesarios para mantener la estabilidad y comodidad del miembro sobre el diseño del sistema, y además se puede ver su comportamiento con el movimiento de flexión y extensión de la pierna.

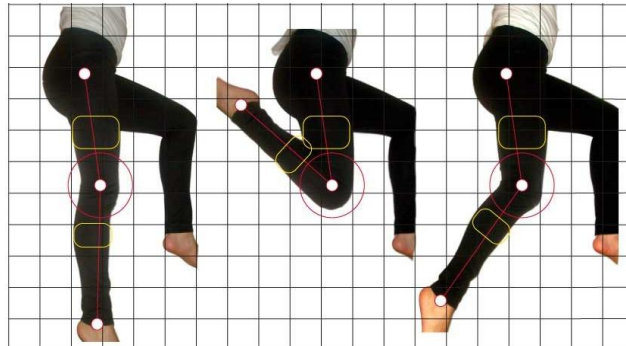


FIG. 86 Diagrama de secuencia de ángulos y apoyos del dispositivo diseñado.
Vista superior.

Realizado el análisis de movimiento y dimensionando el sistema, se obtiene una primera forma y parametrización del diseño que permite visualizar de manera clara la idea plasmada. Ver figura X de esta forma se plantea un caparazón de forma circular que contiene el mecanismo que llevara el miembro en un recorrido circular que ira de 0 a 140 grados, el dispositivo contiene además dos brazos en los cuales soportan el peso de la pierna completa. Ver Figura 87, la cual puede mostrar una flecha azul que indica la fuerza provista por la masa de la pierna, y una flecha roja que indica el movimiento del motor que a su vez permitirá calcular el torque producido por el motor en el mecanismo.

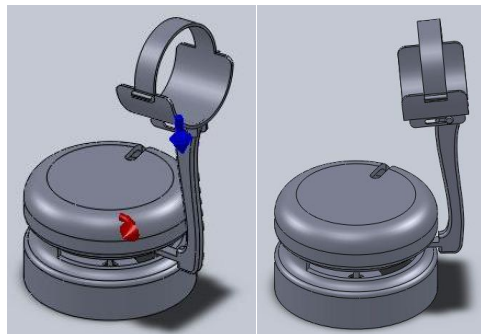


FIG. 87 Propuesta de diseño de mecanismo para realizar la flexo-extensión de la pierna arrastrando la tibia-peroné. Solidworks©

Las gráficas de este nuevo diseño vista en la figura 88 otorgan resultados satisfactorios sabiendo que se busca una velocidad angular constante, teniendo una aceleración inicial de 5°/ segundos, a los 8 segundos de ejecución, y desacelerando en los 20 segundos hasta llegar al final de carrera, 140°.

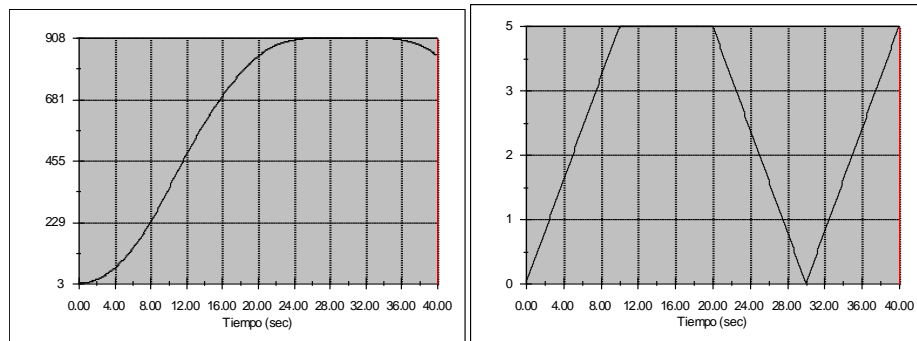


FIG. 88 (a) Gráfica de torsión, momento contra tiempo. (b) gráfica de velocidad angular contra tiempo. Solidworks©

Las funciones de retroalimentación se han integrado en los componentes electrónicos. El usuario es informado del estado del mecanismo por medio de señales sonoras o visibles, que alertan para el seguimiento de los ejercicios. Así mismo, los sensores biomecánicos que se estudian son los giroscopios, los electrogoniómetros y resistencia sensora de fuerza, FSR (Forcé Sensitive Resistors).

Los sensores inerciales pueden ser de una combinación de acelerómetros ortogonales y giroscopios miniatura que permiten captar datos digitalizados del movimiento tabla 14.

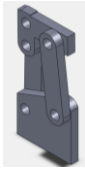


TABLA 14 Los sensores, sus parámetros y especificaciones.

Sensores	Segmentos, articulaciones	Parámetros	Especificaciones
Giroscopio	Muslo, pierna	Inclinación de	Problemas a considerar con las

uni-axial FSRs	y rodilla	los segmentos, ángulo de rodilla.	señales derivadas de los giroscopios si el sujeto cambia de dirección. Se verifica la posibilidad de ubicar un giroscopio en la pierna para un sistema portátil de análisis de la marcha.
Acelerómetros uniaxiales.	Rodilla, muslo y pierna	Ángulos de la rodilla	A velocidades altas los acelerómetros se pueden ver afectados por golpes y vibraciones.
Sensores capacitivos	pie	Componentes en fuerzas verticales carda en bastón de ayuda a la marcha, parámetros temporales.	Los sensores capacitivos son de fácil adaptación y prácticos para medir fuerzas.

Una combinación de sensores, giroscopios y acelerómetros es una alternativa de la instrumentación del dispositivo.

TABLA 15 Comparación de aspectos mecánicos y técnicos de los conceptos.

Aspectos mecánicos	Mecanismo1	Mecanismo2	Mecanismo3
			
Ejes de rotación	Eje transversal X-X' perpendicular al plano medio o sagital.	Eje transversal X-X'	Eje transversal X-X'
Número de piezas en	4 barras	6 barras	2 barras

movimiento			
generalidades	El mecanismo no supe las necesidades requeridas por el sistema a diseñar, donde se busca llegar de 0° a 140° de extensión	En este caso el mecanismo no cumple con los datos de velocidad angular requeridos, tendiendo velocidad ascendentes en todo el recorrido de movimiento.	El sistema cumple con el movimiento requerido en ángulos de flexión y lleva a cabo una velocidad angular optima para la ejecución del sistema, teniendo en cuenta que el paciente debe tener una velocidad constante para no dañar ninguno de sus sistemas.

7.3. Evaluación de conceptos

Esta evaluación de alternativas se realiza con el objetivo de medir las capacidades de cada uno de ellos, el confort y los requerimientos que cumplen cada una de ellas, para tomar el mejor y poder ofrecer al usuario un mejor producto. Teniendo en cuenta esto se comparan las alternativas según los requerimientos del producto.

+	“mejor que”
0	“igual que”
-	“peor que”

TABLA 16 Evaluación de conceptos según criterios de selección.



CRITERIOS DE SELECCIÓN	Concepto 1	Concepto 2	Concepto 3
------------------------	------------	------------	------------

			
Ajustable	-	+	+
El confort.	0	-	+
Versatilidad	0	0	0
Precisión	+	-	+
La durabilidad	+	0	+
Ligero	0	+	0
El bajo Costo	+	+	+
Efectividad del trabajo	+	0	+
El control de velocidad	0	-	+
Seguridad	+	+	+
Fácil de operar	0	0	+
Higiénico	+	+	+
Suma +	6	5	10
Suma 0	3	4	2
Suma -	1	3	0
Evaluación neta	5	2	10
Lugar	2	3	1

TABLA 17 Impulsores de complejidad

IMPULSORES DE COMPLEJIDAD	
Numero de nuevas piezas introducidas en el sistema de manufactura	7
Numero de nuevos proveedores introducidos en el sistema de manufactura	3
Numero de piezas personalizadas introducidas en el sistema de manufactura	7
Numero de nuevas herramientas mayores (como moldes y dados) introducidos en el sistema de manufactura	2
Numero de nuevos procesos de producción introducidos en el sistema de manufactura	0



TABLA 18 matriz de evaluación de conceptos

CONCEPTOS					
		Concepto 1 		Concepto 2 	
Criterios de selección	Peso	Calificación	Evaluación ponderada	Calificación	Evaluación ponderada
Ajustable	10,00%	3	30	5	50
El confort.	12,00%	4	48	4	48
Versatilidad	9,00%	3	27	4	36
Precisión	15,00%	4	60	4	60
La durabilidad	10,00%	5	50	5	50
Ligero	8,00%	3	24	3	24
El bajo Costo	4,00%	5	20	5	20
Efectividad del trabajo	10,00%	4	40	4	40
El control de velocidad	2,00%	3	6	4	8
Seguridad	5,00%	4	20	4	20
Fácil de operar	10,00%	4	40	5	50
Higiénico	5,00%	5	25	5	25
	total	390		431	

Desempeño relativo	Calificación
Mucho peor que la referencia	1
Peor que la referencia	2
Igual que la referencia	3
Mejor que la referencia	4
Mucho mejor que la referencia	5

Tabla 19 Evaluación de alternativas de diseño.

alternativas	Aspectos mecánicos	Aspectos ergonómicos	Aspectos estético/formales
--------------	--------------------	----------------------	----------------------------

<p>1</p> 	<p>El sistema se encuentra diseñado para desarrollar un movimiento de la rotación en el eje X, para esto se cuenta con tener que vencer el peso de la pierna y la gravedad en el movimiento, por lo cual se busca una potencia alta que pueda realizar este proceso. Se propone un sistema neumático donde la pierna oscila sobre el eje de la rodilla.</p>	<p>El paciente se encuentra en posición sedente con espalada recta y cuerpo descansado, la pierna elevada. Se cuenta con un sistema de apoyo total de la pierna donde el esfuerzo lo realiza el sistema. La idea sugiere tener elementos de fácil almacenamiento, para lo cual el sistema se pliega para ser guardado en espacios cómodos.</p>	<p>La utilización de materiales no tóxicos, de colores agradables, por ejemplo el azul y blanco, como lo especifica la norma AAMI para equipos médicos. La ubicación de elementos de señalización adecuados para la posición del paciente dentro del sistema y su adecuado uso.</p>
<p>2</p> 	<p>El sistema cuenta con sistema rotatorio en el eje Z, por lo cual se requiere de un sistema de apoyo para toda la pierna, la cual descansa en el sistema y el movimiento se realiza en uno de los brazos de movimiento. Se</p>	<p>El paciente se encuentra en posición cubito prono, con lo cual el paciente se encuentra descansando una pierna en la superficie de apoyo y la pierna en proceso de rehabilitación sobre el sistema, esto sugiere dos puntos de apoyo</p>	<p>Señalización adecuada. Materiales resistentes que soporten el peso de la pierna y el uso constante del producto. Materiales agradables, como los textiles de colores suaves, que sugieran al paciente seguridad de uso del sistema.</p>

	cuenta con un motor oscilatorio que permite contemplar grados de movimiento entre 0° a 140° en cada sentido de giro, derecha e izquierda.	en cada tramo de pierna. El tamaño del sistema es reducido por lo cual puede ser transportado y almacenado fácilmente.	
--	---	---	--

La implementación del QFD para la evaluación de conceptos, es un recurso necesario para extraer información que nos permita rediseñar de manera que se adquieran elementos de cada uno de los conceptos que aporten al sistema. En la tabla 18, se formula la tabla de QFD para evaluar los conceptos donde se realiza la comparación de detalles técnicos de los conceptos entre si y los requerimientos de los mismos.

TABLA 20 QFD para la evaluación de conceptos.

COMO	IMPORTANCIA	DETALLES TÉCNICOS										DETALLES FORMALES		
		sensor de movimiento (grados)	sensor de fuerza (N)	puntos ajustables	señales auditivas	dimensiones (cm)	monitor, pantalla, plc	ángulos de giro	Nº de piezas	ciclo de vida de los materiales	peso (kg)	acceso a las piezas	estilo de formas suaves	contrastes de color

QUE																
REQUERIMIENTOS	Ajustable	10,00%			9		9						3			
	El confort.	12,00%					9		9		9	3			3	
	Versatilidad	9,00%	9	3	3			9	9			3	1		1	
	Precisión	15,00%	9	9	1	3	3	1	9	9		3	1		9	
	La durabilidad	10,00%								1	9	3				
	Ligero	8,00%					9				9		1			
	El bajo Costo	4,00%							9				3			
	Efectividad del trabajo	10,00%	3	3	9	1	3	1		9	1	3			9	
	capacidad de rango de movimiento	2,00%	9						3	9		3				
	Seguridad	5,00%			3		1			9		3		9	9	
	Fácil de operar	10,00%			9	3	3	9		3		9			9	
	Higiénico	5,00%							3	9		2	9			
	PRIORIDAD TÉCNICA			2,64	1,92	3,27	0,85	3,8	1,96	0	7,97	1	4,06	1,23	0,59	0,45
DIFICULTAD (5 difícil, 1 fácil)			4	4	3	4	3	2	4	2	2	3	2	2	2	4

Seguidamente se extrae la tabla de evaluación de competitividad comparando los requerimientos del sistema según las capacidades de los conceptos, donde en la tabla 19 se obtiene que el concepto 3 se encuentra mejor evaluado que los otros dos conceptos, permitiendo edificar las ventajas y desventajas del sistema y los cuales son los requerimientos a los cuales se deben tener mayor consideración dentro del proceso.

TABLA 21. Tabla de evaluación competitiva de los conceptos según los requerimientos establecidos.

TABLA DE EVALUACIÓN COMPETITIVA												
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
concepto 3	4	4	3	5	4	3	3	5	5	5	5	4
concepto 2	3	3	2	4	3	4	3	4	5	3	3	3
concepto1	3	2	2	4	3	3	3	4	5	3	4	3

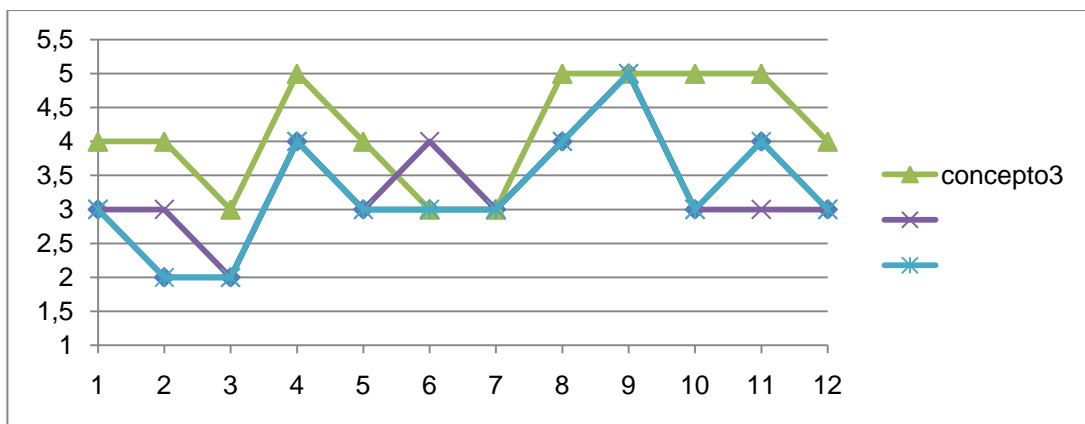
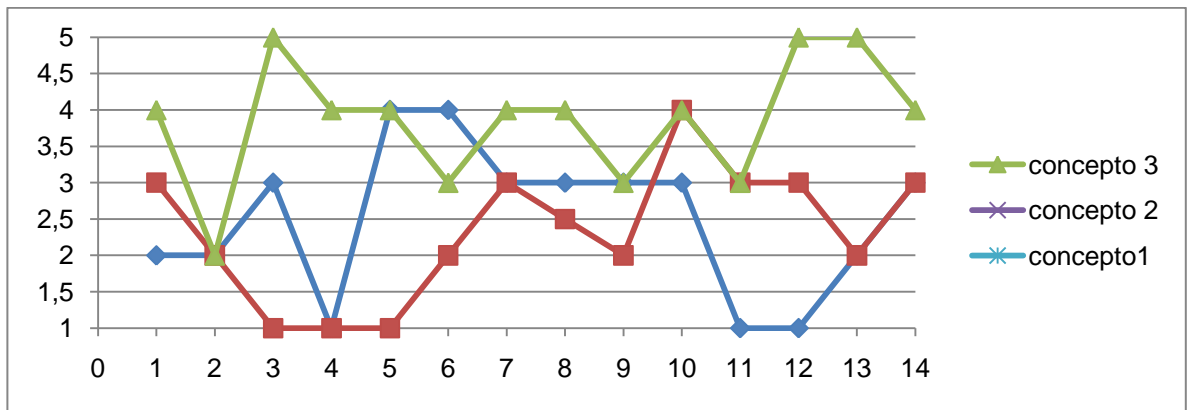


TABLA 22 Tabla de comparación del mercado actual y los conceptos.

TABLA DE MERCADO ACTUAL														
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14
concepto1	2	2	3	1	4	4	3	3	3	3	1	1	2	3
concepto2	3	2	1	1	1	2	3	2,5	2	4	3	3	2	3
concepto3	4	2	5	4	4	3	4	4	3	4	3	5	5	4



8. PROPUESTA FINAL

La propuesta final resulta del análisis de conceptos y mecanismos con los cuales podemos evolucionar uno con el objetivo de explotar sus características y definir a detalle cada una de sus piezas para su funcionamiento.

8.1. Aspectos funcionales y mecánicos

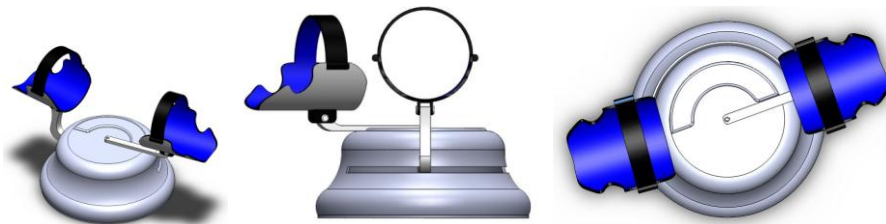
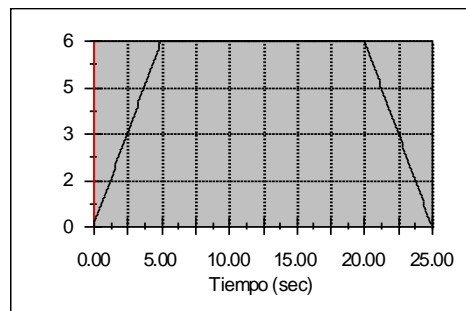
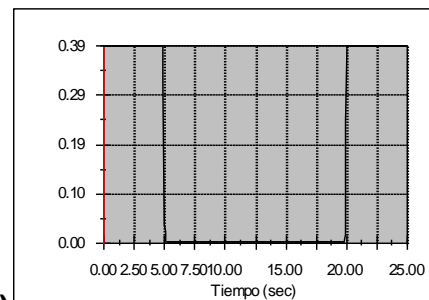


FIG. 89 Modelo en solidworks © para la alternativa elegida.



(a)



(b)

FIG. 90 (a) Gráfica de torsión, momento contra tiempo. (b) gráfica de velocidad angular contra tiempo. Solidworks©

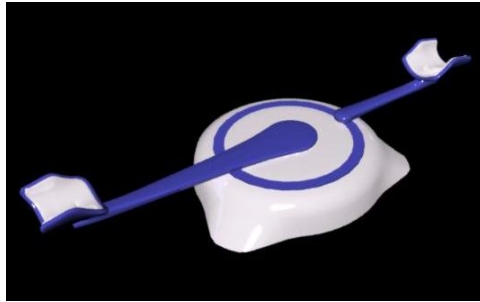


FIG. 91 Propuesta de evolución del diseño en forma y colores.

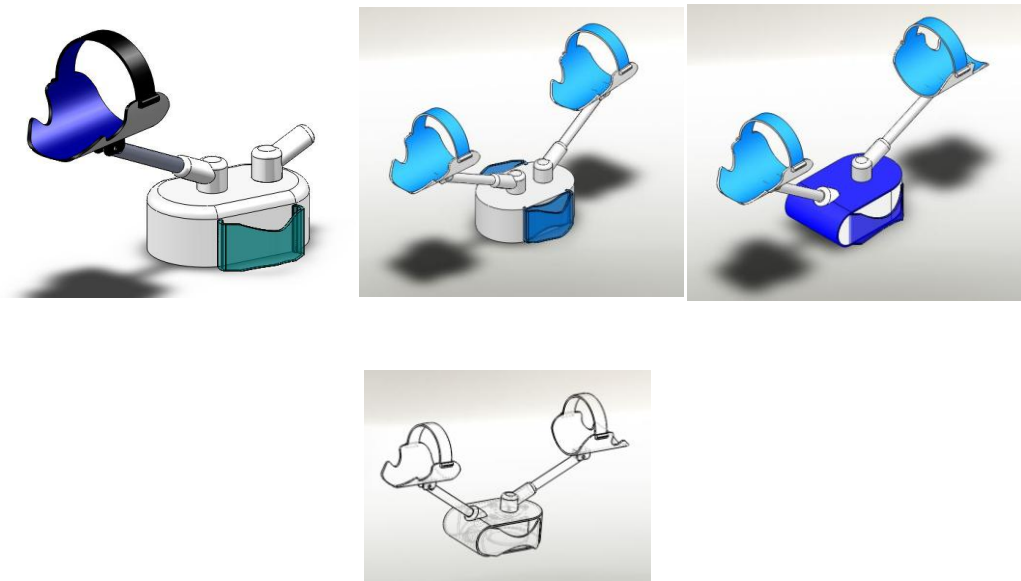


FIG. 92 Ajustes de la propuesta, diagramación y dimensionamiento del mismo.

Teniendo en cuenta que los brazos y los brazaletes que sostienen el peso de la pierna deben desplazarse para graduar la altura y el largo de la pierna, estaríamos realizando un desplazamiento en X y en Y, ver figura 93.

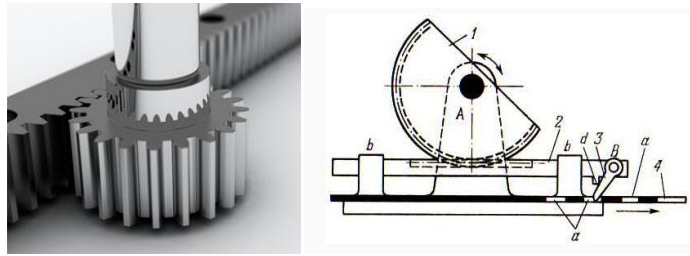


FIG. 93 Propuesta de mecanismo para la expansión controlada de los brazos metálicos.

Prueba primer modelo físico Para la verificación de medidas, formas y uso, se realiza un primer modelo real a escala 1:1 el cual tiene como objetivo detectar los posibles errores de posición, usabilidad y medidas, figura 94 y 95

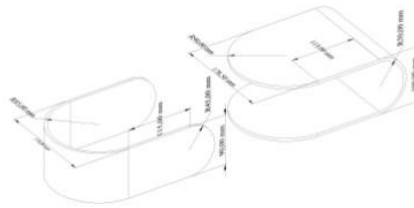


FIG. 94 Plano de medidas del cascaron del dispositivo.

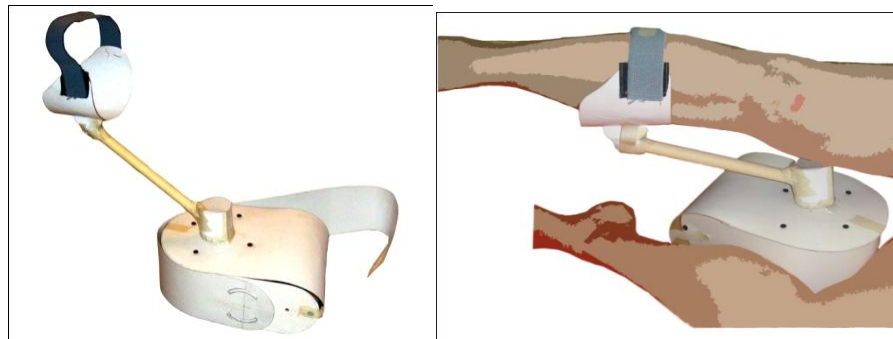


FIG. 95 Modelo en cartón y tubo de pvc, para el dimensionamiento de las piezas.

Rediseño y ajustes Realizado el modelo en cartón y materiales moldeables, se observa que la carcasa tiene algunos detalles que se deben considerar en la construcción y manejo de piezas propuesto. En el rediseño se

propone dividir la carcasa para facilitar el armado y desarmado de la misma, así por ende facilitar su limpieza o mantenimiento. Ver figura 96, 97 y 98.

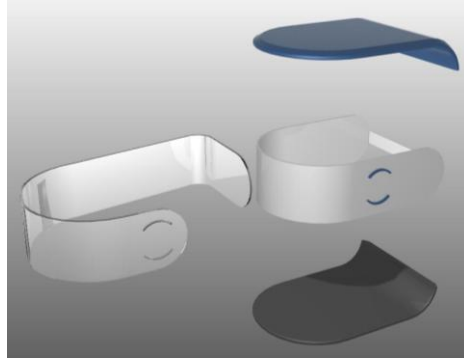


FIG. 96 Piezas en explosión de la carcasa

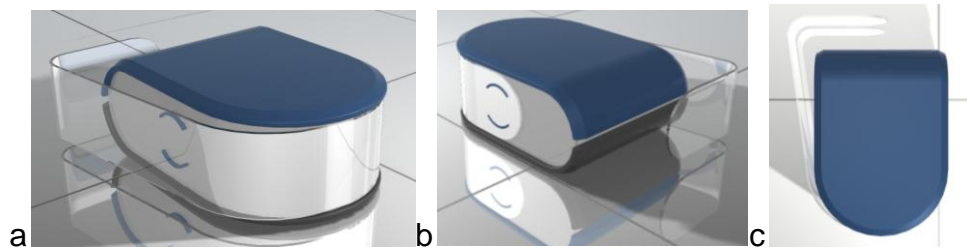


Fig. 97 a, b, c, d son diferentes vistas del diseño de carcasa propuesto como alternativa.

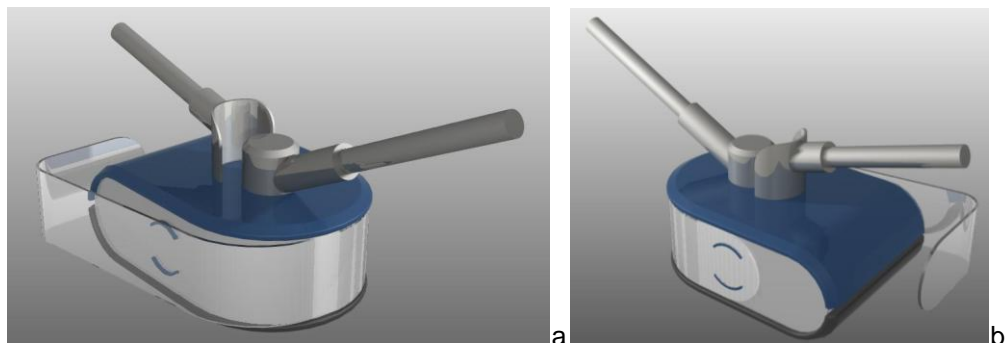


FIG. 98 Render de la propuesta evolucionada. A vista frontal, b vista posterior.

8.2. Materiales propuestos

Los materiales propuestos para la realización del prototipo del dispositivo están dados en la tabla 23.

Tabla 23 materiales, uso y pieza diseñada dentro del dispositivo.

Piezas	material	Características
Tapa superior carcasa	Acrílico 2,5 mm Azul	Es una superficie que no recibe tensión o carga que produzca esfuerzo al material. Por lo tanto, el acrílico hace posible la forma curva y su especial acabado produce una sensación agradable y de higiene.
Tapa inferior carcasa	Acero inoxidable 1mm	Esta tapa inferior además de realizar las funciones de caparazón del sistema, permite posicionar el motor, por lo cual debe resistir el peso y uso de todo el mecanismo, por esto y por normas de higiene el material elegido es el acero inoxidable.
Listón de soporte de pierna	Acrílico 2,5 mm Transparente	Este listón está diseñado como soporte de apoyo, con el fin de otorgar mayor lenguaje de uso del sistema en cuanto a la correcta posición del paciente dentro del sistema. Además de otorgar comodidad y descanso a su miembro
Soporte brazo móvil y fijo	Acero inoxidable maquinado	Estas piezas son maquinadas para otorgar la forma deseada y permitir el ajuste de dientes de la cremallera, el material es acero inoxidable dadas las condiciones requeridas por el sistema, donde los sistemas médicos los deben otorgar la higiene y resistencia por encontrarse en uso continuo con el individuo.
Brazos de extensión	Tubo de acero inoxidable	Este tubo es maquinado para la elaboración de la cremallera que servirá de ajuste graduable de altura y longitud de la pierna.
Brazaletes de soporte pierna	Base en acero inoxidable	La base es la que se sujeta a los brazos de extensión por lo tanto se sugiere resistencia en el material utilizado.
	Superficie de apoyo en	NBR-PVC, Mezcla homogénea de un copolímero de acrilonitrila butadieno con PVC. Es un material

	NBR-PVC	flexible que permite un buen agarre y se moldea a la forma de la superficie.
	Ajuste brazalete en velcro-poliamida	El velcro es un material diseñado para el ajuste de medidas que permite adhesión por medio de diminutos ganchos.
	Microfibra sintética-Caucho elástico textil	El material permite la extensión y ajuste a los diferentes Somatotipos del cuerpo humano.

8.3. Análisis CAD

Para el análisis CAD se realiza la configuración geométrica de las piezas Figura 99, de lo cual a su vez por aplicación de estática se obtiene el diagrama de cuerpo libre. Esto con el fin de observar el comportamiento de las piezas y de su diseño.

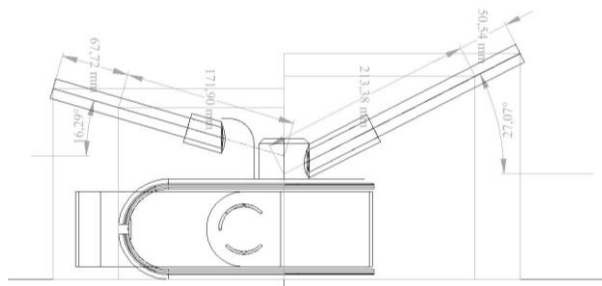


FIG. 99 Dimensiones y ángulos de colocación de los brazos móvil y fijo.

Se necesita mover una carga equivalente al 4% del peso corporal, que es el peso de la pierna inferior y pie, este valor varía de acuerdo con el individuo. Teniendo en cuenta esto se toma un percentil 5 de mujeres mayores de edad y un

percentil 90 hombres mayores de edad, con esto se obtiene un mínimo y un máximo, y se logra medir gran cantidad de población para los cálculos deseados.

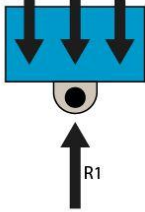
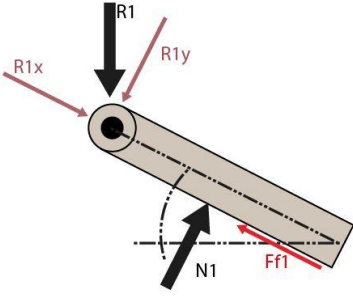
Percentil 90 hombres mayores de edad: 90 **kg**

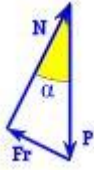
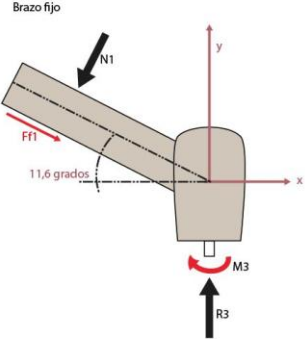
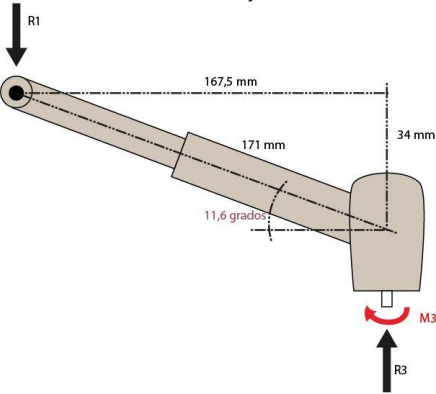
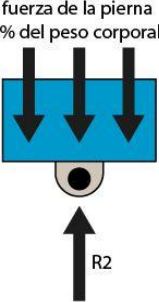
Peso: 882,51 **N**

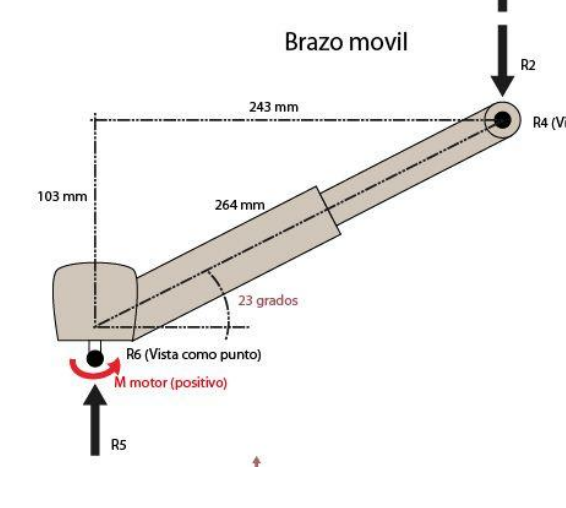
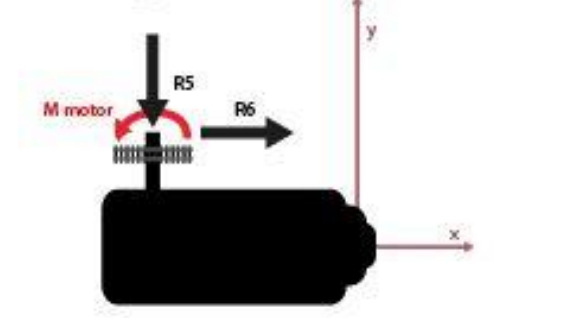
7% peso corporal: 61,77 **N** = 6,2 **Kgf**

El diagrama de cuerpo libre el sistema

TABLA 24 Diagramas de cuerpo libre del sistema

DIAGRAMA PIEZA	ANALISIS
<p>fuerza de la pierna 4% del peso corporal</p> 	<p>El peso de la pierna superior es el 4% del peso corporal, en una percentil 90 hombres, tenemos</p> <p>$R_1 = 350\text{N}$ o 35 Kgf</p>
<p>Brazo fijo Barra movil</p> 	<p>$R_1 = 350\text{N}$ o 35 Kgf</p> <p>$\alpha = 11,6^\circ$</p> <p>$R_{1x} = R_1 \cdot \sin\alpha$</p> <p>$R_{1x} = 70,37\text{ N}$</p> <p>$R_{1y} = R_1 \cdot \cos\alpha$</p> <p>$R_{1y} = 342\text{ N}$</p> <p>$N_1 = mg$</p>

	$N_1 = 35 \cdot 9,8 = 343$ <p>Fuerza de fricción (fuerzas internas)</p>
	$\sum F_x = R_{1x} - F_f = 0$ $F_f = R_{1x} = 70,37$ $\sum F_y = R_{1y} - N_1 = 0$ $R_{1y} = N_1 = 342N$
<p>Brazo fijo</p> 	$\sum F_y = 0$ $\sum F_y = R_3 - R_1 = 0$ $R_3 = R_1 = 350N$ $\sum FM = M_3 = mg$ $M_3 = R_1 \cdot 167,5 = mg$ $M_3 = 58625N$
<p>fuerza de la pierna 3% del peso corporal</p> 	$\sum F_x = 0$ $\sum F_y = P_p - R_2 = 0$ $P_p = R_2$ $P_p = 26,47$ $R_2 = 264N$

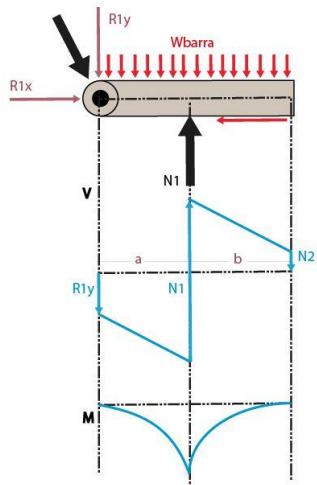
	$\sum F_x = R_4 - R_6$ $R_4 = R_6 = 0$ $\sum F_y = R_5 - R_2$ $R_2 = R_5 = 264\text{N}$ $\sum M_y = -M_m = I \alpha$ $M_m = 64152\text{N}$
	$\sum F_x = R_6 = 0$

EC. 4 Sumatorias de fuerzas.

Se realizan los diagramas de cuerpo libre que detallan la acción de las fuerzas cortantes y momentos dentro de las piezas del sistema, tabla 25.

TABLA 25 Gráficos y operaciones de cortantes y momentos.

Diagrama	operaciones
----------	-------------



$$R1y * (a + b) = N1 * (b)$$

$$N1 = \frac{[R1y * (a + b)]}{b}$$

$$N1 = 693,5$$

$$N2 + R1y = N1$$

$$N2 = N1 - R1y$$

$$N2 = 351,5$$

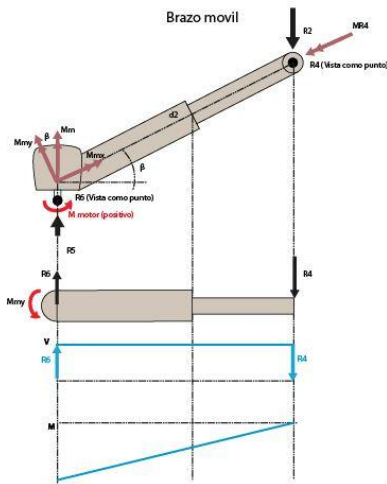
$$N2 = R1y \left[\frac{(a + b)}{b} - 1 \right]$$

$$Vy = R1y$$

$$\text{Tang} \alpha = N2$$

$$d2 = 26,4 \text{ cm}$$

$$\beta = 23 \text{ grados}$$

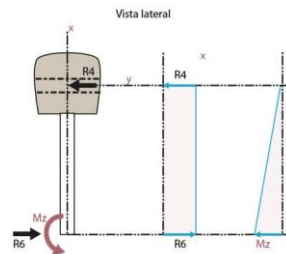
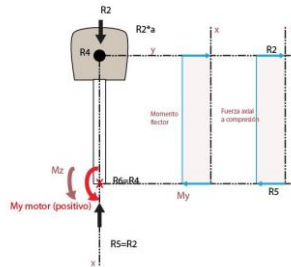


$$Mmy = R4 * d2$$

$$Mm = R4 * d1$$

Áreas:

$$d1 * R6 = \text{area cuadrado}$$



EC. 5 Áreas y Momentos.

8.4. Resistencia de material

El análisis de resistencia de materiales se realiza con la simulación en el programa de modelado solidworks®, donde se aplica una sujeción en la parte inferior del modelo y una carga de 45N. Se extraen los diagramas de tensiones, von mises y el diagrama de deformaciones Figura 100

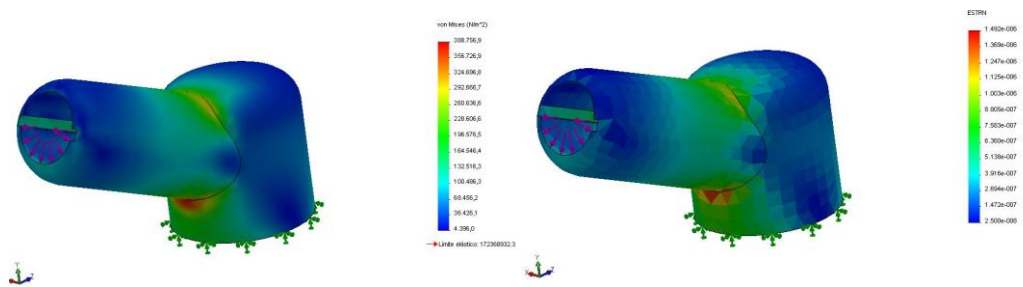


FIG. 100 Diagrama de tensiones von mises y deformaciones.

Se observa como el diseño de la pieza del brazo móvil presenta algunas dificultades en las uniones sombreadas con color rojo, las cuales representan los valores máximos de deformación y desgaste.

También se analiza el brazo fijo del sistema el cual soporta el muslo, este brazo tiene un comportamiento similar al brazo móvil, teniendo desgastes mayores en los bordes, ver figura 101 y 102.

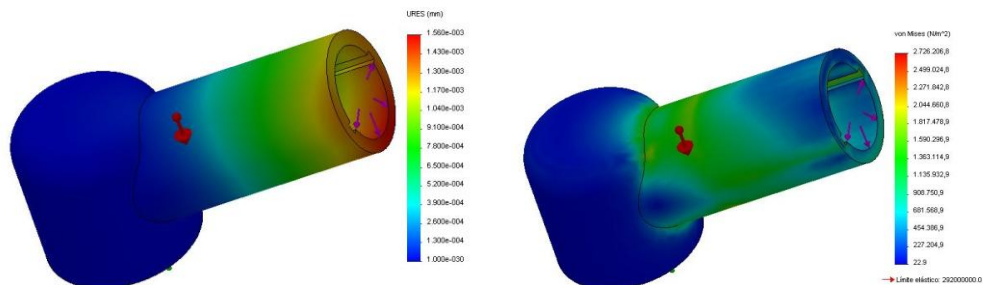


FIG. 101 Diagrama de deformaciones, brazo móvil.

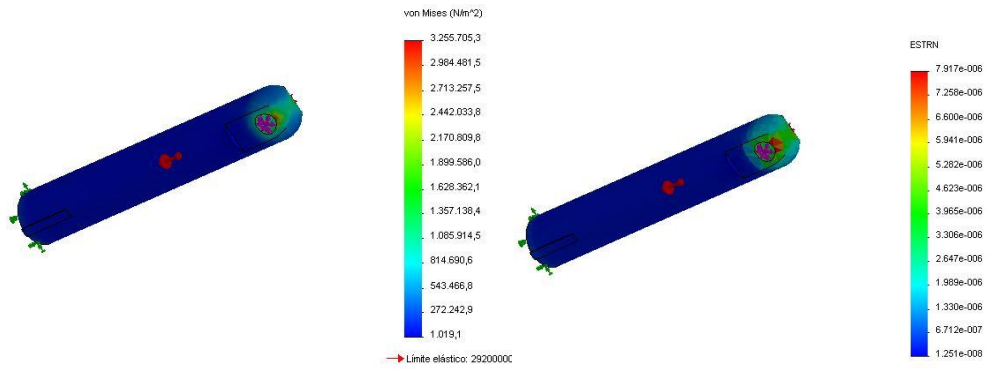


FIG. 102 diagrama de tensiones, brazo móvil.

Por otro lado, en el conjunto se realiza una simulación del movimiento, figura 103, donde se aplica la gravedad, la fuerza ejercida por la pierna y un motor interpolador.

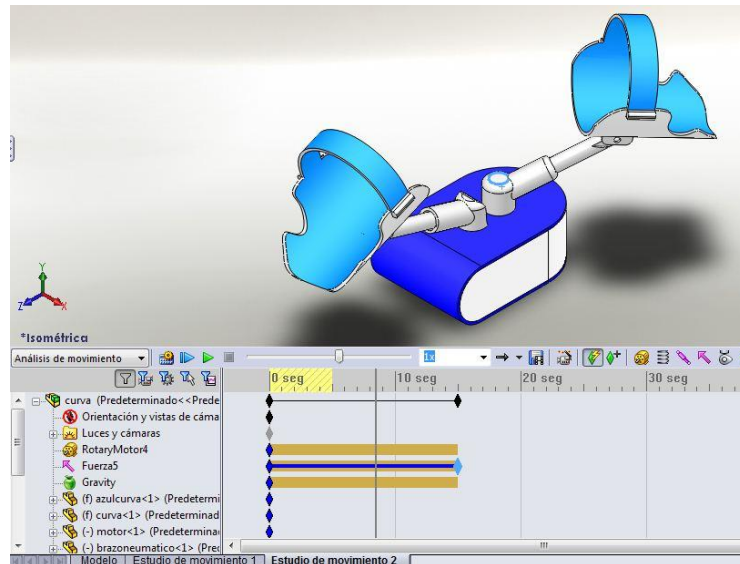


FIG. 103 gráfico de simulación del conjunto del sistema en solidworks © 2010

Con este procedimiento se obtiene una última velocidad angular que llega a 6 grados/segundo realizando un recorrido de 140 grados, en un tiempo estimado de 15 segundos y a su vez con en los análisis anteriores se muestra la gráfica de torsión, momento/tiempo, ver figura 104

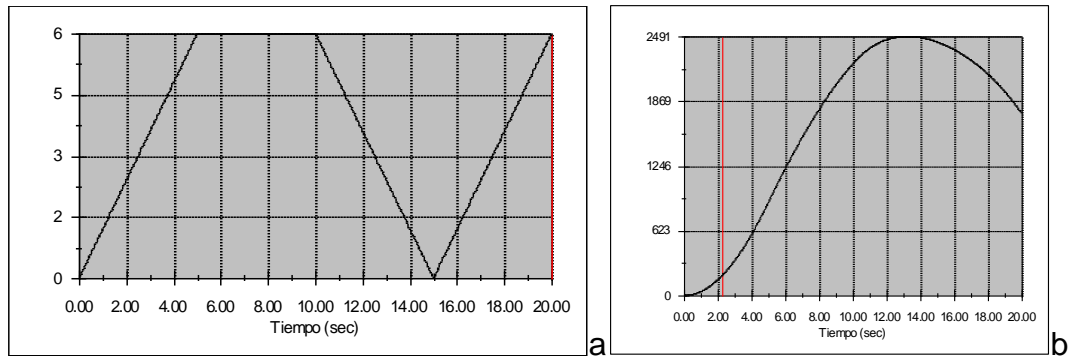



FIG. 104 (a) gráfico de velocidad angular/tiempo, (b) gráfico de torsión, momento/tiempo solidworks©

8.5. Diagramación y programación del control

Según la distribución y análisis del manejo del sistema se organiza una tabla 26 de datos necesarios para el control del dispositivo, teniendo en cuenta la clase de terapia requerida, las repeticiones en cada una de ellas, y las series realizadas, además algunos comandos estándares que deben ser colocados para seguridad y correcto manejo.

TABLA 26 Datos necesarios para el control del dispositivo

	Terapias	repeticiones	grados	
●	1. Activación	30	0-40	
●	2. Fuerza muscular	25	0-70	
●	3. Entrenamiento muscular	15	0-105	
●	4. Aumento de movimiento	10	0-120	
●	5. Fortalecimiento	5	0-135	

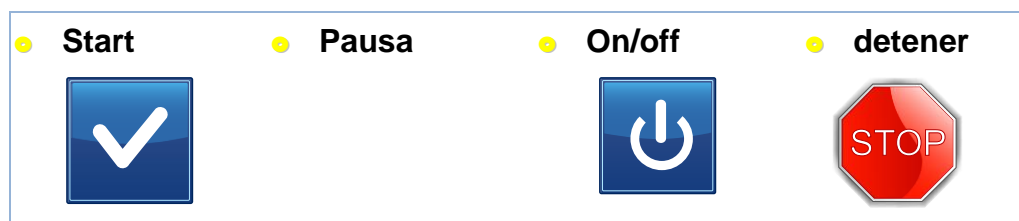
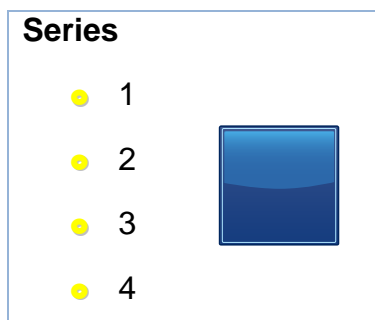


TABLA 27 Los controles deben tener botones de lenguaje básico e universal.

CONTROLES	FUNCIÓN
ON/OFF	Prende el equipo Por defecto se programa la terapia 1 y la serie 1. Apaga el sistema
terapia	Programa el tipo de terapia de la 1, 2, 3, 4 y 5. Programa las repeticiones y los ángulos correspondientes según la terapia seleccionada. Al finalizar la terapia completa se anuncia con una alarma sonora.
series	Programa la cantidad de series que se desean realizar por terapia.
Inicio	Da inicio a la programación de terapia y series realizada
Izq-derecha	Un perilla que nos permite ajustar la pierna la posición inicial de la pierna según el paciente y su capacidad de estiramiento del miembro.
Punto de inicio	Fija la posición del punto de inicio del paciente según su

	capacidad de elongación de la pierna.
detener	Es un comando de emergencia que se requiere en dispositivos médicos que interactúan directamente con el ser humano, este detiene el sistema y lo devuelve a su posición 0°.

- **Pausa**, es un indicador de luz que interviene en un intervalo de tiempo entre la ejecución de la cada serie realizada de cada terapia.

Se presenta como máxima flexión 135° para lo cual el paciente debe tener la flexibilidad suficiente de recuperación o no haber tenido ninguna patología. Al llegar a esta última terapia el paciente se encuentra pronto a terminar su proceso y ha recuperado el 90% de la capacidad motora del miembro.

Así mismo se plantea un cuadro de secuencia donde se explica el funcionamiento de estos comandos en la Figura 105.

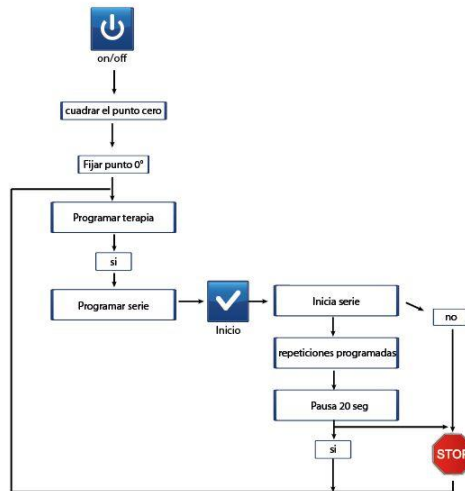


FIG. 105 secuencia de funcionamiento de comandos.

Teniendo clara la secuencia de desarrollo de la terapia se lleva la organización al software Cocodrile© el cual está desarrollado para el montaje de

sistemas de control electrónicos y con el cual se realiza la secuencia de uso detallada, usando un diagrama de flujo de cada función programada. Para este caso se usó un controlador de 12 entradas y 8 salidas, donde las entradas identifican las 5 terapias físicas, las series disponibles de 1 a 4 , en cuento a salidas encontramos los 6 grados de movimiento que se generan en las diferentes terapias , el control de stop y pausa.

Dentro del diagrama de control del sistema hecho en Cocodrile © se visualiza un primer organigrama donde se ubica el micro-controlador con doce entrada disponibles de las cuales se usan ocho de ellas, descritas como las cinco terapias, las cuatro series y el inicio. En la figura 106, se encuentra el botón de inicio/start y las terapias de activación, fuerza, entrenamiento, aumento, fortalecimiento.

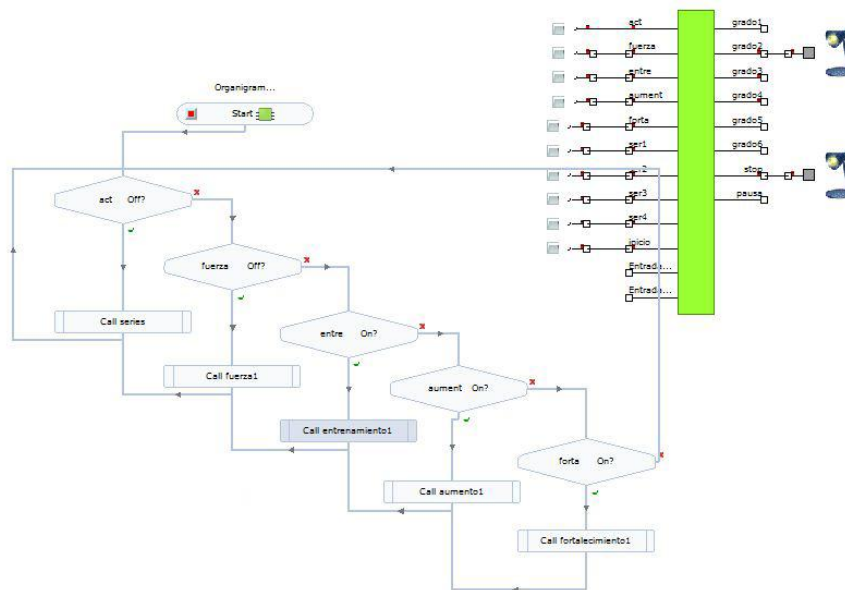


FIG. 106 Organigrama con un controlador con diez entradas y ocho salidas.

Por otro lado, tenemos otro organigrama que se conecta usando el comando de llamado con el organigrama base inicial, este nos permite organizar el proceso de uso de las series que se van a programa para cada terapia, tenemos las series de la primera terapia de activación, que a su vez se encuentra

conectada a un pequeño organigrama que muestra una secuencia de treinta repeticiones, figura 107.

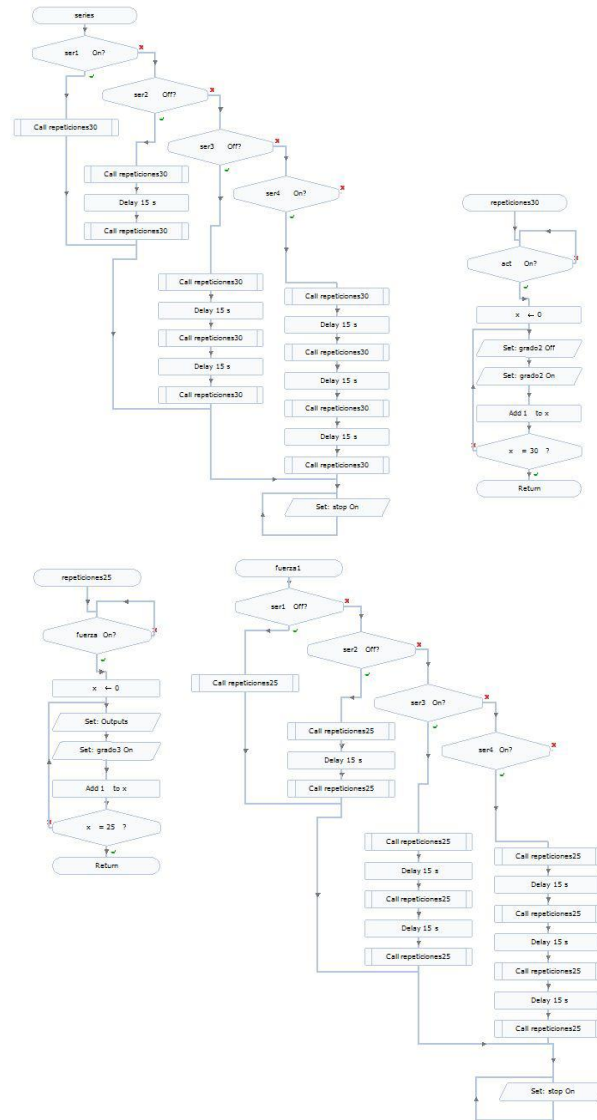


FIG. 107 Organigrama de series y repeticiones para la terapia de activación y fuerza.

Cada una de las terapias tiene a su vez una secuencia de series y sus respectivas repeticiones por que estas cambian de acuerdo con cada tipo de terapia programa figura 108.

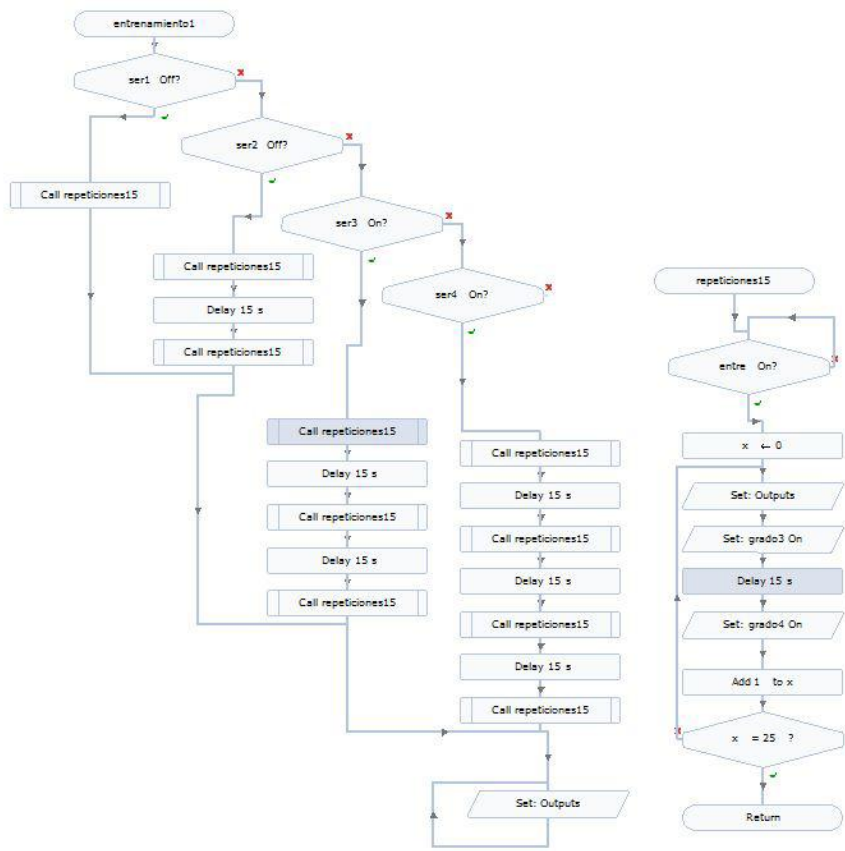


FIG. 108 Organigrama de series y repeticiones para la terapia de entrenamiento.

Para el desarrollo de diseño de los controles, se plantea una configuración basada en los principios ergonómicos, donde la posición de los controles es de suma importancia. Un espacio demasiado amplio entre ellos obligará a movimientos innecesarios, mientras que un espacio reducido puede provocar errores, por lo tanto se diseña. Teniendo en cuenta el tipo de mandos utilizado, ver tabla 28

TABLA 28 distancia adecuada entre mandos, medidas en cm. (INSTITUTO, 2010)

Tipo de mando	dedos		mano		
	botón	interruptor	palanca	manivela	botón

Utilización de dedo o mano:					
Sucesivamente	2,5	2,5	12,5	12,5	12,5
Esporádicamente	5	5	10	10	10

Y teniendo en cuenta reglas como:

- El mando y el indicador correspondiente deben estar situados lo más cerca posible, estando el mando encima o a la izquierda del indicador.
- Los equipos de dimensiones pequeñas deben destacarse claramente.
- Las empuñaduras o palancas debe estar situadas de tal manera que los movimientos más frecuentes puedan realizarse con los codos hacia abajo y cerca del cuerpo, estando las manos a 25-30 cm. De los ojos.

En conclusión se llega a un control de mando sencillo que prioriza los mandos básicos de encendido, tipo de terapia, series a ser usadas, inicio y un stop de emergencia como se ve en la figura 109.

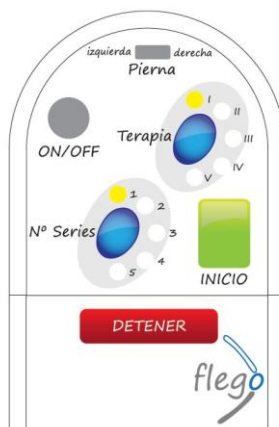


FIG. 109 Diagramación del dispositivo de control.

Se realizan dos pruebas de usabilidad al control diseñado, una denominada de paseo cognitivo donde los expertos se comportan como usuarios, y otra prueba con usuarios reales, la cual se basa en una encuesta donde el usuario identifica

los mandos y realiza una secuencia de uso que permite identificar si el instrumento se encuentra representando sus funciones de forma clara y eficaz. En la prueba además se quiere verificar la facilidad de aprendizaje, la eficiencia, la facilidad de recordación, la tasa de error por parte del usuario y la satisfacción que el control brinda. Ver anexo 3 prueba de usabilidad a controles de mando.

Realizadas dichas pruebas se concluye que el instrumento puede mejor en diseñado de manera que sea de mayor legibilidad, y promueva elementos de mejor agarre y mejor distribución. Para los cual se diseña el nuevo instrumento, ver figura 110.

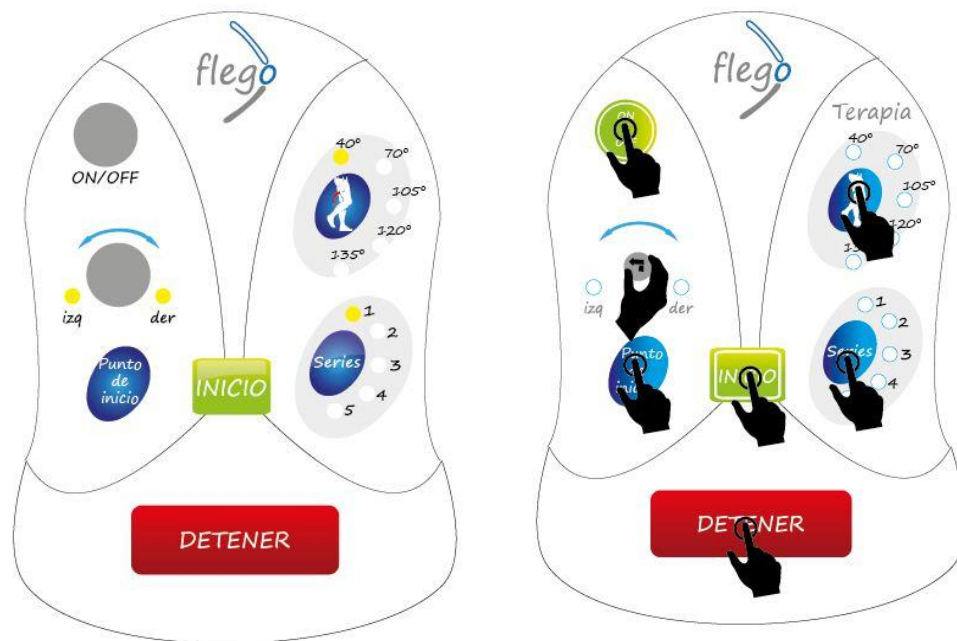


FIG. 110 Rediseño del control de mando del flego.

La diagramación final del control de mando procura tener los comando de forma ordenada, iniciando la lectura con el encendido/apagado, encendido el dispositivo se programa por defecto la primera terapia de 40 ° y la primera serie; seguido se acomoda la pierna de acuerdo con el ángulo de inicio de la recuperación, que representa el punto cero de la terapia para el paciente, el cual varía de acuerdo con el paciente y su patología, también de manera inmediata el

sistema identifica cual es la pierna en recuperación sea derecha o izquierda según el ángulo de entrada. Seguidamente se programa la terapia según los grados a los que la especialista quiera llevar la pierna, sean 40 °- 70° - 105° o en pacientes de recuperación avanzada a 120° ó 135°. También se programan la cantidad de series que se llevaran a cabo en el proceso, y para finalizar se da inicio al proceso programado. En caso de emergencia se puede acceder al botón detener el cual detiene el sistema y lo devuelve al punto cero del paciente. Ver figura 111.

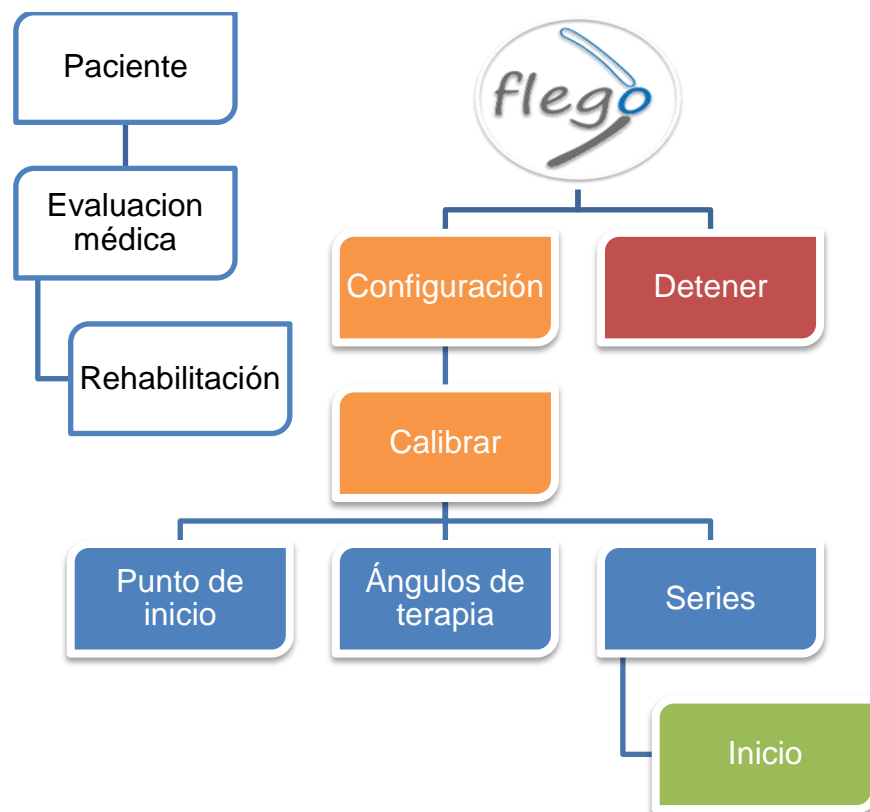


FIG. 111 Cuadro de secuencia de uso del control.

La usabilidad del control se refiere a la capacidad que posee este de ser comprendido y usado en condiciones específicas, ofreciendo efectividad, eficiencia y satisfacción al usuario directo o indirecto.

8.6. Evaluación de aspectos ergonómicos propuestos

Los aspectos ergonómicos propuestos en el diseño están sujetos al estudio realizado anteriormente, teniendo en cuenta la antropometría, la psicología de uso, los aspectos técnicos-informativos y los aspectos de seguridad reglamentados en la norma AAMI.

Algunos elementos a evaluar en la usabilidad de panel de control y diseño en general son:

- *Visibilidad del sistema:* Informar al usuario acerca de lo que está sucediendo.
- *Lenguaje común entre sistema y usuario:* El sistema debe hablar el lenguaje del usuario, huyendo de tecnicismos incomprensibles o mensajes crípticos.
- *Libertad y control por parte del usuario:* El usuario debe tener el control del sistema, no se puede limitar su actuación. Se debe ofrecer siempre al usuario una forma de "salida de emergencia".
- *Consistencia y estándares :* La consistencia se refiere a, por ejemplo, no utilizar dos rótulos distintos para referirse a un mismo contenido, o no usar estilos diferentes dentro del mismo, debe seguir estándares o convenciones de diseño ampliamente aceptados. Cuanto más familiar más fácil de usar resultará para el usuario.
- *Prevención de errores:* Mejor que un buen mensaje de error es un diseño que prevenga que ocurra el error.
- *Es mejor reconocer que recordar:* Este principio hace mención a la visibilidad de las diferentes opciones, enlaces y objetos.
- *Flexibilidad y eficiencia de uso:* El sitio debe ser fácil de usar para usuarios novatos, pero también proporcionar atajos o aceleradores para usuarios avanzados.

- *Diseño minimalista*: Cualquier tipo de información que no sea relevante para el usuario y que sobrecargue la interfaz debe ser eliminada.

Teniendo en cuenta estos para la evaluación de las alternativas se lleva a cabo un cuestionario de elementos ergonómicos y de diseño, con el objetivo de especificar los aspectos a evolucionar del diseño, o los aspectos que no se tuvieron en cuenta dentro del mismo. Esta encuesta se ejecuta a expertos del área de la salud y a los expertos en diseño. Ver anexo 2 encuestas

- ¿Se ha tenido en cuenta una suficiente libertad de movimientos de la pierna que no se encuentra en rehabilitación, considerando el espacio para el posicionamiento de la maquina?
- ¿Se ha considerado el tiempo de ejecución de la terapia, en cuanto a la posición del paciente, en este caso de medio lado acostado?
- ¿Se ha tenido en cuenta el dolor producido por las heridas de cirugía, cicatrices?
- ¿Fueron adaptadas las medidas externas a las medidas del usuario más pequeño y las medidas internas a las del usuario más grande, 10 percentil y 95 percentil respectivamente?
- ¿En la selección de la diseño se tuvo en cuenta la estabilidad del mismo, la posibilidad de regulación de la altura, forma y tamaño?
- ¿Se ha diseñado un sistema de seguridad para que el paciente al reaccionar al dolor pueda detener el mecanismo?
- ¿Se ha considerado los ángulos de salida del músculo del fémur y gemelos?

Por otro lado, para tener claro que el sistema se encuentra direccionado a cumplir con el bienestar del paciente, correcto funcionamiento y seguridad de que los elementos propuestos, se implementa como comprobación ergonómica el siguiente cuestionario, ver anexo 4 encuesta.

TABLA 29 Características del sistema según usabilidad del control.

CARACTERÍSTICAS DEL SISTEMA
Los controles de emergencia son claramente visibles y fácilmente accesibles desde la posición normal del operador
Son los diferentes controles fácilmente distinguibles unos de otros
Puede el trabajador ver y alcanzar todos los controles
Se encuentran colocados los controles en la secuencia de operación
Se emplean las expectativas naturales para el movimiento de los controles
Limita el número de botones que hacer que sean fáciles de operar
Hace que las señales e indicadores sean fácilmente distinguibles unas de otras y fáciles de leer
Se utilizan marcas o colores en los indicadores que ayudan a los trabajadores a comprender lo que deben hacer.
Se puede eliminar o tapar todos los indicadores que no se utilicen
Utiliza símbolos solamente si éstos son entendidos fácilmente por los usuarios
Se encuentra diseñadas las etiquetas y señales para ser fáciles de ver, leer y comprender
Se usan señales de aviso que el usuario comprenda fácil y correctamente
Se utilizan sistemas de sujeción o fijación con el fin de que la operación de mecanizado sea estable, segura y eficiente.
Utilizar barreras apropiadas para prevenir contactos con las partes mecánica de la máquina
Minimizar el peso de las herramienta

9. ALTERNATIVA DE DISEÑO

La alternativa de diseño tiene las modificaciones de diseño, ergonómicas y de mecanismos analizadas en los capítulos anteriores, con esta propuesta final se realiza un prototipo constructivo con el cual se realizan comprobaciones de uso reales para plantear las adecuadas recomendaciones para un posterior trabajo de diseño concentrado en el estudio realizado.

9.1. Modelado virtual 3D

El modelo 3D se realiza utilizando el programa de modelado y diseño 3D Max©, con el cual se logra visualizar el resultado del producto de forma realista, haciendo simulación de materiales reales y ambientación del producto según las condiciones deseadas del diseño, Ver figura 112 y 113.

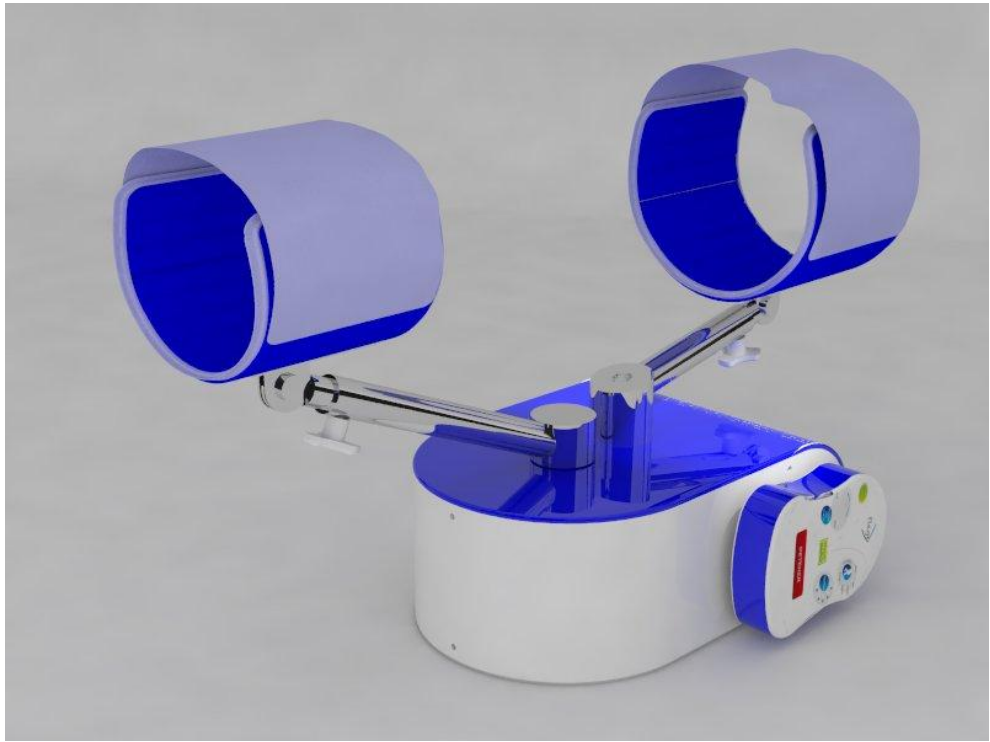


FIG. 112 Modelo 3d Turbocad©- render Rhinoceros ©



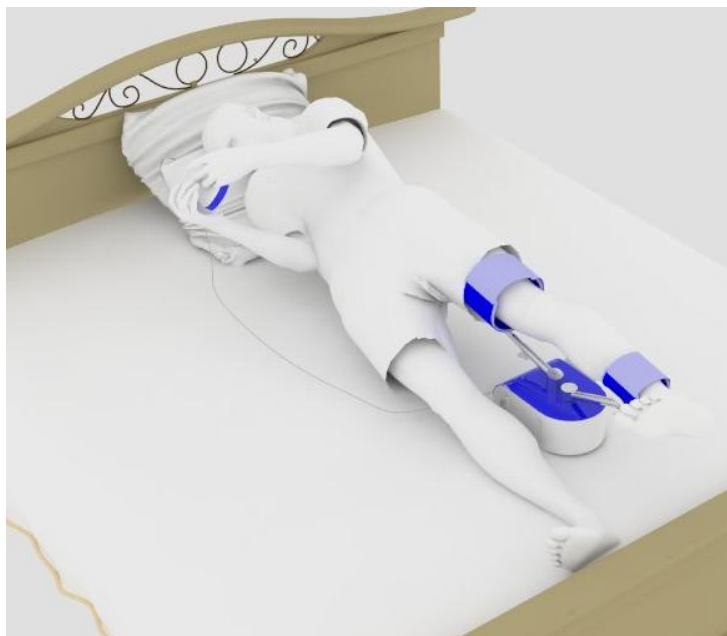


Fig. 113 Diferentes render Rhinoceros© de posiciones del sistema

9.2. Descripción detallada de la propuesta

Esta descripción detallada se refiere a la cantidad de piezas utilizadas para la conformación del sistema, el tamaño de cada una de ellas, el material utilizado y su proceso de manufactura que permite visualizar el proceso de producción que se lleva a cabo para la conformación del FLEGO, tabla 30.

TABLA 30 Descripción detallada de las piezas, materiales y proceso.

Pieza	Cantidad	Tamaño estimado cm	Materiales	Proceso de manufactura
Tapa superior carcasa	1	25 x 18 x 0,3	Acrílico azul mate	Cortar, perforar y termoconformar para doblar
Curva lateral	1	En	Acrílico	Cortar, perforar y

de la carcasa		desarrollo 50 x 10 x 0,3	blanco mate	termoconformar para doblar
Tapa inferior carcasa	1	25 x 18 x 0,3	Acero inoxidable	Cortar, mecanizar, soldar y doblar
Soportes motor	4	8 cm 2 radio	Acero inoxidable	Cortar y perforar, soldar a la tapa inferior
Soportes pierna	2	15 x 10	Tela azul Velcro Espuma sintética Elástico azul	Cortar, coser
Curva soporte	2	15 x 10	PCV	Cortar, doblar con calor
brazos	2	5 x diámetro 5 cm	Acero inoxidable	Cortar, mecanizado.
Brazos extensores	2	15 x diámetro 2 cm	Acero inoxidable	Cortar, mecanizar estrías y perforaciones.
Platina	2	4 x 5 x 0.3	Acero inoxidable	Cortar, perforar, doblar.
Control Carcasa	1	8 x 3 x 0.3	Acrílico blanco mate	Cortar, perforar y termoconformar para doblar

9.3. Proceso de producción

El proceso de producción es el desarrollo que se lleva a cabo para lograr a construcción del dispositivo en un sistema de ensamblaje empresarial. Por lo cual se divide Flego en sus componentes principales, como lo son la estructura, el sistema mecánico y el sistema eléctrico, que a su vez tienen sus componentes. Ver figura 114.

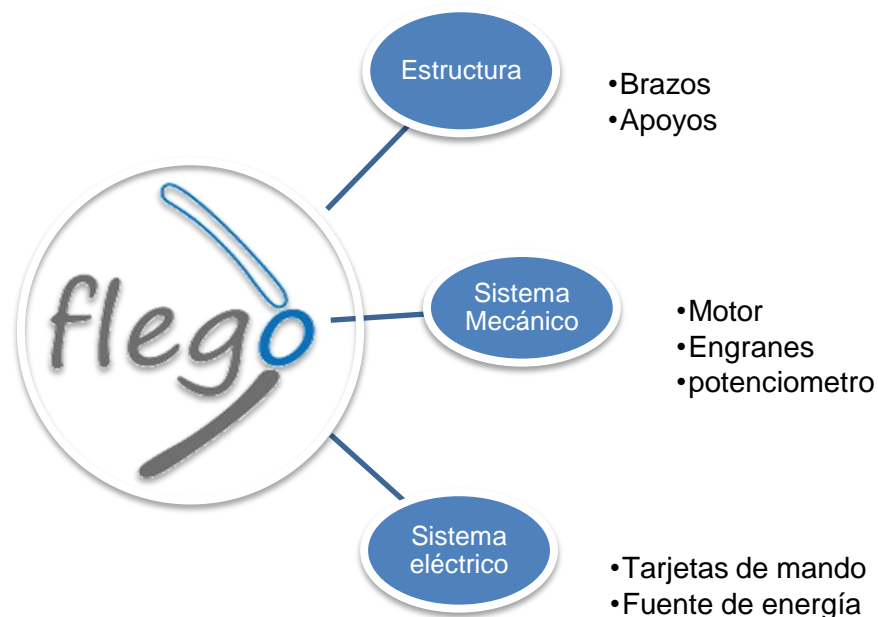
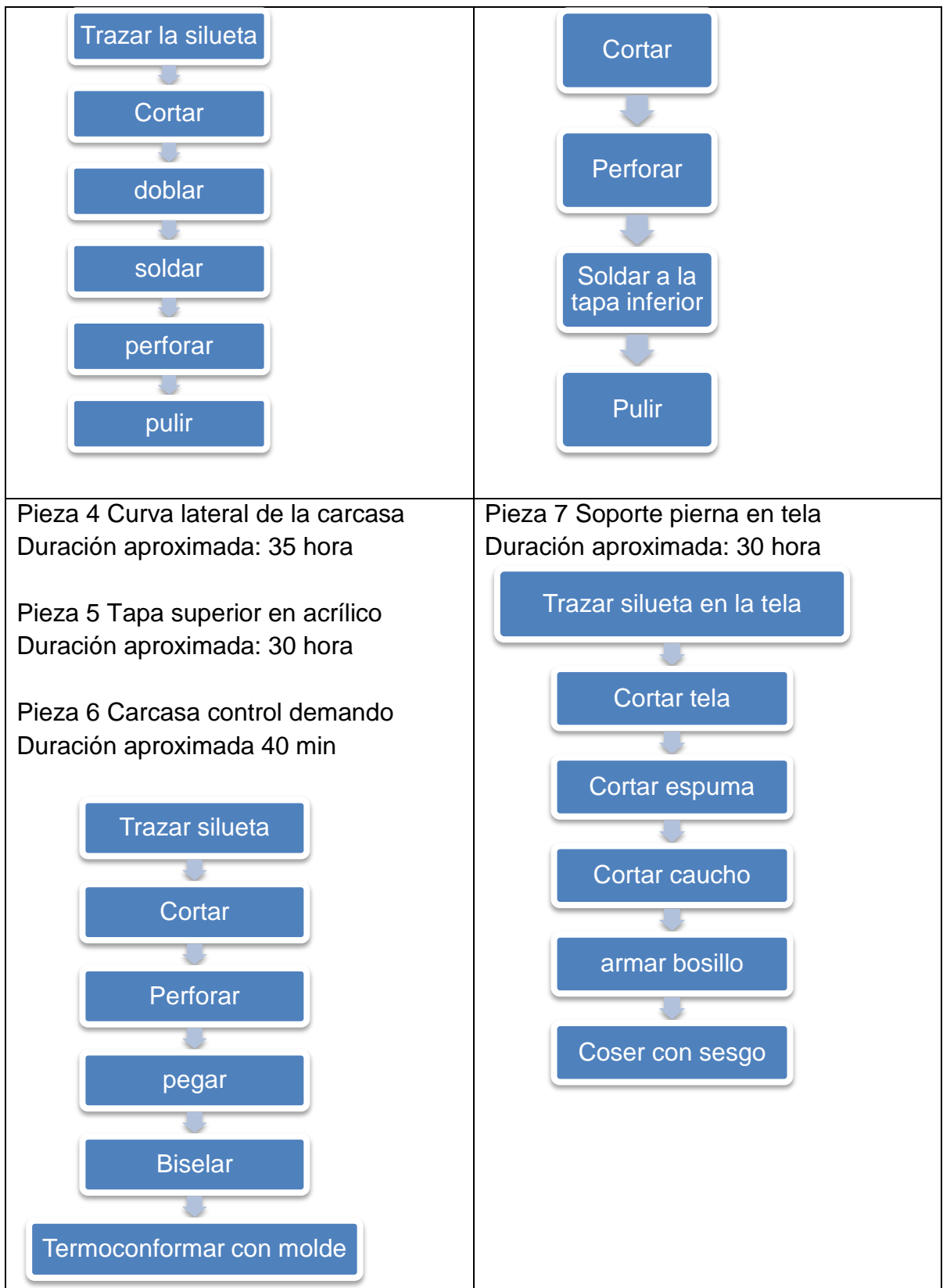


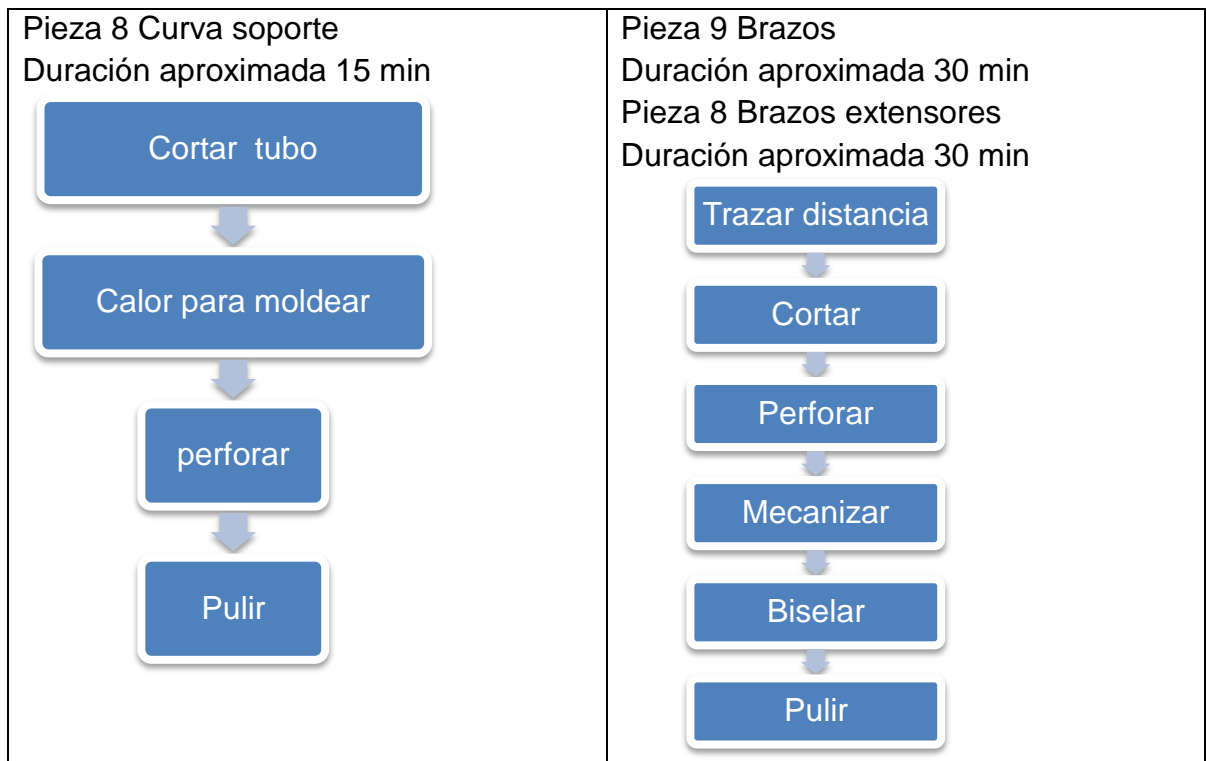
Fig. 114 Estructura detallada del sistema.

Teniendo claro los componentes necesarios para lograr un sistema completo se realiza el detallado de construcción de cada una de las piezas que se envían a producción, además los tiempos estimados en cada una de ellas para calcular un tiempo aproximado de construcción total del dispositivo. Ver tabla 31.

Tabla 31. Proceso de producción de cada una de las piezas diseñadas.

Pieza 1. Base carcasa metálica Duración aproximada: 30 hora Pieza 2. Platina Duración aproximada 20 min	Pieza 3. Soportes motor Duración aproximada: 30 hora
--	---





9.4. Costo estimado de producción

TABLA 32 Costos estimados de producción del sistema completo.

Componentes	Materiales	Proceso	Ensamble	Costo Total Unit
Tapa superior carcasa	Acrílico azul mate	Cortar, perforar y termoconformar para doblar	Perforaciones para Tornillos	15.000
Curva lateral de la carcasa	Acrílico blanco mate	Cortar, perforar y termoconformar para doblar	Perforaciones para Tornillos	30.000
Tapa inferior carcasa	Acero inoxidable	Cortar, mecanizar,	Perforaciones para tornillos	50.000

		soldar y doblar		
Soportes motor	Acero inoxidable	Cortar y perforar, soldar a la tapa inferior	Perforaciones para tornillos	50.000
Soportes pierna	Tela azul Velcro Espuma sintética Elástico azul	Cortar, coser	-----	40.000
Curva soporte	PCV	Cortar, doblar con calor	Perforaciones para tornillos	20.000
brazos	Acero inoxidable	Cortar, mecanizado.	Ajustable por la cremallera	55.000
Brazos extensores	Acero inoxidable	Cortar, mecanizar estrías y perforaciones.	Ajustable por la cremallera	70.000
Platina	Acero inoxidable	Cortar, perforar, doblar.	Perforaciones para tornillos	30.000
Control carcasa	Acrílico	Cortar, perforar y termoconformar para doblar	Soporte acrílico	38.000
Tarjetas electronicas	---	---	----	200.000
Costo variable unitario				\$598.000
7% por costo de transporte y varios.				\$ 42.860
Total				\$ 639.860

Costos en pesos colombianos, COP.

9.5. Aspectos Formal- estéticos

Los aspectos formales están muy ligados a la utilización de materiales que permitan un acabado superficial agradable, limpio y suave, por esto la utilización del acero inoxidable que además de dar un acabado brillante, cumple con las normas de seguridad y limpieza especificadas por la norma AAMI 2010. Por otro lado, materiales como el acrílico ofrecen un acabado de color que le da vida a las formas determinadas en la carcasa.

También la implementación de líneas y geometrías que entrelazadas con los conceptos de diseño básico conforman una composición minimalista.

En cuanto a la diagramación de marca y nombre del producto se lleva a cabo una búsqueda para el nombre adecuado del sistema, de donde surge “flego” que se extrae del término “flexión” y de la palabra en inglés “leg” que significa “pierna”, figura 115. Así mismo, los colores gris y azul representan por norma a los dispositivos médicos.



FIG. 115 DIAGRAMACIÓN DE MARCA Y NOMBRE DEL PRODUCTO.

9.6. Aspectos técnico-mecánicos

Los aspectos técnico mecánicos envuelven conceptos de mantenimiento y de uso del producto, lo cual se entrega al usuario con el Flego, para que tenga

claridad sobre las piezas que contiene el producto adquirido, además permite el mantenimiento de algunas piezas sin un costo de especializado, para esto mismo se hace la descripción de materiales

9.6.1. Diagrama de mantenimiento

El mantenimiento del producto está sujeto a la cantidad de piezas y su forma de desarmar cada una del sistema de forma fácil y con el mínimo esfuerzo por parte del usuario o encargado del realizar el mantenimiento del mismo, tabla 33.

TABLA 33 Proceso de mantenimiento del producto.

Pieza		Mantenimiento
Forros de soporte en tela		Para el lavado o reemplazo de los forros de sujeción, se despega el velcro en la parte inferior y se retira muy fácilmente de su posición. Puede ser lavado a mano.
Soportes rígidos curvos.		Estos soportes se pueden retirar seguidamente retirando los tornillos que lo sujetan.
Brazos móviles		Pueden retirarse la perilla completamente y ser deslizados hasta salir.
Brazos base		Es necesario usar una llave brístol para su retiro.

<p>Carcasa azul acrílico</p>		<p>Habiendo retirado los brazos base, se desmontan los tornillos de las inferiores laterales y se desliza hasta salir, esto para tener acceso a los mecanismos del flego.</p>
<p>Tarjeta</p>		<p>Se encuentra sujeta a la carcasa inferior a través de dos tornillos fácilmente des-ajustables.</p>
<p>Engranes</p>		<p>Se usa la llave bristol para ser retirados.</p>
<p>Motor</p>		<p>Se desmonta removiendo los tornillos que lo sujetan.</p>
<p>Carcasa control</p>		<p>Se desconecta el cable de la carcasa del control y se destornilla el único tornillo de acceso. Así mismo, para tener acceso a led y otras piezas de la tarjeta se desmontan los otros 3 tornillos internos.</p>

9.6.2. Diagrama de uso

El diagrama de uso está compuesto de los diferentes pasos para la utilización satisfactoria del producto, como se puede ver en la figura 116.



FIG. 116 Diagrama de uso.

10. MODELO FÍSICO (CONSTRUCCIÓN INICIAL)

La construcción del sistema da inicio con la compra del motor, buscado con las especificaciones necesarias para lograr la potencia que se requiere para mover la pierna. Figura 117



FIG. 117 Motor de parabrisas de carro.

Teniendo en cuenta las especificaciones del diseño se lleva a cabo la conformación de la tapa inferior en acero inoxidable y la soldadura de los soportes donde va el motor sujetado. Se realiza el correspondiente montaje del motor. El cual consta de un eje de movimiento, el cual se encuentra anclado a un piñón de radio X que traslada el movimiento a otro piñón, este es exactamente igual para lograr trasladar al potenciómetro la lectura de una vuelta completa, 180° grados. Figura 118



FIG. 118 Estructura mecánica montada en la base inferior de la carcasa en acero inoxidable.

Seguidamente, se logra definir por medio de un desarrollo de la figura, la forma, las perforaciones y curvas necesarias para la construcción de la misma, Figura 119.

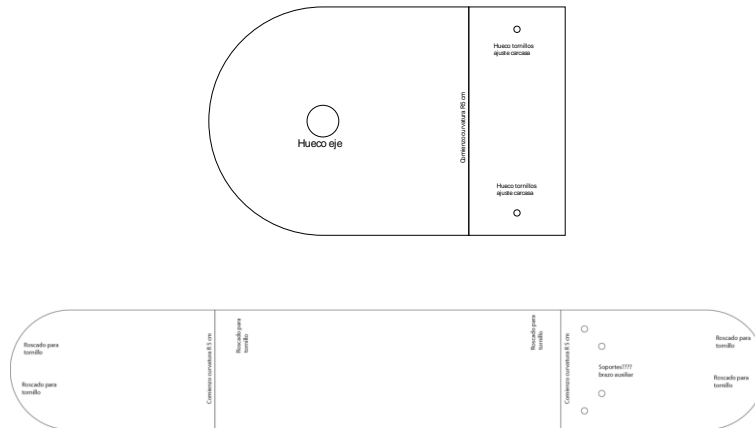


FIG. 119 Desarrollo de la pieza con indicaciones para cortes y perforaciones.

Se corta el desarrollo y utiliza la tapa de acero inoxidable como molde para termo-conformar la tapa en acrílico azul de 3mm de espesor, y así mismo se moldea el acrílico azul mate que recubre las tapas superior y la curva lateral. Figura 120.



FIG. 120 Pieza de la carcasa en acrílico azul y blanco mate.

Teniendo estos elementos se hace uso del PVC para moldear las piezas que dan soporte a la pierna y las cuales se unen a unas platinas de metal y a sus respectivos brazos soportes. Estas piezas son cortadas y termo-conformadas para obtener la curvatura deseada, figura 121.



Fig. 121 Soporte pierna en PVC cortado y doblado.

Por términos de usabilidad, esta pieza de PVC debe ser recubierta para poder ser usada por un paciente, por lo cual el textil y la espuma sintética cumplen la función de hacer agradable y cómodo el uso al ser humano. Por lo tanto se diseña un recubrimiento en tela con aplicaciones de velcro y espuma sintética en su interior para amortiguar la pierna. Figura 122, este puede ser extraído del mecanismo en cualquier momento, para su mantenimiento y limpieza.

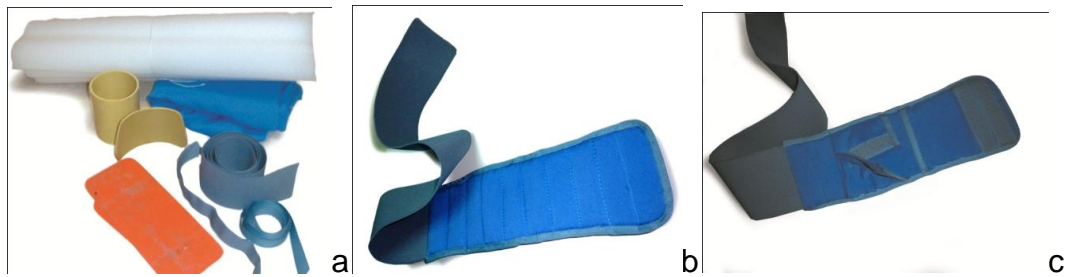


FIG. 122 a. Materiales para la elaboración del soporte, b y c recubrimiento removible para comodidad del paciente.

Seguidamente se realiza el mecanizado de los brazos base, de los cuales uno va unido directamente al eje del motor, este es el brazo móvil, y el correspondientemente a ser usado por la pierna baja, gemelos; por otro lado, el segundo brazo se encuentra unido a un eje fijo, este será el soporte del muslo. Figura 123. Estos brazos en producción se cortan, perforan y maquinan para realizar el acabado de redondeo y biselado.



FIG. 123 brazos en acero inoxidable.

A continuación se realiza el mecanizado correspondiente a los brazos de alargue que hacen la extensión para que el paciente se acomode en altura y en el largo de la pierna. Figura 124, estos brazos constan de un sistema de presión que nos permite hacer la respectiva elongación de los brazos por intermedio de una perilla de movimiento.



FIG. 124 brazo mecanizado con mecanismo de presión para elongación de los brazos externos.

Para la realización del control, se diseñan las tarjetas electrónicas que constan de leds, resistencias, reles, un micro-controlador, pulsadores, montados directamente en las tarjetas electrónicas diseñadas. Esta tarjeta es la encargada de controlar la entrada de energía al motor, la otra tarjeta se encuentra programada la secuencia de uso del control de mando. Ver figura 125

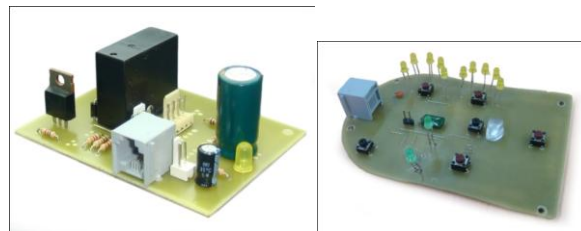


FIG. 125 tarjeta electrónica, controlador motor.

La carcasa del control está diseñada en acrílico de dos colores, que hacen juego con la carcasa principal del motor, azul y blanco, está se corta en laser para obtener un corte preciso de los botones de mando, además se logra también en laser un grabado del logo FLEGO para dar un acabado agradable. Por otro lado, se arman los botones con pegando piezas de mayor dimensión, además de las extensiones que permiten pulsar adecuadamente los pulsadores internos de la tarjeta. Ver figura 126



FIG. 126 Carcasa control de mando del dispositivo

11. VALIDACIÓN Y PRUEBAS

Estas validaciones y pruebas se realizan para la comprobación de uso del dispositivo, por lo cual se hace uso de la comparación de requerimientos del sistema con el resultado final del prototipo. Por otro lado, se evalúa el confort del sistema aplicando conceptos de diseño requeridos por el sistema.

Para la realización de la prueba se someten a valoración cada uno de los componentes del sistema biomecánico, con el fin de comprobar su eficiencia desde el punto de vista funcional y ergonómico, para determinar además las posibles mejoras que se requieren dentro del diseño en general.

La prueba consiste en realizar una terapia sobre cada paciente, previamente valorado por el fisioterapeuta, en proceso de rehabilitación física. Se programa la pierna a ser rehabilitada, la terapia y sus consecutivas series para dar inicio al proceso. Realizada la prueba física se realizan una serie de preguntas básicas de uso que permiten evaluar aspectos formales y uso sobre componente de control y acomodación.

Prueba física

Las pruebas se realizan en el centro de rehabilitación UNITER de Bucaramanga y para lo cual se siguió con un protocolo definido.

Las condiciones básicas del paciente son:

- Edades entre 18 y 60
- Patología en rehabilitación postquirúrgica de rodilla.
- Hombre o mujer

Se analizaron aspectos de diseño, ergonómicos, estructurales como:

- Medidas antropométricas
- Novedad del producto para pacientes y fisioterapeutas.
- Complejidad de uso del dispositivo.
- Lenguaje de uso
- El peso y estabilidad del sistema.
- Interés, atractivo y motivación del producto.

Para esta prueba el ambiente de trabajo se encuentra dispuesto en el centro médico, con una camilla de trabajo medico, y espacio suficiente para realizar la actividad requerida. Se posiciona en la camilla de trabajo el dispositivo a probar, se estudia la historia del paciente, y se le realizan algunas preguntas de presentación, seguidamente se realiza una breve introducción al paciente sobre el procedimiento a llevar a cabo y su consentimiento previo sobre el mismo.

Se procede a realizar la ubicación del aparato y su respectiva programación, por último se evalúa con una encuesta personal el ejercicio realizado con el sistema.

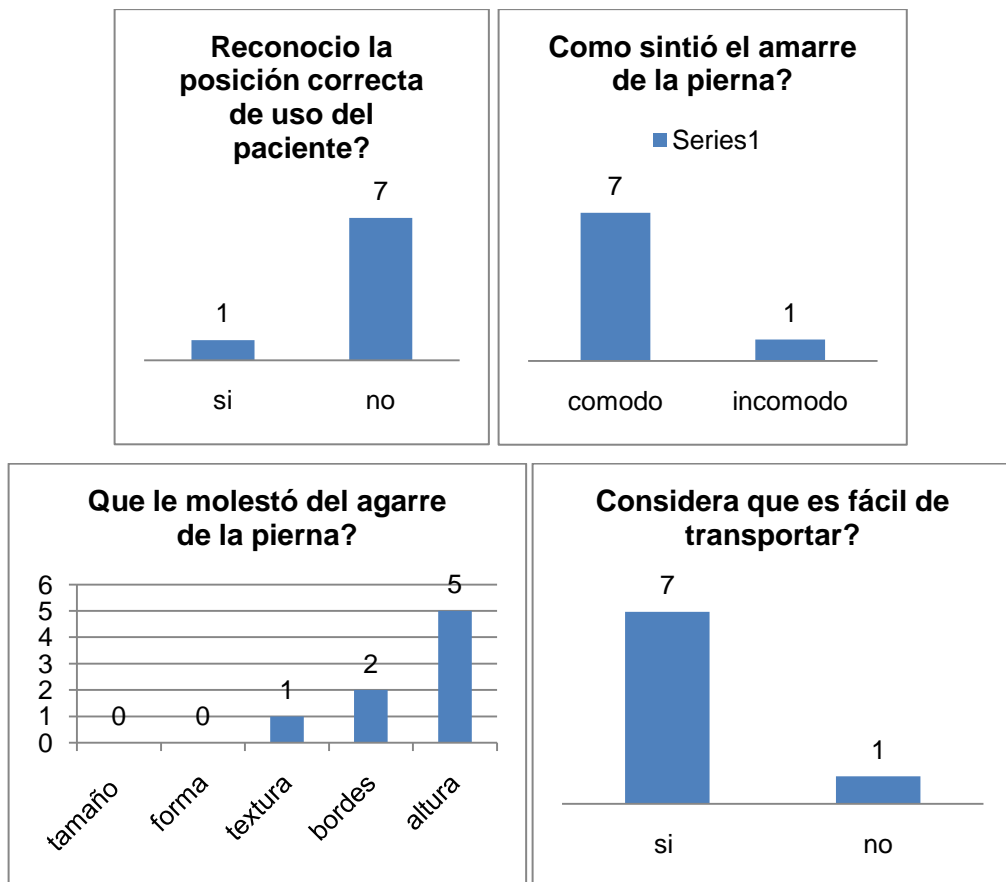
Como reconocimiento de la prueba hace parte un registro fotográfico, las encuestas físicas realizadas y el soporte descriptivo de cada prueba realizado por el diseñador.

La muestra calculada es de 8 personas en rehabilitación de rodilla, que residen en la ciudad de Bucaramanga, con edades entre los 18 y 60 años.

En consecuencia con la prueba realizada los resultados se muestran a partir de gráficas que fácilmente legibles.

Se encontraron dificultades en la identificación de uso general del sistema, ver figura 127, en como identificar la posición del paciente antes de iniciar el proceso de rehabilitación. Esto en cuanto al reconocimiento del sistema, por otro lado el paciente se siente satisfecho con el uso del sistema, agarres cómodos, fácil de transportar, el equilibrio se debe mejorar en la superficie de apoyo pero afecta la realización del ejercicio. La seguridad de uso es legiblemente buena, no representa ningún tipo de maltrato o peligro para el paciente.

Otro aspecto a mejorar son las alturas de los brazos, las cuales fueron tomadas de tablas antropométricas, que no se ajustan a la realidad de los pacientes.



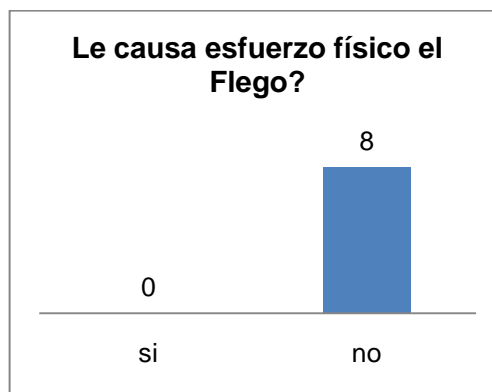
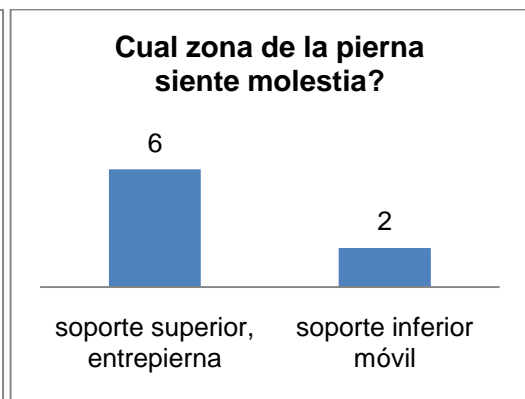
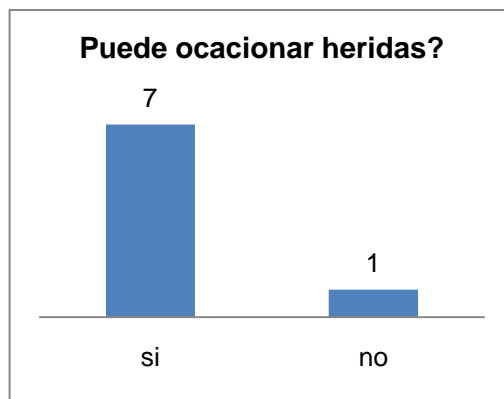
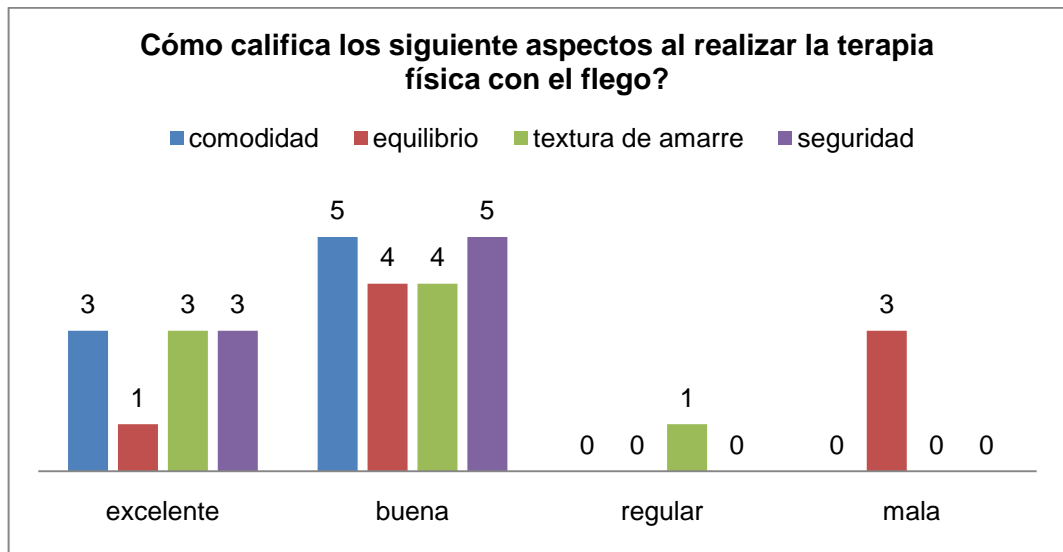


Fig. 127 Graficas de comprobación de uso del sistema FLEGO.

En la encuesta se tomó un espacio para revisar y analizar las dificultades que se presentan en el lenguaje de uso del control de mando, ver figura 128, el cual debe ser reconocido sin problemas por el usuario en caso de emergencia o se realizar algún cambio entro de la terapia que la fisioterapeuta no pueda en el momento realizar.

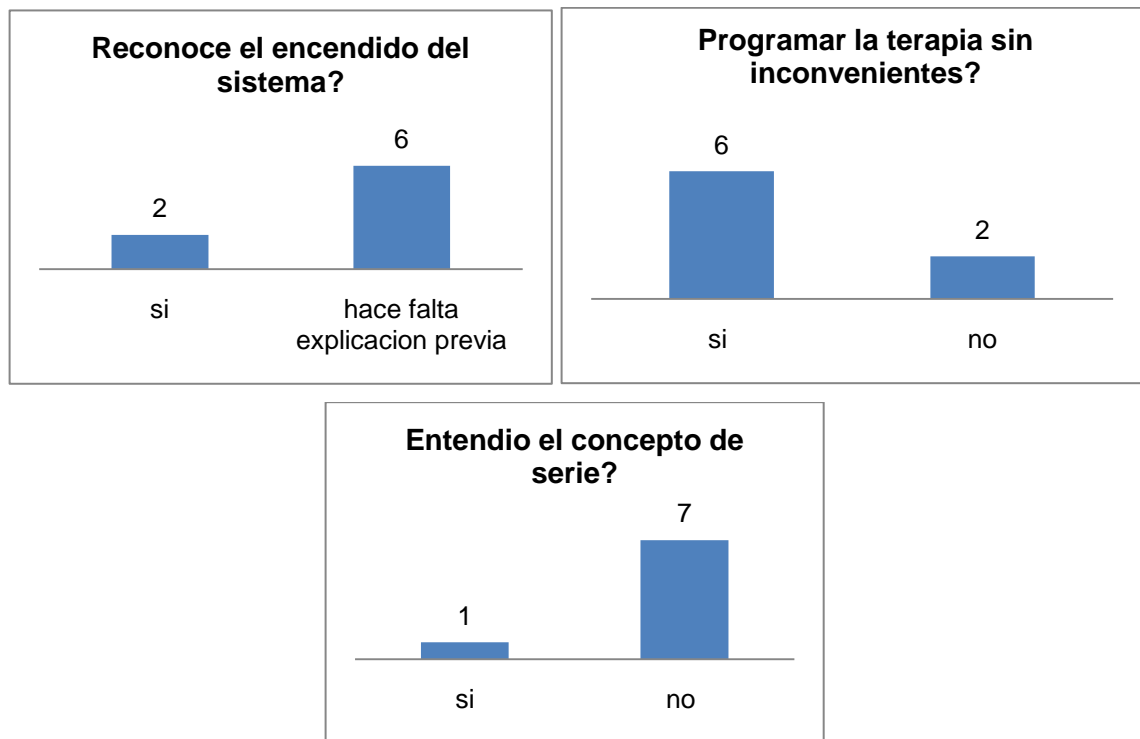


Fig. 128 Graficas de comprobación de uso del control de mando de FLEGO

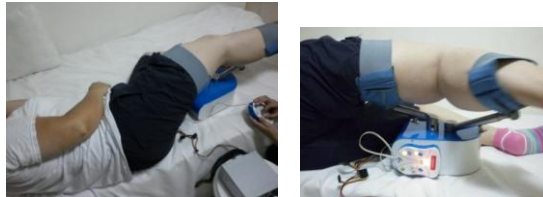
En consecuencia se encontraron errores de lenguaje como el tamaño de la letra, el cual es demasiado pequeño para ser leído con facilidad. El color del botón de encendido y inicio son el mismo, lo cual hace confuso diferenciar sus usos. Por otro lado no se identifican la cantidad de repeticiones que se realizan en cada terapia, leyendo como cantidad de series cantidad de repeticiones. En conclusión, se deben hacer ajusten en el control de mando para una lectura adecuada del mismo.

Se realizó un registro fotográfico de cada uno de los pacientes, con el cual se pudieron encontrar otros detalles de uso que se pueden mejorar en para trabajos posteriores de rediseño del sistema. Ver figura 129.

Paciente 1



Paciente 2



Paciente 3



Paciente 4



Paciente 5



Paciente 6



Paciente 7



Fig. 129 Fotos pruebas con pacientes reales.

Por otro lado hablando del sistema mecánico utilizado en el modelo funcional tenemos que estos motores poseen un alto torque de salida, debido a que en su interior hay un sistema reductor compuesto por un engranaje sin fin y otro de uso general, esta configuración es la que le otorga la fuerza, la velocidad de salida es muy baja, pudiendo llegar a 60RPM, más o menos 1 revolución por

segundo, dependiendo del modelo, la mayoría de estos tiene 2 velocidades lo que le da la posibilidad de ir más lento, 1 revolución en 2 segundos, en cuanto a su corriente de consumo: Corriente de vacío : entre 2A a 4A, dependiendo del modelo y Corriente de régimen: entre 6A a 10A.

Evaluación del sistema después de realizadas las pruebas físicas

El sistema de control se evalúa según las necesidades del sistema y de los usuarios, los cuales requieren que el sistema comunique de forma fácil y consistente la información para el correcto uso del sistema. En la tabla 34 se encuentran algunos requerimientos del sistema y el alcance obtenido en la ejecución del proyecto, además de algunas características dentro del dispositivo para su comprobación.

TABLA 34 Evaluación de sistemas de control

REQUERIMIENTOS	ALCANCE	PRUEBA
Lenguaje de programación	100%	El sistema se programó primeramente en el programa Cocodrilo© el cual sirvió como base para
Capacidad de reprogramación	100%	Se puede reprogramar el sistema en cuatro terapias físicas consecutivas, independientes según se requiera, y siguiendo el historial.
Fácil programación	80%	El sistema cuenta con un control básico que se puede programar y reprogramar con 6 pasos básicos.
Capacidad de memoria	30%	El sistema se deja propuesto para integrar un sistema de memoria que puede tener de 2 a 16 bytes, para almacenar por paciente la información de la terapia realizada, información que pueden ser borrada al finalizar de la terapia para nuevo espacio requerido.
Número de	30%	El sistema deja propuesto una entrada

entradas y salidas		de datos fija y una salida para la impresión o recuperación de datos si es requerida por pacientes o médicos.
Sensor	60%	Cuenta con un sensor que mide los ángulos de movilidad, se deja propuesto un sensor de velocidad de ejecución y el tiempo.
Tiempo	100%	Se programa de acuerdo con la terapia requerida y la intensidad de ejecución de la misma.
Comunicación Usabilidad	100%	Los elementos visuales usados en los controles y manual de uso corresponden a la identificación de necesidades del usuario directo e indirecto, lo cual se comprueba con la realización de un test de usabilidad de controles y señaletica.
LED's	100%	El sistema cuenta con un led que comunica si el sistema se encuentra encendido, otro para cada uno de las terapias sugeridas para indicar su utilización

Realizadas las pruebas se efectúan cambios necesarios en el diseño del control para mejorar el lenguaje de uso del mismo, las modificaciones se ven reflejados en la figura 130.

Las modificaciones están centradas en el tamaño de la fuente, por legibilidad, la distinción de colores entre los comandos de inicio y encendido, y el número de series a repetir.

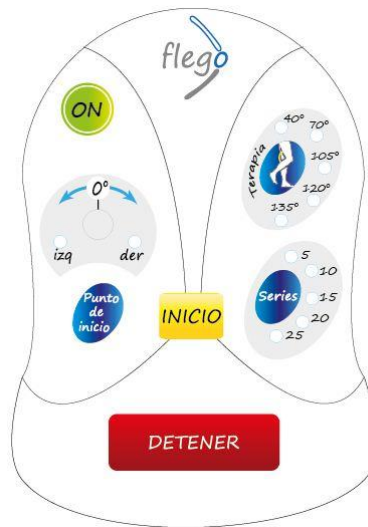


FIG. 130 Gráfico de control con modificaciones finales.

12. CONCLUSIONES

El estudio realizado a partir de la recolección de datos, el estado del arte y la biomecánica, proporcionan como resultado la comprensión del movimiento, del recorrido y su aplicación dentro del posterior diseño de un sistema de rehabilitación mecatrónico aplicable al tratamiento post-quirúrgico por rotura de ligamento.

Realizado el trabajo de campo, analizados los antecedentes, los diferentes tratamientos y la generación de sistemas que asisten la rehabilitación del miembro inferior, se demuestra la necesidad de artefactos con nuevas tecnologías que permitan respaldar la labor del fisioterapeuta, en el proceso de recuperación de la movilidad de los pacientes, en este caso los que se encuentran en rehabilitación postquirúrgica de rodilla.

Se organizan y especifican los requerimientos y parámetros del diseño, que a su vez son comparados con los productos existentes en el mercado actual con la aplicación del QFD, donde se identifican las fortalezas del mercado, obteniendo

como resultado aspectos importantes de diseño a tener en cuenta en el dispositivo.

Se plantean los niveles de terapia, la intensidad y los tiempos a ejecutarse, sobre lo cual el sistema se proyecta a trabajar. Esto con el fin de iniciar con el proceso de diseño de la interfaz usuario-dispositivo, siempre con el ideal de procurar obtener resultados satisfactorios en la recuperación del paciente y a su vez de seguir con las especificaciones de los expertos, fisioterapeutas y ortopedistas.

Se obtiene la descripción del movimiento en flexo-extensión de la rodilla, con lo cual se logra percibir la trayectoria en un grado de libertad. Se hace uso de los puntos de referencia para implementar a su vez el método de estudio por matrices de transformación homogénea, lo cual se sugiere para un estudio posterior con los 6 grados de libertad y su análisis en el programa de modelado matemático MATLAB©.

La comprobación con modelos 3D en Solidworks© logro acercar el diseño a sus probabilidades de funcionamiento real, con la realización de simulaciones de movimiento con materiales reales, que en el momento de la construcción física se verificaron.

FLEGO es una herramienta para los fisioterapeutas, la cual valora una nueva posibilidad técnica en la realización de terapia física controlada, abarcando además aspectos de diseño como el confort, movilidad, estética, entre otros, que hacen amigable la actividad a los paciente.

Se prueba que la posición del paciente en cubito prono durante el ejercicio de flexo-extensión de la rodilla, permite al paciente descansar todo el peso de la pierna en el dispositivo y no realizar mayor resistencia en la realización del ejercicio, lo cual permite al sistema realizar la actividad eficazmente.

El sistema cuenta con un lenguaje de uso sencillo, que permite ser manipulado por los fisioterapeutas sin ninguna explicación técnica especializada, con la simple lectura del manual de uso.

Durante la realización de la prueba se concluye que el sistema tiene la capacidad de ejecutar el ejercicio a cabalidad, siendo el lenguaje de uso eficiente y coherente con el dispositivo. Por lo cual, se propone una adecuación para un trabajo futuro de otros ejercicios físicos para terapia del miembro inferior, posiblemente adecuados en el mismo sistema diseñado.

El motor elegido para el modelo constructivo que se planteó tienen la posibilidad de ser reemplazado por motor de menor tamaño, con las mismas características mecánicas, para así dar espacio a la fuente de poder dentro de la carcasa de funcionamiento.

Durante la prueba también se comprueba que el ejercicio realizado por el paciente tiene un tiempo corto de duración entre 6 a 10 minutos.

Teniendo en cuenta la experiencia realizada con el Flego y sus respectivas comprobaciones físicas, se logra concluir que el sistema proporciona una terapia suave, segura y eficaz en el paciente, además de que facilita el trabajo de los fisioterapeutas en la ejecución de la terapia. Por lo tanto se recomienda continuar el estudio propuesto.

El peso del sistema completo cumple una función de estabilidad y seguridad, donde el paciente realizar el ejercicio de flexo-extensión sin sentir balanceo o inestabilidad por parte del dispositivo.

13.RECOMENDACIONES

Se puede incluir y probar una la pantalla digital del control de mando, con lo cual se disminuyen los comandos y se tiene una mayor claridad en la ejecución de los tiempos.

Lograr probar e implementar el cambio de velocidad adecuado para cada terapia física según patología del paciente.

Comprobada la fiabilidad del dispositivo, se debe instalar un dispositivo de que recopile la información de la terapia deseada, la analice y suministre como datos legibles por el especialista.

Se recomienda analizar la terapia realizada, y diseñar un soporte para el pie, el cual realiza un esfuerzo sobre los músculos y así mismo sobre los tendones y ligamentos, lo cual puede afectar directamente el desarrollo adecuado de la terapia o causar algún tipo de dolor en el paciente con lesiones grado 1.

14.PUBLICACIONES

REYES, A. K., ARCHILA, J. F., Estudio biomecánico y análisis del estado del arte en ayudas técnicas para rodilla. Congreso de Ingeniería Mecánica UIS, 9 – 12 de Noviembre de 2010. Bucaramanga Colombia ISSN 978-958-57001-0-9

REYES, A. K., ARCHILA, J. F., Síntesis y análisis del estado del arte en sistemas de rehabilitación mecatrónico basado en el estudio biomecánico de la rodilla. V Congreso internacional de Ingeniería Mecánica y III de ingeniería mecatrónica, 11 Y 12 de agosto de 2011 en la ciudad de Bogotá, D.C. CIMM 2011. ISSN 978-958-719-944-4

REYES, A. K., ARCHILA, J. F., VILLAMIZAR, J., Modeling of a mechatronic technical help, based on the biomechanics knee study. AGMUS RESEARCH SYMPOSIUM, Septiembre 2011, PUERTO RICO.

15. TRABAJOS FUTUROS

- Implementar en el modelo real, en el sistema de control, un controlador digital que permita visualizar los comandos en una pantalla grafica, además del sistema de almacenamiento de datos en USB con el historial médico correspondiente a la patología física de cada paciente.

- Estudiar e implementar pruebas físicas que permitan determinar a través de estadísticas el correcto cambio de velocidad en la ejecución de cada terapia.

BIBLIOGRAFÍA

Acrilicos, surtiacrylicos LTDA. 2011. Acrilicos. *Acrilicos*. [Online] enero 10, 2011. [Cited: junio 6, 2011.] <http://www.surtiacrylicos.com>.

Alberto, Fancello, et al. 2009. Sao Paulo: s.n., 2009, Acta Ortopédica Brasileira, p. Vol. 17 No 2.

American Academy Orthopaedic Surgeons. Orthopaedic connection. [En línea] 2010. [citado el 10 de diciembre del 2010]
<http://orthoinfo.aaos.org/topic.cfm?topic=A00494>

Barrientos, Antonio. 1997. Fundamentos de Robotica. España : McGraw-Hill, 1997. págs. 10-76.

Bio-laster. 2010. Bio-laster, Apoyo Científico y Tecnológico para el Deporte. [En línea] 2010. [Citado el: 25 de julio de 2010.] <http://www.biolaster.com/>.

Biomechanics. 2009 . Internacional society of biomechanics. [En línea] 2009 . [Citado el: 5 de junio de 2010.] <http://isbweb.org/>.

Bock, Otto. 2011. Otto Bock, Quality for life. *Otto Bock, Quality for life*. 2011. [Cited: marzo 20, 2011.] http://www.ottobock.com.mx/cps/rde/xchg/ob_lam_es/hs.xsl/7986.html.

Cailliet, R. 2006. Anatomia Funcional, Biomecanica. Madrid : Marban, 2006. págs. 193-235.

Carletti, Eduardo J. 2009. Robots. Servos, características básicas. [En línea] 18 de mayo de 2009. [Citado el: 21 de enero de 2011.] robots-argentina.com

Carletti, Eduardo J. 2009. Robots. Sensores - Acelerómetros, sensores de vibración. [En línea] 18 de mayo de 2009. [Citado el: 21 de enero de 2011.] http://robotsargentina.com.ar/MotorServo_basico.htm.

Ceriani, Dylann D., Tillinghast, Theodore V., Gildersleeve, Richard E., Seligman, Scott P. 2000. 09/510397 Estados Unidos, 2000.

Cooper, J. M. & Glassow, R. B. (1973). Kinesiología (pp. 46-47, 188-195) Argentina, Buenos Aires: Editorial Médica Panamericana S.A.

Cruz Salinas, Alberto, et al. 2005. Valoración biomecánica de la unidad de movimiento pasivo continuo para rodilla. Santiago de Cali : s.n., 2005.

Design, Townsend. 2010. Townsend Design. *Townsend Design*. [Online] 2010. [Cited: Febrero 11, 2011.] http://www.townsenddesign.com/Townsend_Design/Rom_Knee.html.

Estrada M., Jairo, et al. 1998 Parámetros antropométricos de la población.. 112-139, Antioquia Medellín : Publicado en la Rev. Fac. Nac. Salud Pública, 1998, Vol. 15(2).

Ergonomía, laboratorio de. 2009. Ergonomía. Guatemala : s.n., 2009.

Estrada M., Jairo, et al. 1998 Parámetros antropométricos de la población.. 112-139, Antioquia Medellín : Publicado en la Rev. Fac. Nac. Salud Pública, 1998, Vol. 15(2).

Fancello ,Eduardo Alberto, , et al. 2009. Sao Paulo : s.n., 2009, Acta Ortopédica Brasileira, p. Vol. 17 No 2.

Fancello, Eduardo Alberto, et al. 2009. Sao Paulo : s.n., 2009, Acta Ortopédica Brasileira, p. Vol. 17 No 2.

Fortune Haverbeck, Dr. Juan, Paulos Arenas, Dr. Jaime y Liendo Palma, Dr. Carlos. 2005. Manual de Ortopedia. Chile : s.n., 2005.

Garner, Gray O´Rahilly. Anatomía. Mexico: Mc Graw Hill. 1986.

Heipertz, W, Huter, A y Shewe, H. 2003. Fisioterapia, descripción de técnicas y tratamientos. Barcelona, España : Paidoribo, 2003. págs. 13-92.

Hettinger, Th. 1988. isometrische muskel-training. Aufl. Thieme, Stuttgart 1988.

Icontec, Norma técnica Colombiana. 1987. *Higiene y seguridad, Colores y señales de seguridad.* Bogota : s.n., 1987. NTC 1461.

Icsid. 2010. Icsid, Internacional consul of society of industrial Design. [En línea] 2010. [Citado el: 20 de febrero de 2010.] <http://www.icsid.org/>.

Inman, V.T. Human locomotion. *Canad. Med. Ass. J.* 1966 págs. 94-102.

kapandji, A.I. Fisiología Articular 5 Edición. Madrid, España : Maloine. págs. 76-156.

Kroemer, Karl H.E. 2008. Anthropometry and biomechanics: anthropometrics. Anthropometry and biomechanics: anthropometrics. Boca Raton : Shrawan Kuma, 2008, págs. 41-85.

Malagón-Castro, Doctor Valentín. Sociedad Colombiana de cirugía ortopedica y traumatología. Sociedad colombiana de cirugía ortopedica y traumatología. [En línea] [Citado el: 21 de Julio de 2010.] <http://www.encolombia.com/medicina/academedicina/j-07sccot.htm>.

Maradei, M.F., Espinel, F.M. 2009, Ergonomía para el diseño. Colombia: División de publicaciones UIS, 2009. Capítulo 2 y 3 Págs. 71-204.

Medical, Heritage. 2010. Heritage Medical. *Heritage Medical.* [Online] diciembre 17, 2010. [Cited: febrero 15, 2011.] http://heritagemedical.typepad.com/heritage_medical/2010/12/rebel-lock-standard-equipment.html.

Mondelo, Pedro y Torada, Enrique. 1996. Ergonomía en la Ingeniería de Sistemas. Madrid : Isdefe, 1996. págs. 14-41.

Musahi V, Lehner A, Watanabe Y, Fu FH. Curr Opin Rheumatol. 2002. *Biology and biomechanics.* Estados Unidos : s.n., 2002. pp. 127-33.

ONU, Agencia de la ONU para los refugiados. 2006. Plan Integral Único - PIU Población Desplazada, Área Metropolitana de Bucaramanga y Lebrija. Bucaramanga, Colombia : s.n., 2006.

Pons, Jose. 2008. Wearable Robots Biomechatronics Exoskeletons. Madrid, España : Jhon Wiley, 2008. págs. 10-193.

QFD, Asociación Latinoamericana de. 2002. Asociación Latinoamericana de QFD. Asociación Latinoamericana de QFD. [Online] 1 enero 2002. [Riportato: 20 Marzo 2010.] <http://www.qfdlat.com/>

Radcliffe, C. (1977). The knud Jansen lecture:above-knee mechanisms: kinematics, alignment and prescription criteria. University of California, Berkeley. D. o. M. Engineering. U.S.A., Prosthetic and orthetic practice: 1:3:146-60..

Rehabmedic. 2010. Rehabmedic,Ortesis - Productos Deportivos y Rehabilitació. [En línea] 2010. [Citado el: 15 de julio de 2010.] <http://www.rehabmedic.com/>.

Sanchez, J. 1999. *Biomecanica De La Marcha Humana Normal Y Patologica.* Valencia : Instituto De Biomecanica De Valencia, 1999.

Sanjuan Cerveró, R, et al. 2005. *Biomecánica de la rodilla.* Valencia : patología del aparato locomotor, 2005.

Services, Kiser's Orthotic and Prosthetic. 2000. Kiser's Orthotic and Prosthetic Services. *Kiser's Orthotic and Prosthetic Services.* [Online] 2000. [Cited: enero 27, 2011.]http://www.kisersoandp.com/home/index.php?option=com_content&view=article&id=89&Itemid=94.

Siemens. 2008. *Manual de sistema de automatización S7-200.* Nuremberg : coýright Siemens AG 2008, 2008.

Solomonow and Moshe. 1988. *US Patent 4781180* Estados Unidos, 1988.

Sps. 2008. Sps Launches Genupro Orthotic Knee Brace. Sps Launches Genupro Orthotic Knee Brace. [Online] 2008. [Cited: Enero 20, 2011.] [Http://www.Spsco.Com/Products/New-Releases/2-28-05d.Asp](http://www.Spsco.Com/Products/New-Releases/2-28-05d.Asp).

Velcro, Industries B.V. 2011. Velcro. *Velcro*. [Online] enero 10, 2011. [Cited: Julio 4, 2011.] <http://www.velcro.com/>.

Williams GN, Chmielewski T, Rudolph KS, Buchanan TS, Snyder-Mackles L. . J. 2001.. Dynamic knee stability: current theory and implications for clinicians and scientist. s.l. : Orthop Sports Phys Ther , 2001. pp. 546-66.

Yokochi, Chihiro, Rohen, Johannes and Weinreb, Eva Lurie. 1991. Atlas Fotografico de Anatomia del Cuerpo Humano. Mexico : Nueva editorial interamericana, S.A. de C.V., 1991. 3era edicion.

ANEXOS
ANEXO A
ANÁLISIS DE MATERIALES

Teniendo en cuenta que los materiales de construcción y estética de los sistemas de rehabilitación por normatividad deben ser livianos y resistentes, se analizan materiales como los polímeros, tipos de metales y más detalladamente el neopreno, el polietileno, la poliamida, el polimetilmetacrialito. Además, sabiendo que los materiales nombrados a continuación la mayoría se encuentran en la ciudad por lo cual son asequibles, por otro lado son fáciles de maquinar o moldear, todo esto pensando en la flexibilidad que debe obtener el paciente cuando realice el movimiento en flexo-extensión con el sistema de rehabilitación:

Polímeros Está definido como la constitución de moléculas orgánicas gigantes producidas en cadenas. Estas realizan un proceso de polimerización donde las moléculas pequeñas se unen para crear moléculas más grandes.

Los polímeros comerciales son materiales ligeros resistentes a la corrosión, de baja resistencia y rigidez, no son buenos con las altas temperaturas, son económicos, y confortables en variedad de forma.

Los polímeros ingenieriles al contrario tienen mejor resistencia, mejor rendimiento a temperaturas elevadas, costoso, puede resistir temperaturas altas, y se comporta como una fibra.

TABLA 35 Tabla de clasificación de los materiales fundamental.

Termo-plásticos	Termoestables	Elastómeros
Tiene un comportamiento plástico- dúctil A altas temperaturas estos se ablandan produciendo un flojo viscoso.	Son más resistentes pero más frágiles que los termoplásticos Es difícil reprocesarlos Pueden estar sujetos a desgaste y esfuerzo	Tienen una estructura intermedia Deformación elástica grande sin ser permanente.

Son reciclables		
Bajo costo		
Fácil producción		

El **neopreno** es un material procesado e industrializado en Colombia, es un químico artificial que se utiliza como derivado del caucho. Su fórmula química es C₄H₅CL y posee características tan similares a las del caucho natural, que puede incluso cumplir las mismas funciones.

El nuevo **Polipropileno Copolímero** es un material laminado moldeable termoplásticamente en el que se han combinado las buenas propiedades del polipropileno con la resistencia del polietileno mediante copolimerización. El polipropileno copolímero (PP-C) resultante de este proceso presenta una resistencia a los impactos notablemente más elevada a bajas temperaturas que un polipropileno homolímero (PP-H). El polipropileno copolímero presenta una buena deformabilidad termoplástica así como una buena soldabilidad y puede involucrarse de manera excelente en articulaciones ortésicas.

- Peso reducido
- Buena rigidez
- Alta resistencia a los impactos
- Tendencia reducida a las grietas blancas
- Contracción reducida

Se recomienda especialmente cuando se requiere un material altamente resistente a los impactos y una mejor deformabilidad termoplástica

Plásticos térmicos con efecto antibacteriano (Bock, 2011)

- Efecto elevado y duradero de los plásticos antimicrobianos mediante la continua liberación de iones de plata
- Efectividad contra un amplio espectro de bacterias patógenas conforme a las especificaciones de la norma JIS Z 801

- Reducción eficaz de la formación de olores y excelente tolerancia cutánea
- Probado dermatológicamente (SGS Institute Fresenius GmbH Deutschland)
- Ningún perjuicio de las propiedades físicas ni de las propiedades de moldeo de los plásticos térmicos a causa de la sustancia antimicrobiana de la plata.

Los plásticos térmicos con efecto antibacteriano protegen la piel y el encaje protésico de un amplio espectro de microorganismos. La ventaja para el usuario reside en una reducción considerable de la formación de olores provocada por los microbios y de las coloraciones; además, prolongan la vida útil del encaje. De este modo, estos aditivos consiguen un comportamiento de utilización muy agradable y hacen que la piel se sienta bien.

Los plásticos SilverShield® desprenden iones de plata a una velocidad extremadamente reducida cuando entran en contacto con las moléculas de agua. Estos iones ejercen un efecto antibacteriano e inhibitorio del crecimiento en las bacterias de diferentes maneras. Mediante la continua liberación de iones de plata se consigue un efecto elevado y duradero de los plásticos antibacterianos.

Microfibra sintética (60% poliamida, 40% poliuretano) para la tecnología ortopédica y del calzado. Lavable, resistente al desgarro, el agua transpirable, permeable al vapor, la luz-rápido, resistente a la abrasión, de color rápida contra el sudor. Libre de formaldehído, compuestos PCP y el PCP.

Poliamida Estos elementos se pueden encontrar en la naturaleza como la lana o la seda, o de forma sintética como el nailon. Por otro lado se encuentra el velcro el cual es un cierre de apertura y cierre. Posee dos superficies de agarre que se adhieren con solidez, uno de los lados está compuesto por pequeños ganchos que se insertan a la fibra enmarañada de la otra cinta. A medida que el mercado acepta este material se han creado gran variedad clases y tamaños alrededor de este. (Velcro, 2011)

Polimetilmetacrialito Poli metil metacrilato, es miembro de la familia de los acrilatos, por lo cual es mas llamado acrílico en el mercado, este puede permanecer largo tiempo en la intemperie por sus componentes plásticos, es flexible para su moldeo y fácil de trabajar (Acrilicos, 2011) El material se deja obtener en diferentes colores desde los primarios lineales, hasta traslucidos y especiales, además permite grabar en su superficie con técnicas de screen o en vinilo. Por otro lado, tiene una ventaja grande al ser 100% reciclable.

Acero inoxidable se define como una aleación de hierro con un mínimo de 10% de cromo contenido en masa. El acero inoxidable es un acero de elevada pureza y resistente a la corrosión. **Acero inoxidable extrasuave:** contiene un 13% de Cr y un 0,15% de C. Se utiliza en la fabricación de: elementos de máquinas, álabes de turbinas, válvulas, etc. Tiene una resistencia mecánica de 80 kg/mm² y una dureza de 175-205 HB.

ANEXO B

FORMATO DE ENCUESTA DE LA COMPROBACION FISICA INICIAL DEL PRODUCTO

DISEÑO DE UN SISTEMA DE REHABILITACIÓN MECATRÓNICO, BASADO EN EL ESTUDIO BIOMECÁNICO DE LA RODILLA, APLICABLE AL TRATAMIENTO POST-QUIRÚRGICO POR ROTURA DE LIGAMENTO.

ENCUESTA

Protocolo: Buenos días (tardes), mi nombre es Aura Karina Reyes, soy estudiante de último nivel de Diseño Industrial de la Universidad Industrial de Santander, estoy realizando una serie de preguntas para detectar las necesidades de los pacientes en terapia de rehabilitación postquirúrgica de rodilla, ¿le gustaría colaborarme?. (Respuesta aceptada: Si)

Muchas gracias

Pacientes

Nombre:	
Edad:	
Patología:	
Cantidad de terapia:	
Registro fotográfico	
Cuestionario:	
<p>1. ¿En el momento de iniciar la terapia de rehabilitación, cual es el/los ejercicio/s de mayor incomodidad física?</p> <p>2. ¿Cuál es el lugar de la pierna de mayor dolor?</p> <p>3. ¿Qué resultado físico espera al realizarse la rehabilitación de rodilla?</p>	

4. Siente que es necesario tener un mayor control del proceso realizado?, porque?

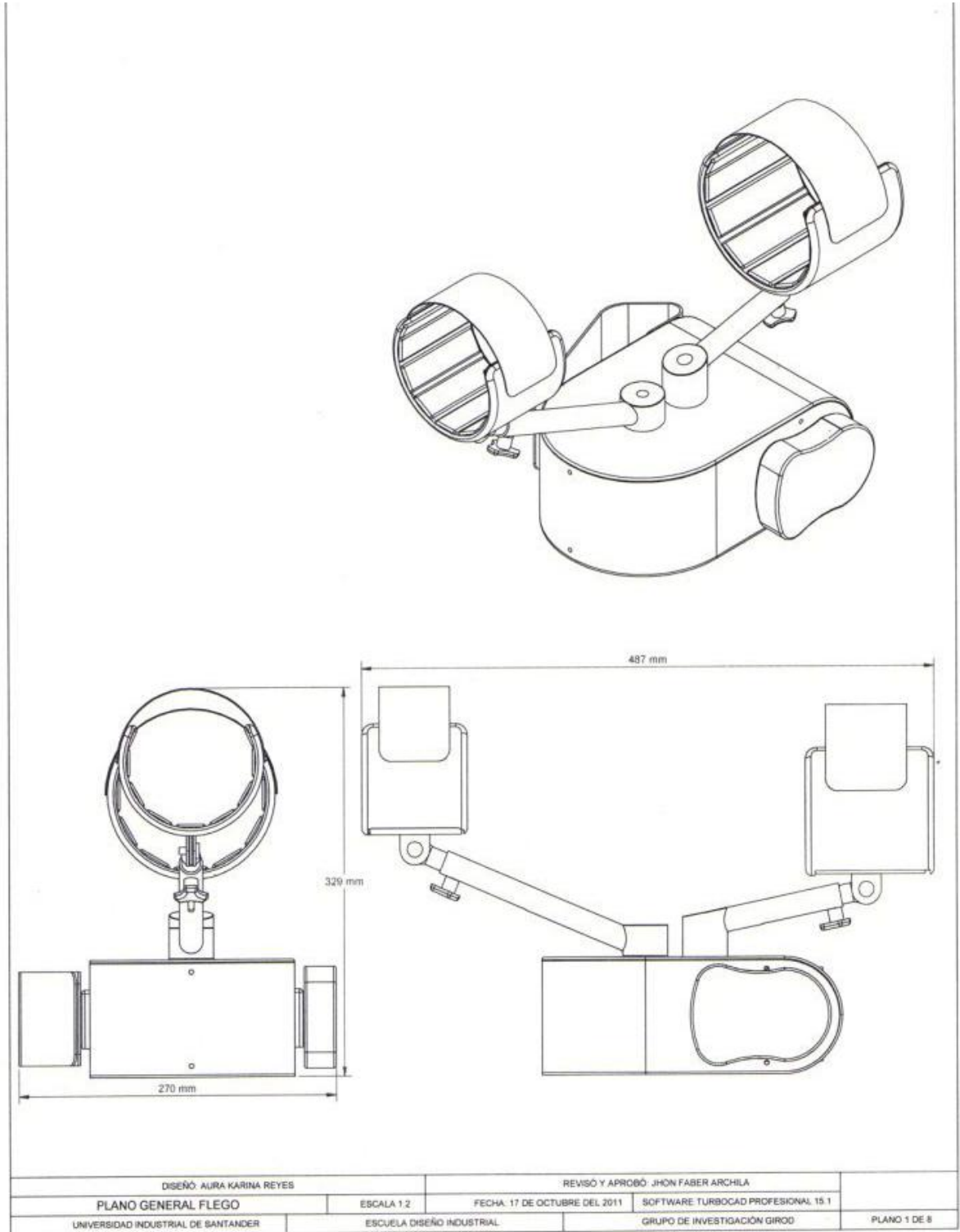
5. Observaciones:

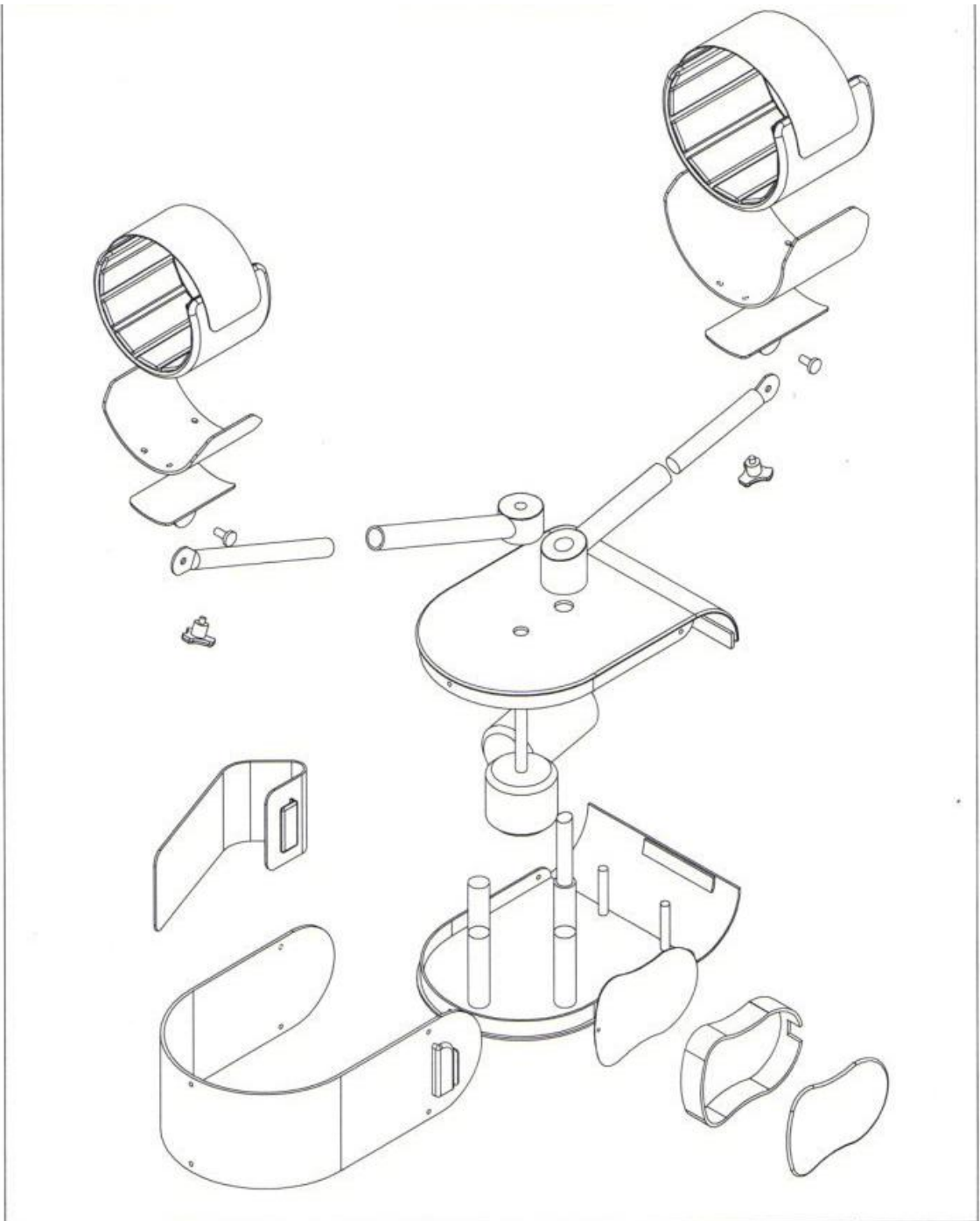
Fisioterapeuta

Nombre	
Cargo	
Entidad	
<p>1. ¿Cuál es el proceso que lleva a cabo con un paciente con patología de rehabilitación de rodilla por cirugía de ligamento cruzado?</p> <p>2. ¿Cuáles son las etapas de rehabilitación y sus tiempos?</p> <p>3. ¿Qué aspecto físico del paciente encuentra para la valoración del paciente?</p> <p>4. ¿Existe diferencia Hombre-mujer en la terapia de rodilla?</p> <p>5. ¿Cómo identifica la intensidad de los ejercicios en el proceso? ¿Está estandarizada la intensidad?</p> <p>6. Observaciones:</p>	

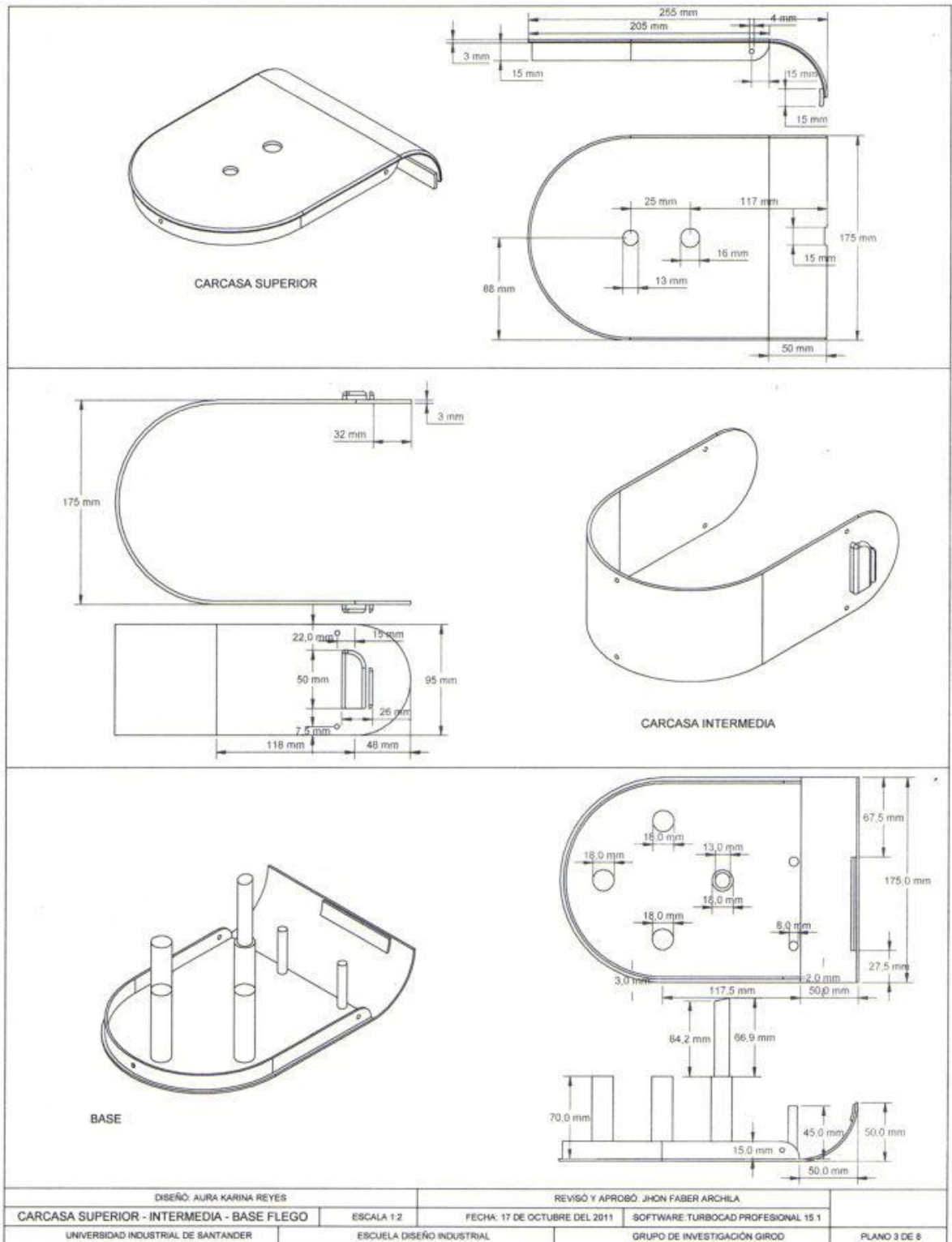
ANEXO C

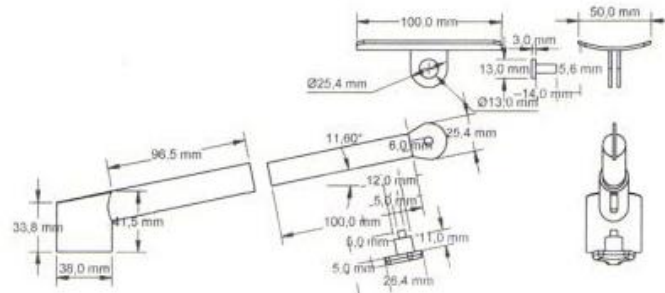
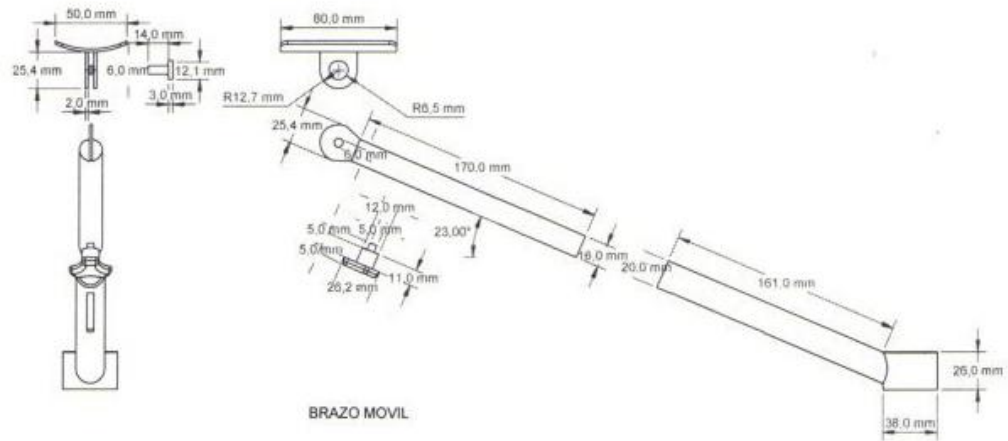
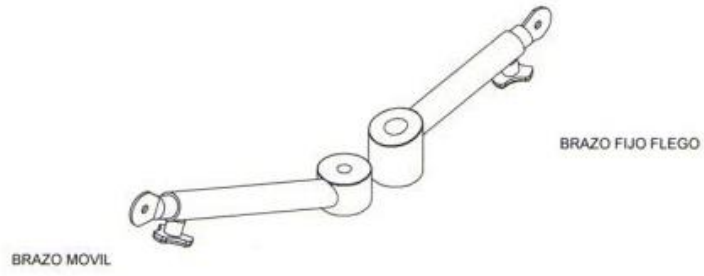
PLANOS TÉCNICOS



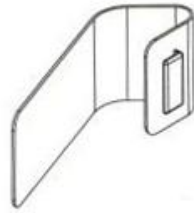


DISEÑO: AURA KARINA REYES		REVISÓ Y APROBO: JHON FABER ARCHILA	
EXPLOSIÓN FLEGO	ESCALA 1:2	FECHA: 17 DE OCTUBRE DEL 2011	SOFTWARE TURBOCAD PROFESIONAL 15.1
UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER	ESCUELA DISEÑO INDUSTRIAL	GRUPO DE INVESTIGACIÓN GIROD	PLANO 2 DE 8

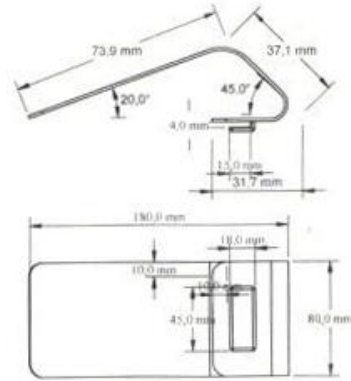




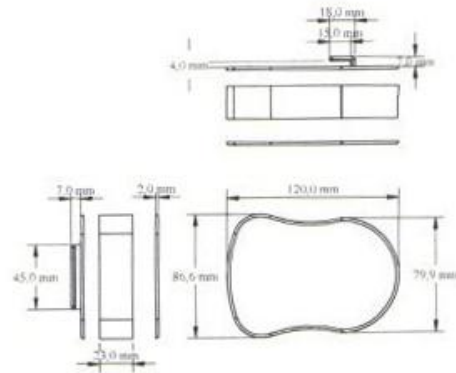
DISEÑO: AURA KARINA REYES		REVISÓ Y APROBÓ: JHON FABER ARCHILA	
BRAZO MOVIL - BRAZO FIJO FLEGO		ESCALA 1:2	FECHA: 17 DE OCTUBRE DEL 2011
UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER		ESCUELA DISEÑO INDUSTRIAL	SOFTWARE: TURBOCAD PROFESIONAL 15.1
GRUPO DE INVESTIGACION GIROD			PLANO 6 DE 8



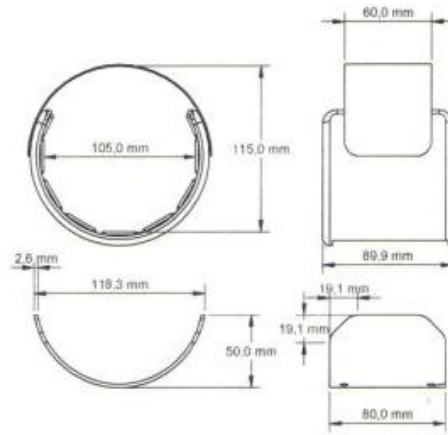
SOPORTE AUXILIAR



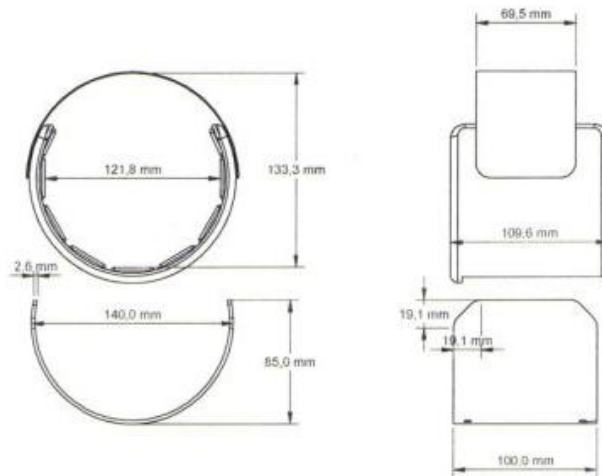
CONTROL



DISEÑO: AURA KARINA REYES		REVISÓ Y APROBÓ: JHON FABER ARCHILA	
SOPORTE AUXILIAR - CARCASA CONTROL FLEGO	ESCALA 1:2	FECHA: 17 DE OCTUBRE DEL 2011	SOFTWARE: TURBOCAD PROFESIONAL 15.1
UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER	ESCUELA DISEÑO INDUSTRIAL	GRUPO DE INVESTIGACION GIROD	PLANO 8 DE 8



SOPORTE INFERIOR



SOPORTE SUPERIOR

DISEÑO: AURA KARINA REYES		REVISÓ Y APROBÓ: JHON FABER ARCHILA	
SOPORTE SUPERIOR - INFERIOR FLEGQ		ESCALA 1:2	FECHA: 17 DE OCTUBRE DEL 2011 SOFTWARE: TURBOCAD PROFESIONAL 15.1
UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER	ESCUELA DISEÑO INDUSTRIAL	GRUPO DE INVESTIGACION GIROD	PLANO 7 DE 8

ANEXO D
ENCUESTA FINAL
FORMATO DE ENCUESTA DE LA COMPROBACION FISICA FINAL DEL
PRODUCTO

DISEÑO DE UN SISTEMA DE REHABILITACIÓN MECATRÓNICO, BASADO
EN EL ESTUDIO BIOMECÁNICO DE LA RODILLA, APLICABLE AL
TRATAMIENTO POST-QUIRÚRGICO POR ROTURA DE LIGAMENTO.

ENCUESTA

Buenos días / tardes, soy estudiante de diseño Industrial de la UIS, mi nombre es Aura Karina Reyes y estoy realizando una investigación dirigida a personas en tratamiento de recuperación postquirúrgica por ruptura de ligamento cruzado de rodilla.

Su colaboración será de gran ayuda para el avance de este estudio.

Nombre del paciente:

Patología del paciente:

Fecha de la cirugía:

Fecha del día de la prueba:

1. ¿Reconoció la posición correcta de uso del sistema?

Si ___ fue: fácil_____ difícil_____

No___ Porque? No comprendió sus partes___ Hace falta una explicación previa___ Dimensiones___ Forma___

2. Como sintió el amarre de la pierna?

Muy cómodo___ Cómodo ___ incomodo___ muy incomodo___

Si contesto incomodo o muy incomodo

¿Qué le molesto del amarre de la pierna?

Tamaño___ forma___ textura___ bordes___ otra

3. ¿Cómo calificaría usted los siguientes aspectos al realizar el ejercicio de rehabilitación con el FLEGO?

Aspecto	Excelente	Buena	Regular	Mala	Muy mala
Comodidad					
Equilibrio					
Textura de amarre de la pierna					
Seguridad en la terapia					

4. Considera usted que es de fácil transporte el sistema?

Si___ no___

5. ¿Considera que el uso del sistema FLEGO le podría ocasionar heridas?

No___

Si ___ porque? Textura del amarre___ materiales___ dimensiones___ forma___ funciones___ velocidad___ otras_____

6. ¿Cuáles son las zonas de la pierna donde siente molestia?

En el soporte superior fijo, cercano a la entropierna___

En el soporte inferior móvil _____

7. Le causo esfuerzo el sistema FLEGO?

Si___ no___

Dispositivo de control

8. Reconoció como encender el sistema?

Si___ fue? Fácil___ difícil ___ porque?_____

No___ porque? No comprendió el lenguaje___ hace falta una explicación previa___ otras___

9. Programo la terapia deseada sin ningún inconveniente?

Si___ fue? Fácil ___ difícil___

No___ porque? La posición de los botones___ el lenguaje ___ no sabía que significaba cada botón___

10. Entendió el concepto de series y terapias?

- Si___ fue? Fácil ___ difícil___
- No___ porque? La posición de los botones___ el lenguaje ___ no sabía que significaba cada botón___

11. Sugerencias

