



UNIVERSIDAD DE CARABOBO
FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA
CEBIOMECH-UC



DISEÑO DE UN REHABILITADOR DE RODILLA

Damo Paolo

Naguanagua, 12 de Noviembre de 2012



UNIVERSIDAD DE CARABOBO
FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA
CEBIOMECH-UC



DISEÑO DE UN REHABILITADOR DE RODILLA

Trabajo especial de grado presentado ante la ilustre Universidad de Carabobo para optar al título de Ingeniero Mecánico

Tutor:
Brizeida Gámez

Autores:
Damo Paolo

Naguanagua, 12 de Noviembre de 2012



UNIVERSIDAD DE CARABOBO
FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA
CEBIOMECH-UC



CERTIFICADO DE APROBACIÓN

Quienes suscriben, Miembros del Jurado designado por el Consejo de Escuela de Ingeniería Mecánica para examinar la Tesis de Pregrado titulada **“Diseño de un rehabilitador de rodilla”**, presentada por el bachiller: **Damo Paolo**, portador de la Cédula de Identidad N°: **17.284.211**, respectivamente; hacemos constar que hemos revisado y aprobado el mencionado trabajo.

Prof. David Ojeda, *Ing.*
Presidente del Jurado

Prof. Brizeida Gámez, *Ing.*
Miembro del Jurado

Prof. Lucia Martino, *Ing.*
Miembro del Jurado

Naguanagua, 12 de Noviembre de 2012

Índice General

Índice general	i
Índice de figuras	v
Índice de tablas	ix
Introducción	1
CAPÍTULO 1 EL PROBLEMA	3
1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	3
1.2 OBJETIVOS	4
1.2.1 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	4
1.3 LIMITACIONES	5
1.4 JUSTIFICACIÓN	5
1.5 ALCANCE	6
CAPÍTULO 2 MARCO TEÓRICO	7
2.1 ANTECEDENTES PRELIMINARES	7
2.2 ANATOMÍA DE LA RODILLA	10
2.3 PATOLOGÍAS EN LAS CUALES SE INDICAN REHABILITACIÓN DE RODILLA	11
2.3.1 Artritis de las rodillas	11
2.3.2 Lesiones y trastornos de los cartílagos	11
2.3.3 Lesiones y trastornos de los tendones	11
2.3.4 Desgarro meniscal	12
2.3.5 Lesión del ligamento cruzado anterior (LCA) y posterior (LCP) ...	12
2.3.6 Lesión del ligamento lateral externo de la rodilla	13

2.3.7	Lesión del ligamento lateral interno de la rodilla	13
2.4	FISIOLOGÍA DE LA RODILLA	14
2.4.1	Primer grado de libertad	15
2.4.2	Segundo grado de libertad.....	16
2.5	ANTROPOMETRÍA.....	17
2.6	TIPOS DE REHABILITACIÓN.....	19
2.6.1	Rehabilitación pasiva	19
2.6.2	Rehabilitación activa	20
2.6.3	Modelos de rehabilitadores activos de rodilla	21
2.6.4	Protocolo para rehabilitación activa de rodilla.....	22
2.6.4.1	Prácticas comunes en la terapia de rehabilitación activa de la rodilla	22
2.7	MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS	24
2.7.1	El método general	24
2.7.2	Funciones de forma	30
2.7.3	Propiedades de las funciones de forma.....	30
2.7.4	Tipos de funciones de forma.....	30
2.7.5	Estimación del error y mallado adaptativo	32
2.7.6	Errores en la discretización.....	32
2.7.7	Estimación del error	33
2.7.8	Mallado adaptativo.....	34
2.7.9	Diseño y análisis mediante programas de análisis de elementos finitos	35
2.7.10	Aplicaciones del MEF en problemas de ingeniería	35
CAPÍTULO 3 MARCO METODOLÓGICO		37
3.1	REVISIÓN DE BIBLIOGRAFÍA	37
3.2	PRESENTACIÓN DE POSIBLES SOLUCIONES.....	38
3.3	ANÁLISIS DEL MODELO SELECCIONADO DE REHABILITADOR DE RODILLA EMPLEANDO UN PROGRAMA BASADO EN EL MEF.....	38
3.4	DETERMINACIÓN LA FACTIBILIDAD TÉCNICA Y ECONÓMICA DE LA PROPUESTA PLANTEADA	39

CAPÍTULO 4 RESULTADOS Y ANÁLISIS	41
4.1 ESPECIFICACIONES DEL SISTEMA A DISEÑAR	41
4.2 PLANTEAMIENTO DE LAS ALTERNATIVAS DE SOLUCIÓN	42
4.2.1 PROBABLE SOLUCIÓN N°1	42
4.2.2 PROBABLE SOLUCIÓN N°2	43
4.3 SELECCIÓN DE LA MEJOR SOLUCIÓN	45
4.4 ESPECIFICACIONES DEL SISTEMA DISEÑADO	45
4.4.1 Parales del chasis (1).....	47
4.4.2 Asiento (2).....	48
4.4.3 Espaldar de rehabilitador de rodilla (3)	49
4.4.4 Parales de unión (4).....	50
4.4.5 Barras para colocar pesas (5).....	50
4.4.6 Barra para sostener el reposapiés (6).....	51
4.4.7 Reposapiés (7).....	51
4.4.8 Posa manos (8).....	52
4.4.9 Pieza de doble ángulo (9)	52
4.4.10 Elemento de movimiento articulado (Pieza N°10).....	53
4.4.11 Acolchado de espaldar, asiento y reposapiés (11, 12,13).....	53
4.4.12 Pasadores (Pieza N°14).....	54
4.4.13 Elementos de fijación (15).....	54
4.5 RESULTADOS Y ANÁLISIS.....	56
4.5.1 Análisis de convergencia	58
4.5.1 Evaluación de esfuerzos en la posición N°1	60
4.5.2 Evaluación de esfuerzos en la posición 2	64
4.5.3 Evaluación de esfuerzos en pieza N°8.....	68
4.5.4 Evaluación de esfuerzos en pieza N°5.....	72
4.5.5 Evaluación de esfuerzos en perno que permite la unión de piezas para formar el cuerpo de movimiento para el cual se está diseñado el rehabilitador	76
4.5.5 Calculo de uniones soldadas en pieza N°2	79

4.5.6	Calculo de uniones soldadas en pieza N°5	81
4.5.7	Factor de seguridad para las uniones soldadas	83
4.5.8	Factor de seguridad del rehabilitador de rodilla	84
CAPÍTULO 5 FACTIBILIDAD TECNICA Y ECONÓMICA		87
5.1	FACTIBILIDAD TÉCNICA	87
5.1.1	Proceso de fabricación y ensamblaje de la camilla.....	88
5.1.1.1	Elementos estructurales	88
5.1.1.2	Pieza de doble ángulo	89
5.1.1.3	Posa pies	89
5.1.1.4	Elemento de movimiento articulado	90
5.1.1.5	Elementos acolchados	91
5.1.1.6	Pasadores.....	91
5.1.1.7	Equipos a utilizar.....	91
5.2	FACTIBILIDAD ECONÓMICA.....	91
CAPÍTULO 6		95
6.1	CONCLUSIONES	95
6.2	RECOMENDACIONES	96
REFERENCIAS.....		97
ANEXOS		101

Índice de Figuras

2.1 OptiFlex 3	8
2.2 Artromot K3	9
2.3 Kinectec Spectra	9
2.4 Vista lateral de rodilla	10
2.5 Vista de musculo cuádriceps	10
2.6 Vista de musculo Femoral y gemelos	10
2.7 Menisco desgarrado	12
2.8 Ligamentos principales de la rodilla.....	13
2.9 Movimientos de la rodilla, (a) Extensión, (b) Flexión	14
2.10 Ángulos de movimientos que permiten el primer grado de libertad	15
2.11 Vista lateral derecha de la rodilla en flexión	16
2.12 Vista lateral derecha de la rodilla en flexión	16
2.13 Rotación interna y externa de la articulación de la rodilla.....	17
2.14 Dimensiones antropométricas fundamentales que se necesitan para el diseño de una silla.....	18
2.15 Rehabilitación pasiva.....	20
2.16 Rehabilitación activa.....	20
2.17 Modelos existentes de rehabilitadores de rodilla	21
2.18 Posición de ejercicio con saco a un ángulo de 45°	23
2.19 Ejercicio de flexión con goma de resistencia	23
2.20 Ejercicio de flexión de rodilla con apoyo de silla.....	24
2.21 Análisis nodal de pieza.....	25
2.22 Explicación del método de elemento finito.....	29

2.23 Tipos de nodos de un elemento	30
2.24 Transformación de la geometría mediante el empleo de funciones de interpolación	31
2.25 Transformación biunívoca que provoca pliegues en el elemento transformado	32
4.1 Vista isométrica de la probable solución N°1	43
4.2 Probable solución N°2, (a) Vista isométrica postura sentado, segunda postura (b) Vista isométrica Postura acostado	44
4.3 Vista en explosión de la solución seleccionada.....	46
4.4 Vista isométrica de los paraleles del chasis	47
4.5 Vista lateral derecha de los paraleles del chasis.....	48
4.6 Vista frontal de los paraleles del chasis	48
4.7 Vista isométrica del asiento.....	48
4.8 Espaldar del rehabilitador de rodilla (a) Vista isométrica del espaldar, (b) Vista frontal unión del chasis espaldar, (c) Vista isométrica unión del chasis espaldar.....	49
4.9 Vista isométrica de la barra de unión	50
4.10 Vista isométrica de la barra para colocar las pesas	50
4.11 Vista isométrica de la barra para sostener el reposapiés	51
4.12 Reposapiés a) Vista de ensamble del reposapiés, b) Vista en explosión del reposapiés	51
4.13 Vista isométrica de posa mano	52
4.14 Vista isométrica de pieza de doble ángulo	52
4.15. Vista en explosión del elemento de movimiento articulado	53
4.16 Vista isométrica de, (a) asiento, (b) espaldar, (c) reposapiés.....	53
4.17 Vista isométrica de pasadores	54
4.18 Pernos para asegurar la estructura del chasis a y b.....	54
4.19 Perno que permite la unión de piezas para formar el cuerpo de movimiento para el cual se está diseñado el rehabilitador	55
4.20 Pernos de fijación secundarios para ensamble de piezas.....	55
4.21 Posición (1), Vista isométrica de la estructural del rehabilitador	56
4.22 Movimiento final para rehabilitación en posición 1	57
4.23 Posición (2), Vista isométrica de la estructural del rehabilitador	57
4.24 Movimiento final para rehabilitación en posición 2	58
4.27 Restricciones para posición 1.....	60

4.28 Distribución de cargas para posición 1.....	61
4.29 Mallado para posición 1.....	61
4.30 Esfuerzos de Von Mises (Pa) para el ensamble en la posición 1.....	62
4.31 Desplazamiento (mm) para el ensamble en la posición 1	63
4.32 Restricciones para posición 2.....	64
4.33 Distribución de cargas para posición 2.....	65
4.34 Mallado para posición 2.....	65
4.35 Esfuerzos de Von Mises (Pa) para el ensamble en la posición 2	66
4.36 Desplazamiento (mm) para el ensamble en la posición 2	67
4.37 Restricciones para pieza N° 8.....	68
4.38 Distribución de cargas para pieza N° 8.....	69
4.39 Mallado para pieza N° 8	69
4.40 Esfuerzos de Von Mises (Pa) para pieza N° 8.....	70
4.41 Desplazamiento (mm) para pieza N° 8	71
4.42 Restricciones para pieza N° 5.....	72
4.43 Distribución de cargas para pieza N° 5.....	73
4.44 Mallado para pieza N° 5	73
4.45 Esfuerzos de Von Mises (Pa) para pieza N° 5.....	74
4.46 Desplazamiento (mm) para pieza N° 5	75
4.47 Restricciones para perno de unión	76
4.48 Distribución de cargas para perno de unión	77
4.49 Mallado para perno de unión	77
4.50 Esfuerzos de Von Mises (Pa) para perno de unión	78
4.51 Desplazamiento (mm) para perno de unión.....	79
4.52 Distribución de cargas para pieza N°2.....	80
4.53 Cargas aplicadas en la soldadura en la pieza N°5	81

Índice de Tablas

2.1 Selección de dimensiones estructurales del cuerpo y de peso en adultos...	19
4.1 Lista de piezas que conforman la solución definitiva.....	47
5.1 Productos comerciales requeridos para la fabricación del rehabilitador de rodilla.....	85
5.2 Productos manufacturados requeridos para la fabricación del rehabilitador de rodilla.....	88
5.3 Materiales requeridos para la fabricación del chasis	89
5.4 Materiales requeridos para la fabricación de posa pies.....	89
5.5 Materiales requeridos para la fabricación de elemento de movimiento articulado	90
5.6 Materiales requeridos para la fabricación de los elementos acolchados..	90
N5.7 Materiales requeridos para la fabricación de los elementos acolchados.	90
5.8 Equipos requeridos para la fabricación del rehabilitador	91
5.9 Costo de productos comerciales requeridos para la fabricación del rehabilitador.....	92
5.10 Costo de mano de obra pieza manufacturadas	92
5.11 Costo de los productos manufacturados requeridos para la fabricación del rehabilitador de rodilla	93
5.12 Costos asociados al rehabilitador y sus similares	94

Resumen

La siguiente investigación tiene como propósito desarrollar el diseño de un rehabilitador de rodilla que permita al paciente realizar terapias de manera activa. Para lograr el objetivo propuesto, se plantean dos alternativas de solución basadas en las características esperadas y en las limitaciones bajo las cuales debe operar el rehabilitador de rodilla. Para llevar a cabo la selección de la solución se evalúa el funcionamiento para el cual se está diseñando el dispositivo, el cual es evaluado con un programa basado en el Método de Elemento Finitos (MEF). Posteriormente, se lleva a cabo un modelo computacional en Solidworks 2011®, con el fin de analizar los esfuerzos y desplazamientos a las cuales se someterá el rehabilitador en condiciones de trabajo.

Los resultados obtenidos a partir del modelo analizado muestran la concentración de los esfuerzos en el rehabilitador siendo el estado más crítico por el efecto de la posición en la cual el dispositivo soporta al paciente en la posición 2 (paciente acostado). Sin embargo en ninguno de los casos se supera el límite elástico del material, por lo tanto se considera que el modelo presenta un adecuado diseño para las condiciones de cargas establecidas.

Finalmente se presenta un estudio de factibilidad técnica y económica para determinar los costos requeridos y la posible construcción del rehabilitador determinando la inversión inicial con materiales de comercialización nacional.

Introducción

La rodilla es la articulación más importante del cuerpo humano, debido a que permite acciones como caminar y correr, lo cual la hace vulnerable a sufrir impactos directos de alta energía, generando traumatismos que causan lesiones muy complejas, las cuales ameritan rehabilitación o intervención quirúrgicas. Debido a esto inmediatamente después de la operación se requiere de rehabilitación, bien sea activa o pasiva.

Con el fin de proporcionar una mejor rehabilitación, los médicos recomiendan utilizar equipos que ayuden a los fisiatras a realizar esta tarea; sin embargo, en los centros públicos no se dispone de un número suficiente de este tipo de dispositivos, motivo por el cual la mayoría de las veces se realiza la rehabilitación de manera manual.

Dado lo anterior, con el fin de ofrecer una alternativa económica y que realmente ayude a los pacientes a realizar la rehabilitación, la presente investigación plantea entre sus objetivos lograr el diseño de un rehabilitador de rodilla, seleccionando los materiales de comercialización nacional para el diseño de la misma. Para ello, se lleva a cabo la generación de una solución que correspondan con el objetivo propuesto la cual es evaluada con un programa basado en el Método de Elemento Finitos (MEF). Posteriormente, se lleva a cabo un modelo computacional en Solidworks 2011®, con el fin de analizar los esfuerzos y desplazamientos a las cuales se someterá el rehabilitador en condiciones de trabajo.

Finalmente se presenta un estudio de factibilidad técnica y económica para determinar los costos requeridos para la posible construcción del rehabilitador y determinar la inversión inicial con materiales de comercialización nacionales.

CAPÍTULO 1

El Problema

En este capítulo se establecerá el problema para el cual se está realizando este trabajo de grado y se plantearán objetivos, limitaciones, alcances y justificación, para lograr un diseño acorde con los requerimientos necesarios de un rehabilitador de rodilla.

1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

La rodilla soporta el 75% del peso del cuerpo humano distribuida entre ambas. Es la articulación más grande del cuerpo y al mismo tiempo es una de las más complejas. Las estructuras que comprende la rodilla son: huesos, ligamentos, tendones y músculos.

Prácticamente no existe una actividad que implique desplazamiento en la cual no se utilice esta articulación. En la práctica deportiva, especialmente en los deportes de contacto como son por ejemplo el fútbol, el básquetbol y el rugby, las exigencias biomecánicas sobre la rodilla son muy grandes.

Cuando la articulación está saludable se mueve ejerciendo dos movimientos principales flexión y extensión, con suavidad y facilidad, permitiendo caminar, correr y voltear sin dolor alguno. Sin embargo, frecuentemente la rodilla se ve afectada por lesiones como:

- Esguince de ligamento lateral interno de rodilla.
- Esguince ligamento lateral externo de rodilla.
- Artritis y artrosis.

- Condromalacia rotuliana.
- Desgarro meniscal y ruptura de menisco.
- Lesión del ligamento cruzado anterior (LCA) y ligamento cruzado posterior (LCP).

Todas estas lesiones requieren rehabilitación de la articulación de la rodilla, sin embargo actualmente los principales equipos para rehabilitación en el país son insuficientes y en mucho de los casos se realizan terapias de manera manual, causando incomodidad al paciente debido a que se genera dolor.

Dado lo anterior, desde el Centro de Biomecánica de la Universidad de Carabobo, evaluando las necesidades de este tipo de dispositivos en los centros públicos de rehabilitación. Se propone diseñar un rehabilitador de rodilla activo con el cual los pacientes afectados por alguna lesión de esta articulación logren recuperar los ángulos normales de movimiento

1.2 OBJETIVOS

Diseñar un rehabilitador de rodilla.

1.2.1 Objetivos específicos

- Evaluar los aspectos anatómicos y fisiológicos de la articulación de la rodilla así como dispositivos de rehabilitación existentes.
- Proponer modelos de rehabilitador de rodilla basados en la utilización de materiales de comercialización nacional.
- Analizar el modelo seleccionado de rehabilitador de rodilla empleando un programa basado en el Método de Elementos Finitos (MEF).
- Diseñar todos los elementos que constituyen el rehabilitador de rodilla.
- Determinar la factibilidad técnica y económica de la propuesta planteada.

1.3 LIMITACIONES

- Respecto al tema planteado no se dispone de amplios antecedentes en el campo científico-tecnológico.
- En el país es difícil conseguir dispositivos que realicen la rehabilitación activa de rodilla, ya que en la mayoría de los casos se realizan de manera manual.
- Es un campo amplio ya que es una articulación muy delicada y compleja, por lo que se necesita la ayuda de un traumatólogo y un terapeuta para la realización de esta investigación.

1.4 JUSTIFICACIÓN

El desarrollo de modelos de rehabilitadores de rodilla en la Escuela de Ingeniería Mecánica de la Universidad de Carabobo ofrece la posibilidad de iniciar, en un futuro cercano, la construcción de este tipo de dispositivos, y posteriormente ser ofrecidos al sistema de salud venezolano.

En muchos centros asistenciales no se cuenta con los recursos suficientes para la adquisición de estos equipos, los cuales ayudan al paciente a tener una pronta recuperación.

La utilización de materiales, mano de obra y maquinarias en la región tendería a bajar los costos de adquisición del producto; en relación con equipos similares. Finalmente, la justificación más relevante de la presente investigación se basa en el hecho de mejorar la calidad de vida de los pacientes hospitalizados en los centros de salud.

Todo lo descrito anteriormente es para poder ofrecer un equipo de calidad que realice el trabajo para el cual se está diseñando, y sea accesible a los distintos centros asistenciales que lo requieran para rehabilitar esta articulación tan importante.

1.5 ALCANCE

La investigación consiste en diseñar un rehabilitador activo de rodilla. Empleando un programa basado en el MEF a manera de evaluar el estado de esfuerzos y desplazamientos a los cuales se pueda someter dicho dispositivo.

CAPÍTULO 2

Marco Teórico

En este capítulo se muestran los aspectos teóricos fundamentales para llevar a cabo el diseño de un rehabilitador de rodilla, iniciando con las características anatómicas y estructurales de la articulación, así como su respuesta ante la acción de cargas mecánicas responsables de la generación de lesiones en la rodilla. Adicionalmente, se presentan patologías para las cuales se indican rehabilitación de rodilla.

2.1 ANTECEDENTES PRELIMINARES

- Fuentes 2002, presenta una serie de 348 pacientes con patología de rodilla, tratados entre enero de 1996 a junio del 2002 (12/66 años), con un seguimiento postoperatorio promedio de tres años. Todos los pacientes fueron sometidos a artroscopia terapéutica, de acuerdo con un protocolo establecido, por medio del cual la mayoría de los pacientes se sometieron a cirugía ambulatoria. De lo anterior se obtuvieron los siguientes resultados: la patología más común fue las lesiones meniscales traumáticas y degenerativas 236 casos (67%) posteriormente se encontró enfermedad articular degenerativa 46 casos (13%), mal alineamiento rotuliano (síndrome de hiper presión lateral) 12 pacientes (3%), artritis séptica 11 pacientes (2,9%), 9 pacientes con ruptura del ligamento cruzado anterior LCA (2,6%) y finalmente hubo 25 pacientes (7,1%) con diversas formas de patología sinovial.
- La empresa Chattanooga, diseñó un dispositivo denominado OptiFlex 3 diseñado para ayudar al paciente a recuperarse después de la cirugía de

articulación. Esta unidad se usa en el post-operatorio, normalmente para una sustitución total de la rodilla y reparaciones del Ligamento cruzado anterior (LCA). Después de una cirugía importante de articulaciones, si un paciente no logra mover la articulación, el tejido alrededor de la articulación se agarrotará y se formará tejido cicatricial, dando como resultado una articulación con un rango de movimiento limitado. Flexionando y extendiendo repetidamente la articulación afectada por un arco de movimiento prescrito durante un periodo prolongado de tiempo, la Unidad MPC (Movimiento Pasivo Continuo) OptiFlex 3 reduce los efectos adversos de la inmovilización y trauma en la articulación de la rodilla. En la figura 2.1 se muestra el modelo OptiFlex 3 de rehabilitador de rodilla.



Figura 2.1 OptiFlex 3 (Catálogo Chattanooga, 2007)

- La empresa Chattanooga, diseñó el dispositivo ARTROMOT K3, el cual tiene un movimiento anatómicamente correcto gracias a su diseño de paralelogramo, dispone de un carro transportador para un mayor aprovechamiento. Este MPC de rodilla para la articulación de la rodilla y la cadera está diseñado para instalaciones de mucho uso donde es importante que los aparatos sean livianos y fáciles de utilizar. Al colgarse y ser portátil permite la programación rápida y fácil de los parámetros de trabajo del equipo.

Las características exclusivas de programación incluyen: ajustes de modo de calentamiento, ajuste de doble velocidad, tiempo de funcionamiento del paciente, tiempo de funcionamiento total del aparato, característica de inversión de carga, pausa, extensión y flexión, controles electrónicos digitales

que permiten al equipo comunicarse con el motor y el potenciómetro, el diseño del K3 es seguro y estable, con una base ancha y rodillos resistentes, la sencilla base del asiento facilita la elevación, el transporte y el almacenaje, motor silencioso, de alta calidad y larga duración, ortesis de acero inoxidable duradera, ancha y motor robusto que se adapta con facilidad a pacientes, pesa 11 kg (24,4 lb). En la figura 2.2 se muestra el modelo Artromot k3 de rehabilitador de rodilla. (Catálogo Chattanooga, 2007).



Figura 2.2 Artromot K3 (Catálogo Chattanooga, 2007)

- La empresa Enrafnonius, diseñó un dispositivo llamado Kinetec Spectra, el cual es un equipo para el MPC (Movimiento Continuo Pasivo) de rodilla, pie y cadera, rompe el ciclo traumático, inflamatorio y la pérdida de rango de movimiento, elimina la rigidez articular en rodilla. Proporciona un movimiento pasivo continuo postoperatorio inmediato, reduce el periodo de hospitalización En la figura 2.3 se muestra el modelo Kinetec Spectra de rehabilitador de rodilla (catálogo Kinetec, 2009).



Figura 2.3 Kinetec Spectra (Catálogo Kinetec, 2009)

Cabe destacar que el diseño se trata de un rehabilitador activo y estos antecedentes dan referencia de los elementos que permiten el movimiento de la articulación de la rodilla.

2.2 ANATOMÍA DE LA RODILLA

La rodilla está conformada particularmente por tres huesos, el fémur, la tibia y la rótula, como se observa en la figura 2.4. Por otra parte, el peroné se une a la tibia sin entrar directamente en la articulación y que presenta muy poco movimiento cuando la rodilla se mueve.

Los músculos que rodean la articulación de la rodilla se observan en las figuras 2.5 y 2.6.

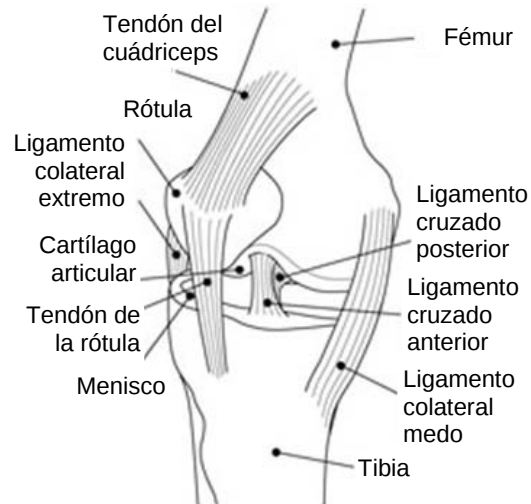


Figura 2.4 Vista lateral de rodilla (Yocochi, 1989)



Músculo cuádriceps

Figura 2.5 Vista de músculo cuádriceps (Yocochi, 2003)



Músculo femoral

Músculos gemelos

Figura 2.6 Vista de músculo femoral y gemelos (Yocochi, 2003)

2.3 PATOLOGÍAS EN LAS CUALES SE INDICAN REHABILITACIÓN DE RODILLA

2.3.1 Artritis de las rodillas

El tipo más común de artritis de la rodilla es la osteoartritis. Esta enfermedad hace que el cartílago de la rodilla se desgaste gradualmente.

La artritis reumatoidea es otro tipo de artritis que afecta la rodilla. Esta enfermedad causa inflamación en las rodillas y puede destruir el cartílago (Steiner, 2009).

2.3.2 Lesiones y trastornos de los cartílagos

El trastorno ocurre cuando el cartílago de la rótula se ablanda. La pueden causar algunas lesiones, el uso excesivo o la debilidad muscular. También puede suceder cuando algunas partes de la rodilla no están alineadas, o cuando recibe un golpe en la rótula desprendiendo un pedazo de cartílago que contenga un fragmento de hueso (Steiner y Parker, 2009).

2.3.3 Lesiones y trastornos de los tendones

Las lesiones de los tendones figuran desde la tendinitis (inflamación de un tendón) hasta la ruptura (desgarro) de un tendón, los tipos de trastornos son:

- La tendinitis rotuliana: ocurre en los deportes que requieren saltar.
- La enfermedad de Osgood-Schlatter: esta enfermedad causa hinchazón en la rodilla y la parte superior de la espinilla y ocurre si se desprende el tendón y arranca un pedazo de hueso.
- El síndrome de la cintilla iliotibial: ocurre cuando el tendón roza el hueso exterior de la rodilla, causando hinchazón (Birmingham et al, 2008).

2.3.4 Desgarro meniscal

El menisco es la parte de la rodilla más frecuentemente lesionada, el menisco sirve como cojín elástico en forma de curva donde contactan los huesos importantes de su pierna.

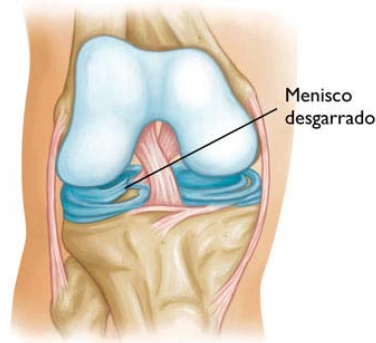


Figura 2.7 Menisco desgarrado
(Renstrom et al, 2008)

Los futbolistas y otros jugadores de deportes de contacto pueden lesionar el menisco por torcer la rodilla, girar, parar súbitamente o decelerar. En atletas, los desgarros meniscales suelen suceder en combinación con otros daños tales como un ligamento cruzado anterior (también llamado ACL, su sigla en inglés) lesionado como se muestra en la figura 2.7 (Renstrom et al, 2008).

2.3.5 Lesión del ligamento cruzado anterior (LCA) y posterior (LCP)

Es una ruptura o estiramiento excesivos del ligamento cruzado anterior (LCA) o posterior (LCP) en la rodilla. La ruptura puede ser parcial o completa.

El LCA y el LCP se cruzan dentro de la rodilla formando una "X"; es por esto que se los denomina ligamentos "cruzados" (similar a una cruz).

El ligamento cruzado posterior (LCP) es el ligamento más fuerte de la rodilla y se extiende desde la superficie superior de la tibia (hueso entre la rodilla y el tobillo) hasta la superficie frontal inferior del fémur (hueso que se extiende desde la pelvis hasta la rodilla) como se muestra en la figura 2.8 (Miller, 2007).

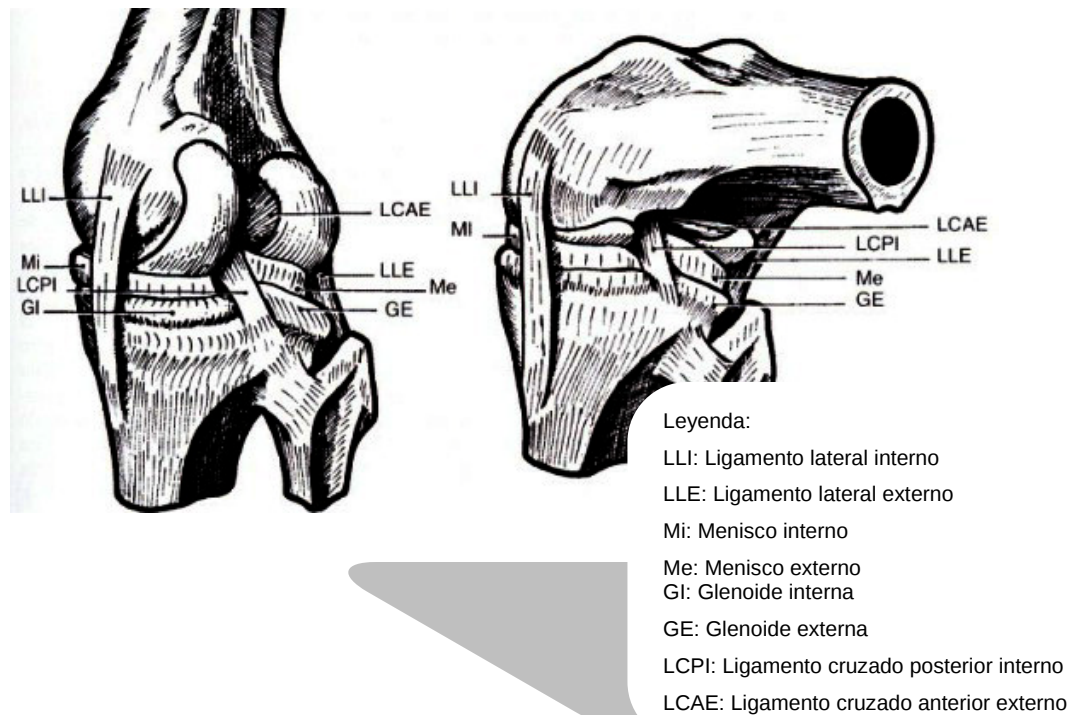


Figura 2.8 Ligamentos principales de la rodilla (Kapandji, 2003)

2.3.6 Lesión del ligamento lateral externo de la rodilla

Es una lesión del ligamento que se encuentra en la parte externa de la rodilla. Puede tratarse de un estiramiento, ruptura parcial o completa del ligamento.

El ligamento lateral externo generalmente se lesiona por presión o por una lesión que empuja la articulación de la rodilla desde el interior, lo cual ocasiona tensión sobre su parte externa (De Carlo y Armstrong, 2010).

2.3.7 Lesión del ligamento lateral interno de la rodilla

Es una lesión al ligamento de la parte interna de la rodilla, el cual mantiene la tibia (hueso de la espinilla) en su lugar. Puede tratarse de un estiramiento, ruptura parcial o completa del ligamento.

El ligamento lateral interno (LLI) va desde la superficie superior interna de la parte superior de la tibia hasta la superficie inferior interna del fémur. Ayuda a mantener estable la porción interna de la articulación de la rodilla.

El ligamento lateral interno (LLI) generalmente se lesiona por presión o tensión sobre la parte externa de la rodilla. Un bloqueo a la parte externa de la rodilla durante un juego de fútbol es una forma común para que este ligamento se lesione.

A menudo, este ligamento se lesiona al mismo tiempo que se presenta la lesión del ligamento cruzado anterior (LCA) (Singhal M, 2009).

2.4 FISIOLÓGÍA DE LA RODILLA

La rodilla es la articulación intermedia del miembro inferior. Principalmente, es una articulación de un solo grado de libertad, la flexión y la extensión como se muestra en la figura 2.9, las cuales regulan la distancia del cuerpo con respecto al suelo. La rodilla trabaja, esencialmente, en compresión bajo acción de la gravedad.

De manera accesoria, la articulación de la rodilla posee un segundo grado de libertad, la rotación sobre el eje longitudinal de la pierna, que solo aparece cuando la pierna está flexionada.

Desde el punto de vista mecánico la articulación de la rodilla es un caso sorprendente, ya que debe conciliar dos imperativos contradictorios: poseer una gran estabilidad en extensión máxima, posición en la que la rodilla hace esfuerzos importantes debido al peso del cuerpo y adquirir una gran movilidad a partir de cierto ángulo de flexión, movilidad necesaria en la carrera y para la orientación óptima del pie en relación a las irregularidades del terreno (Kapandji, 2003).



Figura 2.9 Movimientos de la rodilla, (a) Extensión, (b) Flexión (Kapandji, 2003)

2.4.1 Primer grado de libertad

Está condicionado por el eje transversal XX' , (ver figura 2.10) alrededor del cual se efectúan movimientos de flexo extensión en un plano sagital. Dicho eje XX' , incluido en un plano frontal, atraviesa horizontalmente los cóndilos femorales. Teniendo en cuenta la forma en voladizo del cuello femoral el eje de la diáfisis femoral no está situado exactamente en la prolongación del eje del esqueleto de la perna, y forma con este último un ángulo obtuso, abierto hacia dentro, de $170-175^\circ$.

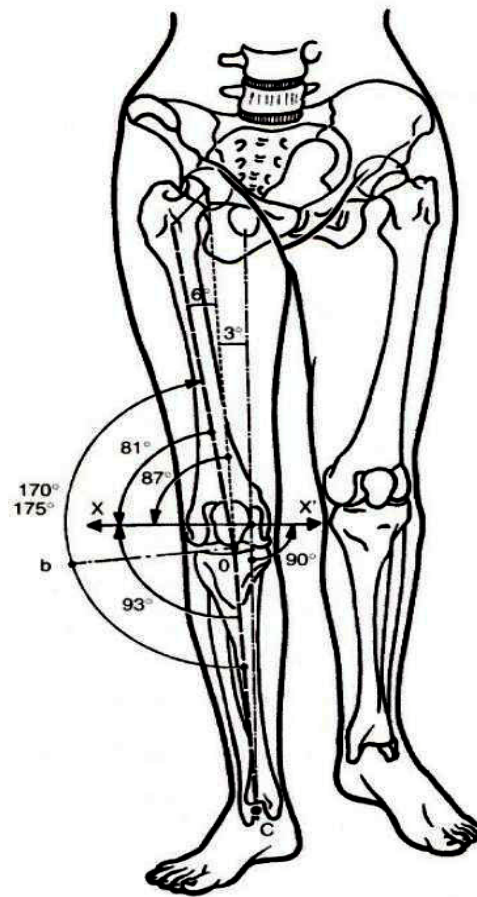


Figura 2.10 Ángulos de movimientos que permiten el primer grado de libertad (Kapandji, 2003)

Sin embargo, los tres centros articulares de la cadera (H), de la rodilla (O), y el tobillo (C) están alineados en una misma recta HOC ver figura 2.10 línea de trazos cortos, que representa el eje mecánico del miembro inferior. Por otra parte, el hecho de que las caderas estén más separadas entre sí que los tobillos, hacen que el eje mecánico del miembro inferior sea ligeramente oblicuo hacia abajo y adentro, formando un ángulo de 3° con la vertical.

Al ser horizontal, el eje de flexo-extensión XX' , no constituye la bisectriz (Ob) del ángulo de valgus: miden 81° entre XX' y el eje de la pierna como se observa en la figura 2.11. De lo cual se deduce que, en máxima flexión, el eje de la pierna no se sitúa exactamente detrás del eje del fémur, por detrás y un poco hacia dentro, lo que desplaza el talón hacia dentro del plano de simetría: la flexión máxima hace que el talón contacte con la nalga (Kapandji, 2003).

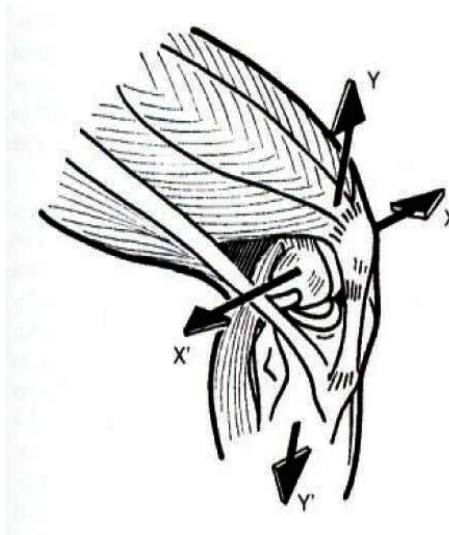


Figura 2.11 Vista lateral derecha de la rodilla en flexión (Kapandji, 2003)

2.4.2 Segundo grado de libertad

Consiste en la rotación alrededor del eje longitudinal YY' , de la pierna (ver figura 2.12), con la rodilla en flexión. La estructura de la rodilla hace esta rotación imposible cuando la articulación está en máxima extensión (Kapandji, 2003).



Figura 2.12 Vista lateral derecha de la rodilla en flexión (Kapandji, 2003)

En la figura 2.12 se ha dibujado el eje ZZ' , este eje no presume un tercer grado de libertad, cuando la rodilla esta flexionada, existe holgura mecánica que permite movimientos de lateralidad de 1 a 2 cm en el tobillo que hacen posible realizar su rotación interna y externa como se muestra en la figura

2.13; pero en extensión completa, estos movimientos de lateralidad desaparecen totalmente (Kapandji, 2003).

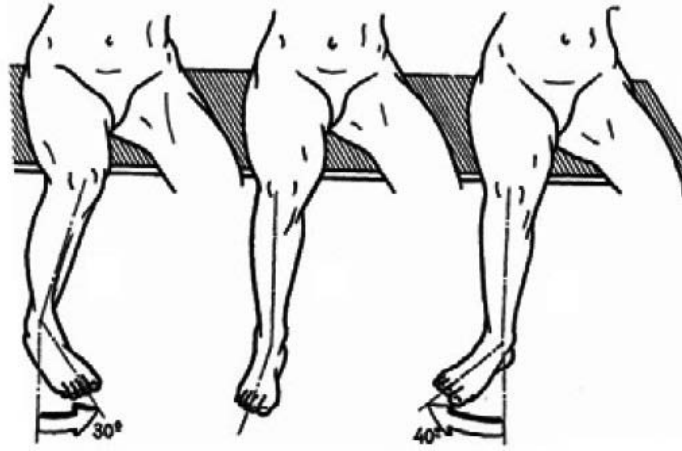


Figura 2.13 Rotación interna y externa de la articulación de la rodilla (Kapandji, 2003)

2.5 ANTROPOMETRÍA

Para la presente investigación se hace necesario conocer los aspectos antropométricos asociados con el cuerpo humano, específicamente al miembro inferior a manera de establecer las dimensiones más apropiadas al dispositivo a diseñar.

La antropometría se considera a como la ciencia que estudia las medidas del cuerpo humano, con el fin de establecer diferencias entre individuos, grupos, razas, entre otros.

Las dimensiones del cuerpo humano varían de acuerdo al sexo, edad, raza, nivel socioeconómico, entre otros; por lo que esta ciencia dedicada a investigar, recopilar y analizar estos datos, resulta una directriz en el diseño de los objetos y espacios arquitectónicos, al ser estos contenedores o prolongaciones del cuerpo y que por lo tanto, deben estar determinados por sus dimensiones. Estas dimensiones son de dos tipos esenciales: estructurales y funcionales. Las estructurales son las de la cabeza, troncos y extremidades en posiciones estándar. Mientras que las funcionales o dinámicas incluyen medidas tomadas durante el movimiento realizado por el cuerpo en actividades específicas (Panero y Zelnik, 1995).

Las mediciones de diferentes características del cuerpo pueden tener alguna aplicación específica, aunque sea para diseñar petos protectores para árbitros de béisbol, auriculares entre otros. Sin embargo, las mediciones de ciertas características del cuerpo tienen probablemente una utilidad bastante general, y los datos resumidos de algunas de estas características se presentará con propósitos de ejemplificación. Estos datos proceden de una investigación efectuada por el United States Public Health Service (Servicio de Sanidad Pública de los Estados Unidos); expresados en los porcentajes 5% y 95%. Se debe recordar que estos valores cubren edades que oscilan entre los dieciocho y los setenta y nueve años como se observa en la tabla 2.1 y en la figura 2.14 (Panero y Zelnik, 1995).

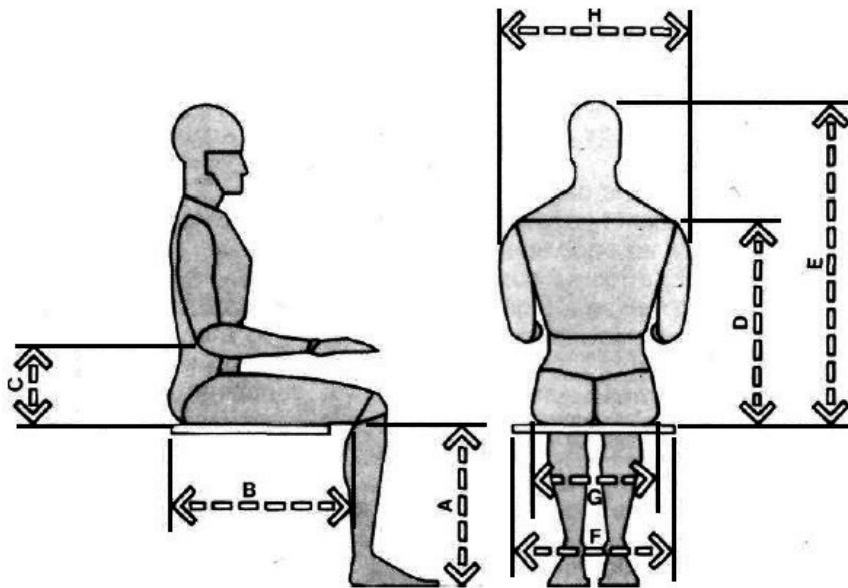


Figura 2.14 Dimensiones antropométricas fundamentales que se necesitan para el diseño de una silla (Panero y Zelnik, 1995)

Tabla 2.1 Selección de dimensiones estructurales del cuerpo y de peso en adultos (Panero y Zelnik, 1995)

Aspectos del cuerpo	Dimensiones en cm			
	HOMBRES		MUJERES	
	Percentil		Percentil	
	5	95	5	95
A Altura poplítea	39,4	49	35,6	44,5
B Longitud nalga-poplíteo	43,9	54,9	43,2	53,3
C Altura del codo en descanso	18,8	29,5	18	27,9
D Altura de hombro	53,3	63,5	45,7	63,5
E Altura sentado, normal	80,3	93	75,2	88,1
F Altura codo-codo	34,8	50,5	31,2	49
G Anchura de caderas	31	40,4	31,2	43,4
H Anchura de hombros	43,2	48,3	33	48,3

2.6 TIPOS DE REHABILITACIÓN

Las patologías de la articulación de la rodilla, como todas las demás, son tratadas de manera conservadora o quirúrgica según la gravedad de la lesión.

Se inicia precozmente, horas después de la cirugía, en la fase llamada de rehabilitación inmediata, para continuar durante algunas semanas de manera individualizada (el tiempo total de terapia lo determina la evolución particular de cada paciente) hasta el restablecimiento completo (Miralles, 1999).

A continuación se explican los tipos de rehabilitaciones existentes.

2.6.1 Rehabilitación pasiva

Los movimientos pasivos asistidos pueden producir relajación de estructuras fibrosas que pudieran estar contracturadas o retraídas manteniendo activos y completos los arcos de movilidad.

Las articulaciones se ven también favorecidas por ejercicios ya que el estiramiento de tejidos conectivos evita rigidez articular y futuras limitaciones por adherencias y contracturas de los diversos planos tisulares, manteniendo su elasticidad (<http://www.fisiolab.mx/rehabilitacion-pasiva>).

En la figura 2.15 se observa a un paciente recibiendo terapias de rehabilitación pasiva.



Figura 2.15 Rehabilitación pasiva (<http://www.fisiolab.mx/rehabilitacion-pasiva>)

2.6.2 Rehabilitación activa

Después de una lesión de la rodilla o de una cirugía, debe recuperarse la fuerza de la pierna totalmente, para asegurar un retorno seguro a las actividades de vida diaria y al deporte. Las metas de un programa de rehabilitación de rodilla completo son recuperar la fuerza normal, la resistencia, la flexibilidad, el equilibrio y la agilidad

En la figura 2.16 se observa a un paciente realizando rehabilitación activa en la cual está ejercitando el músculo del cuádriceps.



Figura 2.16 Rehabilitación activa
(<http://www.tecnosports.com.ve/productos.html>)

2.6.3 Modelos de rehabilitadores activos de rodilla

Actualmente en el mercado existen varios tipos de rehabilitadores activos entre los cuales se encuentran los electrónicos (a) y mecánico (b).



Son utilizados cuando el paciente es capaz por sí mismo de llevar a cabo el movimiento en contra de la gravedad, por lo que no necesita ayuda para su realización. Los ejercicios se llevan a cabo en equipos mecánicos como los que se observan en la figura 2.17.



Figura 2.17 Modelos existentes de rehabilitadores de rodilla
(<http://www.tecnosports.com.ve/productos.html>)

2.6.4 Protocolo para rehabilitación activa de rodilla

A continuación se presenta un ejemplo de protocolo de rehabilitación de rodilla siguiendo las recomendaciones del médico, ya que todos los ejercicios no son apropiados para todas las lesiones, descartando aquel ejercicio que cause dolor importante durante o después de la sesión de ejercicio.

- Cada sesión debe comenzar con la aplicación de calor durante 15 minutos y terminar con la aplicación de frío sobre la rodilla manteniendo la pierna en alto durante 10 minutos.
- El número de repeticiones es individualizado según el grado de afectación y forma física de cada paciente.
- Para evitar lesiones, el paciente debe ir progresando paulatinamente, evitar el dolor, y realizar el ejercicio correctamente.
- Los ejercicios de estiramiento ayudan a recuperar la elasticidad de los músculos y a prevenir lesiones futuras. Tales como estiramiento de isquiotibiales y estiramiento del cuádriceps (Miralles, 1999).

2.6.4.1 Prácticas comunes en la terapia de rehabilitación activa de la rodilla

Los ejercicios de fortalecimiento, permiten recuperar progresivamente la fuerza muscular y por lo tanto el control y la estabilidad de la articulación de la rodilla. Dado que el dispositivo de la presente investigación debe sustituir la terapia manual aplicada, a continuación se indican algunas de las practicas más comunes en la terapia de rehabilitación activa de rodilla.

- Acostado sobre la espalda, con las piernas estiradas y los pies apuntando hacia arriba, elevar la pierna a 45° como se muestra en la figura 2.18. Repita.



Figura 2.18 Posición de ejercicio con saco a un ángulo de 45° (Miralles, 1999)

- Realizar el ejercicio anterior con una resistencia mediante un saco de arena, colocado inmediatamente por debajo de la rodilla (ver figura 2.18) (Miralles, 1999).
- Acostado boca abajo flexionar la rodilla venciendo la resistencia de una goma como se muestra en la figura 2.19 (Miralles, 1999).



Figura 2.19 Ejercicio de flexión con goma de resistencia (Miralles, 1999)

- De pie frente a una silla, el paciente flexiona la pierna que va a ejercitar, colocando el pie sobre el asiento y sujetándose al respaldo. La otra pierna debe permanecer estirada. Debe reclinarse sobre la silla, flexionando más

la rodilla y estirando suavemente hasta regresar a la posición original como se muestra en la figura 2.20 (Miralles, 1999).



Figura 2.20 Ejercicio de flexión de rodilla con apoyo de silla (Miralles, 1999)

2.7 MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS

En la presente investigación, se aprovechan las ventajas que ofrece esta técnica numérica de aproximación para el diseño de un rehabilitador de rodilla, específicamente en la determinación del estado de esfuerzos y desplazamientos a los cuales se somete la pieza. Dado lo anterior, a continuación se presenta una descripción general del MEF, resaltando su aplicación en la mecánica de sólidos.

El método de elementos finitos (MEF) es ampliamente utilizado en diversos campos de la ingeniería (Valero, 2004).

2.7.1 El método general

La forma más intuitiva de comprender el método, al tiempo que la más extendida, es la aplicación a una placa sometida a tensión plana. El MEF se puede entender, desde un punto de vista estructural, como una generalización del cálculo matricial de estructuras al análisis de sistemas continuos. De hecho el método nació por evolución de aplicaciones a sistemas estructurales.

El MEF es un método de aproximación de problemas continuos, de forma que:

- El continuo se divide en un número finito de partes, denominados “elementos” cuyo comportamiento se especifica mediante un número finito de parámetros. asociados a ciertos puntos característicos denominados “nodos”, como se observa en la figura 2.21. Estos nodos son los puntos de unión de cada elemento con sus adyacentes.
- La solución del sistema complejo sigue las reglas de los problemas discretos. El sistema completo se forma por ensamblaje de elementos.
- Las incógnitas del problema dejan de ser funciones matemáticas y pasan a ser el valor de estas funciones en los nodos.

El comportamiento en el interior de cada elemento queda definido a partir del comportamiento de los nodos mediante las adecuadas funciones de interpolación o funciones de forma. Un elemento finito e viene definido por sus nodos (i,j,m) y por su contorno formado por líneas que los unen. Los desplazamientos $\mathbf{u}$ de cualquier punto del elemento se aproximan por un vector columna $\mathbf{u}$ como se expresa en la ecuación 2.1 (Valero, 2004).

$$\vec{u} = \sum N_i a_i^e = [N_i N_j \dots] \begin{pmatrix} \vec{a}_i \\ \vec{a}_j \\ \dots \end{pmatrix}^e = N a^e \quad (2.1)$$

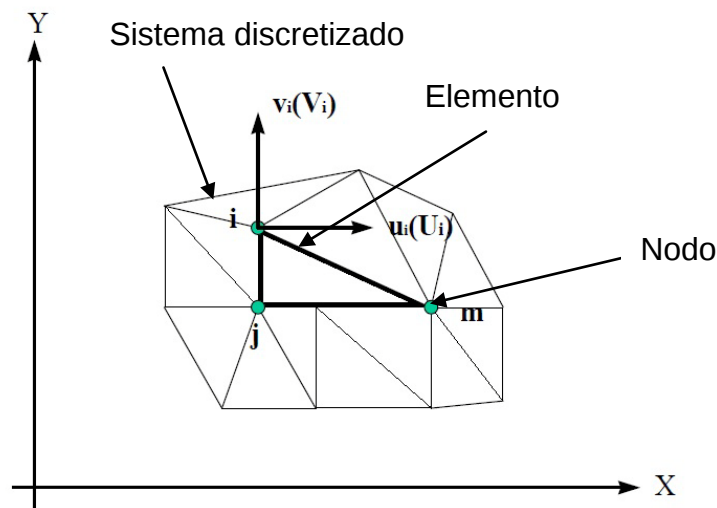


Figura 2.21 Análisis nodal de pieza (Valero, 2004)

Donde **N** son funciones de posición dadas (funciones de forma) y **a** es un vector formado por los desplazamientos nodales de los elementos considerados. Para el caso de tensión plana.

$$u = \begin{Bmatrix} u(x, y) \\ v(x, y) \end{Bmatrix}, \quad a_i = \begin{Bmatrix} u_i \\ v_i \end{Bmatrix}$$

- **u**: son los movimientos horizontal y vertical en un punto cualquiera del elemento.
- **a_i**: son los desplazamientos del nodo i.

Las funciones **N_i**, **N_j**, **N_m**, han de escogerse de tal forma que al sustituir en las coordenadas nodales, se obtengan los desplazamientos nodales.

Conocidos los desplazamientos de todos los puntos del elemento, se pueden determinar las deformaciones (ϵ) en cualquier punto que vendrán dadas por una relación del tipo de la ecuación 2.2, (Valero, 2004).

$$\epsilon = Su \quad (2.2)$$

Siendo **S** un operador lineal adecuado. Sustituyendo, la expresión (2.1) en (2.2) se obtienen las expresiones siguientes,

$$\epsilon = Ba \quad (2.3)$$

$$B = SN \quad (2.4)$$

Suponiendo que el cuerpo está sometido a unas deformaciones iniciales ϵ_o debidas a cambios térmicos, cristalizaciones, entre otros. y que tiene tensiones internas residuales σ_o , la relación entre tensiones y deformaciones en el cuerpo viene dada por:

$$\sigma = D(\epsilon - \epsilon_o) + \sigma_o \quad (2.5)$$

Siendo D una matriz de elasticidad que contiene las propiedades del material o materiales. Se define, como las fuerzas que actúan sobre los nodos, que son estáticamente equivalentes a las tensiones en el contorno y a las fuerzas distribuidas que actúan sobre el elemento.

$$q^e = \begin{Bmatrix} q_i^e \\ q_j^e \\ \dots \end{Bmatrix} \quad (2.6)$$

Cada fuerza q_i^e debe tener el mismo número de componentes que el desplazamiento nodal a_i correspondiente y debe ordenarse en las direcciones adecuadas. En el caso particular de tensión plana, las fuerzas nodales son:

$$q^e = \begin{Bmatrix} U_i \\ V_i \end{Bmatrix} \quad (2.7)$$

Las fuerzas distribuidas (**b**) son las que actúan por unidad de volumen en direcciones correspondientes a los desplazamientos **u** en ese punto. La relación entre las fuerzas nodales y tensiones en el contorno y fuerzas distribuidas se determina por medio del método de los trabajos virtuales. El resultado es el siguiente (V^e es el volumen del elemento **e**),

$$q^e = \int_{V^e} B^T \sigma \cdot dV - \int_{V^e} N^T b \cdot dV \quad (2.8)$$

Esta expresión es válida con carácter general cualesquiera que sean las relaciones entre tensiones y deformaciones. Si las tensiones siguen una ley lineal como en (2.5), se puede describir la ecuación en la forma siguiente:

$$q^e = K^e a^e + f^e \quad (2.9)$$

$$K^e = \int_{V^e} B^T DB \cdot dV \quad (2.10)$$

$$f^e = - \int_{V^e} N^t b \cdot dV - \int_{V^e} B^T D \varepsilon_0 \cdot dv + \int_{V^e} B^T \sigma_0 \cdot dV \quad (2.11)$$

En la expresión de f^e aparecen, por este orden, las fuerzas debidas a las fuerzas distribuidas, las deformaciones iniciales y las tensiones iniciales K es la matriz de rigidez.

Si existen fuerzas distribuidas por unidad de superficie (t), se tendría que añadir un término adicional a las fuerzas nodales del elemento cuyo contorno posee una superficie A^e . El término adicional sería:

$$- \int_{A^e} N^T t \cdot dA \quad (2.12)$$

tendrá que tener el mismo número de componentes que u para que la expresión anterior sea válida.

Una vez obtenidos los desplazamientos nodales por resolución de las ecuaciones, se pueden calcular las tensiones en cualquier punto del elemento a partir de:

$$\sigma = DBae - D\varepsilon + \sigma \quad (2.13)$$

La resolución del sistema anterior permite obtener los desplazamientos (u) en los nodos y con ello definir de manera aproximada el campo de desplazamientos en el elemento finito (Valero, 2004).

A continuación en la figura 2.22 se presenta de manera explicativa cómo funciona el método de elemento finito.

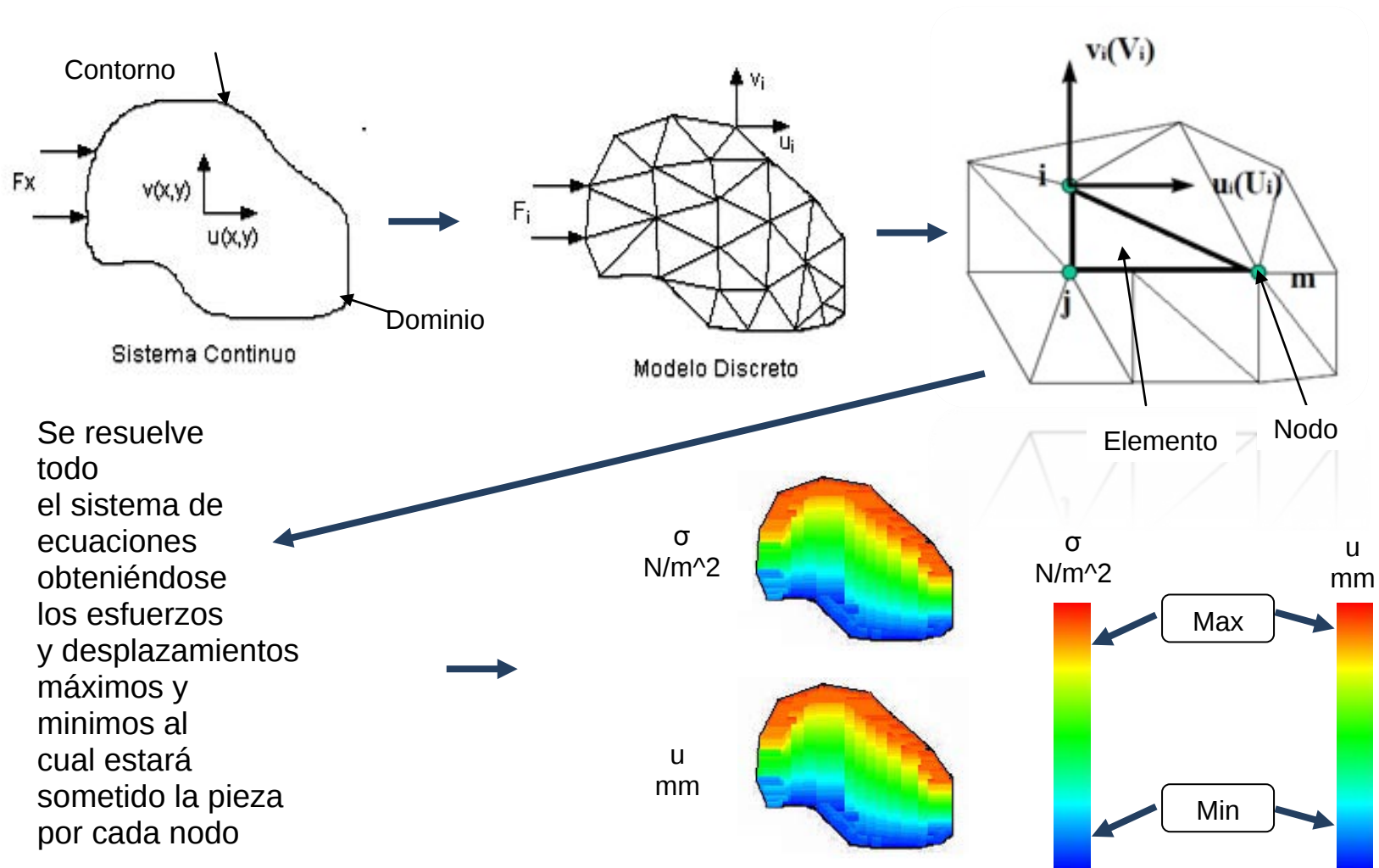


Figura 2.22 Explicación del método de elemento finito

2.7.2 Funciones de forma

La interpolación es un elemento clave del MEF, puesto que es a través de las funciones de forma, o interpolación, que se consigue reducir el problema a la determinación de los corrimientos de unos nodos. Estas funciones deben dar valores suficientemente aproximados de los corrimientos de cualquier punto del elemento, en función de los corrimientos de los nodos.

2.7.3 Propiedades de las funciones de forma

- Derivabilidad: si el operador $\mathbf{S}$ es de orden m la función de forma deberá soportar la m -ésima derivada.
- Semejanza con las leyes de distribución de corrimientos: las leyes de distribución de corrimientos son continuas, por lo que también lo deben ser las funciones una vez aplicado el operador $\mathbf{S}$.
- Condición de polinomio completo: si la función de forma escogida es polinómica, lo que suele ser lo más habitual, para que la función se aproxime hasta el término m -ésimo a la solución real, el polinomio debe ser completo (Valero, 2004).

2.7.4 Tipos de funciones de forma

En cada elemento se pueden distinguir tres tipos de nodos, primarios, secundarios e intermedios como se muestra en la figura 2.23.

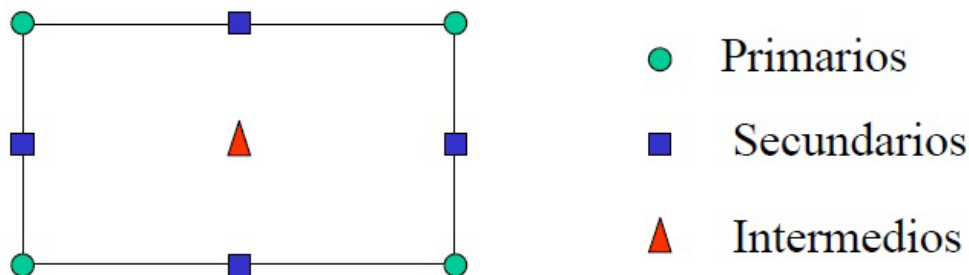


Figura 2.23 Tipos de nodos de un elemento (Valero, 2004)

Las funciones de forma se agrupan en dos familias principales en función del tipo de nodos (Valero, 2004).

- Serendípidas: en las que sólo existen nodos frontera (primarios y secundarios).
- Lagrangianas: incluyen además nodos intermedios.

Con el fin de conseguir un mayor ajuste de los elementos a la geometría del cuerpo, existe también una interpolación de tipo geométrico. Esto permite obtener elementos de lados curvos a partir de un elemento de referencia como se muestra en la figura 2.24.

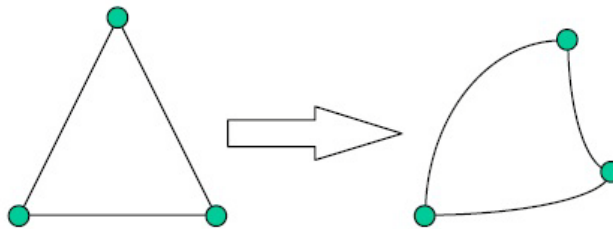


Figura 2.24 Transformación de la geometría mediante el empleo de funciones de interpolación (Valero, 2004)

No sólo pueden distorsionarse elementos bidimensionales en otros también bidimensionales, sino que se puede distorsionar elementos bidimensionales en elementos tridimensionales. Esto es así estableciendo una correspondencia biunívoca entre las coordenadas cartesianas y curvilíneas.

Es conveniente emplear funciones de forma también en las transformaciones curvilíneas que permiten la obtención de lados curvos.

Las transformaciones deben ser unívocas, es decir, a cada punto del sistema cartesiano le debe corresponder un único punto del sistema curvilíneo, y viceversa. Es decir no pueden existir elementos con pliegues (ver figura 2.25).

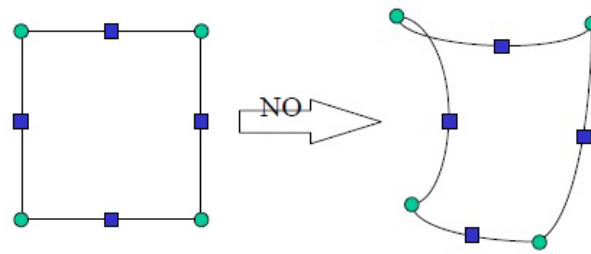


Figura 2.25 Transformación biunívoca que provoca pliegues en el elemento transformado (Valero, 2004)

2.7.5 Estimación del error y mallado adaptativo

Son diversas las fuentes de error en el análisis de problemas empleando el MEF (Zienkiewicz y Taylor, 1994).

Errores de modelización:

- En la modelización de cargas exteriores.
- Modelización de condiciones de contorno.
- Propiedades de los materiales.

2.7.6 Errores en la discretización

- Errores en la aproximación de la geometría. Por falta de capacidad de las funciones de forma geométricas de representar con exactitud la geometría real. Este problema se resuelve aumentando el mallado o refinándolo en las zonas conflictivas.
- Errores en la discretización. Relacionados con el tamaño del elemento y la función de forma de los corrimientos de los nodos. Como norma general se emplean elementos pequeños en las zonas de variación rápida de la solución, y elementos grandes en las zonas de variación lenta.
- Errores de computación.
- Error en la integración sobre los elementos. Dado que hay que tomar un grado de polinomio de Legendre, hay que aceptar un cierto grado de error (asociado al grado del polinomio).

- Error en la resolución del sistema de ecuaciones. Por errores de truncamiento en la representación interna del ordenador de los números reales, y por errores de redondeo (Zienkiewicz y Taylor, 1994).

2.7.7 Estimación del error

La forma exacta de determinar los errores asociados a la solución del problema, es conocer la solución exacta y restarle el valor obtenido:

$$e_{desplazamientos} = u_{real} - u_{calculado} \quad (2.11 \text{ a})$$

$$e_{deformaciones} = \varepsilon_{real} - \varepsilon_{calculada} \quad (2.11 \text{ b})$$

$$e_{tensiones} = \sigma_{real} - \sigma_{calculada} \quad (2.11 \text{ c})$$

Los estimadores de error que se emplean se basa en normas, que representan alguna cantidad escalar integral, para medir el error o la función misma.

La norma que se suele emplear es la norma de energía, que viene dada por,

$$\|e\| = \left[\int_{\Omega} (\varepsilon_{real} - \varepsilon_{calculada}) \cdot (\sigma_{real} - \sigma_{calculada}) \cdot d\Omega \right]^{1/2} \quad (2.12)$$

Expresión que guarda una relación directa con la energía de deformación del sistema, que viene dada por la expresión (Zienkiewicz y Taylor 1994).

$$dU = \int_{\Omega} d\varepsilon^T \cdot \sigma \cdot d\Omega \quad (2.12)$$

La dificultad estriba en que nunca se conocen los valores reales. Por ello la única manera que se ha encontrado de evaluar la bondad de las soluciones es mediante estimadores de error que comparan la solución $\sigma_{calculada}$ obtenida respecto a una solución obtenida interpolando con funciones $\mathbf{N}$ del mismo tipo que las empleadas para representar el campo de corrimientos $\mathbf{u}_{calculada}$. El resultado obtenido es σ , un campo de tensiones “aplanado”. El error estimado es:

$$e_{\sigma} = \sigma - \sigma_{calculado} \quad (2.13)$$

Este valor e_{σ} se puede introducir en la norma para calcular el error de esta norma o cualquier otra (corrimientos, deformaciones, entre otros) (Zienkiewicz y Taylor 1994).

2.7.8 Mallado adaptativo

La importancia de disponer de un medio para evaluar el error que se comete en el cálculo radica en que permite el refinamiento de los mismos. La finalidad es conseguir obtener resultados por debajo de un error marcado.

Existen tres formas de refinamiento de los problemas:

- Método H: consiste en la reducción del error actuando directamente sobre el tamaño del elemento y manteniendo constante la función de forma. Presenta dos inconvenientes, es el método más lento, desde el punto de vista de velocidad de convergencia; y se pierde el control sobre el mallado, pudiendo generarse mallas distorsionadas.

- Método P: consiste en ir aumentando progresivamente el grado de los polinomios de interpolación (funciones de forma), manteniendo fijo el tamaño de los elementos. Tiene mayor velocidad de convergencia que el método H, pero presenta el problema de que requiere acotar el grado máximo del polinomio.
- Método HP: consiste en el uso secuencial de ambas técnicas. En primer lugar se optimiza el mallado a la geometría, y posteriormente se modifica el grado del polinomio hasta alcanzar el error deseado (Zienkiewicz y Taylor 1994).

2.7.9 Diseño y análisis mediante programas de análisis de elementos finitos

Al utilizar un programa análisis por elementos finitos, se puede ayudar a reducir el tiempo total de desarrollo de un diseño, disminuyendo el número de ciclos modelo-pruebas-ensayos-evaluación.

Existen en la actualidad numerosos programas de análisis de elementos finitos tales como ABAQUS, PATRAN, NASTRAN, STRUDL, CAEPIPE, entre otros.

2.7.10 Aplicaciones del MEF en problemas de ingeniería

- **Análisis estructural:** consiste en modelos lineales y no lineales. Los modelos lineales usan simples parámetros y asumen que el material no es deformado plásticamente. Los modelos no lineales consisten en tensionar el material más allá de sus capacidades elásticas.
- **Análisis vibracional:** es usado para probar el material contra vibraciones aleatorias, choques e impactos. Cada uno de estos incidentes puede actuar en la frecuencia natural del material, que en cambio, puede causar resonancia y el consecuente fallo.
- **Análisis de fatiga:** ayuda a los diseñadores a predecir la vida del material o de la estructura, mostrando el efecto de los ciclos de carga sobre el

espécimen. Este análisis muestra las áreas donde la propagación de la grieta es más posible que ocurra.

Análisis de transferencia de calor: por conductividad o por dinámicas térmicas de flujo de materia o la estructura. Esto consiste en una transferencia con un transitorio regular. El estado continuo de transferencia se refiere a las propiedades térmicas en el material que tiene una difusión lineal de calor (Oñatez y Alonso, 1992).

CAPÍTULO 3

Marco Metodológico

Este capítulo abarca el marco metodológico de la investigación, describiendo el procedimiento a emplear para desarrollar el diseño del rehabilitador de rodilla, para ello se ha establecido un orden de actividades.

3.1 REVISIÓN DE BIBLIOGRAFÍA

La presente investigación se inicia con una revisión bibliográfica, basada en publicaciones recientes relacionadas con resultados en el diseño de rehabilitadores de rodilla, a manera de comprender los principios empleados para el diseño del mismo.

Específicamente, en esta fase se muestra información acerca de la anatomía y fisiología de la rodilla movimientos y ángulos normales de movilidad de la articulación mostrados en la figura 2.9.

Es importante recalcar que para esta investigación se muestran las diferentes patologías que sufre la articulación de la rodilla. Se estudiaron los diferentes tipos de rehabilitación como lo son: la activa y la pasiva, así como un protocolo para restablecer la movilidad por completo de la articulación de la rodilla

El diseño debe ser acorde a las medidas antropométricas para personas.

Se tomarán en cuenta sugerencias del médico fisiatra para el diseño del rehabilitador, basado en características que faciliten un óptimo funcionamiento

del mismo, y a su vez la utilización de materiales de comercialización nacional que permitan la fabricación.

3.2 PRESENTACIÓN DE POSIBLES SOLUCIONES

Se proponen dos modelos para los cuales se analizan las características deseadas en el rehabilitador y las restricciones respetando los aspectos antropométricos de cada individuo como se muestra en la figura 2.9 y tabla 2.1 del capítulo anterior.

Para poder seleccionar la mejor solución, esta debe cumplir con especificaciones fundamentales a manera de lograr un óptimo funcionamiento y uso por parte de los operarios, siendo acorde a las medidas antropométricas de una persona estándar, capaz de soportar un peso máximo de 150 kg, cumplir con los movimientos necesarios para realizar la rehabilitación, y por lo tanto ofrecer la posibilidad que el paciente sea capaz de llevar a cabo por sí mismo las funciones básicas del rehabilitador y ser fabricada bajo el concepto de mínimo mantenimiento y óptimo funcionamiento.

Se pretende que la solución planteada sea lo más económica posible de manera que pueda ser adquirida por los centros de rehabilitación a nivel nacional.

3.3 ANÁLISIS DEL MODELO SELECCIONADO DE REHABILITADOR DE RODILLA EMPLEANDO UN PROGRAMA BASADO EN EL MEF

En base al paso anterior, con el modelo seleccionado, se procede a realizar el análisis de los esfuerzos a los cuales se somete el dispositivo en condiciones normales de operación. Este procedimiento se lleva a cabo con la utilización de un programa basado en el método de elementos finitos.

Paso 1: se prepara el modelo para el cálculo en el que se realizará las operaciones de:

- Dibujo del modelo, o importación si se ha generado por medio de un sistema CAD que genere archivos de formatos compatibles.

- Selección del tipo de elemento o elementos a emplear. En función del tipo de cálculos a realizar el programa dispone de diferentes tipos de elementos que son específicos para cada aplicación.
- Selección de los materiales a emplear en la simulación.
- Asignación de elementos y propiedades de materiales a los diferentes componentes del modelo.
- Mallado de los componentes del modelo.
- Aplicación de las cargas exteriores y las condiciones de contorno del modelo.
- Aplicar las condiciones de contorno del modelo.

Paso 2: el programa Solidworks 2011® lleva a cabo todo el cálculo del MEF y genera los esfuerzos (Von Mises) y desplazamientos. Para el cual se realiza lo siguiente:

- Selección del tipo de cálculo a realizar.

Esta herramienta permite la representación gráfica de los resultados específicamente esfuerzos y desplazamientos, así como resultados indirectos que se pueden obtener operando las soluciones del modelo.

Posteriormente se diseñan cada uno de los elementos que constituyen el rehabilitador de rodilla, para el cual previamente se ha determinado el factor de seguridad del dispositivo empleando conceptos de diseño.

3.4 DETERMINACIÓN LA FACTIBILIDAD TÉCNICA Y ECONÓMICA DE LA PROPUESTA PLANTEADA

En esta etapa se evalúa la posibilidad de fabricación a partir de cada uno de los elementos que constituyen el rehabilitador. Para ello se utiliza un estudio general de los costos asociados a materiales y a procesos de

producción del mismo a manera de determinar el costo de fabricación y verificar la posibilidad de construir y comercializar el rehabilitador en el país.

CAPÍTULO 4

Resultados y Análisis

En este capítulo se presenta, de manera general, las alternativas de solución para el rehabilitador de rodilla; se lleva a cabo una evaluación de las mismas en base a características esperadas para la solución y las restricciones que establece el diseño, con el objetivo de seleccionar la mejor alternativa. Una vez concluida esta etapa se procede a realizar una evaluación numérica de la pieza que soporta la carga y deben ser analizados los esfuerzos y desplazamientos que se producen en el rehabilitador, con condiciones de carga previamente establecidas, utilizando el complemento de simulación del programa SolidWorks 2011®, y posteriormente se indica la descripción y el funcionamiento de cada una de las partes que conforman en rehabilitador.

4.1 ESPECIFICACIONES DEL SISTEMA A DISEÑAR

La solución seleccionada debe cumplir especificaciones fundamentales a manera de lograr un óptimo funcionamiento y uso por parte de los usuarios, por lo tanto debe:

- Ser acorde a las medidas antropométricas de una persona estándar ya que el dispositivo debe ser utilizado por una persona adulta.
- Ser capaz de soportar un peso máximo de 150 kg.
- Ser lo más ergonómico posible.

- Cumplir con los movimientos necesarios para realizar la rehabilitación de la rodilla.
- Ofrecer la posibilidad que el paciente sea capaz de llevar a cabo por sí mismo las funciones básicas del rehabilitador.
- Ofrecer un buen ajuste y apoyo en relación a la postura.
- De fácil funcionamiento al momento de realizar la rehabilitación.
- Ser fabricada bajo el concepto de mínimo mantenimiento y óptimo funcionamiento.

Se pretende que la solución planteada sea lo más económica posible de manera que pueda ser adquirida por los centros de rehabilitación a nivel nacional, adicionalmente se pretende que los materiales sean livianos y resistentes a las condiciones de trabajo. Así mismo, las piezas y accesorios requeridos en el diseño del dispositivo deben estar disponibles en el mercado nacional.

4.2 PLANTEAMIENTO DE LAS ALTERNATIVAS DE SOLUCIÓN

A partir de la situación problemática y el requerimiento de los pacientes para proporcionar la mejor rehabilitación, se proponen dos posibles soluciones que se presentan a continuación.

4.2.1 PROBABLE SOLUCIÓN N°1

La estructura del rehabilitador está formada por perfiles tubulares cuadrados (a) (figura 4.1) la cual, está compuesta por 27 piezas para completar el ensamblaje del mismo.

Presenta dos partes móviles (b) para la realización del ejercicio de extensión para ejercitar tanto la rodilla como el cuádriceps, los elementos fijos están sujetos con tornillos entre ellos (c), y pasadores (d) para las ruedas con agujeros, permitiendo al dispositivo realizar el trabajo para el cual se está diseñando. Es importante recalcar que este dispositivo trabaja con una

posición (sentado) permitiendo adaptar el posa pierna (e) a varias alturas para poder realizar la rehabilitación y tener una posición cómoda en la silla a personas tanto altas como bajas.

El esquema mostrado en la figura 4.1 muestra el rehabilitador de rodilla.

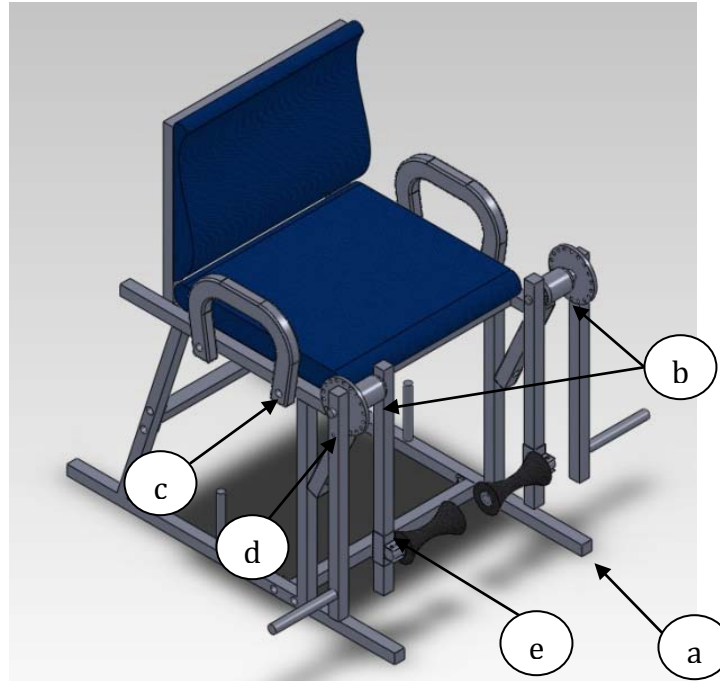


Figura 4.1 Vista isométrica de la probable solución N°1

4.2.2 PROBABLE SOLUCIÓN N°2

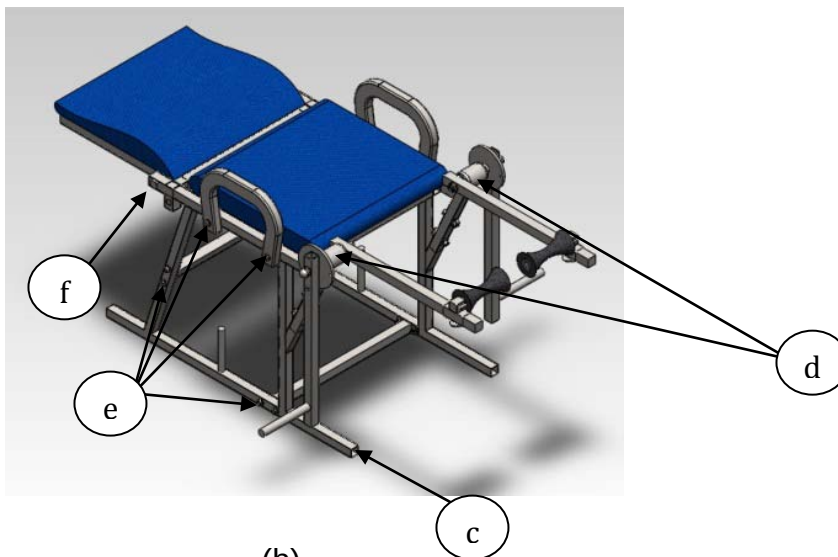
El esquema de la alternativa de solución N°2 se muestra en la figura 4.2. El dispositivo posee dos posturas en las cuales, para (a) se trabajará la rehabilitación de la rodilla así como también la del cuádriceps, y en (b) rehabilitando la parte posterior de la rodilla y el femoral, ya que estos dos músculos son de gran importancia para una rodilla sana y fortalecida (Miralles, 1999).



(a)

La estructura del rehabilitador (c) está formada por perfiles tubulares cuadrados huecos el cual junto con el asiento forman el chasis del rehabilitador, y está compuesta por 27 piezas para completar el ensamblaje del mismo como se muestra en la figura 4.2.

Presenta dos partes móviles (d), para realizar los movimientos de rehabilitación. Los elementos fijos están sujetos con tornillos entre ellos (e) y para sostener el espaldar se colocara un perno (f) para impedir que dicha pieza se mueva.



(b)

Figura 4.2 Probable solución N°2, (a) Vista isométrica postura sentado, segunda postura (b) Vista isométrica Postura acostado

4.3 SELECCIÓN DE LA MEJOR SOLUCIÓN

Tomando en cuenta las restricciones y criterios planteados, se lleva a cabo la evaluación de las dos alternativas de solución descritos, analizando además las ventajas y desventajas que ofrece cada una de las opciones. De acuerdo a lo anterior, se selecciona la alternativa N°2 debido a que:

- Son estéticamente parecidas aunque el 4.2 posee más funciones, ya que es de doble postura.
- La probable solución N°2 posee dos posiciones de trabajo, postura (a) para el trabajo de los cuádriceps, postura (b) para el trabajo de los femorales.
- Es un diseño estable, rígido, ofreciendo seguridad y un mejor rendimiento frente a las condiciones de trabajo.
- Postura de piernas en dos ángulos, los cuales son a -90° a 0° y de 0° a 180° .

4.4 ESPECIFICACIONES DEL SISTEMA DISEÑADO

En esta sección se indican detalladamente las características geométricas y funcionales de cada uno de los elementos que conforman el conjunto armado de la solución definitiva.

En la figura 4.3 se muestra la isometría en explosión de la solución propuesta, mientras que en la tabla 4.1 se indica la lista de piezas correspondientes.

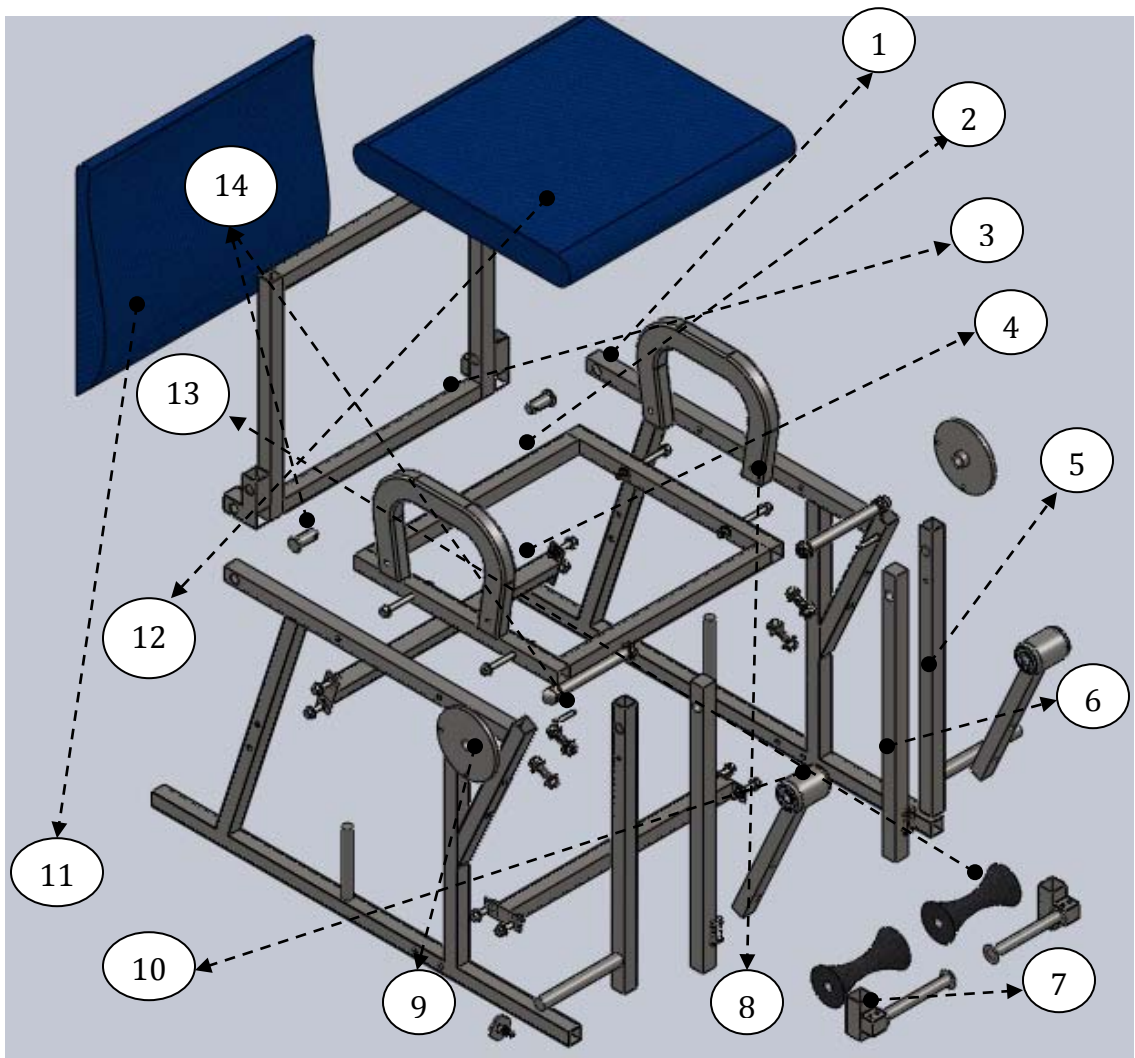


Figura 4.3 Vista en explosión de la solución seleccionada

Tabla 4.1 Lista de piezas que conforman la solución definitiva

Nº	Denominación	Cantidad
1	Parales del chasis	2
2	Asiento	1
3	Espaldar de rehabilitador de rodilla	1
4	Parales de unión	2
5	Barra para colocar pesas	2
6	Barras para colocar las piernas	2
7	Reposapiés	2
8	Posa manos	2
9	Pieza de doble ángulo	2
10	Elemento de movimiento articulado	2
11	Acolchado del espaldar	1
12	Acolchado del asiento	1
13	Acolchado del reposapiés	1
14	Pasadores	4
15	Elementos de fijación	22

A continuación se indican las especificaciones de cada una de las piezas que conforman el dispositivo.

4.4.1 Parales del chasis (1)

Son dos estructuras rígidas soldadas, que sirven de soporte para el asiento diseñadas con perfiles cuadrados, de material Acero AISI 1020, ISO 31X31X1,5 mm como se muestra en la figura 4.4.



Figura 4.4 Vista isométrica de los parales del chasis

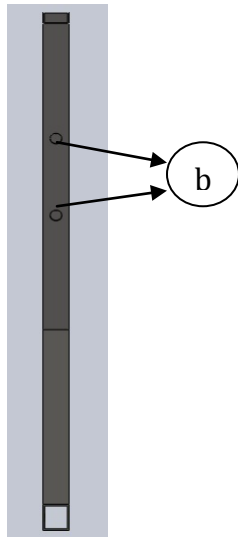


Figura 4.5 Vista lateral derecha de los parales del chasis

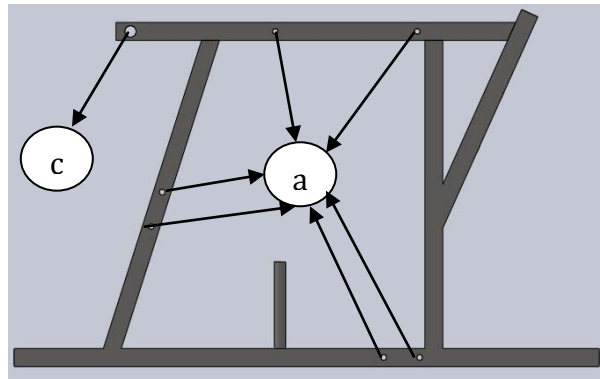


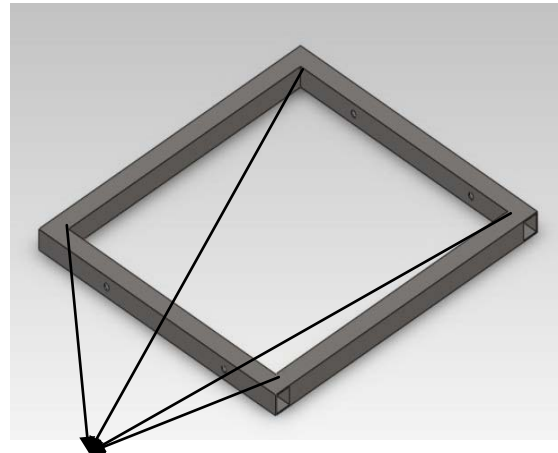
Figura 4.6 Vista frontal de los parales del chasis

Presenta nueve agujeros, taladrados pasantes de los cuales seis (a) son de 10 mm, dos (b) de 14 mm y el último para un pasador (c) de 20 mm.

4.4.2 Asiento (2)

Permite al paciente estar en una posición cómoda al momento de realizar la rehabilitación.

Es una estructura rígida soldada, diseñada con perfiles cuadrados, de material Acero AISI 1020, ISO 31X31X1,5 mm como se muestra en la figura 4.7.



Uniones
soldadas

Figura 4.7 Vista isométrica del asiento

4.4.3 Espaldar del rehabilitador de rodilla (3)

Está diseñada para una doble postura la cual brinda apoyo a la espalda del paciente en la posición sentado y el apoyo de todo el pecho en la posición acostado.

Diseñada con perfiles cuadrados, de material Acero AISI 1020, ISO 31X31X1,5 mm como se muestra en la figura 4.5.

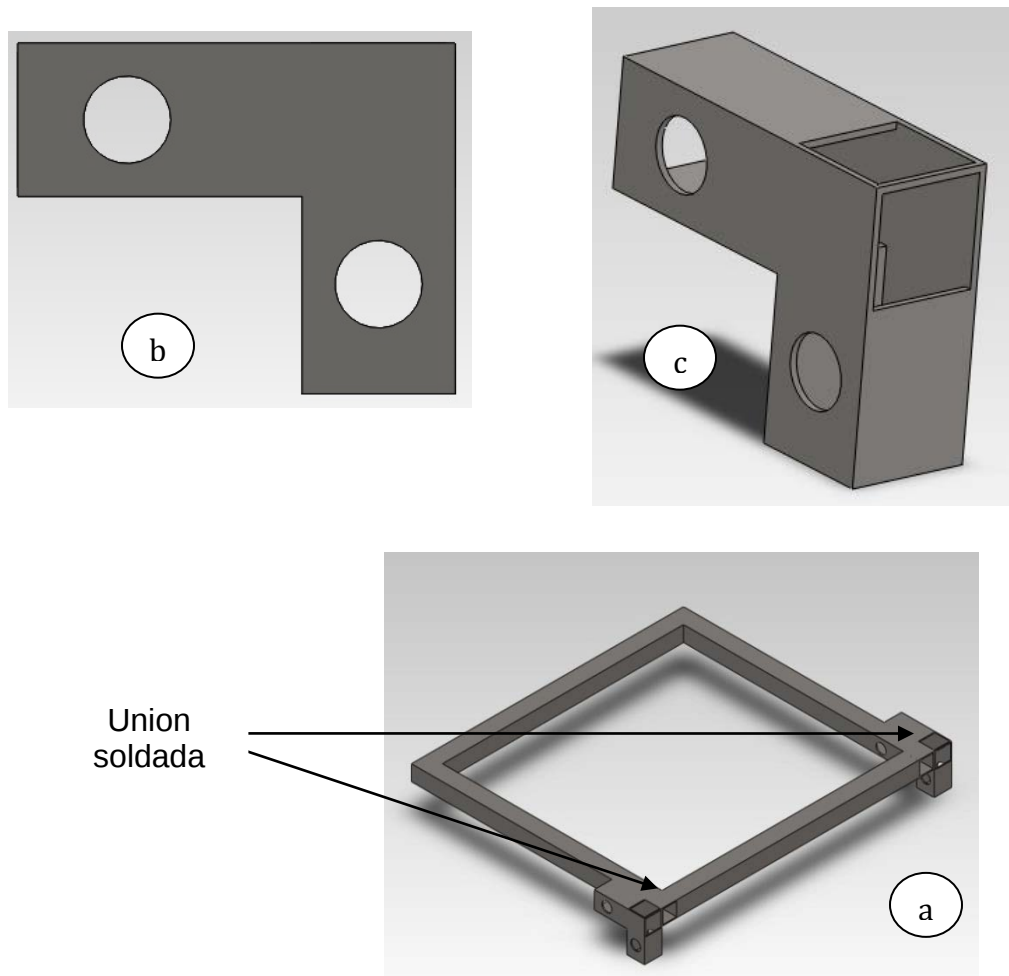


Figura 4.8 Espaldar del rehabilitador de rodilla (a) Vista isométrica del espaldar, (b) Vista frontal unión del chasis espaldar, (c) Vista isométrica unión del chasis espaldar

4.4.4 Parales de unión (4)

Son dos barras rígidas, diseñada con perfiles cuadrados, de material Acero AISI 1020, ISO 31X31X1,5 mm y platinas, posee cuatro perforaciones con diámetros de 10 mm como se muestra en la figura 4.9, los cuales se encargan de unir los parales del chasis para así darle mayor estabilidad y seguridad al rehabilitador

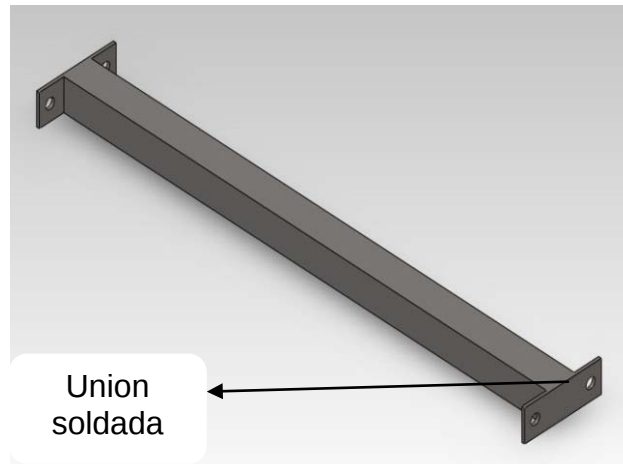


Figura 4.9 Vista isométrica de la barra de unión

4.4.5 Barras para colocar pesas (5)

Es una barra cuadrada hueca, diseñada con perfiles cuadrados, de material Acero AISI 1020, ISO 31X31X1,5 mm como se muestra en la figura 4.10.

Posee un perfil circular $\phi 25$ mm por 190 mm de largo para colocar las pesas.

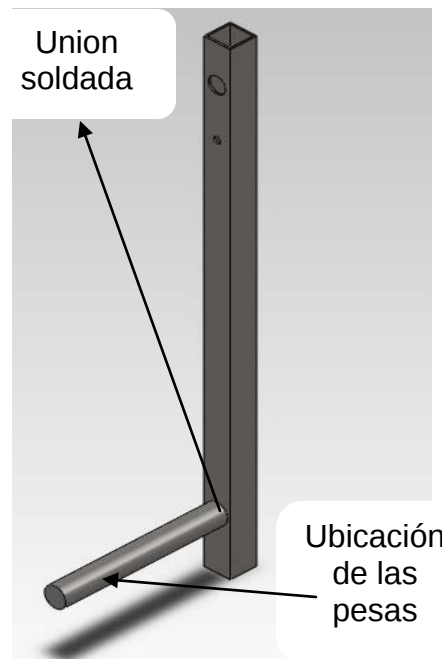


Figura 4.10 Vista isométrica de la barra para colocar las pesas

4.4.6 Barra para sostener el reposapiés (6)

Es una barra sólida, diseñada con perfiles cuadrados, de material Acero AISI 1020, ISO 31X31 mm como se muestra en la figura 4.8.

La barra posee cuatro agujeros en la parte posterior de 10 mm para poder adaptar los reposapiés a diferentes alturas, dependiendo de la estatura.

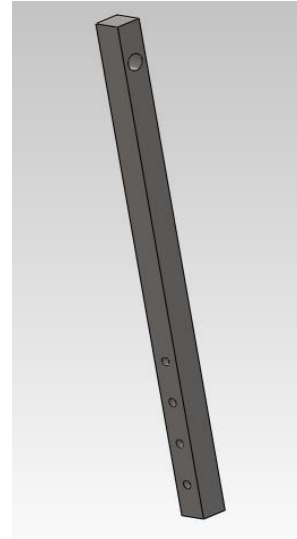


Figura 4.11 Vista isométrica de la barra para sostener el reposapiés

4.4.7 Reposapiés (7)

Es una estructura compuesta de acero AISI 1020, la cual está diseñada o constituida de dos piezas como se muestra en la figura 4.12, con el fin de poder colocar los pies para ayudar al paciente a sostener la pierna y poder ejecutar la rehabilitación.

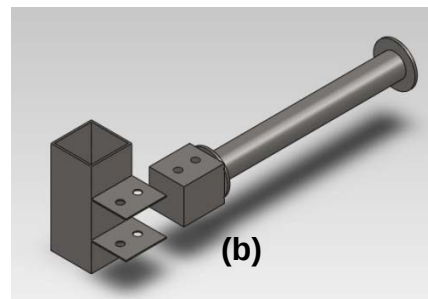
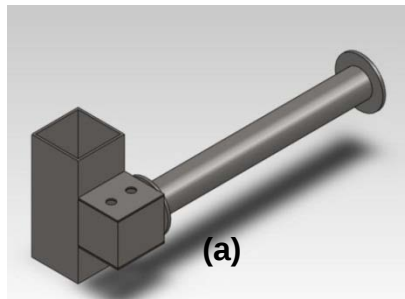


Figura 4.12 Reposapiés a) Vista de ensamblaje del reposapiés, b) Vista en explosión del reposapiés

4.4.8 Posa manos (8)

Funciona como un agarre sólido de acero AISI 1020 con dos agujeros de 10 mm cuya función es dar apoyo al paciente al momento de sentarse y pararse, durante el proceso de rehabilitación como se observa en la figura 4.13.

Se ubica al lado de la estructura del asiento.

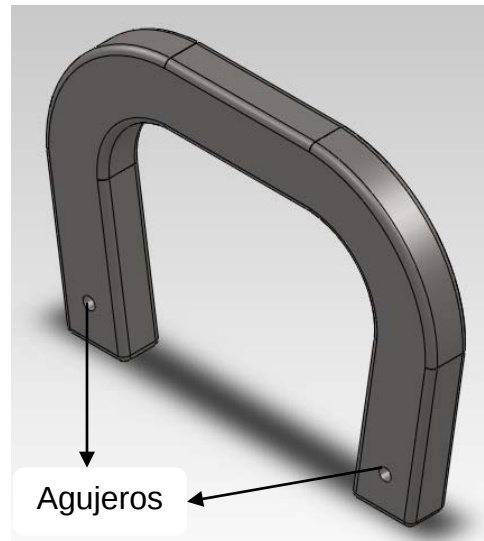


Figura 4.13 Vista isométrica de posamanos

4.4.9 Pieza de doble ángulo (9)

Es una pieza sólida de acero AISI 1020 la cual permite las dos posturas necesarias para la rehabilitación del paciente ya que cuenta con dos ángulos, de -90° a 0° para rehabilitar la primera postura (sentado) y 0° a 180° para la segunda (acostado), las perforaciones de 10 mm permiten realizar este cambio de posición como se muestra en la figura 4.14.

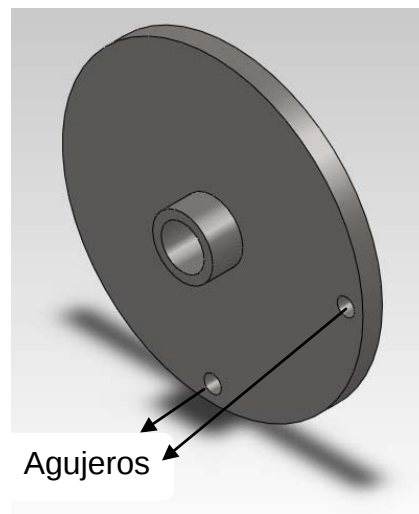


Figura 4.14 Vista isométrica de pieza de doble ángulo

4.4.10 Elemento de movimiento articulado (10)

Es una estructura sólida soldada de acero AISI 1020 como se muestra en la figura 4.15, ISO 28X28 mm conformada por dos rodamientos, los cuales ayudan al equipo a realizar el trabajo de extensión y flexión.

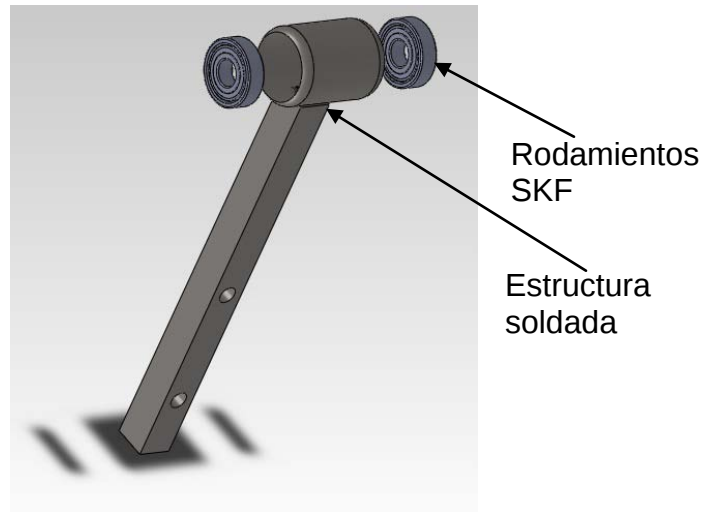


Figura 4.15. Vista en explosión del elemento de movimiento articulado

4.4.11 Acolchado de espaldar, asiento y reposapiés (11, 12,13)

En la figura 4.16 se muestra el acolchado del reposapiés, espaldar y asiento tienen como propósito lograr una postura más confortable del paciente en el rehabilitador compuesto de vinil y goma espuma.

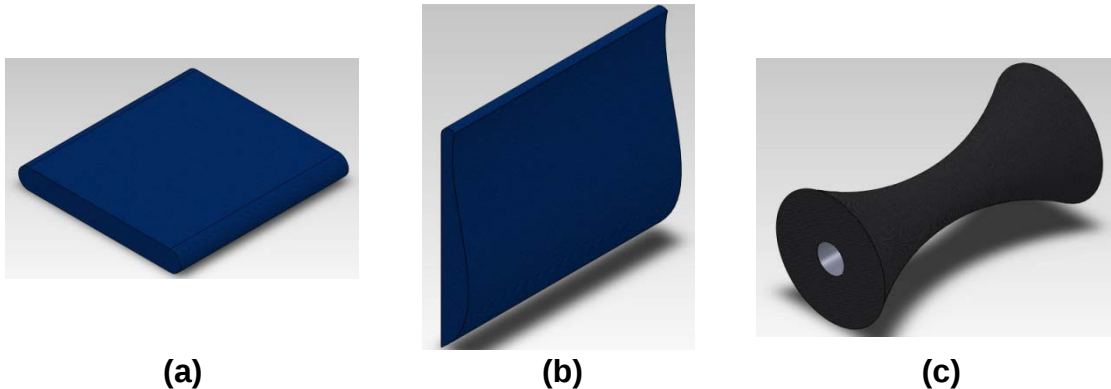


Figura 4.16 Vista isométrica de, (a) asiento , (b) espaldar, (c) reposapiés

4.4.12 Pasadores (14)

Se utilizan dos pasadores de acero AISI 1020, (a) ISO 2341 $\phi 8 \times 45$ mm, (b) ISO 2341 $\phi 20 \times 47$ mm como se observa en la figura 4.17.

El perno (a) se utiliza para cambiar la posición de trabajo de las piernas, es decir de posición vertical a horizontal mediante la pieza de doble ángulo. El perno (b) se utiliza para sostener el espaldar en una posición firme bien sea en la posición 1 o en la posición 2.

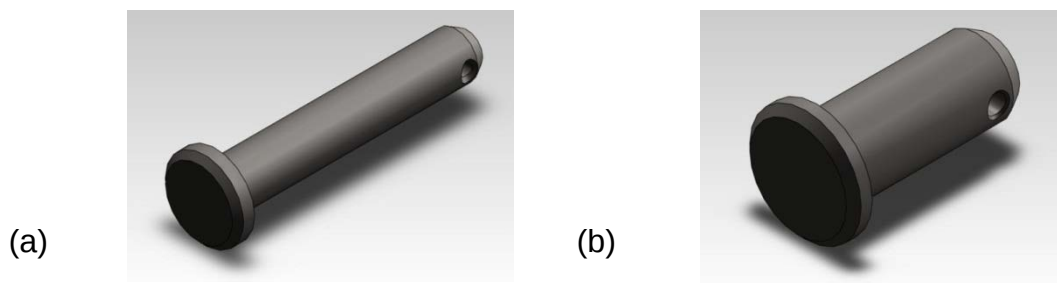
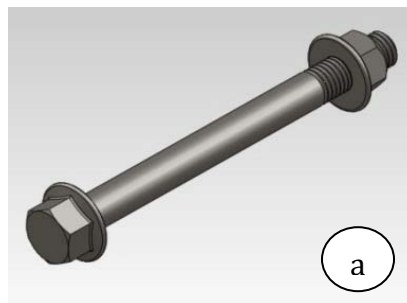


Figura 4.17 Vista isométrica de pasadores

4.4.13 Elementos de fijación (15)

Para este equipo se utilizan cinco tipos distintos de elementos de fijación de acero AISI 1020 como se observa a continuación.

Elemento de fijación **(a)** ISO 4162, clase 9.8, M10x1,5x110. La tuerca es de calidad ISO 4161, M10.



Elemento de fijación **(b)** ISO 4162, clase 9.8, M10x1,5x50. La tuerca es de calidad ISO 4161, M10.

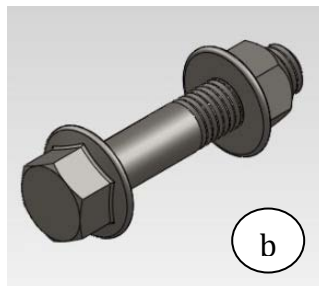


Figura 4.18 Pernos para asegurar la estructura del chasis a y b

Elemento de fijación ISO 7436, clase 9.8, M20. La tuerca es de calidad ISO 4161, M20 como se muestra en la figura 4.19.

Está encargado de unir las piezas números (5, 6, 9, 10), para permitir realizar el movimiento de rehabilitación.

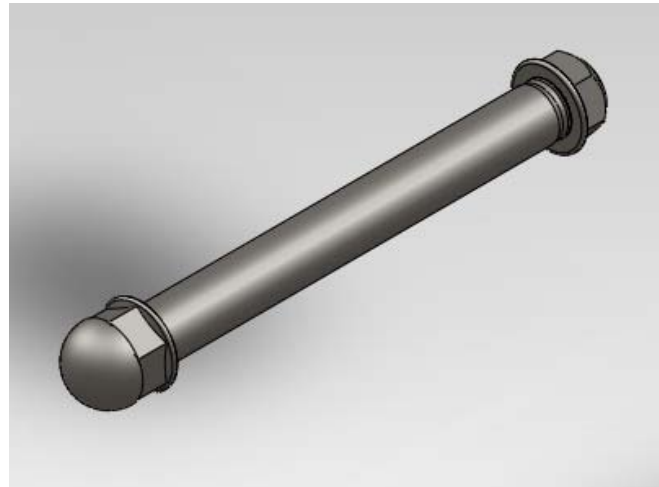


Figura 4.19 Perno que permite la unión de piezas para formar el cuerpo de movimiento para el cual se está diseñado el rehabilitador

Elemento de fijación **(a)** ISO 4162, clase 9.8, M14x2.0x45. La tuerca es de calidad ISO 4161, M14 como se observa en la figura 4.20.

Elemento de fijación **(b)** ISO 4762, clase 9.8, M10x1,5x20. Diseñado para que pueda ser ajustado manualmente como se observa en la figura 4.20.

Elemento de fijación **(c)** ISO 4762, clase 9.8, M6x1,25x45. La tuerca es de calidad ISO 4034, M6 como se observa en la figura 4.20.

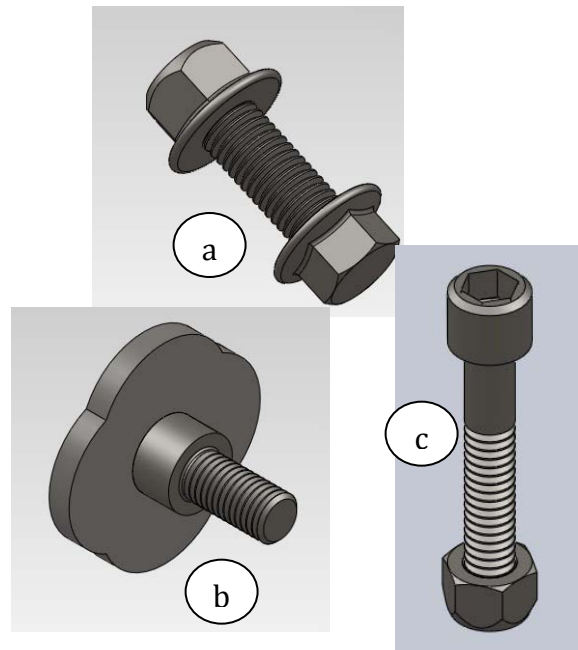


Figura 4.20 Pernos de fijación secundarios para ensamble de piezas

4.5 RESULTADOS Y ANÁLISIS

A continuación se muestran los resultados obtenidos a partir del análisis de esfuerzos realizado a cada elemento, los cuales están hechos de acero AISI 1020, que conforma el modelo presentado como solución definitiva, y siguiendo el procedimiento indicado en el capítulo anterior para el complemento de simulación de SolidWorks® 2011.

Se han estimado dos posiciones fundamentales, consideradas como críticas en la operación normal del rehabilitador.

- Posición 1: se supone al paciente sentado sobre la estructura de la silla de la figura 4.21. Luego se lleva a cabo una distribución de carga de un 67% del peso del paciente en el asiento y un 33% medido sobre el espaldar (Panero y Zelnik, 1995).



Figura 4.21 Posición (1), Vista isométrica de la estructural del rehabilitador

Cuando el paciente realiza el movimiento de flexoextensión en el rehabilitador se produce la secuencia indicada en la figura 4.22.

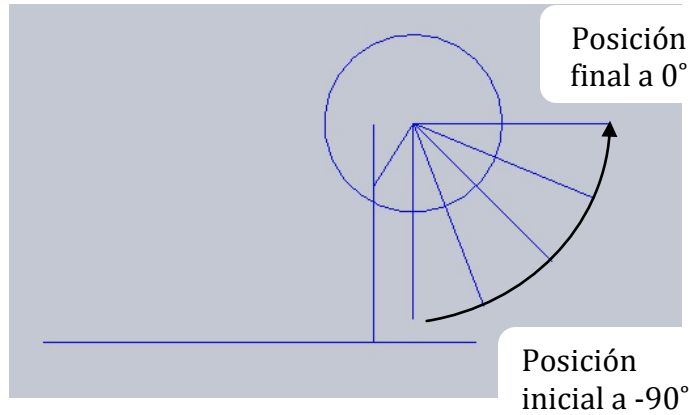


Figura 4.22 Movimiento final para rehabilitación en posición 1

- Posición 2: se supone al paciente acostado sobre la estructura de la silla como se observa en la figura 4.23, luego se lleva a cabo una distribución de carga de un 33% del peso del paciente en el asiento y un 67% midiendo sobre el espaldar ya que es la zona de mayor concentración respecto al peso (Panero y Zelnik, 1995).

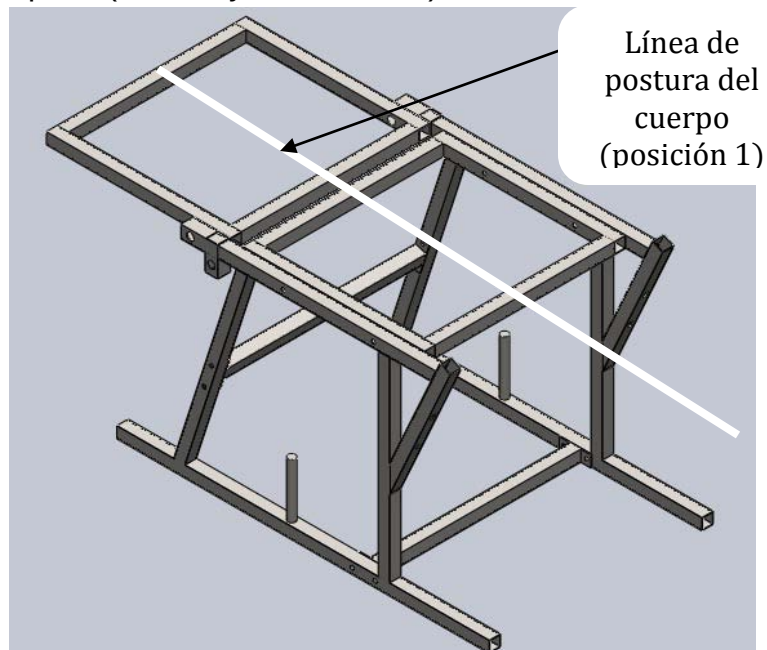


Figura 4.23 Posición (2), Vista isométrica de la estructural del rehabilitador

Cuando el paciente lleva a cabo el movimiento de flexoextensión en el rehabilitador se produce la secuencia indicada en la figura 4.24.

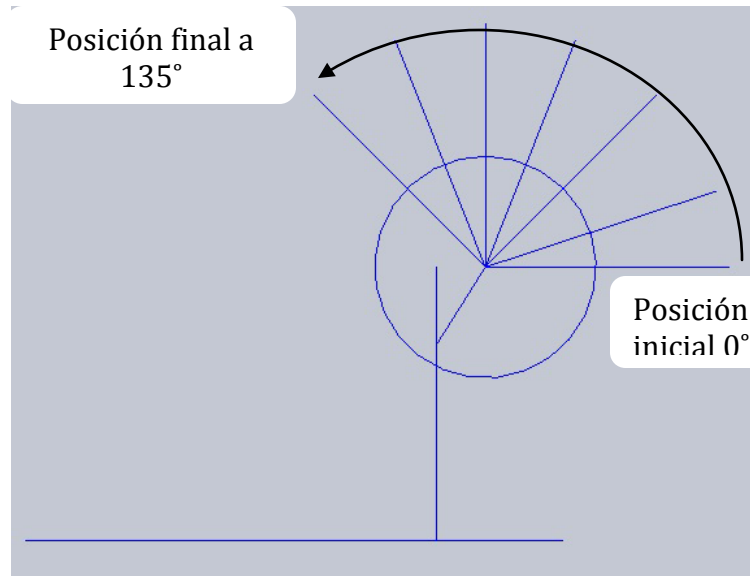


Figura 4.24 Movimiento final para rehabilitación en posición 2

Para cada condición se trabaja con una carga aplicada de 150 kg, basándose en el peso de un paciente de acuerdo a las restricciones establecidas en la sección 4.1.

Los análisis de las dos posiciones fundamentales definen la posición crítica, delimitando las condiciones de contorno en la segunda etapa, donde a partir de las relaciones de contacto que presente el ensamble de las partes móviles con el resto de las piezas del conjunto, se obtiene el entorno y las condiciones necesarias para realizar el análisis del resto de las piezas.

4.5.1 Análisis de convergencia

Para hacer un uso apropiado de la herramienta basada en el MEF se lleva a cabo un análisis de convergencia variando el número de elementos que conforman la malla.

Es importante recalcar que el tipo de elementos a utilizar es triangular, ya que la superficie es irregular y permite que el mallado sea más compacto y por lo tanto obtener un resultado satisfactorio.

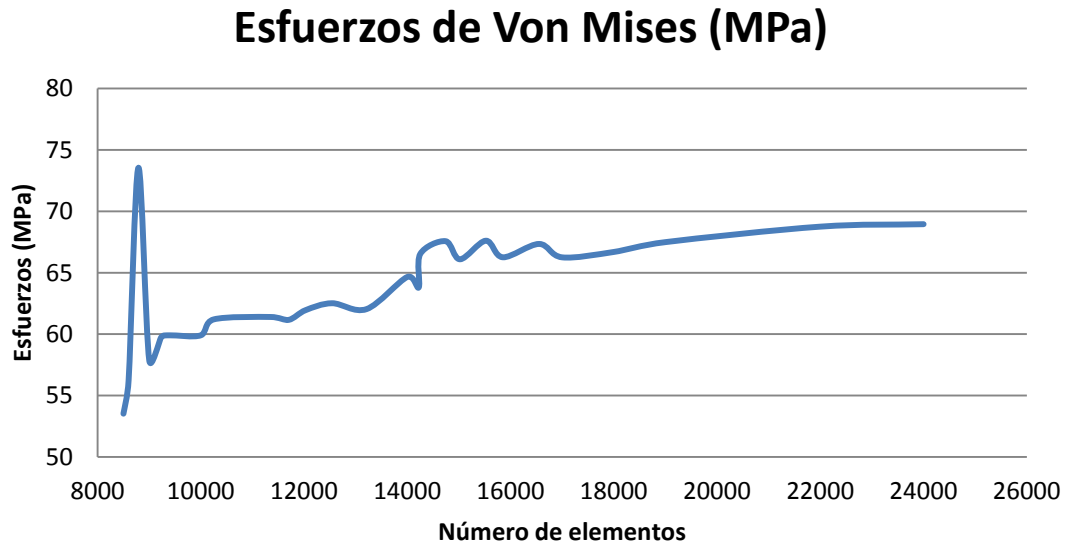


Figura 4.25 Resultados del análisis de convergencia para los esfuerzos a distintos números de elementos

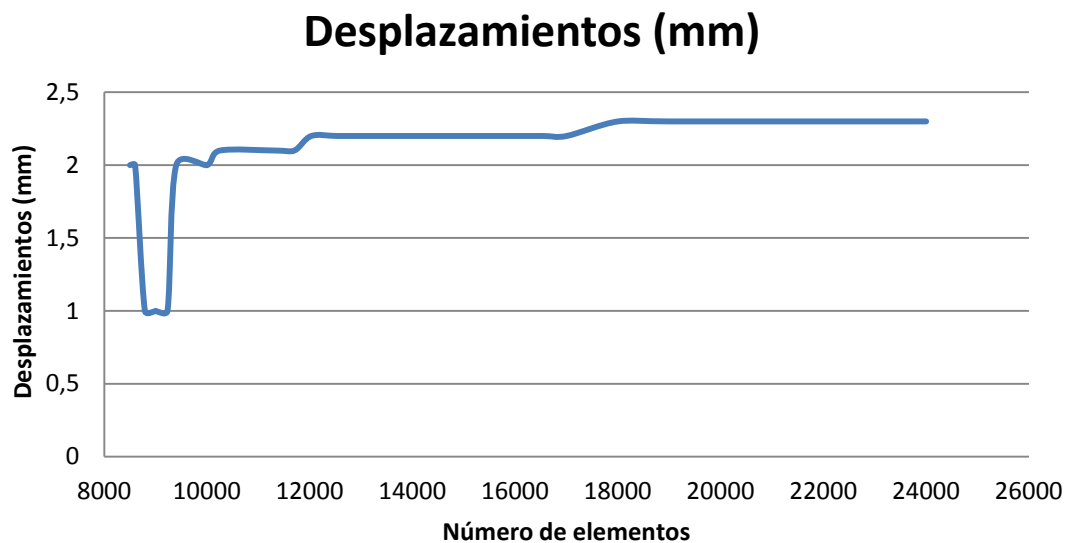


Figura 4.26 Resultados del análisis de convergencia sobre los desplazamientos a distintos números de elementos

En la figura 4.25 se observa que la solución para los esfuerzos converge a partir de 18000 elementos mientras que en la figura 4.26 puede notarse que a partir de 20000 elementos se estabiliza la solución para los desplazamientos.

4.5.1 Evaluación de esfuerzos en la posición N°1

Para llevar a cabo el análisis de esfuerzos, bajo la suposición que el paciente realizará el ejercicio sentado sobre el dispositivo, se aplican las condiciones de contorno simulando una carga de 1500N para un paciente de 150 Kg distribuido como se mencionó en la sección 4.5.

Las restricciones están representadas en la figura 4.27 en la base de contacto con el suelo (flechas verdes) y fueron seleccionadas tomando en cuenta el tipo de contacto existente entre el ensamble y el apoyo.

Restricción fija

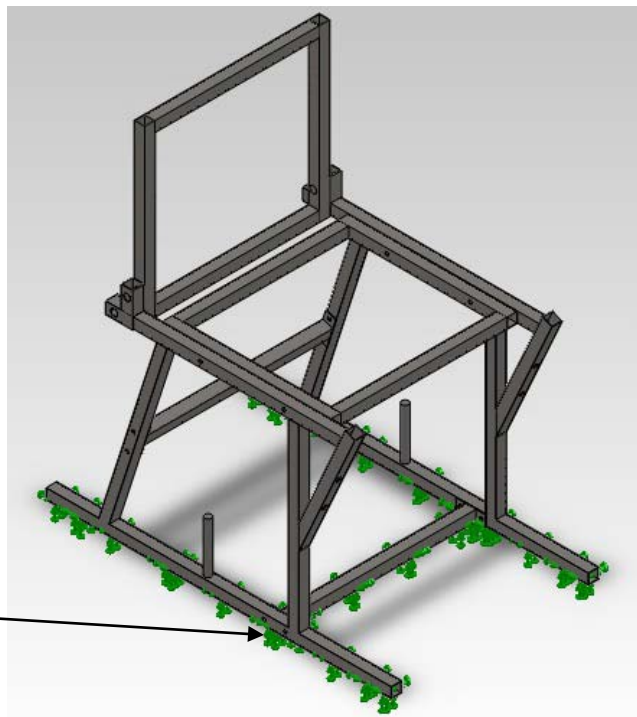


Figura 4.27 Restricciones para posición 1

Las cargas aplicadas $P_1 = 500\text{N}$ y $P_2 = 1000\text{N}$ se distribuyen como se muestra en la figura 4.28.

Carga $P_1 = 500\text{N}$

Carga $P_2 = 1000\text{N}$

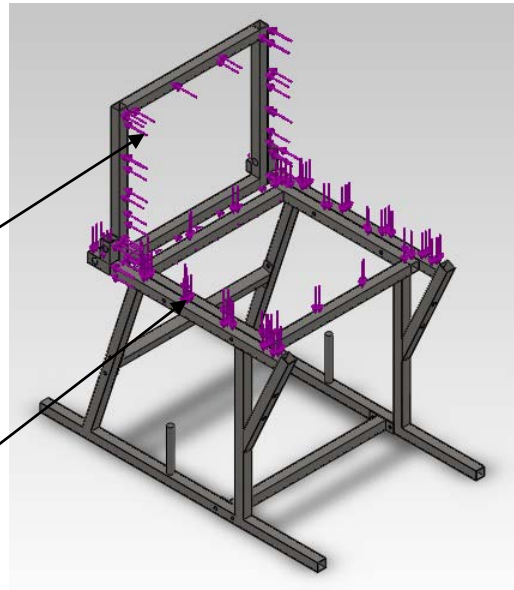


Figura 4.28 Distribución de cargas para posición 1

En la figura 4.29 se muestra el mallado del rehabilitador en la posición 1 (sentado) con lo cual el modelo está listo para que el programa reporte los resultados de la distribución de esfuerzos y desplazamientos.

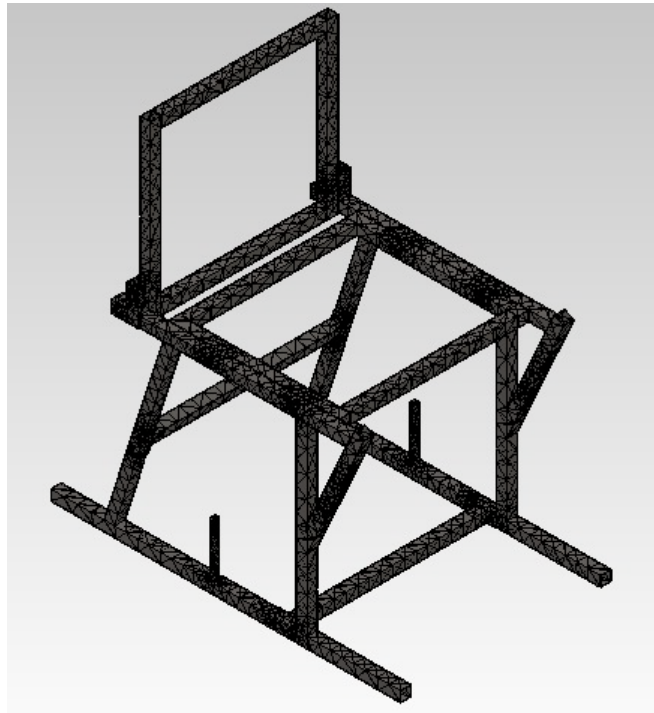


Figura 4.29 Mallado para posición 1

Aplicando las condiciones de contorno se obtienen los resultados referentes a la evaluación de esfuerzos y desplazamientos respectivamente los cuales se muestran en la figura 4.30 y 4.31 respectivamente, correspondientemente para cada representación se muestra el detalle de la zona más esforzada y de máximos desplazamientos.

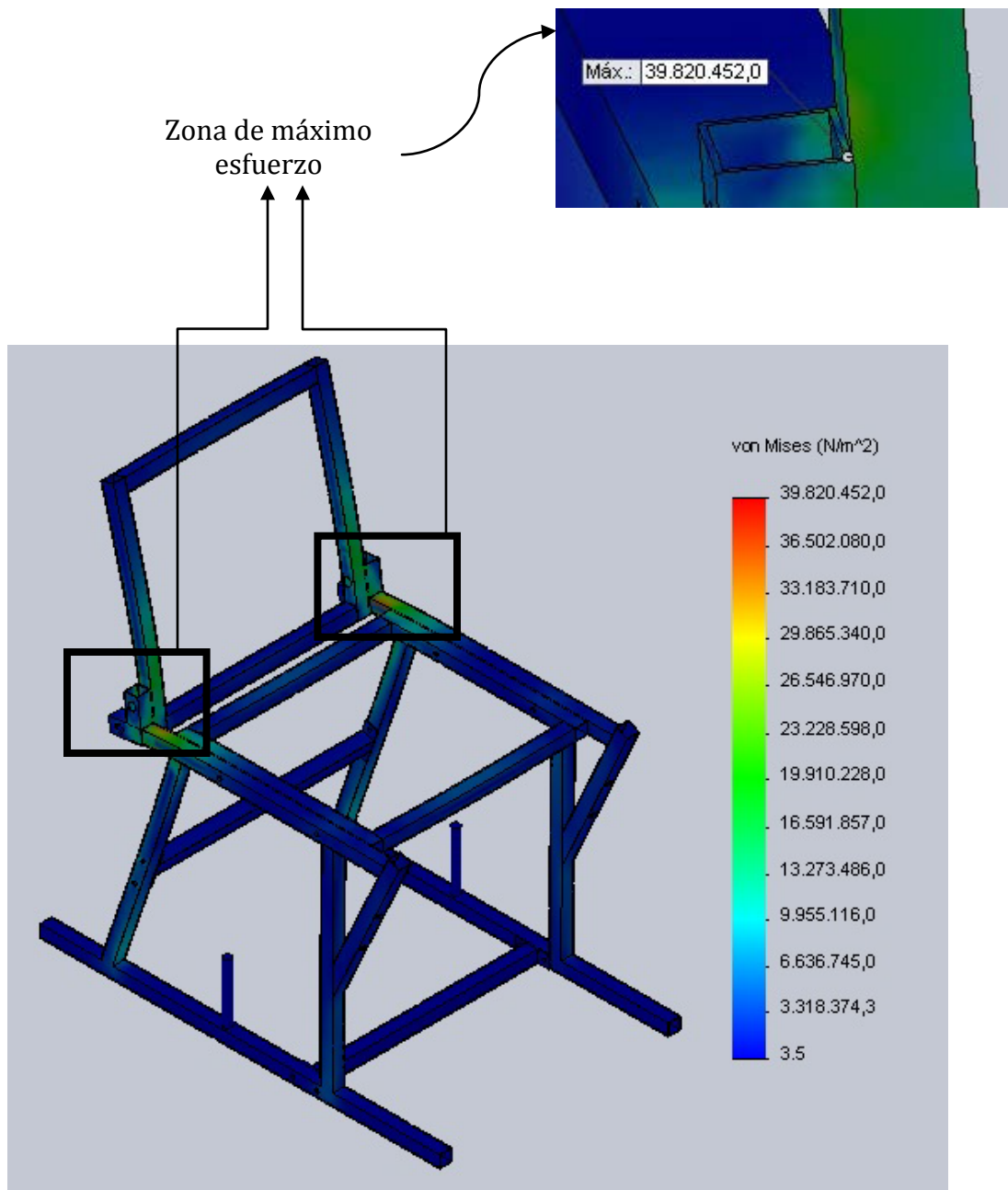


Figura 4.30 Esfuerzos de Von Mises (Pa) para el ensamble en la posición 1

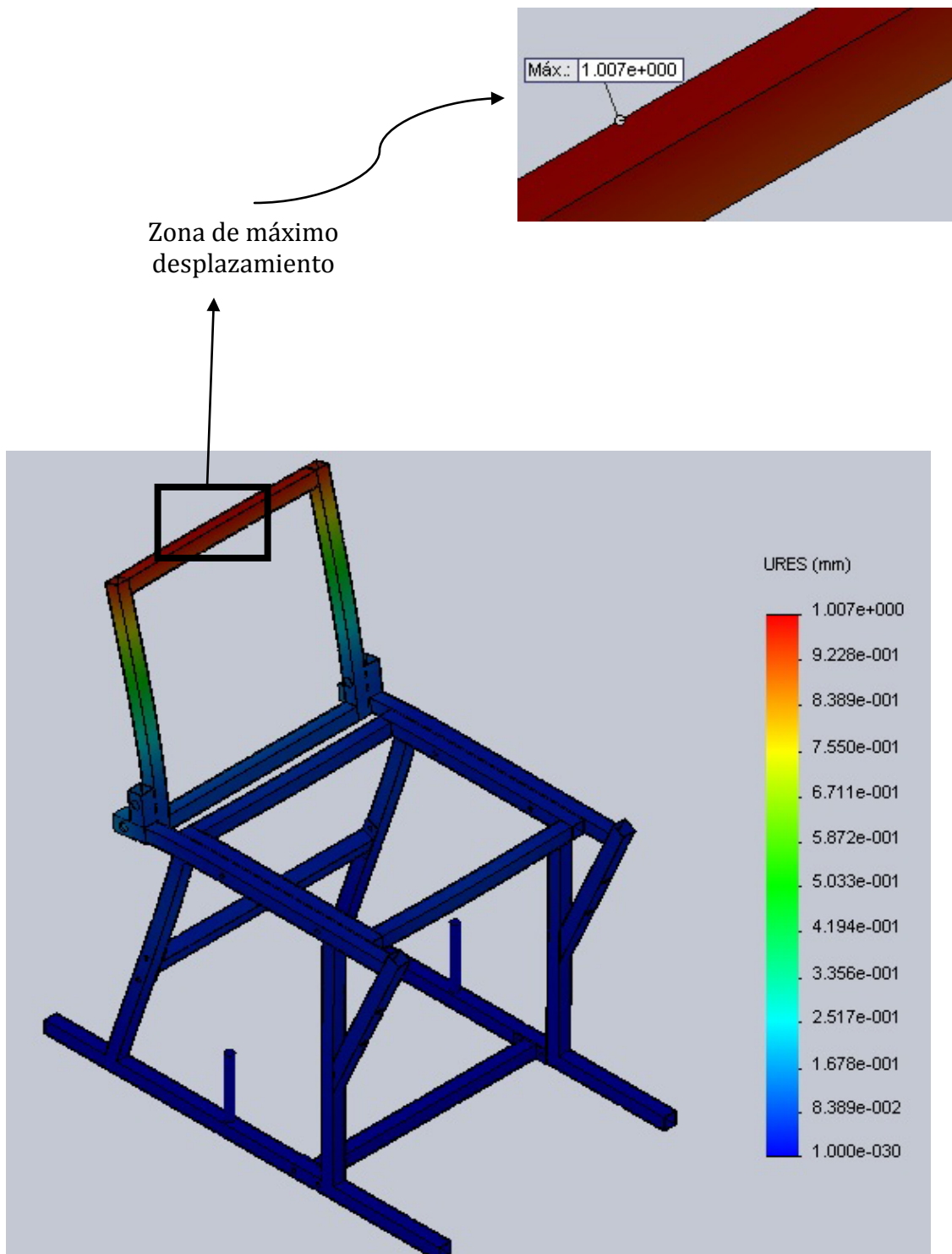
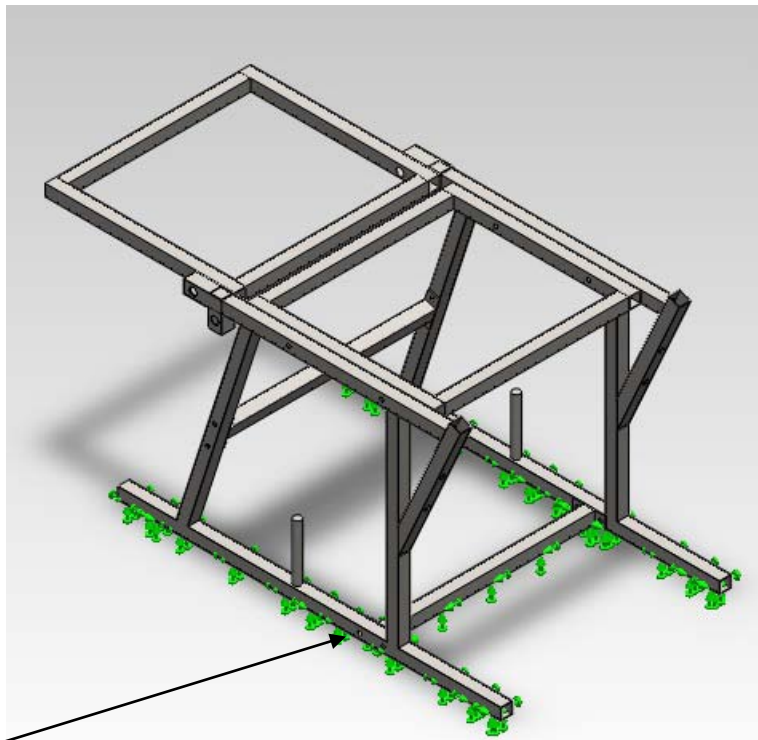


Figura 4.31 Desplazamiento (mm) para el ensamble en la posición 1

4.5.2 Evaluación de esfuerzos en la posición 2

Para llevar a cabo el análisis de esfuerzos, bajo la suposición que el paciente realizara el ejercicio acostado sobre el dispositivo, se aplican las condiciones de contorno simulando una carga de 1500N distribuida como se mencionó en la sección 4.5.

Las restricciones están representadas en la figura 4.32 en la base de contacto con el suelo (flechas verdes) y fueron seleccionadas tomando en cuenta el tipo de contacto existente entre el ensamble y el apoyo.



Restricción fija

Figura 4.32 Restricciones para posición 2

Las cargas aplicadas $P_3 = 1000\text{N}$ y $P_4 = 500\text{N}$ se distribuyen como se muestra en la figura 4.33.

Carga $P_3 = 1000\text{N}$

Carga $P_4 = 500\text{N}$

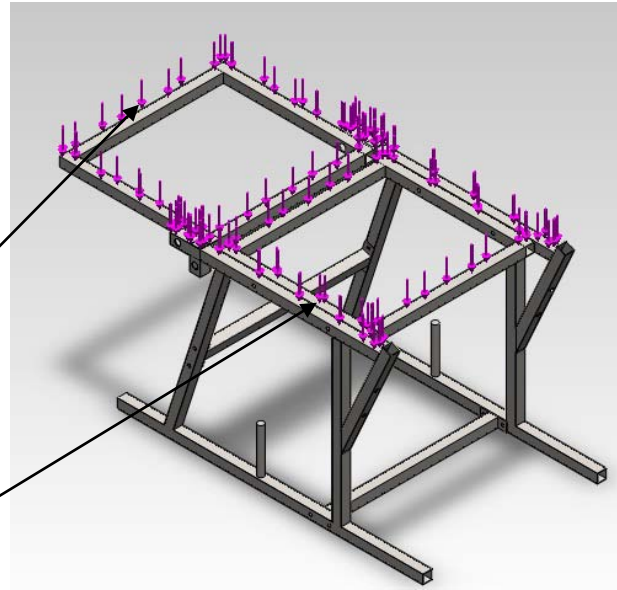


Figura 4.33 Distribución de cargas para posición 2

En la figura 4.34 se muestra el mallado del rehabilitador en la posición 2 (acostado) con lo cual el modelo está listo para que el programa reporte los resultados de la distribución de esfuerzos y desplazamientos.

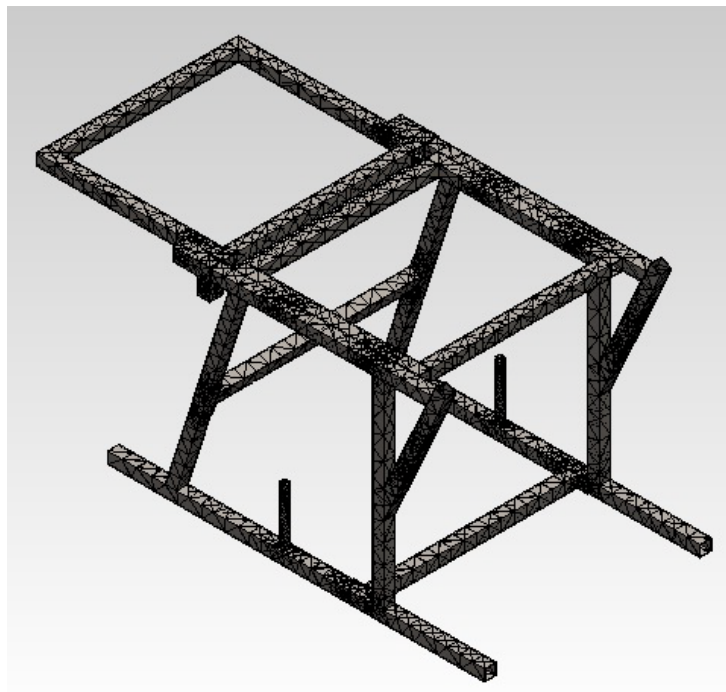


Figura 4.34 Mallado para posición 2

Aplicando las condiciones de contorno se obtienen los resultados referentes a la evaluación de esfuerzos y desplazamientos respectivamente los cuales se muestran en la figura 4.35 y 4.36 respectivamente, correspondientemente para cada representación se muestra el detalle de la zona más esforzada y de máximos desplazamientos.

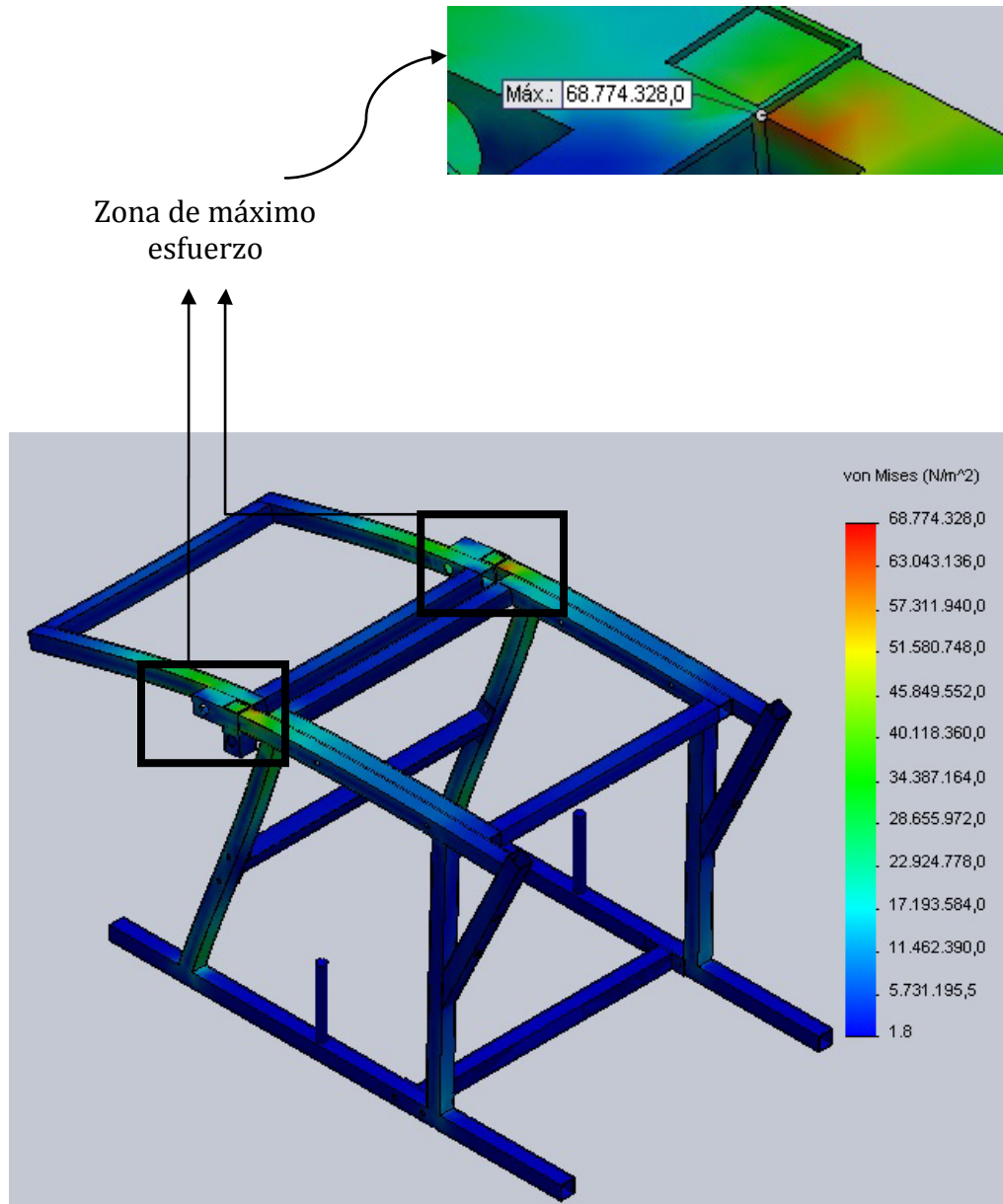


Figura 4.35 Esfuerzos de Von Mises (Pa) para el ensamble en la posición 2

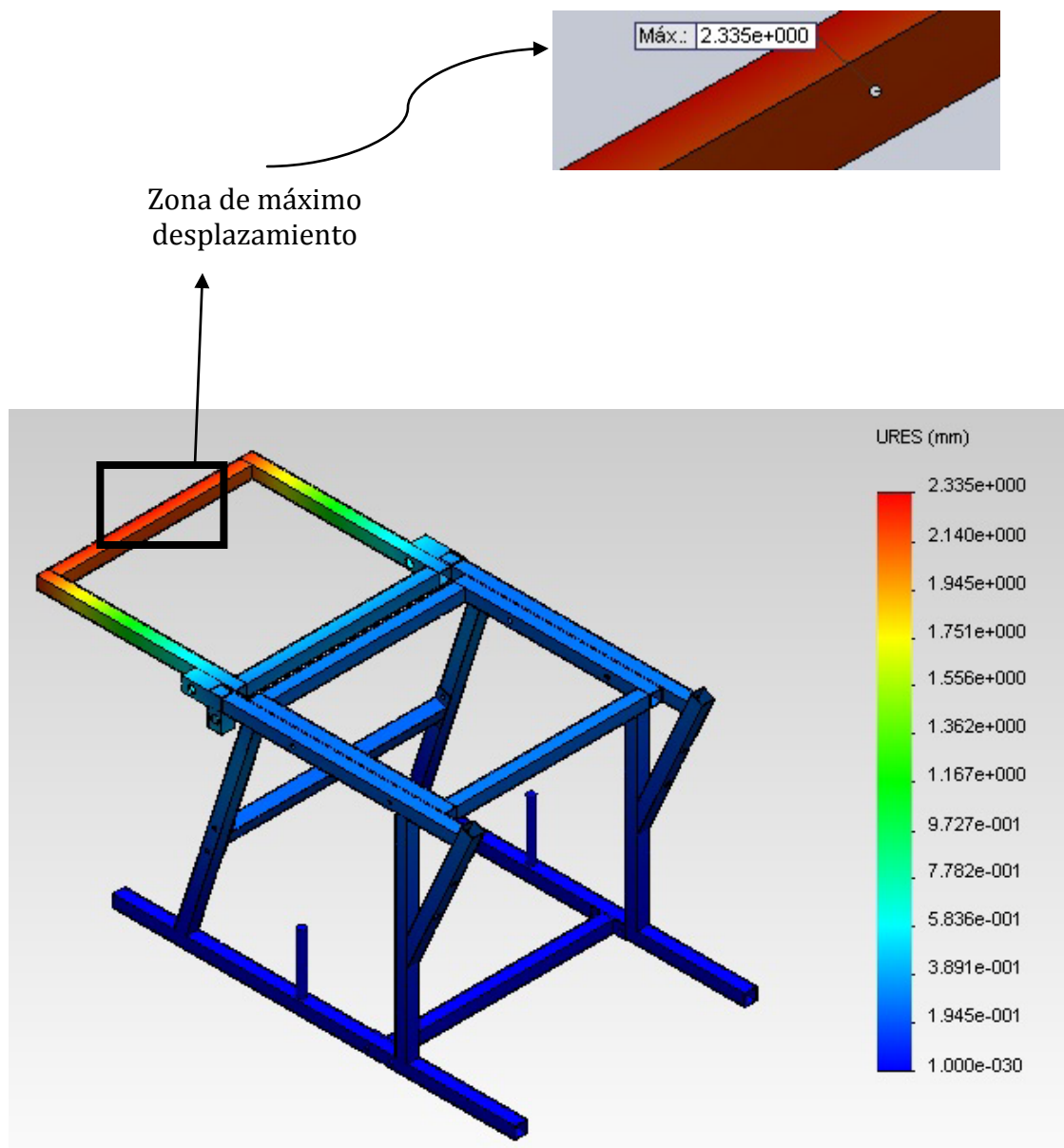


Figura 4.36 Desplazamiento (mm) para el ensamble en la posición 2

Una vez obtenidos los resultados del análisis de esfuerzos en la posición 1 y posición 2, es posible comparar los estados de esfuerzos y desplazamientos en ambas posturas:

- Posición 1: máximo esfuerzo 39,820 MPa, máximo desplazamiento 1,007 mm.

- Posición 2: máximo esfuerzo 68,774 MPa, máximo desplazamiento 2,335 mm.

Se concluye que la posición más crítica para las condiciones de operación del rehabilitador de rodilla es la número 2 en la cual el paciente se encuentra acostado sobre el dispositivo.

4.5.3 Evaluación de esfuerzos en pieza N°8

Para llevar a cabo el análisis de esfuerzos en esta pieza, se aplican las condiciones de contorno para el momento en que el paciente se está levantando después de realizado la rehabilitación para el cual se simula una carga de 750N.

Las restricciones están representadas en la figura 4.37 como flechas verdes y fueron seleccionadas tomando en cuenta el tipo de contacto existente entre el ensamble y el apoyo.

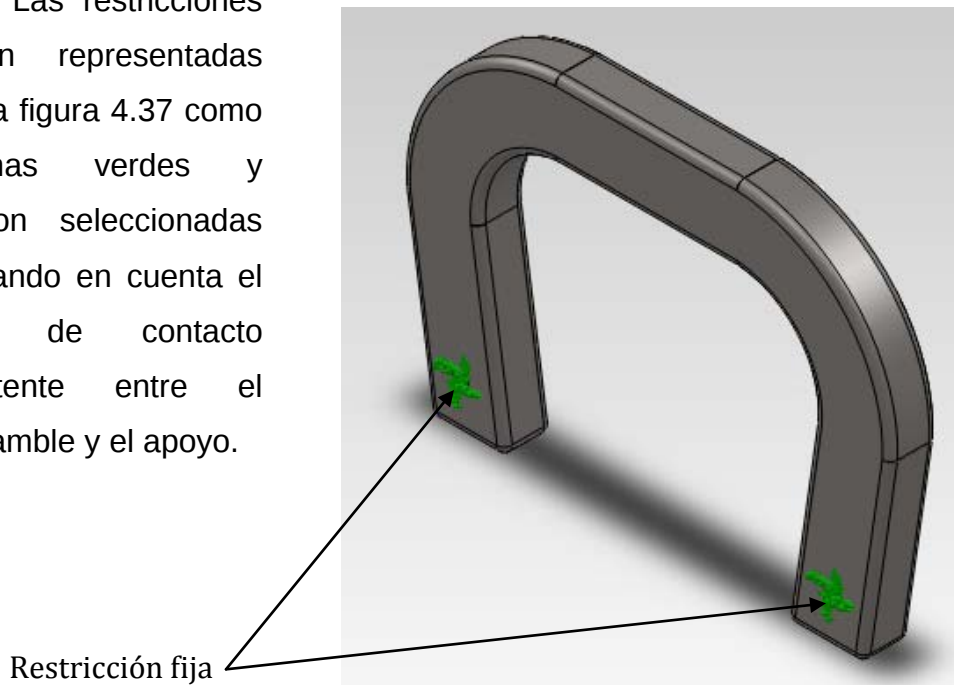


Figura 4.37 Restricciones para pieza N° 8

Las cargas aplicadas $P_5 = 750\text{N}$ se distribuyen como se muestra en la figura 4.38.

Carga $P_5 = 750\text{N}$

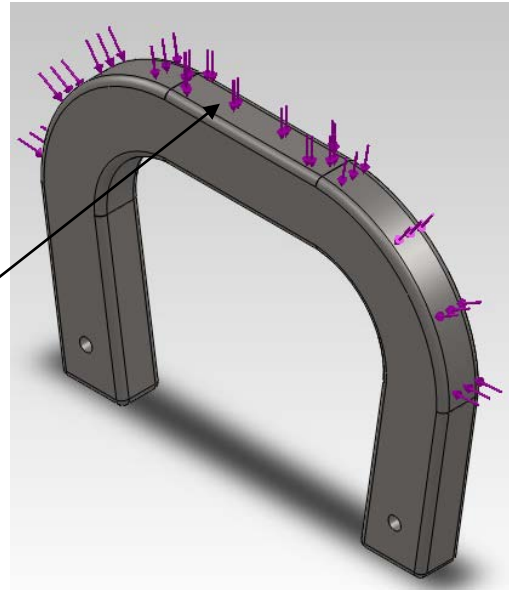


Figura 4.38 Distribución de cargas para pieza N° 8

En la figura 4.39 se muestra el mallado de la pieza N° 8 con lo cual el modelo está listo para que el programa reporte los resultados de la distribución de esfuerzos y desplazamientos.



Figura 4.39 Mallado para pieza N° 8

Aplicando las condiciones de contorno se obtienen los resultados referentes a la evaluación de esfuerzos y desplazamientos respectivamente los cuales se muestran en la figura 4.40 y 4.41 respectivamente, correspondientemente para cada representación se muestra el detalle de la zona más esforzada y de máximos desplazamientos.

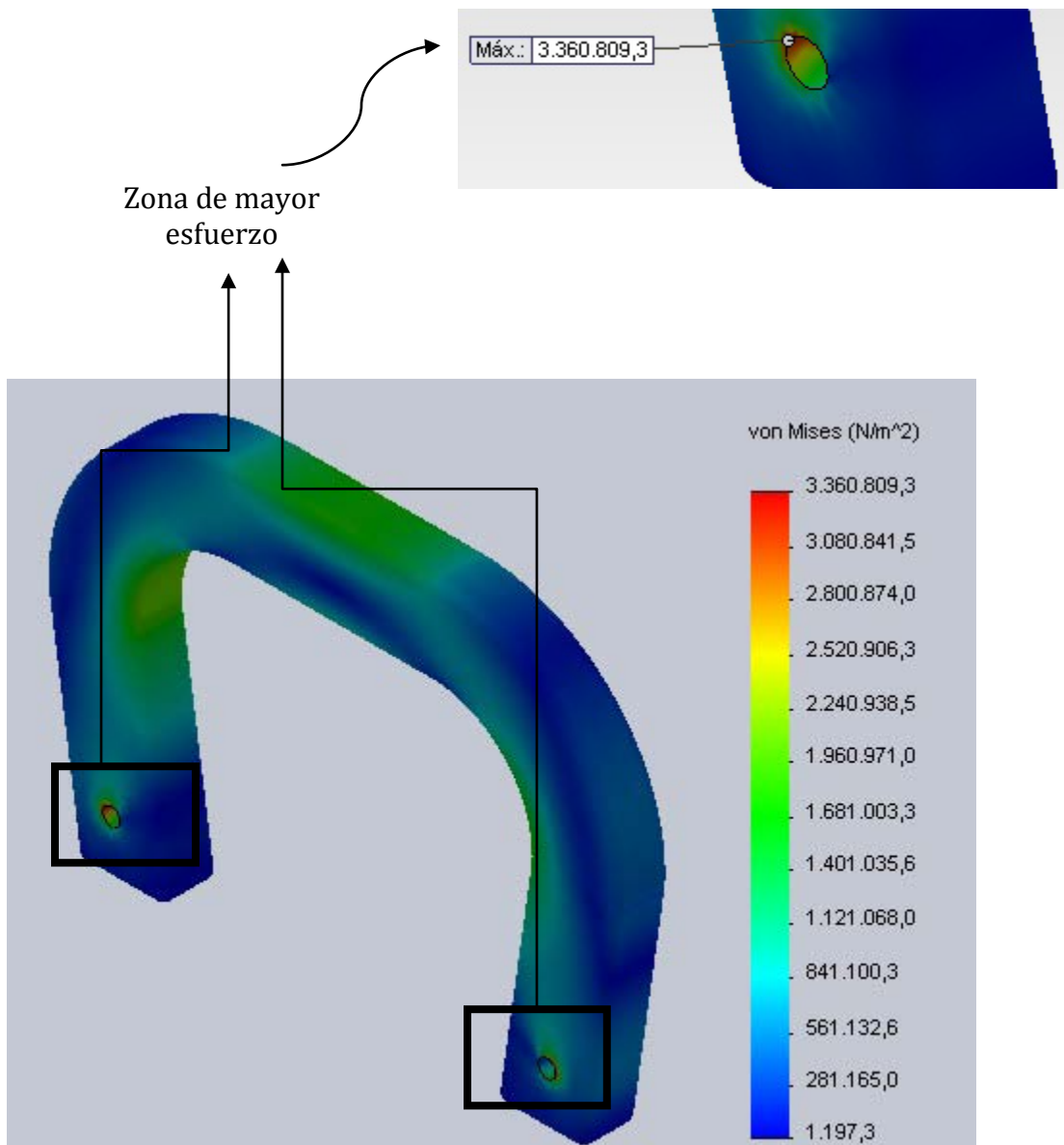


Figura 4.40 Esfuerzos de Von Mises (Pa) para pieza N° 8

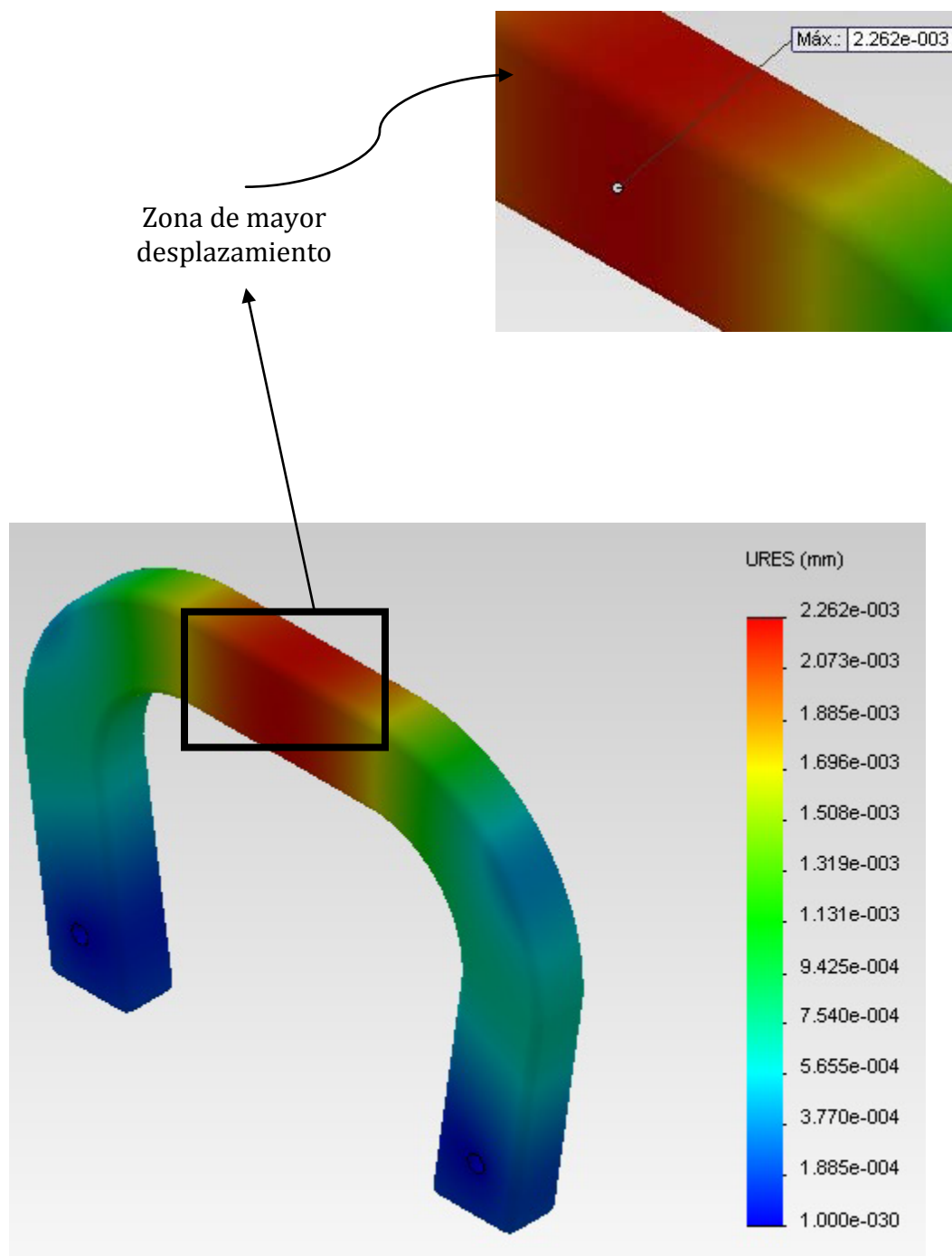


Figura 4.41 Desplazamiento (mm) para pieza N° 8

4.5.4 Evaluación de esfuerzos en pieza N°5

Para llevar a cabo el análisis de esfuerzos en esta pieza, se aplican las condiciones de contorno para el momento en que se coloca la pesa con el cual se realizará la rehabilitación. Para esta condición se tomará como peso máximo 20 kg (Reichel y Nolte, 2002).

Las restricciones están representadas en la figura 4.42 como flechas verdes y fueron seleccionadas tomando en cuenta el tipo de contacto existente entre el ensamble y el apoyo.

Restricción fija

Ubicación de las pesas

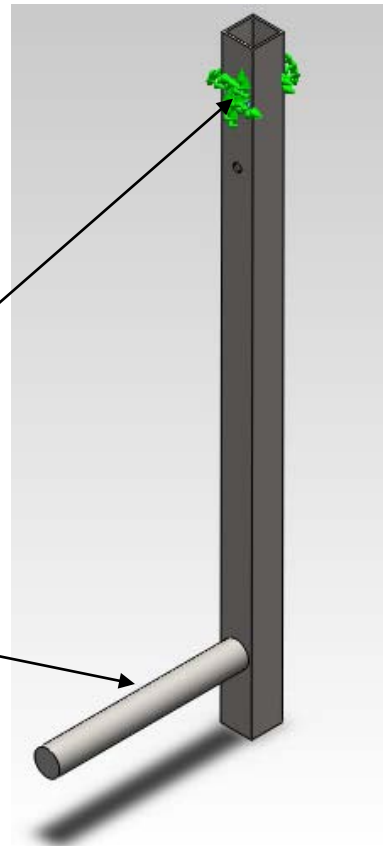


Figura 4.42 Restricciones para pieza N° 5

Las cargas aplicadas $P_6 = 200\text{N}$ se distribuyen como se muestra en la figura 4.43.

Carga $P_6 = 200\text{N}$

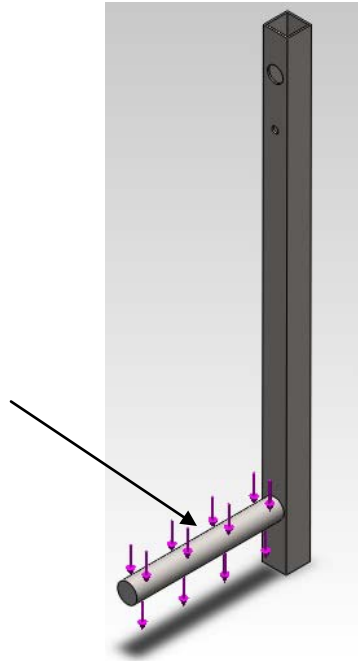


Figura 4.43 Distribución de cargas para pieza N° 5

En la figura 4.44 se muestra el mallado de la pieza N° 5 con lo cual el modelo está listo para que el programa reporte los resultados de la distribución de esfuerzos y desplazamientos.

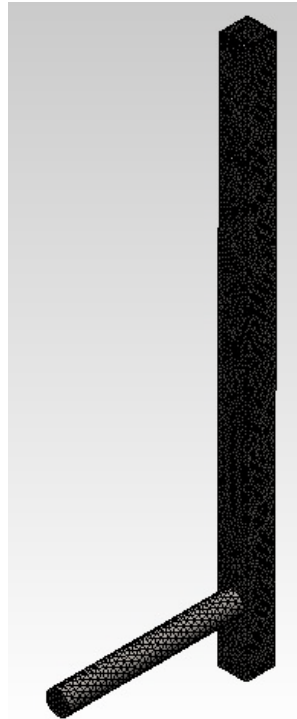


Figura 4.44 Mallado para pieza N° 5

Aplicando las condiciones de contorno se obtienen los resultados referentes a la evaluación de esfuerzos y desplazamientos respectivamente los cuales se muestran en la figura 4.45 y 4.46 respectivamente, correspondientemente para cada representación se muestra el detalle de la zona más esforzada y de máximos desplazamientos.

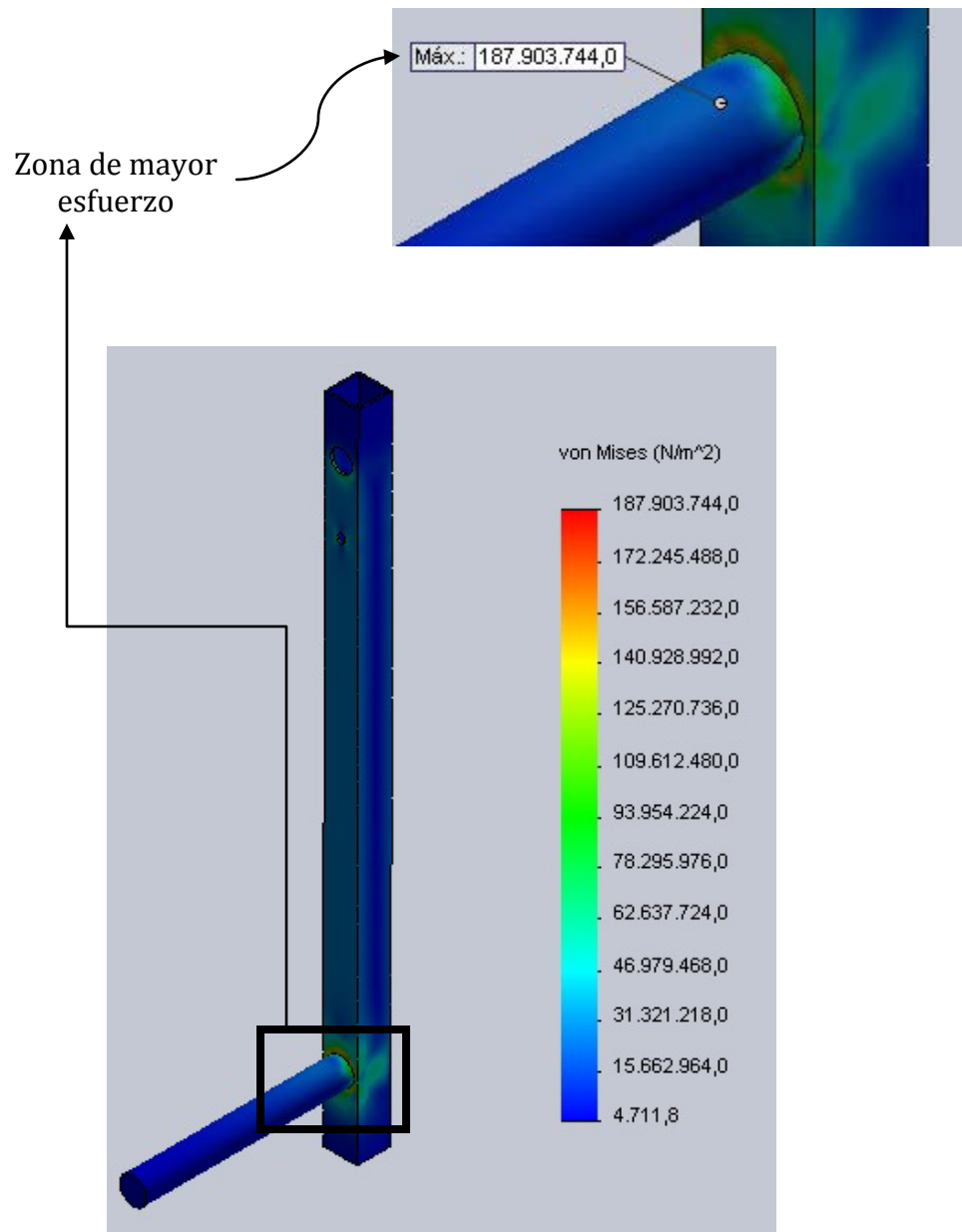


Figura 4.45 Esfuerzos de Von Mises (Pa) para pieza N° 5

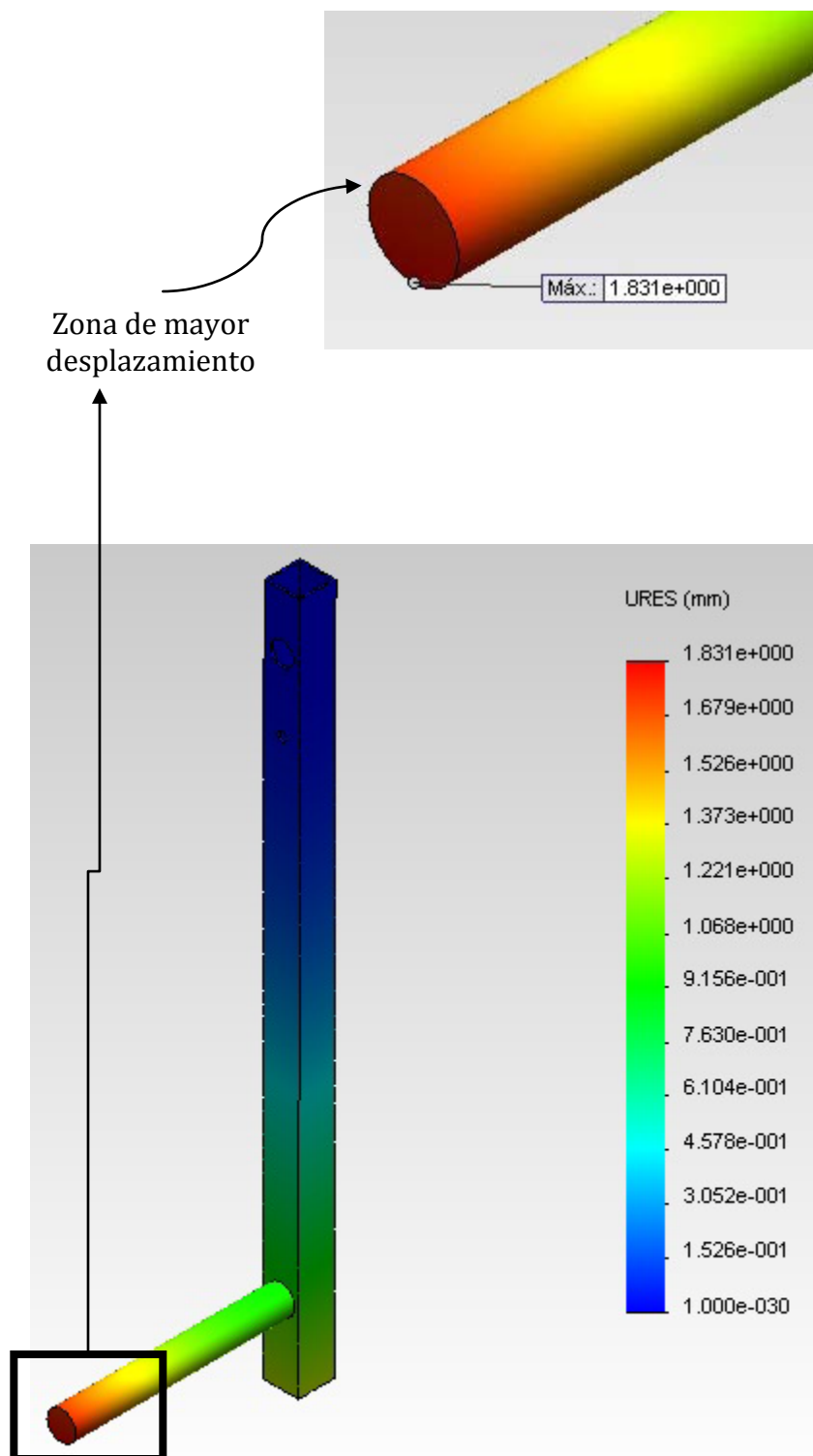


Figura 4.46 Desplazamiento (mm) para pieza N° 5

4.5.5 Evaluación de esfuerzos en perno que permite la unión de piezas para formar el cuerpo de movimiento para el cual se está diseñado el rehabilitador

Para llevar a cabo el análisis de esfuerzos en este perno sometido a corte, se aplican las condiciones de contorno para carga máxima a la cual estará sometido que será de 500N.

Considerando la máxima de trabajo en el rehabilitador para ejecutar los movimientos de flexoextensión en postura 1 y 2.

Las restricciones están representadas en la figura 4.47 como flechas verdes y fueron seleccionadas tomando en cuenta el tipo de contacto existente entre el ensamble y el apoyo.

Restricción fija

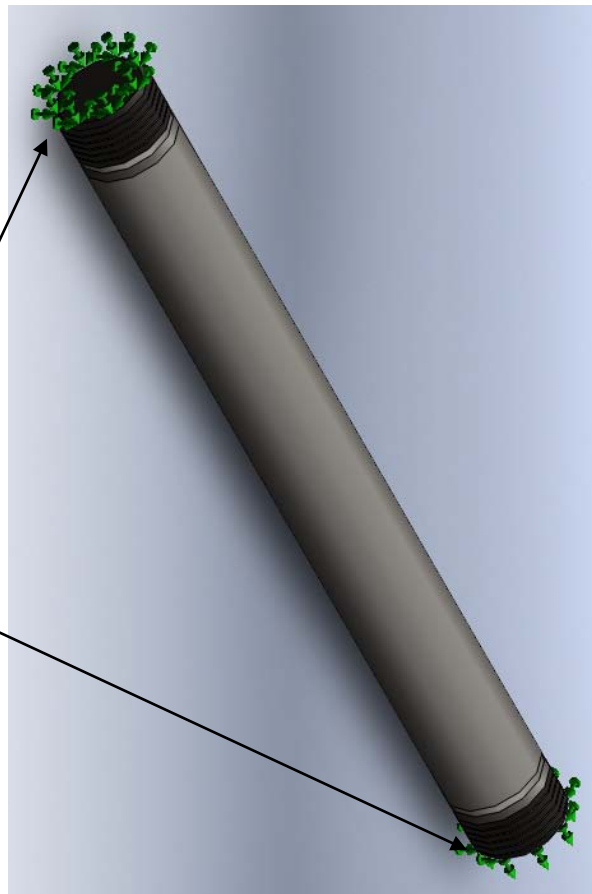


Figura 4.47 Restricciones para perno de unión

Las cargas aplicadas $P_7 = 500\text{N}$ se distribuyen como se muestra en la figura figura 4.48.

Carga $P_7 = 500\text{N}$

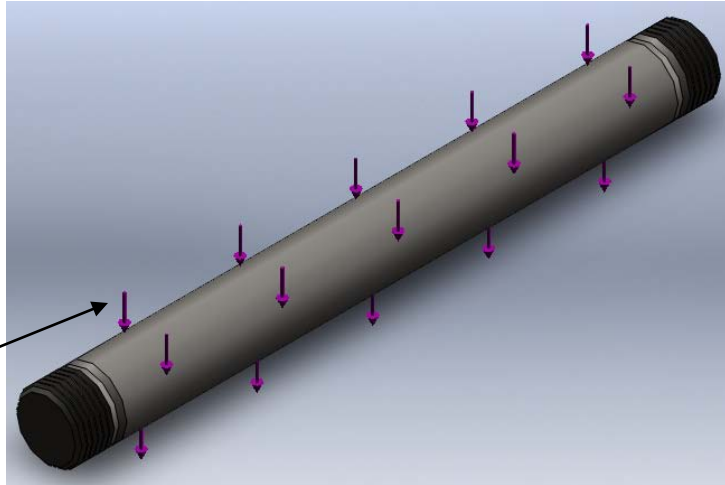


Figura 4.48 Distribución de cargas para perno de unión

En la figura 4.49 se muestra el mallado del perno de unión con lo cual el modelo está listo para que el programa reporte los resultados de la distribución de esfuerzos y desplazamientos.

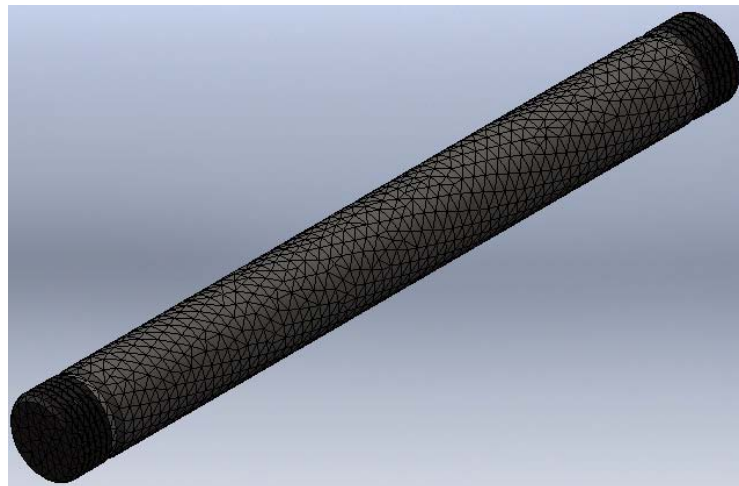


Figura 4.49 Mallado para perno de unión

Aplicando las condiciones de contorno se obtienen los resultados referentes a la evaluación de esfuerzos y desplazamientos respectivamente los cuales se muestran en la figura 4.50 y 4.51 respectivamente, correspondientemente para cada representación se muestra el detalle de la zona más esforzada y de máximos desplazamientos.

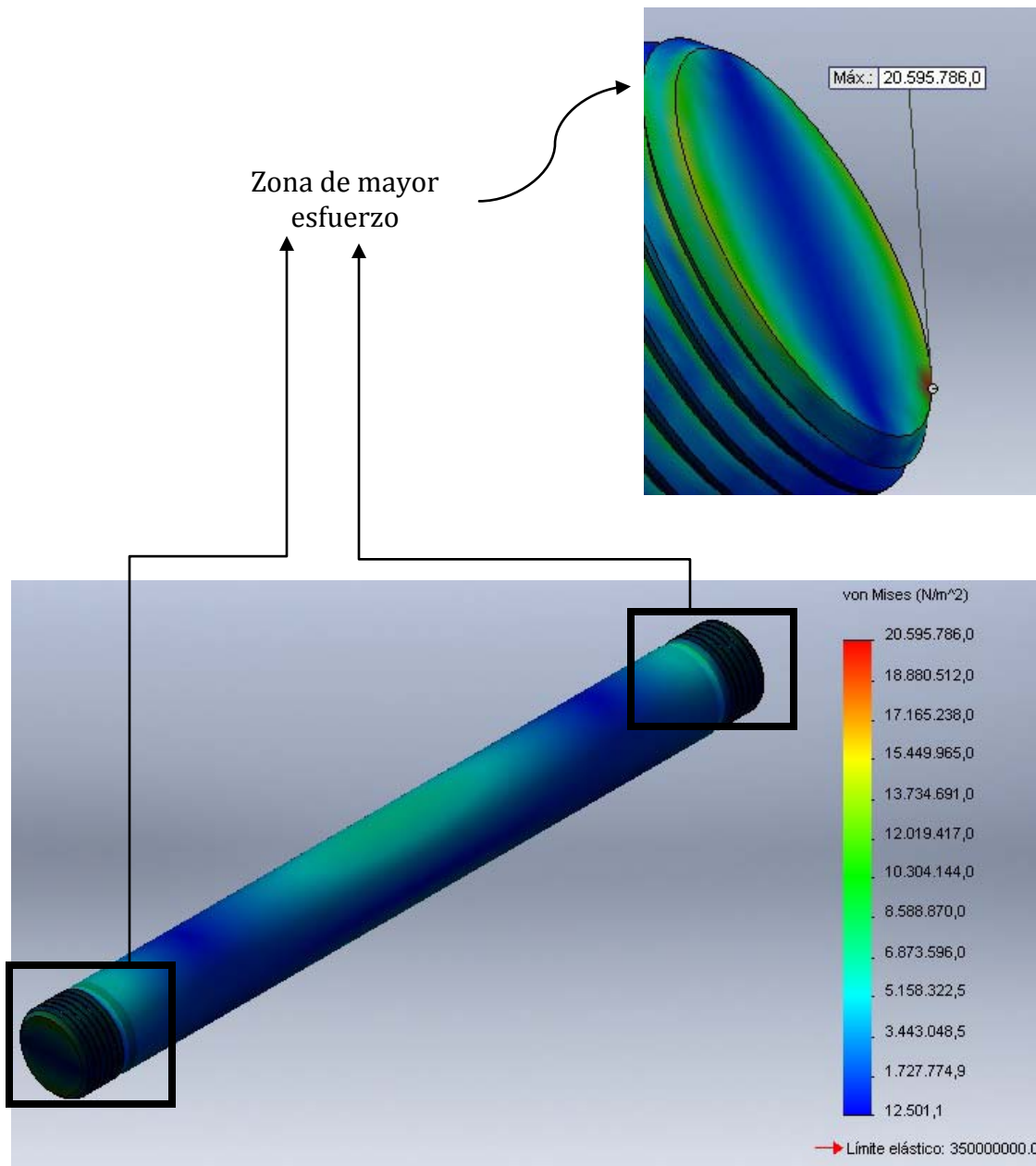


Figura 4.50 Esfuerzos de Von Mises (Pa) para perno de unión

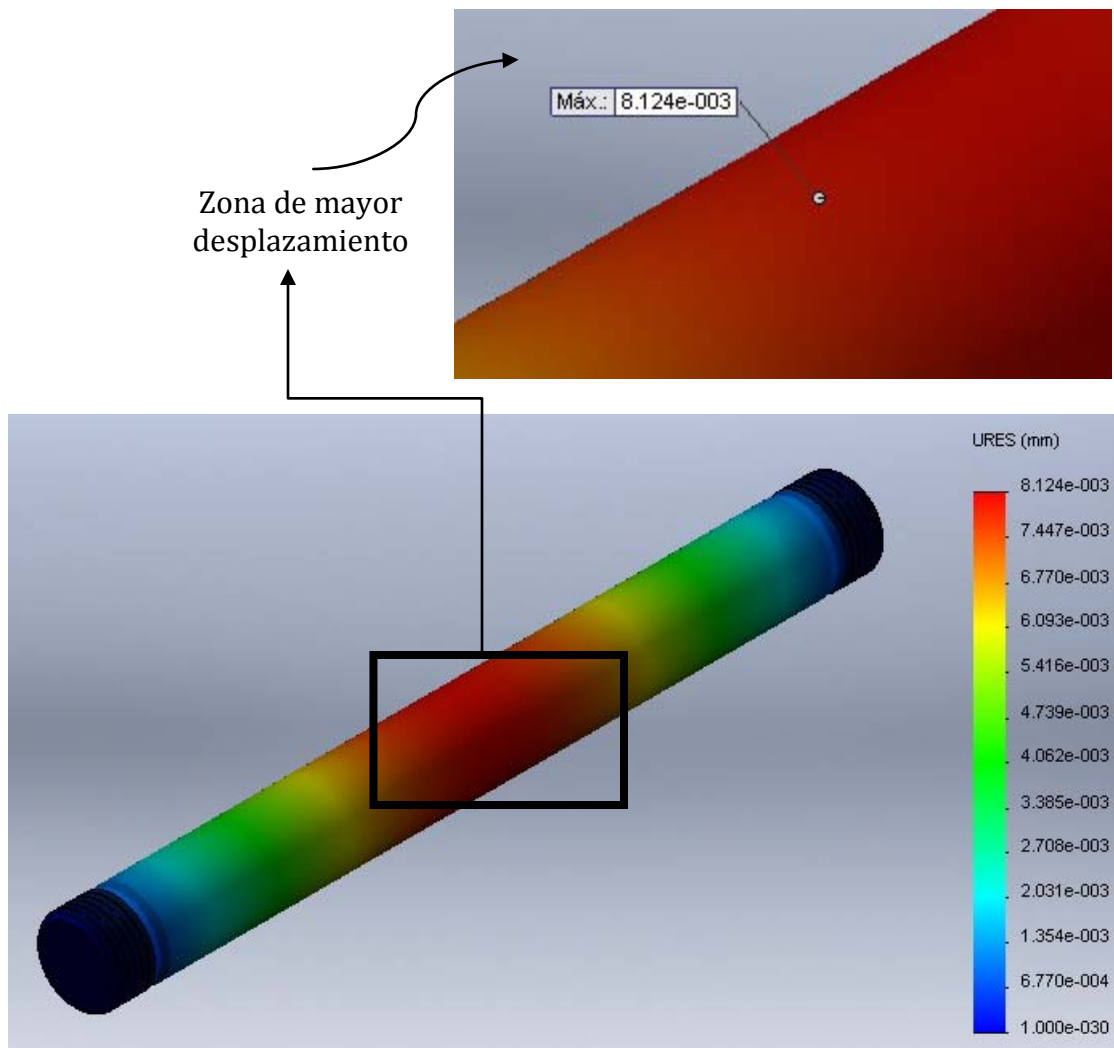


Figura 4.51 Desplazamiento (mm) para perno de unión

4.5.5 Cálculo de uniones soldadas en pieza N°2

Para este diseño se utiliza una soldadura de tope y el electrodo usado será un 6010 cuya resistencia de fluencia es de 344,831 MPa, se utilizará un espesor de electrodo igual a cinco milímetros para el cálculo.

A continuación los cálculos necesarios para determinar el factor de seguridad de la unión soldada

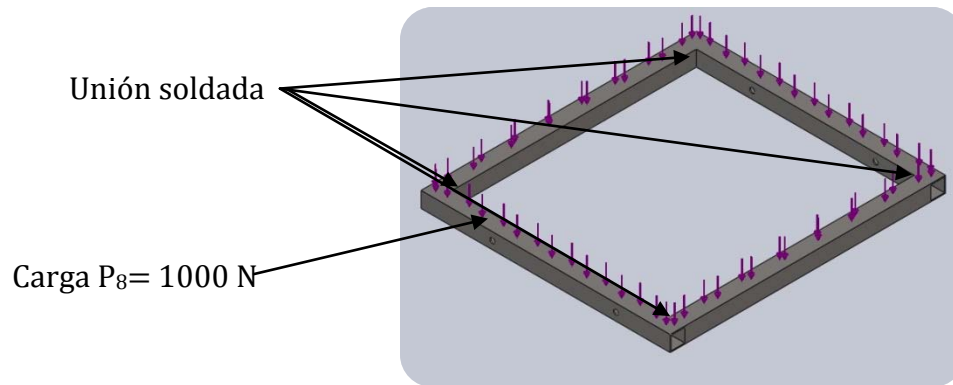


Figura 4.52 Distribución de cargas para pieza N°2

Por tratarse de cuatro perfiles de igual tamaño la fuerza ejercida sobre cada una será de (Budynas & Nisbett,2010):

$$F = \frac{P_8}{4} = 250 \text{ N} \quad (4.1)$$

Se calcula el esfuerzo cortante con (Shigley,2010):

$$\tau = \frac{F}{A} \quad (4.2)$$

Dónde:

A: área de la sección del cordón de soldadura.

F: Fuerza de corte ejercida sobre el cordón de soldadura.

τ : Esfuerzo cortante.

El cálculo del área será longitud de la unión soldada 31 mm por el espesor de la soldadura 5 mm por lo tanto:

$$A = 31 * 5 = 155 \text{ mm}^2 \quad (4.3)$$

Sustituyendo en 4.2 se obtiene el esfuerzo cortante de $\tau = 1,612 \text{ MPa}$.

4.5.6 Cálculo de uniones soldadas en pieza N°5

Para este diseño se utilizará una soldadura de tipo a tope y el electrodo usado será un 6010 cuya resistencia de fluencia es de 344,831 MPa, se utilizará un espesor de electrodo igual a cinco milímetros para el cálculo.

A continuación los cálculos necesarios para determinar el factor de seguridad de la unión soldada.

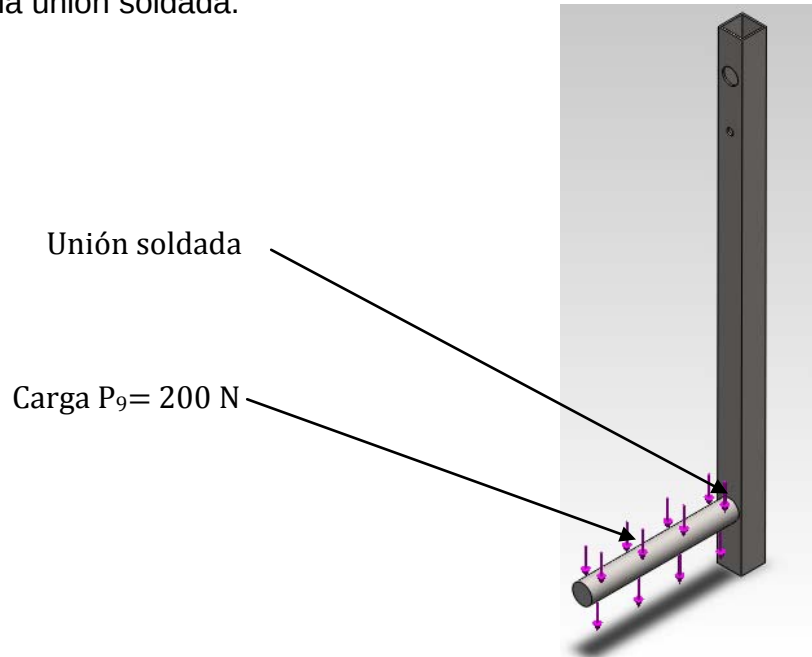


Figura 4.53 Cargas aplicadas en la soldadura en la pieza N°5

La fuerza aplicada sobre esta superficie circular será de $F= 200\text{ N}$ (figura 4.53)

Se calcula el esfuerzo cortante primario con (Budynas & Nisbett,2010):

$$\tau' = \frac{F}{A} \quad (4.4)$$

Dónde:

A: área de la sección del cordón de soldadura.

F: Fuerza de corte ejercida sobre el cordón de soldadura.

τ' : Esfuerzo cortante primario.

El cálculo del área será:

$$A = \frac{\pi * d^2}{4} \quad (4.5)$$

Aplicando la fórmula 4.5 se obtiene el cálculo del área $A = 490,85 \text{ mm}^2$

Aplicando la fórmula 4.2 se obtiene el esfuerzo cortante primario de $\tau' = 0,407 \text{ MPa}$.

Se calcula el esfuerzo cortante secundario con (Budynas & Nisbett, 2010):

$$\tau'' = \frac{B * F * C}{I} \quad (4.6)$$

Dónde:

B: Distancia desde la junta soldada al extremo donde se está aplicando la fuerza.

C: Distancia del centroide al cordón de soldadura en dirección a la fuerza aplicada.

τ'' : Esfuerzo cortante secundario.

I: inercia del cuerpo a soldar.

Donde la inercia es (Budynas & Nisbett, 2010):

$$I = \frac{0,707 * h * d^3}{12} \quad (4.7)$$

Dónde:

h: Es el tamaño de la junta.

d: El tamaño de la junta a soldar.

Aplicando la ecuación 4.7 se obtiene $I=4602,86 \text{ mm}^4$, ahora aplicando la ecuación 4.6 se obtiene $\tau'' = 127,963 \text{ MPa}$

Finalmente el esfuerzo cortante total será (Budynas & Nisbett,2010):

$$\tau = \tau' + \tau'' \quad (4.8)$$

Aplicando la ecuación 4.8 se tiene $\tau = 128,370 \text{ MPa}$.

4.5.7 Factor de seguridad para las uniones soldadas

De acuerdo a los resultados obtenidos es posible obtener el factor de seguridad de las uniones soldadas, para ello se emplea la ecuación 4.9

$$N = \frac{S_{y \text{ electrodo}}}{\tau} \quad (4.9)$$

Dónde:

$$S_{y \text{ electrodo}} = 0,5 * S_{y \text{ material de aporte}} \quad (4.10)$$

τ es el esfuerzo a corte al cual está sometida la soldadura (Norton, 2010).

Por lo tanto: $S_{y \text{ electrodo}} = 172,415 \text{ MPa}$

Luego, empleando la ecuación 4.6 se obtienen los resultados para el factor de seguridad que se muestra en la tabla 4.2.

Tabla 4.2 Factor de seguridad para uniones soldadas

Pieza	Sy(electrodo) (MPa)	τ (MPa)	N
pieza N° 2	172,415	1,612	106,957
pieza N° 5	172,415	128,370	1,343

A partir de los resultados de la tabla 4.2, se concluye que el dispositivo no falla en las uniones soldadas.

4.5.8 Factor de seguridad del rehabilitador de rodilla

De acuerdo a los resultados obtenidos en la sección anterior es posible obtener el factor de seguridad para condiciones estáticas, Para ello se emplea la ecuación 4.1

$$N = \frac{S_y}{\sigma_{vm}} \quad (4.11)$$

Dónde: S_y es la resistencia de fluencia del material y σ_{vm} el esfuerzo equivalente de Von Mises (Budynas & Nisbett, 2010).

Luego, empleando la ecuación 4.11 se obtienen los resultados para el factor de seguridad que se muestra en la tabla.

Tabla 4.3 Factor de seguridad para los conjuntos de constituyen el rehabilitador de rodilla

Pieza	Sy (MPa)	σ_{vm}(MPa)	N
Conjunto armado (posición 1)	210	39,820	5,27
Conjunto armado (posición 2)	210	68,774	3,05
pieza N° 5	210	187,903	1,11
pieza N° 8	210	3,360	62,5
perno de unión	350	20,595	16,99

Si se tiene que evitar una falla estructural, las cargas que una estructura es capaz de soportar deben ser mayores que las cargas a las que se va a someter cuando este en servicio. Naturalmente, el factor de seguridad debe ser mayor a 1 para evitar la falla, es por ello que para la pieza N° 5 el cual tiene un factor de seguridad de 1.11 se considera aceptable.

A partir de los resultados de la tabla 4.3, se concluye que el dispositivo no falla para las condiciones de diseño establecidas.

CAPÍTULO 5

Factibilidad Técnica y Económica

Este capítulo se describe la factibilidad técnica y económica para la fabricación del dispositivo. Para ello se realiza un estudio general de los costos, el cual contempla la adquisición de materia prima y los procesos que deben emplearse en la elaboración de cada uno de los elementos que constituyen el rehabilitador, a manera de determinar el costo de fabricación del producto y verificar la posibilidad de construir y comercializar el rehabilitador de rodilla en el país.

5.1 FACTIBILIDAD TÉCNICA

Para establecer la factibilidad técnica se considera la información mostrada en las tablas 5.1 y 5.2, la lista de piezas que constituyen el dispositivo, indicada en la tabla 4.1. Posteriormente, se indica detalladamente el proceso de fabricación y ensamblaje de los elementos que lo requieren, considerando el criterio de mínimo mantenimiento; así mismo, se contempla cada una de las piezas que son adquiridas en casas comerciales.

Tabla 5.1 Productos comerciales requeridos para la fabricación del rehabilitador de rodilla

Nº de elementos	Denominación	Cantidad
15	Elementos de fijación	22

Tabla 5.2 Productos manufacturados requeridos para la fabricación del rehabilitador de rodilla

N° de elementos	Denominación	Cantidad
1	Parales del chasis	2
2	Asiento	1
3	Espaldar	1
4	Parales de unión	2
5	Barra para colocar pesas	2
6	Barras para colocar las piernas	2
7	Posa pies	2
8	Posa manos	2
9	Pieza de doble ángulo	2
10	Elemento de movimiento articulado	2
11	Acolchado de espaldar	1
12	Acolchado de asiento	1
13	Acolchado de posa pies	1
14	Pasadores	4

Los detalles de adquisición y costos de las piezas indicadas en la tabla 5.1 se presentan en la fase de la factibilidad económica, mientras que el proceso de fabricación y ensamblaje de las piezas indicadas en la tabla 5.2 se señalan en la sección 5.1.1.

5.1.1 Proceso de fabricación y ensamblaje de la camilla

5.1.1.1 Elementos estructurales

Para la fabricación de los elementos estructurales del rehabilitador, (parales de chasis, asiento, espaldar, parales de unión, barra para colocar pesas, barra para colocar las piernas, posa manos), se emplearán los siguientes perfiles de acero estructural AISI 1020.

Tabla 5.3 Materiales requeridos para la fabricación del chasis

Material	Requerimientos
Perfil 31x31x1.5 mm	Longitud 6 m
Perfil 35x35x1.5 mm	Longitud 6 m
Perfil 27x27x1.5 mm	Longitud 6 m
Perfil rectangular 50x31 mm	Longitud 6 m
Platina de 31x4 mm	Longitud 6 m
Perfil circular 25 mm	Longitud 6 m

5.1.1.2 Pieza de doble ángulo

Para la fabricación de esta pieza se necesitará de una plancha de acero AISI 1020 de 9 mm de espesor la cual, debe ser cortada de 140 mm de diámetro, y posteriormente se deben realizar dos perforaciones de 8 mm de diámetro respectivamente, para los cuales de -90° a 0° para rehabilitar la primera postura (sentado) y 0° a 180° para la segunda (acostado) como se indica en la figura 4.14.

5.1.1.3 Posa pies

Esta pieza es constituida por dos elementos, para la cual se requieren los siguientes materiales de acero AISI 1020 como se muestra en la tabla 5.4.

Tabla 5.4 Materiales requeridos para la fabricación de posa pies

Material	Requerimientos
Perfil 31x31x1.5 mm	Longitud 6 m
Platina 35x1 mm	Longitud 6 m
Perfil circular 20 mm	Longitud 6 m

5.1.1.4 Elemento de movimiento articulado

Para el desarrollo de esta pieza se emplean los siguientes materiales de acero AISI 1020 y electrodos 6013, el cual puede ser realizado en un taller metalmecánico como se muestra en la tabla 5.5.

Tabla 5.5 Materiales requeridos para la fabricación de elemento de movimiento articulado

Material	Requerimientos
Perfil 28x28 mm	Longitud 6 m
Perfil circular 60 mm	Longitud 6 m

5.1.1.5 Elementos acolchados

Los elementos que recubren el asiento, espaldar y posa pies están basados en el principio de una silla tapizada. El proceso puede ser llevado a cabo en un taller de tapicería utilizando los materiales que se anexan en la siguiente tabla 5.6.

Tabla 5.6 Materiales requeridos para la fabricación de los elementos acolchados

Material	Requerimientos
Goma espuma	Espesor 65 mm
Compuesto de madera	Espesor 15 mm
vinil	Material sintético

5.1.1.6 Pasadores

La fabricación de los pasadores se realiza empleando barras de acero AISI 1020 de 8 y 20 mm respectivamente. El proceso de fabricación puede ser llevado a cabo en un taller metalmecánico, con los requerimientos de material señalados en la tabla 5.7.

Tabla 5.7 Materiales requeridos para la fabricación de los elementos acolchados

Material	Requerimientos
Barra de acero AISI 1020 (20 mm)	Longitud 6 m
Barra de acero AISI 1020 (8 mm)	Longitud 6 m

5.1.1.7 Equipos a utilizar

Los equipos para la realización de las piezas del rehabilitador se muestran en la tabla 5.8.

Tabla 5.8 Equipos requeridos para la fabricación del rehabilitador

Herramienta	Características
Tronzadora	Diámetro 14", potencia 2300 watts, 3800 rpm
Maquina de soldar	Voltaje 110/240 V, capacidad 11.2 kva, potencia 65-225 amp
Máquina de coser	Velocidad 2850 rpm, voltaje 110 v
Grapadora	Placa frontal 10 mm, capacidad 156 grapas
Tijeras	Uso profesional
pegamentos	Uso profesional
Torno	Velocidad variable (0-2500) rpm, potencia 2240 watts, voltaje 110 v
Taladro	Mandril (8, 10, 14, 20 mm), potencia 600 watts
Dobladora	Doblado de 1 a 180°, MS-BTB-1—110 V (ac) 50/60 Hz; corriente máxima: 10 A

5.2 FACTIBILIDAD ECONÓMICA

A continuación se presentan los detalles relacionados al costo de los componentes comerciales y manufacturados requeridos para la fabricación del rehabilitador.

Para indicar los costos se parte del criterio de construir un solo dispositivo, ya que se hace referencia a cotizaciones solicitadas en las casas comerciales respectivas.

En la tabla 5.9 se presentan los costos comerciales requeridos para la fabricación del dispositivo, así como la mano de obra en la tabla 5.10.

Tabla 5.9 Costo de productos comerciales requeridos para la fabricación del rehabilitador

Denominación	cantidad	Costo unitario (Bs)	Costo total (Bs)	Referencia
Elemento de fijación	20	12,50	250,00	L.C.H C.A
Elemento de fijación complejos	2	30,00	60,00	L.C.H C.A

Tabla 5.10 Costo de mano de obra pieza manufacturadas

Pieza fabricadas (Manufactura)	Costo de mano de obra (Bs)
Parales del chasis	100,00
Asiento	100,00
Espaldar	350,00
Parales de unión	50,00
Barra para colocar pesas	100,00
Barras para colocar las piernas	150,00
Posa pies	250,00
Posa manos	250,00
Pieza de doble ángulo	150,00
Elemento de movimiento articulado	680,00
Pasadores	120,00

Los costos de los productos manufacturados se muestran en la tabla 5.11.

Tabla 5.11 Costo de los productos manufacturados requeridos para la fabricación del rehabilitador de rodilla

Denominación	Cantidad	Costo unitario (Bs)	Costo Manufactura (Bs)
Parales del chasis	2	112,50	225,00
Asiento	1	225,00	225,00
Espaldar	1	380,00	380,00
Parales de unión	2	49,00	98,00
Barra para colocar pesas	2	190,00	380,00
Barras para colocar las piernas	2	395,00	790,00
Posa pies	2	177,50	355,00
Posa manos	2	110,00	220,00
Pieza de doble ángulo	2	190,00	380,00
Elemento de movimiento articulado	2	440,00	880,00
Acolchado de espaldar	1	180,00	180,00
Acolchado de asiento	1	120,00	120,00
Acolchado de posa pies	2	50,00	100,00
Pasadores	2	212,50	425,00
Electrodos 6013	2	65,00	130,00
Total			7500,00

De acuerdo a lo anterior se concluye que el rehabilitador es tecnológicamente factible debido a que cada uno de los elementos comerciales se encuentra disponible en el mercado nacional. De igual manera, las piezas que deben pasar por un proceso de fabricación pueden fabricarse sin ningún tipo de inconvenientes ya que se encuentran en la región con los talleres apropiados y la mano de obra calificada para llevar a cabo todas las operaciones requeridas.

Desde el punto de vista económico, una vez considerados los gastos de material y mano de obra en los talleres correspondientes es posible indicar en una tabla 5.12 comparativa de los costos asociados al rehabilitador y sus similares.

Tabla N. 5.12 Costos asociados al rehabilitador y sus similares

Dispositivo	Costo (Bs)
Sillón de cuádriceps (http://www.tecnosports.com.ve/productos.html)	10500,00
Camilla de femorales (http://www.tecnosports.com.ve/productos.html)	8500,00
Rehabilitador de rodilla	9800,00

De acuerdo a lo anterior el rehabilitador de rodilla, tiene un costo respecto a los equipos convencionales de un 48% por debajo del precio de ambos, por lo que al construirse se tendría un ahorro de Bs 11500,00 por lo que el rehabilitador es factible económicamente y por lo tanto es viable su adquisición.

CAPÍTULO 6

Conclusiones y Recomendaciones

A continuación se presentan las conclusiones más resaltantes del estudio realizado así como las recomendaciones para futuras investigaciones, con el propósito de avanzar en el diseño a partir del análisis numérico de rehabilitadores de rodilla.

6.1 CONCLUSIONES

Se presenta el diseño de un rehabilitador activo de rodilla cuyas dimensiones se han basado en las características antropométricas de un paciente adulto (percentil 50%) que permita realizar los movimientos de flexión y extensión completa

Se presenta el diseño de un rehabilitador de rodilla de doble postura. Para ello se plantearon dos alternativas de solución basadas en las características esperadas y las limitaciones para la cual debe operar el rehabilitador. En base a la alternativa que ofrece mayores ventajas, se llevó a cabo la selección de la mejor solución. Cabe destacar que para establecer las dimensiones del rehabilitador se consideraron las características antropométricas de los individuos venezolanos.

Se ha seleccionado como material de fabricación para el rehabilitador de rodilla acero AISI 1020 dado que el mismo ofrece la resistencia requerida para las condiciones de operación del dispositivo de manera segura y adicionalmente ofrece como ventaja su disponibilidad en el país.

Se diseñan los elementos estructurales del dispositivo empleando una herramienta computacional basada en MEF. Los resultados obtenidos a partir del modelo analizado muestran la concentración de esfuerzos en el cuerpo del dispositivo, para ello se estableció un análisis considerando dos posiciones del dispositivo, de la cual resultó la denominada posición 2 (paciente en postura acostado) como la más crítica. Sin embargo, en ninguno de los casos este supera el límite elástico del material, por lo cual se considera que el diseño presenta un adecuado desempeño para las condiciones de cargas establecidas debido a que el factor de seguridad es $N \geq 1$.

Se determinó la factibilidad económica y tecnológica de la solución definitiva, verificando que el rehabilitador puede construirse sin ningún inconveniente con materiales disponibles en el país y en talleres de la región con mano de obra calificada para todas las operaciones requeridas. El rehabilitador tiene un costo de fabricación de Bs 9200, lo que representa un 48% por debajo del precio de equipos convencionales (sillón de cuádriceps y camilla de femorales).

6.2 RECOMENDACIONES

- Se recomienda construir el dispositivo con los materiales y procedimientos propuestos.
- Diseñar un manual para el mantenimiento del mismo, con el propósito de ofrecer los procedimientos de operación apropiados para que el dispositivo funcione correctamente.
- Hacer un estudio de las concentraciones de esfuerzos que ocurren en las secciones críticas.

Referencias

- Birmingham T.B., Bryant D.M., Giffin J.R., Litchfield R.B., Kramer JF, Donner A, Fowler PJ (2008). "A randomized controlled trial comparing the effectiveness of functional knee brace and neoprene sleeve use after anterior cruciate ligament reconstruction". *Am J Sports Med.* 36:648-655.
- Brockmeier S.F., Rodeo S.A. "Knee: Meniscal injuries". In: DeLee JC, Drez D Jr, Miller M.D. (2007), eds. DeLee and Drez's Orthopaedic Sports Medicine. 3rd ed. Philadelphia, Pa: Saunders Elsevier; 2009: chap 23;sect B.
- Catalogo Chattanooga, (2007). Disponible en la página de internet UGL: <http://www.djoglobal.com/our-brands/chattanooga/>
- Catálogo Kinectec, (2009). Disponible en la página de internet UGL: <http://www.scribd.com/doc/51901420/Kinetec-Spectra-Knee-CPM>
- Chihiro Yocochi. (1989). Atlas Fotografico de Anatomia del Cuerpo Humano, tomo I, 3ta edición. Mexico: Editorial Interamericana S.A.
- De Carlo M, Armstrong B. Rehabilitation of the knee following sports injury. *Clin Sports Med.* 2010;29:81-106.
- Oñate Ibáñez de Navarra Eugenio y Alonso Eduardo, (1992). Aplicaciones del método de los elementos finitos en ingeniería, segunda edición, Vol. 1, Espana: Editorial Universidad Politécnica de Cataluña
- Fuentes Christian, (2002), Revista de Ortopedia y Traumatologia, Volumen 12 N°1, Bolivia: Sagitario S.R.L.

- Reichel Hilde Sabine y Nolte Regina Groza, (2002), Fisioterapia, tomo I, 2da Edición, Barcelona: Editorial Paidotria
- Kapandji A.I. (2003). Fisiología Articular, tomo II, 5ta edición. España: Editorial Medica Panamericana.
- Miller RH III. Knee injuries. In: Canale ST, Beatty JH, eds. *Campbell's Operative Orthopaedics*. 11th ed. Philadelphia, Pa: Mosby Elsevier; 2007: chap 43.
- Panero Julius y Zelnik Martin (1995), Las dimensiones humanas en los espacios internos, Séptima edición, Volumen 2
- Rehabilitacion pasiva Disponible en la página de internet UGL: <http://www.fisiolab.mx/rehabilitacion-pasiva>
- Renstrom P, Ljungqvist A (2008), Arendt E, Beynnon B, Fukubayashi T, Garrett W, et al. Non-contact ACL injuries in female athletes: an International Olympic Committee current concepts statement. *Br J Sports Med*. 42:394-412.
- Budynas Richard G. & Nisbett J. Keith (2010). Diseño en Ingeniería Mecánica de Shigley, 8ta edición. España: Editorial Mc Graw hill.
- Miralles Rodrigo, (1999). Rehabilitación de la extremidad inferior. Universidad de Rovira, Virginia.
- Steiner T, Parker RD (2009). Patella: subluxation and dislocation. 2. Patellofemoral instability: recurrent dislocation of the patella. In: DeLee JC, Drez D Jr., Miller MD, eds. *DeLee and Dree's Orthopaedic Sports Medicine*. 3rd ed. Philadelphia, Pa: Saunders Elsevier;:chap 22:sect C.
- Tecnosports camill para femorales y sillón para cuádriceps. Disponible en la página de internet UGL: <http://www.tecnosports.com.ve/productos.html>
- Valero Frias, Eduardo. (2004). Método de Elementos Finito. Departamento de Ingeniería Eléctrica Universidad Politécnica de Cataluña.

- Zienkiewicz, O.C. y Taylor R. L. (1994). El Método de Elementos Finito. Formulación básica y problemas lineales, cuarta edición, vol. 1, Centro Internacional de Métodos numéricos en ingeniería, Barcelona, España.
- Zienkiewicz, O.C. y Taylor R. L. (1994). El Método de Elementos Finitos. Mecánica de Sólidos y Fluidos. Dinámica y No Linealidad, cuarta edición, vol. 2, Centro Internacional de Métodos numéricos en ingeniería, Barcelona, España.

Anexos
