



Rehabilitador para terapias activas y pasivas de rodilla



Génesis Mora¹, Luis Blanco¹, Brizeida Ojeda²

¹ Centro de Biomecánica, Universidad de Carabobo, Av. Universidad, Naguanagua, Estado Carabobo, Venezuela

² Departamento de Ingeniería Mecánica, EAFIT, Carrera 49 N° 7 Sur 50, Medellín, Colombia

¹*genesismora93@gmail.com*, ¹*santiago.blanco16@gmail.com*, ²*bojedag@eafit.edu.co*

RESUMEN

Resumen. Se presenta el diseño mecánico de un rehabilitador con el cual se puede combinar la terapia activa-pasiva de la articulación de rodilla. Se proponen dos alternativas de solución basadas en características anatómicas, fisiológicas y terapéuticas de la articulación. Analizando los criterios establecidos se elige la mejor alternativa. Para el dimensionamiento del equipo se consideraron las características antropométricas de un adulto promedio. En el desarrollo de la etapa de selección de materiales se consideraron criterios de peso, resistencia y costo. Posteriormente, se llevó a cabo un estudio de esfuerzos y desplazamientos empleando un programa computacional, basado en el Método de Elementos Finitos, estimando condiciones reales de operación. Para llevar a cabo este proceso se establecieron condiciones de carga y restricciones considerando el accionamiento asociado a los movimientos y amplitud de estos (ángulos máximos) de la rodilla en condición normal. Finalmente, se verificaron las condiciones de operación con base al factor de seguridad de los componentes estructurales confirmando la capacidad de resistir los escenarios de operación establecidos

Palabras Clave: Rehabilitador, Rodilla, Activo, Pasivo.

Introducción

La Fisioterapia se considera una ciencia y un arte, destinada a prestar cuidados a individuos para mantener y restaurar al máximo el movimiento y la habilidad funcional durante el ciclo vital. Actualmente, existe una alta población que sufre de lesiones a nivel del miembro inferior, específicamente la rodilla, la cual, mediante el conocimiento, y evaluación pertinente, se indica para cada caso su tratamiento y rehabilitación del miembro afectado para recuperar su función y que el paciente sea capaz de volver a sus actividades de la vida diaria [1]. Como se mencionó anteriormente, de los miembros inferiores, la rodilla es una de las articulaciones más propensa a lesionarse debido a que soporta gran parte del peso del cuerpo humano. Tan solo al caminar, se está cargando en cada rodilla el equivalente a dos veces el peso corporal. Si se está trotando, cerca de cuatro veces. En muchas actividades habituales la rodilla soporta de 5 a 6 veces el peso corporal [2].

Las lesiones que se presentan en esta articulación pueden ser causadas por un movimiento mal efectuado, un golpe durante alguna actividad cotidiana o en la práctica de algún deporte. Además, la rodilla también puede ser afectada por alguna enfermedad, como la artritis, la condromalacia rotuliana, deformaciones congénitas, entre otras. La rehabilitación de rodilla es comúnmente aplicada por un fisioterapeuta, quien se encarga de movilizar la zona perjudicada. Existe una gran cantidad de centros de salud que no logran satisfacer la demanda de la población afectada ya que no cuentan con la cantidad de fisioterapeutas requeridos. Aunado a esto, el fisioterapeuta encargado de la rehabilitación de rodilla debe realizar, en algunas ocasiones, un esfuerzo físico elevado para poder movilizar la pierna del paciente y brindarle la funcionalidad a la rodilla. Esto significa que la rehabilitación de rodilla representa un proceso complejo tanto para el paciente como para el fisioterapeuta que la realiza. Si la rehabilitación se realiza de manera incorrecta o el paciente no tiene acceso a la misma esto puede resultar en la prolongación de la recuperación del paciente, o que la misma no se lleve a cabo de manera satisfactoria.



Actualmente, se encuentran en el mercado una variedad de dispositivos que realizan el movimiento de la rodilla para rehabilitar la misma; sin embargo, los costos de estos dispositivos son sumamente elevados, ya que son importados [3], por lo cual se encuentran fuera del alcance de muchas instituciones de salud, tanto públicas como privadas. En su mayoría, estos dispositivos brindan un movimiento pasivo continuo, lo que significa que el dispositivo realiza el movimiento del paciente sin ayuda o resistencia ofrecida por el mismo, es decir, a través de una fuerza externa, esto brinda como beneficios principales el aumento de rango de movimientos en la rodilla, evitar adherencias y recuperación muscular. No obstante, el movimiento activo que es el que se realiza voluntariamente, permite un aumento del tono muscular y en la resistencia, por lo cual también resulta beneficioso durante la etapa de rehabilitación. De acuerdo con lo anterior, el Centro de Biomecánica de la Universidad de Carabobo, a través de la presente investigación, propone el diseño y construcción de un dispositivo que permita la dualidad de los movimientos pasivo y activo, que sea diseñado y fabricado en el país, disminuyendo esto su precio de venta, resultando de mayor accesibilidad para los centros de salud pública y privada, permitiendo de tal manera aumentar la cantidad de pacientes a tratar tras afecciones en la rodilla, y de la misma forma aligerar el trabajo de los fisioterapeutas involucrados.

Metodología

Fase 1: Evaluación preliminar

Se procede a la recopilación de información anatómica, fisiológica y biomecánica, referida a los miembros inferiores. Así mismo, se analizan los protocolos utilizados en los tratamientos fisioterapéuticos, postoperatorios y de rehabilitación de lesiones de rodilla. Posteriormente, se estudian los tipos de movimientos más comunes en los procesos de rehabilitación activa y/o pasiva. Las consideraciones anteriores son necesarias para establecer los requerimientos de diseño.

Fase 2: Diseño del rehabilitador

Con base a la etapa anterior, se plantean características para el equipo asociadas con la seguridad, ergonomía, ángulos de movimientos permitidos, peso del dispositivo y tipo de terapia que se puede aplicar. Con esta información, se proponen alternativas de solución para el dispositivo de rehabilitación empleando un software CAD/CAE. En la Fig. 1 se observan los modelos propuestos.

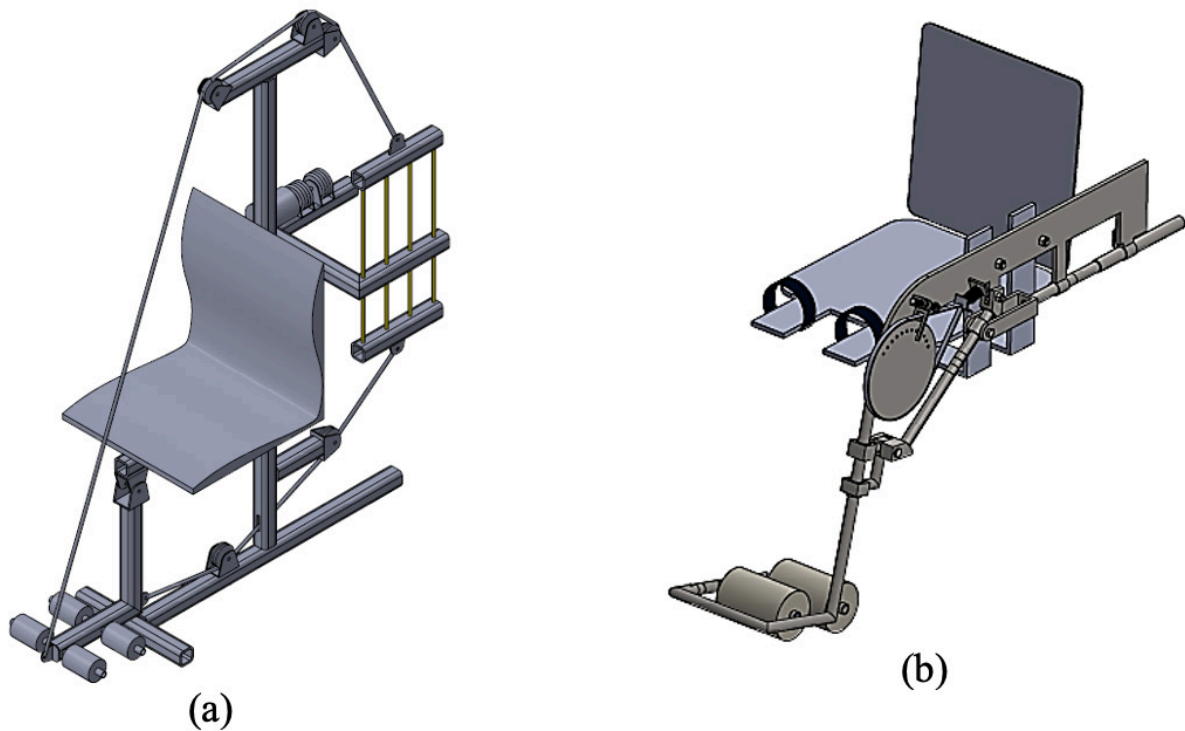


Fig. 1. Alternativas de solución para el rehabilitador de rodilla. (a) Modelo Nro. 1, (b) Modelo Nro. 2.

Evaluando las ventajas que ofrece cada alternativa se selecciona el Modelo Nro. 2. En la Fig. 2 se muestra la vista en explosión del modelo seleccionado, del cual se valoran las posibilidades de ensamblaje de los componentes. Adicionalmente, en la Tabla 1 se presenta la lista de componentes de la solución.

Una vez verificado el ensamblaje a partir del modelo 3D, se procede a la selección de los materiales apropiados para la fabricación del rehabilitador. Para este proceso se tienen en cuenta criterios de facilidad de adquisición, bajo costo y disponibilidad en el mercado nacional. Así mismo, las cualidades adecuadas a los procesos a que se deba someter en la elaboración de los diferentes componentes que conformen el rehabilitador. Adicionalmente, se consideran materiales propios para dispositivos que puedan ser utilizados por pacientes. Se estima utilizar en el dispositivo aluminio 6061-T6 para el asiento, y acero AISI 1020 para el resto de los componentes del dispositivo. Las propiedades mecánicas de dichos materiales se especifican en las Tablas 2 y 3, respectivamente.

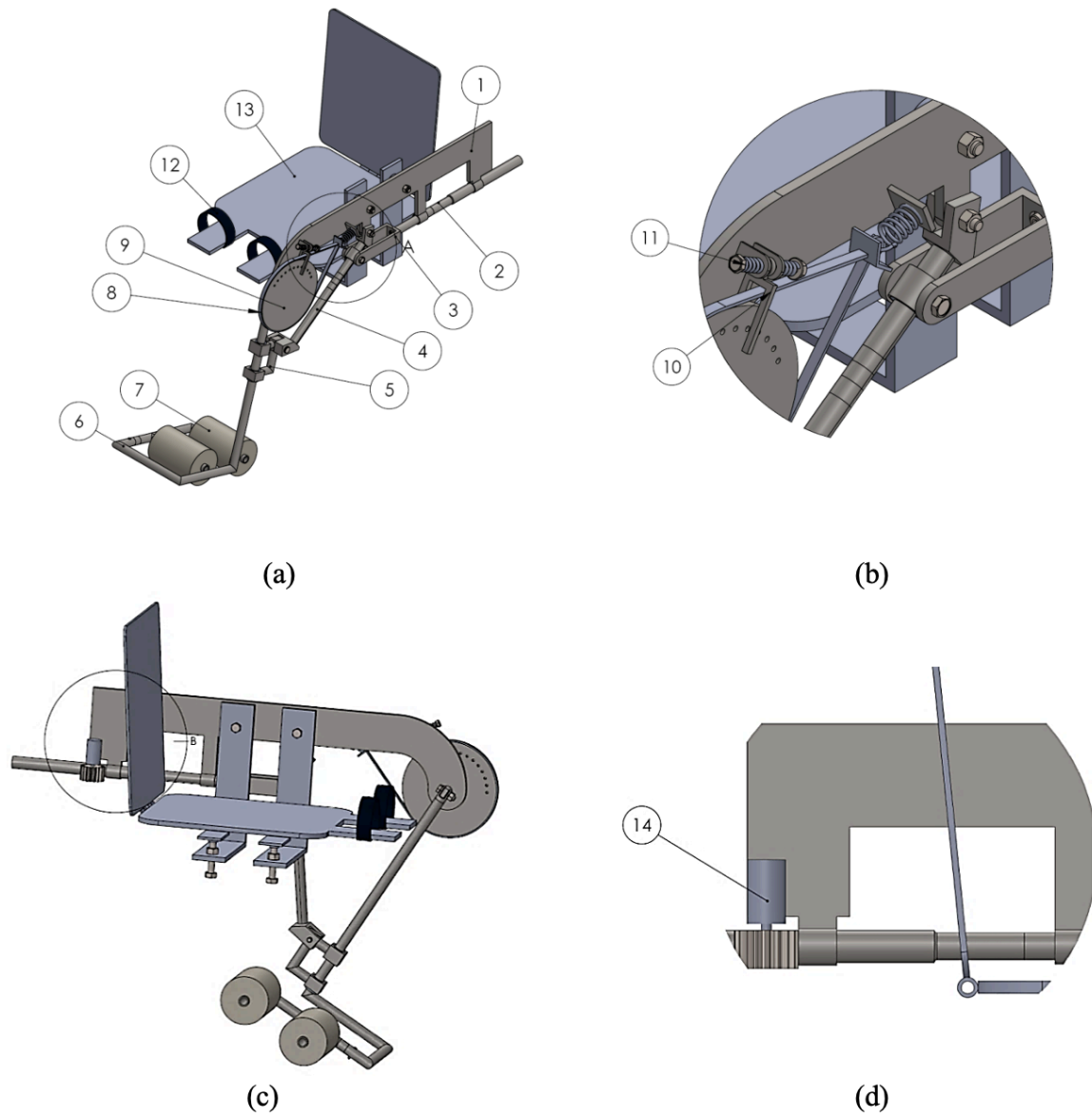


Fig. 2. Solución seleccionada para el rehabilitador de rodilla. (a) Vista isométrica, (b) Vista de detalle A (movimiento activo), (c) Vista izquierda proyectada, (d) Vista de detalle B (sistema motriz)

Tabla 1. Lista de piezas de la solución propuesta.

N° de Elemento	Descripción	Cantidad
1	Base	1
2	Barra-Cremallera	1
3	Corredera principal	1
4	Brazo recto	1
5	Corredera auxiliar en U	1
6	Barra paralela a la pierna	1
7	Rodillos acolchados	2
8	Banda de Freno	1
9	Disco de Freno	1
10	Tope ángulo de frenado	1
11	Anclaje de tope frenado	1
12	Banda para ajuste cuádriceps	2
13	Asiento con espaldar	1
14	Motor/Piñón	1

Tabla 2. Propiedades mecánicas del Aluminio 6061-T6 [4]

Propiedad	Valor	Unidad
Esfuerzo de fluencia	276	MPa
Esfuerzo máximo	310	MPa
Elongación	1% (en 50 mm)	---
Módulo de elasticidad	71,7	GPa
Coefficiente de Poisson	0,34	---
Dureza	95	HBN

Tabla 3. Propiedades mecánicas del Acero AISI 1020 [4]

Propiedad	Valor	Unidad
Esfuerzo de fluencia	390	MPa
Esfuerzo máximo	470	MPa
Elongación	15% (en 50,8 mm)	---
Módulo de elasticidad	206,8	GPa
Coefficiente de Poisson	0,28	---
Dureza	131	HBN

Fase 3: Cálculos

Para el estudio de esfuerzos y desplazamientos en el dispositivo rehabilitador, se establecen las condiciones de carga y restricciones de movimientos. Se consideran dos tipos de movimiento, el pasivo y el activo; así como dos posiciones del ángulo de la rodilla, extensión máxima a 5° (ver Fig. 3-a) y flexión máxima a 120° (ver Fig. 3-b) [5].

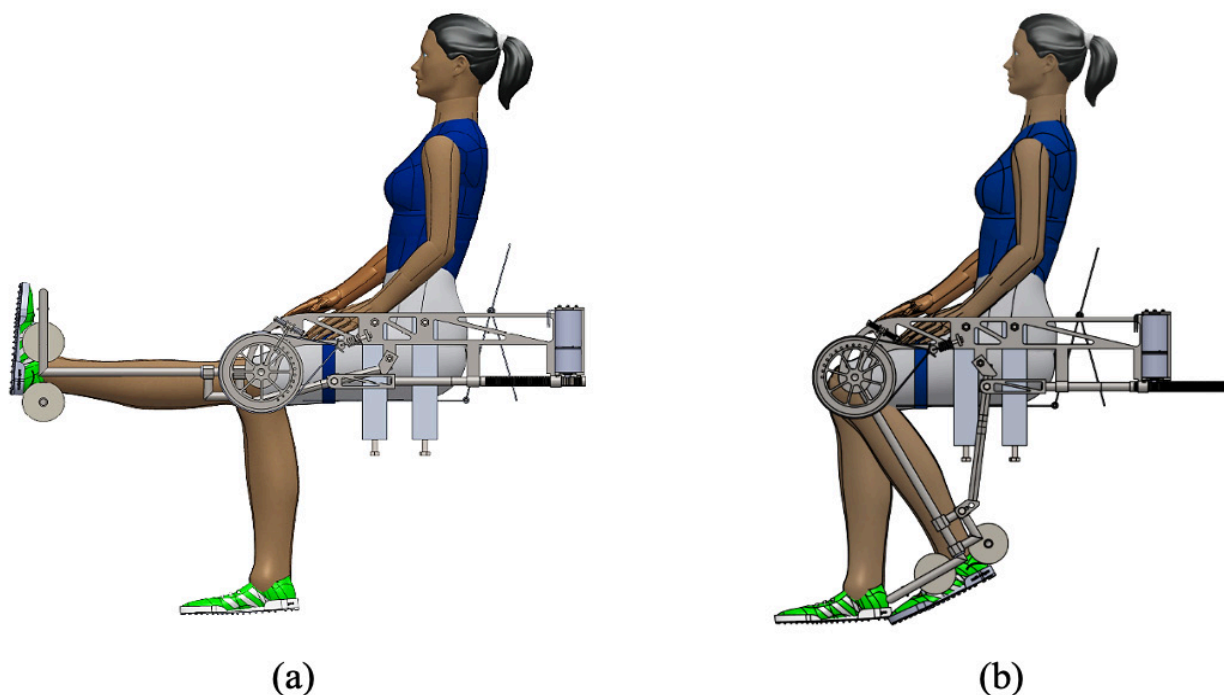


Fig. 3. Movimientos del rehabilitador de articulación de rodilla, (a) Extensión de rodilla, (b) Flexión de rodilla.

Se estima un paciente con peso promedio de 100 kg, de los cuales el miembro inferior representa el 16% del peso total del cuerpo, es decir 16 kg. De este peso el 60% pertenece al área del fémur y 40% pertenece a la zona tibial junto con el pie [6]. Por lo tanto, el fémur tiene un peso de 9,6 kg y la zona tibial junto con el pie posee un peso de 6,4 kg. En posición sedente, cerca del 75% del peso total del cuerpo es soportado por las tuberosidades isquiáticas que descansan en la superficie de asiento [7]. Debido a lo expuesto anteriormente, el peso restante total del cuerpo (84%) se encuentra dividido en una distribución de carga de un 63% en el asiento (63 kg) y un 21% sobre el espaldar (21 kg). En la Fig. 4 se indican las condiciones de carga propuestas para el cálculo estructural y dimensional de los componentes.

Para la rehabilitación pasiva, las condiciones de carga a utilizar son resultantes del peso de la zona tibial junto con el pie, añadiendo la fricción existente entre los elementos, así como la gravedad.

Para la rehabilitación activa, las condiciones de carga a utilizar son el peso de la zona tibial junto con el pie del paciente, el momento asociado con los movimientos de la rodilla (flexión y extensión) y la gravedad. En la Tabla 4 se indican los valores asociados a dichos momentos, siendo utilizado el mayor valor de momento flector para hombres, de manera que el estudio se efectúe bajo las condiciones más esforzadas.

Tabla 4. Momentos asociados a los movimientos de rodilla [8].

MOVIMIENTO	MOMENTO FLECTOR (MASCULINO) [N.m]	MOMENTO FLECTOR (FEMENINO) [N.m]
FLEXIÓN	97,2 ± 13,2	59,1 ± 1,3
EXTENSIÓN	97,2 ± 13,2	59,1 ± 1,3

En la Fig. 4 se muestra el estado de cargas que resulta de la colocación de un paciente sobre el dispositivo. La flecha de color rojo representa el peso de la zona tibial junto con el pie del paciente (6,4 kg), las cargas azul oscuro se refieren a la distribución de carga en el asiento (56 kg) y las cargas azul claro aluden a la distribución de carga en el espaldar (28 kg).

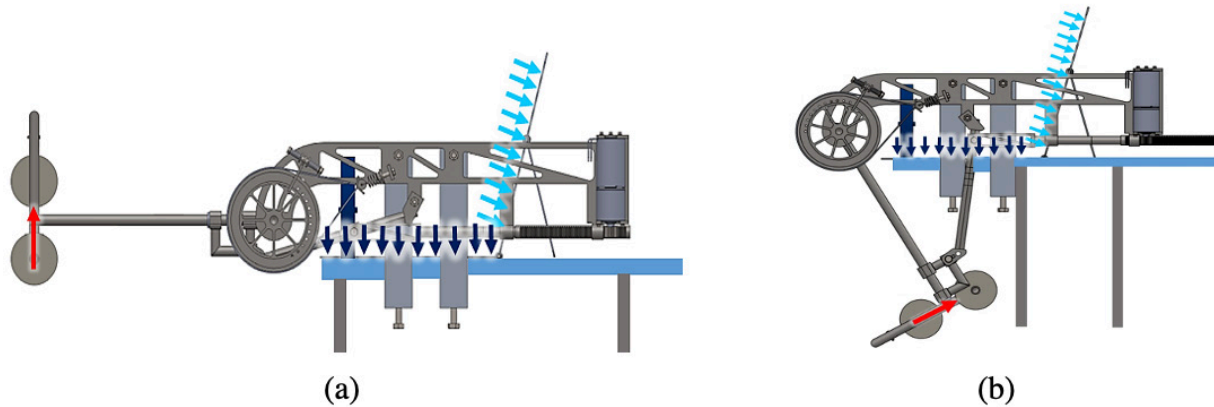


Fig. 4. Configuración de cargas para el cálculo estructural según la posición del rehabilitador de articulación de rodilla, (a) Distribución de cargas en extensión de rodilla, (b) Distribución de cargas en flexión de rodilla.

Dada la complejidad del dispositivo, la simulación del rehabilitador de rodilla con el programa basado en el Método de los Elementos Finitos (MEF), se ejecuta por separado a aquellas piezas que por sus dimensiones y cargas a las que están sometidas pueden presentar fallas (piezas críticas). Cabe destacar que el rehabilitador realiza la función pasiva y activa, por lo tanto, algunas piezas se analizan bajo las condiciones de carga pasiva, mientras que otras se estudian con la condición de cargas activas, siempre tomando en cuenta el estado más crítico para el elemento en estudio.

Realizando un análisis de carga en el modelo, se observa que al encontrarse el mismo en completa extensión ocurre la condición crítica, debido a que es el instante donde la fuerza ejercida en la barra paralela a la pierna posee mayor brazo de palanca, obteniéndose el mayor valor en magnitud para los momentos que en ella se aplican. De igual forma, en el resto de las piezas que componen el dispositivo las condiciones de carga son similares a las de la barra paralela, es decir, en la máxima extensión se obtiene el mayor brazo de palanca, y como dichas piezas presentan un comportamiento instantáneo similar a los de una viga, el estado mencionado resulta el más esforzado.

Resultados

A continuación, se muestran los resultados obtenidos a partir del análisis de esfuerzo y desplazamiento realizado a cada elemento que conforma el modelo presentado como solución definitiva. Para todas las imágenes de este apartado, las restricciones se encuentran representadas por flechas verdes, mientras que las flechas moradas representan las cargas aplicadas. Sólo se anexan las imágenes resultantes del estudio de desplazamientos de aquellas piezas donde el valor máximo del mismo sea igual o mayor a 1 mm.

El conjunto asiento-espaldar (elemento 13 de la Tabla 1) se analiza considerando el paciente sentado. Para el asiento, en la Fig. 5-a se indican las condiciones de borde y mallado de la pieza, mientras que en la Fig. 5-b se observan los valores de esfuerzo de von Mises para el asiento.

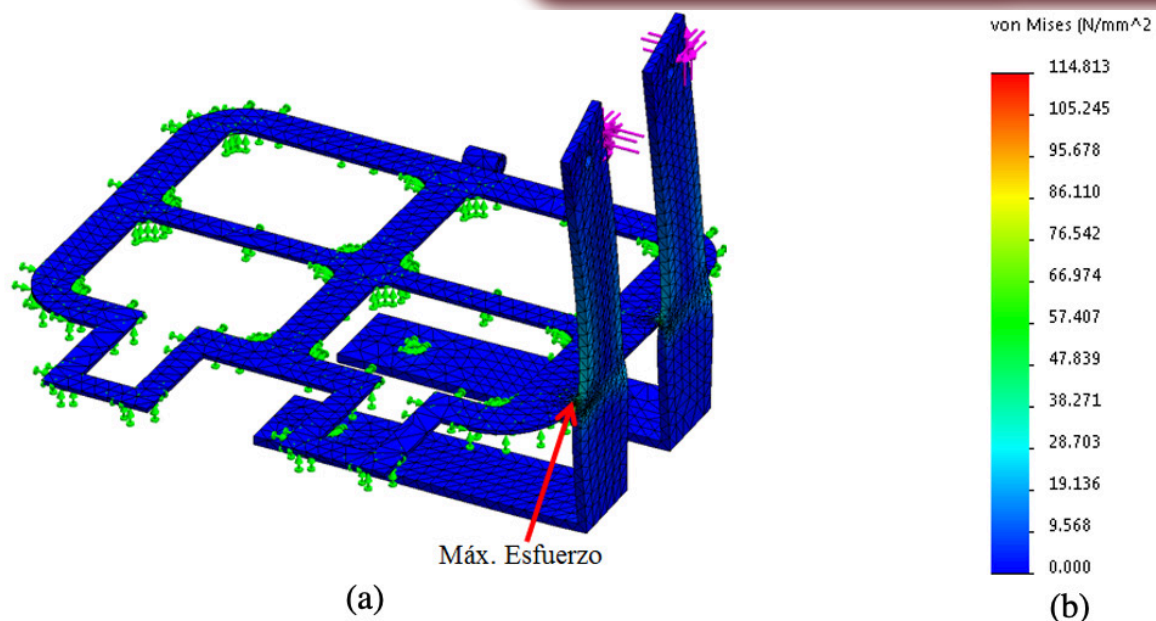


Fig. 5. Asiento, (a) Condiciones de borde y mallado del asiento, (b) Distribución de esfuerzos de von Mises (MPa).

Para el espaldar, las restricciones se encuentran en la pieza donde se encuentran los pasadores de las bisagras del asiento, mientras que la carga distribuida es un porcentaje del peso de una persona apoyada sobre el mismo (ver Fig. 4). En la Fig. 6 se especifican los resultados del análisis de esfuerzos en el espaldar.

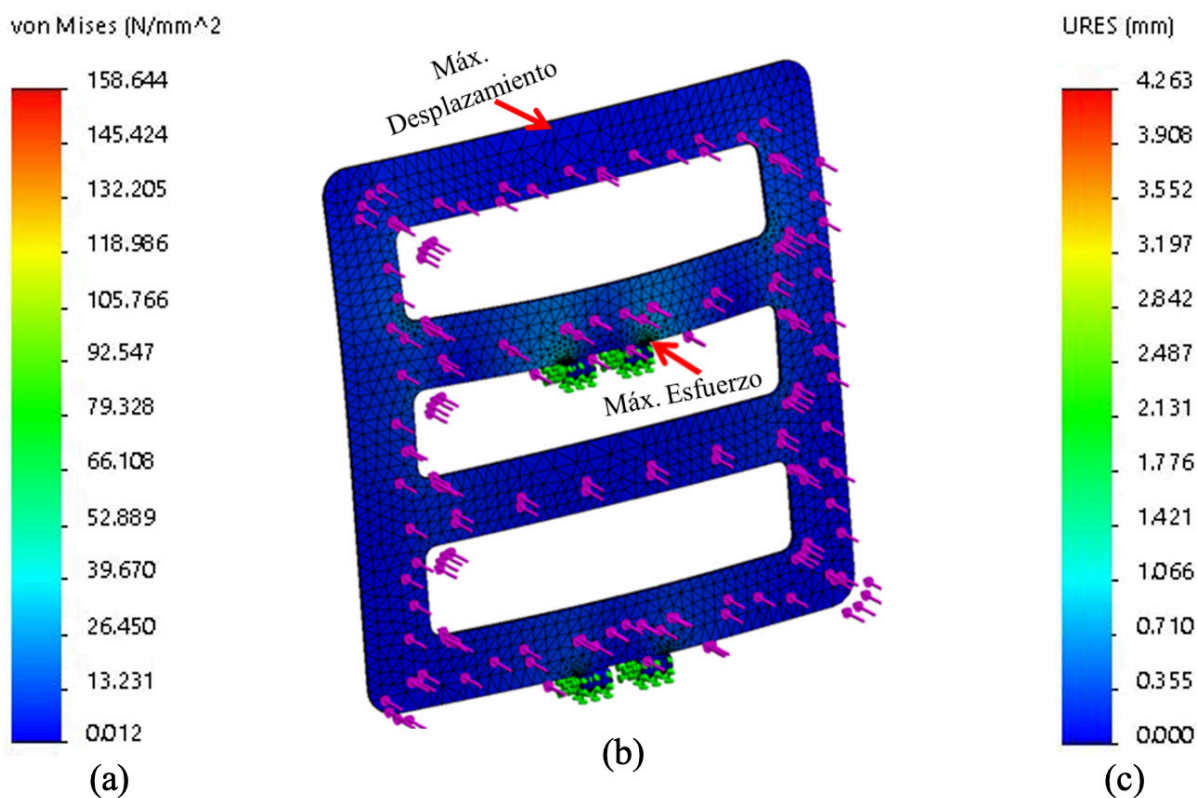


Fig. 6. Espaldar, (a) Distribución de esfuerzos de von Mises (MPa), (b) Condiciones de borde y mallado de la pieza, (c) Desplazamientos (mm)

Para el brazo recto (elemento 13 de la Tabla 1) las restricciones se encuentran en la estructura donde se vincula al pivote que va a la base del dispositivo y en la camisa de acero que arropa a la bocina de teflón, mientras que las cargas aplicadas provienen de la barra paralela a la pierna, transmitidas por medio de la corredera auxiliar en U (ver Fig. 7). En la Fig. 8 se indican los resultados del análisis de esfuerzo y desplazamiento en el brazo recto.

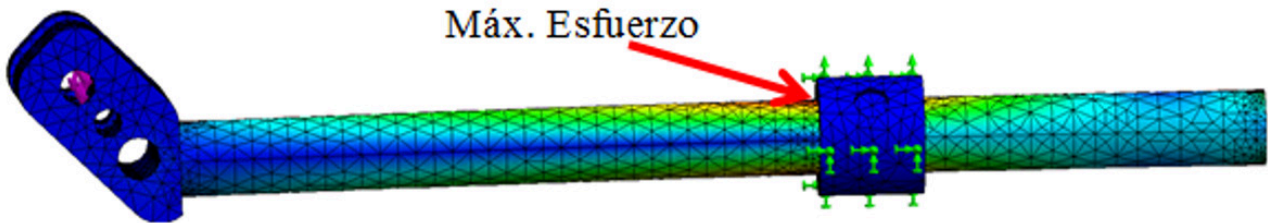


Fig. 7. Condiciones de borde y mallado del brazo recto.

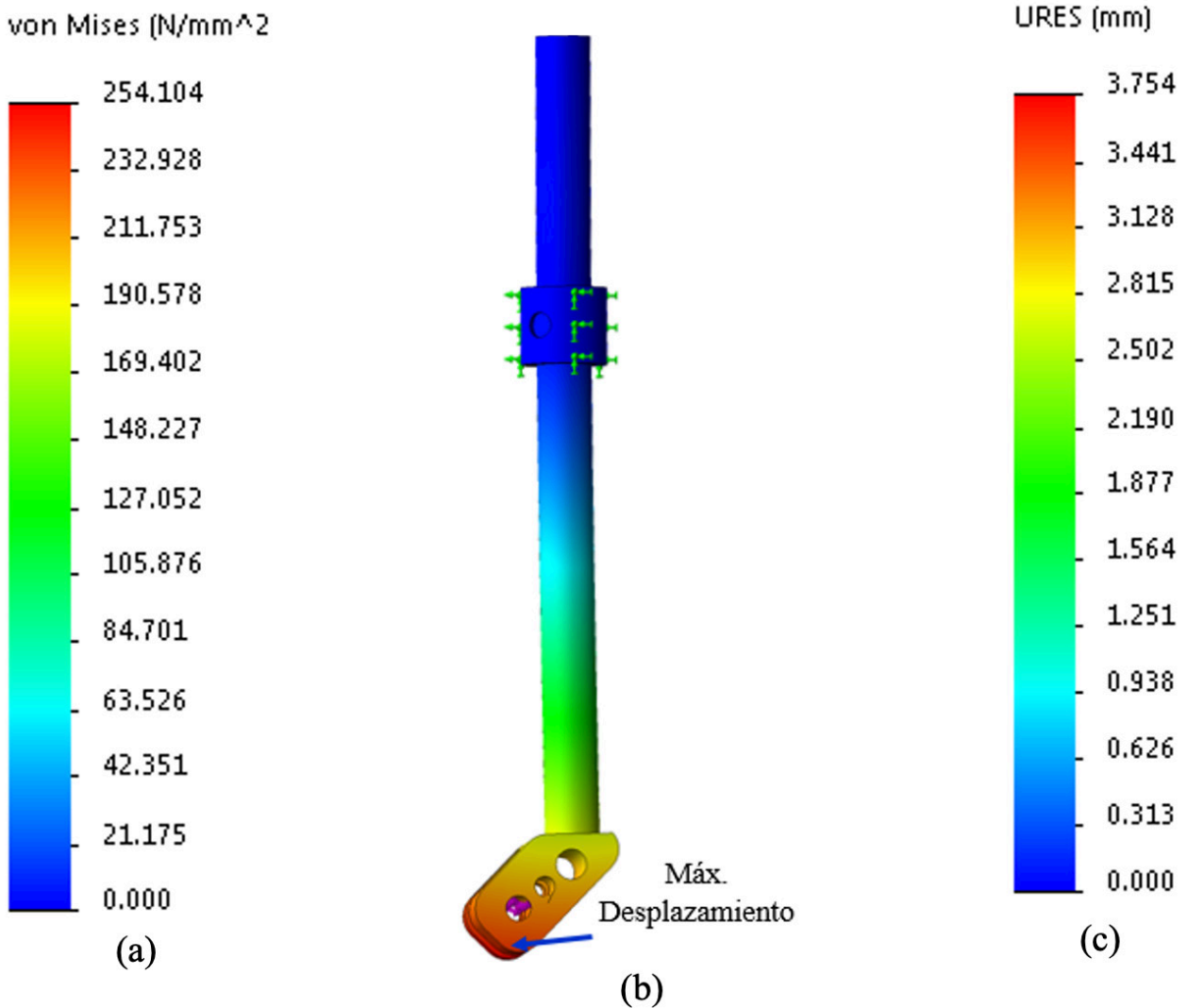


Fig. 8. Resultados análisis esfuerzo y desplazamiento del brazo recto, (a) Esfuerzos de von Mises (MPa), (b) Ubicación máximo desplazamiento, (c) Desplazamientos (mm).

Para la corredera principal (elemento 13 de la Tabla 1), las restricciones están en la estructura donde se vincula a la rosca del sistema barra-cremallera, mientras que las cargas aplicadas provienen de la transferencia de fuerzas entre el brazo recto y la pieza en estudio. En la Fig. 9-a se indican las condiciones de borde y el mallado para la corredera principal, mientras que el esfuerzo de von Mises se muestra en la Fig. 9-b. El máximo esfuerzo, y por ende, el mínimo valor del factor de seguridad se encuentra en la periferia del orificio del tornillo que une a la corredera principal con la barra-cremallera.

En lo que corresponde al sistema de frenado se realiza un ensamble entre varias piezas (elementos 8,9,10,11 de la Tabla 1) con el objetivo de aproximar el estudio a la situación real en la que se encuentra el dispositivo. Para el conjunto disco de freno-base las restricciones se encuentran donde se vincula con la barra paralela a la pierna, mientras que las cargas aplicadas corresponden a la fuerza de frenado y la tensión de la correa de la banda de freno. Las condiciones de mayor criticidad para las piezas en estudio son las del movimiento activo. Cabe destacar que, aunque la base durante el movimiento pasivo se encuentra sometida al momento torsor ejercido por el motor, esta condición es mucho menos esforzada que la que se presenta en el movimiento activo; por lo tanto, esta pieza se estudia bajo las condiciones antes descritas (ver Fig. 10).

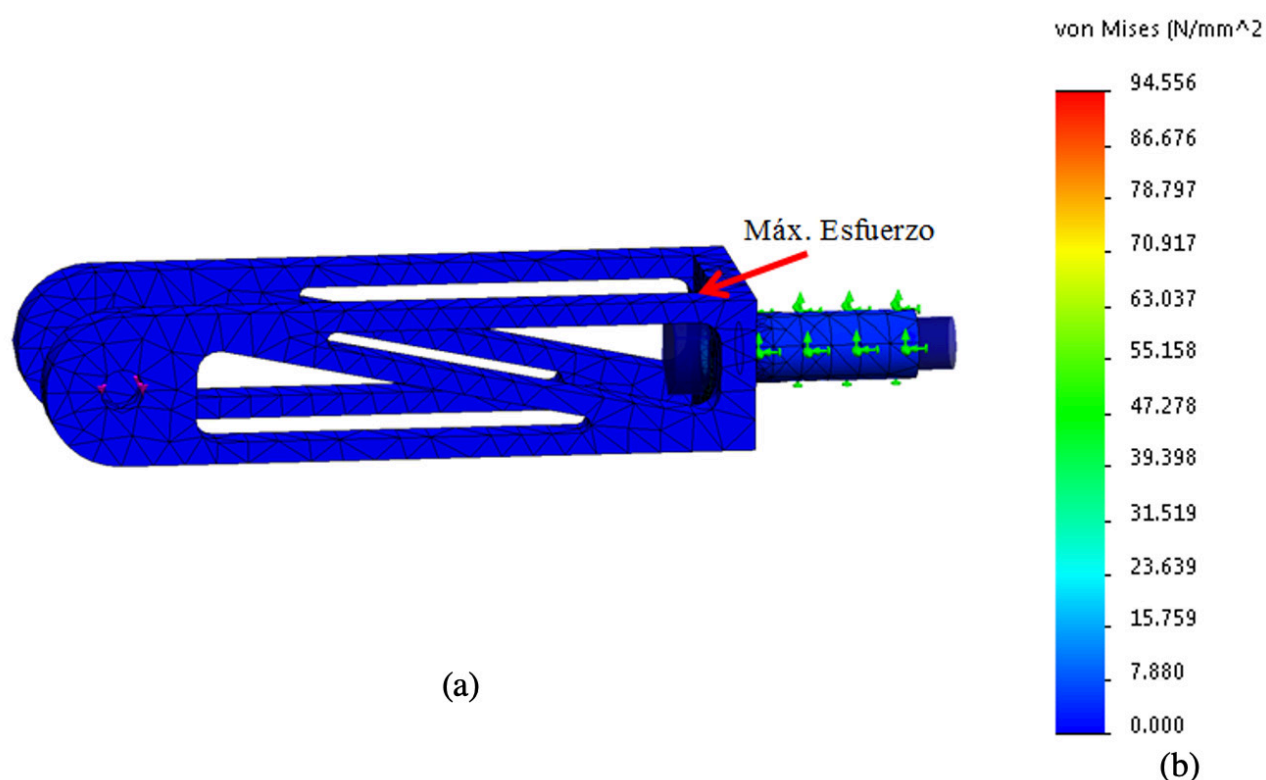


Fig. 9. Corredera principal, (a) Condiciones de borde, (b) Esfuerzos de von Mises (MPa)

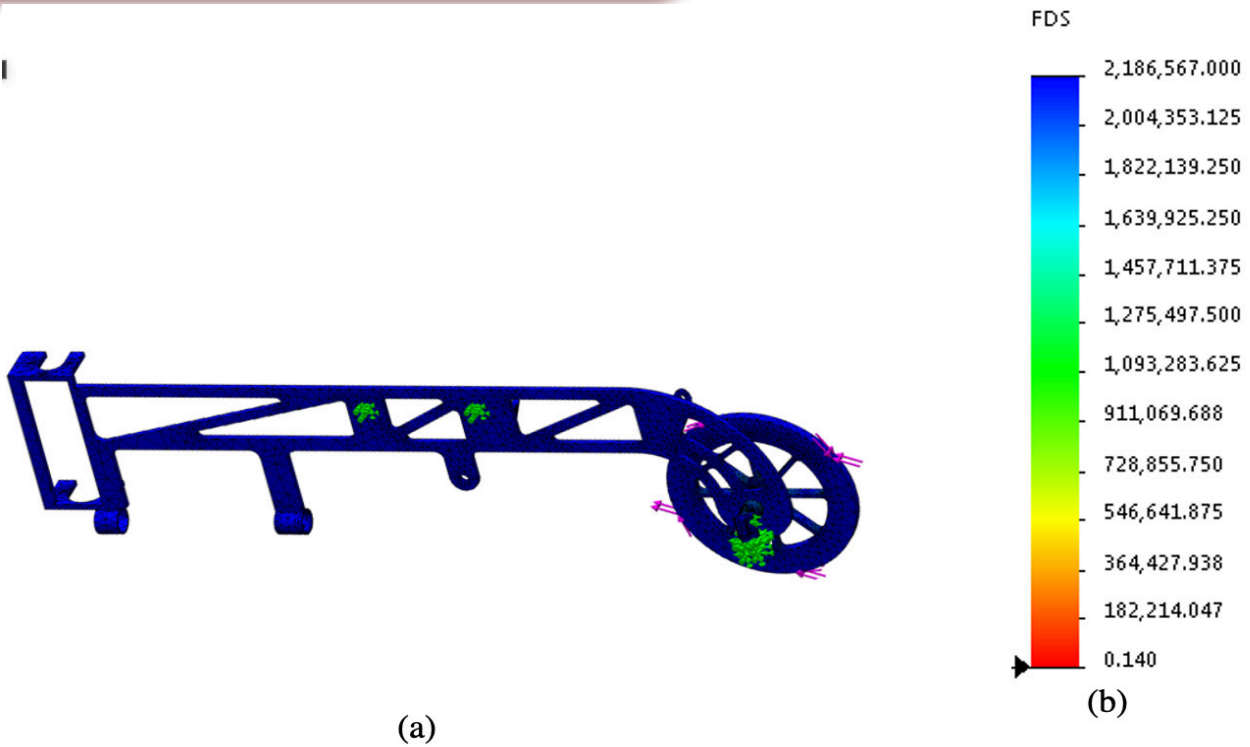


Fig. 10. Disco freno-base del dispositivo, (a) Condiciones de borde y mallado, (b) Esfuerzos de von Mises (MPa)

Para el sistema barra-cremallera del dispositivo, las restricciones se ubican donde se sujeta a tierra, siendo para este caso la vinculación al asiento (ver Fig. 11). Adicionalmente en el estudio, se agrega la base del dispositivo y se define un contacto sin penetración entre componentes de forma que se simule la interfaz entre elementos y así obtener un resultado más realista de la pieza en estudio.

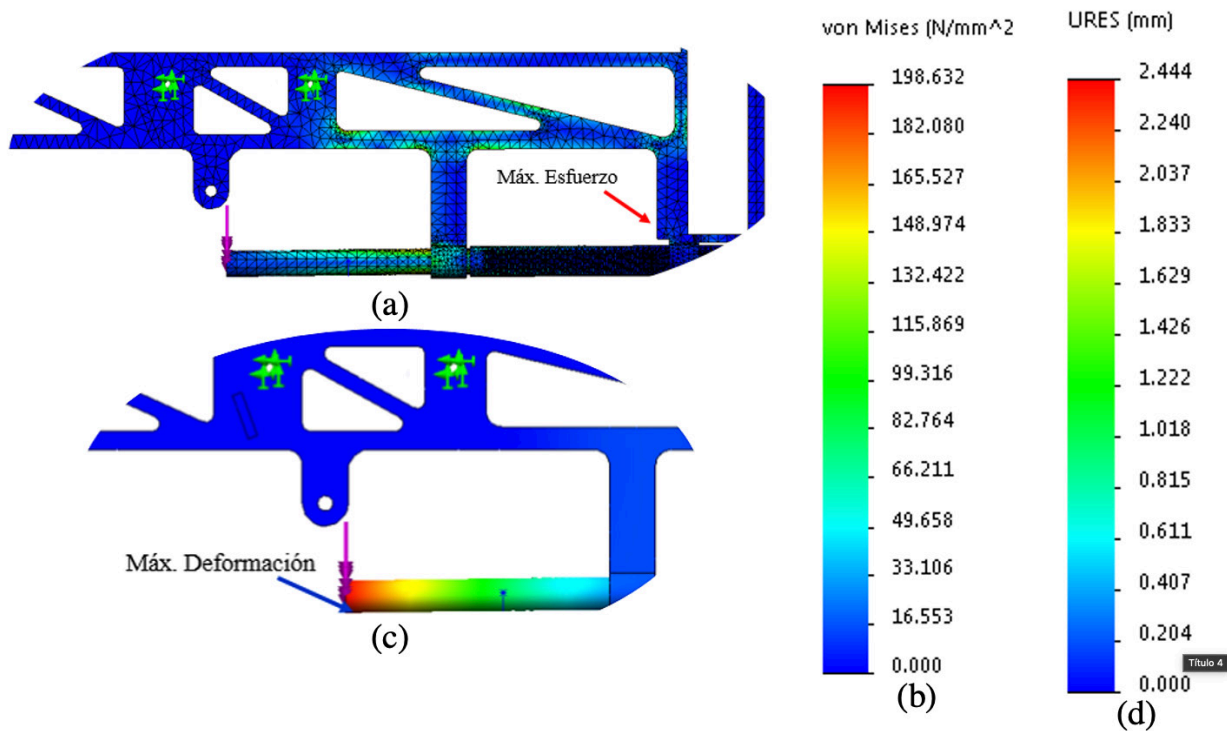


Fig. 11. Barra-cremallera, (a) Condiciones de borde y mallado, (b) Esfuerzos de von Mises (MPa), (c) Ubicación de máximo desplazamiento, (d) Desplazamientos (mm)

El estudio de la barra paralela a la pierna (ver elemento 6 de la Tabla 1) en el modo activo a flexión y extensión, se divide en tres piezas denominadas: cuerpo principal, vinculación y soporte de pie. Cabe destacar que las condiciones críticas para cada una de las piezas son las de la rehabilitación activa.

Para el cuerpo principal de la barra paralela a la pierna, las restricciones se encuentran donde se vincula a tierra por medio del acople con el disco de freno, las cargas son resultantes de la fuerza realizada por el paciente al realizar la rehabilitación activa, esta fuerza es un torque que cambia de sentido dependiendo si el ejercicio es de flexión o de extensión. Los resultados del análisis se indican en la Fig. 12.

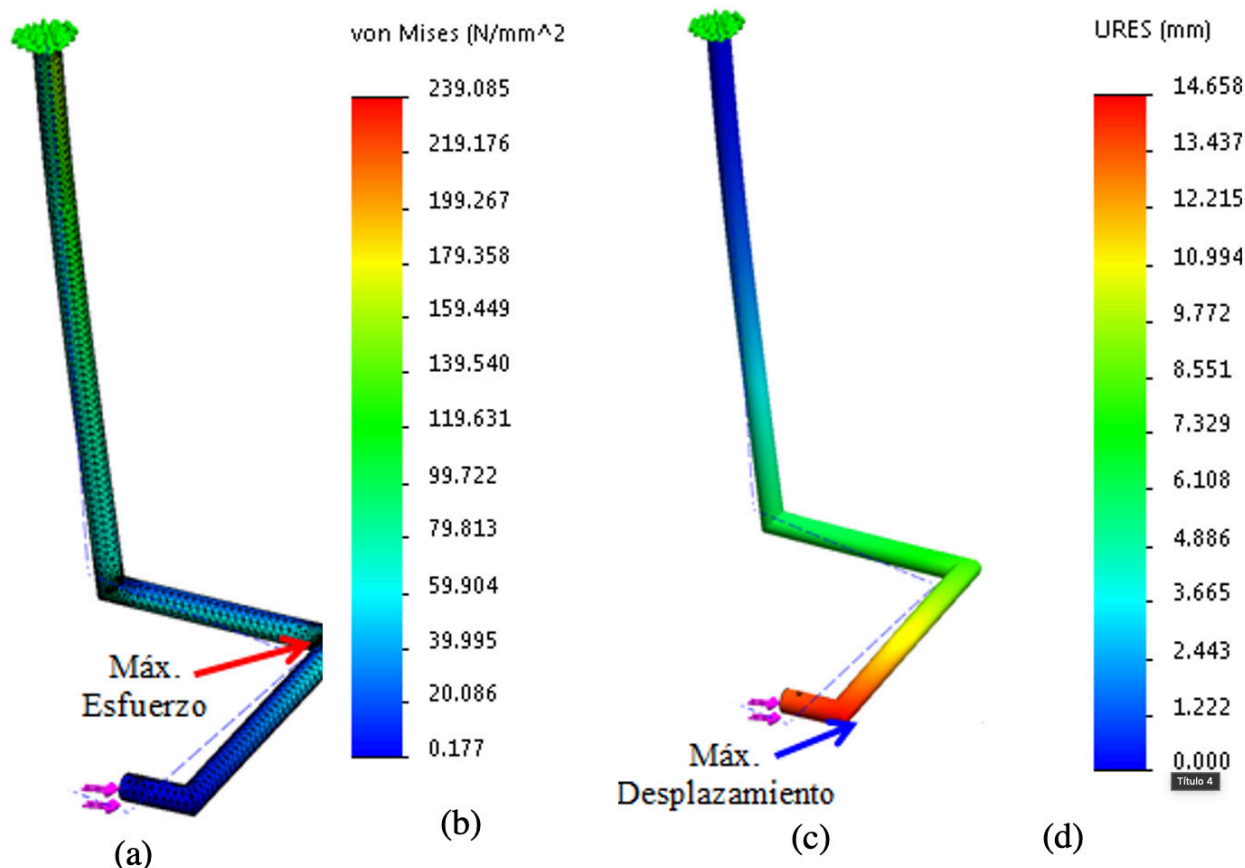


Fig. 12. Cuerpo principal de la barra paralela a la pierna, (a) Condiciones de borde y mallado, (b) Esfuerzo de von Mises, (c) Ubicación de máximo desplazamiento, (d) Desplazamientos

La vinculación cuerpo principal a soporte de pie permite realizar la rehabilitación en ambas piernas, ya que otorga la posibilidad de rotación del posa-pie a 180°. El estudio se lleva a cabo para las condiciones de rehabilitación activa ya que son las más esforzadas en este elemento. De igual forma se desarrolla el estudio para flexión y extensión.

En el soporte se aprecia la restricción en la vinculación al cuerpo principal, mientras que las cargas son la fuerza ejercida directamente por el paciente al elemento en estudio tanto en la flexión como en la extensión (ver Fig. 13).

En el soporte de pie se aprecia la restricción en la vinculación al cuerpo principal, mientras que las cargas son la fuerza ejercida directamente por el paciente al elemento en estudio tanto en la flexión como en la extensión (ver Fig. 14).

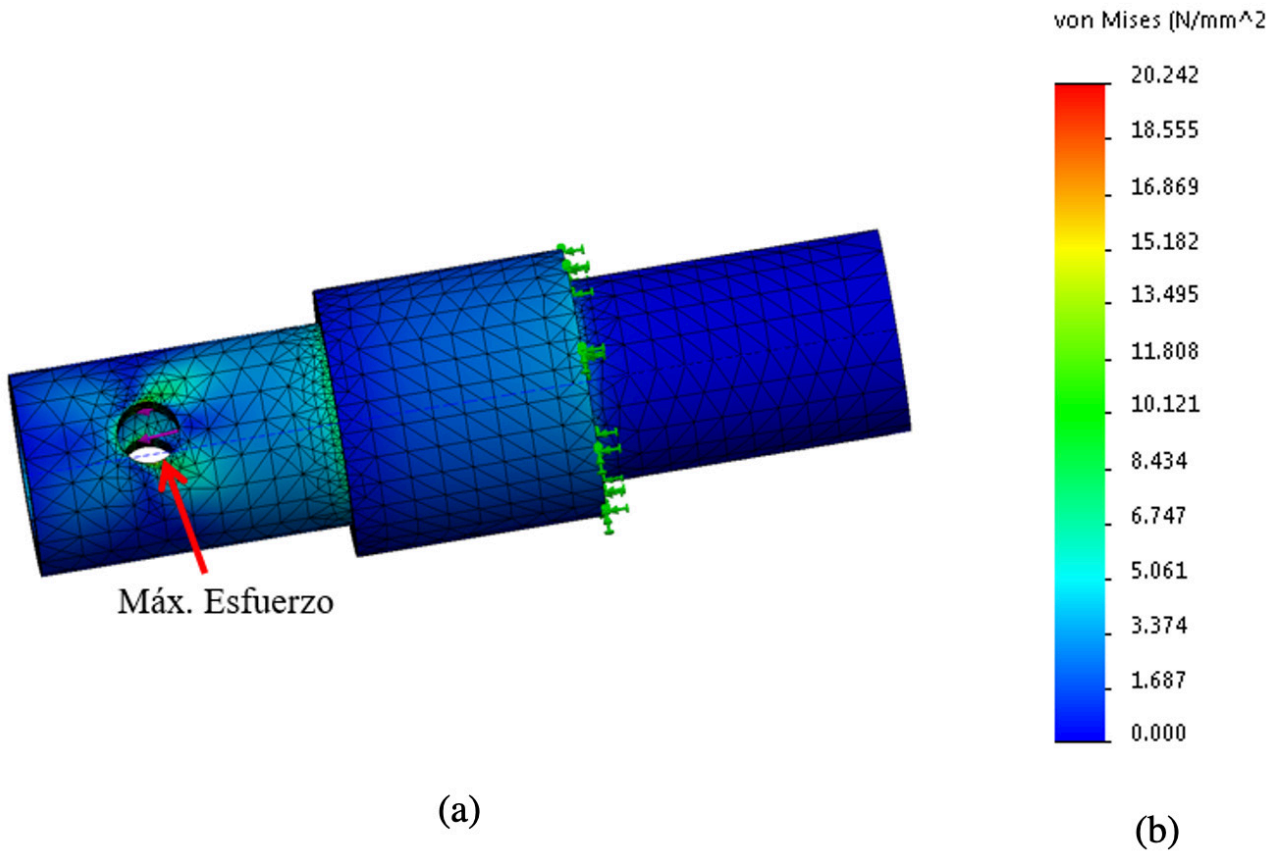


Fig. 13. Vinculación cuerpo principal a soporte de pie, (a) Condiciones de borde y mallado, (b) Esfuerzo de von Mises (MPa)

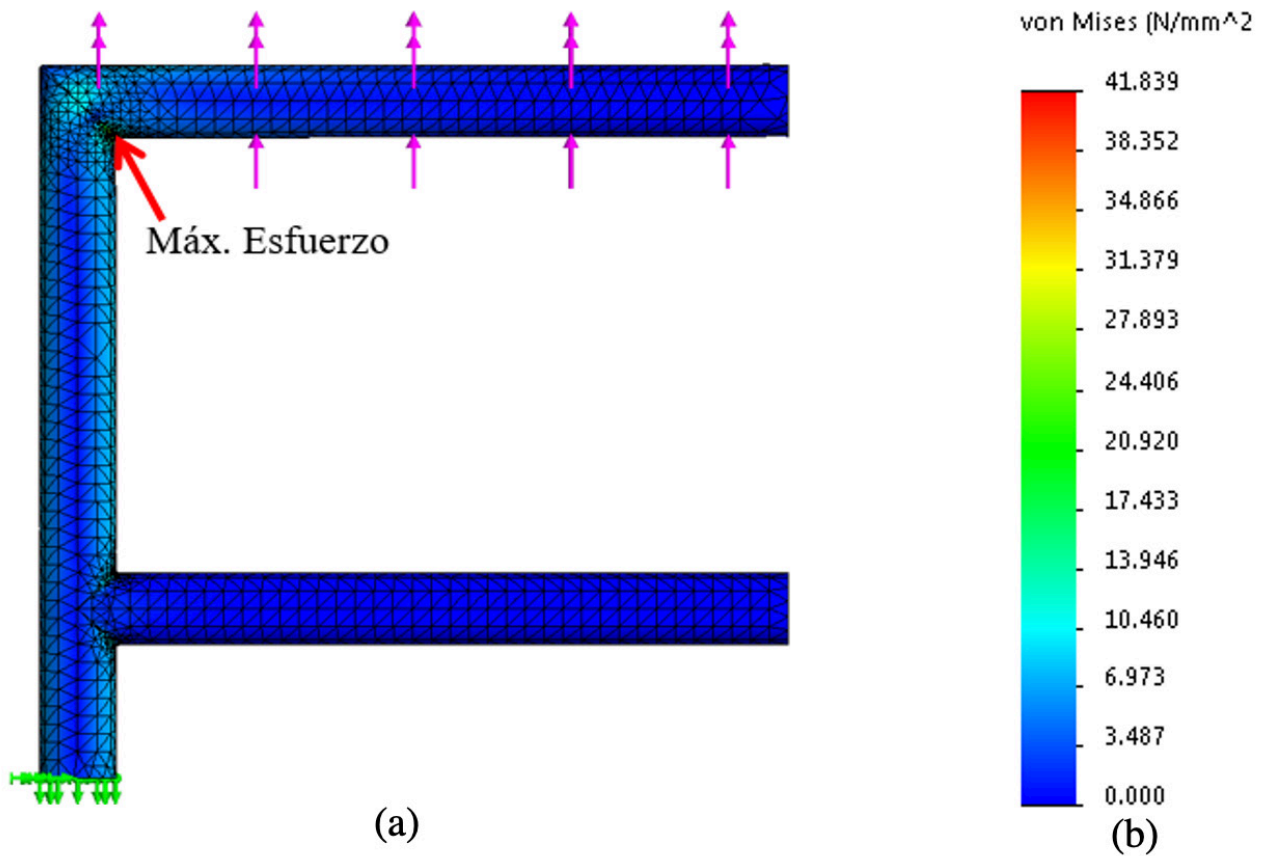


Fig. 14. Soporte de pie, (a) Condiciones de borde y mallado, (b) Esfuerzo de von Mises (MPa)



Posterior al análisis de esfuerzo y desplazamiento de todas las piezas que componen el dispositivo, es posible reportar en la Tabla 5 el factor de seguridad para cada uno de los elementos se obtiene que el factor de seguridad (N) de cada uno de los elementos. Se concluye que el factor de seguridad es de 1,4, siendo este el menor valor de la relación entre el esfuerzo de la resistencia de fluencia del material y el esfuerzo de von Mises en cada caso.

Tabla 5. Momentos asociados a los movimientos de rodilla [8].

Elemento	Esfuerzo Máximo (MPa)	Desplazamiento Máximo (mm)	Factor de Seguridad (N)
Asiento	114,813	0,295	2,4
Espaldar	158,64	4,26	1,73
Brazo recto	254,104	3,754	1,4
Corredera principal	94,553	0,003	3,7
Barra cremallera	198,632	2,444	1,7
Cuerpo principal	235,085	14,658	2,2
Vinculación	20,242	0,002	17
Soporte de pie	44,545	0,250	7,9

Conclusiones y trabajos futuros

El diseño planteado satisface ambas etapas de rehabilitación, la pasiva y la activa, cubriendo las fases de la rehabilitación de rodilla en un solo dispositivo. Así como también permite, durante la etapa activa, realizar el fortalecimiento del cuádriceps y del femoral.

El dispositivo diseñado posee dimensiones que se basan en las características antropométricas de un paciente adulto de 100 kg. El dispositivo no es ajustable a distintas medidas antropométricas, no obstante, se realizó el diseño de tal forma que un amplio rango de paciente con distintas medidas puedan utilizarlo.

El material seleccionado para el mecanismo de barras del rehabilitador es acero AISI 1020, debido a 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. Mientras que para la estructura del asiento el material seleccionado es el aluminio 6061-T6 debido a que resulta un material más liviano que el acero y aporta la resistencia requerida para este elemento.

Las piezas que componen la solución seleccionada fueron diseñadas y analizadas empleando una herramienta computacional basada en el método de elementos finitos. El estudio se llevó a cabo bajo las condiciones de carga presentes para la máxima extensión, debido a que esta posición resulta la más crítica para la mayoría de las piezas que conforman el dispositivo. Los resultados del estudio arrojan que el factor de seguridad más bajo del modelo es de 1,4 encontrándose el mismo en el brazo recto, siendo este el factor de seguridad de todo el diseño. Debido a que el valor del factor de seguridad de todas las piezas que conforman el rehabilitador de rodilla es mayor a uno ($N > 1$) se considera que presenta un desempeño adecuado para las condiciones a las cuales se encuentra sometido.

Se proyecta, en un trabajo futuro, llevar a cabo el control de los parámetros requeridos tales como la velocidad angular y ángulo de flexo-extensión de la rodilla durante la etapa pasiva.

Referencias

Cervini, A. Fisioterapiaro. [Entrevista]. 10 Mayo 2015.

Delgado, A. D. Cirugía Ortopédica y Traumatología (2018) Artroplastia de rodilla. Editorial Médica Panamericana.

btlnet, CPMOTION Web. <https://www.btlnet.com/products-physiotherapy-cpmotion> (2021). Accedido el 10 de junio de 2020.

Budynas, R. G y Nisbett, K. J. Shigley's Mechanical Engineering Design. (2019) McGraw-Hill Education.

Kapandji, A. I. Fisiología Articular. Tomo 1. Miembro superior (2012) Editorial Médica Panamericana.

Latash, M. L & Zatsiorsky, V. M. Biomechanics and motor control of human movement: Defining Central Concepts. Elsevier (2016).

J. P. y. M. Zelnik, Las dimensiones humanas en los espacios interiores, Barcelona: Editorial G. Gili, S.A. de C.V., 2017.

D. A. Ojeda, Biomecánica del miembro inferior. Universidad de Carabobo, Facultad de Ingeniería, Escuela de Ingeniería Mecánica (2015).

