



Diseño, selección de materiales y simulación numérica estática de un prototipo para rehabilitación de extremidades inferiores

Design, selection of materials and static numerical simulation of a prototype for rehabilitation of the lower extremities

Projeto, seleção de materiais e simulação numérica estática de um protótipo para reabilitação das extremidades inferiores

Carlos Oswaldo Serrano-Aguilar ^I
carlos.serrano@esPOCH.edu.ec
<https://orcid.org/0000-0002-0653-1115>

Esteban Marcelo Calispa-Aguilar ^{II}
marcelo.calispa@esPOCH.edu.ec
<https://orcid.org/0000-0002-4085-8488>

Jhonny Marcelo Orozco-Ramos ^{III}
jhonny.orozco@esPOCH.edu.ec
<https://orcid.org/0000-0003-2016-0426>

Correspondencia: carlos.serrano@esPOCH.edu.ec

Ciencias Técnicas y Aplicadas
Artículo de investigación

***Recibido:** 30 de Agosto de 2020 ***Aceptado:** 15 de Septiembre de 2021 *** Publicado:** 13 de Octubre de 2021

- I. Ingeniero Mecánico, Magíster en Ingeniería Mecánica con Mención en Materiales y Procesos de Manufactura, Master Universitario en Ingeniería Matemática y Computación, Facultad de Mecánica, Carrera de Ingeniería Mecánica, Escuela Superior Politécnica de Chimborazo, Grupo de Investigación & Vinculación AUTOPRO, Riobamba, Ecuador.
- II. Ingeniero Mecánico, Master of Philosophy Mechanical and Systems Engineering, Máster Universitario en Ingeniería Matemática y Computación, Facultad de Mecánica, Carrera de Ingeniería Industrial, Escuela Superior Politécnica de Chimborazo, Grupo de Investigación & Vinculación AUTOPRO, Riobamba - Ecuador.
- III. Ingeniero Mecánico, Magister en Diseño, Producción y Automatización Industrial. Facultad de Mecánica. Escuela Superior Politécnica de Chimborazo. Grupo de Investigación & Vinculación AUTOPRO, Riobamba - Ecuador

Resumen

El trabajo surge de la necesidad de ofrecer una alternativa accesible económicamente para la adquisición de un rehabilitador para infantes que tienen restricción de movilidad en sus miembros inferiores. Inicialmente se realiza un diseño conceptual y modelado en 3D utilizando el software solidworks, con libre graduación de altura que va desde 60 hasta 140 cm. La selección de materiales se ejecutó mediante una combinación del método gráfico y del método de base de datos con ayuda del software CesEduPack, considerando una serie de restricciones como módulo de Young, resistencia a la corrosión, tenacidad a la fractura, buena soldabilidad, disponibilidad, etc. Con los antecedentes mencionados se realiza una simulación numérica estática en el software ANSYS a fin de verificar las deformaciones, esfuerzos de Von Mises y factor de seguridad, aplicando una carga puntual equivalente al peso promedio de un infante (26,4 Kg) en las manijas del andador. La simulación con los materiales aluminio 6062 T6 y acero inoxidable AISI 304 presenta una deformación de 4,85 y de 1,78 mm respectivamente; una concentración de esfuerzos de 156,34 y 155,97 MPa respectivamente; y un factor de seguridad de 1,79 y 1,32 respectivamente.

Palabras clave: rehabilitador; extremidades inferiores; selección de materiales; simulación numérica.

Abstract

The work arises from the need to offer an economically accessible alternative for the acquisition of a rehabilitator for kids who have mobility restrictions in their lower limbs. Firstly, a conceptual design and 3D modelling were carried out using Solidworks software, with height graduation ranging from 60 to 140 cm. The selection of materials was carried out through a combination of the graphical method and the database method with the help of CesEduPack software, considering a series of restrictions such as Young's modulus, corrosion resistance, fracture toughness, good weldability, availability, etc. After that, a static numerical simulation was carried out using ANSYS software in order to verify the deformations, Von Mises stresses and safety factor, applying a point load equivalent to the average weight of a kid (26,4 Kg) on the handles of the walker. The simulation using aluminum 6062 T6 and stainless steel AISI 304 have shown a

deformation of 4.85 and 1.78 mm respectively; a stress concentration of 156,34 and 155,97 MPa respectively; and a safety factor of 1,79 and 1,32 respectively.

Keywords: rehabilitator; lower extremities; selection of materials; numerical simulation.

Resumo

O trabalho surge da necessidade de oferecer uma alternativa economicamente acessível para a aquisição de um reabilitador para bebês que apresentam restrição de mobilidade em seus membros inferiores. Inicialmente, é realizado um projeto conceitual e modelagem 3D no software SolidWorks, com graduação de altura livre variando de 60 a 140 cm. A seleção dos materiais foi realizada através da combinação do método gráfico e do método de banco de dados com o auxílio do software CesEduPack, considerando uma série de restrições como módulo de Young, resistência à corrosão, tenacidade à fratura, boa soldabilidade, disponibilidade, etc. Com os antecedentes citados, é realizada uma simulação numérica estática no software ANSYS para verificar as deformações, tensões de Von Mises e fator de segurança, aplicando uma carga pontual equivalente ao peso médio de uma criança (26,4 Kg) sobre o alças do andador. A simulação com os materiais alumínio 6062 T6 e aço inoxidável AISI 304 apresenta uma deformação de 4,85 e 1,78 mm respectivamente; uma concentração de tensão de 156,34 e 155,97 MPa, respectivamente; e um fator de segurança de 1,79 e 1,32, respectivamente.

Palavras-chave: reabilitador; extremidades inferiores; seleção de materiais; simulação numérica.

Introducción

De acuerdo con el consejo nacional para la igualdad de discapacidades del Ecuador, existen un total de 17107 personas con discapacidades físicas, comprendidas en edades entre los cero y 17 años. De este grupo, el 41,94% son niños de entre 7 y 12 años de distintos estratos sociales, sabiendo que no todos están en capacidad de acceder a prótesis o reabilitadores que permitirían llevar una vida más digna (CONADIS, 2021). Actualmente en el mercado local se ofertan dispositivos que ayudan a la rehabilitación de extremidades superiores e inferiores en el mercado, sin embargo, se han detectado varios problemas en los dispositivos para caminar disponibles que es el enfoque del presente estudio.

En primer lugar, no están ampliamente disponibles y la mayoría de los dispositivos para caminar son relativamente caros para una familia de ingresos medios con un niño con algún tipo de discapacidad. Otro problema es que los dispositivos para caminar tienen una sola función, por ejemplo, la mayoría de los dispositivos de asistencia para caminar solo pueden ayudar a un niño a caminar y no pueden ser regulados conforme presente un avance en su rehabilitación dicho niño. Por otro lado, es importante considerar que muchos de los usuarios de estos dispositivos pueden padecer de alguna otra afectación como una parálisis cerebral, y que tendrán restricciones en el movimiento, el tono muscular y las habilidades motoras. Los pacientes con parálisis cerebral normalmente tendrán anomalías en la vista, el oído, el aprendizaje, la epilepsia, el habla y algunos de ellos tienen problemas intelectuales (Mostafavizadeh et al., 2012).

Durante los últimos años se ha prestado más atención al diseño, rediseño y construcción de este tipo de rehabilitadores o andadores, que realizan un análisis más profundo de cada paciente con sus necesidades individuales, sin embargo, la personalización de estos dispositivos representan un costo más elevado pero con un correcto dimensionamiento y selección de los materiales adecuados se puede llegar a un valor accesible (Anuar et al., 2016; Lestari et al., 2020).

De forma general, un andador es un dispositivo con un marco simple que el usuario sostiene frente a sí mismo usando los apoyos o empuñaduras de cada lado. Por lo general, estos dispositivos están hechos de tubos de aluminio o, como en este estudio, se analiza el uso de diferentes tipos de materiales en función de sus características mecánicas y de costos. Muchos de los modelos existentes son plegables para un fácil almacenamiento y adaptable a diferentes alturas para un mejor uso de los niños. Además, se colocan tapones de goma en la parte inferior de las patas de este andador para crear fricción entre el andador y la superficie para evitar deslizamiento. La función principal de este andador es ayudar a estabilizar a los usuarios mientras caminan. Aumenta la base de apoyo del usuario al agregar la base del andador a la proporcionada por los pies del usuario y pueden o no tener ruedas en función del nivel de movilidad requerido para la rehabilitación. El uso de andadores sin ruedas conlleva a que los niños realicen más esfuerzo al utilizarlo, por lo que lo recomendable sería incluir este accesorio pues se requiere al menos un 50% menos de esfuerzo por parte de los usuarios (Batani & Maki, 2005). El uso inadecuado o la selección incorrecta de un andador también pueden provocar lesiones a los usuarios. Si los niños no mantienen una buena postura mientras usa el andador, experimentará dolor de espalda y cuello (Guo et al., 2020; Uchida & Delp, 2021)

Por otro lado, es importante considerar el factor humano que influye en el diseño de estos dispositivos. Es indispensable considerar la ergonomía como disciplina principal que considera el elemento humano en los sistemas de ingeniería tomando en consideración las necesidades, habilidades y limitaciones humanas. La comodidad del paciente en el proceso de rehabilitación probablemente sea el factor mas influyente al momento de realizar el diseño y la construcción. Al menos se debe considerar que el tamaño del asiento debe coincidir con el tamaño del cuerpo del niño, el diseño debe poder proporcionar a los usuarios un entorno estable y seguro (estabilidad y seguridad) y la altura total rehabilitador debe adaptarse a las necesidades de los cuidadores o familiares (Bao et al., 2016).

Adicionalmente, las empuñaduras deben también cumplir parámetros de comodidad que se adapten a los distintos tamaños de mano de los niños que van a usar el dispositivo. El tamaño de agarre preferido del artículo que se usa es proporcional al tamaño de la mano de la persona que lo usa, esto sugiere que un mango adaptable que se adapte a varios tamaños de mano reducirá la fuerza necesaria para operar el dispositivo para un mayor número de personas en comparación con un mango rígido (Ahmad et al., 2021; Karwowski & Marras, 1998)

Marco metodológico

El objetivo del trabajo es presentar una alternativa eficiente y de costo accesible para la adquisición del rehabilitador para niños con restricción de movilidad de extremidades inferiores, esto implica seguir un orden cronológico para llegar al resultado esperado.

Figura 1. Cronología del análisis



El diseño inicial se enfoca a cumplir objetivos como, el sujetar a pacientes con restricción de movilidad de extremidades inferiores, de fácil movilidad, de fácil adaptación para pacientes, grados de libertad de movimiento en el plano, entre otras. Para ello se parte con el modelo geométrico del equipo en el software Solidworks, tomando en cuenta las dimensiones mínimas y máximas que se pueden acoplar a infantes de entre 4 y 10 años.

Materiales

La selección de materiales es una parte muy importante en el diseño de elementos de máquinas y equipos, ya que de ello depende la vida útil y el comportamiento frente a sollicitación externas, presentando 3 alternativas de selección como el método tradicional que se enfoca en la experiencia del ingeniero para su selección, el método gráfico en la que relaciona por pares ciertas propiedades de los materiales y el método de base de datos que alberga varios softwares un conjunto de materiales con sus respectivas propiedades. En el trabajo presentado se presenta una selección utilizando el método gráfico y de base de datos.

Una adecuada selección de materia prima garantizará una vida útil prolongada, para ello se utilizó el software CesEdupack 2019 a fin de filtrar los materiales que cumplan con los requerimientos para el rehabilitador, entre ellos se tiene:

- Material metálico (ductilidad y maleabilidad)
- Módulo de Young ($> 60 \text{ GPa}$)
- Resistente a la corrosión
- Tenacidad a la fractura mayor que el aluminio ($> 30 \text{ MPa m}^{1/2}$)
- Soldable (proceso SMAW, GMAW o GTAW)
- Disponible en el mercado
- Costo menor igual al del acero inoxidable ($5\text{USD}/\text{Kg}$)
- Densidad entre el aluminio y el acero ($2,7 \text{ a } 7,84 \text{ g/cm}^3$)

El software CesEdupack permite al usuario colar materiales mediante tres métodos, el método gráfico, el método límites y el método árbol, con las tres alternativas se ha filtrado a fin de cumplir con los requerimientos dados anteriormente.

Simulación numérica estática

Es necesario evaluar la resistencia del mecanismo frente a las sollicitaciones externas, para ello se procede a realizar el análisis numérico estático en el software ANSYS

Se inicia con la configuración de los materiales a utilizar, de acuerdo a lo expuesto en el ítem de selección de materiales. En el trabajo se presenta dos alternativas con su respectivo análisis. En la librería general se selecciona los materiales de la base de datos del software ANSYS.

Figura 2. Selección del material en ANSYS

	A	B	C	D	E
1	Contents of General Materials	Add	Source		Description
7	FR-4			Ger	illustrative purposes. It is assumed that the material x direction is the length-wise (LW), or warp yarn direction, while the material y direction is the cross-wise (CW), or fill yarn direction.
8	Gray Cast Iron			Ger	
9	Magnesium Alloy			Ger	
10	Polyethylene			Ger	
11	Silicon Anisotropic			Ger	
12	Stainless Steel			Ger	
13	Structural Steel			Ger	Fatigue Data at zero mean stress comes from 1998 ASME BPV Code, Section 8, Div 2, Table 5-110.1
14	Titanium Alloy			Ger	

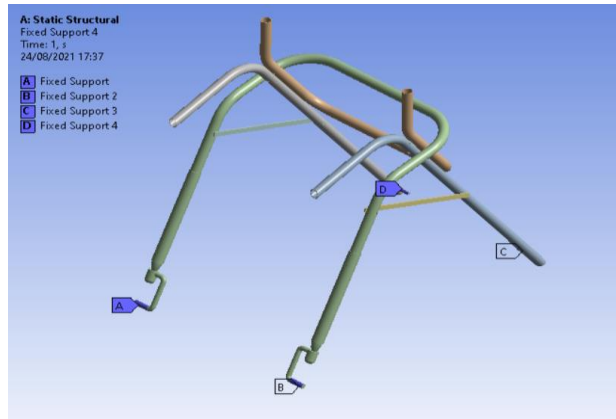
El método de elementos finitos permite evaluar la resistencia estructural del mecanismo y cómo se comporta al aplicar las fuerzas externas durante el funcionamiento, esto permite diseñar de forma óptima los elementos que conforman el mecanismo para las condiciones de trabajo al cual están expuestos.

El modelo tridimensional se importa desde solidworks, haciendo uso de un arreglo y simplificación de la geometría en Space Clean, además se comparte la topología de las caras mediante la herramienta Share Topology.

- *Asignación de empotramientos*

De acuerdo al modelo, se plantea cuatro ruedas locas, para el análisis estático se asigna los fixed support en el área donde se acoplan las ruedas locas, son cuatro soportes fijos en total uno por cada rueda.

Figura 3. Soportes fijos en el modelo



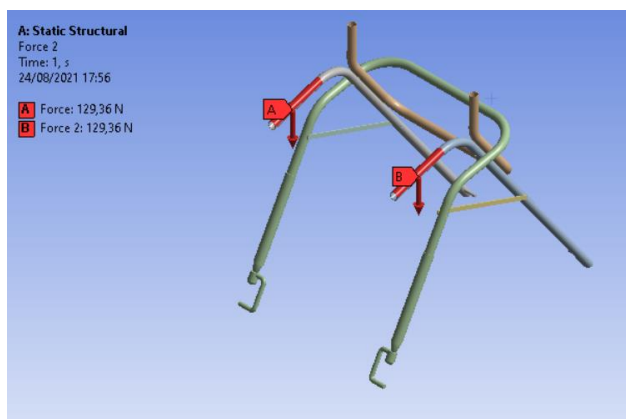
- **Asignación de cargas**

En la infancia, los cambios de talla y peso son muy importantes. El peso idóneo se calcula igual que en los adultos, mediante el índice de masa corporal (IMC: Kg/m²). Pero, además, para los niños/as, el resultado se traslada a la denominada tabla de percentiles (P), según edad y sexo. Hay sobrepeso si su IMC está entre el percentil 85-95 (P85-P95) para su edad y sexo; y es obeso si pasa de 95.

Como ejemplo, un niño de 9 años debería rondar los 26,4 kilos y medir 129 centímetros; y una niña, 25,7 kilos y 127,5 centímetros. Si tiene ya diez años, el niño debería pesar 28,8 kilos y medir 133 cm.; y la niña, 28,350 kilos y 132,4 cm.

Con estos antecedentes, se toma un promedio de peso y la carga se divide para dos en las áreas en las manillas de la estructura.


Figura 4. Cargas puntuales en los apoya brazos



- **Malla**

En áreas de alta complejidad geométrica, los elementos de malla pueden distorsionarse. Los elementos de mala calidad pueden conducir a resultados no confiables, o, en algunos casos, ¡ningún resultado! - Existen varios métodos para medir la calidad del elemento de malla (métricas de malla *). Por ejemplo, una métrica importante es el elemento "Asimetría". La asimetría es una medida de la distorsión relativa de un elemento en comparación con su forma ideal y se escala de 0 (Excelente) a 1 (Inaceptable) (Chen & Liu, 2014). Según la siguiente tabla.

Tabla 1. Calidad de malla

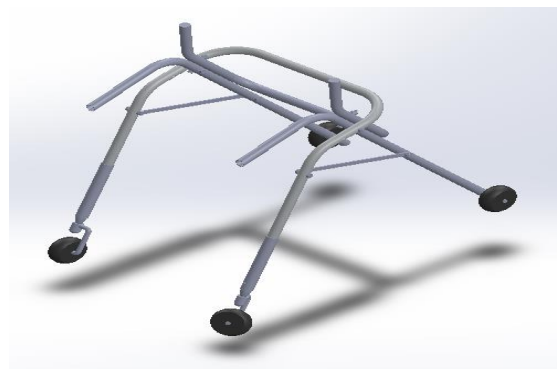


0-0.25	0.25-0.50	0.50-0.80	0.80-0.95	0.95-0.98	0.98-1.00
Excellent	very good	good	acceptable	bad	Unacceptable

Resultados

El modelo se realizó en solidworks con cuatro ruedas locas para la libre movilidad, la altura es de graduable, desde 60 cm hasta 140 cm, mediante un mecanismo de deslizamiento y sujeción con tornillos. Las manijas se adaptan a la altura del infante con el mismo principio, al igual que su abertura. Tal como se indica en la Figura.

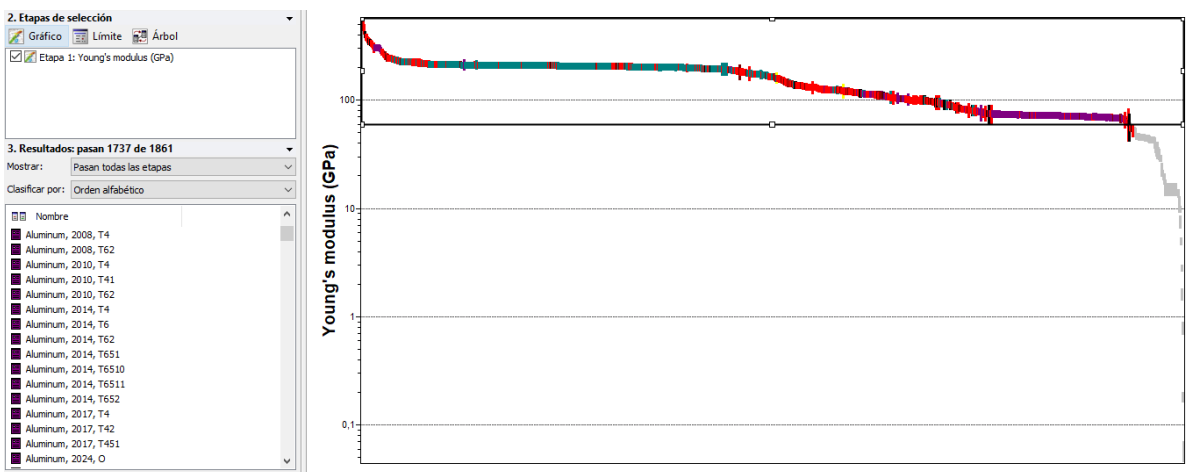
Figura 5. Modelo geométrico en Solidworks



La selección de materiales con las especificaciones dadas en el marco metodológico se introdujo en los tres métodos, Gráfico, límite y árbol.

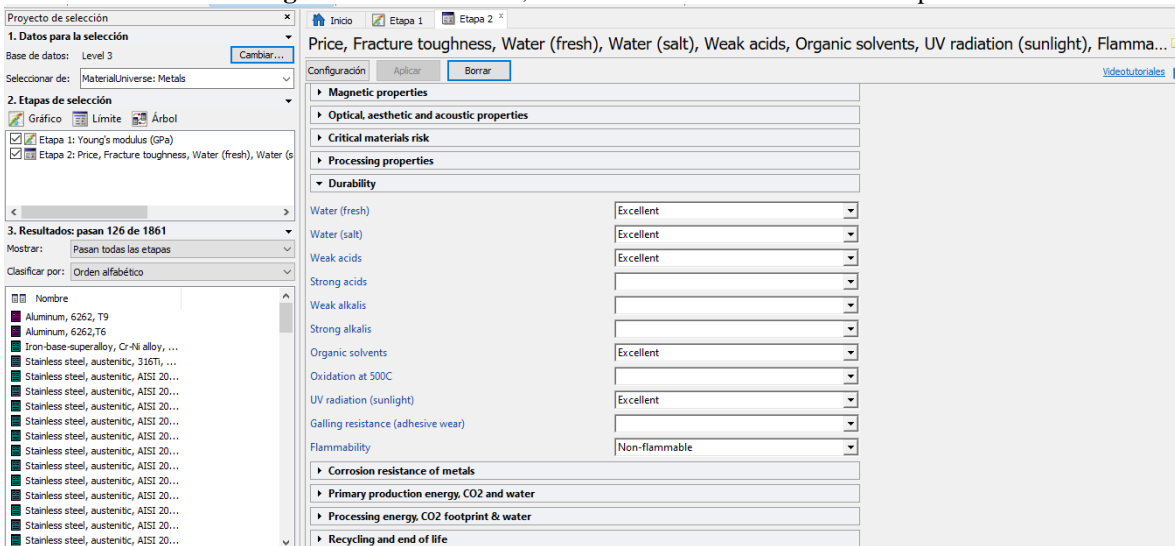
Se trabajó en el nivel 3 del software CesEdupack con un total de 1861 materiales metálicos, el módulo de Young se introdujo utilizando el método gráfico, obteniendo 1737 materiales que cumplen la restricción mayor a 60 GPa:

Figura 6. Método gráfico, módulo de Young



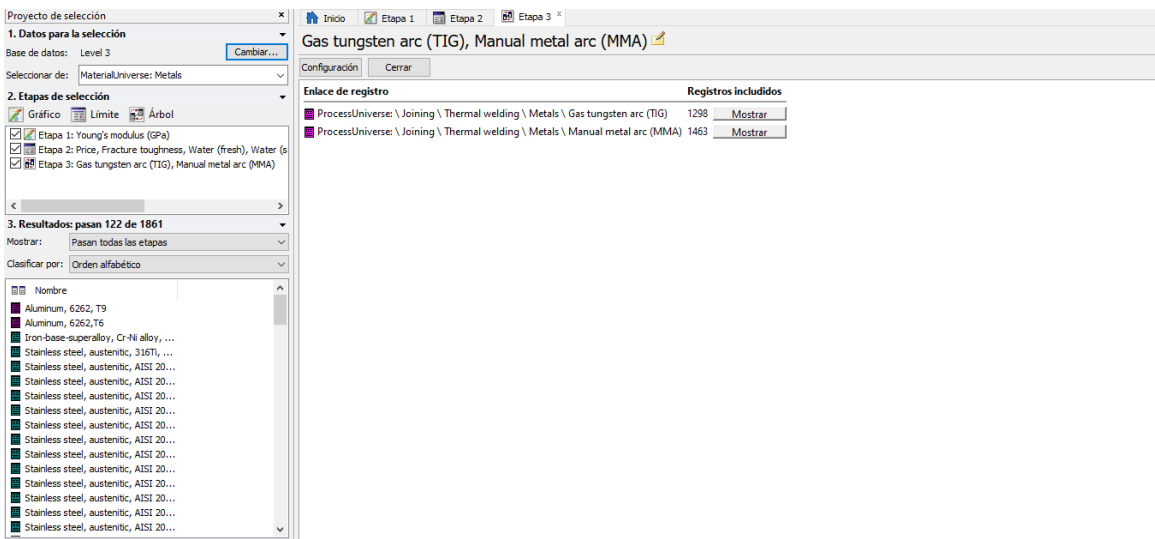
Las restricciones de tenacidad a la fractura ($> 30 \text{ MPa m}^{1/2}$), resistencia a la corrosión (excelente comportamiento frente al agua, agua salada, ácidos, solventes orgánicos, radiación UV y que no sea inflamable) y el costo 5 USD/Kg , se filtró mediante la etapa límite, dando un total de 126 materiales de un total de 1861.

Figura 7. Método limite, corrosión - tenacidad a la fractura - precio



La restricción soldabilidad se ha evaluado mediante el método árbol. Este filtro arroja un total de 122 materiales.

Figura 8. Método árbol, soldadura SMAW Y GTAW



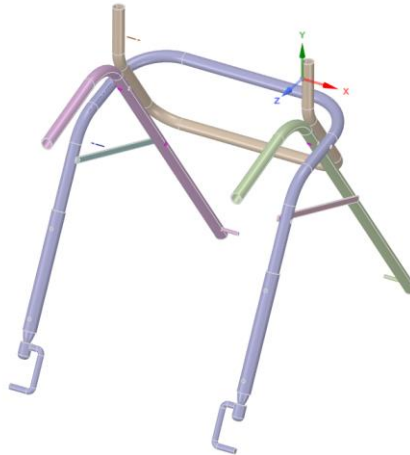
Entre los materiales se encuentra una gran variedad de aceros inoxidable y de aleaciones de aluminio que cumplen con todas las restricciones, como último punto se deberá evaluar la disponibilidad de estos materiales en el mercado local. Es claro que el acero inoxidable más

comercializado y disponible es el AISI 304, con una composición entre 18 a 20 % de Cr y como mínimo 8% de Ni, además que la cantidad de C es menor al 0,08% facilitando su soldabilidad. Por otra parte, las aleaciones de aluminio resultantes son de la serie 6XXX T6, con una composición rica en Al como mínimo 95% y otros elementos como el Mg (0,8%) y Si (0,4%) representativamente. El T6 significa que son aleaciones endurecidas por precipitación (tratado en solución y envejecidas artificialmente).

Finalmente se selecciona el acero inoxidable AISI 304 y la aleación de aluminio 6062 T6.

Se realiza una simplificación de la geometría en space clean, y compartir la topología de las caras mediante la herramienta share topology.

Figura 9. Modelo simplificado en SPACE CLEAM



Con estos antecedentes, se selecciona los materiales en el software ANSYS.

Figura 10. Asignación de materiales en ANSYS

	A	B	C	D	E
1	Contents of General Materials	Add	Source		Description
7	FR-4		Ger		illustrative purposes. It is assumed that the material x direction is the length-wise (LW), or warp yarn direction, while the material y direction is the cross-wise (CW), or fill yarn direction.
8	Gray Cast Iron		Ger		
9	Magnesium Alloy		Ger		
10	Polyethylene		Ger		
11	Silicon Anisotropic		Ger		
12	Stainless Steel		Ger		
13	Structural Steel		Ger		Fatigue Data at zero mean stress comes from 1998 ASME BPV Code, Section 8, Div 2, Table 5-110.1
14	Titanium Alloy		Ger		

Outline of General Materials					
	A	B	C	D	E
1	Contents of General Materials	Add	Source		Description
2	Material				
3	Air			Ger	General properties for air.
4	Aluminum Alloy			Ger	General aluminum alloy. Fatigue properties come from MIL-HDBK-5H, page 3-277.
5	Concrete			Ger	
6	Copper Alloy			Ger	
7	FR-4			Ger	Sample FR-4 material, data is averaged from various sources and meant for illustrative purposes. It is assumed that the material x direction is the length-wise (LW), or warp yarn direction, while the material y direction is the cross-wise (CW), or fill yarn direction.
8	Gray Cast Iron			Ger	
9	Magnesium Alloy			Ger	

La asignación de empotramientos se lo realiza en los soportes de las 4 ruedas a fin de simplificar el modelo y de realizar un análisis estático y no dinámico.

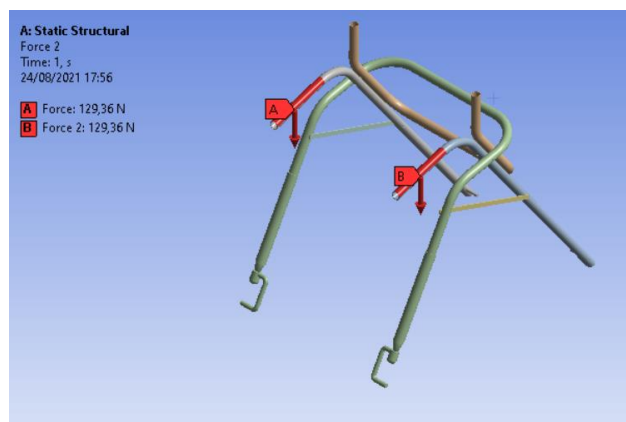
La carga aplicada es la de un niño promedio de 9 años, de 26,4 Kg o de 258,72 N.

$$26,4Kg * \frac{9.8N}{1Kg} = 258,72 N$$

$$\frac{258,72 N}{2} = 129,36 N$$

En cada soporte o manija del andador se aplica una carga puntual de 129,36 N.

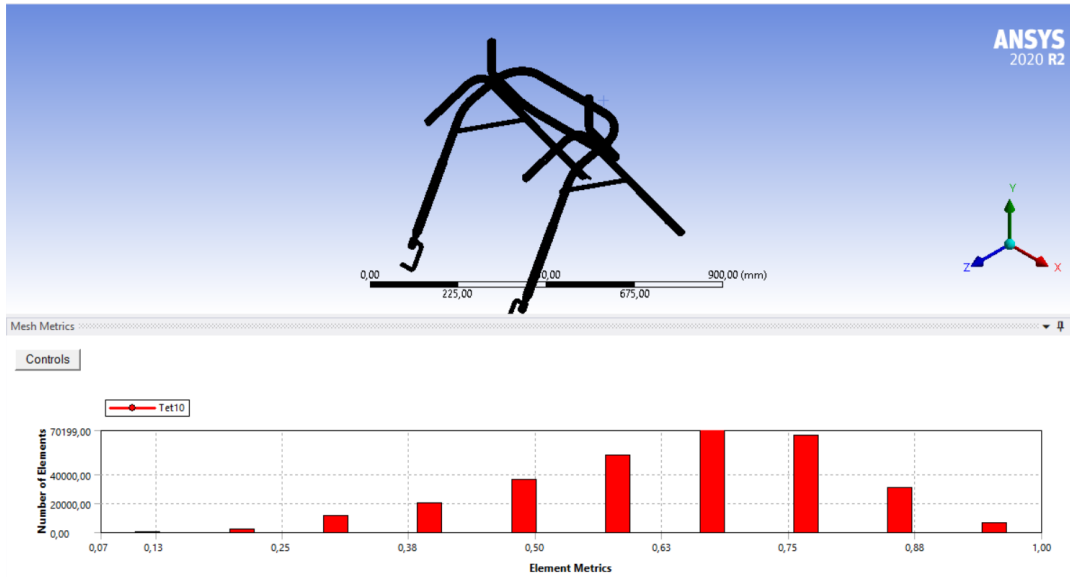
Figura 11. Aplicación de cargas puntuales en el modelo



La métrica de la malla, mediante el método asimetría y con el elemento tetraedro se verifico de acuerdo al número de elementos entre los diferentes valores de rangos de acuerdo a la Tabla 1.

Teniendo elementos dentro del intervalo muy bueno hasta aceptable.

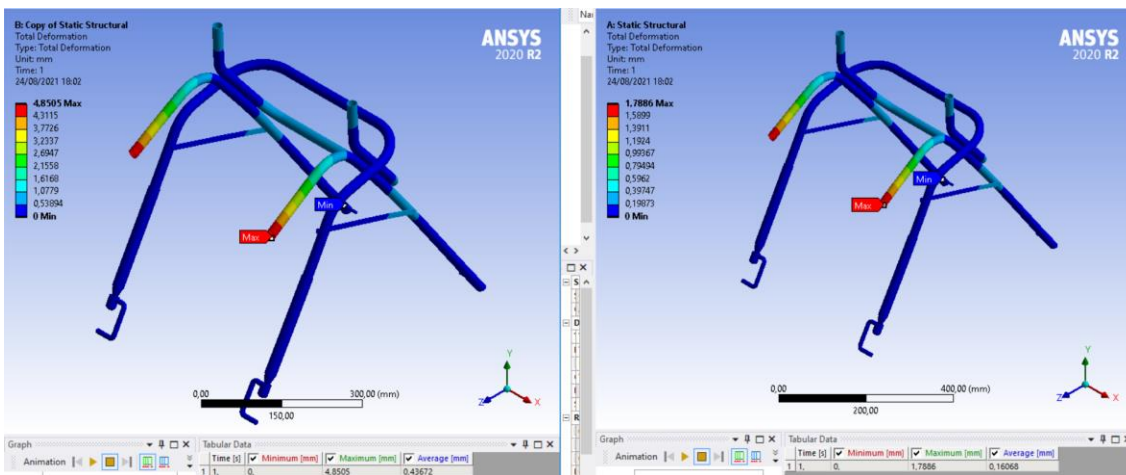
Figura 12. Número de elementos en rangos aceptables de malla



Con los parámetros, se realiza la simulación, obteniendo valores de deformación, Esfuerzo Von Mises y factores de seguridad para los dos materiales expuestos.

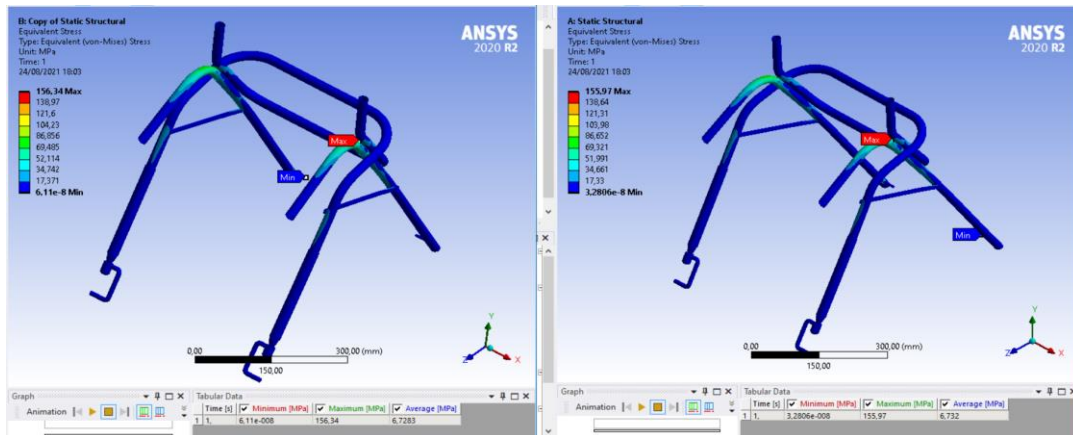
En el aluminio 6062 T6 se evidencia una deformación máxima de 4,85 mm. En las manijas donde se apoya los brazos del paciente. De la misma forma se evidencia una deformación máxima de 1,78 mm. en la misma posición para el acero inoxidable AISI 304.

Figura 13. Deformaciones máximas ALUMINIO – ACERO INOXIDABLE respectivamente



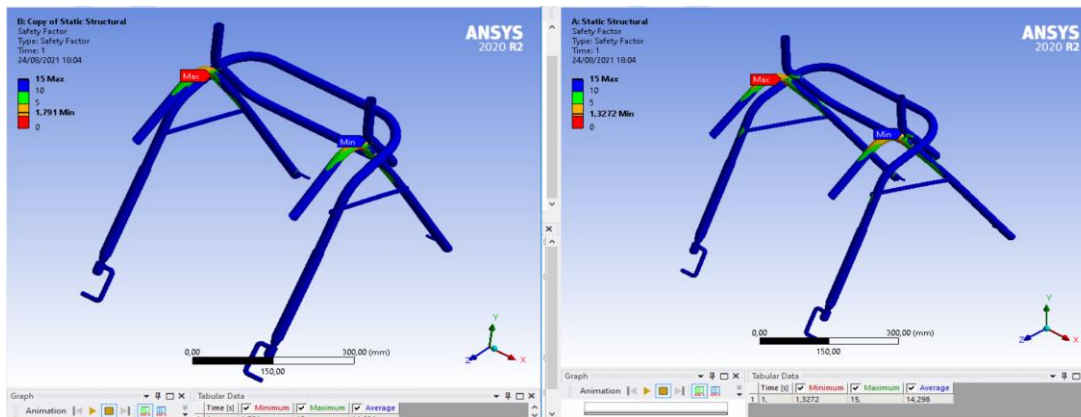
El esfuerzo o la concentración de tensiones máximas, mediante el criterio de análisis VON – MISES se manifiesta en la curvatura de los tubos doblados, siendo lógico, debido a la presencia de un cambio de dirección de los apoya brazos con valores de 156,34 y 155,97 MPa para el aluminio y el acero inoxidable respectivamente.

Figura 14. Esfuerzo de Von Mises máximos ALUMINIO – ACERO INOXIDABLE respectivamente



Estos valores son menores a los del esfuerzo de fluencia, por ende, se tendrá un factor de seguridad mayor a 1, siendo de 1,79 y 1,32 los valores mínimos para el aluminio y acero inoxidable respectivamente. Debido al endurecimiento por precipitación en la aleación de aluminio se tiene un mayor esfuerzo de fluencia, y por ende un mayor factor de seguridad, pero eso no garantiza que la deformación será menor, ya que tiene relación con la rigidez del material, esto es el módulo de elasticidad o de Young, siendo el del acero inoxidable mayor al del aluminio.

Figura 15. Factor de seguridad mínimo ALUMINIO – ACERO INOXIDABLE respectivamente



Referencias

1. Ahmad, I., Alam, M. M., Haque, N., Khan, A. A., & Farooq, M. (2021). Relationship Between Grip Strength and Anthropometric Variations—A Systematic Review. *Ergonomics for Improved Productivity: Proceedings of HWWE 2017*, 409.
2. Anuar, A., Selvam, T. P., & Mahamud, F. (2016). *Design of an assistive-rehabilitative walker for children with cerebral palsy*. 11, 10871–10876.
3. Bao, Y., Cheng, W., Chai, H., Lv, J., & Chai, G. (2016). The Mechanical Design of an Adjustable Baby Carriage/Walker Based on Human Factors Engineering. *6th International Conference on Mechatronics, Materials, Biotechnology and Environment (ICMMBE 2016)*, 357–360.
4. Bateni, H., & Maki, B. E. (2005). Assistive devices for balance and mobility: benefits, demands, and adverse consequences. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 86(1), 134–145.
5. Chen, X., & Liu, Y. (2014). Finite element modeling and simulation with ANSYS workbench. In *Finite Element Modeling and Simulation with ANSYS Workbench*. <https://doi.org/10.1201/b17284>
6. CONADIS, C. N. para la I. de D. (2021). *Estadísticas de Discapacidad*. Consejo Nacional Para La Igualdad de Discapacidades.
7. Fang, X., Zhai, T., Gautam, U. K., Li, L., Wu, L., Bando, Y., & Golberg, D. (2011). ZnS nanostructures: From synthesis to applications. *Progress in Materials Science*, 56(2), 175–287. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.pmatsci.2010.10.001>
8. Guo, Y., Zhao, Y., Salem, Y., Miller, K., Quiben, M., & Liu, H. (2020). Postural effect on gait characteristics by using rolling walkers. *Geriatric Nursing*, 41(6), 916–920.
9. Karwowski, W., & Marras, W. S. (1998). *The occupational ergonomics handbook*. Crc Press.
10. Lestari, N., Susmartini, S., & Herdiman, L. (2020). Redesign paediatric walker for children with spastic cerebral palsy using TRIZ Method. *Journal of Physics: Conference Series*, 1450, 12117. <https://doi.org/10.1088/1742-6596/1450/1/012117>
11. Mostafavizadeh, M., Sadri, A. R., & Zekri, M. (2012). Walking pattern classification in children with cerebral palsy: A wavelet network approach. *The 16th CSI International Symposium on Artificial Intelligence and Signal Processing (AISP 2012)*, 243–249.

12. Newell, J. (2016). *Ciencia de Materiales, Aplicaciones en Ingeniería*.
<https://www.libreriaingeniero.com/2020/10/ciencia-de-materiales-aplicaciones-en-ingenieria-james-newell.html>
13. Uchida, T. K., & Delp, S. L. (2021). *Biomechanics of Movement: The Science of Sports, Robotics, and Rehabilitation*. MIT Press.

© 2021 por los autores. Este artículo es de acceso abierto y distribuido según los términos y condiciones de la licencia Creative Commons
Atribución-NoComercial-CompartirIgual 4.0 Internacional (CC BY-NC-SA 4.0)
(<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0/>).