

Selección de materiales para el diseño de ortesis aplicando Métodos Multicriterios, Simulación y Optimización Topológica

(Selection of Materials for Orthosis Design by Applying Multicriteria Methods, Simulation and Topological Optimization)

Josencka Sarmiento Anchundia , Rodger Salazar Looor 
Universidad Técnica Estatal de Quevedo, Quevedo, Ecuador
josencka.sarmiento2015@uteq.edu.ec, rsalazarl@uteq.edu.ec

Resumen: En la actualidad, una de las principales causas de morbilidad en el Ecuador son las fracturas producidas en la sección del antebrazo en adolescentes empleándose yeso para la recuperación del paciente, provocando dificultad de movimiento e irritaciones sobre la piel. Una alternativa a este dispositivo son las ortesis impresas en 3D, las cuales cumplen con características principales de estabilidad, rigidez y densidad. En esta investigación se realizó el diseño de una ortesis empleando la selección de material, simulación y optimización topológica. Se determinó que el material óptimo es el PLA, mientras que en la simulación se obtuvo que el espesor mínimo de la ortesis es de 4 mm, cumpliendo con los requerimientos de esfuerzos y deformaciones admisibles para los cuatro movimientos que ejerce la muñeca, así como una reducción representativa del 9,58% de masa del diseño preliminar durante la optimización topológica.

Palabras clave: Dispositivos ortopédicos, Análisis Multicriterio, Método de elementos finitos, Topología, Fractura de baja energía, PLA.

Abstract: Currently, one of the main causes of morbidity in Ecuador are fractures in the forearm section in adolescents, using plaster for patient recovery, causing difficulty of movement and skin irritation. An alternative to this device is 3D printed orthoses, which meet the main characteristics of stability, rigidity, and density. In this research, the design of an orthosis was conducted using material selection, simulation, and topological optimization. It was determined that the optimal material is PLA, while in the simulation it was obtained that the minimum thickness of the orthosis is 4 mm, meeting the requirements of allowable stresses and deformations for the four movements exerted by the wrist, as well as a representative reduction of 9.58% of mass of the preliminary design during the topological optimization.

Keywords: Orthopedic devices, Multicriteria analysis, Finite element method, Topology, Low energy fracture, PLA.

1. INTRODUCCIÓN

Una fractura de baja energía se define como una fractura provocada por un resbalón, un tropiezo o una caída de altura [1], produciéndose con frecuencia en niños y adolescentes principalmente en la zona del antebrazo [2]. Este tipo de fracturas suelen ser complejas de tratar debido a la resistencia debilitada del hueso y al bajo potencial de curación [3], resultando

necesario realizar ciertos procedimientos para recuperar una funcionalidad óptima en el antebrazo, como lo son tratamientos empleando yeso París o una cirugía compleja [4]. En la utilización de yeso se inmovilizan las extremidades lesionadas en su sitio hasta que finalice el proceso de curación, empleándose una combinación de una venda de algodón y yeso calcinado [5].

Este método tradicional resulta ser incómodo para el usuario ya que puede presentar malestares como sudoración, comezón, enrojecimiento, mal olor, afectaciones de la piel y dolor muscular [6]. Una alternativa para la rehabilitación de personas con una función deficiente de las extremidades consiste el uso de ortesis, estos dispositivos externos se utilizan para restringir el movimiento de una parte concreta del cuerpo, protegiendo la zona afectada de las deformaciones y los daños físicos durante la recuperación [7-8]. Entre los parámetros claves para el diseño y manufactura de ortesis se consideran la eliminación de material excedente para reducir el peso del componente y gestionar espacios libres para la ventilación de la piel [9].

Se han obtenido buenos resultados en el desarrollo de dispositivos ortopédicos y protésicos empleando la manufactura aditiva, debido al grado de detalle y exactitud de las geometrías complejas resultantes [10]. De manera especial, el uso de la tecnología de impresión 3D de modelado por deposición fundida (FDM) se ha empleado para la creación de productos médicos personalizados y funcionales, favoreciendo la recuperación de las funciones orgánicas del paciente y contribuyendo en un mejor pronóstico [11]. Esta tecnología utiliza un filamento extruido de forma continua por medio de una impresora 3D, empleándose materiales termoplásticos con diferentes propiedades mecánicas y físicas según la aplicación se requiera [12].

Se han usado polímeros adaptables en el área de la medicina mediante esta tecnología como son: el Ácido Poliláctico (PLA), Tereftalato de polietileno (PET), Glicol de tereftalato de polietileno (PETG), Acrilonitrilo butadieno estireno (ABS), Polipropileno (PP) y Metilmetacrilato-Acrilonitrilo-Butadieno-Estireno (MABS), obteniéndose considerables ventajas en la compatibilidad biológica, alta resistencia mecánica y configurabilidad de diseño en diversos dispositivos médicos [13-16]. Entre las ventajas del uso de FDM se tiene la reducción de costos de operación en la impresión 3D, amplia variedad de materiales configurables según el tratamiento y una reducción del tiempo frente a otras tecnologías [17].

Para facilitar la selección de materiales en aplicaciones biomédicas, el Método de Decisión Multicriterio (MCDM) resulta ser una herramienta importante en la toma de decisiones y evaluación de los requerimientos funcionales de nuevos productos médicos [18]. Algunos MCDMs se han empleado en la selección de materiales y equipos como son: el método de Entropía para la ponderación de criterios en la reconstrucción ósea y tejidos [19], el método TOPSIS para aplicaciones de prótesis de rodillas [20], el método VIKOR en el desarrollo de implantes óseos [21], el método COPRAS para la selección de equipos médicos [22].

Para la validación de un material aplicado en productos ortopédicos es relevante comprobar su comportamiento mecánico a esfuerzos y deformaciones localizadas en zonas críticas mediante simulación por análisis de elementos finitos (FEM), así como de establecer los parámetros admisibles de espesores para una reducción de material del dispositivo ortopédico mediante optimización topológica [23-24].

El propósito de este estudio consiste en seleccionar un material adecuado para el diseño de una ortesis realizando un proceso de validación por simulación y optimización topológica para aplicaciones en la recuperación en adolescentes que han sufrido una fractura de bajo impacto en la zona del antebrazo.

2. MÉTODOS

Dimensionamiento

De acuerdo con el Instituto Nacional de Estadística y Censos (INEC) durante el 2020 se reportaron que 8763 personas sufrieron fracturas en el antebrazo, considerándose como una de las principales causas de morbilidad en el Ecuador, teniendo una mayor incidencia en los grupos de edades entre 10 a 14 años [25]. Este estudio se centra en mujeres de 14 años empleándose las dimensiones antropométricas para la población latinoamericana, se consideran las dimensiones: longitud de brazo de 315 mm, diámetro de antebrazo de 238 mm, diámetro de muñeca de 155 mm [26].

Cargas

Es necesaria una estabilización adecuada del antebrazo minimizando la posibilidad de movimientos articulatorios en la zona de la muñeca, esto provocaría desplazamientos secundarios y presiones localizadas en los huesos, lo que dificultaría el proceso de recuperación [27]. En este estudio se consideran los parámetros de fuerza máxima ejercida por el torque de la muñeca según la investigación de Cazón et al., para los movimientos relativos de acción del brazo en las posiciones de flexión, extensión, abducción y aducción [28], como se muestra en la Tabla 1.

Tabla 1. Torque máximo ejercido por la muñeca.

Movimiento	Torque Máximo [N.m]	Dirección
Flexión	148	Z
Extensión	84	-Z
Abducción	114	Y
Aducción	99	-Y

Adicionalmente se considera la acción del propio peso de la ortesis según el material seleccionado mediante MCDM; en la Figura 1 se muestran los valores considerados para el torque, aplicación y dirección de las cargas distribuidas en el antebrazo.

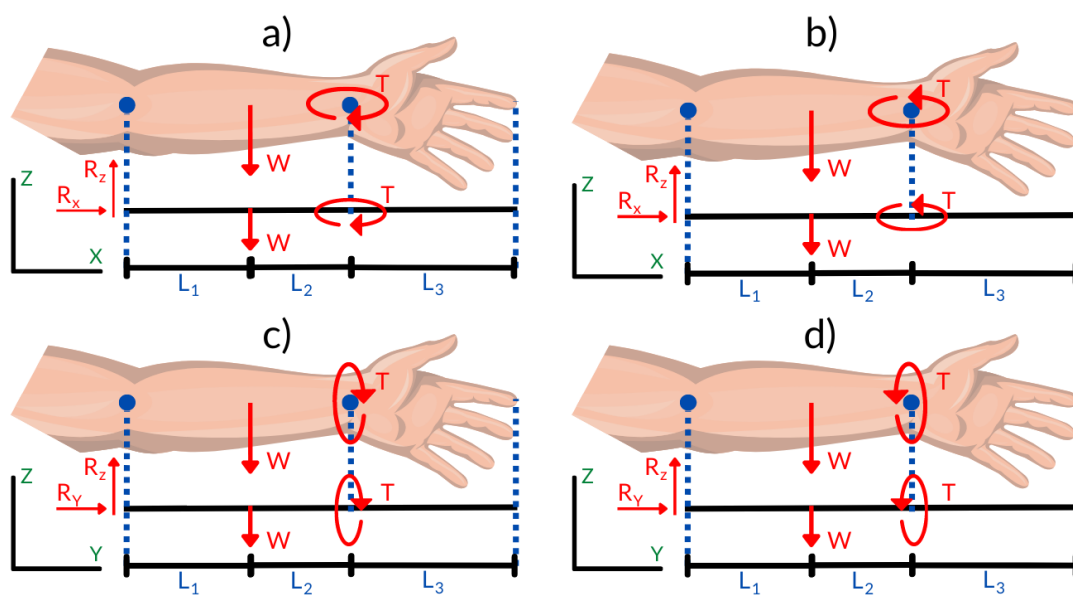


Figura 1. Distribución de cargas en: a) Flexión, b) Extensión, c) Abducción, d) Aducción.

Determinación de materiales

Para la selección de materiales de la ortesis se ha considerado parámetros como el peso, precio, resistencia, biocompatibilidad y adaptabilidad con la tecnología FDM. Los materiales evaluados son el PLA, PET, PETG, ABS, PP y MABS; se ha usado el software CES Edupack para obtener las propiedades mecánicas aplicadas de los materiales en este estudio, como se muestra en la Tabla 2.

Tabla 2. Lista de materiales FDM y sus propiedades mecánicas.

Materiales	Densidad [kg/m ³]	Precio [\$/kg]	Módulo de Young [GPa]	Esfuerzo último [MPa]	Resistencia a la compresión [MPa]	Elongación [%]
PLA	1410.00	3.22	4.24	32.80	39.40	6.10
PET	1400.00	1.53	3.10	70.00	103.00	75.00
PETG	1280.00	2.71	2.11	52.90	63.50	118.00
ABS	1060.00	3.24	2.76	49.60	86.20	60.00
PP	1250.00	1.71	3.13	26.40	29.50	27.00
MABS	1090.00	2.28	2.11	55.20	66.20	50.00

Métodos MCDM

Método de Entropía

Se emplea el método usado por Lee et al. [29]; el método de Entropía consiste en la medición probabilística de la incertidumbre de una serie de datos, en donde una amplia distribución de datos es un indicador de una mayor incertidumbre [30]. Para la valoración de pesos se asignan etiquetas a los criterios considerados de la siguiente manera:

- Densidad=C1, en kg/m³;
- Precio=C2, en \$/kg;
- Módulo de Young=C3, en GPa;
- Esfuerzo último=C4, en MPa;
- Resistencia a la compresión=C5, en MPa;
- Elongación=C6, en %.

Método TOPSIS

El método TOPSIS clasifica y compara un conjunto de alternativas con atributos similares hacia una solución ideal, mediante la medición de distancias cercanas y lejanas de soluciones para criterios beneficiosos y no beneficiosos respectivamente [31]. Se emplea el método usado por Loo et al. [32], considerando los siguientes criterios de beneficio y no beneficio:

- C1 Bajo=No beneficioso
- C2 Bajo=No beneficioso
- C3 Alto=Beneficioso
- C4 Alto=Beneficioso
- C5 Alto=Beneficioso
- C6 Alto = Beneficioso

Método COPRAS

El método COPRAS se caracteriza por emplear un sistema de elección de preferencias de alternativas basado en soluciones positivas y negativas ideales [33]. Los pasos del método empleado se describen en el estudio de Salabun et al. [34], posee un enfoque similar al método TOPSIS por lo que se mantienen las mismas consideraciones para los criterios positivos y negativos.

Método VIKOR

El método VIKOR emplea un sistema de valoración por clasificación de alternativas en conflicto basado en la medición de valores cercanos a la solución ideal [35]. La metodología se describe en el estudio de Więckowski y Salabun [36], se mantienen las consideraciones de beneficio y no beneficio del método TOPSIS.

Modelo CAD

El modelo CAD del antebrazo se obtuvo mediante el escaneo 3D del brazo izquierdo de una mujer de 14 años. Para el diseño de la ortesis se emplea el software Fusion 360, tomando como referencia las superficies del antebrazo se genera una geometría base, la cual se le asigna un espesor de 2 mm inicialmente. En la sección del pulgar se coloca un agujero limitado a zonas de contacto de la palma para facilitar la movilidad del usuario, como se muestra en la Figura 2.

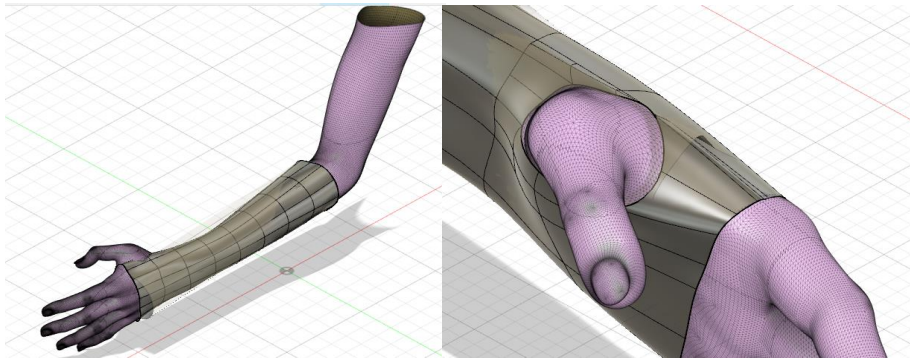


Figura 2. Adaptación geométrica al antebrazo.

Simulación y Optimización Topológica

Para la simulación de la ortesis se consideran los valores de los torques máximos pertenecientes a cada uno de los movimientos que ejerce la muñeca como se muestra en la Tabla 1. En la optimización topológica se generan orificios a través de la extensión de la ortesis para garantizar una ventilación adecuada, se asigna una restricción en la reducción de material en la sección de la muñeca como se muestra en la Figura 3.

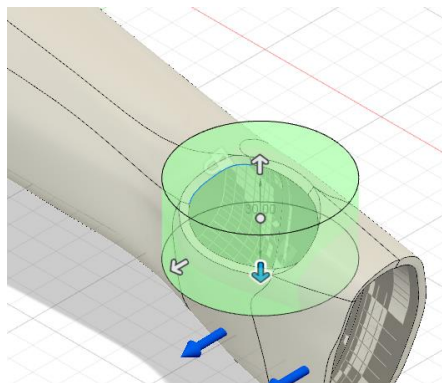


Figura 3. Zona de preservación.

La estrategia para la optimización de la ortesis consiste en la implementación de patrones de teselado de Voronoi, asignados a una configuración geométrica que provea la solución más ligera y estructuralmente resistente a los esfuerzos y deformaciones [37]. Este proceso resulta iterativo en la búsqueda de un escenario adecuado para satisfacer las diferentes cargas empleadas y garantizar una reducción considerable del peso original del componente.

3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Resultados AHP

Los pasos considerados del método AHP se detallan a continuación. En la Tabla 3 se observa la normalización de criterios, mientras que en la Tabla 4 se muestra la ponderación de criterios. Es relevante destacar que la influencia del porcentaje de elongación presenta una mayor importancia debido a la flexibilidad que debe presentar el material a los movimientos del brazo y muñeca.

Tabla 3. Matriz normalizada de criterios.

C1	C2	C3	C4	C5	C6
0.1883	0.2192	0.2430	0.1143	0.1016	0.0181
0.1869	0.1042	0.1777	0.2440	0.2656	0.2231
0.1709	0.1845	0.1209	0.1844	0.1637	0.3511
0.1415	0.2206	0.1582	0.1729	0.2223	0.1785
0.1669	0.1164	0.1794	0.0920	0.0761	0.0803
0.1455	0.1552	0.1209	0.1924	0.1707	0.1488

Tabla 4. Pesos ponderados.

w1	w2	w3	w4	w5	w6
0.0141	0.0912	0.0711	0.1125	0.1859	0.5251

Resultados TOPSIS

El método TOPSIS se desarrolla a partir de la normalización vectorial que involucra la sumatoria cuadrática de las raíces de los materiales, como se muestra en la Tabla 5. Luego se realiza la estandarización a partir de los pesos obtenidos como se observa en la Tabla 6. Consecuentemente se realiza la valoración de soluciones ideales y no ideales como se muestra en la Tabla 7. Finalmente se determinan los índices de distanciamiento entre cada una de las soluciones obtenidas como se observa en la Tabla 8. Se obtiene que el material más adecuado para este método es PLA.

Tabla 5. Matriz normalizada TOPSIS.

Materiales	C1	C2	C3	C4	C5	C6
PLA	0.5416	0.4822	0.5775	0.2680	0.2319	0.9625
PET	0.5448	0.7540	0.4222	0.5720	0.6061	0.5385
PETG	0.5839	0.5642	0.2874	0.4322	0.3737	0.2740
ABS	0.6554	0.4790	0.3759	0.4053	0.5073	0.6308
PP	0.5936	0.7250	0.4263	0.2157	0.1736	0.8339
MABS	0.6456	0.6334	0.2874	0.4510	0.3896	0.6924

Tabla 6. Matriz estandarizada de pesos TOPSIS.

Materiales	C1	C2	C3	C4	C5	C6
PLA	0.00762	0.04400	0.04108	0.03015	0.04310	0.50543
PET	0.00766	0.06879	0.03003	0.06436	0.11269	0.28281
PETG	0.00821	0.05148	0.02044	0.04863	0.06947	0.14387
ABS	0.00922	0.04370	0.02674	0.04560	0.09431	0.33127
PP	0.00835	0.06615	0.03032	0.02427	0.03227	0.43790
MABS	0.00908	0.05779	0.02044	0.05075	0.07242	0.36358

Tabla 7. Solución positiva y negativa ideal.

Valores	C1	C2	C3	C4	C5	C6
Solución Positiva ideal	0.00762	0.04370	0.04108	0.06436	0.11269	0.50543
Solución Negativa ideal	0.00922	0.06879	0.02044	0.02427	0.03227	0.14387

Tabla 8. Distancia entre soluciones positivas y negativas ideales.

Material	Distancia hacia solución positiva ideal	Distancia hacia solución negativa ideal	Distancia hacia solución positiva	Ranking
PLA	0.07753	0.36320	0.8241	1
PET	0.22430	0.16574	0.4249	5
PETG	0.36513	0.04773	0.1156	6
ABS	0.17671	0.20023	0.5312	4
PP	0.11512	0.29420	0.7188	2
MABS	0.15017	0.22518	0.5999	3

Resultados COPRAS

El método COPRAS emplea la normalización lineal que involucra la sumatoria de las raíces de los materiales, como se muestra en la Tabla 9. Posteriormente se realiza la estandarización a partir de los pesos obtenidos como se observa en la Tabla 10. Luego se realiza la valoración de criterios beneficiosos y no beneficiosos como se muestra en la Tabla 11. Finalmente, se determinan los índices de rendimiento para cada uno de los materiales como se observa en la Tabla 12. Se determina que el material PLA es el más propicio nuevamente en este método.

Tabla 9. Matriz normalizada COPRAS.

Materiales	C1	C2	C3	C4	C5	C6
PLA	0.18825	0.21920	0.24298	0.11433	0.10160	0.01815
PET	0.18692	0.10415	0.17765	0.24399	0.26560	0.22315
PETG	0.17089	0.18448	0.12092	0.18438	0.16374	0.35109
ABS	0.14152	0.22056	0.15817	0.17288	0.22228	0.17852
PP	0.16689	0.11641	0.17937	0.09202	0.07607	0.08033
MABS	0.14553	0.15521	0.12092	0.19240	0.17071	0.14877

Tabla 10. Matriz normalizada de pesos COPRAS.

Materiales	C1	C2	C3	C4	C5	C6
PLA	0.00265	0.02000	0.01728	0.01286	0.01889	0.00953
PET	0.00263	0.00950	0.01264	0.02745	0.04938	0.11718
PETG	0.00240	0.01683	0.00860	0.02075	0.03044	0.18437
ABS	0.00199	0.02012	0.01125	0.01945	0.04132	0.09375
PP	0.00235	0.01062	0.01276	0.01035	0.01414	0.04219
MABS	0.00205	0.01416	0.00860	0.02165	0.03174	0.07812

Tabla 11. Matriz soluciones COPRAS.

Materiales	S+	S-
PLA	0.04903	0.03218
PET	0.08947	0.12932
PETG	0.05979	0.20360
ABS	0.07203	0.11586
PP	0.03725	0.05515
MABS	0.06199	0.09433

Tabla 12. Matriz soluciones Ranking COPRAS.

Materiales	Qi	Ui	Ranking
PLA	0.29066	100%	1
PET	0.14959	51%	3
PETG	0.09798	34%	6
ABS	0.13913	48%	5
PP	0.17823	61%	2
MABS	0.14441	50%	4

Resultados VIKOR

El método VIKOR emplea pasos similares al método TOPSIS en el proceso de normalización como se muestran en las Tablas 5 y 6. Posteriormente se determinan los valores de proximidad a soluciones de beneficio y no beneficio como se observa en la Tabla 13. Los resultados obtenidos indican que nuevamente el material PLA es el óptimo de los 6 candidatos.

Tabla 13. Matriz soluciones Ranking VIKOR.

Materiales	Si	Ri	Qi	Ranking
PLA	0.257937	0.160869	0	1
PET	0.453053	0.323340	0.412	5
PETG	0.773809	0.525135	1	6
ABS	0.411577	0.252947	0.275	3
PP	0.521644	0.185910	0.290	4
MABS	0.472508	0.206018	0.270	2

Simulación

Se realizaron cuatro análisis estáticos para el diseño de la ortesis considerando el torque aplicado en la sección antebrazo-muñeca-mano y el peso del material PLA seleccionado por los MCDMs. Para la simulación inicialmente se asignó un espesor de 2 mm al modelo CAD. No obstante, se determinó que el esfuerzo máximo obtenido en flexión, extensión y abducción supera el valor de esfuerzo último del material de 32.80 MPa. Posteriormente se consideró un

espesor de 2.5 mm donde se produjo un comportamiento similar al caso anterior con valores próximos al esfuerzo último.

Por lo que se ajusta a un espesor de 3 mm obteniéndose valores admisibles con el caso más crítico para la abducción con un esfuerzo de 24.29 MPa y deformación admisible en cada caso para una configuración estructural aceptable de la ortesis. Los resultados de la distribución de esfuerzos para cada uno de los casos estudiados se muestran en la Figura 4 y se resumen en la Tabla 14.

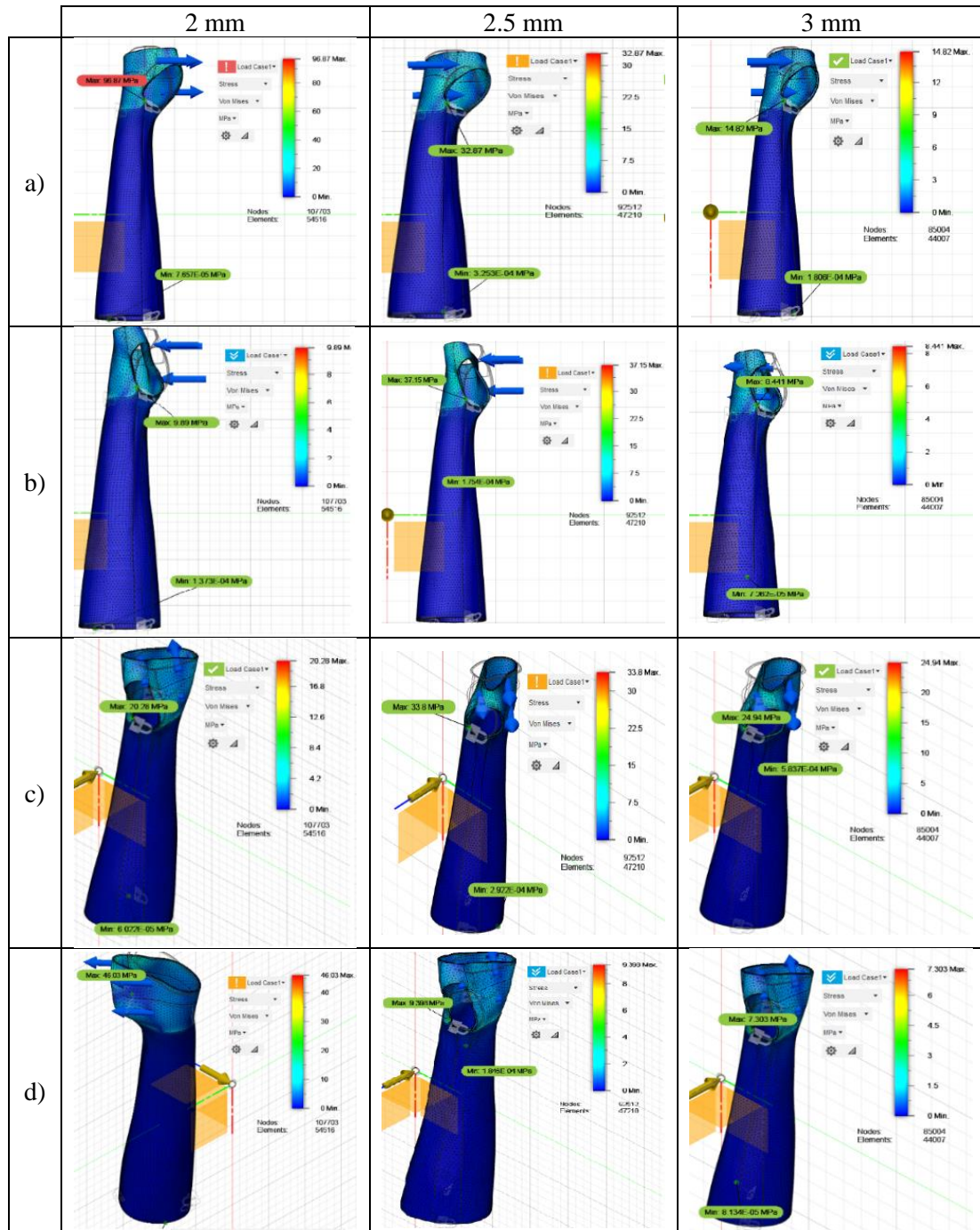


Figura 4. Esfuerzos obtenidos de ortesis con espesores de 2, 2.5 y 3 mm respectivamente durante: a) Flexión b) Extensión c) Abducción d) Aducción.

Tabla 14. Esfuerzos y desplazamientos máximos para espesores de 2, 2.5 y 3 mm.

Movimiento	Espesor								
	2 mm			2.5 mm			3 mm		
	Esfuerzo Máximo [MPa]	Desplazamiento máximo [mm]	Factor de seguridad	Esfuerzo Máximo [MPa]	Desplazamiento máximo [mm]	Factor de seguridad	Esfuerzo Máximo [MPa]	Desplazamiento máximo [mm]	Factor de seguridad
Flexión	96.87	1.608	0.78	32.87	0.616	2.31	14.82	0.208	5.12
Extensión	39.89	0.432	1.674	37.15	0.55	2.043	8.44	0.1193	8.99
Abducción	46.03	0.666	1.69	33.8	0.4418	2.25	24.29	0.2801	3.04
Aducción	20.28	0.3639	3.14	9.398	0.121	8.08	7.303	0.081	10.39

Los resultados de la optimización topológica realizada para un espesor de 3 mm demuestran que, bajo las cargas de flexión, extensión, abducción, aducción se consiguen porcentajes de la masa original que permanece en la ortesis del 34.42%, 34.51%, 22.37% y 21.18% respectivamente. Se determina que las áreas que presentan mayor reducción del material corresponden a la sección del antebrazo con proximidad al codo y en la zona dorsal de la mano, por lo que realiza una combinación de cada uno de los estudios realizados, obteniéndose una solución preliminar de optimización como se muestra en la Figura 5.

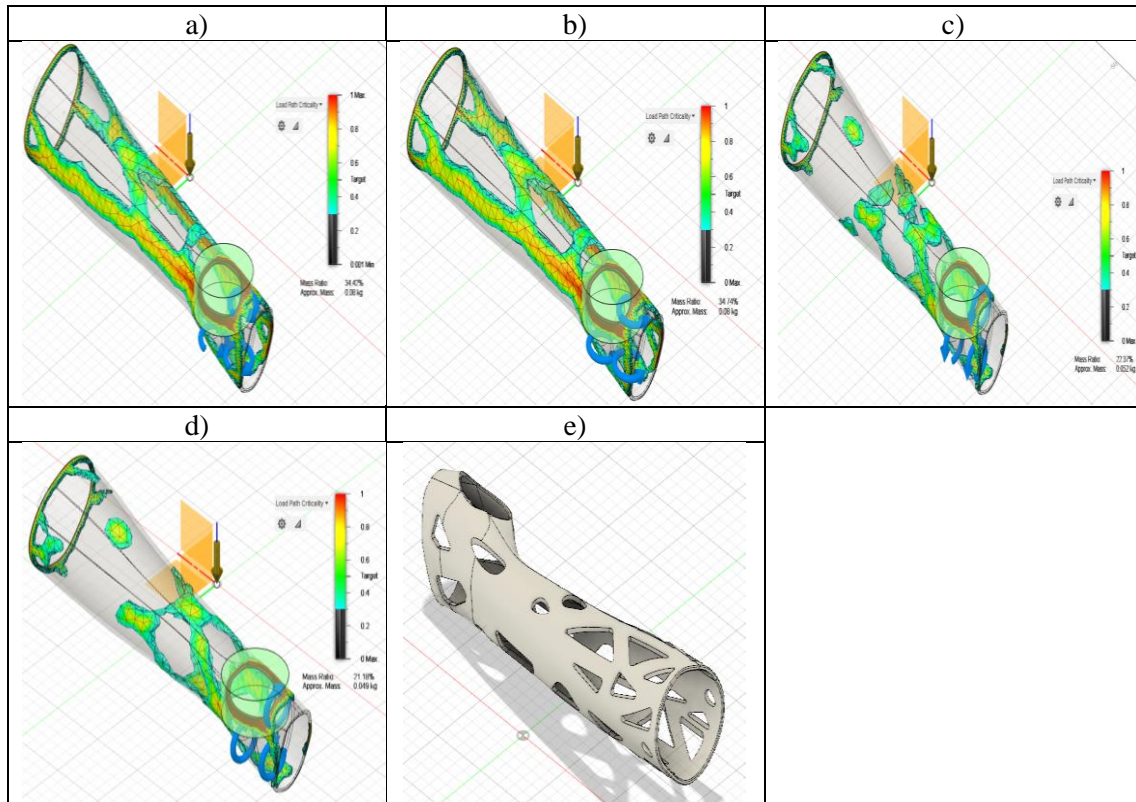


Figura 5. Análisis topológico: a) Flexión b) Extensión c) Abducción d) Aducción e) Resultado de la optimización preliminar.

Con el modelo preliminar de la ortesis se realiza nuevamente un análisis estático considerando los movimientos relativos del brazo con el propósito de verificar la resistencia estructural de la nueva geometría obtenida. Para el espesor de 3 mm se determina que la ortesis se encuentra dentro de los rangos límites de esfuerzos y deformaciones, no obstante, debido a la proximidad del esfuerzo último en el movimiento de abducción se decide realizar un ajuste del espesor. Se procede a utilizar un espesor de 3.5 mm determinándose que bajo flexión no se cumple con un mínimo factor de seguridad en ese movimiento. Finalmente, se emplea un espesor de 4 mm obteniendo valores admisibles para la nueva geometría. Los resultados de la distribución de esfuerzos para cada uno de los casos optimizados se muestran en la Figura 6 y se resumen en la Tabla 15.

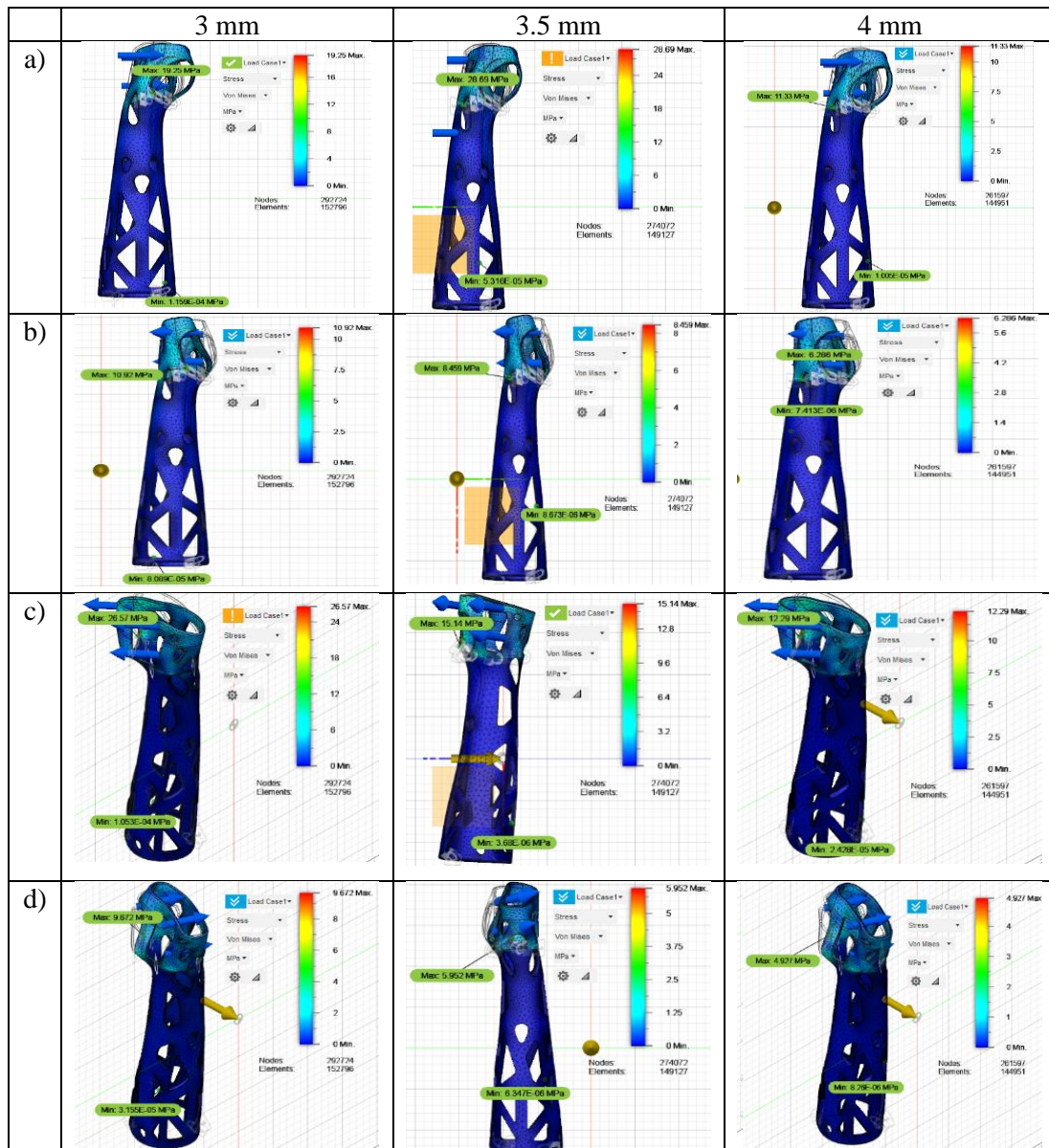


Figura 6. Esfuerzos obtenidos de ortesis mediante optimización topológica con espesores de 3, 3.5 y 4 mm respectivamente, para: a) Flexión b) Extensión c) Abducción d) Aducción.

Tabla 15. Esfuerzos y desplazamientos máximos para espesores considerados.

Movimiento	Espesor								
	3 mm			3.5 mm			4 mm		
	Esfuerzo Máximo [MPa]	Desplazamiento máximo [mm]	Factor de seguridad	Esfuerzo Máximo [MPa]	Desplazamiento máximo [mm]	Factor de seguridad	Esfuerzo Máximo [MPa]	Desplazamiento máximo [mm]	Factor de seguridad
Flexión	19.25	0.3397	3.945	28.69	0.4	2.645	11.33	0.1247	6.6
Extensión	10.92	0.1913	6.95	8.459	0.093	8.973	6.286	0.0701	12.07
Abducción	26.57	0.3858	2.856	15.14	0.1932	5.013	12.29	0.1538	6.174
Aducción	9.672	0.1197	7.845	5.952	0.0586	12.75	4.927	0.044	12

Se determina que se consigue una reducción de la masa original con respecto al diseño optimizado de 0.313 kg a 0.283 kg con un porcentaje de reducción del 9.58% de masa, representando un valor representativo para la ortesis en su ergonomía y aplicación. Finalmente se realiza un tratamiento del modelo obtenido en sus aristas mediante redondeos, particionando la ortesis en 2 piezas y colocando elementos de conexión, con se logra evitar cualquier molestia en la piel y la integración de un ajuste práctico en su colocación en el brazo del paciente. Con lo cual se procede con la impresión 3D del modelo CAD obteniéndose la ortesis optimizada según las consideraciones realizadas en este estudio como se muestra en la Figura 7.



Figura 7. Diseño optimizado de la ortesis.

4. CONCLUSIONES

Los materiales plásticos considerados en este estudio, que cumplen con características mecánicas similares al yeso, fueron evaluados mediante los MCDMs determinándose que el material idóneo para el diseño de ortesis es el PLA, coincidiendo en la asignación de resultados de los métodos TOPSIS, VIKOR y COPRAS. La simulación demuestra que el espesor asignado de 4 mm a la ortesis en adolescentes cumple con los requerimientos estructurales y geométricos para garantizar la estabilidad, rigidez y compresión en la inmovilización del antebrazo, mientras que con el análisis topológico se consigue una reducción de masa del 9,75% del diseño original. Como resultado se logra obtener la limitación de los desplazamientos en el hueso afectado, así

como incorporar ergonomía y comodidad en su uso, con lo que se puede conseguir una recuperación efectiva del paciente.

El diseño y optimización de ortesis en la actualidad involucra el uso de nuevos procesos de manufactura y materiales, por lo que este trabajo puede contribuir en futuras investigaciones relacionadas a la selección de materiales y la verificación por simulación computacional para diferentes medidas antropométricas en pacientes con fracturas de bajo impacto.

AGRADECIMIENTOS: Los autores agradecen el apoyo de la Universidad Técnica Estatal de Quevedo.

REFERENCIAS

- [1] X. Zhang et al, "Incidence of Low-energy Upper Extremity Fractures and the Risk Factors in Chinese People 50 years or Older", *Orthopaedic Surgery*, vol. 11, no. 2, pp. 304-310, 2019.
- [2] H. M. Macdonald, M. Määttä, L. Gabel, K. Mulpuri y H. A. McKay, "Bone Strength in Girls and Boys After a Distal Radius Fracture: A 2-Year HR-pQCT Double Cohort Study", *Journal of Bone and Mineral Research*, vol. 33, no. 2, pp. 229-240, 2018.
- [3] J. Yoo et al, "Low energy fractures: What is the difference? Specific features and clinical outcomes by minimally invasive locking plates", *Biomedical Research*, vol. 28, pp. 484-488, 2017.
- [4] S. I. Chisalita, L. T. Chong, M. Wajda, L. Adolfsson, M. Woisetschläger y A. Spångeus, "Association of Insulin-like Growth Factor-1, Bone Mass and Inflammation to Low-energy Distal Radius Fractures and Fracture Healing in Elderly Women Attending Emergency Care", *Orthopaedic Surgery*, vol. 9, no. 4, pp. 380-385, 2017.
- [5] S. A. Venumbaka et al, "Application of multi materials additive manufacturing technique in the design and manufacturing of hand orthoses," En *Computers Helping People with Special Needs*, Anónimo ed. Cham: Springer International Publishing, 2020, pp. 461-468.
- [6] R. Ambu, A. Motta y M. Cali, "Design of a customized neck orthosis for FDM manufacturing with a new sustainable bio-composite," En *Design Tools and Methods in Industrial Engineering*, Anónimo ed. Cham: Springer International Publishing, 2019, pp. 707-718.
- [7] Y. Tao, J. Shao, P. Li y S. Q. Shi, "Application of a thermoplastic polyurethane/polylactic acid composite filament for 3D-printed personalized orthosis", *Materiali in Tehnologije*, vol. 53, no. 1, pp. 71-76, 2019.
- [8] A. Gupta, S. Chaturvedi, A. K. Bhat, M. Samheel y A. saxena, "Design and manufacture of customizable finger immobilizer and mallet finger splints," En *2019 International Conference on Biomedical Innovations and Applications (BIA)*, Anónimo ed., Bulgaria, 2019, pp. 1-4.
- [9] W. Yan, M. Ding, B. Kong, X. Xi y M. Zhou, "Lightweight Splint Design for Individualized Treatment of Distal Radius Fracture", *J Med Syst*, vol. 43, no. 8, pp. 1-10, 2019.
- [10] F. Carvalho y I. F. Pires, "Manufacturing technology in rehabilitation practice: Implications for its implementation in assistive technology production," En *Advances in Additive Manufacturing, Modeling Systems and 3D Prototyping*, Anónimo ed. Cham: Springer International Publishing, 2019, pp. 328-336.
- [11] S. Y. U. Morimoto et al, "Upper limbs orthosis y prostheses printed in 3D: An integrative review", *Brazilian Journal of Occupational Therapy*, vol. 29, 2021.

- [12] A. Damon, W. Clifton, F. Valero-Moreno y E. Nottmeier, "Orientation Planning in the Fused Deposition Modeling 3D Printing of Anatomical Spine Models", *Curēus* (Palo Alto, CA), vol. 12, no. 2, pp. e7081, 2020.
- [13] F. S. Shahar, M. T. H. Sultan, A. U. Md Shah y S. N. A. Safri, "A Comparative Analysis between Conventional Manufacturing and Additive Manufacturing of Ankle-foot Orthosis", *Applied Science and Engineering Progress*, vol. 13, no. 2, 2020.
- [14] T. Sathies, P. Senthil, y M.S. Anoop, "A review on advancements in applications of fused deposition modelling process", *Rapid Prototyping Journal*, vol. 26, no. 4, pp. 669-687, 2020.
- [15] S. Wojtyła, P. Klama y T. Baran, "Is 3D printing safe? Analysis of the thermal treatment of thermoplastics: ABS, PLA, PET, and nylon", *Journal of Occupational and Environmental Hygiene*, vol. 14, no. 6, pp. D80-D85, 2017.
- [16] R. Miclaus, A. Repanoviciy y N. Roman, "Biomaterials: Polylactic Acid and 3D Printing Processes for Orthosis and Prosthesis", *Materiale Plastice*, vol. 54, no. 1, pp. 98-102, 2017.
- [17] V. S. A. Vishnu, T. Zacharia y L. Paul, "Design and development of orthosis for clubfoot correction in infants an additive manufacturing approach", *Materials Today: Proceedings*, vol. 27, pp. 2605-2608, 2020.
- [18] A. Jahan y K. L. Edwards, "Chapter 6 - future developments," En *Multi-Criteria Decision Analysis for Supporting the Selection of Engineering Materials in Product Design*, Anónimo ed. Butterworth-Heinemann: Elsevier Ltd, 2013, pp. 105-108.
- [19] F. Nasiri, S. Ajeli, D. Semnani, M. Jahanshahi y H. Morad, "Fuzzy VIKOR Optimization for Designing High Performance Hydroxyapatite/Polycaprolactone Scaffolds for Hard Tissue Engineering", *Jtp*, vol. 8, no. 1, pp. 17-36, 2020.
- [20] R. Kumar et al, "Multiple-Criteria Decision-Making y Sensitivity Analysis for Selection of Materials for Knee Implant Femoral Component", *Materials*, vol. 14, no. 8, pp. 2084, 2021.
- [21] D. Petkovic, M. Madic, G. Radenkovic, M. Manic y M. Trajanovic, "Decision support system for selection of the most suitable biomedical material," En *ICIST 2015 Proceedings*, M. Zdravković, M. Trajanović and Z. Konjović, Eds.2015, pp. 27-31.
- [22] H. L. Napitupulu, "Ultrasound device selection by using F-ANP and COPRAS", *IOP Conference Series. Materials Science and Engineering*, vol. 505, no. 1, pp. 12083, 2019.
- [23] N. Sabyrov, Z. Sotsial, A. Abilgazyev, D. AdairyM. H. Ali, "Design of a flexible neck orthosis on Fused Deposition Modeling printer for rehabilitation on regular usage", *Procedia Computer Science*, vol. 179, pp. 63-71, 2021.
- [24] M. Seebach et al, "Design of bone plates for mandibular reconstruction using topology and shape optimization," En *Advances in Structural and Multidisciplinary Optimization*, Anónimo ed. Cham: Springer International Publishing, 2017, pp. 2086-2096.
- [25] Ecuadorencifras, Camas y Egresos Hospitalarios. Available: [https://www.ecuadorencifras.gob.ec/documentos/web-inec/Estadisticas_Sociales/Camas_Egresos_Hospitalarios/Cam_Egre_Hos_2020/BDD_Cam as_Egresos_Hospitalarios_2020.zip](https://www.ecuadorencifras.gob.ec/documentos/web-inec/Estadisticas_Sociales/Camas_Egresos_Hospitalarios/Cam_Egre_Hos_2020/BDD_Cam_as_Egresos_Hospitalarios_2020.zip).
- [26] R. C. Ávila, L. R. L. Prado y E. L. M. González, *Dimensiones Antropométricas De Población Latinoamericana: México, Cuba, Colombia, Chile, Venezuela*. Guadalajara: Universidad de Guadalajara, 2007.

- [27] C. M. González, M. B. Rodríguez y F. M. Martínez, "El complejo articular de la muñeca: aspectos anatófisiológicos y biomecánicos, características, clasificación y tratamiento de la fractura distal del radio", *MediSur*, vol. 14, no. 4, pp. 430-446, 2016.
- [28] A. Cazon, S. Kelly, A. M. Paterson, R. J. Bibb y R. I. Campbell, "Analysis and comparison of wrist splint designs using the finite element method: Multi-material three-dimensional printing compared to typical existing practice with thermoplastics", *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of Engineering in Medicine*, vol. 231, no. 9, pp. 881-897, 2017.
- [29] P. T. Lee, C. Lin y S. Shin, "Financial performance evaluation of shipping companies using entropy and grey relation analysis," *En Multi-Criteria Decision Making in Maritime Studies and Logistics*, Anónimo ed. Cham: Springer International Publishing, 2017, pp. 219-247.
- [30] V. A. Yadav y S. Samir, "Ranking of phase change materials for medium temperature thermal energy accumulation system using shannon entropy, TOPSIS, and VIKOR methods," *En Multi-Criteria Decision Modelling*, Anónimo ed. Milton: CRC Press, 2021, pp. 43-63.
- [31] M. Jiří, "The robustness of TOPSIS results using sensitivity analysis based on weight tuning," *En World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2018*, Anónimo ed. Singapore: Springer Singapore, 2018, pp. 83-86.
- [32] R. B. S. Loor, J. Martínez-Gomez, J. C. Rocha-Hoyos y E. A. L. Cedeño, "Selection of materials by multi-criteria methods applied to the side of a self-supporting structure for light vehicles", *International Journal of Mathematics in Operational Research*, vol. 16, no. 2, pp. 139-158, 2020.
- [33] S. Özcan y A. K. Çelik, "A comparison of TOPSIS, grey relational analysis and COPRAS methods for machine selection problem in the food industry of Turkey", *International Journal of Production Management and Engineering*, vol. 9, no. 2, pp. 81-92, 2021.
- [34] W. Sałabun, J. Wątróbski y A. Shekhovtsov, "Are MCDA Methods Benchmarkable? A Comparative Study of TOPSIS, VIKOR, COPRAS, and PROMETHEE II Methods", *Symmetry (Basel)*, vol. 12, no. 1549, pp. 1549, 2020.
- [35] B. Uzun y D. Uzun Ozsahin, "Vlse criterion optimization and compromise solution in serbian (VIKOR)," *En Application of Multi-Criteria Decision Analysis in Environmental and Civil Engineering*, Anónimo ed., 2021.
- [36] J. Więckowski' y W. Sałabun, "How the normalization of the decision matrix influences the results in the VIKOR method?", *Procedia Computer Science*, vol. 176, pp. 2222-2231, 2020.
- [37] F. Buonamici et al, "A practical methodology for computer-aided design of custom 3D printable casts for wrist fractures", *Vis Comput*, vol. 36, no. 2, pp. 375-390, 2019.