

Vol. 9 N° 2 • Julio - Diciembre 2019



ANÁLISIS BIOMECÁNICO DE UN FIJADOR EXTERNO PARA MUÑECA

(Biomechanical analysis of an external fixer for wrist)

Kenneth Rosillón¹ y William Rosillón²

¹Maestría en Ingeniería de Control y Automatización de procesos
Universidad Privada Dr. Rafael Beloso Chacín (URBE), Maracaibo-Venezuela

²Sociedad Venezolana de Cirugía de la Mano, Caracas, Venezuela
krosillon@urbe.edu.ve

RESUMEN

La siguiente investigación tiene como propósito analizar la biomecánica en cuanto a mecánica de sólidos y materiales de un fijador externo para muñeca. La misma está soportada teóricamente por Shigley (2008) Murty (2003) y Cowin (1989). Para llevar a cabo el diseño mecánico fue evaluado un sistema de interacción, definido por el dispositivo de fijación externa sostenible desarrollado de manera artesanal con materiales de reciclaje, accesibles en el mercado y de fácil manipulación para los médicos cirujanos de mano. El mismo contiene clavos roscados de Schanz y barras de aluminio, para el cual se aplicaron las condiciones de carga directamente al segundo metacarpiano, restringiendo el desplazamiento al tercio medio con distal del radio. La distribución de esfuerzos en diversas condiciones de cargas (tales como tracción, compresión, flexión y torsión), fueron simulados utilizando el Método de Elementos Finitos (MEF) a través de herramientas computacionales que simularon el comportamiento mecánico del dispositivo. Los resultados obtenidos a partir del modelo analizado, muestran que para la configuración del fija externo, la mayor concentración de esfuerzos para cargas a tracción, compresión y flexión se produce en las barras basándolo con materiales livianos de manera que el paciente pueda tener el menor peso en la muñeca por lo que el aluminio T6-7075 fue el material más adecuado para el diseño arrojando un factor de seguridad de 13.59, lo cual está muy por encima de 1.5 lo cual es lo permitido para este material teniendo como conclusión que cualquier aluminio comercial por debajo de esta característica del T6-7075 es factible para

la construcción del dispositivo obteniendo así seguridad mecánica para la aplicación en la cirugía de la mano convencional.

Palabras clave: Fijador externo, clavos de Schanz, aluminio, factor de seguridad, cirugía de mano.

ABSTRACT

The following research aims to analyze the biomechanics in terms of mechanics of solids and materials of an external fixator for wrist. It is theoretically supported by Shigley (2008) Murty (2003) and Cowin (1989). To carry out the mechanical design, an interaction system was defined, defined by the sustainable external fixation device developed in an artisan way with recycling materials, accessible in the market and easy to manipulate for hand surgeons. It contains Schanz threaded nails and aluminum bars, for which the load conditions were applied directly to the second metacarpal, restricting the displacement to the middle third with the distal radius. The stress distribution under various load conditions (such as traction, compression, flexion and torsion), were simulated using the Finite Element Method (MEF) through computational tools that simulated the mechanical behavior of the device. The results obtained from the analyzed model show that for the configuration of the external fixation, the highest concentration of stresses for tensile, compression and flexural loads occurs in the bars, basing it on light materials so that the patient can have the least weight. on the wrist, so aluminum T6-7075 was the most suitable material for the design, yielding a safety factor of 13.59, which is well above 1.5, which is what is allowed for this material, concluding that any commercial aluminum

Recibido: 24/03/2019 **Aceptado:** 26/06/2019

Below this characteristic of the T6-7075 it is feasible for the construction of the device, thus obtaining mechanical security for application in conventional hand surgery.

Keywords: External fixator, Schanz nails, aluminum, safety factor, hand surgery.

INTRODUCCIÓN

Mora Puig et al (1999) definieron la muñeca al área anatómica que establece la unión entre el antebrazo y la mano. Esta zona anatómica de las extremidades superiores está constituida por las partes metaepifisarias distales de los huesos del antebrazo, radio y cúbito y por el conjunto de huesos que forman el carpo. Su límite proximal lo constituye el borde inferior del músculo pronador cuadrado y el límite distal las articulaciones carpo-metacarpianas.

El radio es el hueso más grande de los dos huesos del antebrazo. El extremo del lado de la muñeca se llama extremo distal. Una fractura distal del radio ocurre cuando se quiebra el área del radio cerca de la muñeca. Una de las fracturas distales más comunes del radio es la de Colles, en la que el fragmento quebrado del radio se inclina hacia arriba. Esta fractura, fue descrita por primera vez por el cirujano y anatomista irlandés Abraham Colles en 1814, por eso esta fractura recibe el nombre de "Colles".

Para Weissman y Sledge (1986) la muñeca es el conjunto articular más complejo que existe en el organismo. Su área anatómica, que establece la unión entre el antebrazo y la mano, incluye las extremidades metaepifisarias distales de los huesos radio y cúbito, las dos hileras de huesos del carpo y las bases de los huesos metacarpianos. Este concepto resulta importante, pues como refleja, no son solo los huesos del carpo, como aparece en varios textos y artículos científicos, sino que incluye porciones distales de los huesos del antebrazo (radio y cúbito), así como porciones proximales de los huesos metacarpianos.

Además del conjunto de huesos y articulaciones que constituyen este sistema complejo, para entender los aspectos biomecánicos hay que tener en cuenta la estructura de ligamentos que lo forman. En ese sentido, se describen ligamentos extrínsecos dorsales y palmares, mucho más potentes, que unen los huesos del antebrazo con el carpo; y los

ligamentos intrínsecos, menos potentes, que relacionan los huesos del carpo entre sí. Este sistema de ligamentos favorece la estabilidad de los huesos del carpo y de la muñeca en sentido general.

Los ligamentos extrínsecos unen los huesos del carpo con la extremidad distal del radio y el cúbito, pueden dividirse en volares y dorsales y favorecen de manera significativa la estabilidad de la muñeca. Los ligamentos extrínsecos volares son: radioescafosemilunar, radioescafocapitate (deltoideo radial), radiolunotriquetral, ulnotriquetal, ulnolunate y triquetocapitate (deltoideo cubital).

Basado en lo anterior, las ciencias médicas en el área de la cirugía de mano, ha evolucionado hacia la gestión adecuada de equipos, dispositivos y herramientas de cirugía a la vanguardia de la tecnología, atacando de manera inmediata las lesiones que la mayoría de las personas sufren de manera biomecánica en la muñeca.

Venezuela, en específico en el estado Zulia, las unidades de traumatología y cirugía de la Mano no escapan de esta realidad, donde se hace presencia de ingenieros en las mismas en colaboración con los médicos a fin de darle respuesta a la comunidad afectada con estas lesiones, donde los mismos trabajan de manera mancomunada en la búsqueda de dispositivos que simplifiquen el trauma en estas personas lesionadas a fin de garantizar la salud de las mismas.

Según cifras del Instituto Nacional de Prevención, Salud y Seguridad Laborales (Inpsasel, 2017) en Venezuela se registraron más de 1580 casos por trastornos músculo-esqueléticos, lo que incluye lesiones de muñeca en trabajadores y personas naturales. En Venezuela, así como en el estado Zulia, muchos de los pacientes que sufren fractura de muñeca deben ser intervenidos quirúrgicamente para lograr la consolidación de la fractura sin disponer de los medios económicos para acceder al tratamiento adecuado; puesto que los fijadores externos utilizados en los centros de salud privados del estado, son en su mayoría fabricados en el exterior, lo cual se traduce en elevados costos para la adquisición de estos dispositivos. Por ello la importancia del desarrollo tecnológico para el diseño y fabricación de fijadores externos, con material de corte sostenible y de origen nacional, es esencial para la sociedad zuliana.

Ahora bien, una vez teniendo el prototipo se presentan diversas situaciones biomecánicamente hablando donde para su construcción e instalación necesita de estudios de mecánica de materiales a fin de garantizar que no falle este dispositivo y que pueda ser empleado en cualquier tipo de paciente con fracturas o desplazamiento de la región distal entre la muñeca y el antebrazo, por lo que es de suma criticidad la buena selección de los materiales para el estudio de mecánica de este cuerpo rígido así como el conjunto “fijador” con respecto a la inserción de clavos de Schanz, como elemento penetrador en el hueso creando esfuerzos de aplastamiento en estos, que puedan dar origen a una lesión mucho mayor, por ello, esta investigación pretende realizar un análisis de un fijador externo para muñeca de propiedades sostenibles puesto que su construcción se realizó a partir de materiales de reciclaje los cuales posteriormente serán esterilizados para su aplicación en los pacientes con esta patología.

OBJETIVO

Analizar la biomecánica de un fijador externo para muñeca

METODOLOGÍA

En la sistemática de una investigación tecnológica, se realiza una descripción concreta del estudio a realizar, donde expresa lo que va a desarrollar, cómo se aplicara, atendiendo a su factibilidad. La unidad operativa o metódica de la investigación, es el proyecto factible. Al respecto, la Universidad Pedagógica Libertador (1998) lo define como un estudio “que consiste en la investigación, elaboración desarrollo de una propuesta de un modelo operativo viable para solucionar problemas, requerimientos o necesidades de organizaciones o grupos sociales” (p.7). La propuesta que lo define busca el diseño de un modelo de simulación que comprometa la seguridad en cuanto a esfuerzos, torsión de los tornillos de Schanz y la relación de deformaciones no manipulando así, ninguna de estas variables en tiempo real, correspondiendo de tal forma, al objeto de estudio de este tipo de investigación.

El diseño no experimental, según lo expuesto por Kerlinger (1979), no es cualquier exploración en la que resulta imposible manipular variables o asignar aleatoriamente a los sujetos o a las condiciones” En efecto, un proyecto factible consiste en un conjunto de actividades vinculadas entre sí, cuya ejecución permitirá el logro de objetivos previamente definidos en atención a las necesidades en el diseño de una propuesta de acción dirigida a resolver un problema o necesidad previamente detectada en el medio.

RESULTADOS

Biomecánica de la muñeca humana

Según Trinidad Ríos et al (2012) la articulación mediocarpiana, constituye condiloartrosis, tanto en los huesos de la primera hilera (escafoides, semilunar, piramidal y pisiforme), los cuales están unidos mediante artrodias y por dos membranas interóseas para mejorar su movilidad, como los huesos de la segunda hilera (trapecio, trapezoide, grande y ganchoso) que también son artrodias aunque con una movilidad más limitada por estar unidos por potentes ligamentos, entre los que aparece el ligamento anular que une al trapecio y al ganchoso; las articulaciones intercarpianas, entre los huesos de las propias hileras; y las articulaciones carpometacarpianas, entre la hilera distal del carpo y los huesos metacarpianos, algunos autores mencionan estas últimas articulaciones como parte del complejo articular de la muñeca, pero otros no lo comparten. Todas estas articulaciones, de una manera u otra, intervienen en los complejos movimientos que se dan en esta zona anatómica.

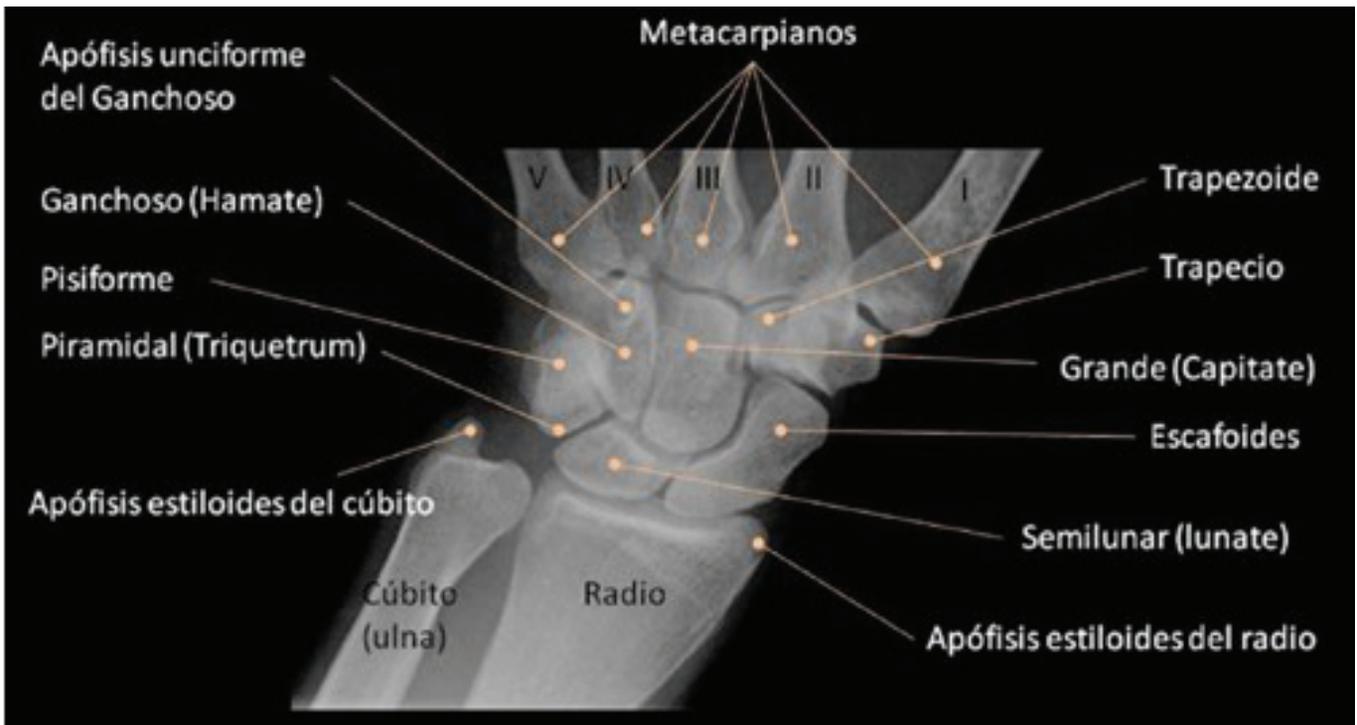
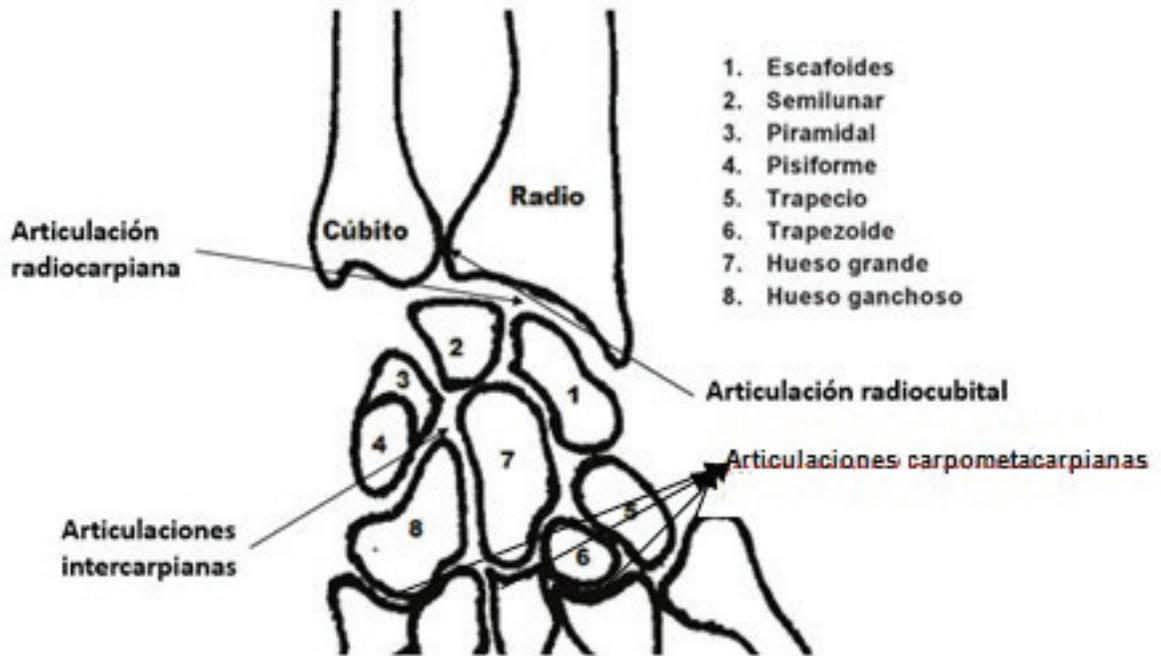


Figura 1. Complejo articular de la muñeca con sus huesos, articulaciones.

Fuente: Trinidad (2012).

Además del conjunto de huesos y articulaciones que constituyen este sistema complejo, para entender los aspectos biomecánicos hay que tener en cuenta la estructura de ligamentos que lo forman. En ese sentido, se describen ligamentos extrínsecos dorsales y palmares, mucho más potentes, que unen los huesos del antebrazo con el carpo; y los ligamentos intrínsecos, menos potentes, que relacionan los huesos del carpo entre sí. Este sistema de ligamentos favorece la estabilidad de los huesos del carpo y de la muñeca en sentido general.

Los músculos y tendones, que forman este complejo articular también son muy variados y con diferentes orígenes e inserciones. Los músculos principales que intervienen en el control de los movimientos del complejo articular de la muñeca son: flexor cubital del carpo, flexor radial del carpo y palmar largo (para el movimiento de flexión); extensor cubital del carpo, extensores radiales corto y largo del carpo (para el movimiento de extensión); flexor cubital del carpo y extensor cubital del carpo (para el movimiento de aducción); flexor radial del carpo, palmar largo, extensores radiales largo y corto del carpo (para el movimiento de abducción)

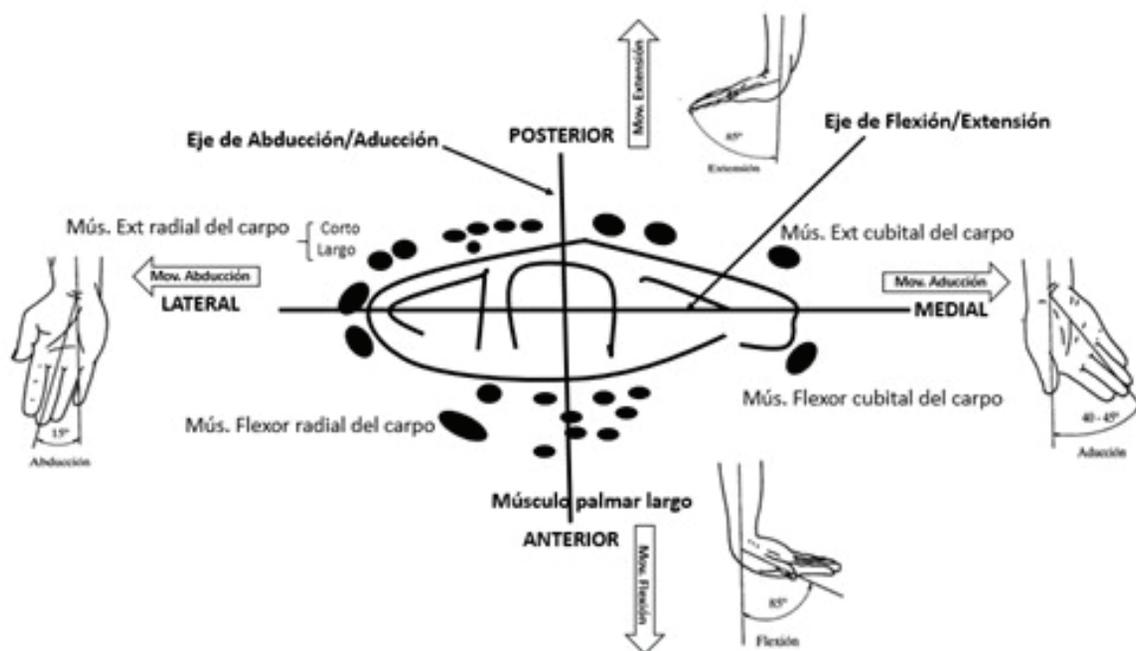


Figura 2. Movimientos de la muñeca

Fuente: Soames (2007).

El túnel carpiano es atravesado por los cuatro tendones flexores profundos de los dedos, cuatro tendones superficiales de los dedos, tendón flexor largo del pulgar y el nervio mediano. Por otro lado, una gran red de ligamentos entre los diferentes huesos favorecen la estabilidad de las articulaciones y de los huesos del carpo, entre ellos aparecen los ligamentos de la cara anterior como se muestran en la figura 2.

Parámetros y requerimientos para el estudio biomecánico de un fijador externo para muñeca

Según la ASTM (1992), para iniciar con los parámetros y requerimientos, lo más importante que debe contener el fijador externo para la muñeca,

es el material de sus partes. El material utilizado para el análisis y fabricación del fijador externo, será de aluminio T6-7075, la cual tiene buenas propiedades mecánicas, modesta resistencia a la corrosión, impacto y picadura, siendo además un material no magnético en la condición de recocido con lo cual es posible utilizar las técnicas de resonancia nuclear magnética para visualizar los tejidos osteoarticulares y las partes blandas próximas a los implantes (Murty, 2003).

En cuanto a los clavos de Schanz, estos están estandarizados y vienen fabricados de acero inoxidable 316L, material cuya resistencia a la corrosión es mayor a la del acero inoxidable 304. En la Tabla 1 se muestran las propiedades mecánicas de los componentes a ensayar.

Tabla 1. Propiedades mecánicas del fijador externo

Componente	Material	Módulo de elasticidad	Límite de Fluencia	Factor de seguridad teórico	Tratamiento térmico
Fijador	Aluminio	71.7Gpa	400Mpa	1.5	Temple Revenido
Clavos	Acero Inox	190Gpa	241Mpa	1.8	N/A

Fuente: Universidad Privada Dr. Rafael Beloso Chacín URBE (2018).

En general el comportamiento del hueso es anisótropo; sin embargo, se puede modelar como un material elástico ortotrópico cuyas constantes de

módulo de elasticidad (E) en GPa, coeficiente de Poisson (ν) adimensional y el módulo de rigidez (G) en GPa, se muestran en la tabla 2.

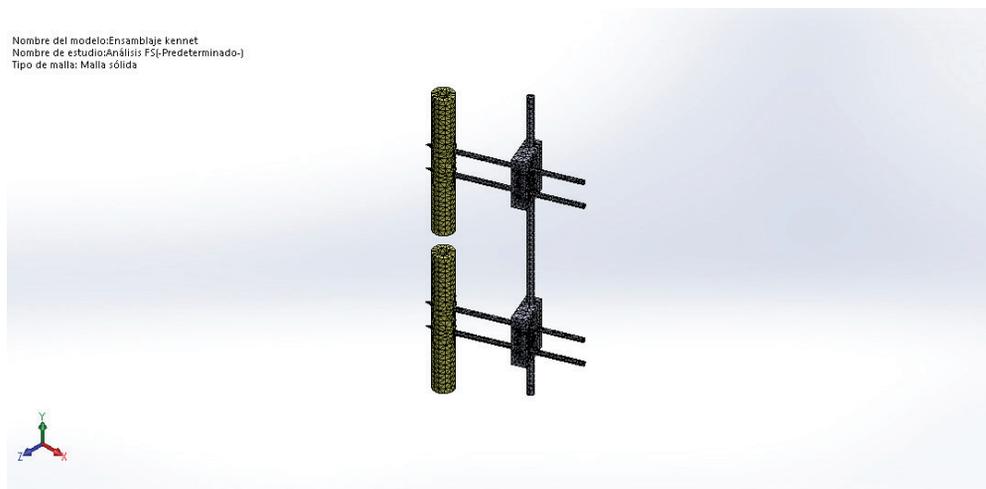
Tabla 2. Constantes elásticas del hueso cortical humano

Constante		Valor	
E1	12MPa	G12	4.53MPa
E2	13.4MPa	G13	5.61MPa
E3	20MPa	G23	6.23Mpa
V12			0.376
V13			0.222
V23			0.235

Fuente: Cowin (1989).

Las condiciones de carga estática se aplican directamente sobre el hueso que simulan el segundo metacarpiano, para transmitir las cargas desde el mismo hacia el fijador externo. El hueso que simula el tercio medio con distal del radio se encuentra empotrado para restringir el movimiento de éste y así conseguir simular el movimiento de la mano en presencia de cargas externas simples

La forma geométrica y el material de un cuerpo determinan el tipo de elemento de malla que puede ser utilizado para modelarlo. Con la ayuda del módulo de mallado del software Libre llamado Calculix, se logró determinar los tipos de elementos adecuados para el modelo de fijador externo propuesto, tomando en cuenta el comportamiento elástico lineal de los materiales del sistema a analizar para la revisión de la librería de elementos disponibles en el gestor de librerías de este paquete computacional.

**Figura 3. Análisis de esfuerzos/deformaciones por el método de elementos Finitos**

Fuente: Rosillón y Rosillón (2018).

Para el análisis desarrollado se tomaron 33386 nodos con 18879 elementos que a su vez tienen 4 puntos Jacobianos para el cálculo de esfuerzos y deformación respectivamente. De la misma manera se puede decir que cada malla tiene 3.66075

mm, en cuanto al tamaño de los elementos finitos. Ahora bien, se presenta una imagen descriptiva del tipo de estudio realizado en función de la parte seleccionada.

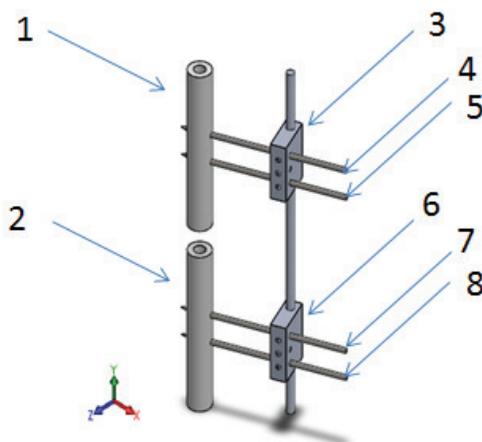


Figura 3. Componentes del fijador externo para muñeca

Fuente: Rosillón y Rosillón (2018).

Tabla 3. Descripción de los componentes del fijador externo para muñeca

Parte N°	Nombre de pieza	Material	Estudio
1	Segundo Metacarpiano	Hueso	Torsión
2	Tercio medio con distal del radio		Picadura Deformación
3	Eje principal	Aluminio	Torsión Esfuerzos/esfuerzo de aplastamiento/ Deformación
4	Clavo de Schanz roscado al segundo metacarpiano	Acero Inoxidable	Fuerzas/esfuerzo/ Deformación
5			Fuerza/esfuerzo/ deformación
6	Soporte estabilizador	Aluminio	Fuerzas/esfuerzo/ Deformación
7	Clavo de Schanz roscado al tercio medio con distal del radio	Acero Inoxidable	Fuerzas/esfuerzo/ Deformación
8			Fuerzas/esfuerzo/ Deformación

Fuente: Rosillón y Rosillón (2018).

Partiendo de lo anterior se establecen las partes objeto de simulación por separado a fin que el software las estudie de manera individual con la finalidad de encontrar puntos de fallas donde se estudian cada una de las propiedades mecánicas del prototipo en función al elemento a impactar que en este caso, es el hueso por lo que el mismo debe garantizar la uniformidad en cuanto a la distribución adecuada de esfuerzos, fuerzas y deformación, a fin que no ocurra fallas en ninguna de las 2 partes involucradas.

Análisis mecánico del fijador externo para muñeca.

Basado en las condiciones pre establecidas en el apartado anterior, con los tipos de ensayos a realizar de manera virtual se preparan las cargas finitas, para cada parte descrita en la tabla anterior por lo que a continuación se presentan los resultados de fuerzas aplicadas y momentos de torsión máximos, que el dispositivo junto al hueso tendrán como patrón permisible en la zona elástica de su comportamiento no ocasionando fallas en ambos.

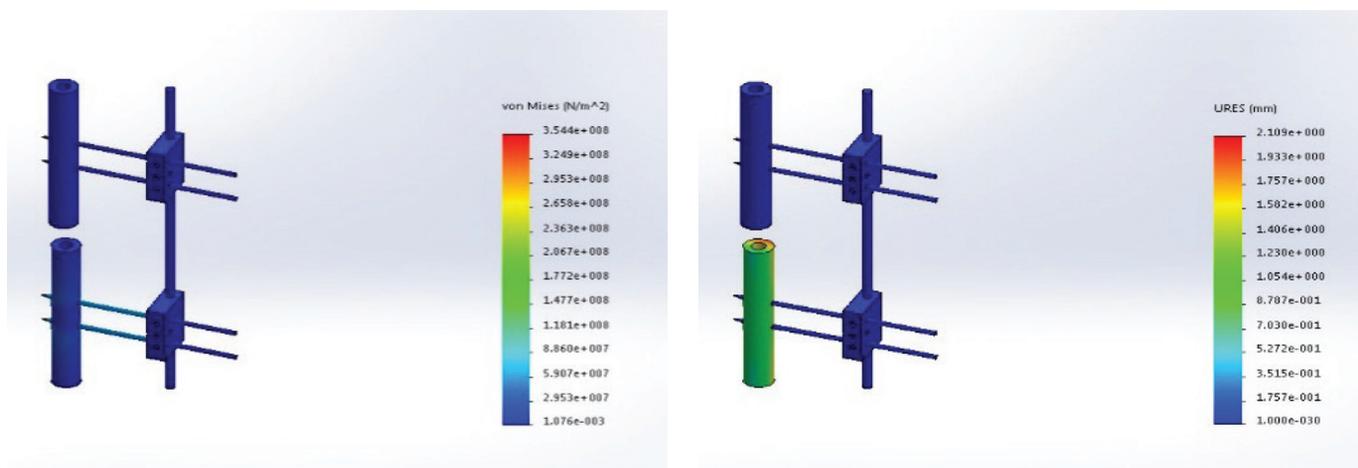
Tabla 4. Análisis mecánico del fijador externo para muñecas

Parte N°	Nombre de pieza	Estudio	Resultado
1	Segundo Metacarpiano	Torsión	Fuerza Resultante: 3.15957N
2	Tercio medio con distal del radio	Picadura Deformación Torsión	Momento resultante 30N.m con 425N
3	Eje principal	Esfuerzos/esfuerzo de aplastamiento/ Deformación	Fuerza Resultante: 0.000169677N
4	Clavo de Schanz roscado al segundo metacarpiano	Fuerzas/esfuerzo/ Deformación	Fuerza Resultante: 0.247871N
5			
6	Soporte estabilizador	Fuerza/esfuerzo/ deformación	Fuerza Resultante: 0.0136089N
7	Clavo de Schanz roscado al distal del radio	Fuerzas/esfuerzo/ Deformación	Fuerza Resultante: 0.247871N
Fuerza de penetración al segundo metacarpiano (tornillo 1)			4.0638 N
Fuerza de penetración al segundo metacarpiano (tornillo 2)			2.3817 N
Fuerza de penetración al Tercio medio con distal del radio (T1)			205 N
Fuerza de penetración al Tercio medio con distal del radio (T2)			219 N
Fuerzas Reacción			
Sum X	Sum Y	Sum Z	Resultante
0.12N	424.995N	-0.23N	424.995
Momentos de Reacción			
Sum X	Sum Y	Sum Z	Resultante
0	0	0	0

Fuente: Rosillón y Rosillón (2018).

De acuerdo a la tabla anterior se tiene que acorde a los resultados arrojados por el método de elementos finitos se observa que la mayor fuerza se da en el Tercio medio con distal del radio debido a su posición como elemento fijador y concentrador de fuerzas y esfuerzos respectivamente, por lo que los clavos de Schanz suelen ser de mayor

dimensión y diámetro que los clavos del segundo metacarpiano debido a la torsión generada en este elemento una vez se fije la fractura respectivamente. A continuación, se presenta una imagen con el estudio de esfuerzo y deformación a fin de comprobar el factor de seguridad de la estructura con respecto al hueso.

**Figura 4. Simulación del comportamiento mecánico del fijador externo para muñeca**

Fuente: Rosillón y Rosillón (2018).

Basado en lo anterior se tiene que los esfuerzos generados por el estudio de mecánica de materiales, así como las deformaciones no superaron los límites de seguridad y fluencias previsto tomando como resultado lo siguiente:

$$\sigma_{Von\ Misses\ (max)} = 2.36 \times 10^8 pa \quad \epsilon_{max} = 2.10899\ mm$$

$$\sigma_{Von\ Misses\ (min)} = 2.953 \times 10^7 pa \quad \epsilon_{min} = 0\ mm$$

Ahora bien, la deformación unitaria se tiene que es:

$$\epsilon_{max} = 0.07373 \quad \epsilon_{min} = 0.000000000000063$$

Según Shigley (2008) Con estos valores, y aplicando la ecuación de factor de Seguridad, se tiene que el factor de seguridad para la estructura y para el hueso será de:

$$N_{min} = \frac{S_y}{\sigma_{VM}} = \frac{4 \times 10^8 pa}{2.36 \times 10^8 pa} = 1.69 > 1.5 \quad OK!!$$

$$N_{min} = \frac{S_y}{\sigma_{VM}} = \frac{40 \times 10^7 pa}{2.953 \times 10^7 pa} = 13.59 > 1.5 \quad OK!!$$

DISCUSIÓN

En base a lo anteriormente computado se tiene la aplicación por praxis médica quirúrgica por lo que se apreciara en la figura 5, la instalación del dispositivo y como las fuerzas actúan sobre el para brindarle estabilidad y restringiendo el desplazamiento al tercio medio con distal del radio con base en este y con placa móvil en el segundo metacarpiano, a fin de adecuar el dispositivo a la movilidad del médico a fin que pueda generar el apriete mínimo necesario para evitar desplazamiento en los huesos impactados.



Figura 5. Radiología del fijador para muñecas instalado

Fuente: Rosillón y Rosillón (2018).

CONCLUSIONES

Basado en todo el estudio, como se pudo denotar la estructura no falla por el método del análisis de fallas de von misses por lo que el mínimo factor de seguridad fue de 1.69 estando por encima de 1.5, lo que se establece la no falla para estos

esfuerzos tanto mínimos como máximos aplicados a la estructura. Esto no es del todo acertado para el tercio medio con distal del radio, el cual se encuentra con algunos detalles cuando este sufre un esfuerzo mayor al soportado comprometiendo el factor de seguridad a la cercanía de los 1.5 respectivamente.

REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

- ASTM - American Society for Testing and Material, 1992.
- Cowin (1989). Bone Mechanics, CRC Press Inc. Florida USA
- Hernández, Fernández y Baptista (2003). Metodología de la Investigación. Cuarta edición en español, Editorial Mw Graw Hill. Traducido en México D.F.
- Instituto Nacional de Prevención, Salud y Seguridad Laborales (INPSASEL) – (2017).
- Kerlinger (1979). Enfoque conceptual de la investigación del comportamiento. 1ª Edición. Interamericana. Primera edición en español.
- Mora Puig AC, Navarro García R, Marrero Hernández D, Ojeda Castellano JS, Sánchez Martín AM, Macías Pérez O. (1999). Biomecánica de la muñeca [Internet]. Canarias: Biblioteca universitaria.
- Murty, Y. V. (2003). Use of stainless steel in medical applications. Proceedings of the Materials & Processes for Medical Devices Conference 2003 (ASM International), 289-293.
- Trinidad Ríos, S.; Parra Ramírez, P. A.; Pineda Núñez, L.-F.; Quintana Rodríguez, I.; Pérez Calvo, C.; Moyano Calvente; S. L.; Cáceres ES (2012). Anatomía de la Muñeca y Mano: Atlas Radiológico. Madrid: Sociedad Española de Radiología Médica.
- Universidad Privada Dr. Rafael Belloso Chacín (2018). "Pruebas de ensayos de materiales". Laboratorio de Mecanizado. Maracaibo, Estado Zulia. Venezuela.
- Universidad Pedagógica Experimental Libertador (1998). Manual de Trabajos de Grado de Especialización y Maestría y Tesis Doctorales. Caracas.
- Soames (2007). Anatomía y movimiento humano. Estructura y funcionamiento. Barcelona, España: Ed. Paidotribo. 611 p.
- Shigley (2008). Diseño en Ingeniería Mecánica. Editorial Mw Graw Hill. 8va edición en español. Traducido en México D.F.
- Weissman BN, Sledge CB. Orthopedic Radiology (1986) Philadelphia: W.B. Saunders Co; 1986.