



**DISEÑO Y FABRICACIÓN DE FÉRULA Y ÓRTESIS IMPRESAS EN
3D PARA EL TRATAMIENTO DE LESIONES EN MIEMBROS
SUPERIORES EN ADULTOS JÓVENES DE LAS COMUNIDADES
RURALES DE POPAYÁN**

DUMER DUBAN HOYOS NOGUERA

CORPORACIÓN UNIVERSITARIA UNICOMFACAUCA

FACULTAD DE INGENIERÍA

POPAYÁN, COLOMBIA

2023

**DISEÑO Y FABRICACIÓN DE FÉRULAS Y ÓRTESIS IMPRESAS EN 3D PARA
EL TRATAMIENTO DE LESIONES EN MIEMBROS SUPERIORES EN
ADULTOS JÓVENES DE LAS COMUNIDADES RURALES DE POPAYÁN**

DUMER DUBAN HOYOS NOGUERA

TESIS DE GRADO PARA OPTAR AL TÍTULO DE INGENIERO MECATRÓNICO

TUTOR:

Dr. DIEGO ANDRÉS CAMPO CEBALLOS

CORPORACION UNIVERSITARIA UNICOMFACAUCA

FACULTAD DE INGENIERÍAS

POPAYÁN, 01/06/2023

DEDICATORIA

Me complace dedicar esta investigación a mis padres, Euclides Hoyos y Alba Noguera, quienes merecen mi reconocimiento y agradecimiento sincero. Su apoyo y acompañamiento incondicional durante mi etapa de estudios han sido fundamentales para mi éxito académico. Me han enseñado valiosas lecciones, demostrándome que los sueños se pueden hacer realidad con esfuerzo y determinación.

Asimismo, deseo dedicar este trabajo de grado a mis queridos hermanos y demás familiares y a mi pareja. Su apoyo constante y su presencia inquebrantable han sido un pilar en mi vida. Siempre han estado ahí para mí, brindándome su respaldo en cada paso del camino.

Agradezco profundamente a cada uno de ellos por su amor, aliento y motivación incondicionales. Sin su apoyo, este logro no habría sido posible. Espero que esta dedicación sea un testimonio de mi gratitud y reconocimiento hacia las personas que más significan para mí.

AGRADECIMIENTOS

El autor de este proyecto desea expresar su profundo agradecimiento a todas aquellas personas que desempeñaron un papel crucial en el proceso de desarrollo y ejecución del mismo. En particular, quisiera destacar la colaboración invaluable de mi tutor, el Ingeniero Diego Andrés Campo Ceballos. Su disposición, orientación y compañía a lo largo de todo el desarrollo de mi tesis fueron fundamentales para el logro de los objetivos planteados.

Asimismo, quiero extender mi gratitud a la Fisioterapeuta Ángela Caicedo, quien generosamente dedicó parte de su tiempo para ayudarme en la creación de los diferentes diseños propuestos. Su conocimiento y experiencia en el campo fueron vitales para el desarrollo exitoso del proyecto.

Además, quiero agradecer sinceramente a los especialistas del Hospital Universitario San José por su colaboración en la evaluación de las piezas desarrolladas en el proyecto. Su experiencia y criterio profesional fueron de gran valor para validar y perfeccionar los resultados obtenidos.

No puedo dejar de mencionar a todas las demás personas que contribuyeron de diversas maneras, ya sea brindando apoyo logístico, compartiendo conocimientos o brindando palabras de aliento. Cada uno de ustedes ha dejado una huella significativa en este proyecto y su ayuda ha sido inestimable.

A todos, les estoy sinceramente agradecido por su dedicación, compromiso y generosidad. Sin su colaboración, este proyecto no habría sido posible. Su contribución ha dejado una marca indeleble en mi camino académico y profesional, y espero poder seguir contando con su apoyo.

ÍNDICE

RESUMEN	5
ABSTRACT	5
Capítulo 1:	7
1.1. INTRODUCCIÓN	7
1.2. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	7
1.3. JUSTIFICACIÓN	8
1.4. OBJETIVOS	10
Objetivo general	10
Objetivos específicos	10
CAPITULO 2.	11
2.1. FUNDAMENTACIÓN.....	11
2.1.1. ASPECTOS ANATÓMICOS DE MIEMBRO SUPERIOR (MANO Y ANTEBRAZO).....	11
2.1.2. HUESOS DEL CARPO	14
2.1.3. HUESOS DEL METACARPO	14
2.1.4. HUESOS DE LA FALANGE	15
2.1.5. EL ANTEBRAZO	16
2.1.6. FASES DEL FUNCIONAMIENTO DE LOS MIEMBROS SUPERIORES	17
POSICIÓN DE REPOSO	25
Arcos de la mano	26
Arco Transverso Distal.....	26
Arco Longitudinal	27
Arco Proximal Transverso.....	28
2.2. FRACTURAS DE RADIO DISTAL.....	34

2.2.1.	Fractura de colles:.....	35
2.2.2.	Fractura de Smith	35
2.2.3.	Fractura de Barton	36
2.2.4.	Fractura de apófisis estiloides radial	36
2.3.	TENOSINOVITIS DE QUERVAIN	38
2.4.	HERRAMIENTAS TECNOLÓGICAS EN EL SECTOR SALUD.....	58
	SIMULACIÓN	58
	La simulación en el tratamiento de lesiones o fractura es	58
	Por otro lado, existen los softwares CAD.....	58
2.4.1.	FDM: Fabricación por deposición fundido	59
2.4.2.	SLA: La técnica de fabricación aditiva SLA o estereolitografía.....	59
2.4.3.	SLS: Sinterización por láser selectiva	60
2.5.	TIPOS DE MATERIALES EN IMPRESIÓN 3D.....	61
2.5.1.	Materiales poliméricos en impresión 3D:.....	61
2.5.2.	Materiales elastoméricos en impresión 3D:.....	62
2.6.	INTRODUCCIÓN AL ESCANEADO 3D.....	64
2.6.1.	Tipos de escáner 3D	64
	CAPITULO 3.	67
3.	MÉTODOS Y MATERIALES.....	67
3.1.	MÉTODOS	67
	ESCANEADO 3D	70
3.2.	MATERIALES	80
	CAPITULO 4.	87
4.	DESARROLLO DEL PROYECTO.....	87
	REFERENCIAS	109

RESUMEN

En el presente trabajo de grado se realiza una investigación y desarrollo de dos tipos de férulas para diferentes traumas en miembros superiores aplicando conocimientos y técnicas de la ingeniería mecatrónica al campo de la salud. Hoy en día los avances en la tecnología van en aumento al paso del tiempo beneficiando nuestro ámbito laboral y social. Gracias a esto se han aplicado tres tecnologías importantes a esta investigación, como lo son: el escáner 3D, el diseño CAD y la impresión 3D, con las que se pueden diseñar diferentes tipos de órtesis para múltiples patologías en miembros superiores u otras partes del cuerpo que requieran este tipo de elementos. Se propone el desarrollo de dos férulas para los traumas denominados Tenosinovitis de Quervain y fractura de radio distal siendo las patologías más comunes en las personas haciendo uso de la fotogeometría (escáner 3D) para obtener el modelo del miembro a inmovilizar con todas sus características como tamaño, forma y posición, luego se enviará dicho diseño a un software médico en donde se procesarán y diseñarán las férulas completamente personalizadas a gusto del paciente, a continuación, se transfiere el diseño de las férulas a una impresora 3D que es la encargada de fabricar el modelo a escala real, consiguiendo así un diseño personalizado, obteniendo una reducción en masa a valores inferiores a los de un yeso tradicional y además una adaptación muy precisa en cada paciente.

Palabras clave: órtesis, impresión 3D, escáner 3D, diseño CAD/CAM/CAE, lesiones, miembros superiores.

ABSTRACT

In this work a research and development of two types of splints for different traumas in upper limbs is carried out applying knowledge and techniques of mechatronics engineering to the field of medicine, as we know today advances in technology are increasing over time benefiting our work and social environment. Three technologies have been applied to this research, such as: 3D scanning, CAD design and 3D printing. Different types of orthoses can

be designed for multiple pathologies in upper limbs or other parts of the body that require this type of orthosis.

It is proposed the development of two splints for traumas called Quervain's tenosynovitis and distal radius fracture being the most common pathologies in people using photogeometry (3D scanner) to obtain the model of the limb to be immobilized with all its characteristics such as size, shape and position, then this design will be sent to a medical software where the splints will be processed and designed completely customized to suit the patient. Then the design of the splints will be transferred to a 3D printer that is responsible for making the full-scale model, thus achieving a personalized design, with lower weights than those of a traditional plaster and also a very precise adaptation in each patient.

Keywords: Orthosis, 3D Printing, 3D Scanner, CAD/CAM/CAE Design, Injuries, Upper Limbs.

Capítulo 1:

1.1. INTRODUCCIÓN

Hoy en día, las nuevas tecnologías han logrado implementar soluciones eficientes y eficaces en el campo de la salud con el escaneo 3D y diseño CAD (Computer Aided Design) para fabricar nuevos y novedosos diseños ergonómicos, compactos y muy útiles para los pacientes que han sufrido una lesión en sus extremidades y requieren tratarla con férulas que estén en contexto con la realidad del paciente y de esta forma mejorar su calidad de vida, mientras se recupera. La tecnología de escáner 3D utiliza un mapeo espacial de puntos el cual captura la información morfológica del miembro superior afectado y lo digitaliza, permitiendo obtener un diseño tridimensional del brazo del paciente. Ya con este elemento digital, se puede construir un modelo de férula personalizado en el entorno CAD de cada paciente, según su contextura física.

Por otro lado, a cada diseño CAD obtenido se le realizan estudios mecánicos simulados (CAE) para obtener un diseño óptimo y seguro. Los prototipos finales son impresos en un proceso de manufactura aditivo (CAM) conocido como Impresión 3D, que dependiendo del tipo de férula pueden ser fabricados de materiales termoplásticos como el ABS (acrilonitrilo butadieno estireno) o el PLA (Ácido Poliláctico). Finalmente, los prototipos serán validados en una comunidad rural para tratar y atender lesiones de mano, muñeca y brazo, en adultos jóvenes que laboran en actividades de alta carga física en las extremidades superiores.

1.2. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

En Colombia la gran mayoría de la población rural en algún momento de su vida ha sufrido de lesiones, esguinces, fisuras o fracturas en sus miembros superiores por realizar trabajos que los exponen a cargas físicas excesivas al realizar sus labores de agricultura. Se calcula que en el país al año se reportan 40.000 fracturas de vertebras, 20.000 fracturas de cadera y 12.000 de muñeca, siendo las 3 fracturas más comunes [1]. Dichas lesiones de mano en agricultores causan importante ausentismo laboral y secuelas incapacitantes que representan un impacto socioeconómico para la región [2]. Para cada uno de estos problemas mencionados se aplican diferentes métodos de recuperación, ya sea por medio de yesos o férulas, que normalmente son fabricados a base de yeso o fibra de vidrio, los cuales no son muy cómodos para los pacientes y acarrear consigo consecuencias no tan favorables durante la recuperación como la picazón, úlceras, mal olor y molestias al desarrollar diferentes actividades tan simples como el bañarse [3]. En este trabajo se pretende aplicar la tecnología de la fabricación digital mediante el sistema de escaneo 3D, para las extremidades superiores como muñeca y brazos. Estas férulas tienen como

objetivo solucionar los problemas que muestran la escayola o yeso tradicional, como: hinchazón, ardor, mal olor, entumecimiento, irritación de la piel, aparición de alergias, entre otros. Igualmente, se busca con ellas optimizar la recuperación de los pacientes mejorando la fuerza muscular, el rango de movilidad articular y la capacidad para la realización de las actividades diarias; esto a la vez que se disminuye el dolor y el número de complicaciones propias de la lesión, relacionadas con el uso de las escayolas de yeso tradicional [3]. Las ventajas que proporciona la férula de fabricación digital tridimensional, se deben al material con el que pueden ser elaboradas, a la forma de la férula con un diseño que permita una mejor transpiración para mejorar la comodidad y una fácil adecuación a la hora de retirarla o adherirla a la extremidad afectada. Esta última es la principal ventaja que presentan dichas férulas, permitiendo un mejor control de la piel de la zona afectada, además de permitir una movilización lo más temprana posible no solo de las articulaciones próximas a la fractura sino también de la afectada [4].

La democratización de la tecnología de impresión 3D y el acceso universal que se está produciendo tanto con los programas de modelado como con la impresión y escáner 3D, indican que la fabricación aditiva se cataloga como una tendencia disruptiva, marcando un antes y un después para el mundo de la fabricación de todo tipo de elementos personalizados y que, por ejemplo, pueden abordar toda una gama de alternativas eficientes para el tratamiento de lesiones Músculo esqueléticas entre otros campos de la medicina [5].

De acuerdo lo anterior, el presente proyecto quiere responder a la pregunta: ¿Cómo contribuir al diseño de órtesis para el tratamiento de lesiones de mano en adultos jóvenes de las comunidades rurales de Popayán, en los cuales la carga física de trabajo se centra en las extremidades superiores y afectan el sistema músculo esquelético?

1.3. JUSTIFICACIÓN

Las fracturas de miembro superior, específicamente las de muñeca han sido un problema recurrente en los centros de asistencia y hospitales de todo el mundo, representando el 70% de las fracturas de miembro superior, en la actualidad 1 de entre 500 personas sufren de este tipo de lesión, la cual debe ser tratada en el menor tiempo posible con algún dispositivo de inmovilización como una escayola hecha de yeso en los casos más leves y cirugía en los casos con una fractura más grave y compleja, las escayolas a lo largo de la historia han sido los dispositivos que comúnmente se utilizan para la rehabilitación de la fractura, a pesar de los resultados positivos que muestra durante el periodo de inmovilización, también genera una serie de inconvenientes y molestias para el usuario, el problema más visible es la pérdida de masa muscular por una inmovilización prolongada sin algún tipo de terapia, la cual no se puede realizar debido a que el dispositivo no se puede quitar sin romperlo, también genera molestias como picazón e irritación de la zona inmovilizada debido al material con la que está fabricada, por todo esto y conforme avanza la tecnología los investigadores han estudiado el desarrollo de un dispositivo que tenga la

misma eficacia que una férula de yeso disminuyendo o eliminando por completo los inconvenientes que este acarrea [3].

Según la Asociación Colombiana de Osteoporosis, en Colombia se reportan alrededor de 12.000 fracturas de extremidades superiores, particularmente en la muñeca [6]., las cuales son tratadas por medio de yesos y férulas tradicionales que conllevan a que las personas del sector rural permanezcan sin actividad física para realizar sus labores de agricultura, afectando la economía de la región y por ende afectándolos directamente a ellos y sus familias, debido a que las manos y brazos son la herramienta principal para estas personas que obtienen sus objetivos de desarrollo sostenible por medio del campo.

Por este motivo, se propone usar nuevos métodos de tratamiento como lo son las férulas impresas en 3D, las cuales difieren bastante en ventajas, comodidad, apariencia y características a las tradicionales. Al fabricarse mediante impresión 3D se pueden crear geometrías bastante complejas, por lo que normalmente estas férulas tienen aspectos bastante refinados para ahorrar peso, mejorar la resistencia y ser, en general, productos mejor diseñados. Las férulas habituales no son diseñadas de manera individual para cada usuario. Suelen consistir en una parte rígida y dura y una serie de elementos de sujeción, ya sean vendas, cintas o correas. Una férula convencional está diseñada para ser capaz de funcionar en cualquier persona, por lo que nunca será todo lo precisa que debería y, en ocasiones, restringirá nuestro movimiento más o menos de lo necesario [7]. Una férula impresa en 3D no tendría por qué funcionar así, siguiendo el paradigma de la fabricación digital, se diseñan férulas para su impresión en 3D a la medida de cada persona, su contextura y particularidades de forma y estética. Esto significa que la férula envolverá de manera perfecta nuestra extremidad para satisfacer las restricciones de movilidad que nos prescriba un profesional de la salud [7].

1.4. OBJETIVOS

Objetivo general

Desarrollar un portafolio de órtesis 3D para el tratamiento de lesiones de mano en adultos jóvenes de las comunidades rurales de Popayán.

Objetivos específicos

- Definir los tipos de traumas o lesiones en miembros superiores que puedan tratarse mediante el uso de órtesis.
- Especificar las características de los tipos de órtesis para cada trauma a tratar basados tanto en diseños propios como en los existentes en el mercado.
- Evaluar las características técnicas de las órtesis para tratamiento y rehabilitación de miembros superiores usando herramientas de simulación computacional.

CAPITULO 2.

2.1. FUNDAMENTACIÓN

A continuación, se describen los principales aspectos teóricos que ayudarán a la comprensión de este documento.

2.1.1. ASPECTOS ANATÓMICOS DE MIEMBRO SUPERIOR (MANO Y ANTEBRAZO)

Los huesos del miembro superior incluyen el radio y cúbito del antebrazo, los carpianos, metacarpianos y falanges de la mano.

Evolutivamente, la mano ha sido una pieza fundamental en el desarrollo de la especie humana, particularmente por la sujeción y la capacidad de oposición del pulgar, que, en conjunto con la coordinación y motricidad fina, permitieron a la misma la construcción de herramientas complejas, el inicio de la escritura, el refinamiento de la comunicación no verbal, entre otras actividades que llevaron al progreso y el avance cultural y tecnológico de nuestra sociedad. Esta tan importante extremidad, conformada por 27 huesos, no solo depende funcionalmente de sus constituyentes intrínsecos, sino también de un número considerable de estructuras que se originan en niveles más proximales como lo son los músculos extrínsecos y sus tendones, los nervios y los vasos sanguíneos. Todos estos elementos interactúan de manera tal que dan vida al amplio rango de movimiento, la capacidad de agarre, la labor sensitiva y todas sus demás funciones [8].

La mano se localiza en la parte distal del antebrazo y comprende a su vez tres regiones anatómicas: el carpo, metacarpo y las falanges. En la región dorsal de la mano la piel es más delgada, elástica y poco adherida a planos profundos. Se caracteriza por la presencia de vello y la red venosa dorsal cuya impresión cutánea se evidencia más en hombres y personas de contextura delgada. Al cerrar la mano se aprecian los nudillos correspondientes a las articulaciones metacarpofalángicas y al extender se visualizan los tendones extensores recorriendo longitudinalmente el dorso. La piel de la región palmar es más gruesa, adherida a las estructuras subyacentes (lo que es funcionalmente relevante para conseguir el agarre).

Se aprecian con facilidad los característicos pliegues palmares, además de dos prominencias en la parte proximal. La más grande es la eminencia tenar que se encuentra en la base del pulgar y aloja los músculos que permiten la oposición y el pinzamiento. Por otro lado, la eminencia hipotenar se encuentra en la base del meñique; estas prominencias se corresponden con los músculos subyacentes [8]. como se muestra en la Fig.1.

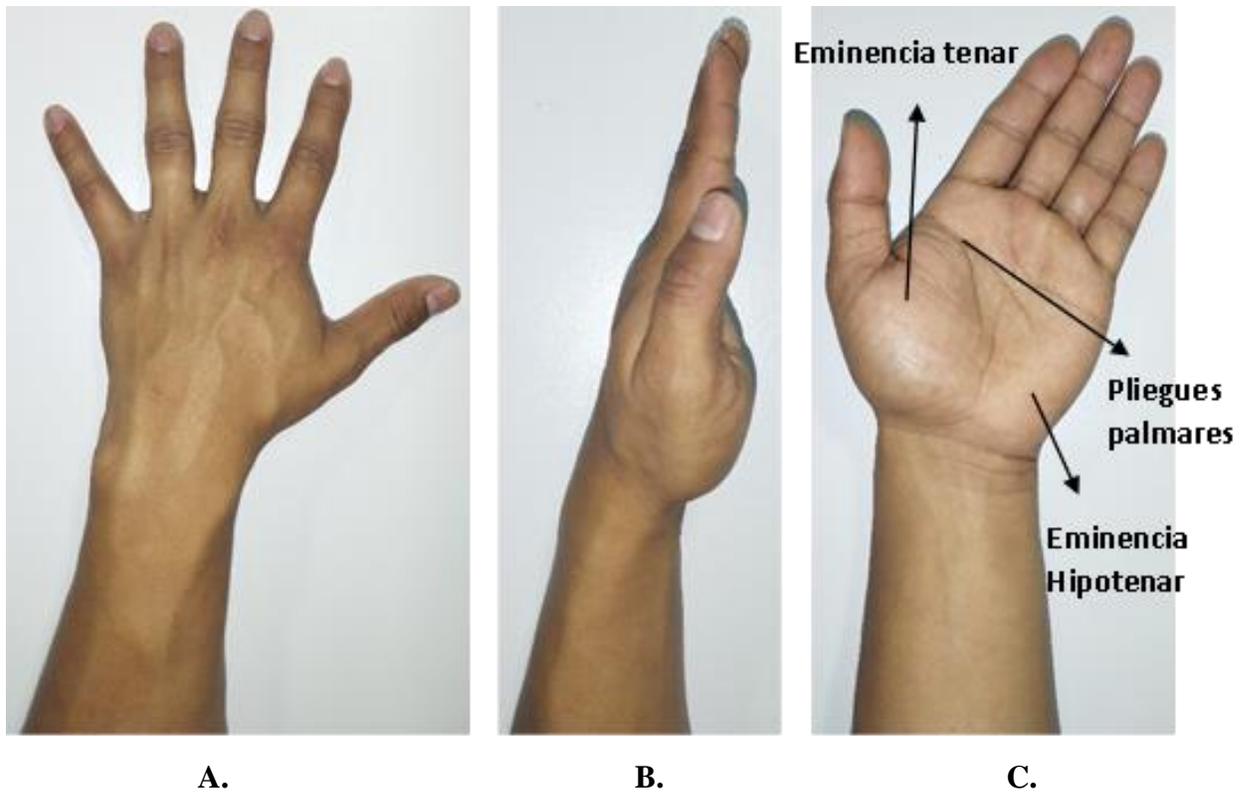


Fig.1 Anatomía de superficie de la mano izquierda. A. Vista dorsal. B. Vista lateral C. Vista palmar. Elaboración propia.

Los huesos de los dedos de la mano se llaman falanges y se dividen en tres segmentos: la falange proximal, media y distal, excepto en el pulgar, que solo tiene la falange proximal y distal. Los dedos se nombran según su posición numérica de uno a cinco, comenzando por el pulgar, índice, medio, anular y meñique. Cuando la mano está en reposo, los dedos adoptan una posición ligeramente flexionada llamada "cascada flexora" con una pequeña flexión palmar que inicia de menor a mayor flexión desde el dedo índice hasta el meñique. Cualquier deformidad o desviación en esta posición puede indicar una lesión en la mano. Para inmovilizar la mano, se utiliza la posición de seguridad o "intrinsic plus", que permite mantener los ligamentos colaterales de las articulaciones metacarpofalángicas (MF) a una longitud máxima y evitar la malformación de tejido cicatricial. Además, esta posición provee retracciones a la mano y previene la rigidez, permitiendo un adecuado drenaje venoso, esta

posición se caracteriza por la extensión de la muñeca de 0 a 30 grados, articulaciones metacarpofalángicas flexión a 90 grados y extensión completa de las articulaciones interfalángicas, de esta parte se hará énfasis más adelante durante el texto [8].

La mano presenta diversos movimientos que son indispensables al momento de realizar diferentes actividades en el diario vivir de los humanos dichos movimientos incluyen:

- Flexión (flecha 1): este movimiento implica doblar o acercar la cara anterior palmar de la mano hacia la cara anterior del antebrazo como se muestra en la Fig.2 [9].
- Extensión (flecha 2): implica que la cara posterior o dorsal de la mano se aproxima a la cara posterior del antebrazo como se muestra en la Fig.2 [9].
- Aducción (flecha 3): La aducción o inclinación cubital se refiere al acercamiento de la mano al eje del cuerpo y al ángulo obtuso que se forma entre el borde interno de la mano y el antebrazo como se muestra en la en la Fig.2 [9].
- Abducción de la mano (flecha 4): la abducción o inclinación radial implica alejar la mano del eje del cuerpo y la formación de un ángulo obtuso entre el borde externo de la mano y el antebrazo como se muestra en la en la Fig.2 [9].

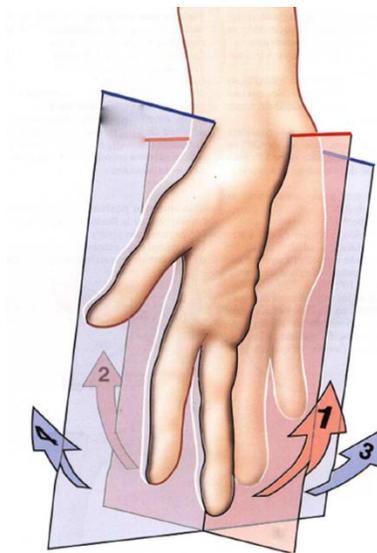


Fig.2. Movimientos (flexión, extensión, aducción y abducción) que realiza la mano para desarrollar diferentes actividades. Fuente: Libro Fisiología articular de Kapandji A, I. [9]

2.1.2. HUESOS DEL CARPO

Los huesos de la muñeca están dispuestos en dos filas, cada una compuesta por cuatro huesos, los cuales van en orden de lateral a medial en la fila proximal: escafoides, semilunar, piramidal y pisiforme. En la fila distal, los huesos se disponen de medial a lateral y se articulan con los metacarpianos, y están compuestos por el trapecio, trapezoide, grande y ganchoso, Ver fig.3 [8].

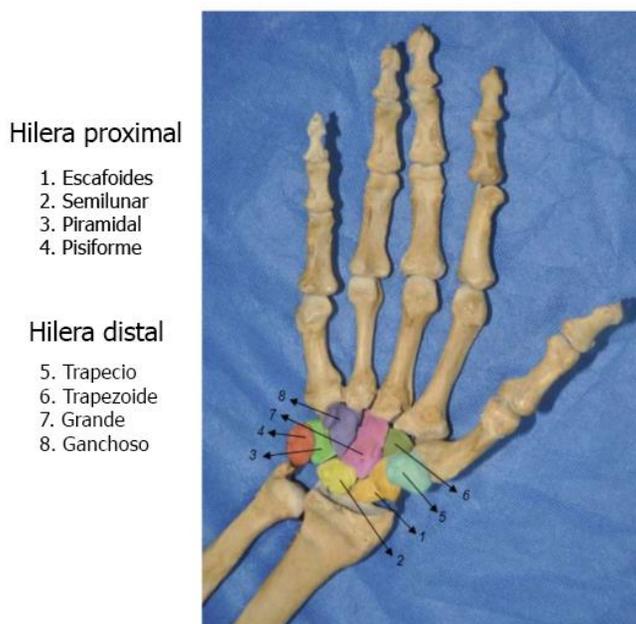


Fig.3. Huesos del carpo. Fuente: Material del anfiteatro de la Facultad de Medicina de la Universidad Nacional de Colombia [8]

2.1.3. HUESOS DEL METACARPO

El metacarpo es la parte de la mano que se encuentra entre la muñeca y los dedos, y consta de cinco huesos largos que se denominan huesos del metacarpo. Cada hueso del metacarpo se conecta con un hueso del carpo en la muñeca en un extremo y con los huesos de los dedos en el otro extremo [8].

Los cinco huesos del metacarpo se numeran del 1 al 5 comenzando por el pulgar (primer hueso del metacarpo) y terminando en el meñique (quinto hueso del metacarpo). Cada hueso tiene una base que se une al hueso del carpo correspondiente, un cuerpo que forma la mayor parte del hueso y una cabeza que se une a la base del dedo correspondiente. Los huesos del metacarpo son los siguientes, (ver Fig.4).:

- Hueso del metacarpo del pulgar (metacarpiano I)
- Hueso del metacarpo del índice (metacarpiano II)
- Hueso del metacarpo del dedo medio (metacarpiano III)
- Hueso del metacarpo del anular (metacarpiano IV)
- Hueso del metacarpo del meñique (metacarpiano V)

Los huesos del metacarpo son importantes para la estructura y función de la mano, ya que proporcionan soporte y estabilidad a los dedos y permiten una amplia gama de movimientos en la muñeca y los dedos [8].

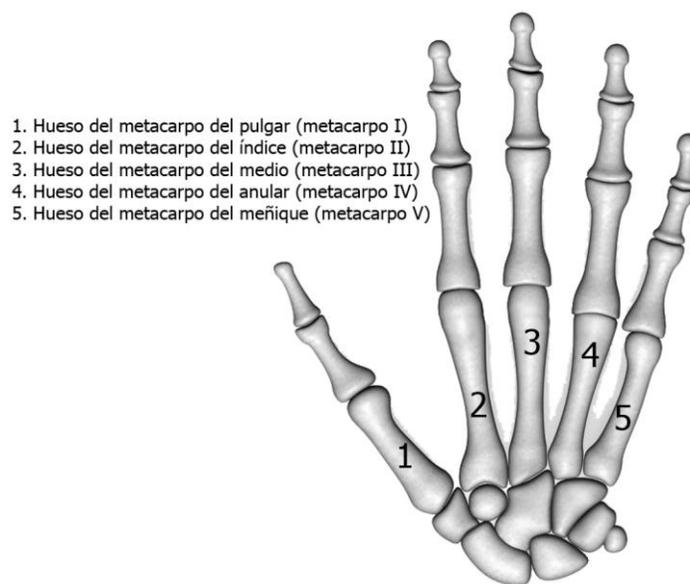


Fig.4. Huesos del metacarpo de la mano derecha. Fuente: Elaboración propia

2.1.4. HUESOS DE LA FALANGE

Las falanges son los huesos que conforman los dedos de la mano. Cada dedo consta de tres falanges, excepto el pulgar que solo tiene dos, los huesos de la falange se numeran del 1 al 3 comenzando desde la base del dedo y terminando en la punta del dedo, ver Fig.5.

Los huesos de la falange de la mano son los siguientes:

Falange proximal: es el hueso que está más cerca del hueso del metacarpo y se une a él, se numera como el primer hueso de la falange.

Falange intermedia: es el hueso del medio del dedo y se numera como el segundo hueso de la falange.

Falange distal: es el hueso más cercano a la punta del dedo y se numera como el tercer hueso de la falange.

En total, la mano humana tiene 14 huesos de la falange, dos en el pulgar y tres en cada uno de los demás dedos. Los huesos de la falange son importantes para la estructura y función de la mano, ya que permiten el movimiento de los dedos y proporcionan soporte y estabilidad al conjunto de la mano [8].

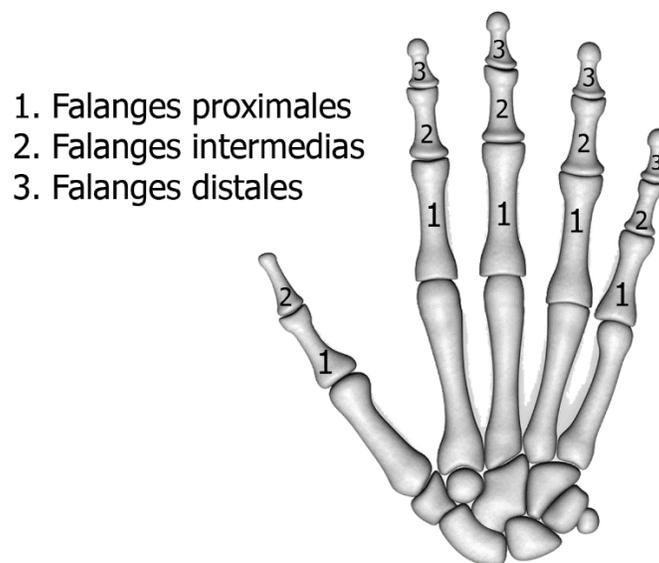


Fig.5. Falanges de la mano derecha. Fuente: Elaboración propia

2.1.5. EL ANTEBRAZO

Los dos huesos que conforman el esqueleto del antebrazo son el radio y el cúbito, como se observa en la Fig.6. En la posición anatómica, el radio se ubica en la cara lateral del antebrazo, donde se encuentra el pulgar. Sin embargo, al girar la mano hacia atrás, el extremo distal del radio se desplaza hacia la parte medial del cúbito. En las partes proximal y distal, ambos huesos se conectan mediante pequeñas articulaciones radiocubitales, y en toda su extensión están unidos por una membrana interósea flexible, tanto el radio como el cúbito presentan una apófisis estiloides en su extremo distal. La cabeza del radio, en forma de disco, también forma una articulación con el cóndilo del húmero, mientras que justo debajo de la cabeza se encuentra la tuberosidad radial, donde se inserta el tendón del bíceps. Cuando el brazo se encuentra en su posición anatómica, el cúbito es el hueso medial del antebrazo,

ubicado en la cara del dedo meñique. En su extremo proximal, presenta dos apófisis: la apófisis coronoidea anterior y la apófisis del olécranon posterior, las cuales están separadas por la escotadura troclear. Estas dos apófisis, al unirse, forman una articulación en forma de alicates que sostiene la tróclea del húmero [10].

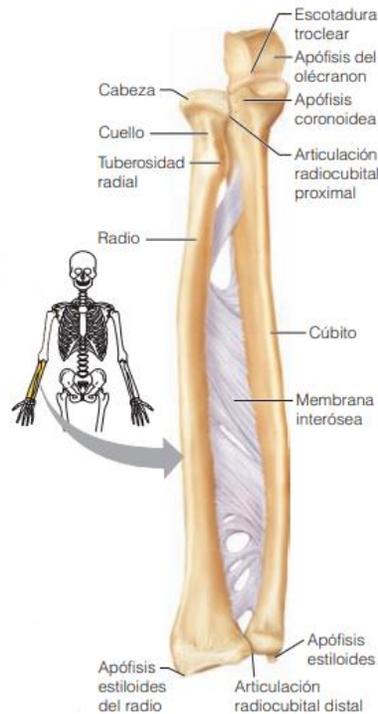


Fig.6. Huesos del antebrazo derecho. Fuente: Libro anatomía y fisiología humana. [10]

A continuación, se presentan las diferentes fases de funcionamiento de los miembros superiores, las posiciones recomendadas por los especialistas para inmovilizar las manos y algunas generalidades a la hora de fabricar una férula u órtesis tomando en consideración la lesión.

2.1.6. FASES DEL FUNCIONAMIENTO DE LOS MIEMBROS SUPERIORES

Es imprescindible tener un conocimiento detallado de las funciones de los miembros superiores, incluyendo la muñeca y la mano, antes de poder diseñar, construir y entender las férulas que se utilizan en estos miembros. Esto se debe a que la mayoría de las acciones que realizamos requieren que ambos brazos y todas las articulaciones que los componen trabajen coordinadamente.

Existen cuatro fases que determinan la habilidad mecánica de los miembros superiores para alcanzar objetos y manipularlos en diversas actividades. La función principal de la mano es proporcionar la prensión adecuada para estas actividades [1].

El patrón básico de prensión del antebrazo y la mano se desarrolla durante la infancia y se vuelve automático con el tiempo, de manera similar a la marcha. Este patrón básico se divide en cuatro partes:

- La fase de acercamiento
- La fase de patrones de prensión
- La fase de transporte
- La fase de liberación

Estas acciones se coordinan y se integran para proporcionar un patrón uniforme de prensión y funcionamiento, cualquier alteración en estas acciones puede afectar significativamente la eficiencia de la mano [1].

Fase de acercamiento: Para realizar actividades funcionales es necesario que la mano se acerque al objeto o área deseada, y para lograrlo es importante contar con ciertos requisitos, como un rango funcional adecuado en las articulaciones proximales del miembro superior y suficiente estabilidad para fijar y dirigir el movimiento del miembro [1].

En caso de que existan limitaciones en estos requisitos, se podría requerir el uso de una órtesis balanceada de antebrazo o cabestrillo. Además, es fundamental contar con una adecuada fuerza muscular, especialmente en los grupos extensores, para poder mantener la posición y llevar a cabo el movimiento deseado [1].

Es fundamental contar con un rango funcional adecuado en todas las articulaciones proximales del miembro superior para permitir la movilidad de la mano según las necesidades de diferentes actividades. Aunque la muñeca tiene una extensión de 70-80 grados, es ineficiente sin la pronación o supinación, ya que estas son esenciales para colocar la mano en un ángulo adecuado para agarrar objetos. En ausencia de movimientos del codo, la mano se encuentra en una desventaja considerable [1].

El hombro es la articulación más importante para ayudar a la ubicación espacial de la mano y permitir una amplia variedad de actividades y movimientos que de lo contrario no podrían realizarse. Por ejemplo, para llevar la mano a la boca se necesita cierta flexión de la glenohumeral, alrededor de 10-15 grados. El movimiento de las articulaciones proximales es crucial para proporcionar acercamiento y estabilidad suficientes en las articulaciones y el

tronco. Esta estabilidad se logra en parte gracias a la fuerza muscular y en parte gracias a los ligamentos, aponeurosis y tejido periarticular [1].

En general, el acercamiento al objeto depende en gran medida del patrón extensor, principalmente del hombro y el codo. Si este patrón está ausente, se pueden utilizar órtesis adecuadas para sustituirlo [1].

Fase de patrones de presión: La función principal de la mano es la prensión, la cual involucra una complejidad de movimientos que pueden ser agrupados en tres tipos de tomas básicas: la pinza, la presa palmar y el gancho [1].

La habilidad de la mano para tomar objetos mediante la pinza se logra principalmente gracias a la destreza de los dedos índice, medio y pulgar, los cuales permiten sostener objetos entre ellos. Esta posición de los dedos es fundamental para que la mano pueda desempeñar sus habilidades. Además, existen tres tipos de pinzas que se pueden utilizar: la pinza de pulpejos, la pinza de trípode palmar y la pinza lateral o de aducción [1].

La Pinza de pulpejos implica que los dedos se curven y es utilizada con frecuencia para recoger objetos pequeños, tales como alfileres, clavos, así como para abotonar y coser. No es una pinza segura para sujetar objetos grandes, ya que se produce en las puntas de los dedos. Es necesario un alto nivel de coordinación fina para realizar esta pinza como se muestra en la Fig.7 [1].

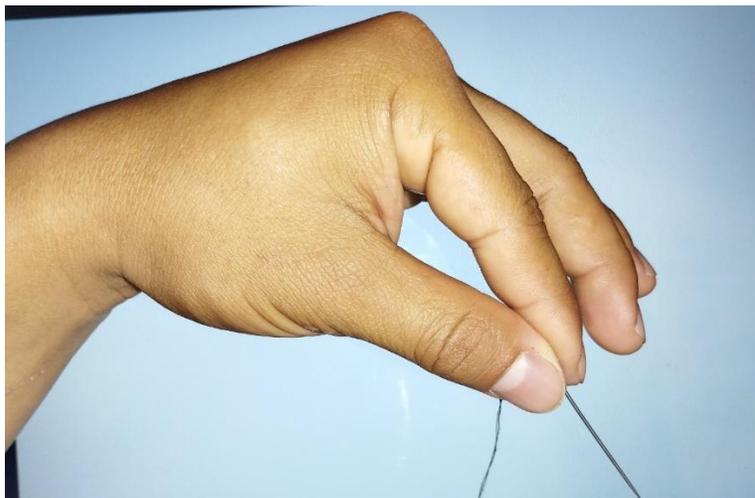


Fig.7. Pinza de pulpejos para agarrar objetos pequeños. Fuente: Elaboración propia.

La pinza Trípode palmar (Fig.8.) es la forma comúnmente utilizada de prensión funcional, que proporciona una superficie más amplia de agarre en comparación con otras pinzas, usando las almohadillas de la palma del pulgar y los dedos adyacentes. El índice es el dedo

principal utilizado en esta pinza, con el pulgar claramente extendido y los otros dos dedos ligeramente flexionados. Esta pinza tiene un amplio rango de movimiento para agarrar objetos de diferentes tamaños y se utiliza el 60% del tiempo en las actividades cotidianas, pero requiere mayor coordinación que otros tipos de prensión, excepto la de pulpejos. Se puede considerar que la mano está compuesta por dos partes, la parte radial y la cubital. La parte radial, que consiste en el pulgar, el índice y el medio, forma el trípole palmar, que es la unidad dinámica, mientras que la parte cubital compuesta por el cuarto y quinto dedos proporciona la acción de soporte o sostén para la prensión del trípole, así como el control estático o la estabilidad para la función [1].



Fig.8. Pinza Trípole palmar utilizada el 60% del tiempo en actividades cotidianas. Fuente: Elaboración propia.

La pinza de aducción, también conocida como pinza lateral (Fig. 9), se logra mediante la unión de la superficie palmar de la segunda falange del pulgar con el lateral del índice, generalmente en la articulación de la segunda falange. Este tipo de prensión se produce por la aducción y flexión del pulgar, y requiere buena estabilidad en ambos dedos. Aunque es menos coordinada que las otras pinzas, esta presa es más poderosa y se utiliza para tomar objetos como llaves, dar cuerda a un reloj o llevar un plato. Los dedos cuarto y quinto desempeñan un papel de soporte en esta prensión. Por otro lado, en cuanto a la presa palmar (grasp), existen dos tipos: el cilíndrico y el esférico [1].

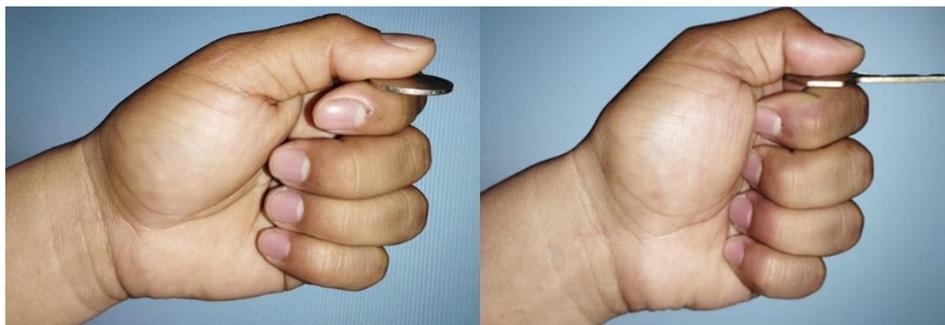


Fig.9. Pinza lateral o de aducción utilizada para tomar objetos como llaves o llevar platos entre otras actividades de la cotidianidad. Fuente: Elaboración propia.

La presa cilíndrica (Fig.10) implica cerrar los dedos fuertemente alrededor de la palma como plataforma de soporte, ya sea con o sin un objeto en ella. Esta es la toma más básica y refleja que ocurre en los primeros meses de vida y requiere una pequeña integración cortical para la toma más gruesa. A medida que se establece el control voluntario, esta prensión se vuelve automática y se utiliza comúnmente para actividades como agarrarse de una baranda, agarrar un vaso, sujetar una botella o usar herramientas como un martillo. Sin embargo, es difícil realizar tareas cotidianas como subir a un autobús o abrir una puerta sin esta toma. Aunque es posible realizar esta prensión sin la aducción del pulgar, la abducción adecuada del pulgar ayuda a llevar el objeto contra la palma.

El quinto dedo de la mano cumple una función de soporte similar en la prensión cilíndrica, ya que ayuda a aumentar la superficie de agarre. Para realizar esta prensión, es importante que los demás dedos tengan la capacidad de flexionarse lo suficiente para sostener el objeto contra la palma de la mano. La ventaja principal de la palma es que su ancho proporciona estabilidad para esta prensión. Sin embargo, si se pierde la capacidad de flexión de las articulaciones interfalángicas y metacarpofalángicas, esta prensión no será posible. Además, para realizar correctamente esta prensión, la muñeca debe ser estabilizada en una posición neutra o de dorsiflexión [1].

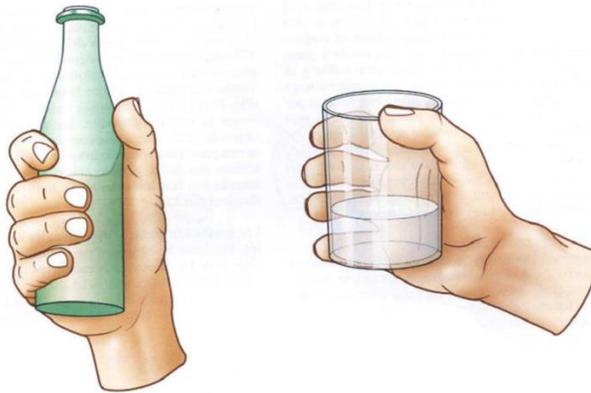


Fig.10. Pinza cilíndrica utilizada para agarrar múltiples objetos cilíndricos como vasos, barandas, botellas etc. Fuente: Libro Fisiología articular de Kapandji A, I. [9]

La prensión esférica (Fig.11) implica que la palma de la mano actúa como plataforma de oposición alrededor de un objeto esférico. En esta toma, la muñeca se mantiene estable en una posición de dorsiflexión, mientras los dedos se separan para tomar objetos grandes o se cierran juntos para los objetos pequeños [1].

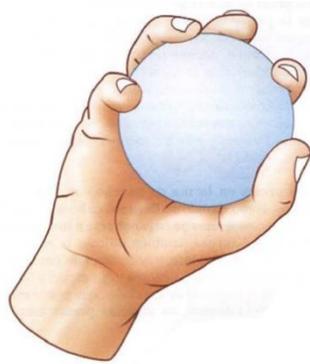


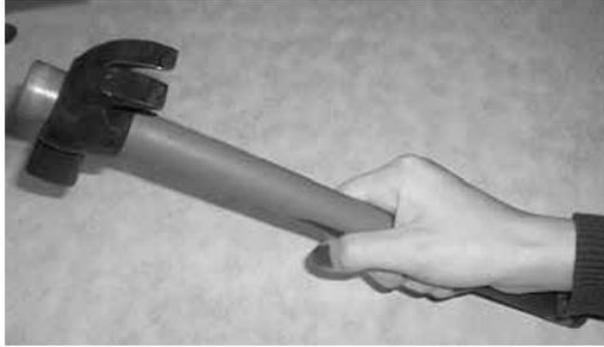
Fig.11. Prensión esférica El pulgar se opone al dedo anular; en conjunto ocupan el mayor diámetro y el bloqueo de la presa está garantizado distalmente por el dedo índice y el dedo corazón y proximal mente por la eminencia tenar y el dedo meñique. Fuente: Libro Fisiología articular de Kapandji A, I. [9]

La prensión Gancho (Fig.12) es realizada únicamente por los cuatro últimos dedos sin la intervención del pulgar. La flexión total de las articulaciones interfalángicas proximales es la acción principal en esta prensión. La posición neutral de las articulaciones metacarpofalángicas y de la muñeca también deben ser estabilizadas completamente. El Gancho se utiliza principalmente para transportar objetos pesados mediante una manija, como un balde, una maleta o un paquete, donde el peso del objeto ayuda a estabilizar las articulaciones proximales cercanas [1].



Fig.12 Prensión de gancho usando la flexión total de las articulaciones interfalángicas proximales. Fuente: Libro Órtesis y Prótesis herramientas para la rehabilitación de Mónica Ocello y Verónica Lovotti. [1]

En la prensión de fuerza, como por ejemplo de sostener un martillo (Fig.13), los dedos se flexionan y giran hacia adentro, apuntando hacia la protuberancia en la base del pulgar, los dedos cuarto y quinto (columna móvil) proporcionan la mayor parte de la fuerza, mientras que los músculos en la base del dedo meñique se contraen para formar un arco transversal en la parte inferior de la mano, y la muñeca se desvía hacia afuera y hacia atrás al martillar [1].



*Fig.13 Prensión de fuerza utilizada para sostener objetos como por ejemplo un martillo.
Fuente: Libro Órtesis y Prótesis herramientas para la rehabilitación de Mónica Ocello y
Verónica Lovotti. [1]*

FASE DE TRANSPORTE

La etapa de transporte de la mano se distingue de la fase de acercamiento en que se trata de mover un peso además de proporcionar transporte al miembro superior. Por lo general, los músculos encargados de este movimiento deben tener una fuerza "buena" o mayor para poder transportar una carga con éxito. Si la fuerza de los músculos es menor, se necesitará ayuda. Los músculos más comúnmente involucrados en esta fase son los flexores. La carga adicional afecta las características de la contracción muscular, que a su vez es influenciada por varios factores, como la gravedad, la percepción del equilibrio, la inercia, la estabilidad de las articulaciones cercanas y las palancas. La gravedad generalmente actúa en contra de la acción muscular, ejerciendo una fuerza vertical a menos que se modifique su dirección mediante medios mecánicos. En esta fase de transporte, la gravedad tiende a ejercer una mayor tracción al inicio de la actividad [1].

FASE DE LIBERACIÓN

La acción de liberación de la mano (Fig.14), se logra generalmente mediante una acción extensora de los músculos del pulgar y los dedos, y por lo general, la fuerza necesaria para llevarla a cabo es suficiente para soltar el objeto o para vencer la acción de los flexores. No se requiere una estabilización de la muñeca o las articulaciones proximales para realizar esta acción, y es más fácil de realizar cuando la muñeca está en flexión palmar [1].

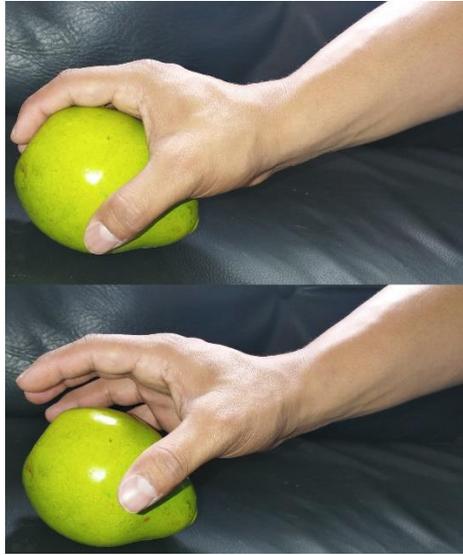


Fig.14 Fase de liberación de la mano. Fuente: Elaboración propia

Sin embargo, en ciertas condiciones, como en casos de debilidad muscular o falta de control voluntario que provocan un gran desequilibrio entre flexión y extensión, esta fase de la función de la mano puede verse severamente afectada y hacer que la mano sea inútil, requiriendo asistencia para recuperar su funcionalidad [1]. Este tipo de condición se observa comúnmente en pacientes cuadripléjicos, en los que se puede utilizar la acción de tenodesis (cuando extendemos la muñeca se flexionan los dedos y, al revés, cuando flexionamos la muñeca se extienden los dedos.) para lograr un movimiento funcional de la muñeca y la prensión [1].

En las siguientes líneas se detallan algunas particularidades de la mano y su inmovilización que son importantes considerar al momento de fabricar una férula u órtesis, según sea necesario para tratar la lesión.

Pliegues de la mano (vista palmar): La superficie de la palma de la mano está recubierta por una piel gruesa y resistente que presenta un sistema de pliegues, tal como se puede observar en la Fig.15, que permiten la flexión de los dedos, el pulgar y la muñeca. Estos pliegues cutáneos varían ligeramente en cada individuo y deben considerarse como una guía para diseñar y ajustar de manera personalizada cada férula. Asimismo, estos pliegues se encuentran relacionados con las articulaciones subyacentes y sirven como indicadores de las dimensiones que deben tener las órtesis. Es importante que el pliegue palmar distal no se obstruya para permitir la flexión de las articulaciones metacarpofalángicas y que los pliegues de la muñeca señalan el lugar óptimo para sujetar la férula y evitar que se deslice hacia delante [1].

Se deben considerar los pliegues de las articulaciones interfalángicas de los dedos y del pulgar (pliegue tenar e interfalángico) para la elaboración de férulas digitales y para la correcta posición del pulgar. En cuanto a la muñeca, se encuentran dos pliegues de flexión a nivel de los huesos carpianos que coinciden con la articulación, una férula de codo debe finalizar antes de estos pliegues para permitir una buena palanca sin impedir el movimiento de la muñeca. En la parte posterior de la mano también existen pliegues en las articulaciones que desaparecen durante la flexión y se estiran durante la extensión de los dedos. Si la mano está inflamada o ha estado inmóvil durante mucho tiempo, estos pliegues pueden desaparecer debido a la retracción de la piel [1].

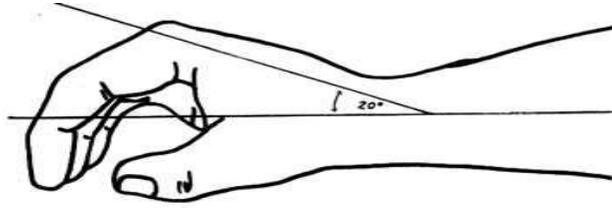


Fig.15 Pliegues de la mano a tener en cuenta a la hora de la fabricación de férulas y órtesis las cuales deben quedar libres. Fuente: Libro Órtesis y Prótesis herramientas para la rehabilitación de Mónica Ocello y Verónica Lovotti. [1]

POSICIÓN DE REPOSO

Al diseñar una férula, es importante tener en cuenta que los tres primeros dedos de la mano (como en el agarre trípode) son los principales responsables de la precisión en la sujeción, en contraposición a los agarres que requieren la fuerza de todos los dedos, y cuando se necesitan movimientos precisos (destreza fina), se recomienda colocar la mano en flexión palmar [1]. La mano debe contar con ciertos ángulos de reposo para lograr una correcta inmovilización y una recuperación satisfactoria, a continuación, se listan ángulos e indicaciones según los especialistas expertos en ortopedia como se muestra en la Fig.16.

- 20–30° de extensión de la muñeca.
- Articulación metacarpofalángica en flexión de 45°.
- Interfalángicas en semiflexión.
- Pulgar e índice forman un C [1].



*Fig.16 posición de reposo de la mano para tener en cuenta a la hora de inmovilizar.
Fuente: Libro órtesis y prótesis herramientas para la rehabilitación de Mónica Ocello y Verónica Lovotti. [1]*

A continuación, se definen los tipos de arco que están presentes en la morfología de la mano y son importantes tener en cuenta para la fabricación de férulas y órtesis:

Arcos de la mano: La palma de la mano es cóncava de lado a lado y también longitudinalmente. Esta forma está dada por los 3 arcos de la mano que son de primordial consideración al construir una férula. La curvatura de los arcos de la mano cambia de acuerdo con el tipo de trabajo manual que se realice [1].

Arco Transverso Distal: Se refiere al arco metacarpiano o distal como se observa en la Fig.17., Cuando la mano está en reposo éste es levemente oblicuo. Este arco se acentúa cuando la mano es usada funcionalmente. Los metacarpianos 4° y 5° son muy móviles y esta movilidad contribuye directamente a la destreza de todos los dedos. Si se restringe esta movilidad, se afecta directamente el movimiento funcional de los dedos. Esta capacidad del arco de acentuarse debe tenerse en cuenta al diseñar una férula. Debe considerarse libertad y cierta excursión si se va a colocar una barra o soporte dentro de la férula. El funcionamiento apropiado del pulgar depende de la integridad del arco transverso. Si el arco está deprimido, la mano se vuelve plana y el pulgar es incapaz de oponerse a los demás dedos. Esta oposición sólo es posible cuando hay cierto vacío en la palma y cuando la curva del arco puede ser incrementada voluntariamente como se observa en la Fig.18. Cualquier debilidad o lesión en el arco alterará la fuerza, movilidad y precisión del movimiento del pulgar [1].



*Fig. 17 Arco transverso distal de la mano.
Fuente: Libro órtesis y prótesis herramientas*

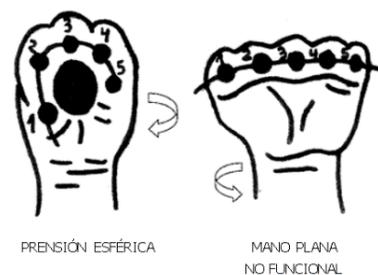


Fig. 18 Mano plana por disfunción en el arco transverso. Fuente: Libro órtesis y prótesis herramientas para

Arco Longitudinal: Sigue la línea de los metacarpianos y los huesos del carpo en un ángulo ligeramente oblicuo y principalmente involucra el 3° dedo (dedo medio). La movilidad de las falanges afecta directamente la eficiencia de este arco y la capacidad de la mano de realizar prensiones de fuerza, ver Fig.19 [1].

Función y rango de movimiento del arco longitudinal (Fig.21.): considerando el arco longitudinal, la flexo-extensión de las falanges juegan una parte importante en la garra. La estabilidad del carpo y metacarpianos es primordial para el funcionamiento de la unidad fija y la unidad móvil como se observa en la Fig.20. La habilidad de flexión y extensión de las falanges permite un amplio rango de prensión [1].

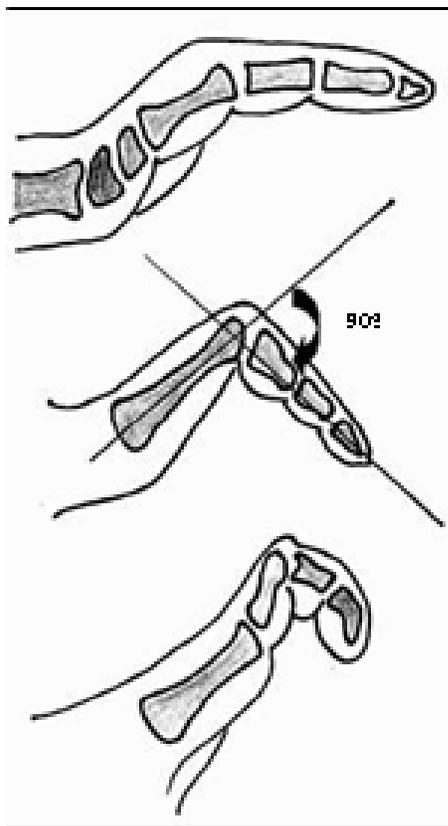


Fig. 19. Arco longitudinal. Fuente: Libro Órtesis y Prótesis herramientas para la rehabilitación de Mónica Ocello y Verónica Lovotti. [1]

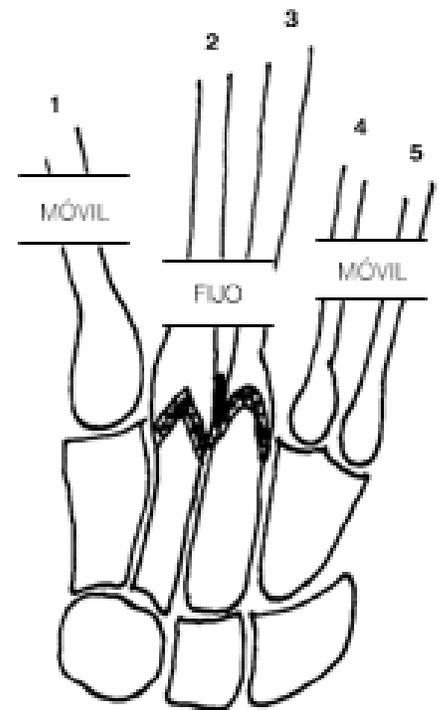


Fig.20. Arco Proximal Transverso. Fuente: Libro Órtesis y Prótesis herramientas

*para la rehabilitación
de Mónica Ocello y
Verónica Lovotti. [1]*

Arco Proximal Transverso: Fig.21. este arco, también llamado carpal está localizado en la muñeca y es parecido a un canal. Está formado por el ligamento anular y los huesos del carpo. Éste es el arco que provee la ventaja mecánica para los tendones flexores de los dedos y le sirve de eje (punto de apoyo). La Presión Esférica (the ball) es el resultado de la combinación de los 3 arcos y está localizada directamente sobre los metacarpianos. Frecuentemente the ball es la mejor posición pibotal de soporte de la mano para una férula. Cuando se toma un objeto esto puede notarse. La férula debe ser hecha formando «la pelota» que tenga un buen ajuste para la presión normal. La mano mantiene los arcos y una posición de ligera dorsiflexión de la muñeca y moderada flexión de las articulaciones de los dedos con el pulgar en oposición cuando está en posición de función. Esta posición se mantiene principalmente por 2 grupos de articulaciones claves: Las articulaciones de la muñeca para la mano y las articulaciones metacarpofalángicas para los dedos. El arco transversal permite adaptación de la mano para objetos de diferentes tamaños. La estabilidad e integridad es mantenida por los músculos intrínsecos, la eminencia tenar e hipotenar. Esto está dado para la movilidad de los huesos metacarpianos que hacen posible la habilidad para la oposición del pulgar con los pulpejos de los dedos. El 2° y 3° metacarpianos están fijos cualquiera sea la posición de la mano. El 1er. metacarpiano del pulgar es muy móvil en las cuatro direcciones por ello puede acomodarse en oposición y garra. Los metacarpianos 4° y 5° tienen movilidad para proporcionar buena función al agarre de la mano. La mano plana no tiene arco y el pulgar no es útil virtualmente. La función básica de prensión de la mano está disminuida si la movilidad de los metacarpianos es limitada [1].



Fig.21 Función y rango del arco longitudinal. Fuente: Libro Órtesis y Prótesis herramientas para la rehabilitación de Mónica Ocello y Verónica Lovotti. [1]

De acuerdo a los especialistas expertos en la fabricación de férulas y órtesis, existe una posición de seguridad para la correcta inmovilización de la mano, la cual se describe a continuación.

Las articulaciones metacarpo-falángicas poseen ligamentos colaterales que se hallan relajados en la extensión y se tensan durante la flexión. Si la mano es inmovilizada con las articulaciones metacarpo-falángicas en posición de extensión los ligamentos colaterales se retraen y producen rigidez articular evitando la flexión de estas. Por esta causa, la posición adecuada de inmovilización de las articulaciones metacarpo-falángicas es en 90° de flexión, interfalángicas en extensión completa y pulgar en extensión o abducción. Esta «posición de seguridad» ver Fig.22. es la recomendable durante un período de inmovilización prolongada con el objetivo de prevenir deformidades, manteniendo la longitud de los ligamentos colaterales. La función de los arcos puede ser limitada en las siguientes condiciones:

- Parálisis de los músculos intrínsecos.
- Posición inadecuada de la mano en la férula.
- Edema.
- Cicatriz en el dorso de la mano.

- Adherencias de tendones extensores.
- Obstrucciones óseas como en artritis reumatoidea.
- Rigidez articular en metacarpofalángicas e interfalángicas [1].

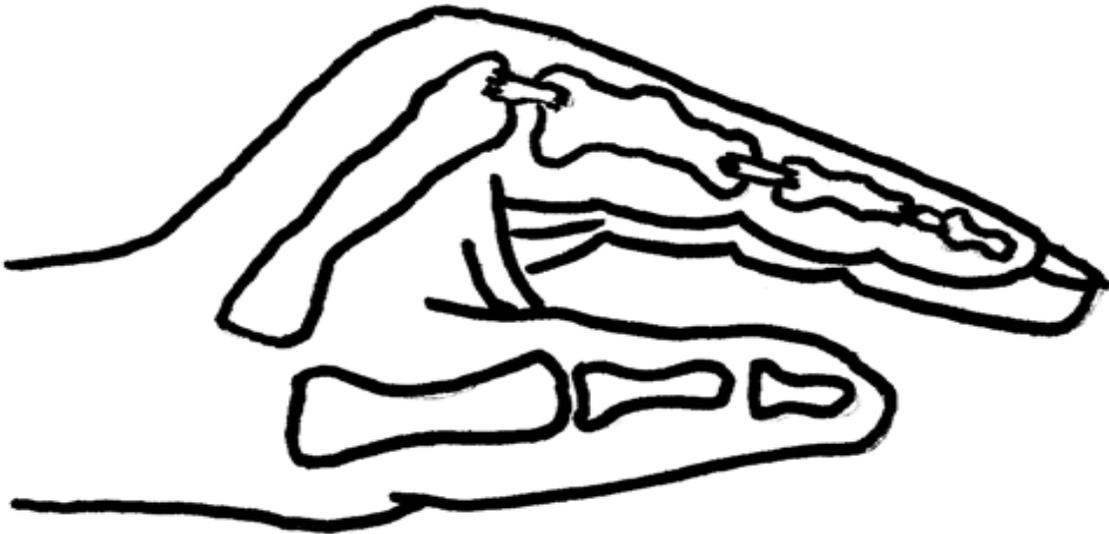


Fig. 22. Posición de seguridad de la mano. Fuente: Libro Órtesis y Prótesis herramientas para la rehabilitación de Mónica Ocello y Verónica Lovotti. [1]

DIFERENCIA ENTRE ÓRTESIS Y FÉRULAS

A continuación, se define la estrecha diferencia entre lo que es una órtesis y una férula, a pesar de que ambas se utilizan en los miembros superiores y sean similares, cada una cumple con una función en especial capaz de satisfacer diferentes necesidades de cada paciente según su lesión.

Por un lado, se tienen las órtesis, que son dispositivos diseñados para ayudar a mejorar la función de una parte del cuerpo y pueden estar hechas de materiales flexibles o rígidos. Pueden ser personalizadas para adaptarse a la forma del cuerpo y se utilizan para tratar una variedad de afecciones, como lesiones musculares, trastornos neurológicos, deformidades congénitas y otras afecciones médicas. Las órtesis pueden utilizarse para mejorar la movilidad y la postura, así como para reducir el dolor y mejorar la calidad de vida del paciente; y por otro lado se tienen las férulas, que son dispositivos más rígidos que se utilizan para inmovilizar una parte del cuerpo y mantenerla en una posición fija para permitir que se cure una lesión. Se utilizan comúnmente para tratar fracturas, esguinces y otras lesiones óseas y musculares. A menudo están hechas de materiales como plástico, metal o yeso y se ajustan alrededor de la parte afectada del cuerpo para mantenerla en su lugar [11].

CLASIFICACIÓN DE ÓRTESIS:

Órtesis estáticas: Son dispositivos que no permiten el movimiento, pero mantienen una postura específica y se utilizan como soporte rígido en casos de fracturas, condiciones inflamatorias de tendones y tejidos blandos, así como lesiones nerviosas [11].

Dichas órtesis tienen la función de prevenir el movimiento y permitir el reposo de la parte del cuerpo que se encuentra inmovilizado. Es importante inmovilizar únicamente la articulación específica cuyo movimiento se intenta evitar. Para lograr esto, la órtesis debe moldearse anatómicamente según los contornos de la parte del cuerpo incluida, evitando aplicar presiones excesivas sobre prominencias óseas o áreas por donde pasan estructuras vasculares y nerviosas [11].

Órtesis dinámicas: también conocidas como funcionales o cinéticas, son dispositivos que, a diferencia de las órtesis estáticas, permiten o facilitan el movimiento. Estas órtesis se utilizan principalmente para ayudar en el movimiento de músculos debilitados [11].

Las órtesis dinámicas tienen la capacidad de permitir, guiar, limitar o resistir movimientos específicos y prevenir ciertos tipos de movimiento. Es importante tener un conocimiento preciso de los movimientos que deben evitarse, así como los movimientos que deben asistirse o resistirse. Además, es necesario definir el límite del movimiento deseado. Estas órtesis pueden utilizar fuentes internas de fuerza, como la acción muscular, o fuentes externas, como bandas de caucho, resortes, barras de tensión, o incluso fuentes eléctricas o electrónicas [11].

Órtesis semidinámicas: Son dispositivos que no permiten movimientos, pero posicionan las partes afectadas de manera adecuada para que funcionen de manera óptima. Una órtesis semidinámica no utiliza fuerzas externas, como bandas de caucho o resortes. Un ejemplo de esto es la órtesis de inmovilización del pulgar, que evita el movimiento en la posición de abducción-oposición, pero permite todos los demás movimientos de esa articulación, así como el funcionamiento de la articulación distal [11].

Las órtesis para el miembro superior se pueden clasificar de la siguiente manera:

1. Según su función: órtesis estáticas y órtesis dinámicas.
2. Según su ubicación anatómica: órtesis para el hombro, codo, antebrazo-muñeca, mano o dedos (incluyendo el pulgar) [11].

ÓRTESIS ANTEBRAZO-MUÑECA-MANO

La órtesis para el antebrazo, muñeca y mano puede ser colocada en la parte interna (palmar), parte superior (dorsal) o alrededor de la extremidad, y puede abarcar desde las puntas de los

dedos hasta aproximadamente dos tercios del antebrazo. La muñeca se mantendrá en una posición neutral o ligeramente flexionada hacia arriba [11].

Las indicaciones de este tipo de órtesis son las siguientes:

- Inmovilización en pacientes con tendinitis (en los músculos flexores o extensores), o en aquellos que se han sometido a cirugía de reparación de tendones, nervios o fracturas.
- Mantenimiento de un rango de movimiento pasivo en pacientes con lesiones de la motoneurona superior (lesiones del sistema nervioso central), quemaduras y contracturas [11].

Los tipos más particulares de estas órtesis abarcan, ver Fig.23.:

- Órtesis de reposo funcional
- Órtesis estática de mano
- Órtesis para quemados
- Órtesis de descarga de peso
- Órtesis de reposo de mano [11].

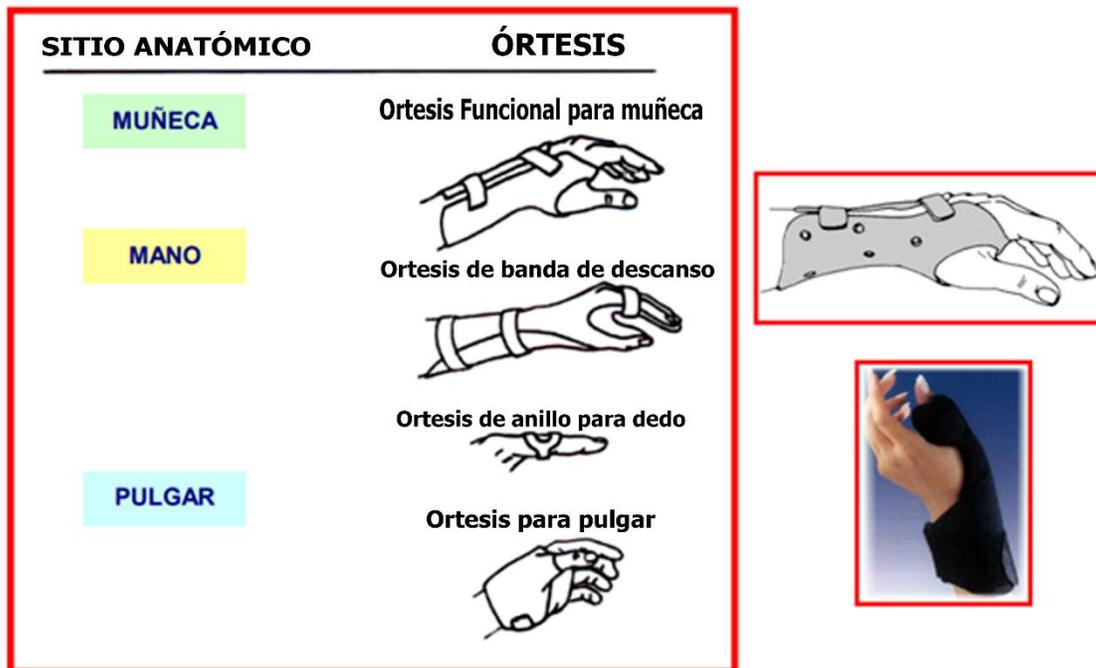


Fig.23. Tipos más particulares de órtesis situadas en muñeca, mano y pulgar. Fuente: artículo Órtesis de miembros superiores de Dr. Carlos Arce G. [11]

ÓRTESIS ANTEBRAZO-MUÑECA

Las órtesis para el antebrazo y la muñeca pueden ser colocadas en la parte interna (palmar) o en la parte superior (dorsal). La muñeca debe mantenerse en una posición de flexión dorsal (extensión) de 15 a 30 grados, a excepción del síndrome del túnel carpiano, donde la muñeca debe mantenerse en posición neutral para reducir la compresión del nervio mediano, ver Fig.24 [11].

El tipo de órtesis palmar o volar debe permitir la flexión de las articulaciones interfalángicas proximales al finalizar su borde antes del pliegue palmar distal.

Los tipos de órtesis antebrazo-muñeca incluyen las siguientes:

- Órtesis de muñeca de tipo cock-up
- Órtesis de extensión de muñeca
- Órtesis para neuropatía cubital

Son utilizadas para la inmovilización regional en casos de esguince de muñeca, fracturas de muñeca o antebrazo, post-operatorio de fusiones de muñeca y condiciones artríticas [11].



Fig.24. Órtesis antebrazo-muñeca utilizada para tratar diferentes lesiones en miembros superiores. Fuente: artículo Órtesis de miembros superiores de Dr. Carlos Arce G. [11]

TIPOS DE LESIONES COMUNES QUE PUEDEN SER TRATADAS MEDIANTE FÉRULAS U ÓRTESIS

Las fracturas en su gran mayoría se tratan con férulas, y por eso es importante detallar los tipos de fractura en estas zonas de la mano. A continuación, se listan los tipos de fractura más comunes que pueden llegar a ser tratadas mediante el uso de férulas.

2.2. FRACTURAS DE RADIO DISTAL

Una fractura de radio distal es una ruptura en el hueso del radio, que es uno de los dos huesos largos del antebrazo. El radio distal es la parte del hueso del radio que está más cerca de la muñeca. Las fracturas de radio distal son muy comunes y son el tipo de fractura más común en el brazo [12].

Hay muchas maneras diferentes en que puede ocurrir una fractura de radio distal. En los jóvenes, las fracturas del radio distal generalmente ocurren en accidentes de alta energía, como una caída desde una escalera o un accidente automovilístico. En las personas mayores, especialmente aquellas con osteoporosis, las fracturas del radio distal pueden ocurrir por una simple caída sobre la muñeca [12].

Los síntomas de una fractura de radio distal pueden variar según la gravedad de la fractura. Algunos síntomas comunes incluyen:

Dolor en la muñeca

Hinchazón en la muñeca

Deformidad en la muñeca

Dificultad para mover la muñeca [12].

El tratamiento para una fractura de radio distal variará según la gravedad de la fractura. En algunos casos, la fractura puede tratarse con un yeso o una férula. En otros casos, la cirugía puede ser necesaria.

El objetivo del tratamiento es restaurar la alineación de los huesos y permitir que la muñeca sane adecuadamente. Con el tratamiento adecuado, la mayoría de las personas con fracturas de radio distal se recuperan por completo [12].

2.2.1. Fractura de Colles:

Es una de las fracturas más frecuentes y sus características más sobresalientes se observan en la Fig.25, sobre todo en las personas mayores que caen sobre la mano extendida. Fue descrita por Abraham Colles, profesor de cirugía del Royal college of Surgeons de Dublín, antes del descubrimiento de los rayos X. La descripción original corresponde a una fractura en los 3 - 4 centímetros distales del radio con desplazamiento dorsal. Colles descubrió también la evolución, que consiste en recuperación funcional gradual a pesar de una deformidad persistente [12].

2.2.2. Fractura de Smith:

Smith fue el sucesor de Colles en Dublín y le hizo la autopsia. Descubrió esta fractura extra-articular oblicua con desplazamiento volar. Es una fractura inherentemente inestable que precisa tratamiento quirúrgico (Fig.26) [12].

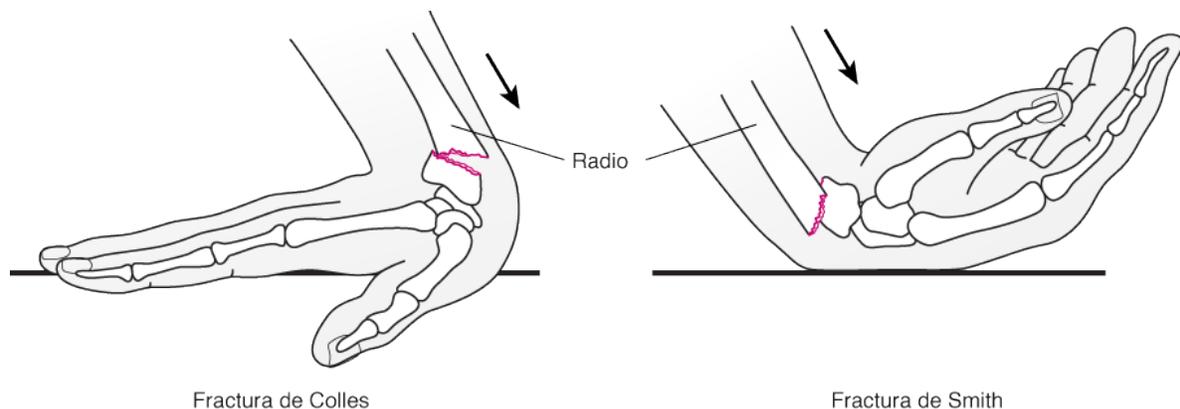


Fig. 25 Fractura de Colles

Fig. 26 Fractura de Smith

Fuente: Libro McRae. Traumatología. Tratamiento de las fracturas en urgencias de Timothy O White & Samuel P Mackenzie & Alasdair J Gray. [12]

2.2.3. Fractura de Barton:

Es una fractura intra-articular radial distal con desplazamiento volar (Fig.27). Una fractura equivalente, pero con desplazamiento dorsal se denomina con frecuencia fractura de Barton dorsal (o inversa) [12].

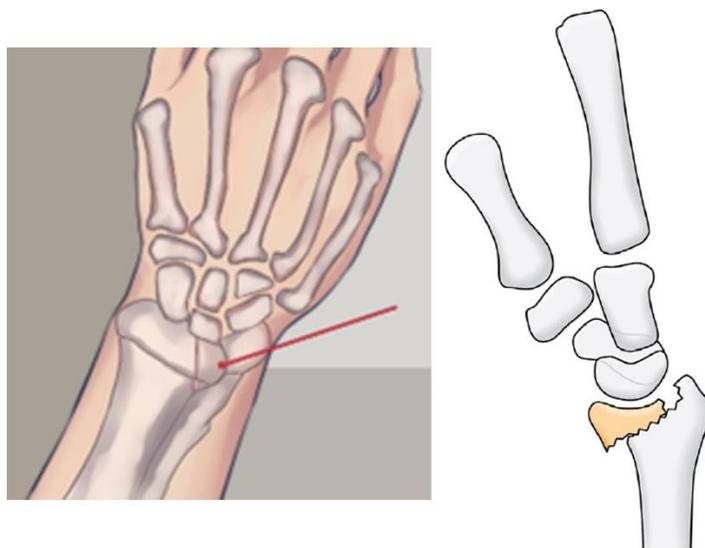


Fig.27. Fractura de Barton. Fuente: Libro McRae. Traumatología. Tratamiento de las fracturas en urgencias de Timothy O White & Samuel P Mackenzie & Alasdair J Gray.

[12]

2.2.4. Fractura de apófisis estiloides radial:

Es una fractura aislada de la apófisis estiloides radial causada por un choque energético del escafoides contra el radio (Fig.28). Antes estaba causada por la manivela de arranque del coche al retroceder contra la mano del chofer, además de diferentes accidentes. Este mismo mecanismo puede causar una fractura de escafoides [12].

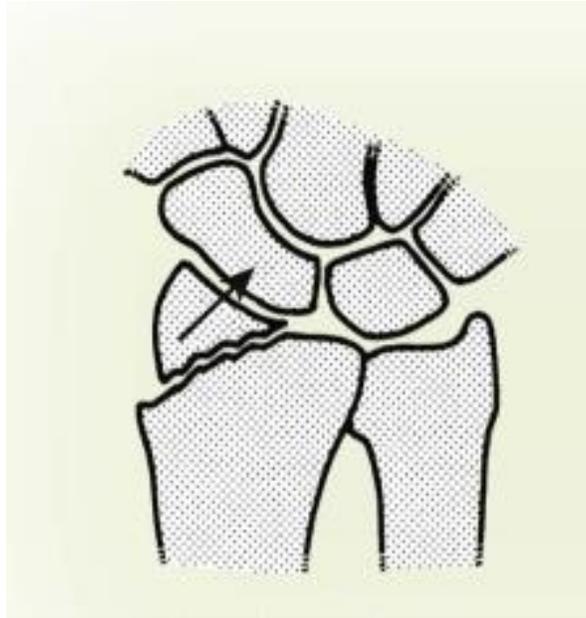


Fig.28 Fractura de apófisis estiloides radial. Fuente: Libro McRae. Traumatología. Tratamiento de las fracturas en urgencias de Timothy O White & Samuel P Mackenzie & Alasdair J Gray. [12]

Fractura de escafoides:

Es una lesión que impacta el hueso escafoides, el cual es uno de los ocho huesos pequeños que conforman la estructura ósea de la muñeca, ver Fig.29 [12].



Fig.29. Fractura de escafoides, la cual es muy común en niños y adultos. Fuente: Libro McRae. Traumatología. Tratamiento de las fracturas en urgencias de Timothy O White & Samuel P Mackenzie & Alasdair J Gray. [12]

A continuación, se describen los tipos de lesiones más frecuentes en miembros superiores que pueden tratarse con el uso órtesis.

2.3.TENOSINOVITIS DE QUERVAIN

La tenosinovitis de Quervain se caracteriza por una estrechez de los tendones del músculo abductor largo y extensor corto del pulgar, lo cual disminuye la fuerza y habilidad de la mano (Fig.30). Esta condición puede originarse debido a un accidente laboral o a una lesión preexistente que empeora con la actividad física. La incidencia de esta afección es del 0,5 % en hombres y del 1,3 % en mujeres. El tratamiento no quirúrgico, que implica reposo de la articulación junto con la administración de antiinflamatorios o inyecciones locales de corticosteroides, proporciona un alivio efectivo de los síntomas en los pacientes. En casos en los que no se obtiene mejoría, se puede recomendar la liberación quirúrgica del compartimento dorsal primero. Normalmente, la fisioterapia se reserva para los casos en los que el tratamiento quirúrgico ha fracasado, aunque en ocasiones puede aplicarse en etapas tempranas [13].

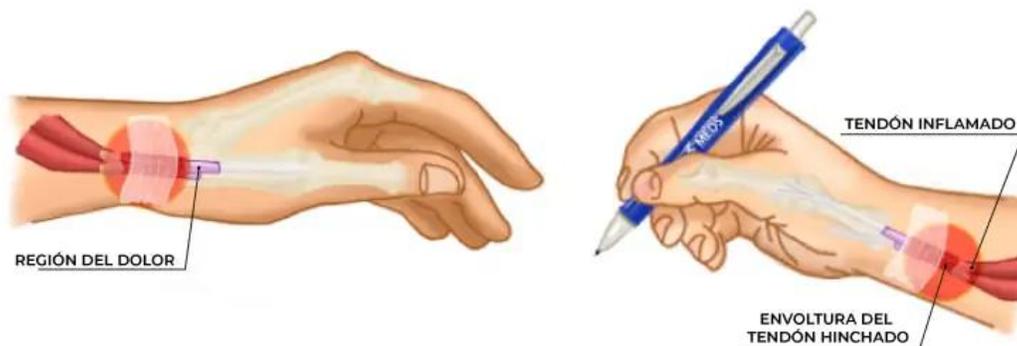


Fig.30 Tenosinovitis de Quervain. Fuente: Revista instrumento terapéutico para tratamiento de la tenosinovitis De Quervain. [13]

LESIONES LIGAMENTOSAS Y TENDINOSAS DE LA MANO:

Esta lesión se caracteriza por el acortamiento de la longitud del dedo con deformidad articular, con dolor e incapacidad funcional, no pudiendo realizar algún tipo de movimiento. Puede en los casos graves acompañarse de algún tipo de fractura, además puede presentar inflamación de un tendón o grupo de tendones, produciendo compresión de la vaina que lo recubre, siendo en este caso muy doloroso e invalidante, ver Fig.31 [14].



Fig.31 Lesión ligamentosas y tendinosas de la mano originada por movimientos repetitivos, traumatismos, entre otros. Fuente: Guía de Patologías y sus indicaciones ortésicas. [14]

ARTROSIS - ARTRITIS DE LA MANO RIZOARTROSIS DEL DEDO PULGAR:

Esta lesión se caracteriza por la degeneración articular progresiva, la cual incluye la destrucción del cartílago, la inflamación y la deformidad articular, afecta principalmente a la mano y a las extremidades inferiores. Esta condición provoca dolor y pérdida de movilidad, acompañada de rigidez en las articulaciones como se muestra en la Fig.32 [14].

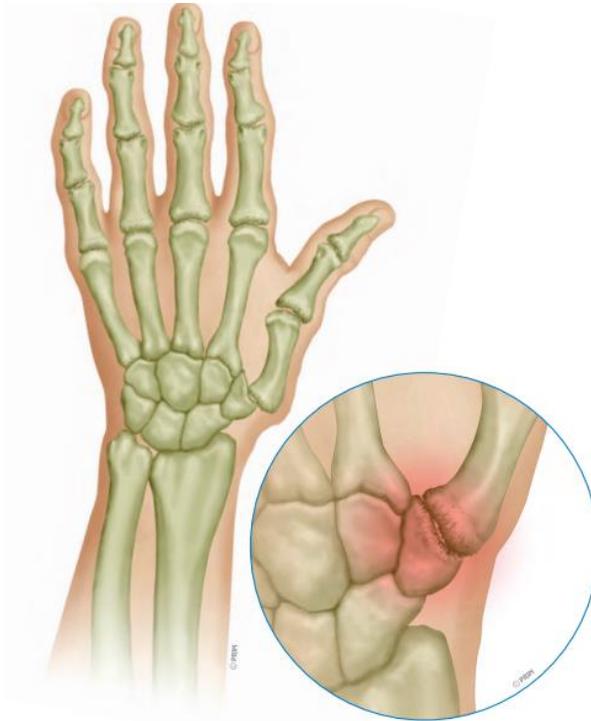


Fig.32. artrosis - artritis de la mano rizoartrosis del dedo pulgar. Fuente: Guía de Patologías y sus indicaciones ortésicas. [14]

LESIONES EN LAS FALANGES

Las órtesis pueden ser utilizadas para inmovilizar y proteger los dedos lesionados, como fracturas, esguinces o luxaciones. También pueden proporcionar soporte adicional en casos de lesiones en los ligamentos de los dedos como se muestra en la Fig.33 [14].

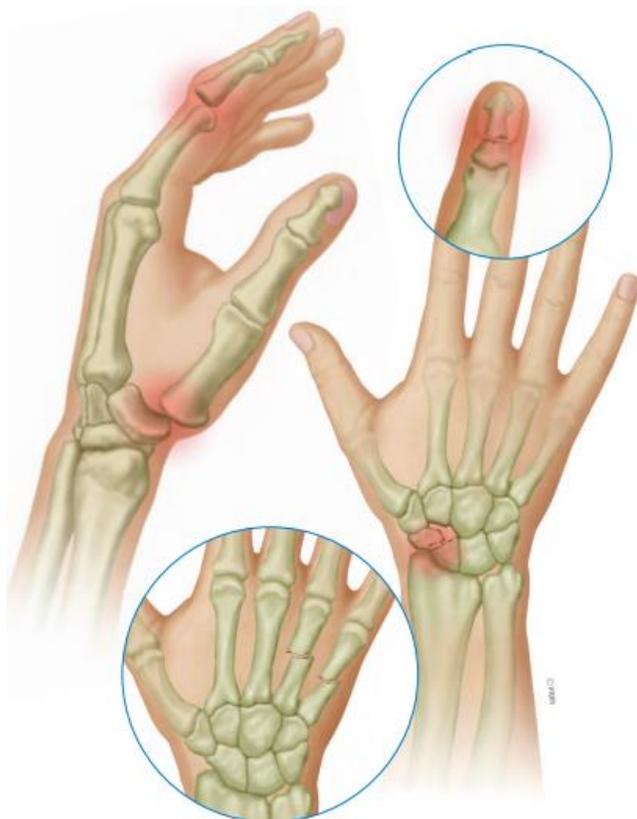


Fig.33. Lesiones en falanges, metacarpianos y carpianos que pueden ser tratadas mediante el uso de órtesis. Fuente: Guía de Patologías y sus indicaciones ortésicas. [14]

LESIONES NEUROLÓGICAS

Una lesión neurológica se refiere a cualquier alteración en el funcionamiento del sistema nervioso, siendo las lesiones medulares y cerebrales las más comunes. En el caso de la mano, las parálisis pueden ser causadas por lesiones en el sistema nervioso central, como la parálisis cerebral, tumores y traumatismos, entre otros. También pueden ser el resultado de lesiones en la médula espinal, poliomielitis, esclerosis lateral amiotrófica o lesiones en el plexo braquial y sus troncos periféricos, así como causas isquémicas.

Existen diversas lesiones que pueden afectar la mano, y los síntomas varían según el nervio afectado, ya sea el nervio radial, el nervio mediano o el nervio cubital. Estas lesiones presentan diferentes manifestaciones clínicas debido a su influencia en la innervación muscular.

El resultado de estas lesiones puede variar, presentando una parálisis espástica o flácida, dependiendo de la condición específica, ver Fig.34 [14].



Fig.34. Lesiones de mano producidas por lesiones neurológicas. Fuente: Libro Fisiología articular de Kapandji A, I. [9]

A continuación, se enumeran nuevamente las lesiones más comunes en los miembros superiores mencionadas anteriormente, con el propósito de detallar las características de las distintas férulas y órtesis que tradicionalmente se utilizan para su tratamiento.

Lesiones en miembros superiores tratadas mediante el uso de férulas:

- Fractura de Colles
- Fractura de Smith
- Fractura de Barton
- Fractura de apófisis estiloides radial
- Fractura de escafoides

Lesiones en miembros superiores tratadas mediante el uso de órtesis:

- Tenosinovitis de Quervain
- Lesiones ligamentosas y tendinosas de la mano

- Artrosis-Artritis de la mano rizoartrosis del dedo pulgar
- Lesiones en las falanges
- Lesiones neurológicas

CARACTERISTICAS DE LAS FÉRULAS UTILIZADAS TRADICIONALMENTE PARA EL TRATAMIENTO DE FRACTURAS EN MIEMBROS SUPERIORES

Férula para fractura de Colles: Es una férula antebraquial, la cual realiza una inmovilización de aproximadamente $3\frac{1}{2}$ del antebrazo con el fin de brindar estabilidad. Es importante tener en cuenta el pliegue transversal para no limitar los movimientos de flexoextensión de las articulaciones metacarpofalángicas de los dedos y comprobar que la férula no comprima codo ni muñeca ver Fig.35., dicha férula debe usarse de 4 a 6 semanas o según la recomendación del especialista que trate la lesión [15].



Fig.35. Férula utilizada para la inmovilización de lesión en miembros superiores denominada fractura de Colles. Fuente: Libro Fisiología articular de Kapandji A, I. [9]

Férula para fractura de Smith:

La férula utilizada para una fractura de Smith, también conocida como fractura invertida de Colles, tiene características similares a las de una férula para una fractura de Colles, ver Fig.36. A continuación, se presentan algunas características comunes de una férula para una fractura de Smith:

Material: Las férulas pueden estar hechas de diferentes materiales, como yeso, plástico, fibra de vidrio o metal. El material utilizado dependerá de la gravedad de la fractura y las preferencias del médico [16].

Diseño anatómico: La férula está diseñada para adaptarse a la forma de la muñeca y el antebrazo, proporcionando un soporte adecuado y manteniendo la alineación correcta de los huesos fracturados [16].

Inmovilización de la articulación: La férula debe inmovilizar la articulación de la muñeca de manera efectiva para evitar el movimiento y permitir la consolidación ósea. En el caso de una fractura de Smith, la férula suele mantener la muñeca en una posición de flexión palmar, con la palma de la mano hacia abajo [16].

Acolchado y sujeción: La férula debe tener un acolchado interno para mayor comodidad y protección de la piel. Además, debe contar con sistemas de sujeción, como correas o vendajes, para asegurar que la férula se mantenga en su lugar de manera segura [16].

Ajustable: En algunos casos, especialmente cuando se trata de hinchazón o cuando la fractura está en proceso de curación, es posible que sea necesario ajustar la férula para garantizar un ajuste cómodo y adecuado [16].



Fig.36. inmovilizador utilizado para el tratamiento de fracturas en miembros superiores denominada fractura de Smith. Fuente: Artículo Cuidar el yeso durante una fractura del Dr. Miguel Brugiatti. [28]

Férula para fractura de Barton:

La férula utilizada para una fractura de Barton tiene como objetivo inmovilizar y estabilizar la muñeca, proporcionando soporte adecuado durante el proceso de curación. A continuación, se presentan algunas características comunes de una férula para una fractura de Barton:

Diseño anatómico: La férula está diseñada específicamente para adaptarse a la forma de la muñeca y el antebrazo, brindando un soporte adecuado y manteniendo la alineación correcta de los huesos fracturados y la articulación luxada [16].

Estabilización de la articulación: La férula debe ser capaz de estabilizar la articulación radiocarpiana, que es donde se produce la fractura de Barton. Esto se logra mediante un diseño que cubre tanto el antebrazo como la mano, proporcionando soporte a la muñeca y evitando movimientos no deseados [16].

Material: Las férulas para fracturas de Barton pueden estar hechas de diversos materiales, como yeso, plástico, fibra de vidrio o metal. El material utilizado dependerá de la gravedad de la fractura y las preferencias del médico [16].

Acolchado y sujeción: La férula debe contar con un acolchado interno para mayor comodidad y protección de la piel. También debe tener sistemas de sujeción, como correas o vendajes, para asegurar que la férula se mantenga en su lugar de manera segura [16].

Ajustable: En algunos casos, especialmente cuando hay hinchazón o cambios en la etapa de curación, es posible que sea necesario ajustar la férula para garantizar un ajuste adecuado y cómodo [16].

Férula para fractura de apófisis estiloides radial:

Para el tratamiento de esta fractura, puede utilizarse una férula para inmovilizar y estabilizar la muñeca. A continuación, se presentan algunas características comunes de una férula para una fractura de apófisis estiloides radial:

Diseño anatómico: La férula está diseñada para adaptarse a la forma de la muñeca y el antebrazo, brindando soporte y estabilidad adecuados. Por lo general, es más corta que una férula para fracturas más extensas en la muñeca [16].

Inmovilización de la articulación: La férula debe inmovilizar la muñeca para evitar movimientos que puedan afectar la fractura de la apófisis estiloides radial. Por lo general, cubre el antebrazo y parte de la mano, manteniendo la muñeca en una posición neutra [16].

Material: Las férulas para fracturas de la apófisis estiloides radial pueden estar hechas de materiales como yeso, plástico, fibra de vidrio o metal, dependiendo de la preferencia del médico y la gravedad de la fractura [16].

Acolchado y sujeción: La férula debe contar con un acolchado interno para mayor comodidad y protección de la piel. Además, debe tener sistemas de sujeción, como correas o vendajes, para asegurar que la férula se mantenga en su lugar de manera segura [16].

Ajustable: En algunos casos, puede ser necesario ajustar la férula para asegurar un ajuste adecuado y cómodo, especialmente si hay hinchazón o cambios en la etapa de curación [16].

Férula para fractura de escafoides, ver Fig.37.:

Las características principales de una férula utilizada para una fractura de escafoides son las siguientes:

Diseño específico: Esta férula está diseñada para brindar soporte y estabilización al hueso escafoides fracturado. Suele tener un diseño anatómico que se ajusta a la forma de la muñeca y el antebrazo, brindando soporte adecuado [17].

Inmovilización de la articulación: La férula tiene como objetivo principal inmovilizar la muñeca y el pulgar, evitando movimientos que puedan interferir con la curación de la fractura del escafoides. Por lo general, cubre el antebrazo y la mano, extendiéndose hasta el pulgar [17].

Soporte del pulgar: Dado que el escafoides se encuentra cerca de la base del pulgar, la férula para la fractura de escafoides puede tener una sección específica para brindar soporte adicional al pulgar y mantenerlo inmovilizado [17].

Material: Las férulas para fracturas de escafoides pueden estar hechas de diferentes materiales, como yeso, plástico, fibra de vidrio o metal. El material utilizado dependerá de la gravedad de la fractura y las preferencias del médico [17].

Acolchado y sujeción: La férula cuenta con un acolchado interno para brindar comodidad y proteger la piel de posibles irritaciones o rozaduras. Además, dispone de sistemas de sujeción, como correas o vendajes, para asegurar que la férula se mantenga en su lugar de manera segura [17].

Ajustable: En algunos casos, puede ser necesario ajustar la férula para adaptarla a las necesidades individuales del paciente y garantizar un ajuste adecuado y cómodo. Esto es especialmente importante si hay hinchazón o cambios en la etapa de curación [17].



Fig.37. Inmovilizador utilizado para tratar lesión denominada fractura de escafoides.

*Fuente: Artículo Fractura del escafoides de la muñeca de Tamara D. Rozental, MD,
FAAOS*

Bertrand Jones, MD, FAAOS [29]

CARACTERISTICAS DE LAS ÓRTESIS UTILIZADAS TRADICIONALMENTE PARA EL TRATAMIENTO DE LESIONES EN MIEMBROS SUPERIORES

Órtesis para tenosinovitis de Quervain, ver Fig.38.:

El síndrome de Quervain es una condición que implica la inflamación de los tendones del pulgar, lo que causa dolor y limitación del movimiento en la muñeca y la base del pulgar. Para el tratamiento de esta afección, se pueden utilizar órtesis específicas diseñadas para brindar soporte y estabilización a la muñeca y el pulgar. A continuación, se presentan algunas características comunes de una órtesis para el síndrome de Quervain:

Diseño ergonómico: La órtesis está diseñada para adaptarse a la anatomía de la muñeca y la mano, proporcionando soporte adecuado y alineación correcta del pulgar. El diseño suele ser ergonómico y se ajusta cómodamente a la forma de la mano [14].

Inmovilización selectiva: La órtesis está diseñada para inmovilizar selectivamente la muñeca y el pulgar, manteniendo la articulación en una posición neutra o ligeramente extendida. Esto ayuda a reducir la tensión en los tendones inflamados y promueve la curación [14].

Soporte del pulgar: La órtesis está diseñada para proporcionar un soporte específico al pulgar, manteniéndolo en una posición estable y evitando movimientos dolorosos o dañinos [14].

Funcionalidad: Aunque la órtesis limita los movimientos de la muñeca y el pulgar para facilitar la curación, también permite cierta funcionalidad para que el paciente pueda realizar actividades diarias básicas [14].



Fig.38. Órtesis utilizadas para la rehabilitación de tenosinovitis de Quervain. Fuente: Guía de Patologías y sus indicaciones ortésicas. [14]

Órtesis para lesiones ligamentosas y tendinosas de la mano, ver Fig.39.:

Las lesiones ligamentosas y tendinosas de la mano pueden requerir el uso de una órtesis pasiva, dinámica o activa para brindar soporte, estabilización y protección a la articulación afectada. A continuación, se presentan algunas características comunes de una órtesis para estas lesiones:

Diseño anatómico: La órtesis está diseñada para adaptarse a la anatomía de la mano y la muñeca, proporcionando un ajuste preciso y cómodo. El diseño anatómico garantiza que la órtesis se ajuste adecuadamente y brinde soporte en las áreas afectadas por las lesiones ligamentosas y tendinosas [14].

Inmovilización selectiva: Dependiendo de la lesión específica, la órtesis puede permitir o limitar el movimiento de ciertas articulaciones. En algunos casos, se busca inmovilizar la articulación afectada para permitir que los ligamentos o tendones se curen adecuadamente. En otros casos, se puede permitir un rango de movimiento controlado para facilitar la rehabilitación [14].

Material de soporte: La órtesis está hecha de un material rígido o semirrígido que proporciona estabilidad y soporte a la articulación afectada. Los materiales comunes utilizados incluyen plástico moldeable, aluminio u otros polímeros duraderos. Estos materiales aseguran la protección de la articulación y evitan movimientos perjudiciales [14].



Fig.39. Órtesis utilizadas para la rehabilitación de lesiones ligamentosas y tendinosas de la mano. Fuente: Guía de Patologías y sus indicaciones ortésicas. [14]

Órtesis para artrosis-artritis de la mano rizoartrosis del dedo pulgar, ver Fig.40.:

La combinación de técnicas de rehabilitación y el uso de distintos tipos de órtesis, ya sean pasivas o activas, es de gran importancia para tratar este tipo de lesión y deben contar con ciertas funciones especiales que incluyen alivio del dolor y prevención de deformidades articulares en la mano y los dedos, inmovilización y relajación de los ligamentos y tejidos blandos para reducir la inflamación entre otros, además dichas órtesis deben de tener las siguientes características [14].:

Diseño anatómico: La órtesis está diseñada para adaptarse a la forma y anatomía de la mano y el dedo pulgar. El diseño anatómico permite un ajuste preciso y cómodo, brindando soporte adecuado a la articulación afectada [14].

Soporte y estabilización: La órtesis tiene como objetivo proporcionar soporte y estabilización a la articulación del pulgar afectada por la rizoartrosis. Ayuda a aliviar el dolor y a reducir la carga sobre la articulación, promoviendo una mejor función y previniendo la progresión de la enfermedad [14].

Limitación de movimiento: La órtesis puede tener una función de limitación de movimiento para proteger y descansar la articulación. Esto reduce el estrés en la articulación y proporciona un entorno favorable para la curación y el alivio de los síntomas [14].

Material de soporte: La órtesis suele estar fabricada con materiales rígidos o semirrígidos que brindan estabilidad a la articulación del pulgar. Los materiales utilizados pueden ser plástico, aluminio u otros polímeros duraderos [14].

Comodidad y movilidad: A pesar de proporcionar soporte y estabilización, la órtesis debe permitir cierta movilidad y funcionalidad de la mano y el pulgar para realizar actividades diarias básicas. También debe ser cómoda de usar durante largos períodos de tiempo [14].

Ajustable: La órtesis generalmente cuenta con sistemas de ajuste, como correas o cierres de velcro, que permiten un ajuste personalizado según las necesidades individuales del paciente. Esto garantiza un soporte adecuado y cómodo, adaptándose a la evolución de la enfermedad [14].



105600
Órtesis de abducción de pulgar forrada larga



3101
Órtesis CMC de Push



P609
Órtesis de pulgar larga con placa Top Line transpirable



TL165
Muñequera de pulgar con placa Top Line

Fig.40. Órtesis utilizada para tratar la artrosis-artritis de la mano rizoartrosis del dedo pulgar. Fuente: Guía de Patologías y sus indicaciones ortésicas. [14]

Órtesis para lesiones en las falanges, ver Fig.41.:

Generalmente, se emplea la inmovilización como método conservador en lesiones, utilizando férulas digitales, de muñeca y/o mano, u órtesis antebraquiales, o una combinación de estas, durante un máximo de tres semanas. Posteriormente, se aplican técnicas de rehabilitación recomendadas para evitar rigideces articulares.

La inmovilización a través de órtesis requiere dispositivos ortésicos con diseños diferentes según la patología a tratar. Por ejemplo, la luxación de Bennett puede requerir una posición de abducción en la articulación, mientras que las fracturas del boxeador pueden necesitar

flexión en una o varias articulaciones. Así mismo, las rupturas del extensor propio del dedo pueden requerir hiperextensión de la interfalángica distal. Por lo tanto, es crucial seleccionar correctamente la órtesis adecuada para el tratamiento ortésico, dada la amplia gama disponible de órtesis para muñeca, mano, dedos y sus diversas combinaciones, tanto activas como pasivas. Se recomienda buscar la orientación de un especialista en la selección de la órtesis más apropiada especialmente en los dedos [14].

Las características de una órtesis para lesiones en las falanges pueden variar dependiendo de la naturaleza y gravedad de la lesión específica. A continuación, se presentan algunas características comunes que se pueden encontrar en las órtesis para lesiones en las falanges:

Diseño anatómico: La órtesis está diseñada para adaptarse a la forma y estructura de las falanges, proporcionando un ajuste cómodo y adecuado [14].

Soporte y estabilización: La órtesis tiene como objetivo brindar soporte y estabilización a las falanges lesionadas, ayudando a mantenerlas en una posición correcta y favoreciendo la curación [14].

Protección y amortiguación: La órtesis puede incluir características de protección y amortiguación para reducir la presión y el impacto en las falanges lesionadas, protegiendo así el área de mayor vulnerabilidad [14].

Inmovilización selectiva: Dependiendo de la lesión específica, la órtesis puede permitir o limitar el movimiento de las falanges. En algunos casos, se busca inmovilizar completamente las falanges para facilitar la curación, mientras que en otros casos se permite un rango de movimiento controlado para favorecer la rehabilitación [14].

Material de soporte: La órtesis está fabricada con materiales rígidos o semirrígidos que proporcionan estabilidad a las falanges lesionadas. Los materiales utilizados pueden incluir plástico, aluminio u otros polímeros duraderos [14].

Comodidad y movilidad: A pesar de proporcionar soporte y estabilización, la órtesis debe permitir cierta comodidad y movilidad para que el paciente pueda realizar actividades diarias básicas [14].

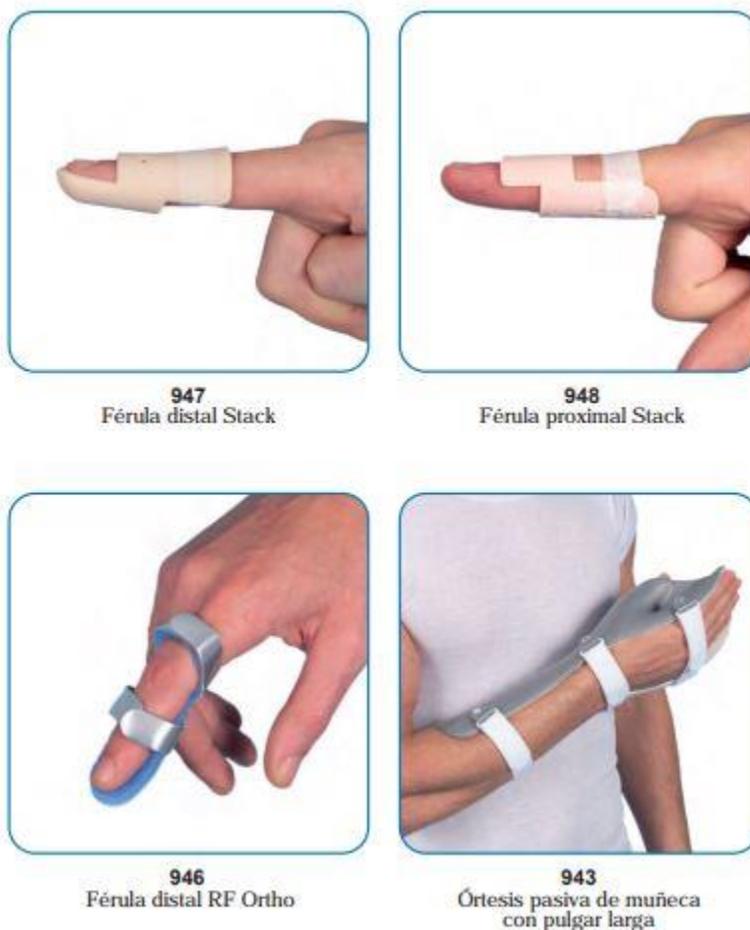


Fig.41. Férulas utilizadas para la rehabilitación de lesiones en las falanges de miembros superiores. Fuente: Guía de Patologías y sus indicaciones ortésicas. [14]

Órtesis para lesiones neurológicas, ver Fig.42.:

En conjunto con las técnicas de rehabilitación específicas para cada tipo de lesión neurológica de la mano, las órtesis se presentan en una amplia variedad de diseños adaptados a diferentes propósitos. Los objetivos de las órtesis se pueden resumir en: protección de la piel, prevención de deformidades, restauración de equilibrios musculares y estabilización, asistencia en la rehabilitación funcional, recuperación de la función (siempre que sea posible) y apoyo a la función como método estabilizador [14].

Las órtesis se clasifican en pasivas y activas según su función. Las órtesis pasivas tienen como objetivo mantener la mano o segmentos anatómicos específicos en una posición determinada, ajustándose a las indicaciones del profesional de la salud. Pueden ser utilizadas durante el día, la noche o ambos periodos. Por otro lado, las órtesis activas o funcionales permiten realizar correcciones, alineaciones y ejercicios de rehabilitación [14].

En resumen, las órtesis, junto con las técnicas de rehabilitación, desempeñan un papel importante en el tratamiento de las lesiones neurológicas de la mano. Su variedad de diseños y funciones se adaptan a las necesidades específicas de cada paciente, ya sea para mantener una posición, realizar correcciones, promover la recuperación funcional o proporcionar estabilización. La elección y adaptación adecuadas de las órtesis son fundamentales para lograr los mejores resultados en la recuperación del paciente [14].



Fig.42. Órtesis utilizadas para la rehabilitación de pacientes con lesiones neurológicas en miembros superiores. Fuente: Guía de Patologías y sus indicaciones ortésicas. [14]

Teniendo en cuenta las diferentes lesiones muy usuales en los miembros superiores y los diferentes dispositivos médicos utilizados para su rehabilitación y corrección, se pueden obtener férulas y órtesis impresas en 3D haciendo uso de herramientas tecnológicas de simulación que se acercan a la realidad usando software y hardware especializado que a continuación se darán a conocer.

2.4. HERRAMIENTAS TECNOLÓGICAS EN EL SECTOR SALUD

SIMULACIÓN

La simulación en el tratamiento de lesiones o fractura es un intento de modelar situaciones de la vida real por medio de un programa de computadora, lo que requiere ser estudiado para ver cómo es que trabaja el sistema. Ya sea por cambio de variables, quizás predicciones hechas acerca del comportamiento del sistema. La simulación por computadora se ha convertido en una parte útil del modelado de muchos sistemas naturales en física, química y biología, y sistemas humanos como la economía y las ciencias sociales (sociología computacional), así como en dirigir para ganar la penetración su comportamiento cambiará cada simulación según el conjunto de parámetros iniciales supuestos por el entorno. Las simulaciones por computadora son a menudo consideradas seres humanos fuera de un loop de simulación [18].

Por otro lado, existen los softwares CAD (Computer Aided Design o diseño asistido por computador en español). Un sistema CAD es esencialmente un programa de computador que sirve para la creación, edición, análisis y visualización de modelos tridimensionales. Estos programas no sólo sirven para hacer visualizaciones en 3 dimensiones de los objetos a fabricar, sino que además son capaces de hacer simulaciones. Estas pueden ser de estrés mecánico o aerodinámico, pero también del propio proceso de fabricación cómo puede ser visualizar una simulación del orden de corte y velocidad de una fresa CNC [18].

Complementario a los anteriores procesos, la impresión 3D o fabricación aditiva (AM) es un proceso de creación de objetos tridimensionales añadiendo materiales capa a capa. Los objetos físicos se producen usando datos de un modelo digital de un modelo 3D u otras fuentes de datos, como un archivo AMF (archivo de fabricación aditiva). Al usar la impresión 3D es posible producir objetos de casi todas las formas. Hoy en día se usan diferentes tecnologías y materiales de impresión 3D. Recientemente herramientas de impresión 3D están disponibles para fabricación industrial y para el uso doméstico también [18].

En ese sentido se puede abordar los detalles del proceso de fabricación aditiva. Algunos conceptos de esta tecnología son:

2.4.1. FDM: Fabricación por deposición fundida

Consiste en una técnica de fabricación aditiva que consiste en hacer pasar un filamento de plástico (ABS, PLA, Plásticos con carga metálica o de madera etc...) por un extrusor a alta temperatura (200-260°) y depositar el material capa a capa para formar piezas en tres dimensiones, como se muestra en la Fig.43 [19].

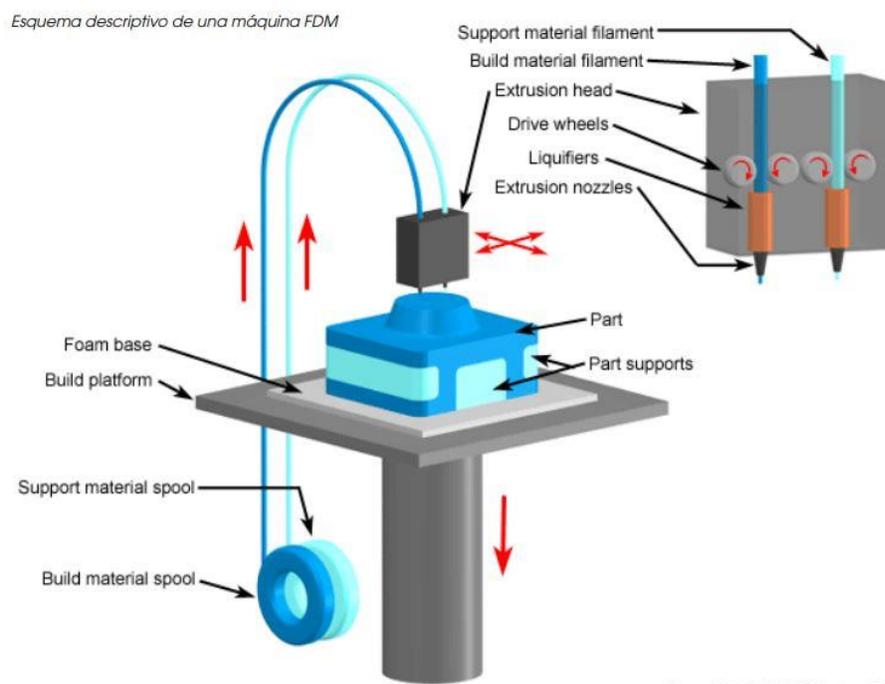


Fig.43. FDM (Fabricación por filamento fundido). Fuente: Tesis Puesta en marcha de un escáner 3D y aplicación de ingeniería inversa y fabricación aditiva del autor Mario Martínez Ceniceros. [19]

2.4.2. SLA: La técnica de fabricación aditiva SLA o estereolitografía

Usa como material de procesamiento resinas foto polimerizables, la bandeja de fabricación se sumerge en una cuba llena de resina y un láser guiado por dos espejos galvanométricos conectados a encoders de posicionamiento va polimerizando capa por capa mientras la bandeja de fabricación va desplazándose hacia el inferior de la cuba, como se muestra en la Fig.44 [19].

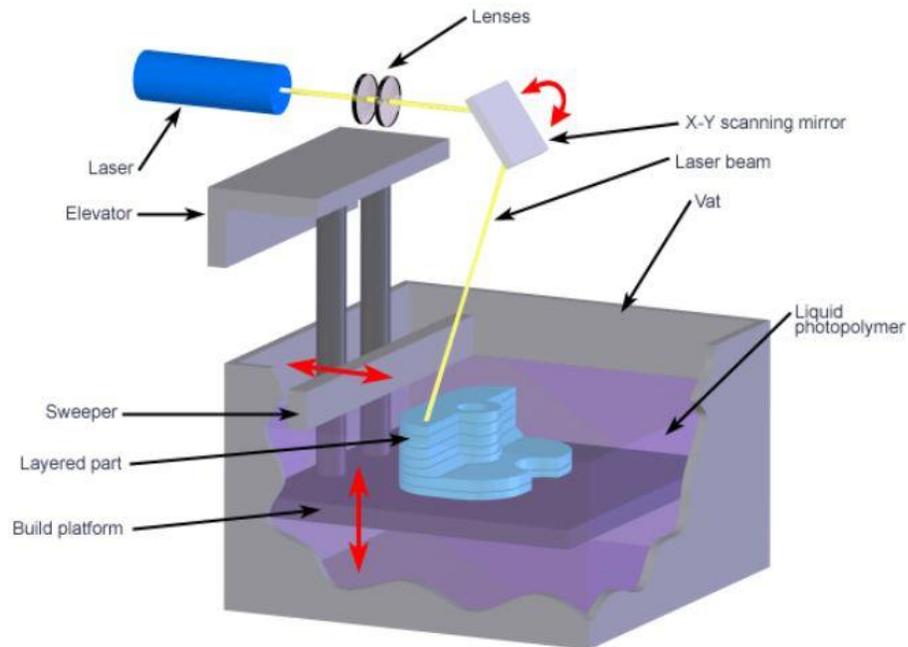


Fig.44. SLA (Estereolitografía). Fuente: Tesis Puesta en marcha de un escáner 3D y aplicación de ingeniería inversa y fabricación aditiva del autor Mario Martínez, Ceniceros. [19]

2.4.3. SLS: Sinterización por láser selectiva

Usa como material de procesamiento diferentes polvos plásticos, por lo general suelen emplear poliamida 66 que puede estar reforzada con cargas de fibra de vidrio, no obstante, también son capaces de procesar un material llamado laser form o rapid steel, compuesto por partículas metálicas recubiertas de polvo plástico. Las máquinas de SLS están compuestas por dos cubas de reparto de material a los lados y una cuba de fabricación. Un rodillo va repartiendo material de las cubas de alimentación que van subiendo a la cuba de fabricación, que va bajando en altura. La cámara de fabricación tiene calentadores que la mantienen a unos 175 grados aproximadamente, el láser con una potencia de 12-18w aporta 12-18 grados hasta los 186 que es la temperatura en la que comienza a sinterizar la poliamida. Una vez finalizada la fabricación se deben desenterrar las piezas y arenarlas para retirar restos de polvo plástico, como se muestra en la Fig.45 [19].

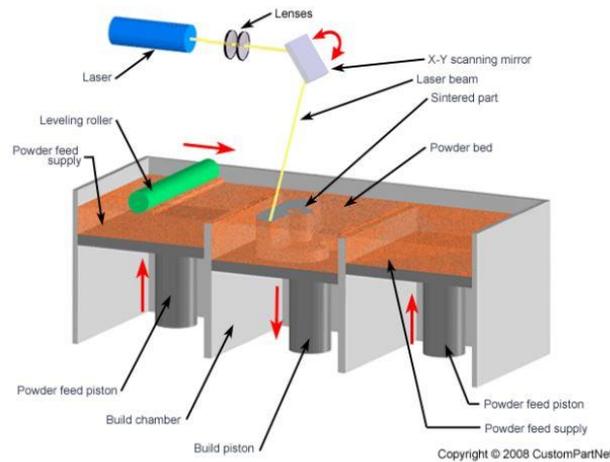


Fig.45. SLS (Sinterización por láser selectiva). Fuente: Tesis Puesta en marcha de un escáner 3D y aplicación de ingeniería inversa y fabricación aditiva del autor Mario Martínez Cenicerós. [19]

2.5.TIPOS DE MATERIALES EN IMPRESIÓN 3D

Con el objetivo de crear un objeto sólido a partir del modelamiento digital se tiene en cuenta una serie de materiales de impresión, que dependen de sus aplicaciones final. Los tipos de materiales más usados en impresión 3D son:

2.5.1. Materiales poliméricos en impresión 3D:

Las tecnologías de impresión 3D más extendidas en las que se utilizan materiales poliméricos son FDM, SLS y SLA. Para cualquier proceso de fabricación, incluidas las tecnologías de AM, la materia prima debe formarse en un estado compatible con el proceso en cuestión (por ejemplo, polvo, lámina, filamento, líquido). El material debe exhibir propiedades de servicio aceptables para realizar con éxito la aplicación dada. Para la mayoría de aplicaciones de servicio estrictas, las piezas de AM generalmente se procesan de alguna manera para mejorar la microestructura, reducir la porosidad y para acabar las superficies, reducir la rugosidad y cumplir con la tolerancia geométrica requerida. En la Tabla 1 se muestran los tipos generales de materiales utilizados en AM en función del tipo de tecnología utilizada [20].

2.5.2. Materiales elastoméricos en impresión 3D:

Aparte de los materiales resumidos en la Tabla 1 existe un gran interés en la impresión de polímeros con la capacidad de deformarse un valor relativamente grande bajo una fuerza mecánica y que a su vez sean capaces de recuperar su forma cuando esta fuerza cesa. Este tipo de materiales poliméricos entran dentro de la familia de los polímeros elastoméricos o elastómeros y pueden ser de dos tipos principalmente. Por un lado, los materiales entrecruzados, es decir, los elastómeros habituales como, por ejemplo, silicona, goma-caucho, espuma de poliuretano, etc., son termoestables. Por otro lado, los elastómeros termoplásticos, en los que la reticulación química es reemplazada por una red de reticulaciones físicas. Así los elastómeros termoplásticos son materiales multifásicos donde se combinan una parte elastomérica y otra entrecruzada a través de enlaces físicos que pueden ser formados o rotos en función de la temperatura. Un ejemplo típico de elastómero termoplástico son los copolímeros de bloque, estireno-butadieno-estireno donde el estireno es la parte rígida y la parte elástica está formada por el bloque de butadieno.

En cualquier caso, tanto los elastómeros como los elastómeros termoplásticos se han utilizado en la impresión 3D. La elección de uno u otro dependerá principalmente del tipo de tecnología elegida para la impresión. Elastómeros, es decir, materiales entrecruzados elastoméricos son generados habitualmente mediante SLA. Por otro lado, elastómeros termoplásticos ya sea en forma de polvo, en forma de filamento o incluso en forma de granza serán utilizados tanto en FDM como en SLS [20].

Material	Propiedades	Aplicaciones/Industria
ABS	Resistente y fuerte.	Automoción, aeroespacial, dispositivos médicos.
ASA	Resistencia mecánica y estabilidad UV.	Prototipos funcionales desde soportes y carcasas eléctricas hasta prototipos de automóviles y piezas de producción prácticas para uso en exteriores bajo el sol.

Nylon 12	Buena resistencia química, alta resistencia a la fatiga y alta resistencia al impacto.	Material ideal para aplicaciones que requieren componentes de protección contra impactos y alta resistencia a la fatiga, incluidas cubiertas de antenas, herramientas de producción personalizadas, insertos de ajuste por fricción y ajustes a presión en las industrias automotriz y aeroespacial.
PC	Alta resistencia a la tracción y flexión.	Prototipos funcionales, herramientas y accesorios, moldes para las industrias automotriz y aeroespacial.
PPSF/PPSU	Excelente resistencia química y al calor y fuerza mecánica.	PPSF / PPSU puede soportar varios métodos de esterilización, incluido el óxido de etileno, autoclave y la radiación. Dispositivos médicos esterilizables, prototipos automotrices y herramientas para aplicaciones exigentes en una variedad de industrias.
PEI o ULTEM	Biocompatible, excelente resistencia mecánica y química y estabilidad térmica.	Debido a su alta relación resistencia / peso y la certificación existente, ULTEM es ideal para aplicaciones de creación rápida de prototipos y herramientas avanzadas en las industrias aeroespacial, automotriz, médica y de producción de alimentos.
PLA	Buena resistencia a la tracción y calidad de la superficie.	Ideal para modelos y prototipos que requieren detalles estéticos y ser respetuosos con el medio ambiente tanto para el hogar como para la oficina.
TPU	Excelente resistencia al desgarro y al desgaste, alto impacto, fuerza y dureza.	Flexibilidad excepcional (es decir alargamiento a la rotura) y resistencia a la corrosión para muchos productos químicos y aceites industriales comunes. Material altamente versátil con propiedades de caucho y plástico para una variedad de aplicaciones industriales.

Tabla 1. Propiedades de los materiales termoplásticos para FDM y su aplicación en diversas industrias [20].

2.6.INTRODUCCIÓN AL ESCANEADO 3D

El escaneo 3D y la ingeniería inversa se emplea para, a partir de un objeto material y empleando ciertos medios, obtener una malla o nube de puntos en 3 dimensiones del mismo con el fin de tratar esa malla posteriormente, realizar una reingeniería, un rediseño o directamente para volver a fabricar el objeto. La reconstrucción 3D permite conocer aspectos geométricos de objetos de los cuales no se tiene referencia [21].

2.6.1. Tipos de escáner 3D

Se puede realizar una clasificación general de dos tipos de escáner 3D;

-Escáneres 3D por contacto: este tipo de escáneres emplea una sonda o palpador con el que se recorre la superficie de la pieza. El palpador posiciona en el espacio tridimensional cada punto del objeto con respecto a un origen máquina dando sus coordenadas absolutas X Y Z, [21]. como se muestra en la Fig.46.



Fig.46. Escáner 3D por contacto. Fuente: Artículo Escáneres 3D del autor Filament2print.

[21]

-Escáneres 3D sin contacto: Al contrario que el grupo anterior, este tipo de escáner no necesita mantener un contacto físico con el objeto para generar su geometría. A su vez se engloban en dos grandes grupos:

-Activos: Este tipo de escáneres emiten un tipo determinado de onda que es reflejada en el objeto y los sensores de los que está dispuesto el escáner reciben la señal. Ej.: Escáner de tiempo de vuelo, Escáner de triangulación, Holografía conoscópica, Escáner de luz estructurada, Escáner de luz modulada [21].

-Pasivos: Es el método más económico para realizar un escaneo, utilizan radiación e impulsos del ambiente. Ej.: Escáneres de Silueta, Escáneres estereoscópicos, Escáneres de fotogrametría [21]. ver Fig.47



Fig.47 Escáner 3D pasivo. Fuente: Artículo scanner 3D del Ing. Fausto Acuña. [30]

- Aplicaciones del escaneo 3D

Las técnicas de escaneo 3D cada vez están más en auge y sus campos de aplicación cada vez son más amplios.

- Aplicaciones de benchmarking, comparativa y estudio de mercado.
- Restauración y conservación en campos de arte y patrimonio. Reconstrucción de estatuas, espacios, edificios.
- Cada vez es más aplicado en la medicina, diseño de implantes, prótesis, asistente en intervenciones quirúrgicas.
- Control de calidad en fábricas de producción.
- Aplicación en el campo militar para estudiar el desarrollo de otras naciones.
- Diseño y desarrollo de objetos y productos que deben cumplir requisitos geométricos con otros.
- Digitalización y monitorización de terreno y aplicaciones arquitectónicas.
- Fabricación aditiva y prototipado rápido [21].

Método de los Elementos Finitos:

El método de elementos finitos es una técnica numérica utilizada para aproximar y resolver problemas complejos de ingeniería y física. Es especialmente aplicado en el análisis de estructuras y sistemas continuos, como los problemas de Mecánica de Sólidos.

En este método, se divide el dominio o la estructura a analizar en elementos más pequeños y simples, como triángulos o cuadriláteros en el caso de problemas bidimensionales, o tetraedros y hexaedros en el caso de problemas tridimensionales. Estos elementos se conectan en nodos, y se asignan propiedades físicas y condiciones de contorno a cada uno.

A través de la discretización del dominio en elementos finitos, se construye un sistema de ecuaciones que representa el comportamiento del problema. Estas ecuaciones se resuelven mediante métodos numéricos, como el método de matrices o métodos iterativos, para obtener las aproximaciones de las variables de interés en los nodos, como desplazamientos, tensiones, temperaturas, entre otros.

El método de elementos finitos permite obtener soluciones numéricas aproximadas para problemas complejos, considerando las interacciones entre los elementos y las condiciones de contorno. Su versatilidad y aplicabilidad en una amplia gama de campos, lo convierten en una herramienta esencial en el análisis y diseño de estructuras y sistemas ingenieriles.[22].

CAPITULO 3.

3. MÉTODOS Y MATERIALES

3.1.MÉTODOS

Para abordar el presente proyecto de investigación aplicada se adopta una metodología secuencial por fases. Uno de los procesos de diseño para productos mecatrónicos es conocido como VDI2206; proceso aceptado mundialmente desarrollada por la Sociedad de Ingenieros Alemanes [23]., con el fin de realizar su respectivo seguimiento. (Fig.48)

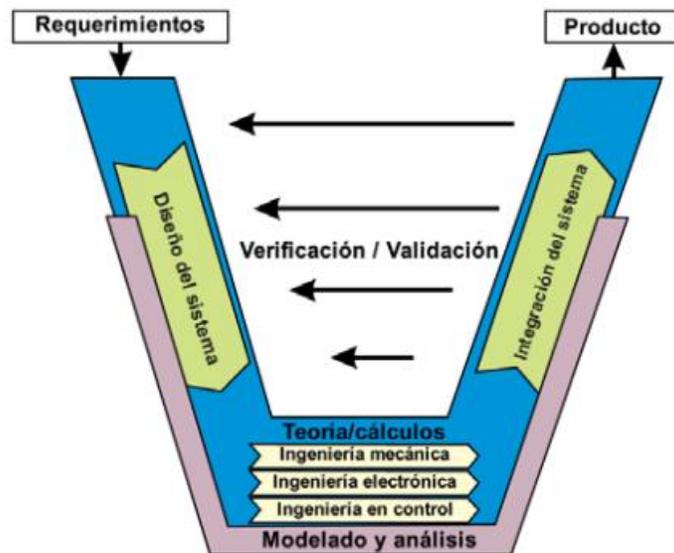


Fig.48 Metodología de diseño para sistemas mecatrónicos VDI2206 [23]

De acuerdo con la metodología adoptada se presentan las siguientes fases.

FASE1: Requerimientos: Especificaciones de forma de la mano

Actividades

1. Revisar bibliografía de las características morfológicas de la mano
2. Estudiar las lesiones musculoesqueléticas
3. Determinar posición de seguridad de la mano

FASE 2: Diseño del sistema: Especificaciones de órtesis

Actividades

4. Determinar el peso del dispositivo deberá estar entre 200 - 400 g.

5. Garantizar que el dispositivo sea cómodo
6. Garantizar que el dispositivo se pueda mojar
7. Garantizar que el dispositivo se adapte a la morfología de cada paciente
8. Garantizar que el dispositivo permita la fácil colocación y circulación de aire
9. Diseño y rediseño después de las asesorías con especialistas
10. Estudio de los materiales para impresión de órtesis, prefiriendo bajo costo y fácil acceso.
11. Proporcionar una resistencia adecuada en el punto de interés.
12. Garantizar un diseño estético neutro

FASE 3: Modelado y análisis: Simulación y pruebas de las órtesis

Actividades

13. Analizar resistencia mecánica
14. Analizar ergonomía
15. Estudiar el diseño según requerimientos
16. Realizar realimentación según las pruebas preliminares
17. Analizar desde la estadística los datos de simulación y factor de seguridad

-Informe y sustentación preliminar

FASE 4: Integración del sistema: Fabricación de las órtesis

Actividades

18. Utilizar tecnología de impresión 3D
19. Estimar la viabilidad del uso de tecnologías de escáner 3D
20. Utilizar técnicas de CAM para la obtención del código G
21. Definir un perfil de impresión 3D
22. Utilizar técnicas de post-procesamiento

FASE 5: Verificación y validación: Evaluación de las órtesis

Actividades

23. Realizar simulaciones mecánicas para estimar el desempeño de las órtesis
 24. Realizar la evaluación de los prototipos basada en encuestas
- informe y sustentación final

El esquema metodológico general se presenta en la Fig.49.

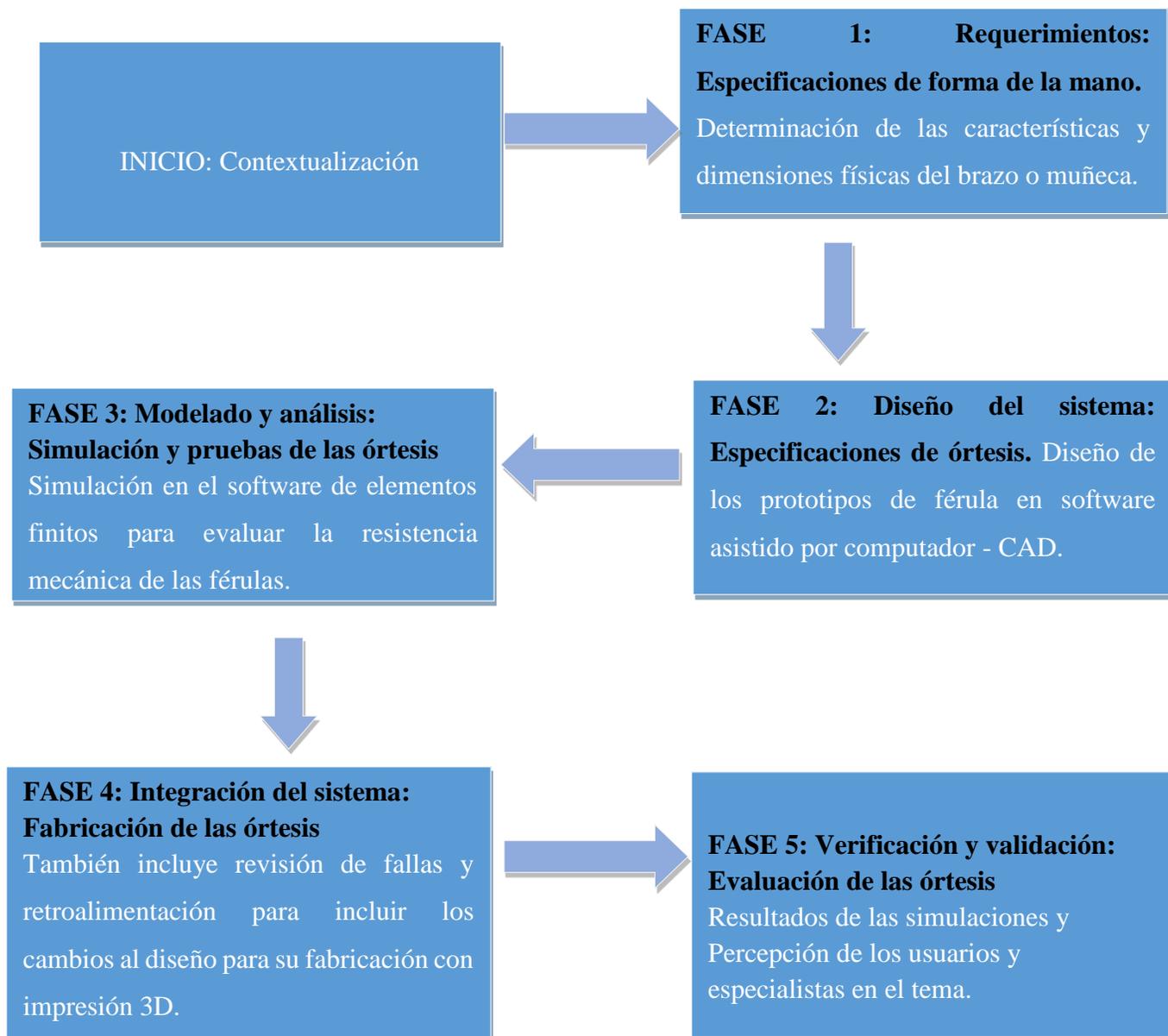


Fig.49. Esquema metodológico del proyecto. Fuente: Elaboración propia

Antes de iniciar con los diseños de las órtesis se debe cumplir con ciertos requisitos para lograr obtener un dispositivo seguro, con una excelente calidad y además que su funcionamiento supla las necesidades que requiera el paciente, los requisitos a tener en cuenta son, ver tabla 2:

REQUISITOS PARA OBTENER UN DISPOSITIVO SEGURO Y FUNCIONAL
El peso de la órtesis no debe superar los 400 gramos de peso.
La órtesis debe ser cómoda para el paciente.
La órtesis debe ser higiénica previniendo afecciones a la piel del paciente.
La órtesis debe poder entrar en contacto con el agua sin que se deteriore.
La órtesis debe tener una adaptación excelente a la anatomía del paciente.
Debe permitir la fácil colocación del dispositivo y extracción para que el especialista pueda realizar valoraciones durante la recuperación.
La órtesis debe tener una excelente circulación de aire gracias a su diseño.
Debe ser impresa en materiales de fácil acceso y además de bajo costo.
Debe tener una excelente ergonomía y que sean atractivas al ojo humano.

Tabla 2. Principales características que debe tener una órtesis o una férula para lograr obtener un dispositivo seguro, funcional y de calidad para el usuario. Fuente: Elaboración propia.

De acuerdo a las desventajas mencionadas sobre las férulas y órtesis elaboradas a base de yeso y otros materiales tradicionales mencionadas al inicio de este documento, los requerimientos expuestos anteriormente se escogieron a fin de mejorar o eliminar dichas desventajas, es decir que las férulas y órtesis fabricadas en impresión 3D cumplan con la misma funcionalidad o supere a una fabricada con yeso tradicional.

ESCANEADO 3D

Para la elaboración de las órtesis se realizó un escaneo 3D al miembro superior afectado para parametrizar y lograr obtener un modelo 3D de la zona con la lesión, la cual facilitará la fabricación de los diseños y además permitirá ser completamente adaptable y personalizable para el paciente. Para el escaneo de los miembros superiores, se debieron tener en cuenta los siguientes requisitos, que fuera un lugar iluminado y que el paciente tuviera su miembro afectado en una posición de seguridad orientada por un profesional de la salud (fisioterapeuta).

Siguiendo las recomendaciones previamente mencionadas, se utilizó un escáner sin contacto Einscan Pro 2X Plus de la marca Shining 3D para obtener el modelo 3D de los miembros superiores de los pacientes. Este escáner manual permitió realizar un escaneo completo de la extremidad deseada, para procesar los datos escaneados en tiempo real, se empleó una computadora con un hardware adecuado además del software Einscan Pro que sirve para recibir y visualizar el modelo a medida que se generaba durante el escaneo. Una vez finalizado el proceso de escaneo, se obtuvo el primer modelo del miembro escaneado.

Después, se realizó la corrección del modelo utilizando el programa Einscan Pro, se seleccionaron las partes no deseadas haciendo clic izquierdo y utilizando la tecla CTRL, las cuales fueron eliminadas para obtener un modelo más limpio y preciso. A continuación, el modelo fue exportado en formato STL, que es el tipo de archivo utilizado por el software de diseño de férulas y órtesis, ver Fig.50.

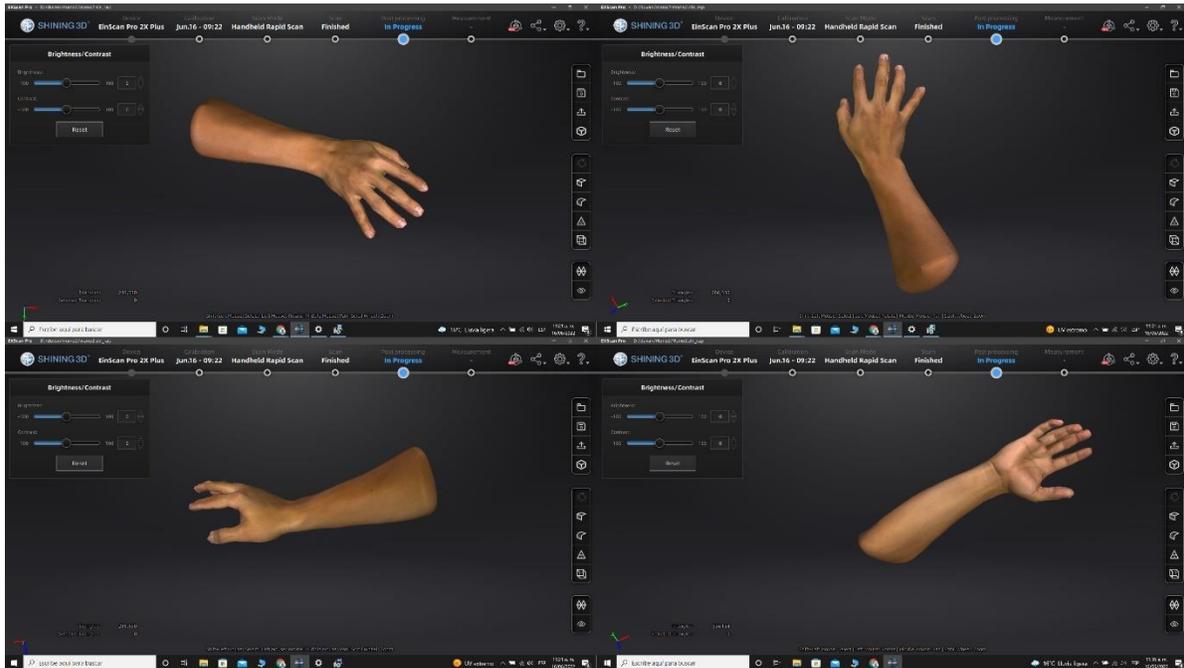


Fig.50. Miembro superior escaneado en posición de seguridad orientada por fisioterapeuta y listo para pasarlo a software de diseño de órtesis y férulas. Fuente: Elaboración propia.

A continuación, se presenta el diagrama de flujo correspondiente, con el propósito de brindar una comprensión más clara del proceso previamente descrito en forma de texto. Para visualizar el diagrama, consultar la Figura 50.1

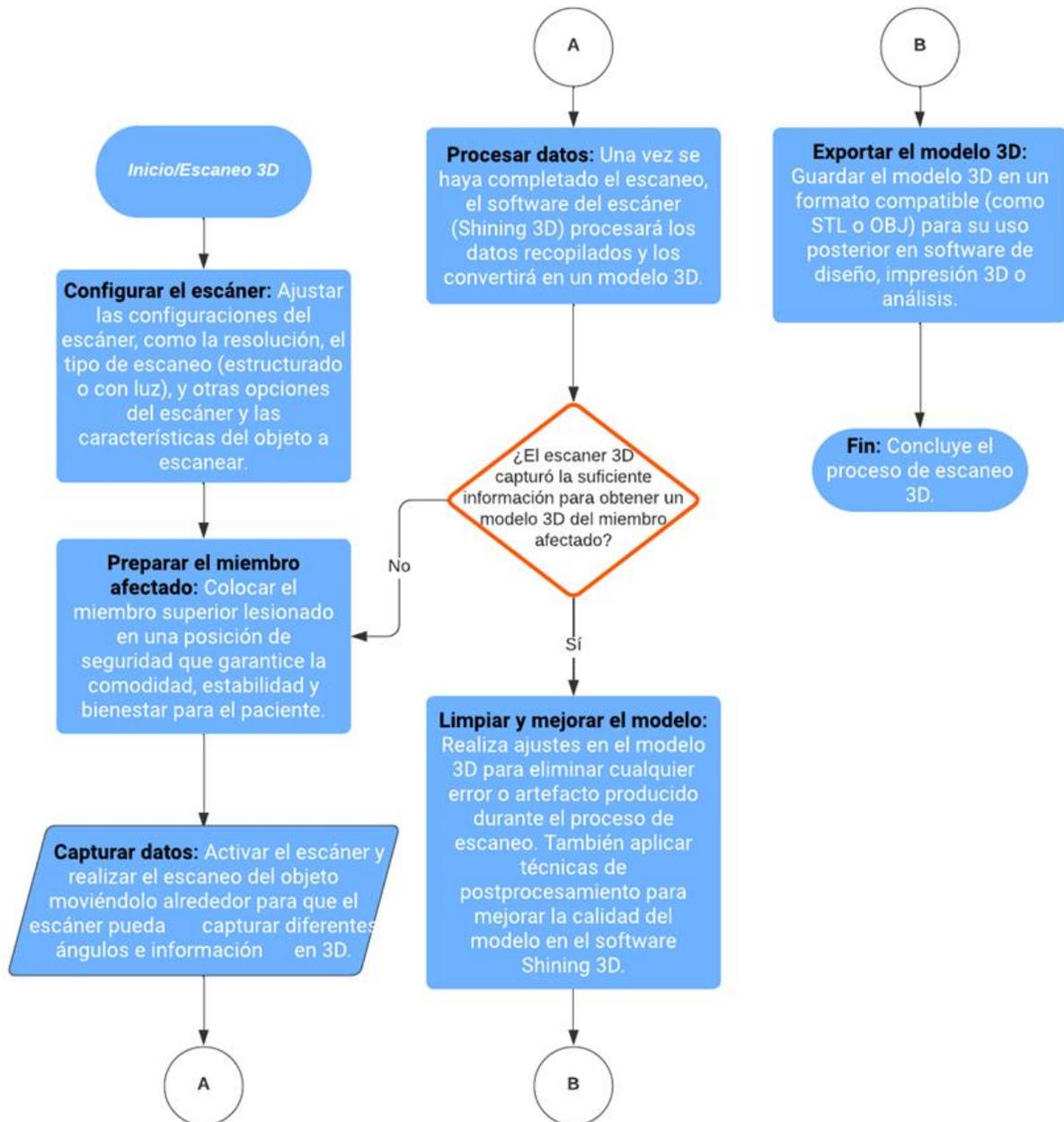


Fig.50.1 Diagrama de flujo para llevar a cabo el escaneo 3D del miembro afectado.
Fuente: Elaboración propia

A continuación se procedió a utilizar un programa llamado Mediace 3D®, el cual es un software CAD 3D médico con origen en Corea del sur, dicho programa está diseñado para desarrollar todo tipo de órtesis y férulas personalizadas mediante la aplicación de un algoritmo de diseño de plantilla patentado, este software permite diseñar órtesis y férulas para diferentes partes del cuerpo como lo son los brazos, las piernas, los pies y además cuenta con un apartado libre en donde se pueden diseñar férulas para el resto del cuerpo como la cabeza y el torso además de servir para desarrollar férulas para animales.

Para comenzar con el diseño de la órtesis nos dirigimos al software Mediacce 3D y le damos en New como se muestra en la Fig.51

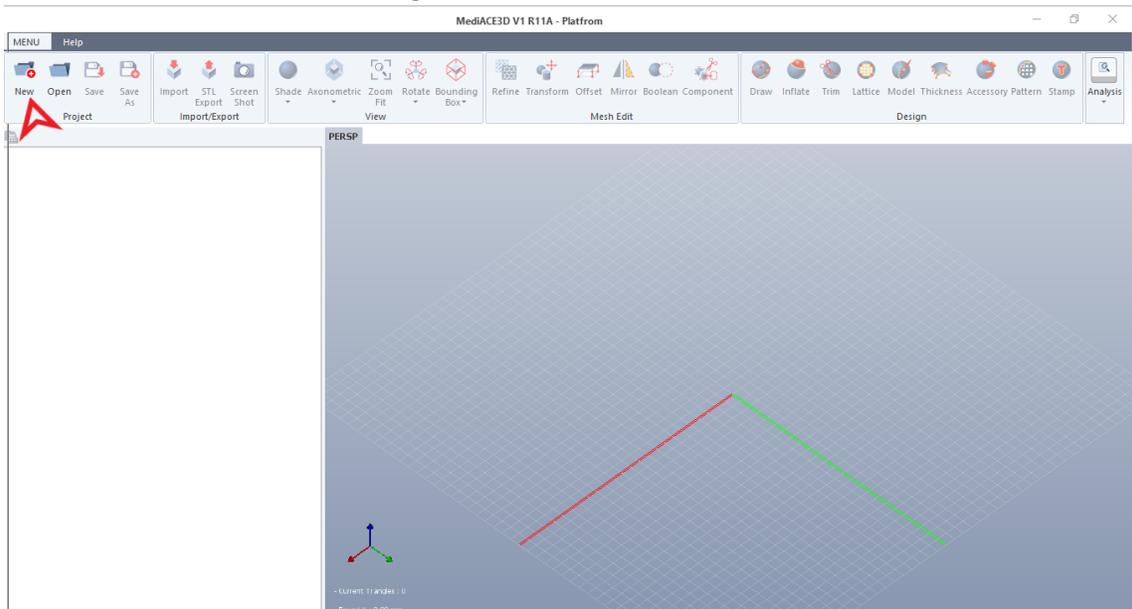


Fig.51 Entorno de software Mediacce 3D. Fuente: Elaboración propia.

A continuación, se abre una ventana donde se elige el tipo de extremidad para la cual se diseñará la órtesis. En este caso, se selecciona la opción correspondiente a los brazos. También se proporciona un nombre para la órtesis y se importa el archivo STL generado a partir del escáner 3D. Luego, se hace clic en "Create" para iniciar el proceso de diseño de la órtesis, tal como se ilustra en la Fig.52.

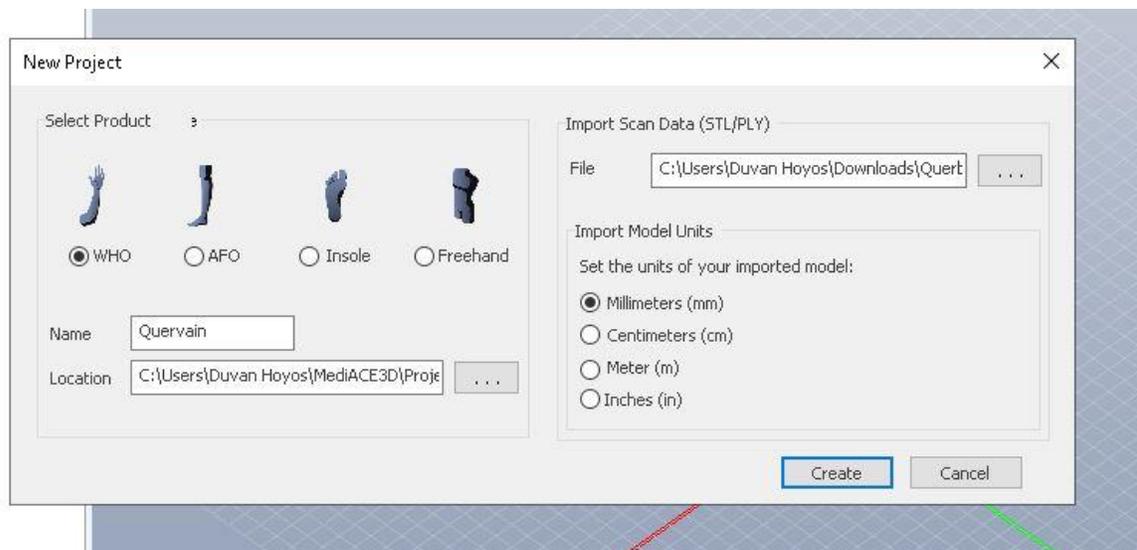


Fig.52 selección de extremidad e importación de stl en Mediacce 3D. Fuente: Elaboración propia.

Después de haber dado clic en el apartado de Create aparecerá en el área de diseño de Mediacce 3D el brazo en tamaño real con todas sus características obtenidas por el escáner anteriormente como se muestra en la Fig.53.

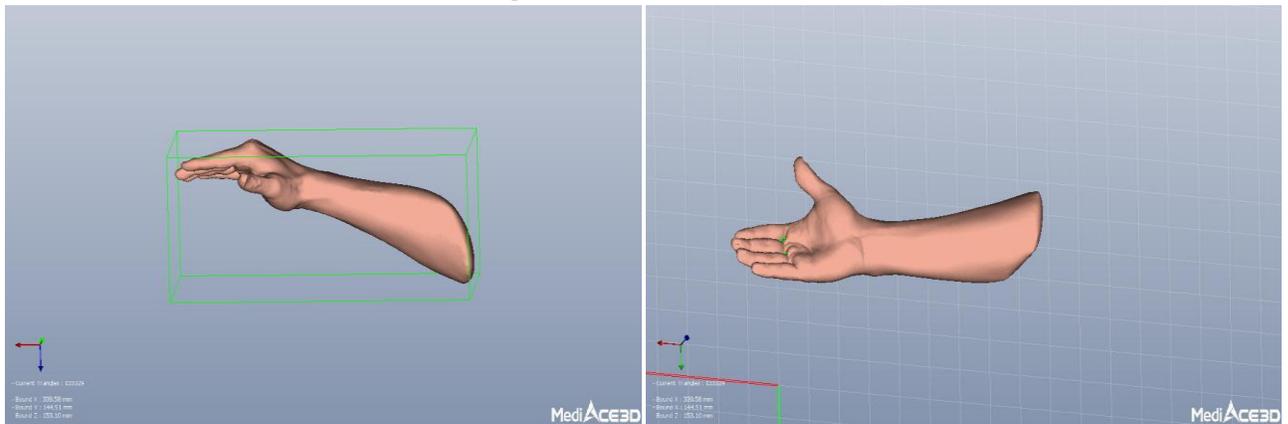


Fig.53 Miembro superior obtenido por el escáner 3D en el entorno de Mediacce 3D.

Fuente: Elaboración propia.

Una vez importado el brazo en el área de trabajo se procedió a dar clic en el botón WHO Design del software y luego en la herramienta Hand Skeleton tal y como se muestra en la Fig.54.

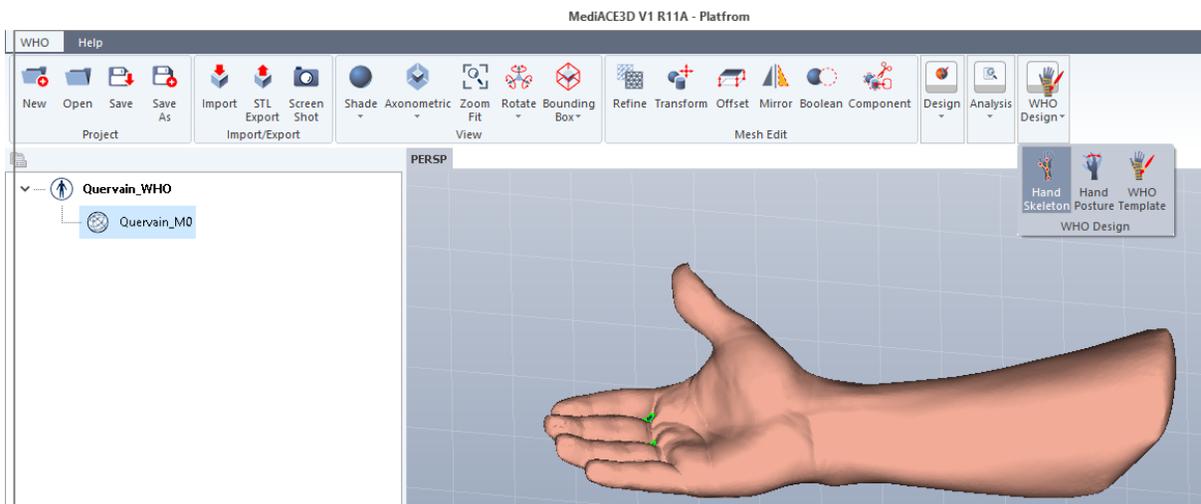


Fig. 54 Herramienta Hand Skeleton para dar inicio a la elaboración del diseño de la órtesis. Fuente: Elaboración propia.

Luego de haber realizado esta acción se generó otra ventana en la cual se escogió a cuál de los dos brazos se le va a diseñar la órtesis (derecho o izquierdo), para este caso se dio clic en Right ya que el brazo al que se le va a diseñar la órtesis es el derecho, seguido de esto se dio clic en Set y procedemos a darle 8 parámetros o puntos de referencia que requiere el software

(A. Punto dorsal semilunar, B. 3er centro dorsal de la articulación metacarpofalángica, C. centro escafoides medial, D. centro lunar lateral, epicóndilo lateral bajo, E. epicóndilo medio bajo, F. primer centro de la articulación metacarpofalángica, G. primer centro de articulación interfalángica) con los cuales el software se guía y detecta el miembro al que se le va a diseñar la órtesis para así habilitar las herramientas necesarias para desarrollar el diseño a realizar como se muestra en la Fig.55.

Seguido se dio clic en Save para guardar los puntos requeridos, se esperó un momento a que se procesara y se dio clic en el botón de Align model y así guardó dichos puntos.

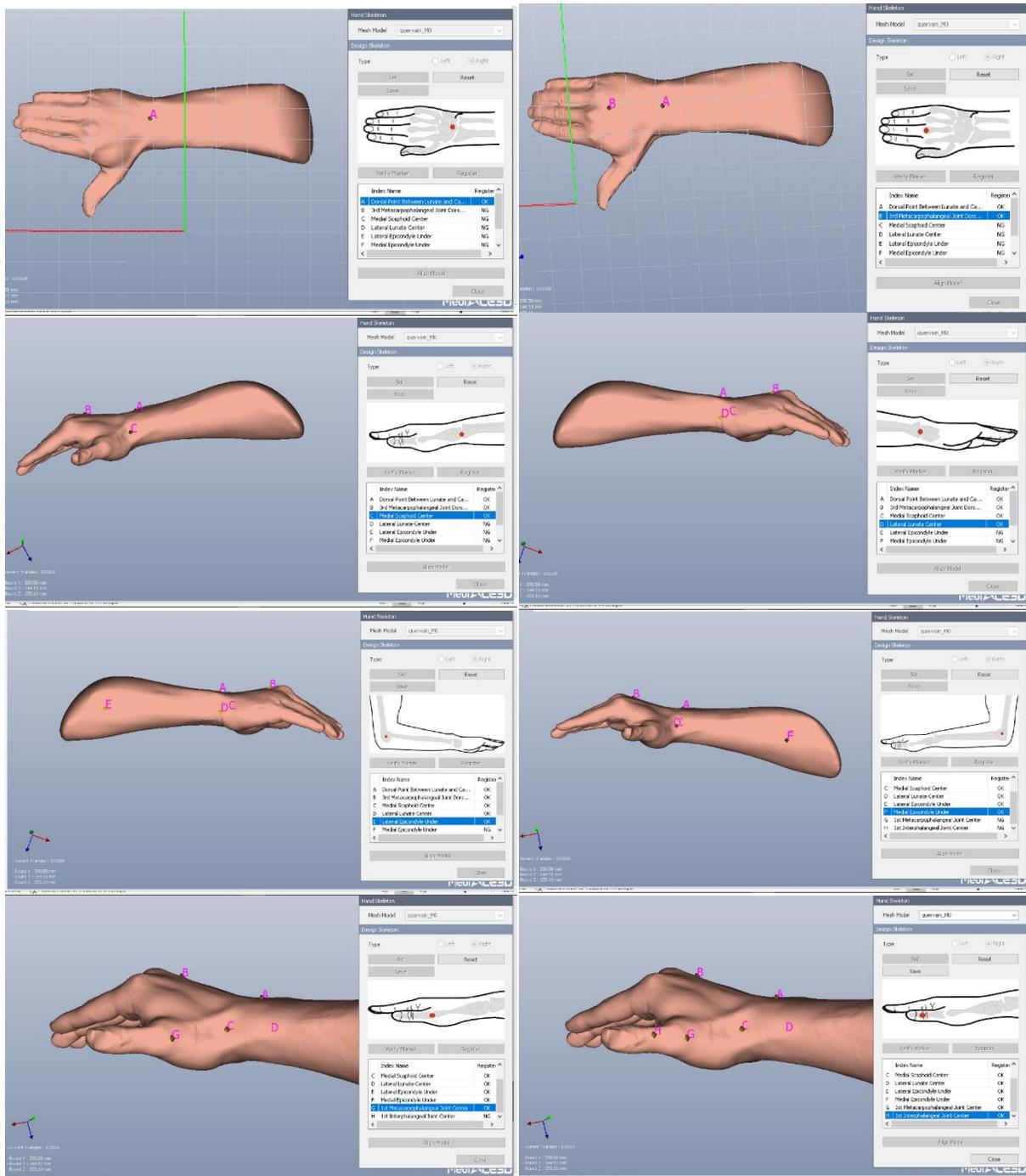
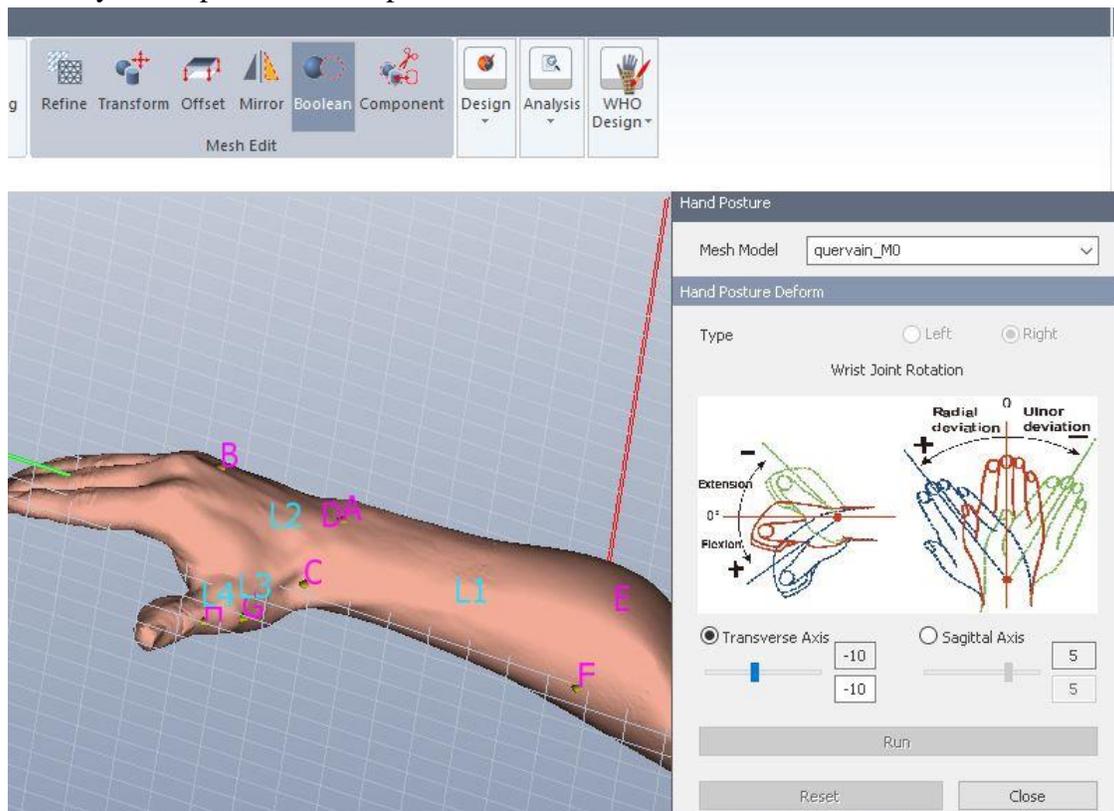


Fig.55 Puntos de referencia requeridos por el software. Fuente: Elaboración propia.

Dado el caso que el especialista requiera cambiar la rotación de la articulación de la muñeca para llevarla a otra posición, se dirige nuevamente al botón de Who Design y se da clic en Hand posture en donde se puede variar 2 ángulos de la mano en el eje transversal (extensión o flexión de la mano) y en el eje sagital (desviación ulnar o desviación radial de la mano)

como se puede apreciar en la Fig.56, seguidamente se da clic en Run para guardar la nueva posición y Close para salir del apartado.



*Fig.56 Rotación de la articulación de la muñeca en el eje transversal o en el eje sagital.
Fuente: Elaboración propia.*

Una vez realizado este paso, se prosiguió a dar clic nuevamente en el apartado Design y luego en Draw para comenzar a dibujar el tipo de diseño que se va a adaptar al paciente, como se puede observar en la Fig.57.

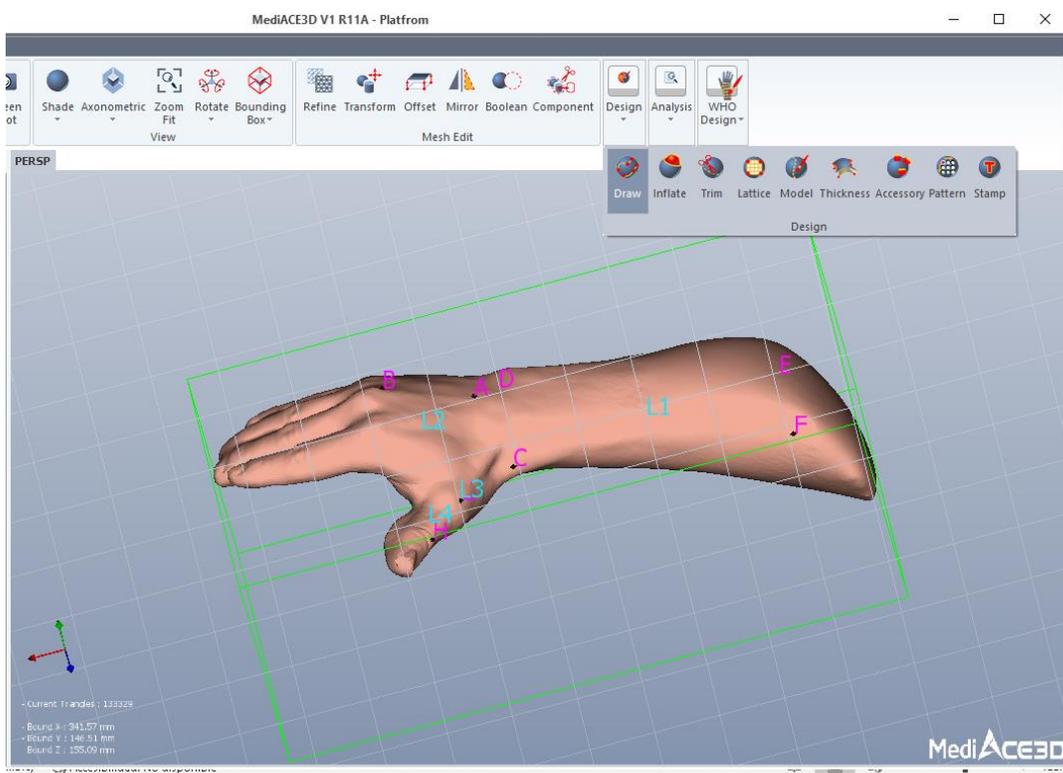


Fig.57 Apartado para comenzar a diseñar la órtesis. Fuente: Elaboración propia.

A continuación, se procedió a diseñar la férula según el tipo de lesión que se iba a tratar, en este caso se diseñó una órtesis para el síndrome de Quervain teniendo en cuenta los diferentes requisitos y características haciendo uso de la herramienta Design y luego Draw como se puede observar en la Fig.58.

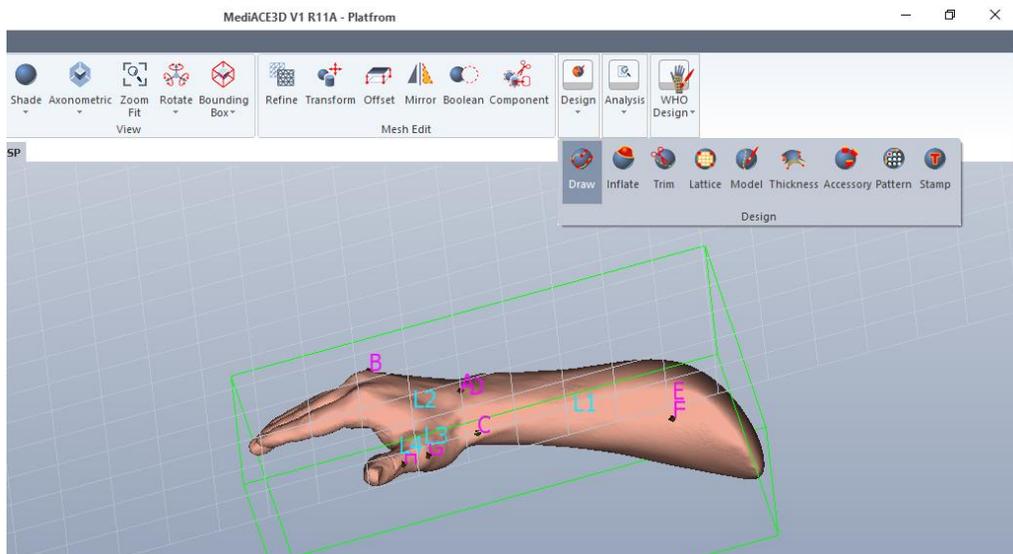


Fig.58 Herramienta para comenzar a crear el diseño de la férula. Fuente: Elaboración propia.

Una vez se dibujó el contorno del diseño de la férula teniendo en cuenta los parámetros dados por el especialista se generó una plantilla delineada de color azul como se ilustra en la Fig.59.

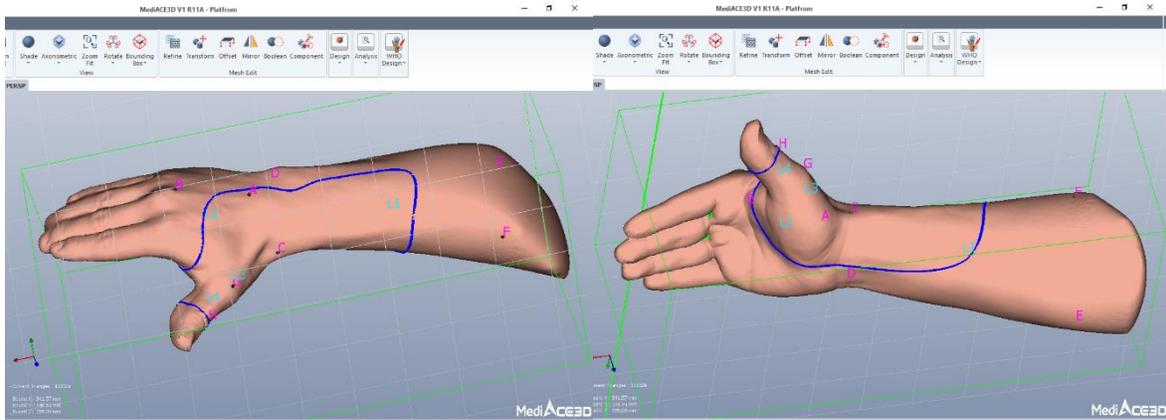


Fig.59 Diseño del contorno de la órtesis para el síndrome de Quervain. Fuente: Elaboración propia.

Ya realizado el anterior paso se procedió a usar la herramienta Design y luego Model y se seleccionó el contorno de la órtesis para darle el espesor que para este caso será de 4 mm y además se le dio una tolerancia de 2 a 3 mm entre la férula y el brazo para evitar lesiones en caso de hinchazón y evitar una órtesis demasiado ajustada, se dio en el apartado Run para que se ejecutara la orden dada como se observa en la Fig.60.

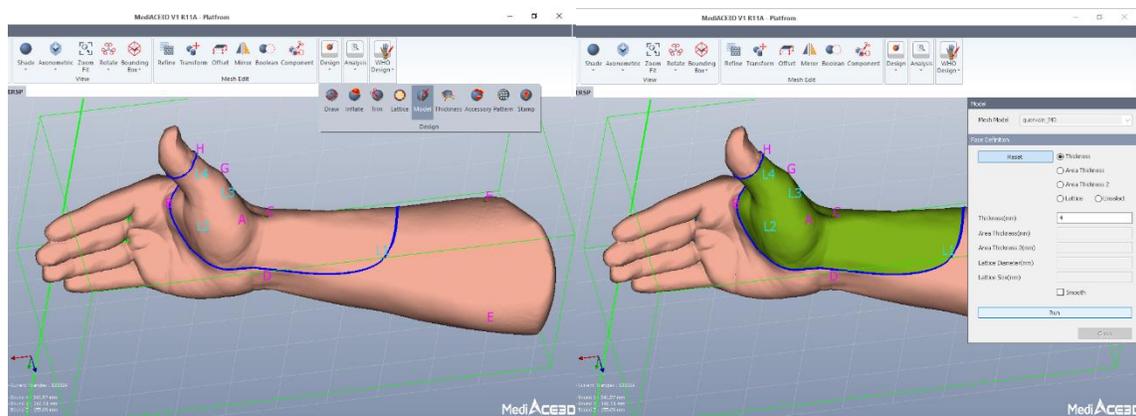


Fig. 60 Extrusión de 4mm para el diseño de la férula. Fuente: Elaboración propia.

MATERIALES

Escáner Einscan Pro 2X Plus

Escaneado mediante la tecnología de luz estructurada sin contacto con luz blanca led. Es de uso manual, pero gracias a la incorporación de otros elementos, puedes usarlo de forma fija si así se necesitara. Es de uso profesional, pudiendo adquirir de 0,1 a 0,05 mm de precisión por lo que su aplicación más común es en el área de la medicina e ingeniería inversa. La calibración y alineación lo hace de forma automática. El volumen que llega a escanear es de 0,03 a 4m, con un alcance de 210x150mm. Fig.61.



Fig.61 Escáner Einscan Pro 2X Plus. [24]

Especificaciones técnicas

Velocidad de escaneo: (Escaneo rápido de mano) 30 fps 1,500, 000 points/s (Escaneo de mano HD) 20 fps 1,100, 000 points/s 100 líneas para captura de datos

Alcance de escaneo: 312 X 204 mm

Precisión de escaneo: (Escaneo fijo) 0.04 mm

Precisión volumétrica: (Escaneo de mano HD) 0.05 mm + 0.3 mm/m

Distancia mínima de los puntos: (Escaneo de mano HD) 0.2 mm

Precisión de los escáneres de la serie EinScan Pro: La fábrica prueba la precisión de acuerdo con el estándar VDI / VDE 2634 [24].

Diseño portátil y fácil de usar

Con un peso ligero y un tamaño compacto, puede llevar fácilmente el Einscan Pro 2x o Einscan Pro 2X Plus a cualquier lugar como una computadora portátil, disfrutar de una instalación plug-and-play y una experiencia de escaneo ilimitada [24].

Diseño portátil y fácil de usar

Con un peso ligero y un tamaño compacto, puede llevar fácilmente el Einscan Pro 2x o Einscan Pro 2X Plus a cualquier lugar como una computadora portátil, disfrutar de una instalación plug-and-play y una experiencia de escaneo ilimitada [24].

Velocidad del Escáner

El último desarrollo en hardware de captura de datos y optimización de algoritmos, hacen de la próxima generación de la serie Einscan Pro 2X un gran avance en la velocidad de escaneo, procesando hasta 1, 500, 000 puntos por segundo (30 fps) en el modo de escaneo rápido portátil [24].

Alta precisión

La precisión de escaneo individual en modo de escaneo fijo sin giradiscos es de hasta 0.04 mm. Cuando se utilizan marcadores, la precisión volumétrica en los modos de escaneo portátil es de hasta 0.05 mm. y 0,3 mm / m [24].

Captura de detalles finos

La distancia mínima del punto de precisión es de hasta 0.2 mm. en los modos Handheld Rapid Scan y Handheld HD Scan, que generan datos 3D de alta resolución [24].

Software de laminado 3D

Tras la fase de modelado 3D, proceso a través del cual se consigue una representación de un objeto en 3 dimensiones, es necesario llevar a cabo una segunda fase, donde, a través de un programa de laminación, se divide el objeto creado con el software de modelado en una serie de capas. Posteriormente se generan una serie de órdenes indicando a la impresora 3D qué movimientos debe ejecutar, dónde y cómo debe depositar el material fundido para formar la pieza final. El código que generan estos programas de laminación es conocido como G-Code [25]. Los softwares utilizados para laminado fueron:

Ultimaker Cura

El laminador Ultimaker Cura es un software gratuito con una interfaz sencilla para la preparación de modelos 3D y funciones de Host en impresoras 3D de filamento. Fig.62 Ultimaker Cura es uno de los slicers más conocidos y utilizados actualmente, ya que ofrece un bajo nivel de dificultad, es versátil y de código abierto. Este software de laminado desarrollado por Ultimaker destaca gracias a que el código que genera es compatible con innumerables impresoras del mercado, es gratuito, posee una interfaz fácil de comprender y de utilizar y admite formatos de archivo STL, OBJ, X3D, GIF, JPG, PNG y BMP. Además, contiene perfiles ya programados para los usuarios con menos experiencia [25].

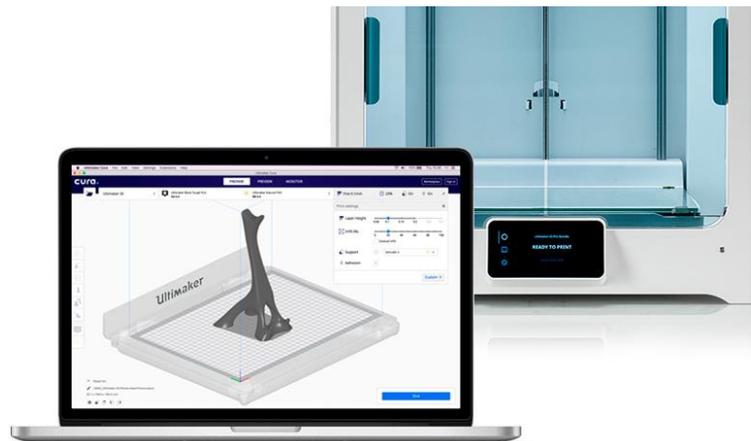


Fig.62 Software Ultimaker Cura. [25]

PrusaSlicer

El laminador PrusaSlicer, anteriormente conocido como Slic3r Prusa Edition o Slic3r PE, es un software de laminado desarrollado por el reconocido fabricante de impresoras 3D FDM

Prusa. Este software es una herramienta de código abierto y se encuentra en constante actualización y desarrollo. Fig.53 [25].



Fig.53 Software de PrusaSlicer. [25]

Dentro del propio laminador se pueden seleccionar hasta 3 modos de laminado: sencillo, avanzado y experto. Cada uno de estos niveles está enfocado para el nivel de experiencia que tenga cada usuario en el campo de la impresión 3D, y permitirá modificar una serie de parámetros en cada uno de los modos.

Algunas de las características destacadas del software PrusaSlicer son la posibilidad de modificar la altura de capa de manera automática, bien para disminuir el tiempo o para mejorar los acabados o la posibilidad de generar pausas en el código para poder cambiar el color del filamento de forma sencilla a la altura que se desee [25].

Uno de los mayores quebraderos de cabeza a la hora de imprimir en 3D es la configuración de los parámetros de impresión para que esta se realice de manera correcta. Este software, cuenta con perfiles preconfigurados para imprimir los modelos de manera segura sin tener que modificar ningún parámetro. Por ello, es la opción ideal para aquellos usuarios que se inician en la impresión 3D FDM. Sin embargo, gracias a su modo avanzado y las posibilidades que ofrece, también es un software ideal para usuarios experimentados [25].

Además, con cada actualización de este software se incluyen nuevos perfiles para impresoras 3D y materiales que van saliendo al mercado, incluso de otras marcas [25].

Impresora 3D Creality Ender 5

Para la impresión de los dos diseños realizados en este proyecto, se utilizó una impresora 3D Creality Ender 5 ver Fig.54, que presenta características especialmente adecuadas para la impresión de órtesis y férulas. A continuación, se detallan las especificaciones de esta impresora, ver tabla 3 [26].:

Tecnología	FDM (Modelado por deposición fundida)
Tamaño de impresión	220 x 220 x 300mm
Tamaño de equipo	552 x 485 x 510mm
Tamaño de empaque	560 x 540 x 240 mm
Peso de equipo	11.8 Kg
Número de boquillas	1
Temperatura de boquilla	Hasta 260°C
Temperatura de la cama	Hasta 130°C
Velocidad de impresión	Hasta 100mm/s
Tipo de cama	Magnética Removible
Altura de capa	0.1mm – 0.4mm
Método de impresión	Tarjeta micro SD, USB
Formato de archivos	STL/OBJ/AMF
Diámetro de filamento	1.75mm
Precisión de impresión	+/- 0.1mm
Energía	270W
Diámetro de boquilla	Estándar 0.4mm, opcionales 0.1, 0.2,0.3, 0.5,0.6,0.8,1.0mm
Fuente de poder	115V/230V, salida 24V
Sistema operativo	Win XP/Vista/7/10/Mac/Linux
Software de corte	Creality Slicer/Cura/Repetier- Host/Simplify3D
Tipo de filamento	PLA, ABS, PETG, TPU, Carbón, Madera, especiales

Tabla 3. Especificaciones técnicas de impresora 3D Creality Ender 5. Fuente: Ficha técnica de impresora 3D Creality Ender 5. [26]

La impresora Creality Ender 5 se seleccionó debido a sus capacidades técnicas y su fiabilidad para producir órtesis y férulas con buenos resultados.



Fig.54 Impresora Creality Ender 5 utilizada para la impresión de la órtesis y férula desarrollada en el proyecto. [26]

Filamento PLA:

Para el desarrollo del proyecto se utilizó el filamento PLA ver Fig.55, ya que cuenta con características mecánicas y resistencia al calor que favorecen la elaboración de férulas y órtesis, además es un material inoloro y fácil de limpiar, este material que es uno de los más populares para impresión 3D con FDM. El PLA, también conocido como Ácido Poliláctico, es un termoplástico compuesto por moléculas de ácido láctico. Es el polímero biodegradable más ampliamente utilizado en la industria y se caracteriza por su versatilidad [27].

El PLA se produce utilizando recursos renovables al 100%, como el maíz, la remolacha, el trigo y otros productos ricos en almidón. Es importante destacar que este polímero se obtiene a partir de compuestos derivados de la fijación natural de CO₂, lo que significa que las emisiones netas de esta sustancia al ambiente son nulas cuando se quema [27].

Además, el PLA se obtiene de fuentes prácticamente inagotables, lo que lo convierte en una opción sostenible y respetuosa con el medio ambiente [27].



Fig.55 Filamento PLA utilizado para la impresión de la órtesis y férula desarrolladas en el proyecto. Fuente: página de ventas online kiwiku. [31]

CAPITULO 4.

4. DESARROLLO DEL PROYECTO

4.1. Diseño e impresión de órtesis para tenosinovitis de Quervain

Teniendo en cuenta el desarrollo metodológico, se incorporó encima de la férula uno de los patrones de orificios con los que cuenta el software, este diseño de patrones tiene como objetivo mejorar la ventilación del miembro afectado reduciendo posibles irritaciones, alergias o sudoración excesiva, además este enfoque contribuirá a que la órtesis sea más liviana para el paciente como se puede apreciar en la Fig.56.

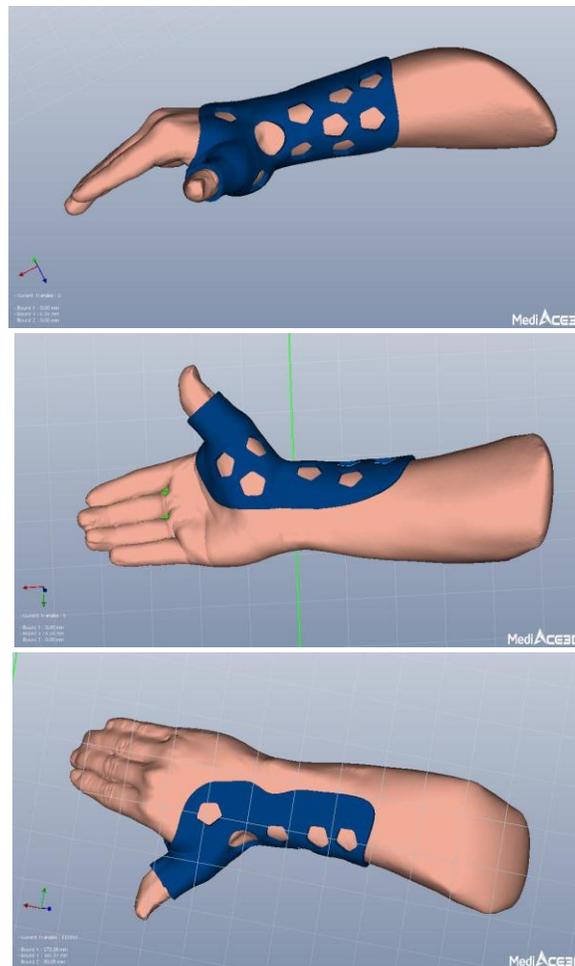


Fig. 56 Diferentes vistas de la férula diseñada para el síndrome de Quervain con su respectivo patrón de orificios para mejorar la ventilación. Fuente: Elaboración propia.

Se procedió a asignarle uno de los accesorios del software a la órtesis, el cual se usará para la sujeción de dicha órtesis al miembro afectado del paciente haciendo uso de correas o velcro

usando la herramienta Design y Accessory, se seleccionó el tipo de accesorio que mayor sujeción tenga y se agregó al diseño como se observa en la Fig. 57

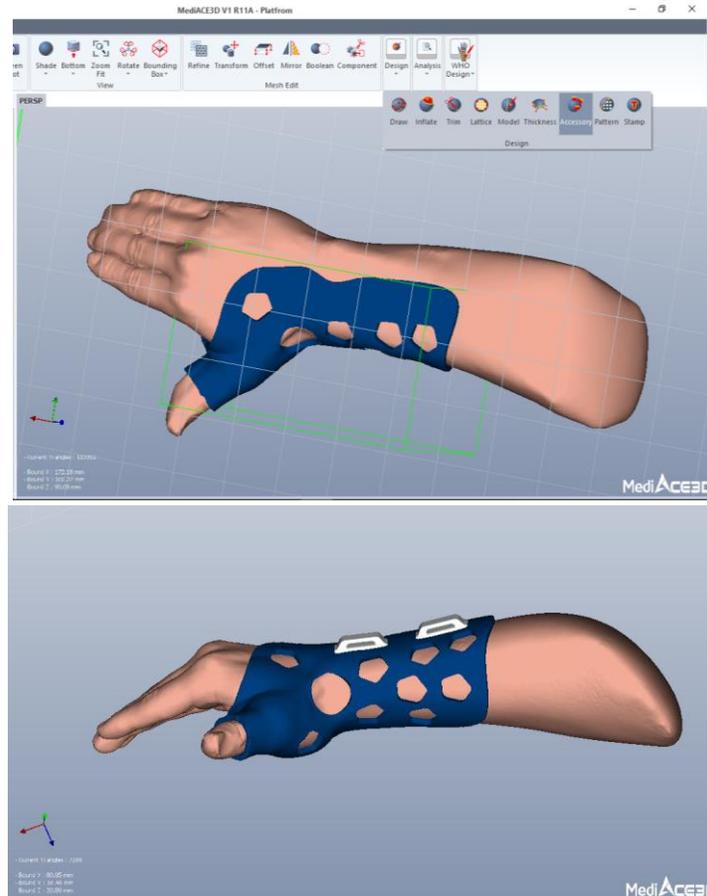


Fig.57 Ubicación de accesorios (pieza color blanco) para la fijación de la férula a la mano del paciente. Fuente: Elaboración propia.

A continuación, se presenta el diagrama de flujo correspondiente, con el propósito de brindar una comprensión más clara del anterior proceso descrito textualmente. Para visualizar el diagrama, consulta la Figura 57.1.

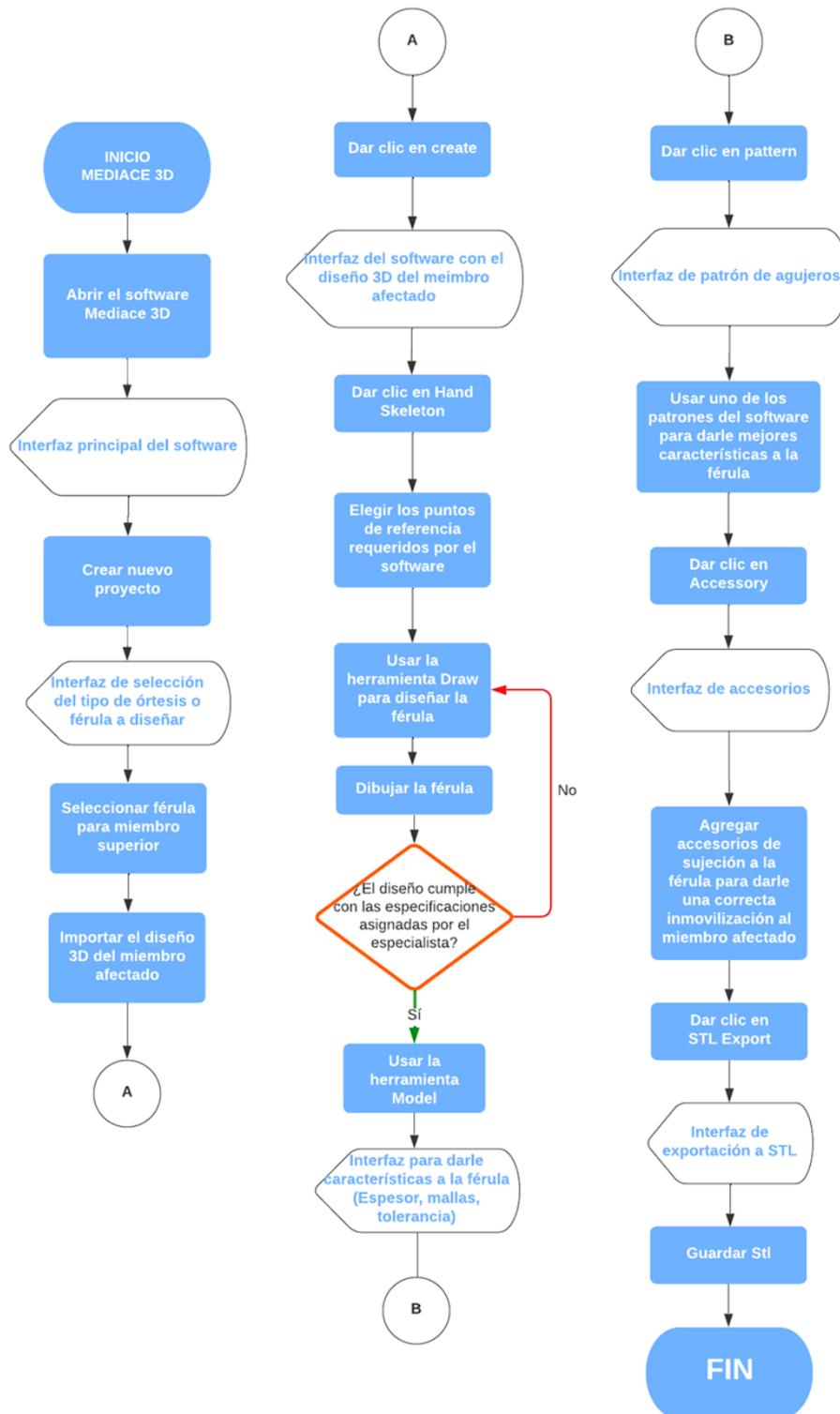


Fig. 57.1 Diagrama de flujo para diseñar la férula u órtesis en el software Mediace 3D ® según la lesión del paciente. Fuente: Elaboración propia

Los pasos descritos anteriormente en este documento son aplicables al diseño de férulas para cualquier tipo de lesión, ya que la única diferencia radica en el diseño requerido por el especialista para tratar las lesiones específicas de cada paciente.

Una vez completado el diseño, el último paso consistió en exportarlo a un archivo STL, que es el formato utilizado por los diversos programas de laminado para la impresión 3D. Una vez obtenido el archivo STL, se procedió a utilizar el software de laminado ULTIMAKER CURA, que fue el programa utilizado en este caso, el cual permite configurar y dar instrucciones a la impresora 3D. Estas configuraciones incluyen el tipo de material a utilizar, la altura de capa, la velocidad de extrusión, la temperatura de extrusión, los soportes y otros parámetros. Esto asegura la producción de una órtesis con excelentes características y precisión, además dicho software es compatible con varias impresoras 3D y ofrece una gran flexibilidad al seleccionar una impresora, además de proporcionar numerosas configuraciones para las impresiones.

A continuación, se presenta el procedimiento paso a paso de las configuraciones y parámetros aplicados en el software de laminado Ultimaker Cura.

El primer paso consistió en ingresar al entorno de trabajo, como se muestra en la Fig.58.

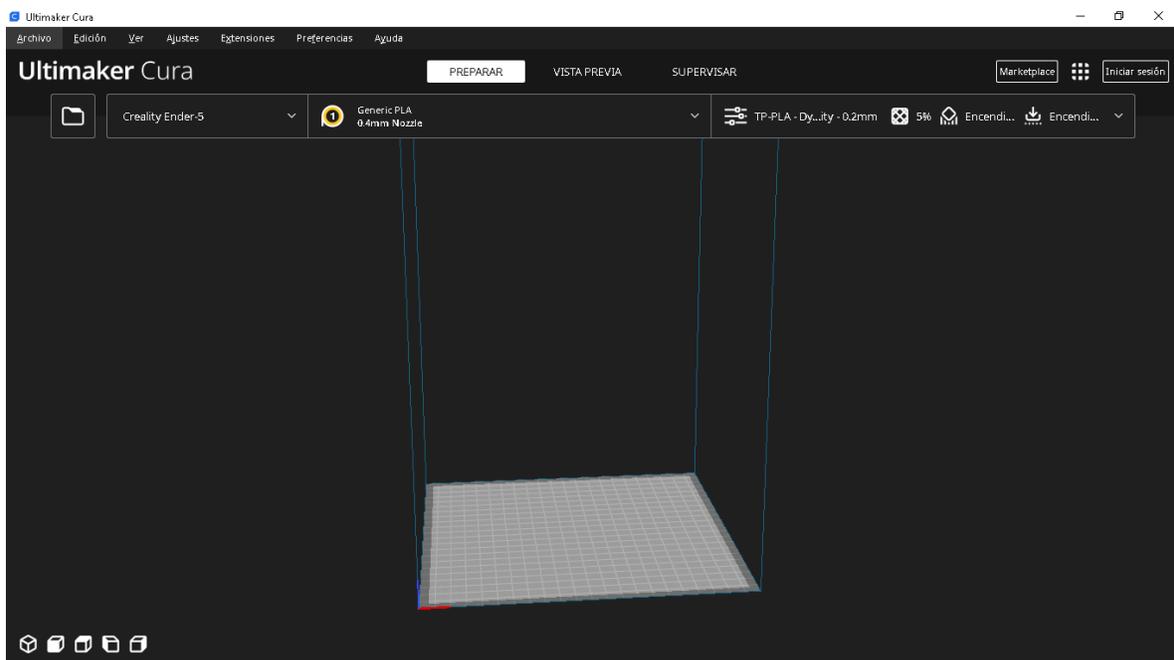


Fig.58 Entorno de trabajo del software Ultimaker Cura. Fuente: Elaboración propia.

Se procedió a escoger el tipo de impresora que se iba a utilizar para la impresión 3D, en este caso se seleccionó la impresora Creality Ender 5 la cual fue usada para la impresión de la órtesis como se ilustra en la Fig.59

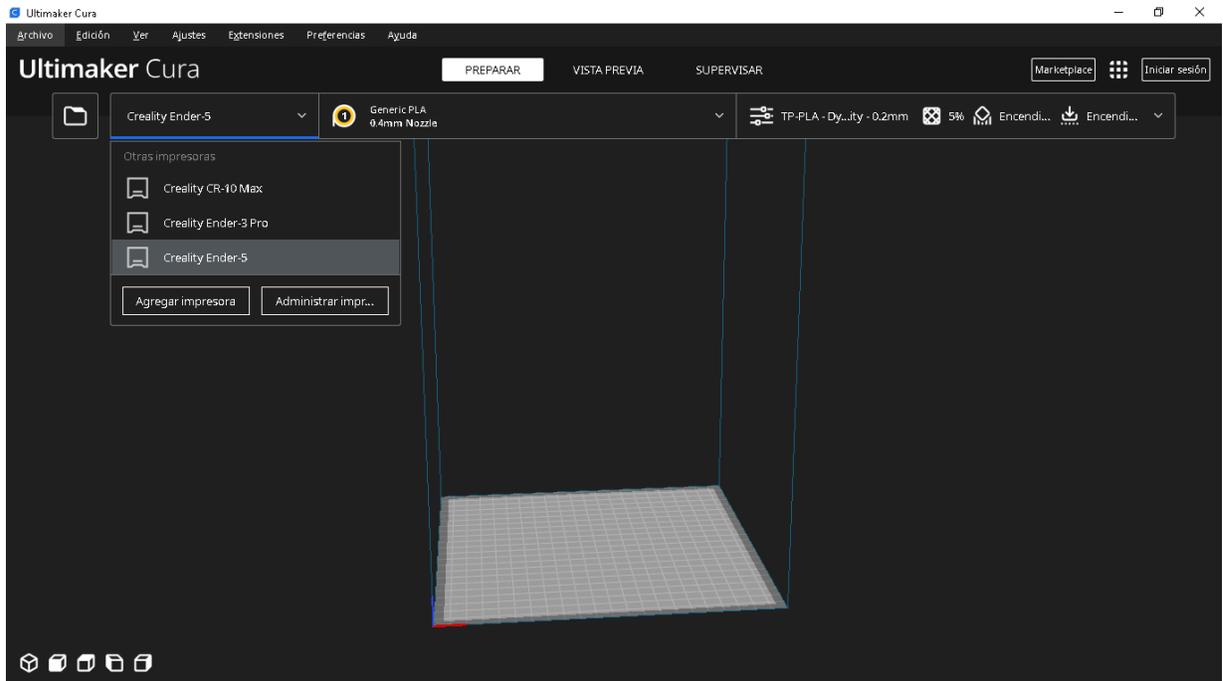


Fig.59 Selección de la impresora a utilizar. Fuente: Elaboración propia.

Luego se escogió el tipo de material que se va a usar para la impresión de la órtesis que para este caso fue el PLA y además se escoge la medida de la boquilla que se vaya a utilizar como se muestra en la Fig.60

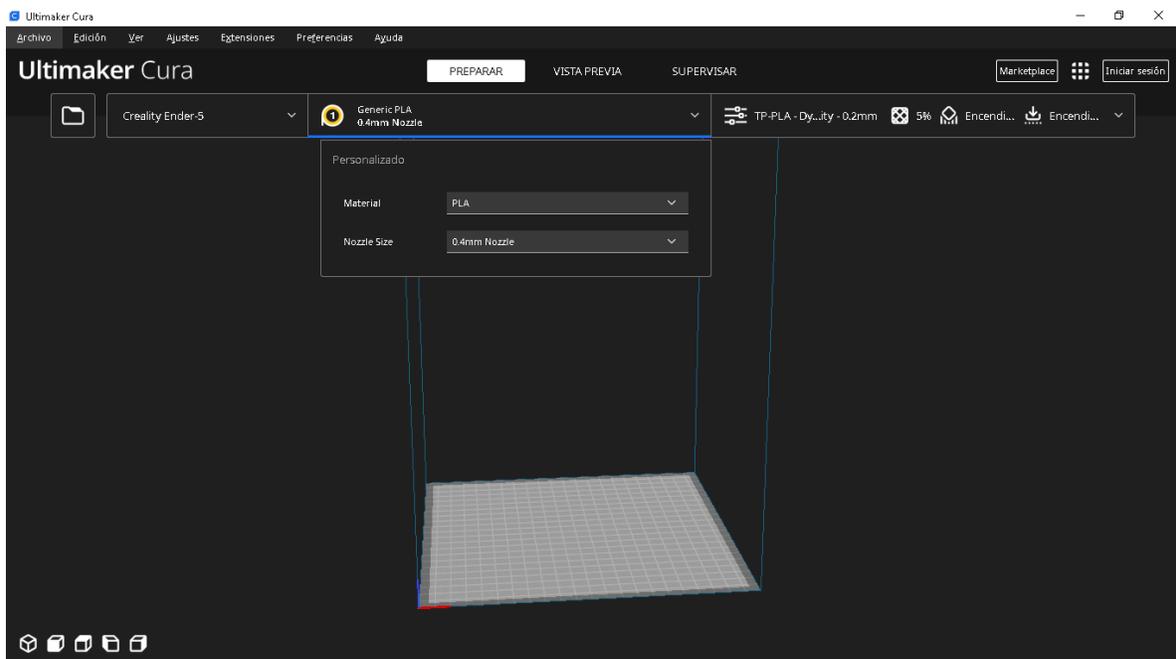


Fig.60 Selección del material y del tamaño de la boquilla de la impresora. Fuente: Elaboración propia.

Se continuó dándole los siguientes parámetros a la impresora para que la impresión quede con el más óptimo acabado, como se muestra en la Fig.61

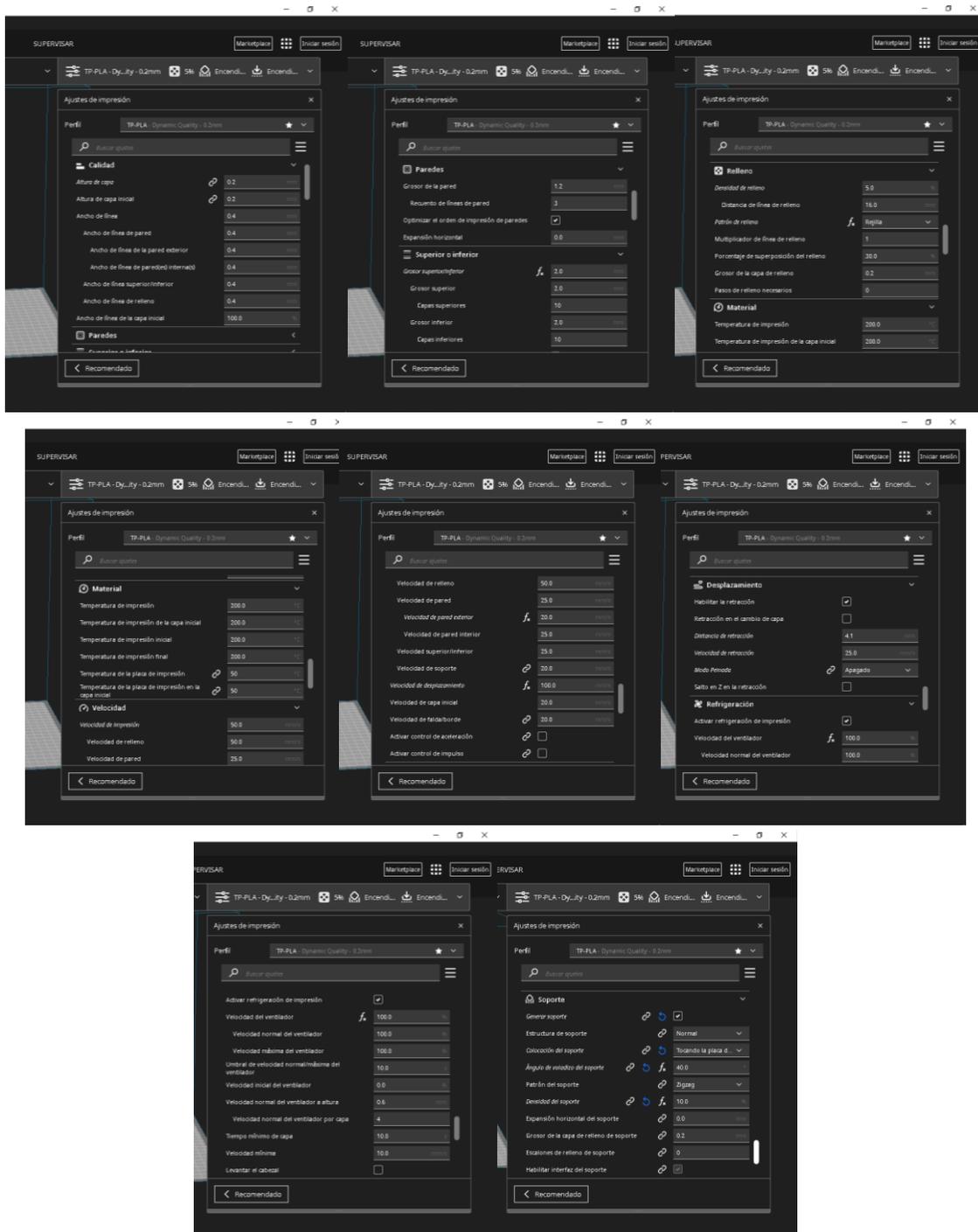


Fig.61 Parámetros asignados para la impresora. Fuente: Elaboración propia.

Una vez realizada esta operación, se importó el diseño stl de la órtesis para abrirlo en el software y proceder a enviarlo a la impresora que se usará para dicho propósito como se muestra en la Fig.62

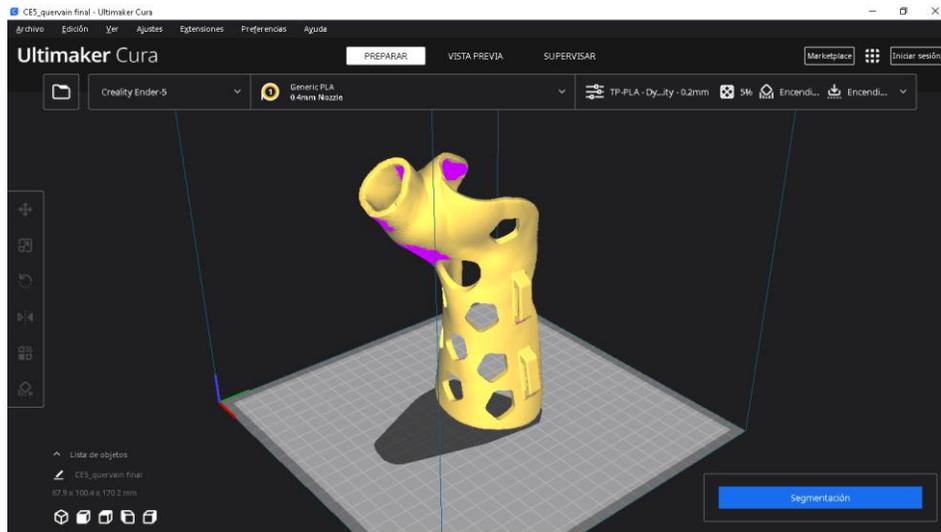


Fig.62 previsualización del stl de la órtesis. Fuente: Elaboración propia.

A continuación, se le dio la mejor ubicación a la órtesis para su correcta impresión, y se procedió a segmentar la pieza a imprimir para ver el tiempo que demora en imprimirse y además mostrará los soportes y demás características de la férula a imprimir como se muestra en la Fig.63

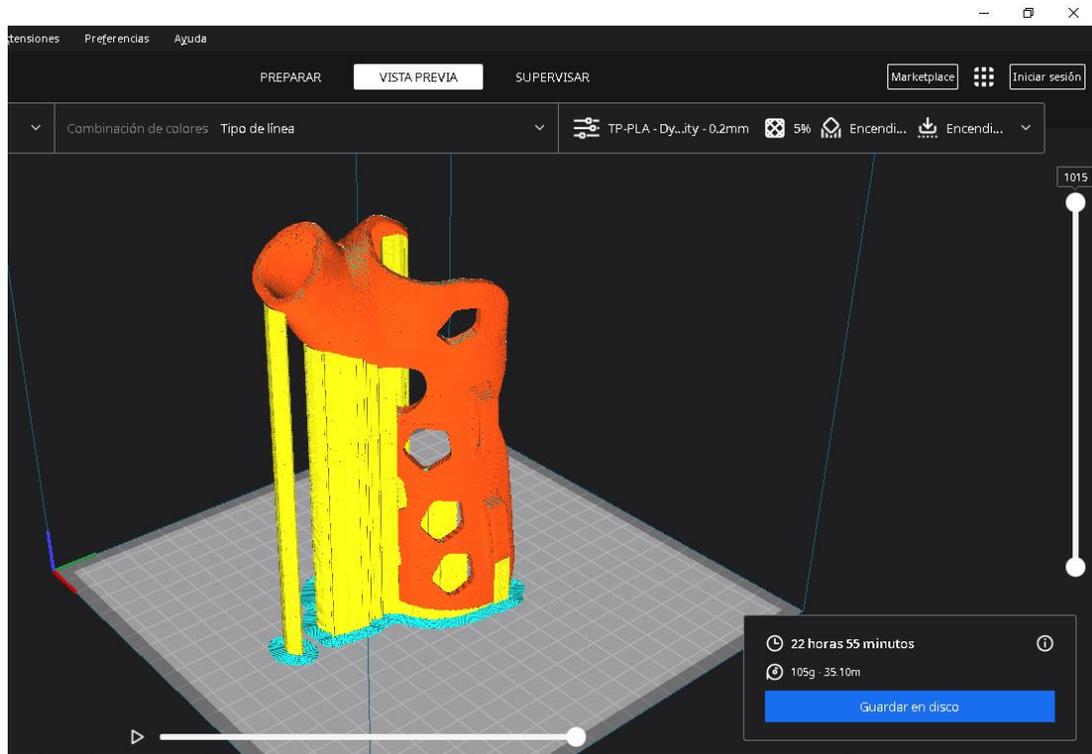


Fig. 63 Previsualización de la órtesis en el software laminador. Fuente: Elaboración propia.

Luego se procedió a grabar el archivo en una memoria SD la cual se introduce en la impresora 3D para ser leída por la misma y comenzar a imprimir el archivo grabado.

A continuación, se presenta el diagrama de flujo correspondiente, con el propósito de brindar una comprensión más clara del anterior proceso descrito textualmente. Para visualizar el diagrama, consulta la Figura 63.1.

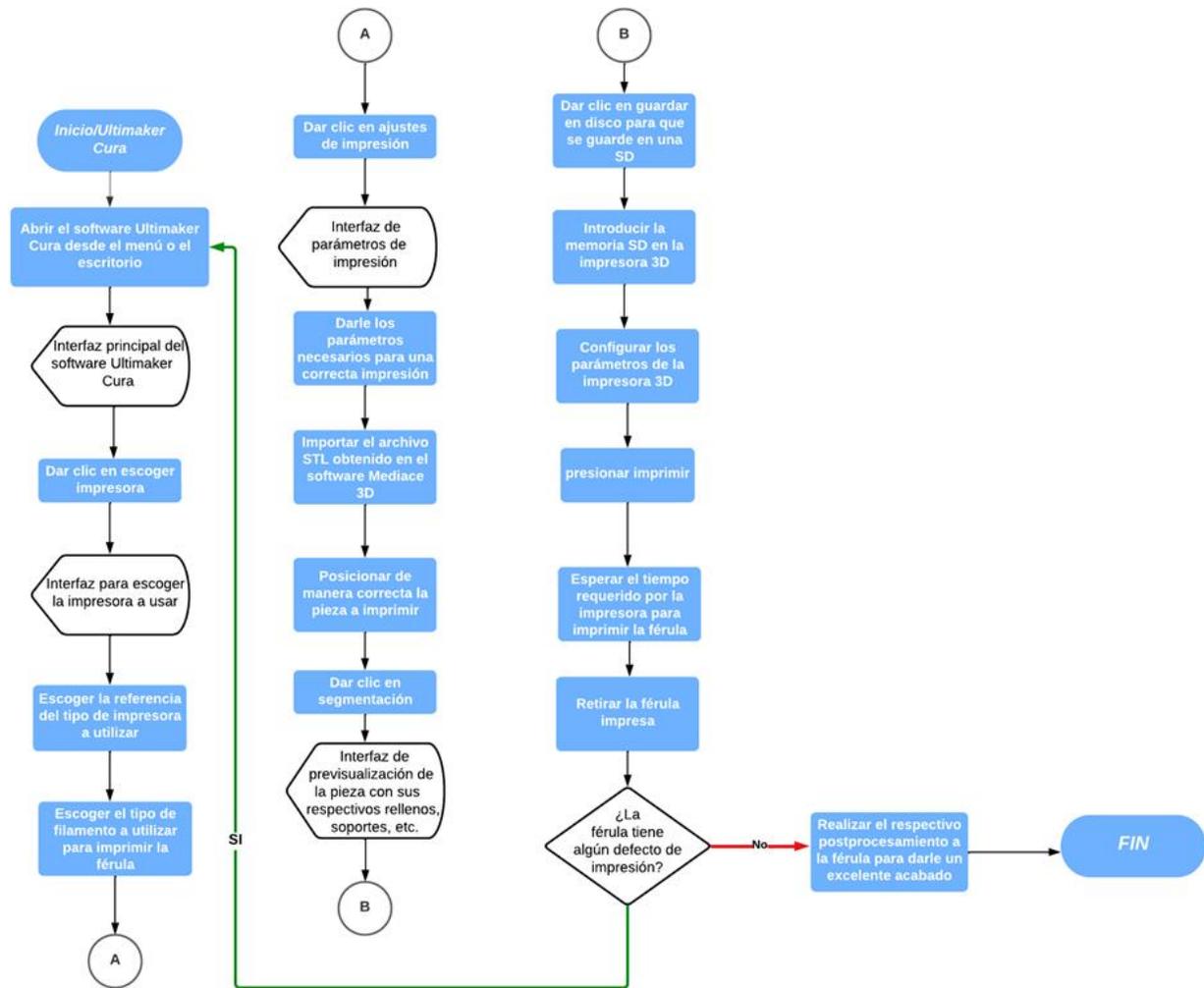
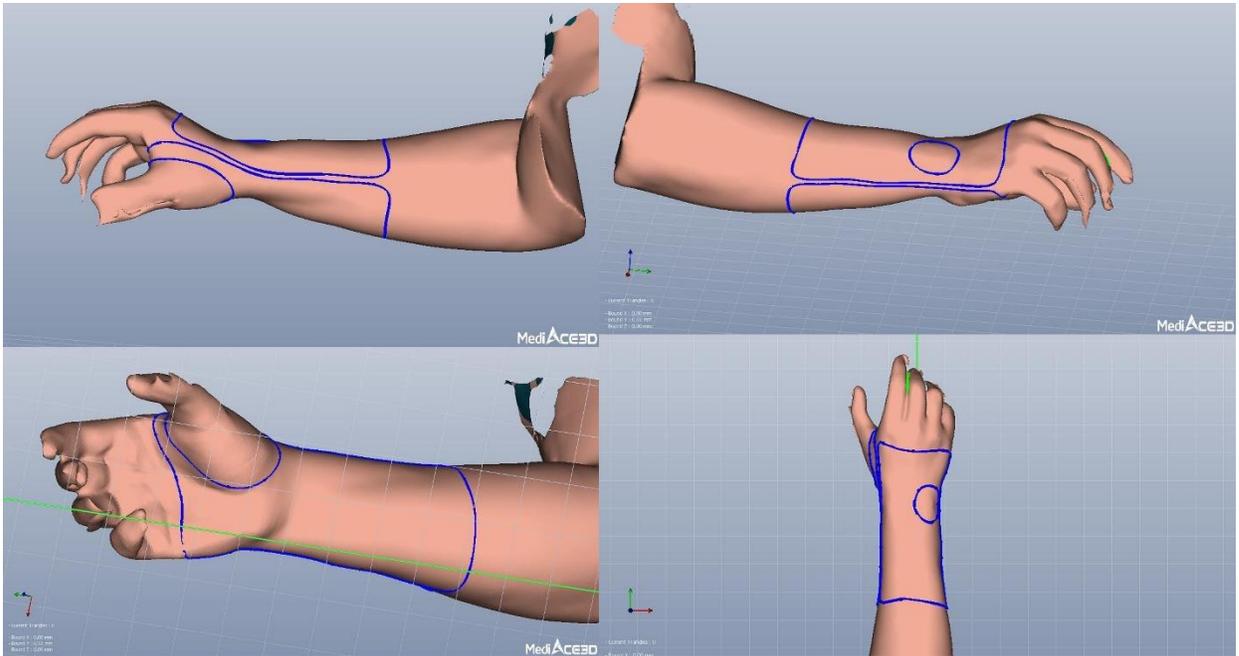


Fig.63.1 Diagrama de flujo del proceso de uso del software laminador Ultimaker Cura e impresión 3D. Fuente: Elaboración propia

4.2. Diseño e impresión de férula para fractura de radio distal (Fractura de Colles):

A continuación, se detalla la fabricación de una férula para fractura de radio distal en miembros superiores denominada fractura de Colles, primero se tuvo en cuenta las recomendaciones del especialista (Fisioterapeuta) como ángulos de posición y posiciones de seguridad para realizar una correcta inmovilización del miembro lesionado.

Para la elaboración de la férula se siguieron los mismos pasos que para el diseño de la órtesis de tenosinovitis de Quervain hasta el paso del diseño del contorno de la férula como se puede apreciar en la Fig.64



*Fig.64 Diferentes vistas de contorno de la férula para el tratamiento de fractura de Colles.
Fuente: Elaboración propia.*

Una vez realizado el anterior paso se procedió a seleccionar el contorno de la férula diseñada para darle el espesor que para este caso fue de 5 mm y además se le dio una tolerancia de 4 mm entre la férula y el brazo para evitar lesiones en caso de hinchazón y evitar una férula demasiado ajustada, ver Fig.65.

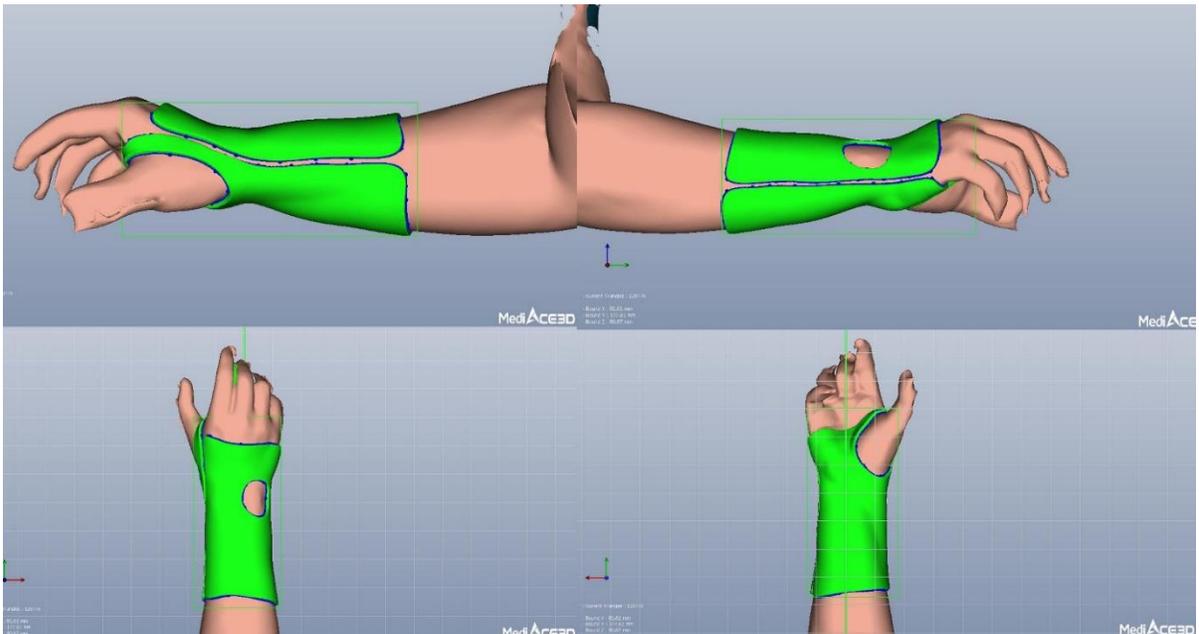


Fig.65 Vistas isométricas de diseño de férula para fractura de Colles con su respectivo espesor. Fuente: Elaboración propia.

Una vez aplicado el espesor y la tolerancia al diseño de la férula se procedió a darle un patrón de perforaciones con el que cuenta el software para otorgarle una mejor ventilación y confort al paciente que vaya a utilizar dicha férula y así evitar posibles efectos negativos en la recuperación de la lesión a tratar como se puede apreciar en la Fig.66.

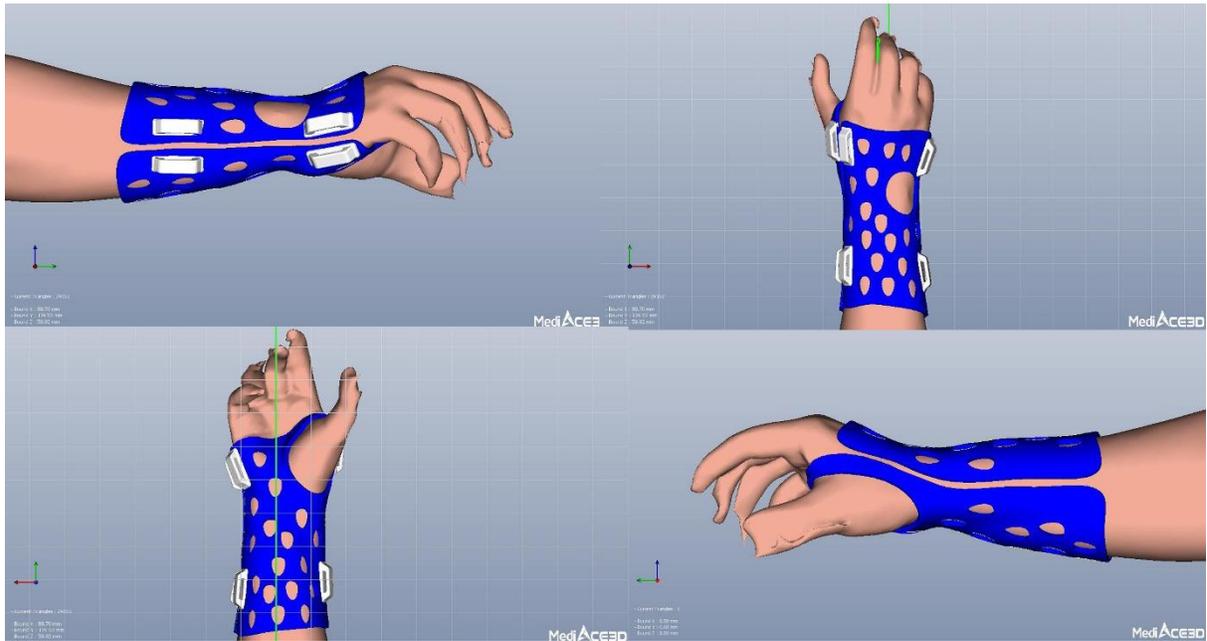
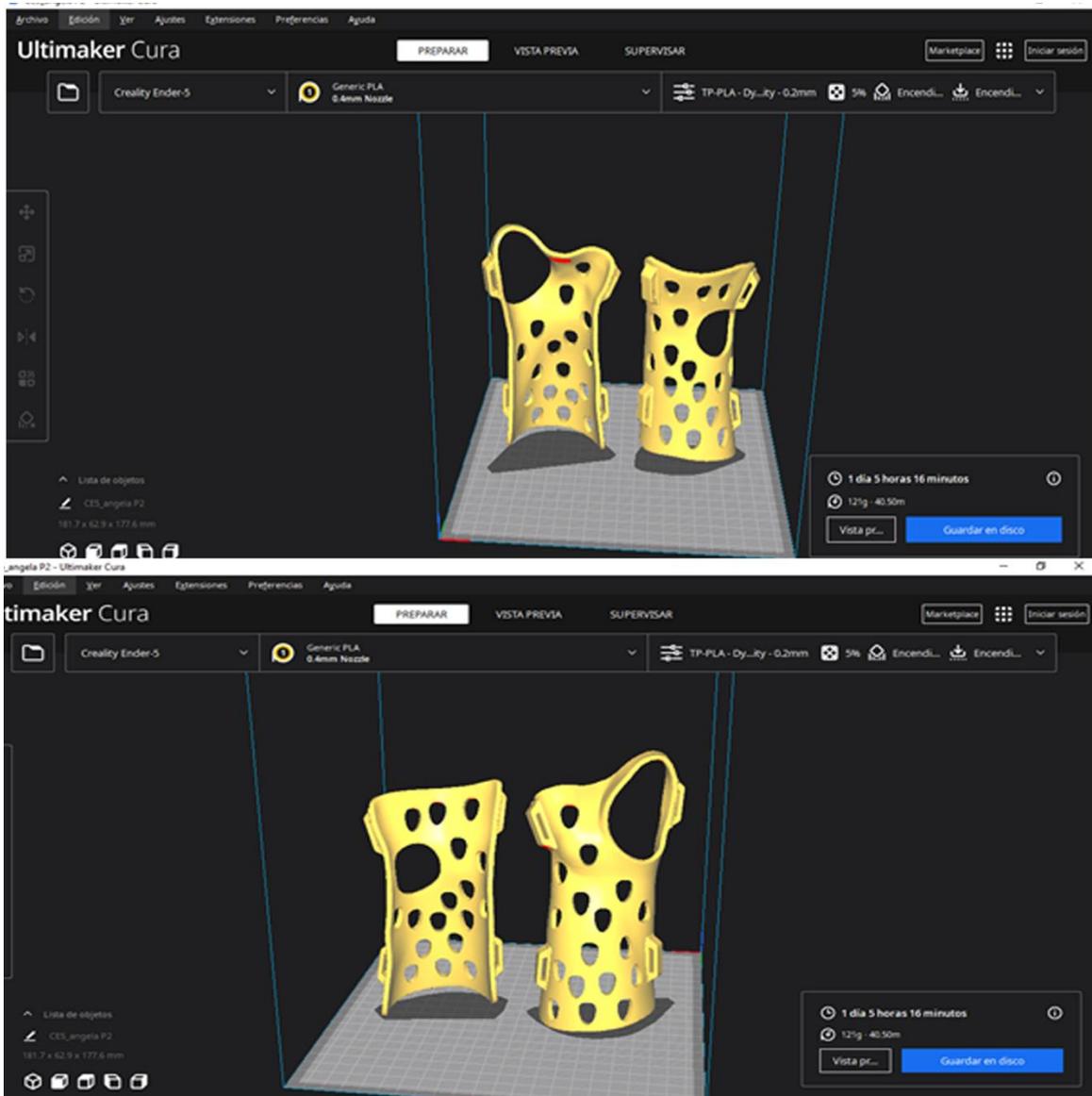


Fig.66 Vistas del diseño de la férula con sus respectivos accesorios de sujeción. Fuente: Elaboración propia.

Una vez completado el diseño, el último paso consistió en exportarlo a extensión STL, que es el formato utilizado por los diversos programas de laminado para la impresión 3D. Una vez obtenido el archivo STL, se procedió a utilizar el software de laminado ULTIMAKER CURA, que fue el programa utilizado en este caso para configurar y dar instrucciones a la impresora 3D, como se ilustra en la Fig.67



*Fig.67 STL de Férula para fractura de Colles en programa laminador Ultimaker Cura.
Fuente: Elaboración propia.*

Después de segmentar el diseño para su impresión, se obtienen datos cruciales, como el tiempo estimado de impresión, la cantidad de material necesario y además una vista previa de la pieza y los soportes requeridos para garantizar una correcta impresión como se ilustra en la Fig.68.

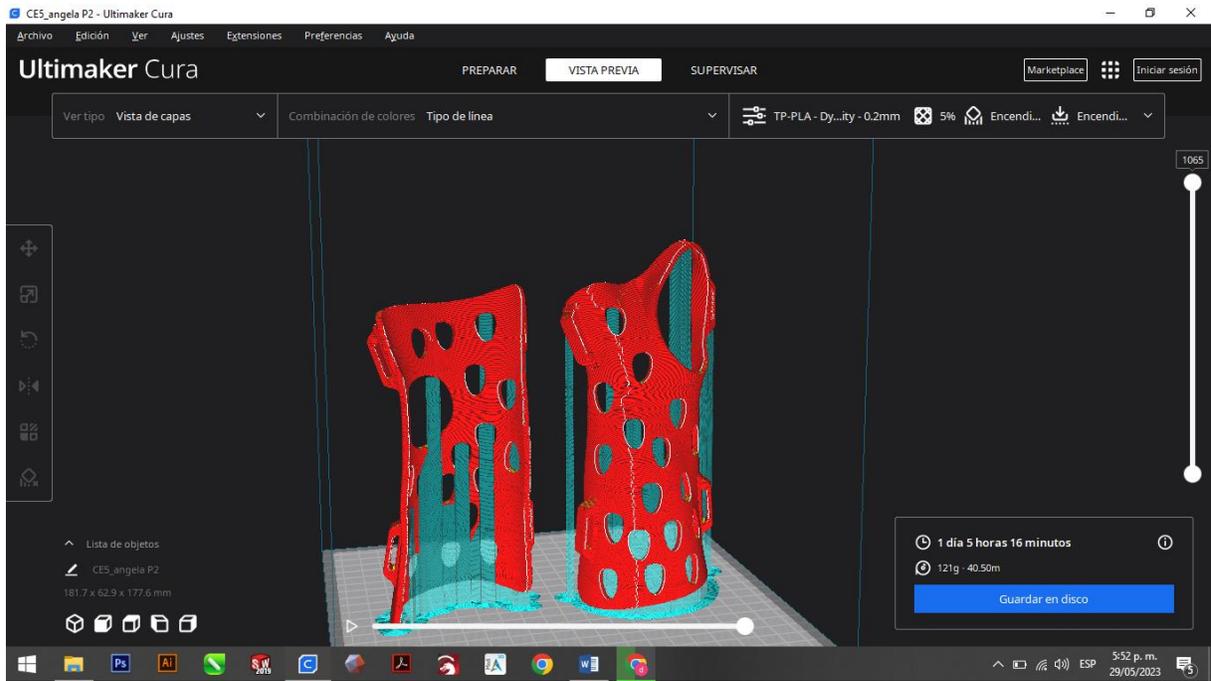


Fig.68 Vista previa de cómo quedará la impresión en un entorno real. Fuente: Elaboración propia.

RESULTADO FINAL

En el presente apartado se evidencia el resultado final de la órtesis utilizada para tratar la tenosinovitis de Quervain (Fig.69) y la férula usada para el tratamiento de la fractura de colles (Fig.70), las cuales fueron impresas en filamento PLA con las configuraciones antes mencionadas para lograr piezas completamente funcionales y de buena calidad.



Fig.69 Órtesis impresa para el tratamiento de Tenosinovitis de Quervain. Fuente: Elaboración propia.



Fig.70 Férula impresa para el tratamiento de la Fractura de Colles. Fuente: Elaboración propia.

Una vez impresas las piezas se procedió a añadirle los velcros que son los encargados de sujetar de manera correcta la órtesis y la férula a la anatomía del paciente, se adjunta la evidencia fotográfica de la órtesis para tenosinovitis de Quervain (Fig.71) y la férula para la fractura de colles (Fig.72) ya implementadas en personas piloto para estudiar la ergonomía y la correcta inmovilización y si es el caso realizar las correcciones que sean necesarias.



Fig.71 Órtesis para tratamiento de Tenosinovitis de Quervain implementada en una persona sana para retroalimentación con respecto a la ergonomía e inmovilización.

Fuente: Elaboración propia.

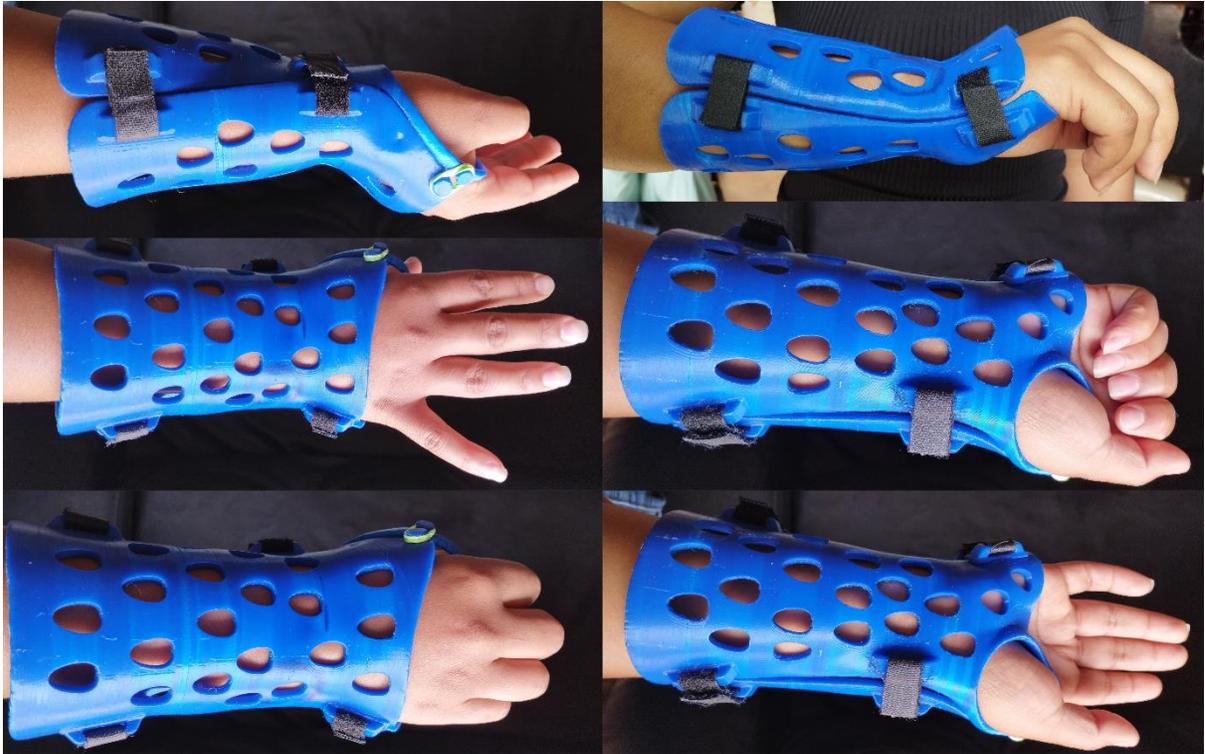


Fig.72 Órtesis para tratamiento de fractura de radio distal implementada en una persona sana para retroalimentación con respecto a la ergonomía e inmovilización. Fuente: Elaboración propia.

4.3. Validación de órtesis y férula

Para validar la eficacia de los dos diseños implementados en este proyecto, se llevó a cabo una encuesta exhaustiva con la participación de tres fisioterapeutas y un médico especializados en el área de traumatología, quienes cuentan con una amplia experiencia en la inmovilización y rehabilitación de lesiones en miembros superiores. Estos profesionales poseen una destacada trayectoria en el tratamiento y recuperación de diversos tipos de lesiones.

La encuesta se diseñó cuidadosamente, abarcando diferentes aspectos relacionados con los diseños implementados. Se incluyeron preguntas específicas para evaluar la funcionalidad, comodidad, efectividad y facilidad de uso de cada diseño. Además, se les solicitó a los expertos que compartieran sus opiniones y recomendaciones sobre posibles mejoras o ajustes.

Tras analizar detenidamente las respuestas obtenidas, se generaron resultados claros y concisos, los cuales se presentan en la tabla 4.

Puntuaciones de las encuestas: 1=muy malo, 2=malo, 3=regular, 4=aceptable, 5=bueno, 6=muy bueno, 7=sobresaliente, 8=óptimo, 9=excelente, 10= extraordinario

DATOS OBTENIDOS MEDIANTE ENCUESTA					
	FISIOTERAPEUTA 1	FISIOTERAPEUTA 2	FISIOTERAPEUTA 3	MÉDICO DEL ÁREA DE TRAUMATOLOGÍA	PROMEDIO DE CADA ITEM
Facilidad de uso de las órtesis	9	9	9	9	9
Inmovilización del miembro superior	9	9	9	8	8,75
Movimientos dentro del rango anatómico de la muñeca (Flexión – Extensión)	8	9	10	8	8,75
Movimientos dentro del rango anatómico de la muñeca (Pronación – Supinación)	9	9	10	10	9,5
Seguridad	9	9	9	10	9,25
Ergonomía	9	9	9	8	8,75
Funcionalidad	9	9	9	8	8,75
Cumplimiento de protocolos fisioterapéuticos	9	9	9	8	8,75
Características de las órtesis	9	9	9	9	9
Viabilidad clínica	9	10	10	9	9,5
Puntaje total por encuesta	89	91	93	87	9

Tabla 4. Datos obtenidos mediante la encuesta aplicada a los especialistas para la evolución de la órtesis y la férula desarrolladas. Fuente: Elaboración propia.

La encuesta aplicada a los expertos en inmovilización y rehabilitación de miembros superiores ha proporcionado una valiosa retroalimentación sobre los diseños implementados en este proyecto. Los resultados recopilados en la tabla 2 permiten identificar las fortalezas y debilidades de cada diseño, así como proporcionar información clave para la toma de decisiones y posibles mejoras en el futuro.

Los resultados revelaron que el proyecto es altamente viable, obteniendo un promedio de 9 en las calificaciones. Este resultado indica una evaluación muy positiva, considerando que el rango de calificación va de 1, que representa la peor calificación, a 10, que indica una calificación extraordinaria.

Con el fin de mejorar la comprensión de los datos adquiridos, se llevó a cabo la creación de un gráfico de líneas que brinda una visión detallada del comportamiento de las calificaciones

obtenidas por cada especialista. Este gráfico permite una mejor apreciación y análisis de las tendencias y variaciones en las calificaciones de cada ítem propuesto en la encuesta.

El gráfico de líneas se diseñó de manera clara y concisa, con el eje vertical representando las calificaciones obtenidas del 1 al 10 y el eje horizontal mostrando cada ítem propuesto para la evaluación. Cada especialista se representa con una línea de color distintivo, lo que facilita la identificación y comparación individual de su perspectiva referente a la férula y la órtesis, como se puede apreciar en la Fig.73.

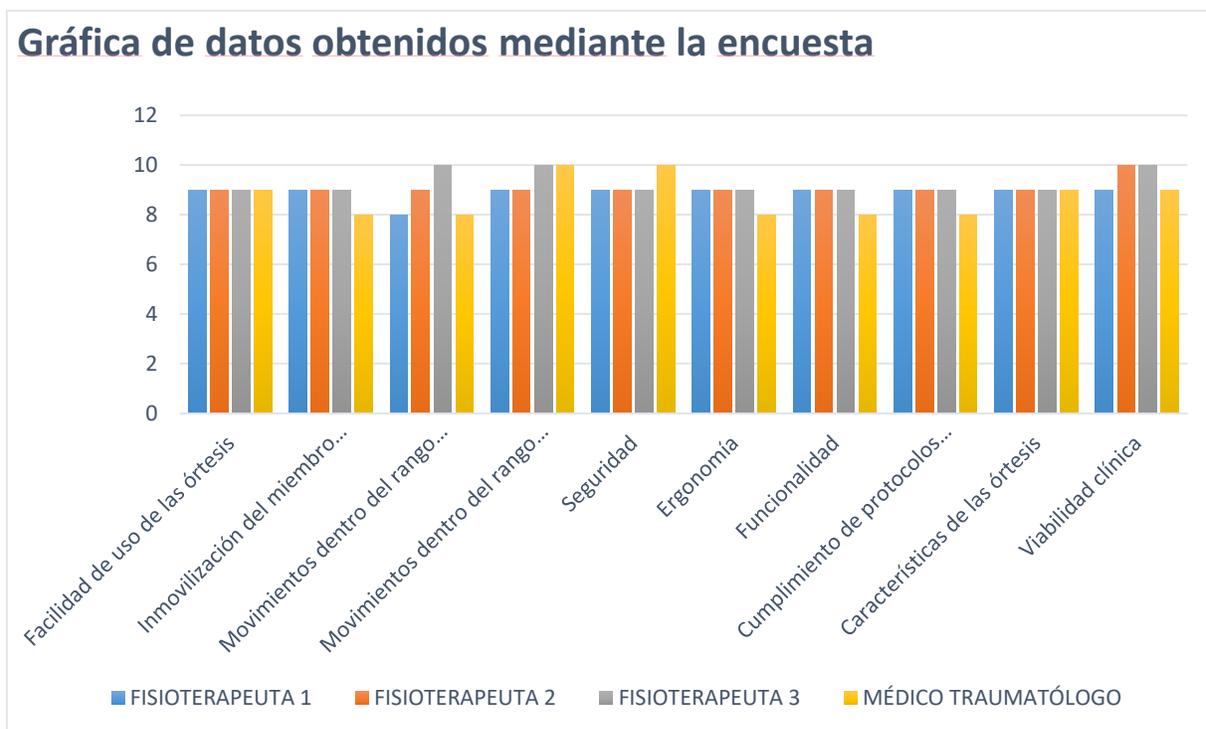


Fig.73 Grafico de líneas para una mejor demostración de los datos obtenidos mediante la calificación de los especialistas. Fuente: Elaboración propia.

CONCLUSIONES

Con la realización del presente proyecto se puede concluir principalmente que los resultados obtenidos son realmente satisfactorios. A continuación, se expondrán las conclusiones resultantes:

- Se logró desarrollar una férula funcional para la inmovilización del antebrazo y la muñeca, que tiene como finalidad ayudar al tratamiento de la fractura de Colles específicamente. La cual es personalizable para cualquier usuario que lo requiera.
- Se logró desarrollar una órtesis completamente funcional para la Tenosinovitis de Quervain que es una de las afecciones más comunes en la actualidad, dando múltiples beneficios a la recuperación del paciente.
- Se evidenció mediante las encuestas aplicadas a los diferentes especialistas en rehabilitación e inmovilización que es realmente viable el proyecto, ya que se obtuvo un promedio de 9 siendo 10 el más alto puntaje, gracias a este alto promedio de calificación, se garantiza la factibilidad del proyecto y sugiere que cuenta con un sólido respaldo por parte de los expertos en el campo de rehabilitación e inmovilización. Estos resultados brindan confianza y motivan a continuar avanzando con el desarrollo y la implementación del proyecto, con seguridad.
- La órtesis y la férula desarrolladas en este proyecto presentan numerosas ventajas destacables: mejoran la calidad de vida del paciente no solo por la recuperación de la lesión, sino también por su ergonomía y comodidad en comparación con otros tipos de inmovilizaciones tradicionales, son aptas para estar en contacto continuo con la piel, son resistente al agua, ajustables, totalmente personalizables y además cuentan con diseños que evitan la sudoración excesiva que provocan lesiones en la piel del paciente.
- En el presente proyecto se tenía la intención de llevar a cabo un análisis de esfuerzos mecánicos por el método de elementos finitos en los diseños, utilizando herramientas CAE, sin embargo, esta posibilidad se vio limitada debido al software utilizado (Mediace 3D) para el diseño de las férulas, dado que se trata de un software de pago no fue factible adquirir una licencia que otorgara acceso completo a todas sus funciones y que permitiera realizar los estudios propuestos.
- Gracias al desarrollo de este proyecto, se logró evidenciar la sinergia entre la medicina y la ingeniería, lo cual permitió alcanzar avances en el campo de la

inmovilización de lesiones en miembros superiores. Esta colaboración interdisciplinaria fue fundamental para desarrollar la órtesis y la férula como soluciones innovadoras y mejorar significativamente el proceso de recuperación de los pacientes.

Gracias a la combinación de conocimientos médicos e ingeniería, se logró diseñar y producir férulas y órtesis personalizadas y funcionales que se adaptan perfectamente a cada paciente. Esto puede marcar un antes y un después en el enfoque de la inmovilización, ya que las férulas tradicionales suelen ser rígidas, incómodas e incluso limitantes para el paciente.

Mediante la implementación de tecnologías como el escaneo 3D, la impresión 3D y el uso de software de diseño especializado, fue posible crear la férula y la órtesis que no solo cumplen con el objetivo de inmovilizar adecuadamente la zona afectada, sino que también brindan comodidad, permiten la transpiración de la piel y son ajustables según las necesidades individuales. Además, estas férulas son más ligeras, resistentes al agua y más estéticas en comparación con las opciones tradicionales.

- La aplicación de la ingeniería en el campo médico ha demostrado ser un enfoque prometedor para mejorar la calidad de vida de los pacientes, acelerar la recuperación y reducir los tiempos de inmovilización. Además, esta colaboración multidisciplinaria abre la puerta a futuras investigaciones y desarrollos en áreas similares, donde la convergencia de la medicina y la ingeniería puede seguir brindando soluciones innovadoras y transformadoras para el beneficio de la sociedad.
- La férula y órtesis desarrolladas no solo destacan por su funcionalidad, sino también desde una perspectiva humanitaria, ya que su fácil desarrollo y bajo costo las convierten en una solución altamente beneficiosa para países en vías de desarrollo y para sectores de la población que se encuentran en situaciones económicas desfavorecidas.

LINEAS FUTURAS

A continuación, se presentan posibles líneas futuras que podrían considerarse para ser aplicadas a este proyecto:

1. **Optimización de los diseños:** Investigar y desarrollar diseños ergonómicos y personalizados para las férulas impresas en 3D. Esto implica explorar nuevas técnicas de escaneo y modelado para adaptar la férula a la anatomía específica del paciente, mejorando así su comodidad y efectividad en el proceso de recuperación.

3. **Estudio de elementos finitos:** En el futuro obtener una licencia del software Mediacce 3D para potencializar los estudios mecánicos en cada diseño, permitiendo obtener una representación precisa y realista, esto abrirá oportunidades para identificar posibles mejoras en dichos diseños.

4. **Materiales avanzados:** Explorar la utilización de materiales avanzados en la impresión 3D de férulas y órtesis, como filamentos con propiedades biocompatibles, flexibles o rígidos según sea necesario, y resistentes a la humedad o antibacterianos. Estos materiales podrían mejorar la durabilidad, adaptabilidad y sensación de confort de las férulas impresas en 3D.

5. **Integración de sensores y dispositivos electrónicos:** Investigar la incorporación de sensores y dispositivos electrónicos en las férulas impresas en 3D para monitorear el progreso de la rehabilitación, medir la fuerza ejercida o detectar movimientos inadecuados. Esto permitiría un seguimiento preciso y una retroalimentación en tiempo real para optimizar la terapia y acelerar el proceso de recuperación.

6. **Automatización del proceso de impresión:** Desarrollar algoritmos y sistemas automatizados para agilizar el proceso de impresión 3D de las férulas, desde la selección del diseño hasta la fabricación y post-procesamiento. Esto podría incluir la implementación de impresoras 3D de mayor capacidad y la optimización de los tiempos de impresión y acabado.

7. **Colaboración multidisciplinaria:** Fomentar la colaboración entre especialistas en ortopedia, rehabilitación, ingeniería biomédica e ingeniería mecatrónica para combinar conocimientos y experiencia en la creación de férulas impresas en 3D. Esta colaboración podría permitir un enfoque integral y personalizado en el desarrollo de las férulas, teniendo en cuenta las necesidades específicas de cada paciente y optimizando los resultados terapéuticos.

8. **Validación clínica y estudios de eficacia:** Realizar estudios clínicos y de eficacia para validar el uso de férulas impresas en 3D en diferentes escenarios clínicos y comparar su rendimiento con las férulas convencionales. Estos estudios podrían evaluar aspectos como la comodidad, la precisión de ajuste, la durabilidad y los resultados funcionales en pacientes con diferentes condiciones ortopédicas.

REFERENCIAS

- [1]. Ocello, Mónica, y Verónica Lovotti. Órtesis y prótesis. 1a ed.- Santa Fe : Ediciones UNL, 2015, 2020. [bibliotecavirtual.unl.edu.ar:8443, https://bibliotecavirtual.unl.edu.ar/handle/11185/5534](https://bibliotecavirtual.unl.edu.ar/handle/11185/5534).
- [2]. Ayala Villela, Laura Esmeralda. «Caracterización de pacientes con trauma de mano». Revista Ciencia Multidisciplinaria CUNORI, vol. 1, n.o 1, noviembre de 2017, pp. 27-32, <https://doi.org/10.36314/cunori.v1i1.7>.
- [3]. Molina Gómez, Camilo Alexander. Diseño, estudio y fabricación con impresión 3D de férulas personalizadas para el tratamiento de fracturas de miembro superior. 2021. bibliotecadigital.udea.edu.co, <http://bibliotecadigital.udea.edu.co/handle/10495/21930>.
- [4]. Aboul-Hosn Centenero, S. C. (2010). Planificación 3d y tecnología CAD/CAM aplicada a la cirugía ortognática. Confección de férulas quirúrgicas y predicción de resultados postoperatorios (Doctoral dissertation, Universitat Internacional de Catalunya).
- [5]. Suarez, O. D., León, J. H., Castro, D. A., & Velásquez, A. M. P. (2019). DISEÑO DE UN SISTEMA DE PERFILACIÓN DE FÉRULAS MEDIANTE EL ESCANEADO 3D DE MUÑECA, BRAZO Y TOBILLO PARA FINES DE IMPRESIÓN 3D. Infometric@-Serie Ingeniería, Básicas y Agrícolas, 2(1).
- [6]. Inicio - Asociación Colombiana de Osteoporosis. (2019, junio 10). Asociación Colombiana de Osteoporosis. <https://asociacioncolombianadeosteoporosis.com/>
- [7]. «T sobre las férulas impresas en 3D». Bitfab, 28 de octubre de 2020, <https://bitfab.io/es/blog/ferulas-impresas-en-3d/odo>
- [8]. Ramirez, D. R., Moreno, C. E. R., Bayona, M. Á. N., Torres, S. L. T. L., & Rueda, M. Á. G. (2020). La mano. Aspectos anatómicos I. Generalidades, osteología y artrología. Morfolia, 12(1), 11-30.
- [9]. Kapandji A.I.(2012).Fisiología articular. España: Ed. Médica Panamericana, Tomo I, 6ª. ed., pág. 146-151
- [10]. Elaine, M. (2008). Anatomía y fisiología humana. PEARSON. Madrid, España.
- [11]. Arce, G. C. (2005). Ortesis de miembros superiores. Clasificación, Funciones, Prototipos, Características, Indicaciones [Internet]. Lima, Perú: Medicina de Rehabilitación.

- [12]. White, T. O., Mackenzie, S. P., & Gray, A. (2017). McRae. Traumatología. Tratamiento de las fracturas en urgencias. Elsevier Health Sciences.
- [13]. Copo-Torres, M., Echeverría-Tamayo, F., Santamaría-Bedón, S., & Amancha-Proaño, P. I. (2021). Instrumento terapéutico para tratamiento de la tenosinovitis De Quervain. Revista UIS Ingenierías, 20(4), 1-12.
- [14]. Gomar Sancho, Vicente C. Guía de Patologías y sus indicaciones ortésicas. 2014, https://www.international.prim.es/images/products_pdf/patologias_catalogo_es.pdf.
- [15]. Delgado Rifá, E., & ESCALONA ZALDÍVAR, R. A. C. I. E. L. (1998). Ventajas de la supinación en la fractura de Colles. Revista Cubana de Ortopedia y Traumatología, 12(1-2), 52-56.
- [16]. Costa, M. A. (2019). FRACTURAS Y LUXACIONES DEL MIEMBRO SUPERIOR. DE CONSULTA RÁPIDA, 672.
- [17]. Fractura del hueso escafoides de la muñeca (Scaphoid Fracture of the Wrist) - OrthoInfo - AAOS. <https://www.orthoinfo.org/es/diseases--conditions/fractura-del-escafoides-de-la-muneca-scaphoid-fracture/>. Accedido 22 de mayo de 2023.
- [18]. Jorquera Ortega, A. (2016). Fabricación digital: Introducción al modelado e impresión 3D. Ministerio de Educación, Cultura y Deporte.
- [19]. Martínez Ceniceros, M. (2017). Puesta en marcha de un escáner 3D y aplicación de ingeniería inversa y fabricación aditiva.
- [20]. León, M., Marcos-Fernández, Á., & Rodríguez-Hernández, J. (2019). Impresión 3D con materiales elastoméricos.
- [21]. Martínez Ceniceros, Mario. Puesta en marcha de un escáner 3D y aplicación de ingeniería inversa y fabricación aditiva. septiembre de 2017. [riunet.upv.es, https://riunet.upv.es/handle/10251/87979](https://riunet.upv.es/handle/10251/87979).
- [22]. Cardona, A., & Fachinotti, V. (2014). Introducción al Método de los Elementos Finitos. Santa Fe, Argentina.
- [23]. Gausemeier J., Moehringer S... (2003). VDI 2206 A New Guideline for the Design of Mechatronic Systems, International Conference On Engineering Design ICED 03, Stockholm August.

- [24]. CADA VSHMEIP, CAD CAM CAE E. INGENIERÍA INVERSA. EinScan-Pro 2X Series Escaner 3D Multifuncional portátil.
<https://f.hubspotusercontent40.net/hubfs/2452243/PDF/Shining3D/Escaner%203D%20Multifuncional%20portatil%20EinScan%202X%20Series%20Shining%203D.pdf>
- [25]. Los 5 mejores softwares de laminado gratuitos.
https://filament2print.com/es/blog/153_5-mejores-softwares-laminado-gratuitos.html#:~:text=Los%20softwares%20de%20laminado%20son,a%20la%20calidad%20de%20impresi%C3%B3n. Accedido 20 de enero de 2023.
- [26]. Creality. Impresora 3D Ender 5 Pro. <https://corporacionmultimedia.com.mx/wp-content/uploads/2020/07/FICHA-TECNICA-IMPRESORA-3D-MULTIMEDIA-ENDER-5-PRO.pdf>.
- [27]. Delgado Ayala, F. (2021). Caracterización de filamento de PLA reciclado para impresión 3D.
- [28] «Cuidar el yeso durante una fractura ¿Sabes cómo hacerlo»? Dr. Miguel Eduardo Brugiatti, 25 de junio de 2019, <https://www.drbrug.com/sabes-como-se-debe-cuidar-el-yeso-durante-una-fractura/>.
- [29] Fractura del hueso escafoides de la muñeca (Scaphoid Fracture of the Wrist) - OrthoInfo - AAOS. <https://www.orthoinfo.org/es/diseases--conditions/fractura-del-escafoides-de-la-muneca-scaphoid-fracture/>. Accedido 18 de agosto de 2023.
- [30] Scanner 3 d. <https://www.slideshare.net/VinicioAcuna/scanner-3-d>. Accedido 18 de agosto de 2023.
- [31] Filamento Pla BQ Impresora 3D sunshine yellow 1.75mm 1kg.
<https://www.kiwiku.com/filamento-pla-bq-impresora-3d-sunshine-yellow-175mm-1kg.html>. Accedido 18 de agosto de 2023.

ANEXOS

A continuación, se presentan los documentos adjuntos que han sido de suma importancia para la ejecución exitosa de este proyecto de diseño de férulas y órtesis. Estos documentos proporcionan una base sólida de conocimientos y recursos que han respaldado cada etapa del desarrollo:

Presupuesto: Se obtuvieron los costos de producción en pesos colombianos (COP) de la órtesis (tabla 5) y la férula (tabla 6) que se desarrollaron a través de este proyecto.

COSTOS DE PRODUCCIÓN DE ÓRTESIS			
DESCRIPCION	UNIDADES	PRECIO UNITARIO	TOTAL
FILAMENTO	105 gr	90	9450
MANO DE OBRA	30 min	400	12000
VELCRO	20 cm	50	1000
USO IMPRESORA	23 hr	0,4609	10600
PRECIO TOTAL	33050 COP		

Tabla 5. Costos de producción de órtesis. Fuente: Elaboración propia.

COSTOS DE PRODUCCIÓN DE FÉRULA			
DESCRIPCION	UNIDADES	PRECIO UNITARIO	TOTAL
FILAMENTO	125 gr	90	11250
MANO DE OBRA	30 min	400	12000
VELCRO	20 cm	50	1000
USO IMPRESORA	29 hr	0,4609	13400
PRECIO TOTAL	37650 COP		

Tabla 6. Costos de producción de férula. Fuente: Elaboración propia.

Diseños y prototipos iniciales descartados: Se incluyen registros fotográficos de los diseños y prototipos iniciales de las férulas impresas en 3D desarrollados durante la fase de

diseño y desarrollo del proyecto. Estos documentos gráficos proporcionan una referencia visual clara de los avances realizados. (Fig.74, Fig.75, Fig.76, Fig.77)



Fig.74 Boceto de férula para inmovilización desarrollada por especialista en fisioterapia en foami. Fuente: Elaboración propia.

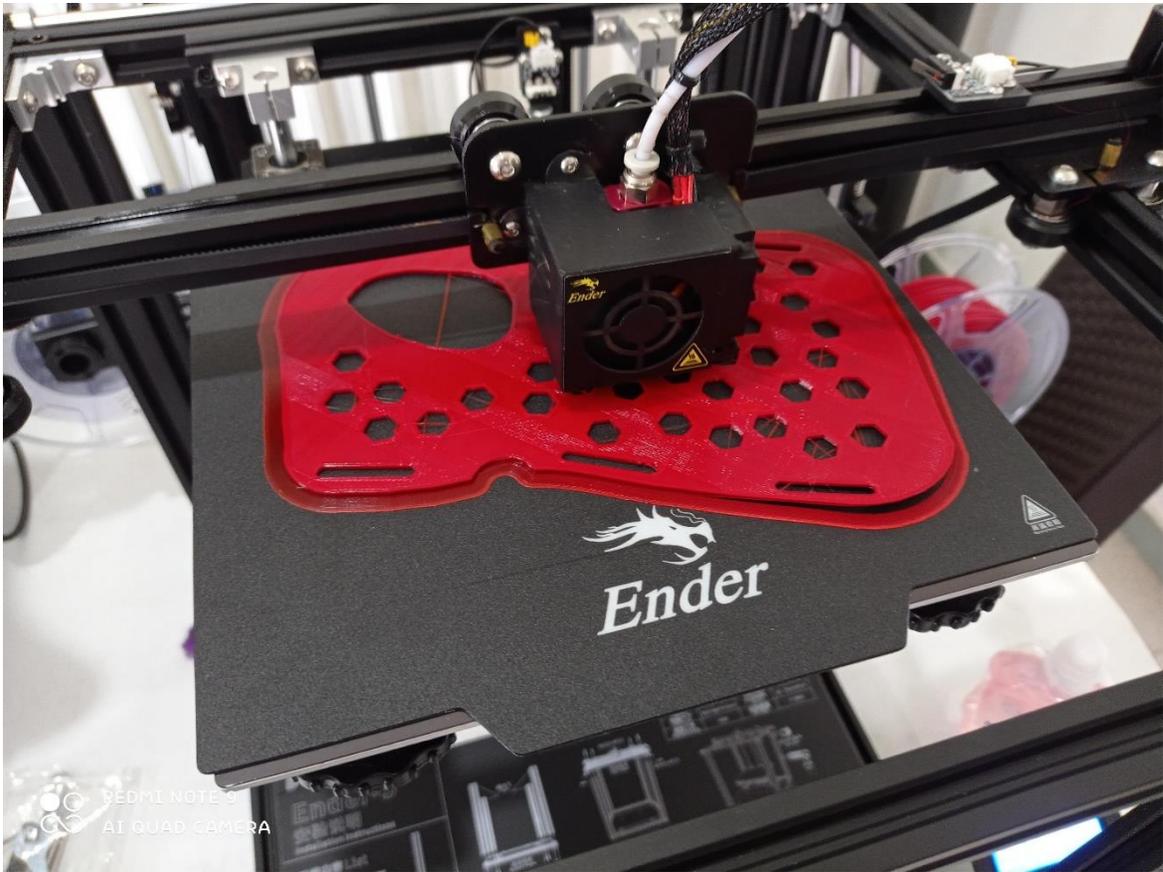


Fig.75 Impresión del diseño de férula propuesto por especialista antes plasmado en foami como comúnmente lo desarrollan. Fuente: Elaboración propia.



Fig.76 Diseño descartado por fragilidad en el diseño y poca ergonomía a la hora de la fijación al miembro superior. Fuente: Elaboración propia.



Fig.77 Férulas descartadas por motivos de errores en parametrización y configuración de la impresora. Fuente: Elaboración propia.

Diseños desarrollados: Gracias a la metodología implementada en el documento se desarrollaron 2 diseños más que pueden ser impresos para diferentes tipos de patologías en miembros superiores. (Fig.78 y Fig.79)

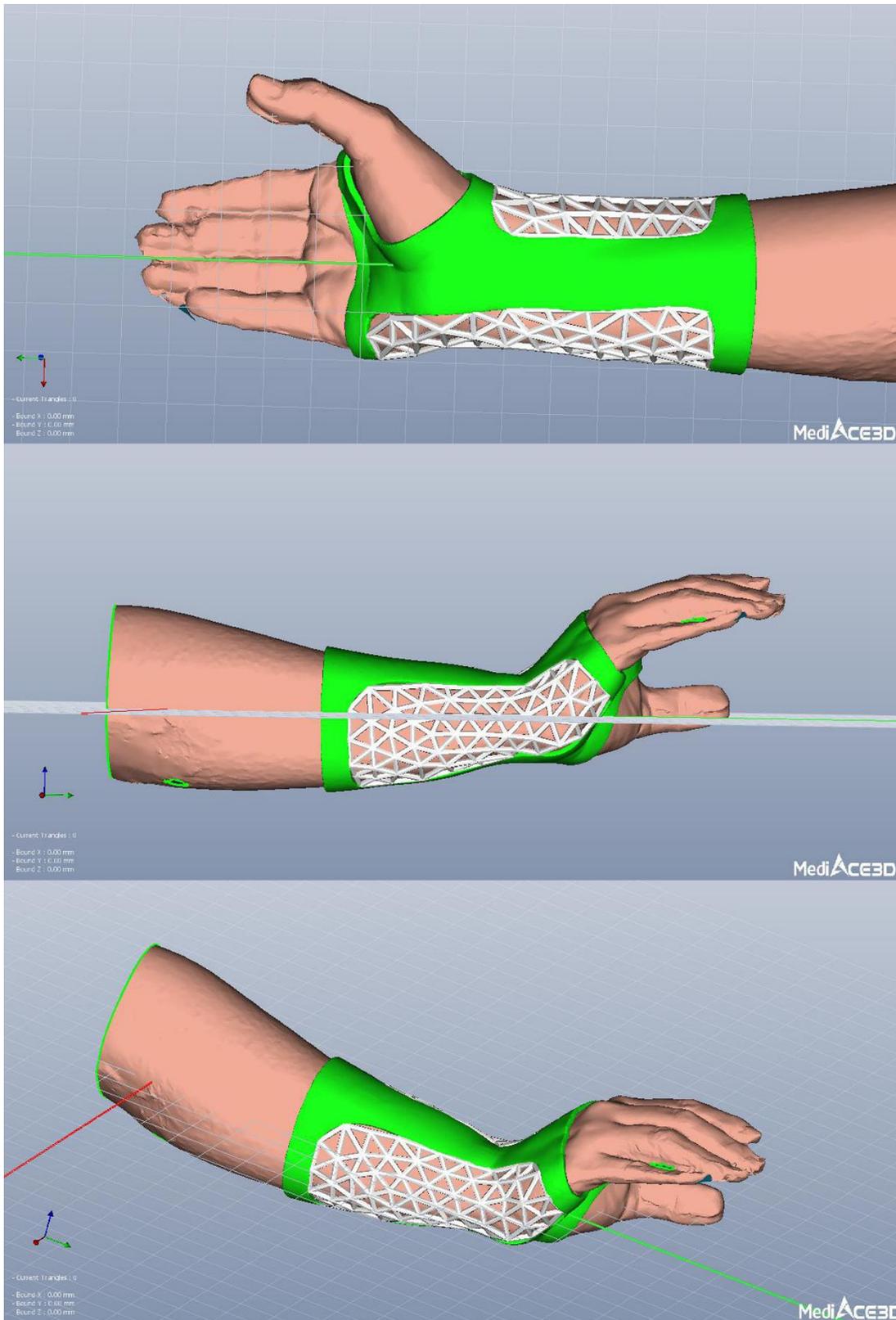


Fig.78 Diseño 2 de férula para tratamiento de fractura de radio distal. Fuente: Elaboración propia.

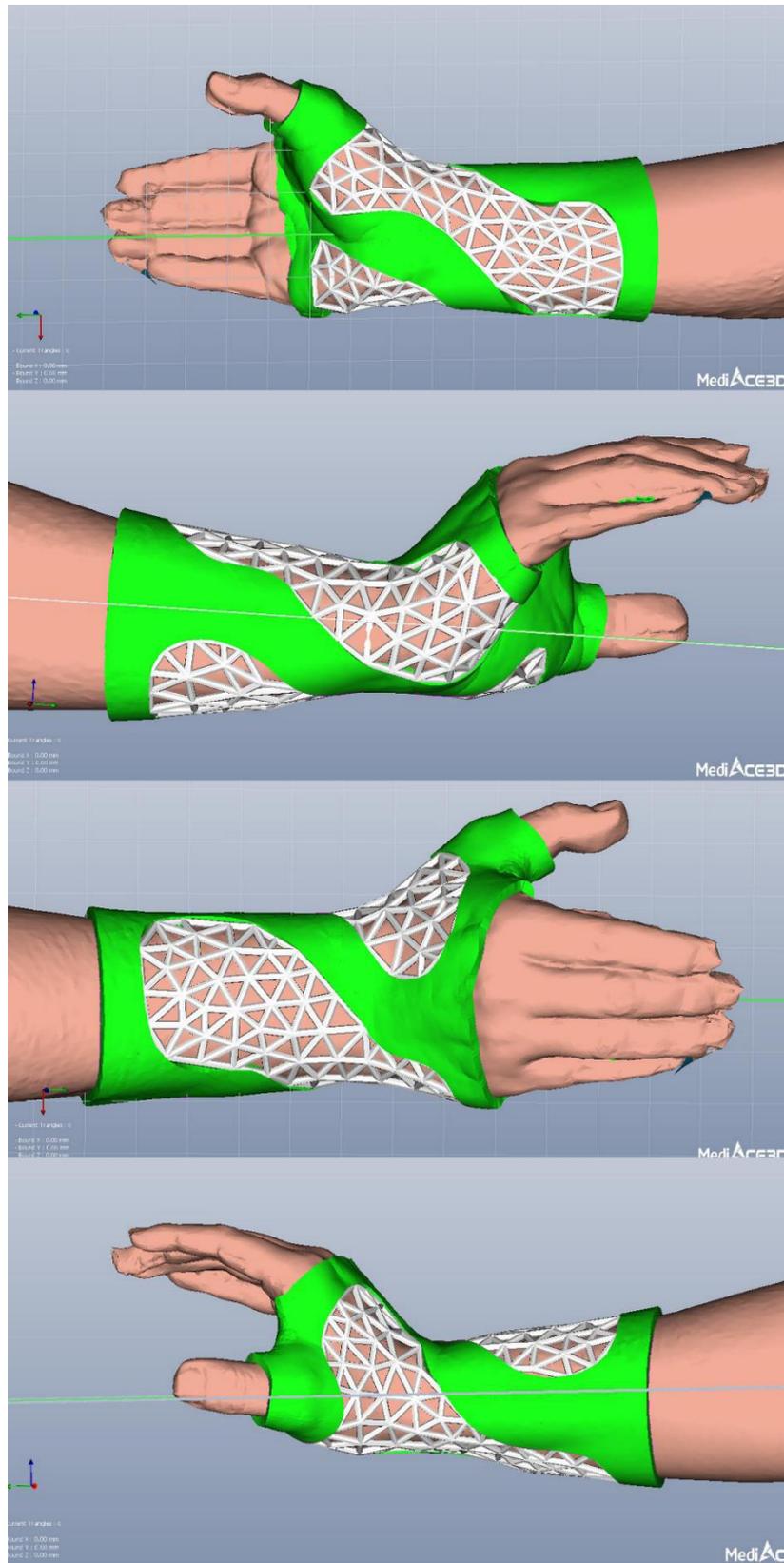


Fig.79 Diseño de órtesis 2 para tratamiento del túnel del carpo. Fuente: Elaboración propia.

Pruebas de validación: Se anexan las encuestas de las pruebas de validación realizadas a 4 profesionales de la salud. Estas encuestas describen los criterios de evaluación utilizados y los resultados obtenidos, lo que respalda la efectividad y la aceptación de las férulas y órtesis impresas en 3D en un entorno clínico. Fig.80

ENCUESTA FISIOTERAPEUTA

Nombre y apellidos: Yelitza Arbelo Carrero Velasco
 Edad: 24 Sexo: F Profesión: Fisioterapeuta Departamento: Ortopedia

Marque con una (X) la puntuación que considere más acorde
 (1 Muy Mala, 2 Mala, 3 Regular, 4 Aceptable, 5 Buena, 6 Muy buena, 7 Sobresaliente, 8 Óptimo, 9 Excelente, 10 Extraordinario)

FISIOTERAPEUTA	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Facilidad de uso de las órtesis: • ¿Cómo califica usted la facilidad de uso con la que cuenta las órtesis?										X
Investigación del miembro superior: • ¿Cómo califica usted la investigación que ejecuta las órtesis?									X	X
Movimientos dentro del rango anatómico de la muñeca (Flexión-Extensión): • ¿Cómo califica usted el rango de movimientos con el cual cuenta las órtesis (Flexión-Extensión)?									X	X
Movimientos dentro del rango anatómico de la muñeca (Pronación-Supinación): • ¿Cómo califica usted el rango de movimientos con el cual cuenta las órtesis (Pronación-Supinación)?									X	X
Seguridad: • ¿Cómo califica usted el diseño y los materiales con los que fueron elaboradas las órtesis respecto a los niveles de seguridad que logra percibir durante su etapa de uso?									X	X

FISIOTERAPEUTA

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Exponencia: • ¿Califica la ergonomía con la que cuenta la órtesis?										X
Fundamental: • ¿Cómo califica usted la funcionalidad de las órtesis para las patologías que fueron diseñadas?										X
Cumplimiento de protocolos fisioterapéuticos: • ¿Cómo califica usted la órtesis con respecto al cumplimiento de los protocolos fisioterapéuticos?										X
Características de las órtesis: • ¿Cómo califica usted las propiedades de las férulas como peso, estética y higiene?										X
Viabilidad clínica: • ¿Cómo califica usted la viabilidad clínica de las órtesis?										X
Comentarios o sugerencias:										

CARTA DE AUTORIZACIÓN

Yo, Yelitza Arbelo Carrero Velasco con documento de identificación tipo CC y N° 4612859 otorgo de forma voluntaria y bajo mi propia responsabilidad, participar en la prueba de funcionamiento de las órtesis impresas en 3D y una encuesta de percepción de las férulas realizado por el estudiante Dumar Dubán Hoyos Noguera del programa de Ingeniería Mecatrónica de la Corporación Universitaria Confortica - Unicomfacauca.

Firma: [Firma]
 C.C. o T: 4612859
 Correo: [Correo]
 Celular: 312298261
 Fecha: 31-05-23

ENCUESTA FISIOTERAPEUTA

Nombre y apellidos: Marina Jarama Torres
 Edad: 41 Sexo: F Profesión: Fisioterapeuta Departamento: Ortopedia

Marque con una (X) la puntuación que considere más acorde
 (1 Muy Mala, 2 Mala, 3 Regular, 4 Aceptable, 5 Buena, 6 Muy buena, 7 Sobresaliente, 8 Óptimo, 9 Excelente, 10 Extraordinario)

FISIOTERAPEUTA	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Facilidad de uso de las órtesis: • ¿Cómo califica usted la facilidad de uso con la que cuenta las órtesis?										X
Investigación del miembro superior: • ¿Cómo califica usted la investigación que ejecuta las órtesis?									X	X
Movimientos dentro del rango anatómico de la muñeca (Flexión-Extensión): • ¿Cómo califica usted el rango de movimientos con el cual cuenta las órtesis (Flexión-Extensión)?									X	X
Movimientos dentro del rango anatómico de la muñeca (Pronación-Supinación): • ¿Cómo califica usted el rango de movimientos con el cual cuenta las órtesis (Pronación-Supinación)?									X	X
Seguridad: • ¿Cómo califica usted el diseño y los materiales con los que fueron elaboradas las órtesis respecto a los niveles de seguridad que logra percibir durante su etapa de uso?									X	X

FISIOTERAPEUTA

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Exponencia: • ¿Califica la ergonomía con la que cuenta la órtesis?										X
Fundamental: • ¿Cómo califica usted la funcionalidad de las órtesis para las patologías que fueron diseñadas?										X
Cumplimiento de protocolos fisioterapéuticos: • ¿Cómo califica usted la órtesis con respecto al cumplimiento de los protocolos fisioterapéuticos?										X
Características de las órtesis: • ¿Cómo califica usted las propiedades de las férulas como peso, estética y higiene?										X
Viabilidad clínica: • ¿Cómo califica usted la viabilidad clínica de las órtesis?										X
Comentarios o sugerencias:										

CARTA DE AUTORIZACIÓN

Yo, Marina Jarama Torres con documento de identificación tipo CC y N° 34565473 otorgo de forma voluntaria y bajo mi propia responsabilidad, participar en la prueba de funcionamiento de las órtesis impresas en 3D y una encuesta de percepción de las férulas realizado por el estudiante Dumar Dubán Hoyos Noguera del programa de Ingeniería Mecatrónica de la Corporación Universitaria Confortica - Unicomfacauca.

Firma: [Firma]
 C.C. o T: 34565473
 Correo: [Correo]
 Celular: 312298261
 Fecha: 31-05-23

ENCUESTA FISIOTERAPEUTA

Nombre y apellidos: Lucía Colina
 Edad: 37 Sexo: F Profesión: Terapeuta Ocupacional

Marque con una (X) la puntuación que considere más acorde

(1 Muy Malo, 2 Malo, 3 Regular, 4 Aceptable, 5 Bueno, 6 Muy bueno 7. Satisfacción 8. Óptimo, 9. Excelente 10. Extraordinario)

FISIOTERAPEUTA	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Facilidad de uso de las órtesis: • ¿Cómo califica usted la facilidad de uso con la que cuentan las órtesis?										X
Inmovilización del miembro superior: • ¿Cómo califica usted la inmovilización que ofrecen las órtesis?										X
Movimientos dentro del rango anatómico de la muñeca (Flexión-Extensión): • ¿Cómo califica usted el rango de movimiento con el cual cuenta la órtesis (Flexión-Extensión)?										X
Movimientos dentro del rango anatómico de la muñeca (Pronación-Supinación): • ¿Cómo califica usted el rango de movimiento con el cual cuenta la órtesis (Pronación-Supinación)?										X
Seguridad: • ¿Cómo califica usted el diseño y los materiales con los que fueron elaboradas las órtesis respecto a los niveles de seguridad que logra prestar durante su etapa de uso?										X

FISIOTERAPEUTA

Ergonomía:
• ¿Califica la ergonomía con la que cuenta la órtesis?

Funcionalidad:
• ¿Cómo califica usted la funcionalidad de las órtesis para las patologías que fueron diseñadas?

Cumplimiento de protocolos fisioterapéuticos:
• ¿Cómo califica usted la órtesis con respecto al cumplimiento de los protocolos fisioterapéuticos?

Características de las órtesis:
• ¿Cómo califica usted las propiedades de las férulas como peso, estética e higiene?

Viabilidad clínica:
• ¿Cómo califica usted la viabilidad clínica de las órtesis?

Comentarios o sugerencias

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Ergonomía										X
Funcionalidad										X
Cumplimiento de protocolos										X
Características de las órtesis										X
Viabilidad clínica										X

CARTA DE AUTORIZACIÓN

Yo, Lucía Colina con documento de identificación tipo CC y N° 3432185 en calidad de responsable de forma voluntaria y bajo mi propia responsabilidad, participo en la prueba de funcionamiento de las órtesis impresas en 3D y una encuesta de percepción de las férulas realizada por el estudiante Duvan Hoyos Noguera del programa de Ingeniería Mecatrónica de la Corporación Universitaria ConUCA - Unicomfacauca.

Firma: Lucía Colina
 C.C. N°: 3432185
 Correo: luciacolina@uniconuca.com
 Celular: 3009901487
 Fecha: 31-05-2023

ENCUESTA FISIOTERAPEUTA

Nombre y apellidos: Juan Adilson Delgado
 Edad: 38 Sexo: M Profesión: Terapeuta Ocupacional

Marque con una (X) la puntuación que considere más acorde:

(1 Muy Malo, 2 Malo, 3 Regular, 4. Aceptable, 5. Bueno, 6 Muy bueno 7. Satisfacción 8. Óptimo, 9. Excelente 10. Extraordinario)

FISIOTERAPEUTA	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Facilidad de uso de las órtesis: • ¿Cómo califica usted la facilidad de uso con la que cuentan las órtesis?										X
Inmovilización del miembro superior: • ¿Cómo califica usted la inmovilización que ofrecen las órtesis?										X
Movimientos dentro del rango anatómico de la muñeca (Flexión-Extensión): • ¿Cómo califica usted el rango de movimiento con el cual cuenta la órtesis (Flexión-Extensión)?										X
Movimientos dentro del rango anatómico de la muñeca (Pronación-Supinación): • ¿Cómo califica usted el rango de movimiento con el cual cuenta la órtesis (Pronación-Supinación)?										X
Seguridad: • ¿Cómo califica usted el diseño y los materiales con los que fueron elaboradas las órtesis respecto a los niveles de seguridad que logra prestar durante su etapa de uso?										X

FISIOTERAPEUTA

Ergonomía:
• ¿Califica la ergonomía con la que cuenta la órtesis?

Funcionalidad:
• ¿Cómo califica usted la funcionalidad de las órtesis para las patologías que fueron diseñadas?

Cumplimiento de protocolos fisioterapéuticos:
• ¿Cómo califica usted la órtesis con respecto al cumplimiento de los protocolos fisioterapéuticos?

Características de las órtesis:
• ¿Cómo califica usted las propiedades de las férulas como peso, estética e higiene?

Viabilidad clínica:
• ¿Cómo califica usted la viabilidad clínica de las órtesis?

Comentarios o sugerencias

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Ergonomía										X
Funcionalidad										X
Cumplimiento de protocolos										X
Características de las órtesis										X
Viabilidad clínica										X

CARTA DE AUTORIZACIÓN

Yo, Juan Adilson Delgado con documento de identificación tipo CC y N° 183118913 en calidad de responsable de forma voluntaria y bajo mi propia responsabilidad, participo en la prueba de funcionamiento de las órtesis impresas en 3D y una encuesta de percepción de las férulas realizada por el estudiante Duvan Hoyos Noguera del programa de Ingeniería Mecatrónica de la Corporación Universitaria ConUCA - Unicomfacauca.

Firma: Juan Adilson Delgado
 C.C. N°: 183118913
 Correo: juanadilson@uniconuca.com
 Celular: 3123822290
 Fecha: 31-05-23

Fig.80 Encuestas aplicadas a especialistas en rehabilitación e inmovilización en miembros superiores. Fuente: Elaboración propia.

Participación en evento: Se participó como ponente en una importante jornada de actualización en fisioterapia que se llevó a cabo en el centro de convenciones Casa de la Moneda en la ciudad de Popayán, donde se presentaron avances innovadores en el campo. Durante la ponencia, se tuvo la oportunidad de demostrar y compartir con la audiencia el uso de férulas impresas en 3D, diseñadas específicamente para tratar lesiones en miembros superiores, la presentación despertó un gran interés entre los asistentes, quienes reconocieron el potencial de esta tecnología como un recurso valioso en la práctica clínica de la fisioterapia y su impacto positivo en la calidad de vida de los pacientes. Fig.81



Fig.81 Exposición de férulas en evento denominado actualización en fisioterapia al cual asistieron especialistas y estudiantes de las diferentes universidades que se dedican al campo de la salud. Fuente: Elaboración propia.