

UNIVERSIDAD MIGUEL HERNÁNDEZ DE ELCHE

ESCUELA POLITÉCNICA SUPERIOR DE ELCHE

GRADO EN INGENIERÍA MECÁNICA



**“REDISEÑO DE FÉRULA DE
INMOVILIZACIÓN DE MUÑECA
PARAMÉTRICA PARA FABRICACIÓN
MEDIANTE MODELADO 3D”**

TRABAJO FIN DE GRADO

Julio -2021

AUTOR: Ana Díez Jurado

DIRECTOR/ES: Abel Riquelme Navarro

Héctor Campello Vicente

RESUMEN

Este Trabajo de Fin de Grado presenta el proceso de diseño y fabricación de férulas mediante impresión 3D para inmovilización de antebrazo.

El modelado de la férula se realizará mediante parametrización, siendo esta una de sus principales características, cumpliendo con el objetivo propuesto de que puedan adaptarse a cualquier individuo. Para ello, se recopilarán una serie de medidas del antebrazo de un paciente, para introducirlas en diversos programas (Excel y Autodesk Inventor), que harán posible que la férula se ajuste perfectamente al paciente.

Este proyecto comienza con la introducción y contextualización del estado de la técnica. De esta forma, se presentan las siguientes cuestiones: nociones históricas sobre la inmovilización de miembros para su recuperación, ideas y conocimientos recopilados

Para la correcta realización de esta tarea se ha contado con el asesoramiento recibido por expertos en la materia. Por último, se expondrá detalladamente el proceso completo de obtención de una férula impresa en 3D totalmente personalizada, funcional y testada.

El objetivo final de este trabajo consiste en desarrollar una técnica de inmovilización, accesible a todo el mundo gracias a la parametrización y que proporcionará inminentes mejoras, las cuales se mencionarán posteriormente, respecto de las escayolas tradicionales. Beneficios como reducción de peso, ventilación, comodidad, ajuste sencillo e incluso menores costes respecto a las soluciones que ofrecen las ortopedias.

ABSTRACT

This final Degree Project presents the design process and manufacturing of splints through 3D printing for forearm immobilization.

The splint modeling will be done by parameterization, being one of its main characteristics, fulfilling with the proposed objective that it can suit to every individual. For this, it will be collected a series of forearm measurements of a patient, to introduce them to various programs (Excel and Autodesk Inventor), that will make possible the perfect fit of the splint to the patient.

This Project begins with the introduction and contextualization of the state of the technique. In this manner, there are presented the following questions: historic notions about the members immobilization for their recovery, ideas and collected knowledge.

For the proper performance of this task, it has been taken the advice of experts in the field. The complete process of obtaining a customized, functional and tested 3D printed splint will be exposed in detail.

The final and main objective of this project consists in developing an accessible immobilization technique thanks to parameterization, later mentioned, that will provide imminent improvements in comparison to traditional casts: benefits like weight reduction, ventilation, comfort, simple fit and even lower costs over other solutions offered by orthopedics.

ÍNDICE

1.	INTRODUCCIÓN.....	9
2.	OBJETIVOS.....	11
3.	METODOLOGÍA.....	12
3.1.	Asesoramiento.....	12
3.2.	Proceso.....	12
3.3.	Documentación.....	13
3.4.	Punto de partida.....	13
4.	ESTADO DE LA TÉCNICA.....	15
4.1.	Evolución histórica.....	15
4.2.	Ortopedia moderna.....	17
4.3.	Férulas 3D.....	24
5.	DISEÑO.....	29
5.1.	Introducción al modelo.....	29
5.2.	Material.....	29
6.	MODELADO.....	33
6.1.	Cierre.....	47
7.	RESULTADOS EXPERIMENTALES.....	48
7.1.	Impresión 3D.....	49
7.2.	Pruebas.....	54
8.	PRESUPUESTO.....	64
9.	CONCLUSIÓN.....	65
10.	FUTURAS LÍNEAS DE ESTUDIO.....	66
11.	BIBLIOGRAFÍA.....	67
12.	ANEXO I.....	69

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Inmovilización con yeso.....	10
Figura 2. Dedo martillo.....	13
Figura 3. Medidas requeridas para la creación de la férula de dedo.....	14
Figura 4. Diseños de férula.....	14
Figura 5. Impresiones de férula	15
Figura 6. Órtesis pasiva de muñeca	18
Figura 7. Órtesis activa de muñeca.....	19
Figura 8. Órtesis activa flexora de articulaciones metacarpofalángicas.....	20
Figura 9. Órtesis activa extensora de articulaciones metacarpofalángicas con estabilización de la muñeca.	20
Figura 10. Férula pasiva de muñeca	21
Figura 11. Férula activa extensora de articulaciones metacarpofalángicas y aditamento extensor de dedo/s.....	22
Figura 12. Férula activa flexora de articulaciones metacarpofalángicas y de aditamento flexor de dedo/s.....	23
Figura 13. Férula activa flexora de articulaciones metacarpofalángicas y de aditamento extensor de dedo/s.....	24
Figura 14. Foto publicitaria de la férula de Exovite	25
Figura 15. Foto de catálogo de FIIXIT	26
Figura 16. App Xkelet	27
Figura 17. Imagen publicitaria férulas Xkelet	28
Figura 18. Esquema producción ácido láctico.....	31
Figura 19. Bobinas de PLA.	32
Figura 20. Secciones marcadas.....	33
Figura 21. Imagen de las numeración de medidas en la tabla Excel.....	34
Figura 22. Esquema de medidas tomadas.....	34
Figura 23. Boceto principal longitudes.....	37
Figura 24. Bocetos de secciones transversales.	38
Figura 25. Operación de "Solevación".	38

Figura 26. Vista de contorno después de la "Solevación".	39
Figura 27. Operación de "Vaciado".	39
Figura 28. Vista de contorno tras la operación de "Vaciado".	40
Figura 29. Boceto para orificios de ventilación de la férula.	40
Figura 30. Operación de "Extrusión" de corte.	41
Figura 31. Operación "Extrusión" de corte para agujero del dedo pulgar.	41
Figura 32. Vista después de realizar agujero del dedo pulgar.	42
Figura 33. Plano inclinado.	42
Figura 34. Boceto de anillas.	43
Figura 35. Vista superior de las anillas.	43
Figura 36. Vista en perspectiva de la férula con las anillas.	44
Figura 37. Operación "Dividir" por plano medio.	44
Figura 38. Parte superior.	45
Figura 39. Parte inferior.	45
Figura 40. Boceto de sistema Machihembrdo.	46
Figura 41. Vista de detalle de boceto para sistema "Macho-Hembra".	46
Figura 42. Vista en perspectiva del modelo final.	47
Figura 43. Método de cierre.	48
Figura 44. Mitades de modelo del proyecto anterior sobre placa de impresión. Superficie exterior de la férula hacia arriba.	49
Figura 45. Superficie rugosa en cara interior.	50
Figura 46. Mitades del modelo colocadas en la placa de impresión. Superficie exterior de la férula hacia abajo.	50
Figura 47. Parámetros de impresión.	52
Figura 48. Vista previa.	53
Figura 50. Proceso de impresión.	53
Figura 50. Proceso de impresión.	54
Figura 52. Modelo 1.	55
Figura 53. Modelo 1.	55
Figura 54. Modelo 2. Lateral.	56

Figura 55. Modelo 2. Parte superior.	58
Figura 56. Modelo 2. Parte superior.	59
Figura 57. Modelo 2. Sistema de cierre.	59
Figura 58. Modelo 2.	60
Figura 59. Modelo 3.	61
Figura 60. Modelo 3. Sistema de Machihembrado doble.	61
Figura 61. Modelo 3.	62
Figura 62. Modelo 4.	63
Figura 63. Modelo 4.	63
Figura 64. Prueba secciones.	69

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Comparación de propiedades de PLA con otros polímeros	31
Tabla 2. Medidas Modelo 1.	37
Tabla 3. Medidas modelo 2.	58
Tabla 4. Presupuesto de férula parametrizada.	64
Tabla 5. Presupuesto escayola convencional.	65

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

Ilustración 1. Órtesis pasiva de muñeca de la “Guía Descriptiva de la Ortoprótisis.” Tomo II,.....	18
Ilustración 2. Órtesis activa de muñeca de la “Guía Descriptiva de la Ortoprótisis.” Tomo II.....	19
Ilustración 3. Órtesis activa flexora de articulaciones metacarpofalángicas de la “Guía Descriptiva de la Ortoprótisis.” Tomo II.....	19
Ilustración 4. Férula pasiva de muñeca, mano y dedos de la “Guía Descriptiva de la Ortoprótisis.” Tomo II.....	21

Ilustración 5. Férula activa extensora de articulaciones metacarpofalángicas y aditamento extensor de dedo/s de la “Guía Descriptiva de Ortoprótisis.” Tomo II..... 22

Ilustración 6. Férula activa flexora de articulaciones metacarpofalángicas y aditamento flexor de dedo/s, s de la “Guía Descriptiva de Ortoprótisis.” Tomo II..... 22

Ilustración 7. Férula activa flexora de articulaciones metacarpofalángicas y de aditamento extensor de dedo/s de la “Guía Descriptiva de Ortoprótisis.” Tomo II..... 23



1. INTRODUCCIÓN

A día de hoy, en el mundo se producen alrededor de 9 millones de fracturas al año de las cuales la más común es la de muñeca, concretamente en los huesos del carpo, como es el escafoides.

Para curar este tipo de lesiones, se inmoviliza la muñeca y el pulgar con una escayola, pero en los últimos años se ha empezado a utilizar férulas impresas en 3D. Éstas conllevan varias ventajas: son más ligeras y estéticas, fáciles de poner y quitar, altamente personalizables, resistentes al agua e incluso reciclables. Además, permiten la transpiración de la piel y la estimulación cutánea para rehabilitación. Las desventajas están asociadas principalmente al elevado coste inicial y a los largos tiempos de producción, si bien con el progreso de la tecnología algún día podrían llegar a sustituir al yeso.

Por consiguiente, para comprender mejor los tipos de fracturas y lesiones, se expone una clasificación de daños en nuestro organismo según el artículo *Ortopedia y Traumatología* [1] de la Universidad de Talca:

- Contusión: Lesión física no penetrante sobre un cuerpo causada por acción de objetos duros, que actúa sobre el organismo por medio de una fuerza considerable.
- Hematoma: Acumulación de sangre u otro líquido corporal como consecuencia de un golpe, fuerte ligadura u otras causas.
- Herida: Lesión producida por golpes o desgarros de la piel.
- Esguince: Lesión de los ligamentos que hay alrededor de determinados huesos y ocurre cuando se someten a grandes esfuerzos o impactos excesivos.
- Luxación: Lesión producida cuando huesos o ligamentos dejan de estar conectados entre sí en algún momento o de forma permanente.
- Fractura y Luxo fractura: Violento traumatismo de todos los elementos del aparato locomotor y órganos vecinos donde el hueso resulta interrumpido en su continuidad. Es decir, sección del hueso.
- Tendinitis: Inflamación de los tendones a causa de un traumatismo o esfuerzo en exceso.

- Bursitis: Inflamación de las bursas, que se encuentran entre músculos, tendones y huesos, y se producen por esfuerzos excesivos.

Algunas de estas lesiones comparten un tratamiento común para su recuperación: la inmovilización de la parte afectada. Estas técnicas de inmovilización son procedimientos cuya finalidad es reducir o imposibilitar el movimiento de una o más articulaciones. Las técnicas básicas son los vendajes, cabestrillos, yesos y férulas [2].



Figura 1. Inmovilización con yeso.

Los yesos se utilizan para inmovilizar fracturas, luxaciones, lesiones de ligamentos y roturas tendinosas: función compartida con las férulas, cuya creación es el objetivo de este proyecto, incentivado por las dificultades en cuanto a higiene y comodidad que este conlleva. Además, en numerosas ocasiones, la inmovilización con este tipo de material durante largos periodos de tiempo, hace que otros músculos se atrofien y pierdan masa, que posteriormente será necesario trabajar para la total recuperación de la zona.

No obstante, si bien la tecnología de fabricación aditiva de objetos tridimensionales existe desde los años 80, en la última década ésta ha evolucionado en lo que hoy en día se conoce como “*impresión 3D*”, que se sirve de impresoras de uso doméstico y de un coste menor a la industrial. Por todas las ventajas que ofrece, la impresión 3D se ha introducido en muchos campos tecnológicos y también en la medicina, en la que está creciendo considerablemente y en la que encuentra varias aplicaciones, como la creación de modelos anatómicos para planificación quirúrgica y la fabricación de prótesis o férulas.

En los últimos años la introducción de técnicas de impresión 3D en las prácticas de ortopedia y rehabilitación ha sido ampliamente discutido porque el uso de tales técnicas hace posible personalizar las órtesis, así como mejorar la satisfacción del paciente con el tratamiento. Por esta razón, este proyecto se centra en la creación de una férula impresa en 3D con materiales y procedimientos que pongan una solución cómoda, personalizada y económicamente viable para la mayoría de la población.

2. OBJETIVOS

El objetivo de este proyecto es el diseño paramétrico de una férula de inmovilización para la parte de antebrazo-muñeca, para tratar todo tipo de lesiones que afecten a dicha zona, y que, como resultado final, permitirá variar los parámetros necesarios en relación a las dimensiones del paciente y el ángulo de inclinación de la muñeca, que requiera cada tipo de lesión, de forma que se puedan crear distintas férulas para distintas necesidades y pacientes.

Se pretende cumplir este objetivo, pero de forma que la fabricación de dicha férula sea sencilla, sin la necesidad de un especialista en la materia, ni ningún otro conocimiento previo de medicina: una herramienta accesible para todos.

Todo este proceso de diseño se ha llevado a cabo tomando primero las medidas necesarias, introduciéndolas en una tabla y modelando, en función de estas, mediante el software comercial Autodesk Inventor. Una vez realizado el diseño en 3D, los resultados se han exportado en formato “.STL” al programa Ultimaker Cura, en el que se configuró la impresión 3D final.

La principal motivación de este proyecto recae en poder mejorar y hacer funcional el método de inmovilización ya existente, para que, con un ordenador e impresora 3D, se ofrezca una solución alternativa a un problema, solucionando algunos de los inconvenientes que poseen las técnicas actuales de inmovilización, como es el que no se pueda mojar, la incomodidad, ventilación... y que a su vez pueda llegar al alcance de más personas, incluso hospitales públicos o lugares donde este avance aún es inusitado.

3. METODOLOGÍA

Esta sección presenta las pautas y operaciones que se han seguido para las tareas involucradas en la realización de este proyecto.

3.1. Asesoramiento

Se ha contado con la ayuda de profesionales en este campo como fisioterapeutas y traumatólogos. A ambos especialistas se les planteó el objetivo del proyecto para poder obtener y conocer, desde un punto de vista médico, los posibles inconvenientes y factores a tener en cuenta durante el desarrollo.

En conclusión, se ha tenido en cuenta a la hora de diseñar la férula conceptos clave como adaptabilidad y ajuste de la misma, así como poder variar el ángulo de la muñeca en función de la lesión del paciente, de cara a la recuperación. Los puntos críticos son, por tanto, la abertura del dedo pulgar y la zona de la muñeca.

3.2. Proceso

Para la estructura del proyecto, se distinguen tres fases:

- Análisis.
- Diseño e impresión.
- Análisis de resultados.

En la primera fase se ha evaluado la actual situación del campo de las férulas, pasando por su evolución, mostrando las soluciones que existen hoy en día.

En la segunda fase, se procedió a diseñar la férula con Autodesk Inventor y Microsoft Excel, realizando una tabla donde se recogerán las medidas necesarias para el modelado en 3D y su posterior impresión.

Por último, se han impreso férulas para distintos sujetos para comprobar la adaptabilidad de este método y realizar las modificaciones y pruebas necesarias.

3.3. Documentación

En la primera fase del proyecto mencionada anteriormente, fue necesaria la búsqueda de documentación e información de distintas fuentes para analizar el estado de la técnica del campo en el que se va a trabajar. Para ello se ha utilizado entre otros ResearchGate [4] o Scholar [5], donde se pueden encontrar artículos de ámbito nacional e internacional.

3.4. Punto de partida

Se tomó como punto de partida más cercano aquel del que se ha encontrado la información verificada más similar. El artículo publicado el 27 de marzo de 2020 por la revista Whioce Publishing Ptr, Ltd. Titulado “*Patient. Specific 3D Printed Splint for Mallet Finger Injury*” [6] y realizado por una colaboración entre la Deakin University de Australia y la Nottingham Trent University de Reino Unido, será el punto de partida seleccionado.

Este trabajo estudia cómo el uso de la técnica de ingeniería, como es la impresión 3D, puede mejorar los resultados para los pacientes. En este caso para la lesión del dedo de martillo donde, como se aprecia en la Figura 2, la falange no se puede extender sin ayuda. Esto suele producirse cuando el tendón se desprende o arranca un poco del hueso después de varios golpes sobre el dedo y puede derivar en una deformación crónica.

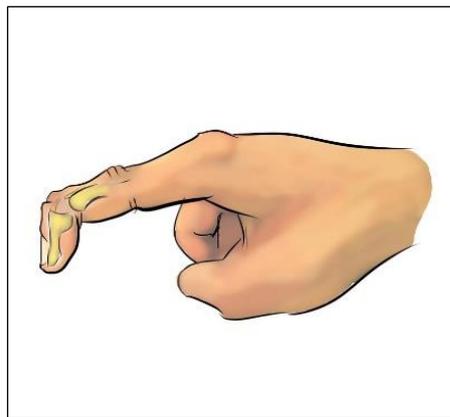


Figura 2. Dedo martillo

Esta investigación trata la creación de una férula para este tipo de lesión, una de las lesiones atléticas más comunes que pueden ocurrir en las extremidades superiores,

debido a una avulsión ósea o una lesión tendinosa [7]. Por ello, puede afectar significativamente a la función general de las personas, perjudicando en sus habilidades sociales y laborales.

Para comenzar este proyecto, se establecen unos parámetros básicos del dedo (Figura 3), concretamente 7, comprendiendo longitudes, anchuras y profundidad de sección.

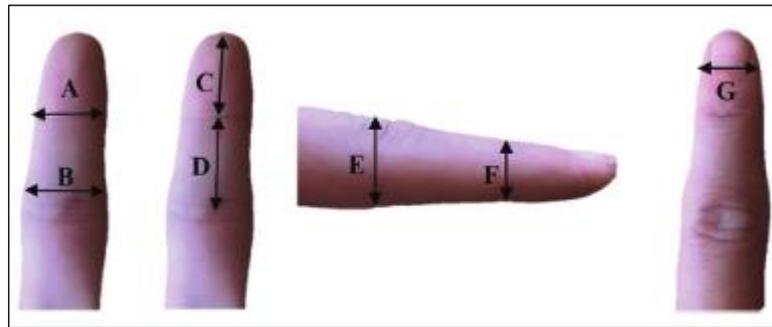


Figura 3. Medidas requeridas para la creación de la férula de dedo.

Se diseñan diferentes pruebas con distintos tipos de férulas para analizar los grados de libertad del dedo y permitir cierta flexión, sin llegar a obstaculizar la recuperación o permitir que el paciente no se prive de sentir y obtener sensaciones a través de él al realizar tareas del día a día. Además se trata otros aspectos como el material o la ventilación, y se realizan distintos prototipos y ensayos, donde se obtienen varios tipos de férulas (Figura 4 y Figura 5) con formas diferentes para satisfacer las necesidades objetivo.

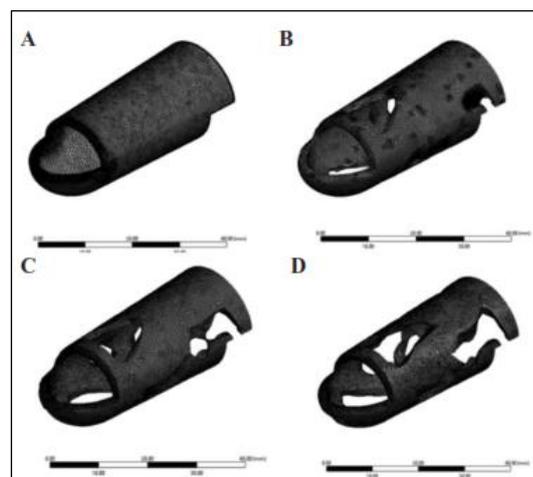


Figura 4. Diseños de férula



Figura 5. Impresiones de férula

Después de analizar este artículo, se observa una gran similitud respecto al presente proyecto, pero centrado en una patología determinada como es el dedo de martillo. Simultáneamente, en este proyecto se busca ampliar a la parte del antebrazo-muñeca y englobar así más patologías que afecten a estas zonas como las mencionadas en apartados anteriores; y además, como se ha mencionado anteriormente, hacer un diseño paramétrico, en el que solo se cambiarán las medidas y se obtendrán distintas férulas para distintos pacientes.

4. ESTADO DE LA TÉCNICA

En este punto se analiza la evolución de la técnica de inmovilización, partiendo de sus orígenes hasta llegar a la ortopedia actual y con ello, lo que concierne a este proyecto, las férulas de impresión 3D.

4.1. Evolución histórica

Se conoce gracias a Historia de la Ortopedia (7) que medio millón de años han transcurrido desde que el hombre empieza su lucha contra la enfermedad y se tiene constancia, gracias a infinidad de esqueletos del hombre primitivo encontrados en Europa, Asia y África del Norte que muestran patologías óseas comparables a las actuales como osteomielitis, artritis, osteítis. y especialmente fracturas.

El hombre del paleolítico con un miembro fracturado, lo inmovilizaba de una manera instintiva como lo hacían los animales. Pronto se concibió la posibilidad de obtener una inmovilización y alivio mejor, utilizando una férula rudimentaria con los

elementos de sus alrededores. Este procedimiento de inmovilización obtenido se proyectó así en la historia con un procedimiento generalizado.

Existen aún por lo menos dos razas que continúan tratando las fracturas como ya hacían entonces los hombres del neolítico, usando tablillas de corteza de árbol, sin reducir los huesos antes de inmovilizarlos o, usando arcilla blanda, que más tarde se endurece; dejando el descubrimiento del yeso en un papel secundario que no consiguió sustituir estas técnicas.

Gracias al investigador Jaeger, que examinó huesos del neolítico que deberían estar rotos durante la vida de sus miembros, se sabe que un 53,8% se había unido bien en comparación con el porcentaje restante en el que un cirujano había fracasado.

Llegados a la Edad de Hierro, encontramos las primeras evidencias de cirugía ósea, donde que ya se practicaba y experimentaba este procedimiento para la recuperación de fracturas.

Secuencialmente y de forma gradual, la medicina continúa avanzando y se pueden encontrar en murales y papiros Egipcios que había cierta “conciencia quirúrgica”, descartando la magia y hechicería, e incluso se realizaban procedimientos como la reducción de luxación de mandíbula de la misma forma que se hace hoy. Todo ello y otros muchos tipos de lesiones descritos en un papiro escrito el 1600 a.C. En cuanto a lo que nos concierne, se han encontrado momias (3000 a.C) donde los cuerpos fracturados aún conservaban el vendaje en férulas.

El primer tratado de medicina con base científica sólida corresponde a un texto griego “*Corpus Hipocraticus*”, donde los métodos de tratamiento alcanzan un nivel considerable. Se describían entonces vendajes y férulas, y mezclas gelatinosas para reforzar los vendajes y conceptos clave como que los miembros fracturados deberían mantenerse en posición natural.

Con el declinar de la cultura griega, Roma impulsa los progresos de la medicina a través de los trabajos de Hipócrates [9] y Galeno [10], donde cabe destacar el nacimiento de las prótesis o miembros artificiales. Esta rama muestra evidencias de comienzo en el S.XVI pero hay esfuerzos anteriores en lugares como el Sur de Italia.

Es importante destacar también la antigua India, donde ya existían una analogía a “*Corpus Hipocraticus*” donde se describían prácticas médicas relacionadas con las fracturas y luxaciones y el uso de férulas de bambú.

Avanzando un poco más, la civilización del Oeste surge de una Edad Medieval que no agrega nada al proceso quirúrgico debido a la exuberancia de la religión y da paso a un Renacimiento que aporta una mejor cirugía ortopédica. El estudio minucioso de la anatomía del esqueleto, la función de cada elemento y la construcción de hospitales, favoreció los procesos de recuperación de fracturas, que comenzaron a aplicarse en hospitales militares para, después, trasladarlo a la población.

4.2. Ortopedia moderna.

Es en el siglo XX donde se llega al gran apogeo de la cirugía general. La creación de hospitales especializados, centros ortopédicos y el progreso del conocimiento médico en lo que se refiere a la farmacología, fisiología y fisiopatología del hueso aumenta en todos los continentes. Gracias al mejor conocimiento de la enfermedad y la técnica, se alcanza un notable progreso en el tratamiento quirúrgico y el tratamiento de fracturas.

Cabe destacar que es en este siglo, donde la “fijación interna” da pie a métodos, procedimientos, instrumental y estudios posteriores; y después de numerosos esfuerzos, se establece una relación entre la forma y la función del hueso.

Todo ello centrado en la recuperación de lesiones de forma más rápida y eficaz, es un paso fundamental para comenzar a pensar y estudiar métodos y materiales más modernos y que fuesen compatibles con la vida del paciente rehabilitado, más allá de la escayola.

Debido al elevado coste y al tiempo que requería su diseño, así como la necesidad de contar con expertos cualificados, no se llegó a dar el salto definitivo a la producción de férulas adaptativas.

Actualmente, existen numerosas empresas dedicadas a fabricar y comercializar férulas, diferenciadas por el tipo de lesión que se quiere tratar. En la “*Guía Descriptiva de Ortoprótisis*” Tomo II [11] ofrecida por el Ministerio de Sanidad, Política Social e Igualdad, se pueden encontrar distintos tipos de férulas para las lesiones mencionadas anteriormente y otras que conciernen a este proyecto:

- Órtesis pasiva de muñeca (Figura 6): abarca el antebrazo, muñeca y palma de la mano. Materiales rígidos o semirrígidos y normalmente es semielaborada, aunque puede hacerse a medida. Para procesos que requieran la inmovilización de la muñeca, la trapezio-metacarpiana e interfalángica del pulgar. Para lesiones como: traumatismos del primer metacarpiano, tendinitis en muñeca o pulgar y/o cirugía de estos.

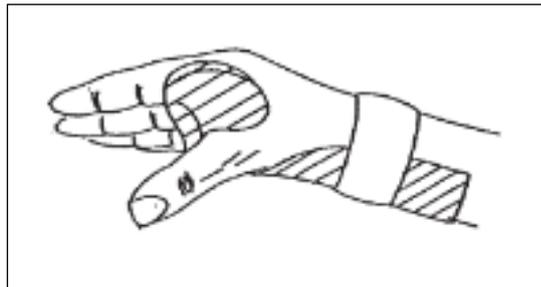


Ilustración 1. Órtesis pasiva de muñeca de la "Guía Descriptiva de la Ortoprótisis." Tomo II,



Figura 6. Órtesis pasiva de muñeca

- Órtesis activa de muñeca: órtesis dinámica compuesta por un brazalete antebraquial y apoyo palmar a nivel de los metacarpianos. Suelen ser de duraluminio o termoplástico y tienen un muelle o elástico que permite el movimiento de la muñeca. Excepcionalmente pueden hacerse a medida. Mantiene la muñeca en una posición determinada y permite el movimiento a través de un dispositivo articular. Se utiliza para procesos que requieren tener la muñeca en una posición determinada.

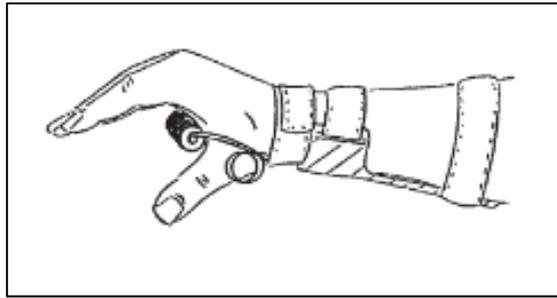


Ilustración 2. Órtesis activa de muñeca de la “Guía Descriptiva de la Ortoprótisis.” Tomo II

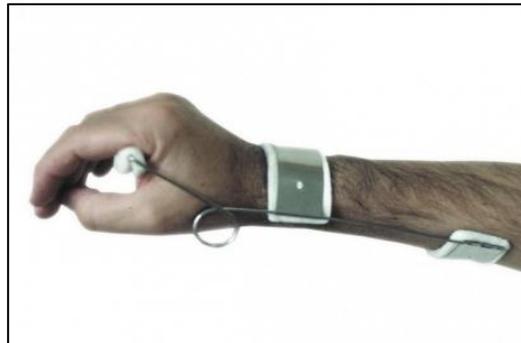


Figura 7. Órtesis activa de muñeca

- Órtesis activa flexora de las articulaciones metacarpofalángicas con estabilización de la articulación de la muñeca: compuesta por apoyo antebraquial de termoplástico que llega hasta la palma. Puede usarse para una o varias articulaciones metacarpofalángicas. Excepcionalmente se hacen a medida. Se utilizan para procesos articulares u óseos que precisan estabilizar la articulación de la muñeca y facilitar la flexión de las articulaciones metacarpofalángicas.

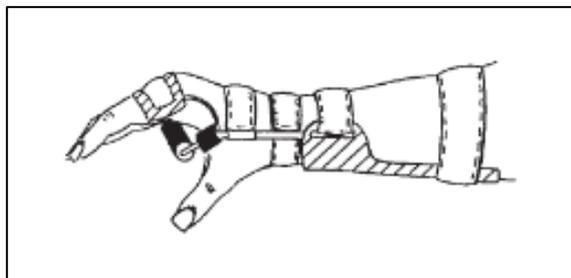


Ilustración 3. Órtesis activa flexora de articulaciones metacarpofalángicas de la “Guía Descriptiva de la Ortoprótisis.” Tomo II

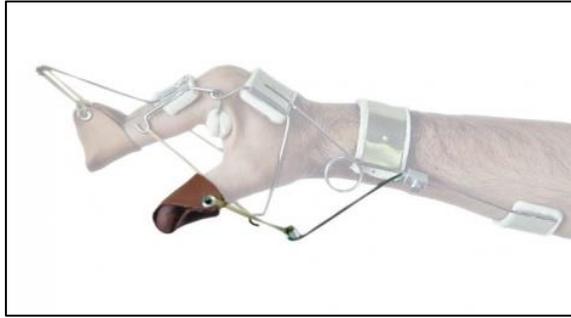


Figura 8. Órtesis activa flexora de articulaciones metacarpofalángicas

- Órtesis activa extensora de articulaciones metacarpofalángicas con estabilización de la muñeca: compuesta por un apoyo antebraquial que se extiende hasta la palma. Favorece la extensión de las articulaciones metacarpofalángicas y sirve para una o varias de estas articulaciones. En procesos articulares u óseos que precisan estabilizar la articulación de la muñeca y facilitar la extensión, inmoviliza la articulación de la muñeca mediante el brazalete que se extiende a la mano y con los elásticos favorece los movimientos de esta articulación.

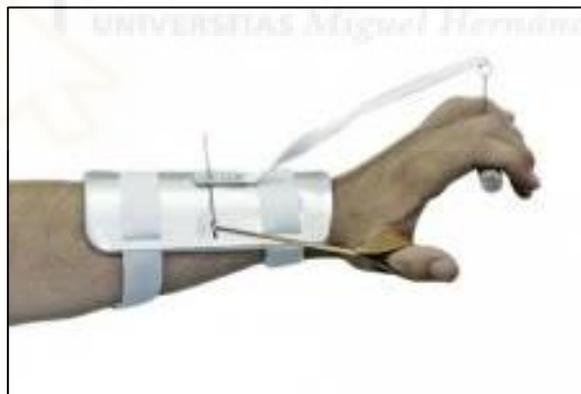


Figura 9. Órtesis activa extensora de articulaciones metacarpofalángicas con estabilización de la muñeca.

- Férula pasiva de muñeca, mano y dedos: órtesis formada por una valva en el antebrazo, muñeca, mano y dedo, normalmente de termoplástico. Debido a su rigidez se mantiene la mano en la posición deseada inmovilizando las articulaciones de muñeca y dedo/s. Se utiliza para diversas lesiones nerviosas,

tendinitis, artritis, artrosis, etc. así como para inmovilizaciones postraumáticas, limitaciones posquirúrgicas y quemaduras.

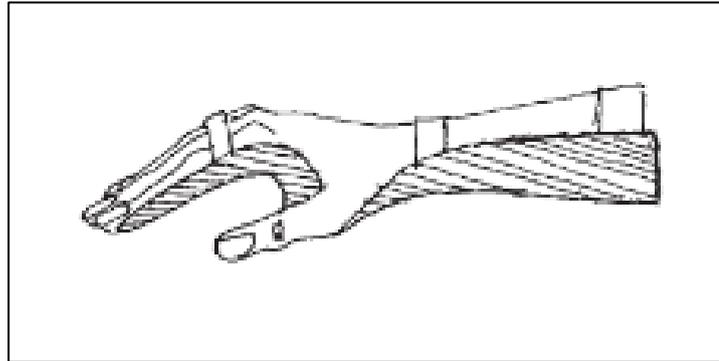


Ilustración 4. Férula pasiva de muñeca, mano y dedos de la “Guía Descriptiva de la Ortoprótisis.” Tomo II.



Figura 10. Férula pasiva de muñeca

- Férula activa extensora de articulaciones metacarpofalángicas y aditamento extensor de dedo/s: órtesis dinámica que consta de un apoyo antebraquial y tres apoyos semirrígidos. Los soportes están unidos al soporte dorsal mediante alambres de acero. Proporciona una fuerza aplicada en tres puntos que ayuda a la extensión de las articulaciones para lesiones del nervio radial, extensión limitada de dicha parte, cicatriz palmar o después de reparaciones tendinosas de los flexores del dedo.

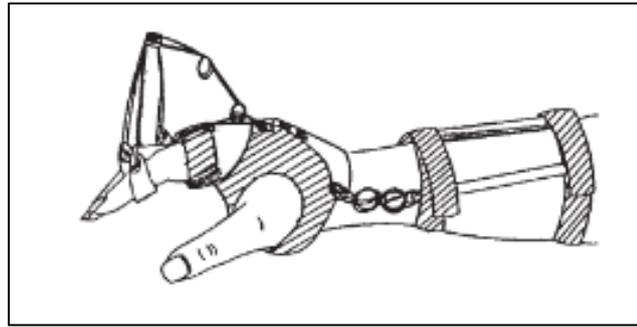


Ilustración 5. Férula activa extensora de articulaciones metacarpofalángicas y aditamento extensor de dedo/s de la “Guía Descriptiva de Ortoprótisis.” Tomo II.

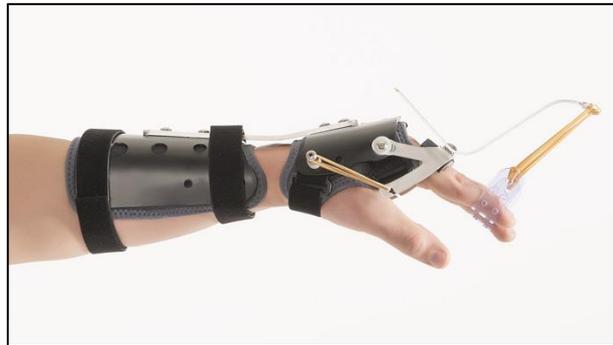


Figura 11. Férula activa extensora de articulaciones metacarpofalángicas y aditamento extensor de dedo/s.

- Férula activa flexora de articulaciones metacarpofalángicas y aditamento flexor de dedo/s: Construida en alambre acerado y termoplástico, consta de un apoyo antebraquial y un apoyo dorsal sobre las falanges. Controla la capacidad de flexión de las articulaciones de dicha zona combinada con la flexión de los dedos. Para lesiones del nervio mediano/cubital, cuando se tiene aditamento pulgas y otras que requieran flexión de metacarpofalángicas y dedo/s.

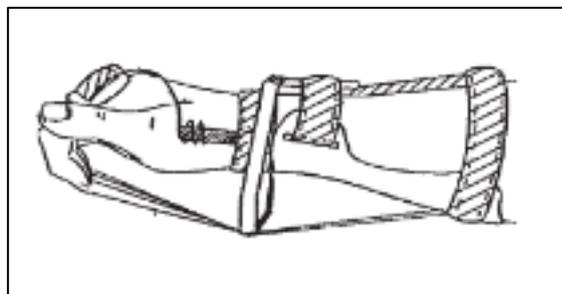


Ilustración 6. Férula activa flexora de articulaciones metacarpofalángicas y aditamento flexor de dedo/s, s de la “Guía Descriptiva de Ortoprótisis.” Tomo II.

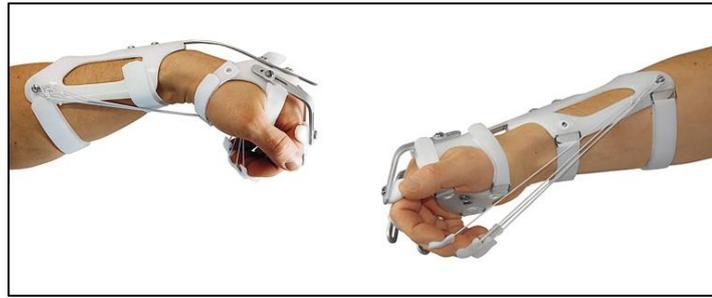


Figura 12. Férula activa flexora de articulaciones metacarpofalángicas y de aditamento flexor de dedo/s.

- Férula activa flexora de articulaciones metacarpofalángicas y aditamento extensor de dedo/s: Construida en alambre acerado y termoplástico, consta de un apoyo antebraquial y un apoyo dorsal sobre las falanges proximales. Aumenta y controla la capacidad de flexión de las articulaciones de dicha zona combinada con la extensión de los dedos. Para lesiones que requieran flexión de metacarpofalángicas y extensión dedo/s.

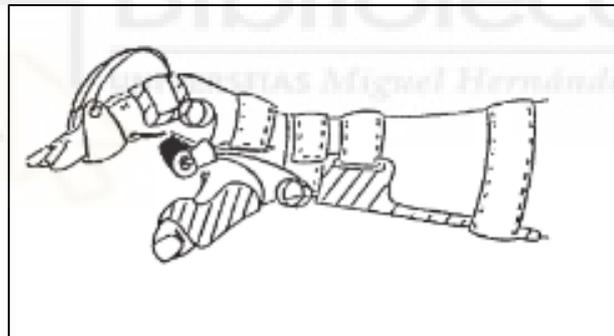


Ilustración 7. Férula activa flexora de articulaciones metacarpofalángicas y de aditamento extensor de dedo/s de la "Guía Descriptiva de Ortoprótisis." Tomo II.

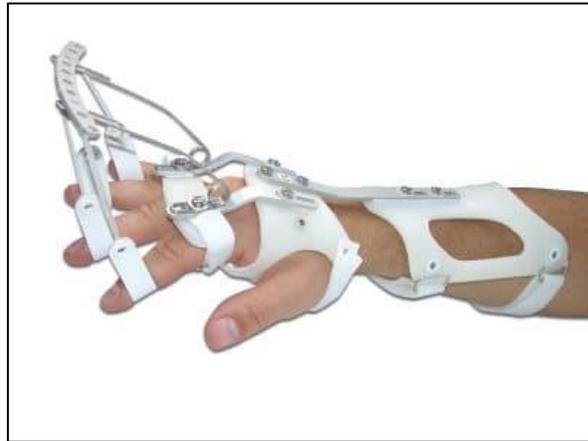


Figura 13. Férula activa flexora de articulaciones metacarpofalángicas y de aditamento extensor de dedo/s.

4.3. Férulas 3D

La impresión tridimensional es un proceso de fabricación de un objeto tridimensional mediante la acumulación de material. Muchos investigadores notaron las posibilidades de la tecnología, tan pronto como fue sugerida originalmente en Japón en 1981. Chuck Hull patentó su idea original, que se llama estereolitografía [12] en 1984 y comenzó su propio negocio que utiliza esta tecnología. Por otro lado, no pasó mucho tiempo antes de que la impresión 3D realmente atrajera el interés de los profesionales médicos debido a la disponibilidad de la tecnología. La primera razón por la que esta tecnología se introduce tan rápidamente es que todos los cuerpos humanos son diferentes y, por lo tanto, básicamente requieren un servicio personalizado. La segunda razón es que muchos órganos humanos tienen una estructura muy compleja de replicar utilizando la tecnología convencional. Curiosamente, existen investigadores que notaron pronto la aplicabilidad de la impresión 3D para fines ortopédicos. Sin embargo, se podía observar gracias a un informe de 1988, que esta tecnología no estaba suficientemente madura debido al elevado coste, el largo tiempo de fabricación y las limitadas propiedades del material. La expiración de las patentes principales a finales del siglo XXI, hizo que la impresión 3D fuese más popular, y que ahora se puedan comprar impresoras 3D asequibles en tiendas online como Amazon por menos de 300 dólares.

Cada año, los fabricantes de máquinas de impresión 3D anuncian una gama de materiales para imprimir y un tiempo de impresión mucho más rápido. De hecho, todos los problemas que conllevaba para aplicaciones ortopédicas están desapareciendo

gradualmente y existe un número significativo de casos sobre los que todos los días se informa, en relación a la cantidad de evaluaciones clínicas que se realizan de esta tecnología [13].

El Hospital MAZ coloca la primera prótesis a medida generada en 3D y un 75% más ligera que el yeso, después de más de un año de trabajo de los equipos de traumatología y rehabilitación, y con la empresa Exovite. A partir de este punto, aparecen multitud de empresas que se dedican a fabricar férulas mediante impresión 3D para la recuperación de lesiones:

- Exovite + Mutua Maz: Estas dos empresas en colaboración colocaron en junio de 2016 la primera férula por impresión 3D en Zaragoza (España). Esta férula se realizaba con la ayuda de un escáner 3D de gran precisión (de precio aproximado de 5000 €) que digitalizaba la zona del paciente que se iba a inmovilizar. A continuación, un equipo de expertos realizaba un diseño de la férula personalizado con las medidas del escáner para posteriormente imprimirla. Este proyecto iba acompañado de un programa de rehabilitación mediante una aplicación. Este tipo de férulas tienen un proceso de producción que, aparte de extenso, requiere la intervención de muchos expertos, por lo que será muy probable que encarezca su precio.



Figura 14. Foto publicitaria de la férula de Exovite

- FIIXIT [14]: Es un laboratorio ortopédico de Málaga que ofrece soluciones de impresión 3D a ortopedias. Este laboratorio ha desarrollado un proceso de producción de férulas impresas en 3D de distintas zonas. Con un proceso similar al del caso anterior, los pacientes son escaneados en 3D y este archivo

es posteriormente procesado para crear una férula e imprimirla. Esta empresa ofrece sus soluciones a ortopedias de toda España y apoya al paciente con un soporte y un servicio directo. El precio de estas férulas ronda entre 150 y 250€ en función de la zona que se desee inmovilizar. Estas férulas, aunque son muy similares a las del caso anterior y el coste es elevado, presentan una solución viable a la que cualquier persona puede acceder si está dispuesto a pagar su precio.



Figura 15. Foto de catálogo de FIIXIT

- XKELET: Esta compañía ofrece una solución diferente a las anteriores. El proceso de creación de este tipo de férulas se hace mediante un escaneo 3D de la zona con un *hardware* específico. Se acopla a un dispositivo con sistema IOS, concretamente Ipad, junto a una app exclusiva de Xkelet. Este escaneo se procesa mediante su propio programa, que automatiza el diseño de la férula, es decir, la crea sin necesidad de intervención de un diseñador. Esto supone un gran salto, ya que si el proceso de diseño se hace de manera automática no será necesario ningún experto y esos costes se ahorrarían. Actualmente, esta solución se puede contratar de manera individual o para empresas. Su coste engloba el dispositivo Ipad de la marca Apple para realizar los escaneos, el *hardware*(sensor), que tiene un precio que ronda los 400 € y precisa acceso al

programa de Xkelet (Figura 23), que tiene un pago por suscripción de 5 € al mes para una versión limitada en la que no se puede realizar la automatización de diseño de la inmovilización. Se considera que en la actualidad esta es la mejor alternativa ya que proporciona una férula de manera automatizada, fácil y con un diseño muy atractivo al público. Esta solución, a pesar de ser de las más avanzadas, está enfocada a un público especializado y, sobre todo, a su comercialización ya que los costes de inversión son altos.

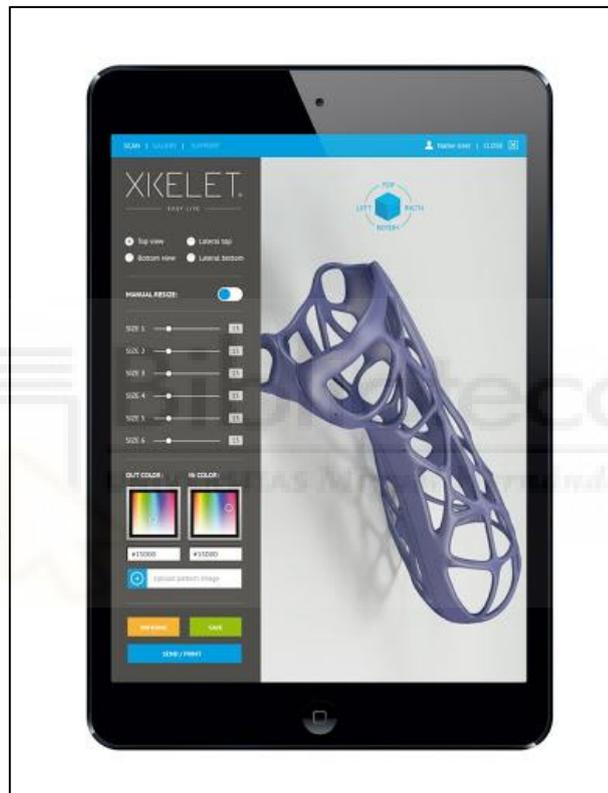


Figura 16. App Xkelet



Figura 17. Imagen publicitaria férulas Xkelet

La impresión tridimensional (3D) se ha convertido en parte de la nueva frontera entre la tecnología y el tratamiento médico. Muchos de los tratamientos médicos que utilizan técnicas de impresión 3D incluyen: reconstrucción facial, ortodoncia, exoesqueletos, prótesis, tumor detección, optimización quirúrgica y biocompatible impresión de órganos y tejidos.

Este tipo de soluciones ha evolucionado favorablemente desde férulas realizadas casi de forma manual hasta un proceso completamente automatizado, aunque sigue estando enfocado a un público experto y con un gran capital de inversión para poder conseguir los equipos y escáneres necesarios.

Con este proyecto se intenta dar un paso más y poder ofrecer la férula como algo más sencillo y al alcance de todos.

5. DISEÑO

En este apartado se trata todo el proceso de diseño para producir la férula finalmente, abordando desde el propio diseño hasta material y pruebas realizadas.

5.1. Introducción al modelo

Para la producción de la férula se ha tenido en cuenta ciertas características y objetivos, ya que es un producto con una función médica. Es esencial encontrar un material cómodo, que no dañe al paciente ni produzca molestias, ligero que pueda llevarse fácilmente sin limitar ni provocar esfuerzos añadidos y resistente y rígido para soportar e inmovilizar de forma correcta.

Otro de los objetivos principales ya mencionados es que sea accesible económicamente para la mayor parte de la población, por lo que el desarrollo final deberá suponer un coste de producción final bajo que permita un coste accesible para los pacientes.

En conclusión, la férula que realizada es personalizada para cada paciente con un diseño sencillo limitado a la férula en sí misma, sin accesorios ni extras innecesarios.

5.2. Material

Para la impresión 3D, se pueden utilizar diversos tipos de materiales: PET, PLA, ABS, Nylon o PEEK. En este caso, debido a los costes y las características del proyecto, el material seleccionado para la fabricación de la férula es el PLA.

El ácido poli láctico, más comúnmente conocido como PLA, es un biopolímero termoplástico cuya molécula precursora es el ácido láctico. Debido a su biodegradabilidad, propiedades de barrera y biocompatibilidad, éste biopolímero ha encontrado numerosas aplicaciones ya que presenta un amplio rango inusual de propiedades, desde el estado amorfo hasta el estado cristalino; propiedades que pueden lograrse manipulando las mezclas entre los isómeros D(-) y L(+), los pesos moleculares, y la copolimerización.

El ácido láctico es utilizado ampliamente en la industria alimenticia, química, farmacéutica, del plástico, textil, la agricultura, la alimentación animal, entre otros. Sin

embargo, la aplicación más interesante del ácido láctico radica en la posibilidad que ofrece de producir PLA. El PLA es un biopolímero termoplástico utilizado para la producción de hilo para sutura, implantes, cápsulas para la liberación lenta de fármacos, prótesis, producción de envases y empaques para alimentos, etc.

Este biopolímero ha despertado el interés de investigadores, productores y procesadores ya que fuera de su degradabilidad, se ha encontrado que puede ser un gran competidor frente a otros plásticos de origen petroquímico por su amplio rango inusual de propiedades, desde el estado amorfo hasta el estado cristalino; propiedades que pueden lograrse manipulando los pesos moleculares, las mezclas entre los isómeros D(-) y L(+) y la copolimerización.

El ácido láctico (ácido 2-hidroxipropanoico, $\text{CH}_2\text{-CHOH-COOH}$), contiene un átomo de carbono asimétrico y es el hidroxiaácido más sencillo que existe. Hay dos isómeros ópticos, el D(-) láctico y L(+) láctico. A diferencia del isómero D(-), la configuración L(+) es metabolizada por el organismo humano.

El ácido láctico puede ser obtenido por vía química o biotecnológica. La producción química está basada en la reacción de acetaldehído con ácido cianhídrico (HCN) para dar lacto nitrilo, el cual puede ser hidrolizado a ácido láctico; otro tipo de reacción se basa en la reacción a alta presión de acetaldehído con monóxido de carbono y agua en presencia de ácido sulfúrico como catalizador. La síntesis química tiene la desventaja que el ácido láctico producido es una mezcla de D y L ácido láctico ópticamente inactivo.

La producción biotecnológica está basada en la fermentación de sustratos ricos en carbohidratos por microorganismos y tiene la ventaja de formar enantiómeros D(+) ó L(+), ópticamente activos. En la producción por fermentación, se busca que los microorganismos utilizados sean preferiblemente termófilos, que fermenten rápida y completamente sustratos baratos, con adición mínima de nutrientes nitrogenados, que crezcan en condiciones de valores reducidos de pH, presenten poca producción de biomasa y una despreciable cantidad de subproductos.

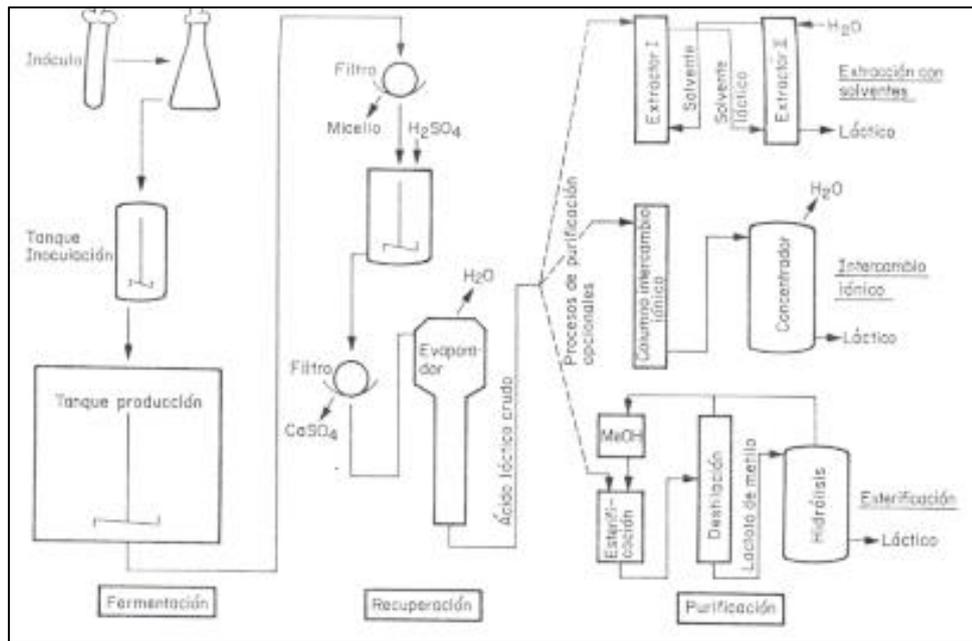


Figura 18. Esquema producción ácido láctico.

El ácido láctico utilizado en la polimerización para la producción de PLA debe ser de alta pureza.

En cuanto a las propiedades físicas y mecánicas de este material, además de farmacéuticas y reabsorción dependen de la composición del polímero, de su peso molecular y de su cristalinidad. El PLA tiene propiedades mecánicas en el mismo rango de los polímeros petroquímicos, a excepción de una baja elongación. Sin embargo esta propiedad puede ser afinada durante la polimerización.

La Tabla 1, muestra una comparación de algunas propiedades mecánicas de polímeros con las propiedades del PLA.

Polímero	Fuerza de Tensión (Mpa)	Módulo de Tensión (Gpa)	Temperatura Máx. Usada (°C)
LDPE	6.2 - 17.2	0.14 - 0.19	65
HDPE	20 - 37.2		121
PET	68.9	2.8 - 4.1	204
PS	41.3 - 51.7	3.1	78
PA	62 - 82.7	1.2 - 2.8	-
PP	33 - 37.9	1.1 - 1.5	121
PLA (L+)	40 - 60	3 - 4	50 - 60

Tabla 1. Comparación de propiedades de PLA con otros polímeros

El PLA se deja imprimir y puede incluso no necesitar tratamientos corona antes de la impresión. Puede ser tan duro como el acrílico o tan blando como el polietileno, rígido como el poliestireno o flexible como un elastómero. Puede además ser formulado para dar una variedad de resistencias.

Se concluyó que este material es una sustancia GRAS (reconocida como segura) y por ello se puede utilizar para empaquetar alimentos. Además, en el campo de la cirugía tiene grandes aplicaciones: material de sutura reabsorbible, material de cirugía ortopédica (implantes reabsorbibles), tornillos, broches, placas, grapas, cirugía reconstructiva craneofacial maxilofacial... es utilizado en la creación de matrices para regeneración guiada de tejidos como piel, cartílagos, huesos, etc. Además de ser biodegradable, se han desarrollado distintos tipos de PLA para reutilización y reciclaje, sin que pierda ninguna de sus propiedades.

Para la impresión 3D existen diferentes tipos con características modificadas que afectan por ejemplo a la flexibilidad o el recubrimiento, dando alternativa a pacientes con problemas dérmicos a la hora de utilizar la férula. [15]

Todos estos motivos sumados a su bajo coste de producción (12,20€/kg PLA común y 50-55€/kg PLA antibacteriano aproximadamente) en comparación a otros materiales, hacen de este el idóneo para realizar este proyecto por sus múltiples características y su tolerabilidad en contacto con el paciente.



Figura 19. Bobinas de PLA.

6. MODELADO

Para el modelado de la férula paramétrica se ha utilizado el software de diseño Autodesk Inventor [16]. Para alcanzar el modelo final, se describen a continuación las etapas que se han seguido:

1. Lo primero que se ha planteado para realizar la férula paramétrica sin necesidad de un experto, ha sido la determinación de qué medidas eran necesarias y relevantes para el modelado de la férula. Tras el estudio y la ayuda de los expertos mencionados con anterioridad, se decide dividir el brazo en secciones, a partir de las cuales se tomarán medidas de longitudes, anchuras y profundidades. Los puntos elegidos corresponden a las alturas del antebrazo, dos secciones de muñeca, inicio y final del pulgar y nudillos; obteniendo así 6 secciones que se muestran en la Figura 20 a partir de las cuales se puede comenzar a medir. A todo esto, se le suma una medida de ángulo, en la que se puede decidir el ángulo que forma la mano respecto al antebrazo, y la inclinación que ha de tener en función de la patología o lesión.



Figura 20. Secciones marcadas.

2. Una vez claras las secciones relevantes, se estudiaron las secciones transversales perpendiculares al eje del antebrazo, que forman elipses no simétricas. De estas elipses se tomaron medidas de altura máxima (eje vertical), anchura máxima (eje horizontal), y otras dos alturas que formaron los arcos de redondeo de la elipse hacia los extremos. Por lo que, finalmente, en cada sección se han tomado tres alturas indicadas con la letra N, seguida de la numeración correspondiente: N_{xx} ; y, una medida de anchura designada con la letra A: A_{xx} .

Se añadió además una distancia D12 correspondiente a la distancia entre el nudillo del índice al borde y las distancias longitudinales entre las secciones, designadas con la letra T: Txx.

REFERENCIA	UNIDADES	Descripción	Medida tomada
N11	mm	Alto nudillo indice	25,6
N21	mm	Alto nudillo corazón	27,5
N41	mm	Alto nudillo meñique	27,5
A11	mm	Ancho nudillos	78,5
D12	mm	Distancia nudillo indice a corazon	24,62
T12	mm	Distancia de inicio de férula a inicio dedo pulgar	20,1
A22	mm	Ancho a T12	80
N12	mm	Alto a T12 lado indice	30,38
N42	mm	Alto a T12 lado meñique	31
N22	mm	Alto a T12 central	30
T14	mm	Distancia de inicio de férula a prehuevo de la muñeca	77,4
A44	mm	Ancho a T14	56,3
N24	mm	Alto max a T14	36
N14	mm	Alto lado dedo indice a T14	39,5
N44	mm	Alto lado dedo meñique a T14	40
T13	mm	Distancia de inicio de férula a final dedo pulgar	54
N43	mm	Alto a T13 lado dedo meñique	39
N23	mm	Alto a T13 central	40,87
N13	mm	Alto cerca del dedo pulgar a T13	38,1
A33	mm	Ancho a T13 total	76,1
T45	mm	Distancia de T13 a pasado el hueso muñeca	31,55
A55	mm	Ancho a T45	52
N45	mm	Alto a T45 en lado meñique	39,5
N15	mm	Alto a T45 en lado indice	36,5
N25	mm	Alto en T45 central	40
T56	mm	Distancia del final del hueso de la muñeca a final ferula	99
A66	mm	Ancho en T56	66,31
N66	mm	Alto en T56	60

Figura 21. Imagen de las numeración de medidas en la tabla Excel.

En la Figura 22 se puede observar el esquema final de las zonas mencionadas.

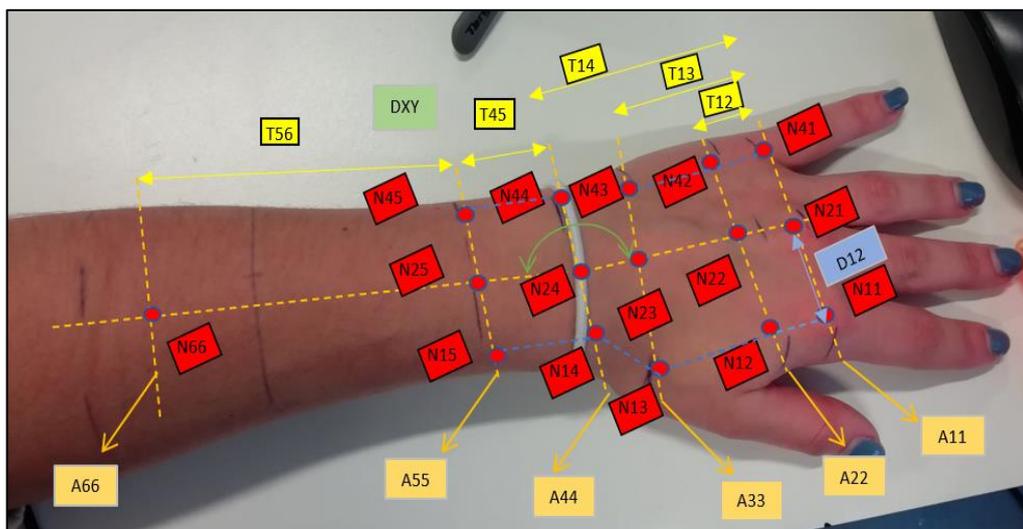


Figura 22. Esquema de medidas tomadas.

Las medidas se realizaron con un calibre, en este caso digital. Se realizaron dos o tres tomas para asegurar que las medidas eran correctas, y se elaboró una tabla en Excel (Tabla 2), con los siguientes datos: referencia, valor en milímetros y una pequeña descripción de la medida tomada.



REFERENCIA	UNIDADES	Descripción	Medida tomada
<i>N11</i>	<i>mm</i>	<i>Alto nudillo índice</i>	25,6
<i>N21</i>	<i>mm</i>	<i>Alto nudillo corazón</i>	27,5
<i>N41</i>	<i>mm</i>	<i>Alto nudillo meñique</i>	28
<i>A11</i>	<i>mm</i>	<i>Ancho nudillos</i>	78,5
<i>D12</i>	<i>mm</i>	<i>Distancia nudillo índice a corazón</i>	24,62
<i>T12</i>	<i>mm</i>	<i>Distancia de inicio de férula a inicio dedo pulgar</i>	20,1
<i>A22</i>	<i>mm</i>	<i>Ancho a T12</i>	80
<i>N12</i>	<i>mm</i>	<i>Alto a T12 lado índice</i>	30,38
<i>N42</i>	<i>mm</i>	<i>Alto a T12 lado meñique</i>	31
<i>N22</i>	<i>mm</i>	<i>Alto a T12 central</i>	29,17
<i>T14</i>	<i>mm</i>	<i>Distancia de inicio de férula a pre hueco de la muñeca</i>	77,4
<i>A44</i>	<i>mm</i>	<i>Ancho a T14</i>	56
<i>N24</i>	<i>mm</i>	<i>Alto máx. a T14</i>	36
<i>N14</i>	<i>mm</i>	<i>Alto lado dedo índice a T14</i>	39,5
<i>N44</i>	<i>mm</i>	<i>Alto lado dedo meñique a T14</i>	40
<i>T13</i>	<i>mm</i>	<i>Distancia de inicio de férula a final dedo pulgar</i>	54
<i>N43</i>	<i>mm</i>	<i>Alto a T13 lado dedo meñique</i>	39
<i>N23</i>	<i>mm</i>	<i>Alto a T13 central</i>	40,87
<i>N13</i>	<i>mm</i>	<i>Alto cerca del dedo pulgar a T13</i>	37,9
<i>A33</i>	<i>mm</i>	<i>Ancho a T13 total</i>	76,1
<i>T45</i>	<i>mm</i>	<i>Distancia de T13 a pasado el hueso muñeca</i>	31,55
<i>A55</i>	<i>mm</i>	<i>Ancho a T45</i>	52

N45	<i>mm</i>	<i>Alto a T45 en lado meñique</i>	39,5
N15	<i>mm</i>	<i>Alto a T45 en lado índice</i>	36,5
N25	<i>mm</i>	<i>Alto en T45 central</i>	40
T56	<i>mm</i>	<i>Distancia del final del hueso de la muñeca a final férula</i>	99
A66	<i>mm</i>	<i>Ancho en T56</i>	66,31
N66	<i>mm</i>	<i>Alto en T56</i>	60
G	<i>mm</i>	<i>Grosor de la férula</i>	4
DXY	<i>gr</i>	<i>Ángulo de inclinación palmar</i>	-5

Tabla 2. Medidas Modelo 1.

3. Una vez elaborada la tabla, se dibujaron los bocetos de las secciones en Autodesk Inventor y se asignaron los parámetros correspondientes a cada una de ellas. El primer boceto (Figura 22) corresponde al eje longitudinal, simulando el eje del brazo, con los parámetros necesarios en cada tramo.

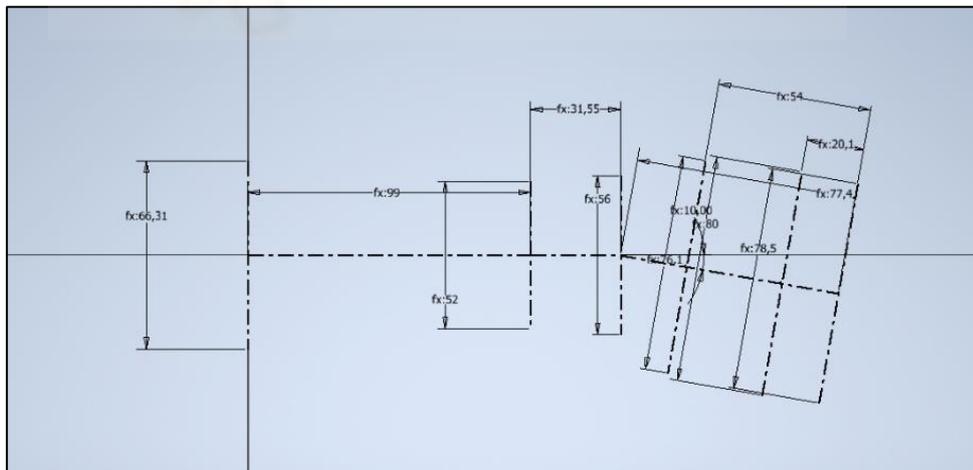


Figura 23. Boceto principal longitudes.

Para la forma de cada sección se dibujaron dos circunferencias coincidentes de radio igual a las alturas de los laterales, cuya máxima anchura es la de las cotas Axx. Estas se unieron con dos arcos tangentes por la parte de arriba y de abajo, con radio

igual a la cota de altura más elevada, es decir, la central. Las figuras obtenidas de las secciones se pueden ver en la Figura 23.

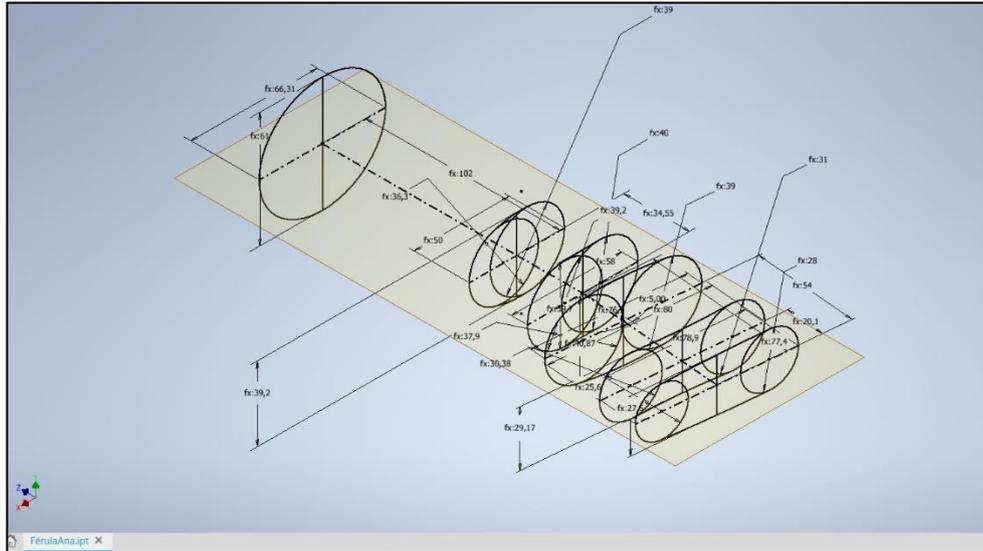


Figura 24. Bocetos de secciones transversales.

4. Después de esto, se creó una superficie envolvente a todas estas secciones siguiendo su trayectoria por orden, lo que se conoce como la herramienta “Solevación” en Autodesk Inventor (Figura 24).

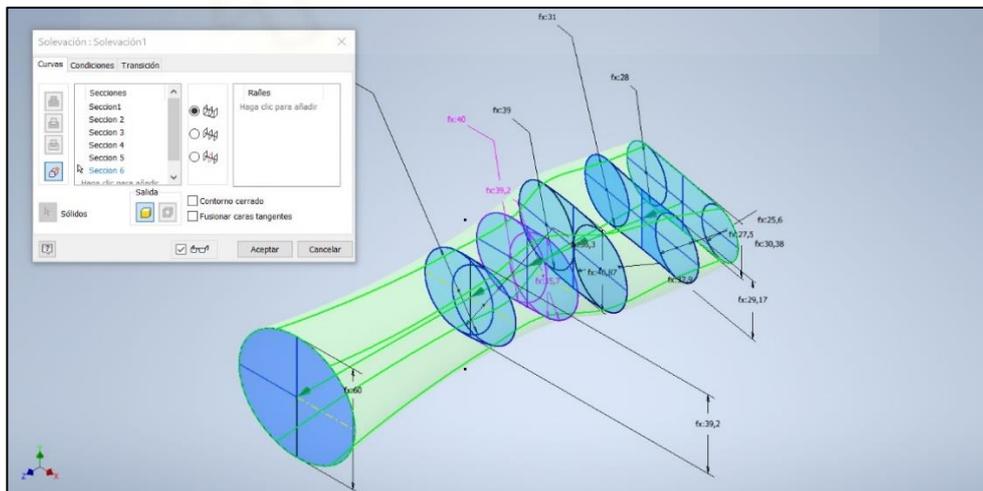


Figura 25. Operación de "Solevación".

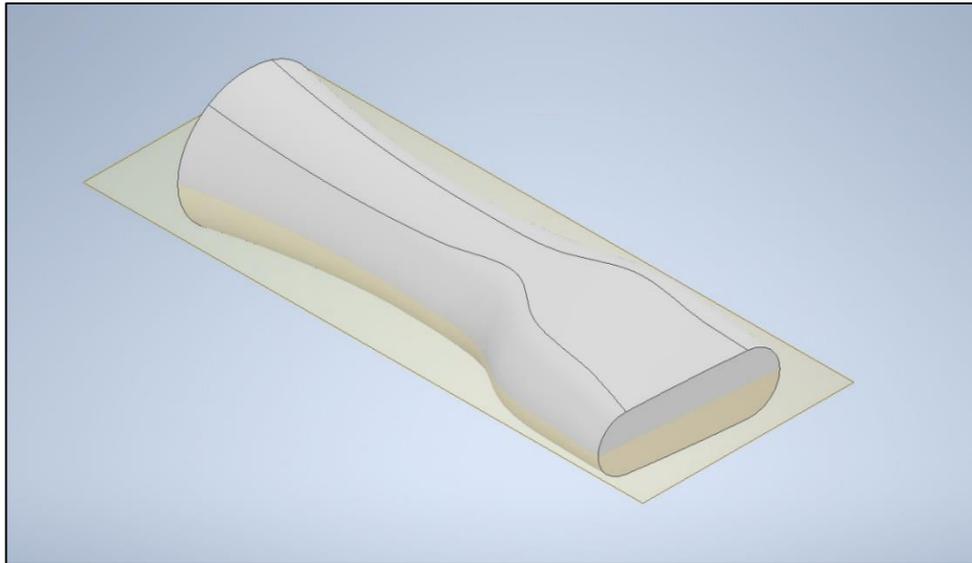


Figura 26. Vista de contorno después de la "Solevación".

5. En el siguiente paso se asignó el grosor de la férula. Para ello fue designado un parámetro con la letra G (véase Figura 27) igual al grosor de la férula. Este parámetro, al igual que los otros, podría ser modificable, pero se eligieron 4mm para que resultase cómoda y no muy gruesa. Para retirar el material y dejar el contorno de 4mm, realizamos la operación de "Vaciado" (Figura 26), eliminando la cara de la sección 1 y la sección 6 para que quede abierta por ambos lados.

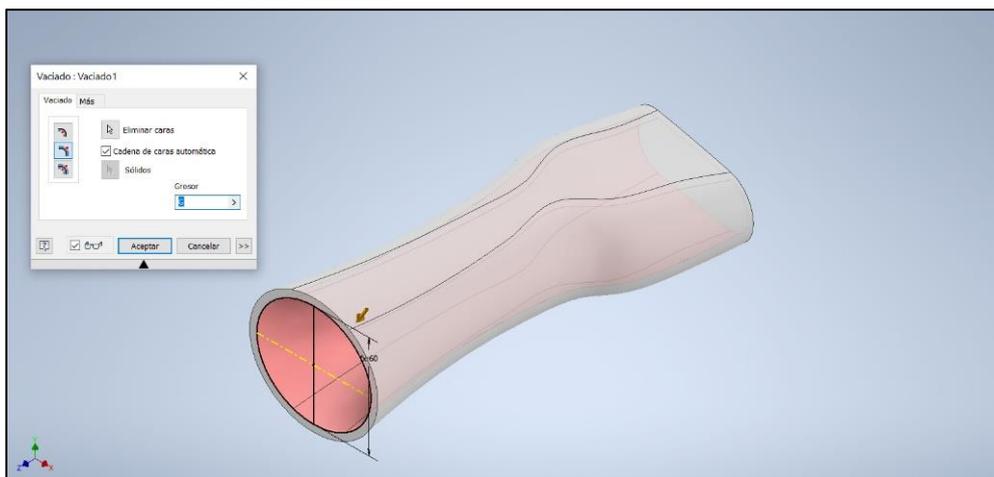


Figura 27. Operación de "Vaciado".

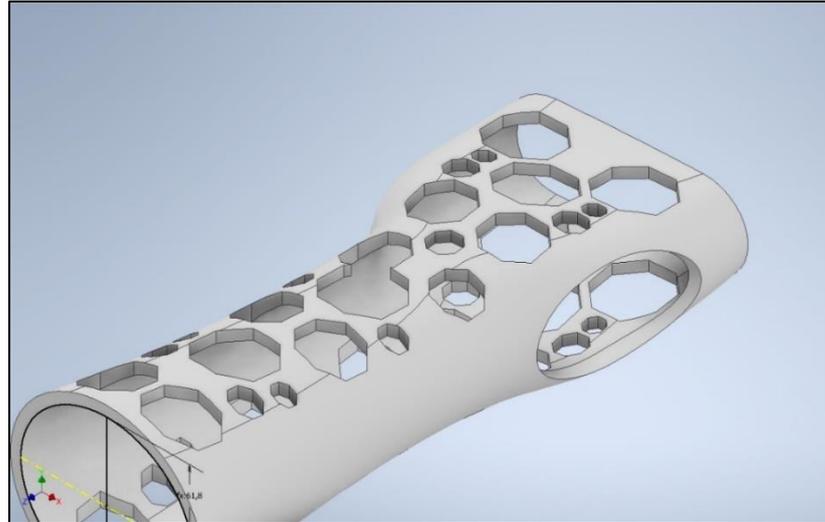


Figura 32. Vista después de realizar agujero del dedo pulgar

9. La siguiente operación que se trata, está relacionada con la sujeción de las férulas entre sí. Para ello se realizaron unas “anillas” con la operación de “Extrusión”, de forma rectangular, parametrizadas en función de las dimensiones tomadas, por las que se pasa un cordón o cuerda por la parte interior, en una trayectoria cruzada que dará la posibilidad de apretar y aflojar de forma práctica la férula. Se ha diseñado la sujeción de forma cruzada para proporcionar una sujeción firme y que a su vez dependa de un solo cierre, lo que conlleva una mayor facilidad para el paciente.

El primer paso consistió en colocar un plano (Figura 32) en el que se dibujó el boceto (Figura 33) de las anillas.

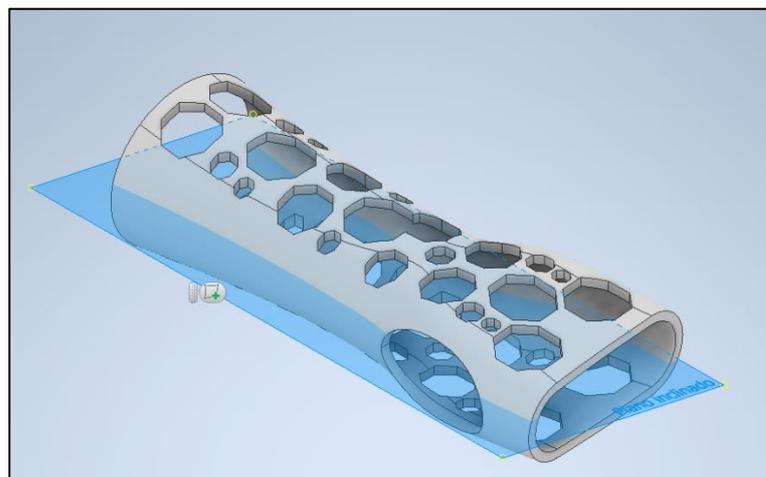


Figura 33. Plano inclinado

Una vez situado el plano, se comprobó que no interfiriese con ninguno de los orificios de ventilación y se dibujó el boceto sobre él.

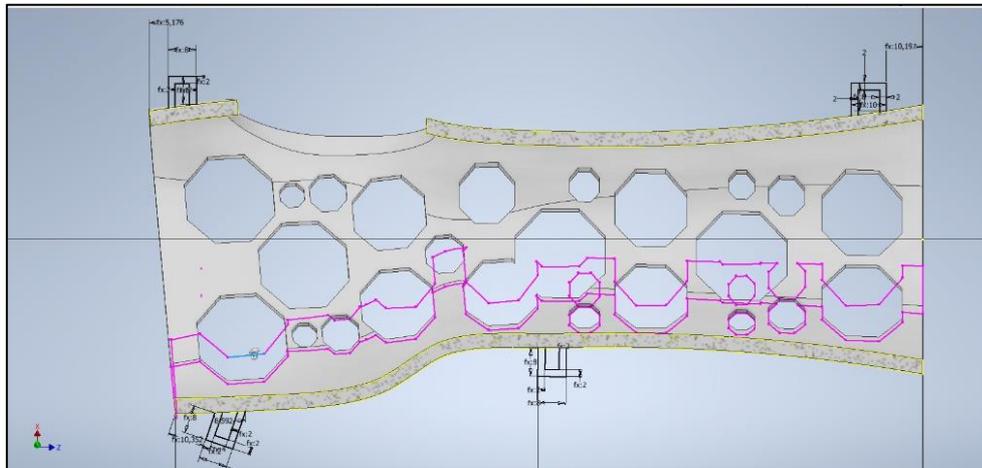


Figura 34. Boceto de anillas

Tras hacer la extrusión de los perfiles, se ha realizado la simetría de las formas resultantes por el plano medio de la férula de forma que quedasen en la mitad superior e inferior, y por el plano medio perpendicular para que se situaran también en un lado y en otro del brazo, obteniendo lo que se puede observar en la Figura 35.

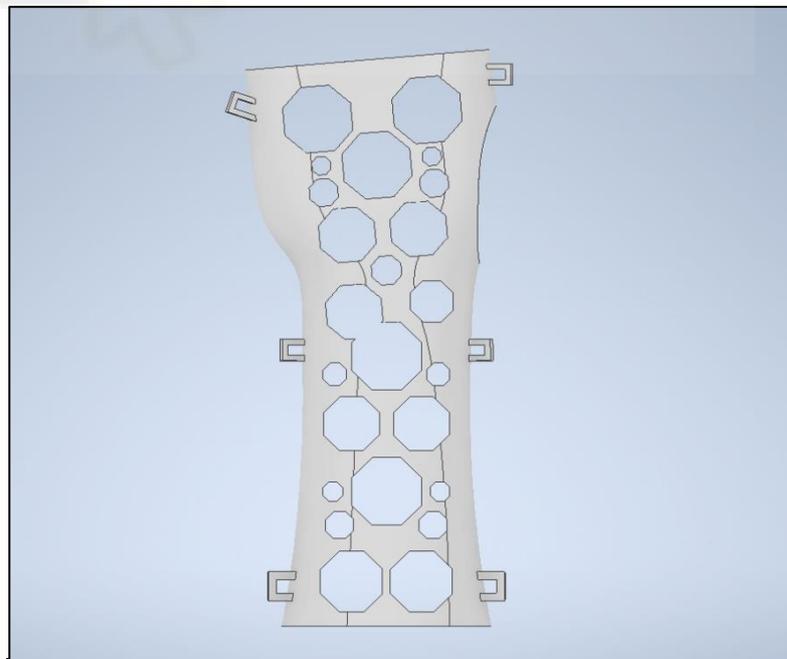


Figura 35. Vista superior de las anillas.

Concluidas las simetrías, el resultado obtenido de la realización y colocación de las anillas se puede ver en la siguiente figura:

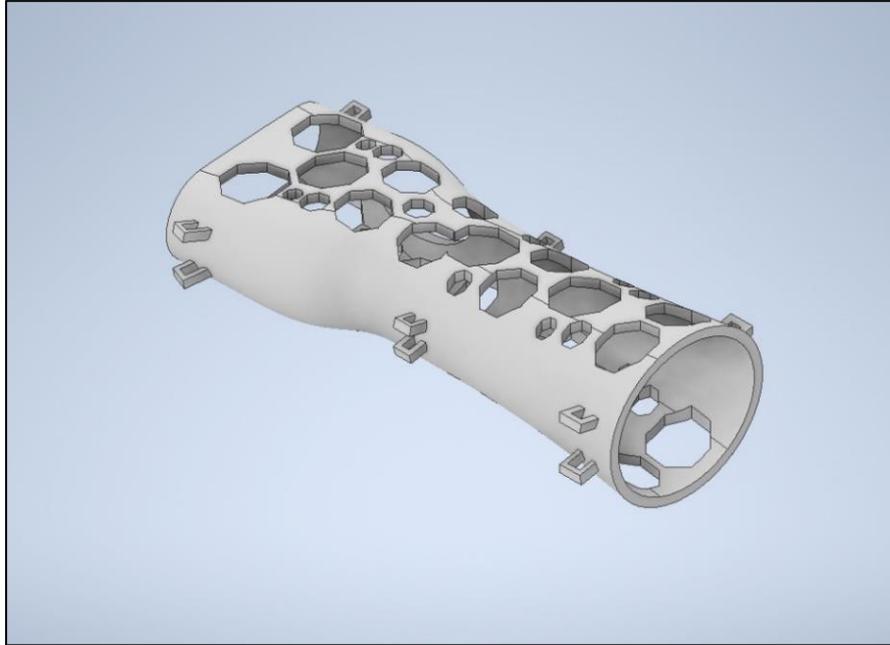


Figura 36. Vista en perspectiva de la férula con las anillas.

10. En este punto, ya se habían completado los elementos comunes a ambas partes de la férula, por lo que se realizó la división por su plano medio del eje X, para conformar las dos mitades y guardarlas como piezas independientes: parte superior (Figura 38) y parte inferior (Figura 39).

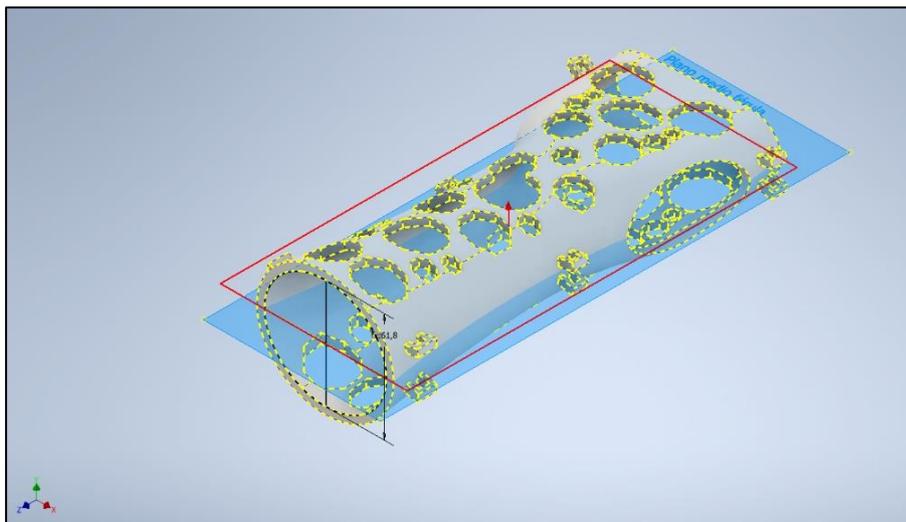


Figura 37. Operación "Dividir" por plano medio.

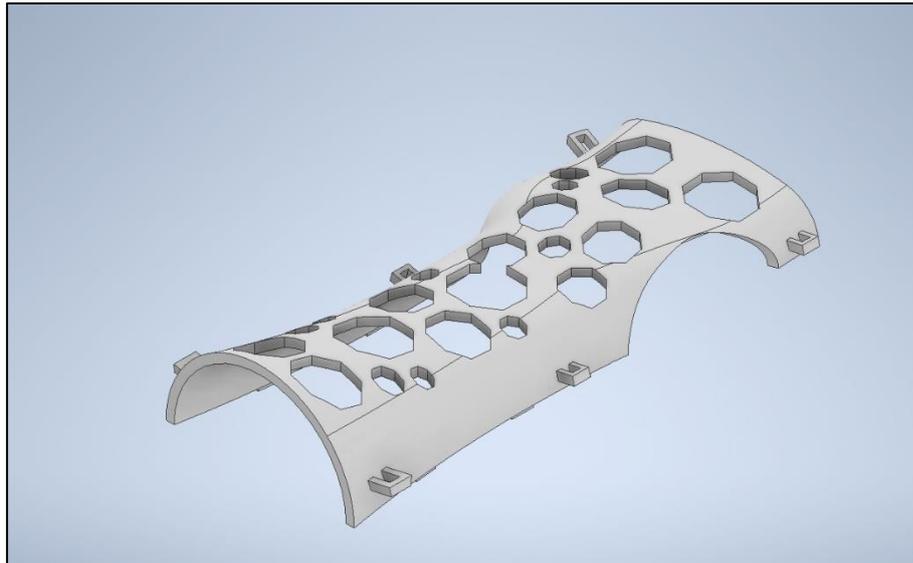


Figura 38. Parte superior.



Figura 39. Parte inferior.

11. En el siguiente paso, debido al posible deslizamiento entre ambas mitades a la hora de colocarlas y la fricción que supone, se decide colocar un sistema “Macho-Hembra” que restringe el movimiento de las férulas cuando se unen para colocarlas, en el eje Z e Y.

Para ello, se realizaron dos extrusiones que generaron un hueco y un saliente, con un ángulo de salida, que encajan entre sí y unen ambas mitades facilitando su posterior fijación. Se añadieron tolerancias para asegurar que ambos encajen y el

macho entre dentro del hueco. Estos bocetos, como los anteriores, estarán parametrizados, en este caso, en función del espesor G .

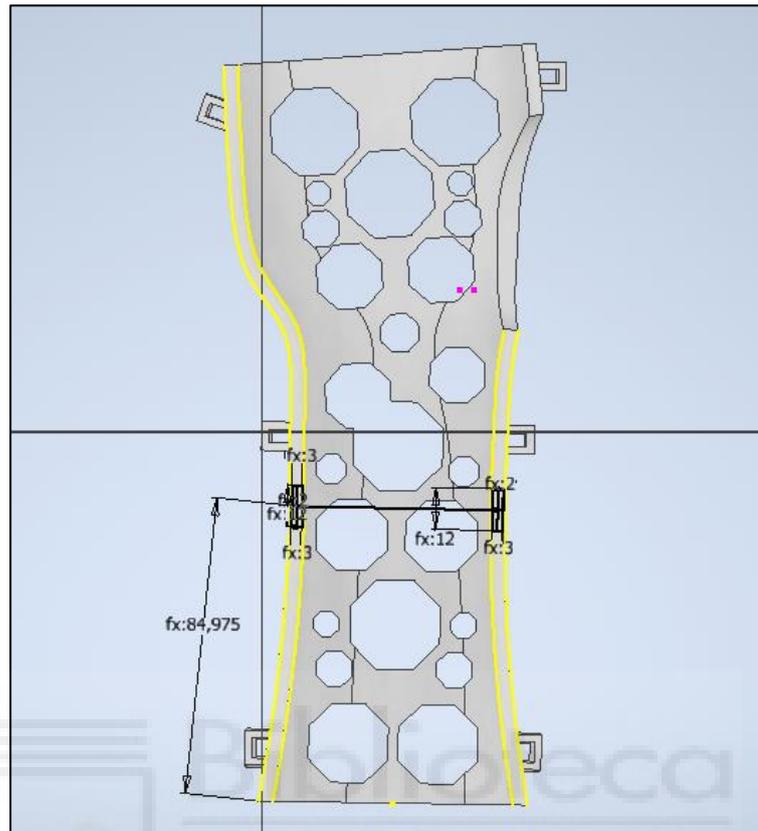


Figura 40. Boceto de sistema Machihembrado.

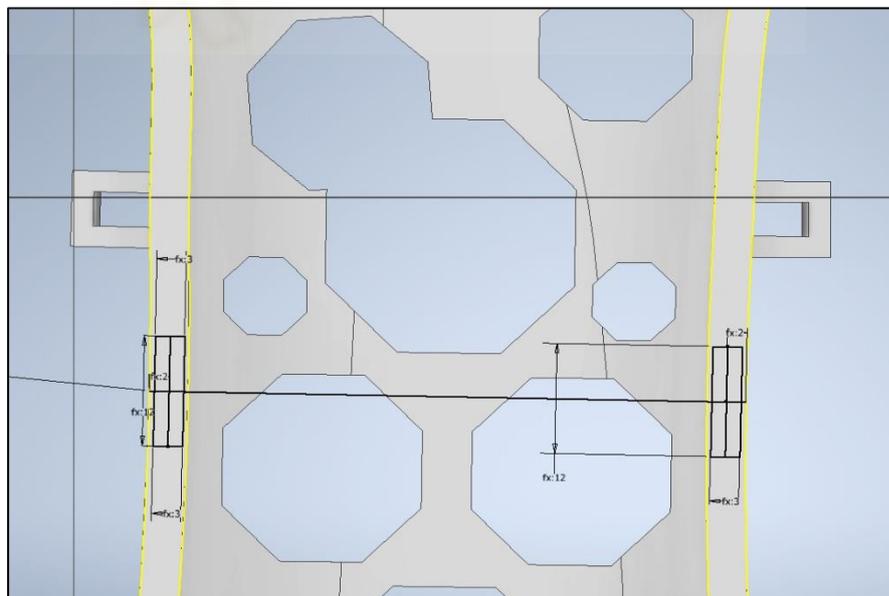


Figura 41. Vista de detalle de boceto para sistema "Macho-Hembra".

12. Después de este paso las principales partes de la férula estaban ya diseñadas. El siguiente que se ha realizado consiste en añadir redondeos en los puntos de unión de las anillas y el cuerpo de la férula y en otros puntos como las aristas delanteras y traseras que abordan el grosor de la férula, donde apoya el brazo. Los redondeos sirven para mayor comodidad del brazo dentro de la férula, evitando así roces con las aristas más pronunciadas. Ambas partes unieron después en el entorno de “Ensamblaje” para comprobar que el sistema macho-hembra concordaba correctamente (Figura 42).

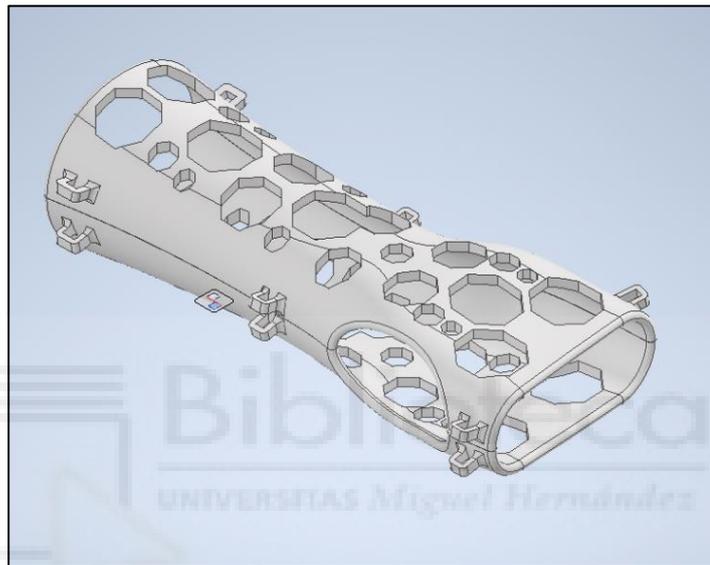


Figura 42. Vista en perspectiva del modelo final.

6.1. Cierre

Uno de los puntos importantes en el diseño de la férula es la sujeción entre ambas partes, por ello se dedica un apartado en este proyecto sobre esta cuestión. Como se ha mencionado anteriormente, algunos de los requisitos principales que debe cumplir la férula es la adaptabilidad y el ajuste.

Observando otras férulas de empresas mencionada anteriormente u otros proyectos, se concluye que el ajuste ha de ser práctico y tan sencillo como para que el paciente pueda realizarlo y no requiera de ningún utensilio adicional. Gracias al sistema de machihembrado explicado anteriormente se consigue un buen ajuste entre ambas mitades por lo que se decidió optar un sistema que permitiese un cordón común sin demasiado grosor, ya que no era necesario, cuya única función era el apriete.

Para asegurar que la férula quede bien sujeta con este sistema, se realizaron las “anillas” mencionadas anteriormente con la intención de realizar una trayectoria cruzada que envuelve parte superior e inferior, dejando completamente sujetas ambas partes y sin peligro de desplazamientos. Esta trayectoria finaliza en la parte superior de la mano a la altura de los nudillos con un cierre (Figura 43 imagen dcha.). Se situó el cierre en esa posición para evitar que interfiera o choque al hacer vida cotidiana y permitir comodidad para el ajuste. Además, otorga al paciente tener un juego en el mismo en función de la situación. Este método también permite cierto juego en el ajuste, pudiendo apretar o aflojar para solventar problemas como la inflamación, rozaduras o molestia.

Por lo que finalmente, se tendrá un cierre que tan solo requiere de dos objetos adicionales económicos y que no hará falta comprar en establecimientos especializados



Figura 43. Método de cierre

7. RESULTADOS EXPERIMENTALES

En este apartado se considera la férula como un modelo realizado. Por consiguiente, se procede a su impresión y pruebas.

Para la impresión 3D se explican los pasos seguidos en la misma, forma en la que se ha ejecutado, parámetros de ajuste, así como los resultados obtenidos al imprimir diferentes férulas.

Las pruebas comprenden la comprobación de las férulas impresas y las posteriores modificaciones/correcciones de errores después de haber sido probadas en el sujeto correspondiente, junto con la impresión de nuevos modelos.

7.1. Impresión 3D.

Este punto se considera fundamental en el proceso de creación de la férula, ya que en él finalmente se materializa la idea principal pudiendo ver el resultado.

Como se ha mencionado con anterioridad, la férula se encuentra dividida en dos mitades: parte superior y parte inferior. Dado que ambas se han dividido por el mismo se obtuvieron dos partes que se unen perfectamente.

Prototipos y modelos realizados en un proyecto anterior, permitieron observar que al imprimir las mitades con la cara o superficie exterior hacia arriba (Figura 44), se crea una superficie rugosa y molesta (Figura 45) en el interior de la férula debido al soporte, donde se aloja el brazo.

Para introducir el modelo o ambas mitades en el programa de impresión, se exportaron desde Autodesk Inventor a formato “.stl.”, para posteriormente abrirlo desde el programa.

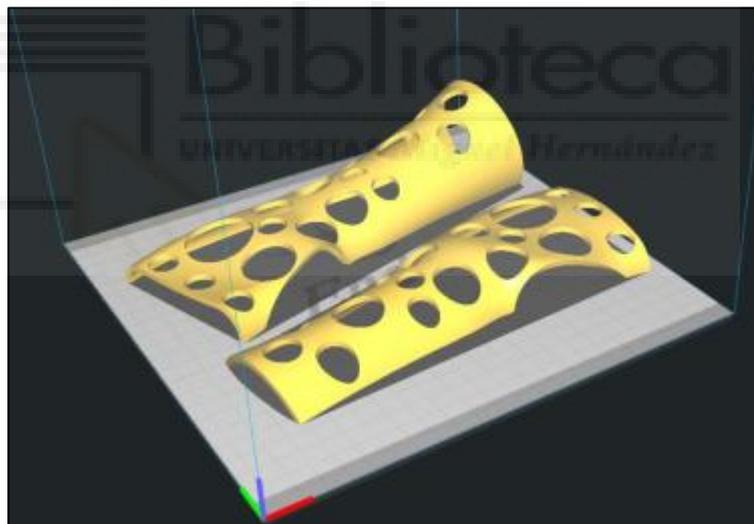


Figura 44. Mitades de modelo del proyecto anterior sobre placa de impresión. Superficie exterior de la férula hacia arriba.



Figura 45. Superficie rugosa en cara interior.

Para evitar que la superficie rugosa que se observa en la figura anterior estuviese en contacto con el brazo, se imprimieron ambas mitades al contrario o “boca arriba” quedando la parte interior que aloja el brazo orientada hacia arriba (Figura 46) y generándose el soporte y la rugosidad por la parte exterior.

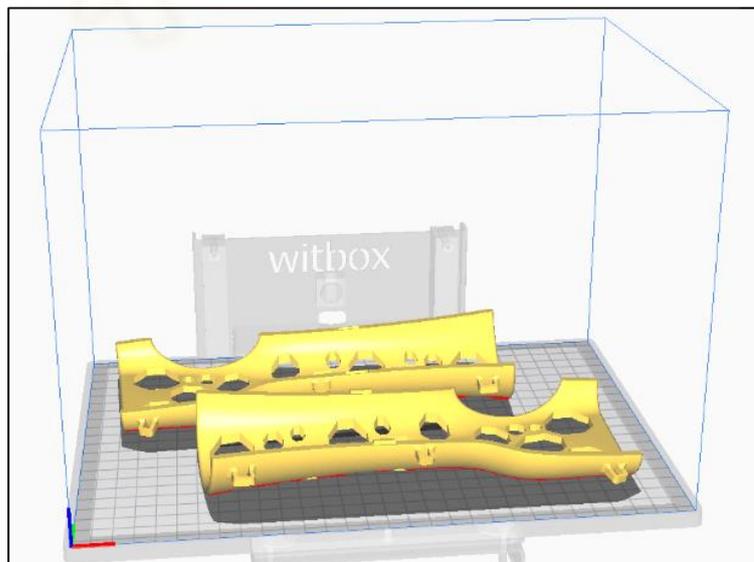
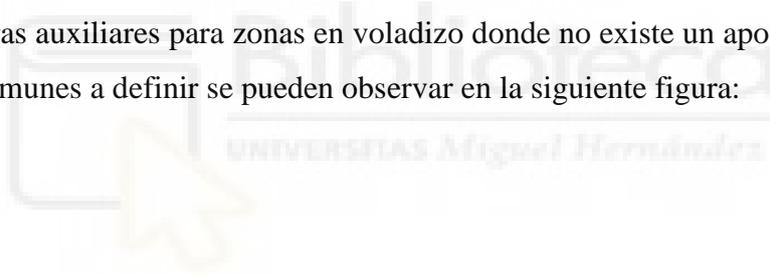


Figura 46. Mitades del modelo colocadas en la placa de impresión. Superficie exterior de la férula hacia abajo.

Para la impresión se ha utilizado el programa “Ultimaker Cura” y una impresora 3D modelo Witbox 2 que posee una placa de impresión de 261.5x184.4 mm de superficie. Al orientar ambas mitades como se ha indicado anteriormente, se comprueba además que de esta forma se pueden situar las dos dentro de la zona de impresión, lo que permite imprimir de una sola vez. Esto puede variar según el paciente, ya que a mayor tamaño, en algunos casos es posible que se requiera realizar la impresión por separado.

Aparte del tamaño de la placa de impresión, se ha tenido en cuenta que la parte de la férula que queda tocando la placa debe estar lo más plana y apoyada posible a su superficie, lo cual conseguiremos con la herramienta “Aplanar” para intentar así la generación del menor soporte y material posible. En la Figura 49 se puede observar, además, que ambas están situadas sin que interfieran o solapen entre sí.

Además de la posición, para obtener una resistencia óptima de la férula, se utiliza una altura de capa de 0,2mm con un relleno del 30% y patrón lineal. La generación de soportes será necesaria para la correcta impresión de la férula, ya que el programa crea estas estructuras auxiliares para zonas en voladizo donde no existe un apoyo. El resto de parámetros comunes a definir se pueden observar en la siguiente figura:



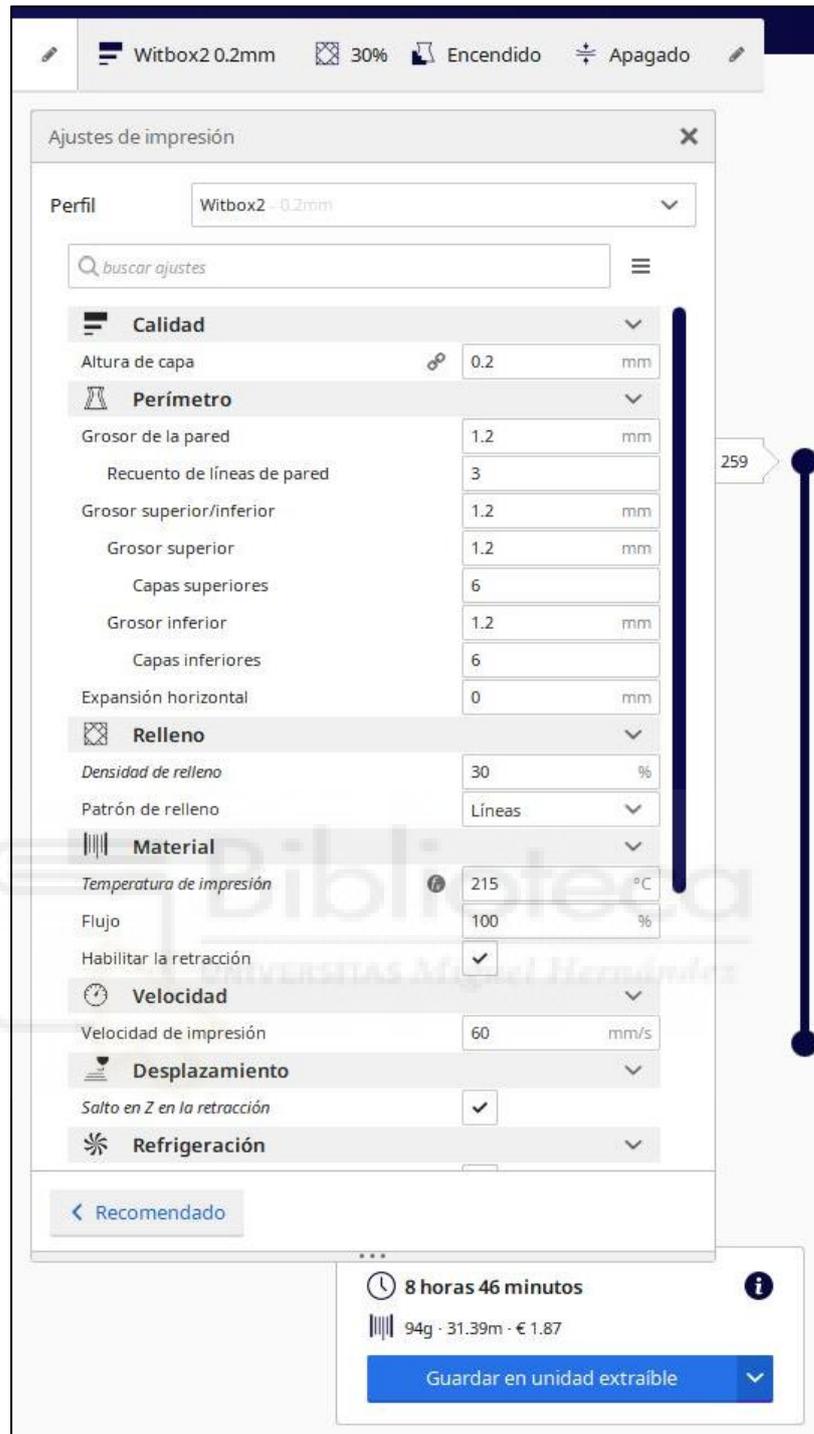


Figura 47. Parámetros de impresión.

Al utilizar la herramienta “Segmentación” obtendremos una vista previa. La vista previa de la impresión similar a lo mostrado en la Figura 48, donde las líneas de color azul representan el soporte generado en la impresión, las rojas son el material que

corresponde a la capa externa y las líneas restantes serán el relleno. El tiempo de impresión que calculó el programa es de 9 horas aproximadamente.

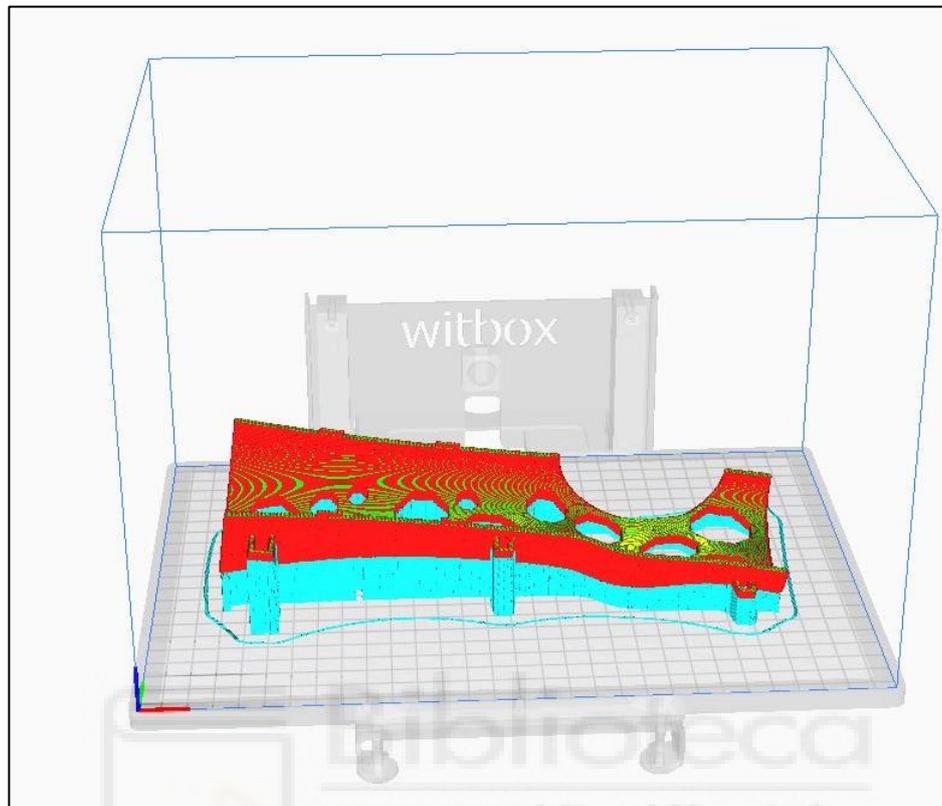


Figura 48. Vista previa.

Después de configurar todos los parámetros, se exportó a formato de impresión como objeto 3D y se introdujo en la tarjeta SD de la impresora. Una vez insertada la tarjeta ya se pudo imprimir la férula. En la Figura 50 y 51 se puede observar el proceso de impresión.

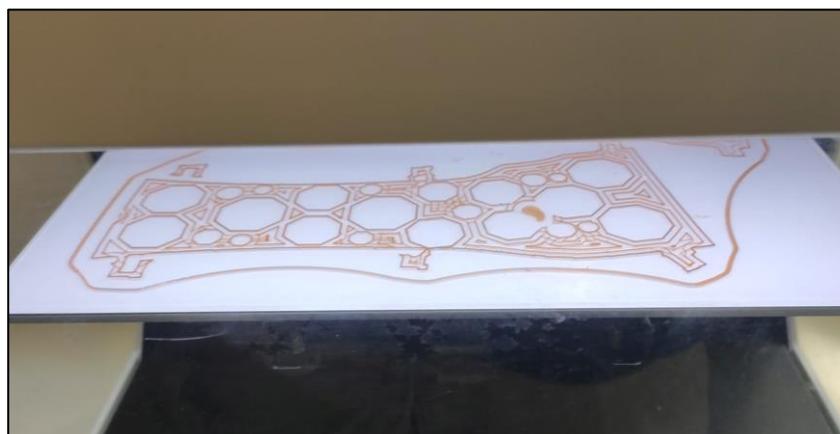


Figura 49. Proceso de impresión.

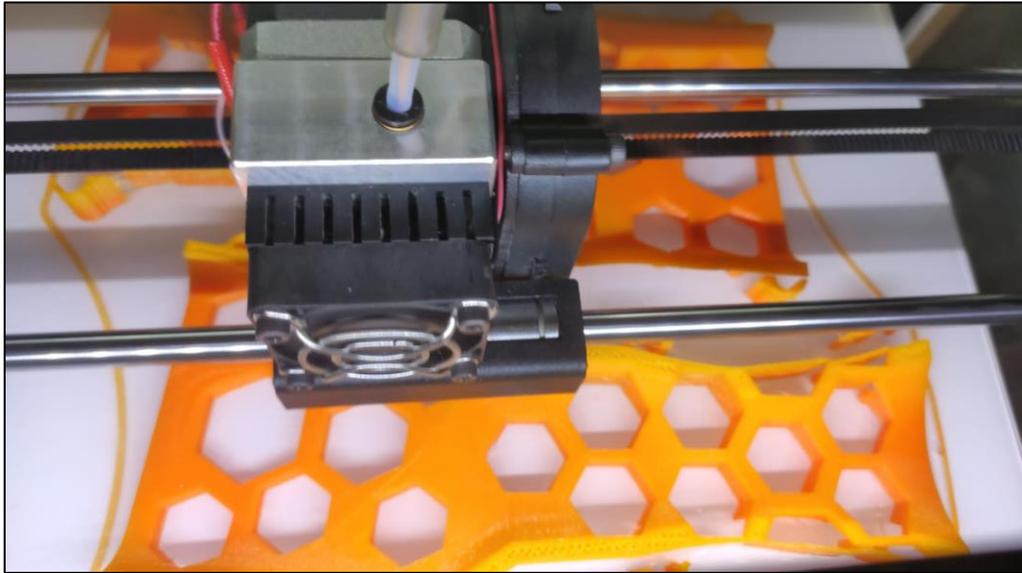


Figura 50. Proceso de impresión.

7.2. Pruebas

Durante el proceso de diseño de la férula se han impreso varios modelos con el fin de conseguir que se adapte lo mejor posible a los requisitos ya mencionados anteriormente. En este apartado, se muestran algunos de los modelos impresos junto con los problemas o mejoras que se han realizado y por último el modelo final para el cual, una vez concluido, se imprimieron férulas para diferentes sujetos con distintos parámetros, cumpliendo así con uno de los objetivos principales del proyecto.

El primer modelo que se imprimió se puede observar en la Figura 52 y obligó a revisar las medidas tomadas, ya que las longitudes, anchuras y profundidades quedaron pequeñas a la hora de probar la férula (Figura 53). Para ello se realizó una prueba con la impresora explicada en el Anexo I.



Figura 51. Modelo 1.



Figura 52. Modelo 1.

En cuanto al sistema “Macho-Hembra”, al no encajar correctamente, se concluyó que debía realizarse con cierta tolerancia u holgura para que cumpliera su función.

Tras corregir los fallos y ajustar medidas se realizó otra impresión siguiendo los pasos anteriores con el nuevo modelo de férula: Modelo 2. Este modelo se ajustaba mejor

en cuanto a dimensiones, aunque había que forzar su apriete unos milímetros para que cerrase del todo (Figura 54).



Figura 53. Modelo 2. Lateral.

Por ello, se añadió una columna que contendrá las medidas válidas, utilizando las originales multiplicadas por un factor de 1.03, lo que produjo un aumento de las medidas un 3%, y permitió que la férula se ajustase mejor al paciente (Tabla 3).

REFERENCIA	Medida x 1,03	UNIDADES	Descripción	Medida tomada
N11	26,368	mm	Alto nudillo índice	25,6
N21	28,325	mm	Alto nudillo corazón	27,5
N41	28,84	mm	Alto nudillo meñique	28
A11	80,855	mm	Ancho nudillos	78,5
D12	25,358	mm	Distancia nudillo índice a corazón	24,62
	6			
T12	20,703	mm	Distancia de inicio de férula a inicio dedo pulgar	20,1
A22	82,4	mm	Ancho a T12	80
N12	31,291	mm	Alto a T12 lado índice	30,38
	4			
N42	31,93	mm	Alto a T12 lado meñique	31
N22	30,045	mm	Alto a T12 central	29,17
	1			
T14	79,722	mm	Distancia de inicio de férula a pre hueco de la muñeca	77,4
A44	57,68	mm	Ancho a T14	56
N24	37,08	mm	Alto máx. a T14	36
N14	40,685	mm	Alto lado dedo índice a T14	39,5
N44	41,2	mm	Alto lado dedo meñique a T14	40
T13	55,62	mm	Distancia de inicio de férula a final dedo pulgar	54
N43	40,17	mm	Alto a T13 lado dedo meñique	39
N23	42,096	mm	Alto a T13 central	40,87
	1			
N13	39,037	mm	Alto cerca del dedo pulgar a T13	37,9
A33	78,383	mm	Ancho a T13 total	76,1
T45	32,496	mm	Distancia de T13 a pasado el hueso muñeca	31,55
	5			
A55	53,56	mm	Ancho a T45	52
N45	40,685	mm	Alto a T45 en lado meñique	39,5
N15	37,595	mm	Alto a T45 en lado índice	36,5
N25	41,2	mm	Alto en T45 central	40

T56	101,97	mm	Distancia del final del hueso de la muñeca a final férula	99
A66	68,2993	mm	Ancho en T56	66,31
N66	61,8	mm	Alto en T56	60
G	4	mm	Grosor de la férula	4
DXY	-5	gr	Ángulo de inclinación palmar	-5

Tabla 3. Medidas modelo 2.

Para el Modelo 2, el sistema “Macho-Hembra” ya cumplía su función, aunque se decidió aumentar la tolerancia entre el ángulo de salida en ambas partes para un mejor ajuste. Además, se decidió para modelos posteriores que podría ser conveniente para una mejor sujeción que este sistema fuese doble, es decir, dos machos y dos hembras.

Los redondeos resultaron muy positivos tanto estética como estructuralmente en las anillas, y sobre todo aportaron comodidad en las zonas que se situaron ya que, al contacto de la mano con las mismas, no suponía ninguna molestia en el apoyo.

El agujero para el pulgar no permitía mucha holgura lo que hacía que resultase un poco incómodo al cierre por la poca libertad de movimiento, así que se aumentó el tamaño para modelos posteriores. El resultado del sistema de cierre fue el esperado y se puede ver el Modelo 2 completo en las figuras siguientes.



Figura 54. Modelo 2. Parte superior.

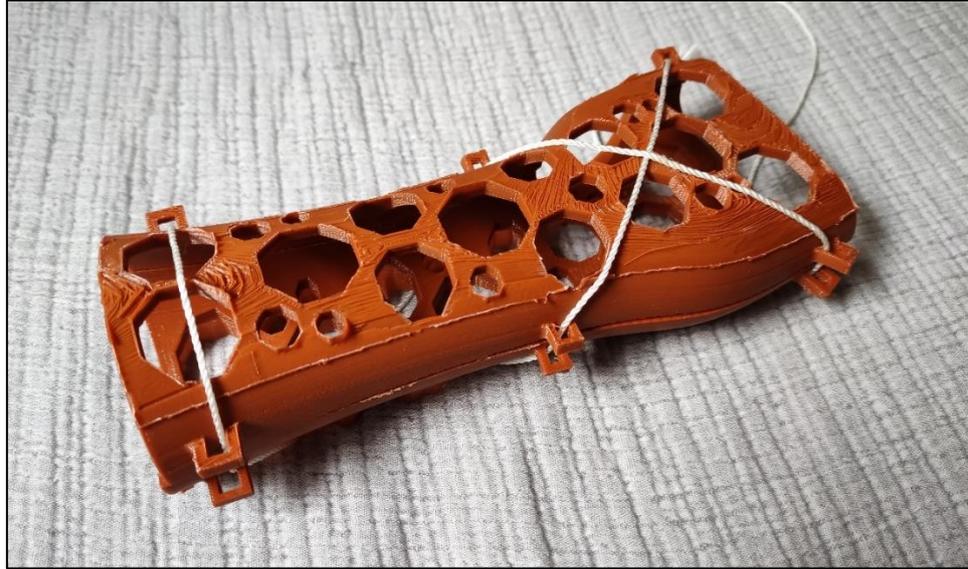


Figura 55. Modelo 2. Parte superior.



Figura 56. Modelo 2. Sistema de cierre.



Figura 57. Modelo 2.

Para los modelos posteriores se corrigieron y ultimaron los detalles comentados en el Modelo 2 y se procedió a imprimir una férula a otro sujeto con diferentes medidas para comprobar la efectividad de la parametrización y ver si se producían muchos cambios o deformidades. Al sustituir en la tabla las medidas y actualizar el diseño, el programa Autodesk Inventor respetó las operaciones realizadas sin deformar la férula con el único inconveniente de tener que refrescar una o dos operaciones seleccionando los nuevos bocetos; por lo que la parametrización resultó bastante pragmática y cumplió con su objetivo.

De cara a la impresión se modificaron algunos parámetros como el patrón del soporte a concéntrico y la densidad del relleno de 30 a 20, lo que permitió una férula más ligera con un soporte más sencillo, y por lo tanto cómodo, de retirar. Tras la impresión se obtuvo un nuevo modelo, Modelo 3, que se puede observar en las siguientes figuras.



Figura 58. Modelo 3.



Figura 59. Modelo 3. Sistema de Machihembrado doble.

Al analizar los resultados del Modelo 3, los cambios que se realizaron anteriores a este fueron favorables siendo el único inconveniente su ajuste al brazo en alturas. Como se puede observar en la Figura , la férula no conseguía cerrar bien una vez puesta en el brazo y se necesitaba aumentar esos parámetros de alguna forma.



Figura 60. Modelo 3.

Para ello se repasaron las medidas de la tabla y se decidió aumentar el coeficiente por el que se multiplicaban en las secciones que estaban resultando más conflictivas: alturas en antebrazo (final de la férula) y muñeca. Estas medidas, concretamente las denominadas como N66, N25, N45, N15 y el ancho de A66 se multiplicaron por 1.05 en lugar de 1.03, permitiendo un margen del 5% para que finalmente la férula se adaptase correctamente y pudiera cerrar completamente.

Con todos estos cambios se imprimió el Modelo 4, que concluyó como modelo final cumpliendo los objetivos previstos al principio del proyecto.

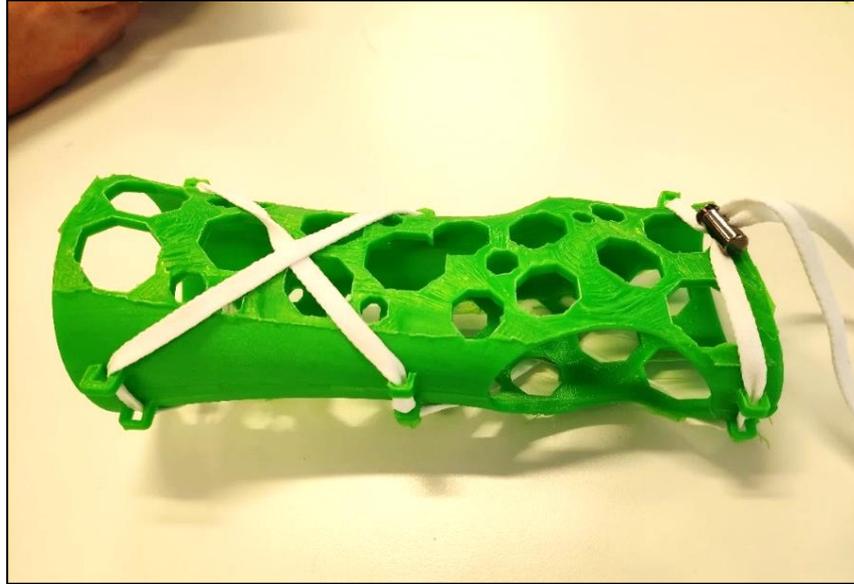


Figura 61. Modelo 4.



Figura 62. Modelo 4.

8. PRESUPUESTO

Como se ha mencionado con anterioridad, uno de los objetivos de este proyecto es que la férula sea accesible a la mayor parte de la población, motivo por el cual se realiza este apartado de presupuesto aproximado, para comparar el total respecto a las técnicas convencionales.

Se han tomado precios medios como el del filamento o el de la energía eléctrica. El consumo de la impresora se ha establecido en 0,2 kW. En cuanto a mano de obra, se mide como el tiempo de recoger medidas, sumado al de insertar en la tabla y preparar el modelo para imprimir de un operario con unas nociones básicas. El operario que realice esto puede ser el mismo enfermero que en un hospital realiza la labor de colocar escayolas o el dependiente de una farmacia que proporcione estas soluciones, por lo que se va a establecer un precio base de 15 € por hora.

Respecto a la máquina de impresión 3D, los precios suelen ser muy diversos, desde 100 € hasta miles. Se va a establecer un precio 5825 € correspondiente a la impresora Ultimaker S5, actualmente considerada de las mejores impresoras 3D y se ha considerado una vida media de 5000 férulas impresas en esta, por lo que tendrá un coste de amortización por férula de 1,165 €. La Tabla 4 muestra el coste estimado de la férula parametrizada que se presenta en este proyecto.

Concepto	Unidades	Precio	Precio total €
Filamento	100gr	20€ / kg	2
Impresora 3D	-	5825€ /5000 férulas	1.165
Cordón cierre	1 Ud.	1.90€ / 2 Ud.	0.80
Cierre	1ud	2€ / 10ud.	0.20
Mano de obra	0,5h	15€ / hora	7.5
TOTAL	-	-	11.665

Tabla 4. Presupuesto de férula parametrizada.

A continuación, se calculó aproximadamente el precio de una inmovilización convencional con escayola en un hospital de España (Tabla 5).

Concepto	Unidades	Precio	Precio total €
Vendas de escayola	2m	1.89€ / m	3.78
Algodón	100gr	9,60€ / kg	0.96
Venda de crepe	1m	0,25€ / m	0.25
Mano de obra	0.5h	15€ / h	7.5
TOTAL	-	-	12.49

Tabla 5. Presupuesto escayola convencional.

Como se puede observar, este sistema de elaboración de férula no requiere un coste de inversión excesivo y proporciona unas ventajas claras frente a la escayola tradicional.

9. CONCLUSIÓN.

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

- Se ha conseguido desarrollar una férula para inmovilización de antebrazo-muñeca totalmente funcional. Cualquier sujeto sin conocimientos previos especializados en el campo de la medicina, podría estar capacitado para modelar y producir la férula con un simple proceso de toma de medidas del antebrazo del paciente, la introducción de tales medidas en la tabla de Excel diseñada y su actualización en Autodesk Inventor, personalizando y dejando lista para imprimir la férula del paciente. Todo ello sin olvidar que se ha conseguido poder variar también el ángulo de inclinación de la muñeca, lo que permitirá adaptar la férula según la patología.

- Las ventajas obtenidas de forma clara son: comodidad, resistencia, ventilación y aptitud para estar en contacto con la piel y el agua; todo ello mejora la calidad de vida del paciente ya que no supone un obstáculo para la vida cotidiana como resulta ser la inmovilización tradicional de escayola.

- Económicamente viable, ya que en comparación al método tradicional no supone una gran diferencia de coste, en cambio sí en cuanto a ventajas; por lo que se puede presentar como sustituto indudable del método tradicional.

10. FUTURAS LÍNEAS DE ESTUDIO.

Una vez concluido el proyecto, se plantea como poder continuar o abordar los aspectos relacionados con este y su evolución:

- Ampliar a otras zonas del cuerpo: realizar el mismo proceso para diferentes partes del cuerpo y que cumplan con la misma función y forma de realización, haciendo llegar este método a todo el cuerpo
- Perfeccionamiento del proceso de automatización: Estudiar el proceso de obtención para que el resultado pueda obtenerse de forma más automática y prevenir/corregir los errores de forma más rápida.
- Perfeccionamiento del proceso de toma de medidas: realizar el proceso de toma de medidas de forma más eficaz, como realizando las medidas sobre una fotografía escalada con un software como Autocad y tomando cotas sobre la misma, para evitar errores de factor humano en la toma de medidas con el calibre.
- Implantación: Cómo hacer llegar a infraestructuras como hospitales y clínicas este tipo de métodos más automáticos para que se conviertan en una solución por defecto y mejorar así en tiempos de obtención y puesta, y sobre todo de comodidad y espera del paciente.

11. BIBLIOGRAFÍA.

1. Arenas DJP, Palma DCL. ORTOPEDIA Y TRAUMATOLOGIA.:401.
2. Martínez Carrasco JL. Técnicas de inmovilización: vendajes, férulas y yesos. FMC - Form Médica Contin En Aten Primaria. mayo de 2002;9(5):335-42.
3. Researchgate [Internet]. Disponible en: <https://www.researchgate.net/>
4. Scholar [Internet]. Disponible en: <https://scholar.google.es/>
5. Zolfagharian A, Gregory TM, Bodaghi M, Gharaie S, Fay P. Patient-specific 3D-Printed Splint for Mallet Finger Injury. Int J Bioprinting [Internet]. 30 de marzo de 2020 [citado 28 de abril de 2021];6(2). Disponible en: <http://ijb.whioce.com/index.php/int-j-bioprinting/article/view/259>
6. Hayton M, Ng CY, Funk L, Watts A, Walton M, editores. Sports Injuries of the Hand and Wrist [Internet]. Cham: Springer International Publishing; 2019 [citado 3 de mayo de 2021]. (In Clinical Practice). Disponible en: <http://link.springer.com/10.1007/978-3-030-02134-4>
7. Turnes DAL. HISTORIA DE LA ORTOPEDIA.
8. Hipócrates [Internet]. Disponible en: <https://es.wikipedia.org/wiki/Hip%C3%B3crates>
9. Galeno [Internet]. Disponible en: <https://es.wikipedia.org/wiki/Galeno>
10. Guía Descriptiva de Ortoprótisis Tomo II [Internet]. 41-60 p. Disponible en: <https://www.mscbs.gob.es/profesionales/prestacionesSanitarias/CarteraDeServicios/ContenidoCS/6PrestacionOrtoprotetica/docs/GuiaDescriptivaOrtoprotesisTomo2.pdf>
11. Hull CW, Gabriel S. (54) APPARATUS FOR PRODUCTION OF THREE-DMENSONAL OBJECTS BY STEREO THOGRAPHY.:16.
12. Son J, Herrera Valenzuela DS, Sacristán Gutiérrez MC, Vargas Castellanos PM. Una Actualización Sobre Aplicaciones Ortopédicas Usando Tecnologías de Impresión Tridimensional. Rev Ing Bioméd [Internet]. 11 de diciembre de 2018 [citado 11 de mayo de 2021];12(23). Disponible en: <https://revistas.eia.edu.co/index.php/BME/article/view/1079>

13. FIIXIT [Internet]. Disponible en: <https://fiixit.es/ferulas-3d/>
14. Serna C. L, Rodríguez de S. A, Albán A. F. Ácido Poliláctico (PLA): Propiedades y Aplicaciones. *Ing Compet.* 4 de junio de 2011;5(1):16.
15. Contreras Hermosilla C. *Manual práctico de Autodesk Inventor.* 2008.



12. ANEXO I.

Como se menciona anteriormente tras la impresión del primer modelo, se observó que las dimensiones de la férula eran pequeñas en cuanto a anchuras y alturas en las secciones de los brazos. Se volvió a tomar medidas con el calibre de nuevo, y antes de realizar las modificaciones posteriores para el Modelo 2, se realizó una prueba para asegurar que la siguiente impresión se acercase más a las dimensiones reales del brazo.

Para ello, después de la revisión de medidas, se copiaron los bocetos de las secciones y con ellos se realizaron “pulseras” con el mismo grosor de la férula, que simulasen las zonas críticas de la férula. El resultado tras la impresión se puede observar en la siguiente figura:



Figura 63. Prueba secciones.

De cada sección se realizó una pulsera dividida en dos mitades y esto permitió comprobar de alguna forma que las medidas se acercaban al tamaño planteado, por lo que se pudo imprimir en Modelo 2 de forma más precisa en cuanto a dimensiones.