



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE INGENIERÍA

DISEÑO DE UNA PRÓTESIS PARA DEDO PULGAR

TESIS

PARA OBTENER EL TÍTULO DE:
INGENIERA MECATRÓNICA

PRESENTA:

MARÍA FERNANDA ESPINOSA PÉREZ

DIRECTOR DE TESIS

DR. JESÚS MANUEL DORADOR GONZÁLEZ



México, D.F

Agosto, 2012

Dedicado a:

Mi padre, que con su ejemplo y fortaleza ante situaciones adversas, me ha enseñado a nunca dejar de luchar por la verdad. A tener carácter y a ser una persona fuerte y de bien. Gracias por haberme regalado el amor a la ingeniería.

Mi madre, al pilar de mi gran familia, gracias por estar al pie del cañón no importando la situación, sin tu apoyo este camino sería más difícil de lo que ya es. Gracias por todo lo que me has dado.

Montserrat, una mujer que es mi ejemplo a seguir, eres mi mejor amiga y sin tus consejos y pláticas mi mundo estaría en caos, recuerda que siempre voy a estar contigo para seguirnos apoyando.

Porque sin ninguno de ustedes, estaría aquí terminando de escribir este proyecto y presentándolo ante un jurado, les agradezco infinitamente todo lo que han hecho por mi y aunque no son las suficientes palabras para describir lo que siento, espero se sientan orgullosos. Este paso para mi ha sido muy importante y haberlo vivido con ustedes me ha dado mucha confianza en que voy a llegar a ser una persona de éxito debido a que ustedes son grandes en lo que se dedican, que los valores no se olvidan aunque este lejos y en la peor situación, que la familia es lo primero y que nadie puede romper con ese vínculo que tenemos sin importar que tengamos que pasar por momentos difíciles, que el amor está ahí aunque no sea expresado debido a diferentes personalidades y que no se acaba por estar peleados al contrario nos une más, que mis penas siempre son suavizadas cuando las platico con ustedes, que los problemas tienen solución aunque sólo sea al escucharme, a aprender de las caídas que se tienen y a no cometer los mismos errores.

Gracias por toda la motivación, ánimo, cariño, amor, regaños, risas, accidentes, desayunos preparados, fiestas, vacaciones, gasolina para mi coche, el apoyo, la dedicación, en fin por ser ustedes.

LOS AMO. Fer.

Agradezco a:

Mi querida Universidad Nacional Autónoma de México por haberme brindado la oportunidad de haber podido estudiar una de las mejores carreras de la Facultad de Ingeniería.

Al jurado de sinodales Dr. Adrian Espinosa Bautista, Ing. Gabriel Alejandro Jaramillo Morales y M.I Rosa Itzel Flores Luna, porque hoy están siendo parte muy especial en mi vida.

Al Doctor Jesús Manuel Dorador Gonzáles por haber dirigido mi proyecto de tesis y haberme apoyado durante este proceso importante, gracias por su tiempo dedicado y sus recomendaciones. Muchas felicidades por su bonita familia.

Al Ing. Sergio Estévez Rebollo por su amistad, porque si no me hubiera puesto en contacto contigo, seguiría divagando en la culminación de este proyecto y en aspectos existenciales.

Al Ing. Oscar Ascencio Pérez, por haberme dado la oportunidad de ejercer mi carrera y darme cuenta que cuando te contratan es para dar soluciones y no generar más problemas. Ese paso de estudiante a persona laboralmente activa ha marcado el camino de mi carrera profesional.

Y un gran agradecimiento porque sin su ayuda, talento, consejos y amor hacia la enseñanza no hubiera podido terminar mi tesis; gracias Ing. Miguel Ángel Hernández Alcántara ha sido todo un honor trabajar con usted. Gracias por haber sido un excelente profesor y haberme enseñado toda esa parte bonita de la manufactura y mecánica.

Esta tesis se realizó en el marco del proyecto PAPIIT IT102512 “Diseño de sistemas mecatrónicos aplicados al ser humano”

ÍNDICE

ANTECEDENTES

1.1 Accidentes y enfermedades que causan la pérdida de dedo pulgar.....	1
1.2 Objetivos.....	5
1.3 Justificación.....	5
1.4 Metodología.....	6
1.5 Conclusiones del capítulo.....	6

MARCO TEÓRICO

2.1 Definición de prótesis.....	7
2.2 Clasificación de prótesis.....	7
2.3 El dedo pulgar.....	12
2.3.1 Anatomía.....	13
2.3.2 Articulaciones.....	14
2.3.3 Movimientos	17
2.3.3.A Movimientos por articulaciones.....	17
2.3.3.B Movimientos globales descompuestos.....	19
2.3.3.C Movimientos globales compuestos.....	20
2.4 Tipos de prensiones.....	22
2.5 Definición de mecanismo.....	25
2.5.1 Eslabón, nodo, junta y grados de libertad.....	25
2.5.2 Clasificación de los elementos de un mecanismo.....	26
2.5.3 Análisis cinemático de mecanismos.....	28

2.5.4 Análisis estático de mecanismos.....	29
2.6 Conclusiones del capítulo.....	31

DISEÑO CONCEPTUAL

3.1 Definición del problema.....	32
3.2 Necesidades.....	32
3.3 Especificaciones.....	33
3.4 El dedo pulgar en la prensión de herramientas.....	33
3.4.1 Pistola de aire para pintar y taladro.....	34
3.4.2 Lijadora.....	35
3.4.3 Destornillador.....	36
3.4.4 Fuerzas requeridas para accionar la herramienta.....	36
3.5 Alternativas de solución.....	41
3.5.1 Articulación.....	41
3.5.2 Sistema de sujeción.....	44
3.5.3 Estructura de falanges.....	45
3.5.4 Perno y botón.....	46
3.6 Conclusiones del capítulo.....	47

DISEÑO DE DETALLE

4.1 Selección de diseño.....	48
4.2 Articulación.....	48
4.3 Resorte entre falanges.....	55
4.4 Sistema de sujeción.....	59
4.5 Estructura de Falanges.....	63

4.6 Perno y botón.....	67
4.7 Protocolo de colocación de prótesis.....	70
4.8 Conclusiones del capítulo.....	71

CONCLUSIONES Y TRABAJO A FUTURO

5.1 Conclusiones.....	72
5.2 Trabajo para el futuro.....	73

ANEXOS

BIBLIOGRAFÍA

CAPÍTULO 1

ANTECEDENTES

1.1. Accidentes y enfermedades que causan la pérdida del dedo pulgar.

El dedo pulgar de una mano humana representa entre el 40 y 50% de la función total, de manera que lo que se busca en una amputación ya sea por accidente o por enfermedad, es poder preservar la mayor longitud de éste. La pérdida de la función de la mano es más grave con el acortamiento traumático del pulgar, que con la pérdida de otro dedo.

Las dos causas más comunes:

- Accidente o trauma: quemar, cortar o atirarse (quedarse paralizado o entumecido a causa del frío)
- Cirugía: para remover partes del cuerpo enfermas o inútiles.

Los accidentes más comunes en la industria son de trabajadores que manipulan cables eléctricos y máquinas–herramientas, desde una prensa, una troqueladora o la interacción de polipastos, hasta un chef que puede cortarse el dedo al rebanar los alimentos. El 75% de las amputaciones en adultos son causados por trauma (en accidentes laborales, con maquinaria, con armas de fuego y quemaduras eléctricas, accidentes automovilísticos). De acuerdo con estadísticas de los Estados Unidos de América, aproximadamente cuarenta mil personas pierden una extremidad y aproximadamente el 30% de ellos pierden una mano o un brazo.¹ Todos estos son accidentes que afectan la calidad de vida del trabajador y por lo que se debe empezar es por definir accidente.

¹ Leonard, J.A Meier, RH (1998). Prosthetics. In J.A.DeLisa(Ed.). Rehabilitation Medicine Principles and Practice, Philadelphia, PA. JB Lippincott

“Un accidente es un acontecimiento no deseado que da por resultado pérdidas por lesiones a las personas, daño a los equipos, materiales y/o el medio ambiente”.²

En la industria los accidentes pueden suceder por:³

1. No respetar procedimientos de trabajo.
2. Trabajar sin autorización o no estar capacitado.
3. No usar los equipos de protección personal.
4. Hacer bromas.
5. Conducir con exceso de [velocidad](#).
6. Fumar en presencia de combustibles o sustancias inflamables.

Existen otros factores que pueden presentarse en el trabajador como cuestiones personales:

1.- Falta de [conocimiento](#) (no sabe), se produce cuando la persona se ha seleccionado mal para el cargo a ejecutar, no es el trabajador adecuado, no se le ha enseñado o no ha practicado lo suficiente.

2.- Falta de motivación o actitud indebida (no quiere), se producen cuando la persona trata de ahorrar tiempo, de evitar esfuerzos, haciendo sus actividades de mala manera.

3.- Falta de capacidad [física](#) o mental (no puede), se produce cuando la persona se ha seleccionado mal para el cargo por ejecutar, no es el trabajador adecuado o la persona ha visto disminuida su capacidad física o mental.

En la Ley Federal del Trabajo de los Estados Unidos Mexicanos, en el título noveno “Riesgos de Trabajo”, se puede encontrar la indemnización por pérdida del dedo pulgar en cuanto a los accidentes laborales, a continuación cito algunos de

² Negro, Juan Carlos. Teoría de la prevención de accidentes. 2004. Universidad Católica Argentina.

³ <http://www.monografias.com/trabajos14/accidenteslaborales/accidenteslaborales.shtml>. CONSULTADA 26-Mayo-2010.

los artículos y véanse las Tablas 1,2 y 3 anexadas sobre la indemnización que se le da al trabajador. Véase en el Anexo No. 1.

En cuanto a malformaciones congénitas de las extremidades, se encuentran divididas en las siguientes categorías:

1. DEFECTO DE REDUCCIÓN: meromelia, en esta malformación se pierde una parte de la extremidad o la totalidad de ésta, cuyo nombre es Amelia.



FIGURA 1. Meromelia en dedos (34)

Amelia (34)



FIGURA 2.

2. DEFECTOS POR DUPLICACIÓN: polidactilia, presencia de dedos adicionales.



FIGURA 3. Polidactilia (35)

3. **DISPLASIA:** esta malformación comprende la sindactilia o fusión de los dedos y el gigantismo que se refiere al crecimiento excesivo de partes de la extremidad.



FIGURA 4. Displasia (35)

4. **ECTODACTILIA:** Ausencia de algún dedo de la mano o del pie.



FIGURA 5. Ectodactilia en las manos (35)

Entre las causas de estas malformaciones, se encuentran:⁴

- Enfermedades febriles en la madre durante el embarazo.
- Ingesta de fármacos como el anticonvulsivo (ácido valproico) y el antileproso (talidomida).
- Problemas hereditarios.

⁴ Larse, J. William. Embriología Humana. 2003. Elsevier Science. P330

1.2. Objetivos

Los objetivos a cumplir en este trabajo de tesis:

1. Desarrollar un dispositivo mecánico para realizar movimiento interfalángico.
2. Realizar falanges que permitan la sujeción de herramientas.
3. En cuanto a la parte estética, diseñar la forma de la prótesis y llegar a tener el mayor parecido a la forma normal de un dedo pulgar.

1.3 Justificación

Realizar el diseño de una prótesis de dedo pulgar es importante para mí, ya que con este tema puedo darme cuenta de todo lo que comprende aplicar los conocimientos de ingeniería para ayudar a personas a realizar sus actividades cotidianas con cualquier nivel de amputación y al mismo tiempo desarrollar un proyecto de bajo costo.

Empecé por algo aparentemente pequeño, pero de gran importancia, como un dedo pulgar, porque es indispensable para gran parte de la realización de los movimientos de la mano y así aprender sobre herramientas de diseño CAD con los que se pueda obtener un prototipo rápido y en un futuro poder desarrollar una prótesis más compleja en donde intervengan también las conexiones del cuerpo, es decir, como nervios o neuronas.

En este trabajo de tesis, se tiene como caso de estudio una persona que sufrió de una amputación de dedo pulgar a nivel metacarpiano en la mano derecha.

1.4 Metodología

El primer paso para desarrollar este tema fue el buscar todo lo que se refiere a la anatomía y movimientos del dedo pulgar. En los libros de anatomía y ergonomía se puede obtener la información necesaria para saber los grados que tiene que mover el dedo pulgar para sujetar objetos, así como los músculos, nervios y huesos que intervienen en dichos movimientos o tipos de prensión.

Teniendo esto ya entendido, se tomaron en cuenta las actividades que son de prioridad para el usuario y así se realizaron varias configuraciones por medio del diseño conceptual, para encontrar una solución que pudiera cumplir con los objetivos establecidos.

De este modo, con el diseño de detalle se plantea una configuración que se desarrolló en el programa de CAD Solid Works 2010, para así obtener los planos y características del modelo que se ha propuesto.

Una vez obtenidos los archivos en CAD se plasmará por medio de una máquina de prototipos rápidos una pieza con la que se trabajará para obtener una pieza final.

1.5 Conclusiones del capítulo

Al pensar en el desarrollo de una prótesis de dedo pulgar, se debe tomar en cuenta ciertos aspectos que definirán gran parte del proyecto y así su debido desarrollo.

Los antecedentes marcan las enfermedades o accidentes por los cuales no se tiene dedo pulgar, así se pueden plantear los objetivos que se desarrollaran; así como la metodología que se ocupó para la realización de este proyecto.

CAPÍTULO 2

MARCO TEÓRICO

2.1. Definición de prótesis

Una prótesis es todo dispositivo utilizado para sustituir una parte corporal perdida, cuya indicación se establece por motivos funcionales y/o cosméticos⁵

Por definición toda prótesis utiliza materiales artificiales, con los que se diferencia del injerto.

En la cirugía ortopédica, son prótesis las articulaciones diseñadas y realizadas con materiales artificiales, que sustituyen a las anatómicas y funcionalmente incapacitadas.

También son prótesis los dispositivos externos que tratan de sustituir una extremidad parcialmente amputada, sea la superior o la inferior⁶

2.2. Clasificación de prótesis

En la actualidad podemos encontrar una amplia clasificación de prótesis dependiendo del nivel de amputación y el uso para el que sea requerida.

De acuerdo con la funcionalidad podemos encontrar: prótesis estética-pasiva o prótesis funcionales.

En las primeras, como su nombre lo dice, no usará movimiento y el uso de ésta será únicamente cosmético a fin de completar la imagen corporal ya que estarán

⁵ PERA, Cristóbal. Cirugía: Fundamentos, Indicaciones y Opciones Técnicas. España. Masson.1996 p. 197.

⁶ Ibid

hechas a la medida y el material normalmente es silicona o PVC(policloruro de vinilo), que permiten que se le pueda agregar detalles como pecas, venas, pigmentación de la piel, incluso hasta tatuajes.

Las de silicona, comparadas con las de PVC parecen más reales, son más resistentes a las manchas, de color más sólido, más flexibles, más resistentes a las temperaturas extremas y al daño solar, menos propensas a causar reacciones en el cuerpo del paciente y más duraderas, ya que suelen durar años, mientras que las de PVC, por su tendencia a mancharse con facilidad, necesitan ser remplazadas en menos de seis años, aunque sus principales ventajas son que no se rompen tan fácilmente y son más baratas, con un precio inferior a los \$1,000 dólares.⁷



FIGURA 6. Prótesis cosmética de Otto Bock (28)

Por otro lado, la prótesis funcional permite ciertos movimientos, entre los que se destaca la realización de la pinza. A su vez se distinguen las prótesis convencionales y las prótesis movidas por fuerzas externas:

⁷ CHAO, Enrique. La prótesis ideal, en Revista Ambiente Plástico. Vol.12 No.2. Marzo-Abril 2002

Prótesis convencionales: son impulsadas por la musculatura del paciente, entre ellas:

- Prótesis mecánicas: prótesis funcionales pero con limitaciones de movimiento, ya que necesitan energía propia para su movimiento obligando a tener movimientos de tensión para su funcionalidad. Utiliza dispositivos de apertura y cierre mediante cables y cintas de sujeción unidos al cuerpo y por la tracción ejercida el tensor abre o cierra a voluntad.

Suele tener problemas de intolerancia debido al arnés de suspensión y al cable, por lo que debe revisarse este aspecto para asegurar una buena adaptación.

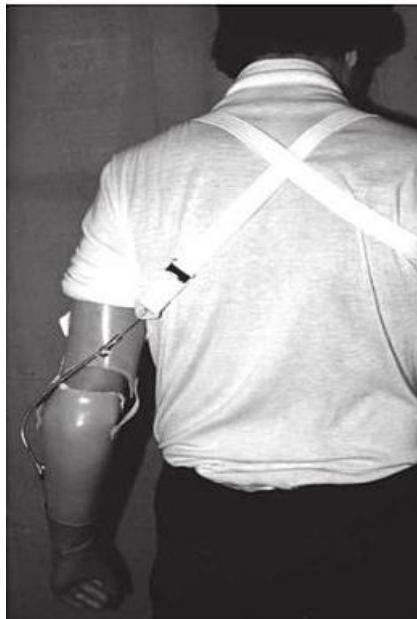


FIGURA 7. Sistema de suspensión en eje de ocho (3)

Prótesis movidas por fuerzas externas:

- Prótesis eléctrica: lleva un mecanismo un poco más complejo, usando motores y baterías recargables, debe tenerse presente que este tipo de prótesis son más pesadas. Exige que el amputado deba tener un mejor

manejo y control de la prótesis. Necesitará revisiones periódicas del motor y sus conexiones eléctricas y deberá alejarse de ambientes húmedos o con mucho polvo.

- Prótesis neumáticas: éstas prótesis tenían como agente accionador el ácido carbónico comprimido, éste reaccionaba y se obtenía una gran cantidad de energía aunque podía ser factor de alto riesgo. Actualmente están en desuso.
- Prótesis mioeléctrica: este tipo de prótesis está avanzando mucho ya que utiliza a la robótica y electrónica para desarrollar tecnología. Utiliza potenciales eléctricos generados por una tracción muscular para darle movimiento a algunas piezas de la prótesis. Los electrodos y los microtransmisores llevan los impulsos que son amplificados por un dispositivo electrónico. El uso de la mioelectricidad en una prótesis apareció en 1948. También tiene sus inconvenientes, entre ellos están el peso elevado, la dependencia de baterías y el entrenamiento laborioso.
- Prótesis híbridas: las prótesis de este tipo están indicadas en amputaciones por desarticulación de codo y de hombro. Como terminales se pueden elegir manos o pinzas mioeléctricas, combinadas con diferentes sistemas de muñecas mecánicas o eléctricas.

La prótesis para amputaciones parciales de dedo, hecha por Dan Didrick de Naples, Florida, tiene articulaciones naturales que se activan cuando el dedo residual se mueve. Esto permite a los usuarios comenzar a utilizar la prótesis inmediatamente, como un acto reflejo. Aquellos que tengan más de un dedo amputado, podrán utilizar varias prótesis y moverlas independientemente, al contrario de lo que sucede con muchos modelos en el mercado.

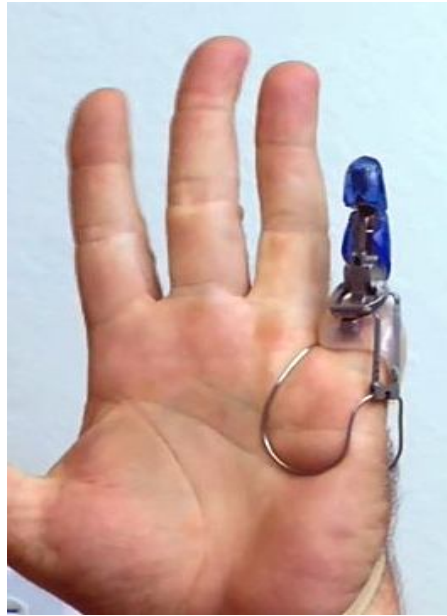


Figura 8. Dedo mecánico para personas amputadas. (26)

En esta tesis se toma como punto de partida el concepto de diseño de esta prótesis, como se observa en la figura 8 se tiene un muñón (tercer falange) que sirve como anclaje para la prótesis, en la figura 9 se muestra la parte que se tiene de muñón y aunque es pequeña esta sección, se desarrollará una prótesis acorde con lo que se presenta para dicha situación



FIGURA 9. Mano con amputación metacarpiana de dedo pulgar

2.3 El dedo pulgar

A lo largo del tiempo, los científicos han destacado que el hecho de andar erguidos, el lenguaje y el pulgar son tres puntos que nos distinguen de los animales, es cierto que los primates también tienen este dedo, pero con grandes diferencias a las del humano, ya que el oponer el dedo pulgar también lo pueden hacer los primates pero la oposición es más efectiva en el humano debido a la longitud del dedo. El tamaño corto del pulgar de los primates interfiere con la oposición a la punta de los otros dedos en la precisión del agarre.

Tanto primates y humanos pueden elaborar herramientas, pero la combinación de cerebro y mano han hecho que el hombre haya desarrollado el agarre fuerte y el agarre preciso. Ambas características las podemos observar cuando el agarre fuerte es usado por ejemplo para sostener un taladro y el agarre con precisión es usado al sujetar una aguja.

El dedo pulgar es el más importante de todos, ya que ocupa y desempeña una función especial en la mano, ya que es indispensable para realizar las pinzas pulgar-digitales con cada uno de los restantes dedos, y en particular con el índice, y también para la constitución de una prensa de fuerza con los otros cuatro dedos. Por otro lado, participa en acciones asociadas a las prensas que conciernen a la propia mano. Sin el pulgar, la mano pierde la mayor parte de sus posibilidades.⁸

Sin el pulgar, la mano disminuye 50% de sus movimientos precisos, por eso es importante que ante cualquier tipo de amputación tratar de salvar lo más que se pueda de cualquier dedo para poder sujetar objetos de diferentes volúmenes.

⁸ KAPANDJI, A.I. Fisiología articular: Miembro Superior. Médica Panamericana S.A. 5ta ed. 1998. p 218

2.3.1 Anatomía

La columna del dedo pulgar está conformada por 5 piezas óseas.

1. Escafoides (ESC).
2. Trapecio (T).
3. Primer Metacarpiano (MT).
4. Primera Falange (PF).
5. Segunda Falange (SF).

Cuando la mano está en reposo, el dedo pulgar alcanza su longitud máxima a la mitad de la primera falange del dedo índice y esto se debe a:

- Que si fuera más corto, no alcanzaría a realizar el movimiento de oposición y por esto no tendría la suficiente separación ni flexión.
- Si fuera más largo, habría casos de malformaciones y no existiría una oposición fina.

Se tienen 4 articulaciones que dan los 5 grados de libertad en el pulgar y son:

1. Trapezoescafoidea (TE), permite que el trapecio efectúe un corto desplazamiento hacia delante sobre la carilla inferior, la cual se apoya sobre el tubérculo del escafoides: movimiento de flexión de escasa amplitud.
2. Trapezometacarpiana (TM), tiene dos grados de libertad.
3. Metacarpofalángica (MF), posee dos grados de libertad.
4. Interfalángica (IF), con un solo grado de libertad.

Estos 5 grados de libertad, son los necesarios y suficientes para realizar la oposición del pulgar.⁹

En la figura 10, se observa todo lo que conforma la columna del dedo pulgar, tanto piezas óseas como articulaciones y las pinzas pulgar-digitales.

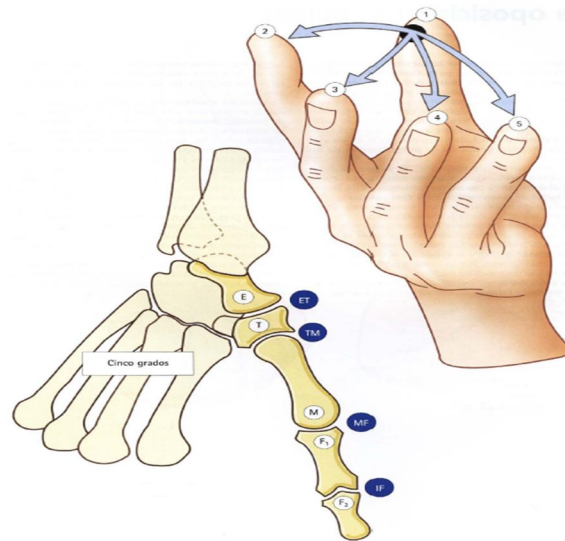


FIGURA 10. PARTES DEL DEDO PULGAR Y PINZAS PULGAR-DIGITALES (4)

2.3.2 Articulaciones

En este caso de estudio, las articulaciones que se investigan son la metacarpofalángica y la interfalángica para saber su comportamiento y los cuerpos que actúan en ellas.

ARTICULACIÓN METACARPOFALÁNGICA: por ser una articulación condílea, es decir, que es una articulación de forma ovoide o dentro de su cavidad es elíptica, posee dos grados de libertad que permiten desarrollar los movimientos de flexoextensión y lateralidad. Pero la biomecánica de la articulación describe un

⁹ IBID

tercer grado que permite el movimiento de rotación de la primera falange sobre su eje; ya que este último grado permite la oposición del dedo pulgar.

Así se tienen tres tipos de movimiento dependiendo de su grado de flexión:

- Posición de alineación o de extensión, en la figura 11 se muestran los ligamentos laterales (1) están destendidos y los ligamentos carpoglenoideos están tensos (3) al igual que la placa palmar (2). Los huesos sesamoideos (4) están bien acoplados. Los sacos sinoviales (5) y (6) que sirven para reducir la fricción entre los cartílagos y otros tejidos en las articulaciones para lubricarlas y acolchonarlas durante el movimiento, están distendidos en posición media.

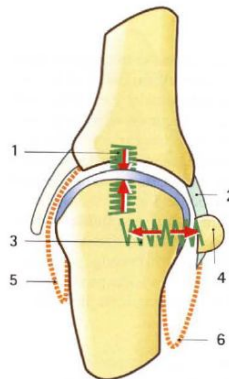


FIGURA 11. POSICIÓN DE EXTENSIÓN (4)

- Posición media o de semiflexión: es la posición máxima en los movimientos de lateralidad y rotación longitudinal. En la figura 12 se muestran los ligamentos laterales (1) siguen destendidos el externo más que el interno y la placa palmar (2) está extendida. La contracción de los músculos internos determina la inclinación cubital y una ligera supinación (movimiento para que el cuerpo quede viendo hacia arriba) y la de los músculos externos presenta una inclinación radial y una pronación (el cuerpo queda viendo hacia adentro).

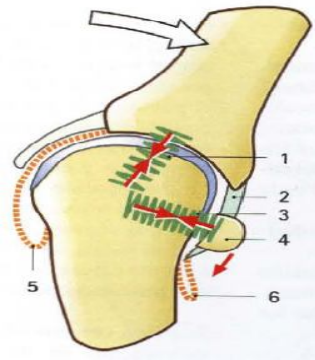


FIGURA 12. POSICIÓN DE SEMIFLEXIÓN (4)

- Posición de flexión máxima o de bloqueo: en la figura 13 se muestra que la placa palmar (2) se extiende y los ligamentos laterales se tensan al máximo (1). La articulación está totalmente bloqueada por la tensión de los ligamentos laterales.

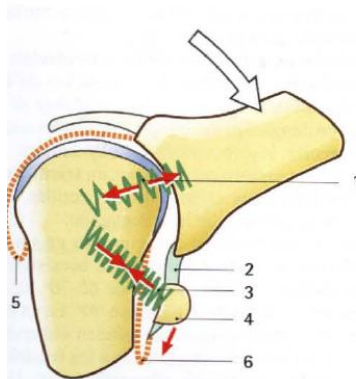


FIGURA 13. POSICIÓN DE FLEXIÓN MÁXIMA (4)

ARTICULACIÓN INTERFALÁNGICA: como el resto de las articulaciones interfalángicas en los demás dedos, es del tipo troclear o de bisagra, esto quiere decir que la superficie de la articulación sólo permite movimientos en el plano medio o sagital, es decir, permite movimientos de flexión y extensión.

2.3.3 Movimientos

2.3.3.A Movimientos por articulaciones

Existen diferentes tipos de movimientos en cada una de las articulaciones. Por consiguiente se describirán los movimientos para cada una de ellas:

- La articulación metacarpofalángica

Debido a la importancia de esta articulación, el tipo de movimientos que realiza distribuye las presas y asegura el espacio de bloqueo de las pinzas pulgar-digitales. Existe un movimiento denominado pronación, la cual realiza la flexión e inclinación radial que determina la posición del dedo pulgar enfrente de los cuatro dedos restantes.

- La flexión es alrededor de 80°. La extensión es nula.
- Las inclinaciones son moderadas, aproximadamente de 20° en el lado radial (se debe a la acción predominante de los sesamoideos externos) y 10° en el lado cubital (se debe a la acción predominante de los sesamoideos internos).
- La rotación es aproximadamente de 20°.

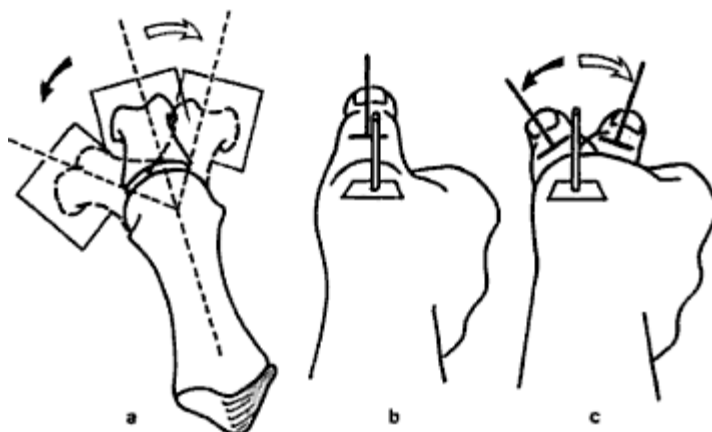


FIGURA 14. INCLINACIONES (a) posición neutra. (b) rotación conjunta en flexiones-inclinaciones(c). (9)

- La articulación Interfalángica

La flexión activa alcanza a medir entre 75 a 80°, la flexión pasiva es de 90°. Por otro lado la extensión activa es de 5 a 10°, pero la hiperextensión pasiva es evidente llegando hasta los 30° en determinadas profesiones como los escultores o alfareros que utilizan el dedo pulgar para modelar¹⁰



FIGURA 15. FLEXIÓN (4)

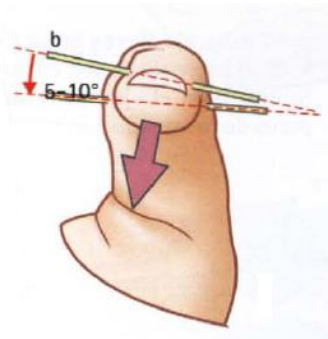


FIGURA 16: EXTENSIÓN (4)

¹⁰ VILADOT, Antonio. Lecciones básicas de biomecánica del aparato locomotor. Masson. España. Vol 1. 2004. p 179

2.3.3.B Movimientos globales descompuestos

Al tener tres interlíneas del pulgar, se pueden realizar tres movimientos globales con su movimiento inverso.

- ABDUCCIÓN

Es un movimiento perpendicular a la palma de la mano, es decir, el dedo pulgar se coloca por delante de los otros cuatro dedos pero en una posición alejada. Lo que ocurre a nivel metacarpofalángico es una abducción o inclinación radial (flexión y pronación más o menos ligeras). A nivel interfalángico sólo ocurre una extensión.

- FLEXIÓN

Este movimiento es cuando el pulgar se extiende por la palma de la mano, llegando a la base de la falange proximal del dedo meñique, es decir, es el movimiento inverso a la extensión)

A nivel de la articulación metacarpofalángica lo que se presenta es flexión más inclinación radial y una pronación conjunta.

- PRONACIÓN

Se asocia la flexión y abducción en este movimiento ya que es un movimiento de giro del dedo pulgar, llevándolo hasta enfrente de los demás dedos; provocando una rotación medial.

En la siguiente figura se pueden observar estos movimientos descompuestos del dedo pulgar y los ángulos que los conforman:

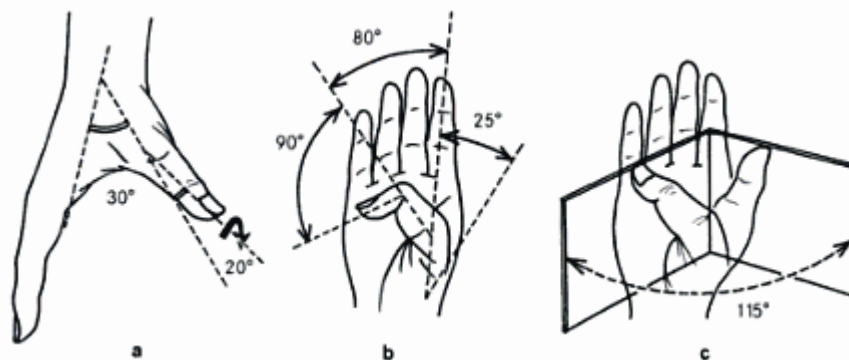


FIGURA 17. (a) abducción (b) flexión (c) pronación (9)

2.3.3.C Movimientos globales compuestos

Son movimientos conformados por uno o más movimientos para su correcta realización, y son:

- OPOSICIÓN

Cuando el pulpejo (yema de los dedos) del pulgar toca el pulpejo de cualquiera de los otros cuatro dedos, se dice que se realiza el movimiento de *oposición* y así se constituyen las pinzas pulgar-digiales que son importantes para realizar movimientos coordinados y para la sujeción de diferentes objetos.

Este movimiento es demasiado complejo por lo que, se tienen tres componentes de movimientos que ayudan a realizar el movimiento completo. Que son: flexión, aducción y pronación.

En la articulación metacarpofalángica se añade el movimiento de flexión a diversos grados dependiendo el dedo que se quiera tocar. En la articulación interfalángica se flexiona para terminar el movimiento de pinza.

La descripción de este movimiento se basa en un sector cónico donde el vértice es la articulación trapezometacarpiana. Como su base está delimitada, J. Duparc y De la Caffenièrè ¹¹ describieron un trayecto mayor y uno menor en oposición, donde:

- Trayectoria mayor: se describe un arco de máximo alcance, ya que el pulgar llega desde su posición inicial al dedo meñique.
- Trayectoria menor: es un arco mínimo para llegar al dedo meñique pero rozando las cabezas metacarpianas de los demás dedos.

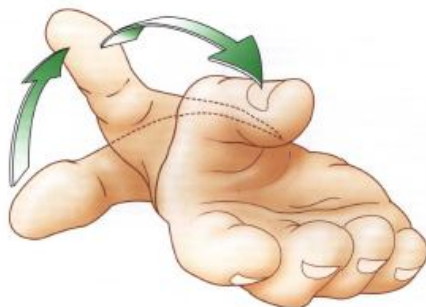


FIGURA 18. TRAYECTORIA MAYOR (4)

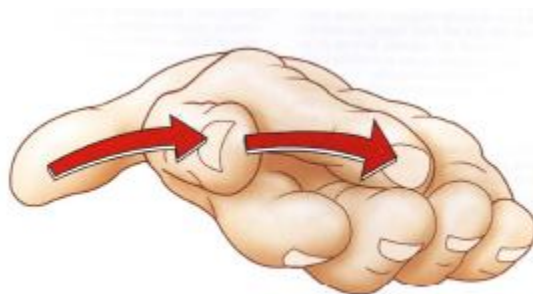


FIGURA 19. TRAYECTORIA MENOR (4)

¹¹ KAPANDJI, A.I. Fisiología articular: Miembro Superior. Médica Panamericana S.A. 5ta ed. 1998. p 234

- **CONTRAOPOSICIÓN**

Se relaciona con la extensión, abducción y supinación. La oposición sirve para coger objetos y la contraposición permite preparar la mano para sujetar objetos de mayor volumen.

2.4 Tipos de prensiones

La diferencia entre prensión y pinza es que la prensión ocupa potencia o fuerza y la pinza es de precisión. Por ejemplo podemos ver la prensión en la mano de un bebé cuando sujeta un dedo de otra persona fuertemente y una pinza puede ser cuando se toma un alfiler.

El tipo de presiones se divide en tres grandes grupos: las prensas digitales, palmares y las centradas.

1. PRENSAS DIGITALES: se subdividen en dos grupos, a cuales son:

A. Prensas bidigitales: se logra con el pulgar e índice. Y son de tres tipos dependiendo su oposición.

- Prensa por oposición terminal: se ocupa comúnmente en sujetar objetos muy pequeños, se necesita de un pulpejo y ser afianzado por una uña, a esto se le denomina Prensión pulpejo-ungueal.
- Prensión por oposición subterminal: sirve para sujetar objetos relativamente más gruesos que un cabello, como una hoja. Se sigue ocupando el dedo pulgar y el índice (aunque puede ser otro dedo). Hay una gran interacción con la articulación interfalángica debido a que permite ejercer la fuerza necesaria. Como por ejemplo, para arrancar una hoja de papel.

- Prensa por oposición subterminolateral o pulpolateral: se puede tomar una moneda. La cara palmar del pulpejo toca la cara de la primera falange del dedo índice.



FIGURA 20
OPOSICIÓN
TERMINAL (4)



FIGURA 21
OPOSICIÓN
SUBTERMINAL (4)



FIGURA 22
OPOSICIÓN
SUBTERMINOLATERAL (4)

B. Prensas pluridigitales: se identifican por participar, aparte del pulgar, dos o más de los otros dedos restantes. Son más precisas ya que se tiene más firmeza que en las bidigitales. Se divide en:

- Prensa tridigital: esto significa que intervienen 3 dedos: el pulgar, el índice y el medio. Por ejemplo: a destapar una botella se usa una prensa de este tipo ya que al desenroscar se utiliza la flexión del pulgar, extensión del medio y el índice en abducción.
- Prensa tetradigitales: cuando son objetos gruesos y que se debe tener mayor firmeza y fuerza, se ocupa este tipo de prensa. Como el sujetar pelotas pequeñas o una pluma.
- Prensa pentadigital: se utilizan todos los dedos. Ya sea con los pulpejos de los dedos cuando sea un objeto delicado o con forma de envolvimiento haciendo partícipe a la palma de la mano.



FIGURA 23
PRENSA TRIDIGITAL(4)



FIGURA 24
PRENSA TETRADIGITAL(4)



FIGURA 25
PENTADIGITAL(4)

2. PRENSAS PALMARES: en este movimiento interviene la palma de la mano y según el tipo de prensa interviene o no el dedo pulgar. Se divide en:

- A. Prensión dígito-palmar: no participa el dedo pulgar. Entonces la palma y los cuatro dedos restantes sujetan al objeto; al aumentar el diámetro la presión es menos firme.
- B. Prensión palma con la totalidad de la mano o palma: sirve para la presión de objetos pesados y con un volumen mayor, es decir, que la mano se enrolla sujetando al objeto y tomando el eje del cuerpo, es decir si el cuerpo es cilíndrico la palma adoptará un eje cilíndrico mientras que si es algo cuadrado la mano junto con el pulgar sujetará con fuerza a dicho objeto. Este tipo de prensiones puede ser cilíndrica esférica.



FIGURA 26.
PRENSIÓN DÍGITO-PALMAR (4)



FIGURA 27.
PRENSIÓN CON TODA LA PALMA (4)

3. **PRENSAS CENTRALES:** se realizan a lo largo del eje longitudinal que se puede guiar por el eje del antebrazo. El objeto se sujeta con firmeza mediante una prensa dígito-palmar, el anular y la función del índice es de orientar para dirigir el cuerpo, esto se puede ver al tomar un tenedor o un destornillador.



FIGURA 28. PRENSA CENTRAL (4)

2.5 Definición de mecanismo

Es la combinación de cuerpos resistentes conectados por medio de articulaciones móviles para formar una cadena cinemática cerrada con un eslabón fijo, y cuyo propósito es transformar el movimiento.

En un mecanismo, aunque puede transmitir la potencia de una fuerza, el concepto predominante que tiene presente un diseñador es lograr el movimiento deseado.

2.5.1 Eslabón, nodo, junta y grados de libertad

A continuación se muestran algunas definiciones que servirán para comprender más adelante el proceso de diseño en este trabajo.

ESLABÓN: es cada pieza que conforma al mecanismo.

NODO: es un elemento del eslabón que sirve para unir a otro eslabón.

JUNTA: es el elemento de unión de 2 o más eslabones.

GRADOS DE LIBERTAD: es el número de parámetros independientes que se necesitan para definir unívocamente la posición de un sistema mecánico en el espacio en cualquier instante.

Así, un cuerpo rígido en el plano posee tres grados de libertad. Por ejemplo: dos longitudes y un ángulo.

2.5.2 Clasificación de los elementos de un mecanismo

Se pueden clasificar bajo diferentes criterios, como:

- El número de pares cinemáticos de cada elemento: Los pares cinemáticos es una unión entre dos miembros de un mecanismo. Entonces se pueden dividir en: binarios, ternario y cuaternario.

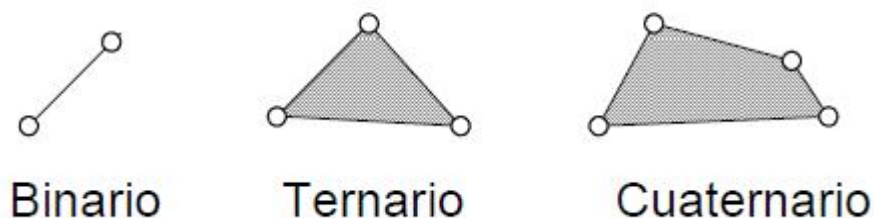


FIGURA 29. Pares cinemáticos (18)

- Dependiendo del material del que estén contruidos: se pueden dividir en rígidos, flexibles (sufren una deformación plástica y de gran tamaño), unirígidos (son rígidos en una dirección, como una cadena o un cable).
- Tipo de movimiento
 - Balancín: no da vueltas completas de 360° por lo que, su ángulo de rotación es menor a éste.

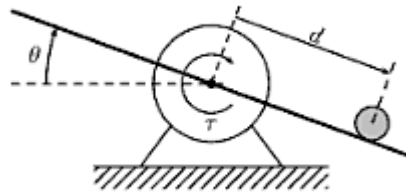
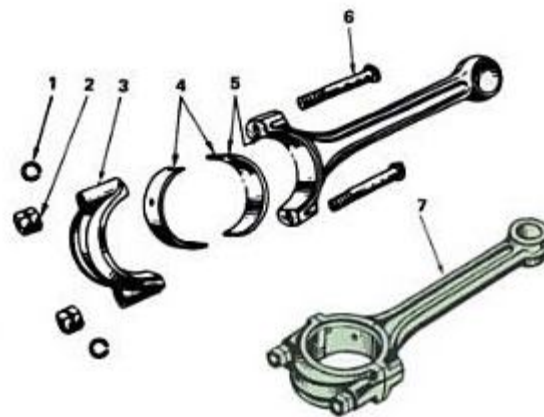


FIGURA 30. Balancín

- Biela: este elemento no tiene un eje de rotación fijo, por lo que cuenta con un centro instantáneo de rotación que va variando.



1. ARANDELA DE INMOVILIZACIÓN DE LA TUERCA DEL PERNO DEL SOMBRERETE
2. TUERCA DE PERNO DE SOMBRERETE
3. SOMBRERETE
4. SEMICAJINETES DE BIELA
5. LENGUETA Y RANURA
6. PERNO DE SOMBRERETE
7. BIELA MONTADA

FIGURA 31. Biela (14)

- Manivela: es un elemento que tiene un ángulo de rotación de 360° alrededor de un eje fijo.



FIGURA 32. Manivela (20).

2.5.3 Análisis de cinemática de mecanismos

Cinemática es el estudio del movimiento, independientemente de las fuerzas que la producen. De manera más específica, la cinemática es el estudio de la posición, el desplazamiento, la rotación, la rapidez, la velocidad y la aceleración.¹²

Al hacer un análisis cinemático de un mecanismo, se supondrá que las deflexiones en las piezas son despreciables por lo que el mecanismo se considerará un sistema rígido.

La suposición de rigidez, indica que no puede existir cambio de distancia entre dos puntos seleccionados arbitrariamente en un mismo eslabón, es decir, que muchos detalles complicados que presentan las piezas no tienen importancia cuando se hace el análisis cinemático. Es por esto que se realizan diagramas esquemáticos simplificados que contengan las características de mayor prioridad del eslabón en estudio, como por ejemplo las ubicaciones relativas de los elementos del par, pero en los que se reduce al mínimo la geometría real de las piezas fabricadas.

Del resultado que se obtiene se puede encontrar la desventaja de que la similitud entre el análisis y lo real es muy poca. Pero las representaciones esquemáticas simplificadas son de gran utilidad porque eliminan factores que tienden a generar confusiones, debe contener la información mínima para poder entender lo complejo del mecanismo.

Existen 5 tipos de movimiento en un cuerpo rígido, los cuales son:

- 1.- Traslación. Figura 33
- 2.- Rotación en torno a un eje fijo. Figura 34
- 3.-Movimiento plano cualquiera. Figura 35
- 4.- Rotación en torno a un punto fijo. Figura 36

¹² SHIGLEY, Josph Edward y UICKER, Jr. John Joseph. Teoría de Máquinas y Mecanismos. México. McGraw-Hill. 1988. p.4

5.- Movimiento cualquiera



FIGURA 33. (17)



FIGURA 34. (17)



FIGURA 35. (17)

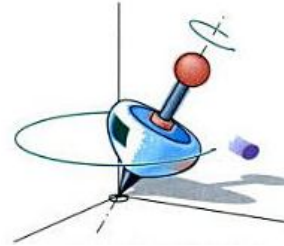


FIGURA 36. (17)

Para la resolución de problemas, se puede recurrir a dos métodos: el análisis de movimiento absoluto donde intervienen las relaciones geométricas a las que está sometido el mecanismo y la interacción con otro cuerpo para describir la situación y el movimiento de otros puntos del cuerpo. El análisis de movimiento relativo tiene que ver con la rigidez para relacionar la velocidad y aceleración de dos puntos de dicho cuerpo rígido.

2.5.4 Análisis estático de mecanismos

La estática es la parte de la mecánica que estudia el equilibrio de los cuerpos, aquellos cuerpos que están en reposo o se mueven a velocidad constante. Constituye una parte importante del estudio de la mecánica porque proporciona métodos para la determinación de las reacciones de apoyos, y de las relaciones entre las distribuciones de fuerzas interiores y las cargas exteriores en las estructuras¹³

¹³ RILEY, William. Ingeniería Mecánica Estática. Barcelona. Ed Reverté, S.A. 2004. p.8

Las relaciones de distribuciones entre las fuerzas externas e interiores que se dan en la estática ayuda a plantear el desarrollo de la mecánica de cuerpos deformables.

La estática resuelve problemas isostáticos (Estructura que puede ser analizada mediante los principios de la estática; la supresión de cualquiera de sus ligaduras conduce al colapso). En estos problemas es suficiente plantear las condiciones básicas de equilibrio, que son:

- El resultado de la suma de fuerzas es nulo.
- El resultado de la suma de momentos respecto a un punto es nulo

Para la resolución de problemas hiperestáticos (aquellos en los que el equilibrio se puede alcanzar con distintas combinaciones de esfuerzos) es necesario considerar ecuaciones de compatibilidad, estas ecuaciones se obtienen mediante las deformaciones y tensiones internas asociadas a los métodos de la mecánica de sólidos deformables, que es una ampliación de la teoría del sólido rígido que además da como resultado: la deformabilidad de los sólidos y sus efectos internos.

Uno de los principales objetivos de la estática es la obtención de esfuerzos cortantes, fuerza normal, de torsión y momento flector a lo largo de una pieza, que puede ser desde una viga de un puente o los pilares de grandes edificios.

Una fuerza tiene, además de la tendencia a mover en su dirección y sentido al cuerpo a que se aplica, otra tendencia a hacerlo girar alrededor de todo eje que no corte la recta soporte de la fuerza ni sea paralelo a ella. A esta tendencia se le llama momento M de la fuerza respecto al eje dado.

Cuando un cuerpo es considerado un punto material, la masa está concentrada en un punto que puede prescindirse de la forma y tamaño que tenga, este cuerpo estará sometido a un sistema de fuerzas concurrentes.

Tomando en cuenta la primera ley de Newton que expone: en ausencia de fuerzas exteriores ($R=0$), un punto inicialmente en reposo que se mueva con velocidad constante (en equilibrio) seguirá en reposo o moviéndose con velocidad constante a lo largo de una recta.

La condición necesaria para el equilibrio de un punto es:

$$\vec{R} = \Sigma \vec{F} = 0 \quad (1)$$

También un punto debe satisfacer la segunda ley de Newton del movimiento, el cual se expresa mediante la ecuación:

$$\vec{R} = \Sigma \vec{F} = m\vec{a} \quad (2)$$

Para que se cumplan las ecuaciones (1) y (2), deberá de cumplirse

$$m\vec{a} = \vec{0}$$

La masa de un punto material no es nula, la aceleración de un punto en equilibrio será cero. Cuando un punto está en reposo seguirá en reposo y un punto en equilibrio que se mueve a velocidad constante se mantendrá a dicha velocidad, por lo que la ecuación (1) es la condición necesaria y suficiente para que exista el equilibrio del punto.

2.6 Conclusiones del capítulo

En este capítulo se presentan diferentes tipos de prótesis, esto ayuda a saber hacia cuál de toda la clasificación se va a desarrollar, así como la anatomía que tiene el dedo pulgar y sus movimientos para poder generar su similitud de éstas dos maneras con ayuda de elementos matemáticos que permitan tener antecedentes sobre dichos movimientos.

CAPÍTULO 3

DISEÑO CONCEPTUAL

3.1 Definición del problema

El paciente para el que se realizará la prótesis tiene una amputación del pulgar a nivel metacarpiano en la mano derecha, como se muestra en la figura 32. Por lo que se presenta dificultad al realizar sus actividades cotidianas.



FIGURA 37. Mano del Sr. Francisco Núñez

3.2 Necesidades

Las necesidades del paciente se presentan a continuación en el correo electrónico enviado por el paciente el 17 de Agosto de 2010.

“Los movimientos que él quisiera poder hacer con la prótesis son: utilizar las herramientas de aire y de precisión, abotonarse la camisa, manejar moto acuática, poder: tirar la caña de pescar, tirar con el arco, jugar voleibol, béisbol. Los movimientos de prioridad son los de utilizar las herramientas ya que son parte de su trabajo.”

Los objetos que se le dificultan agarrar son los tornillos u objetos pequeños, herramientas de aire y de precisión, el manejo de la rampa hidráulica, la pistola de

pintar, utilizar una jeringa, abotonarse la camisa, exprimir un limón y/o naranjas, amarrarse las agujetas de los zapatos, poder escribir, peinarse con peine.”

3.3 Especificaciones

A partir de las necesidades expresadas por el paciente, este trabajo de tesis se enfocará al desarrollo de una prótesis que constará de un mecanismo que permita mejorar la prensión de herramientas.

El estudio de los movimientos necesarios en el pulgar se realizará en el manejo de las herramientas como: pistola de aire, lijadora, taladros, llave de impacto y desarmadores. El paciente aproximadamente las usa 10 hc cada día. También se sabe que está en contacto con sustancias químicas y abrasivas.

3.4 El dedo pulgar en la prensión de las herramientas

En el diseño de la prótesis es importante saber la forma en la que el dedo pulgar toma forma en la prensión de la herramienta así como el peso de éstas para tener una idea aproximada del peso que cargará la prótesis:

- Pistola de aire para pintura: 660 [g] con capacidad de 500 [ml] de pintura
- Lijadora: 0.85 a 1.87 [kg]
- Taladros: 1.6 a 1.8 [kg]
- Llave de impacto: 2.5 a 4.8 [kg]
- Desarmador: 600 [g]

3.4.1 Sujeción de pistola de aire para pintar y taladro



FIGURA 38. Pistola de pintura (frente)



FIGURA 39. Pistola de pintura(lado)



FIGURA 40. Taladro

En las figuras 38,39 y 40 se puede observar que el tipo de prensión de la pistola de aire para pintar y la forma de sujetar el taladro es del tipo palmar con la totalidad de la palma, ya que es para sujetar objetos pesados y relativamente voluminosos.

La mano se enrolla literalmente en torno a objetos cilíndricos, el eje del objeto adopta la misma dirección que el eje de la corredera palmar, es decir, oblicuo desde la base de la eminencia hipotenar a la base del índice. En relación con la base de la mano y del antebrazo, esta oblicuidad se corresponde con la inclinación del cayado de las herramientas que forma un ángulo de 100 a 110°.

Es sencillo constatar que se puede compensar con más facilidad un ángulo muy abierto (120 a 130°) gracias a la inclinación cubital de la muñeca, que un ángulo muy cerrado (90°), ya que la inclinación radial es bastante menos amplia.⁸

Cuando un objeto es sujetado, se dice que la fuerza es óptima cuando el pulgar toca (o casi toca) al dedo índice, en este caso de la pistola de aire para pintar se puede observar que el dedo índice acciona un gatillo, entonces la fuerza de prensión reside en los dedos meñique, anular, dedo medio y para hacer óptima la prensión el dedo pulgar toca al dedo medio y así la prensa palmar hace que la herramienta no caiga y tenga la debida fuerza para ser ocupada en el trabajo y el dedo índice se encargará de accionar la pistola para sacar ráfagas de pintura.

En el caso de la prensión del taladro, como se observa en la figura 35, los dedos intervienen junto con la palma para sujetar la herramienta. Lo importante de este tipo de prensión es que cuando el dedo pulgar está flexionado se tiene mayor eficacia en el agarre.

3.4.2 Lijadora



FIGURA 41. Uso de la lijadora

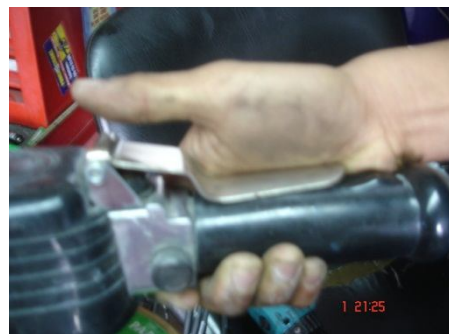


FIGURA 42. Gatillo de lijadora

⁸ KAPANDJI, A.I. Fisiología articular: Miembro Superior. Médica Panamericana S.A. 5ta ed. 1998. pp 274

La prensión digítopalmar es parte del tipo de la presa palmar. Este tipo de prensión opone la palma de la mano con los cuatro últimos dedos. El objeto se toma entre los dedos flexionados y la palma de mano, el pulgar no participa en la prensión hasta que es accionado por la articulación metacarpiana que hace que baje el pulgar para que la lijadora empiece a trabajar.

Se puede constatar que el eje de la mano de la prensa es perpendicular al eje de la mano y no sigue la dirección oblicua de la corredera palmar⁹

3.4.3 Destornillador



FIGURA 43. Uso del destornillador

La prensa que se utiliza al sujetar un destornillador es de tipo centrada, que hace que el objeto de forma alargada se presione con firmeza mediante palmar donde interviene el dedo pulgar así se desempeña una función orientativa para poder dirigir la herramienta que se está utilizando.

3.4.4 Fuerza requeridas para accionar la herramienta

La ergonomía es el estudio del trabajo en relación con el lugar en que se lleva a cabo y con quienes los realizan. Sirve para determinar cómo diseñar o adaptar un lugar de trabajo para evitar problemas de salud o falta de eficiencia en los trabajadores.

⁹ Ibid

Las herramientas de mano se caracterizan por amplificar o reducir el trabajo de la misma mano para obtener una mayor funcionalidad aumentando la precisión, la fuerza, mayor potencia de torsión y al impacto. Con esto, es posible ver la fuerza que se aplica a las herramientas y también la forma de agarre como se menciona previamente.

La fuerza necesaria para el accionamiento de la herramienta deberá ser inferior al 10-15% de la máxima contracción voluntaria (MCV) del grupo muscular considerado, sobre todo para tareas repetitivas.¹⁰ NOTA: 1 kg_f = 9.81 [N]

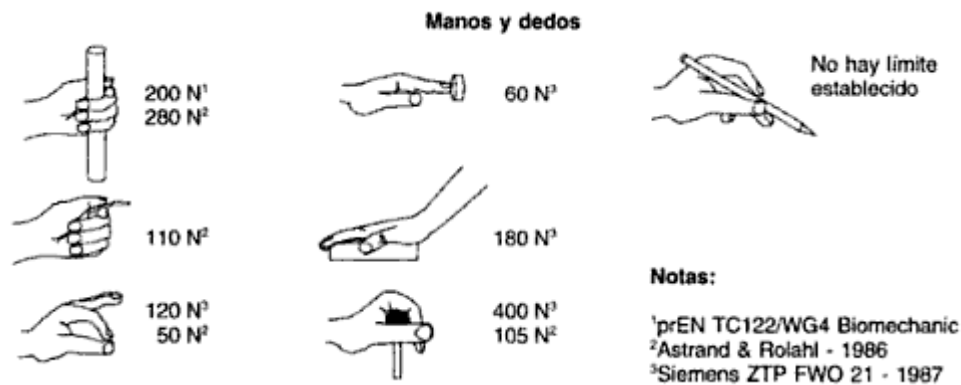


FIGURA 44. Fuerza en agarre de objetos (19)

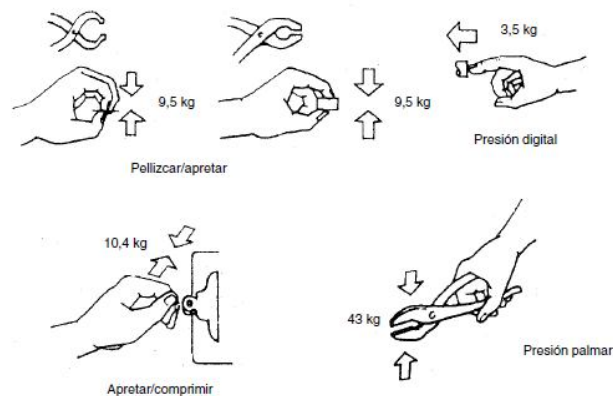


FIGURA 45. Valores límites de fuerza (20)

¹⁰ GIL Hernández, Fernando. Trabajo de Medicina del Trabajo. Masson. España. 2005. pp 391.

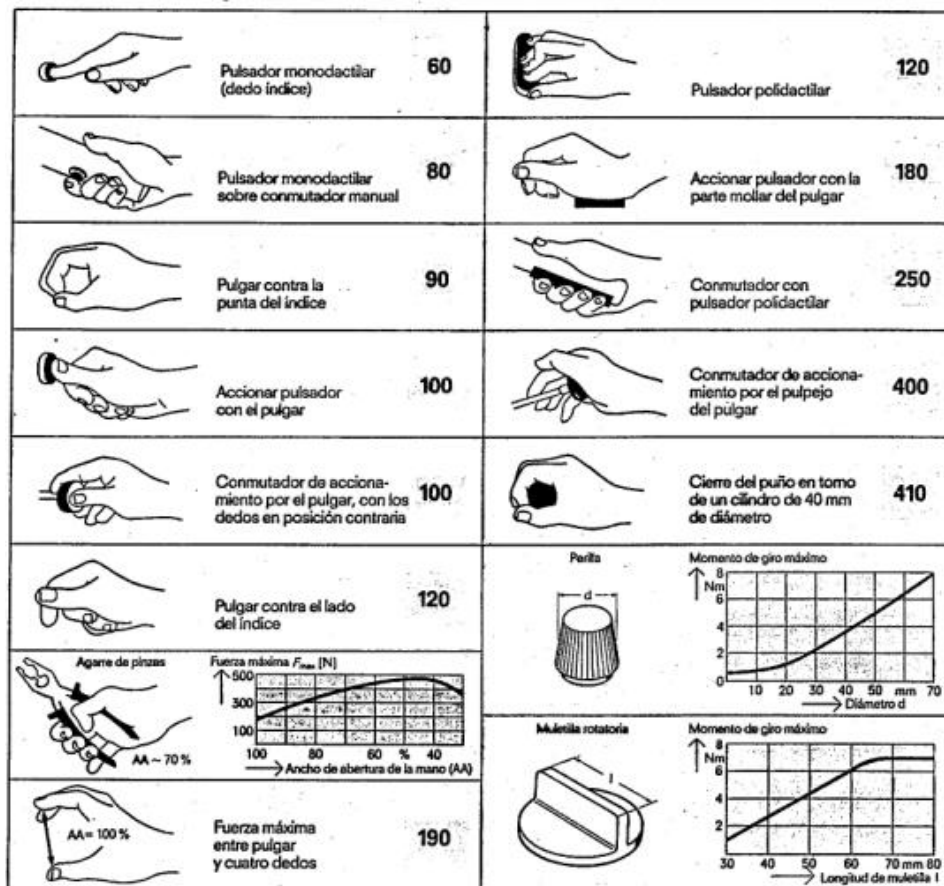


FIGURA 46. Fuerzas máximas que puede ejercer la mano en [N].(32)

El artículo de título “Fuerza máxima de agarre con mano dominante y no dominante” escrito para el XV Congreso Internacional de Ergonomía SEMAC en el año 2009 trata sobre la fuerza máxima de agarre de trabajadores que radican en Hermosillo, Sonora, en diferentes condiciones de trabajo ya sea en mujeres y hombres de entre 18 a 30 años con el uso y no del guante para la sujeción de herramientas.

Se utilizó un dinamómetro hidráulico para la evaluación de fuerza de agarre con guantes 100% de algodón. Se realizaron dos etapas:

En la primera etapa, participaron 21 sujetos, 10 hombres y 11 mujeres, se manejaron 10 pruebas con cada mano, se utilizaron las cinco diferentes medidas de asa que tiene el dinamómetro (1 3/8, 1 7/8, 2 3/8, 2 7/8, 3 3/8 pulgadas) con y sin guante.

En la segunda etapa, participaron x sujetos, x hombre y x mujeres, se manejaron 2 pruebas con cada mano, utilizando el tamaño 1 7/8 pulgadas (4.7625 [cm]) de la apertura del asa del dinamómetro, una con guante y la otra sin él.

Los resultados que se obtuvieron fueron:

#	Gen.	sin guante		con guante		apertura en general
		fma kg.	apertura	fma kg.	apertura	
1	M	45	2	43	1,2,3	2
2	M	42	3	43	2	2
3	M	42	3	58	3	3
4	M	44	4	40	2	4
5	M	56	2	62	2	2
6	M	49	4	64	2,3	2,3
7	M	49	2	52	2	2
8	M	44	2	46	2	2
9	M	70	2	66	2	2
10	M	61	1	54	2	1
1	F	30	2	26	2,4	2
2	F	28	2	24	2	2
3	F	24	1	24	2	1,2
4	F	34	2,4	40	2	2
5	F	26	2	24	2	2
6	F	22	1	24	1	1
7	F	19	4	22	2	2
8	F	28	2	26	2	2
9	F	28	2	23	2	2
10	F	24	2	26	2	2
11	F	27	3	28	3	3

Tamaño de Apertura	
1	1 3/8
2	1 7/8
3	2 3/8
4	2 7/8
5	3 3/8

TABLA 1. Apertura donde cada sujeto tuvo su máximo agarre. Nota: 1kg_f =9.81 [N]

En la tabla 1 se especifica en general con cual abertura obtuvo cada sujeto la máxima fuerza de agarre, también se muestra con cual abertura con y sin la utilización de guantes y el valor en kilogramo fuerza.

abertura	s/g	c/g
1	98	28.33
2	34.55	35.83
3	31.93	34.07
4	30.83	30.29
5	23.98	26.17

TABLA 2. Medida de cada abertura con o sin guante

Como se muestra en la Tabla 2 se confirma que el tamaño ideal de abertura para la etapa 2 es la de 1 7/8", ya que el pico más alto de la media con y sin guante se da en con la abertura dos.

Lo importante es ver un promedio de fuerzas máximas para saber cuánto es lo que se va a aplicar al agarrar una herramienta, aunque no es con las que se esta trabajando en esta tesis, sirve para que veamos con qué fuerza de agarre tiene una persona con o sin el guante en promedio y desviación estándar como se muestra a continuación.

PRUEBAS/KG.FUERZA	PROMEDIO	DESVIACION ESTANDAR
SIN GUANTE / MD	24.479	5.336
SIN GUANTE / MND	23.042	5.153
CON GUANTE / MD	25.417	5.156
CON GUANTE / MND	23.229	4.628

TABLA 3. Promedio y desviación estándar de la fuerza máxima de agarre [kg_f] obtenidos para la población femenina. MD: Mano Dominante MND: Mano No Dominante

PRUEBAS/KG.FUERZA	PROMEDIO	DESVIACION ESTANDAR
SIN GUANTE / MD	42.58	9.07
SIN GUANTE / MND	39.8	10.59
CON GUANTE / MD	44.29	8.84
CON GUANTE / MND	41.53	9.14

TABLA 4. Promedio y desviación estándar de la fuerza máxima de agarre [kg_f] obtenidos para la población masculina. (34)

3.5 Alternativas de solución

En la etapa de diseño conceptual, se estudian varias opciones para poder encontrar una que sea la apropiada para la realización de cada parte de la prótesis y así cumpla las necesidades del cliente, así como la ergonomía del dedo pulgar.

Ávila, Prado y González (2001), denominan la ergonomía como “Una nueva interdisciplinaria científica” de la cual, el objeto de estudio “Lo constituyen las relaciones hombre-objeto-entorno, cuyos objetivos están enfocados a la optimización de la eficiencia de la acción humana”.¹¹

3.5.1 Articulación

ARTICULACIÓN 1:

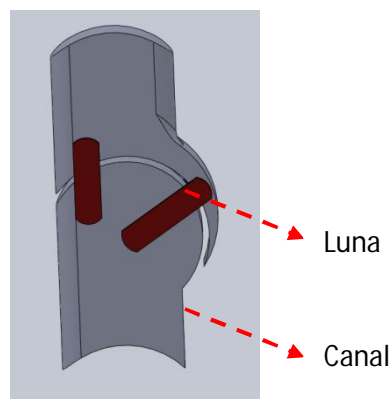


FIGURA 47. Primera articulación

¹¹ SHIGLEY, Joseph Edward y UICKER, Jr. John Joseph. Teoría de Máquinas y Mecanismos. México. McGraw-Hill. 1988. p.4

La figura 47 muestra una vista lateral de la primera configuración de la articulación interfalángica. La primera falange tiene un borde de luna para que pueda moverse sobre el canal de la segunda falange, y para realizar el regreso de la prótesis o la posición original, se tienen unos cuerpos elásticos que forman los ligamentos, y éstos facilitarán el movimiento entre falanges.

La parte de forma de luna que se puede observar, describe una trayectoria sobre la segunda, que sirve como canal para cuando al tomar un objeto éste tenga un cierto recorrido y así se pueda mover la primera falange hasta que se tenga sujetado el objeto, es decir, esta falange tendrá un movimiento de 90° pero no se puede asegurar que tenga mucha presión al sujetar el objeto, puede tomar la herramienta pero al momento de hacerla funcionar la sujeción real la tendrían los otros cuatro dedos de la mano.

ARTICULACIÓN 2.

TRINQUETE: elemento mecánico cuya función es impedir el giro de un mecanismo en un determinado sentido y favorecer al mismo tiempo el giro en sentido opuesto.¹²

Los trinquetes se pueden clasificar de la siguiente forma:

- **TRINQUETE IRREVERSIBLE:** está formado generalmente por una rueda con dientes inclinados o dientes de trinquete y una uñeta que se adapta a ellos por su propio peso o con ayuda de resortes. Impiden o impulsan el movimiento, si se trata respectivamente de trinquete de retención o de accionamiento. Este trinquete retiene o da el movimiento del mecanismo siempre en un mismo sentido.

¹² FERNÁNDEZ Fernández, Juan José. Manual del estudio de mecánica. CEAC, S.A. Barcelona. 2007. pp.83

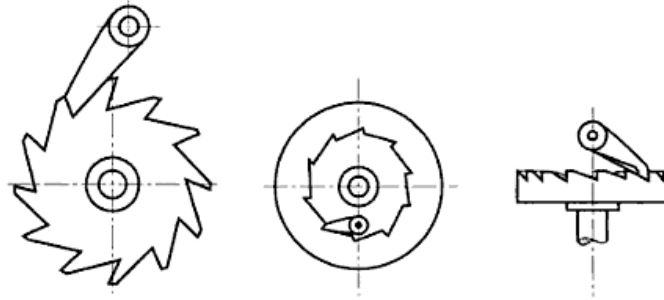


FIGURA 48. Diferentes formas de trinquete irreversible (21).

- **TRINQUETE REVERSIBLE:** puede dar o retener movimiento en ambos sentidos. En su forma constructiva, la diferencia radica en el perfil de los dientes, con el fin de facilitar la doble posición de la uñeta.

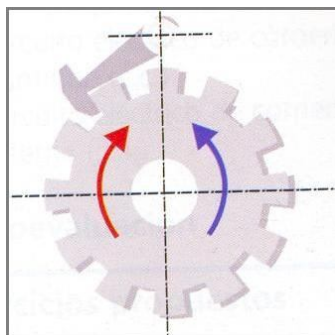


FIGURA 49. Trinquete reversible (33)

El uso de un trinquete irreversible en la prótesis será utilizado como articulación entre la primera y segunda falange, es decir, que esta parte sería seleccionada por el usuario para colocarlo en la posición de 45° para sujetar su herramienta, y tener más fuerza al momento de tomarla y trabajar con dicha herramienta.

3.5.2 Sistema de sujeción

SISTEMA DE SUJECIÓN 1:



FIGURA 50. Guante de sujeción

Este sistema de sujeción es una muñequera, tendrá mayor comodidad al usarlo ya que es más fácil que se adapte a la forma y tamaño de la mano. Por dentro lleva un arnés de fleje mecánico que está cubierto por una tela para que no lastime a la piel y el cual sujetará a la prótesis por la parte donde se encuentra el muñón. Este arnés se extiende por la sección palmar para que se pueda sujetar y tenga mejor facilidad de uso. La desventaja es que se dificulta la colocación de la muñequera.

SISTEMA DE SUJECIÓN 2:



FIGURA 51. Arnés del pulgar

Esta configuración de la figura 51, presenta un anillo que sujeta a la prótesis y de éste sale un par de arneses (se retoma la idea del sistema de sujeción 1) que recorren la sección palmar, estos arneses también son de fleje mecánico, la diferencia es que este arnés sale del anillo y se pretende que sean como pulseras y que el paciente se las coloque en la posición requerida para permitir el movimiento de la mano. El anillo estará hecho a la medida de la parte del muñón y se debe fabricar de un material que sea rígido y cómodo. Se prevé utilizar el guante de trabajo para que el arnés no llegue a atorarse con algún cuerpo.

3.5.3. Diseño de falanges

Es importante tener en cuenta el diseño de las falanges, ya que éstas tienen que ser ergonómicamente funcionales para poder cumplir los objetivos que se requieren, es decir, tomar objetos y cumpla con estética. El bosquejo empezó por la vista lateral de un pulgar, se utilizó el programa de CAD SolidWorks para hacer el bosquejo en computadora y obtener un diseño funcional.

El diseño del dedo se forma con planos y guías para ocupar herramientas que ofrece el SolidWorks para recubrir, coser, analizar el sólido que se está formando, en la figura 52 se puede observar el modelo preliminar que se usa como base para seguir detallándolo conforme a las necesidades que se tienen para poder realizar un movimiento interfalángico de 45°.



FIGURA 52 Bosquejo del pulgar

3.5.4. Perno y botón

Las características del botón que necesita cumplir, es que debe ser pequeño y que sirva de cuña para destrabar el funcionamiento del trinquete.

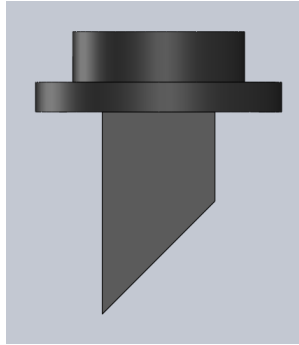


FIGURA 53 Bosquejo del botón

La parte de la cuña sería la parte inferior, y al pintarlo de negro podría funcionar como lunar y que no se vea tan mal estéticamente al tener un botón.

Por otro lado el perno, es una parte importante ya que será el eje donde se moverán la estrella del trinquete y la primera falange. Entonces, éste tiene que ser resistente y que facilite el movimiento, por el momento se ha diseñado.

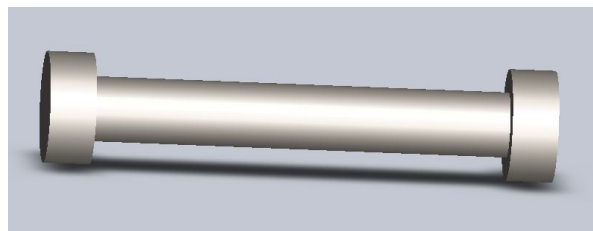


FIGURA 54 Bosquejo del perno.

3.6 Conclusiones del capítulo

El diseño conceptual es importante porque fija las bases de lo que puede llegar a ser el diseño, en este capítulo se plantea el problema y las necesidades del paciente con esta parte se puede decir que la prótesis va encaminada hacia la sujeción de herramientas y así tener información sobre el peso, la forma en que se toman dichos objetos.

También se puede observar que se dividió en subcapítulos las partes con las que se va a trabajar el dedo pulgar como: la articulación, sistema de sujeción, diseño de falanges, perno y botón así como sus debidos bosquejos o ideas que se tienen para el desarrollo de los componentes, no a grandes rasgos, pero sí lo que podría servir como línea de inspiración e investigación para el desarrollo de este proyecto. En el siguiente capítulo estas ideas se desarrollarán ampliamente.

CAPÍTULO 4

DISEÑO DE DETALLE

4.1 Desarrollo de diseño

Con base en lo que se ha plasmado en el CAD, se ha encontrado una opción que cumple con la parte estética y que cuenta con dos falanges como en un dedo normal; Se debe recordar que este diseño se ha pensado para la sujeción de las máquinas- herramientas descritas con anterioridad que regularmente opera el paciente.

El diseño a detalle es importante ya que se definen los componentes que integran todo el conjunto basándose en el diseño conceptual, teniendo en cuenta la mejora de la propuesta.

4.2 Articulación (Trinquete)

Debido a que el paciente sostendrá herramientas, se necesita un mecanismo que logre el movimiento interfalángico, se ha definido para dicha parte un sistema de trinquete irreversible (rueda dentada y uñeta), éste permite el movimiento siempre en el mismo sentido de giro, como se muestra en la figura 55.



FIGURA 55. Sistema de trinquete (33)

El paciente tomará la herramienta y presionará la primera falange de acuerdo con la herramienta seleccionada, haciendo que el trinquete se posicione en el diente de la rueda a 45° y bloquee el movimiento de la primera falange para evitar que se regrese, hasta que se accione el botón para liberar el trinquete. En la figura 56 se puede ver un corte lateral de lo que comprende el sistema del trinquete, al apretar el botón, la primera falange regresará a su posición original vertical. Existe un pequeño resorte helicoidal que servirá para que la uñeta del trinquete, no se quedé hasta abajo y empuje también el botón hacia arriba.

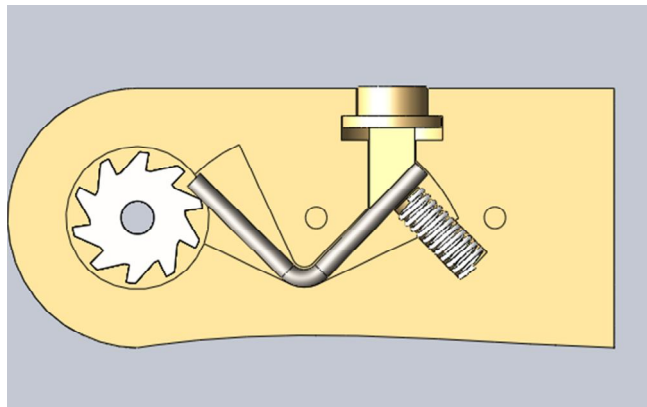


FIGURA 56. Mecanismo interfalángico

El material de la rueda dentada se menciona en el apartado 4.5 Estructura de falanges, ya que es el mismo material utilizado en dichas partes, por otro lado, las dimensiones son especificadas en el anexo.

La uñeta del trinquete (la que tiene forma de V), está fabricada en alambre de piano de espesor 1 [mm]. Y está identificado por su número ASTM A228 y SAE 1085 y la descripción de este material, es:

“Material muy tenaz de muy amplio uso en resortes de espiras pequeñas. Tiene la resistencia más elevada a la tensión y a la fatiga de todos los alambres de resorte. Rango de temperatura de 0°C a 120°C(250F)”.¹³

¹³ Norton, Robert. Diseño de Máquinas. Prentice Hall México. 2006 pp.338

A continuación se muestra la tabla 5 que contiene propiedades sobre el alambre de piano.

Material	Análisis Nominal	Tensión	Propiedades	Torsión	Propiedades	Max. Temp. Funcionamiento F	Max. Temp. Funcionamiento °C	Dureza Rockwell	Método de manufactura Principales usos
		Mínimo esfuerzo tensil	Módulo de Elasticidad E	Diseño de Tensión %Min	Módulo de Torsión G				
AST M A228	C 0.70-1.00% Min 0.20-0.50%	230-399 (1586-2751) psi x 10 ³ MPa	30 (207) psi x 10 ⁶ (MPa x 10 ³)	45	11.5 (79.3) psi x 10 ⁶ (MPa x 10 ³)	250	121	C41-60	Estirado en frío de alta resistencia y uniforme. Resortes de alta calidad y el alambre es adecuado para aplicaciones cíclicas

TABLA 5. Propiedades del alambre de piano (44)

Las dimensiones de la uñeta, se muestran en los planos en el anexo.

Por otro lado, la figura 57, muestra las características de un resorte helicoidal cilíndrico, que se utiliza en el mecanismo de articulación.

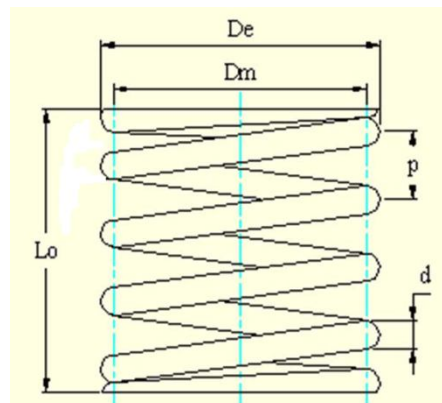


FIGURA 57. Características de resorte helicoidal. (42)

Sus características son:

De: diámetro exterior = 3 [mm]

Di: diámetro interno= 2.1 [mm]

Dm: diámetro medio: 1.05 [mm]

Lo: longitud libre = 9.5 [mm]

d: diámetro de alambre =.4 mm

p: paso = 1[mm]

Para encontrar la “k” constante del resorte, se tiene la siguiente fórmula de la ley de Hooke, donde se puede observar que “F” es proporcional a “x” y

“k” es la pendiente de la recta formada al trazar la gráfica de la fuerza en función del alargamiento del resorte, en forma física la constante del resorte indica si el resorte es blando o duro

$$F = kx$$

Donde:

F: Fuerza [N]

k: Constante del resorte [N/m]

x: desplazamiento = .002 [m] (ésta se obtuvo de colgar una masa de 116.7[g]) del resorte, se tiene $x = X_f - X_0$.

Para obtener k, se tiene:

$$m * g = k * (x_f - x_0)$$

Sustituyendo:

$$.1167 [kg] * 9.81 \left[\frac{m}{s^2} \right] = k * (.049 - .047[m])$$

$$1.14 [N] = k * .002[m]$$

Despejando:

$$k = \frac{1.14 [N]}{.002 [m]} = 570 \left[\frac{N}{m} \right] \text{ o } .57 \left[\frac{N}{mm} \right]$$

En conclusión con la constante del resorte, para mantener estirado 1cm de resorte, se necesita $0.57 \left[\frac{N}{mm} \right]$

También se puede obtener la medida de la curvatura de las espiras y está dada por:

$$C = \frac{Dm}{d} = \frac{1.5[mm]}{.4[mm]} = 3.75$$

La recomendación del rango de valores es de $4 \leq C \leq 12$ debido a que:

- $C < 4$ el resorte es difícil de fabricar.
- $C > 12$ el resorte es propenso a pandearse y enredarse

N = Número de espiras activas o efectivas, se encuentra según la forma de los extremos. En el caso de este resorte, se tienen extremos simples y esmerilados como se muestra en la figura 58 inciso b. Y para obtener este número de espiras, se obtiene por medio de la fórmula que se muestra en la tabla 6

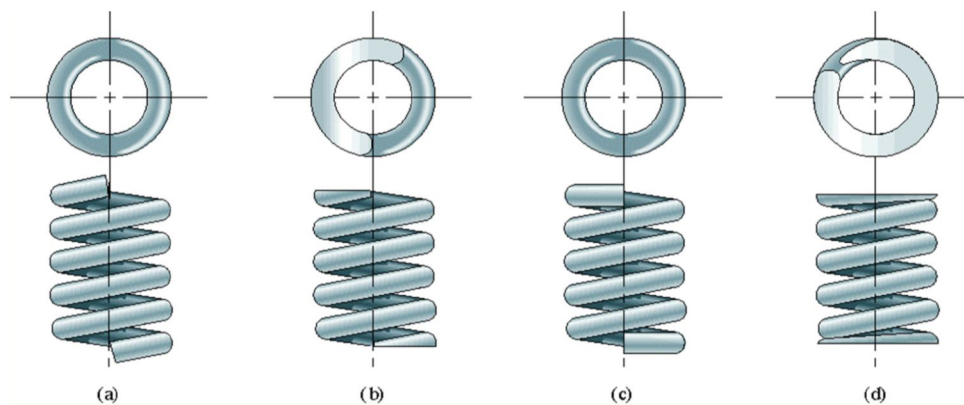


FIGURA 58. Tipos de terminaciones de resorte helicoidales. a) simple o sencillo. b) simple y esmerilado. c) cerrado o cuadrado. d) cerrado y esmerilado. (42)

Tipos de extremo o terminaciones del resorte	Número de espiras totales N_t	Longitud libre L_o	Longitud sólida L_s	Paso del resorte p
Simple o sencillo	N	$p * N + d$	$d * (N_t + 1)$	$\frac{L_o - d}{N}$
Simple y esmerilado	$N + 1$	$p * (N + 1)$	$d * (N_t)$	$\frac{L_o}{N + 1}$
Cerrado o escuadrado	$N + 2$	$p * N + 3 * d$	$d * (N_t + 1)$	$\frac{L_o - 3 * d}{N}$
Cerrado y esmerilado	$N + 2$	$p * N + 2 * d$	$d * N_t$	$(L_o - 2 * d) / N$

TABLA 6. Espiras activas, según la terminación (42)

$$N_a = N + 1 = 8 + 1 = 9 \text{ [espiras]}$$

En la figura 59, se puede observar el ángulo de paso, éste se obtiene al utilizar la fórmula:

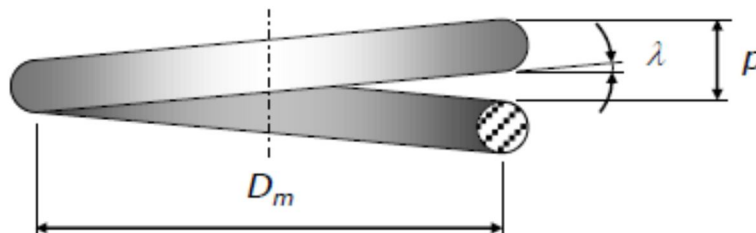


FIGURA 59. Ángulo de paso (42)

$$\lambda = \text{angtan} \left(\frac{p}{\pi * D_m} \right)$$

Sustituyendo:

$$\lambda = \text{angtan} \left(\frac{1}{\pi * 1.5} \right) = 11.98^\circ$$

Para encontrar el factor de seguridad se tiene que obtener la fuerza máxima permisible, donde A y m dependen del material del alambre, el cual se puede

obtener de la Tabla No.7 que son las constantes para la determinación de los esfuerzos últimos de tracción.

MATERIAL	NUMERO ASTM	CONSTANTE m	CONSTANTE A	
			(kpsi)	(Mpa)
Alambre para cuerda musical	A228	0.163	186	206
Alambre revenido en aceite	A229	0.193	146	161
Alambre estirado duro	A227	0.201	137	151
Alambre Cr-Va	A232	0.155	173	179
Alambre Cr - Si	A401	0.091	218	196

TABLA 7. Constantes para la determinación de esfuerzos últimos de tracción (42)

NOTA: 1Mpa =1 N/mm²

Entonces la fuerza máxima permisible, se encuentra:

$$F_{m.p} = \frac{A * d^{3-m}}{5.88 (Dm + .05d)}$$

Sustituyendo:

$$F_{m.p} = \frac{206 * .4^{3-.163}}{5.88 (1.5 + .05 * .4)} = 1.71 [N]$$

La fuerza máxima aplicada, se obtiene al usar la fórmula de la ley de Hooke

$$F_{m.a} = kx$$

Donde “k” fue obtenida con anterioridad y “x” se obtiene como la distancia máxima de compresión, del resorte y se obtuvo al comprimir el resorte, lo cual dio como resultado: 0.000171 [m]

$$F_{m.a} = 570 \left[\frac{N}{m} \right] * .00171 [m] = .975 [N]$$

Para encontrar el factor de seguridad, se tiene la siguiente fórmula:

$$n = \frac{F_{m.p}}{F_{m.a}} = \frac{1.71 [N]}{.975 [N]} = 1.75$$

$$n > 1 \therefore 1.75 > 1$$

Por lo que, el factor de seguridad debe ser mayor a uno para evitar fallas, en este caso los cálculos muestran que es correcto, pero no se debe olvidar que un valor del coeficiente de seguridad muy elevado a la unidad indica seguridad ante el fallo, mientras que un valor inferior a la unidad indica inseguridad o probabilidad elevada de que ocurra el fallo.

4.3 Resorte entre falanges

Se necesita además un segundo resorte de torsión entre las falanges, éste se posiciona en las caras internas de la primera y segunda falange, teniendo como eje al perno, esto ayudará a que el movimiento entre dichas falanges tenga un par de torsión y pueda regresar a la posición original a la primera falange, después de haber sido posicionada y querer soltar la herramienta. En la figura 60 se muestra un corte lateral de la segunda falange donde se puede apreciar con mejor detalle este resorte, la primera falange no aparece debido a que se empalma y no se podría ver.

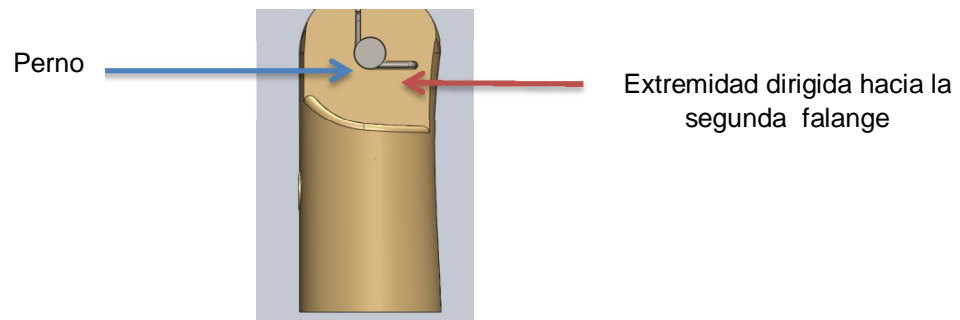


FIGURA 60. Resorte de falanges

Sus características, se pueden observar de la figura 61 que se muestra a continuación:

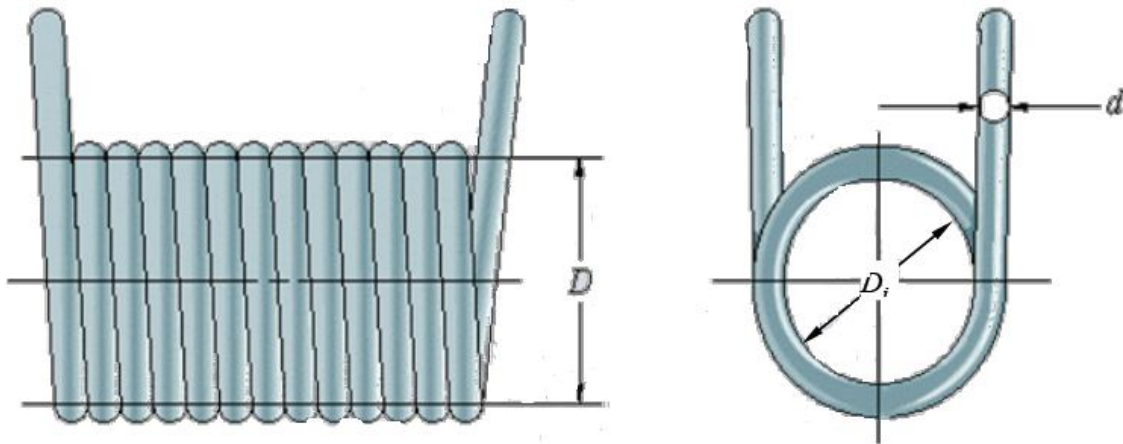


FIGURA 61. Características de resorte a torsión (42)

D: Diámetro Total= 5 [mm]

d: Diámetro del alambre= 0.9 [mm]

D_i : Diámetro interno = 3.4 [mm]

Se puede calcular:

El número de espiras activas en un resorte a torsión se obtiene sumando el número de espiras en el resorte N_b más los extremos rectos N_e

Para N_b las espiras son 2.5

Para N_e se tiene la siguiente fórmula:

$$N_e = \frac{L_1 + L_2}{3\pi D_i}$$

Sustituyendo:

$$N_e = \frac{14 + 14}{3\pi * 3.4} = 0.873$$

Entonces para las espiras activas:

$$N_a = N_b + N_e$$

Sustituyendo:

$$N_a = 2.5 + .873 = 3.373$$

Para calcular la “k” constante del resorte, se tiene la siguiente fórmula:

$$k = \frac{d^4 E}{3888 D N_a}$$

Sustituyendo:

$$k = \frac{.9^4 * 2.11 \times 10^{11}}{3888 * 5 * 3.373} = 2111.25 \left[\frac{Nm}{^\circ} \right]$$

NOTA: $30 \times 10^6 \text{ psi} = 2.11 \times 10^{11} \text{ Pa}$

Se puede calcular:

- Índice de curvatura:

$$C = \frac{D}{d} = \frac{5 \text{ [mm]}}{.9 \text{ [mm]}} = 5.5$$

- Constante de Wahl

$$K_c = \frac{C(4C \pm 1) - 1}{4C(C \pm 1)} = \frac{5.5(4 * 5.5 \pm 1) - 1}{4 * 5.5(5.5 \pm 1)} = 0.87$$

- Momento calculado:

En la figura 44 se encuentra una tabla de fuerzas de agarre de objetos y se puede apreciar en la primera columna hasta el final se muestra una figura sobre el dedo índice haciendo fuerza hacia el pulgar, entonces se tomará 50 N como fuerza

máxima y como mínima 10 N. Debido a que no se necesitará 120 N para accionar la primera falange.

$$M_1 = F_{MAX} * d = \frac{50 * 14}{1000} = .70[Nm]$$

$$M_2 = F_{MIN.} * d = \frac{10 * 14}{1000} = .14[Nm]$$

- Tensión máxima que alcanzaría el resorte con la pieza en equilibrio, con el momento calculado:

$$\sigma_{MAX1} = \frac{10.8 * M_1}{d^3} * Kc = \frac{10.8 * .70}{(.9 \times 10^{-3})^3} * .877 = 9094.81 \text{ kPa}$$

$$\sigma_{MAX2} = \frac{10.8 * M_1}{d^3} * Kc = \frac{10.8 * .14}{(.9 \times 10^{-3})^3} * .877 = 1818.96 \text{ kPa}$$

- Coeficiente de seguridad:

Re= límite elástico a tracción del material, para el material ASTM A228 es de 2750 kPa

$$S_1 = \frac{Re}{\sigma_{MAX1}} = \frac{2750}{9094.81} = 0.30$$

$$S_2 = \frac{Re}{\sigma_{MAX2}} = \frac{2750}{1818.96} = 1.5$$

$$0.30 < S < 1.5$$

Como se había mencionado anteriormente, el coeficiente de seguridad debe ser mayor a uno para evitar fallas, en este caso los cálculos muestran que para una fuerza de 50 N o mayor el resorte tenderá a fallar, mientras que con menos fuerza, como 10 N, el resorte trabajará mejor.

4.4 Sistema de sujeción

En la falange inferior se ha diseñado con una concavidad que permita que la prótesis asiente sobre el muñón del paciente, como se muestra en la figura 62.



FIGURA 62. Vista inferior. Espacio para el muñón, en SolidWorks

En la pieza física, se realizó un espacio para el muñón, con una pequeña punta del mototool para darle un mejor acabado, la profundidad necesaria (2 [mm] hacia adentro), y no dejar bordes con excedente de materia que llegaran a lastimar la parte del muñón.



FIGURA 63. Vista inferior. Espacio para el muñón, en pieza física

Se ha diseñado, para la sujeción de la prótesis a la mano, un guante de silicón, que tiene el tamaño de la palma de la mano. Con ayuda del programa SolidWorks

se simuló esta parte del guante (color verde) mostrado en la figura 64, para calcular sus propiedades físicas como el volumen, esto se requiere para la mezcla del silicón y catalizador para hacer la pieza físicamente.

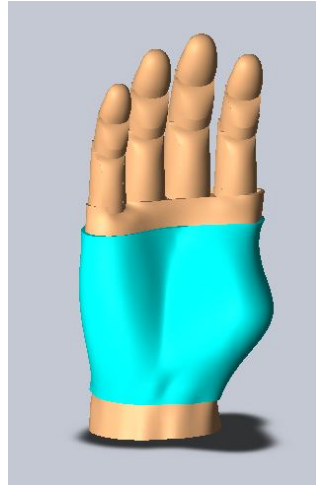


FIGURA 64. Guante de silicón

El silicón por utilizar se llama: Caucho de Silicón P85 POLISIL de POLFIFORMAS, para formar el guante de dicho silicón se sabe que tienen como propiedades el $\rho_{\text{silicón}}: 1.1[\text{g}/\text{cm}^3]$ y de la tabla No. 5 se obtiene el $v_{\text{guante}}= 47.36 [\text{cm}^3]$

De la fórmula, podemos saber la masa que se ocupará en la fabricación del guante, ya que partiendo de la fórmula:

$$\rho = \frac{m}{v}$$

Con estos datos se puede calcular la masa quedando:

$$\begin{aligned} m_{\text{fabricación}} &= \rho_{\text{silicón}} * v_{\text{guante}} \\ m_{\text{fabricación}} &= 1.1 \left[\frac{\text{g}}{\text{cm}^3} \right] * 47.36 [\text{cm}^3] \\ m_{\text{fabricación}} &= 52.09[\text{g}] \end{aligned}$$

Entonces se ocuparán 52.09 [g] de caucho de silicón y para saber la cantidad de catalizador por ocupar, es el 5% de la masa a utilizar. Esto es 2.6 [g] de catalizador.

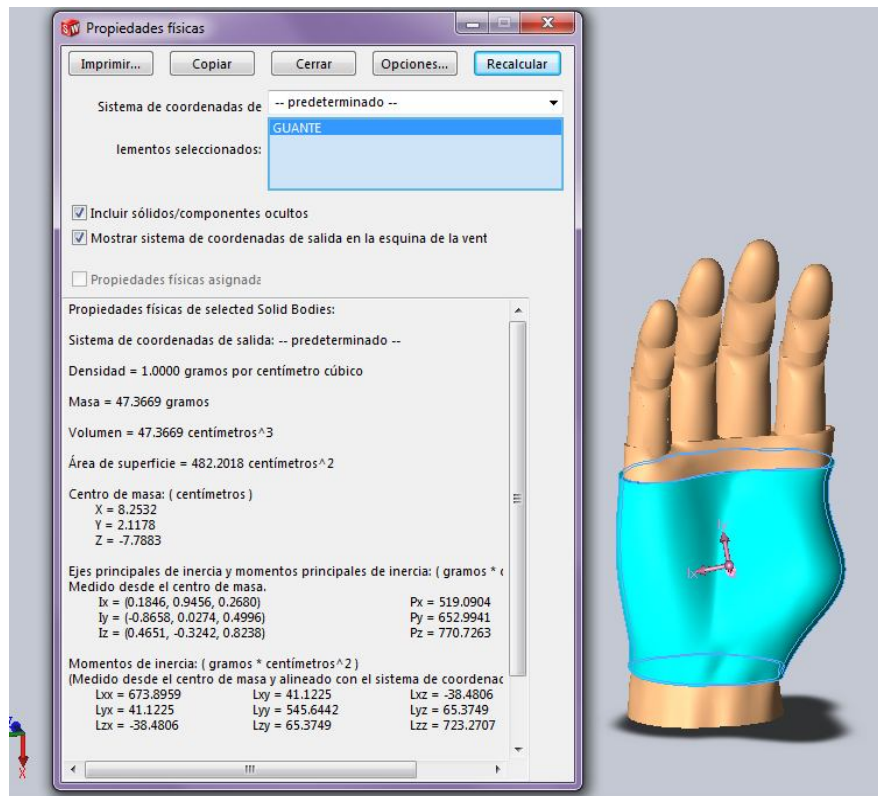


TABLA 8. Propiedades físicas del guante de silicón (SolidWorks)

Obteniendo estos datos, se procede a ponerlo sobre la parte que se requiere, en este caso se tiene una mano de yeso del paciente sobre la cual se ha ido trabajando.

Primero se limpia la superficie, luego se pone una capa de vaselina (pomada) que va a servir como desmoldante. Se coloca con una espátula el silicón (previamente mezclado con el catalizador), se cubre la superficie que se necesita como la figura 64. Para que el silicón tome una forma como guante de plástico se colocan pedazos de gasa hechos a la forma que se necesita, se deja secar un poco y a continuación se pone otra capa de silicón hasta llegar al espesor de 1 mm, en la penúltima y última capa se tiene que tener cuidado de dejar un buen acabado, ya

que esa será la vista que se tenga del guante. Se deja secar aproximadamente 1 día y se desmonta con un destornillador.

El perímetro del guante se deja un poco más largo de la forma que se necesita para que se pueda recortar al tamaño y ajuste a la mano del paciente. El sistema de sujeción termina cuando se cose otro guante de la medida del paciente, para que cubra y refuerce el guante de silicón y éste no se mueva tanto. Se ha sugerido al paciente antes de colocar el guante colocar una capa delgada de talco en la parte del muñón, esto para evitar irritaciones con el caucho de silicón.



FIGURA 65. Guante de silicón con prótesis



FIGURA 66. Guante de silicón y guante a la medida del paciente

4.5. Estructura de falanges.

PRIMERA FALANGE: esta parte del pulpejo, se hizo de forma tal, que se pareciera al dedo normal pero también tiene que cumplir la función de prensión, es decir, que al tomar el objeto no se resbale de la mano. A continuación se muestra una figura de esta falange realizada en el programa de CAD SolidWorks

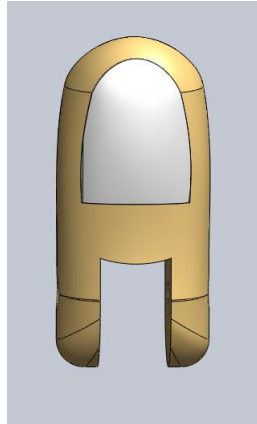


FIGURA 67. Vista frontal de la primera falange.

Debido a que en la prueba de la prótesis, se observó que esta falange estaba diseñada más grande, decidí cortar al tamaño del paciente y generar una uña con puntas de mototool, que se pareciera lo más posible a su dedo pulgar izquierdo. Esto no quiere decir que mi diseño en CAD lo esté descartando, pero si se piensa en estética para este único paciente, se vería mejor que la uña se pareciera a su otro dedo pulgar, sin embargo, si se piensa en fabricación masiva mi propuesta de diseño es favorable debido a que el diseño de la uña se ve agradable a la vista.



FIGURA 68. Prueba de prótesis con dedo pulgar izquierdo.

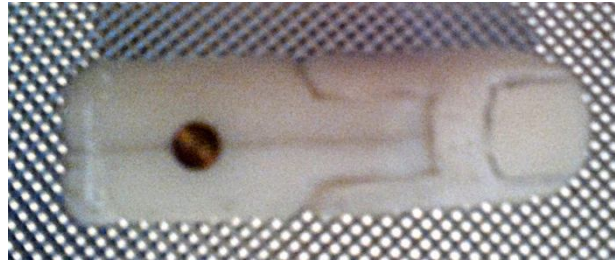


FIGURA 69 Primera falange modificada

Los planos de fabricación se muestran en el anexo.

SEGUNDA FALANGE: esta parte se localiza en la parte inferior, es decir, en la base; ésta va colocada en la parte del muñón y está dividida en 2 para que el mecanismo esté por la parte de adentro, y es la que lleva el lunar (botón) que sirve para destrabar el mecanismo y regrese la primera falange a su posición original. Esta parte también es importante porque también se le coloca caucho de silicón, para que el guante y esta falange estén unidas.

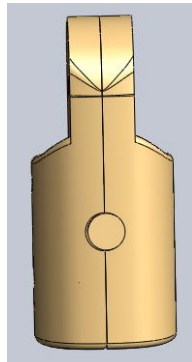


FIGURA 70. Vista frontal de la segunda falange.

El material con el que se trabajaron las dos falanges es plástico ABS blanco, el cual deriva de tres monómeros para su producción, entre ellos: acrilonitrilo, butadieno y estireno.

La fabricación de la rueda dentada y las dos falanges, están hechas en material ABS, polímero termoplástico del grupo de copolímeros y aleaciones, sus siglas en inglés Acrylonitrile Butadiene Styre o en español Acrilonitrilo Butadieno Estireno, gracias a la sinergia de estos tres componentes dan como resultado un plástico con mejores propiedades, en ingeniería es muy usado, debido a que sus

propiedades presentan buena resistencia al impacto y resistencia a la tensión, además de ser liviano. A continuación se muestran algunas de sus propiedades.

Resistencia a la abrasión	Alta
Permeabilidad	Todos los grados son considerados impermeables al agua, pero ligeramente permeables al vapor.
Propiedades relativas a la fricción	No los degradan los aceites son recomendables para cojinetes sometidos a cargas y velocidades moderadas
Estabilidad dimensional	Es una de las características más sobresalientes, lo que permite emplearla en partes de tolerancia dimensional cerrada. La baja capacidad de absorción de la resina y su resistencia a los fluidos fríos, contribuyen a su estabilidad dimensional
Pigmentación	La mayoría de estas resinas, están disponibles en colores estándar sobre pedido, se pueden pigmentar aunque requieren equipo especial.
Facilidad de unión	Se unen fácilmente entre sí y con materiales plásticos de otros grupos mediante cementos y adhesivos
Cap. de absorción	Baja
Propiedades ambientales	La exposición prolongada al sol produce una capa delgada quebradiza, causando un cambio de color y reduciendo el brillo de la superficie y la resistencia a la flexión. La pigmentación en negro provee mayor resistencia a la intemperie

Resistencia química	Generalmente buena aunque depende del grado de la resina, de la concentración química, temperatura y esfuerzos sobre las partes. En general no son afectadas por el agua, sales inorgánicas, álcalis y por muchos ácidos. Son solubles en ésteres, acetona, aldehídos y en algunos hidrocarburos clorados
Formado	Se adaptan bien a las operaciones secundarias de formado. Cuando se calientan, los perfiles extruidos, se pueden doblar y estampar.
Facilidad de maquinado	Sus características son similares a las de los metales no ferrosos, se pueden barrenar, fresar, torneear, aserrar y troquelar
Acabados superficiales	Pueden ser acabados mediante metalizado al vacío y electro-plateado
Resistencia a la fatiga	Se presenta para cargas cíclicas o permanentes mayores a 0.7 kg mm ²
Recocida	Se mantiene 5° C arriba de la Temp. de distorsión durante 2 a 4 h.

TABLA 9. Propiedades cualitativas del ABS (36)

Propiedades	Método ASTM	Unidad	Grados de ABS			
			Alto impacto	Impacto medio	Bajo Impacto	Resistente al calor
Mecánicas a 23°C						
Resistencia al impacto, prueba Izod	D2546	J / m	375-640	215-375	105-215	105-320
Resistencia a la tensión	D638	Kg / mm ²	3,3 – 4,2	4,2-4,9	4,2-5,3	4,2-5,3
elongación	D638	%	15-70	10-50	05-30	05-20
Módulo de tensión	D638		173-214	214-255	214-265	214-265
Dureza	D785	HRC(Rockwell)	88-90	95-105	105-110	105-110
Peso específico	D792		1,02-1,04	1,04-1,05	1,05-1,07	1,04-1,06
Térmicas						
Coefficiente de expansión térmica	D696	X 10 ⁵ cm / cm* °C	9,5-11,0	7,0-8,8	7,0-8,2	6,5-9,3

Distorsión por calor	D648	°C a 18,4 Kg /cm ²	93-99	96-102	96-104	102-112
-----------------------------	------	-------------------------------	-------	--------	--------	---------

TABLA 10. Propiedades Cuantitativas (36)

Algunas de sus aplicaciones son en: automóviles, carcasas de aparatos eléctricos como: televisiones, aspiradoras, licuadoras, secadoras de cabello, hasta juguetes como los de LEGO. Entonces por sus características es una buena opción para la fabricación de las falanges y para este proyecto de tesis hacer el trinquete de este material, ya que cualquier detalle se puede trabajar con máquinas herramientas de uso común, como: torno, fresadora, y mototool. De todas maneras, se tiene que tener precaución al estar en presencia de abrasivos y factores que produzcan riesgo.

4.6. Perno y botón.

Como se apreció desde el desarrollo del trinquete, el botón quedó como en el diseño conceptual, sólo se ha redimensionado para que pueda cumplir bien su objetivo de destrabar el trinquete y deslizar bien en las cajas que tienen las dos partes de la falange inferior. Pintarlo de negro no será la última solución para que parezca un lunar, ya que con silicón se cubrirá esta parte para formar una especie de cúpula y que estéticamente parezca un lunar.

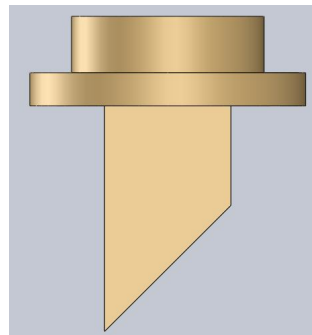


FIGURA 71. Botón

Al momento de estar fabricando el perno mencionado en el capítulo anterior, se rediseñó ya que no cumplía sus objetivos, aparte que la forma en que tiene las

dos cabezas al extremo impide su ensamblaje, por lo que, al darme cuenta que no sólo se mueven juntos la estrella del trinquete y la primer falange, sino que también esta falange tiene que regresar a su posición original por medio del segundo resorte que ya se ha mencionado, se diseñó una parte cuadrada donde entra la estrella del trinquete para que se mueva junto con la primera falange y la parte redonda es para que estas dos partes también se muevan con el resorte entre falanges y permitan así el regreso de ésta su posición vertical, además que debido a su forma es más fácil de ensamblar con los demás componentes que conforman la prótesis.

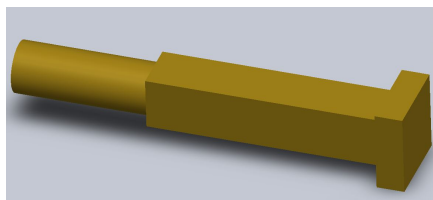


FIGURA 72.Perno

Estas dos piezas están fabricadas en latón, debido a que sus características presentan mayor accesibilidad en cuanto a la manufactura y resistencia al desgaste. A continuación se enumeran algunas de sus propiedades.

MATERIAL	DENSIDAD Kg/m ³	Módulo de Elasticidad [GPa]	Resistencia a fluencia [MPa]	Resistencia a la rotura [Mpa]	Ductibilidad %alarg. En 2 pulgadas	Coefficiente de Poisson	Conduct. Térmica [W/m-°C]	Coef. De Dilatación (°C) ⁻¹ 10 ⁻⁶
Latón	8530	110	75	303	68	0.35	120	20

TABLA 11. Propiedades del latón (45)

Además, se debe tener en cuenta que:¹⁴

1. Es un material fácilmente moldeable con una temperatura de fusión inferior a la del hierro, los aceros, bronce y cobre puro. El latón funde alrededor de 980°C

¹⁴ <http://www.barradelaton.com/> Consultada 19-Julio-2012

2. Se puede fundir y colar piezas de latón en moldes de arena, con moldes metálicos, por gravedad o con máquinas inyectoras a presión. También a la cera perdida para obtener piezas de geometría compleja.
3. Buena resistencia a la corrosión
4. Excelentes propiedades a la soldadura.
5. Excelente maquinabilidad.
6. Metal reciclable, sus residuos se seleccionan fácilmente y se puede volver a fundir.
7. No se altera a temperaturas de -100 y 200°C , ni se degrada con la luz
8. Buena resistencia al desgaste y utilizable en las fabricaciones de cojinetes, piñones.

Para que el perno no salga de su lugar, se colocó un anillo de retención externo en forma de E

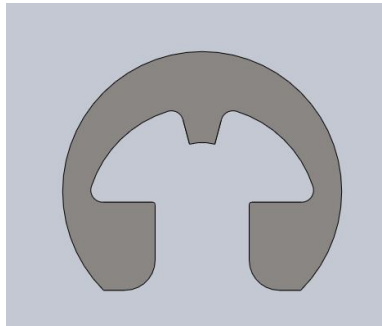


FIGURA 73. Anillo de retención externo en forma de E

Estos anillos también son conocidos como anillo de mordaza y se insertan en ranuras de los ejes cilíndricos, encajándose a presión en el lugar que va a ser posicionado, como se muestra en la figura 74 .

El que se ocupó para este eje, permite la rotación pero impide el movimiento lateral, es decir, que el perno no salga del eje, este tipo de anillos se venden en tlapalerías, así que esto facilita que la pieza este al alcance del paciente por si se llega a perder. Las medidas se muestran en el siguiente capítulo.

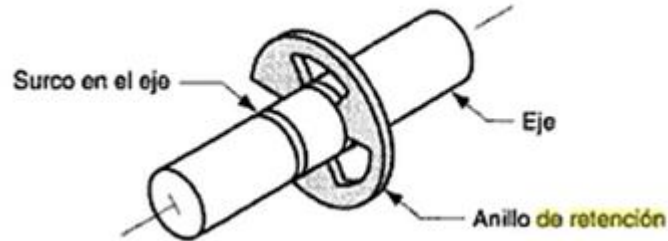


FIGURA 74.Colocación del seguro en E (24)

Entre las ventajas para el ensamblaje de dicho seguro, se encuentran:¹⁵

1. Autoalineación para las partes que lo conforman.
2. No se necesitan herramientas especiales.
3. El ensamble es fácil de colocarse.

4.7. Protocolo de colocación de la prótesis.

A continuación se enumeran los pasos a seguir para que el paciente, se coloque la prótesis.

1. Tener las manos limpias.
2. Poner talco en la palma, en la parte posterior de la mano y en el muñón. Para evitar que el guante de silicón, provoque alguna reacción como comezón.
3. Abrir el guante e introducirlo por los dedos, hasta llegar a la parte en que la prótesis de dedo pulgar esté posicionada sobre el muñón.

¹⁵ P. GROOVER, Mikell. Fundamentos de Manufactura Moderna. Prentice Hall. México, 1997. pp801

4. Asegurar que el guante de silicón esté bien acomodado por dentro, en caso de no estarlo, acomodarlo con ayuda de algún otro dedo de la mano izquierda.
5. Abrochar el guante con la tira de velcro a la mano.
6. Sujetar la herramienta a utilizar.
7. Colocar la falange en posición de 45°.
8. Utilizar la herramienta.
9. Al término de usarla, se debe pinchar el botón para que la falange regrese a su posición original.

4.8 Conclusiones del capítulo

El estudio detallado de cada componente, así como las pruebas y tipo de materiales con el que se fabricó se establecen en este capítulo. Es importante describir paso a paso los elementos que se tomaron en cuenta para el diseño, y para esta parte, el diseño conceptual aporta toda esa información que se necesita para poder ir de lo general a lo particular en el proceso de cada elemento a fabricar.

También se desarrolló un protocolo donde el paciente o usuario debe seguir para la colocación del guante y evitar situaciones de daño o deterioro.

CAPÍTULO 5

CONCLUSIONES Y TRABAJO A FUTURO

5.1 Conclusiones

El proyecto desarrollado en esta tesis cumple con los objetivos planteados anteriormente, puedo concluir que hay elementos a mejorar, que se mencionan en trabajo a futuro pero para cubrir la necesidad primaria de tomar una herramienta lo puede hacer, ya que el mecanismo diseñado puede describir un movimiento interfalángico usando el trinquete.

En la parte estética, cumple con ser parecido a su dedo normal, hay que agregar detalles y tener cuidado con las medidas del paciente, ya que un problema que tuve fue que lo que yo iba diseñando según las medidas encontradas en libros acerca del pulgar, se pasaron por dos centímetros la primer falange por lo que hubo que hacer ajustes, entonces hay que tener en cuenta y a la par lo que se encuentra en libros y la anatomía de la persona con la que se trabaje.

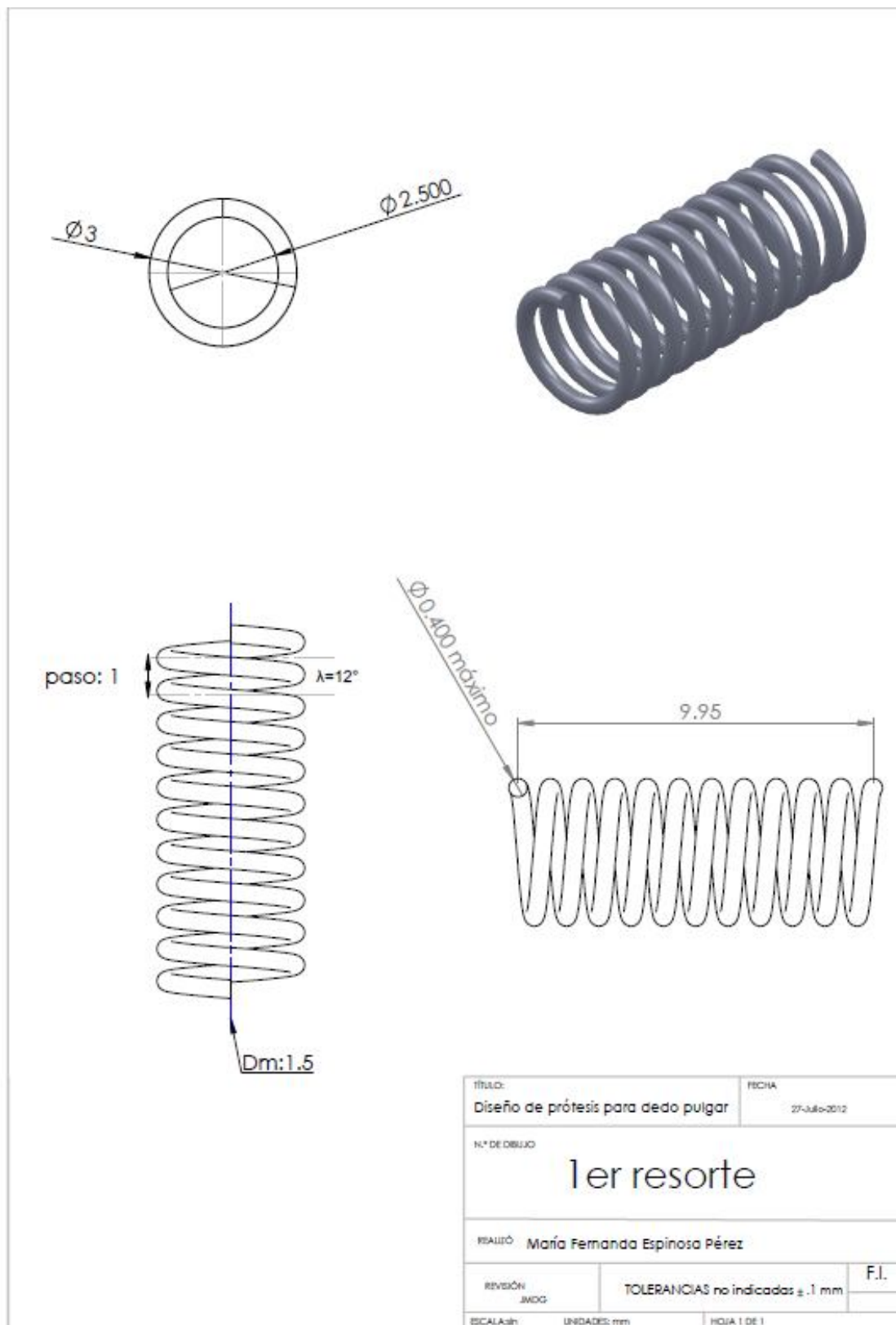
Considero que éste proyecto de tesis es importante para seguir con trabajos especializados de prótesis, como primer pieza desarrollada en cuanto a diseño y manufactura se tiene una base que permite pensar en un futuro cuando tenga más estudios sobre biomédicas pueda mejorar la calidad de ésta y también no se debe olvidar que es importante ya que, cuenta con movimiento que simula la articulación interfalángica y así la primera falange describe una trayectoria de 0 a 45° lo que da un gran avance en cuanto a la sujeción de objetos y en este caso en particular al paciente con el que se trabajó para ayudarle a realizar sus tareas cotidianas laborales como la sujeción de herramientas.

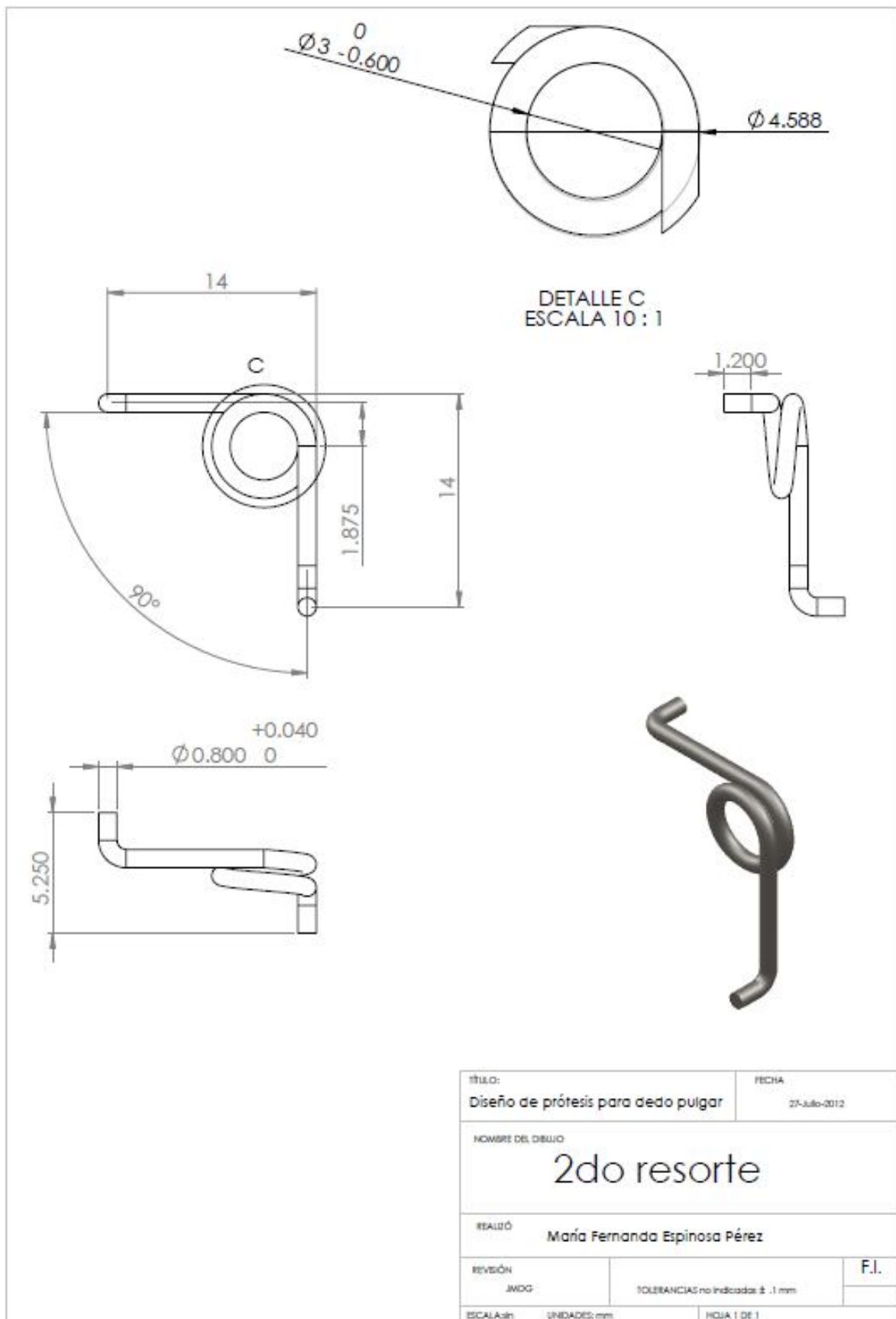
5.2 Trabajo a futuro

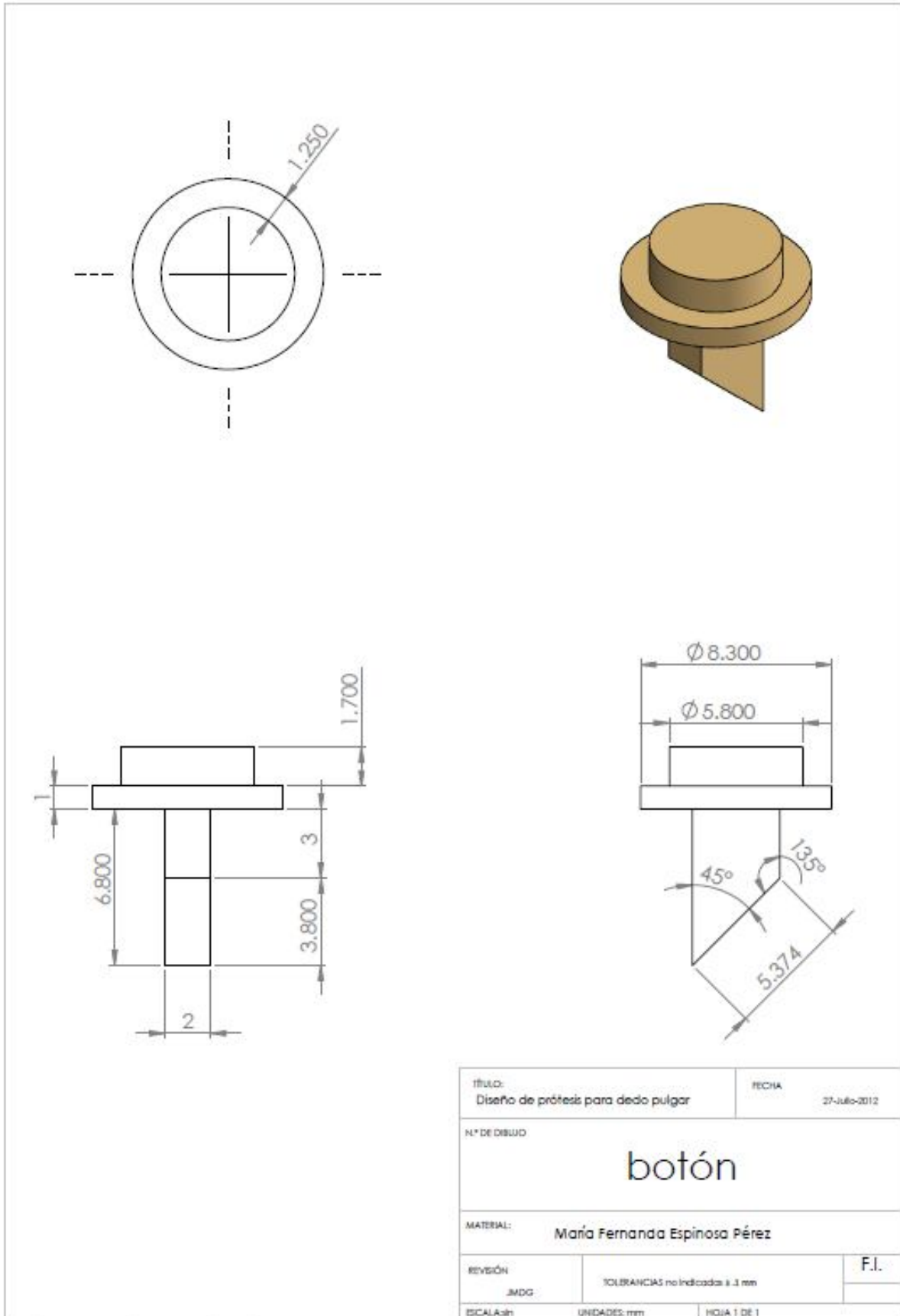
A continuación se enumeran algunas de las cosas que se pueden trabajar a futuro:

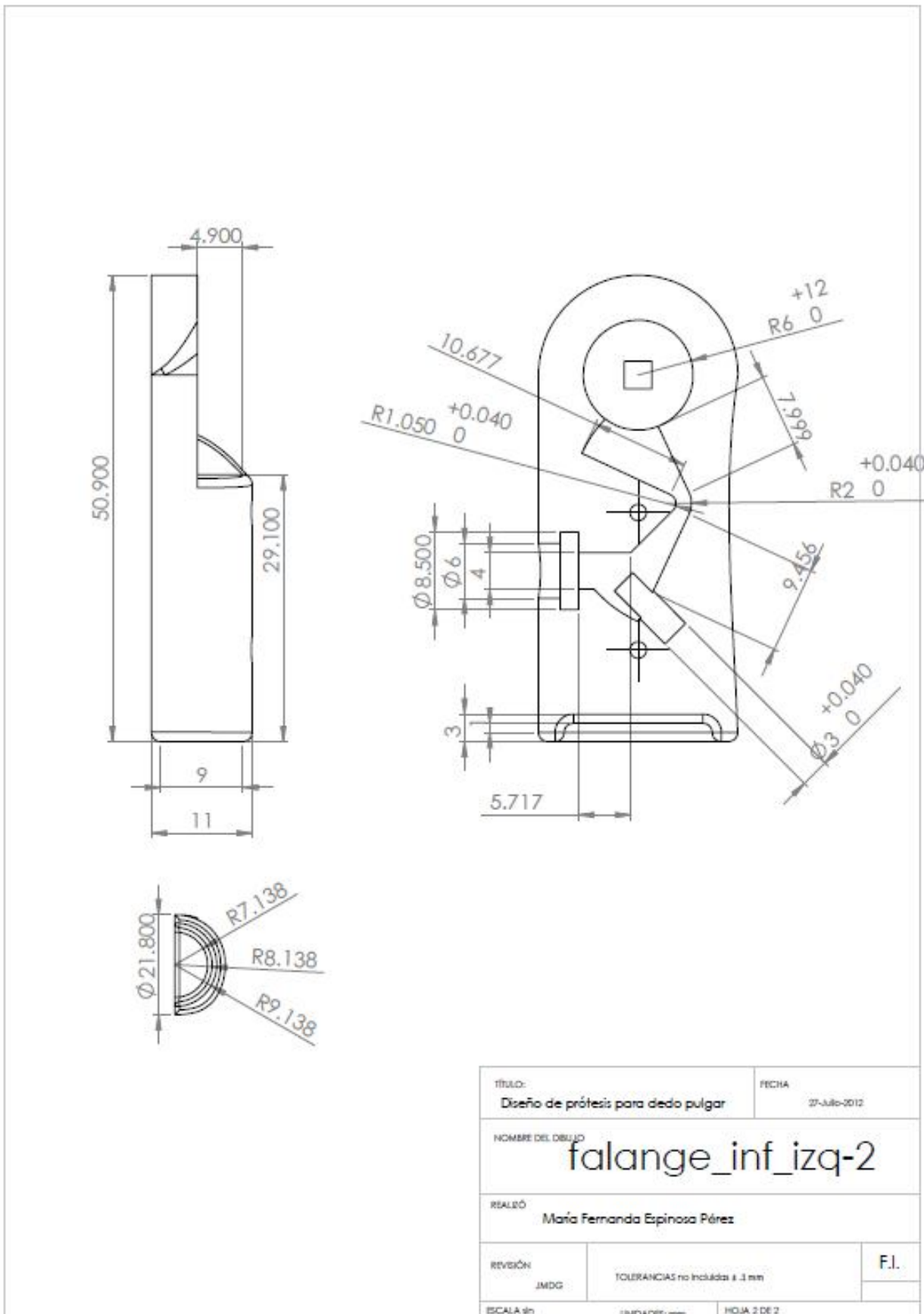
1. Se podrían ocupar menos elementos como el resorte helicoidal cilíndrico si se sigue bajo el mismo principio del trinquete, pero ubicado en otra posición, como en la parte inferior de la segunda falange.
2. Reconfigurando el lugar del trinquete, podría llegar a tener más posiciones al bajar la primera falange.
3. Mejorar el sistema de anclaje, es decir el de sujeción, para que pueda ser más flexible en lugar de dos guantes pueda sólo tener uno y que sea ergonómico y fuerte para obtener una sujeción que no sea tan invasiva.
4. Buscar un recubrimiento de plástico líquido para darle un acabado en forma de piel a las falanges de la prótesis, para que se vea más estético y se pueda pintar del color de piel de la persona, dándole un mejor acabado como las prótesis estética- pasivas.
5. Realizar pruebas de presión ejercida máxima, capacidad de carga, ángulos de desplazamiento.

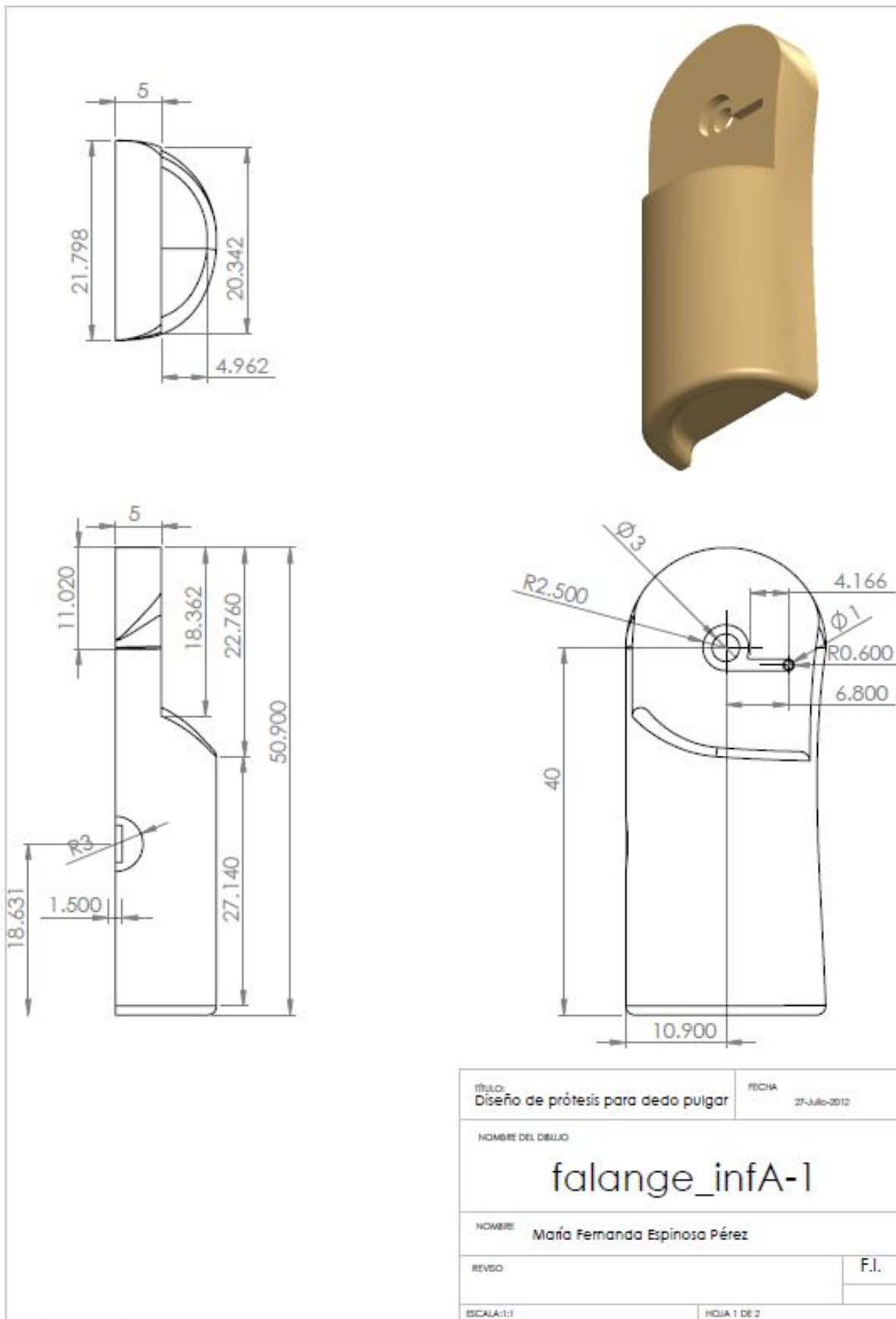
ANEXO

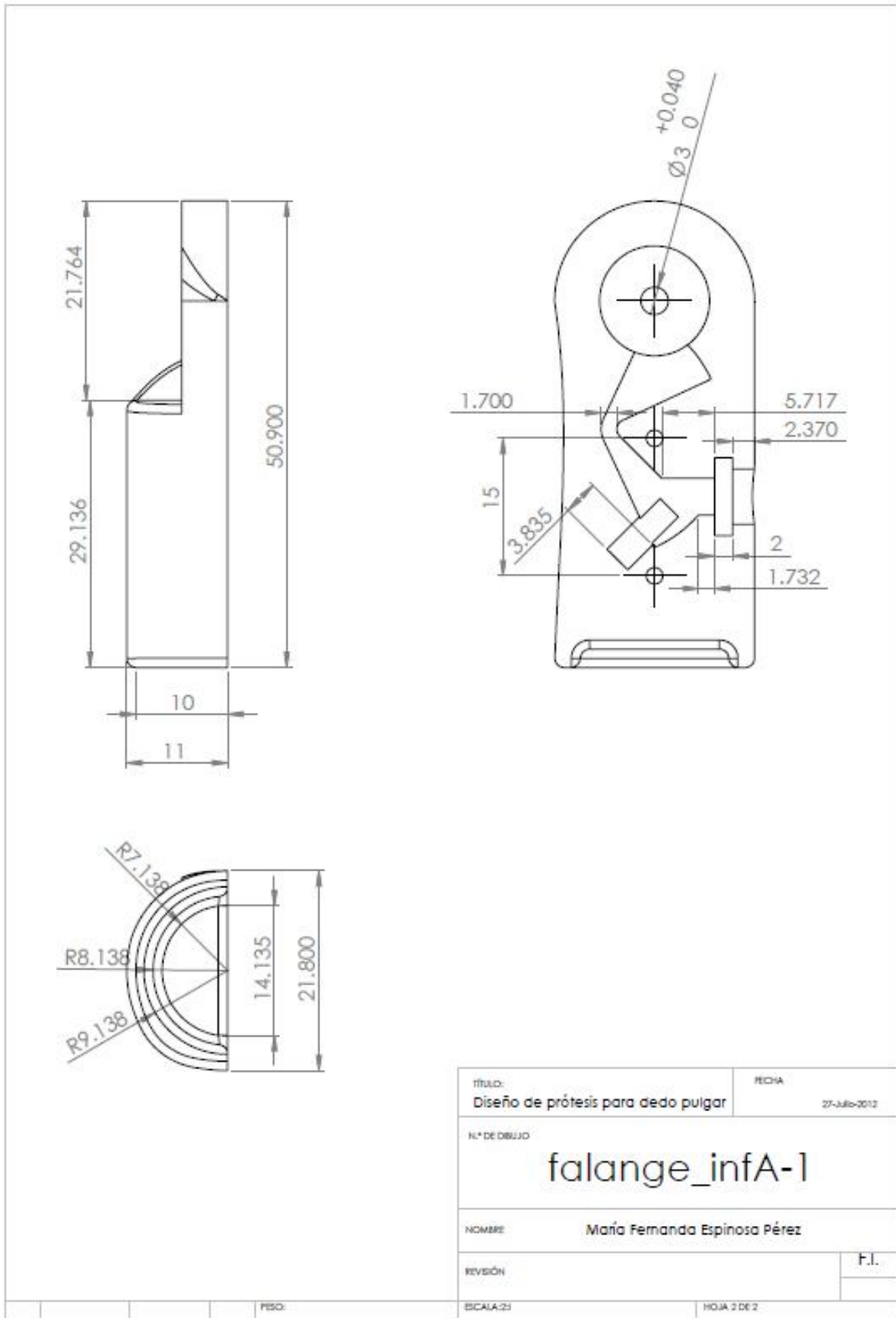


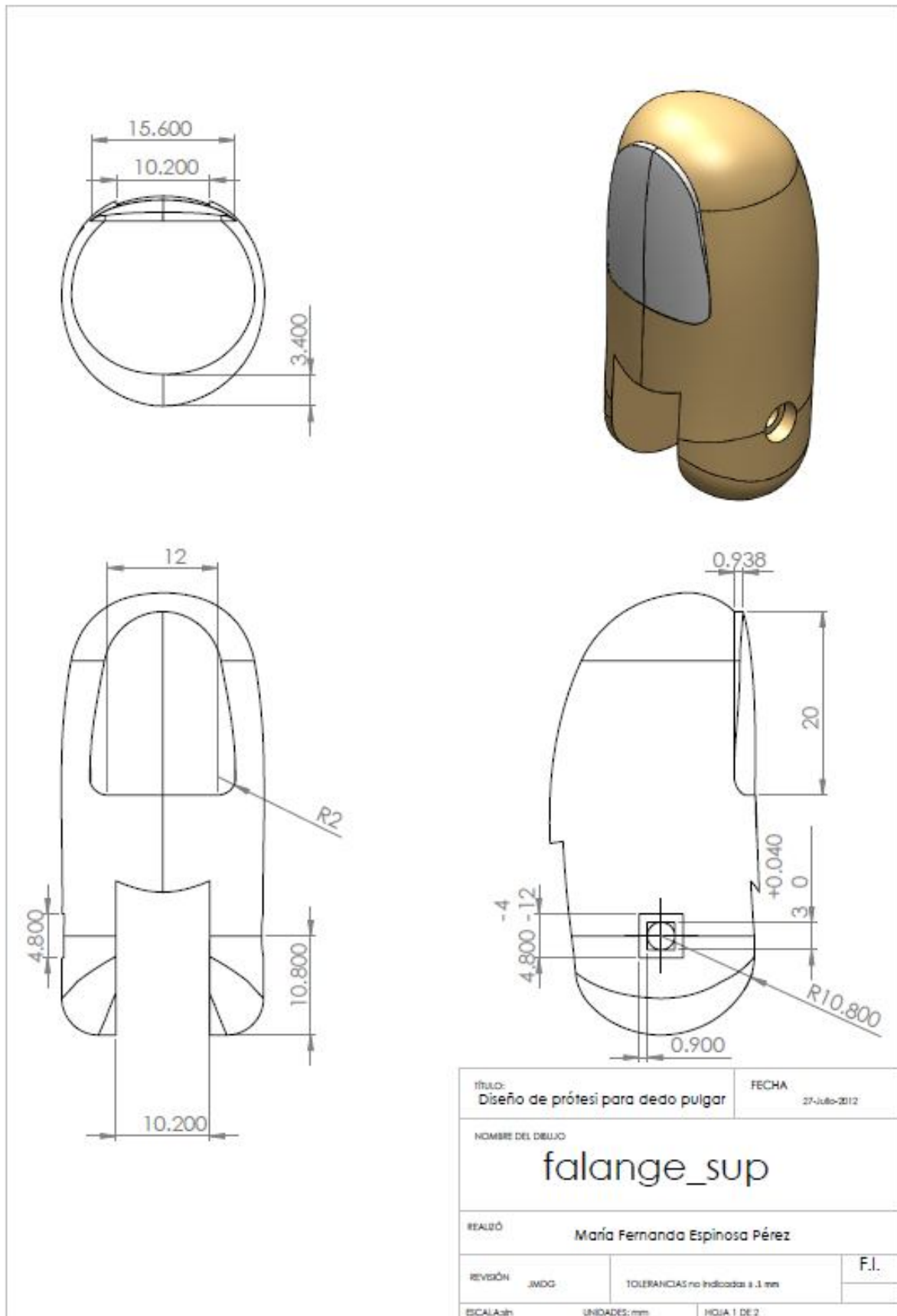


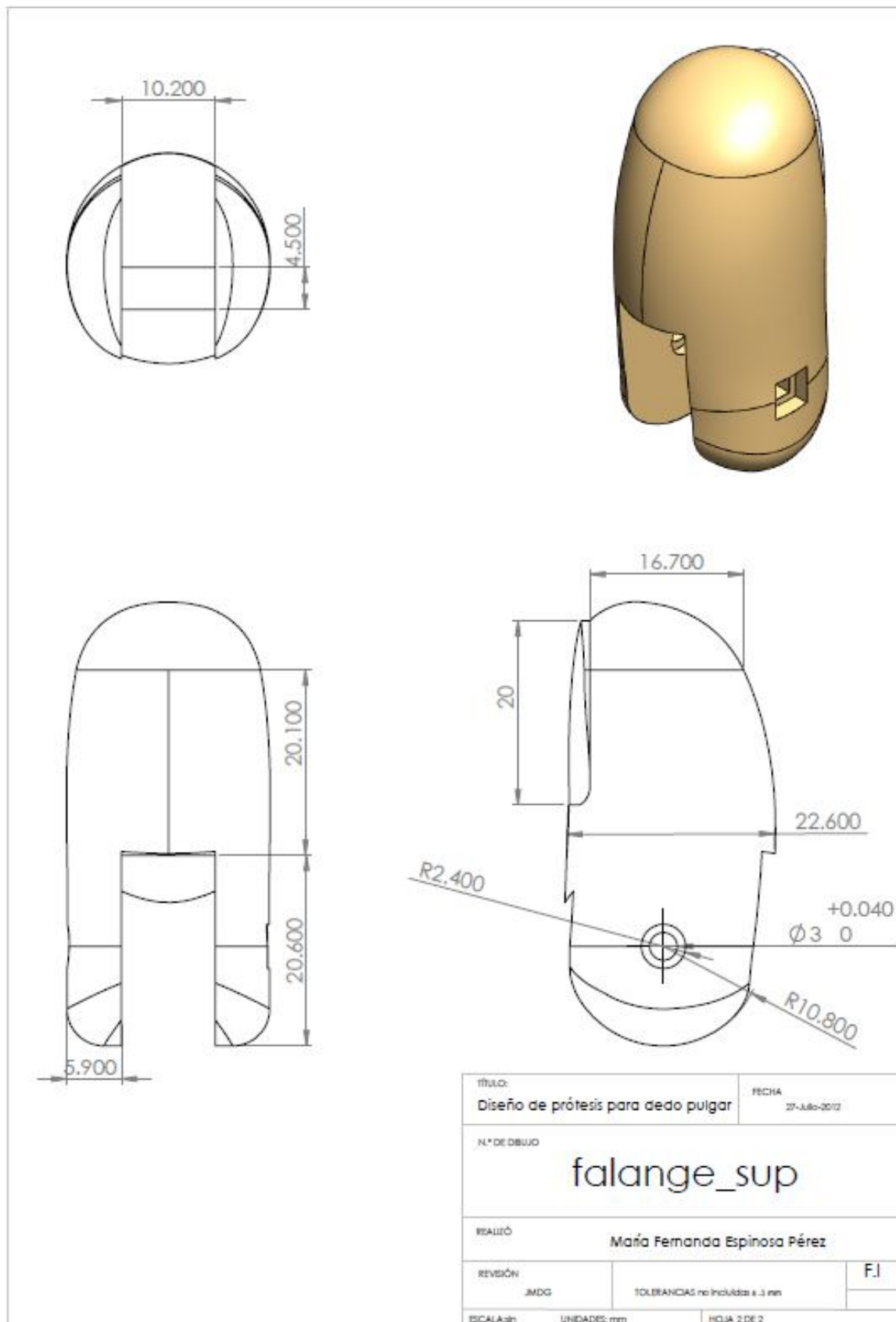


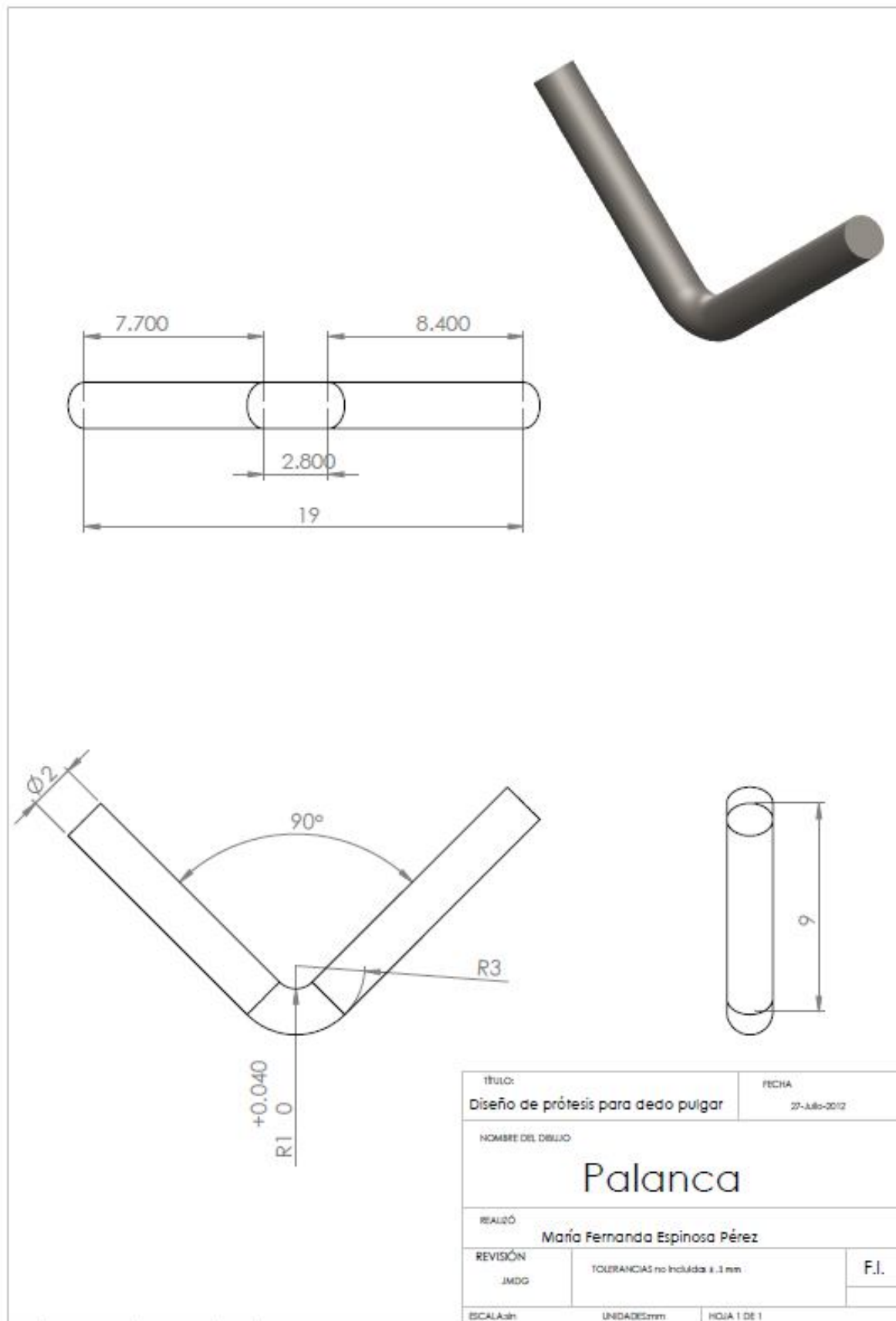


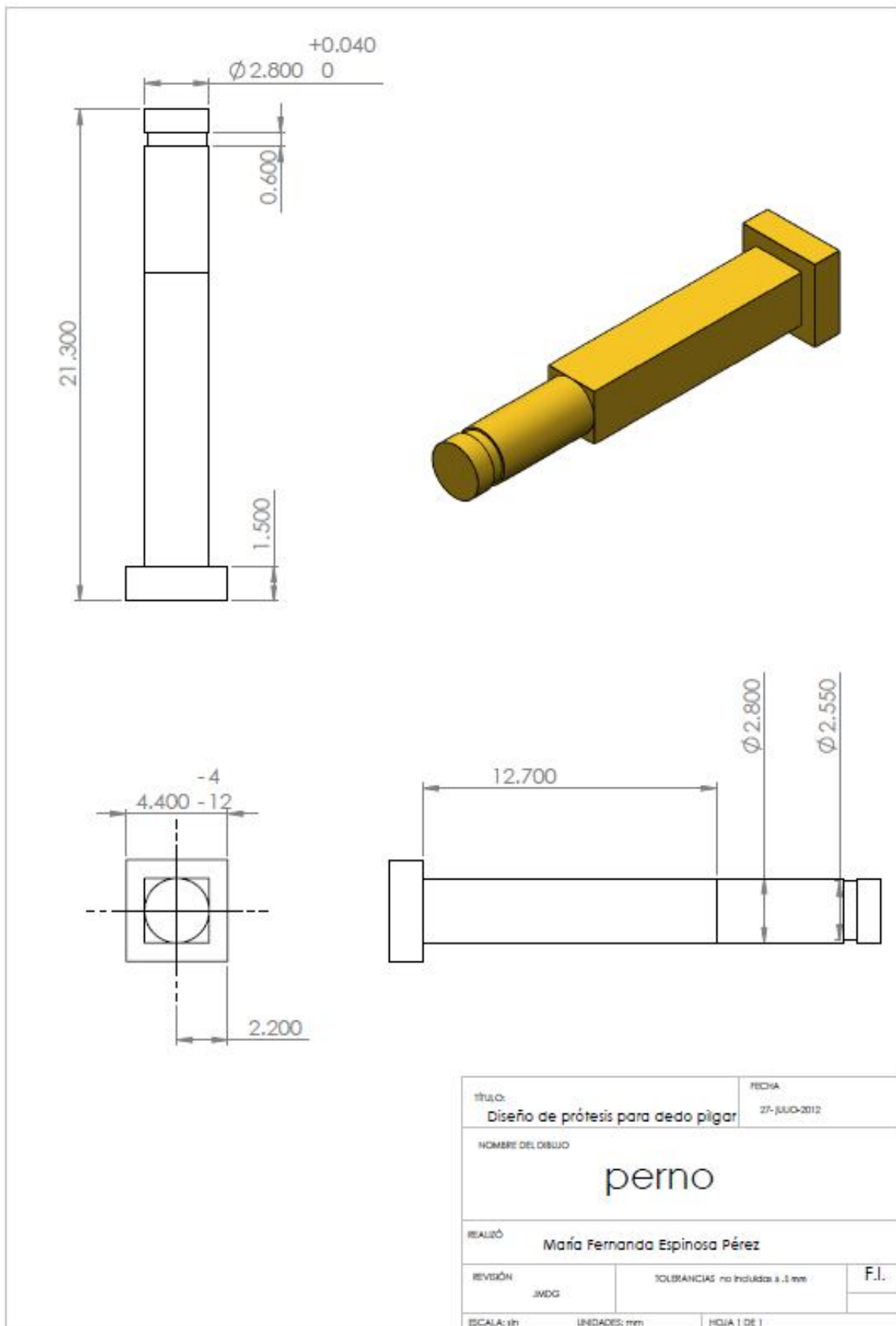


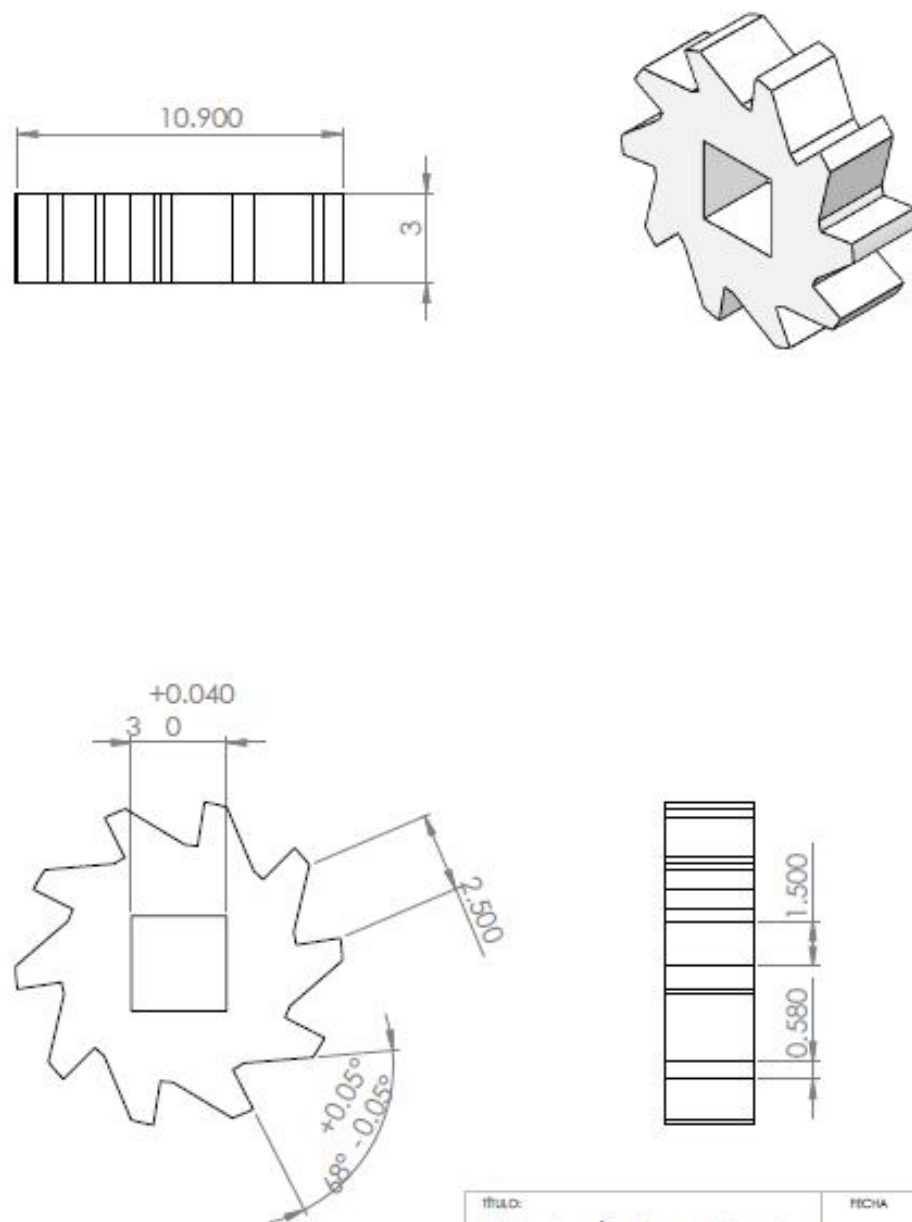












TÍTULO: Diseño de prótesis para dedo pulgar		FECHA: 27-Julio-2012
NOMBRE DEL DIBUJO: rueda dentada		
REALIZÓ: María Fernanda Espino Pérez		
REVISIÓN: JMDG	TOLERANCIAS no indicada a .1 mm.	F.I.
ESCALA: sh	UNIDADES: mm	FOLIA 1 DE 1

BIBLIOGRAFÍA

LIBROS

1. Leonard, J.A Meier, RH (1998). Prosthetics. In J.A.DeLisa(Ed.). Rehabilitation Medicine Principles and Practice, Philadelphia, PA. JB Lippincott
2. PERA, Cristóbal. Cirugía: Fundamentos, Indicaciones y Opciones Técnicas. España. Masson.1996 p. 197.
3. ZAMBUDIO, R. Prótesis, órtesis y ayudas técnicas. España. Masson.2009 p.149
4. KAPANDJI, A.I. Fisiología articular: Miembro Superior. Médica Panamericana S.A.5ta ed. 1998. p 218,251,274,281,287, 299, 309, 313, 317, 321
5. VILADOT, Antonio. Lecciones básicas de biomecánica del aparato locomotor. Masson. España. Vol 1. 2004. p 179.
6. LEÓN, Juan Carlos; GÁLVEZ, Diana María; ARCAS, Miguel Ángel; PANIAGUA, Sixto y PELLICER, María. Fisioterapeutas del Servicio Gallego de Salud. España. MAD. Mayo 2006. p104-105.
7. MILLARES, Rodrigo C. Valoración del daño corporal en el aparato locomotor. Barcelona. Masson. 2001. p 180.
8. TARITIN, Boris. Manual Práctico de Quiromancia. Madrid. Ojo de Papel Ediciones S.L. 2003. p36.
9. DUFUOR, Michel y PILLU, Michel. Biomecánica Funcional. España. Masson. 2006 p.401-402
10. ROUVIÈRE, Henri. Anatomía Humana. Elsevier y Masson. 11ª ed. España 2005. p.p 308-312
11. HERNDON, James H. Reconstrucción Quirúrgica de la extremidad superior. McGrawHill México 2001. pp.889-991.
12. RAMOS, Vertiz. Traumatología por Regiones (T.R.P). 2ª ed. 2003. pp89-101
13. LARSEN, William J. Embriología Humana, Elsevier Science, 3ª ed. España 2003. pp328-342.
14. H.CROUSE, William. Mecánica del automóvil. Marcom Boixar Editor. 3ª ed. Barcelona. 1993. pp 114-115.
15. BARRAGÁN, Antonio Javier. Síntesis de Sistemas de Control Borroso Estables por Diseño Tesis Doctoral. Universidad de Huelva. Mayo 2009 p. 195.
16. SHIGLEY, Josph Edward y UICKER, Jr.John Joseph. Teoría de Máquinas y Mecanismos. México. McGraw-Hill. 1988. p.p.4
17. RILLEY, William F. y STURGES, Leroy D. Ingeniería Mecánica y Dinámica. España. Editorial Reverté, S.A. Mayo 2005. pp. 77
18. HIBBELER, Russel C. Mecánica vectorial para ingenieros (Estática). México. Pearson Educación. 10º ed. 2004 pp. 3
19. GIL Hernández, Fernando. Trabajo de Medicina del Trabajo. Masson. España. 2005. pp.389, 391.
20. R. MONDELO, Pedro; GREGORI, Enrique; BLASCO, Joan. Ergonomía 3 Diseño de puestos de trabajo. Mutua Universa. Cataluña. 1999 pp 101
21. FERNÁNDEZ Fernández, Juan José. Manual del estudio de mecánica. CEAC, S.A. Barcelona. 2007. pp.83
22. SARAVIA Pinilla, Martha Elena, Ergonomía de concepción su aplicación al diseño y otros procesos proyectuales. Pontificia Universidad Javeriana. Bogotá. 2006 p.31
23. LARSE, J. William. Embriología Humana.2003. Elsevier Science. p.328-333
24. P. GROOVER, Mikell. Fundamentos de Manufactura Moderna. Prentice Hall. México, 1997. pp801

INTERNET

25. <http://www.monografias.com/trabajos14/accidenteslaborales/accidenteslaborales.shtml>. CONSULTADA 26-Mayo-2010.
26. <http://basenorte.com/2007/07/02/dedos-mecanicos-para-gente-que-ha-sufrido-amputaciones/>. CONSULTADA 25- Marzo-2010.
27. <http://www.sindioses.org/cienciaorigenes/primates/primates4.html>. CONSULTADA:18-Agosto-2010.
28. http://www.ottobock.com/cps/rde/xchg/ob_com_es/hs.xsl/1941.html. CONSULTADA: 28-Mayo-2010.
29. http://imac.unavarra.es/web_imac/pages/docencia/ asignaturas/tm_documentacion.html. CONSULTADA: 21-Agosto-2010.
30. <http://www.directindustry.es/prod/carr-lane/manivela-11751-412516.html>. CONSULTADA 20-Agosto-2010.
31. catálogo de Dino-power Industry & Trade Co., Ltd http://www.herramientas-neumaticas-aire.com/taladros_neumaticas.html. CONSULTADA 3-Semptiembre-2010
32. <http://www.estrucplan.com.ar/Producciones/entrega.asp?IdEntrega=72> Consultada 20-Septiembre-2010. Ergonomía Aplicada a las Herramientas, parte 9°
33. http://www.d1105488.mydomainwebhost.com/portaleso/trabajos/tecnologia/mecanica/elementos_de_maquinas/trinquete.htm Consultada 28- Noviembre.2010.
34. American Journal of Human Genetics <http://www.cell.com/AJHG/> Consultada 01-Mayo-2012
35. Medical School Lecutre NoteS<http://imueos.wordpress.com/2010/09/26/development-of-musculoskeletal-system/> Consultada 01-Mayo-2012
36. <http://tecnologiadelosplasticos.blogspot.mx/2011/06/abs.html>Consultada 5-Junio-2012
37. <http://www.siim.com/docs/RAE-1018.pdf> CONSULTADA 06-Junio-2012
38. <http://www.barradelaton.com/> Consultada 19-Julio-2012

REVISTAS Y ARTÍCULOS:

39. CHAO, Enrique. La prótesis ideal, en Revista Ambiente Plástico. Vol.12 No.2. Marzo-Abril.
40. MUÑOZ, Lizeth y Enrique de la Vega. Fuerza máxima de agarre con mano dominante y no dominante. 2009. XV Congreso Internacional de Ergonomía SEMAC
41. NEGRO, Juan Carlos. Teoría de la prevención de accidentes. 2004 Universidad Católica Argentina
42. Resortes Mecánicos. Universidad de los Andes, Escuela de Mecánicos, Cátedra de Diseño. Mérida 2010
43. VANEGASs, Libardo. Diseño de resortes. Diseño I. 2011. p.11
44. Properties of common springs materials. ACE wire spring & form company, inc.
45. Tulio, Marcelo. Elementos de máquinas. Apéndice 4.Material y sus propiedades, 2004, p. 4