

UNIVERSIDAD JAIME I

ESCUELA SUPERIOR DE TECNOLOGÍA I CIENCIAS EXPERIMENTALES

Grado en Ingeniería Mecánica

Diseño mecánico de prótesis de mano multidedo antropomórfica infractuada.



TRABAJO FINAL DE GRADO

AUTOR: Bruno Sospedra Griñó

DIRECTOR: Javier Andrés de la Esperanza

CODIRECTOR: Antonio Pérez González

AGRADECIMIENTOS

Quisiera comenzar agradeciendo la realización de este proyecto a mi director, Francisco Javier Andrés de la Esperanza, quien me dio la oportunidad de realizar este Trabajo Final de Grado. Por su apoyo, consejos y paciencia demostrada a lo largo de mis visitas, dándome la esperanza para seguir aprendiendo en un campo, al principio, desconocido para mí.

También quiero agradecer el apoyo que he recibido por parte de los profesores y compañeros a lo largo de este periodo de mi vida porque siempre han estado ahí para escucharme y ayudarme en lo que pudieran.

Por último y no menos importante, me gustaría agradecer el apoyo recibido por parte de mi familia y seres queridos, en especial a mis padres por darme la oportunidad de poder haber estudiado esta maravillosa carrera, además de la ayuda y sacrificio mostrados en el día a día. Dándome la fuerza para superar momentos difíciles, desafíos y retos encontrados en este camino.

Simplemente Gracias.

ÍNDICE

1. OBJETIVO Y CONTEXTO	5
2. CONCEPTOS GENERALES	9
2.1. Mecanismos y grados de movilidad	11
2.1.1. Terminología de los mecanismos	11
2.1.2. Clasificación de los elementos y pares	12
2.1.3. Criterio de Grübler en el plano	13
2.2. Funciones de la mano.....	14
2.2.1. Prensión en pinza.....	14
2.2.2. Agarre cilíndrico.....	15
2.2.3. Agarre de gancho.....	15
2.2.4. Pinza lateral	16
2.3. Sistemas protésicos.....	17
2.3.1. Prótesis cosméticas	17
2.3.2. Prótesis mecánicas	18
2.3.3. Prótesis eléctricas	19
2.3.4. Prótesis neumáticas.....	19
2.3.5. Prótesis mioeléctricas.....	20
2.3.6. Prótesis híbridas	22
2.4. Niveles de amputación	24
2.5. Anatomía de la mano	25
2.5.1. Osteología.....	25
2.5.2. Cinemática de la mano	26
2.5.3. Miología de la mano	27
2.5.3.1. Músculo flexor superficial de los dedos.....	27
2.5.3.2. Músculo flexor profundo de los dedos	28
2.5.3.3. Músculo flexor largo del pulgar	28
2.5.3.4. Músculo extensor de los dedos	28
2.5.3.5. Músculo extensor del índice	28
2.5.3.6. Músculo extensor del meñique.....	28
2.5.3.7. Músculo extensor largo del pulgar	28
2.5.3.8. Músculo extensor corto del pulgar	29
2.5.3.9 Músculo abductor largo del pulgar	29
2.6. Biomecánica de la mano	30
3. ESTADO DEL ARTE	33
3.1. Historia de las prótesis	35
3.1.1. Diseño de prótesis en el siglo XX	37
3.2. Modelos recientes.....	40
3.2.1. Clasificación según el tipo de transmisión.....	42

3.2.2. Clasificación según el tipo de actuador	47
3.2.3. Clasificación según el número de actuadores y grados de libertad.	50
4. DISEÑO CONCEPTUAL	55
4.1. Especificaciones de Diseño.....	57
4.1.1. Funcionamiento	57
4.1.2. Ambiente	58
4.1.3. Instalación y Mantenimiento.....	59
4.1.4. Costo del Producto	59
4.1.5. Competencia.....	59
4.1.6. Facilidad de Manufactura	60
4.1.7. Tamaño	60
4.1.8. Peso	60
4.1.9. Estética y Apariencia Final	60
4.1.10. Material	60
4.1.11. Cliente.....	61
4.1.12. Calidad y Confiabilidad	61
4.1.13. Seguridad	61
4.1.14. Niveles de Ruido	61
4.1.15. Modularidad	61
4.1.16. Ajuste de los Dedos	61
4.1.17. Bloqueo de la Articulación IFD.....	62
4.1.18. Grados de Libertad	62
4.2. Diseño Conceptual	63
4.2.1. Sistema Mecánico.....	64
4.2.1.1. Sistema de Soporte	64
Aluminio	64
Nylamid Súper Lubricado (SL).....	65
Fibra de Carbono	65
Titanio.....	66
Polímero ABS	67
4.2.1.2. Sistema de Transmisión	68
Trenes de engranajes	69
Bandas y Poleas	69
Arreglo piñón-cremallera	70
Mecanismos de cuatro barras	71
4.2.1.3. Sistema de Actuación o Movimiento	72
Polímetros Electroactivos (EAP)	72
Motores paso a paso	76
Servomotores	78
4.2.2. Sistema Electrónico	79
4.2.2.1. Sistema de Control.....	79
4.2.2.2. Sistema de Potencia.....	80
Baterías de Ión Litio.....	81
Baterías de níquel-metal hidruro (Ni-MH)	82
Baterías níquel-cadmio (Ni-Cd)	82
4.3. Selección de Conceptos.....	83

4.3.1. Matrices de decisión	83
5. CÁLCULOS.....	91
5.1. Síntesis del mecanismo de las falanges.....	93
5.1.1. Selección del Mecanismo	93
5.1.2. Validez del Mecanismo de Toronto	96
5.1.3. Síntesis Gráfica de las Falanges	103
5.1.4. Síntesis Analítica de las Dimensiones Finales de Falanges	110
5.1.4.1. Mecanismo de 4 barras proximal.....	112
5.1.4.2. Mecanismo de 4 barras Distal.....	115
5.1.4.3. Implementación analítica y generación de soluciones en Excel	116
5.1.5. Tablas de Resultados	121
5.1.5.1. Dedo Índice	122
5.1.5.2. Dedo Medio.....	124
5.1.5.3. Dedo Anular	126
5.1.5.4. Dedo Meñique	128
5.1.5.5. Dedo Pulgar.....	130
5.2. Cálculo de esfuerzos transmitidos	131
5.2.1. Esfuerzos transferidos al sistema de transmisión	131
5.2.2. Determinación de la fuerza de prensión máxima.....	135
6. DISEÑO DE DETALLE	139
6.1. Creación de los dedos	141
6.1.1. Falange Proximal.....	141
6.1.2. Falange Medial.....	145
6.1.3. Falange Distal.....	147
6.2. Creación de la palma	148
6.2.1. Palma Superior.....	150
6.2.2. Palma Inferior	155
6.3. Diseño de las barras de los mecanismos.....	158
6.4. Mecanismo del dedo pulgar.....	161
6.4.1. Creación del metacarpiano.....	161
6.4.2. Integración del mecanismo en el metacarpiano	164
6.5. Arreglo piñón-cremallera	166
6.6. Elementos de unión.....	169
6.7. Diseño del Bloqueo de la Articulación IFD	171
6.8. Selección del servomotor	174
7. FABRICACIÓN.....	177
7.1. Impresión 3D	179
7.1.1. Principios generales	179
7.1.2. Métodos.....	180
7.1.3. Resolución y tolerancia de impresión.....	182
7.1.4. Aplicaciones	183
7.1.4.1. Arte.....	183

7.1.4.2. Biotecnología	183
7.1.4.3. Arqueología	184
7.1.5. Generación y tratamiento de archivos.	185
7.2. Montaje y evaluación del modelo	186
8. PRESUPUESTO	195
8.1. Introducción	197
8.2. Coste del Proyecto	198
8.2.1. Coste del Material.....	198
8.2.1.1. Material Disponible.....	198
8.2.1.2. Material Adquirido	198
8.2.2. Coste del Personal	202
8.2.3. Coste del Software.....	202
8.3. Coste de Ejecución Material (PEM)	203
8.4. Coste de Ejecución por Contrata (PEC)	203
9. PLANOS.....	205
10. ANEXOS	247
ANEXO 1: Control de un servomotor mediante Arduino.....	249
ANEXO 2: Medidas Antropométricas.....	265
ANEXO 3: Catálogos	271
ANEXO 4: Análisis resistente (CAE)	279

1. OBJETIVO Y CONTEXTO

En el presente proyecto se describe una primera fase de estudio dedicada a la búsqueda de información sobre diferentes modelos de prótesis de manos antropomórficas existentes en el mercado. Para todas ellas se analizan y valoran aspectos tan importantes como su diseño mecánico, configuración y distribución de sus componentes, métodos de activación y control, así como también los mecanismos usados para su actuación. Todo ello se contempla con la finalidad de detectar la problemática práctica para su uso en tareas cotidianas y las posibles estrategias de mejora del control en sus movimientos.

En una segunda fase, ya centrada en la materialización de una prótesis, se detallan las especificaciones de diseño de la mano, definiéndose grados de libertad, rangos de movilidad, tamaños y pesos límite, tipos de posturas de agarre, capacidades de fuerza de prensión, etc.

Dentro del apartado dedicado al diseño conceptual, se plantean alternativas conceptuales para el diseño de la mano, considerando algunas especificaciones como la facilidad de montaje, fabricabilidad, modularidad, coste de fabricación, control, etc.

En base al diseño conceptual se realiza el diseño de detalle completo de la mano. En la fase de diseño de detalle se recurre a la utilización de todo tipo de información biomecánica y antropométrica disponible en el grupo relacionada con dimensiones medias de la mano.

Las principales tareas desarrolladas en dicho punto se concretan en:

- Diseño del sistema mecánico infractuado que controla la flexión/extensión de cada dedo, así como la aducción/abducción del pulgar. Para ello se precisa de cálculos de síntesis dimensional, haciendo uso tanto del método gráfico como del método analítico, para los mecanismos de cuatro barras que se utilizan.
- Diseño de la ubicación, fijación, tipo y modo de trabajo de los actuadores.
- Presentación de alternativas de actuación, en concreto el diseño de un bloqueo totalmente manual para la articulación interfalángica distal.

Dicho diseño se desarrolla gracias al empleo de las herramienta de las que dispone el departamento, como son las plataformas SolidWorks® y Working Model®.

En los anexos, y sin ser objeto directo del trabajo, se recopila información de inmediata aplicación referida al control mediante placas Arduino® de los accionamientos de que consta la mano, y siendo elegido gracias a la versatilidad i sencillez que ofrece esta herramienta de código abierto.

En la etapa final del proyecto se lleva a cabo la generación y el tratamiento de todos los archivos y planos necesarios para su futura posible materialización usando la tecnología de impresión en 3D disponible en la propia Universidad Jaime I.

Uno de los motivos que dio lugar a la decisión de diseñar mecánicamente una prótesis de mano antropomórfica infractuada fue la total inexistencia de un prototipo físico en el Grupo de Biomecánica y Ergonomía de la Universidad Jaume I (BE-UJI), el cual realiza labores de investigación entorno a la caracterización y simulación de las tareas de agarre desempeñadas por la mano humana. Con ello se podrían aplicar, comparar y valorar algunos de los estudios que se han realizado con anterioridad en el propio grupo acerca del comportamiento de la mano.

Es por ello que el principal objeto del proyecto se centra en satisfacer la necesidad surgida en dicho grupo de investigación, colaborando en la creación de un prototipo a utilizar en futuras investigaciones.

La realización de este proyecto se justifica académicamente, ya que resulta un complemento a la formación impartida en la titulación. Por una parte se ha profundizado en los métodos de cálculo de esfuerzos y reacciones vistos en la asignatura de Mecánica de máquinas y mecanismos, así como la aplicación directa de selección, análisis de los tipos de mecanismos existentes vistos en este caso en Teoría de máquinas y mecanismos.

También se ha tenido que implementar un método desarrollado utilizando el software Working Model® para así hacer una aproximación de la fuerza de agarre máxima proporcionada por los dedos.

Además se han tenido que utilizar todos los conocimientos adquiridos durante la carrera sobre el manejo del software de diseño asistido por ordenador impartidos en las asignaturas de Ingeniería gráfica y Proyecto de diseño de máquinas. Por tanto, la relación entre el proyecto y el itinerario de intensificación realizado por el autor, máquinas, es directa.

2. CONCEPTOS GENERALES

2.1. Mecanismos y grados de movilidad

Una máquina es una combinación de cuerpos dispuestos de tal forma que producen un trabajo [1]. Actualmente el concepto de máquina connota la capacidad para transmitir niveles de fuerza/momento considerables como ocurre, por ejemplo, con el motor de un automóvil. Cuando la fuerza/momento involucrados son pequeños, la principal función del dispositivo es transmitir o modificar el movimiento; entonces, en lugar de hablar de máquinas se suele hablar de mecanismos, como por ejemplo en un reloj. En cualquier caso, la frontera entre máquinas y mecanismos es difusa, por lo que los utilizaremos como términos intercambiables.

2.1.1. Terminología de los mecanismos

Los mecanismos están compuestos por elementos. Todos los elementos de un mecanismo tienen posibilidad de movimiento excepto uno, denominado elemento fijo. Los elementos están compuestos por partículas materiales, que se desplazan relativamente unas con respecto de otras cuando el elemento se encuentra bajo la acción de fuerzas exteriores. Sin embargo, estos desplazamientos suelen ser tan pequeños que no se comete un error significativo al despreciarlos, por lo que habitualmente se considera que los elementos son sólidos rígidos. Los elementos se clasifican en binarios, ternarios, etc., en función del número de conexiones que tengan con otros elementos.

Las uniones entre elementos se denominan pares cinemáticos. Los pares cinemáticos permiten algunos movimientos relativos entre elementos e impiden otros. Por ejemplo, la bisagra de una puerta es un par cinemático que permite la rotación de la puerta respecto al eje vertical e impide los demás movimientos. Los pares también se clasifican en binarios, ternarios, etc., en función del número de elementos que confluyan en el par. En un par binario confluyen dos elementos, en uno ternario, confluyen tres elementos, etc.

Se denomina movilidad (M) de una cadena cinemática al número de parámetros que es necesario utilizar para definir completamente su posición. Un concepto análogo a éste, pero referido a los mecanismos, es el de número de grados de libertad (G).

La acción de fijar un elemento equivale a restarle 3 grados de libertad a la movilidad de la cadena (recuérdese que un elemento tiene tres grados de libertad en el plano y seis en el espacio). Esta relación $G = M - 3$ entre el número de grados de libertad G del mecanismo y la movilidad M de su cadena cinemática es general, pues el mecanismo siempre se obtiene fijando uno de los elementos de la cadena.

2.1.2. Clasificación de los elementos y pares

Atendiendo a su movimiento, un elemento se denomina manivela si da vueltas completas respecto de un eje fijo, balancín si oscila respecto de un eje fijo y biela si tiene un movimiento general.

Los pares cinemáticos se denominan de clase I, II, III, etc., en función del número de grados de libertad que permitan en el movimiento relativo entre los dos elementos que une. Un par de clase I permite un solo grado de libertad, un par de clase II permite dos grados de libertad, etc. Las siguientes figuras muestran algunos de los pares más comunes de clase I, II, y III.

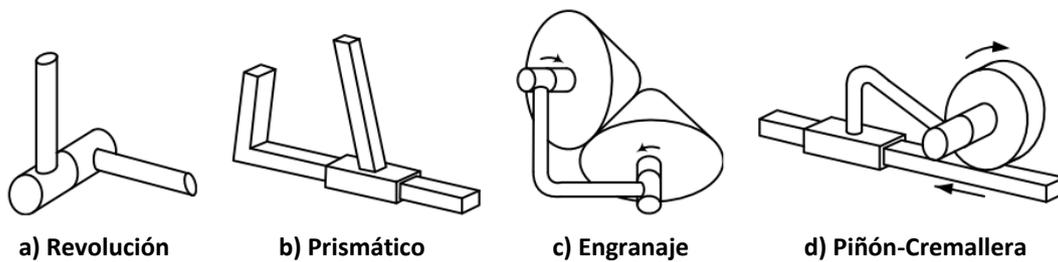


Figura 2.1. Pares de clase I

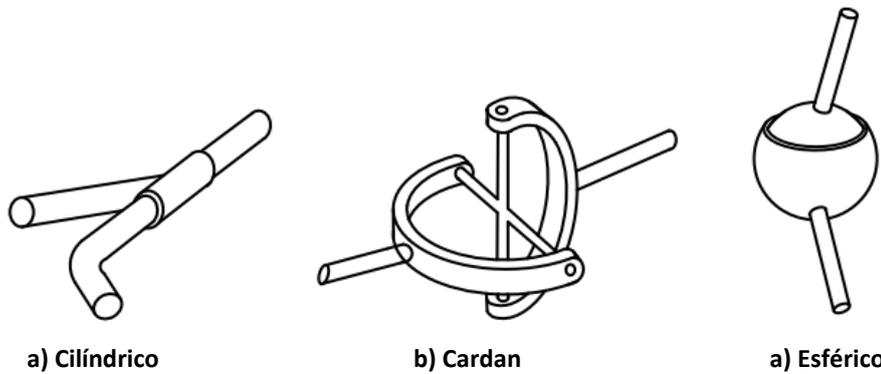


Figura 2.2. Pares de clase II

Figura 2.3. Pares de clase III

2.1.3. Criterio de Grübler en el plano

Un conjunto de N elementos libres (sin pares) tiene $3N$ grados de libertad en el plano, pues cada elemento libre tiene 3 grados de libertad. Al fijar un elemento quedan $3(N-1)$ grados de libertad, correspondientes a los $N-1$ elementos móviles que quedan. Para formar un mecanismo, unimos a continuación los elementos mediante pares cinemáticos. Cada nuevo par cinemático restringe posibilidades de movimiento de los elementos: por ejemplo, un par de clase I restringe dos grados de libertad, pues permite un único movimiento. Análogamente, un par de clase II restringe un grado de libertad, pues permite dos movimientos. Por tanto, el número de grados de libertad G se obtiene restando los grados de libertad restringidos por los pares a los $3(N-1)$ grados de libertad que tenían los elementos flotantes, es decir:

$$G = 3 \cdot (N - 1) - 2p_I - p_{II}$$

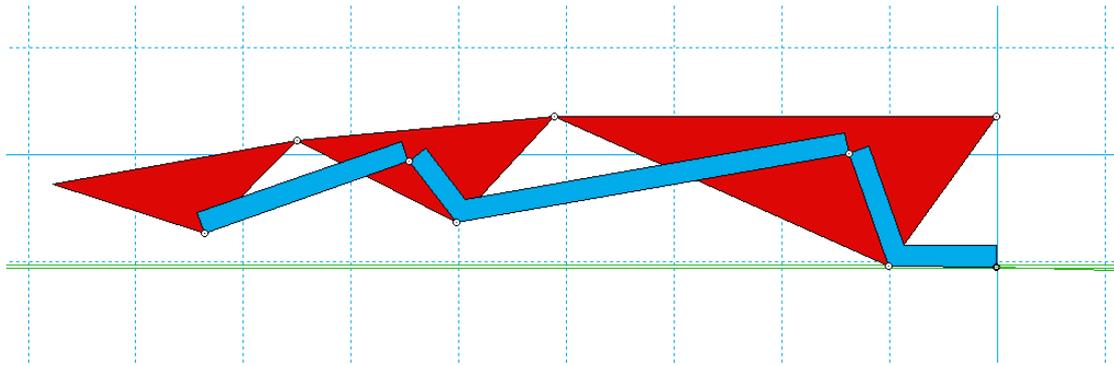


Figura 2.4. Determinación de los grados de libertad del mecanismo articulado de Toronto (Cap. 3).

Aplicando el criterio de Grübler desarrollado anteriormente a nuestro dedo protésico (véase Figura 2.4) se puede determinar que cada dedo se simplifica realmente a un grado de libertad, el cual es actuado por cada servomotor.

Esto se demuestra después de analizar que el dedo se compone de $N=7$ elementos (3 falanges, 3 barras y la palma), teniendo 8 pares cinemáticos de clase I o revolución y 1 par cinemático de la clase II correspondiente con la deslizadera. Por ello sustituyendo en la expresión quedaría:

$$G = 3 \cdot (7 - 1) - 2 \cdot 8 - 1 = 1$$

2.2. Funciones de la mano

La mano realiza principalmente dos funciones; la prensión y el tacto, las cuales permiten al hombre convertir ideas en formas, la mano otorga además expresión a las palabras, tal es el caso del escultor o el sordomudo, entre otros. El sentido del tacto desarrolla totalmente la capacidad de la mano, sin éste nos sería imposible medir la fuerza prensora.

Cuando la mano es supervisada por la vista, ésta es llamada mano de trabajo [5]. Si la mano no es supervisada por la vista, sino al control táctil, entonces es llamada mano auxiliar. La mano protésica inicia como mano auxiliar, pero al faltarle el sentido del tacto es controlada por la vista, convirtiéndose en ese momento en mano de trabajo, con lo que la mano sana adquiere la función de la mano auxiliar.

Conocer los principales tipos de prensión de la mano es de suma importancia, ya que la prótesis deberá ser diseñada para cumplirlos. A continuación se muestran cuatro formas básicas de prensión de la mano, que combinadas cumplen con todos los movimientos realizados por la mano, los cuales se muestran a continuación.

2.2.1 Prensión en pinza

Esta forma prensil se efectúa dependiendo de la acción conjunta del pulpejo de los dedos pulgar, índice y medio, o pulgar e índice solamente. Se utiliza sobre todo para sujetar objetos pequeños, tales como una aguja o una moneda, ver Figura 2.5.



Figura 2.5. Prensión en pinza [4].

2.2.2 Agarre cilíndrico

La presión en puño o en superficie se realiza introduciendo los cuatro dedos triarticulados en la palma de la mano, utilizamos la palma de la mano como plano prensil y el dedo pulgar como punto de apoyo. Además si es realizada con la articulación de la muñeca en ligera extensión dorsal, es la más potente. Este tipo de presión se usa para coger un martillo u otra herramienta que requiera potencia, se muestra en la Figura 2.6.



Figura 2.6. Agarre cilíndrico.

2.2.3 Agarre de gancho

En este tipo de presión el brazo se encuentra colgando, los cuatro dedos triarticulados en flexión y el dedo pulgar no actúa en absoluto. La mano en esta posición actúa como instrumento portador, ver Figura 2.7.



Figura 2.7. Agarre de gancho.

2.2.4 Pinza lateral

En este tipo de prensión, el pulpejo del pulgar se coloca sobre la cara radial de la segunda falange del dedo índice. Se nombra así a este tipo de prensión por su estrecha relación con el tipo de movimiento de rotación del antebrazo y mano que se efectúa al hacer uso de una llave, ver Figura 2.8.



Figura 2.8. Pinza lateral [4].

2.3. Sistemas protésicos

Toda prótesis artificial activa necesita: una fuente de energía de donde tomar su fuerza, un sistema de transmisión de esta fuerza, un sistema de mando o acción y un dispositivo prensor. En la elección de las prótesis a utilizar, desempeña un papel trascendental el nivel de amputación o el tipo de displasia de que se trate. La fuente de energía más sencilla de aprovechar es la que otorga la propia fuerza corporal, por su absoluta independencia de elementos extraños.

Las prótesis se clasifican tomando en cuenta dos aspectos importantes, si estas son activas o pasivas. Las prótesis cosméticas se consideran como pasivas. Las prótesis activas se clasifican dependiendo de su sistema de alimentación energética para su propulsión, siendo ésta muscular o asistida.

Las prótesis de propulsión asistida se utilizan cuando el paciente no tiene la fuerza necesaria para manejar una prótesis de propulsión muscular o cuando la energía necesaria para su manejo no guarda relación con la función desempeñada por la prótesis.

2.3.1. Prótesis cosméticas

Son denominadas también prótesis pasivas, dado que sólo cubren el aspecto estético, de donde toman su nombre (véase Figura 2.9). Para las prótesis cosméticas se emplean de manera recurrente tres materiales: PVC rígido, látex flexible o silicona. Estos materiales se caracterizan por ser más livianos y requieren menos mantenimiento porque tienen menos piezas móviles que otras opciones protésicas.

El látex es el material más comúnmente utilizado para las restauraciones cosméticas, es usualmente un material delgado que viene en tamaños predeterminados llamados guantes para adaptarse sobre la mayoría de las manos protésicas disponibles.



Figura 2.9. Ejemplo de prótesis cosmética [5].

2.3.2. Prótesis mecánicas

Las manos mecánicas son dispositivos que se utilizan con la función de apertura o cierre voluntario por medio de un arnés el cual se sujeta alrededor de los hombros, parte del pecho y parte del brazo controlado por el usuario (véase Figura 2.10). Su funcionamiento se basa en la extensión de una liga por medio del arnés para su apertura o cierre, y el cierre o apertura se efectúa sólo con la relajación del músculo respectivamente gracias a un resorte y tener una fuerza de presión o pellizco. Estos elementos se recubren con un guante para dar una apariencia más estética, sin embargo se limita al agarre de objetos relativamente grandes y redondos ya que el guante estorba al querer agarrar objetos pequeños [5].

El tamaño de la prótesis y el número de ligas que se requiera dependiendo de la fuerza y el material para su fabricación varían de acuerdo a las necesidades de cada persona. Dado que estas prótesis son accionadas por el cuerpo, es necesario que el usuario posea al menos un movimiento general de:

- Expansión del pecho
- Depresión y elevación del hombro
- Abducción y aducción escapular
- Flexión glenohumeral

El usuario tiene que cumplir con ciertos requisitos para poder controlar la prótesis:

- Suficiente fuerza muscular
- Suficiente alcance de los movimientos
- Suficiente longitud de la extremidad residual

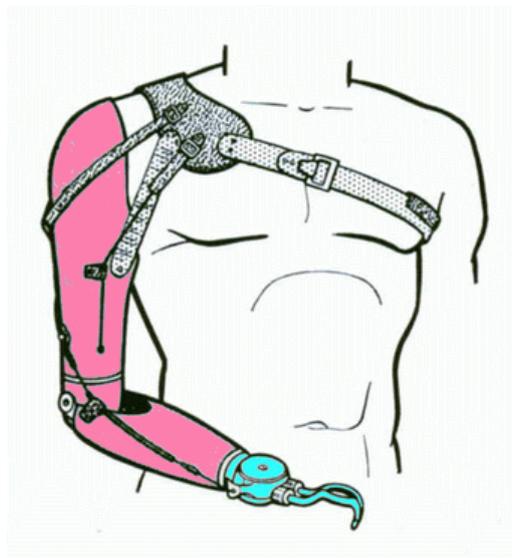


Figura 2.10. Prótesis mecánica [6].

Gracias al sencillo diseño de esta opción protésica no se presentan problemas en ambientes hostiles como la humedad o el polvo. Algunos pacientes que usan este tipo de prótesis llegan a tener un control mayor gracias a un fenómeno llamado propiocepción.

El mantenimiento de estas prótesis es sencillo y de bajo costo debido a que las reparaciones consisten únicamente en cambiar ligas, el reemplazo de arneses y realineación de dispositivos terminales. Sin embargo también presentan desventajas, por ejemplo el arnés de control es muy incómodo para el usuario y deja muy restringido el rango de movimientos así como el espacio funcional.

2.3.3. Prótesis eléctricas

Estas prótesis usan motores eléctricos en el dispositivo terminal, muñeca o codo con una batería recargable (véase Figura 2.11). Se controlan de varias formas, ya sea con un servocontrol, control con botón pulsador o botón con interruptor de arnés. En ciertas ocasiones se combinan estas formas para su mejor funcionalidad.

Se usa un socket que es un dispositivo intermedio entre la prótesis y el muñón, logrando la suspensión de éste por una succión. Es más costosa su adquisición y reparación, existiendo otras desventajas evidentes como son el cuidado a exposición de un medio húmedo y el peso de la prótesis [6][7].



Figura 2.11. Prótesis eléctrica.

2.3.4. Prótesis neumáticas

Las prótesis neumáticas son accionadas por ácido carbónico comprimido, que proporciona una gran cantidad de energía, aunque también presenta como inconveniente la complicación de sus accesorios. La energía se transmite con pérdidas mínimas, a través de un sistema de tubos. Con un muñón corto, las fuerzas corporales alcanzan justo lo suficiente para accionar una prótesis de propulsión artificial, tal como la neumática, aunque con frecuencia presenta dificultades para realizar diferentes funciones con satisfacción y seguridad necesaria [5].

En las prótesis neumáticas se consideran activos los movimientos efectuados por medio del manejo de las válvulas; las funciones más importantes que deberá tener una prótesis serán: la prensión activa o rotación activa del órgano prensor a nivel de la muñeca y, la flexo-extensión también activa de la articulación de codo, con su bloqueo automático en cada una de las posiciones deseadas.

De las funciones más importantes que debe cumplir la prótesis, solo una o dos se pueden realizar con propulsión muscular, permitiendo que el amputado haga combinaciones de las propulsiones muscular y artificial, para este caso la propulsión que brinda la prótesis neumática.

Cada válvula se ordena de manera especial, dependiendo de la amputación o tipo de muñón que presente el paciente. Cada cambio de la configuración de las válvulas a la prótesis deberá ser asistido y acordado por el fisioterapeuta, el terapeuta ocupacional y el médico, así como el reinicio del aprendizaje del uso y costumbre de la prótesis. Para una correcta colocación y mayor aprovechamiento de la prótesis se sugiere tomar en cuenta las siguientes recomendaciones:

La válvula de la pinza Hook se acciona mejor con la función corporal que tenga sensibilidad más diferenciada. Para la prono-supinación es necesaria también para una buena capacidad dosificación o precisión del movimiento. En caso de que no sea posible debido a la amputación o cualquier otra causa, entonces se debe ceder el control a una válvula de pinza Hook y de la prono-supinación.

2.3.5. Prótesis mioeléctricas

Las prótesis mioeléctricas son prótesis eléctricas controladas por medio de un poder externo mioeléctrico, estas prótesis son hoy en día el tipo de miembro artificial con más alto grado de rehabilitación. La configuración básica se muestra en la Figura 2.12.

Sintetizan el mejor aspecto estético, tienen gran fuerza y velocidad de prensión, así como muchas posibilidades de combinación y ampliación [5]

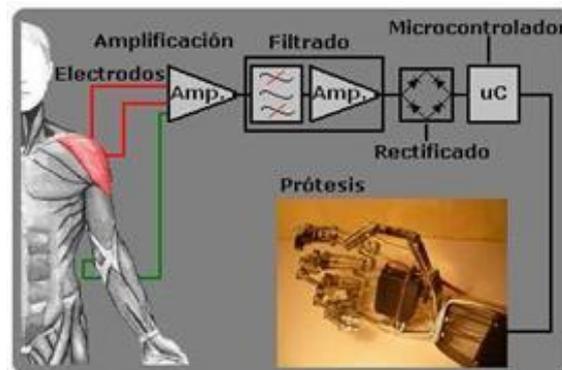


Figura 2.12. Diagrama de prótesis mioeléctrica [8].

El control mioeléctrico es probablemente el esquema de control más popular. Se basa en el concepto de que siempre que un músculo en el cuerpo se contrae o se flexiona, se produce una pequeña señal eléctrica que es creada por la interacción química en el cuerpo. Esta señal es muy pequeña (5 a 20 μV) Un micro-voltio es una millonésima parte de un voltio. Para poner esto en perspectiva, una bombilla eléctrica típica usa 110 a 120 voltios, de forma que esta señal es un millón de veces más pequeña que la electricidad requerida para alimentar una bombilla eléctrica.

El uso de sensores llamados electrodos que entran en contacto con la superficie de la piel permite registrar la señal electromiográfica (EMG). Una vez registrada, esta señal se amplifica y es procesada después por un controlador que conmuta los motores encendiéndolos y apagándolos en la mano, la muñeca o el codo para producir movimiento y funcionalidad.



Figura 2.13. Test de electrodos, en contacto con la piel, para registrar la señal EMG.

Este tipo de prótesis tiene la ventaja de que sólo requieren que el usuario flexione sus músculos para operarla, a diferencia de las prótesis accionadas por el cuerpo que requieren el movimiento general del cuerpo (véase Figura 2.14). Una prótesis controlada en forma mioeléctrica también elimina el arnés de suspensión usando una de las dos siguientes técnicas de suspensión: bloqueo de tejidos blandos-esqueleto o succión. Tienen como desventaja que usan un sistema de batería que requiere mantenimiento para su recarga, descarga, desecharla y reemplazarla eventualmente. Debido al peso del sistema de batería y de los motores eléctricos, las prótesis accionadas por electricidad tienden a ser más pesadas que otras opciones protésicas. Una prótesis accionada por electricidad proporciona un mayor nivel de tecnología, pero a un mayor costo.



Figura 2.14. Prótesis mioeléctrica [6].

2.3.6. Prótesis híbridas

Una prótesis híbrida combina la acción del cuerpo con el accionamiento por electricidad en una sola prótesis. En su gran mayoría, las prótesis híbridas sirven para individuos que tienen amputaciones o deficiencias transhumerales (arriba del codo).

Las prótesis híbridas utilizan con frecuencia un codo accionado por el cuerpo y un dispositivo terminal controlado en forma mioeléctrica (gancho o mano). Estas ofrecen varias ventajas excepcionales. La más importante es la capacidad de controlar simultáneamente la flexión y la extensión del codo al abrir o cerrar la mano/ganchos eléctricos o mientras se gira la muñeca. Las otras opciones protésicas generalmente exigen que el usuario controle una sola función a la vez (flexionar el codo, bloquear el codo, abrir o cerrar el dispositivo terminal).

La prótesis híbrida pesa menos y es menos costosa que una prótesis similar con un codo y una mano accionados por electricidad.

2.4. Niveles de amputación

A continuación se presenta una clasificación de los niveles de amputación para miembro superior:

- Amputación interescápulo-torácica o de clavícula
- Desarticulación del hombro
- Amputación transhumeral o por encima del codo
- Desarticulación del codo
- Amputación transradial o por debajo del codo
- Desarticulación de la mano y la muñeca
- Amputación transcarpal o de mano parcial
- Amputación de dedos

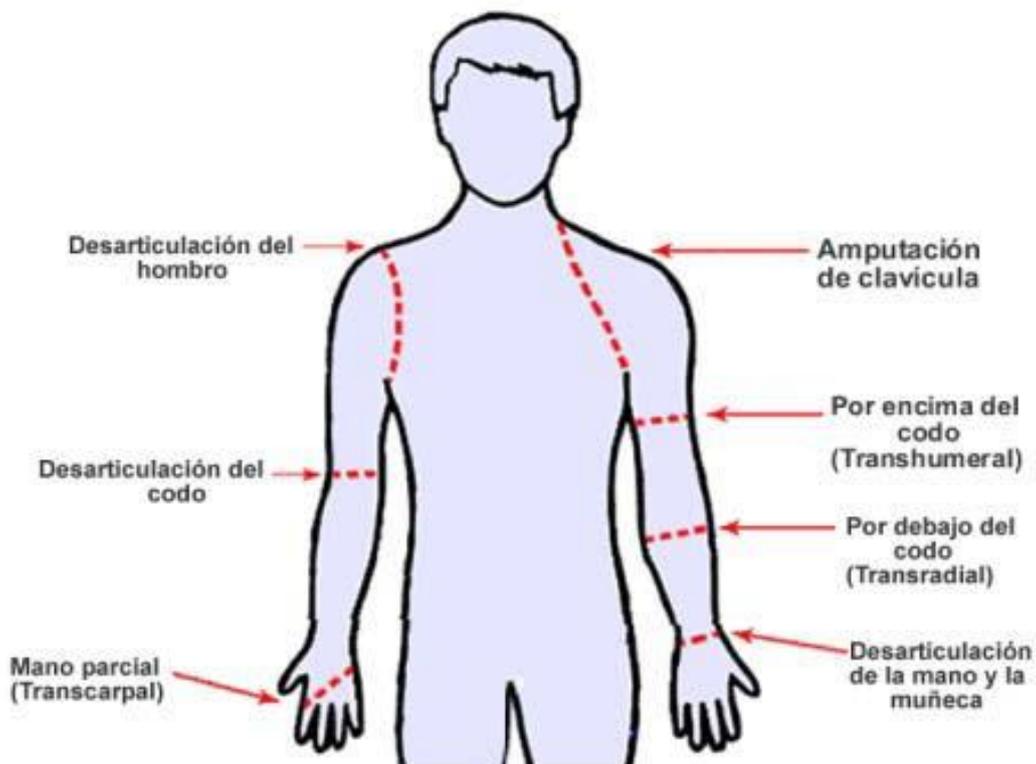


Figura 2.15. Niveles de amputación de miembro superior.

2.5. Anatomía de la mano

El avance en el diseño de prótesis se ha debido en gran medida al conocimiento que se tiene de la anatomía, fisiología y biomecánica del cuerpo humano; por lo que es importante estudiar estos tres aspectos fundamentales para el desarrollo de una prótesis de miembro superior [9].

La mano humana está adaptada para abarcar y agarrar, posee al mismo tiempo una amplia capacidad para actividades no prensiles, tales como empujar y manipular objetos sin cogerlos, dar golpes y sostener el tronco en posiciones inclinadas, y también puede ser utilizada como un arma en forma de puño. Pero son las actividades prensiles que han permitido al hombre desarrollar la mayor habilidad. Se puede considerar, pues, como una herramienta universal. Al contrario que ocurre con el resto de los mamíferos, la mano humana no se ha especializado, lo que le confiere la versatilidad antes mencionada. Esta no especialización es posible debido a la aptitud del hombre para fabricar herramientas con las que poder realizar tareas específicas.

A lo largo de la evolución el ser humano dejó de utilizar las manos como apoyo al andar, ya que se volvió bípedo y como las manos quedaban libres empleó éstas para sujetar objetos, lo que llevó a la evolución de la mano con la oposición del pulgar. La mano es una ordenación de 29 huesos, de más de 25 articulaciones y de más de 30 músculos, 15 de los cuales son intrínsecos (tanto el origen como la inserción se encuentran dentro de la mano).

2.5.1 Osteología

La mano humana y la muñeca se componen de 27 huesos: 14 huesos son falanges en los dedos, 5 metacarpianos en el área de la palma, y 8 carpos en la muñeca, como se ve en la Figura 2.16.

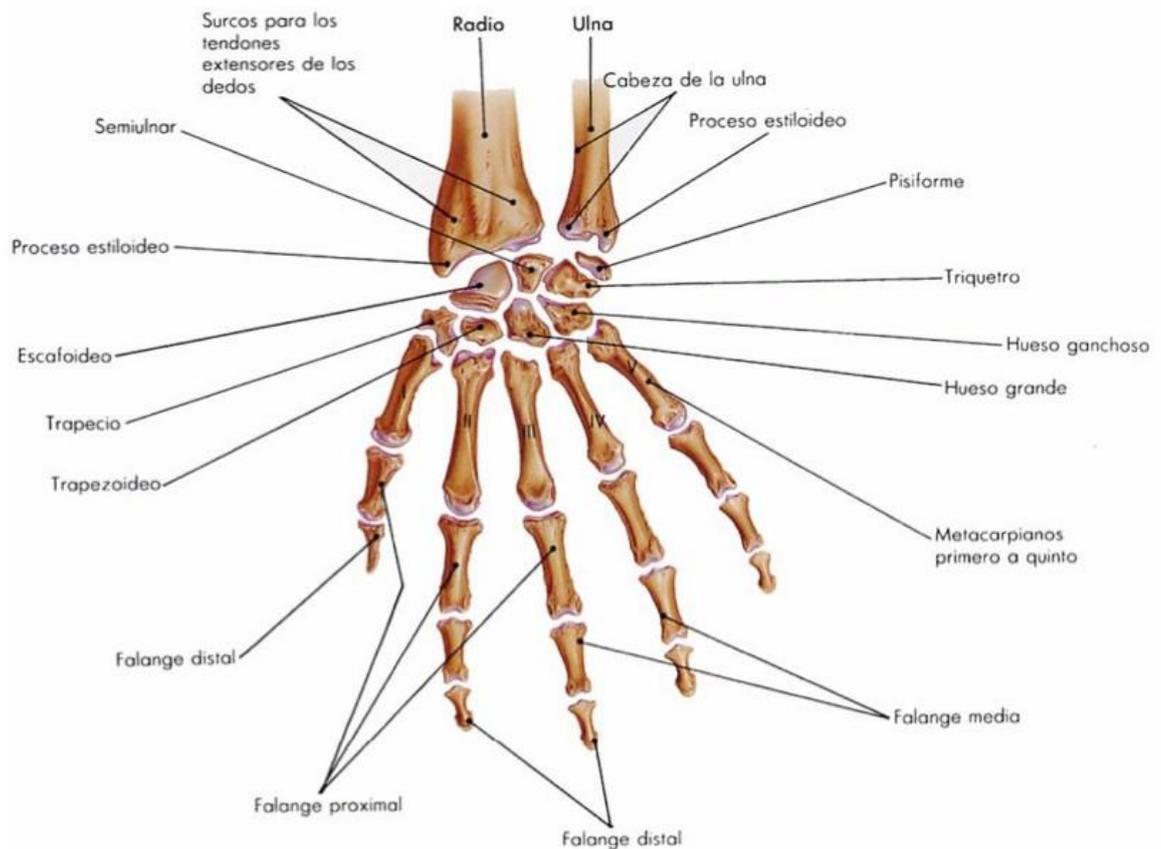


Figura 2.16. Huesos que conforman la mano y la muñeca.

2.5.2 Cinemática de la mano

En la muñeca se consideran 2 GDL. En las articulaciones interfalángicas distales y proximales (IFD e IFP) de los dedos índice a meñique y en la interfalángica (IF) del pulgar, suele considerarse un único GDL que corresponde a una rotación de F/E. En las articulaciones metacarpofalángicas (MCF) se consideran dos GDL, correspondientes a rotaciones de F/E y Ab/Ad, ya que sólo permiten una leve rotación de P/S de carácter pasivo. El movimiento de las articulaciones metacarpocarpianas (MCC) es más complejo, combinando F/E, Ab/Ad y P/S, si bien es cierto que la articulación del pulgar funciona básicamente con dos GDL predominantes (F/E y Ab/Ad), que las articulaciones de los dedos índice y medio apenas si presentan movimiento, y que el movimiento de las articulaciones de los dedos anular y meñique es de pequeña amplitud, por lo que suele simplificarse con un único GDL de F/E (véase Figura 2.17).

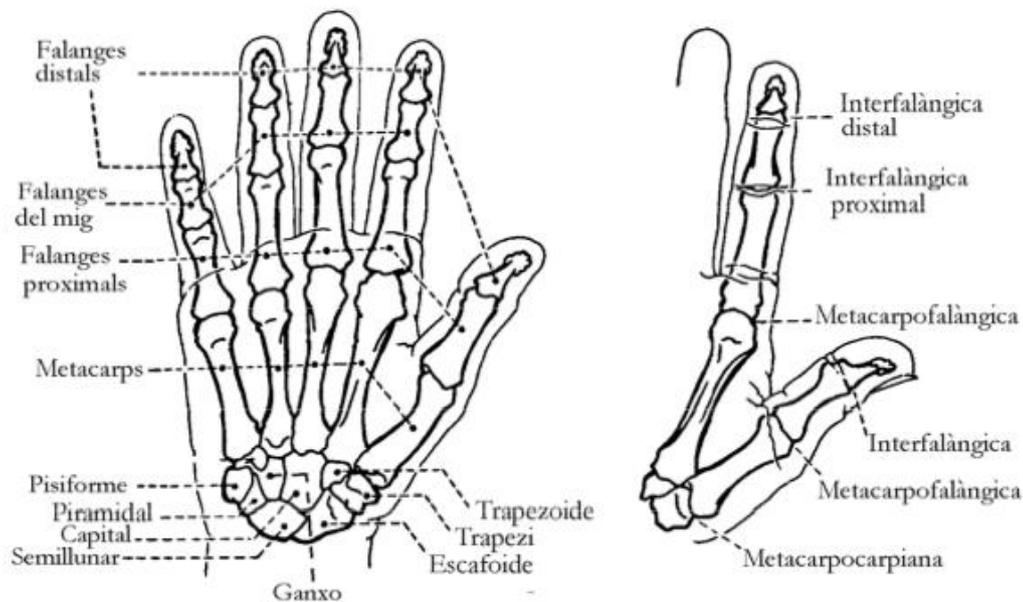


Figura 2.17. Articulaciones y huesos de la mano.

2.5.3 Miología de la mano

Para que la mano funcione son necesarios alrededor de 30 músculos que puedan impulsar y sostener los movimientos de posicionamiento, de prensión, flexión, extensión etc., Estos músculos son extrínsecos e intrínsecos a la mano, es decir, son extrínsecos los músculos que se originan fuera de la mano y terminan dentro de ésta y son músculos intrínsecos los que se originan y terminan dentro de la mano. A continuación se mencionarán algunos de los músculos extrínsecos de la mano y la función que desempeñan [10].

2.5.3.1. Músculo flexor superficial de los dedos

El músculo flexor superficial de los dedos permite realizar la flexión de los dedos, flexión de la muñeca y débil flexión del codo; El músculo se divide en cuatro tendones sobre la cara palmar de la muñeca y la mano para insertarse en cada uno de los cuatro dedos, exceptuando el pulgar, este músculo junto con el flexor profundo de los dedos son los únicos músculos implicados en la flexión de los dedos y se emplean en las actividades de prensión.

2.5.3.2. Músculo flexor profundo de los dedos

El músculo flexor profundo de los dedos permite realizar la flexión de los cuatro dedos en la articulación interfalángica distal y flexión de la muñeca. Realiza actividad conjunta con el flexor superficial de los dedos para cualquier actividad de prensión o cierre de las manos, además de participar en la flexión de la muñeca.

2.5.3.3. Músculo flexor largo del pulgar

Músculo flexor largo del pulgar permite realizar flexión del pulgar y flexión de la muñeca. Realiza la flexión del pulgar como función principal, también proporciona una pequeña ayuda para la flexión de la muñeca.

2.5.3.4. Músculo extensor de los dedos

El músculo extensor de los dedos permite realizar extensión de la segunda, tercera, cuarta y quinta falanges en articulaciones metacarpofalángicas, extensión de muñeca y extensión del brazo; exceptuando el pulgar es el único implicado en la extensión de los dedos, se separa en cuatro tendones sobre el dorso de la muñeca, para unirse a cada uno de los dedos. Llega a colaborar con la extensión de la muñeca.

2.5.3.5. Músculo extensor del índice

El músculo extensor del índice puede realizar la extensión del dedo índice en la articulación metacarpofalángica y una débil extensión de la muñeca; Es un músculo puntual, responsable de la extensión del dedo índice, aún más si los otros dedos están flexionados.

2.5.3.6. Músculo extensor del meñique

El músculo extensor del meñique puede realizar la extensión del dedo meñique en la articulación metacarpofalángica además de una débil extensión de la muñeca. Su función principal es ayudar al extensor de los dedos en la extensión del dedo meñique.

2.5.3.7. Músculo extensor largo del pulgar

El músculo extensor largo del pulgar puede realizar la extensión de la muñeca y la extensión del pulgar, tiene su origen en la superficie superior, posterior y lateral del cúbito, su inserción en la base de la falange distal del pulgar, en la superficie dorsal.

2.5.3.8. Músculo extensor corto del pulgar

El músculo extensor corto del pulgar puede realizar la extensión del pulgar en la articulación metacarpofalángica y una débil extensión de la muñeca. Conjuntamente con el extensor largo del pulgar, colabora con la extensión del pulgar.

2.5.3.9. Músculo abductor largo del pulgar

El músculo abductor largo del pulgar puede realizar la abducción del pulgar en la articulación carpometacarpiana y la aducción de la muñeca; tiene su origen en la cara posterior del radio y cuello del cúbito, su inserción en la base del primer metacarpiano, en la superficie dorsal.

2.6. Biomecánica de la mano

La biomecánica estudia todos los fenómenos biológicos, en especial el cuerpo humano, la mecánica posee métodos propios que pueden aplicarse al estudio de los seres vivos, de esta manera, la biomecánica aporta un enfoque útil en el estudio y solución de los problemas que afectan al hombre.

La mano humana desde un punto de vista biomecánico se puede considerar como un sistema compuesto de segmentos óseos equilibrados por fuerzas tendinosas y musculares y con restricciones articulares. La mano puede adecuarse a la forma de los objetos que sujeta, gracias a su movilidad, la cual es debida a la disposición y dimensiones de las estructuras óseas de que está conformada.

Cada dedo está conformado por tres falanges, un metacarpiano y tres articulaciones, formando una cadena de segmentos articulados, la cual se estabiliza y controla por medio de una compleja distribución de músculos intrínsecos y extrínsecos.

Existe una forma sencilla de calcular las longitudes de las falanges y metacarpianos de cada dedo, para una persona en particular, consiste en usar la serie de Fibonacci, de manera que la longitud de cada hueso, desde el distal hasta el proximal, es la suma de la longitud de los dos anteriores (1,2,3,5,8,...). Esta relación matemática es útil cuando se desconoce la longitud correcta de una falange o metacarpiano de algún dedo, ya que si se conoce la longitud de otro hueso largo del mismo dedo se puede determinar la longitud correcta.

El término cadena cinemática se puede aplicar al conjunto de huesos y articulaciones que conforman cada uno de los dedos [11]. El dedo índice y el dedo pulgar forman una cadena cinemática cerrada cuando juntan sus yemas en un pellizco, con los huesos metacarpianos y del carpo cerrando la cadena. Estas cadenas se pueden estudiar de forma cinemática o dinámica, sin embargo debido a que los movimientos de las manos y los dedos son lentos, los efectos inerciales son normalmente despreciables, lo que permite que se analicen de manera estática.

Dentro de la gama de movimientos, las articulaciones interfalángicas (IF) se pueden considerar como articulaciones tipo bisagra que brindan movimientos de flexión y extensión. En la mano cada articulación interfalángica tiene por lo menos 90° de movimiento. Las articulaciones metacarpofalángicas (MCF) se consideran articulaciones universales, ya que no sólo ejecuta movimiento de flexo-extensión con un rango de 90°, sino que también de abducción aducción, con un rango de movimiento de 20° a 30° cuando los dedos están extendidos.

Si se estudian en conjunto los movimientos de las articulaciones anteriores durante el movimiento de flexo-extensión, se puede ver que las articulaciones MCF e IF consiguen que el dedo describa una trayectoria. El estudio del recorrido de flexo-extensión revela que está dividido en dos fases diferentes [11]:

- La fase metacarpofalángica, que supone un 77% del rango de movimiento.
- La fase interfalángica, que supone un 23% del rango de movimiento (véase Figura 2.18).

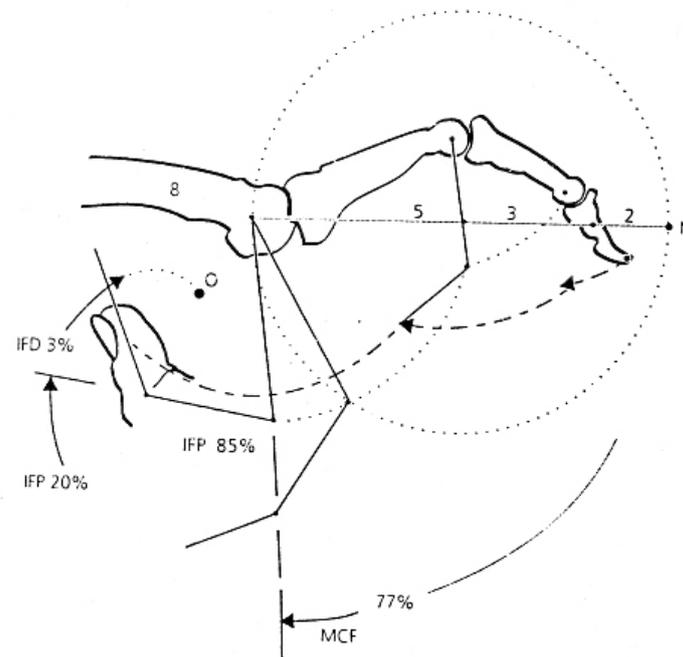


Figura 2.18. Rangos de movimiento de las falanges [11].

La articulación IFP contribuye en un 85% a obtener el movimiento total, mientras que la articulación IFD aporta un 15%, por tanto es más funcional la articulación IFP y es ésta la que se deberá de preservar íntegra.

REFERENCIAS:

- [1] Alejo Avello. Teoría de Máquinas. Segunda Edición. Tecnun - Universidad de Navarra.
- [2] Meroslaw Vitali, Kingsley P. Robinson, Brian G Andrews, Edwards E Harris. “Amputaciones y Prótesis”. Editorial JIMS.
- [3] http://biomed.brown.edu/Courses/BI108/BI108_2003_Groups/Hand_Prosthetics/history.html. (Enero 2015)
- [4] M. Vergara et al. Resultados de un trabajo de campo sobre agarres utilizados en tareas cotidianas. XIX Congreso Nacional de ingeniería mecánica, 2012, 1-8.
- [5] G. Trebes, W. Uribe. “Prótesis del miembro superior. Entrenamiento fisioterápico del amputado”. Ediciones Toray, S.A. Barcelona 1973 : 1- 4
- [6] <http://www.ottobock.com>. (Diciembre 2014)
- [7] <http://www.ortopediamostkoff.com.mx/catalogo>. (Enero 2015)
- [8] Dorador G.J.M.; Flores, L.R.I; Juárez M. A.M.; “Actualidad y tendencias en el diseño de prótesis de miembro superior”, Memorias X Congreso Anual, Sociedad Mexicana de Ingenieros Mecánicos.
- [9] W. Spalteholz. “Atlas de Anatomía Humana, huesos articulaciones y ligamentos”. Ed. Labor S.A. Barcelona 1967.
- [10] Sobota. “Atlas de Anatomía Humana, cabeza, cuello y miembro superior”. Tomo I
- [11] Mario Comín “Biomecánica articular y sustituciones protésicas”, ISBN 9788492121083, Ed. INSTITUTO DE BIOMECANICA DE VALENCIA (1998).

3. ESTADO DEL ARTE

3.1. Historia de las prótesis

La primera prótesis de miembro superior registrada data del año 2000 a. C., fue encontrada en una momia egipcia; la prótesis estaba sujeta al antebrazo por medio de un cartucho adaptado al mismo.

Posteriormente, con el manejo del hierro, el hombre pudo construir manos más resistentes que pudieran ser empleadas para portar objetos pesados, tal es el caso del general romano Marcus Sergius que, durante la Segunda Guerra Púnica (218-202 a. C.), mandó a que se le fabricara una mano de hierro con la cual portaba su espada, ésta es la primera mano de hierro registrada.

En la búsqueda de mejoras en el año de 1400 se fabricó la mano de Alt-Ruppin construida también en hierro, constaba de un pulgar rígido en oposición y dedos flexibles, los cuales eran flexionados pasivamente; éstos se podían fijar mediante un mecanismo de trinquete y además tenía una muñeca movable.

El empleo del hierro para la fabricación de manos era tan recurrente, que hasta Goethe da nombre a una de sus obras inspirado en el caballero germano Götz von Berlichingen, por su mano de hierro, mostrada en la Figura 3.1 [1].



Figura 3.1. Mano de Hierro de Götz von Berlichingen [2].

No es sino hasta el siglo XVI, que el diseño del mecanismo de las prótesis de miembro superior se ve mejorado considerablemente, gracias al médico militar francés Ambroise Paré, quien desarrolló el primer brazo artificial móvil a nivel de codo llamado "Le petite Loraine", véase Figura 3.2. El mecanismo era relativamente sencillo, los dedos podían abrirse o cerrarse presionando o traccionando, además de que constaba de una palanca por medio de la cual el brazo podía realizar la flexión o extensión a

nivel de codo. Paré también diseñó la primera mano estética de cuero, con lo que da un nuevo giro a la utilización de materiales para el diseño de prótesis de miembro superior.

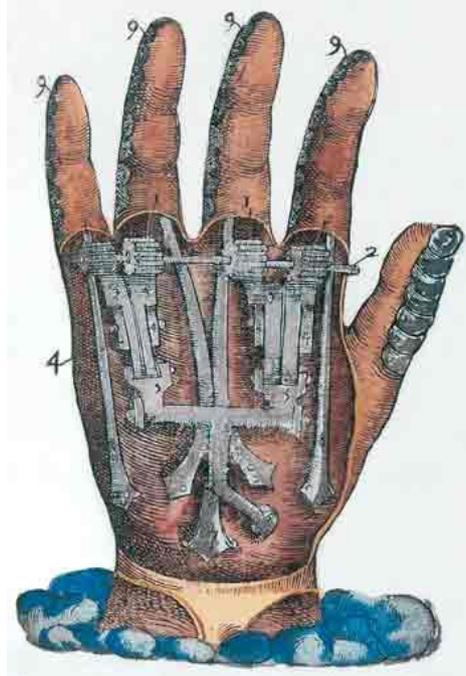


Figura 3.2. "Le Petite Loraine" [3].

En el siglo XIX se emplearon el cuero, los polímeros naturales y la madera en la fabricación de prótesis; los resortes contribuyeron también al desarrollo de nuevos mecanismos para la fabricación de elementos de transmisión de fuerza y para la sujeción.

Entre las innovaciones más importantes al diseño de las prótesis de miembro superior, se encuentra la del alemán Peter Beil. El diseño de la mano cumplía con el cierre y la apertura de los dedos, era controlada por los movimientos del tronco y hombro contra lateral, dando origen a las prótesis autopulsadas.

Otra modificación importante en el diseño de prótesis de miembro superior, fue la del escultor holandés Van Petersen, que logró el movimiento de flexo-extensión a nivel de codo con el sistema de autopulsión. Más tarde el Conde Beafort dió a conocer un brazo con flexión del codo activado al presionar una palanca contra el tórax, aprovechando también el hombro contra lateral como fuente de energía para los movimientos activos del codo y la mano. La mano constaba de un pulgar móvil

utilizando un gancho dividido sagitalmente, parecido a los actuales ganchos Hook (véase Figura 3.3).



Figura 3.3. Brazo del tipo Conde Beafort [2].

3.1.1. Diseño de prótesis en el siglo XX

Para el siglo XX, el objetivo de que los amputados regresaran a su vida laboral fue alcanzado gracias a los esfuerzos del médico francés Gripoulleau, quien realizó diferentes accesorios que podían ser usados como unidad terminal (véase Figura 3.4) tales como anillos, ganchos y diversos instrumentos metálicos que brindaron la capacidad de realizar trabajo de fuerza o de precisión.



Figura 3.4. Accesorios para la prótesis [2].

En el año de 1912 en Estados Unidos, Dorrance desarrolló el Hook, que era una unidad terminal que abría activamente mediante movimientos de la cintura escapular y además se cerraba pasivamente por la acción de un tirante de goma. Casi al mismo tiempo fue desarrollado en Alemania el gancho Fischer cuya ventaja principal era que poseía una mayor potencia y diversidad en los tipos de prensión y sujeción de los objetos.

Cinco años más tarde en Estados Unidos se fundó la “American Limb Makers Association”, lo que produjo una revolución en los materiales empleados para la construcción de prótesis, volviéndose estos más ligeros y dúctiles. En esta época se generalizó la utilización de fibras sintéticas, polímeros y aleaciones de aluminio.

Después, en 1918 tras la Primera Guerra Mundial, aumentó considerablemente la cantidad de amputados y el empleo de prótesis solucionó rápida y eficazmente el problema ya que estas manos eran intercambiables según las diferentes ocupaciones del paciente.

El origen de las prótesis mioeléctricas se dio en Alemania gracias a Sauerbruch, quien logró idear como conectar la musculatura flexora del antebrazo con el mecanismo de la mano artificial, mediante varillas de marfil que hacían pasar a través de túneles cutáneos, haciendo posible que la prótesis se moviera de forma activa debido a la contracción muscular.

Fue hasta 1946 cuando se crearon sistemas de propulsión asistida, dando origen a las prótesis neumáticas y eléctricas. Un sistema de propulsión asistida es aquel en el que el movimiento es activado por algún agente externo al cuerpo. Uno de los sistemas protésicos de propulsión asistida es el neumático, el cual fue empleado de manera recurrente durante la crisis de Dismelia en Alemania en 1962 [3], debido a que éste brindaba la opción de que el paciente mantuviera la función táctil activa gracias a las prótesis de terminal abierta, el cual es un sistema de fijación en el que el muñón asoma por el final de la prótesis.

Las prótesis con control mioeléctrico comenzaron a surgir en el año de 1960 en Rusia. Esta opción protésica funciona con pequeñas diferencias de potencial extraídos durante la contracción de las masas musculares del muñón, siendo estos conducidos y amplificados para obtener el movimiento de la misma. En sus inicios, este tipo de prótesis solo era colocada para amputados de antebrazo, logrando una fuerza prensora de dos kilogramos.

En 1962 surgieron las prótesis de esqueleto cilíndrico, las cuales poseían un armazón formado por tubos metálicos o de diferentes materiales sintéticos, cubiertos de una

sustancia esponjosa, logrando así una apariencia más cercana a la de un brazo sano. Esta prótesis se desarrolló en la Universidad de Münster, Alemania.

También se buscó el desarrollo de una prótesis accionada por variaciones de campos electromagnéticos, cuya fuente motora fueron los relieves musculares que aparecían durante la contracción de los mismos. La fuerza de prensión dependía de las contracciones, variando éstas desde violentas a pequeñas según el resultado esperado. Simultáneamente se construyó un brazo artificial accionado fonoacústicamente, éste brinda la ventaja de que el paciente no depende de músculos supletorios o de cualquier otra ayuda.

Las órdenes son transmitidas por medio de un micrófono incorporado a la prótesis con movimientos predeterminados por la programación. El interés en el diseño de prótesis se globalizó durante los años 60; en Austria e Italia se crearon centros de investigación orientados al desarrollo y perfeccionamiento de las prótesis de antebrazo con mando eléctrico.

El avance tecnológico creció rápidamente a partir de esta época, propiciando que las prótesis de miembro superior se pudieran adaptar a casi cualquier nivel de amputación, incluyendo desarticulado de hombro, para todas las opciones protésicas.

3.2. Modelos recientes

En el presente apartado se ha realizado una búsqueda de modelos y prototipos de manos protésicas antropomórficas que se han ido creando y desarrollando a lo largo de los últimos años [4]. Para ello se han seleccionado aquellos modelos de los cuales se podía acceder al mayor número de información, dado que en muchas ocasiones los desarrolladores de las mismas tienden a ocultar datos tan importantes como el modo de funcionamiento o métodos de accionamiento.

Con ello se han elegido un número total de 15 modelos, habiéndose barajado y excluido previamente una cifra de aproximadamente 55 o 60.

Considerando el gran número de variables por las cuales se podrían agrupar o clasificar los modelos seleccionados, finalmente ha resultado favorable la definición de las siguientes características dado su gran capacidad de revelar su complejidad:

- Número de actuadores.
- Numero de grados de libertad o GDL.
- Tipo de transmisión utilizada.
- Tipo de actuador.

Asimismo el ejemplo de otras variables por las cuales no se optó pero sí se barajaron en una primera fase fueron tales como: el peso total de la prótesis, los materiales con los que se realizan los distintos elementos que la conforman, el precio de venta al público o presupuesto orientativo de ejecución de la misma, tipos de agarre que es capaz de realizar o fuerza prensil máxima a la que puede llegar al agarrar un objeto.

A continuación en la Tabla 3.1 se muestra el nombre de cada una de las manos analizadas junto con la información de su correspondiente variable clasificatoria.

Nº	Modelo	Tipo de Transmisión	Tipo de Actuador	Nº GDL	Nº de Actuadores
1	Smart Motor Hand	Cable con repliegue mediante muelle	Motor DC rotativo	24	20
2	EH1 Milano Hand	Cable con repliegue mediante muelle	Motor DC rotativo	16	6
3	H2 Hand	Cable con repliegue por tira elastomérica exterior	Motor DC rotativo	12	5

4	Harada Hand	Cable con repliegue mediante muelle	Motor DC rotativo	12	5
5	MechaTE Hand	Mecanismo de 4 barras	Servomotor con accionamiento lineal	14	5
6	MAC Hand	Cable	Motor DC rotativo	12	16
7	Maeno Hand	Cable	Aleación con memoria de forma(SMA)	20	8
8	Keio Hand	Correas y Poleas	Motor ultrasónico rotativo	20	20
9	SKKU Hand II	Correas y Poleas	Motor DC rotativo	13	7
10	NAIST hand I	Engranajes	Motor DC rotativo	15	12
11	BEBionic Hand I	Cable	Motor DC rotativo	16	5
12	SPRING Hand	Correas y Poleas	Motor DC rotativo	8	1
13	Dalley et al. Hand	Cable con repliegue mediante muelle	Motor DC rotativo	16	5
14	KAWIKAWA Maeno Hand	Mecanismo de eslabones	Motor DC rotativo	15	1
15	HIT-DLR Hand	Mecanismo de 4 barras	Motor DC rotativo	13	3

Tabla 3.1. Resumen de las manos elegidas para el estudio [4].

3.2.1. Clasificación según el tipo de transmisión.

Hay una tendencia a la utilización de modelos para transmitir el movimiento desde el actuador hasta aquellos puntos donde existe una articulación que gobernar, mediante un conjunto de cables o tendones. Esto se demuestra cuando 7 de las 15 manos analizadas (Smart Motor Hand, EH1 Milano Hand, H2 Hand, Harada Hand, Mac Hand, Maeno Hand y el modelo propuesto por Dalley et al.) han optado por esta solución. Esta se basa en el paso de un cable a lo largo de las falanges (bien sea por el interior de ellas mediante conductos ya realizados durante el proceso de fabricación o por el exterior mediante el uso de fundas similares a las utilizadas en el sistema de frenos de una bicicleta convencional) que sea lo suficientemente resistente como para que cuando un motor tire de él, sea capaz de flexionar todos los dedos y soportar la fuerza ejercida sobre un objeto para agarrarlo.

En la Figura 3.5 se muestra una solución llevada a cabo en el diseño de la mano número 13 de la tabla anterior, la cual opta por el paso del conjunto de cables por el interior de la estructura mediante conductos previamente realizados.

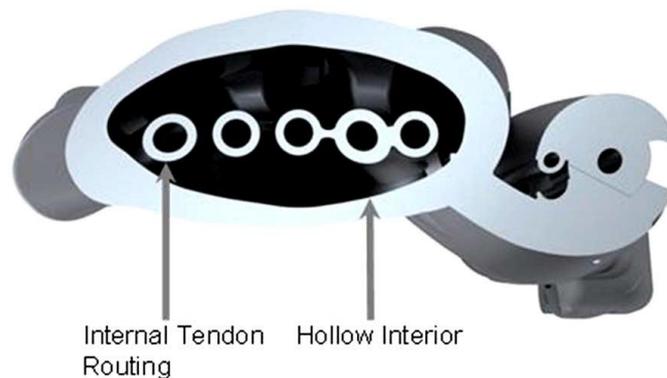


Figura 3.5. Sección transversal de la base de la palma de la mano donde se aprecian los conductos para los tendones y la estructura con el interior hueco.

Mediante el uso de este sistema se consigue el plegado de las falanges, pero la problemática recae a la hora de retraer el dedo otra vez hacia atrás. Las soluciones adoptadas para solventarlo en diferentes modelos de prótesis fueron entre otras: el uso de un sencillo sistema de muelles colocados en las articulaciones interfalángicas, el diseño de una pieza que actúa como articulación construida con un material elastomérico que recobra la forma al cesar la fuerza ejercida por el cable o el recubrimiento del dedo por la parte exterior de una delgada tira elastomérica.

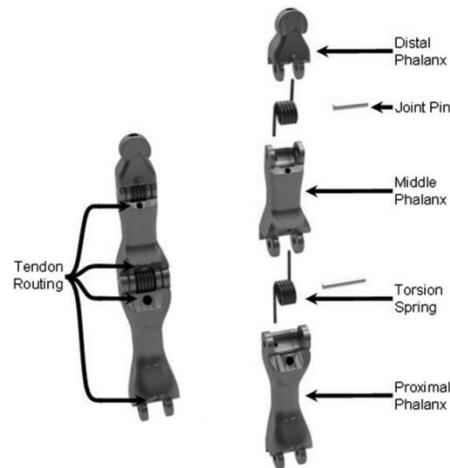


Figura 3.6. Vista de conjunto y de explosión del dedo para clarificar el montaje del sistema retráctil mediante muelles de torsión.

Otra de las transmisiones que se han implementado en 3 manos (Keio Hand, Spring Hand y SKKU Hand) ha sido un sistema compuesto por correas y poleas. Una de las ventajas que se destaca en la utilización de este sistema es principalmente la protección de los motores al asegurar que el movimiento solamente se pueda transmitir desde la polea motriz hasta la conducida y no al contrario, además de la reducción considerable del ruido gracias al uso de correas sincronizadoras.

En la Figura 3.7 observamos la distribución tanto de motores como de poleas para lograr el movimiento en cada articulación del dedo.

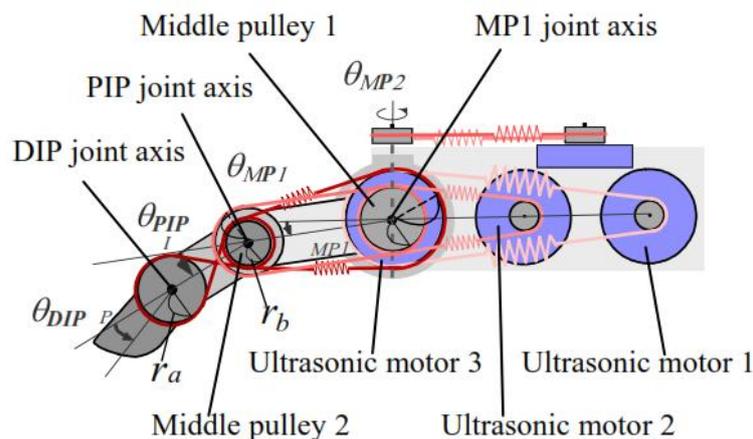


Figura 3.7. Modelo de transmisión compuesto por poleas y correas utilizado en la prótesis Keio Hand.

El mecanismo de 4 barras ha sido también elegido como solución al problema de transmitir el movimiento desde el actuador hasta todos los demás elementos en otras dos manos (MechaTE Hand y HIT-DLR Prosthetic Hand). Uno de los modelos más

utilizados es el mecanismo de Toronto, el cual brinda la posibilidad de tener tres falanges articuladas de la manera más sencilla, eliminando el empleo de motores para dar movimiento a las articulaciones. Este consta de seis eslabones que se dividen en tres mecanismos de cuatro barras cada uno como bien se especifica en la Figura 3.8.

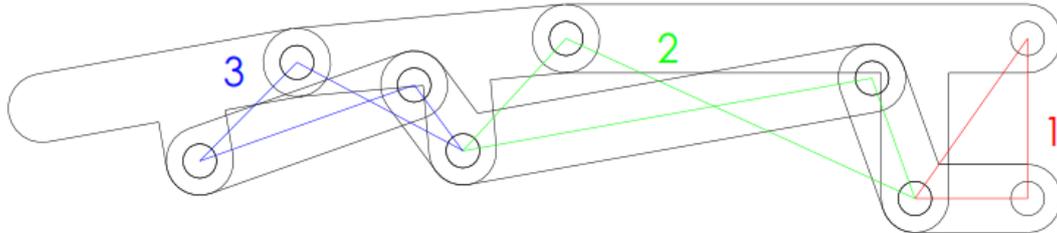


Figura 3.8. Esquema simplificado de las distintas barras que conforman el mecanismo de Toronto.



Figura 3.9. Modelo real de la MechaTE Hand usando dicho mecanismo.

Por otra parte existen más modelos de transmisión como el utilizado en la mano número 14 de la tabla, Kawikawa Maeno llamado "Dogleg Link". Tal y como se aprecia en la Figura 3.10, éste consta de una serie de eslabones interconectados entre sí

mediante un conjunto de tendones que van variando la fuerza ejercida en cada dedo en función de la forma del objeto que se esté agarrando.

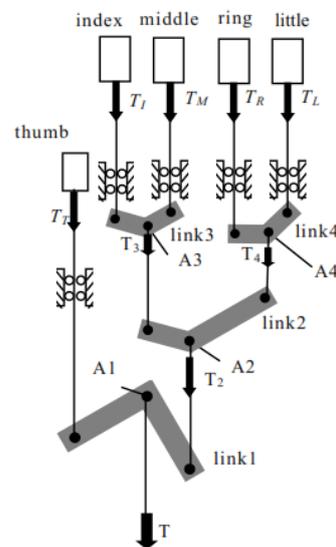


Figura 3.10. Esquema simplificado de los eslabones que conforman el mecanismo "Dogleg Link".

Con ello la mano posee un movimiento independiente para cada uno de los cinco dedos ayudándose de tan solo un actuador siendo además capaz de agarrar tanto objetos esféricos como cónicos. Asimismo puede variar y ajustar la distribución de la fuerza de agarre dependiendo del tamaño del objeto así como tomar cuerpos con geometrías moderadamente complejas.

Cuando el tendón empieza a aplicar una fuerza T , los cinco dedos inician su movimiento a la vez que emprenden el contacto con el objeto. Una vez las falanges de cada dedo van contactando con la superficie del elemento a agarrar, se detiene el movimiento de los dedos iniciándose una rotación de los distintos eslabones de los que se compone el mecanismo. Gracias a esta rotación, los dedos que aún no han contactado con el objeto pueden seguir moviéndose hasta conseguirlo.

Una ejemplificación de la utilidad de este diseño se ve en el agarre de un cilindro pequeño y otro de dimensiones mayores. Para tomar idea de ello hay que referenciarse a la Figura 3.11.

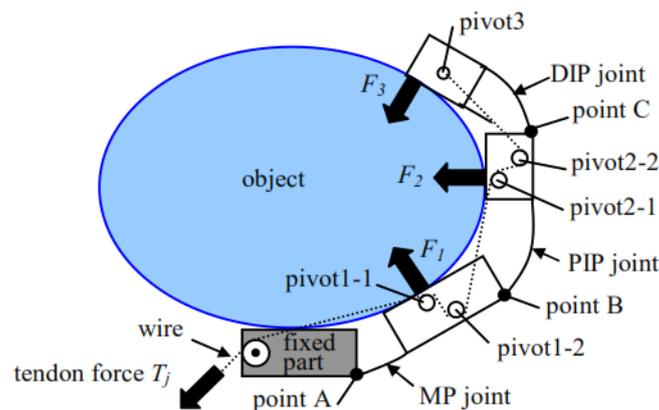


Figura 3.11. Funcionamiento de las distintas articulaciones que forma el mecanismo del dedo de la mano n° 14 Kawikawa Maeno.

Cuando la prótesis agarra el cilindro de mayor tamaño los cinco dedos se curvan uniformemente cierto grado con lo que la barra 1 rota tan apenas. En cambio, en el caso de agarrar un cilindro de dimensiones menores, los cuatro dedos excepto el pulgar experimentan una gran curvatura hasta agarrar el objeto. Produciendo en la barra 1 una rotación considerable. En el primer caso la fuerza de mayor magnitud se distribuye al dedo pulgar, mientras que en el segundo caso, se distribuye mayormente a los cuatro dedos menos al pulgar. Esto se debe a la variación de longitud del brazo de momento del eslabón 1.

Finalmente, en el modelo de mano presentado n° 10 (Naist Hand I) se ha servido de un complejo sistema compuesto por engranajes desde la salida del eje motor hasta cada falange. Este modelo en concreto se muestra en la Figura 3.12.

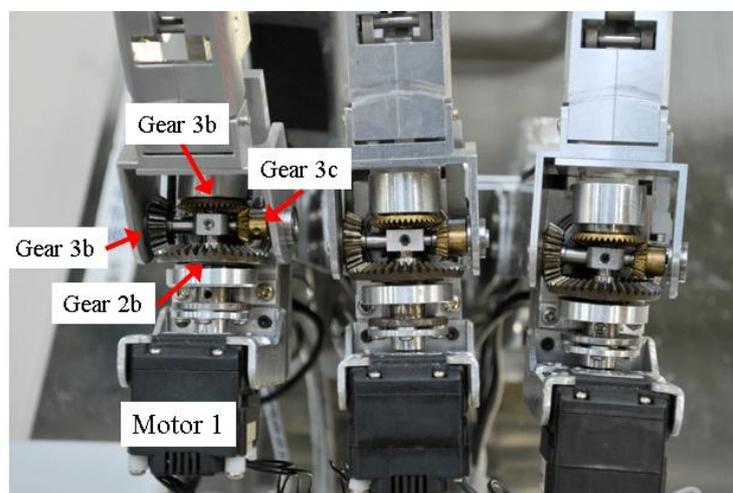


Figura 3.12. Mecanismo de engranajes usado en la mano n° 10 Naist Hand I.

3.2.2. Clasificación según el tipo de actuador.

El sistema de actuación está compuesto básicamente por los elementos encargados de producir la potencia mecánica del sistema, estos elementos son comúnmente llamados actuadores, que son dispositivos capaces de generar una fuerza a partir de líquido, energía eléctrica o gaseosa. De acuerdo a esta definición podemos distinguir tres tipos de actuadores: hidráulicos, neumáticos y eléctricos (Como se muestra en la Figura 3.13)

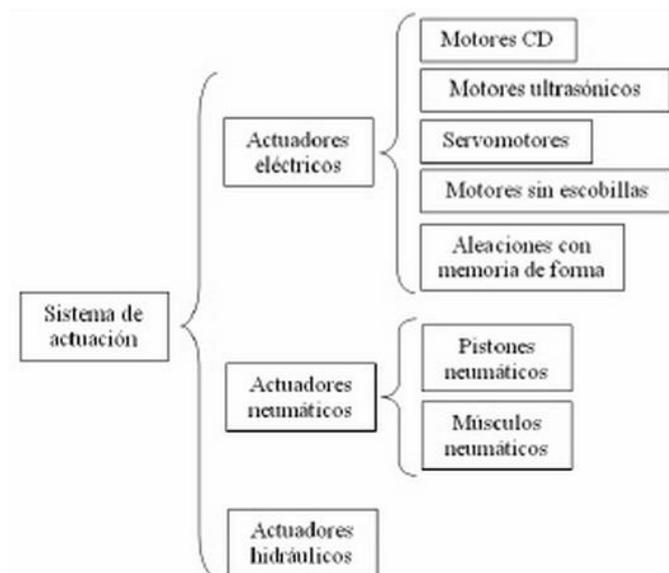


Figura 3.13. Tipos de actuadores más utilizados en la creación de manos protésicas.

Estos sistemas se diferencian unos de otros no sólo en el principio de funcionamiento, ya que hay factores muy relevantes como el ruido, cantidad de energía consumida, tamaño, peso, eficiencia, potencia alcanzada, entre otros.

En este estudio se ha podido corroborar que los actuadores eléctricos son los más ampliamente usados por los diseñadores de prótesis de mano dado su 100% de utilización en los 15 diferentes modelos analizados. Estos presentan una serie de ventajas sobre los otros tipos de actuadores, como alta eficiencia, gran disponibilidad y los tamaños compactos.

Además, dentro de los actuadores eléctricos el más común es el motor de corriente directa (DC), utilizado en 13 de 15 manos y que está constituido por un estator y un rotor, el estator contiene uno o más devanados por cada polo, los cuales están diseñados para llevar intensidades de corriente directa que produce un campo magnético. El rotor y su devanado está ubicados en la trayectoria de este campo magnético y cuando el devanado lleva intensidad de corriente se desarrolla un par que

hace girar el motor. Hay un conmutador conectado al devanado de la armadura, sin éste el motor solo podría dar una fracción de vuelta y luego se detendría. Algunas de las ventajas de este tipo de motores son el buen rendimiento y fiabilidad, bajo costo, respuesta rápida, además si el voltaje aplicado en sus terminales es inverso el sentido de giro también lo es. Por otro lado producen fricción y por consecuencia calor y ruido, generan chispas, el rotor está sujeto a fuerzas centrífugas y el par máximo se produce a altas velocidades.

Los servomotores son otro tipo de actuadores utilizados en este caso en el modelo de la MechaTE Hand, que a grandes rasgos consiste en un motor CD, que permite situar el eje de salida en una determinada posición angular, mediante una señal externa de control. Está formado por carcasa, motor, engranes que reducen la velocidad del motor y aumentan el par de salida, circuito electrónico que controla la posición de salida, potenciómetro que se utiliza como sensor para conocer la posición del eje de salida. Por lo general un servomotor puede girar aproximadamente 180 grados. Las ventajas que presenta son: relativamente fácil de controlar, puede ser conectado directamente a microcontroladores, su eje puede ser llevado a una posición específica, es eficiente. Sin embargo, algunas de sus desventajas son: que no gira de manera continua, para evitar interferencia en los circuitos electrónicos es conveniente conectar la alimentación de los servomotores a una fuente diferente a la usada para los circuitos de control. Desafortunadamente, al utilizar este tipo de motores se requiere que el movimiento completo del dedo se pueda realizar con el giro de 180° del eje de salida del servomotor. Cuando se utiliza este actuador ya no es necesario un sistema de reducción de velocidad.

Asimismo, dentro de los motores encontramos a los ultrasónicos, también utilizado solamente en el desarrollo de un modelo (Keio Hand). Estos son motores eléctricos formados principalmente por 4 componentes (rotor, estator, electrodo y material piezoeléctrico). El elemento encargado en generar las microdeformaciones a partir de un nivel de voltaje es el material piezoeléctrico, este se encuentra adherido a un electrodo que se encarga de transmitir las señales de excitación, estos dos componentes se acoplan al estator que transmitirá el movimiento por fricción al rotor. El principio de funcionamiento de los motores ultrasónicos de onda viajera es el de crear un movimiento elíptico en el punto de contacto entre el rotor y el estator que da lugar al movimiento del motor.

Sus ventajas son: elevado par a bajas velocidades, rápida respuesta y buena parada con lo que se logra una buena controlabilidad, funcionamiento silencioso, estructura simple, no le afectan campos magnéticos externos ni los genera, eficiencia insensible a la miniaturización.

Sin embargo, sus principales desventajas son: necesita un suministro de potencia de alta frecuencia, bajo tiempo de vida útil debido a la alta fricción entre el estator y el rotor y la caída en las características par-velocidad con el tiempo

Finalmente el prototipo de la MAENO Hand hizo uso de actuadores no convencionales, como es el caso de las aleaciones con memoria de forma (SMA), que se pueden considerar como actuadores eléctricos debido a que utilizan de este tipo de energía para su funcionamiento. Son aleaciones metálicas a las cuales estando a temperatura relativamente fría se deforman mediante la acción de una carga externa, una vez retirada la carga puede regresar a la forma que tenían originalmente mediante un simple calentamiento (generalmente se hace pasar una corriente eléctrica). Las ventajas más significativas que presentan cuando son utilizadas en prótesis son: la generación de movimientos lineales, actuador muy ligero, pueden ser manufacturadas en casi cualquier forma y tamaño, tienen un alto nivel de recuperación plástica, resisten la corrosión y son estables frente a aplicaciones cíclicas.

En cambio se requiere el manejo de temperaturas altas, tiene movimientos poco precisos, falta de control en el tiempo de enfriado y su eficiencia energética es baja. Desafortunadamente debido a las características del actuador, se pronostica difícil su uso, por lo menos en algunos años, en prótesis de mano ya que el aumento de temperatura es un factor indeseable, además para lograr suficiente deformación como para lograr un movimiento completo de un dedo se requiere de una cantidad considerable de SMA, aumentando entre otras cosas la energía consumida.

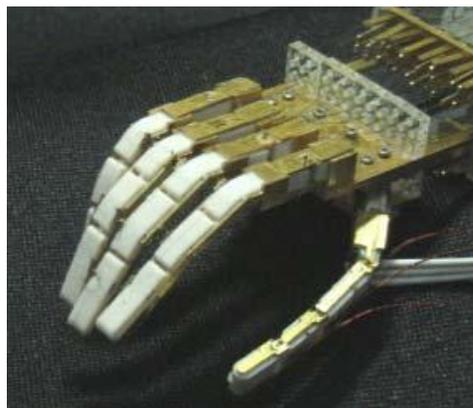


Figura 3.14. Vista global de la prótesis Maeno Hand.

3.2.3. Clasificación según el número de actuadores y grados de libertad.

Refiriéndose particularmente a las prótesis de mano, podemos identificar dos tipos de grados de libertad: DoM y DoF (por sus siglas en inglés). Los DoF indican el total de articulaciones de la prótesis (Figura 3. 15a). Los DoM son grados de libertad, indican la cantidad de articulaciones accionadas por actuadores (Figura 3. 15b). Por ejemplo, un dedo con 3 articulaciones el cual utilice un motor para su movimiento tendrá 3 DoF y 1 DoM.

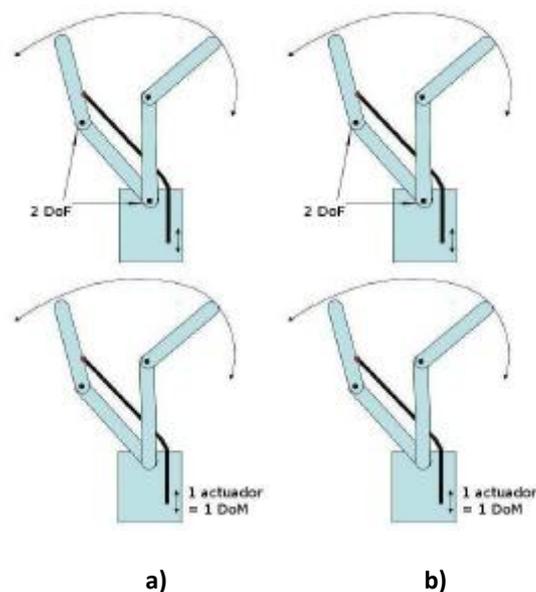


Figura 3. 15. Representación de DoF y DoM

Cuando en un mecanismo hay menos actuadores que DoF se dice que es subactuado. El nivel de subactuación (UL) se define como $UL = DoF - DoM$. Por otro lado, cuando un mecanismo tiene más actuadores que DoF se dice que es un mecanismo sobreactuado.

En el diseño de prótesis de mano, y particularmente en los dedos, la subactuación es importante y deseable debido a que se pueden utilizar menos actuadores para lograr resultados similares en cuanto a movimiento, logrando beneficios inmediatos como disminución del peso, menor consumo energético, menos parámetros a controlar, entre otros.

Sin embargo, un excesivo grado de subactuación conduce a resultados no deseables como pérdida de precisión y control en los movimientos.

En la actualidad en la mayoría de proyectos de prótesis se utilizan mecanismos subactuados, algunos con un alto grado de subactuación como por ejemplo la

"KAWIKAWA Maeno Hand" o la "Spring Hand", las cuales utilizan un solo actuador para lograr el movimiento de sus 8 y 15 DoF respectivamente y así producir la flexión de todos los dedos.

Hay otras prótesis de manos robóticas antropomórficas que utilizan un actuador para mover las articulaciones de uno o más dedos como por ejemplo la "EH1 Milano Hand", "Harada Hand" o "SKKU Hand" que utilizan 6, 5 y 7 actuadores respectivamente, para mover 16, 12 y 13 DoF.

Existen también prótesis como "KEIO Hand" cuyos DoF son igual a los DoM, es decir tienen un actuador por cada articulación.

Por obvias razones, hasta ahora no se han diseñado prótesis con mecanismos sobreactuados, sin embargo manos robóticas antropomórficas como la "Smart Motor Hand" que utiliza un arreglo antagónico de cables para accionar cada articulación, resultando necesario utilizar dos actuadores por cada una.

Dado que en la Figura 3.16 y la Figura 3.17 se muestra que la mayor parte de las prótesis consta de entre 5 a 10 actuadores para gobernar una mayoría de 10 a 20 grados de libertad, se puede corroborar que la mayoría de manos poseen mecanismos subactuados.

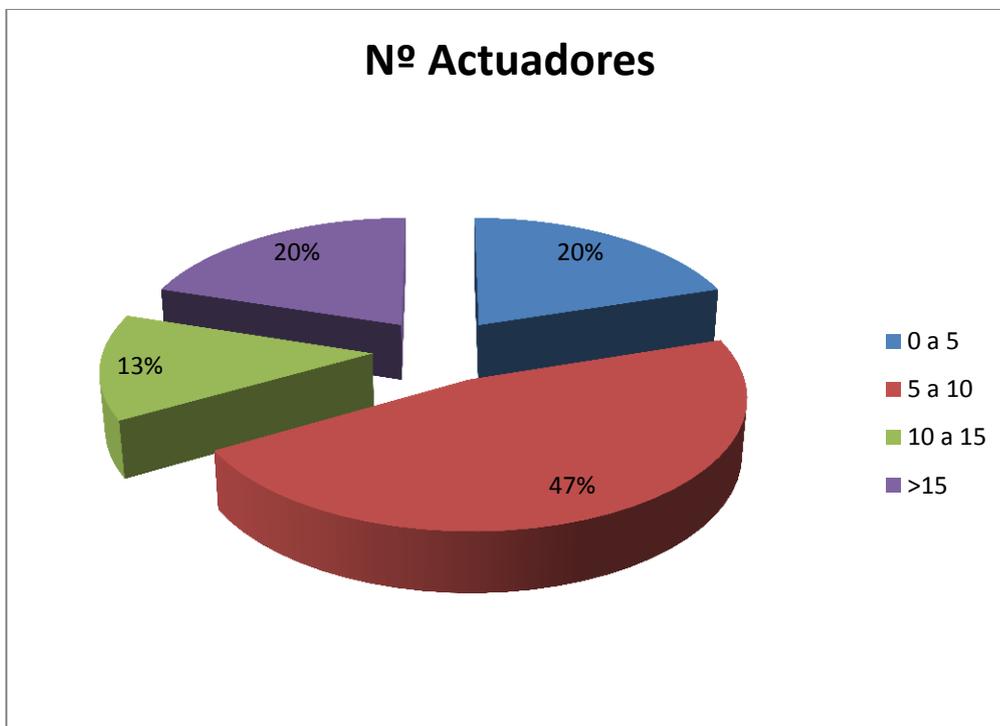


Figura 3.16. Representación del nº de actuadores entre las 15 manos analizadas.

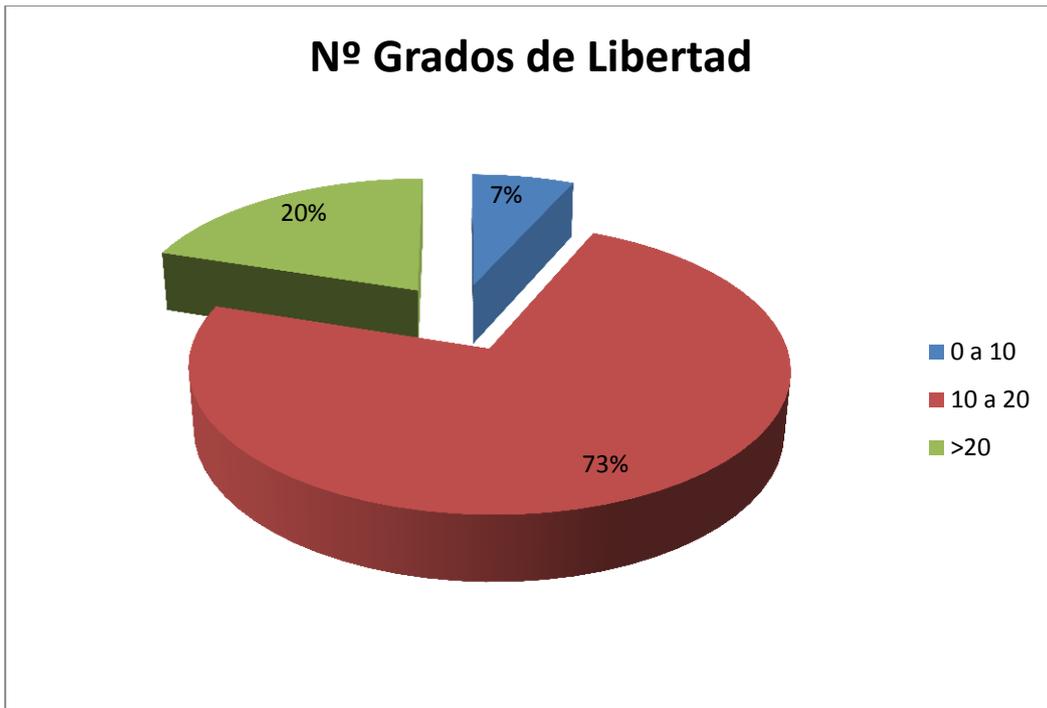


Figura 3.17. Representación del nº de grados de libertad entre las 15 manos analizadas.

REFERENCIAS:

- [1] Meroslaw Vitali, Kingsley P. Robinson, Brian G Andrews, Edwards E Harris. “Amputaciones y Prótesis”. Editorial JIMS.
- [2] http://biomed.brown.edu/Courses/BI108/BI108_2003_Groups/Hand_Prosthetics/history.html. (Enero 2015)
- [3] <http://www.personal.psu.edu/users/j/u/jus149/handfinger/overview/over>. (Enero 2015)
- [4] <http://mindtrans.narod.ru/hands/hands.htm> (Septiembre 2014)

4. DISEÑO CONCEPTUAL

4.1. Especificaciones de Diseño

Las especificaciones del prototipo de prótesis de mano deben enfocarse por una parte en satisfacer las necesidades del paciente, además de ayudar en las labores de investigación que desarrolla el Grupo de Biomecánica y Ergonomía de la Universidad Jaume I (BE-UJI) entorno a la caracterización y simulación de las tareas de agarre desempeñadas por la mano humana. Debido a que para la realización de este prototipo no se contó con ningún paciente, entonces las especificaciones de diseño que se mencionan a continuación, se establecieron tomando en cuenta las necesidades que se creyeron importantes de mejorar, (funcionamiento, costo, etc.) con respecto a otros tipos de prótesis existentes en el mundo así como facilitar la exploración y análisis de los movimientos de un prototipo real de mano protésica.

A continuación se presentan las especificaciones del prototipo, las cuales debe cumplir la prótesis. No obstante, se han planteado cierto número de especificaciones que presentan un carácter de deseo o cumplimiento no indispensable.

4.1.1. Funcionamiento

El prototipo de prótesis de mano tiene como propósito realizar algunos de los movimientos de la mano humana, teniendo como prioridad la precisión y no la fuerza de los mismos. Es decir, se prefiere la buena reproducibilidad de los movimientos de apertura y cierre de la mano al agarrar los objetos antes que la capacidad de poder ejercer grandes fuerzas sobre los mismos.

El prototipo reemplazará una mano derecha, puesto que en la inmensa mayoría de los casos es la que más se utiliza para realizar todo tipo de movimientos y contará con cinco dedos; todos los dedos se moverán de manera independiente cada uno movido con su propio actuador.

Los movimientos que podrá realizar el prototipo son los siguientes:

- La mano se encontrará normalmente abierta y podrá cerrarse hasta alcanzar las posiciones deseadas.
- El prototipo de mano realizará prensión en punta fina (Figura 4.1.a), con la punta de los dedos (Figura 4.1.b) y prensión en gancho (Figura 4.1.c).

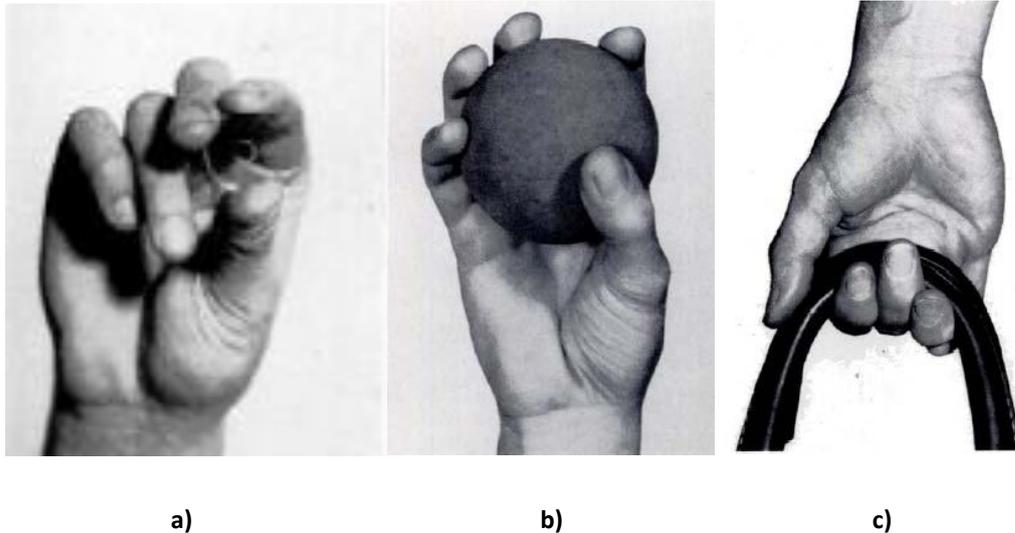


Figura 4.1. Esta figura muestra tres de las cinco prensiones de la mano. a) Prensión de punta fina, b) prensión en punta con los dedos, c) prensión en gancho.

Los dedos realizarán los movimientos siguientes: los dedos índice, medio, anular y meñique podrán flexionarse y extenderse simulando el movimiento natural de los dedos y el dedo pulgar cumplirá con el movimiento de oposición similar al de la mano.

En el prototipo de prótesis se podrán obtener diferentes posiciones preestablecidas al combinarse los movimientos independientes, centrandose su funcionalidad en el movimiento del pulgar.

Toda la energía eléctrica necesaria para actuar el prototipo se proporcionará gracias a la utilización de baterías recargables, pudiéndose añadir algún tipo de indicador acústico o luminoso para advertir de la situación de baja carga.

4.1.2. Ambiente

La prótesis será diseñada para un hombre adulto de edad promedio (35 años de edad), amputado de antebrazo derecho y con un nivel de amputación a 2/3 por debajo del codo y será funcional bajo las siguientes condiciones y restricciones:

- Los rangos de temperatura, presión y humedad bajo los que trabajará la prótesis serán los estándares de la ciudad de Castellón de la Plana, es decir, una temperatura de 23 °C, una presión atmosférica de 78 kPa y una humedad relativa del 65%.

- No se podrá sumergir ni estar expuesta a ningún líquido, excepto en la zona de las falanges, donde sí se debe permitir.
- Deberá resistir pequeños impactos ocasionados por contacto accidental, así mismo deberá soportar vibraciones suaves, y no podrá ser utilizada como herramienta de golpeo.
- Podrá ser utilizada en actividades sencillas de la vida cotidiana que no requieran grandes esfuerzos, tales como comer y escribir.

4.1.3. Instalación y Mantenimiento

Para su instalación y mantenimiento no se requerirán herramientas especiales. El mantenimiento será de naturaleza preventiva, sencilla y se realizará para el sistema mecánico, el electrónico y en su caso el de control.

Se realizará un mantenimiento correctivo cuando la prótesis lo requiera, es decir, cuando algún elemento de ésta se halla dañado. Se diseñará una configuración que facilite el acceso y reemplazo de los componentes dañados, además se utilizarán piezas que sean fáciles de adquirir o fabricar.

4.1.4. Costo del Producto

Se busca que el costo de la prótesis sea menor al costo de las prótesis mioeléctricas existentes o en su defecto que no supere los 1200 €.

4.1.5. Competencia

Existen diversas compañías en el mundo dedicadas al diseño y venta de prótesis de miembro superior; *Ottobock*, *Hosmer* y *Dorrance* son algunas de las empresas líderes en cuanto a calidad y diseño. A nivel nacional se han desarrollado algunos diseños de prótesis eléctricas y mioeléctricas de miembro superior, principalmente en instituciones educativas y en diversas casas distribuidoras de prótesis.

El prototipo competirá con las prótesis eléctricas y mioeléctricas existentes en el mercado, se buscará que esta prótesis las supere en economía y funcionalidad, ya que tendrá mayor movilidad en la unidad terminal, mayor tiempo de vida, y será más fácil su mantenimiento.

4.1.6. Facilidad de Manufactura

La prótesis deberá ser de fácil manufactura, para lograrlo se utilizarán materiales con buenas propiedades mecánicas y se emplearán geometrías sencillas en la estructura de la prótesis.

El circuito electrónico contará con piezas comerciales de fácil reemplazo, así mismo se busca que los elementos de actuación sean lo más económicos y que consuman la menor cantidad de energía.

4.1.7. Tamaño

El tamaño de la prótesis será equivalente al de la mano de un hombre de edad promedio de acuerdo a tablas antropométricas surgidas de estudios realizados con anterioridad en la Universidad Jaime I de Castellón.

4.1.8. Peso

Se busca que el peso de la mano sea menor o, cuando menos, igual al de las utilizadas en las prótesis mioeléctricas existentes, teniendo como límite el peso de 800 g.

4.1.9. Estética y Apariencia Final

La apariencia de las falanges será aquella que imite lo mejor posible las líneas de un dedo real humano, intentando además la mayor opacidad de todos aquellos elementos destinados al accionamiento de la prótesis además de los mecanismos que componen la transmisión.

Asimismo, en el antebrazo se le colocará un recubrimiento de plástico rígido para aislar los elementos electrónicos del medio ambiente, evitando así que entre en contacto con suciedad y polvo alterando pues su correcto funcionamiento.

Sería deseable que el prototipo estuviese diseñado para poderle colocar un guante que lo recubriese dándole una apariencia más natural.

4.1.10. Material

Debido a que el bajo peso y la alta resistencia mecánica son características primordiales en una prótesis, se utilizarán materiales que cumplan con estas

características y que además sean fáciles de maquinar y resistentes a la corrosión. Estos materiales pueden ser: Aluminio, Nylamid o polímero ABS.

4.1.11. Cliente

El fin de esta prótesis es lograr que el usuario se reincorpore a la vida laboral en tareas de baja complejidad y a la vida social. Uno de los objetivos principales del proyecto es que la prótesis pueda ser adquirida a un precio accesible.

4.1.12. Calidad y Confiabilidad

Debido al tipo de producto y el uso al que está destinado, es importante que el producto cumpla con alta calidad y confiabilidad del mismo.

4.1.13. Seguridad

La prótesis no se debe mojar ni tener contacto con el agua, los dispositivos electrónicos sólo deben ser manejados por un técnico capacitado previamente.

4.1.14. Niveles de Ruido

Se considera que la prótesis deberá trabajar de manera silenciosa, siempre sin excedernos del valor límite superior de malestar recomendado por la Organización Mundial de la Salud fijado en 65 db, citado en una evaluación de aspectos ergonómicos por el Instituto Nacional de Salud e Higiene en el Trabajo [1].

4.1.15. Modularidad

En el caso de esta especificación sería deseable que cada uno de los dedos pudiese descomponerse en módulos compactos fácilmente modificables y reemplazables. Todo ello pensando en que el prototipo además de ser utilizado por un usuario en la vida cotidiana también sería objeto de estudio por el grupo BE-UJI.

4.1.16. Ajuste de los Dedos

Sería interesante lograr los movimientos de abducción y aducción en los cinco dedos realizando tan solo un pequeño ajuste utilizando una herramienta de fácil uso como un

destornillador. Así se podría estudiar la influencia de la posición que adoptan los dedos en la calidad y precisión a la hora de realizar el agarre.

4.1.17. Bloqueo de la Articulación IFD

Debe bloquearse dicha articulación fijando la falange distal y medial como una misma mediante el uso de un sencillo sistema que no requiera el uso de herramientas. Esto permitiría estudiar el efecto que tendría la reducción de movilidad sobre la capacidad de agarre de varios objetos.

4.1.18. Grados de Libertad

La mano protésica debe componerse de un total de 5 grados de libertad como mínimo, uno por cada dedo. Intentando que el dedo pulgar posea dos grados de libertad para lograr tanto los movimientos abducción/aducción como el de oposición.

4.2. Diseño Conceptual

Un concepto de prototipo de prótesis es una descripción aproximada de la tecnología, principios de funcionamiento, y forma del prototipo. Debe ser una descripción concisa sobre cómo va a satisfacer el prototipo las especificaciones de diseño antes mencionadas.

El diseño conceptual del prototipo de prótesis se basa en dos ideas principales:

1. Generar conceptos que den soluciones a los requerimientos del prototipo.
2. Evaluar dichas soluciones, para seleccionar los conceptos que satisfagan las especificaciones de diseño anteriormente citadas.

Para facilitar la generación de conceptos y el análisis de funcionamiento del prototipo de prótesis, a continuación se muestra un diagrama de funcionamiento de los sistemas y subsistemas que lo conforman.

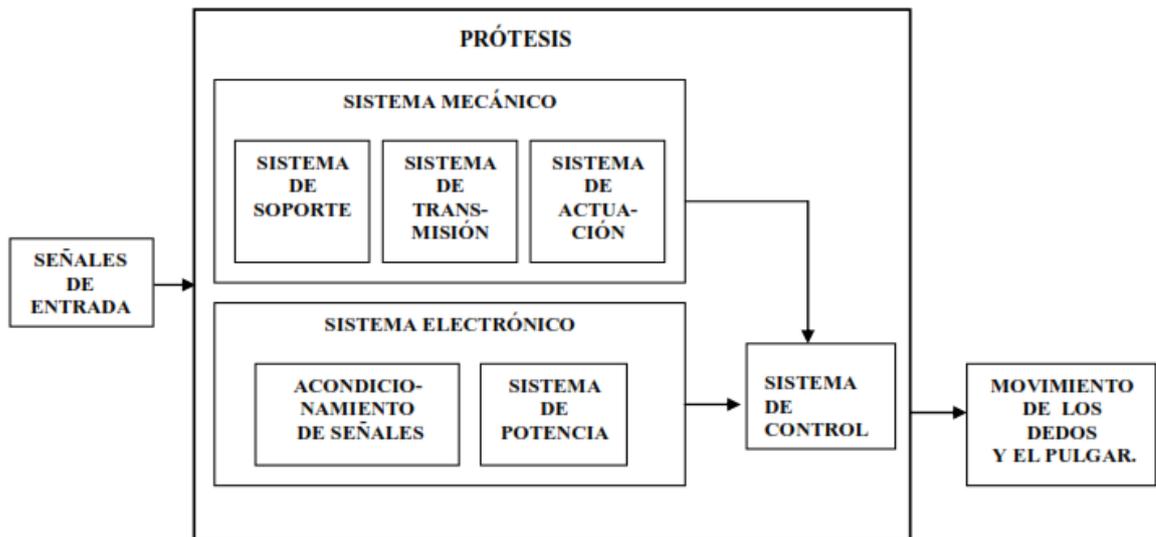


Figura 4.2. Diagrama de funciones del prototipo de prótesis.

4.2.1 Sistema Mecánico

El sistema mecánico se divide en los subsistemas soporte, transmisión y actuación.

4.2.1.1 Sistema de Soporte

El sistema de soporte del prototipo sirve para dar forma al diseño y estructura, además de proteger los sistemas mecánicos y de control. El prototipo de prótesis debe ser ligero y resistente como se mencionó en las especificaciones de diseño, por ello el material a emplearse debe de tener buenas propiedades mecánicas como son: alta resistencia, facilidad de manufactura, baja densidad, etc.

Algunos de los materiales seleccionados para el sistema de soporte pueden ser: Aluminio, Fibra de Carbono, Titanio, Nylamid y Polímero ABS. Muchos de estos materiales son empleados hoy en día para la fabricación de prótesis debido a su baja densidad y buena resistencia.

A continuación se da una breve descripción de los materiales citados anteriormente.

Aluminio

El aluminio es un metal plateado muy ligero. Al contacto con el aire se cubre rápidamente con una capa dura y transparente de óxido de aluminio (Alúmina) que resiste la posterior acción corrosiva, este proceso se denomina pasivación.

El aluminio es un material no férreo que por sus buenas propiedades mecánicas, bajo peso, y facilidad de manufactura es buen candidato para su utilización. Debido a su elevada proporción resistencia/peso es muy útil para construir aviones, vagones ferroviarios y automóviles, así mismo por su elevada conductividad del calor, el aluminio se puede emplear en utensilios de cocina y en pistones de motores de combustión interna [2].

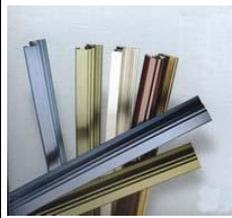
	ALUMINIO	
	Densidad [g/cm ³]	2.7
	Límite Elástico [MPa]	110-170
	Resistencia a Tracción [MPa]	130-195
	Dureza Vickers	35-48

Tabla 1. Propiedades mecánicas del Aluminio.

Nylamid Súper Lubricado (SL)

El Nylamid SL es de color negro y está cargado con disulfuro de molibdeno para reducir su coeficiente de fricción. Tiene diversos tipos de aplicaciones, como por ejemplo: cojinetes, engranes, aislantes eléctricos, moldes, poleas, catarinas, guías de desgaste, piezas de impacto, prototipos, ruedas, rodillos, sellos para válvulas, raspadores, tolvas, aislantes térmicos, etc.

Sus extraordinarias características le permiten operar en severas condiciones de uso, abrasión, corrosión y flamabilidad; algunas de éstas son: mayor facilidad de maquinado, mayor resistencia a la corrosión, mayor eficacia para la eliminación de ruido y mayor resistencia a la abrasión que el celorón, el bronce y el acero. Además, el nylamid SL tiene menor coeficiente de fricción y mayor resistencia al impacto que el bronce, el teflón, el celorón y otros polímeros. Resulta de dos a siete veces más ligero que los metales; se mantiene por años sin necesidad de lubricación, no produce chispas, es aislante y auto extingible [2].

	NYLAMID SL	
	Densidad [g/cm ³]	1.14
Módulo de Elasticidad [Kg/cm ²]	110-170	
Resistencia a Tracción [MPa]	72.4	
Dureza Shore-D	80-82	

Tabla 2. Propiedades mecánicas del Nylamid SL.

Fibra de Carbono

La fibra de carbono es un material compuesto no metálico de tipo polimérico. Es un material muy caro, de propiedades mecánicas elevadas y ligero.

Las propiedades principales de este material compuesto son: elevada resistencia mecánica, con un módulo de elasticidad elevado, baja densidad, en comparación con otros elementos como por ejemplo el acero, elevado precio de producción, resistencia a agentes externos, gran capacidad de aislamiento, resistencia a las variaciones de temperatura, conservando su forma, sólo si se utiliza matriz termoestable, buenas propiedades ignífugas, etc.

Las razones del elevado precio de los materiales realizados en fibra de carbono se debe principalmente a que el refuerzo, la fibra, es un polímero sintético que requiere un caro y largo proceso de producción, además de que el uso de materiales termoestables

dificulta el proceso de creación de la pieza final, ya que se requiere de un herramental especializado, como el horno autoclave.

La fibra de carbono tiene muchas aplicaciones en la industria aeronáutica y automovilística, al igual que en barcos y en bicicletas, donde sus propiedades mecánicas y ligereza son muy importantes. También se está haciendo cada vez más común en otros artículos de consumo como computadoras, prótesis, trípodes y cañas de pesca [2].

	FIBRA DE CARBONO	
	Densidad [g/cm ³]	1.81
	Módulo de Elasticidad [GPa]	228
	Resistencia a Tracción [MPa]	380

Tabla 3. Propiedades mecánicas de la fibra de carbono.

Titanio

Es un elemento metálico blanco plateado que se usa principalmente para preparar aleaciones ligeras y fuertes. Debido a su resistencia y su peso ligero, el titanio se usa en aleaciones metálicas y como sustituto del aluminio. Aleado con aluminio y vanadio, se utiliza en los aviones para fabricar las puertas de incendios, la capa exterior; los componentes del tren de aterrizaje, el entubado hidráulico y las protecciones del motor. Los álabes del compresor, los discos y los revestimientos de los motores a reacción también están hechos de titanio.

La relativa inercia del titanio le hace eficaz como sustituto de los huesos y cartílagos en cirugía, así como para las tuberías y tanques que se utilizan en la elaboración de los alimentos.

Se usa en los intercambiadores de calor de las plantas de desalinización debido a su capacidad para soportar la corrosión del agua salada.

Otras características importantes del titanio son: biocompatibilidad, resistencia a la corrosión, sabor neutro, ausencia de irritación en tejidos blandos y duros, peso específico bajo, universalmente aplicable para prótesis e implantes, combinable con prótesis de otros metales, sin que haya reacciones, alta resistencia mecánica, etc [2].

	TITANIO	
	Densidad [g/cm ³]	4.5
	Módulo de Elasticidad [GPa]	116
	Resistencia a Tracción [MPa]	220
	Resistencia a Fluencia [MPa]	140

Tabla 4. Propiedades mecánicas del Titanio.

Polímero ABS

El ABS es un polímero compuesto de butadieno y acrilonitrilo o estireno, se puede fabricar de tres formas diferentes, por emulsión, masa y suspensión-masa. Las propiedades físicas del plástico ABS varían con el método de manufactura pero varían más con la composición.

El ABS se caracteriza por ser un material muy fuerte y liviano, lo suficientemente fuerte como para ser utilizado en la fabricación de piezas para automóviles. El empleo de plásticos como el ABS hace más livianos a los autos (un paragolpes hecho con este material puede sostenerse con una sola mano), lo que promueve una menor utilización de combustible y por ende menor contaminación.

Entre otros, el ABS se puede utilizar para: contenedores pequeños, dispositivos eléctricos y electrónicos, interiores de aviones, paneles de instrumentos, prototipos, en la industria farmacéutica para revestimiento de áreas estériles, etc [23].

Otra de las grandes ventajas de las que presume este material polimérico es de la facilidad con la que, mediante máquinas de prototipado rápido por impresión 3D, pueden transformar en poco tiempo un modelo diseñado por ordenador a una pieza físicamente real.

	POLÍMERO ABS	
	Densidad [g/cm ³]	1.02-1.21
	Módulo de Elasticidad [GPa]	179
	Resistencia a Tracción [MPa]	29.8-65
	Resistencia a Fluencia [MPa]	29.6-65

Tabla 5. Propiedades mecánicas del ABS.

4.2.1.2 Sistema de Transmisión

El sistema de transmisión tiene la función de transmitir el movimiento que producen los actuadores, hacia los mecanismos o elementos que permitan realizar los movimientos deseados en el prototipo. El movimiento que se desea transmitir por medio de estos elementos es el de flexión y extensión de los dedos y el pulgar.

Dentro de una gran gama de elementos de transmisión, algunos de los que podrían emplearse en el diseño del prototipo, debido a que cumplen con las especificaciones de diseño antes mencionadas, se muestran en la siguiente tabla.

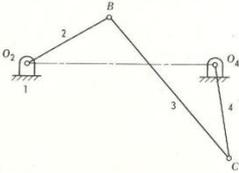
	Trenes de Engranajes
	Bandas y Poleas
	Arreglo Piñón-Cremallera
	Mecanismo de 4 barras

Tabla 6. Sistemas de transmisión.

Trenes de engranajes

Los engranes son ruedas cilíndricas dentadas que se emplean para transmitir movimiento y potencia desde un eje o flecha giratoria a otro. Los dientes de un engrane impulsor se insertan, enlazándose con precisión, en los espacios entre los dientes del engrane que es impulsado. Los dientes impulsores empujan a los dientes que son impulsados, ejerciendo una fuerza perpendicular al radio del eje. Por consiguiente se transmite un torque y, debido a que el engrane está girando, también se transmite potencia.

Los engranajes o transmisiones de engranajes se utilizan ampliamente en diversos mecanismos y máquinas, como ya se había dicho se usan principalmente para cambiar la velocidad o el torque de un dispositivo rotatorio, como por ejemplo un motor.

Un tren de engranes es una sucesión de dos o más engranes conectados. El tren de tipo simple (Figura 4.3.a) es aquel en el que cada eje tiene sólo un engrane, y se le llama tren de engranes de tipo compuesto (Figura 4.3.b) cuando al menos un eje tiene más de un engrane [3].

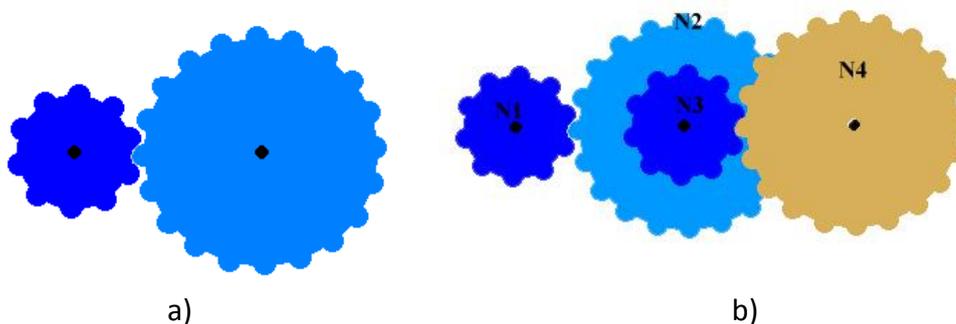


Figura 4.3. Trenes de engranes. a) tren de engranes simple, b) tren de engranes de tipo compuesto.

Bandas y Poleas

Una banda es un elemento flexible capaz de transmitir potencia, ésta se coloca sobre un conjunto de poleas acanaladas. Cuando se utiliza para reductor de velocidad, es el caso más común, la polea acanalada más pequeña se monta en la flecha de alta velocidad, como la flecha de un motor eléctrico. La polea de mayor tamaño se monta en la máquina que es impulsada. La banda se diseña a manera que gire alrededor de las dos poleas sin deslizarse. La banda se instala colocándola entre las dos poleas mientras la distancia central entre ellas se reduce, luego se separan las dos poleas acanaladas colocando la banda con una tensión inicial relativamente alta. Cuando se

transmite potencia, la fricción provoca que la banda se adhiera a la polea impulsora y, a su vez, se incrementa la tensión en un lado al que se denomina el lado tensionado del impulsor. El lado opuesto de la banda aún está en tensión, pero de menor valor, por tanto se le da el nombre de lado flojo.

La banda plana (ver Figura 4.4.a) es la más simple, casi siempre se fabrica de piel o de tela recubierta con hule. La superficie de la polea acanalada también es plana y lisa, por consiguiente la fuerza impulsora está por la fricción entre la banda y la polea. Algunos diseñadores prefieren bandas planas para máquinas delicadas porque la banda se deslizará si el par de torsión tiende a incrementarse a un nivel lo suficiente alto para dañar la máquina.

Las bandas dentadas (ver Figura 4.4.b), a veces se les da el nombre de bandas de temporización o sincronizadas, se desplazan sobre poleas provistas de ranuras con las que enlazan los dientes en el asiento de la banda. Este es un impulsor más positivo, sólo se ve limitado por la tensión por esfuerzo de tracción que se genera en la banda y la resistencia al esfuerzo de corte de los dientes de la banda [4].



a)



b)

Figura 4.4. Bandas y poleas. a) Banda Plana, b) banda dentada.

Arreglo piñón-cremallera

El mecanismo piñón-cremallera (Figura 4.5) tiene la finalidad de la transformación de un movimiento de rotación o circular (piñón) en un movimiento rectilíneo (cremallera) o viceversa. Este mecanismo como su mismo nombre indica está formado por dos elementos componentes que son el piñón y la cremallera.

- El piñón es una rueda dentada normalmente con forma cilíndrica que describe un movimiento de rotación alrededor de su eje.

- La cremallera es una pieza dentada que describe un movimiento rectilíneo en uno u otro sentido según la rotación del piñón.

El mecanismo piñón-cremallera funciona como un engranaje simple, esto significa que tanto la cremallera como el piñón han de tener el mismo paso circular y, en consecuencia, el mismo módulo.



Figura 4.5. Arreglo piñón-cremallera.

Mecanismos de cuatro barras

Un mecanismo es un dispositivo que transforma el movimiento según un esquema deseable, y que desarrolla típicamente fuerzas de muy baja intensidad y transmite poca potencia. Los mecanismos, si están cargados ligeramente y operan a bajas velocidades, a veces pueden ser tratados de manera estricta como dispositivos cinemáticos, es decir pueden ser analizados cinemáticamente sin considerar fuerzas. Mientras que las máquinas y los mecanismos que funcionan a altas velocidades deben de analizarse cinemáticamente y dinámicamente.

Los mecanismos de cuatro barras, (ver Figura 4.6) son los mecanismos articulados más simples y cuentan con un grado de libertad. También aparecen en diversas facetas, como el dispositivo de manivela-corredera y el de leva-seguidor.

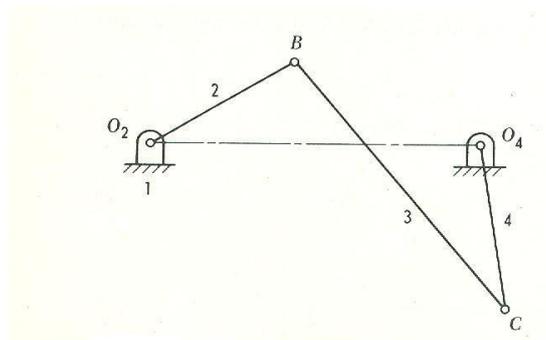


Figura 4.6. Mecanismo de cuatro barras.

4.2.1.3 Sistema de Actuación o Movimiento

Este sistema tiene la función de producir el movimiento en el prototipo, los elementos que producen el movimiento tienen el nombre de actuadores. Existen ciertas limitaciones en las especificaciones de diseño como son: potencia requerida, tamaño, peso, precisión, niveles de ruido y costo, que hacen necesario elegir adecuadamente los actuadores que brinden estas características para asegurar el adecuado funcionamiento del prototipo. Algunos de los actuadores que podrían cumplir estos requerimientos se presentan en la siguiente tabla.

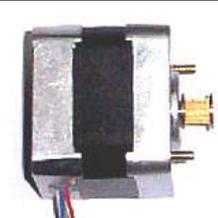
	Polímeros Electroactivos
	Motores Paso a Paso
	Servomotores

Tabla 7. Tipos de actuadores.

Polímeros Electroactivos (EAP)

Son materiales que pueden ser deformados repetidamente mediante la aplicación de un voltaje externo y pueden recobrar rápidamente su forma al invertir la polaridad del voltaje aplicado (ver Figura 4.7). Los EAP tienen un corto tiempo de respuesta, y una deformación casi lineal con respecto al voltaje aplicado.

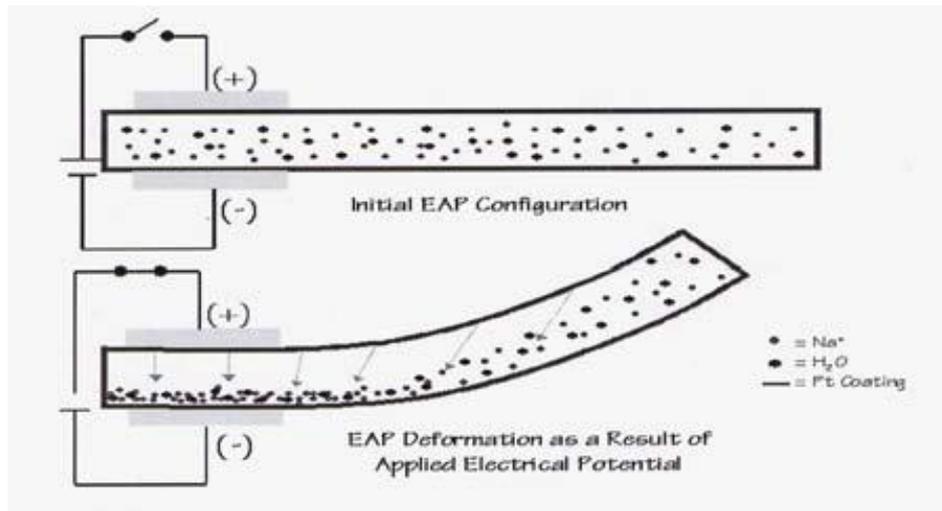
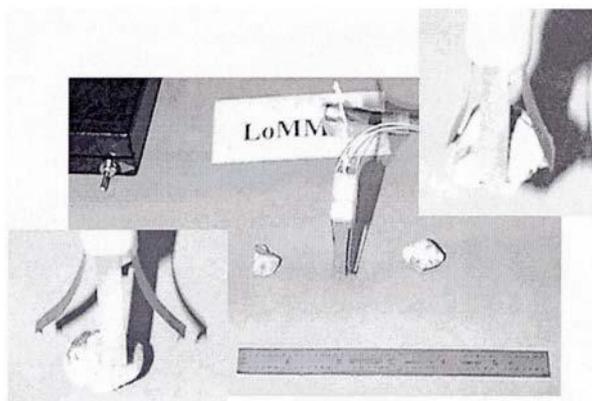


Figura 4.7. Polímero electroactivo [5].

Existe un tipo de polímeros que son utilizados para simular las articulaciones de los dedos que son los PIEP (compuestos de intercambio de iones de membrana de platino perfluorinado). Una de las aplicaciones de los PIEP es como músculo actuador en robótica [5] (ver Figura 4.8).



Los EAP como músculos artificiales.

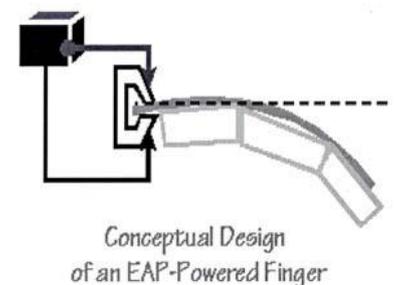


Figura 4.8. Músculo actuador usado en robótica.

Dentro de una gran gama de polímeros electroactivos existentes, se pueden clasificar en dos tipos principalmente:

Los EAP electrónicos

- Polímeros ferro-eléctricos
- EAP Dieléctricos
- Injertos de elastómeros electrostivos
- Elastómero electro-visco elástico
- Materiales de cristales líquidos de elastómeros (LCE)

Los EAP iónicos

- Gel iónico polimérico
- Compuestos de polímeros metálicos ionoméricos
- Polímeros conductivos
- Nanotubos de carbón (CNT)

En la siguiente tabla se enlistan las ventajas y desventajas de los tipos de polímeros clasificados anteriormente.

POLÍMEROS ELECTROACTIVOS	VENTAJAS	DESVENTAJAS
EAP Electrónicos	<ul style="list-style-type: none"> - Pueden operar en lugares cerrados por largos períodos de tiempo. - Tiempo de respuesta rápido. - Pueden mantener su tensión o fuerza bajo activación en CC. - Induce fuerzas de activación relativamente grandes. 	<ul style="list-style-type: none"> - Requieren altos voltajes (alrededor de 150 [MV/m]). - Requieren una interacción entre tensión y fuerza. - La temperatura de transición de su estado cristalino es inadecuado para bajas temperaturas de actuación u operación.
EAP Iónicos	<ul style="list-style-type: none"> - Requieren bajo voltaje. - Proveen predominantemente deformación del material. - Proporciona grandes Deformaciones. 	<ul style="list-style-type: none"> - Excepto para los polímeros conductivos, los EAP iónicos no mantienen su fuerza de tensión bajo voltaje en DC. - Tiempo de respuesta lento (fracción de segundo). - Excepto para polímeros conductivos y nanotubos de carbón, es difícil producir un material consistente. - En sistemas acuosos, el material mantiene hidrólisis a voltajes mayores de 1.23 [V].

Tabla 8. Características de los polímeros electroactivos.

Debido a las características que los polímeros electroactivos ofrecen se planteó el siguiente concepto de funcionamiento del prototipo de mano (Figura 4.9), utilizando polímeros como actuadores.

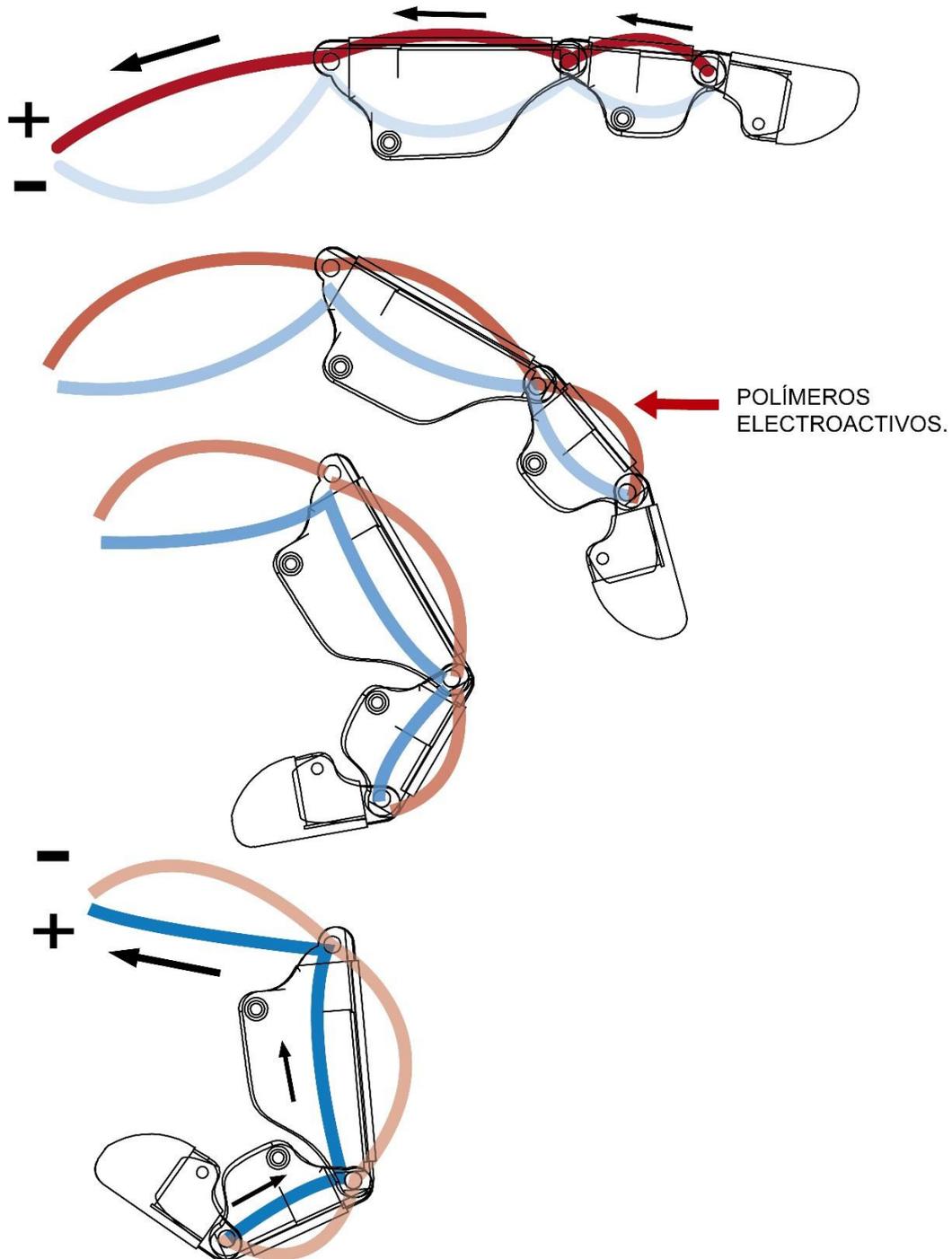


Figura 4.9. Concepto de funcionamiento.

Para mantener extendido el dedo se le aplica una diferencia de voltaje al polímero rojo, lo que hace que se contraiga dicho polímero y se mantenga extendido el dedo, por otra parte, para lograr un movimiento antagónico se invierte la polaridad dejando actuar al polímero en azul.

Motores paso a paso

Los motores paso a paso (ver Figura 4.10) son ideales para la construcción de mecanismos en donde se requieren movimientos muy precisos. La característica principal de estos motores es el hecho de poder moverlos un paso a la vez por cada pulso que se le aplique. Este paso puede variar desde 90° hasta pequeños movimientos de tan solo 1.8° ; es decir, que se necesitan cuatro pasos en el primer caso (90°) y 200 para el segundo caso (1.8°), para completar un giro completo de 360° [27].



Figura 4.10. Motor paso a paso.

Estos motores poseen la habilidad de poder quedar enclavados en una posición o bien totalmente libres. Si una o más de sus bobinas están energizadas, el motor estará enclavado en la posición correspondiente y por el contrario quedará completamente libre si no circula corriente por ninguna de sus bobinas.

Existen tres tipos de motores paso a paso:

1. De imanes permanentes
2. De reluctancia variable
3. Híbridos

En los primeros, de imanes permanentes, el rotor, que posee una polarización magnética constante, gira para orientar sus polos de acuerdo al campo magnético creado por las fases del estator, este tipo de motores son los más usados en robótica.

En los motores de reluctancia variable, el rotor está formado por un material ferromagnético que tiende a orientarse de modo que facilite el camino de las líneas de fuerza del campo magnético generado por las bobinas de estator. Los motores híbridos combinan el modo de funcionamiento de los dos anteriores.

En los motores paso a paso la señal de control son trenes de pulsos que van actuando rotativamente sobre una serie de electroimanes dispuestos en el estator. Por cada pulso recibido, el rotor del motor gira un determinado número discreto de grados. Las inercias propias del arranque y parada (aumentadas por las fuerzas magnéticas en equilibrio que se dan cuando está parado) impiden que el rotor alcance la velocidad nominal instantáneamente, por tanto la frecuencia de los pulsos que la fija debe ser aumentada progresivamente.

Para simplificar el control de estos motores existen circuitos especializados que a partir de tres señales (tren de pulsos, sentido de giro e inhibición) generan, a través de una etapa lógica, las secuencias de pulsos que un circuito de conmutación distribuye a cada fase.

Existen dos tipos de motores paso a paso de imán permanente:

1. El bipolar, tiene generalmente cuatro cables de salida (ver Figura 4.11.a). Necesitan ciertos ajustes para ser controlados, debido a que requieren del cambio de dirección del flujo de corriente a través de las bobinas en la secuencia apropiada para realizar un movimiento.
2. El unipolar, suele tener 6 ó 5 cables de salida, dependiendo de su conexionado interno (ver Figura 4.11.b). Este tipo de motor se caracteriza por ser más sencillo de controlar.

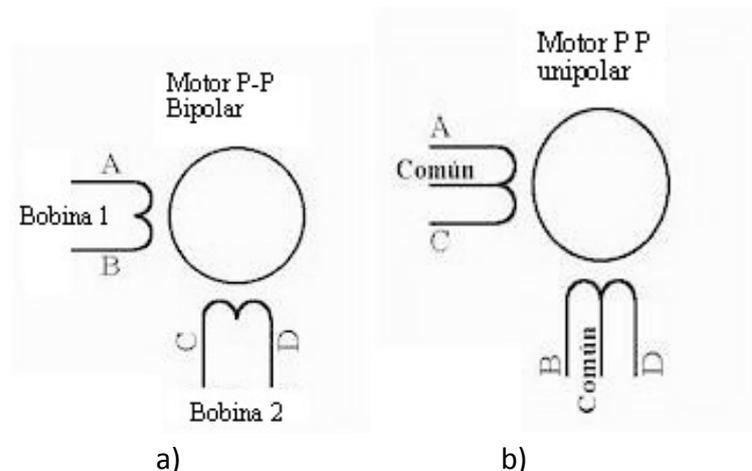


Figura 4.11. a) Motor P-P Bipolar, b) motor P-P Unipolar.

Servomotores

Los servos son un tipo especial de motor de cc (ver Figura 4.12) que se caracterizan por su capacidad para posicionarse de forma inmediata en cualquier posición dentro de su intervalo de operación. Para ello, el servomotor espera un tren de pulsos que tiene una correspondencia con el movimiento a realizar. Están generalmente formados por un amplificador, un motor, un sistema reductor formado por ruedas dentadas y un circuito de realimentación, todo en una misma caja de pequeñas dimensiones. El resultado es un servo de posición con un margen de operación de 0° a 180° aproximadamente [6].

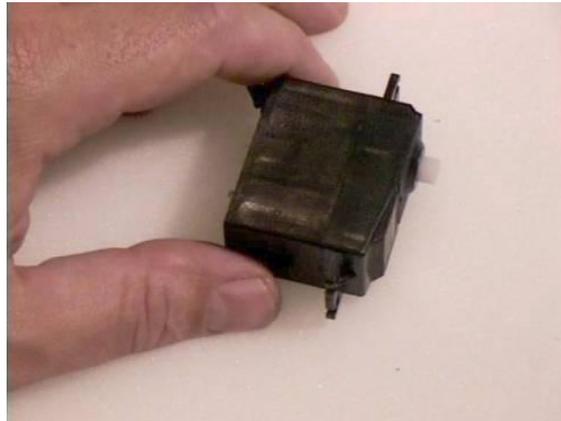


Figura 4.12. Ejemplo de servomotor.

Se dice que el servo es un dispositivo con un eje de rendimiento controlado ya que puede ser llevado a posiciones angulares específicas al enviar una señal codificada, con tal de que exista una señal codificada en la línea de entrada, el servo mantendrá la posición angular del engranaje; cuando la señal codificada cambia, la posición angular de los piñones cambia. En la práctica, se usan servos para posicionar elementos de control como palancas, pequeños ascensores y timones; también se usan en radio-control, marionetas y, por supuesto, en robots.

Los servos son sumamente útiles en robótica y ofrecen gran precisión, dimensiones pequeñas comparadas con otro tipo de motores con el mismo torque y un bajo consumo de energía. En la figura en la imagen superior se muestra un motorreductor, que en su interior tiene un servomotor posee internamente una circuitería de control y es sumamente potente para su tamaño. La corriente que requiere depende del tamaño del servo, normalmente el fabricante indica cual es la corriente que consume.

En la Figura 4.13 se muestra la composición interna de un servomotor. Se puede observar el motor, la circuitería de control, un juego de piñones, y la caja. También se pueden ver los 3 cables de conexión externa:

- Rojo: es para alimentación, Vcc (+5volts)
- Negro: para conexión a tierra (GND)
- Blanco o amarillo: es la línea de control por la que se le envía la señal codificada para comunicar el ángulo en el que se debe posicionar.

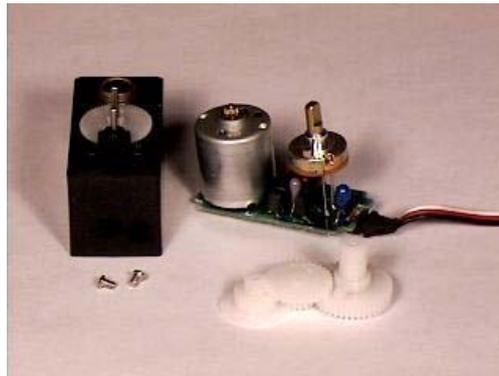


Figura 4.13. Servomotor desmontado [7].

El motor del servo tiene algunos circuitos de control y un potenciómetro conectado al eje central del motor. Este potenciómetro permite a la circuitería de control, supervisar el ángulo actual del servo motor. Si el eje está en el ángulo correcto, entonces el motor está apagado. Si el circuito mide que el ángulo no es correcto, el motor volverá a la dirección correcta, hasta llegar al ángulo que es correcto.

Un servo normal se usa para controlar un movimiento angular de entre 0 y 180 grados, y no es mecánicamente capaz de retornar a su lugar, si hay un mayor peso que el sugerido por las especificaciones del fabricante.

4.2.2 Sistema Electrónico

El sistema electrónico está compuesto de los subsistemas de control y de potencia.

4.2.2.1 Sistema de Control

Como se mostró en el diagrama de funcionamiento del prototipo de prótesis, el conjunto de sistemas y subsistemas que lo integran deberán trabajar de forma coordinada para obtener un buen funcionamiento del prototipo, de tal forma que el

sistema electrónico de control estará a cargo de monitorear dichos sistemas y proporcionar una interfaz al usuario.

Existen diversos tipos de control empleados en prótesis, algunos de ellos son: el control mioeléctrico [8], el control por tarjeta de reconocimiento de voz [8], control por medio de *push botons* y recientemente se ha empezado a desarrollar el control por medio de una interfaz cerebro máquina.

Para poder utilizar cualquiera de los tipos de control antes mencionados es necesario saber cuántos grados de libertad tiene la mano protésica a la que se va a implementar el control, entiéndase por grado de libertad como el número de entradas que se necesita proporcionar con la finalidad de crear una salida predecible, ya que limitaría el tipo de control a utilizar. Por ejemplo las señales obtenidas por un músculo (mioeléctricas) son tres, si se tiene una mano con cinco grados de libertad, no se podría adaptar este tipo de control o difícilmente se lograría utilizando dos músculos diferentes. Es por eso que para este prototipo de prótesis se propone usar mini *push botons* como señales de control, por comodidad.

4.2.2.2 Sistema de Potencia

Al sistema de potencia lo forman todos los elementos que están interrelacionados con el fin de lograr realizar un trabajo en función del tiempo.

Dado que la prótesis es un equipo portátil que requiere energía y al mismo tiempo debe ser lo más ligero posible, la selección de las pilas es muy importante. Existen dos clases de pilas: la primaria, cuya carga no puede renovarse cuando se agota, excepto reponiendo las sustancias químicas de que está compuesta; y la secundaria, que sí es susceptible de reactivarse sometiéndola al paso más o menos prolongado de una corriente eléctrica continua, en sentido inverso a aquél en que la corriente de la pila fluye normalmente.

Por obvias razones las prótesis necesitan utilizar baterías que se puedan recargar y que además sean ligeras y de alta duración [9].

Las baterías de Níquel-Cadmio son las que se han usado tradicionalmente en la industria protésica, porque son seguras, recargables, intercambiables y de bajo costo. Las baterías de Ion Litio y las de Níquel-Metal hidruro son relativamente nuevas en este campo, sin embargo tienen algunas ventajas con respecto a las anteriores ya que son más ligeras, recargables, tienen mayor voltaje, mayor durabilidad y son mejores para el medio ambiente.

El tipo de batería a elegir dependerá de las necesidades del usuario, del número y tipo de prótesis que se tengan, de las especificaciones de peso y talla, del nivel de actividad del usuario, y del costo. Una vez que se tengan conocidos estos parámetros se podrá elegir adecuadamente la batería a utilizar.

Baterías de Ión Litio

Esta tecnología proporciona ventajas y desventajas con respecto a las baterías de níquel-cadmio.

Una de las ventajas que ofrece es que tiene mayor duración, valores más altos de voltaje y es más ligera. Por decir un ejemplo, la batería más popular pesa 68 g y tiene una duración de 270 mAh. La batería de Ión-Litio pesa 51.4 g y dura casi el doble, 560 mAh.

La desventaja de este tipo de batería es su voltaje variable, que es de 8.4 [V] cuando está completamente cargada y la necesidad de usar un circuito de protección contra cargas y descargas. Las marcas encargadas de manufacturar este tipo de pilas proporcionan un circuito único de protección, y un dispositivo capaz de indicar cuando la pila cuenta con el 30% de su capacidad y necesita recargarse [9].

	<p>Batería <i>Compact-5 Ión-Li</i>, 5[V], 500 [mAh]</p>
	<p>Batería <i>Built-in Ión-Li</i>, 5 [V], 500 [mAh]</p>
	<p>Batería <i>Built-in Ión-Li</i>, 5 [V], 720 [mAh]</p>

Tabla 9. Tipos de baterías de Ión-Litio.

Baterías níquel-cadmio (Ni-Cd)

La naturaleza de la tecnología de este tipo de baterías provee gran durabilidad y una excelente habilidad para conducir la corriente. Hace algunos años estas baterías se utilizaron significativamente, sin embargo ahora están siendo suplidas por otras con mayor capacidad y menos contaminantes. Este tipo de pilas duran 1000 recargas, una de sus desventajas es su poca memoria y que no cuentan con un circuito para prevenir una sobrecarga o una descarga. LTI ha modificado algunas de estas pilas, mejorando su memoria y proporcionando un circuito de carga y descarga, lo que hace que este tipo de pilas siga siendo una opción viable en la actualidad, se pueden encontrar pilas de 4.8 [V], 6 [V] y 8.4 [V] [9].

Baterías de níquel-metal hidruro (Ni-MH)

Este tipo de baterías ofrecen gran durabilidad y bajo consumo de corriente. Además las baterías de Ni-MH presentan como ventaja el ser menos contaminantes que sus predecesoras las baterías de Ni-Cd. En Europa, se discontinuará el uso de las baterías Ni-Cd en los próximos cinco o seis años debido al daño que éstas producen al medio ambiente.

Seguramente en el resto del mundo sucederá lo mismo y las baterías de Ni-MH gradualmente irán sustituyendo a las baterías Ni-Cd [9]

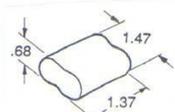
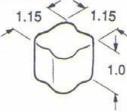
	 <p>BP17S 225 mAHr 57 g</p>	<p><i>Ni-Cd Mini Built-in, 4.8 [V], 225 [mAh]</i></p> <p>Pequeña, peso ligero para las manos Otto Bock 2000</p>
	 <p>BP60S 250 mAHr 54 g</p>	<p><i>Ni-Cd MicroBattery, 4.8 [V], 250 [mAh]</i></p> <p>Pequeño, ligeras para las manos Otto Bock 2000 con restricciones de espacio</p>
	 <p>BP124S 260 mAHr 56 g</p>	<p><i>Ni-Cd Short Battery, 4.8 [V], 260 [mAh]</i></p> <p>Para las manos Otto Bock 2000</p>

Tabla 10. Tipos de baterías Níquel-Cadmio.

4.3. Selección de Conceptos

4.3.1. Matrices de decisión

En las matrices de decisión se califican los conceptos generados en el punto 3.2, respecto a su cumplimiento con las especificaciones de diseño.

A cada especificación se le asignó un porcentaje (0% - 100%) de acuerdo a la relevancia que cada especificación posee en el cumplimiento del objetivo total del diseño.

Los conceptos se calificaron de acuerdo a la siguiente escala:

- 3 = malo
- 6 = regular
- 9 = bueno

Cada calificación se multiplicó por el porcentaje correspondiente a cada especificación y posteriormente, sumadas para obtener la calificación final del concepto. Después se compararon las calificaciones finales obtenidas por cada concepto; el concepto con la calificación más alta fue el concepto ganador, es decir el más adecuado para ser utilizado en el prototipo.

ACTUADORES	REPETIBILIDAD 10%		BAJO CONSUMO DE ENERGÍA (máx 250 mA) 17%		FACILIDAD DE ADQUISICIÓN 10%		COSTO 10%		TAMAÑO 17%		PESO 10%		PAR 17%		CONFIABILIDAD 10%		FACILIDAD DE CONTROL 5%		NIVEL DE RUIDO BAJO 4%		PUNTAJACION TOTAL 100%	RANGO
	Calif.	p.p	Calif.	p.p	Calif.	p.p	Calif.	p.p	Calif.	p.p	Calif.	p.p	Calif.	p.p	Calif.	p.p	Calif.	p.p	Calif.	p.p		
 Polímero Electroactivo	3	0.3	9	1.53	3	0.3	3	0.3	9	1.53	9	0.9	3	0.51	3	0.3	3	0.15	9	0.36	6.18	2
 Servomotor	9	0.9	9	1.53	6	0.6	6	0.6	9	1.53	9	0.9	9	1.53	9	0.9	6	0.3	3	0.12	8.91	1
 Motor P-P	9	0.9	6	1.02	9	0.9	9	0.9	3	0.51	3	0.3	9	1.53	9	0.9	9	0.45	6	0.24	7.65	3

Tabla 11. Matriz de decisión de actuadores

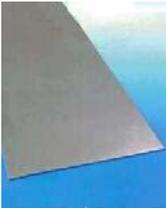
MATERIAL	RESISTENCIA MECÁNICA 20%		FACILIDAD DE MANUFACTURA 20%		VIDA ÚTIL 15%		BAJO COSTO 15%		BAJA DENSIDAD 30%		PUNTAJACION TOTAL 100%	RANGO
	Calif.	p.p	Calif.	p.p	Calif.	p.p	Calif.	p.p	p.p	Calif.		
 Nylamid SL	6	1.2	6	1.2	6	0.9	6	0.9	9	2.7	6.9	2
 Aluminio	9	1.8	3	0.6	9	1.35	9	1.35	6	1.8	6.9	2
 Fibra de Carbono	9	1.8	3	0.6	6	0.9	3	0.45	6	1.8	5.55	3
 Polímero ABS	6	1.2	9	1.8	3	0.45	6	0.9	9	2.7	7.05	1
 Titanio	9	1.8	3	0.6	9	1.35	3	0.45	6	0.9	5.1	4

Tabla 12. Matriz de decisión de material.

ELEMENTOS DE TRANSMISIÓN	REPETIBILIDAD AD 10%		EFICIENCIA DE TRANSMISIÓN 20%		FACILIDAD DE MANTENIMIENTO 10%		COSTE 10%		TAMAÑO 20%		PESO 10%		FACILIDAD DE MANUFACTURA 10%		CONFIABILIDAD 10%		PUNTAJACIÓN TOTAL 100%	RANGO
	Calif.	p.p	Calif.	p.p	Calif.	p.p	Calif.	p.p	Calif.	p.p	Calif.	p.p	Calif.	p.p	Calif.	p.p		
 <p>Trenes de Engranajes</p>	9	0.9	9	1.8	6	0.6	3	0.3	6	1.2	3	0.3	6	0.6	6	0.6	6.3	3
 <p>Poleas con Bandas</p>	6	0.6	6	1.2	9	0.9	6	0.6	6	1.2	6	0.6	6	0.6	6	0.6	6.3	3
 <p>Arreglo Piñón-Cremallera</p>	9	0.9	9	1.8	6	0.6	3	0.3	9	1.8	3	0.3	6	0.6	9	0.9	7.2	1

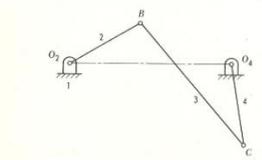
 <p>Mecanismo de 4 barras</p>	9	0.9	9	1.8	6	0.6	6	0.6	6	1.2	6	0.6	3	0.3	9	0.9	6.9	2
---	---	-----	---	-----	---	-----	---	-----	---	-----	---	-----	---	-----	---	-----	-----	---

Tabla 13. Matriz de decisión de los elementos de trasmisión.

La siguiente tabla muestra los conceptos que obtuvieron la mayor puntuación de las matrices de decisión y por ende, los conceptos seleccionados para el prototipo. De los elementos de transmisión se seleccionaron los mecanismos de cuatro barras para el movimiento en la zona de los dedos y para la palma de la mano el arreglo piñón-cremallera. Además, se optó por la utilización del polímero ABS en la construcción tanto de la carcasa como de todas las falanges de las que están compuestos los dedos y el uso de aluminio como material para fabricar los diferentes eslabones de los mecanismos de cuatro barras.

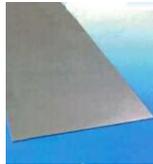
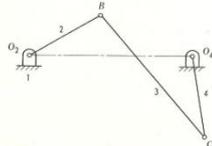
Materiales	Mecanismo de 4 barras	 Aluminio
	Carcasa y Dedos	 Polímero ABS
Actuadores	 Servomotores	
Elementos de Transmisión	Dedos	 Mecanismo de 4 barras
	Palma de la mano	 Arreglo Piñón-Cremallera

Tabla 14. Conceptos ganadores de las matrices de decisión.

Una de las grandes ventajas que presenta la elección del polímero ABS como material a utilizar se concentra en la posible fabricación de la prótesis mediante una máquina de prototipado rápido como puede ser una impresora 3D. Esto facilitaría la fabricación de piezas tan pequeño tamaño como pueden ser las falanges además de las complejas formas adoptadas por la carcasa para emplazar todos los elementos de los que se compone. De no ser por esto, otro método de fabricación disponible sería mediante moldes teniendo entre otras desventajas el tener que depender de empresas externas dedicadas a este sector para obtener dichas piezas.

Dado que la realización del proyecto está íntimamente relacionado con el Grupo de Biomecánica y Ergonomía de la Universidad Jaume I (BE-UJI), se nos presenta la posibilidad de ejecutar dicha impresión mediante una de las últimas adquisiciones por parte de este grupo como es la impresora modelo Replicator 2 de la marca Makerbot.

REFERENCIAS:

- [1] <http://www.insht.es/Ergonomia2/Contenidos/Promocionales/Ruido%20y%20Vibraciones/ficheros/DTE-AspectosErgonomicosRUIDOVIBRACIONES.pdf>
Instituto nacional de salud e higiene en el trabajo. (Noviembre 2014)
- [2] www.matweb.com. (Noviembre 2014)
- [3] www.electronicaestudio.com/docs/1550_Tutorial_de_ENGRANES.pdf
- [4] www.farrasaranjuez.tk. (Noviembre 2014)
- [5] <http://ndea.jpl.nasa.gov/nasa-nde/lommas/eap/EAP-material-products.htm>. (Noviembre 2014)
- [6] http://www.cpr2valladolid.com/tecno/cyr_01/robotica/sistema/motores_servo.htm. (Noviembre 2014)
- [7] <http://www.todorobot.com.ar/informacion/tutorial%20stepper/stepper-tutorial.htm>. (Noviembre 2014)
- [8] P. Ríos; G. Roether; “Diseño fabricación y pruebas de un prototipo de mano para una prótesis de miembro superior”. Tesis. Facultad de Ingeniería. UNAM.
- [9] <http://www.liberatingtech.com/products/Batteries.asp>. (Noviembre 2014)

5. CÁLCULOS

En el presente capítulo dedicado al cálculo del prototipo de mano antropomórfica infractuada, se ha profundizado en los requerimientos de tamaño global así como en las dimensiones y forma del conjunto de elementos o componentes por los que está constituida. Para ser fiel a una de las especificaciones citada previamente en el apartado dedicado al proceso de diseño conceptual, en la cual se habla acerca del cumplimiento de que el tamaño sea correlativo a la de un hombre de edad promedio, todas las dimensiones han intentado ser sacadas a partir de algunos artículos de investigación así como de estudios realizados en la propia Universidad o fuera de ella.

Además se diferencian varias etapas en la creación de los distintos elementos por los que está conformada dicha prótesis. Entre ellos pueden resaltarse (1.) el proceso de definición de las falanges, (2.) el procedimiento de cálculo seguido para hallar las dimensiones de las barras del mecanismo así como las de la palma de la mano y (3.) y la estimación de los esfuerzos transferidos al sistema de transmisión.

5.1. Síntesis del mecanismo de las falanges

Debido a que el funcionamiento de la mano recae principalmente en los dedos para poder sujetar las cosas, es necesario que los dedos se puedan flexionar y extender en un rango de movimiento máximo de 90°, tomando como referencia la falange proximal. Para hacer esto posible se necesita un adecuado sistema de transmisión de movimiento.

5.1.1. Selección del Mecanismo

Como se deseaba mantener el aspecto y movimiento natural de los dedos, se estableció que cada dedo tuviera tres falanges articuladas entre sí. Para ello se empleó como base el mecanismo de los dedos desarrollado por la Universidad de Toronto y la fundación Bloorview MacMillan (TBM) [1] en su prototipo (véase Figura 5.1). Este mecanismo brinda la posibilidad de tener tres falanges articuladas de la manera más sencilla, ya que elimina el empleo de motores en las articulaciones para dar movimiento a las falanges.

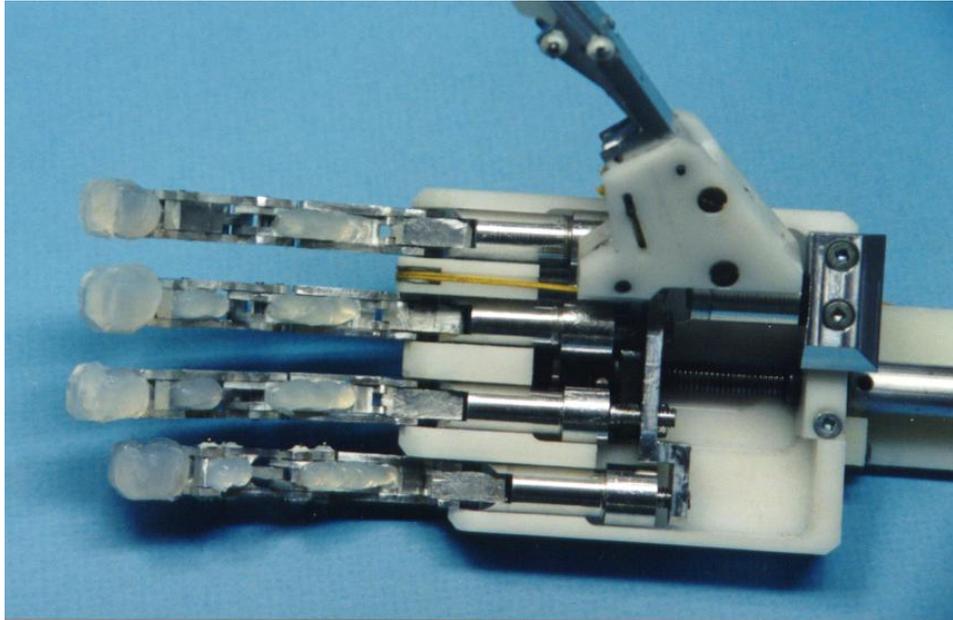


Figura 5.1. Prototipo de mano protésica TBM.

El mecanismo consta de seis eslabones unidos entre sí, los cuales conforman tres mecanismos de cuatro barras, el primero de ellos se encuentra en la base del dedo y es un mecanismo manivela-corredera. En cambio los otros dos se tratan de mecanismos de cuatro barras simples. Por medio de la corredera se realiza la flexión de la falange proximal y como ésta se encuentra articulada a su vez con la falange medial y distal, se hace inherente la flexión del dedo al moverse la corredera, dicho mecanismo se muestra en la Figura 5.2.

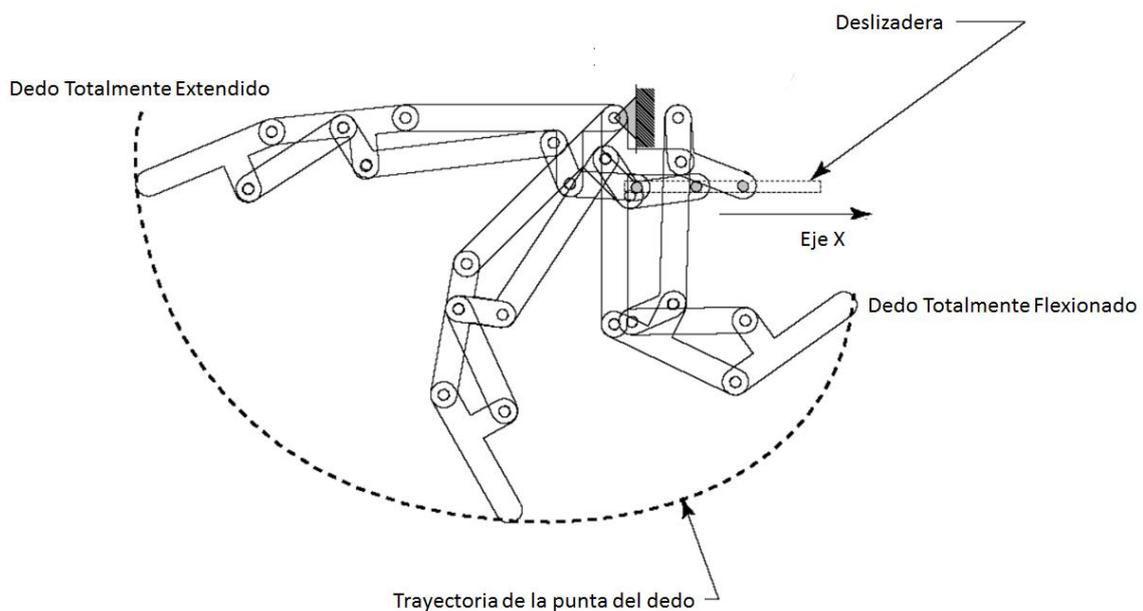


Figura 5.2. Mecanismo de 4 barras utilizado en el prototipo de TBM.

En el prototipo realizado en Toronto, todos los dedos tienen el mismo tamaño, con la variante de que el dedo meñique está colocado un poco más abajo que los demás para darle forma a la mano, como se puede ver en la Figura 5.1. Lo que significa que no consideraron variar el tamaño de los dedos.

Adaptar el mecanismo al tamaño de cualquier dedo, no sólo le brinda al prototipo una apariencia más natural sino que lo vuelve versátil. Ya que suponiendo que se llegase a utilizar el mecanismo en una prótesis para una persona adulta amputada unilateral, el tamaño de los dedos y el de toda la prótesis podría ser del mismo tamaño que el de su otra mano.

Por medio tanto de la síntesis analítica como de la síntesis gráfica, es posible calcular las dimensiones propias de los mecanismos para cualquier tamaño de dedo, lo que permite que este diseño en conjunto se ajuste a casi cualquier tamaño de mano, siempre y cuando los actuadores que se elijan para mover las transmisiones tengan las dimensiones y el par apropiados.

Robert L. Norton [2] define: *"La síntesis dimensional de un eslabonamiento es la determinación de las dimensiones (longitudes) de los eslabones necesarios para realizar los movimientos deseados y puede ser una forma de síntesis cuantitativa si se define un algoritmo para el problema particular, pero también puede ser una forma de síntesis cualitativa si existen más variables que ecuaciones..."*

La síntesis cualitativa es la creación de soluciones potenciales en ausencia de un algoritmo bien definido que pronostique la solución. Muchas veces las soluciones encontradas están apoyadas en dibujos; se dibujan a escala múltiples vistas del diseño, y se investigan los movimientos dibujando arcos, mostrando varias posiciones y usando cubiertas transparentes.

Una de las formas tradicionales más rápidas de tener una idea del diseño ha consistido en hacerlo a escala, en cartón y observar los movimientos directamente. Sin embargo, los sistemas de dibujo asistido por computadora (CAD) aceleran este proceso. Por ello, en el presente proyecto, se ha servido tanto de la síntesis gráfica como de la analítica para hallar las dimensiones de dichos mecanismos de 4 barras. Con esto queda de manifiesto la total compatibilidad de ambos procesos de síntesis de mecanismos. Inicialmente se planteó la resolución del problema basándose en la utilización de algún tipo de método gráfico pero, una vez aproximada la solución final y ante las dificultades inherentes a iterar en base a dos valores dimensionales, se decidió complementar el proceso mediante la validación del analítica mediante el empleo de ecuaciones de lazo.

5.1.2. Validez del Mecanismo de Toronto

Para implementar el mecanismo de Toronto en el diseño del prototipo, se esbozó el mecanismo, se identificaron y etiquetaron los distintos eslabones de los que se compone y se encontró que éste podía simplificarse dividiéndose en triángulos tal y como se ilustra en la Figura 5.3.

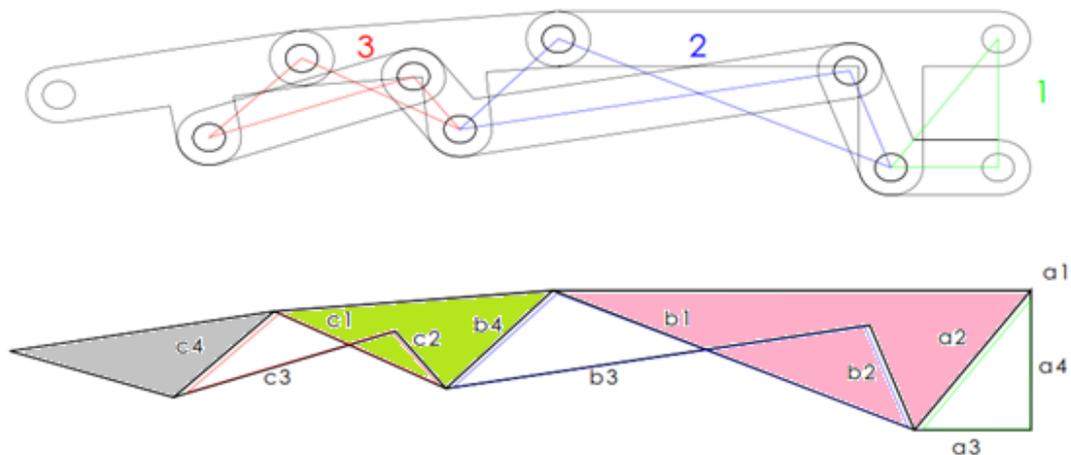


Figura 5.3. Diagrama simplificado mediante el uso de triángulos.

Puesto que había la necesidad de decidir las dimensiones correspondientes a la altura, longitud y grosor de cada una de las tres falanges (proximal, medial y distal), que conforman el conjunto de los cinco dedos, se barajaron varias opciones para obtener dicha información. Pero finalmente cumpliendo con una de las especificaciones mencionadas en el apartado anterior de diseño conceptual, concretamente la concerniente con el tamaño, se obtuvieron todos estos datos anatómicos de dimensiones de la mano a partir de un estudio facilitado y a la vez realizado por la profesora Dr. Margarita Vergara, del grupo de Biomecánica y Ergonomía (BE) de la UJI.

En dicho estudio se disponía de muchos datos que quedaban completamente fuera de nuestro alcance, por tanto se construyeron varias tablas resumiendo todas aquellas dimensiones necesarias para dar forma a las falanges, cambiando además su nomenclatura por otra adecuada a nuestro proyecto.

Estas tablas se muestran a continuación y en ellas puede apreciarse que existen dos tipos de medidas. Por una parte obtenemos los datos medios directamente de los valores del estudio antropométrico y seguidamente, haciendo un pequeño redondeo para que todas las medidas sean números exactos evitando decimales, obtenemos las medidas adoptadas.

DEDOS	Longitud Falángica Media (mm)			Longitud Falángica Adoptada (mm)		
	Proximal	Medial	Distal	Proximal	Medial	Distal
Índice	45,25	25,6	24,47	46	26	25
Medio	50,61	30,55	26,5	51	31	27
Anular	-	28,42	26,36	48	28	26
Meñique	36,06	19,68	23,24	36	20	23
Pulgar	40	-	32,4	40	-	32

Tabla 5.1. Valores de longitud para las falanges.

DEDOS	Altura Falángica Media (mm)			Altura Falángica Adoptada (mm)		
	Proximal	Medial	Distal	Proximal	Medial	Distal
Índice	21,23	16,61	13,29	21	17	13
Medio	17,3	14,12	11,82	17	14	12
Anular	16,16	13,15	11,22	16	13	11
Meñique	14,27	11,99	10,02	14	12	10
Pulgar	-	-	-	21	-	13

Tabla 5.2. Valores de altura para las falanges.

DEDOS	Anchura Falángica Media (mm)			Anchura Falángica Adoptada (mm)		
	Proximal	Medial	Distal	Proximal	Medial	Distal
Índice	22,36	18,79	16,73	22	19	17
Medio	18,57	17,6	16,46	19	18	16
Anular	17,56	16,09	15,68	18	16	16
Meñique	16,36	14,64	13,96	16	15	14
Pulgar	-	-	-	22	-	17

Tabla 5.3. Valores de anchura para las falanges.

Durante este proceso nos encontramos con el problema de la inexistencia del valor de longitud falángica media correspondiente al dedo anular (véase Tabla 5.1), por ello estimamos un valor aproximado a partir de las medidas correspondientes a otros dedos. En este caso el valor adoptado para dicha dimensión fueron 48 mm de longitud.

No solamente faltaba información sobre esta falange, dicho estudio carecía además de datos acerca de las dimensiones propias del dedo pulgar. Por ello obtuvimos la información procedente de un estudio disponible realizado por Binignat, O. et al. [3]. Tal y como podemos observar en la Figura 5.4, se muestran las medidas de longitud de ambas falanges (proximal y distal) del dedo pulgar correspondientes a diferentes rangos de edad. Por ello, se decidió hacer un promedio de todas estas medidas y se obtuvieron los valores de 40 mm para la falange proximal y 32,4 mm para la distal. Esta última fue finalmente redondeada a un valor de 32 mm.

En dicho estudio [3] se proporcionaban los datos correspondientes a la longitud de las falanges del dedo pulgar pero no había información sobre la altura y la anchura. Por tanto se decidió adjudicar unos valores a dichas falanges siguiendo un criterio de similitud a las falanges de los otros dedos, los cuales ya teníamos completamente definidos. Dado que a simple vista se observa que el dedo pulgar suele corresponderse siempre con el más ancho y alto de todos los dedos, este debería tener como mínimo las dimensiones del dedo más grande ya dimensionado (índice, anular, medio o meñique). Por lo que mirando en la Tabla 5.2 y Tabla 5.3 se aprecia que el dedo con las dimensiones mayores es en ambos casos (anchura y altura) el dedo Índice. Por ello se terminó por adjudicar los valores referidos al dedo Índice como dimensiones definitivas para el dedo Pulgar.

Tabla IV. Longitudes promedio del sector de las falanges del dedo pulgar en hombres, expresado en mm.

edades	Falange proximal		Falange distal	
	Mano der	Mano izq	Mano der	Mano izq
18-19	41±7	41±7	32±4	32±4
20-24	40±6	40±6	32±3	32±3
25-29	42±7	42±7	34±4	34±5
30-34	41±9	41±8	32±5	31±5
35-39	39±8	38±8	32±4	31±5
40-44	40±10	40±11	31±9	31±8
45-49	44±4	43±6	33±3	32±4
50-54	41±7	40±7	32±4	32±4
55-59	39±11	40±12	33±4	33±4
60-64	38±9	38±10	33±4	33±5

Figura 5.4. Tabla extraída del estudio de Binignat, O. et al. [3].

Dichas dimensiones (véase Tabla 5.1, Tabla 5.2 y Tabla 5.3) conforman la base de diseño de los triángulos que dan forma a la falange de cada dedo (Figura 5.5, dimensiones en verde).

Mediante el software SolidWorks® se construyó una plantilla que generase automáticamente las dimensiones de los triángulos para cada falange. En todos los casos las dimensiones que no se encuentran redondeadas en la Figura 5.5, no varían nunca su valor, por lo que podemos asegurar que la distancia desde el borde proximal al distal se corresponderá siempre con 10 mm. Introduciendo los valores de longitud y altura en unidades de (mm) (Obsérvense en la Figura 5.5 resaltados en rojo) se obtienen las longitudes de los tres segmentos que conforman el triángulo en dichas unidades (Obsérvense en la Figura 5.5 resaltados en verde).

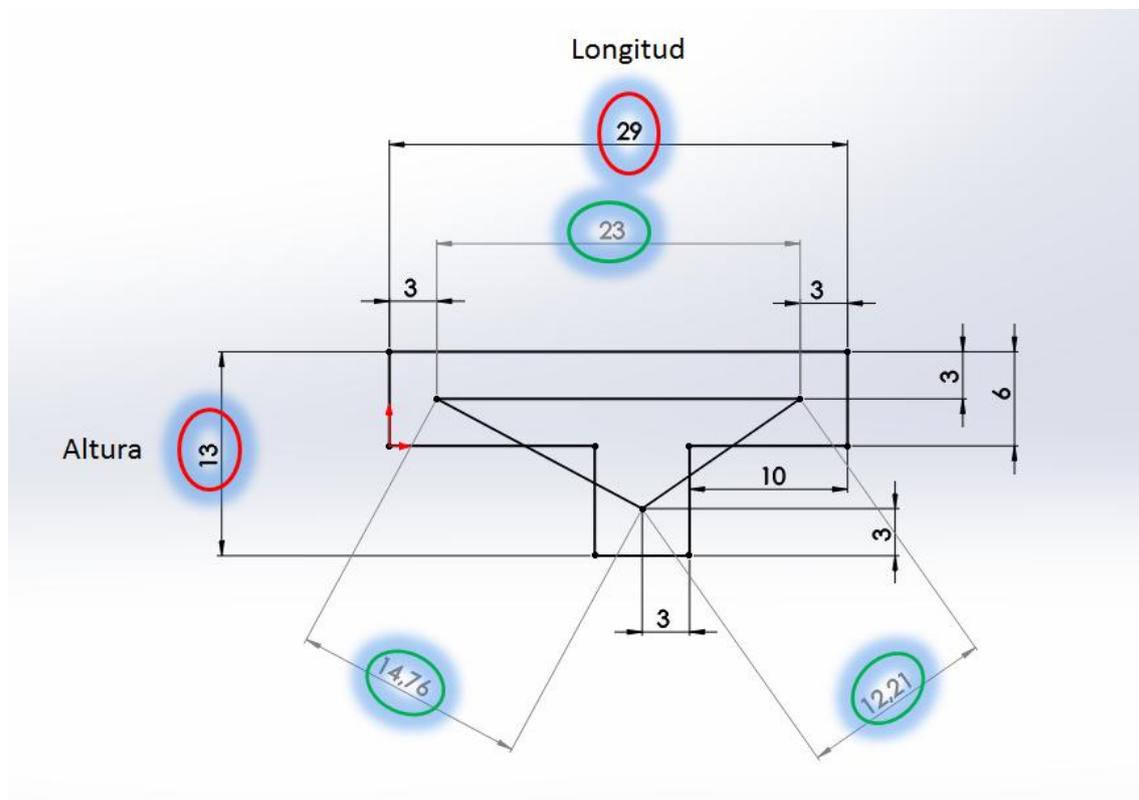


Figura 5.5. Plantilla generadora de dimensiones de triángulos.

Dichos triángulos y eslabones fueron dibujados mediante el software de diseño en 3D SolidWorks®. Con la ayuda de la *Herramienta de Bloques* de la que se dispone en este programa, se formaron cada uno de ellos para luego establecer las conexiones pertinentes y existentes entre sí como podemos apreciar en la Figura 5.6.

Para probar la validez del mecanismo de Toronto, se construyeron los tres triángulos representando cada una de las falanges del dedo índice, además de una estimación de

las barras utilizadas para articular. Así se pudo hacer una valoración del movimiento completo de apertura y cierre que hace el mecanismo del dedo cuando se mueve.

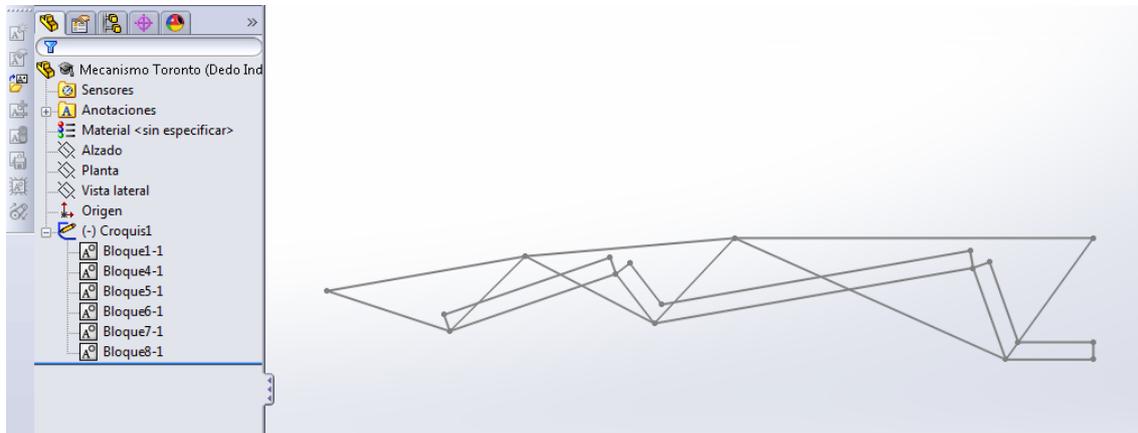


Figura 5.6. Mecanismo construido mediante la herramienta bloques de SW.

Para realizar dicha valoración, se guardó el esbozo como un documento en formato (.dxf) y se importó al programa de simulación en 2D Working Model® para hacer una pequeña demostración de la cinemática del conjunto (véase Figura 5.7). Esto se hace puesto que con el software Working Model® resulta un poco farragoso trabajar con geometrías complejas y ángulos, por ello resulta más cómodo este pequeño paso entre programas totalmente compatibles.

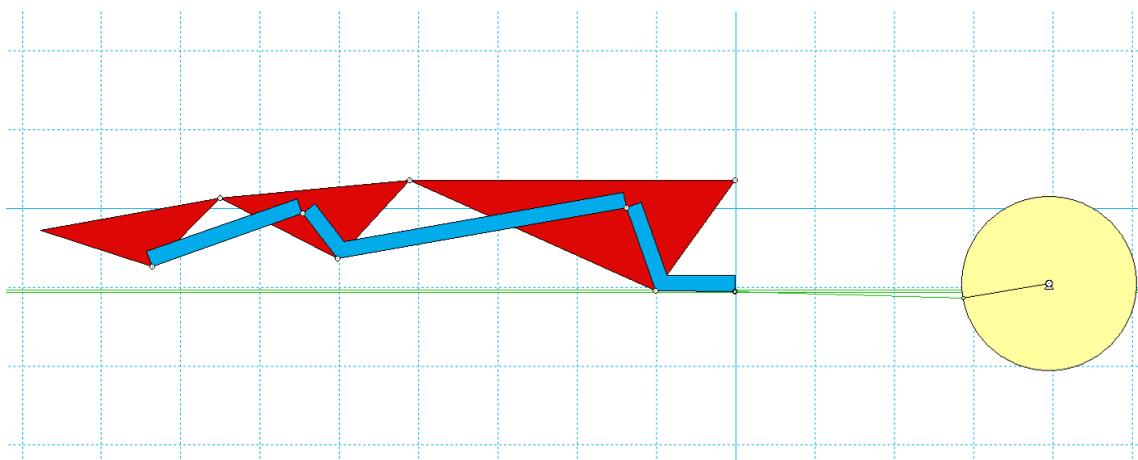


Figura 5.7. Mecanismo exportado al software Working Model mostrándose en posición inicial.

Una vez preparado el montaje con dicho programa se procedió a realizar una pequeña comprobación mediante la utilización de una animación que reprodujese el movimiento desarrollado por el dedo al flexionarse i extenderse. Con esto se pretendió

asegurar que dicho movimiento se correspondiese con cierta exactitud al de un dedo humano real. Simplemente con seguir a través de tu dedo el movimiento del dedo animado delante de la pantalla del PC, tal y como se observa en la Figura 5.8, se pudo corroborar su buena correlación.

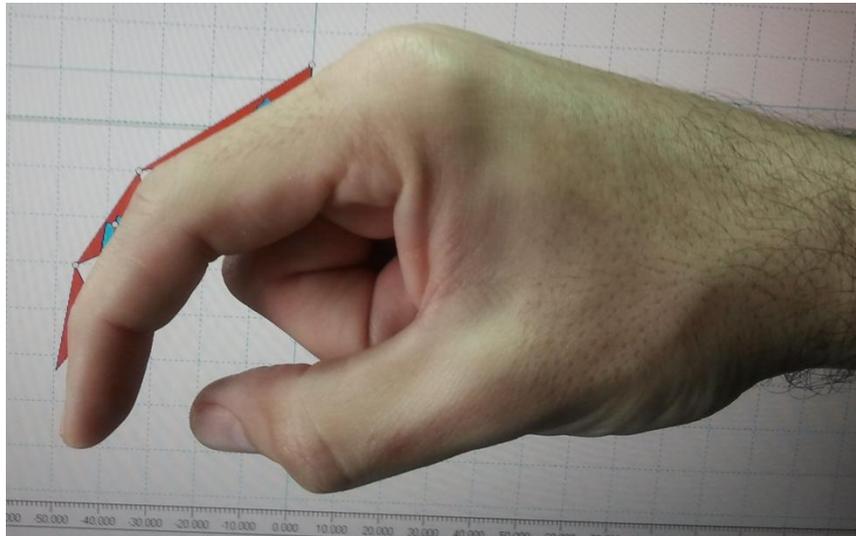


Figura 5.8. Procedimiento seguido con la mano real para corroborar el patrón de movimiento.

A continuación se muestran varias instantáneas de la animación, en donde el mecanismo aparece en distintas posiciones intermedias.

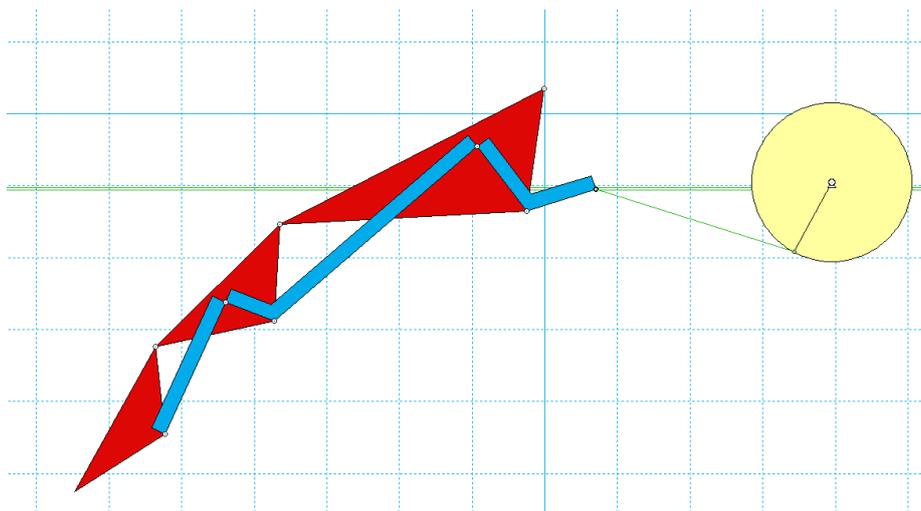


Figura 5.9. Mecanismo en posición intermedia 1.

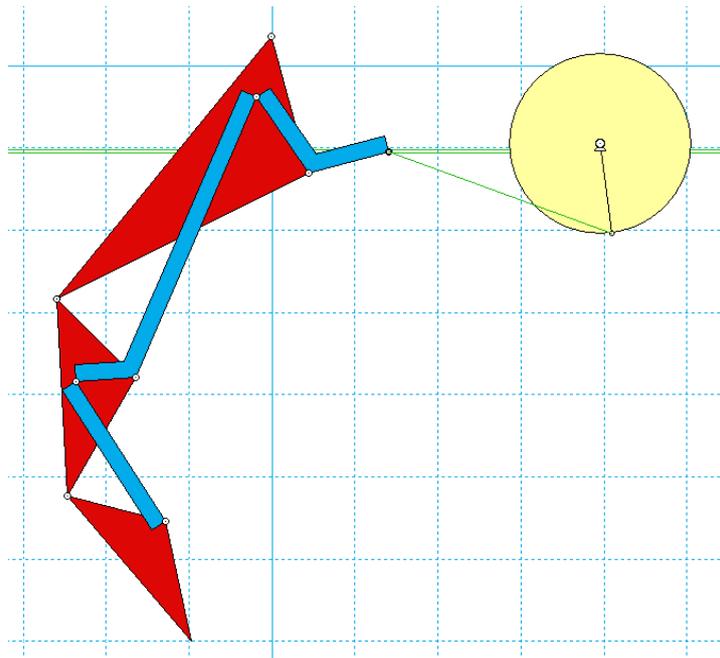


Figura 5.10. Mecanismo en posición intermedia 2.

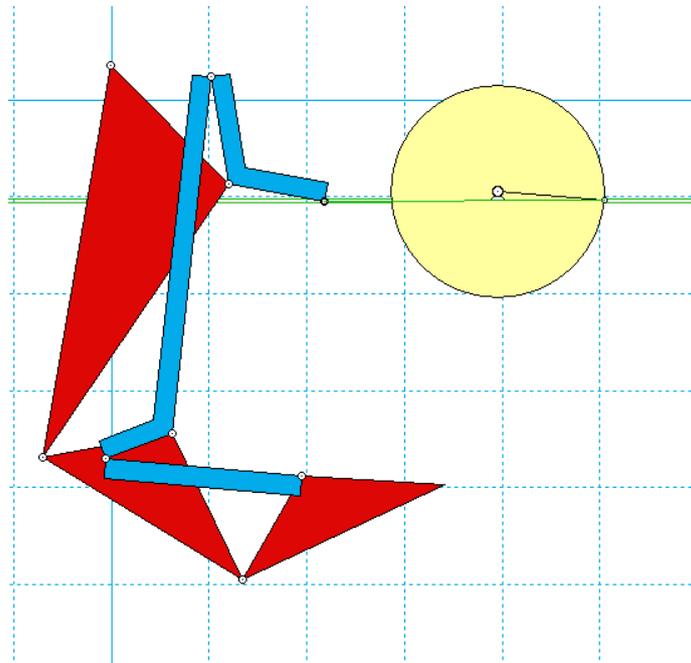


Figura 5.11. Mecanismo en posición intermedia 3.

Con ello se concluyó que la utilización del mecanismo de Toronto como solución a la flexión de los dedos era una buena alternativa en el diseño del prototipo.

5.1.3. Síntesis Gráfica de las Falanges

La metodología de síntesis gráfica de cada una de las falanges se realizó según los siguientes pasos.

Se propone que en posición totalmente extendida de los dedos, estos no estén completamente en la horizontal de la palma de la mano. Sino que la falange medial adopte un ángulo de flexión con respecto a la proximal de 5° y la falange distal un ángulo de 10° con respecto la falange proximal o lo que es lo mismo otros 5° con la falange medial. Esta decisión viene justificada por la posición que adoptan los dedos en posición natural relajada de la mano, ya que en este instante no se encuentran totalmente horizontales, tienden a adoptar cierto grado de curvatura (véase Figura 5.12).

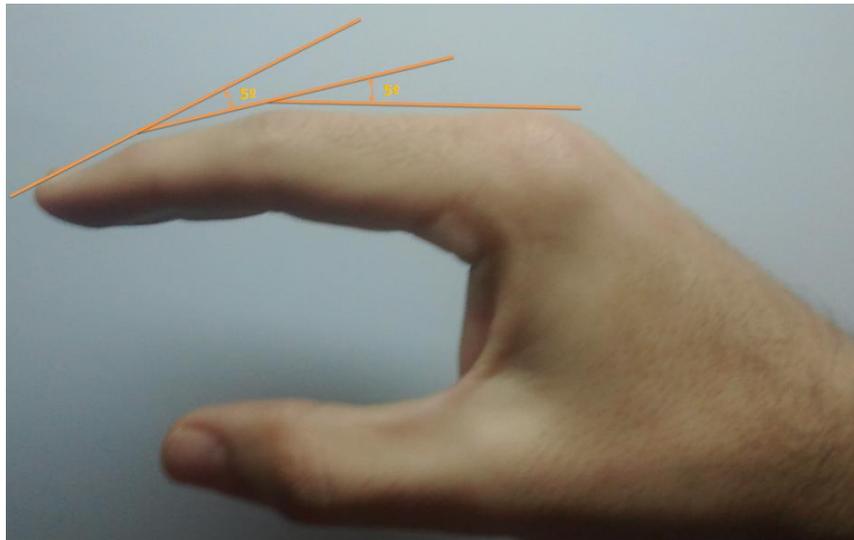


Figura 5.12. Imagen de una mano real en posición natural un poco flexionada, con los ángulos relativos representados.

Por tanto se coloca el mecanismo en dicha posición inicial semiflexionada y se incluye además el mecanismo en posición final tal y como podemos observar en la Figura 5.13. Esta posición final se adopta simplemente por analogía al propio dedo de una persona, se coloca el dedo enfrente de la pantalla del PC y se ajusta a una posición deseable.

En posición inicial el segmento superior de la falange proximal se encuentra siempre totalmente horizontal, y en posición final, completamente en la vertical.

Como se observa en la Figura 5.13 se empezó a dimensionar el primero de los tres mecanismos de 4 barras, la manivela-corredera.

La deslizadera que va a seguir el extremo derecho de la barra a_3 también se encuentra siempre en posición horizontal y coincidente con el punto inferior más alejado del triángulo que forma la falange proximal o lo que es lo mismo, a una distancia del borde superior igual a la altura de dicha falange.

Esta barra a_3 mide en todos los casos 10 mm puesto que dicho valor se corresponde con la distancia fija que ya se ha mencionado anteriormente en la Figura 5.5.

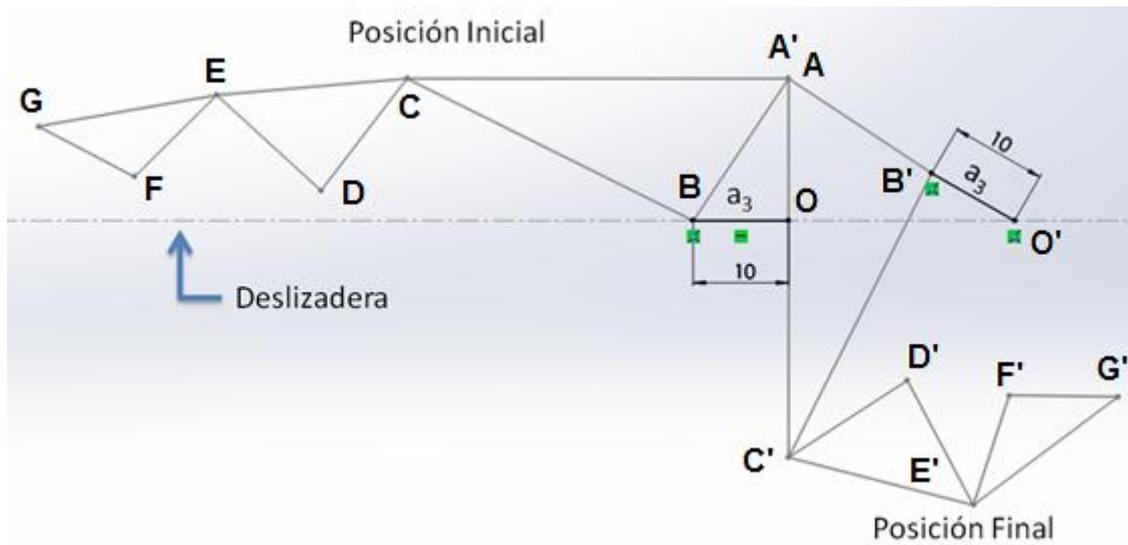


Figura 5.13. Mecanismo en posiciones inicial y final, con los principales puntos de interés.

Con todo esto queda totalmente definido el mecanismo de manivela-corredera. Ahora para dimensionar el mecanismo de cuatro barras proximal con la ayuda de una síntesis gráfica de dos posiciones, se reubicó el croquis correspondiente al mecanismo en posición final de forma que las falanges proximales quedasen totalmente superpuestas (véase Figura 5.14, se aprecia la coincidencia de A-A', B-B' y C-C').

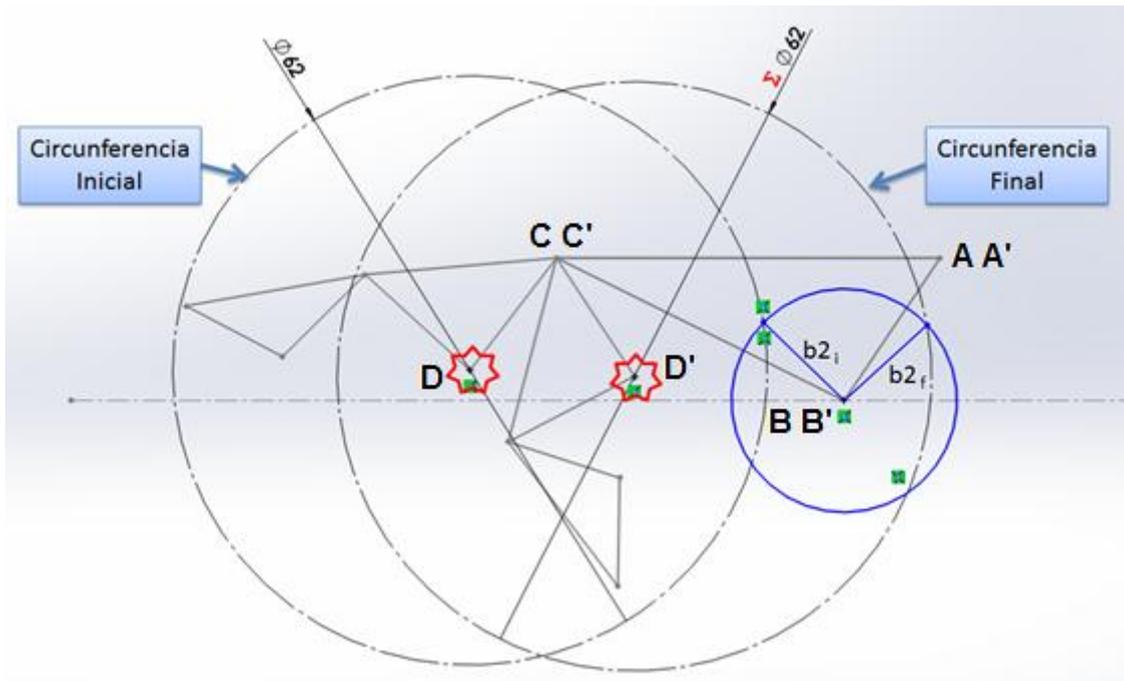


Figura 5.14. Dimensionamiento de la barra b_2 mediante el método gráfico.

A continuación se trazó una circunferencia de radio variable y centro B, donde articula la barra b_2 , y la propia barra b_2 en las dos posiciones extremas inicial y final ($b_{2.i}$ y $b_{2.f}$). Dicha circunferencia define el lugar geométrico del extremo libre que queda en la barra b_2 . A la vez que va aumentando el diámetro de la circunferencia, lo hace la barra b_2 ya que justamente se corresponden con su radio. Esta configuración permite valorar los distintos ángulos que adquiere la barra b_2 con el movimiento de la barra a_3 sobre la deslizadora, permitiendo establecer un valor de ángulo fijo entre las barras b_2 y a_3 de 120° . En el diseño definitivo del mecanismo, las barras b_2 y a_3 forman parte de un mismo sólido, véase Figura 5.3.

En lo que sigue, la configuración de los dos siguientes tramos articulados del dedo se basa en dos mecanismos de cuatro barras. En ambos casos, se trata de una "síntesis dimensional de dos posiciones" que se afrontará por separado.

En el caso del mecanismo de cuatro barras proximal, se conocen las longitudes de las barras b_1 y b_4 (véase Figura 5.3), y queda por determinar las longitudes de las barras b_2 y b_3 . Para ello, en el punto en donde articulará la barra b_3 con la siguiente falange (puntos D y D' en Figura 5.14) se trazan sendas circunferencias geoméricamente vinculadas (que mantengan siempre el mismo diámetro) tales que lleguen a cortar la circunferencia de radio b_2 y centro B-B' anteriormente creada (resaltada en azul en la Figura 5.14).

Con esta construcción se puede ir estimando la dimensión de ambas circunferencias, y adoptar la solución que más nos convenga, siempre asegurando que la circunferencia

azul no sobresalga por la parte superior de la falange proximal ya que esto causaría una colisión entre elementos en la realidad.

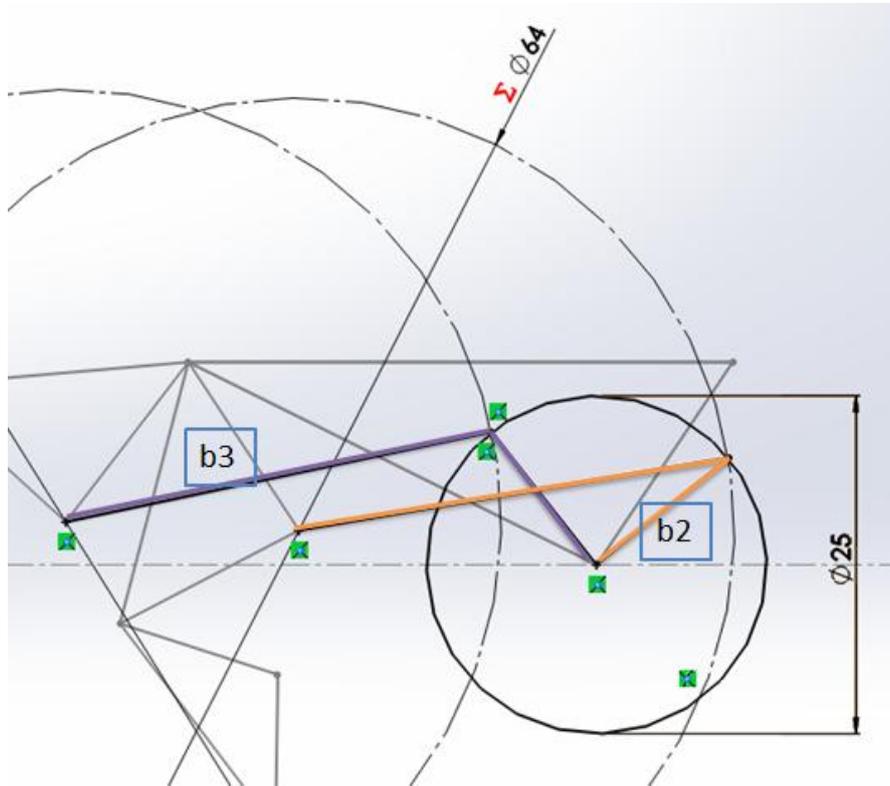


Figura 5.15. Mecanismo de 4 barras proximal totalmente definido mostrando ambas posiciones extremas.

Llegados a este punto, cabe destacar que la estimación de las longitudes de las barras b_2 y b_3 se torna un proceso iterativo en el que, además de cumplir la condición geométrica marcada por la intersección de ambas circunferencias, el ángulo establecido entre b_2 y a_3 es invariante, lo cual limita las posiciones reales de b_2 frente a las estimadas gráficamente, apareciendo un error de ángulo a minimizar, Figura 5.16.

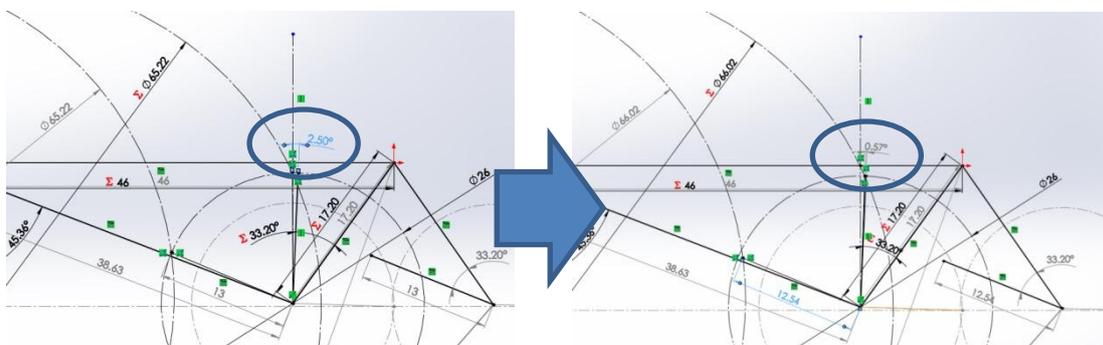


Figura 5.16. Demostración del método iterativo.

Finalmente se asignó un valor de 12,5 mm a la barra b_2 y uno de 32 mm para la barra b_3 . Con ello tenemos definido por completo el primer mecanismo de cuatro barras (véase Figura 5.15).

Tras esto, solamente queda realizar la "síntesis gráfica de dos posiciones correspondiente con el mecanismo de cuatro barras distal". Para ello se rota otra vez el croquis del mecanismo en posición final, superponiendo exactamente las falanges medias una encima de otra, esto es, haciendo coincidentes los puntos C-C', D-D' y E-E'.

A continuación se siguen los mismos pasos realizados para el dimensionamiento del mecanismo de cuatro barras proximal (véase Figura 5.17 y Figura 5.18).

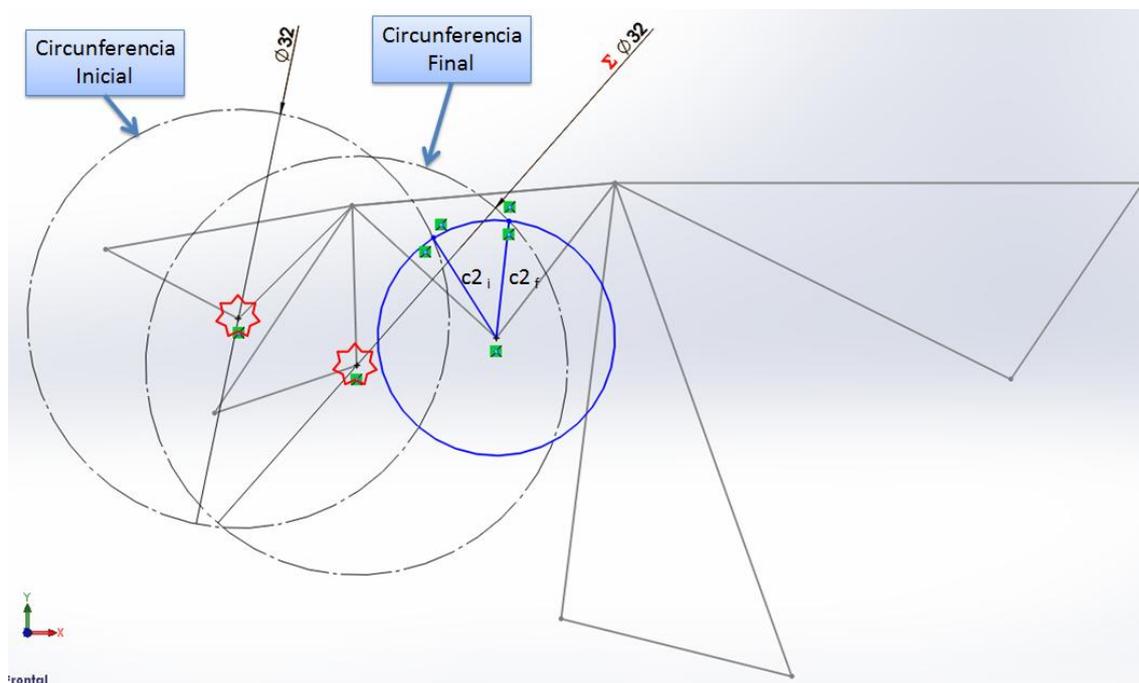


Figura 5.17. Dimensionamiento de la barra c_2 mediante el método gráfico.

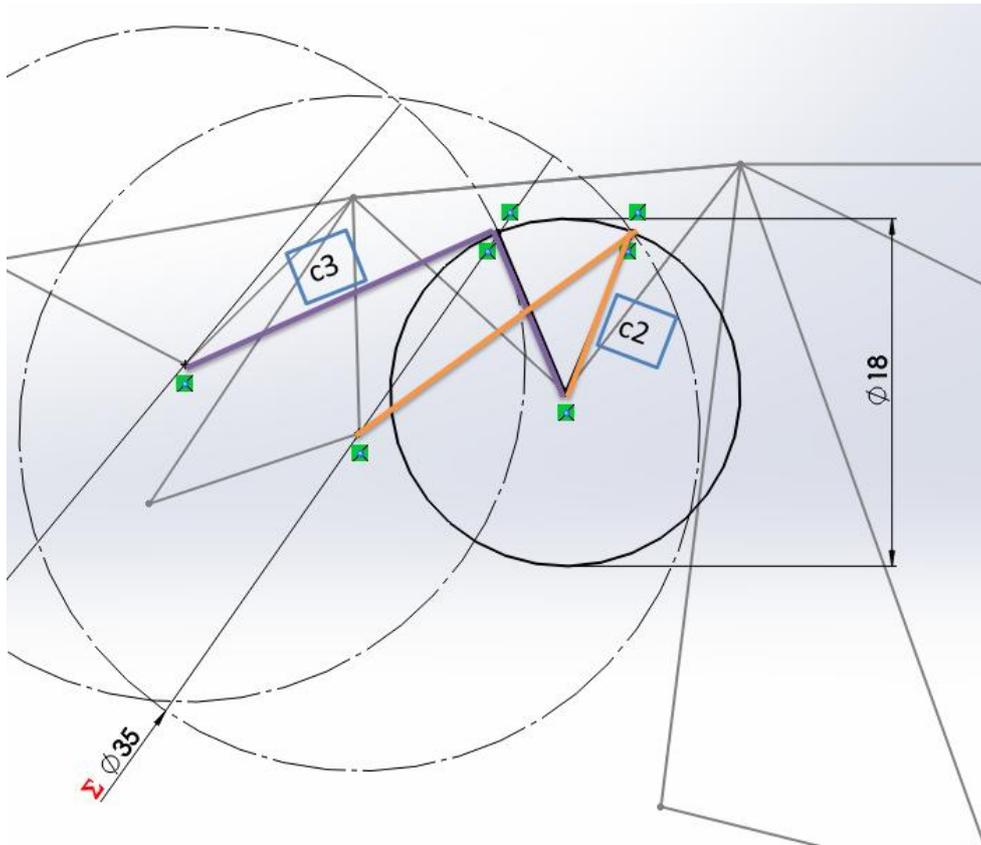


Figura 5.18. Mecanismo de 4 barras distal totalmente definido mostrando ambas posiciones extremas.

Tras seguir los pasos del ejemplo anterior, se decidió asignar un valor de 9 mm a la barra c2 y uno de 17,5 mm para la barra c3. Con ello se tiene definido por completo el segundo mecanismo de cuatro barras (véase Figura 5.18).

Teniendo ya todas las barras dimensionadas, se dibujan e insertan en el mecanismo en posición inicial para luego hacer una simulación del movimiento y así comprobar que cumple las hipótesis de partida (véase Figura 5.19).

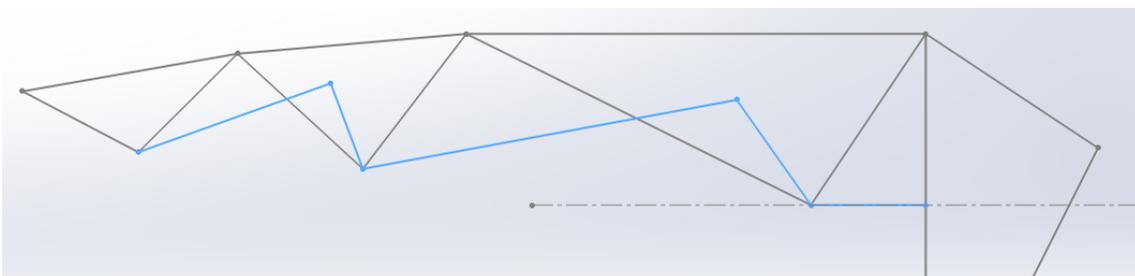


Figura 5.19. Montaje de las barras en el mecanismo dispuesto en posición inicial.

Como se observa en la Figura 5.20 expuesta a continuación, existe cierto grado de imprecisión, que en principio carecería de criticidad a la hora de realizar el movimiento de los dedos en el prototipo de prótesis real.

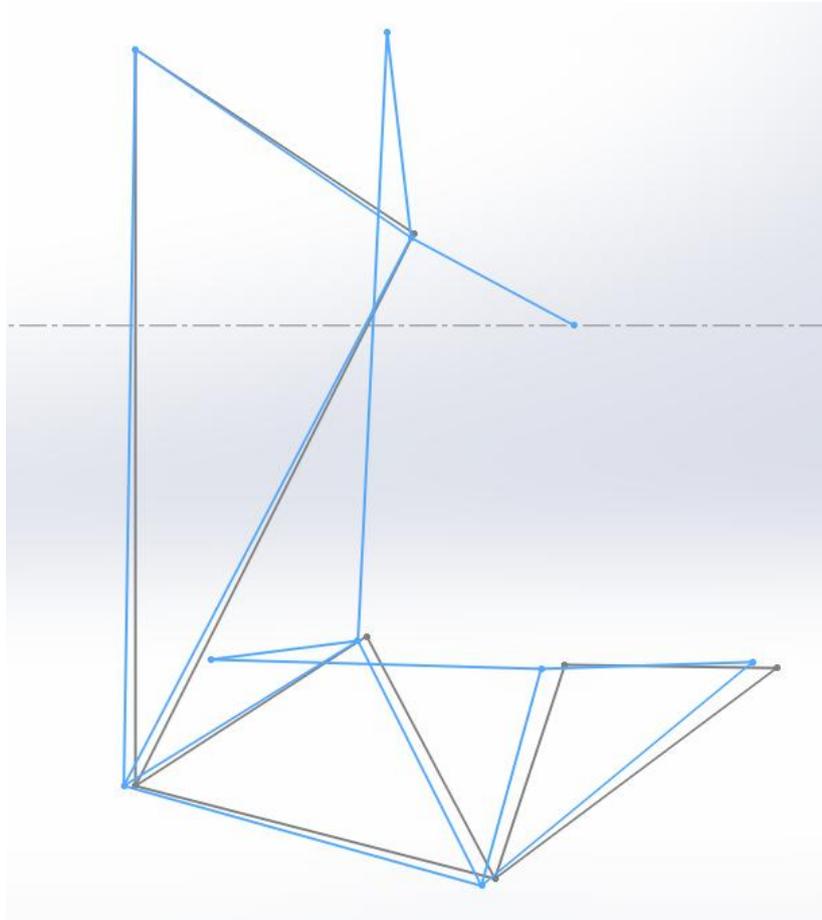


Figura 5.20. Comprobación del cumplimiento de posición final por parte del mecanismo diseñado.

Para intentar solventar dicha imprecisión mediante la utilización del método de "síntesis gráfica de dos posiciones" se podría realizar una serie de iteraciones, modificando el valor de longitud de las barras b_2 y c_2 hasta encontrar una combinación de valores que cumplieren con exactitud ambas posiciones inicial y final. La problemática recae en que este proceso iterativo podría llegar a resultar un poco tedioso a la hora de tener que dimensionar los otros 4 dedos restantes. No obstante, los resultados de este procedimiento gráfico se pueden tomar como puntos cercanos a la solución real exacta y como verificación para la implementación de un método analítico para mejorar de una parte la precisión y de otra la eficiencia o rapidez en la construcción y diseño de dichos mecanismos. Esta solución se muestra en el siguiente punto 5.1.4.

5.1.4. Síntesis Analítica de las Dimensiones Finales de Falanges

Tras comprobar que el método gráfico por síntesis de dos posiciones presenta ciertas imprecisiones en el diseño, se recurre al uso de ecuaciones para determinar las longitudes incógnitas de las barras.

En este proceso de síntesis analítica se sirve del método gráfico básicamente para obtener las dimensiones de ángulos y longitudes de las barras, para posteriormente utilizarlos como datos en las ecuaciones de lazo que gobiernan dichos mecanismos de cuatro barras.

En la Figura 5.21 puede observarse la nomenclatura utilizada para definir los diferentes ángulos empleados en el cálculo.

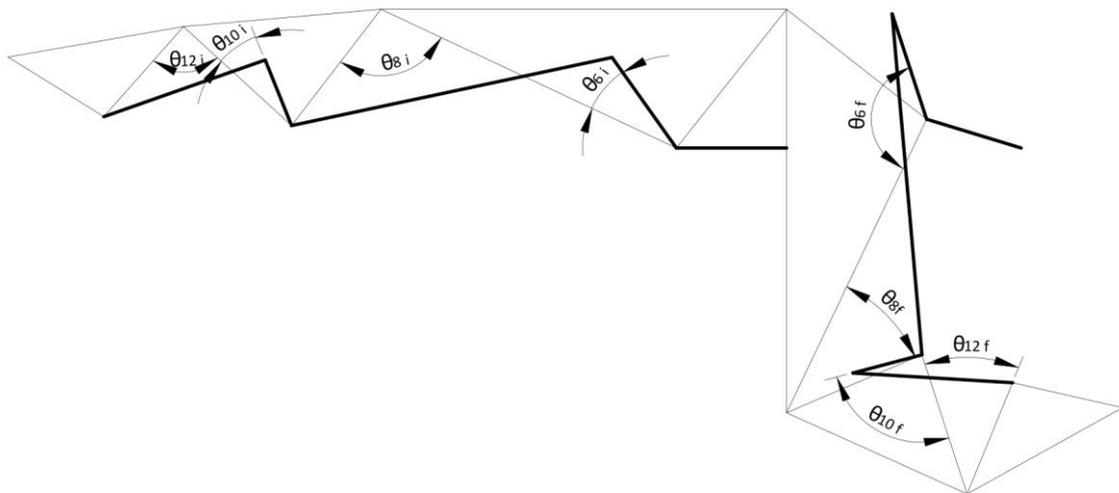


Figura 5.21. Ángulos iniciales i finales del mecanismo.

La metodología de síntesis analítica de cada una de las falanges se realizó como sigue.

Se coloca el mecanismo en ambas posiciones inicial y final como en el proceso de síntesis del apartado anterior 5.1.3 para así proceder a realizar las mediciones pertinentes de los ángulos iniciales y finales de θ_8 y θ_{12} . Estos se corresponden básicamente con la apertura que existe entre la parte interior de las falanges (véase Figura 5.22).

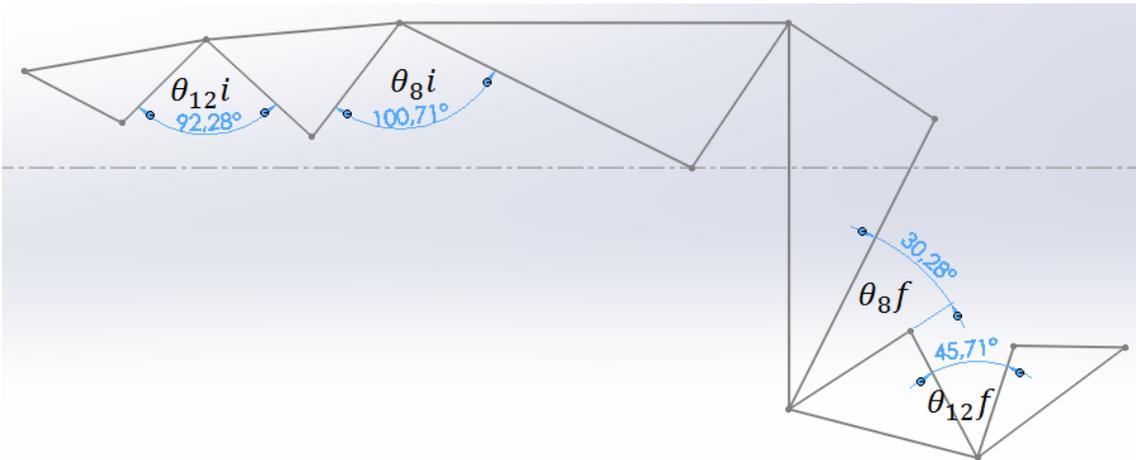


Figura 5.22. Obtención del valor de los 4 ángulos iniciales y finales de: Θ_8 y Θ_{12} .

Para determinar los ángulos que forma la barra b_2 con la barra b_1 en sus dos posiciones (Θ_6 Inicial y Θ_6 Final), ha de suponerse primero una longitud aleatoria de las barras b_2 y b_3 e imponer un valor para el ángulo que forma la barra b_2 del mecanismo proximal con la barra a_3 del mecanismo de manivela-corredera. Tal y como se ha hecho en el apartado 5.1.3, la longitud para esta última barra resulta ser siempre de 10 mm.

Como puede verse en la Figura 5.23, se adopta un ángulo de 125° y ya pueden obtenerse los valores correspondientes de Θ_6 Inicial y Θ_6 Final, en este caso $28,43^\circ$ y $148,43^\circ$.

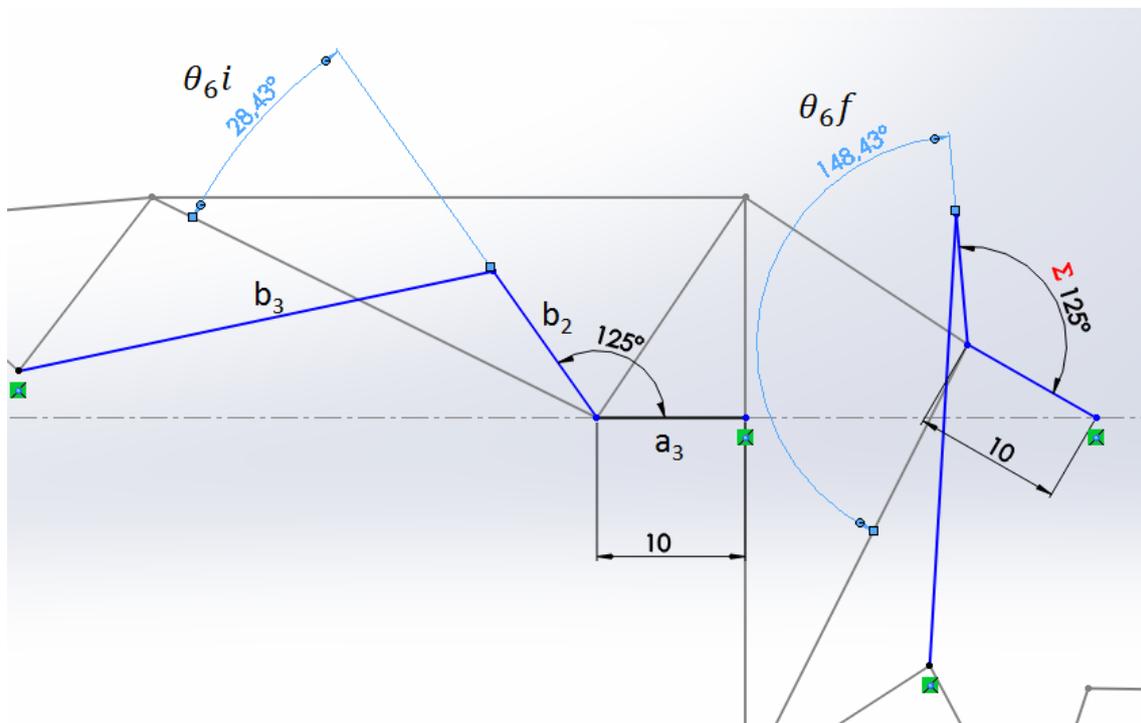
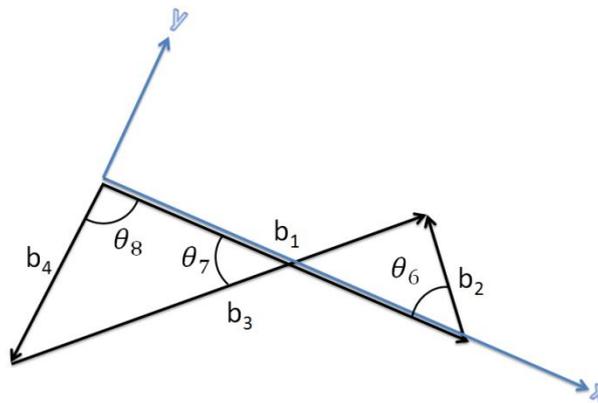


Figura 5.23. Obtención de Θ_6 Inicial y Θ_6 Final.

Para complementar el estudio gráfico, en los próximos dos apartados se desarrollan las ecuaciones analíticas de lazo de los dos mecanismos de 4 barras que nos ayudaran a cerrar el proceso de iteración.

5.1.4.1. Mecanismo de 4 barras proximal



La ecuación de lazo para este mecanismo de cuatro barras se define por:

$$\vec{b}_1 + \vec{b}_2 = \vec{b}_4 + \vec{b}_3 \quad (\text{Ec.1})$$

Reescribiendo la ecuación mediante sus dos componentes, tenemos:

$$b_4 \cdot (\cos\theta_8 \vec{i} - \text{sen}\theta_8 \vec{j}) + b_3 \cdot (\cos\theta_7 \vec{i} + \text{sen}\theta_7 \vec{j}) = b_1 \vec{i} + b_2 \cdot (-\cos\theta_6 \vec{i} + \text{sen}\theta_6 \vec{j}) \quad (\text{Ec.2})$$

Puesto que Ec.2 se trata de una ecuación vectorial la podemos resolver separando sus componentes, para obtener un sistema de dos ecuaciones con dos incógnitas, b_3 y b_2 :

$$i: \quad b_4 \cdot \cos\theta_8 + b_3 \cdot \cos\theta_7 = b_1 - b_2 \cdot \cos\theta_6 \quad (\text{Ec.3})$$

$$j: \quad -b_4 \cdot \text{sen}\theta_8 + b_3 \cdot \text{sen}\theta_7 = b_2 \cdot \text{sen}\theta_6 \quad (\text{Ec.4})$$

Aislado en el primer miembro los términos con b_3 :

$$b_3 \cdot \cos\theta_7 = b_1 - (b_2 \cdot \cos\theta_6 + b_4 \cdot \cos\theta_8) \quad (\text{Ec.5})$$

$$b_3 \cdot \sin\theta_7 = b_2 \cdot \sin\theta_6 + b_4 \cdot \sin\theta_8 \quad (\text{Ec.6})$$

Y, elevando al cuadrado las ecuaciones Ec.5 y Ec.6:

$$b_3^2 \cdot \cos^2\theta_7 = b_1^2 + (b_2 \cdot \cos\theta_6 + b_4 \cdot \cos\theta_8)^2 + \quad (\text{Ec.7})$$

$$-2 \cdot b_1 \cdot (b_2 \cdot \cos\theta_6 + b_4 \cdot \cos\theta_8)$$

$$b_3^2 \cdot \sin^2\theta_7 = b_2^2 \cdot \sin^2\theta_6 + b_4^2 \cdot \sin^2\theta_8 + 2 \cdot b_2 \cdot b_4 \cdot \sin\theta_6 \cdot \sin\theta_8 \quad (\text{Ec.8})$$

Desarrollando el cuadrado de la suma de Ec.7 que nos falta:

$$b_3^2 \cdot \cos^2\theta_7 = b_1^2 + b_2^2 \cdot \cos^2\theta_6 + b_4^2 \cdot \cos^2\theta_8 + 2 \cdot b_2 \cdot b_4 \cdot \cos\theta_6 \cdot \cos\theta_8 + \quad (\text{Ec.9})$$

$$-2 \cdot b_1 \cdot b_2 \cdot \cos\theta_6 - 2 \cdot b_1 \cdot b_4 \cdot \cos\theta_8$$

$$b_3^2 \cdot \sin^2\theta_7 = b_2^2 \cdot \sin^2\theta_6 + b_4^2 \cdot \sin^2\theta_8 + 2 \cdot b_2 \cdot b_4 \cdot \sin\theta_6 \cdot \sin\theta_8 \quad (\text{Ec.8})$$

Sumando Ec.9 y Ec.8 obtenemos una tercera ecuación que nos servirá para despejar C_3 :

$$b_3^2 \cdot (\sin^2\theta_7 + \cos^2\theta_7) = b_1^2 + b_2^2 \cdot (\sin^2\theta_6 + \cos^2\theta_6) + b_4^2 \cdot (\sin^2\theta_8 + \cos^2\theta_8) + 2b_2 \cdot b_4 \cdot (\cos\theta_6 \cdot \cos\theta_8 + \sin\theta_6 \cdot \sin\theta_8) - 2 \cdot b_1 \cdot b_2 \cdot \cos\theta_6 + \quad (\text{Ec.10})$$

$$-2 \cdot b_1 \cdot b_4 \cdot \cos\theta_8$$

Podemos simplificar algunos de los términos de la ecuación Ec.10 utilizando la siguiente relación trigonométrica:

$$\sin^2x + \cos^2x = 1$$

Con ello obtenemos:

$$b_3^2 = b_1^2 + b_2^2 + b_4^2 + 2 \cdot b_2 \cdot b_4 \cdot (\cos\theta_6 \cdot \cos\theta_8 + \sin\theta_6 \cdot \sin\theta_8) + \quad (\text{Ec.11})$$

$$-2 \cdot b_1 \cdot b_2 \cdot \cos\theta_6 - 2 \cdot b_1 \cdot b_4 \cdot \cos\theta_8$$

Llegado este punto y sabiendo que las barras tienen longitud constante, resolvemos la Ec.11 para las dos posiciones inicial y final, pues tengo dos incógnitas a determinar: b_2 y b_3 .

$$b_3^2(\text{inicial}) = b_3^2(\text{final})$$

$$\begin{aligned}
 & b_1^2 + b_2^2 + b_4^2 + 2 \cdot b_2 \cdot b_4 \cdot (\cos\theta_{6 \text{ inicial}} \cdot \cos\theta_{8 \text{ inicial}} + \\
 & \quad + \text{sen}\theta_{6 \text{ inicial}} \cdot \text{sen}\theta_{8 \text{ inicial}}) - 2 \cdot b_1 \cdot b_2 \cdot \cos\theta_{6 \text{ inicial}} + \\
 & \quad - 2 \cdot b_1 \cdot b_4 \cdot \cos\theta_{8 \text{ inicial}} = b_1^2 + b_2^2 + b_4^2 + \\
 & + 2 \cdot b_2 \cdot b_4 \cdot (\cos\theta_{6 \text{ final}} \cdot \cos\theta_{8 \text{ final}} + \text{sen}\theta_{6 \text{ final}} \cdot \text{sen}\theta_{8 \text{ final}}) + \\
 & \quad - 2 \cdot b_1 \cdot b_2 \cdot \cos\theta_{6 \text{ final}} - 2 \cdot b_1 \cdot b_4 \cdot \cos\theta_{8 \text{ final}}
 \end{aligned} \tag{Ec.12}$$

Ahora despejando b_2 de la ecuación anterior obtenemos, por tanto, el valor de longitud de la barra 2:

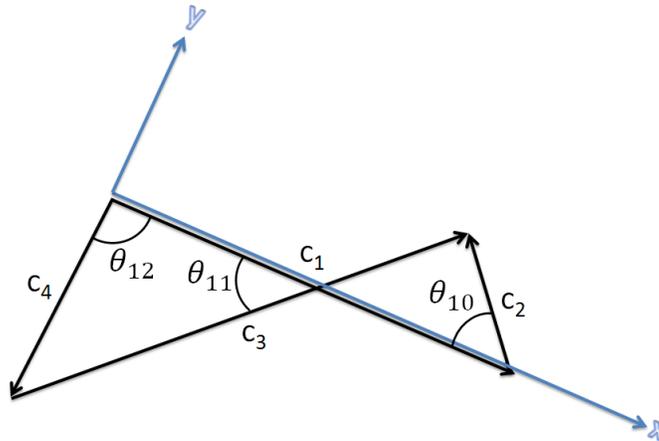
$$b_2 = \frac{-2 \cdot b_1 \cdot b_4 \cdot (\cos\theta_{8 \text{ final}} - \cos\theta_{8 \text{ inicial}})}{2 \cdot b_4 \cdot (\cos\theta_{6 \text{ inicial}} \cdot \cos\theta_{8 \text{ inicial}} + \text{sen}\theta_{6 \text{ inicial}} \cdot \text{sen}\theta_{8 \text{ inicial}} + \text{sen}\theta_{6 \text{ final}} \cdot \text{sen}\theta_{8 \text{ final}} - \cos\theta_{6 \text{ final}} \cdot \cos\theta_{8 \text{ final}}) - 2 \cdot b_1 \cdot (\cos\theta_{6 \text{ inicial}} - \cos\theta_{6 \text{ final}})} \tag{Ec.13}$$

Finalmente, reorganizando la ecuación Ec.11, ya podemos obtener la última incógnita que nos falta (b_3) sustituyendo el valor de b_2 obtenido en el paso anterior.

$$b_3 = \sqrt{b_1^2 + b_2^2 + b_4^2 + 2 \cdot b_2 \cdot b_4 \cdot (\cos\theta_6 \cdot \cos\theta_8 + \text{sen}\theta_6 \cdot \text{sen}\theta_8) - 2 \cdot b_1 \cdot b_2 \cdot \cos\theta_6 - 2 \cdot b_1 \cdot b_4 \cdot \cos\theta_8} \tag{Ec.14}$$

5.1.4.2. Mecanismo de 4 barras Distal

Siguiendo de forma análoga los pasos realizados en el mecanismo de 4 barras proximal podemos obtener los valores de c_2 y c_3 a partir de esta nueva ecuación de lazo:



$$\vec{c}_1 + \vec{c}_2 = \vec{c}_4 + \vec{c}_3$$

$$c_2 = \frac{-2 \cdot c_1 \cdot c_4 \cdot (\cos\theta_{12} \text{ final} - \cos\theta_{12} \text{ inicial})}{2 \cdot c_4 \cdot (\cos\theta_{10} \text{ inicial} \cdot \cos\theta_{12} \text{ inicial} + \text{sen}\theta_{10} \text{ inicial} \cdot \text{sen}\theta_{12} \text{ inicial} + \cos\theta_{10} \text{ final} \cdot \cos\theta_{12} \text{ final} - \text{sen}\theta_{10} \text{ final} \cdot \text{sen}\theta_{12} \text{ final}) + 2 \cdot c_1 \cdot (\cos\theta_{10} \text{ inicial} - \cos\theta_{10} \text{ final})}$$

$$c_3 = \sqrt{c_1^2 + c_2^2 + c_4^2 + 2 \cdot c_2 \cdot c_4 \cdot (\cos\theta_{10} \cdot \cos\theta_{12} + \text{sen}\theta_{10} \cdot \text{sen}\theta_{12}) + 2 \cdot c_1 \cdot c_2 \cdot \cos\theta_{10} - 2 \cdot c_1 \cdot c_4 \cdot \cos\theta_{12}}$$

5.1.4.3. Implementación analítica y generación de soluciones en Excel

La resolución numérica de las dos ecuaciones resultantes en los apartados 5.1.4.1 y 5.1.4.2 para resolver las dimensiones de b_2 y b_3 puede programarse en una sencilla tabla Excel como sigue:

- $=-2*B6*B7*(COS(E5)-COS(C5))/(2*B7*(COS(C4)*COS(C5)+SENO(C4)*SENO(C5)-COS(E4)*COS(E5)-SENO(E4)*SENO(E5))-2*B6*(COS(C4)-COS(E4))$ (Para resolver b_2)
- $=RAIZ(B6^2+D12^2+B7^2+2*D12*B7*(COS(C4)*COS(C5)+SENO(C4)*SENO(C5))-2*B6*D12*COS(C4)-2*B6*B7*COS(C5))$ (Para resolver b_3)

	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M	N
1	DATOS													
2		inic		fin										
3		deg	rad	deg	rad									
4	theta6	28,43	0,49619711	148,43	2,59059221									
5	theta8	100,71	1,75772109	30,28	0,5284857									
6	b1 (mm)	33,54												
7	b4 (mm)	14,87												
8														
9														
10														
11	numerador	-1046,76479												
12	denom	-93,0597373	b2 (mm)	11,2483102										
13				11,2483102										
14														
15	b3 (inic)=	b3 (mm)	33,109235											
16	b3 (fin)=	b3 (mm)	33,109235											
17														

Figura 5.24. Programación de las ecuaciones utilizando una tabla Excel.

Una vez construida dicha tabla, para la falange que nos ocupa, se introducen todos los datos de entrada necesarios. Como se ve en la Figura 5.25, proporcionando todos estos datos (θ_6 Inicial, θ_6 Final, θ_8 Inicial, θ_8 Final, b_1 y b_4), pueden obtenerse las dimensiones de b_2 y b_3 en la casilla de resultados.

	A	B	C	D	E
1	DATOS				
2		inic		fin	
3		deg	rad	deg	rad
4	theta6	28,43	0,49619711	148,43	2,59059221
5	theta8	100,71	1,75772109	30,28	0,5284857
6	b1 (mm)	33,54			
7	b4 (mm)	14,87			
8					
9					
10	RESULTADOS				
11	numerador	-1046,76479			
12	denom	-93,0597373	b2 (mm)	11,2483102	
13					
14					
15			b3 (mm)	33,109235	
16					

Figura 5.25. Tabla Excel correspondiente a la ecuación de lazo del mecanismo de cuatro barras proximal.

A continuación se asignan estos valores de salida al mecanismo dibujado, asegurando siempre que en ambas posiciones se cumplen todos los ángulos y longitudes (véase Figura 5.26). Dicha comprobación, repetida para todos los mecanismos de los 5 dedos se muestra adjunta dentro del apartado 5.1.5.

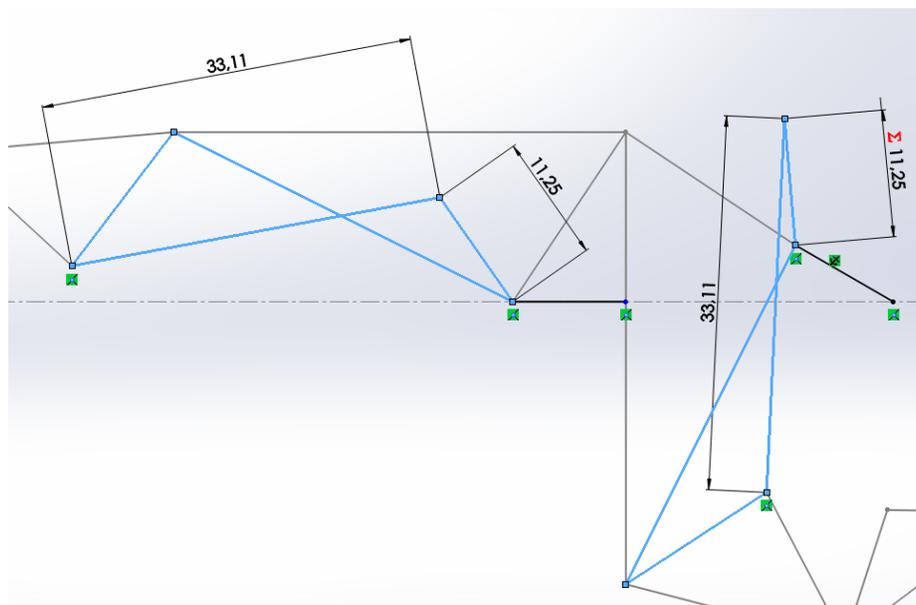


Figura 5.26. Comprobación de que las dimensiones b_2 y b_3 obtenidas mediante la ecuación de lazo son válidas para ambas posiciones.

Del mismo modo se procede a determinar los ángulos que forma la barra c_2 con la barra c_1 en sus dos posiciones (Θ_{10} Inicial y Θ_{10} Final), vuelve a suponerse primero una longitud aleatoria de las barras c_2 y c_3 y se impone un valor para el ángulo que forma la barra c_2 del mecanismo distal con la barra b_3 del mecanismo proximal.

Como se aprecia en la Figura 5.27, se adopta un ángulo de 100° y ya se obtienen los valores correspondientes de Θ_{10} Inicial y Θ_{10} Final, en este caso $26,75^\circ$ y $110,45^\circ$.

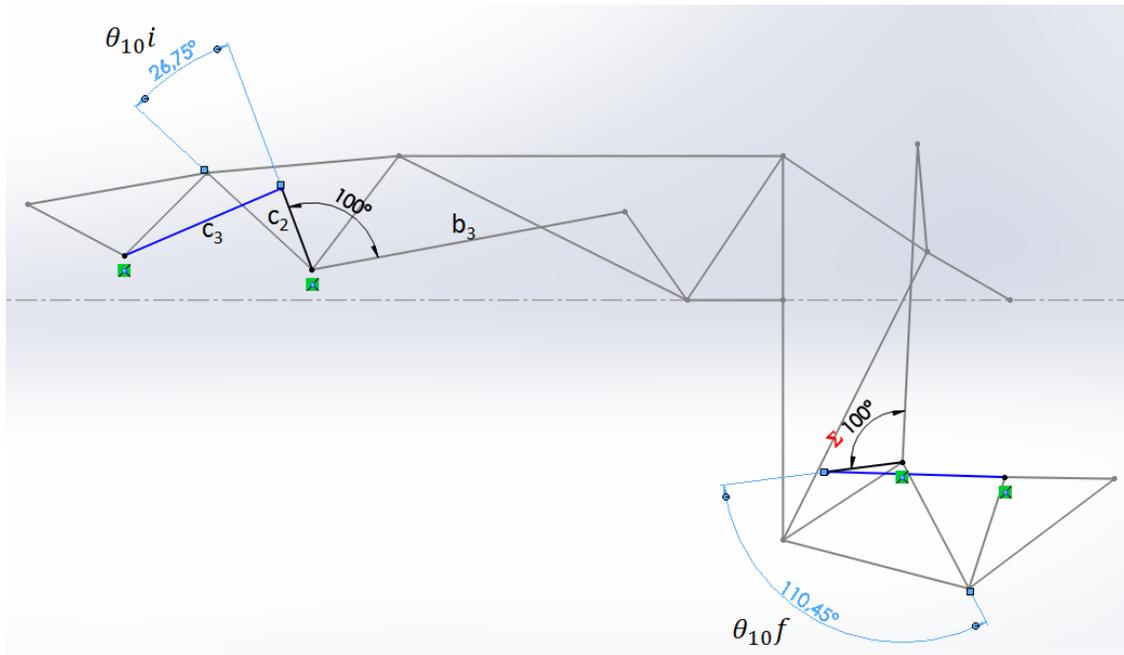


Figura 5.27. Obtención de Θ_{10} Inicial y Θ_{10} Final.

De nuevo han de proporcionarse todos los datos necesarios en otra tabla Excel construida para la ecuación de lazo del mecanismo distal. Como se ve en la Figura 5.28, facilitando todos estos datos (Θ_{10} Inicial, Θ_{10} Final, Θ_{12} Inicial, Θ_{12} Final, c_1 y c_4), se obtienen las dimensiones de c_2 y c_3 en la casilla de resultados.

DATOS				
	inic		fin	
	deg	rad	deg	rad
theta10	26,75	0,46687557	110,45	1,92736709
theta12	92,28	1,61058983	45,71	0,79779
c1 (mm)	14,87			
c4 (mm)	12,21			

DATOS			
numerador	-268,013187		
denom	-37,2515195	c2 (mm)	7,19469141
	c3 (inic)=	c3 (mm)	17,8357937

Figura 5.28. Tabla Excel correspondiente a la ecuación de lazo del mecanismo de cuatro barras distal.

Finalmente se asignan estos valores de salida al mecanismo dibujado y se asegura de nuevo que en ambas posiciones se cumplen todos los ángulos y longitudes (véase Figura 5.29).

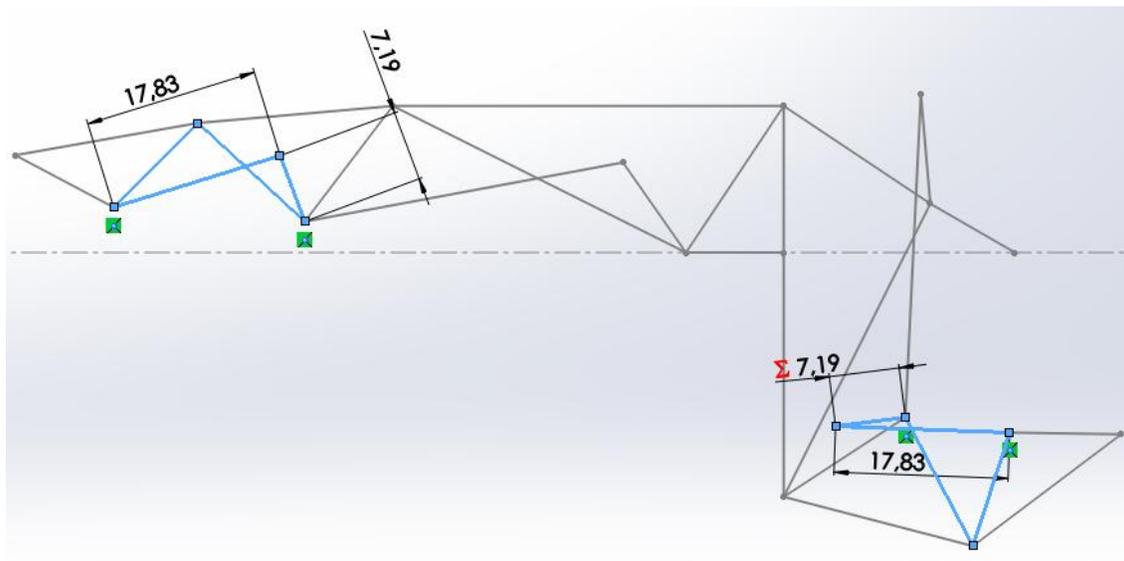


Figura 5.29. Comprobación de que las dimensiones c_2 y c_3 obtenidas mediante la ecuación de lazo son válidas para ambas posiciones.

Llegado este punto ya se tienen todas las barras que componen el mecanismo dimensionadas (véase Figura 5.30), por tanto es hora de comprobar que dicho mecanismo cumple tanto con la posición inicial como con la final una vez realizado todo el recorrido.

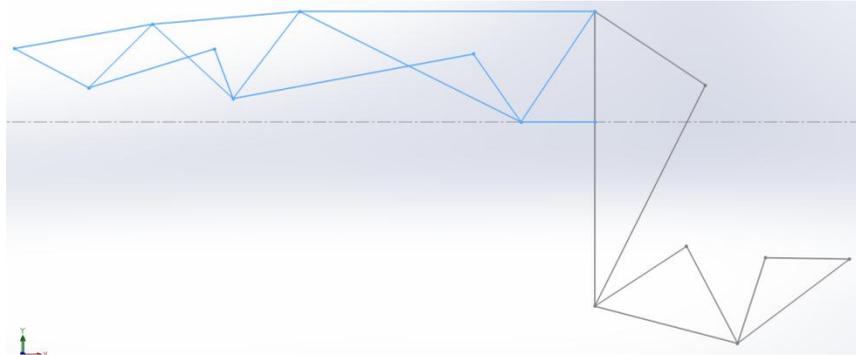


Figura 5.30. Mecanismo totalmente dimensionado.

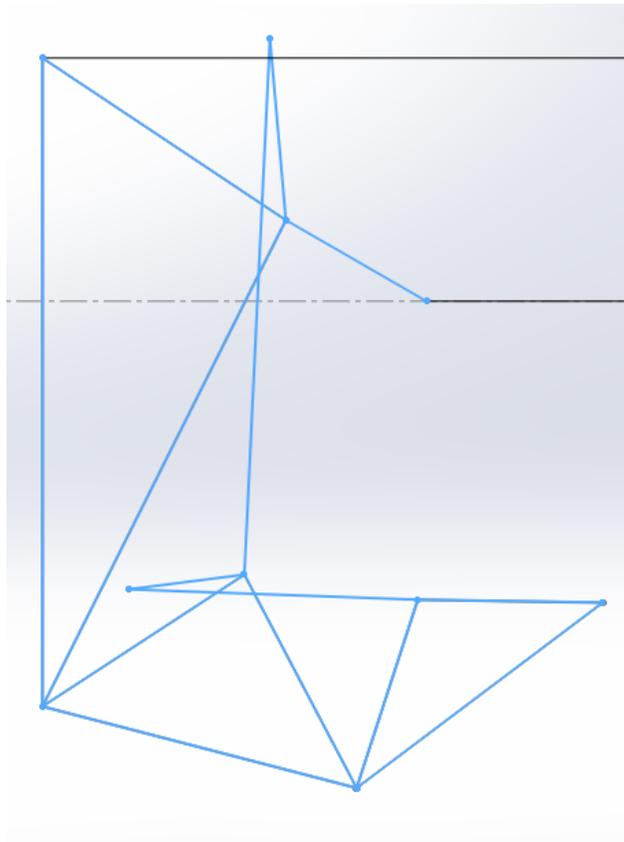


Figura 5.31. Mecanismo movido desde la posición inicial i situado exactamente encima de la posición final.

Se corrobora exitosamente que el mecanismo cumple con las dos posiciones ya que tal y como se observa en la Figura 5.31 se solapa completamente con el croquis del mecanismo en posición final. Con ello se concluye que la utilización del método gráfico como proceso de síntesis para determinar las dimensiones de los eslabones, mejora considerablemente la precisión obtenida en los resultados gracias al apoyo de la síntesis analítica.

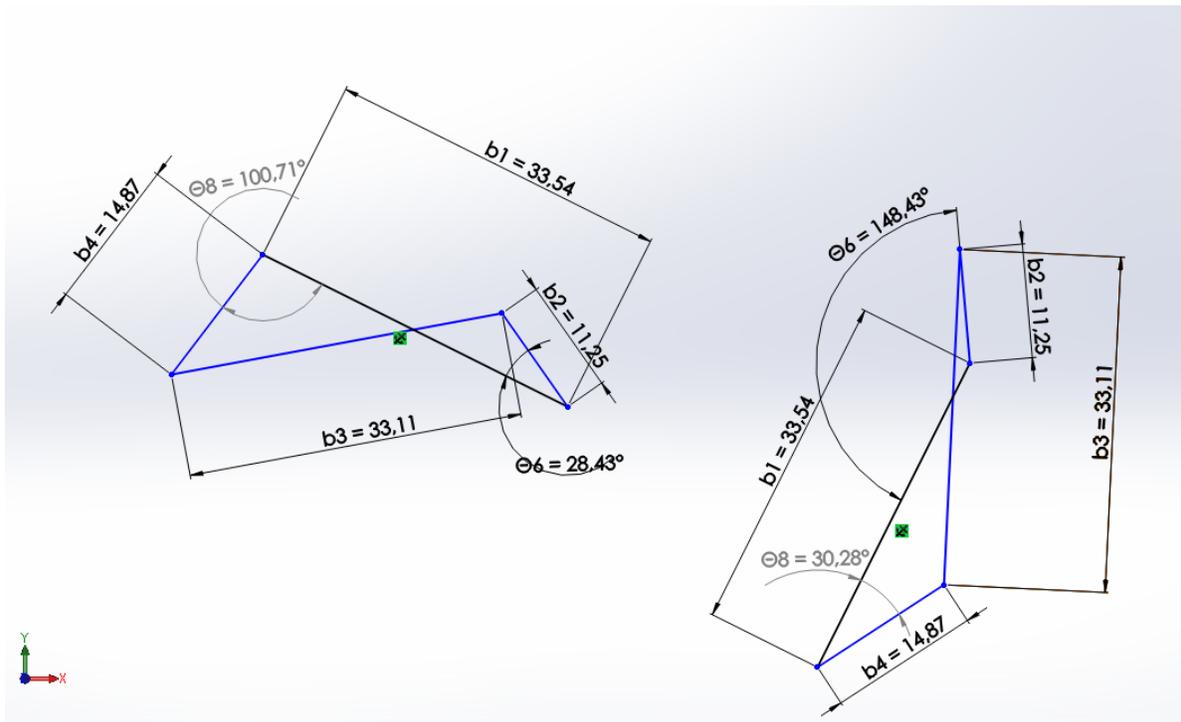
5.1.5. Tablas de Resultados

Para cada uno de los dedos, las siguientes páginas muestran las tablas tanto de los datos utilizados para el cálculo como los resultados obtenidos después de utilizar las ecuaciones de lazo. Además se muestra su representación gráfica en posición flexionada (parte derecha de la correspondiente figura) y posición extendida (parte izquierda de la correspondiente figura).

5.1.5.1. Dedo Índice

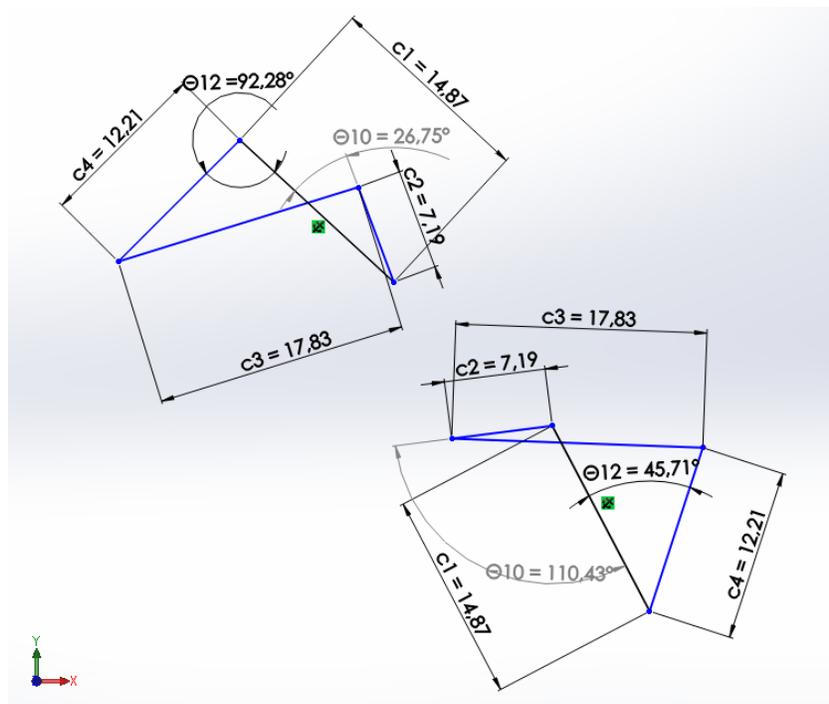
Datos Mecanismo 1 Dedo Índice		
Θ_6 Inicial	28,43°	0,49619711 rad
Θ_6 Final	148,43°	2,59059221 rad
Θ_8 Inicial	100,71°	1,75772109 rad
Θ_8 Final	30,28°	0,5284857 rad
b_1	33,54 mm	
b_4	14,87 mm	

Resultados Mecanismo 1 Dedo Índice	
b_2	11,2483102 mm
b_3	33,109235 mm



Datos Mecanismo 2 Dedo Índice		
Θ_{10} Inicial	26,75°	0,46687557 rad
Θ_{10} Final	110,43°	1,92736709 rad
Θ_{12} Inicial	92,28°	1,61058983 rad
Θ_{12} Final	45,71°	0,79779 rad
c_1	14,87 mm	
c_4	12,21 mm	

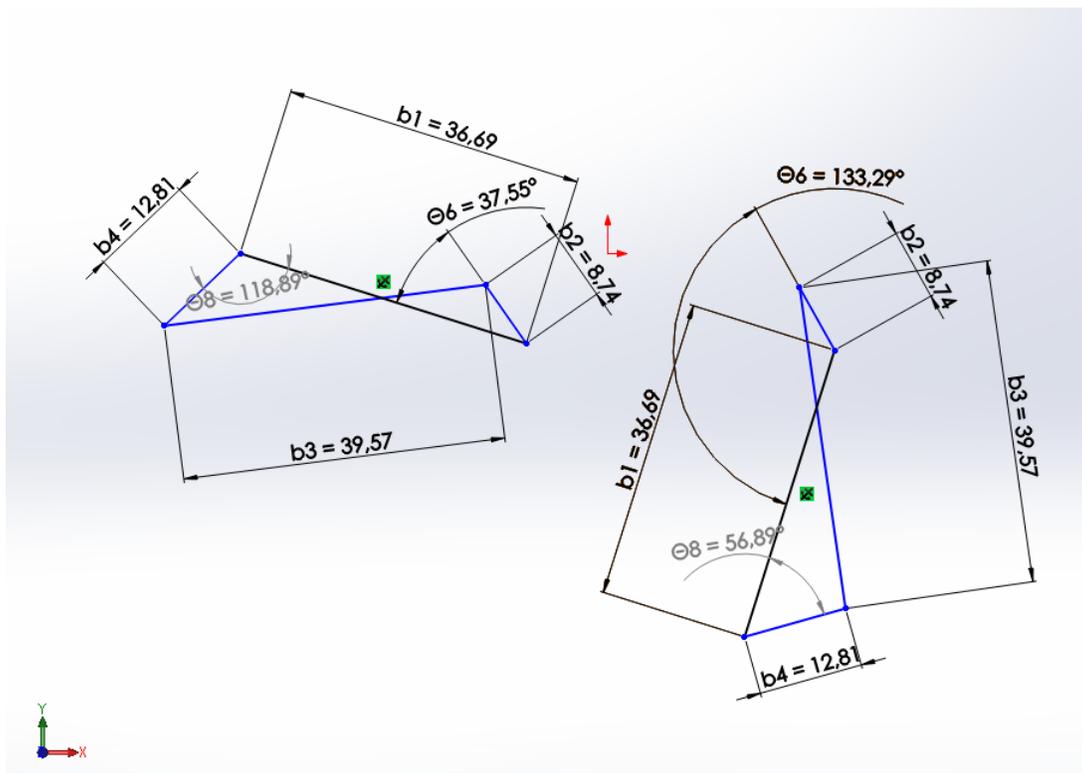
Resultados Mecanismo 2 Dedo Índice	
c_2	7,19469141 mm
c_3	17,8357937 mm



5.1.5.2. Dedo Medio

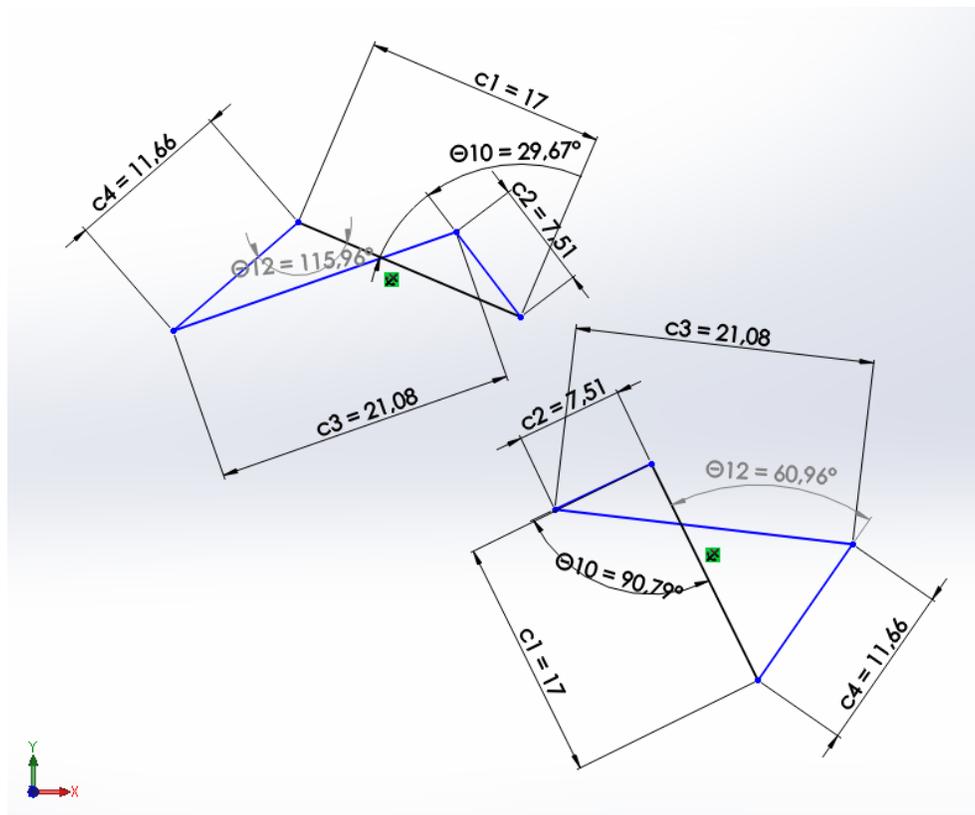
Datos Mecanismo 1 Dedo Medio		
Θ_6 Inicial	37,55°	0,65537113 rad
Θ_6 Final	133,29°	2,32634936 rad
Θ_8 Inicial	118,89°	2,07502195 rad
Θ_8 Final	56,89°	0,99291781 rad
b_1	36,69 mm	
b_4	12,81 mm	

Resultados Mecanismo 1 Dedo Medio	
b_2	8,74401503 mm
b_3	39,5711887 mm



Datos Mecanismo 2 Dedo Medio		
Θ_{10} Inicial	29,67°	0,51783919 rad
Θ_{10} Final	90,79°	1,58458443 rad
Θ_{12} Inicial	115,96°	2,0238838 rad
Θ_{12} Final	60,96°	1,06395271 rad
c_1	17 mm	
c_4	11,66 mm	

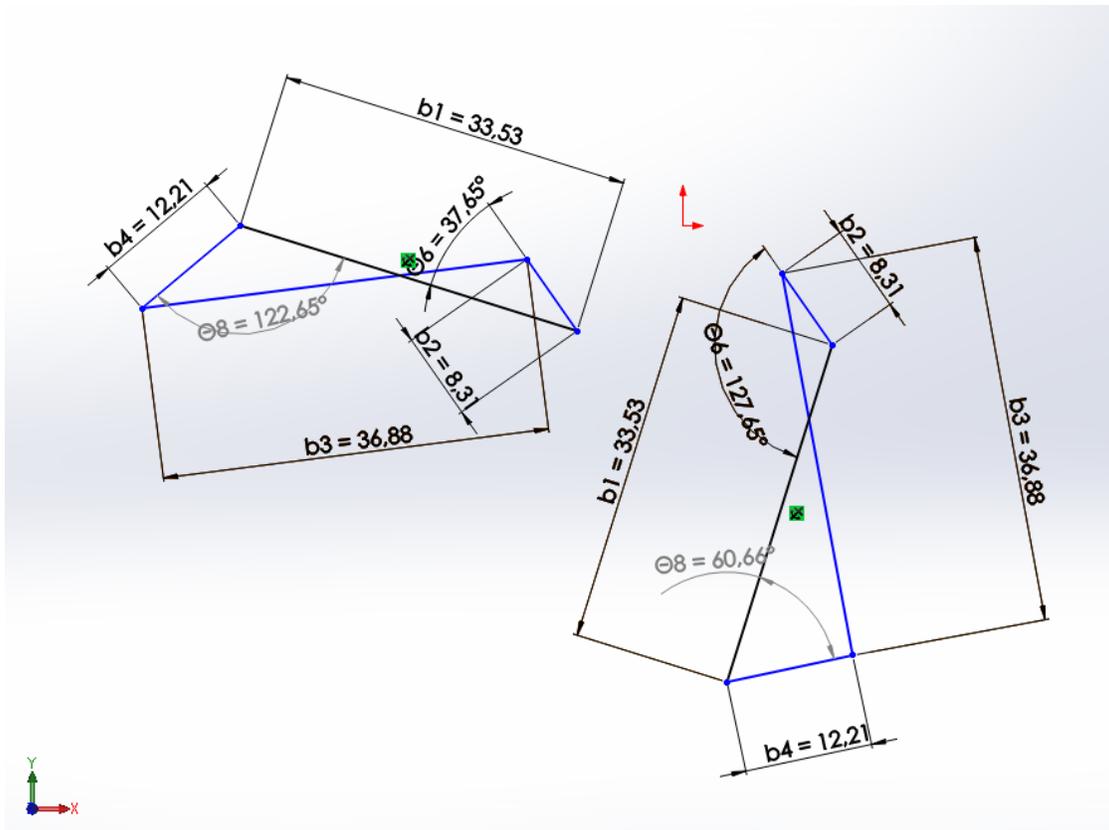
Resultados Mecanismo 2 Dedo Medio	
c_2	7,50998327 mm
c_3	21,0799584 mm



5.1.5.3. Dedo Anular

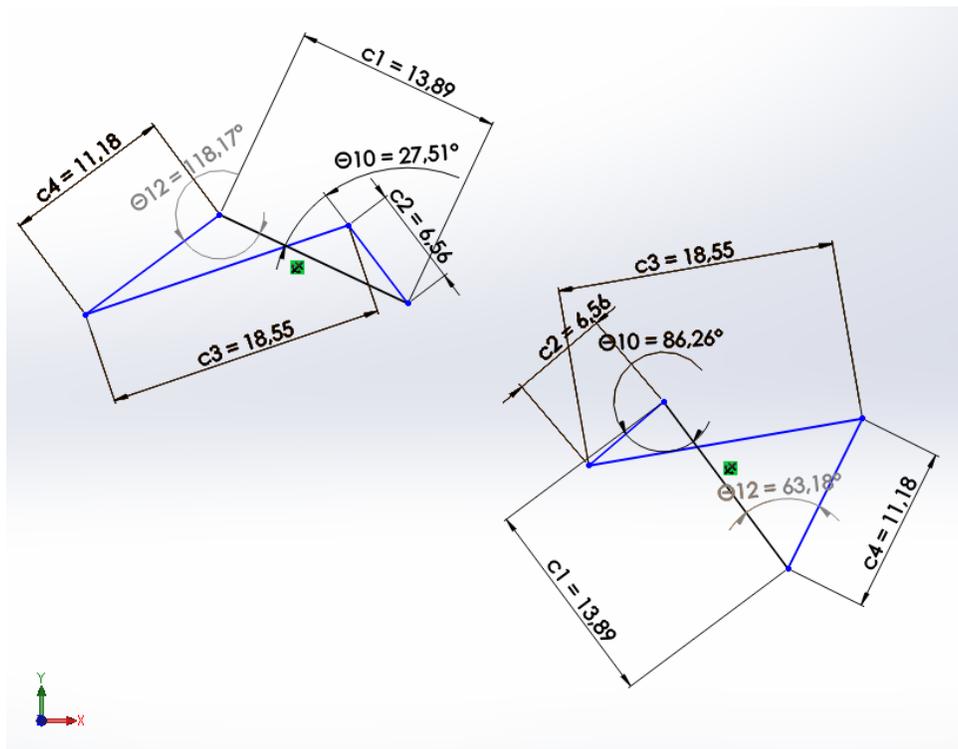
Datos Mecanismo 1 Dedo Anular		
Θ_6 Inicial	37,64°	0,65694193 rad
Θ_6 Final	127,65°	2,22791279 rad
Θ_8 Inicial	122,65°	2,14064633 rad
Θ_8 Final	60,66°	1,05871672 rad
b_1	33,53 mm	
b_4	12,21 mm	

Resultados Mecanismo 1 Dedo Anular	
b_2	8,30607516 mm
b_3	36,8870611 mm



Datos Mecanismo 2 Dedo Anular		
Θ_{10} Inicial	27,5°	0,47996554 rad
Θ_{10} Final	86,26°	1,50552101 rad
Θ_{12} Inicial	118,18°	2,06263011 rad
Θ_{12} Final	63,18°	1,10269902 rad
c_1	13,89 mm	
c_4	11,18 mm	

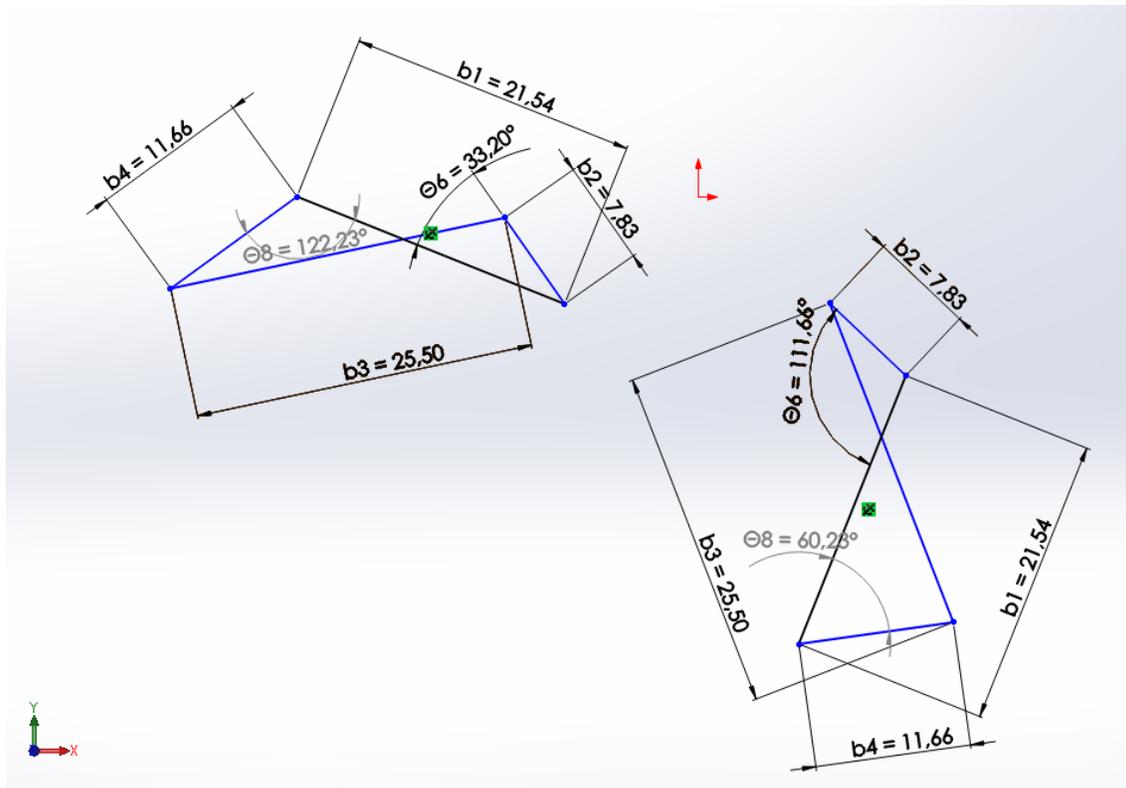
Resultados Mecanismo 2 Dedo Anular	
c_2	6,5682277 mm
c_3	18,5511136 mm



5.1.5.4. Dedo Meñique

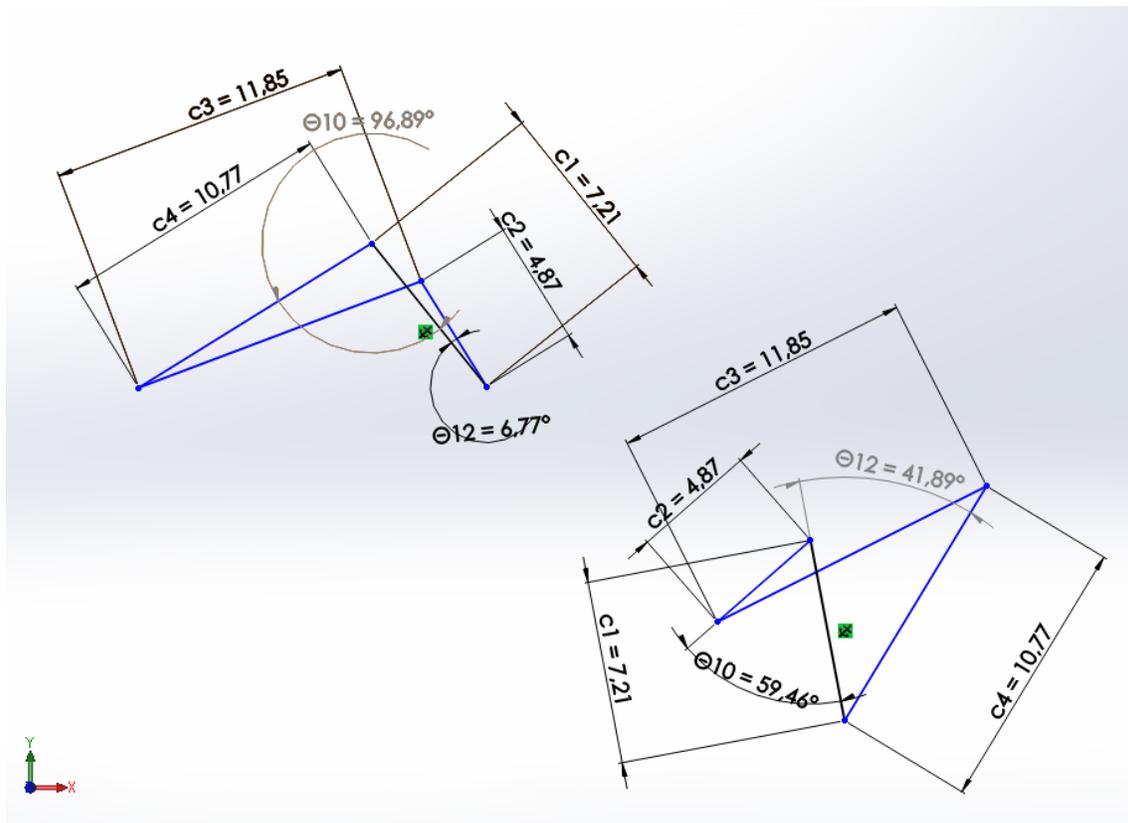
Datos Mecanismo 1 Dedo Meñique		
Θ_6 Inicial	33,2°	0,57944931 rad
Θ_6 Final	111,66°	1,94883464 rad
Θ_8 Inicial	122,33°	2,13506127 rad
Θ_8 Final	60,23°	1,05121181 rad
b_1	21,54 mm	
b_4	11,66 mm	

Resultados Mecanismo 1 Dedo Meñique	
b_2	7,8332485 mm
b_3	25,5014411 mm



Datos Mecanismo 2 Dedo Meñique		
Θ_{10} Inicial	6,77°	0,11815879 rad
Θ_{10} Final	59,46°	1,03777277 rad
Θ_{12} Inicial	96,89°	1,69104951 rad
Θ_{12} Final	41,89°	0,73111842 rad
c_1	7,21 mm	
c_4	10,77 mm	

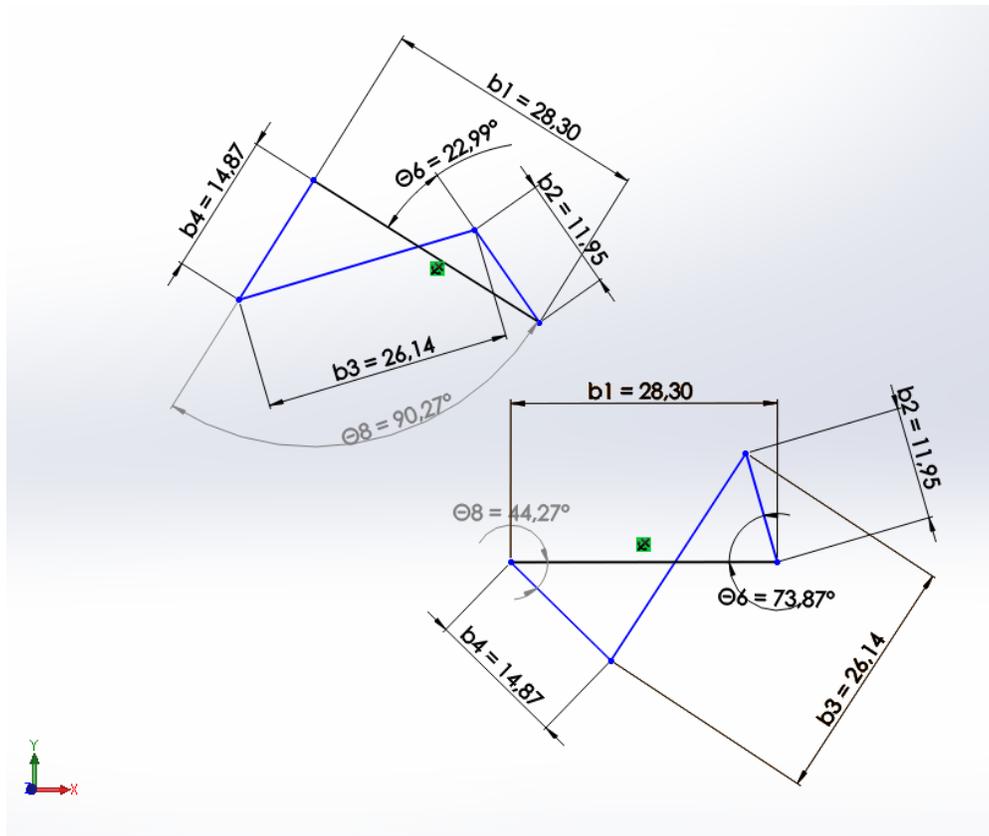
Resultados Mecanismo 2 Dedo Meñique	
c_2	4,86875718 mm
c_3	11,8479936 mm



5.1.5.5. Dedo Pulgar

Datos Mecanismo 1 Dedo Pulgar		
Θ_6 Inicial	22,99°	0,4012512 rad
Θ_6 Final	73,87°	1,28927472rad
Θ_8 Inicial	90,27°	1,57550872 rad
Θ_8 Final	44,27°	0,77265726 rad
b_1	28,3 mm	
b_4	14,87 mm	

Resultados Mecanismo 1 Dedo Pulgar	
b_2	11,9527739 mm
b_3	26,1408478 mm



5.2. Cálculo de esfuerzos transmitidos

En el apartado anterior se determinaron las dimensiones correspondientes tanto a las falanges como a las barras de los diferentes mecanismos. Además, sabe que el tipo de transmisión a utilizar es la de piñón-cremallera. Con estos supuestos se va a proceder a la realización de un análisis mediante el software Working Model®, para estimar los diferentes esfuerzos a los que van a estar sometidos los diferentes elementos que componen el sistema de transmisión.

Para la realización de dicho estudio se selecciona como modelo representativo el dedo medio, ya que se corresponde con el de mayor longitud y por tanto es el que puede presentar mayor criticidad frente a esfuerzos.

5.2.1. Esfuerzos transferidos al sistema de transmisión

Una vez obtenidas las dimensiones a utilizar en el diseño de los dedos, se reconstruye el modelo simplificado de triángulos haciendo uso de las mismas. Se modifican todas las barras del mecanismo ya diseñado, añadiendo además la barra que se va a encargar de unir el mecanismo de cuatro barras proximal con la deslizadera donde se encuentra situada la cremallera (véase Figura 5.32).

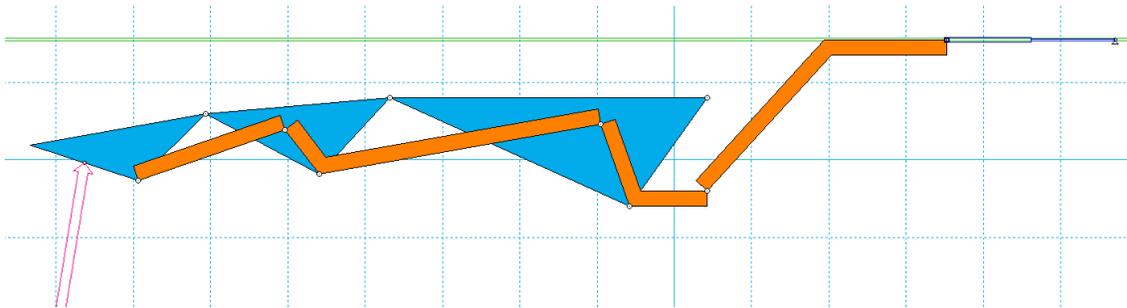


Figura 5.32. Modelo empleado para el análisis de esfuerzos transmitidos.

Para lograr replicar el movimiento que describe la cremallera a lo largo de la deslizadera, se aplica a la base de esta última nueva barra la funcionalidad *Keyed Slot Joint* disponible en el software.

Utilizando la herramienta *Actuator* simulamos el movimiento de avance y retroceso que el servomotor le proporcionaría a la cremallera a una cierta velocidad lineal. En este caso se eligió una velocidad de desplazamiento en el actuador de 1 mm/s. Notar que este dato de velocidad, junto con la representación gráfica que ofrece en programa (esfuerzos vs. tiempo) permitirá asociar los esfuerzos a los diferentes puntos del trayecto de la cremallera.

Además para simular que el dedo está agarrando un objeto de cierto peso se le asigna una fuerza de 30 N (aprox. 3 kg) en la la falange distal, en la parte correspondiente a la yema del dedo, con una dirección perpendicular a dicha superficie.

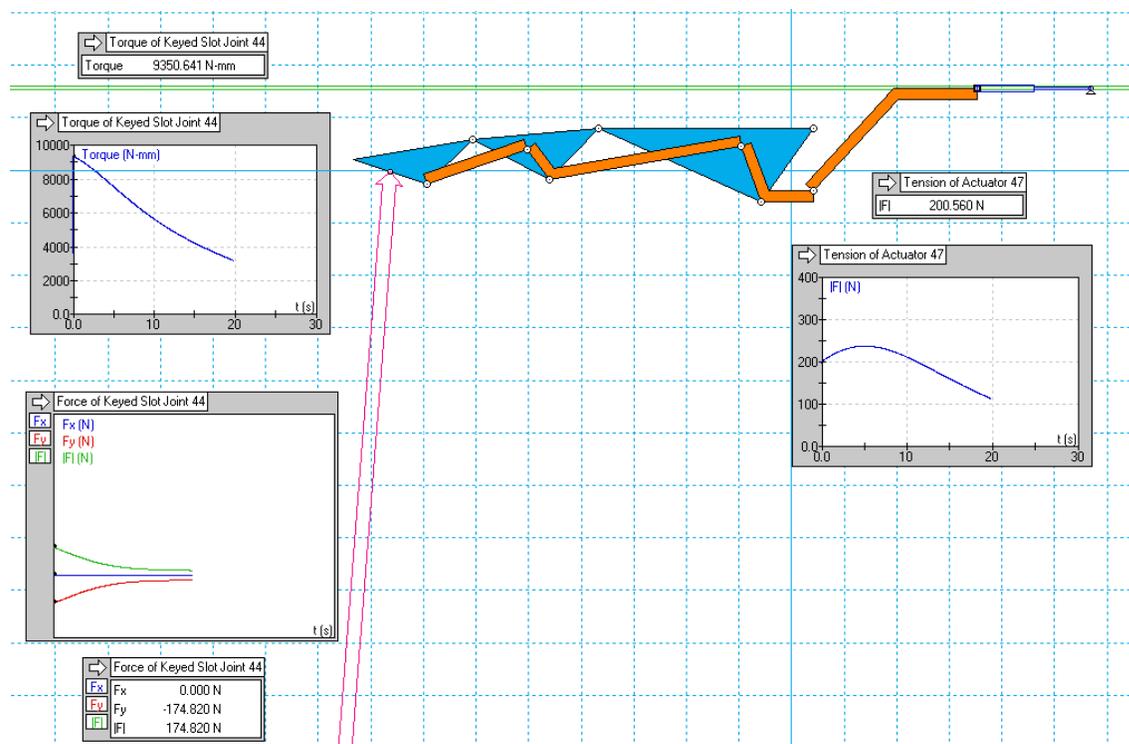


Figura 5.33. Realización de la simulación y obtención tanto de fuerzas como momentos.

Tal y como se observa en la Figura 5.33 se mide el esfuerzo correspondiente a la componente horizontal que está soportando el actuador lineal, o lo que es lo mismo, la fuerza que está empujando a la cremallera y por consiguiente debe resistir como mínimo el servomotor.

Además puede apreciarse que también se grafica el esfuerzo en la componente vertical que está soportando la deslizadora así como el momento generado en la misma.

Una vez analizados los resultados obtenidos se sabe que utilizando el valor máximo de la fuerza ejercida sobre la cremallera así como el radio del piñón que la actúa, puede determinarse el par resistente máximo que es transmitido al servomotor. Utilizando los valores máximos, se asegura que el servomotor será capaz de desplazar la cremallera a lo largo de todo el recorrido de la deslizadera.

Comparando el par resistente obtenido con el valor de par motor máximo que es capaz de generar este servomotor (obtenido a partir de las especificaciones del fabricante) se podría determinar si dicho servomotor tendría la capacidad de resistir un cuerpo de 3 kg de peso en su posición más extrema (falange distal). Pero para poder asegurar que el resultado fuese favorable, el par resistente transmitido al servomotor debería ser igual o menor que el par motor generado por el mismo.

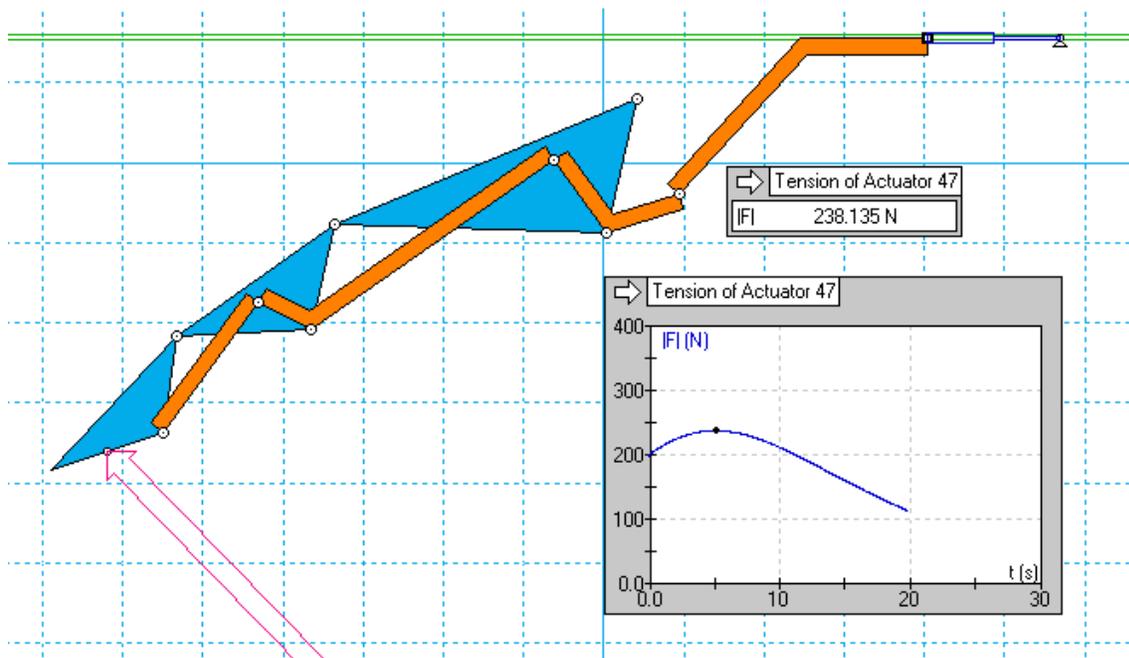


Figura 5.34. Obtención de la posición en que la fuerza transmitida a la cremallera es máxima.

Como se aprecia en la Figura 5.34, la gráfica muestra un valor máximo para la fuerza ejercida sobre la cremallera de 238,135 N, aproximadamente 5 segundos después del inicio del movimiento. Puesto que la velocidad de avance se corresponde con 1 mm/s, puede relacionarse directamente con el tiempo transcurrido para así obtener el desplazamiento de la deslizadera. Con ello se corrobora que el valor del tiempo se corresponde exactamente con el desplazamiento, en este caso aproximadamente 5 mm.

Multiplicando el valor de fuerza máxima de 238,135 N por el valor del radio del piñón (10) mm, obtenemos un par resistente resultante de 2381,35 N·mm.

Sabiendo que el par motor se corresponde con 235,2 N·mm, se deduce que este servomotor no sería capaz de ejercer los 30 N necesarios para sujetar el objeto.

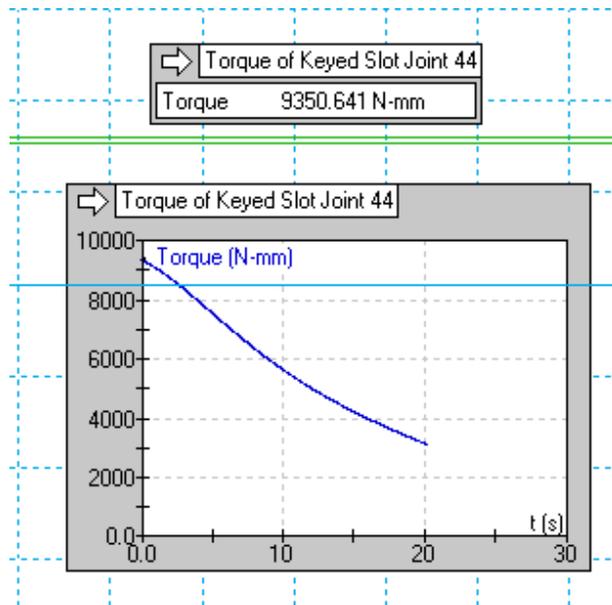


Figura 5.35. Gráfica de par generado en la deslizadera.

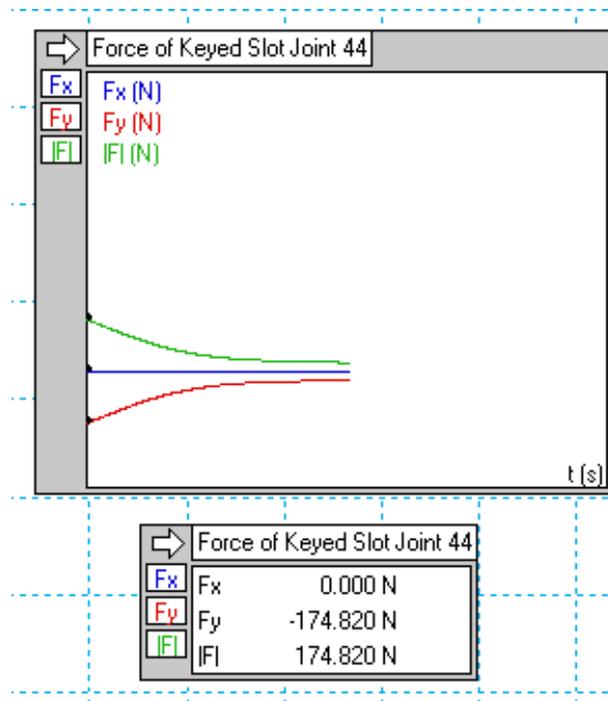


Figura 5.36. Gráfica de esfuerzo vertical en la deslizadera.

En cuanto a los datos obtenidos tanto en la gráfica de esfuerzo vertical (Figura 5.36) como en la de par (Figura 5.35), se concluye que los valores de dichas variables van disminuyendo progresivamente a medida que el dedo va realizando el movimiento de flexión. Por tanto los valores que se muestran en estas dos figuras anteriores se corresponden con sendos valores máximos.

5.2.2. Determinación de la fuerza de presión máxima

Utilizando el procedimiento de cálculo anterior a la inversa se puede estimar el peso máximo admisible del objeto a agarrar por el dedo.

En primer lugar se toma el valor de par resistente máximo igual al valor de par motor del servomotor. Este se corresponde con los 235,2 N·mm citados anteriormente. Dividiendo dicho valor entre los 10 mm correspondientes con el radio del piñón, se obtiene la fuerza máxima admisible en la cremallera, es decir, 23,52 N.

Mediante proporcionalidad, se puede averiguar dicha fuerza máxima admisible ya que, sabiendo que para una fuerza de cierre 30 N se genera una tensión máxima en la

cremallera de 238,135 N, para una tensión de 23,52 N en la cremallera obtendríamos un valor de fuerza máxima de cierre de aproximadamente 0,2963 Kg (por dedo).

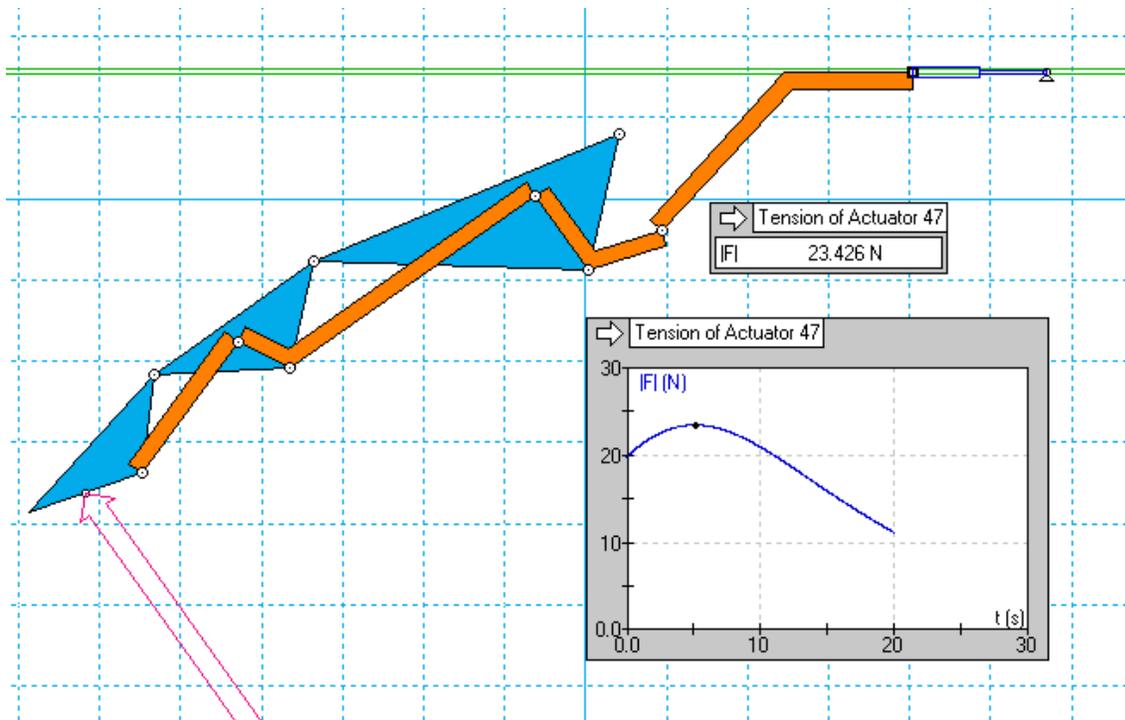


Figura 5.37. Comprobación del peso máximo admisible.

Finalmente en la Figura 5.37 podemos ver que cambiando el valor de la fuerza ejercida en la punta de la falange distal por 29,63 N (0,2963 Kg) se obtiene un valor de fuerza máxima en la deslizadera de 23,426 N. Valor que se aproxima bastante al anteriormente determinado mediante la regla de tres 23,52 N.

Con ello se concluye que el valor de fuerza máxima de cierre que puede ejercer el dedo medio es de aproximadamente 300 gramos.

REFERENCIAS:

- [1] N. Dechev, W.L. Cleghorn, S. Naumann "Multiple finger, passive adaptive grasp prosthetic hand" Mechanism and Machine Theory, vol. 36, pp 1157-1173, 2001.
- [2] Robert L. Norton, Diseño de Maquinaria: Síntesis y análisis de máquinas y mecanismos, 4ª Edición, pp 87-100, 2009.
- [3] Binignat. O; Almagià. A ; Lizana. P & Olave. E "Biometric Aspects of the Hand in Chilean Individuals" Int. J. Morphol, 30(2), pp 599-606, 2012.

6. DISEÑO DE DETALLE

Mediante una operación de extrusión se obtiene el bloque principal de la falange como se observa en la que, paso a paso, se modifica hasta llegar a un resultado que podremos dar como válido. Para ello se han utilizado los valores de anchura adoptados en la Tabla 5.3.

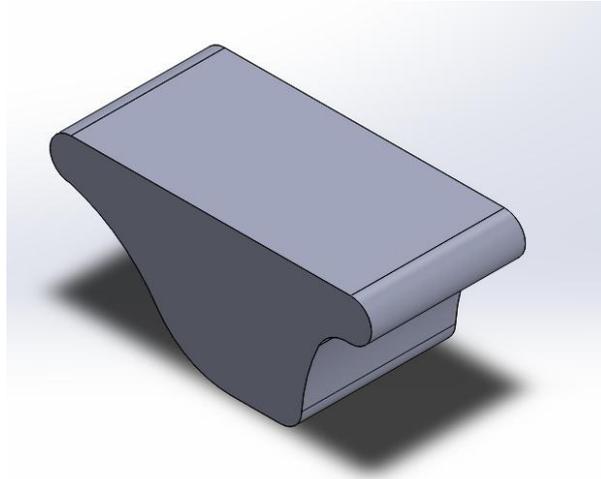


Figura 6.2. Creación del cuerpo base de la falange proximal.

A continuación se estableció que la forma de unión entre falanges fuera semejante a la utilizada en las cajas de discos compactos, por lo que la parte proximal tiene un perno que sobresale y, en la parte distal de la falange una entrada para el perno.

El perno proximal, se conforma a partir de varias operaciones de corte y simetría, generando así una especie de orejas que serán las que articularan con la parte distal de la otra falange tal y como se observa en la Figura 6.3.

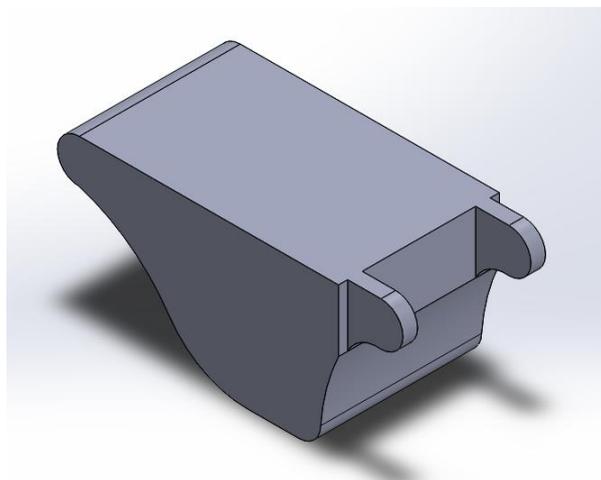


Figura 6.3. Generación de las orejas en la parte proximal de la base.

Para todas las falanges se ha determinado que el ancho de dichas orejas sería de 2 mm, el diámetro del perno de 3 mm y el grosor de este último de 1,1 mm.

Es ahora cuando mediante una operación de extrusión y otra de simetría se crean los pernos sobre dichas orejas (véase Figura 6.4).

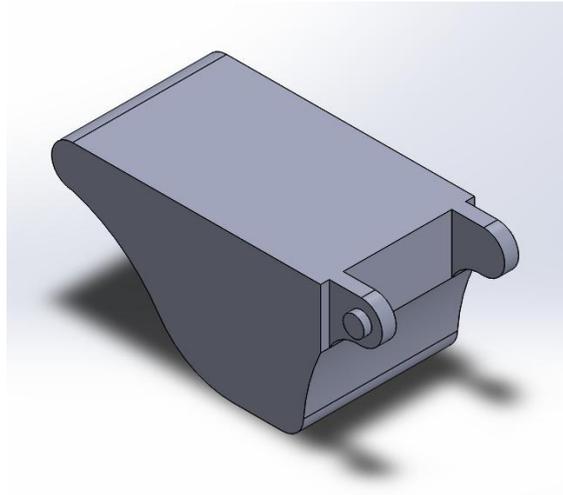


Figura 6.4. Generación del perno proximal.

El perno distal se compone básicamente de dos operaciones de corte, generando otra vez dos orejas de 2,5 mm de grosor y dos agujeros de 1 mm en donde se insertará el perno proximal.

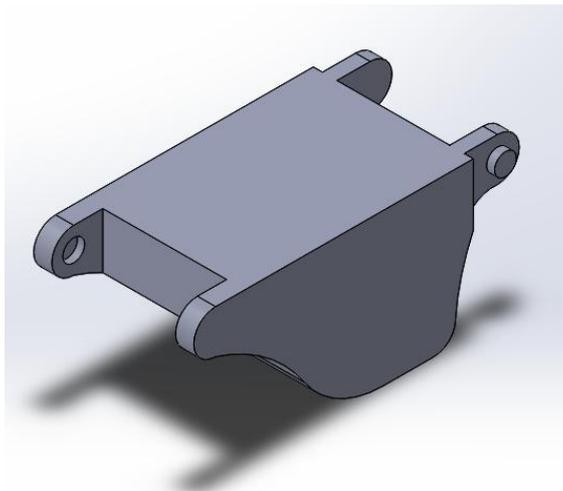


Figura 6.5. Generación del perno distal

Se consideró que cada falange debía ser hueca, para que los mecanismos de cuatro barras puedan pasar por en medio de ella. Por tanto se vació el sólido mediante una operación de extrusión, la cual determina el espesor de la pared resultante. En la mayoría de los casos este valor se corresponde con unos 2,5 mm (véase Figura 6.6).

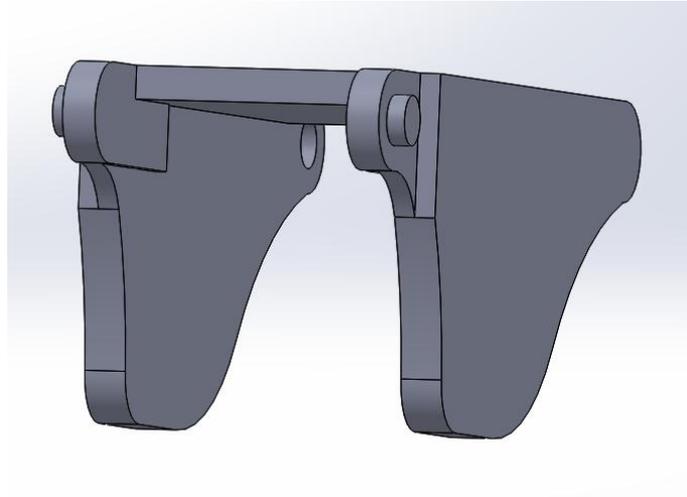


Figura 6.6. Vaciado interno de la pieza.

Tras esto falta agujerear mediante el asistente de taladros, un agujero pasante por toda la pieza con un alojamiento cilíndrico que sirva para acoger a la cabeza del perno que soporta las barras del mecanismo (véase Figura 6.7).

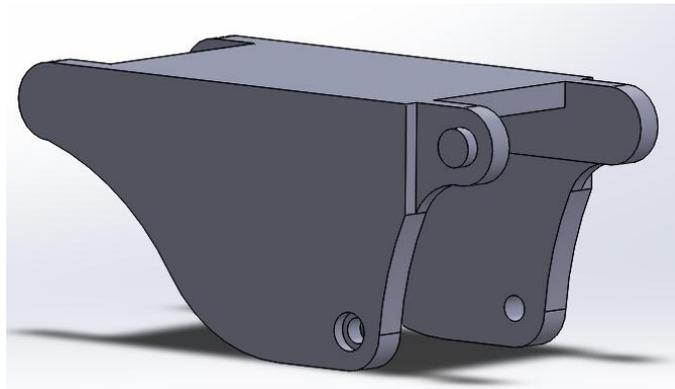


Figura 6.7. Taladro para alojar el perno de sujeción del mecanismo de barras proximal.

Por último se realizan varias operaciones de redondeo en diversas aristas para mejorar su apariencia y el resultado final que se obtiene queda reflejado en la siguiente Figura 6.8.

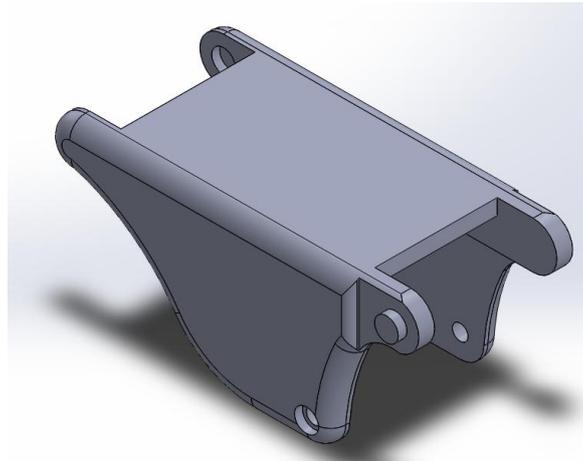


Figura 6.8. Falange proximal creada por completo tras la realización de varios redondeos.

5.1.2. Falange Medial

El procedimiento llevado a cabo para crear la falange medial se corresponde exactamente con el seguido en la falange proximal, empezando por generar el cuerpo base de la Figura 6.9 a partir de su correspondiente plantilla.

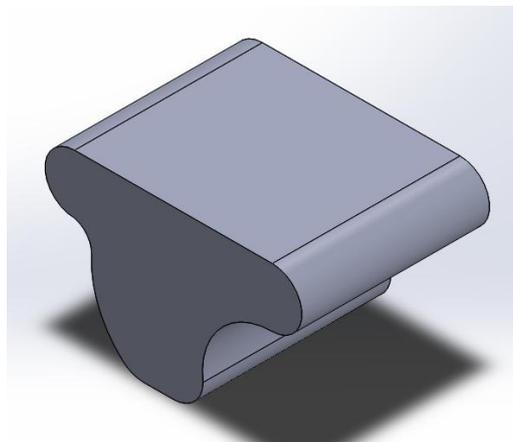


Figura 6.9. Creación del cuerpo base de la falange medial.

Tras realizar las mismas operaciones de corte, extrusión y redondeo se obtiene el resultado mostrado en la Figura 6.10.

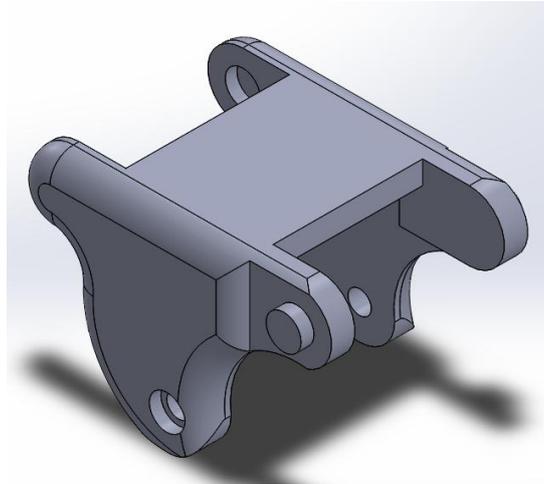


Figura 6.10. Falange medial tras realizar dichas operaciones.

Dado que se quiere insertar un mecanismo de bloqueo de la articulación interfalángica distal (IFD) se precisa realizar una pequeña modificación en esta falange para posibilitar el alojamiento de la barra distal.

Para ello se extruye un pequeño cuadrado de 4,1 mm de altura y se hace una pequeña hendidura de 2 mm para que dicha barra acople perfectamente dentro de la misma como se aprecia en la Figura 6.11.

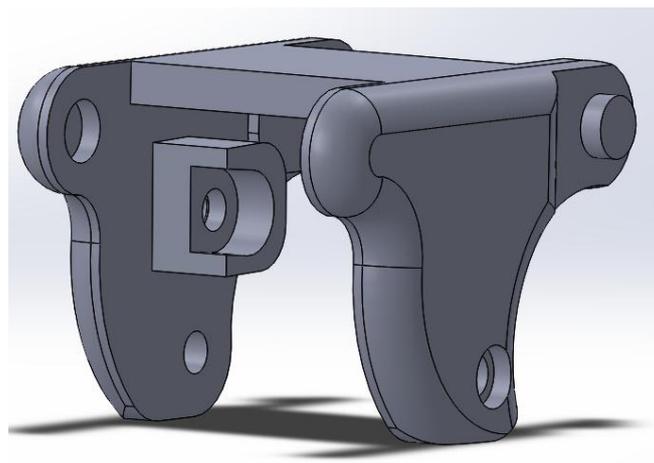


Figura 6.11. Falange medial con el alojamiento para la barra del mecanismo de bloqueo.

5.1.3. Falange Distal

La única diferencia en la construcción de esta falange en comparación con las otras, reside en la ausencia del perno distal además de que el vaciado no se realiza totalmente pasante, sino que parte de la punta del dedo se deja totalmente sólida para así tratar de imitar con mayor grado las líneas del dedo humano.

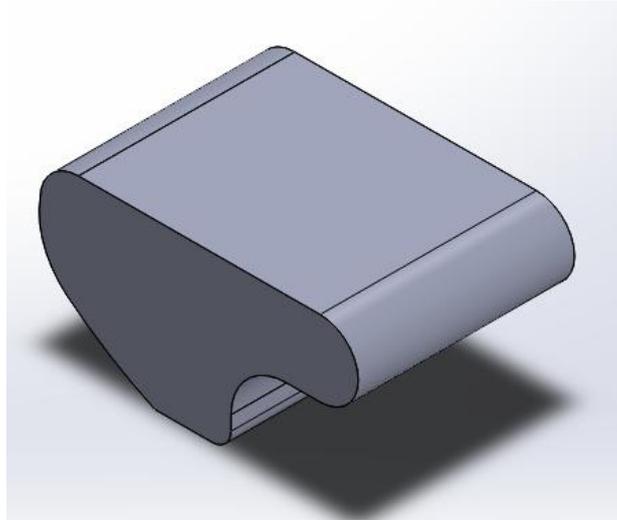


Figura 6.12. Creación del cuerpo base de la falange distal.

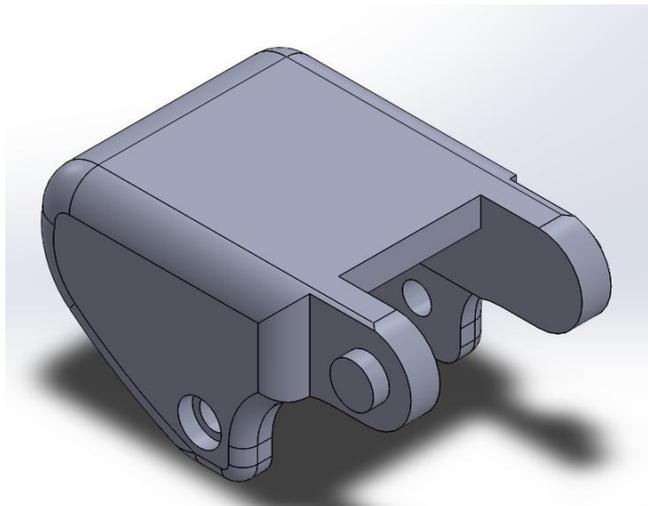


Figura 6.13. Falange distal terminada por completo

5.2. Creación de la palma

Para el dimensionamiento de las medidas tanto de ancho como de longitud de la palma de la mano tuvimos que recurrir a fuentes externas, no pudiendo extraerlas del estudio facilitado y a la vez realizado por la profesora Dr. Margarita Vergara, del grupo de Biomecánica y Ergonomía (BE) de la UJI.

Se encontró un estudio realizado donde se mostraban medidas correspondientes con variedad de partes de todo el cuerpo, entre ellas las referentes a la anchura y longitud palmar [4]. Estas se han incluido en el apartado de anexos bajo el nombre de "Anexo 2: Medidas antropométricas".

En dichas tablas se proporcionan medidas medias desglosadas por 12 países de procedencia distintos. Puesto que el individuo en el cual nos basamos para desarrollar el diseño de nuestro prototipo se corresponde con un varón de 35 años aproximadamente y procedencia europea, tratamos solamente aquellos datos referidos a países pertenecientes a dicho continente europeo. No obstante se encontró que la diferencia máxima entre valores de distintos países apenas superaba los 10 mm.

Para ello se construyó la Tabla 6.1 y la Tabla 6.2 resumiendo los valores elegidos así como el valor promedio de los mismos tal y como se muestran a continuación.

País	Anchura (mm)
UK	87,1
Francia	85
Alemania	85
Italia	85
Polonia	Sin Datos
Suecia	85
Países Bajos	90
Anchura Media	86,183

Tabla 6.1. Obtención de la anchura palmar media.

Inicialmente se escogió este valor de 86 mm para la anchura palmar, pero a la hora de diseñar los soportes para las falanges en la palma de la mano surgió la problemática de que con la suma total de todas las anchuras de las falanges no se podía dotar a dichos soportes con el suficiente grosor como para que pudiese soportar su peso. Por ello se aumentó dicho valor en 14 mm, llegando a una anchura final de 100 mm.

País	Longitud (mm)
UK	189,8
Francia	185
Alemania	186
Italia	190
Polonia	190
Suecia	190
Países Bajos	195
Longitud Media	189,4

Tabla 6.2. Obtención del largo palmar medio.

Para el dimensionamiento del largo palmar, dado que la longitud proporcionada por el estudio contempla la distancia entre la punta del dedo medio y el inicio de la muñeca y el dato que precisamos nosotros excluye la longitud del dedo medio, le restamos dicha longitud y obtenemos un valor para la longitud de la palma de 80 mm (189 mm – 109 mm).

Aunque, teniendo en cuenta que en el caso de la anchura hemos sobredimensionado 14 mm su valor, se decide aplicar el mismo criterio para mantener así la proporcionalidad existente en esta parte del cuerpo. Así que finalmente fijamos una medida de anchura final de 94 mm (80 mm + 14 mm).

En cuanto a la determinación del grosor de la palma de la mano se tomó el valor de otra tabla procedente del mismo estudio también indexada en los anexos bajo el nombre de "Datos Estudio sobre Grosor Palmar". De nuevo se utilizaron solamente las medidas de un varón de procedencia europea haciendo una media de las mismas. En este caso solo se proporcionaban datos de dos países obteniendo un valor medio de 28,85 mm. Por tanto se tomó una medida de referencia de aproximadamente 28 mm.

País	Grosor (mm)
UK	29,7
Alemania	28
Polonia	-
Grosor Medio	28,85

Tabla 6.3. Obtención del grosor palmar medio.

5.2.1. Palma Superior

Utilizando las medidas de anchura y longitud adoptadas en el apartado anterior a partir de un estudio antropomórfico, se dibuja un croquis con la silueta que va a tener el conjunto de mano y brazo. Tras ello se extruye el cuerpo del solido principal sobre el que se va a trabajar (véase Figura 6.14) y se realiza una operación de vaciado dejando 3 mm de anchura de pared (véase Figura 6.15).

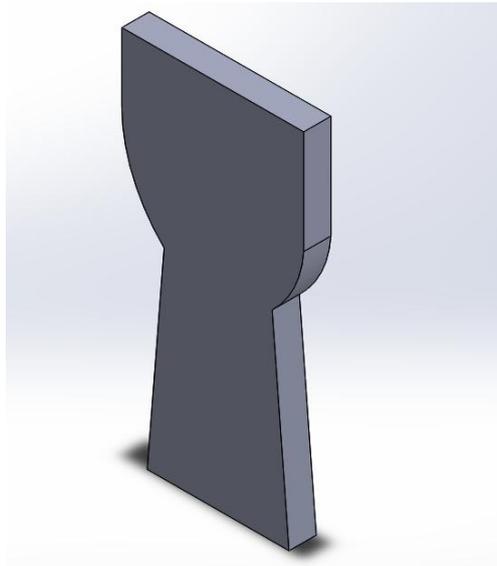


Figura 6.14. Creación del cuerpo base de la palma superior.

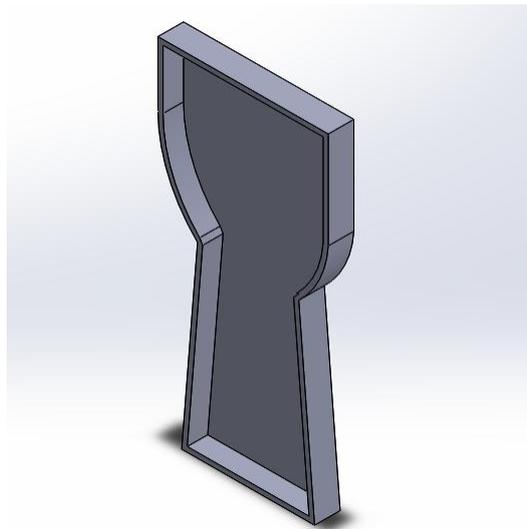


Figura 6.15. Vaciado del cuerpo base.

A continuación se extruyen los 5 soportes para alojar los pernos de las cuatro falanges proximales dejando una separación entre cada dedo de 5 mm tal y como observamos en la Figura 6.16.

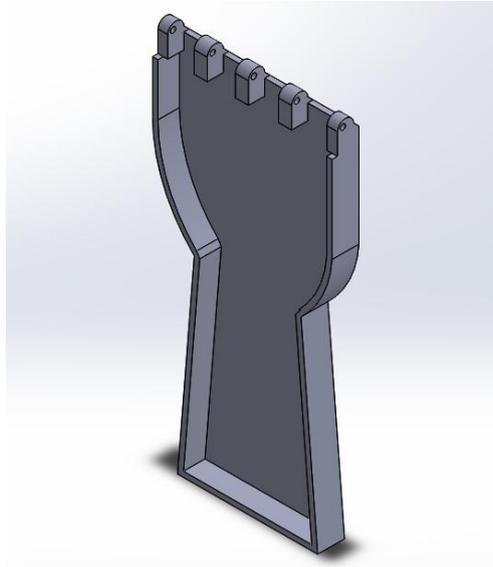


Figura 6.16. Generación de los soportes para las falanges.

En la Figura 6.17 se muestra el corte realizado en un trozo de la pared lateral derecha para así permitir el emplazamiento del metacarpiano del dedo pulgar.

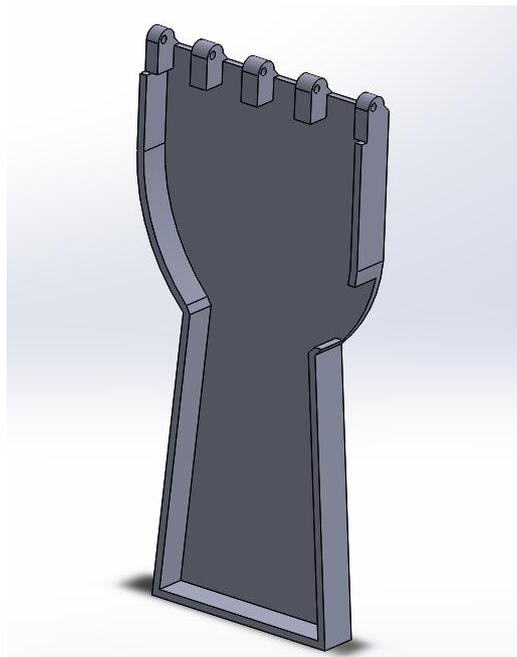


Figura 6.17. Corte para emplazar el metacarpiano del dedo pulgar.

Para lograr una buena sujeción de los servomotores se crearon unos emplazamientos con las medidas exactas del contorno de los mismos y con un espesor de pared de 3 mm. Debido a que cada servomotor debía de estar a una altura distinta se extruyeron varias plataformas en la base de la mano para así situarlos en la posición correcta (véase Figura 6.18).

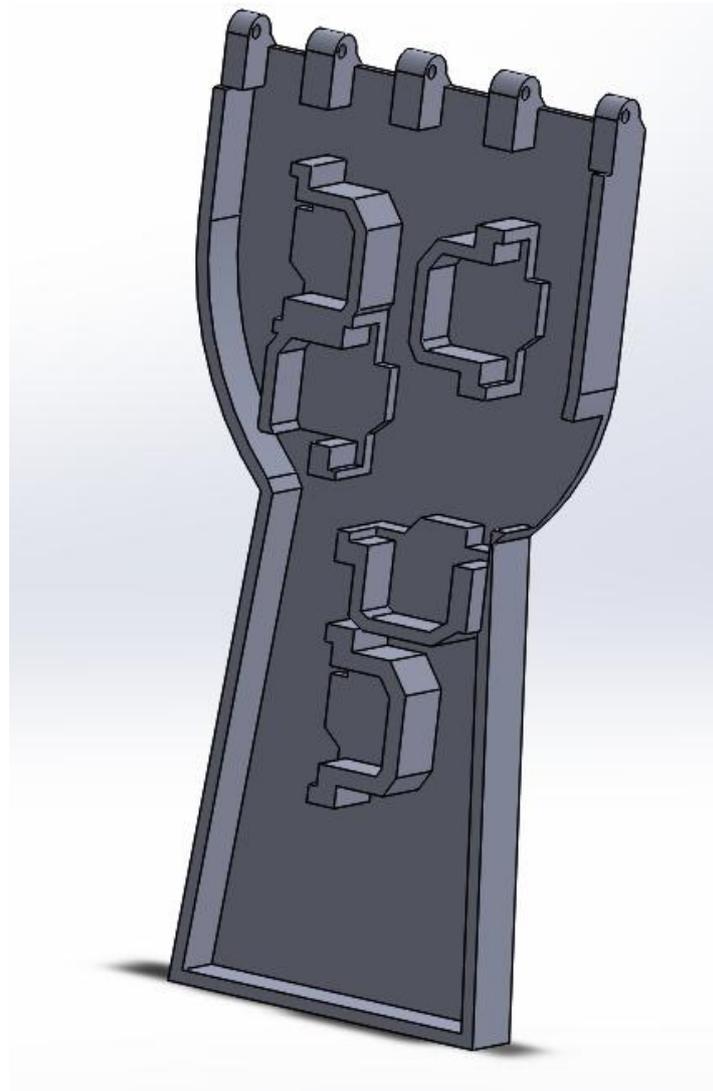


Figura 6.18. Emplazamiento para los servomotores.

Después se crean unos carriles para que todas las cremalleras puedan desplazarse a lo largo de ellos sin dejar de seguir la dirección del movimiento impuesto por las barras. Además, en la parte interna de estos, se encuentran unas guías para evitar que las cremalleras pierdan el contacto con la superficie de la palma o el piñón (véase Figura 6.19).

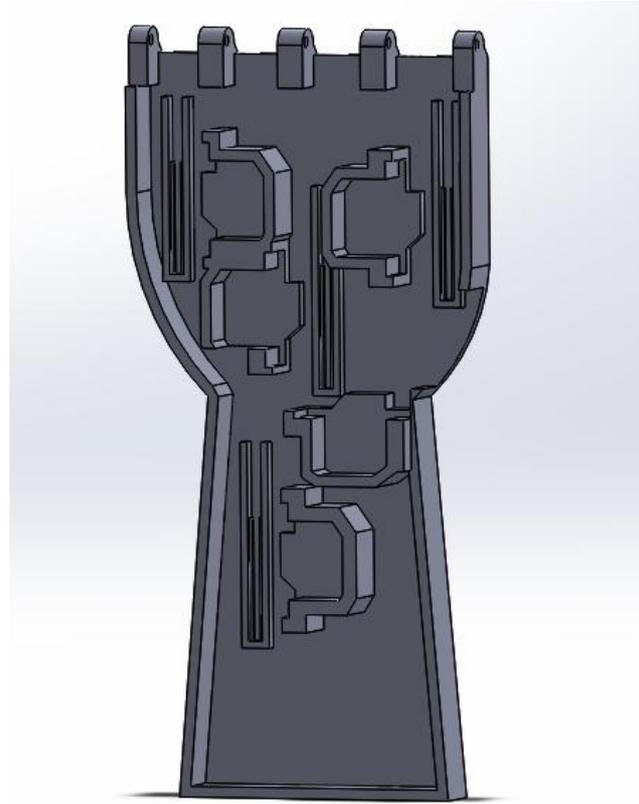


Figura 6.19. Inserción de carriles guiados para las cremalleras.

Como sistema para que encajen ambas carcasas se propone la creación de un rebaje de 1 mm en todo el contorno interior de las paredes laterales así como unos cilindros salientes de diámetro 7 mm para poder enroscar varios tornillos y lograr un firme cerrado entre ambas tapas (véase Figura 6.20).

Para finalizar la creación de la palma superior se realizan cuatro taladros M2.5 y profundidad 4 mm por cada emplazamiento de servomotor y un taladro M2.5 y 5 mm de profundidad por cada cilindro saliente. Además de la utilización de la operación de redondeos en este caso radio R5 en todas las caras y aristas exteriores para mejorar la estética del conjunto tal y como podemos apreciar en la Figura 6.21.

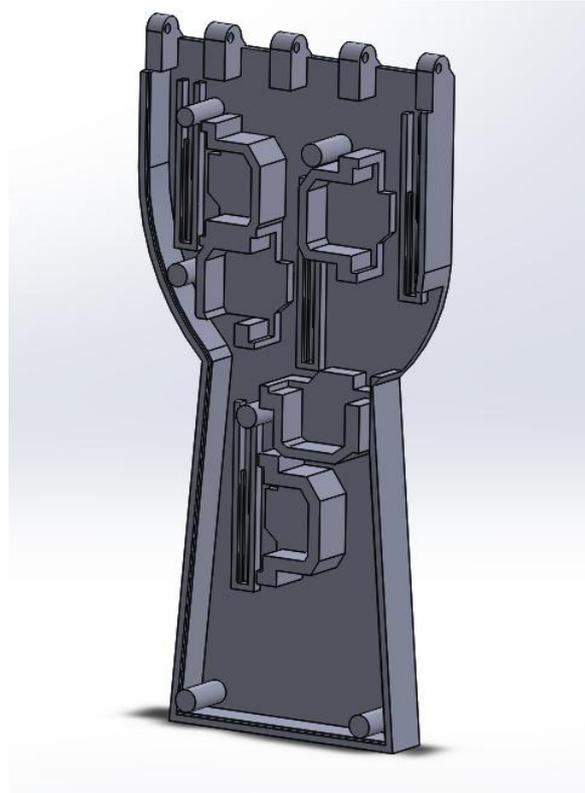


Figura 6.20. Rebaje de los laterales y extrusión de salientes para roscar tornillos.

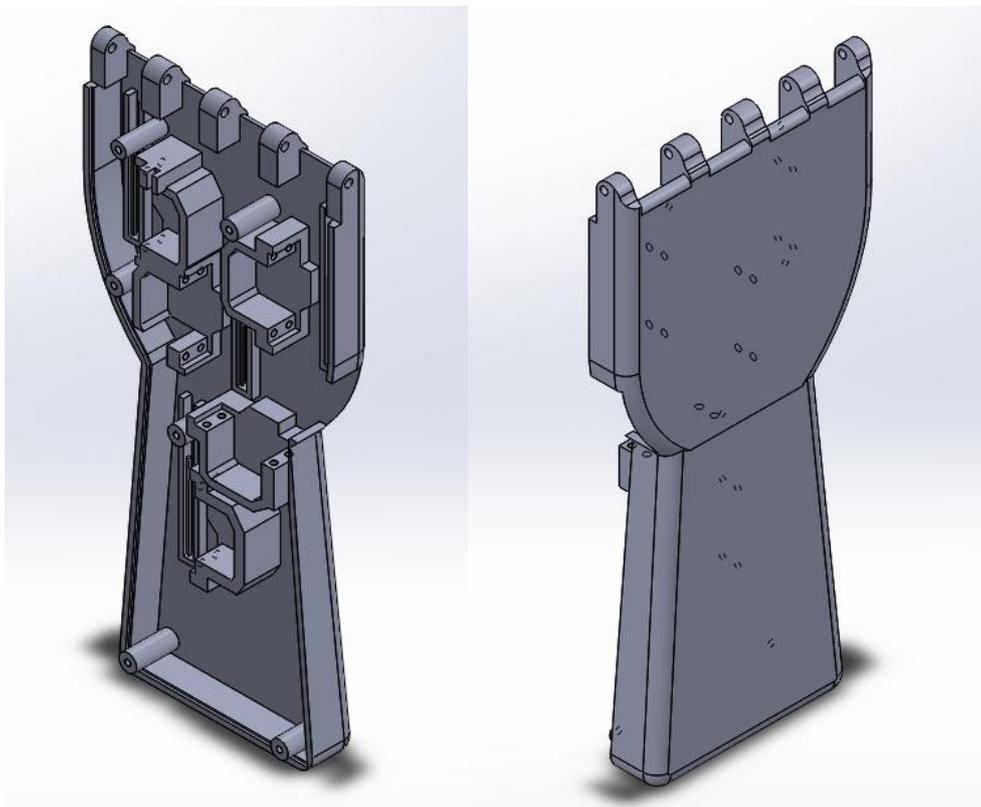


Figura 6.21. Taladros en los cilindros salientes y servomotores. Redondeos en las caras y aristas exteriores.

5.2.2. Palma Inferior

A partir del cuerpo base de la palma superior mostrado anteriormente en la Figura 6.14 se realiza una operación de vaciado, pero en este caso en el lado opuesto para obtener así dos carcasas simétricas que puedan encajar perfectamente (véase Figura 6.22).

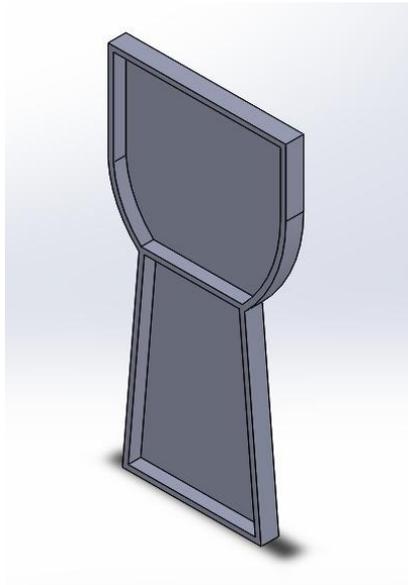


Figura 6.22. Operación de vaciado.

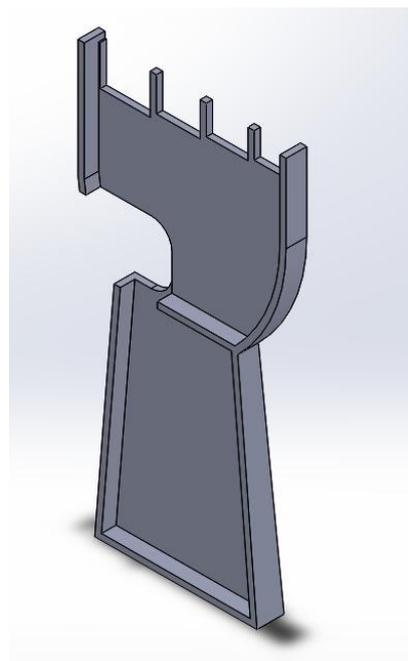


Figura 6.23. Corte para posibilitar el movimiento de los dedos.

Para posibilitar el movimiento que realizan tanto las falanges como las barras que unen la cremallera con el mecanismo de cuatro barras proximal se hacen varios cortes en la parte inferior de la carcasa y en algunos tramos de pared lateral. Del mismo modo para posibilitar el movimiento del metacarpiano del dedo pulgar (véase Figura 6.23).

Se extruyen también unas láminas que separan cada uno de los dedos con la finalidad de intentar ocultar todo lo posible los mecanismos internos de la palma como apreciamos en la Figura 6.24. Además contribuyen a incrementar los puntos de apoyo de dicha carcasa ya que cada superficie de la parte superior de estas láminas contacta con cada uno de los 5 soportes localizados en la palma superior.

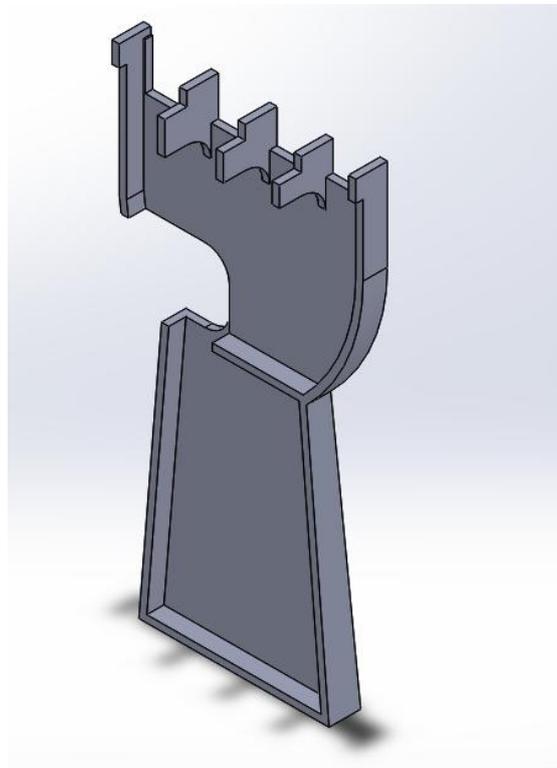


Figura 6.24. Creación de láminas de apoyo.

En este caso, como sistema para que se unan ambas carcasas se crea un reborde de 1 mm en todo el contorno interior de las paredes laterales que encaje justamente con el rebaje de la palma superior. Además de la utilización de la operación de redondeos, otra vez de radio R5, en todas las caras y aristas exteriores para mejorar la estética del conjunto tal y como observamos en la Figura 6.25.

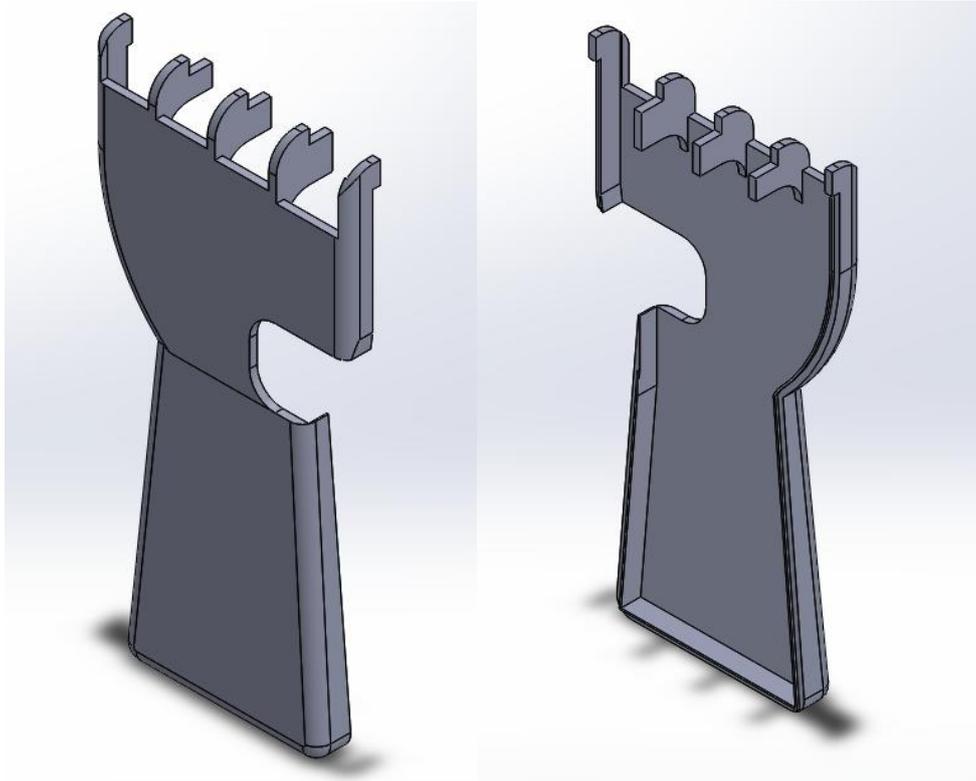


Figura 6.25. Reborde de 1 mm para encajar ambas carcasas así como el redondeo de varias caras y aristas exteriores.

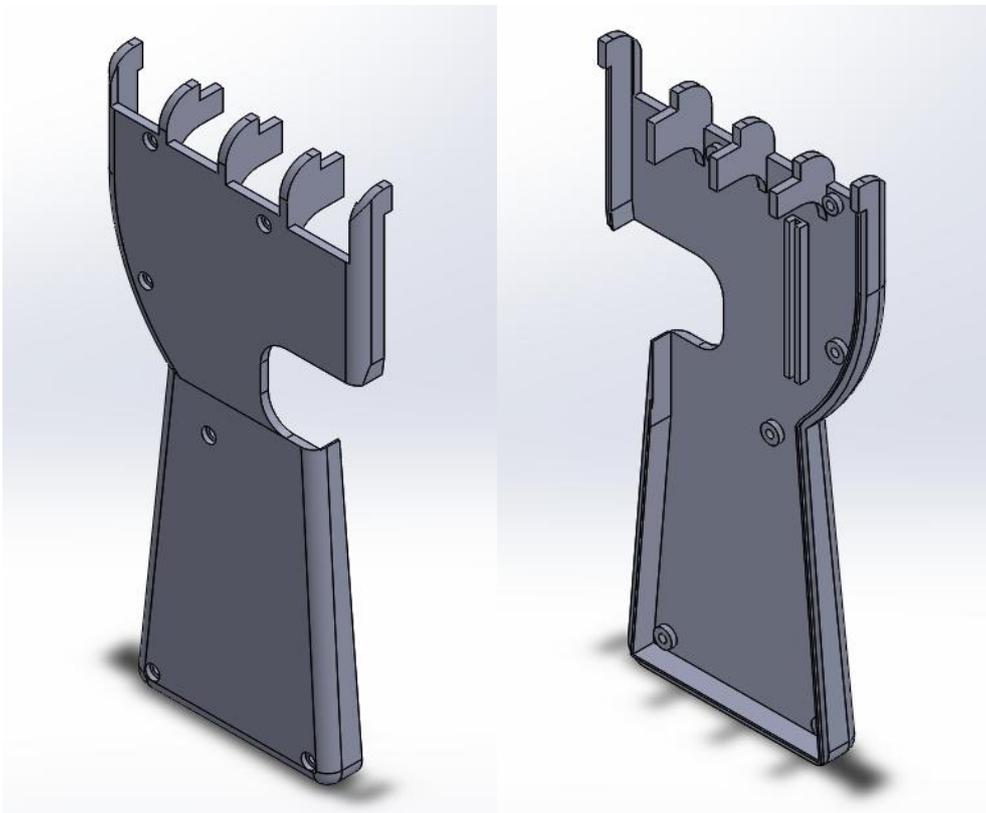


Figura 6.26. Acanaladura para barra anular y realización de taladros.

Para la total finalización de la pieza falta agujerear mediante el asistente de taladros, seis agujeros pasantes por toda la pieza con un alojamiento cilíndrico que sirva para acoger a la cabeza del tornillo que permite unir ambas carcasas. Pero además se incorpora una acanaladura que sirva para guiar la barra que acciona el mecanismo de cuatro barras proximal correspondiente con el dedo anular (véanse ambas modificaciones en Figura 6.26).

5.3. Diseño de las barras de los mecanismos

Para generar las barras de ambos mecanismos, se parte de las dimensiones obtenidas inicialmente en el apartado correspondiente a la síntesis analítica de las mismas, tal y como se muestran en la Figura 6.27.

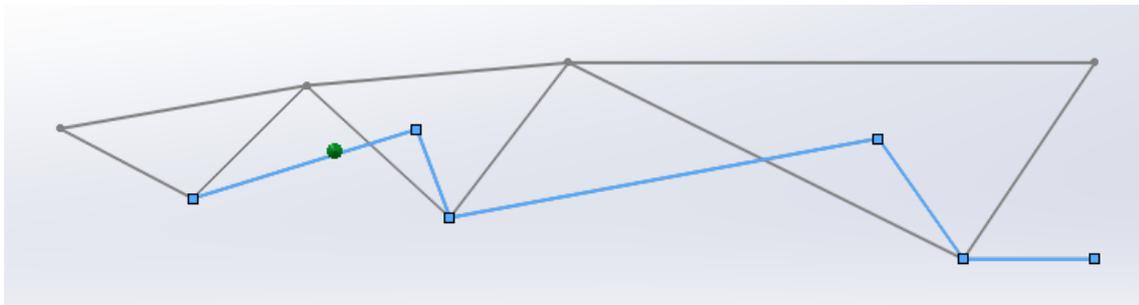


Figura 6.27. Dimensiones obtenidas inicialmente.

Pero como se pretende que las barras se vean lo menor posible, se cambia su longitud y forma para intentar disimularlas entre el hueco interno de las falanges, siempre respetando la localización de los puntos de unión para no alterar el movimiento relativo entre las tres falanges. Un ejemplo de cómo queda el rediseño de las barras del dedo índice se muestra en la siguiente Figura 6.28.

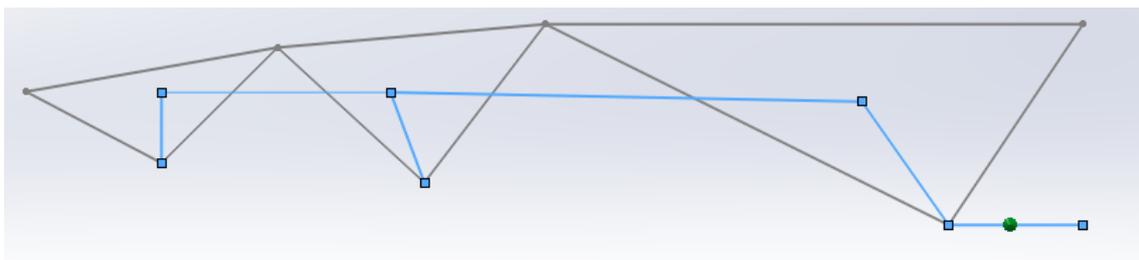


Figura 6.28. Modificación en las dimensiones de las barras.

Finalmente en la Figura 6.29 se aprecia la generación de las tres barras y como se integran perfectamente entre las falanges en la parte más alta para camuflar así su presencia. Además se incorpora una especie de agarradero en forma de semicírculo en la barra distal para proporcionar una mayor facilidad de movimiento de bloqueo y desbloqueo de la misma.

Todas las barras tienen un grosor de 2 mm, una anchura de 4 mm y todos los taladros realizados un diámetro de 2 mm.

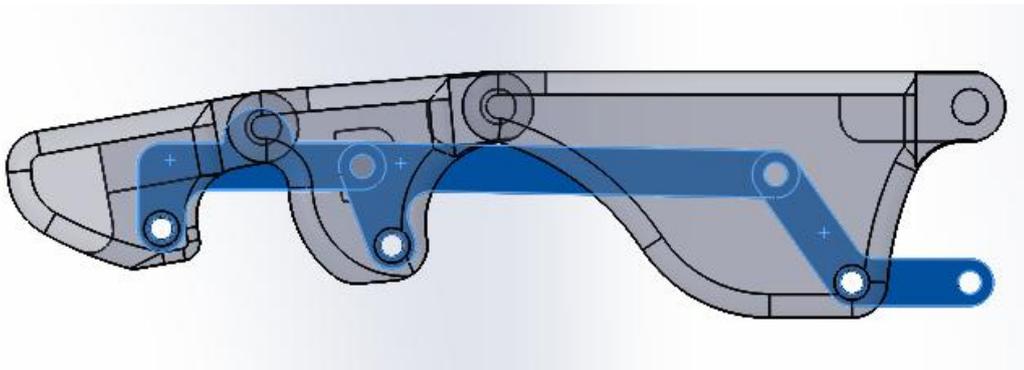


Figura 6.29. Modelado de las tres barras.

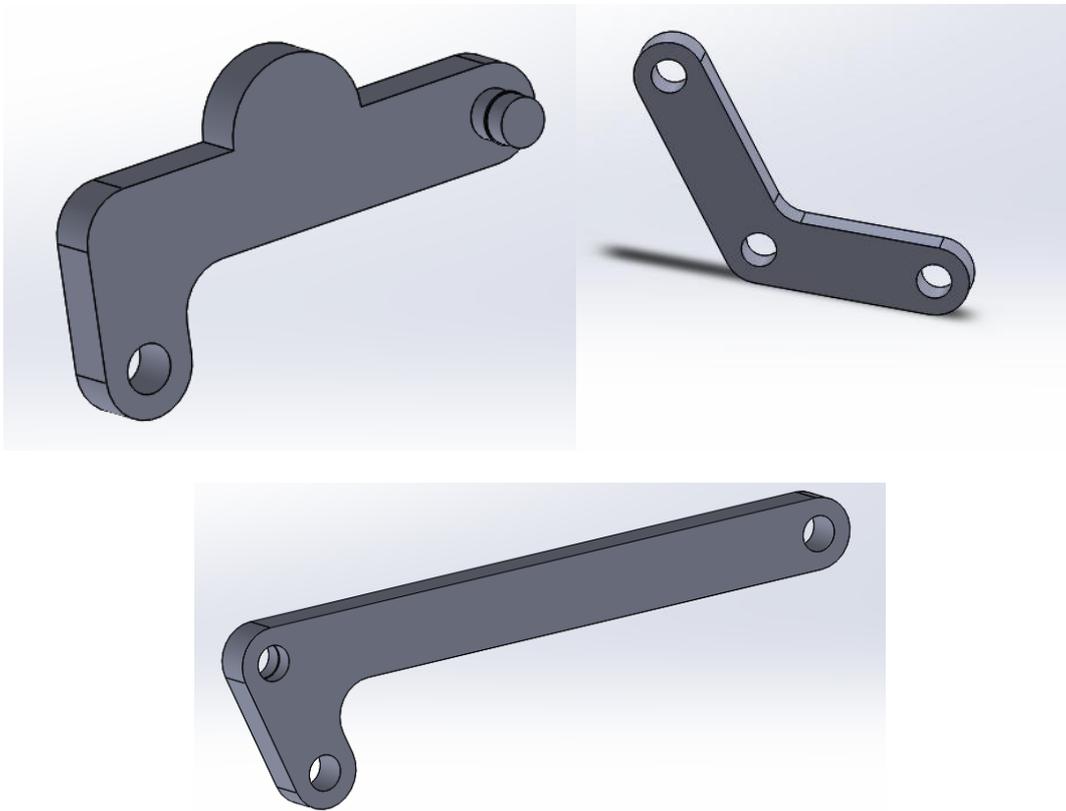


Figura 6.30. Modelado de las barras proximal, medial y distal.

Como elemento de unión entre la cremallera y el mecanismo de 4 barras proximal se diseña una barra adicional (véase Figura 6.31), la cual va sujeta mediante dos tornillos prisioneros a la cremallera y acoplada a la barra proximal mediante un perno y un anillo de retención.

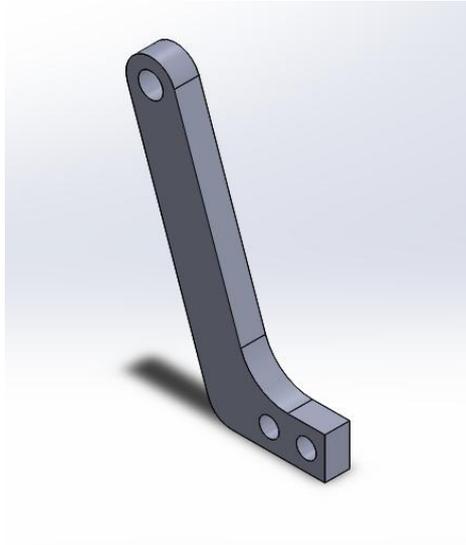


Figura 6.31. Barra de unión entre cremallera y barra proximal.

5.4. Mecanismo del dedo pulgar

El proceso de diseño en CAD de las falanges distal y proximal correspondientes al dedo pulgar es exactamente el mismo que el seguido para los demás dedos. Pero en este caso surge la necesidad de crear el metacarpiano del dedo pulgar para conseguir unir la palma con la falange proximal.

Dada la imposibilidad de insertar el servomotor dentro del metacarpiano a causa de la falta de espacio, se determinó que el movimiento de flexo-extensión proporcionado por el mecanismo de cuatro barras iba a ser actuado manualmente y soportado mediante un resorte en tres posiciones distintas, el cual está encajado fijamente en la base del metacarpiano.

En cambio se dota del accionamiento mediante un servomotor al movimiento de abducción y aducción de dicho metacarpiano.

5.4.1. Creación del metacarpiano

En primer lugar se extruye el cuerpo principal del propio metacarpiano distinguiendo en él una base o soporte en el cual se insertara el eje del servomotor (véase Figura 6.32).

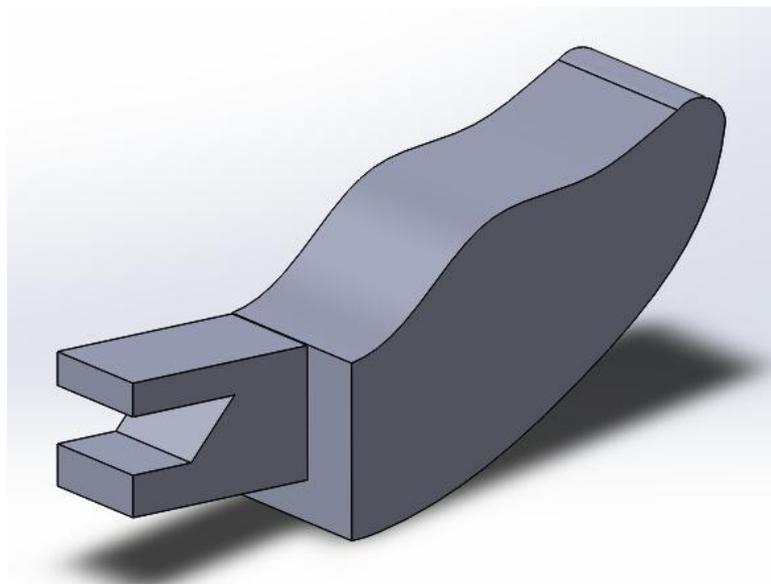


Figura 6.32. Cuerpo base del metacarpiano.

En la Figura 6.33 se ha realizado una operación de vaciado del cuerpo principal, resultando un grosor de paredes de unos 3 mm.

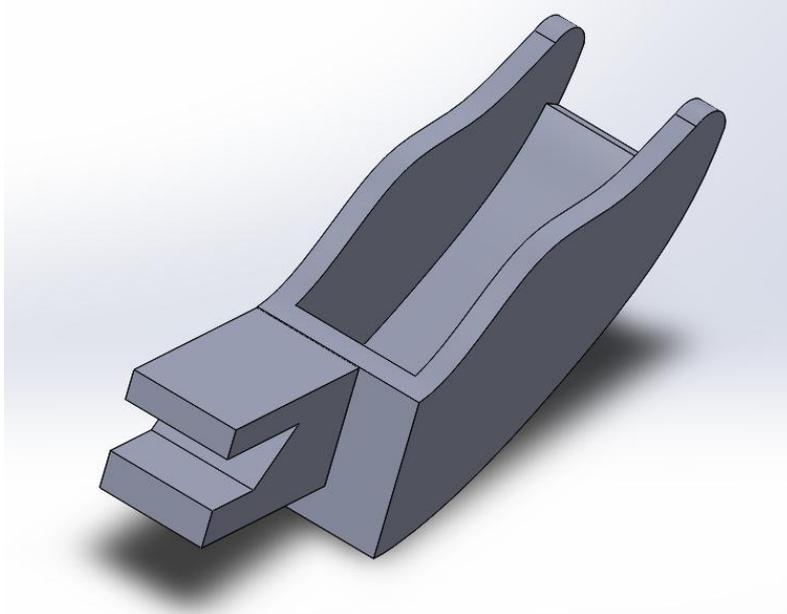


Figura 6.33. Vaciado del cuerpo base.

En la siguiente Figura 6.34 se muestra una vista de sección donde se ha realizado una operación de extrusión para generar unas pestañas que permitan el firme alojamiento del resorte encargado de mantener las falanges en tres posiciones de flexión diferentes.

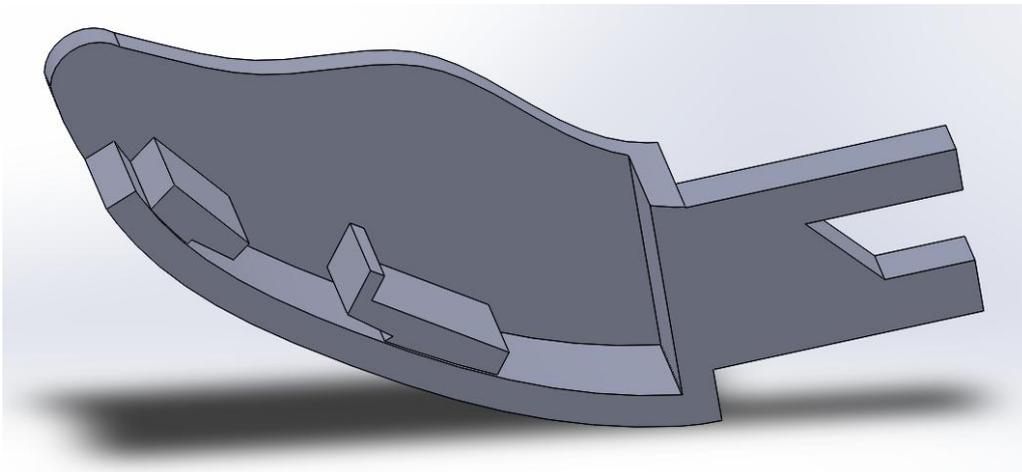


Figura 6.34. Extrusión de las pestañas para el resorte.

Además de estas pestañas, se le extruyen en la parte superior, unas guías para asegurar que la barra proximal se mueva en todo momento en el mismo plano medio en el que se encuentra el resorte tal y como observamos en la Figura 6.35.

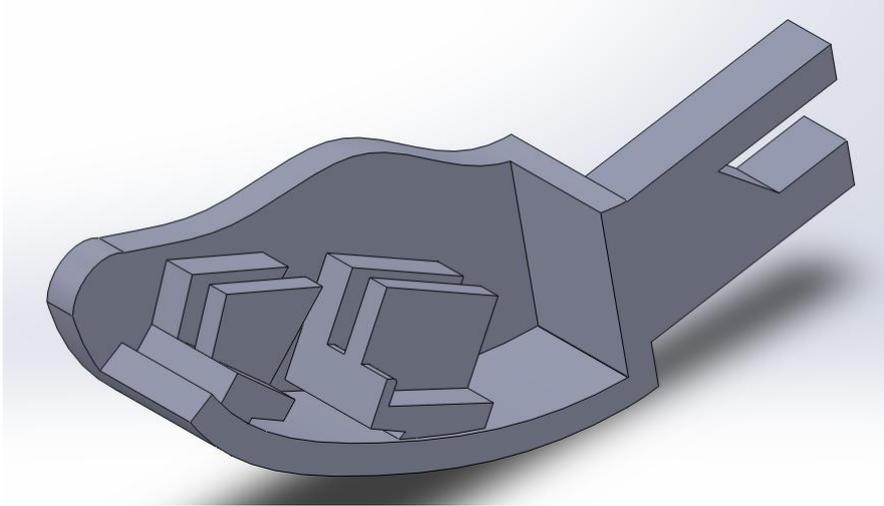


Figura 6.35. Extrusión de guías para la barra proximal.

Para terminar con el diseño se redondean todas las aristas y caras exteriores así como la perforación de un agujero para insertar el eje del servomotor, otros dos taladros para roscar dos tornillos prisioneros que permitan fijar dicho eje, un rebaje que permite articular el metacarpiano con la falange proximal y otro agujero pasante para alojar el perno que presiona la barra proximal sobre el muelle.

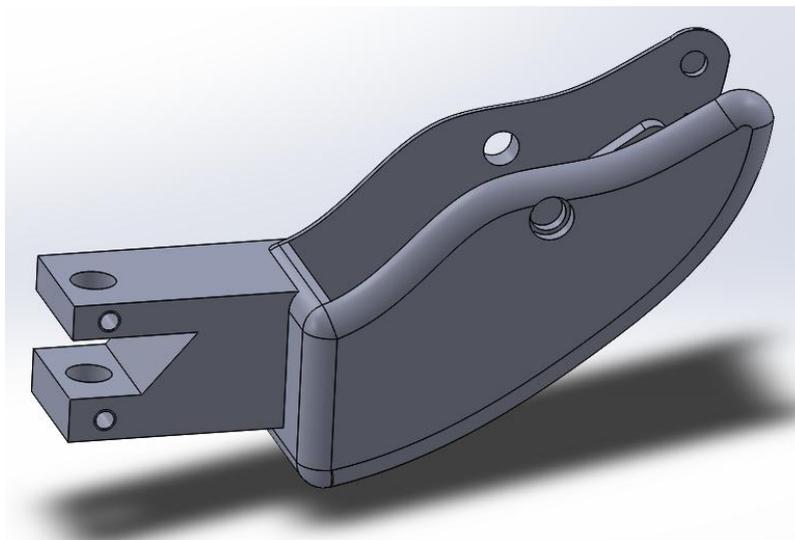


Figura 6.36. Taladros y redondeos de aristas y caras exteriores.

5.4.2. Integración del mecanismo en el metacarpiano

Como la barra del mecanismo proximal fue diseñado como si se tratase de otro de los 4 dedos, ha de realizarse una pequeña modificación y crear una elongación de dicha barra para que actúe a modo deslizadera sobre la parte superior de un resorte (elemento coloreado en verde en Figura 6.37).

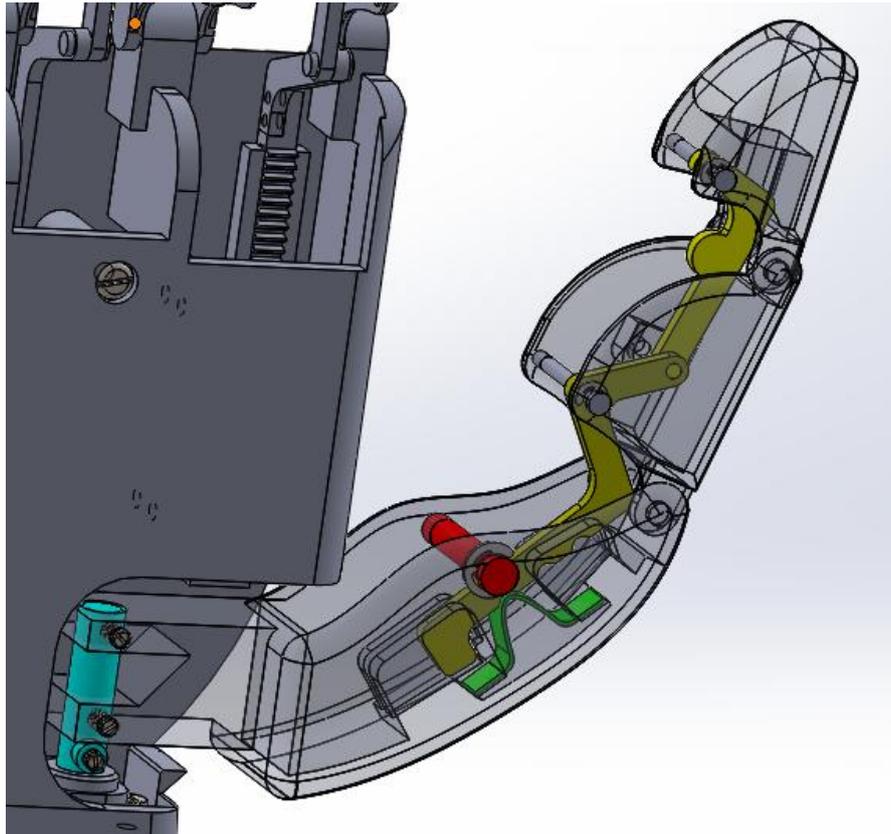


Figura 6.37. Conjunto del mecanismo de retención de tres posiciones.

A esta barra proximal se le realizan tres muescas con la forma del contorno superior del resorte. Además el perno (elemento coloreado en rojo en Figura 6.37) ayuda a que esta barra mantenga siempre el contacto con el muelle. Por tanto, presionando y flexionando manualmente una de las dos falanges se consigue que la barra vaya desplazándose por encima del resorte y del perno hasta alcanzar la próxima muesca del resorte, la cual lo mantendrá en dicha posición.

Puesto que el eje del servomotor no es lo suficientemente largo como para albergar y soportar todo el metacarpiano, se ha creado un acople para el mismo fijándose mediante la utilización de un tornillo prisionero (elemento coloreado en azul en Figura 6.37).

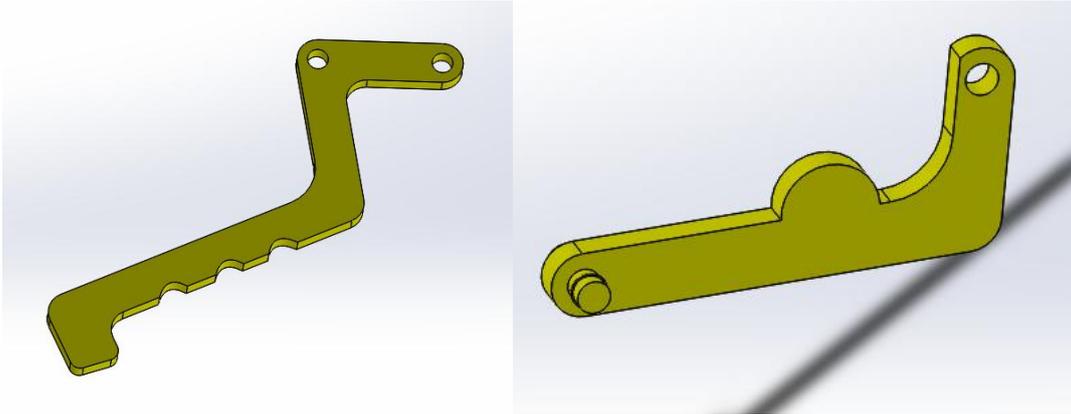


Figura 6.38. Barras proximal y distal.

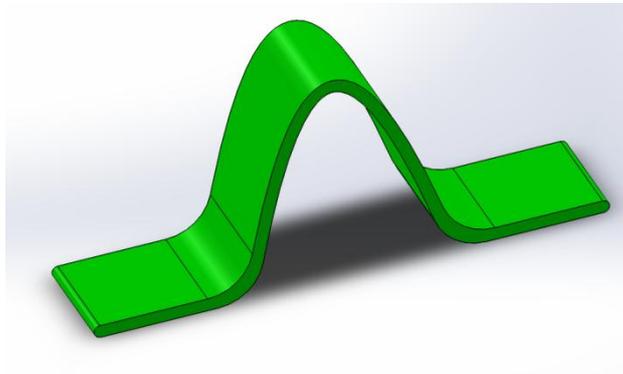


Figura 6.39. Resorte.

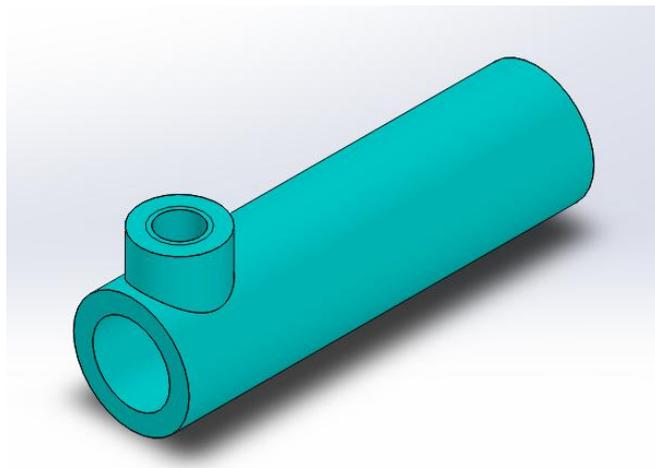


Figura 6.40. Acople para el eje del servomotor.

5.5. Arreglo piñón-cremallera

En cuanto a los componentes del sistema de transmisión, se recurre al uso de elementos ya fabricados y estandarizados. A partir de un catálogo proporcionado por el fabricante de los componentes [6], se selecciona el tipo cremallera a usar. Dicho catálogo se adjunta en el apartado de anexos.

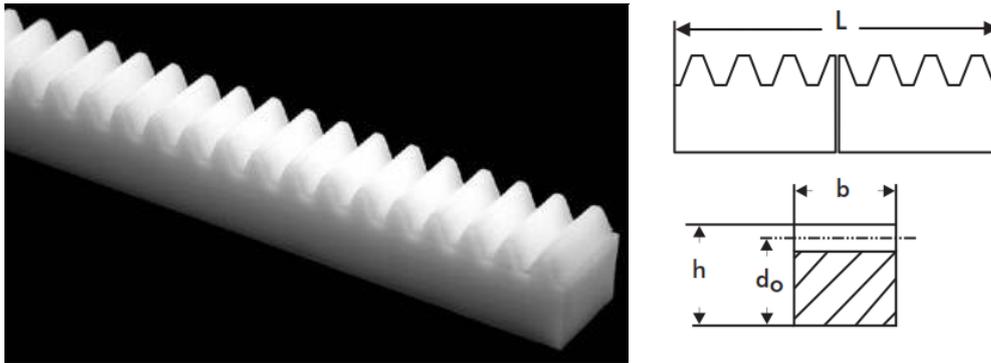


Figura 6.41. Cremallera utilizada para el diseño.

En este caso elegimos una cremallera que tenga las dimensiones más reducidas posibles, dado que el factor espacio es de gran importancia para el diseño. Existen cremalleras desde módulo 0,5 hasta módulo 3, pero como la cremallera con la sección más pequeña se corresponde con las de módulo 0,5 se procede a su elección. En la Tabla 6.4 se detallan las especificaciones dimensionales del modelo elegido.

Módulo	Dimensiones en mm				Nº Pieza
	b	h	d _o	L	
0.5	4	4,5	4	250	ZH 0525

Tabla 6.4. Dimensiones de la cremallera seleccionada.

Una vez elegida la cremallera, se puede proceder a la elección de un piñón de su mismo módulo para que pueda engranar de forma correcta. A partir del mismo catálogo, se elige un piñón de 20 dientes debido a que el diámetro del agujero central se corresponde con el mismo que el eje del servomotor, en este caso 4 mm. En la Tabla 6.5 se detallan las especificaciones dimensionales del modelo elegido.

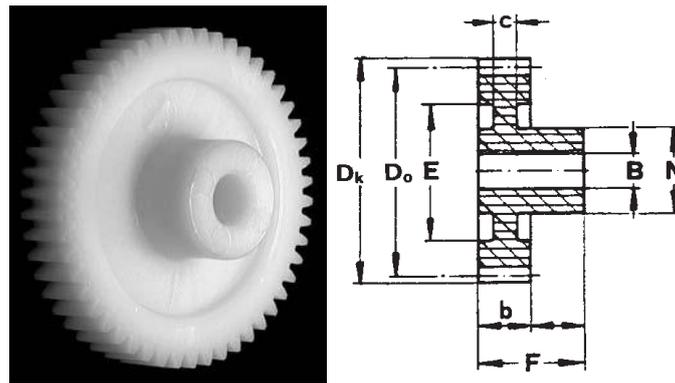


Figura 6.42. Piñón utilizado para el diseño.

Nº Dientes	Módulo 0,5 - Dimensiones en mm						Nº Pieza
	B	Do	Dk	N	F	b	
20	4	10	11	8	10	3	SH 0520

Tabla 6.5. Dimensiones del piñón seleccionado.

Para hacer una estimación de la resistencia mecánica del conjunto de elementos seleccionados se recurre a la utilización de las características técnicas proporcionadas por el fabricante [6] mostradas a continuación:

Características técnicas	
Material	Duracon
Resistencia a la tensión	94 N/mm ²
Alargamiento %	Entre 20 y 60
Dureza (Rockwell R)	Entre 110 y 120

Tabla 6.6. Características técnicas del material.

Como la resistencia a la tensión de este material se corresponde con 94 N/mm² tal y como se observa en la Tabla 6.6 y la sección de la cremallera es de aproximadamente 16 mm², se calcula que dicha cremallera podrá soportar una fuerza máxima de alrededor de 1600 N. Como a partir del análisis realizado mediante Working Model® en el apartado 5 de Cálculos se estima que la fuerza máxima que sufriría la cremallera se

correspondería con 23,426 N, se puede asegurar que la elección de estos componentes soportaría sobradamente los esfuerzos ejercidos sobre ellos.

A parte de esto cabe indicar que en la cremallera se han de realizar algunas operaciones de mecanizado para adaptar tanto su longitud como su forma. El fabricante proporciona una cremallera de 250 mm de longitud, y en nuestro caso, se necesitan 4 cremalleras con una longitud mínima de 25 mm. Este último valor se corresponde con el valor máximo de carrera del mecanismo de manivela-corredera del dedo medio. Para asegurar en todo caso el contacto entre el piñón y la cremallera se utilizan dos cremalleras de 30 mm de longitud para los dedos meñique e índice y otras dos cremalleras de 35 mm de longitud para el anular y el medio.

Además hay que realizar una sencilla operación de corte y dos taladros para unir la barra del mecanismo del dedo con la cremallera, así como una acanaladura en ambos laterales para evitar la salida del carril construido en la palma superior de la mano. En la Figura 6.43 se muestra cómo quedaría la pieza una vez terminadas dichas operaciones.

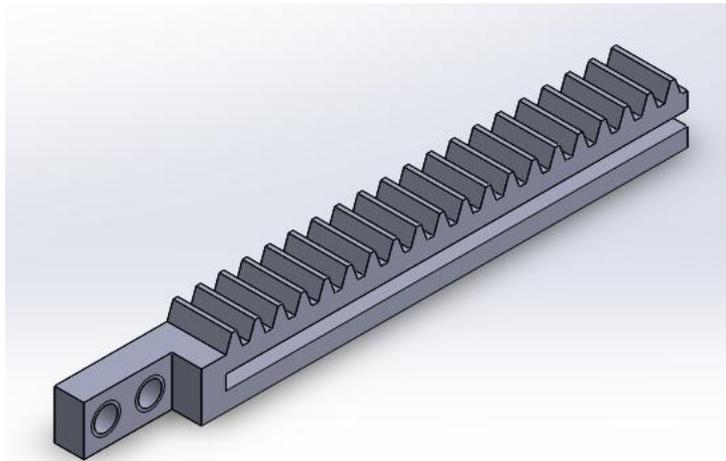


Figura 6.43. Cremallera después de ser modificada.

5.6. Elementos de unión

En el desarrollo del mecanismo y los dedos, también es necesario diseñar los elementos de unión entre el mecanismo y la carcasa del dedo, a estos elementos de unión se les denominó pernos. Se diseñaron dos tipos de pernos: el perno para unir los mecanismos de cuatro barras entre sí y el perno para unir el mecanismo con la carcasa de los dedos.

En total se diseñan 15 pernos diferentes para unir los mecanismos con la carcasa de los dedos (véase Figura 6.45), uno para cada articulación, y el material usado para su fabricación es el aluminio, segundo material con la puntuación total más alta en la matriz de decisión del apartado de diseño conceptual.

El tipo de perno utilizado para unir los mecanismos de cuatro barras entre sí es válido para todas las articulaciones y por tanto se puede utilizar el mismo sin necesidad de diseñar uno para cada barra. Este se muestra en la Figura 6.44.

Tomando todo esto en cuenta estos pernos están diseñados para ser torneados y tener un anillo de retención que les impida salirse de su posición.

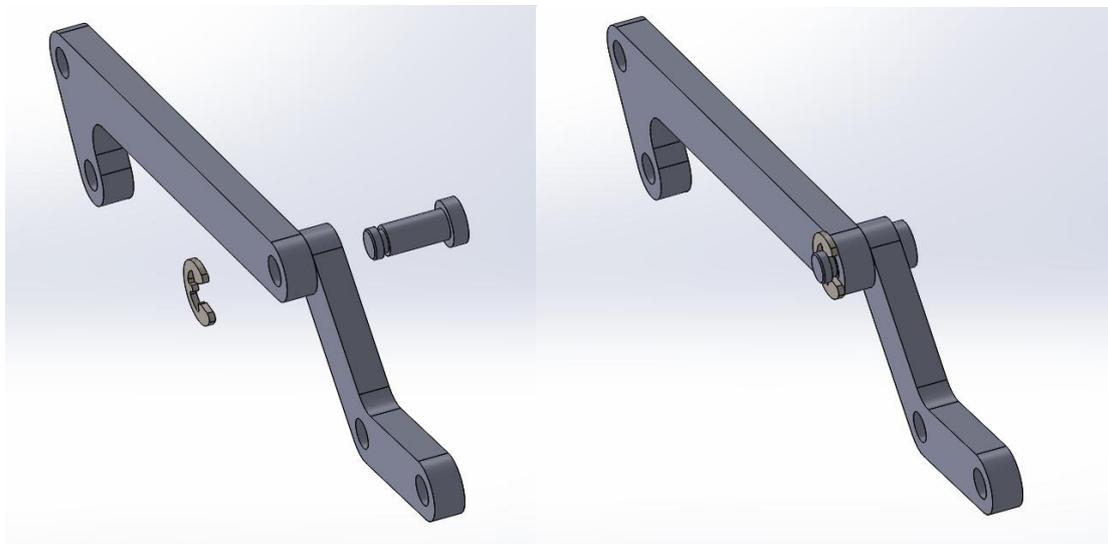


Figura 6.44. Vistas en explosión y en ensamblaje del perno de unión entre barras.

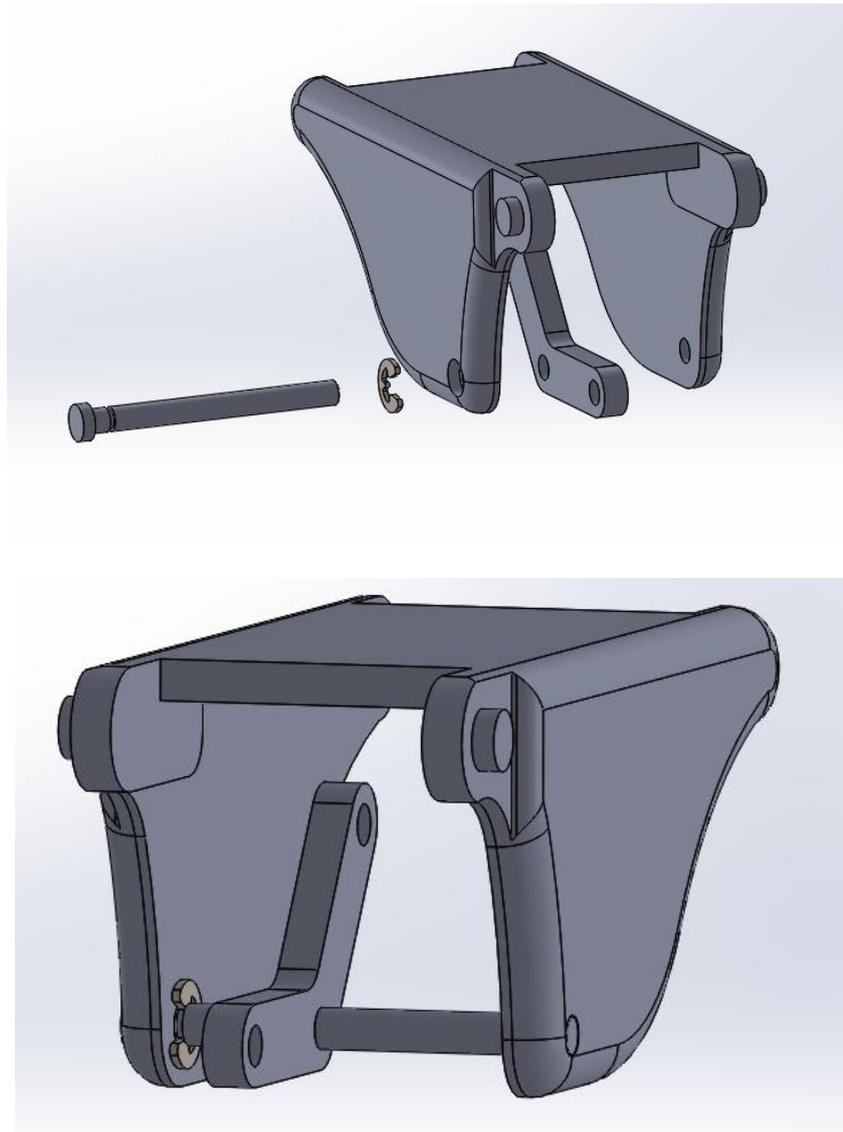


Figura 6.45. Vistas en explosión y en ensamblaje del perno de unión entre barras y carcasa de cada falange.

5.7. Diseño del Bloqueo de la Articulación IFD

La articulación interfalángica distal debe bloquearse fijando la falange distal y medial como una misma mediante el uso de un sencillo sistema que no requiera el uso de herramientas.

Por ello se pensó en un cómodo sistema mediante el cual, un bulón a ambas partes de la barra distal se inserta a presión, bien dentro de la barra medial o bien en la cara interna de la falange medial, asegurándose gracias a un reborde hecho en la superficie de dicho bulón.

Cuando se quiera permitir el movimiento a la articulación, el bulón de la barra deberá estar insertada dentro del agujero de la otra barra medial y cuando se le quiera restringir, basta simplemente con ejercer un poco de fuerza con la punta de nuestros dedos y desplazar la barra distal al lado opuesto hasta hacerla encajar con el alojamiento diseñado en la cara interna de la falange medial.

La barra distal, como bien observamos en la Figura 6.49, ha sido diseñada con un pequeño agarradero semicircular para permitir el desplazamiento de dicha barra accediendo desde la parte superior de las falanges.

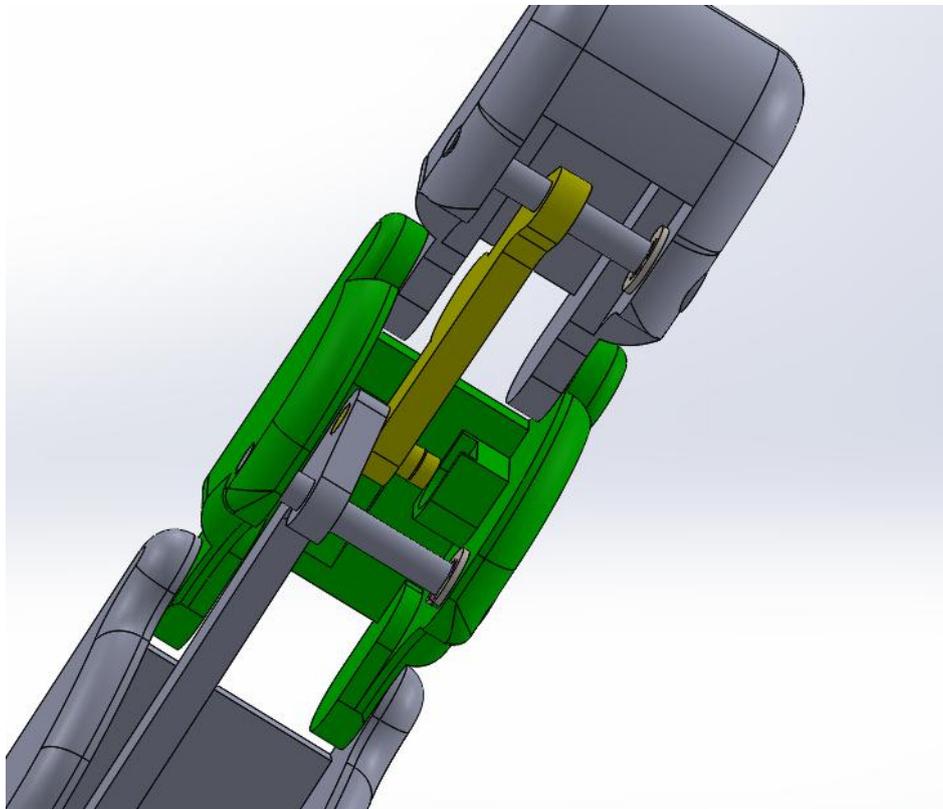


Figura 6.46. Mecanismo desbloqueado.

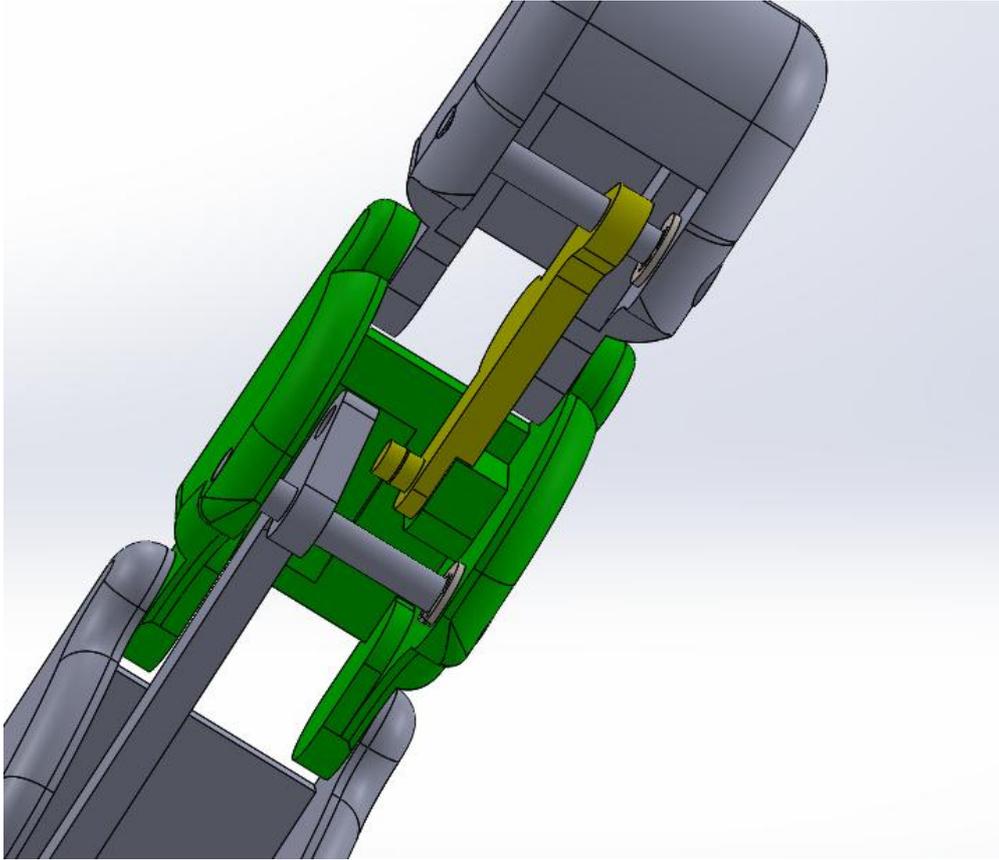


Figura 6.47. Mecanismo bloqueado.

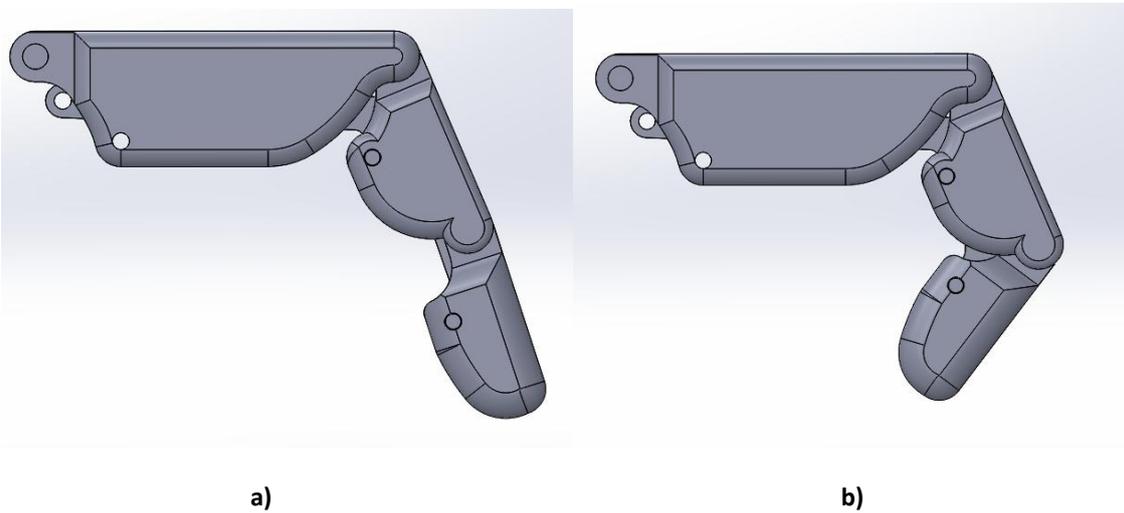


Figura 6.48. Dedo flexionado con la articulación bloqueada (a) y desbloqueada (b).

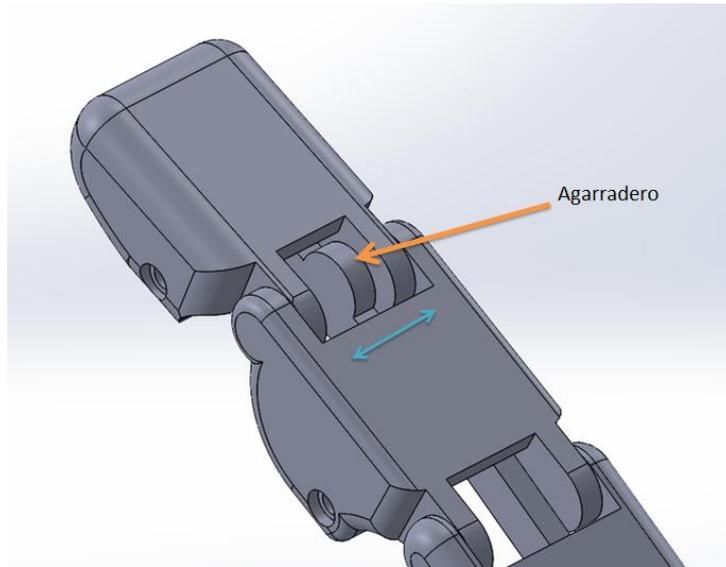


Figura 6.49. Agarradero de la barra distal y dirección de movimiento que realiza.

5.8. Selección del servomotor

Una vez determinadas las dimensiones finales de la palma de la mano puede decidirse el servomotor a utilizar en el prototipo. Para ello recurrimos a una conocida marca en el mundo de componentes para aerodelismo y radiocontrol llamada Futaba® [5].

Entre los servomotores disponibles en el catálogo se eligieron de forma preliminar aquellos con las dimensiones más reducidas, puesto que todos los demás tenían un tamaño demasiado grande como para poder acoplarlos sin dificultad dentro de la palma de la mano.



Figura 6.50. Servomotor elegido para el prototipo.

Finalmente entre los servos preseleccionados se decidió utilizar aquel que proporcionase un mayor par motor. Este se corresponde con el modelo S3156MG como puede apreciarse en la Figura 6.50. Las dimensiones se muestran en la Figura 6.51 y algunas de las especificaciones técnicas en la Tabla 6.7.

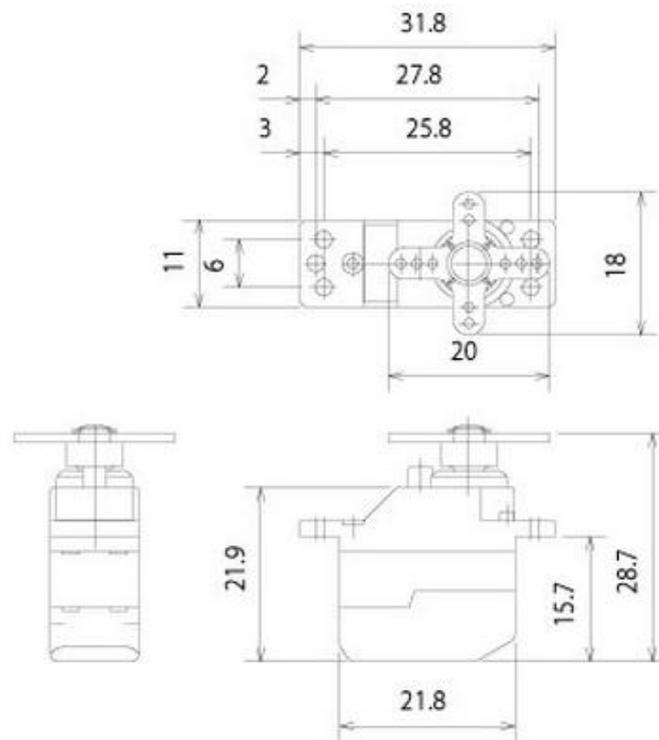


Figura 6.51. Dimensiones correspondientes al modelo de servomotor utilizado.

Voltaje (V)	Par (Kg·cm)	Velocidad (seg/60°)
4,8	2	0,13
6	2,4	0,11

Dimensiones (mm)	Peso (g)
22 x 11 x 22	9.8

Tabla 6.7. Especificaciones técnicas del servomotor.

REFERENCIAS:

- [1] N. Dechev, W.L. Cleghorn, S. Naumann "Multiple finger, passive adaptive grasp prosthetic hand" *Mechanism and Machine Theory*, vol. 36, pp 1157-1173, 2001.
- [2] Robert L. Norton, *Diseño de Maquinaria: Síntesis y análisis de máquinas y mecanismos*, 4ª Edición, pp 87-100, 2009.
- [3] Binvignat. O; Almagià. A ; Lizana. P & Olave. E "Biometric Aspects of the Hand in Chilean Individuals" *Int. J. Morphol*, 30(2), pp 599-606, 2012.
- [4] L. Peebles and B. Norris; *Adultdata: The Handbook of Adult Anthropometric and Strength Measurements - Data for Design Safety*; Great Britain. Dept. of Trade and Industry, 1998
- [5] <http://www.futaba-rc.com/servos/digital.html> (Diciembre 2014)
- [6] https://www.tea.net.au/ProductCategoryModules/Specific_Product.aspx?product=84&cid=80 (Diciembre 2014)

7. FABRICACIÓN

Dada la facilidad y versatilidad de manufactura que nos ofrecen hoy en día las máquinas de prototipado rápido o impresoras 3D se decide que las piezas resultantes, después de todo el proceso de diseño mecánico de la mano antropomórfica multidedo infractuada, podrían materializarse a través de la aplicación de dicha tecnología. Puesto que en uno de los departamentos de la propia Universitat Jaume I va a adquirirse una impresora 3D modelo Makerbot Replicator 2®, no se necesitaría recurrir a ninguna empresa externa para llevar a cabo su fabricación.

Además cabe indicar que todos los demás elementos por los que se compone el conjunto y que no se pueden llevar a cabo mediante este proceso, en este caso todos los pernos, han de producirse mediante un proceso de mecanizado sencillo.

7.1. Impresión 3D

La impresión 3D es un grupo de tecnologías de fabricación por adición donde un objeto tridimensional es creado mediante la superposición de capas sucesivas de material. Las impresoras 3D son por lo general más rápidas, más baratas y más fáciles de usar que otras tecnologías de fabricación por adición, aunque como cualquier proceso industrial, estarán sometidas a un compromiso entre su precio de adquisición y la tolerancia en las medidas de los objetos producidos. Las impresoras 3D ofrecen a los desarrolladores de producto, la capacidad para imprimir partes y montajes hechos de diferentes materiales con diferentes propiedades físicas y mecánicas, a menudo con un simple proceso de montaje. Las tecnologías avanzadas de impresión 3D, pueden incluso ofrecer modelos que pueden servir como prototipos de producto.

7.1.1. Principios generales

Los propios planos procedentes del diseño de la pieza se convierten a planos virtuales mediante la utilización de programas informáticos como el CAD u otros archivos de formato STL. Un archivo STL se aproximará a la forma de la pieza empleando un método de descomposición en triángulos. Cuanto menor sea el tamaño de estos triángulos se conseguirá un diseño de mayor calidad. Otros formatos que admiten las impresoras 3D son: el CAPA o el WRL, que permite la impresión en color.

El diseño de la pieza se verá limitado por las características de la impresora y el material empleado. Este material se deposita sobre el lecho de construcción o de la plataforma hasta que el proceso de estratificación o aglutinación del material se complete y por tanto el modelo 3D haya sido impreso totalmente.

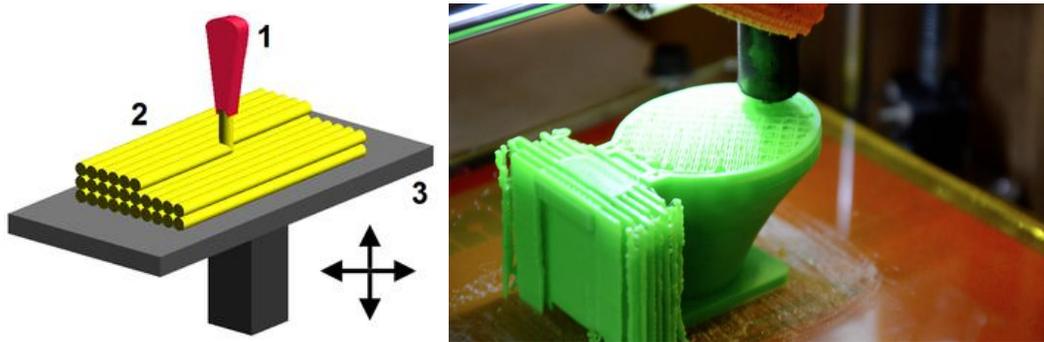


Figura 7.1. Modelado por deposición fundida o FDM.

7.1.2. Métodos

Hay un gran número de tecnologías disponibles para realizar la impresión 3D. Sus principales diferencias se encuentran en el modo de deposición de las diferentes capas para dar lugar a las piezas. Algunos métodos usan la fundición o ablandamiento del material para producir las capas, por ejemplo sinterizado de láser selectivo (SLS) (Figura 7.2) y modelado por deposición fundida (FDM) (Figura 7.1), mientras que otros depositan materiales líquidos que son curados con diferentes tecnologías. En la Tabla 7.1 se muestra una clasificación de los diferentes métodos de fabricación que existen en la actualidad para llevar a cabo nuestro prototipo.

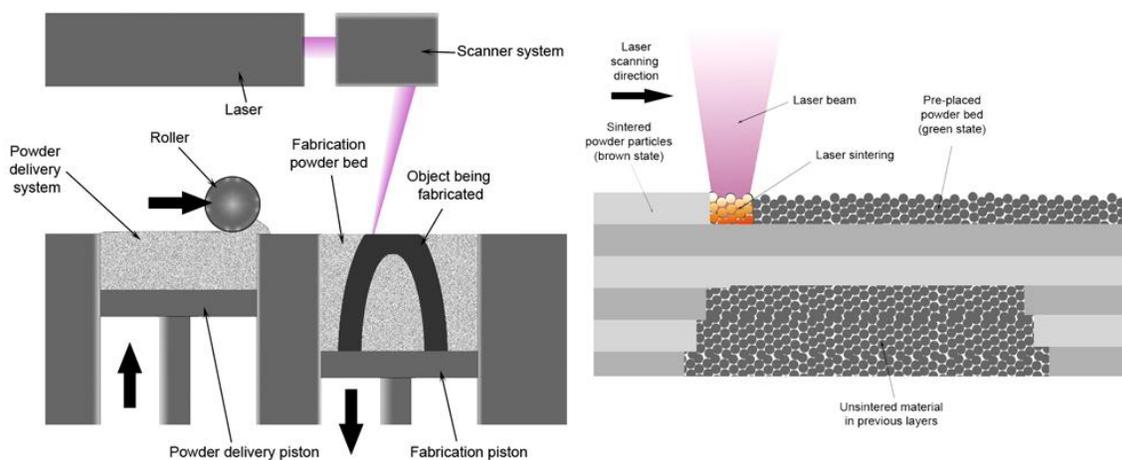


Figura 7.2. Sinterizado de láser selectivo (SLS)[1].



Figura 7.3. Piezas producidas a partir del modelado por deposición fundida.

En el caso de la manufactura de objetos laminados, se cortan unas delgadas capas para ser moldeadas y posteriormente unidas firmemente. Cada método tiene sus propias ventajas e inconvenientes; por ello, algunas compañías ofrecen elegir entre polvos y polímero como material de fabricación de la pieza según sean las prioridades del cliente. Generalmente las consideraciones principales a tener en cuenta son la velocidad, el coste del prototipo impreso, el coste de la impresora 3D, la elección y coste de materiales, así como la capacidad para elegir el color.

Tipo	Tecnologías	Materiales
Extrusión	Modelado por deposición fundida (FDM)	Termoplásticos (por ejemplo PLA, ABS), HDPE, metales eutécticos, materiales comestibles
Hilado	Fabricación por haz de electrones (EBF3)	Casi cualquier aleación
Granulado	Sinterizado directo de metal por láser (DMLS)	Casi cualquier aleación

	Fusión por haz de electrones (EBM)	Aleaciones de titanio
	Sinterizado selectivo por calor (SHS)	Polvo termoplástico
	Sinterizado selectivo por láser (SLS)	Termoplásticos, polvos metálicos, polvos cerámicos
	Proyección aglutinante (DSPC)	Yeso
Laminado	Laminado de capas (LOM)	Papel, papel de aluminio, capa de plástico
Fotoquímicos	Estereolitografía (SLA)	Fotopolímero
	Fotopolimerización por luz ultravioleta (SGC)	Fotopolímero

Tabla 7.1. Clasificación de los diferentes métodos de impresión existentes en la actualidad.

7.1.3. Resolución y tolerancia de impresión

Los conceptos de resolución y tolerancia de impresión aparecen a menudo mezclados, superpuestos e incluso intercambiados. Algunos fabricantes prefieren usar un término que englobe a ambos conceptos, tal como precisión dimensional.

Parece más razonable referir la resolución de una impresora 3D a la capacidad de posicionamiento o de discernimiento de distancias antes de la inyección o depósito de material, mientras que la tolerancia de impresión dependerá, además, del proceso de solidificación o de acabado. Una buena prueba de que pueden ser tomados como conceptos diferentes es que a menudo la tolerancia de impresión suele presentar valores más desfavorables que la resolución.

En cualquier caso, la resolución puede estar dada en espesor de capa, mientras que en el plano X-Y, puede estarlo por puntos por pulgada (ppp). El espesor típico de capa es del orden de 100 micras (0,1 mm), aunque algunas máquinas tales como el Objet Connex imprimen capas tan delgadas como 16 micras. La resolución X-Y es comparable a la de las impresoras láser convencionales. En el caso de que el proceso las use, las partículas son del orden de 50 a 100 micras (0,05-0,1 mm) de diámetro.

La tolerancia final de pieza dependerá profundamente, además de la resolución antes descrita, de la tecnología y del material utilizado. Es uno de los parámetros más importantes en la elección de proceso de impresión y del dispositivo, ya que no sólo determinará la propia tolerancia dimensional de la pieza, sino si, en caso de espesores pequeños, dicha pieza es realizable o no.

El límite actual de tolerancia para dispositivos DIY o de bajo coste están en torno a 0,1 - 0,2 mm. Para trabajos de más demanda dimensional, algunos fabricantes son capaces de garantizar tolerancias del orden de las decenas de micras

7.1.4. Aplicaciones

Algunas aplicaciones típicas incluyen la visualización de diseños, prototipado/CAD, arquitectura, educación, salud y entretenimiento. Otras aplicaciones pueden llegar a incluir reconstrucción de fósiles en paleontología, replicado de antigüedades o piezas de especial valor en arqueología y reconstrucción de huesos y partes del cuerpo en ciencia forense y patología.

7.1.4.1. Arte

Más recientemente el uso de las tecnologías de impresión 3D ha sido sugerido por algunos artistas al crear parte de sus obras usando impresoras 3D.

7.1.4.2. Biotecnología

La tecnología de impresión 3D está siendo actualmente estudiada en el ámbito de la biotecnología, tanto académico como comercial, para su posible uso en la ingeniería de tejidos, donde órganos y partes del cuerpo son construidos usando técnicas similares a la inyección de tinta en impresión convencional. Capas de células vivas son depositadas sobre un medio de gel y superpuestas una sobre otra para formar estructuras tridimensionales. Algunos términos han sido usados para denominar a este campo de

investigación, tales como impresión de órganos, bio-impresión e ingeniería de tejidos asistida por computadora, entre otros.

7.1.4.3. Arqueología

El uso de tecnologías de escaneo 3D, permite la réplica de objetos reales sin el uso de procesos de moldeo, que en muchos casos pueden ser más caros, más difíciles y demasiado invasivos para ser llevados a cabo; en particular, con reliquias de alto valor cultural donde el contacto directo con sustancias de moldeo puede dañar la superficie del objeto original.



Figura 7.4. Miscelánea de aplicaciones de la impresión 3D.

7.1.5. Generación y tratamiento de archivos.

Una vez creados los archivos de las diferentes piezas de las que se compone el prototipo, basta con conectar directamente el software CAD utilizado, en este caso SolidWorks®, a una impresora 3D y automáticamente empieza a crearse la pieza.

El usuario puede imprimir directamente desde el menú presionando en el comando "Print 3D (Archivo>Print3D)". La impresora tiene que estar dada de alta en el sistema como una impresora normal. Entonces aparece en la lista de las impresoras 3D disponibles. Si no existe impresora disponible puede generarse un archivo STL o AMF (Addictive Manufacturing File).

Una vez se hace clic en "Print3D" y la impresora empieza a funcionar sin más. La función incluye herramientas de situar pieza o piezas y la calidad deseada. El volumen a imprimir aparece en la pantalla de SolidWorks®, y la impresora muestra que se está imprimiendo una pieza SLDPRT, nativa del software usado. La conversión a STL es invisible o, simplemente, no se produce.

En cuanto a las estructuras de soporte necesarias en estos trabajos hay que decir que el propio software crea automáticamente las estructuras de soporte si es necesario. A pesar de todo, estas estructuras nunca aparecen en pantalla.

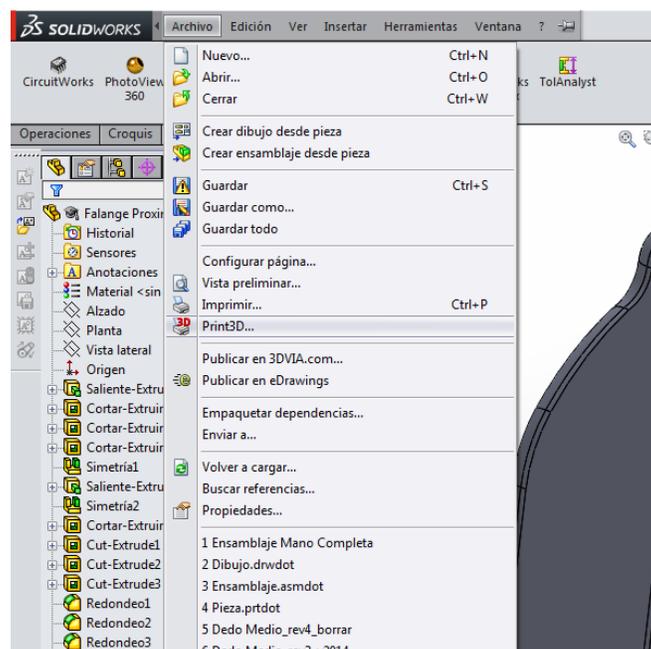


Figura 7.5. Funcionalidad "Print3D" en SolidWorks®.

7.2. Montaje y evaluación del modelo

En este apartado se detallan todos los pasos a seguir para llevar a cabo el proceso de ensamblaje de las piezas una vez ya fabricadas.

En primer lugar se disponen todas las falanges una a continuación de la otra con sus respectivos dedos tal y como se puede ver en la Figura 7.6, para luego ir encajándolas una con respecto la siguiente gracias al mecanismo usado similar al de una caja de CD.

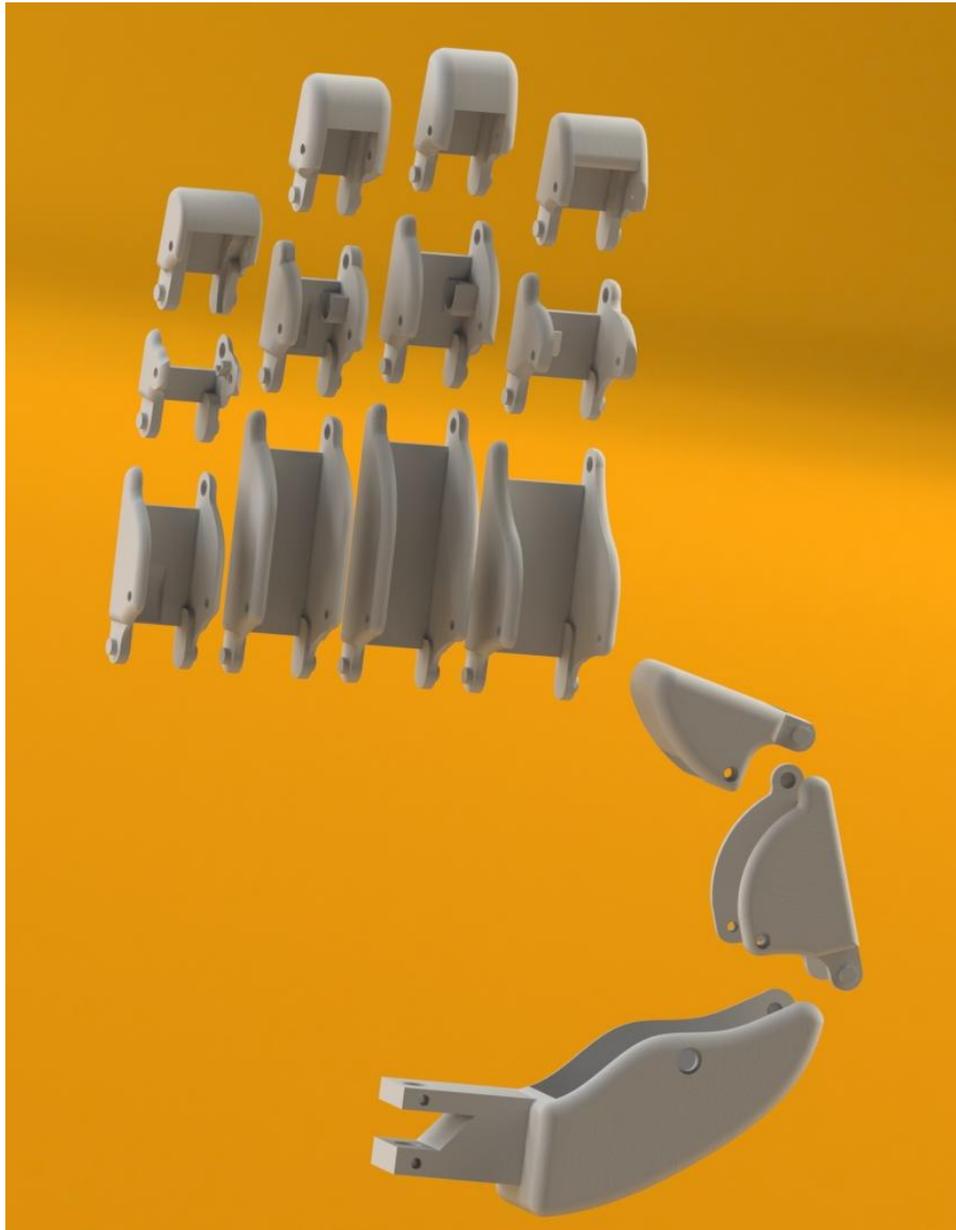


Figura 7.6. Proceso de ensamblaje de las falanges.

Una vez unidas todas las falanges se procede a insertar todas las barras entre los huecos inferiores de las falanges asegurándolas mediante sus respectivos pernos y anillos de retención (véase Figura 7.7). En el caso del dedo pulgar, habría que insertar además el resorte que le proporciona la estabilidad en las tres posiciones distintas.



Figura 7.7. Montaje de mecanismos de 4 barras mediante los pernos.

Después se dispone la palma superior en posición totalmente plana y se empiezan a situar y atornillar los servomotores en los diferentes encajes creados para su adecuado alojamiento. Previo a este paso se pueden atornillar los piñones en cada eje del servomotor, o en el caso del dedo pulgar, el acople para el eje (véase Figura 7.8).



Figura 7.8. Incorporación de los servomotores en la palma de la mano.

Además las barras que unen la deslizadera con el mecanismo de cuatro barras proximal, han de ir unidas a la cremallera mediante dos tornillos que han de colocarse antes de que estas sean posicionadas en su respectivo servomotor y dedo (véase Figura 7.9).

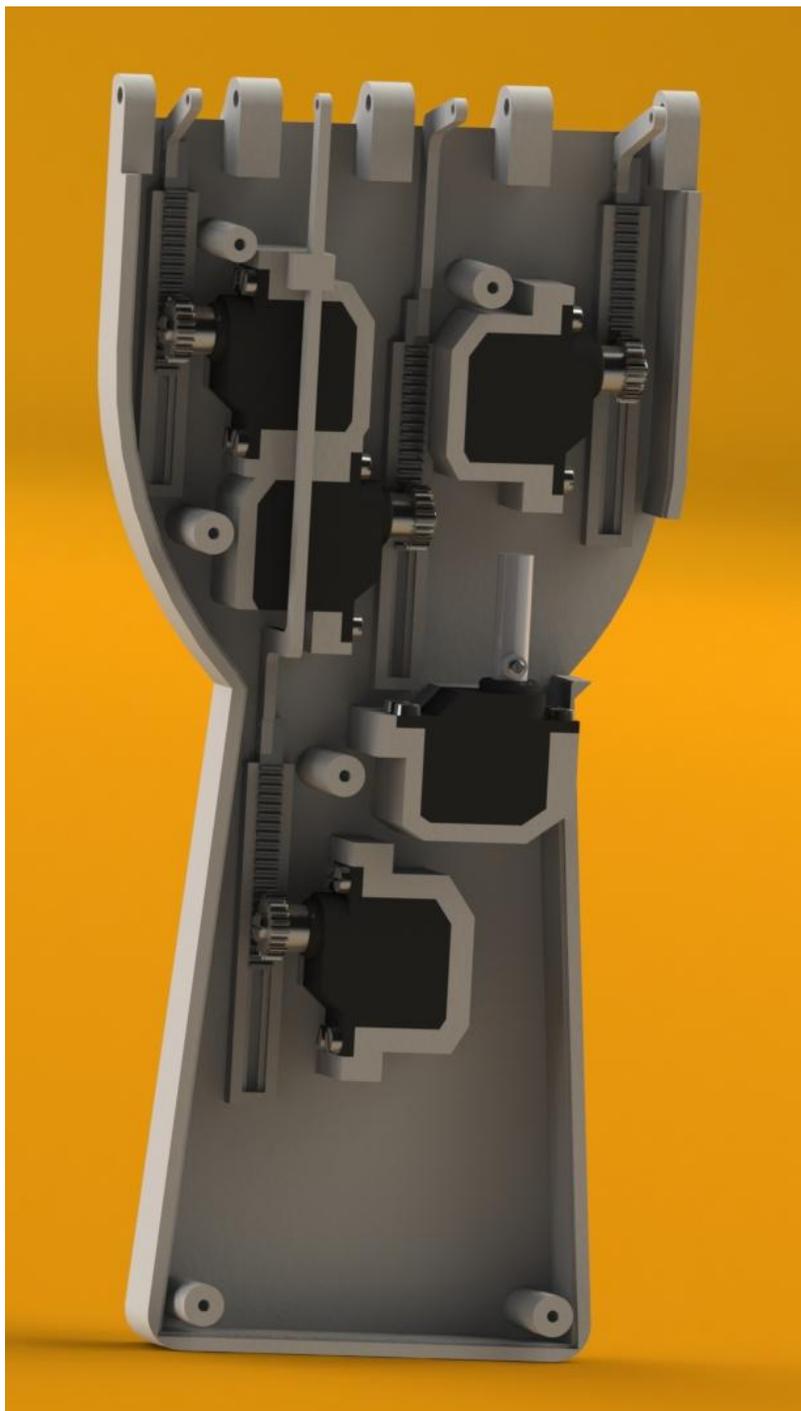


Figura 7.9. Posicionamiento de las cremalleras en sus respectivas deslizaderas.

Cuando las cremalleras están engranadas con cada uno de los piñones, se pueden encajar las falanges de cada dedo montadas anteriormente, en los espacios creados en la parte superior de la palma y unir el mecanismo de barras proximal mediante los correspondientes pernos y anillos de retención como observamos en la Figura 7.10.

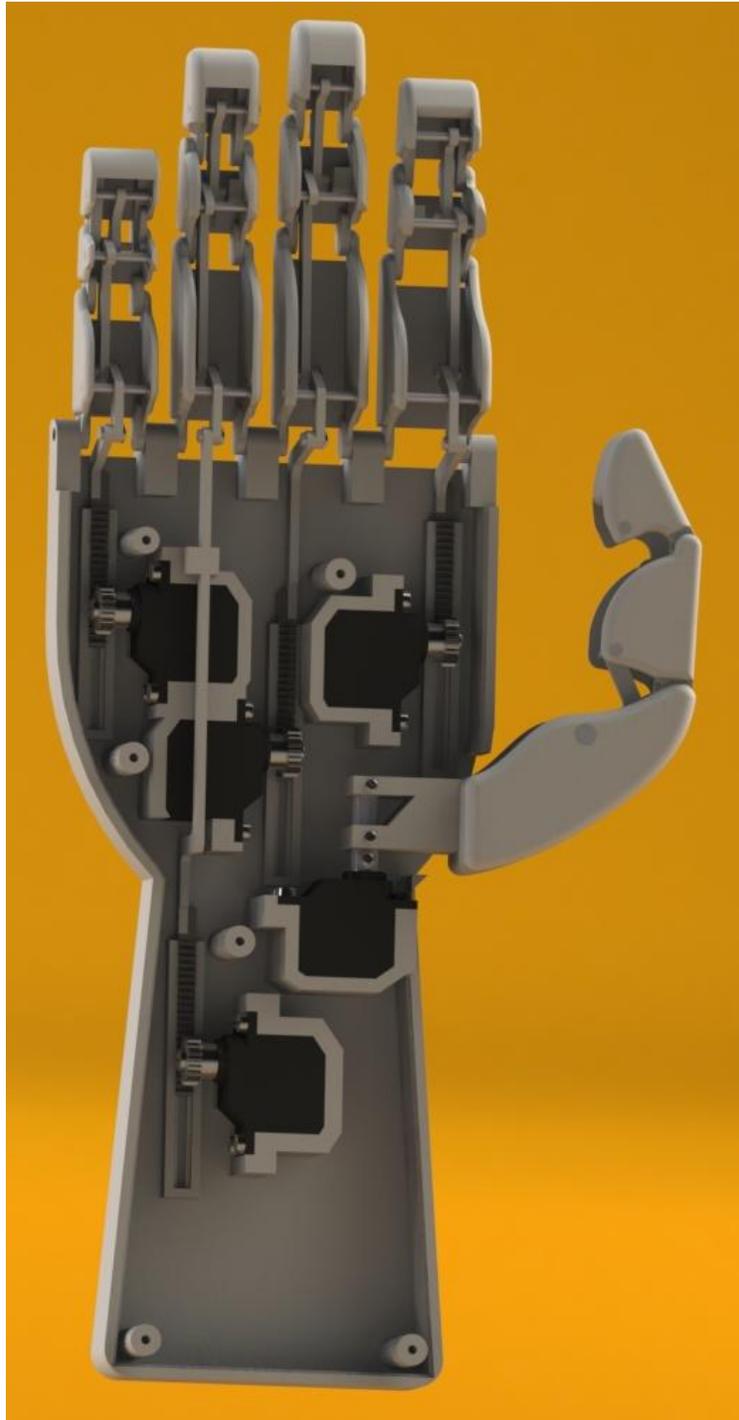


Figura 7.10. Unión de las falanges a la palma y acople total de todas las barras.

Finalmente se coloca y se encaja la palma inferior encima de la palma superior para ya por último, colocar los 5 tornillos que se encargaran de cerrar y sujetar firmemente las dos partes. Así ya se tiene la mano completamente ensamblada, como en la Figura 7.11.

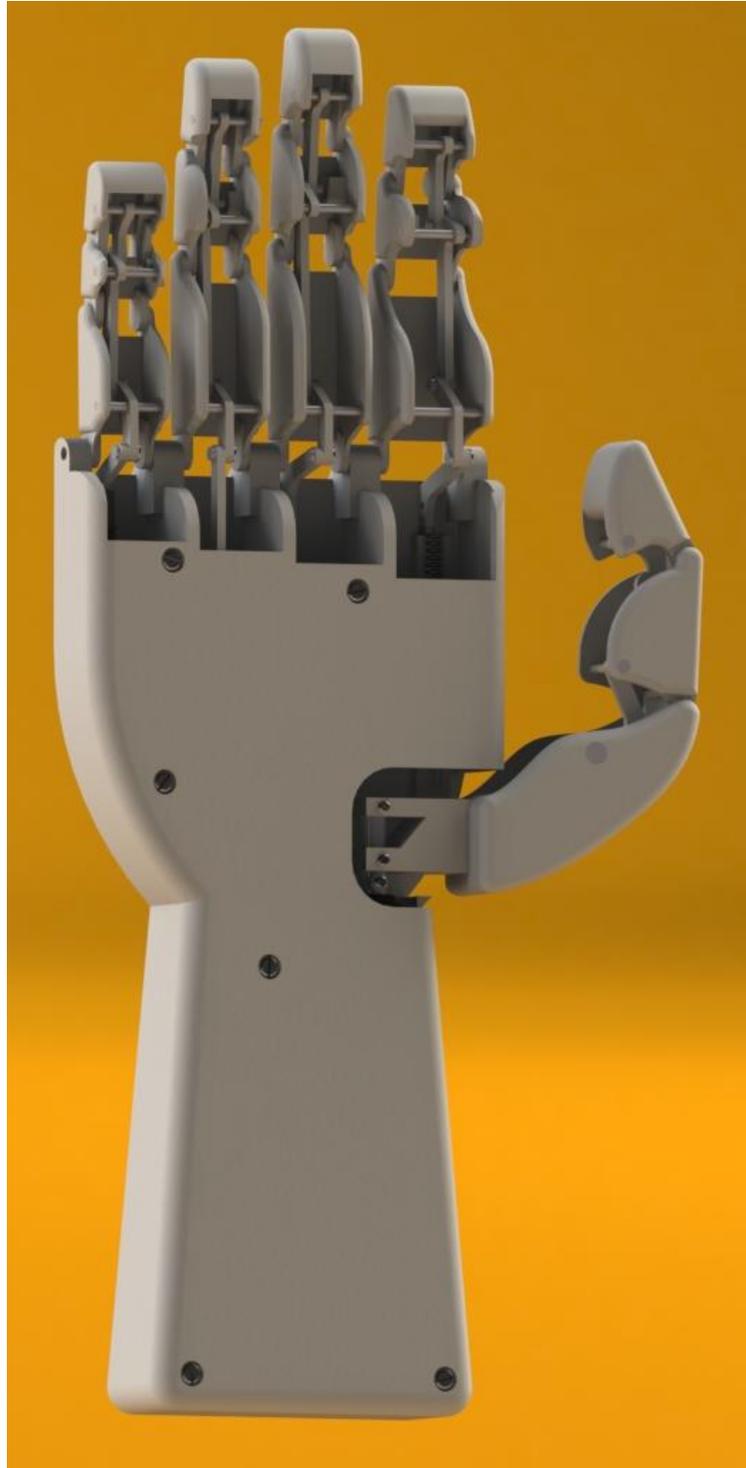
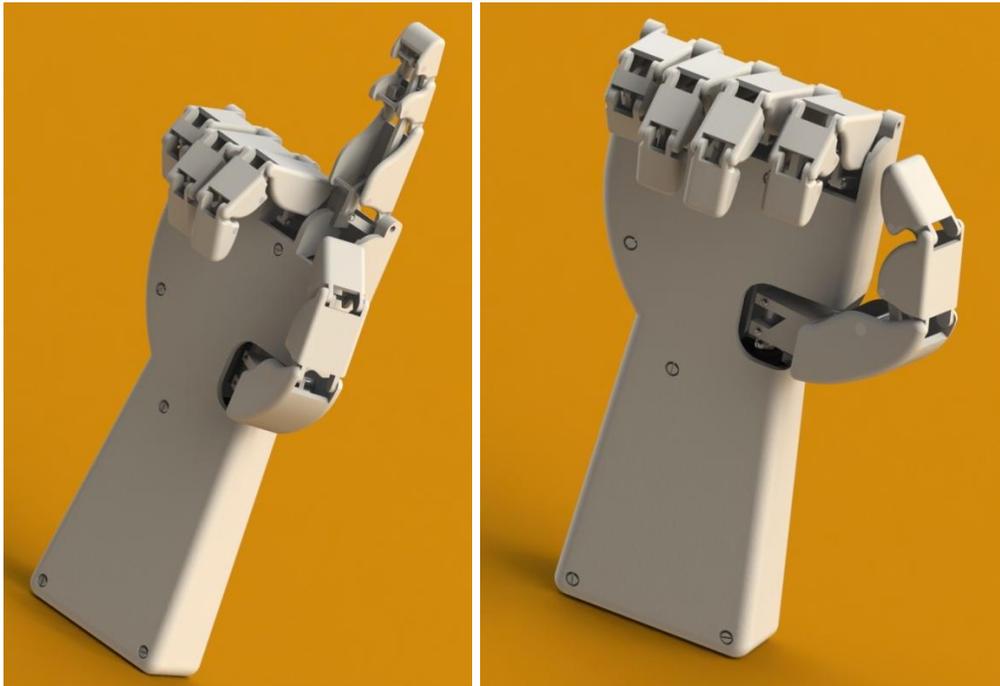


Figura 7.11. Ensamblaje de la mano al completo.

Por último se muestran algunas instantáneas de la mano protésica infractuada simulando la realización de diferentes tipos de agarre.





REFERENCIAS:

- [1] <http://www.eis.uva.es/~macromol/curso13-14/impresoras3D/SLS.html> (Enero 2015)
- [2] <http://www.cimworks.es/blogsolidworks> (Enero 2015)
- [3] http://es.wikipedia.org/wiki/Impresi%C3%B3n_3D (Enero 2015)
- [4] <http://tresdprinter.es/tresdprinter-es/Materiales/> (Enero 2015)

8. PRESUPUESTO

8.1. Introducción

En este documento se desglosan las estimaciones de los costes del estudio y diseño de la mano protésica, así como todos aquellos gastos en la posible fabricación de los sistemas desarrollados en dicho proyecto.

El presupuesto está dividido en tres partes principales: la amortización de los equipos y materiales empleados, el software utilizado y el coste de las horas empleadas en su realización.

El desarrollo de este proyecto se ha realizado teniendo en mente el futuro aprovechamiento del Grupo de Biomecánica y Ergonomía de la Universidad Jaume I (BE-UJI) en sus labores de investigación que está llevando a cabo en la actualidad y en donde la materialización del prototipo de prótesis sería fundamental para ello.

La duración del proyecto ha sido de 600 horas, y en ella se han realizado tareas de ingeniero de diseño (para el desarrollo del prototipo) e ingeniero mecánico (para la definición del modelo de cálculo de mecanismos, así como el estudio de la resistencia de las piezas o estructuras diseñadas con anterioridad).

El material empleado ha sido, principalmente, un ordenador personal donde se han desarrollado todas las tareas de estudio de prótesis existentes en la actualidad junto con toda la etapa de diseño y cálculo del prototipo propio.

No obstante, también se ha tenido que adquirir algún equipo o material adicional como bien podría ser la máquina de prototipado rápido o impresión 3D Makerbot Replicator 2. Para ello se dispone de un ordenador personal dedicado exclusivamente a dicha impresora.

Para la realización del proyecto y posteriores análisis, se han empleado los programas SolidWorks®, Microsoft Excel®, Microsoft Word®, Autocad®, Working Model® y el software propio que incorpora la impresora.

8.2. Coste del Proyecto

A continuación se desglosan las tablas de los costes en cada uno de sus apartados. Por un lado se expone el coste de los materiales (tanto los disponibles como los que se han tenido que adquirir), por otro el coste del personal que ha llevado a cabo el desarrollo del proyecto, y por otro el de las licencias del software empleado.

8.2.1. Coste del Material

8.2.1.1. Material Disponible

	Precio (Euros)	Periodo de Amortización (Años)	Periodo de utilización (Días)	Importe (Euros)
Ordenador Portátil	1100	5	155	93,42
PC impresora	700	5	5	1,92
			TOTAL	95,34 €

8.2.1.2. Material Adquirido

Para estimar el coste de cada pieza fabricada mediante tecnología de impresión en 3D se ha averiguado el precio unitario de una bobina de material polimérico, en este caso 16€ por 1 kg de hilo. Sabiendo, mediante la herramienta de Solidworks® el peso de cada pieza, se calcula el precio total para cada unidad multiplicando el precio del material por la cantidad de material necesario.

Con este método no se tiene en cuenta el material auxiliar que las impresoras suelen utilizar para poder imprimir las piezas, pero puesto que se trata de una aproximación y el precio total de impresión se establece en unos 5€, podemos ignorarlo al igual que el coste por electricidad.

	Precio Unitario (Euros)	Cantidad	Precio (Euros)
Palma Superior	1,81	1	1,81
Falange Distal Índice	0,035	1	0,035
Falange Proximal Índice	0,064	1	0,064
Falange Medial Índice	0,026	1	0,026
Barra Distal Índice	0,0038	1	0,0038
Barra Medial Índice	0,0055	1	0,0055
Barra Proximal Índice	0,0028	1	0,0028
Falange Medial Anular	0,024	1	0,024
Falange Proximal Anular	0,058	1	0,058
Falange Distal Anular	0,034	1	0,034
Barra Distal Anular	0,0035	1	0,0035
Barra Medial Anular	0,0062	1	0,0062
Barra Proximal Anular	0,0025	1	0,0025
Falange Distal Meñique	0,026	1	0,026
Falange Medial Meñique	0,01	1	0,01
Falange Proximal Meñique	0,030	1	0,030
Barra Distal Meñique	0,0022	1	0,0022
Barra Medial Meñique	0,0043	1	0,0043
Barra Proximal Meñique	0,0023	1	0,0023
Falange Distal Pulgar	0,071	1	0,071
Falange Proximal Pulgar	0,065	1	0,065

Metacarpiano Pulgar	0,26	1	0,26
Barra Distal Pulgar	0,0051	1	0,0051
Barra Proximal Pulgar	0,0079	1	0,0079
Resorte 3 Posiciones	0,5	1	0,5
Falange Proximal Medio	0,066	1	0,066
Falange Medial Medio	0,031	1	0,031
Falange Distal Medio	0,037	1	0,037
Barra Medial Medio	0,0066	1	0,0066
Barra Proximal Medio	0,0025	1	0,0025
Barra Distal Medio	0,0039	1	0,0039
Servomotor (Futaba S3156MG)	33,25	5	166,25
Rueda dentada SH 0520	0,6	4	2,4
Barra mecanismo-servo Anular	0,013	1	0,013
Barra mecanismo-servo Meñique	0,0025	1	0,0025
Barra mecanismo-servo Medio	0,0063	1	0,0063
Barra mecanismo-servo Índice	0,0035	1	0,0035
Palma Inferior	1,038	1	1,038
Cremallera ZH 0525	2,4	1	2,4
Anillo de retención DIN 6799 - 1.5	0,01	22	0,22
Perno Unión Barras	0,48	8	3,84
Perno Proximal Índice	0,48	1	0,48
Perno Medial Índice	0,48	1	0,48
Perno Distal Índice	0,48	1	0,48

Perno Distal Medio	0,48	1	0,48
Perno Medial Medio	0,48	1	0,48
Perno Proximal Medio	0,48	1	0,48
Perno Distal Anular	0,48	1	0,48
Perno Medial Anular	0,48	1	0,48
Perno Proximal Anular	0,48	1	0,48
Perno Distal Meñique	0,48	1	0,48
Perno Medial Meñique	0,48	1	0,48
Perno Proximal Meñique	0,48	1	0,48
Perno Distal Pulgar	0,48	1	0,48
Perno Metacarpiano	0,48	1	0,48
Perno Proximal Pulgar	0,48	1	0,48
Arandela de retención DIN 6799 - 3.2	0,01	1	0,01
Tornillo de fijación ISO 4766 - M1.6 x 3	0,08	8	0,64
Tornillo cabeza chata ranurada ISO 1207 - M2.5 x 6	0,08	20	1,6
Acople servomotor	1,2	1	1,2
Tornillo de fijación ISO 4766 - M2.5 x 5	0,08	3	0,24
Tornillo cabeza cilíndrica ranurada ISO 1580 - M2.5 x 10	0,08	6	0,48
Tornillo cabeza cilíndrica ranurada ISO 1580 - M2.5 x 6	0,08	4	0,32
TOTAL			191,08 €

8.2.2. Coste del Personal

	Tiempo (Horas)	Precio (Euros/Hora)	Importe (Euros)
Ingeniero de Diseño	400	22	8800
Ingeniero Mecánico	200	22	4400
		TOTAL	13200 €

8.2.3. Coste del Software

	Precio Licencia (Euros/año)	Periodo de utilización (Días)	Importe (Euros)
Pack Ms Office (Excel®, Word®)	149	150	61,23
SolidWorks®	3205,70	120	1053,92
Working Model®	1195	20	65,47
Autocad®	1175	9	28,97
		TOTAL	1209,59 €

8.3. Coste de Ejecución Material (PEM)

Teniendo en cuenta los costes de cada uno de los apartados anteriores, se obtiene el presupuesto de ejecución material del proyecto.

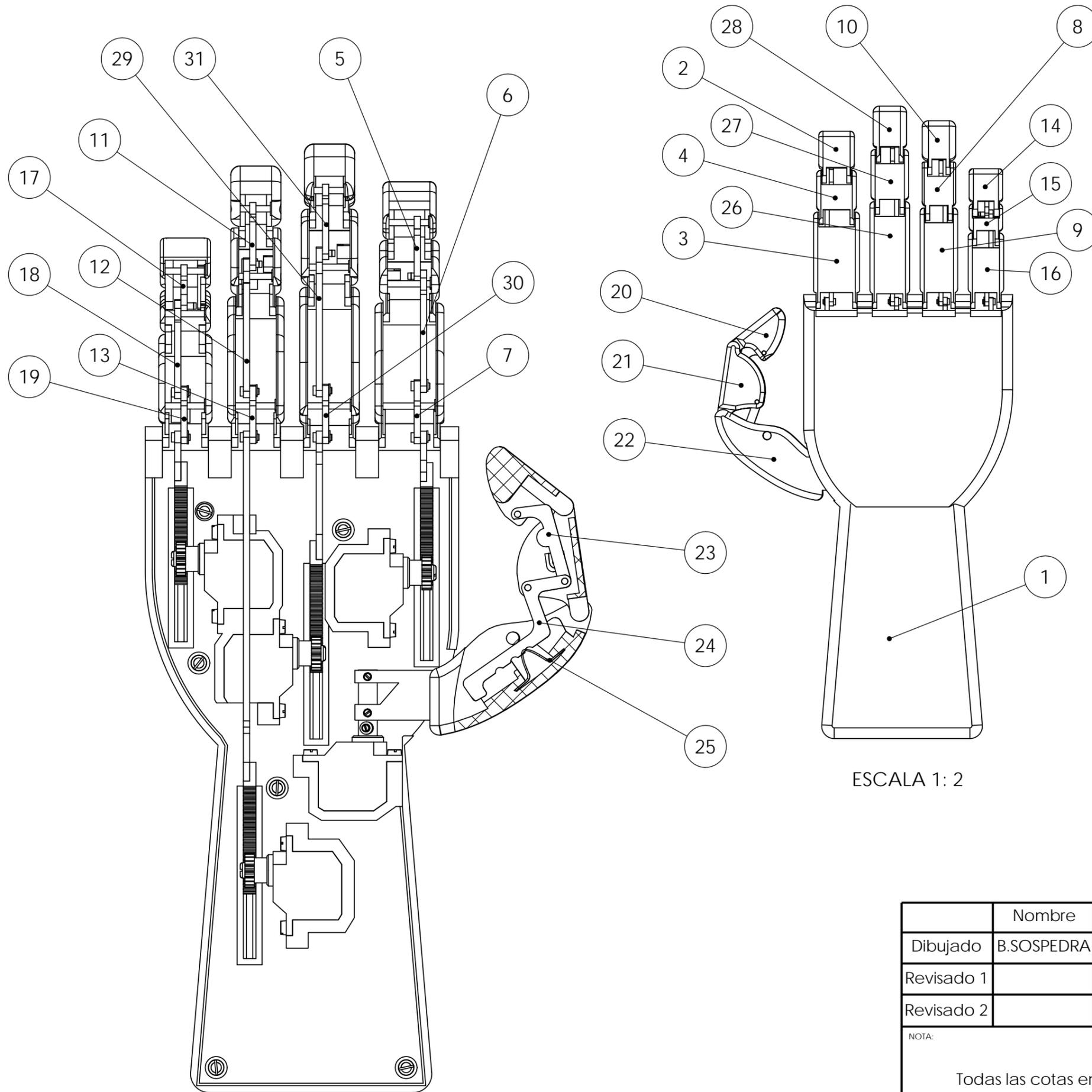
Concepto	Importe (Euros)
Amortización Material Disponible	95,34
Material Adquirido	191,08
Personal	13200
Licencia de Software	1209,59
TOTAL	14696,01 €

8.4. Coste de Ejecución por Contrata (PEC)

Añadiendo al coste del apartado anterior el tanto por ciento en concepto de Gastos Generales y Beneficio Industrial, se obtiene el presupuesto de ejecución por contrata.

		Euros
Presupuesto de ejecución material (PEM)		14696,01
20% Gastos Generales y Cargas Fiscales		2939,20
	SUMA	17635,21
6% Beneficio		1058,11
	TOTAL	18693,32
	21% IVA	3925,59
	TOTAL (IVA inc.)	22618,91 €

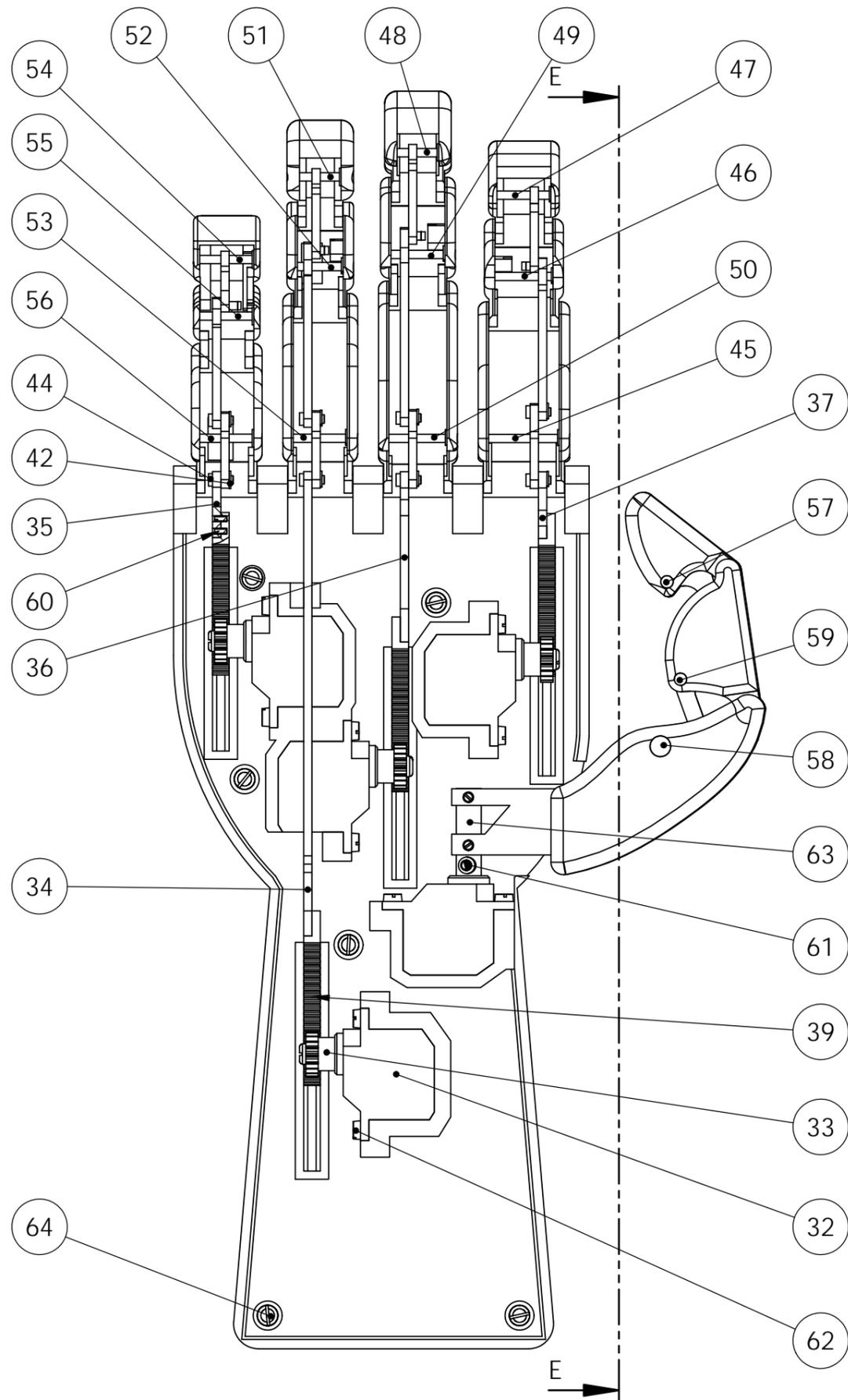
9. PLANOS



ESCALA 1: 2

N.º DE ELEMENTO	N.º DE PIEZA	CANTIDAD
1	Palma Superior	1
2	Falange Distal Indice	1
3	Falange Proximal Indice	1
4	Falange Medial Indice	1
5	Barra Distal Indice	1
6	Barra Medial Indice	1
7	Barra Proximal Indice	1
8	Falange Medial Anular	1
9	Falange Proximal Anular	1
10	Falange Distal Anular	1
11	Barra Distal Anular	1
12	Barra Medial Anular	1
13	Barra Proximal Anular	1
14	Falange Distal Meñique	1
15	Falange Medial Meñique	1
16	Falange Proximal Meñique	1
17	Barra Distal Meñique	1
18	Barra Medial Meñique	1
19	Barra Proximal Meñique	1
20	Falange Distal Pulgar	1
21	Falange Proximal Pulgar	1
22	Metacarpiano Pulgar	1
23	Barra Distal Pulgar	1
24	Barra Proximal Pulgar	1
25	Resorte 3 Posiciones	1
26	Falange Proximal Medio	1
27	Falange Medial Medio	1
28	Falange Distal Medio	1
29	Barra Medial Medio	1
30	Barra Proximal Medio	1
31	Barra Distal Medio	1

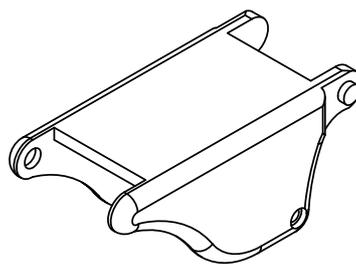
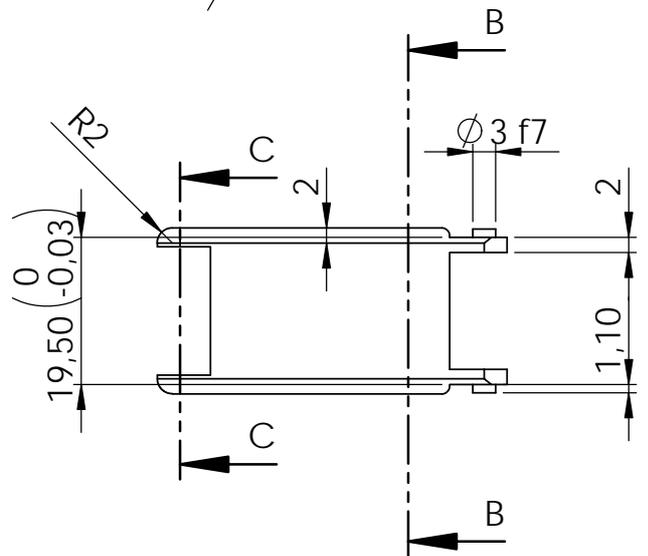
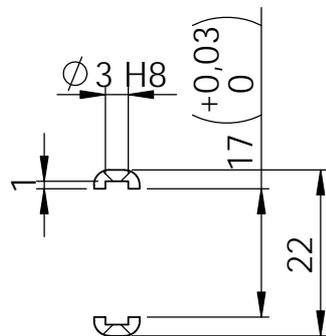
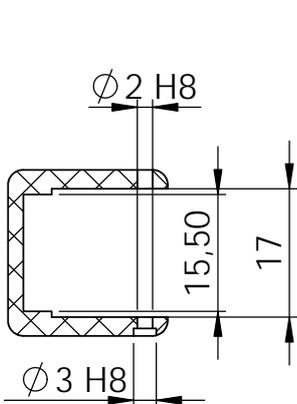
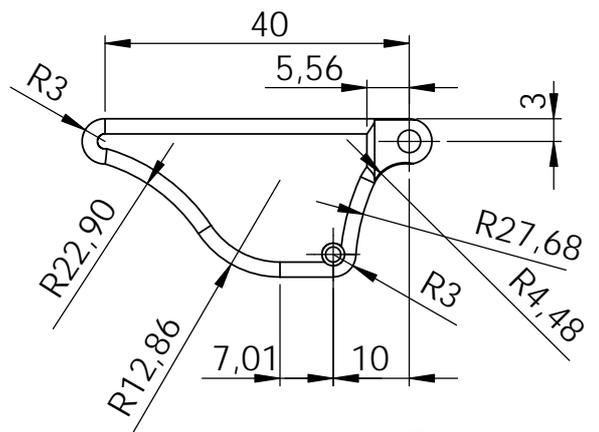
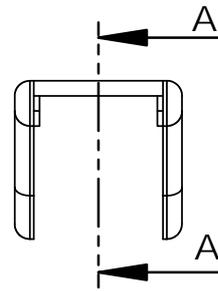
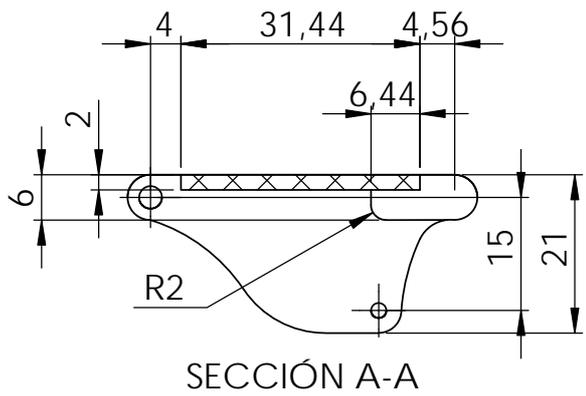
	Nombre	Fecha	UNIVERSIDAD JAIME I	
Dibujado	B.SOSPEDRA	25/01/2015		
Revisado 1				
Revisado 2			MANO ANTROPÓMORFICA INFRACTUADA	
NOTA: Todas las cotas en mm				
			ESCALA:1:5	PLANO 1 DE 1



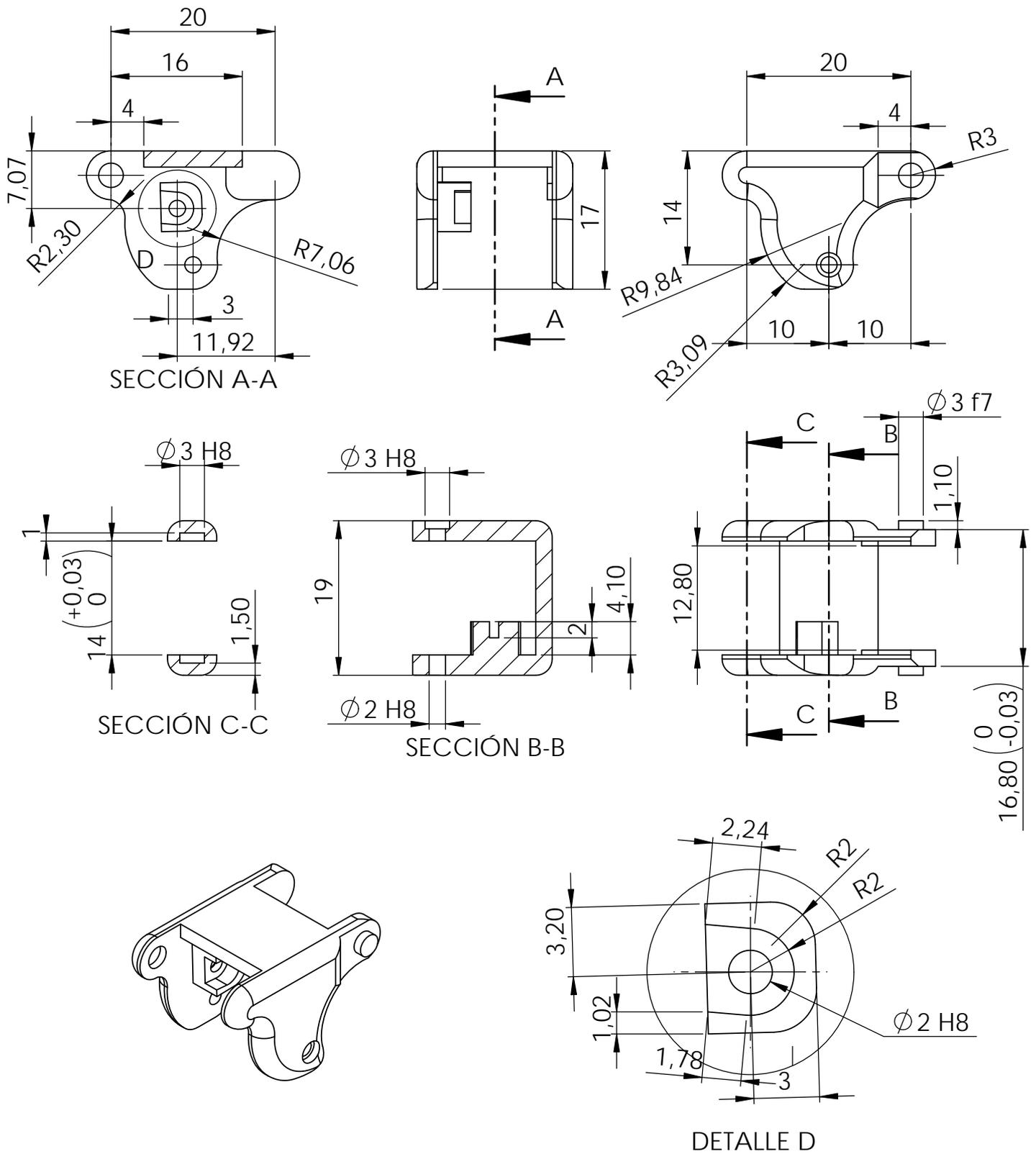
SECCIÓN E-E
ESCALA 3 : 4

N.º DE ELEMENTO	N.º DE PIEZA	CANTIDAD
32	Servomotor (Futaba S3156MG)	5
33	Piñón SH 0520	4
34	Barra mecanismo-servo Anular	1
35	Barra mecanismo-servo Meñique	1
36	Barra mecanismo-servo Medio	1
37	Barra mecanismo-servo Indice	1
38	Palma Inferior	1
39	Cremallera ZH 0525	4
42	Anillo DIN 6799 - 1.5	22
43	Anillo DIN 6799 - 3.2	1
44	Perno Unión Barras	8
45	Perno Proximal Indice	1
46	Perno Medial Indice	1
47	Perno Distal Indice	1
48	Perno Distal Medio	1
49	Perno Medial Medio	1
50	Perno Proximal Medio	1
51	Perno Distal Anular	1
52	Perno Medial Anular	1
53	Perno Proximal Anular	1
54	Perno Distal Meñique	1
55	Perno Medial Meñique	1
56	Perno Proximal Meñique	1
57	Perno Distal Pulgar	1
58	Perno Metacarpiano	1
59	Perno Proximal Pulgar	1
60	Tornillo de fijación ISO 4766 - M1.6 x 3	8
61	Tornillo de fijación ISO 4766 - M2.5 x 5	3
62	Tornillo ISO 1207 - M2.5 x 6	20
63	Acople servomotor	1
64	Tornillo ISO 1580 - M2.5 x 10	6
65	Tornillo ISO 1580 - M2.5 x 6	4

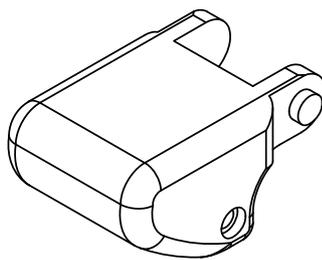
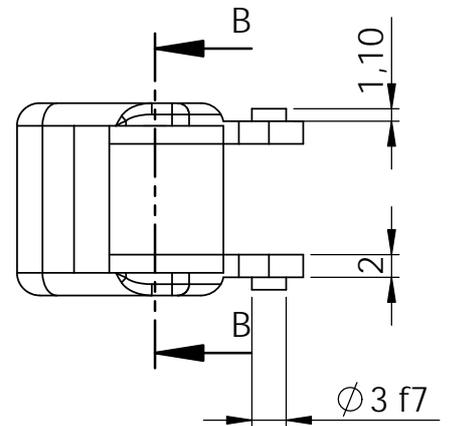
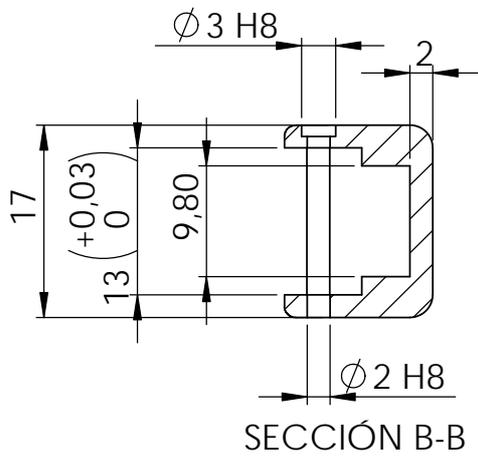
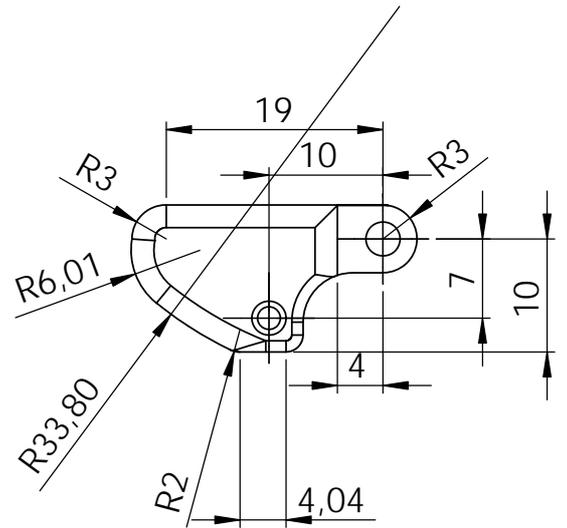
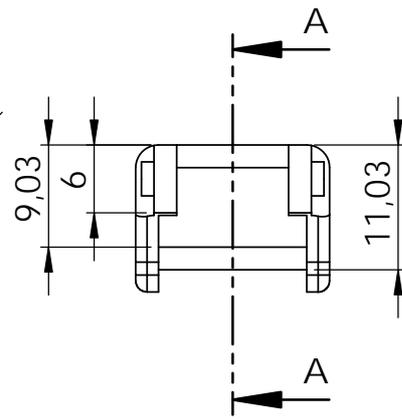
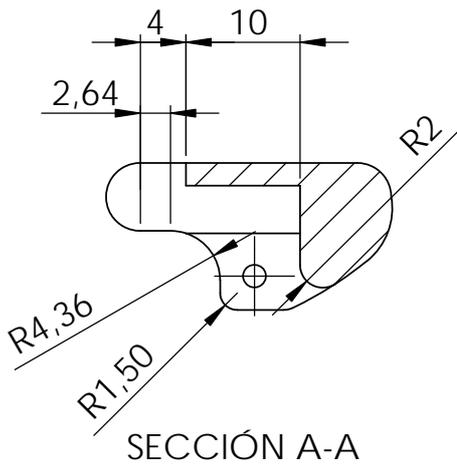
	Nombre	Fecha	UNIVERSIDAD JAIME I		
Dibujado	B.SOSPEDRA	25/01/2015			
Revisado 1			MANO ANTROPÓMORFICA INFRACTUADA		
Revisado 2					
NOTA:	Todas las cotas en mm		N.º DE DIBUJO	Ensamblaje Mano 2	A3
ESCALA:1:5			PLANO 1 DE 1		



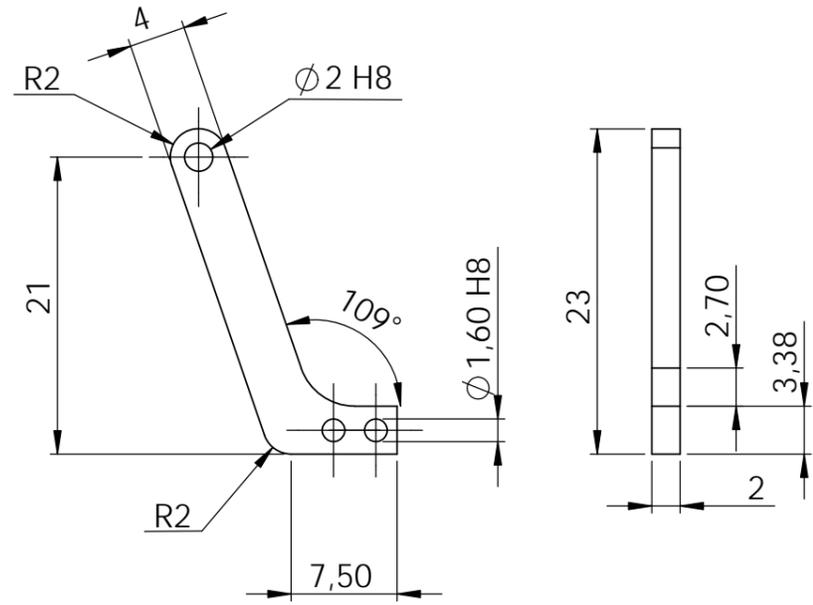
	Nombre	Fecha	UNIVERSIDAD JAIME I	
Dibujado	B.SOSPEDRA	17/12/2014		
Revisado 1	J.ANDRÉS	24/01/2015		
Revisado 2			MANO ANTROPÓMORFICA INFRACTUADA	
NOTA: Todas las cotas en mm Todos los redondeos de cara R2				
			ESCALA:1:1	PLANO 1 DE 1



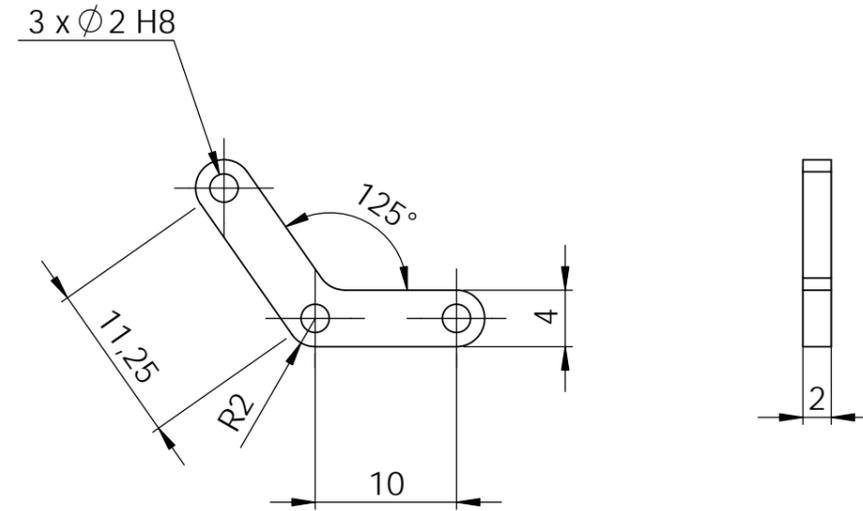
	Nombre	Fecha	UNIVERSIDAD JAIME I	
Dibujado	B.SOSPEDRA	17/12/2014		
Revisado 1	F.ANDRÉS	23/12/2014		
Revisado 2			MANO ANTROPÓMORFICA INFRACTUADA	
NOTA:	Todas las cotas en mm Todos los redondeos de cara R2			
			ESCALA: 3:2	PLANO 1 DE 1
			Falange Medial Indice	



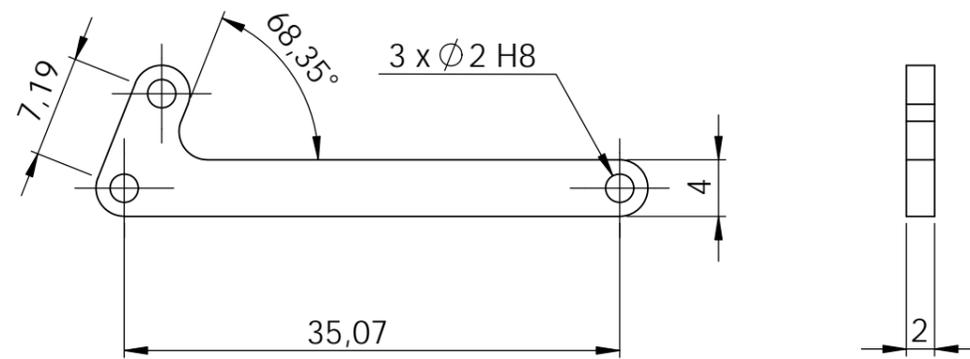
	Nombre	Fecha	UNIVERSIDAD JAIME I MANO ANTROPÓMORFICA INFRACTUADA	
Dibujado	B.SOSPEDRA	17/12/2014		
Revisado 1	F.ANDRÉS	23/12/2014		
Revisado 2				
NOTA: Todas las cotas en mm Todos los redondeos de cara R2			N.º DE DIBUJO Falange Distal Indice	
			A4	
ESCALA: 3:2			PLANO 1 DE 1	



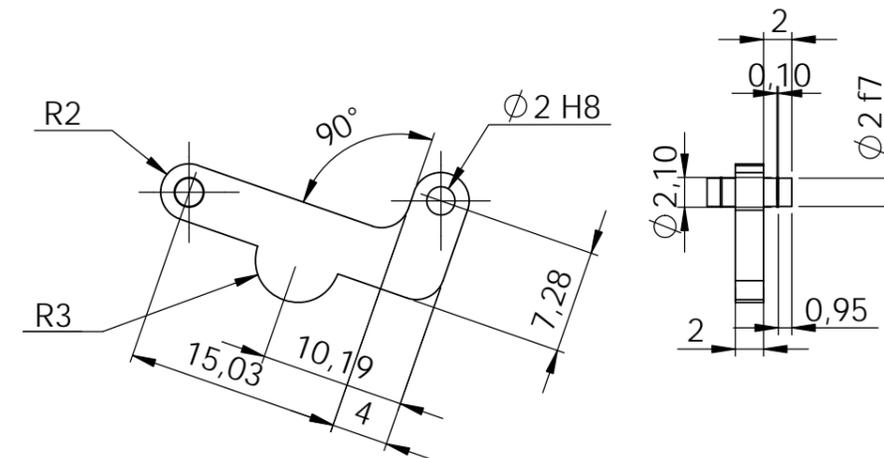
Barra Mecanismo-servo



Barra Proximal

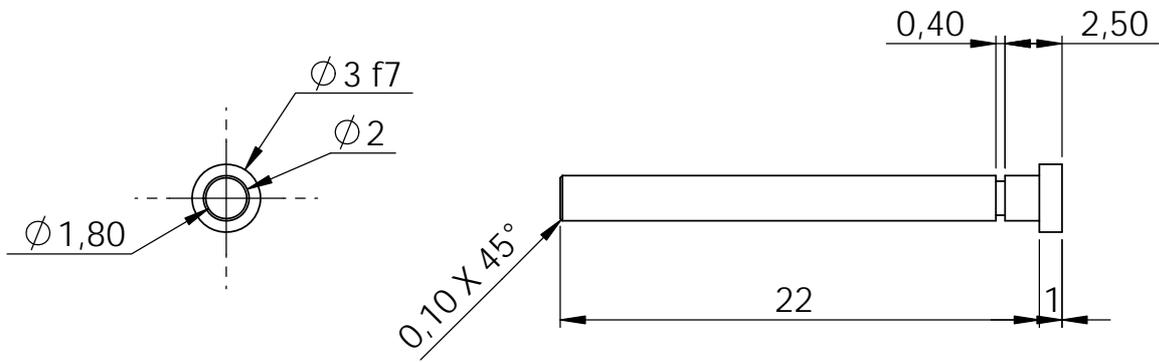


Barra Medial

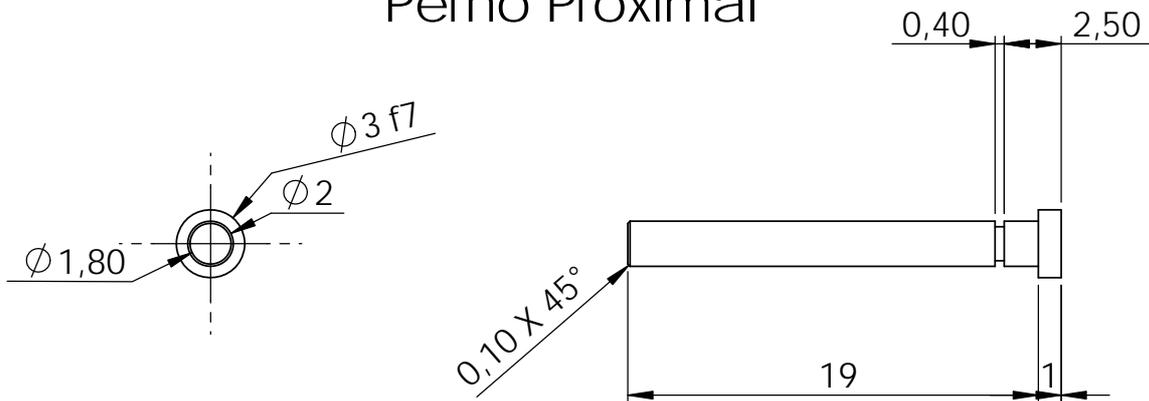


Barra Distal

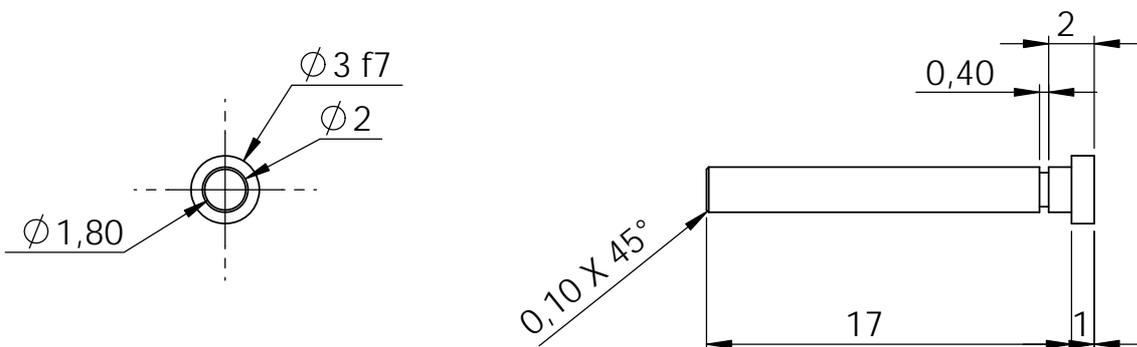
		Nombre	Fecha	UNIVERSIDAD JAIME I	
Dibujado	B.SOSPEDRA	19/12/2014		MANO ANTROPÓMORFICA INFRACTUADA	
Revisado 1	F.ANDRÉS	23/12/2014			
Revisado 2	B.SOSPEDRA	16/01/2015			
NOTA: Todas las cotas en mm			N.º DE DIBUJO Barras Dedo Indice		A3
			ESCALA: 2:1		PLANO 1 DE 1



Perno Proximal

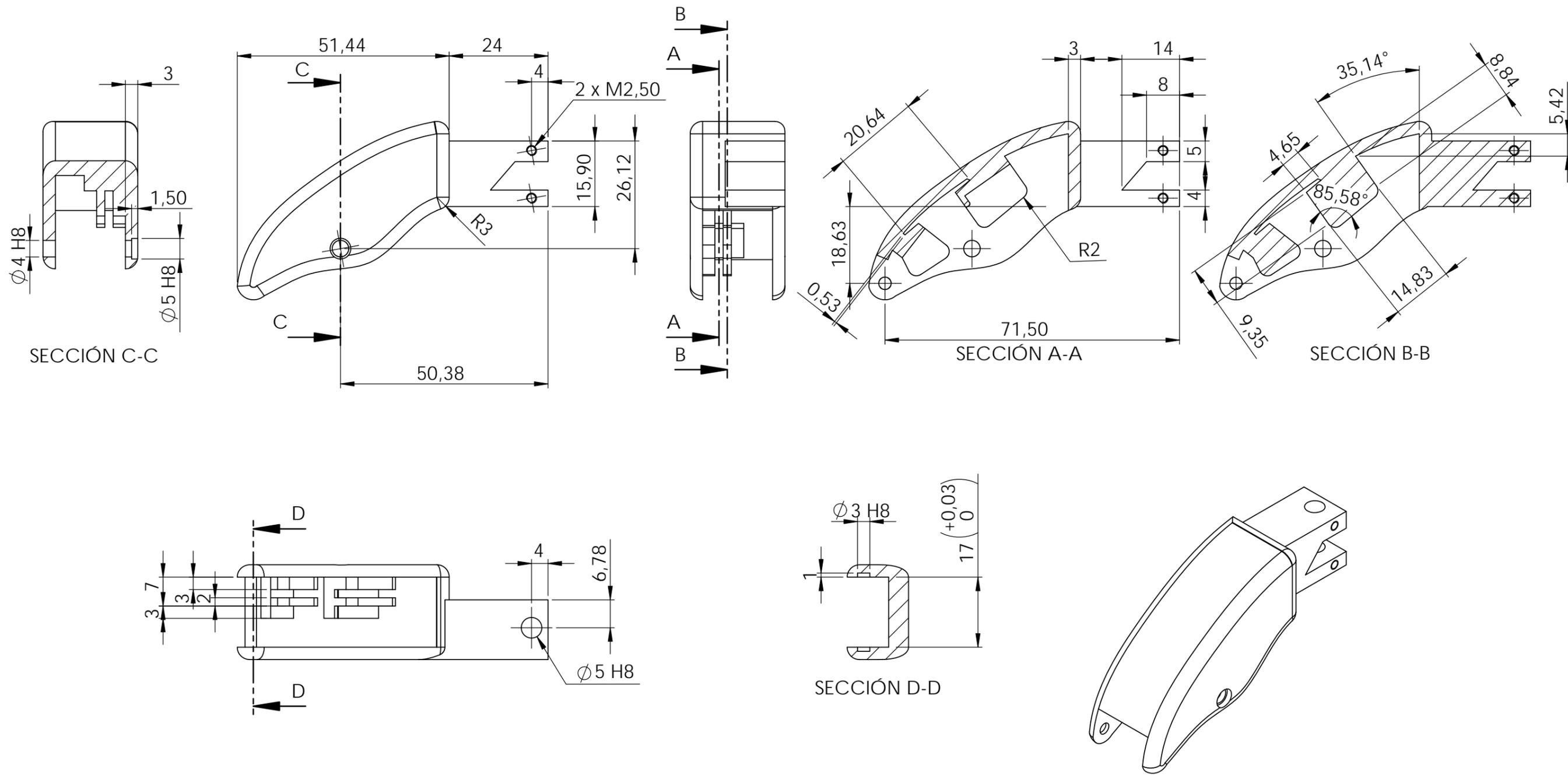


Perno Medial

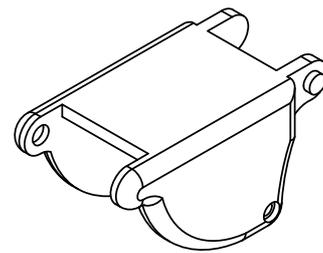
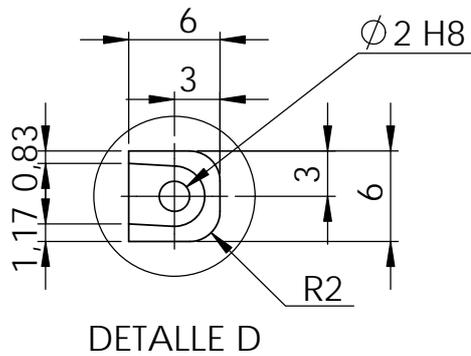
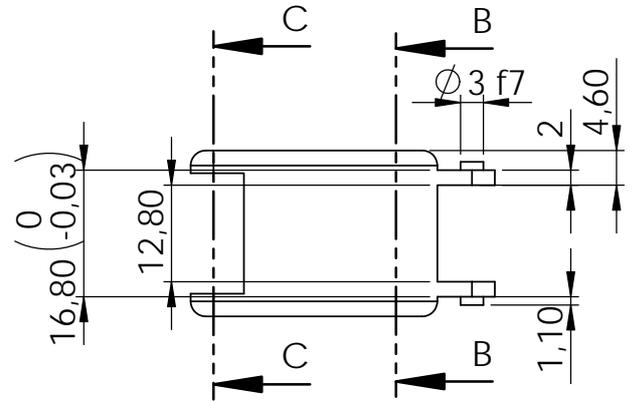
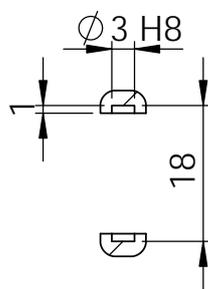
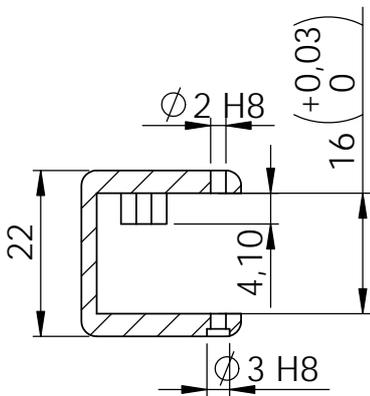
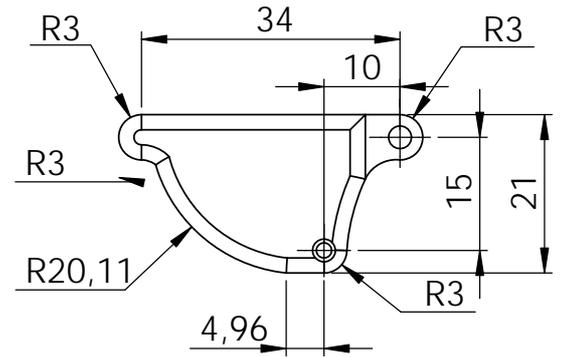
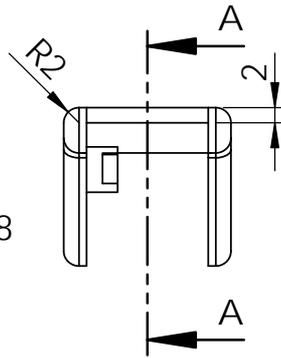
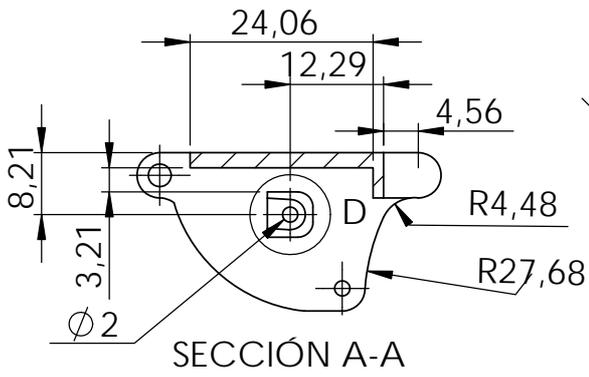


Perno Distal

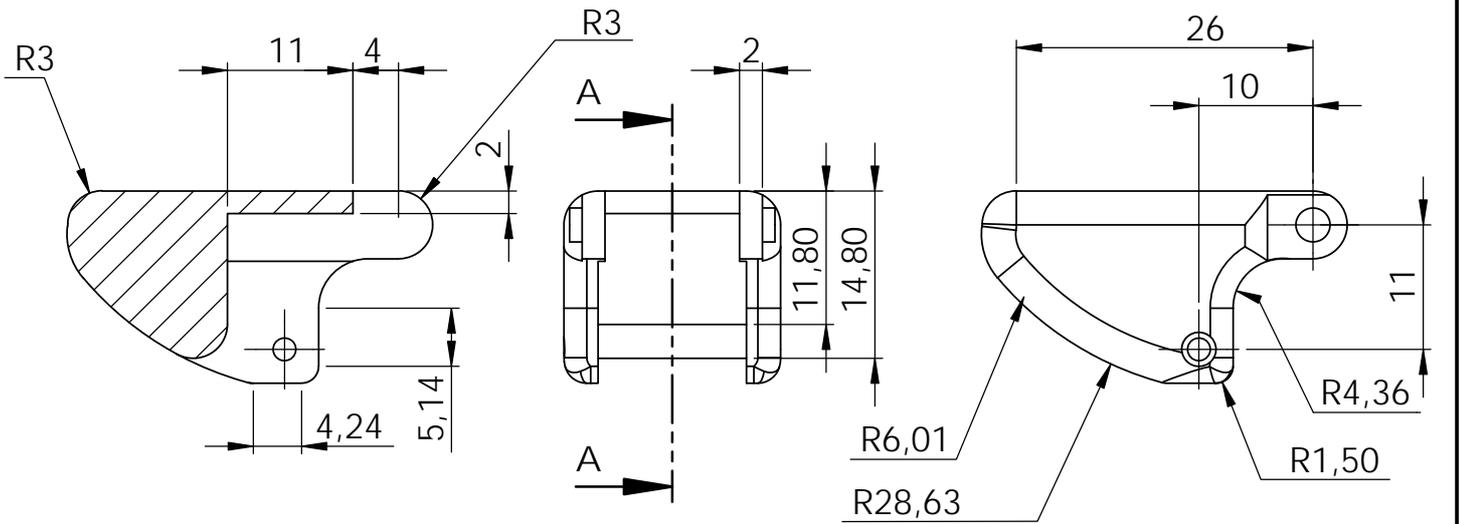
	Nombre	Fecha	UNIVERSIDAD JAIME I	
Dibujado	B.SOSPEDRA	18/12/2014		
Revisado 1			MANO ANTROPÓMORFICA INFRACTUADA	
Revisado 2				
NOTA: Todas las cotas en mm			N.º DE DIBUJO Pernos Dedo Indice	A4
			ESCALA:3:1	PLANO 1 DE 1



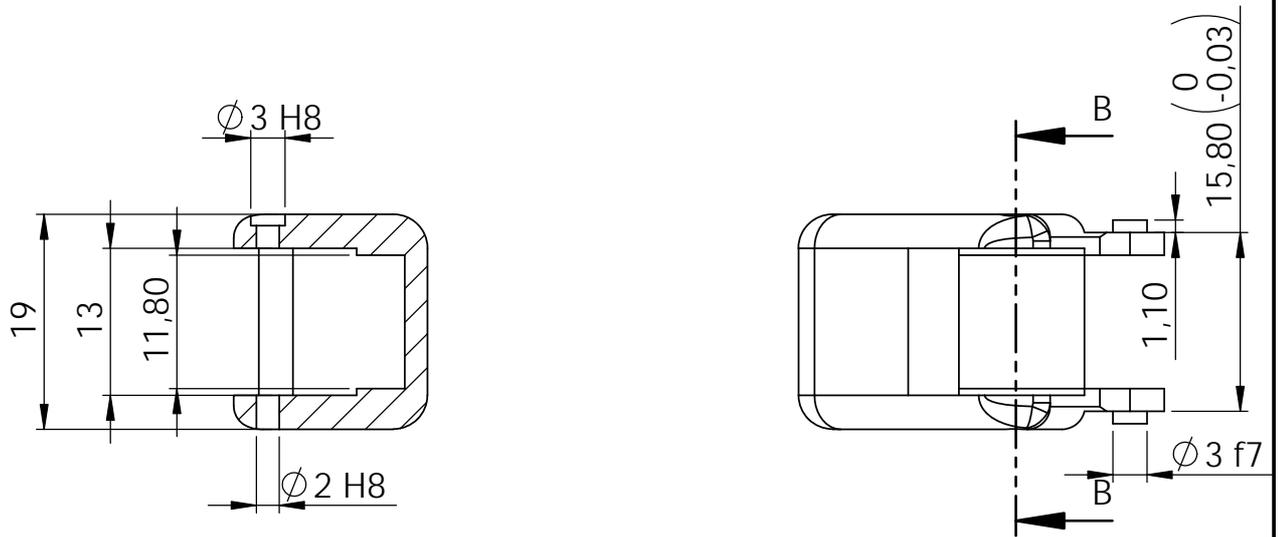
	Nombre	Fecha	UNIVERSIDAD JAIME I	
Dibujado	B.SOSPEDRA	21/12/2014	MANO ANTROPÓMORFICA INFRACTUADA	
Revisado 1				
Revisado 2				
NOTA: Todas las cotas en mm Todos los redondeos de cara R3			N.º DE DIBUJO Metacarpiano Pulgar	A3
ESCALA: 1:1			PLANO 1 DE 1	



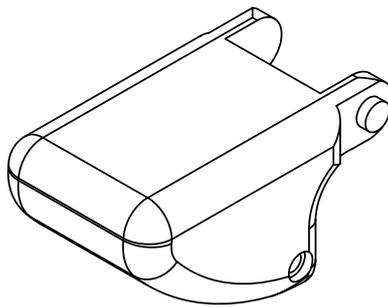
	Nombre	Fecha	UNIVERSIDAD JAIME I		
Dibujado	B.SOSPEDRA	19/12/2014			
Revisado 1			MANO ANTROPÓMORFICA INFRACTUADA		
Revisado 2					
NOTA:	Todas las cotas en mm Todos los redondeos de cara R2		N.º DE DIBUJO	Falange Proximal Pulgar	A4
			ESCALA:1:1		



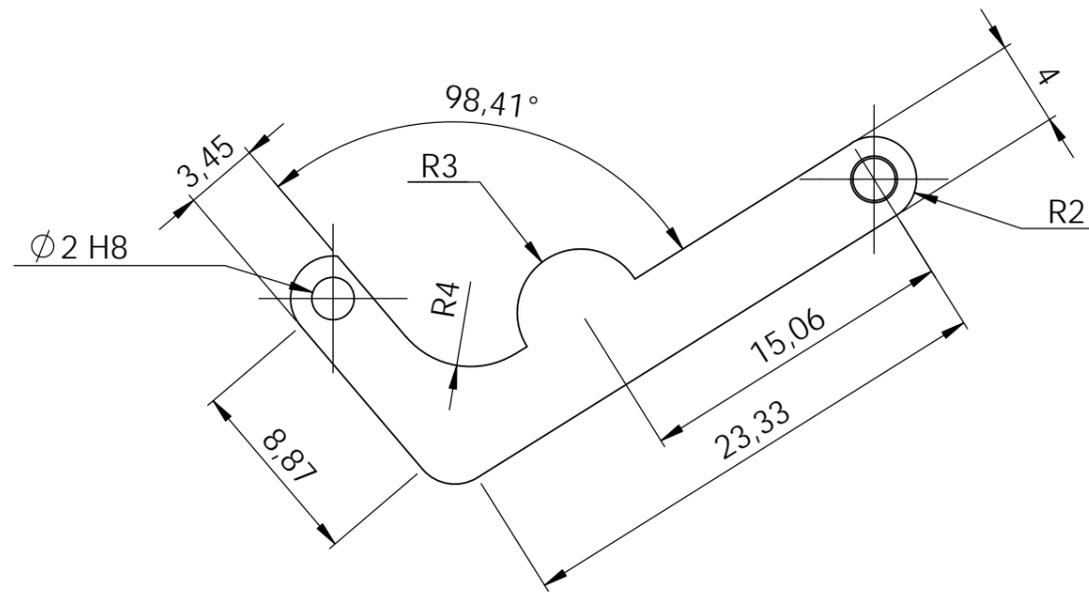
SECCIÓN A-A



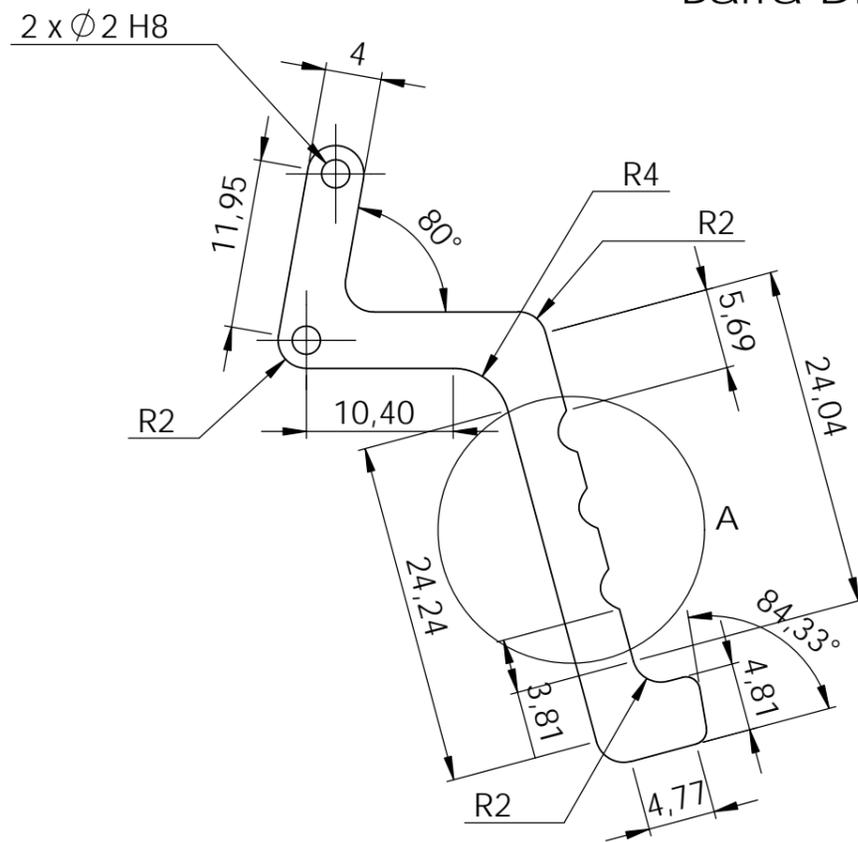
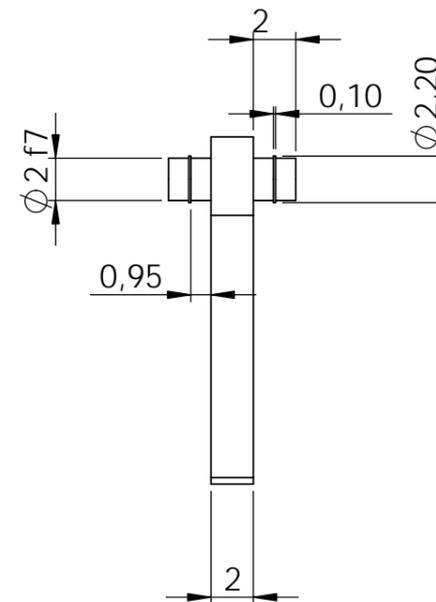
SECCIÓN B-B



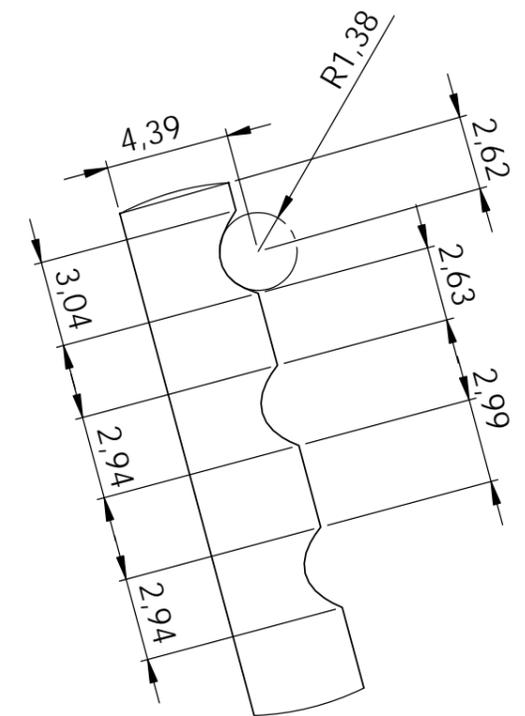
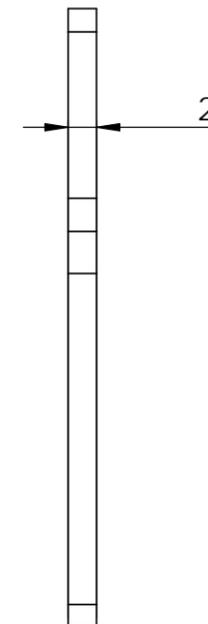
	Nombre	Fecha	UNIVERSIDAD JAIME I		
Dibujado	B.SOSPEDRA	19/12/2014			
Revisado 1			MANO ANTROPÓMORFICA INFRACTUADA		
Revisado 2					
NOTA:	Todas las cotas en mm Todos los redondeos de cara R2		N.º DE DIBUJO	Falange Distal Pulgar	A4
			ESCALA: 3:2		



Barra Distal (ESCALA 3:1)

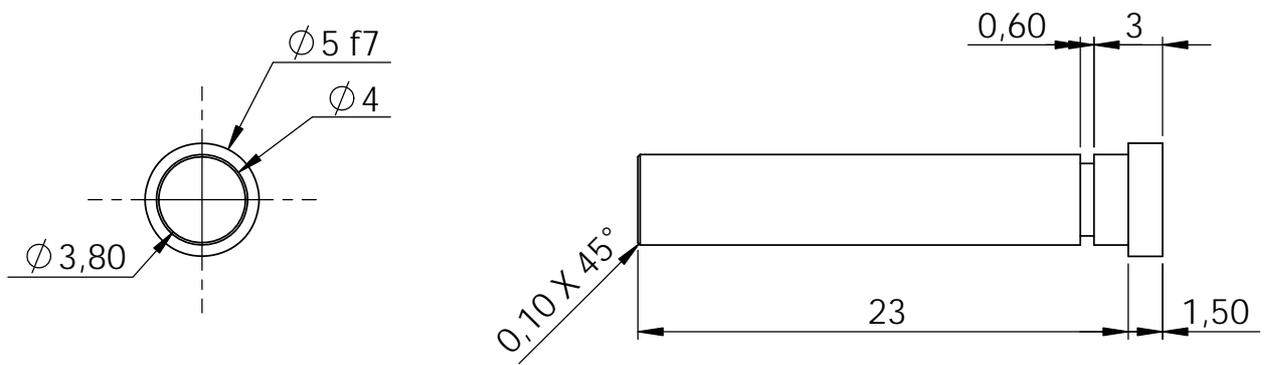


Barra Proximal

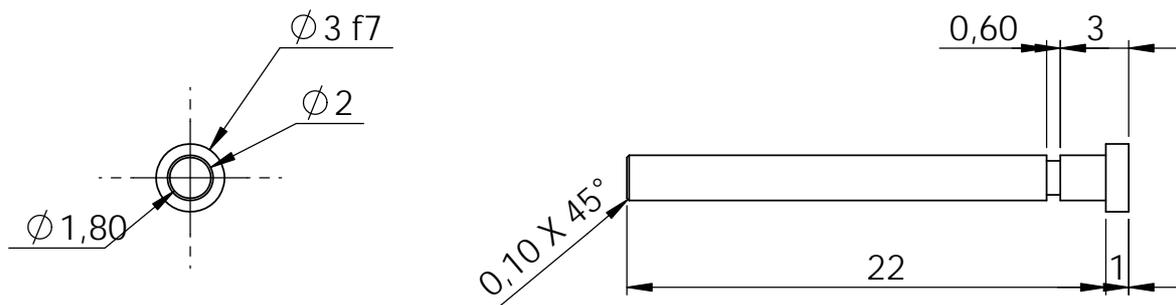


DETALLE A

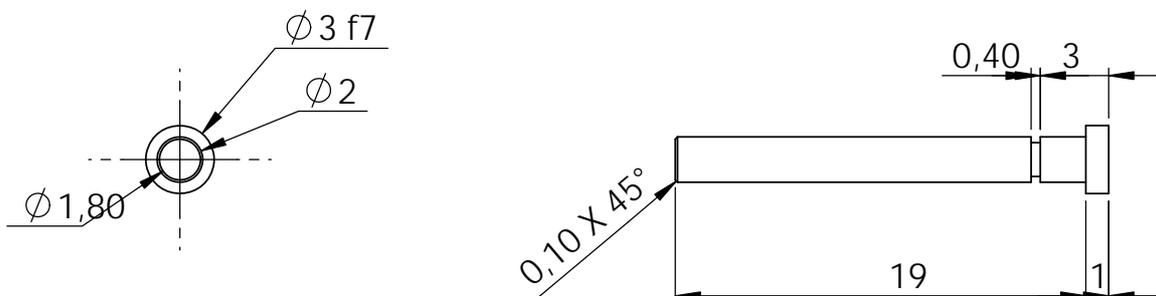
		Nombre	Fecha	UNIVERSIDAD JAIME I	
Dibujado	B.SOSPEDRA	19/12/2014		MANO ANTROPÓMORFICA INFRACTUADA	
Revisado 1	F.ANDRÉS	23/12/2014			
Revisado 2					
NOTA: Todas las cotas en mm			N.º DE DIBUJO Barras Dedo Pulgar		A3
			ESCALA: 2:1		PLANO 1 DE 1



Perno Metacarpiano

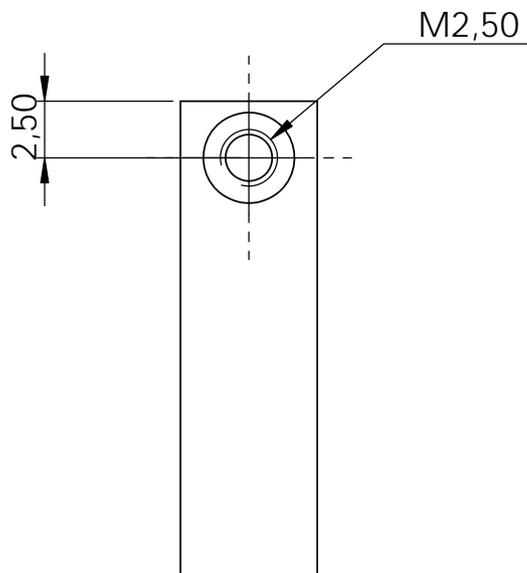
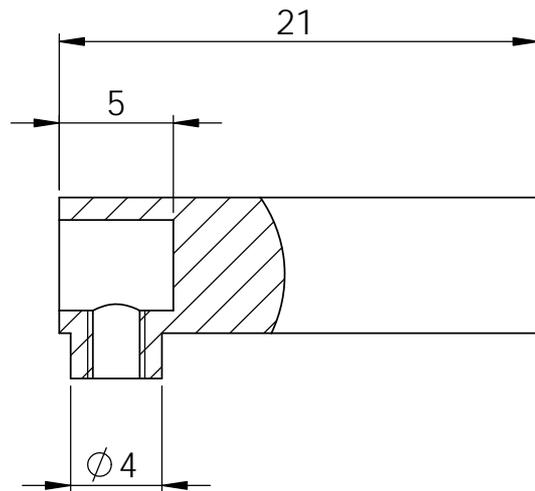
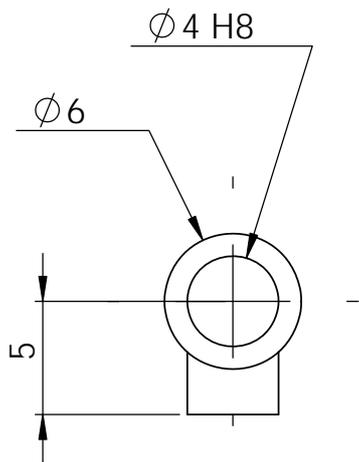


Perno Proximal

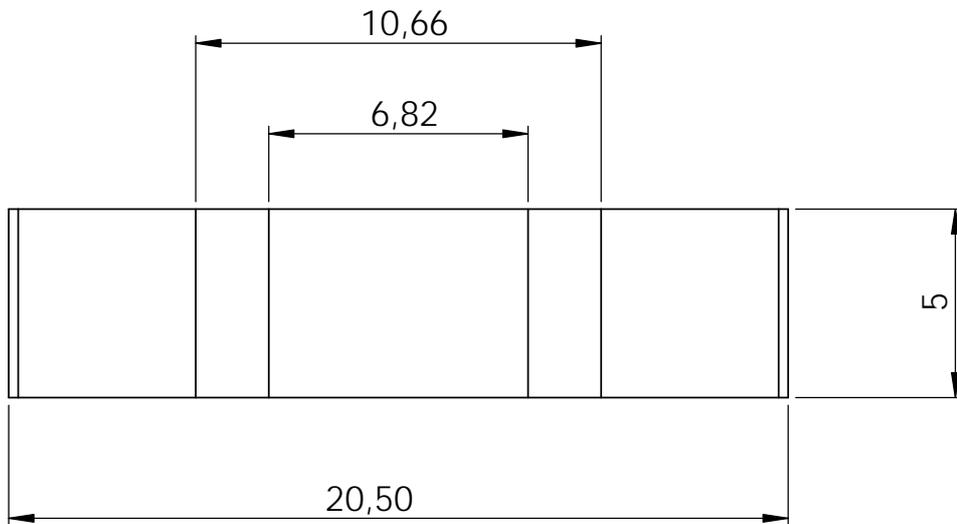
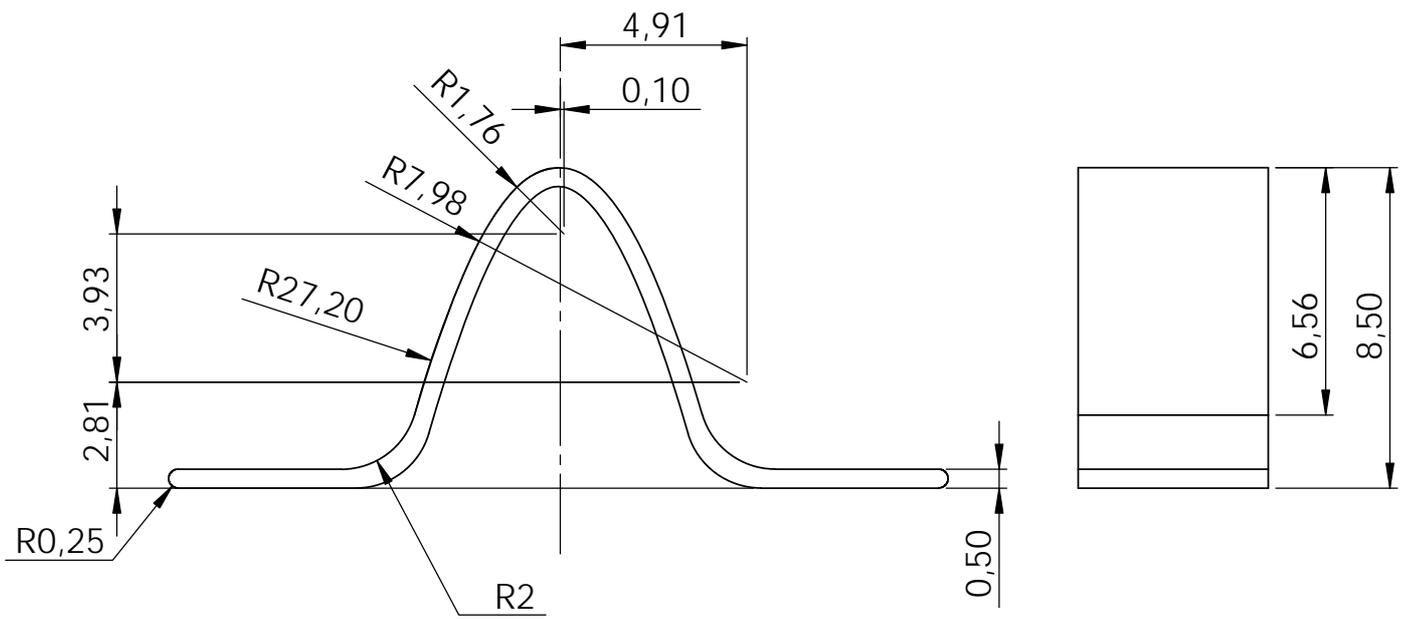


Perno Distal

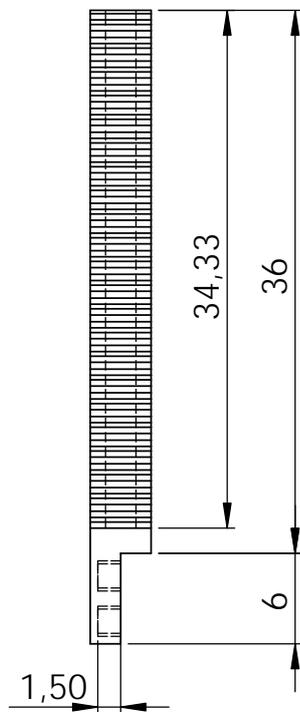
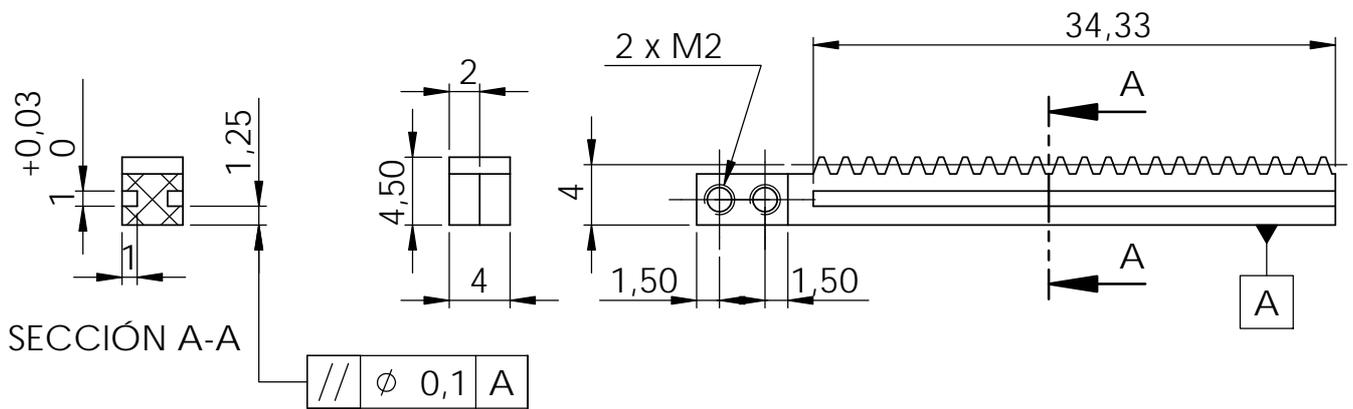
	Nombre	Fecha	UNIVERSIDAD JAIME I	
Dibujado	B.SOSPEDRA	20/12/2014		
Revisado 1			MANO ANTROPÓMORFICA INFRACTUADA	
Revisado 2				
NOTA: Todas las cotas en mm			N.º DE DIBUJO Pernos Dedo Pulgar	A4
			ESCALA: 3:1	PLANO 1 DE 1



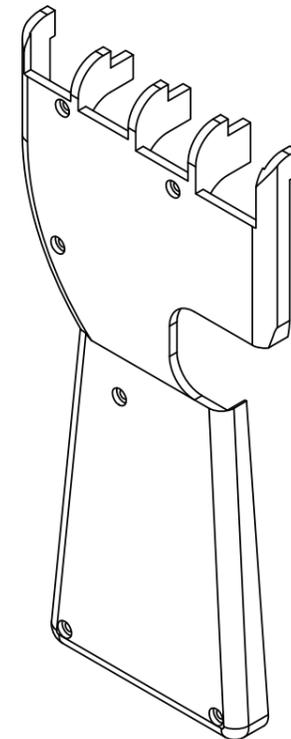
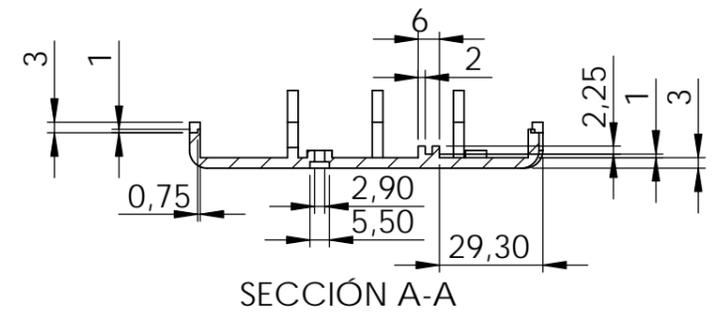
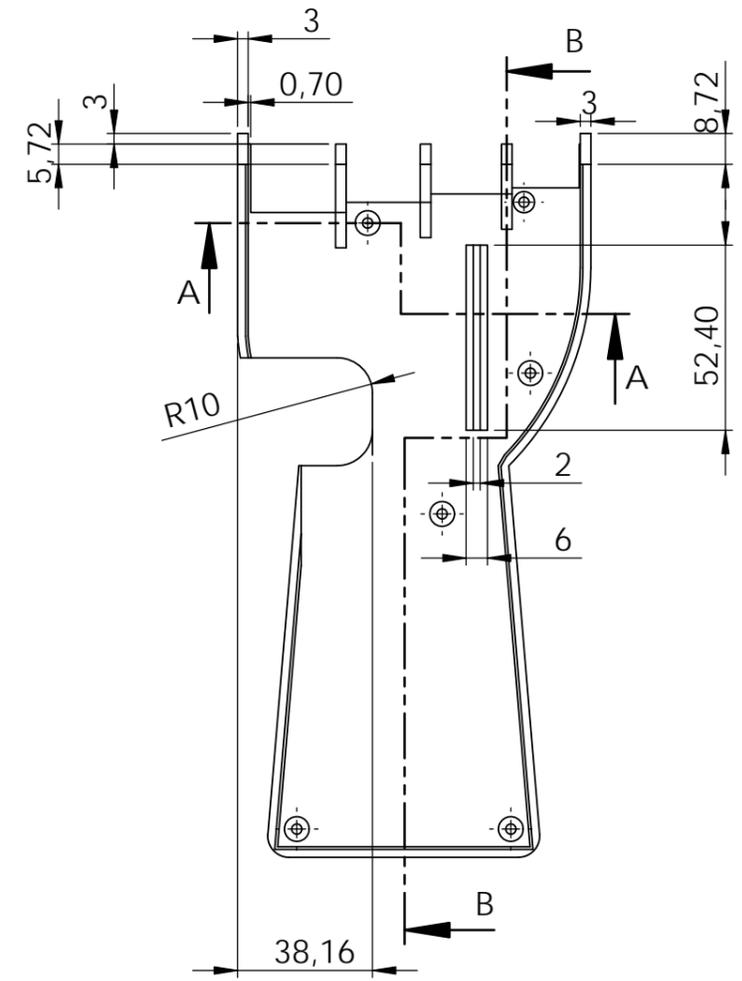
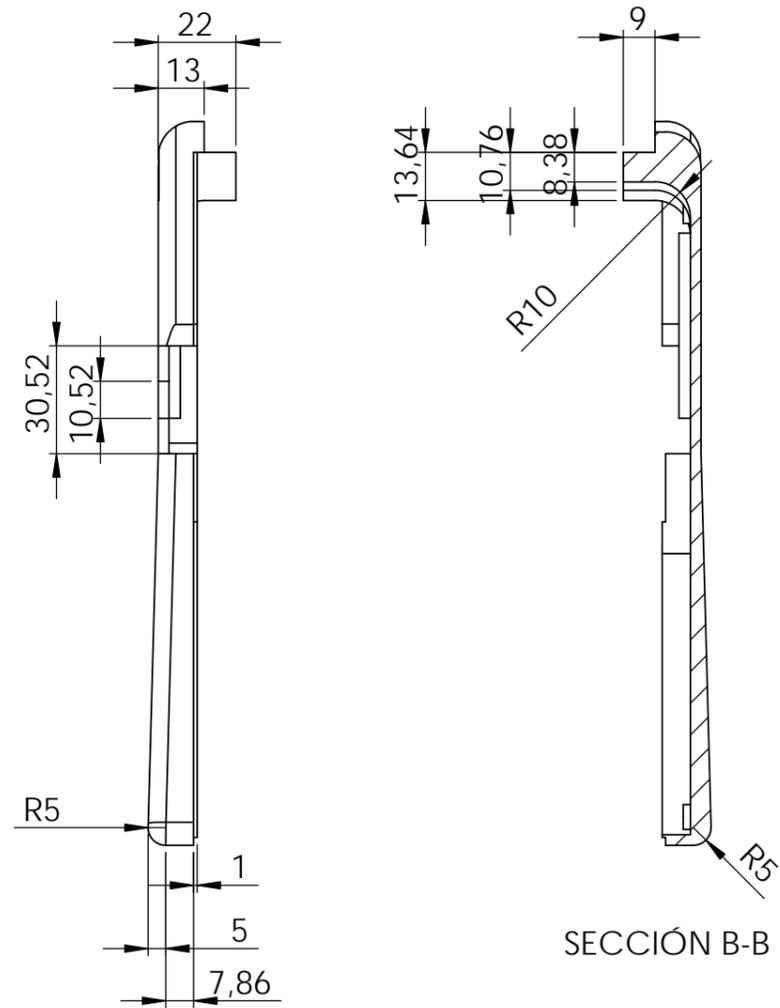
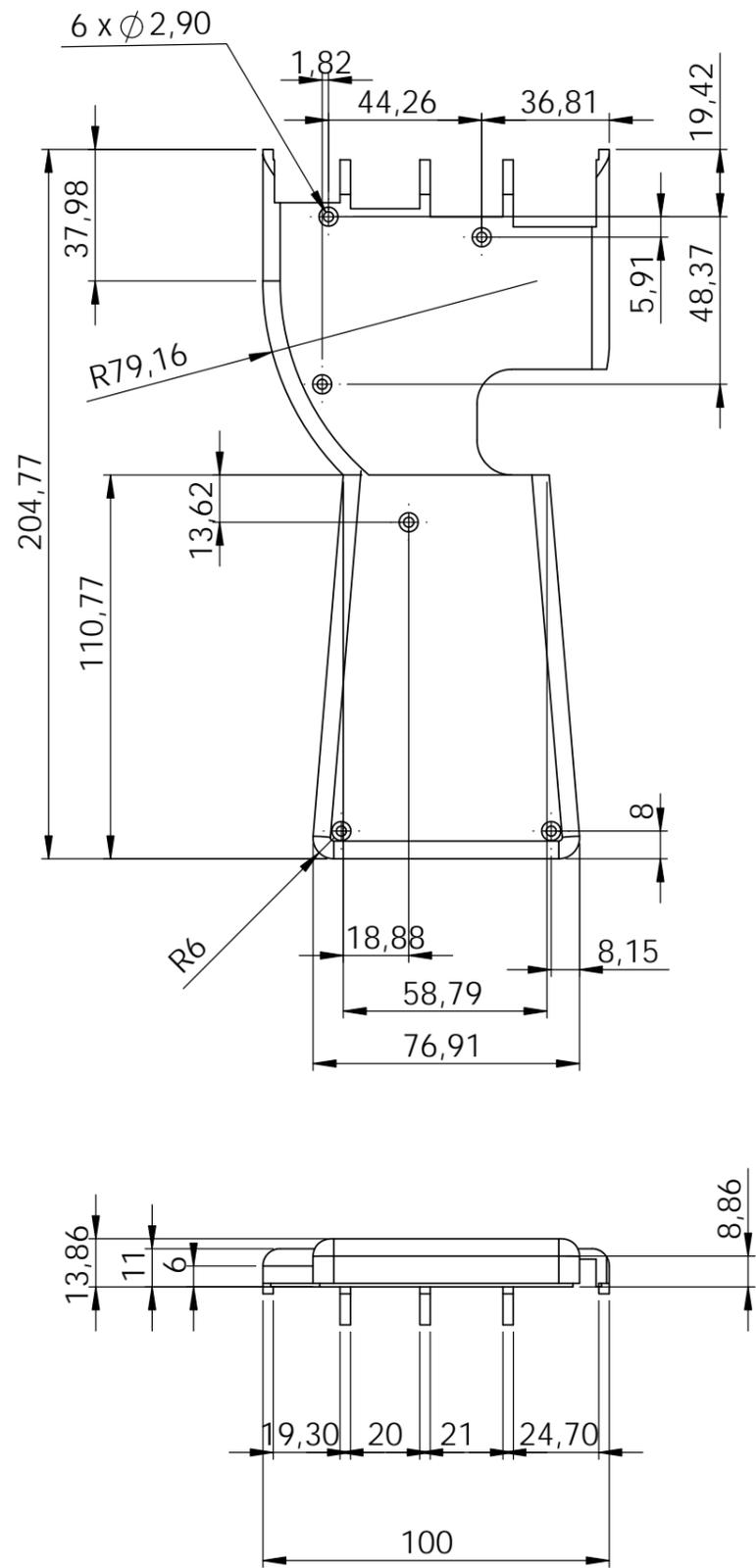
	Nombre	Fecha	UNIVERSIDAD JAIME I	
Dibujado	B.SOSPEDRA	21/12/2014		
Revisado 1				
Revisado 2			MANO ANTROPÓMORFICA INFRACTUADA	
NOTA: Todas las cotas en mm				
			ESCALA: 3:1	PLANO 1 DE 1



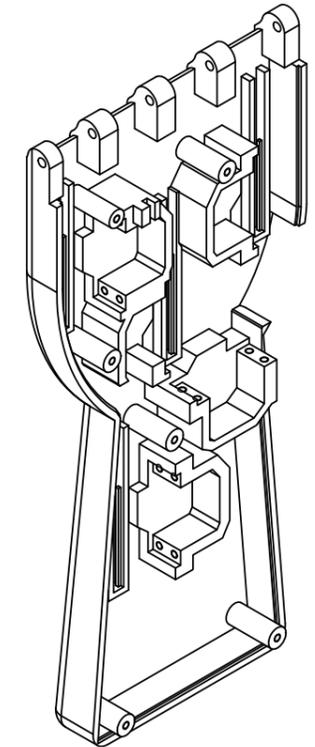
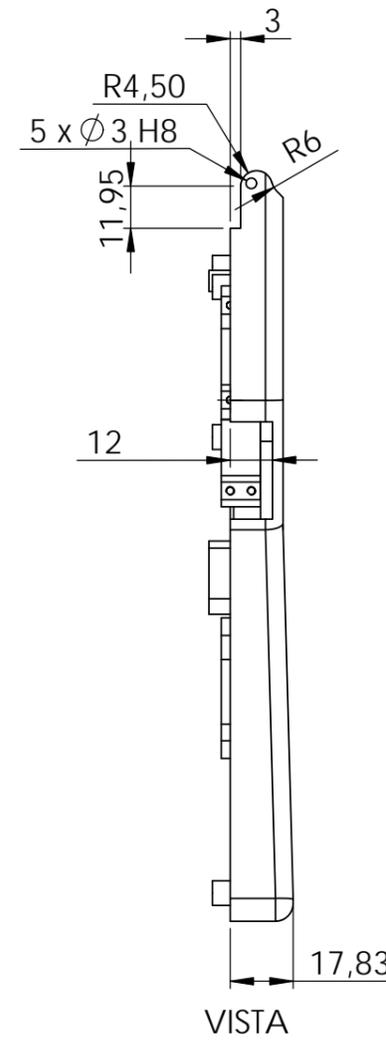
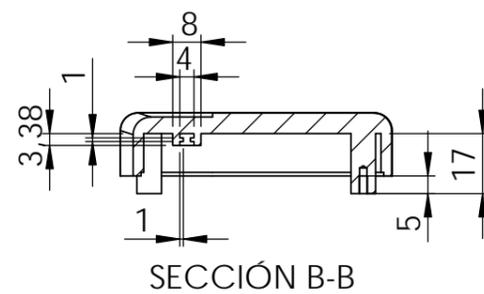
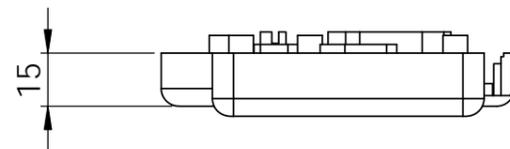
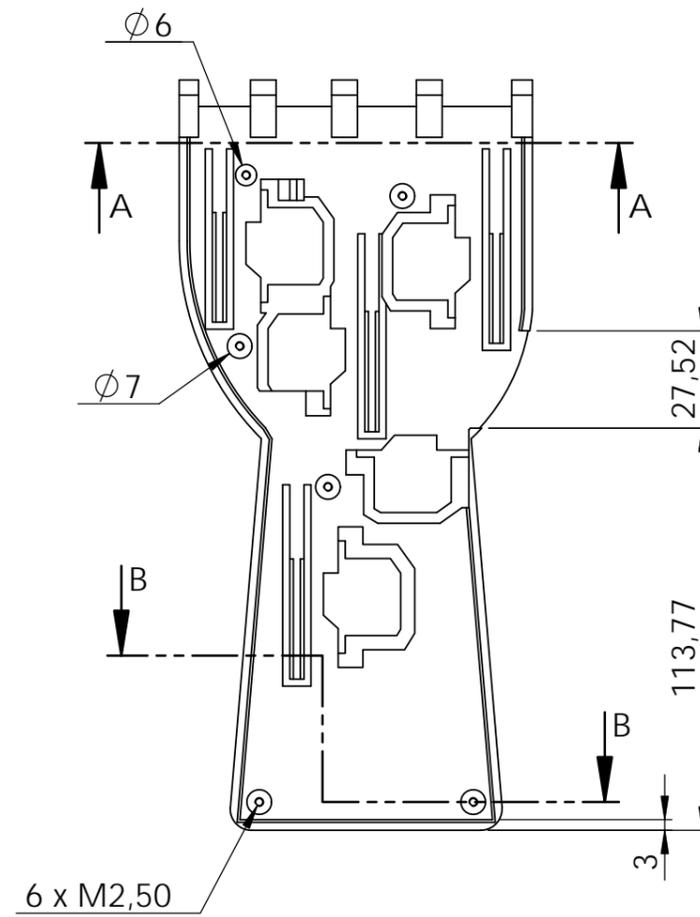
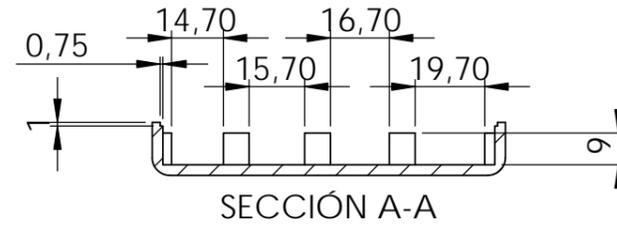
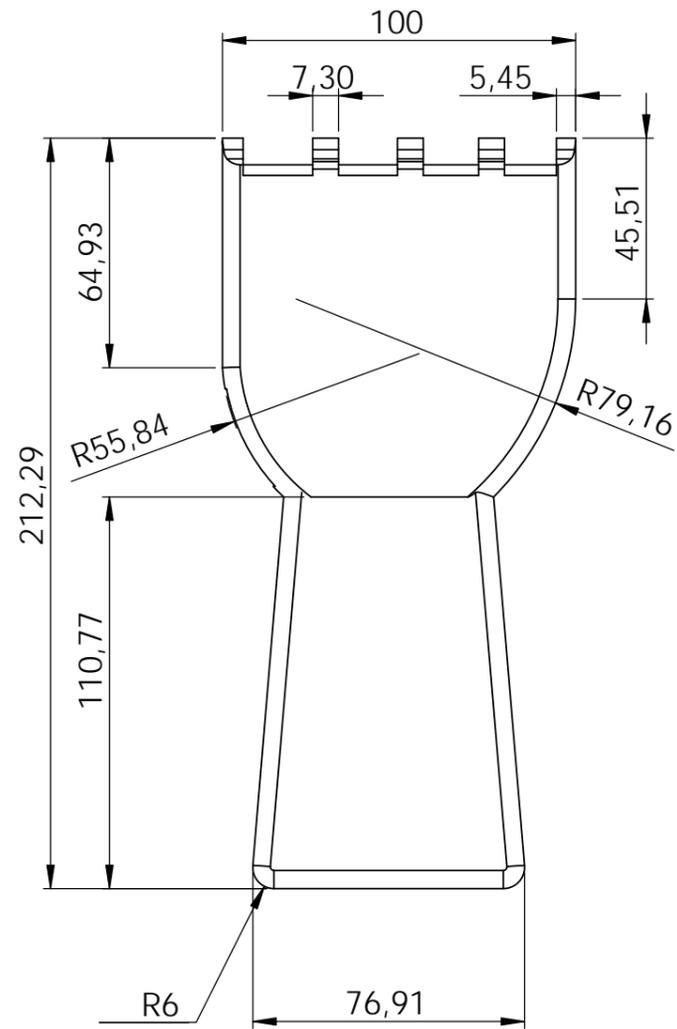
	Nombre	Fecha	UNIVERSIDAD JAIME I	
Dibujado	B.SOSPEDRA	20/12/2014		
Revisado 1			MANO ANTROPÓMORFICA INFRACTUADA	
Revisado 2				
NOTA: Todas las cotas en mm			N.º DE DIBUJO	A4
			Resorte 3 Posiciones	
			ESCALA: 5:1	PLANO 1 DE 1



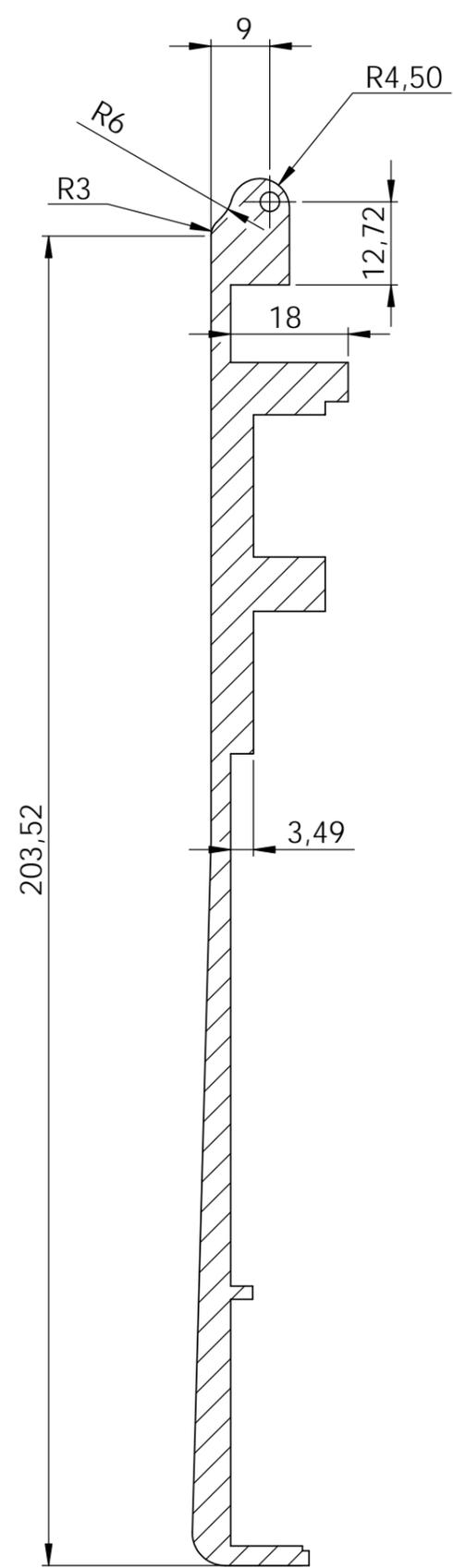
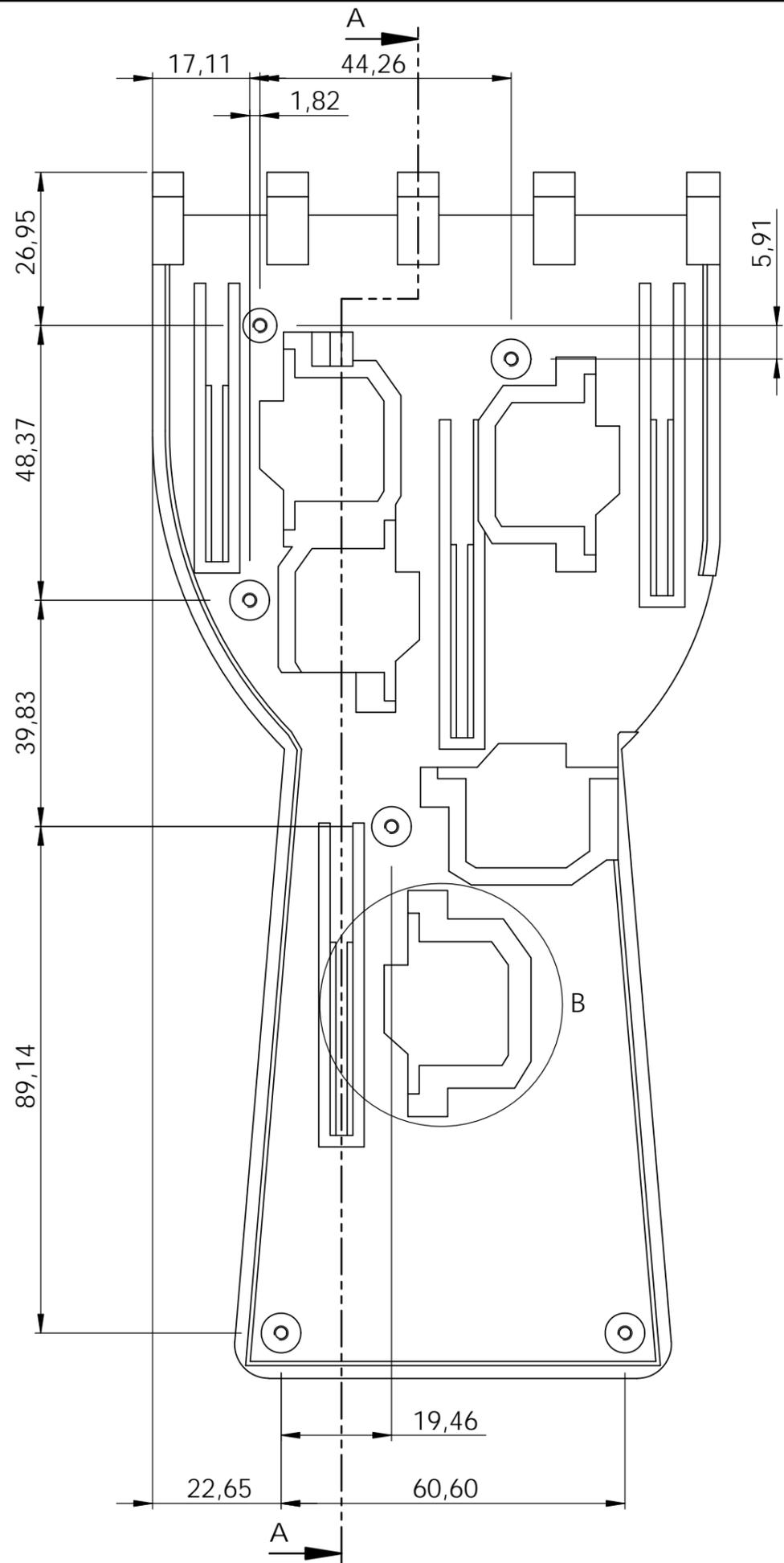
	Nombre	Fecha	UNIVERSIDAD JAIME I			
Dibujado	B.SOSPEDRA	21/12/2014			MANO ANTROPÓMORFICA INFRACUADA	
Revisado 1	J.ANDRÉS	24/01/2015				
Revisado 2						
NOTA: Todas las cotas en mm			N.º DE DIBUJO	Cremallera	A4	
			ESCALA:2:1	PLANO 1 DE 1		



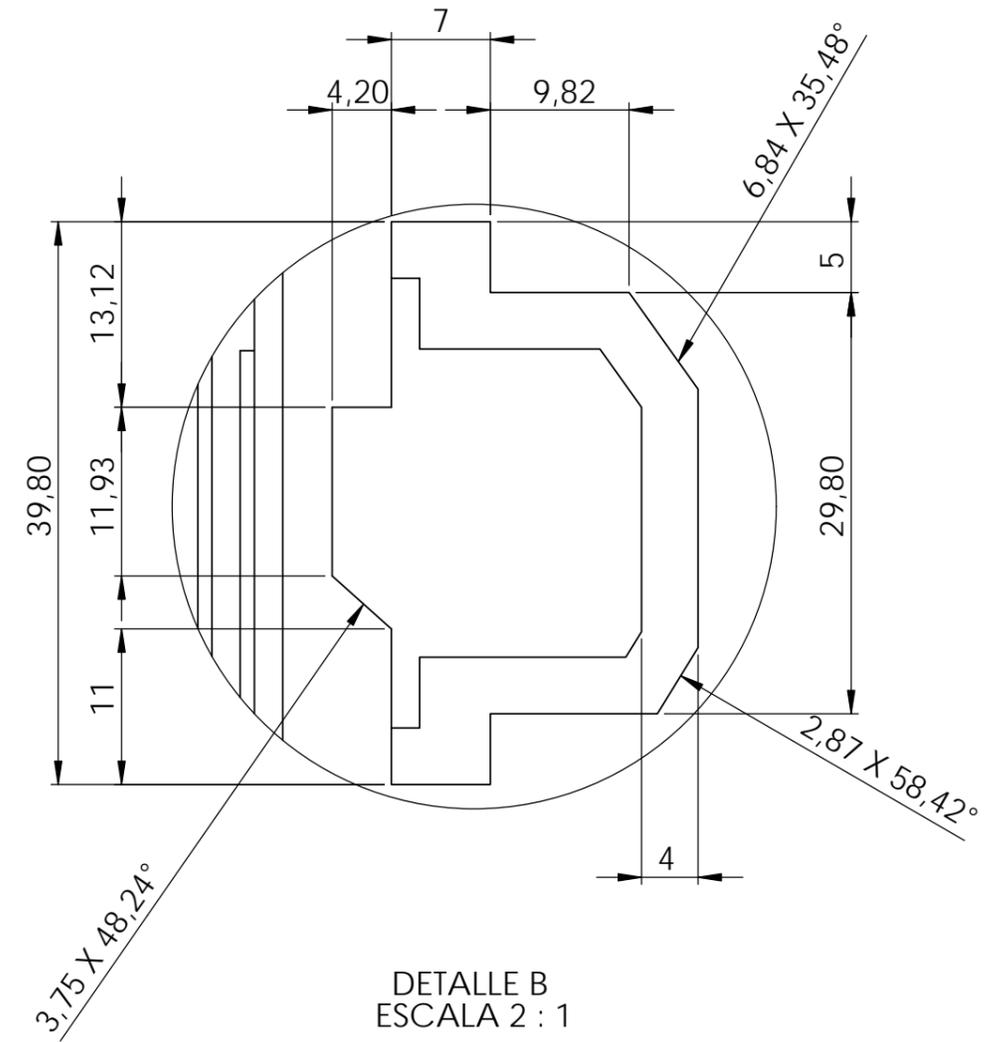
	Nombre	Fecha	UNIVERSIDAD JAIME I	
Dibujado	B.SOSPEDRA	17/12/2014	MANO ANTROPÓMORFICA INFRACTUADA	
Revisado 1				
Revisado 2				
NOTA:	Todas las cotas en mm		N.º DE DIBUJO	Palma Inferior
			ESCALA:1:2	PLANO 1 DE 1
				A3



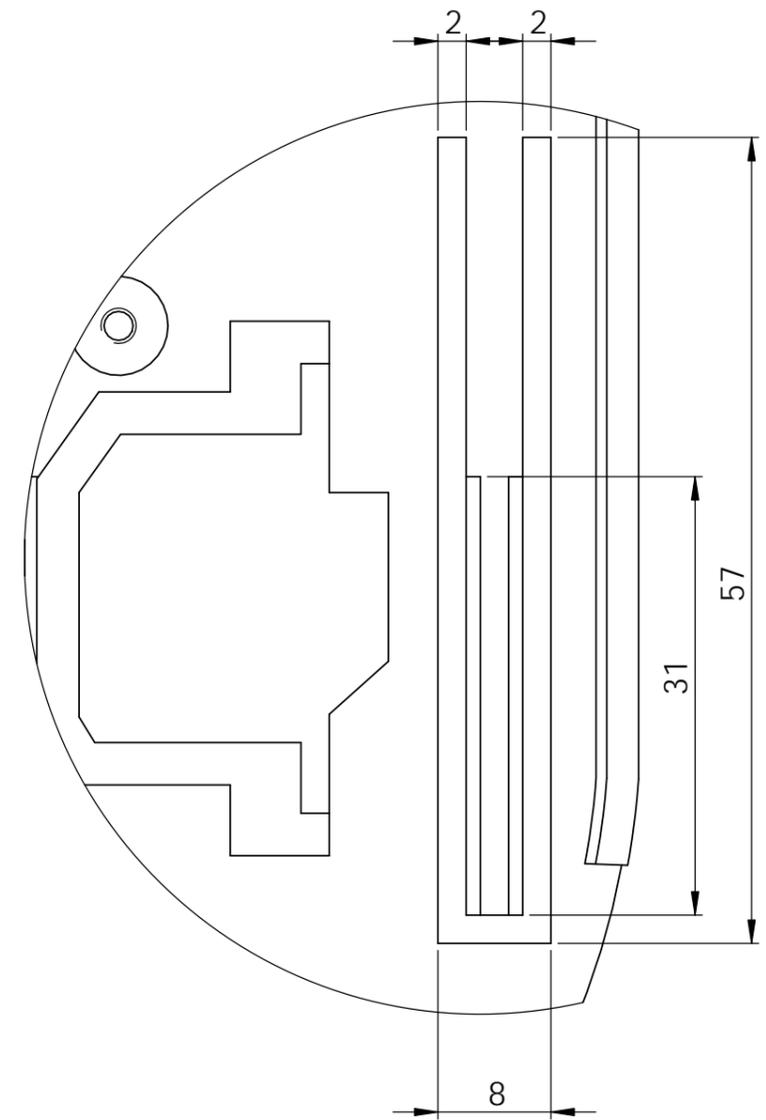
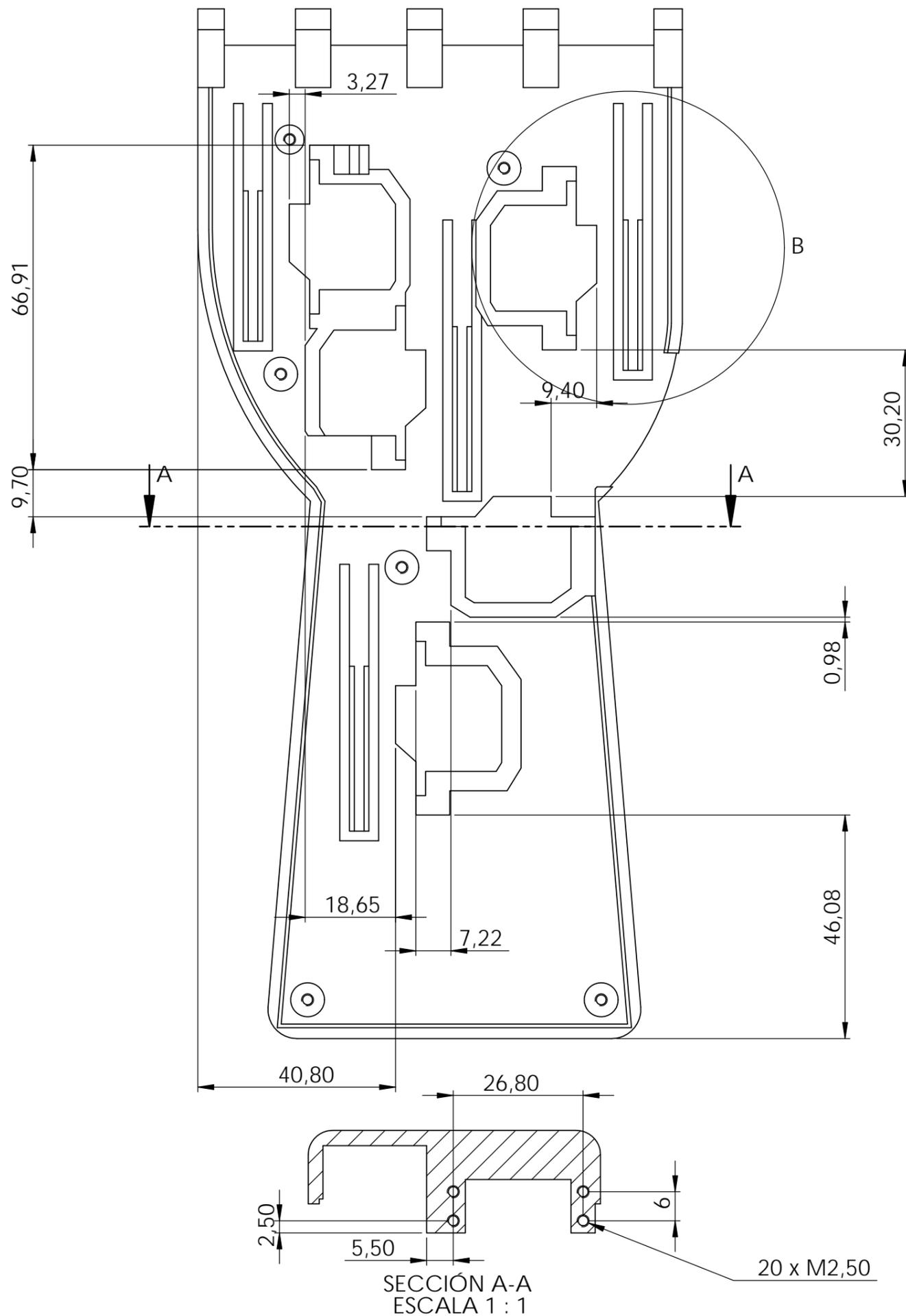
	Nombre	Fecha	UNIVERSIDAD JAIME I	
Dibujado	B.SOSPEDRA	21/12/2014	MANO ANTROPÓMORFICA INFRACTUADA	
Revisado 1				
Revisado 2				
NOTA: Todas las cotas en mm Todos los redondeos de cara R6			N.º DE DIBUJO Palma Superior 1	A3
			ESCALA: 1:2	PLANO 1 DE 4



SECCIÓN A-A
ESCALA 1 : 1

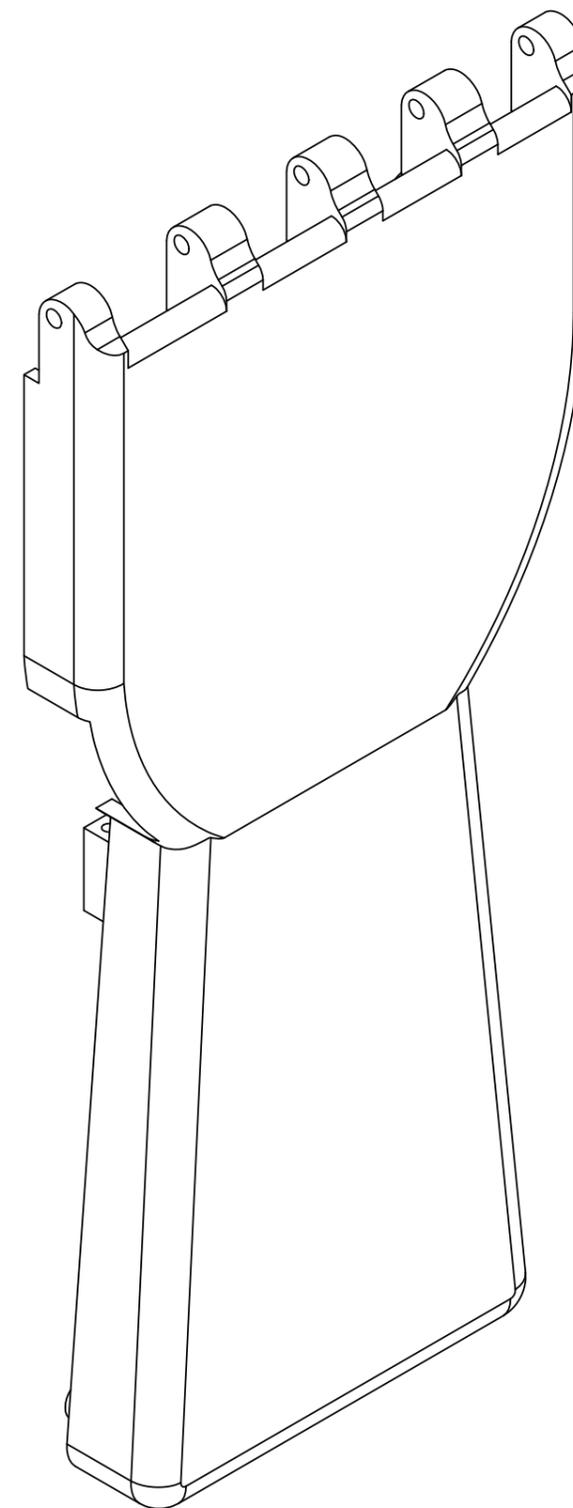
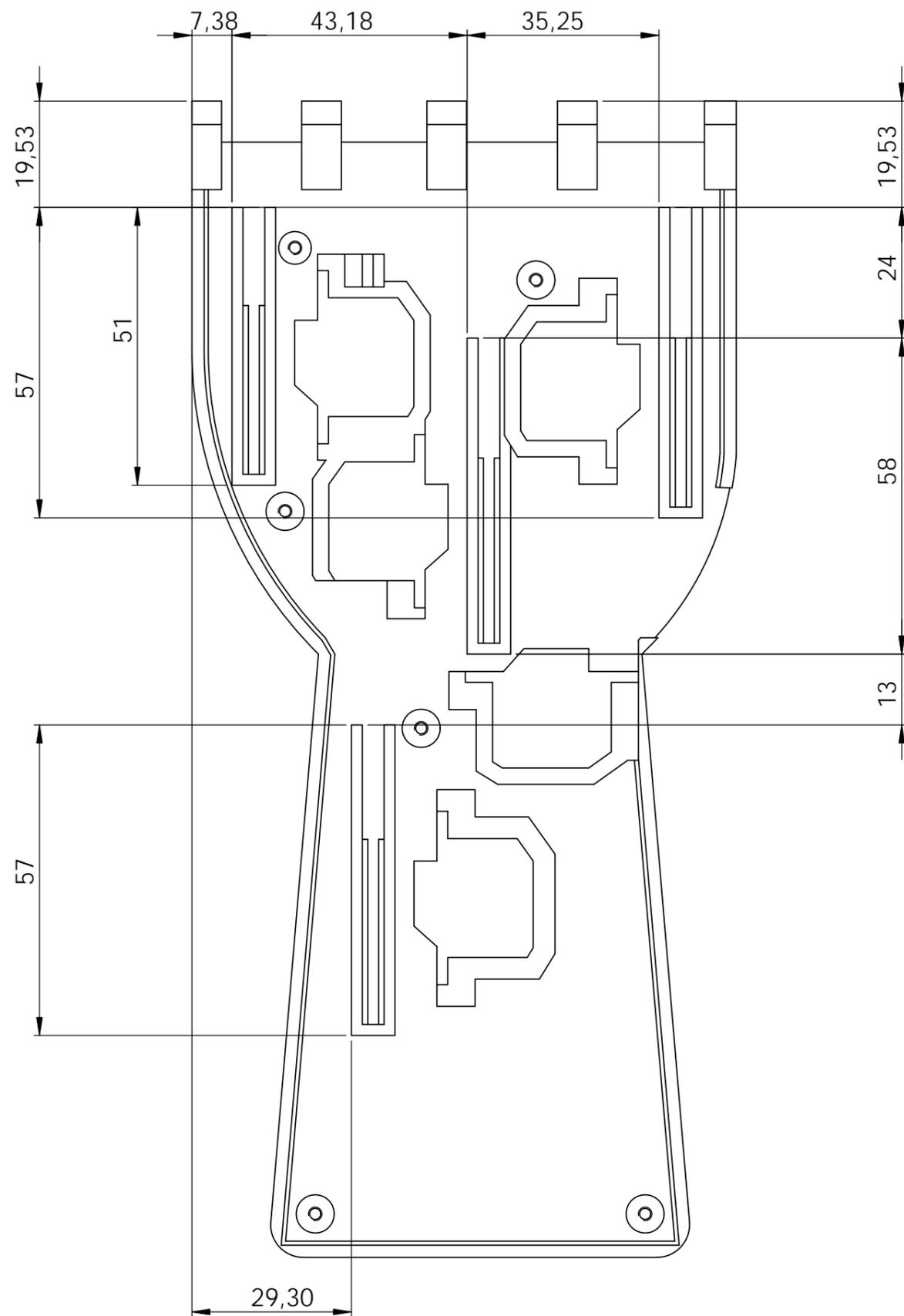


	Nombre	Fecha	UNIVERSIDAD JAIME I	
Dibujado	B.SOSPEDRA	30/12/2014	MANO ANTROPÓMORFICA INFRACTUADA	
Revisado 1				
Revisado 2				
NOTA: Todas las cotas en mm Todos los redondeos de cara R6			N.º DE DIBUJO Palma Superior 2	A3
			ESCALA: 1:1	PLANO 2 DE 4



DETALLE B
ESCALA 2 : 1

	Nombre	Fecha	UNIVERSIDAD JAIME I	
Dibujado	B.SOSPEDRA	30/12/2014	MANO ANTROPÓMORFICA INFRACTUADA	
Revisado 1				
Revisado 2				
NOTA: Todas las cotas en mm Todos los redondeos de cara R6			N.º DE DIBUJO Palma Superior 3	A3
ESCALA: 1:1			PLANO 3 DE 4	



	Nombre	Fecha	UNIVERSIDAD JAIME I	
Dibujado	B.SOSPEDRA	30/12/2014	MANO ANTROPÓMORFICA INFRACTUADA	
Revisado 1				
Revisado 2				
NOTA:			N.º DE DIBUJO	
Todas las cotas en mm			Palma Superior 4	A3
Todos los redondeos de cara R6				
ESCALA: 1:1			PLANO 4 DE 4	

10. ANEXOS

ANEXO 1

Control de un servomotor mediante Arduino.

1. Introducción

Arduino es una plataforma de código abierto, basada en una sencilla placa con entradas y salidas analógicas y digitales. Posee un entorno de desarrollo basado en el lenguaje Processing/Wiring [1].

Puede recibir señales de una variedad de sensores y afectar su entorno controlando luces, motores o actuadores, ya sea trabajando de manera autónoma o a través de un programa corriendo en un computador (por ejemplo, Macromedia Flash, Processing, Max/MSP, Pure Data, SuperCollider). Se compone de un micro controlador Atmel AVR que viene pre-programado con una secuencia de arranque (Boot Loader), por lo que no necesita un programador externo. Además el entorno de desarrollo integrado libre se puede descargar gratuitamente.

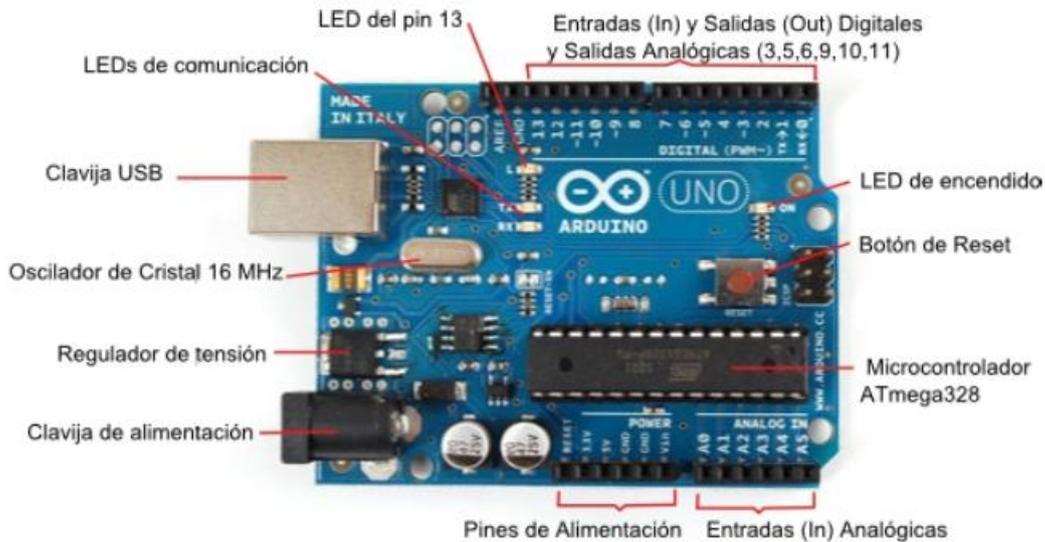
Un motor servo es un dispositivo actuador que tiene la capacidad de ubicarse en cualquier posición dentro de su rango de operación, y de mantenerse estable en dicha posición. Está formado por un motor de corriente continua, una caja reductora y un circuito de control, y su margen de funcionamiento generalmente es de menos de una vuelta completa.

El punto de referencia o setpoint — que es el valor de posición deseada para el motor— se indica mediante una señal de control cuadrada. El ancho de pulso de la señal indica el ángulo de posición: una señal con pulsos más anchos (es decir, de mayor duración) ubicará al motor en un ángulo mayor, y viceversa. En el caso del motor servo 360° el cambio del ancho del pulso reducirá la velocidad o cambiara el sentido de dirección de este.

Para el control de los servomotores Arduino posee una librería específica. Una librería es una colección de funciones que están especialmente creadas para facilitar el manejo de ciertos dispositivos, y que no son cargadas por defecto a Arduino para ahorrar espacio en su memoria. Algunas de las librerías más utilizadas son las de control uso de: servomotores, motores paso a paso, pantallas de cristal líquido, matriz de LEDs, memorias SD, sensor de ultrasonido...

2. Componentes de la tarjeta Arduino

A continuación se muestra una tarjeta Arduino Uno indicando todos los elementos por los que se compone [2]:



2.1 Alimentación

Arduino puede estar alimentado por dos vías:

- Conexión USB (que proporciona 5 V).
- Jack de alimentación (que normalmente será una pila de 9 V o fuente de alimentación, que se recomienda que esté entre 7 V y 12 V).

2.2 Pines de alimentación

Estos son para alimentar los circuitos la placa de prototipos o *breadboard* o *protoboard*:

- 3.3 V proporciona una tensión de 3,3 V, y una intensidad máxima de 50 mA.
- 5 V proporciona una tensión de 5 V, y una intensidad máxima de 300 mA.
- GND es la toma de tierra, o nivel 0 V de referencia.
- V_{in} proporciona la tensión máxima con la que está alimentado Arduino.

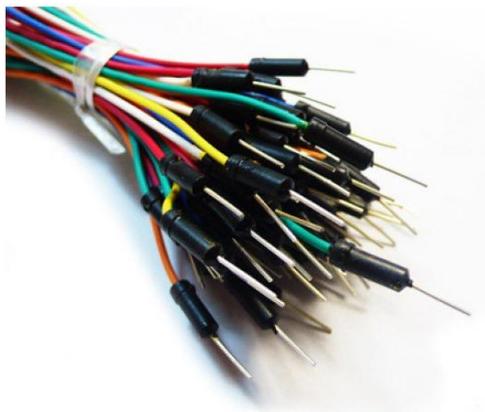
2.3 Valores de entrada y de salida

En función de cómo esté siendo utilizado el pin, tendremos:

- Salida y entrada digital: los valores de salida pueden ser 0 V (LOW) o 5 V (HIGH), y se interpretará una entrada de entre 0 y 2 V como LOW y de entre 3 y 5 V como HIGH.
- Salida analógica: los valores de salida van desde 0 V a 5 V en un rango de 0 a 255 (precisión de 8 bits) valores intermedios.
- Entrada analógica: los valores de entrada van desde 0 V a 5 V en un rango de 0 a 1023 (precisión de 10 bits) valores intermedios.

La intensidad máxima de todos estos pines es de 40 mA.

Normalmente, todo el circuito electrónico que Arduino controlará se monta sobre una placa de prototipos o *breadboard*, y el conexionado se realiza con cables tipo *jumper* (es importante utilizar este tipo de cables porque no suelen romperse en los zócalos):



3. Programa de control

A continuación se muestra un sencillo código para gobernar el movimiento de un solo servomotor con rotación de 180 grados :

```
#include <Servo.h>

Servo myservo;          // crea un objeto servo para controlar el servo
                        // pueden crearse hasta un máximo de 8 objetos
servo

int pos = 0;            // variable para almacenar la posición inicial
del servo

void setup()
{
  myservo.attach(9);    // asocia el servo al pin 9
}

void loop()
{
  for(pos = 0; pos < 180; pos += 1) // gira desde 0 grados a 180
  grados
  {
    myservo.write(pos);           // en pasos de 1 grado
    delay(15);                    // le dice al servo que se situe
    // en posición inicial
    // espera 15ms a que el servo
    // alcance dicha posición
  }
  for(pos = 180; pos>=1; pos-=1) // gira desde 180 grados a 0
  grados
  {
    myservo.write(pos);           // le dice al servo que se situe
    delay(15);                    // en posición inicial
    // espera 15ms a que el servo
    // alcance dicha posición
  }
}
```

4. Implementación del conjunto

En el caso de nuestro montaje precisaríamos la utilización de 5 servomotores de rotación normal previamente transformados a rotación continua como bien se detalla en el punto 5.

En los siguientes montajes, parecidos al que se utilizaría en nuestro caso, se puede observar que los cables rojo y negro correspondientes al voltaje y tierra respectivamente, están todos ligados y conectados al mismo punto de la placa Arduino. El cable rojo al pin 5V y el cable negro al pin GND.

El cable amarillo de cada uno de los servos correspondiente con la señal, está conectado a un pin de señal de entrada digital PWM, diferente para cada uno de ellos. En el caso de la Figura 2 se corresponderían con los pines 8, 9, 10, 11 y 12.

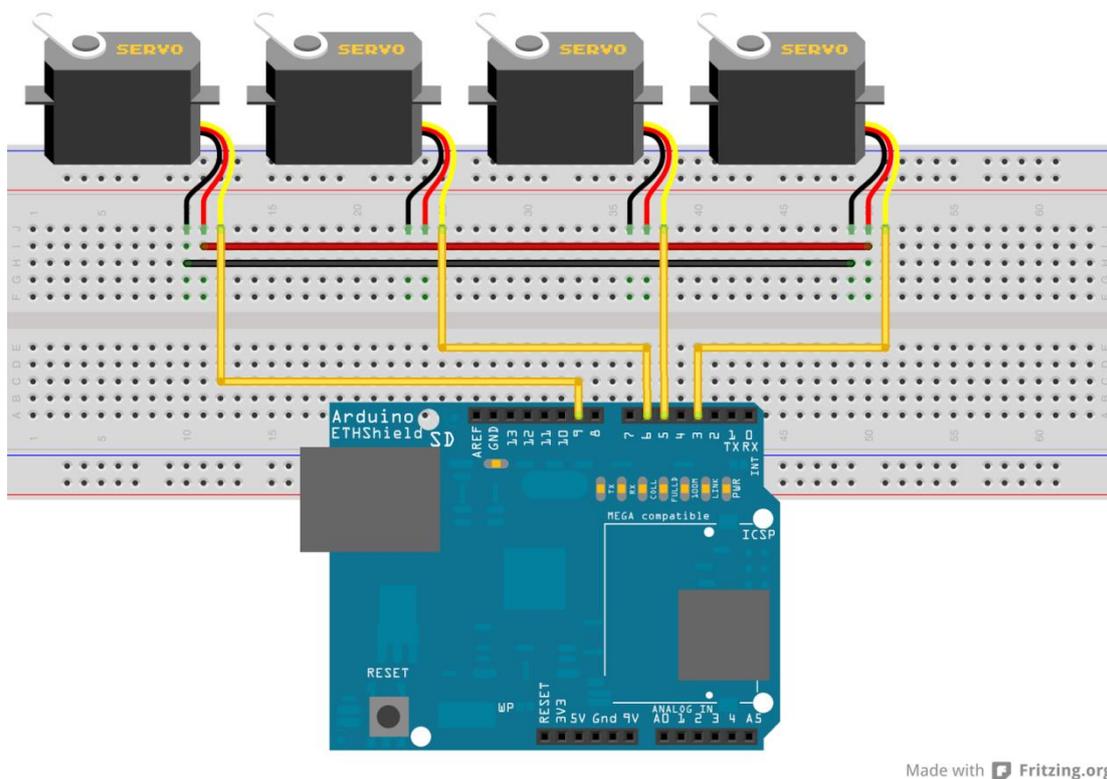


Figura 1. Circuito de control para 4 servomotores [3].

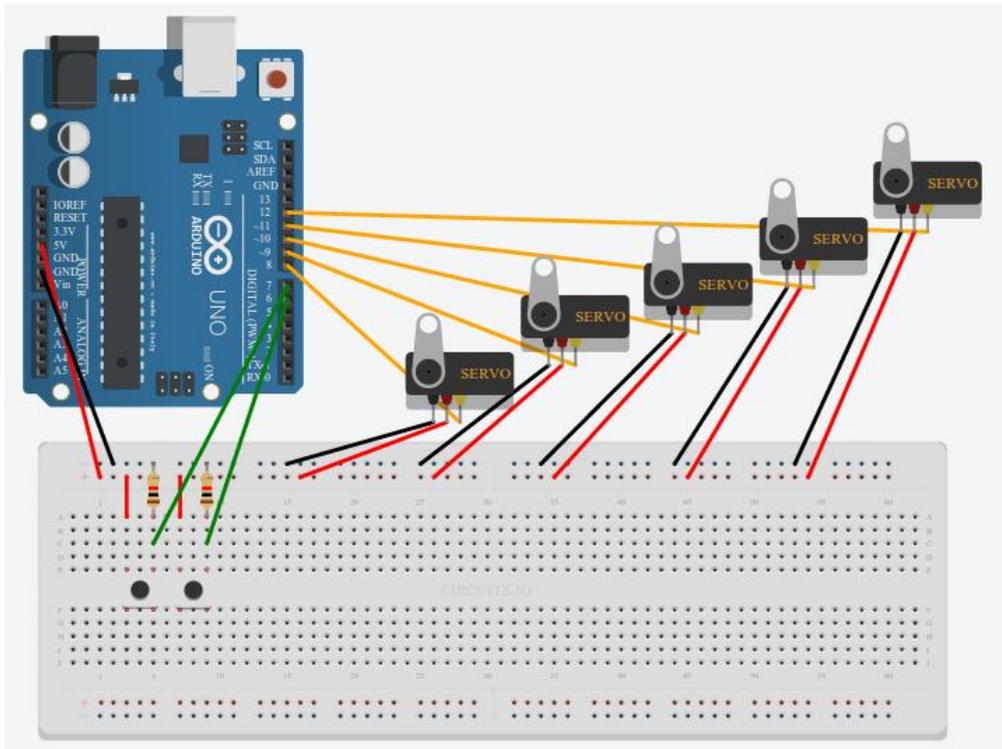


Figura 2. Circuito de control para 5 servomotores [4].

Además de esto cabe pensar que la alimentación de la propia placa Arduino, así como del conjunto de servos se realizaría mediante la utilización de baterías de Ion Litio tal y como se eligió en el apartado de diseño conceptual.

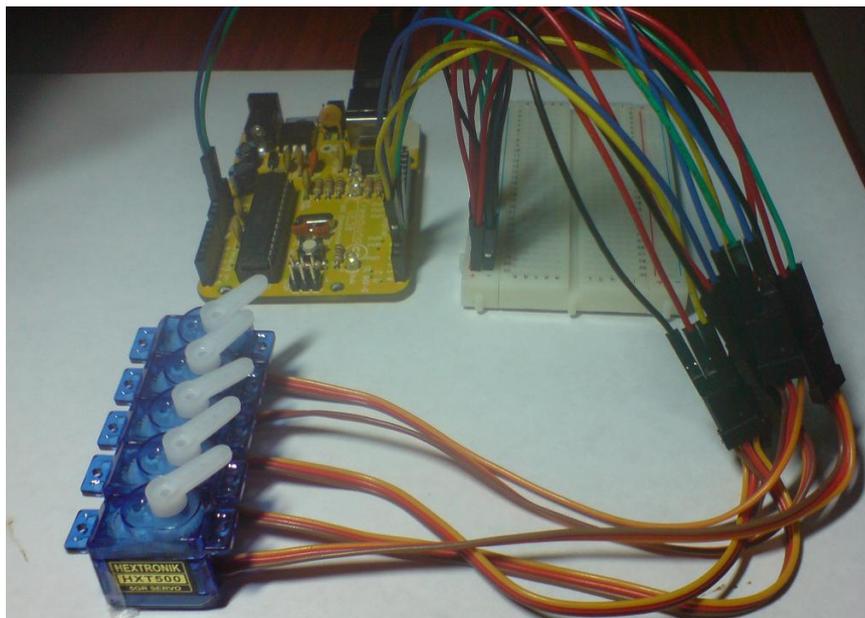


Figura 3. Montaje real donde se observa todo el cableado.

5. Preparación del servo

Puesto que se va a utilizar un servomotor de rotación continua para accionar el mecanismo que mueve los dedos, se detalla el procedimiento para convertir un servo de rotación normal, o 180°, a otro de rotación continua o 360°.

En el mercado existen servomotores de rotación continua, pero uno de los principales problemas con los que nos encontramos es el tamaño de estos. Para la prótesis de mano se precisa de los servos más pequeños que existen, de no ser así no se es capaz de incorporarlos por falta de espacio. Además el precio de un servomotor normal es considerablemente menor que otro continuo, por ello resulta más económico adquirir uno normal i modificarlo de manera sencilla como se muestra a continuación [5]:

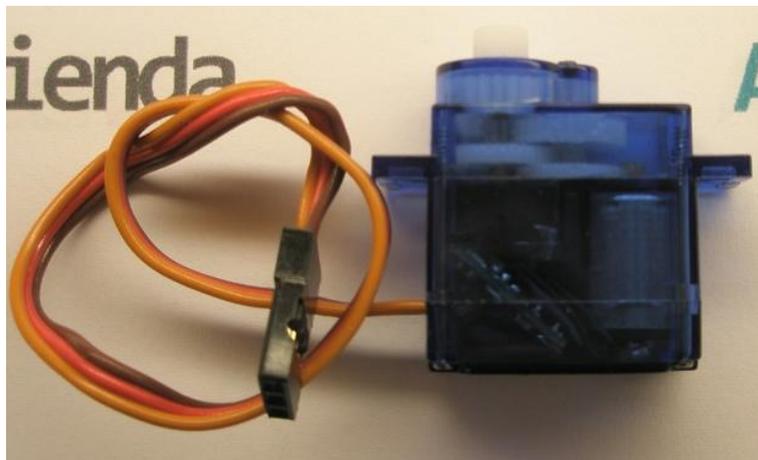


Figura 4. Servomotor listo para la modificación.

Se procede a quitar los tornillos que sujetan la tapa superior y la inferior, guardándolos con cuidado para que no se pierdan.

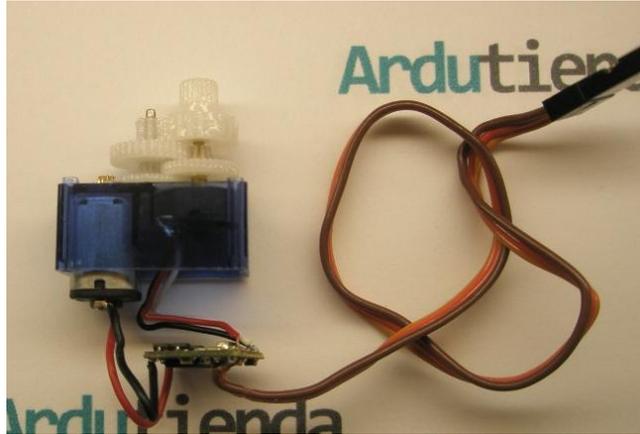


Figura 5. Servomotor abierto.

El servomotor queda expuesto como se muestra en la Figura 5:

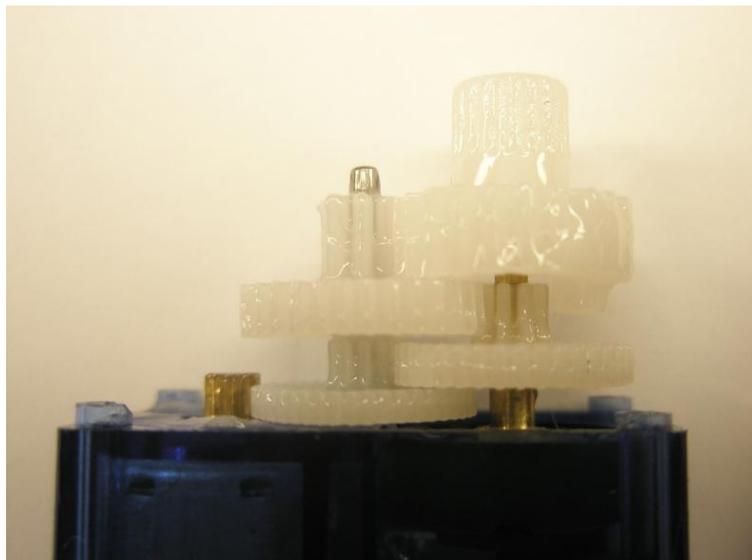


Figura 6. Detalle del tren de engranajes.

Estos pequeños engranajes (véase Figura 6) tienen una relación de reducción de aproximadamente 200:1, lo que significa que por cada 200 vueltas que da el motor el último de todos los engranajes sólo da una, este es el secreto de su gran par de giro. Y sin perder velocidad en la salida, pues los motores DC consiguen altas rpm cuanto más pequeños son pudiendo superar perfectamente las 20.000 rpm.



Figura 7. Engranajes desmontados.

Se extraen todos los piñones con cuidado y los guardamos. Un truco: se recomienda disponer los piñones en un orden similar al que les corresponde en el montaje, de modo que cuando los haya que devolverlos a su sitio se recuerde con facilidad donde va cada uno y en qué posición, también puede ser muy útil dibujar un esquema.

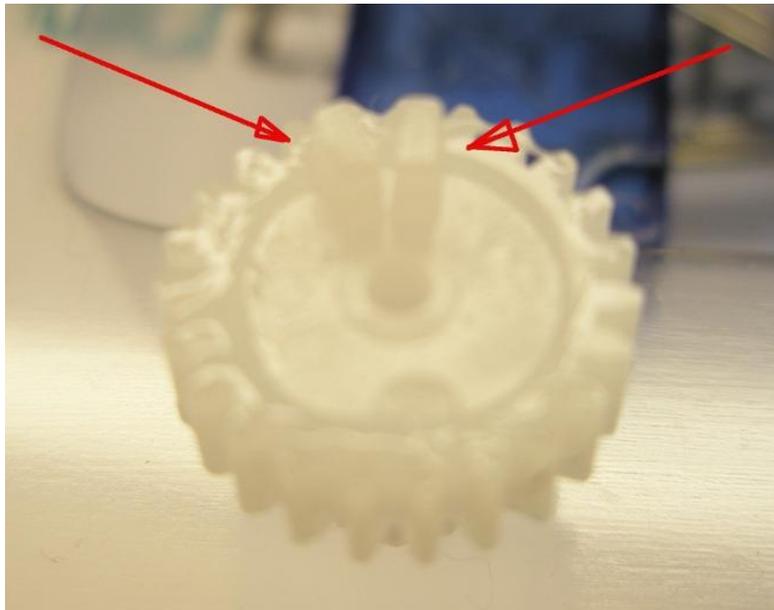


Figura 8. Tope mecánico en uno de los engranajes.

Aquí en Figura 8 se observa uno de los motivos por los que un servo normal no puede rotar más de 180°, tiene un tope mecánico en el engranaje de salida. Con unos alicates de corte y una lima se elimina para que este piñón pueda girar libremente.

Ahora viene una parte que variará según servos: en estos modelos pequeños el potenciómetro está unido al engranaje de salida mediante un rebaje en su eje. En modelos más grandes el potenciómetro puede tener su propio piñón separado del resto.

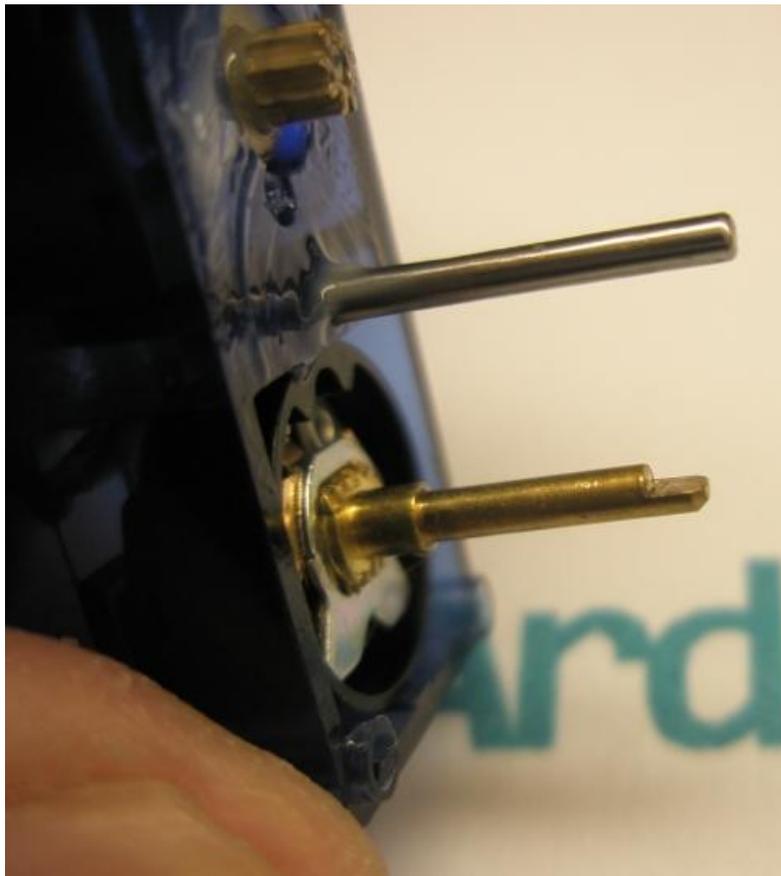


Figura 9. Eje del potenciómetro.

Interesa que el engranaje de salida pueda girar libremente sobre el eje del potenciómetro, así que se deja este tal y como está y se procede a la modificación del engranaje.

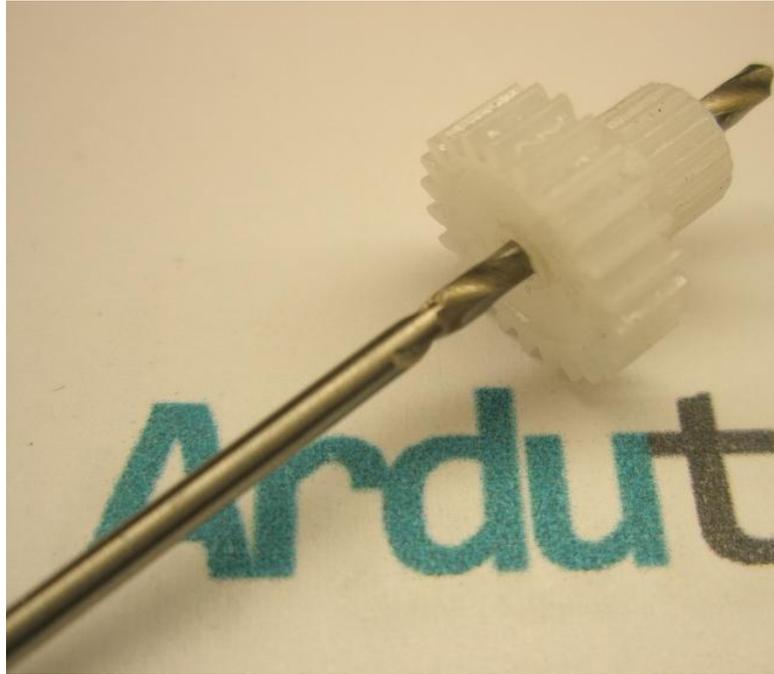


Figura 10. Broca en el engranaje de salida.

Puesto que el engranaje se mantiene fijo sobre el eje simplemente por presión (es un poco más estrecho que el eje) y por el rebaje del eje que en el interior del piñón tiene su correspondiente forma para que encaje. Se pasa una broca de 1.5 mm por el piñón (el eje tiene un diámetro de 1.3 mm) y todo solucionado, el piñón girará libremente.

Llegado este punto, es cuando se puede elegir entre dos métodos diferentes, uno mediante la utilización de un pegamento resistente para fijar el potenciómetro y el otro la incorporación de dos resistencias a la circuitería del servo.

5.1 Ajuste del potenciómetro (primer método)

Como se aprecia en la Figura 11, del potenciómetro salen tres cables: uno negro, uno blanco en el centro y uno rojo. Por tanto se coge un multímetro y con un poco de paciencia, ha de medirse la resistencia entre el cable negro y el blanco y para luego compararla con la resistencia entre el cable blanco y el rojo, es decir, un extremo con el centro y el centro con el otro extremo del potenciómetro. En este caso es un potenciómetro normal de 5K Ohms, por lo que el valor central tiene que ser de 2500 Ohms.

Cuando el valor de ambos extremos sea idéntico es entonces cuando puede darse la vuelta al potenciómetro.

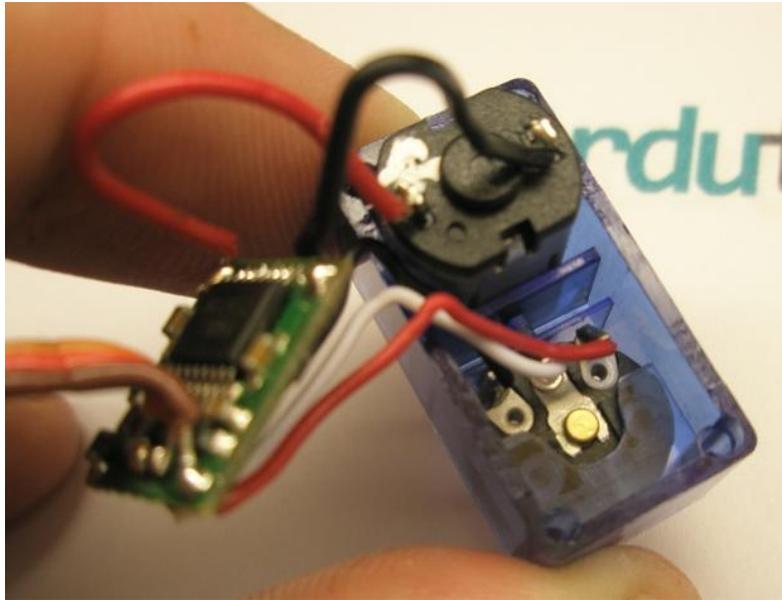


Figura 11. Vista del potenciómetro.

Finalmente con mucho cuidado se le añade pegamento con base de cianoacrilato al mecanismo del potenciómetro para fijarlo e impedir que gire.

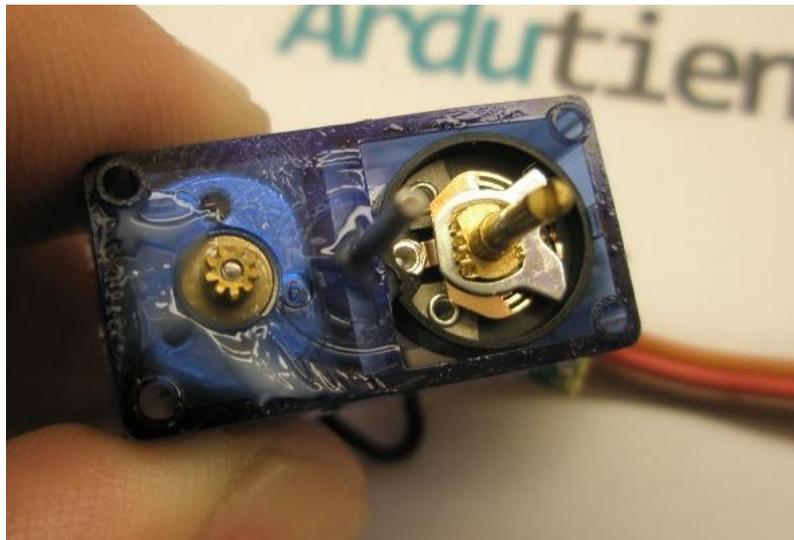


Figura 12. Fijación del potenciómetro utilizando pegamento.

Ahora ya puede volver a montarse todo dentro de su carcasa y probar su correcto funcionamiento.

5.2 Ajuste del potenciómetro (segundo método)

Partiendo de las mismas modificaciones mecánicas hechas al principio este otro método pasa por anular el potenciómetro y sustituirlo por dos resistencias iguales. Se cortan los cables del potenciómetro y se sueldan dos resistencias del mismo valor en la placa de control del servo.

En la Figura 13 se muestra de una manera ruda para que se vea bien pero posteriormente deben cortarse las patas de las resistencias y volver a soldarlo todo para que pueda volver a meterse todo dentro de la carcasa del servo.

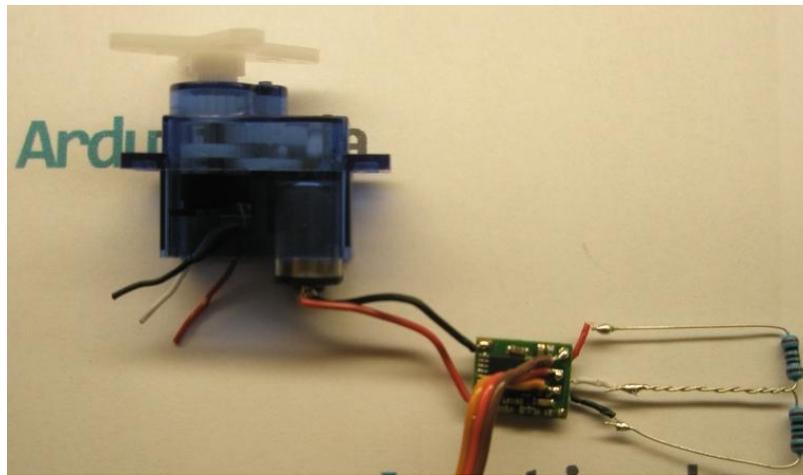


Figura 13. Resistencias soldadas a la placa de control.

El único punto importante de este método es que las resistencias tienen que tener el mismo valor, porque el circuito de control del servo compara la resistencia a uno y otro lado y hace que el motor gire en un sentido u otro y a más o menos velocidad según la diferencia entre los dos valores leídos. En este caso utilizando resistencias de 2K Ohms con una tolerancia del 1% el resultado ha sido perfecto.

Una vez comprobado su correcto funcionamiento puede volver a montarse y ser utilizado con total normalidad.

REFERENCIAS:

- [1] <http://www.mcielectronics.com> (Diciembre 2014)
- [2] <http://www.educacionadistancia.juntadeandalucia.es> (Diciembre 2014)
- [3] <http://i-arduino.blogspot.com.es/p/iarduino-full-version-tutorial.html>
(Diciembre 2014)
- [4] <https://learn.adafruit.com/trainable-robotic-arm/wiring> (Diciembre 2014)
- [5] <http://www.ardumania.es/trucar-servo-a-rotacion-continua/> (Diciembre 2014)

ANEXO 2

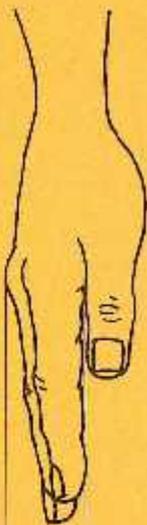
Medidas

Antropométricas

HAND DEPTH 139

at middle finger knuckle

Country	Sex	Mean	sd	5th%ile	95th%ile	Source
UK	m	29.7	2.3	25.9	33.5	PeopleSize 1998
	f	26.2	2.5	22.1	30.2	PeopleSize 1998
China	m	29.7	2.4	25.7	33.7	PeopleSize 1998
	f	25.5	1.8	22.5	28.4	PeopleSize 1998
Germany	m	28		24	32	DIN 1986
	f	26		21	31	DIN 1986
Japan	m	28.0	1.9	24.8	31.2	PeopleSize 1998
	f	27.6	1.6	25.0	30.2	PeopleSize 1998
Poland	m			23	31	PKN 1988
	f			20	28	PKN 1988
USA	m	29.8	2.4	25.9	33.7	PeopleSize 1998
	f	26.3	2.7	21.8	30.7	PeopleSize 1998



Definition

Measured from palmar surface of the middle finger knuckle to its point of maximum protrusion on the back of the hand.

Hand and fingers straight.

This is one measure of flat hand thickness.

HAND BREADTH 135

across finger knuckles

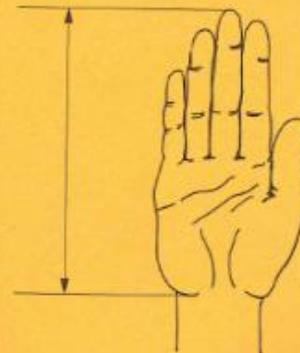
Country	Sex	Mean	sd	5th%ile	95th%ile	Source
UK	m	87.1	4.8	79.2	95.1	PeopleSize 1998
	f	77.2	4.1	70.5	83.9	PeopleSize 1998
Brazil	m	85	5	75	95	Pheasant 1996
China	m	82.8	4.9	74.7	90.8	PeopleSize 1998
	f	73.3	4.5	65.9	80.7	PeopleSize 1998
France	m	85	5	75	95	Pheasant 1996
	f	75	4	70	80	Pheasant 1996
Germany	m	85		78	93	DIN 1986
	f	80		72	85	DIN 1986
Italy	m	85		76	90	Masali et al. 1992
	f	75		69	83	Masali et al. 1992
Japan	m	87.4	4.6	79.8	95.0	PeopleSize 1998
	f	77.0	3.9	70.5	83.4	PeopleSize 1998
Poland	m			81	96	PKN 1988
	f			71	85	PKN 1988
Sri Lanka	m	100	6	90	110	Pheasant 1996
	f	90	5	80	100	Pheasant 1996
Sweden	m	85	5	75	95	Pheasant 1996
	f	75	4	70	80	Pheasant 1996
Netherlands	m	90	5	80	100	Pheasant 1996
	f	80	4	70	90	Pheasant 1996
USA	m	87.4	4.9	79.4	95.4	PeopleSize 1998
	f	77.5	4.4	70.2	84.8	PeopleSize 1998



Definition

Measured across the palm of the hand at the junction between the palm and the fingers, not including the thumb. The hand and fingers should be held flat, palm uppermost.

Country	Sex	Mean	sd	5th%ile	95th%ile	Source
UK	m	189.8	9.9	173.6	206.0	PeopleSize 1998
	f	175.0	9.7	159.0	191.0	PeopleSize 1998
Brazil	m	185	9	170	200	Pheasant 1996
China	m	183.4	9.3	168.1	198.7	PeopleSize 1998
	f	168.5	7.1	156.8	180.2	PeopleSize 1998
France	m	185	10	170	200	Pheasant 1996
	f	175	9	160	190	Pheasant 1996
Germany	m	186		170	201	DIN 1986
	f	174		159	190	DIN 1986
Italy	m	190		175	205	Masali et al. 1992
	f	176		166	190	Masali et al. 1992
Japan	m	184.8	9.6	169.0	200.5	PeopleSize 1998
	f	170.7	7.4	158.5	182.9	PeopleSize 1998
Poland	m	190	8	175	205	Pheasant 1996
	f	175	8	160	190	Pheasant 1996
Sri Lanka	m	179	12.03	165	195	Abeysekera & Shahnava 1987
	f	167	14.02	150	182	Abeysekera & Shahnava 1987
Sweden	m	190	10	175	205	Pheasant 1996
	f	180	10	165	195	Pheasant 1996
Netherlands	m	195	9	180	210	Pheasant 1996
	f	175	9	160	190	Pheasant 1996
USA	m	190.3	10.0	173.9	206.8	PeopleSize 1998
	f	175.7	10.6	158.3	193.1	PeopleSize 1998



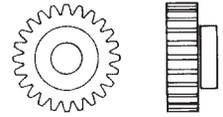
Definition

Measured from the wrist crease directly below the pad of muscle at the base of the thumb (thenar eminence) to the tip of the middle finger. The hand and fingers should be held straight and flat, palm uppermost.

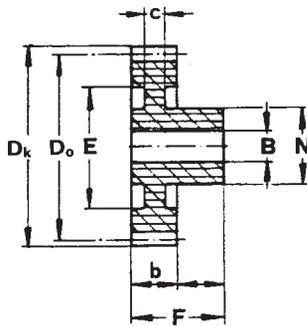
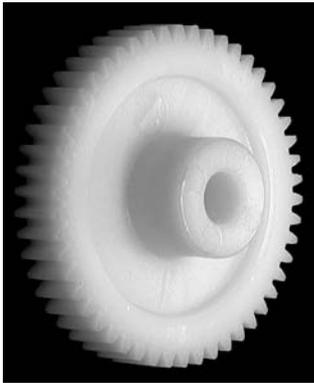
ANEXO 3

Catálogos

Metric Spur Gears



Module 0.5 Pressure Angle 20° Material: Plastic Hostaform C Injection Moulded
Acetal copolymer (POM)



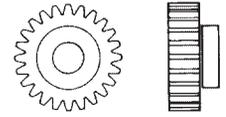
No. of Teeth	Module 0.5 Pitch 1.57 Dimensions in mm								Part No.
	Hole B	Pitch Diam. Do	Outside Diam. Dk	Hub Diam. N	E	Length Overall F	c	Face Width b	
12	2	6	7	4		7		3	SH 0512
13	2	6.5	7.5	4		7		3	SH 0513
14	2	7	8	5		7		3	SH 0514
15	3	7.5	8.5	6		10		3	SH 0515
16	3	8	9	6		10		3	SH 0516
17	3	8.5	9.5	6		10		3	SH 0517
18	4	9	10	8		10		3	SH 0518
19	4	9.5	10.5	8		10		3	SH 0519
20	4	10	11	8		10		3	SH 0520
21	4	10.5	11.5	8		10		3	SH 0521
22	4	11	12	10		10		3	SH 0522
23	4	11.5	12.5	10		10		3	SH 0523
24	4	12	13	10		10		3	SH 0524
25	4	12.5	13.5	10		10		3	SH 0525
26	4	13	14	10		10		3	SH 0526
27	4	13.5	14.5	10		10		3	SH 0527
28	4	14	15	10		10		3	SH 0528
30	4	15	16	12		10		3	SH 0530
32	4	16	17	12		10		3	SH 0532
35	4	17.5	18.5	12		10		3	SH 0535
36	4	18	19	12		10		3	SH 0536
38	4	19	20	12		10		3	SH 0538
40	4	20	21	12	14.5	10	2	3	SH 0540
42	4	21	22	12	16	10	2	3	SH 0542
45	4	22.5	23.5	12	18.5	10	2	3	SH 0545
48	6	24	25	15	19	10	2	3	SH 0548
50	6	25	26	15	20	10	2	3	SH 0550
52	6	26	27	15	21	10	2	3	SH 0552
54	6	27	28	15	22	10	2	3	SH 0554
55	6	27.5	28.5	15	23	10	2	3	SH 0555
56	6	28	29	15	23	10	2	3	SH 0556
60	6	30	31	15	24	10	2	3	SH 0560
64	6	32	33	15	25	10	2	3	SH 0564
65	6	32.5	33.5	15	27	10	2	3	SH 0565
70	6	35	36	15	29	10	2	3	SH 0570
72	6	36	37	15	30	10	2	3	SH 0572
75	6	37.5	38.5	15	33	10	2	3	SH 0575
80	6	40	41	15	36	10	2	3	SH 0580
90	6	45	46	15	39	10	2	3	SH 0590
96	6	48	49	15	42	10	2	3	SH 0596
100	6	50	51	15	44	10	2	3	SH05100
120	6	60	61	15	54	10	2	3	SH05120

All dimensions are subject to change without notice.

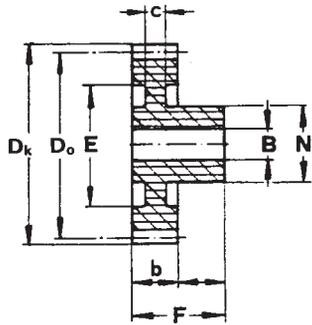
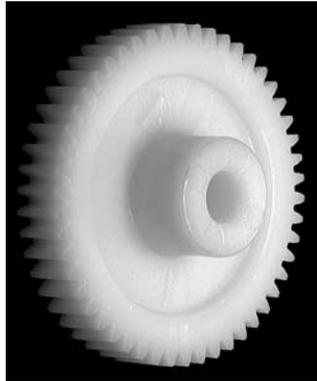
Module 0.7

Pitch = 2.199mm - also available - Please contact T.E.A.

Metric Spur Gears



Module 1 Pressure Angle 20° Material: Plastic Hostaform C Injection Moulded Acetal copolymer (POM)

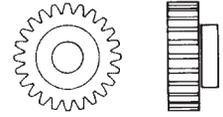


No. of Teeth	Module 1 Pitch 3.1416 Dimensions in mm								Part No.
	Hole B	Pitch Diam. Do	Outside Diam. Dk	Hub Diam. N	E	Length Overall F	c	Face Width b	
12	4	12	14	9		17		9	SH 1012
13	4	13	15	9		17		9	SH 1013
14	4	14	16	9		17		9	SH 1014
15	4	15	17	9		17		9	SH 1015
16	4	16	18	9		17		9	SH 1016
17	4	17	19	9		17		9	SH 1017
18	4	18	20	9	13.5	17	6	9	SH 1018
19	4	19	21	9	13.5	17	6	9	SH 1019
20	4	20	22	9	13.5	17	6	9	SH 1020
21	5	21	23	12	16	17	6	9	SH 1021
22	5	22	24	12	16	17	6	9	SH 1022
23	5	23	25	12	16	17	6	9	SH 1023
24	6	24	26	15	19	18	6	9	SH 1024
25	6	25	27	15	19	18	6	9	SH 1025
26	6	26	28	15	19	18	6	9	SH 1026
27	6	27	29	15	19	18	6	9	SH 1027
28	6	28	30	15	22	18	6	9	SH 1028
30	6	30	32	15	22	18	6	9	SH 1030
32	6	32	34	18	24.5	18	4.6	9	SH 1032
35	8	35	37	18	24.5	18	4.6	9	SH 1035
36	8	36	38	18	28	18	4.6	9	SH 1036
38	8	38	40	18	28	18	4.6	9	SH 1038
40	8	40	42	18	28	18	4.6	9	SH 1040
42	8	42	44	18	28	18	4.6	9	SH 1042
45	8	45	47	18	37	18	4.6	9	SH 1045
48	8	48	50	18	37	18	4.6	9	SH 1048
50	8	50	52	18	37	18	4.6	9	SH 1050
52	8	52	54	21	47	18	4.6	9	SH 1052
54	8	54	56	21	47	18	4.6	9	SH 1054
55	8	55	57	21	47	18	4.6	9	SH 1055
56	8	56	58	21	47	18	4.6	9	SH 1056
58	8	58	60	21	58	18	4.6	9	SH 1058
60	8	60	62	21	47	18	4.6	9	SH 1060
64	10	64	66	21	57	18	4.6	9	SH 1064
65	10	65	67	21	57	18	4.6	9	SH 1065
70	10	70	72	21	57	18	4.6	9	SH 1070
72	10	72	74	21	67	18	4.6	9	SH 1072
75	10	75	77	21	67	18	4.6	9	SH 1075
80	10	80	82	21	67	18	4.6	9	SH 1080
85	10	85	87	21	77.9	18	4.6	9	SH 1085
90	10	90	92	21	77	18	4.6	9	SH 1090
100	12	100	102	24	87	18	4.6	9	SH10100
110	12	110	112	24	97	18	4.6	9	SH10110
120	12	120	122	24	107	18	4.6	9	SH10120
130	12	130	132	24	115	18	4.6	9	SH10130
140	12	140	142	24	125	18	4.6	9	SH10140

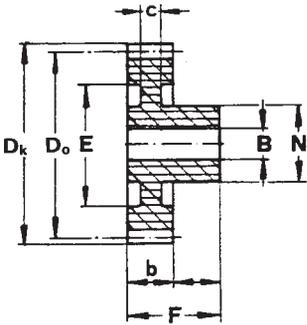
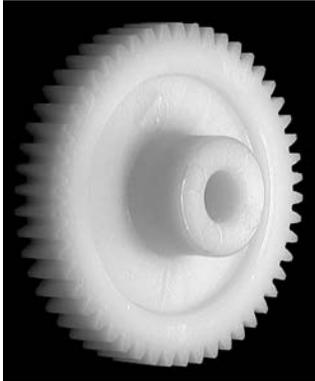
All dimensions are subject to change without notice.

Module 1.25 Pitch = 3.927mm - also available - Please contact T.E.A.

Metric Spur Gears

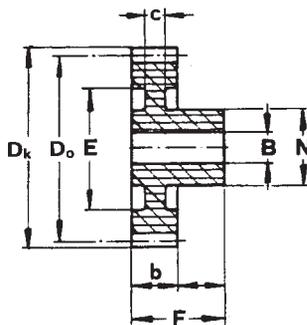


Module 1.5 Pressure Angle 20° Material: Plastic Hostaform C Injection Moulded Acetal copolymer (POM)



No. of Teeth	Module 1.5 Pitch 4.7124 Dimensions in mm								Part No.
	Hole B	Pitch Diam. D _p	Outside Diam. D _k	Hub Diam. N	E	Length Overall F	c	Face Width b	
12	6	18	21	14		23		12	SH 1512
13	6	19.5	22.5	14		23		12	SH 1513
14	6	21	24	14		23		12	SH 1514
15	6	22.5	25.5	14		23		12	SH 1515
16	6	24	27	14		23		12	SH 1516
17	6	25.5	28.5	14		23		12	SH 1517
18	8	27	30	17		23		12	SH 1518
19	8	28.5	31.5	17		23		12	SH 1519
20	8	30	33	17		23		12	SH 1520
21	8	31.5	34.5	17	23	23	5	12	SH 1521
22	8	33	36	17	23	23	5	12	SH 1522
23	8	34.5	37.5	17	23	23	5	12	SH 1523
24	8	36	39	19	27	23	5	12	SH 1524
25	8	37.5	40.5	19	27	23	5	12	SH 1525
26	8	39	42	19	27	23	5	12	SH 1526
27	8	40.5	43.5	19	27	23	5	12	SH 1527
28	8	42	45	19	27	23	5	12	SH 1528
30	10	45	48	24	35	23	5	12	SH 1530
32	10	48	51	24	35	23	5	12	SH 1532
35	10	52.5	55.5	24	43	23	5	12	SH 1535
36	10	54	57	24	43	23	5	12	SH 1536
38	10	57	60	24	43	23	5	12	SH 1538
40	10	60	63	24	50	23	5	12	SH 1540
42	10	63	66	24	50	23	5	12	SH 1542
45	10	67.5	70.5	24	50	23	5	12	SH 1545
48	10	72	75	24	50	23	5	12	SH 1548
50	12	75	78	27	65	23	5	12	SH 1550
52	12	78	81	27	65	23	5	12	SH 1552
54	12	81	84	27	65	23	5	12	SH 1554
55	12	82.5	85.5	27	65	23	5	12	SH 1555
60	12	90	93	27	65	23	5	12	SH 1560
70	14	105	108	30	90	23	5	12	SH 1570
80	14	120	123	30	106	23	5	12	SH 1580
90	14	135	138	30	118	23	5	12	SH 1590

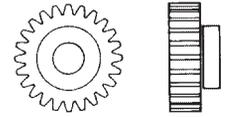
Module 2



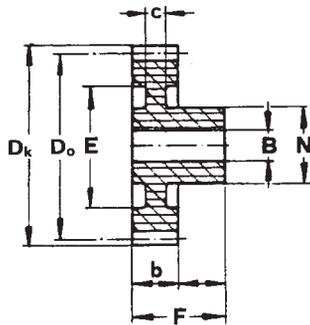
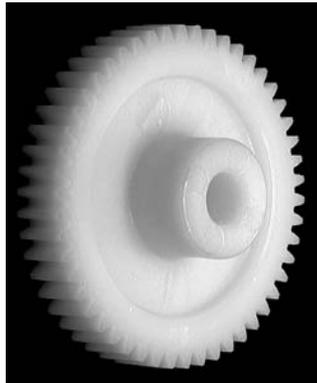
No. of Teeth	Module 2 Pitch 6.2832 Dimensions in mm								Part No.
	Hole B	Pitch Diam. D _p	Outside Diam. D _k	Hub Diam. N	E	Length Overall F	c	Face Width b	
12	8	24	28	18.5		27		15	SH 2012
13	8	26	30	18.5		27		15	SH 2013
14	8	28	32	18.5		27		15	SH 2014
15	8	30	34	18.5		27		15	SH 2015
16	8	32	36	17.5	23	27	6	15	SH 2016
17	8	34	38	17.5	25	27	6	15	SH 2017
18	8	36	40	17.5	26	27	6	15	SH 2018
19	8	38	42	17.5	26	27	6	15	SH 2019

Note: Module 2 to 70 teeth continued on page 13.
All dimensions are subject to change without notice.

Metric Spur Gears



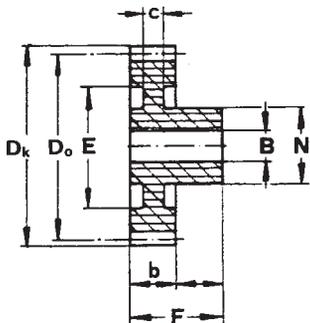
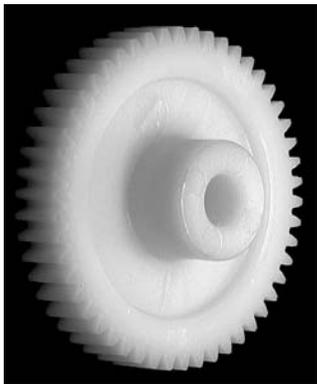
Module 2 Pressure Angle 20° Material: Plastic Hostaform C Injection Moulded Acetal copolymer (POM)



No. of Teeth	Module 2 Pitch 6.2832 Dimensions in mm								Part No.
	Hole B	Pitch Diam. Do	Outside Diam. Dk	Hub Diam. N	E	Length Overall F	c	Face Width b	
20	10	40	44	20.5	29	27	6	15	SH 2020
21	10	42	46	20.5	29	27	6	15	SH 2021
22	10	44	48	20.5	29	27	6	15	SH 2022
23	10	46	50	20.5	36	27	6	15	SH 2023
24	10	48	52	24	36	27	6	15	SH 2024
25	10	50	54	24	36	27	6	15	SH 2025
26	10	52	56	24	40	27	6	15	SH 2026
27	10	54	58	24	40	27	6	15	SH 2027
28	10	56	60	24	40	27	6	15	SH 2028
30	10	60	64	24	46	27	6	15	SH 2030
32	10	64	68	26	46	27	6	15	SH 2032
35	12	70	74	26	56	27	6	15	SH 2035
36	12	72	76	26	56	27	6	15	SH 2036
38	12	76	80	26	64	27	6	15	SH 2038
40	12	80	84	26	64	27	6	15	SH 2040
42	12	84	88	26	64	27	6	15	SH 2042
45	14	90	94	30	70	27	6	15	SH 2045
48	14	96	100	30	76	27	6	15	SH 2048
50	14	100	104	30	80	27	6	15	SH 2050
55	14	110	114	30	90	27	6	15	SH 2055
60	14	120	124	30	100	27	6	15	SH 2060
70	14	140	144	30	110	27	6	15	SH 2070

Note: see page 12 for Module 2 12-19 teeth

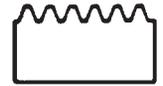
Module 3



No. of Teeth	Module 3 Pitch 9.4248 Dimensions in mm								Part No.
	Hole B	Pitch Diam. Do	Outside Diam. Dk	Hub Diam. N	E	Length Overall F	c	Face Width b	
12	12	36	42	24		34		19	SH 3012
13	12	39	45	24		34		19	SH 3013
14	12	42	48	24		34		19	SH 3014
15	12	45	51	24	30	34	8	19	SH 3015
16	12	48	54	24	30	34	8	19	SH 3016
17	12	51	57	24	30	34	8	19	SH 3017
18	12	54	60	24	38	34	8	19	SH 3018
19	12	57	63	24	38	34	8	19	SH 3019
20	12	60	66	24	38	34	8	19	SH 3020
21	12	63	69	24	45	34	8	19	SH 3021
22	12	66	72	24	45	34	8	19	SH 3022
23	12	69	75	24	52	34	8	19	SH 3023
24	12	72	78	24	52	34	8	19	SH 3024
25	14	75	81	28	58	34	8	19	SH 3025
26	14	78	84	28	58	34	8	19	SH 3026
27	14	81	87	28	58	34	8	19	SH 3027
28	14	84	90	28	68	34	8	19	SH 3028
30	14	90	96	28	68	34	8	19	SH 3030
32	16	96	102	32	71	34	8	19	SH 3032
33	16	99	105	32	71	34	8	19	SH 3033
35	16	105	111	32	80	34	8	19	SH 3035
38	16	114	120	32	89	34	8	19	SH 3038
40	16	120	126	32	95	34	8	19	SH 3040
45	16	135	141	32	110	34	8	19	SH 3045

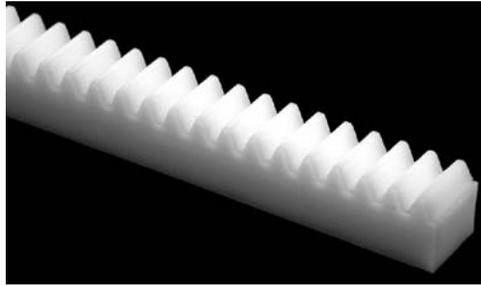
All dimensions are subject to change without notice.

Metric Racks



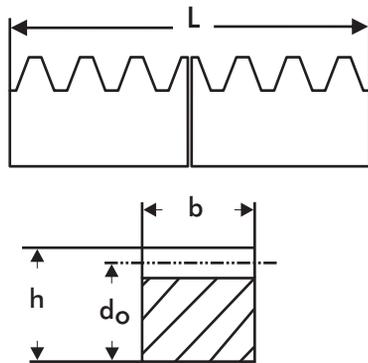
Modules 0.5 - 3

Pressure Angle 20° Material: Plastic Hostaform C
Acetal copolymer (POM)



Module	Dimensions in mm				Part No.
	b_{h11}	h_{h11}	d_o	L (mm)	
0.5	4	4.5	4	250	ZH 0525
1	9	9	8	250	ZH 1025
1.5	12	12	10.5	250	ZH 1525
2	15.4	11	9	250	ZH 2025
3	19.4	15	12	250	ZH 3025

Material: Plastic Machined Polyamide



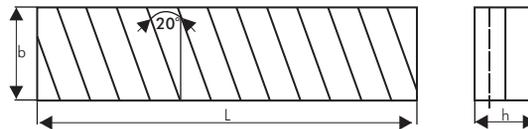
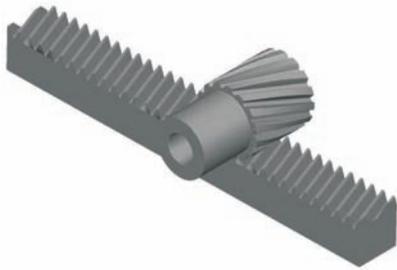
Module	Dimensions in mm				Part No.
	b_{h11}	h_{h11}	d_o	L (mm)	
1	15	15	14	1000	ZP 10/15
1.5	17	17	15.5	1000	ZP 15/17
2	20	20	18	1000	ZP 20/20
2.5	25	25	22.5	1000	ZP 25/25
3	30	30	27	1000	ZP 30/30
4	40	40	36	1000	ZP 40/40
5	50	50	45	1000	ZP 50/50

Adjacent pitch error (mm) 0.008.
Cumulative pitch error (1000mm) 0.15.
All dimensions are subject to change without notice.

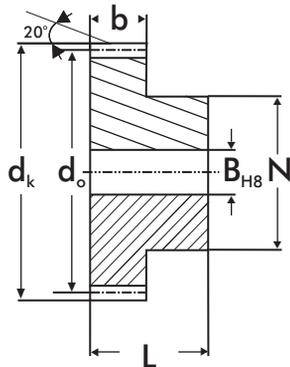
Metric Helical Racks & Gears

Modules 0.3 & 0.5

Pressure Angle 20° Material: Brass



Module	Helical Rack Dimensions in mm			
	b	h	L	Part No.
0.3	5	3	250	SN 03/250 MS
0.5	10	4	250	SN 05/250 MS



Module	Helical Gear Dimensions in mm							
	No. of Teeth	Hole. B_{H7}	Hub Diam. N	Outside Diam. D_k	Pitch Diam d_o	L	Face Width b	Part No.
0.3	12	2	3	4.4	3.8	9	5	SN0312MS
	15	2	4	5.3	4.7	9	5	SN0315MS
	18	3	5	6.3	5.7	9	5	SN0318MS
	20	3	6	6.9	6.3	9	5	SN0320MS
	24	3	7	8.2	7.6	9	5	SN0324MS
0.5	30	3	9	10.1	9.5	10	5	SN0330MS
	18	5	8	10.5	9.5	16	10	SN0518MS
	22	6	10	12.7	11.7	16	10	SN0522MS
	25	6	12	14.2	13.2	16	10	SN0525MS
	30	8	14	16.9	15.9	16	10	SN0530MS
	34	8	16	19.0	18.0	16	10	SN0534MS

All dimensions are in mm unless otherwise stated.
All dimensions are subject to change without notice.



Your partner in quality engineering products since 1986

Thank you for viewing product information on TEA's range of engineering components.

Now please contact us at the nearest office to you for any further information, prices and availability:



AUSTRALIA & New Zealand
T.E.A. Transmissions Pty Ltd
Tahiti Road
Tiaro Qld 4650
Australia

Ph: 61-(0)7 4129 2533
Fax: 61-(0)7 4129 2437
Email: sales@tea.net.au
www.tea.net.au



USA, South America & Canada
T.E.A. Machine Components Inc.
2281-F Dabney Road
Richmond Virginia 23230
USA

Ph: 1-804-342-0004
Fax: 1-804-342-0006
Email: sales@teausa.net
www.teausa.net

You are assured of prompt and efficient service at all time.

ANEXO 4

Análisis resistente (CAE)

1. Introducción

Una vez finalizado todo el proceso correspondiente al diseño de las piezas que componen la prótesis de mano antropomórfica, se procede a verificar la resistencia que poseen algunas de sus partes mediante un análisis por elementos finitos (FEA) utilizando el propio software que en la fase anterior de diseño, SolidWorks®.

Todo el análisis se centra básicamente en las barras que componen el dedo medio, ya que es el de mayor longitud y por tanto el que va a sufrir más tensiones y deformaciones del propio material.

Estas barras son las que poseen menor inercia y por tanto son las más sensibles o críticas en cuanto a resistir los esfuerzos a los que van estar sometidas, al contrario que las carcasas de las falanges y los pernos por los que se sostienen.

Se puede observar que la forma que toman las falanges, les confiere una geometría con mayor inercia y por tanto mayor capacidad de resistencia. Además, los pernos garantizan un mejor comportamiento frente a esfuerzos dado que su material de construcción se corresponde con un aluminio 6061 de fácil mecanizado y mayor límite elástico que el polímero ABS.

2. Obtención de las reacciones

Previo a realizar el análisis por elementos finitos mediante SolidWorks®, se hace uso del archivo Working Model® dedicado al cálculo de la fuerza de presión máxima utilizado con anterioridad en el Capítulo 5, para así determinar las reacciones en cada una de las articulaciones que unen dos elementos.

En la Figura 1. se pueden observar los valores obtenidos en cada articulación después de bloquear la deslizadera justo en la posición en que la fuerza que soporta la cremallera es máxima. Esta fuerza es la que se utilizó para determinar la fuerza de presión máxima que podía ejercer el dedo, y que estaba limitada por el par máximo que puede ejercer el servomotor.

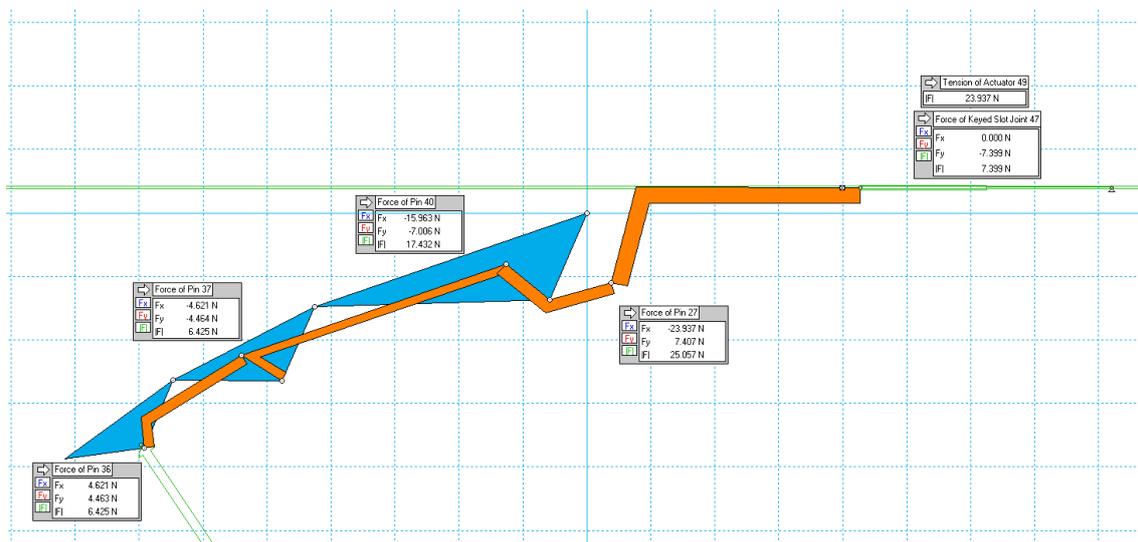


Figura 1. Obtención de las reacciones en cada una de las articulaciones.

Mediante el uso de la gráfica mostrada en la Figura 2 puede deducirse dicha posición. Esto viene justificado porque la velocidad de avance se corresponde con 1 mm/s, entonces puede relacionarse directamente con el tiempo transcurrido para así obtener el desplazamiento que sufre deslizadera.

En este caso se concluye que el momento en el que la fuerza ejercida es máxima se corresponde cuando la deslizadera ha avanzado 3,775 mm desde su posición inicial.

Todos estos cálculos se basan tomando como valor fuerza ejercida en la punta del dedo igual a 300 gramos.

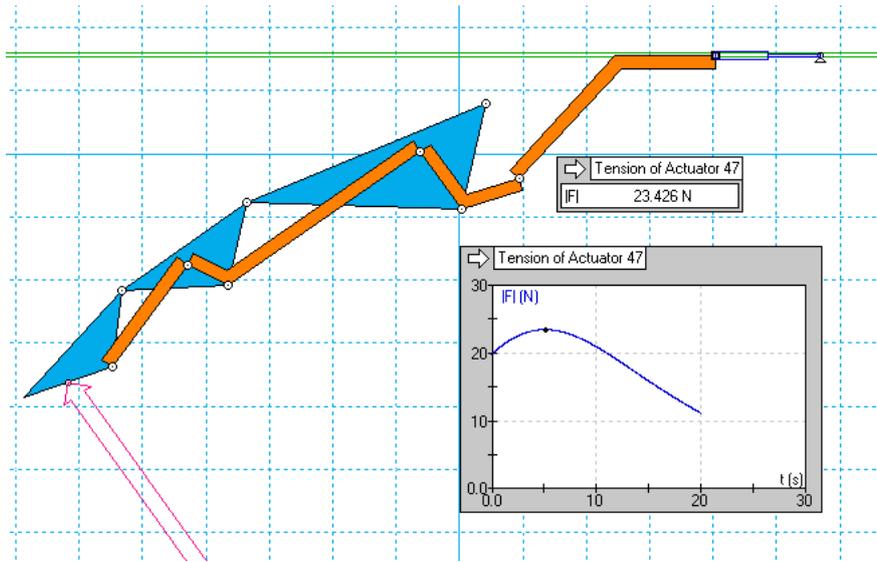


Figura 2. Determinación de la posición en que la tensión es máxima.

3. Análisis estático

Para poder situar las fuerzas obtenidas a partir del análisis con Working Model® utilizando el mismo sistema de coordenadas, se posiciona el ensamblaje horizontalmente y se desplaza la cremallera los 3,775 mm correspondientes con la posición más desfavorable tal y como se observa en la Figura 3.

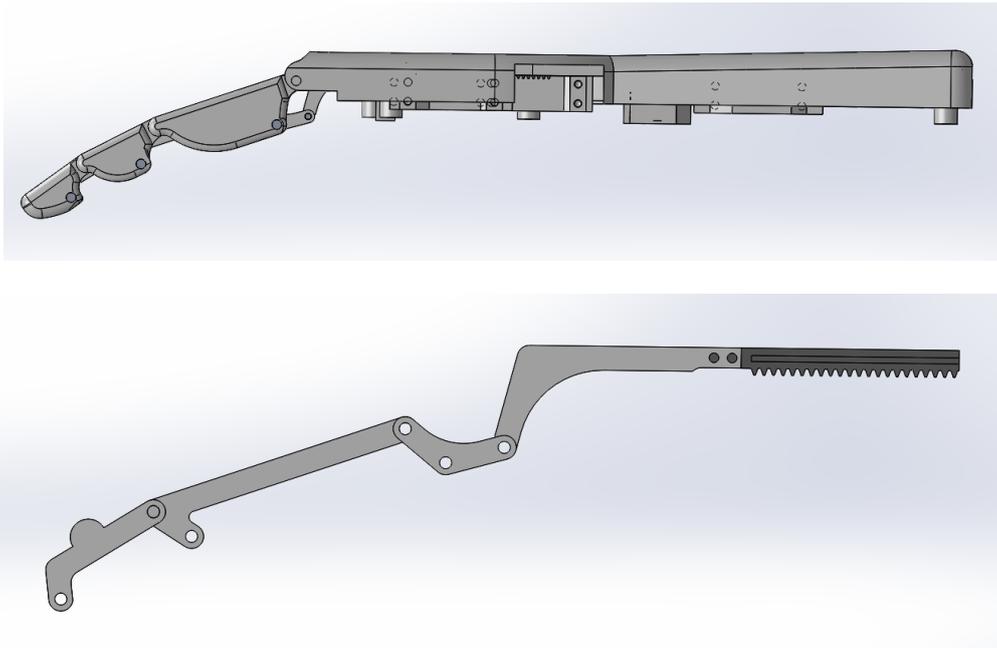


Figura 3. Posicionamiento de las piezas a analizar en la orientación correcta.

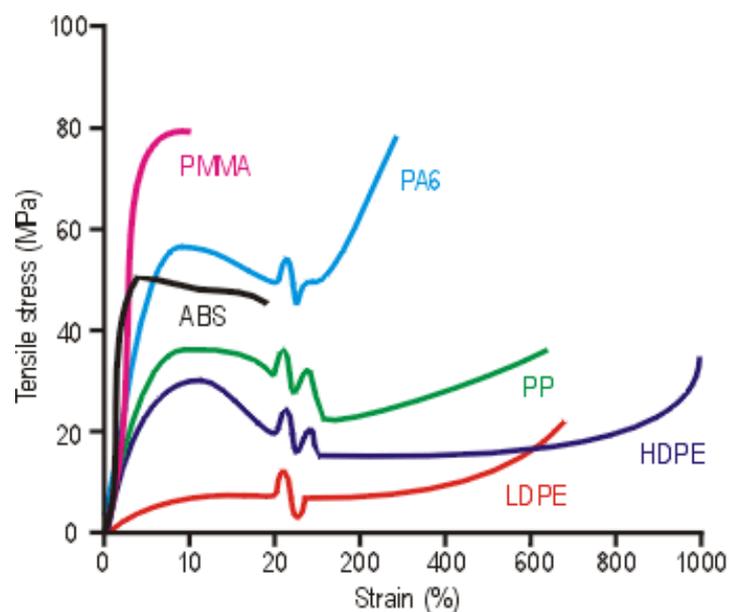


Figura 4. Diagrama tensión-deformación de diversos materiales poliméricos.

Cabe indicar que el material utilizado en todas las barras se corresponde con el polímero ABS, excepto la cremallera que está compuesto por otro polímero denominado POM. Como se aprecia en la Figura 4, éste tiene un límite de tracción cercano a los 50 MPa y produce la rotura de modo inminente en comparación con los demás materiales, al producirse tan solo el 20% de deformación.

A continuación se procede al análisis tanto de las tensiones como deformaciones sufridas por cada una de las barras, tratándolas de manera separada pero siempre manteniendo las restricciones existentes entre ellas.

3.1. Barra proximal

En primer lugar se aplican las reacciones obtenidas anteriormente en la articulación correspondiente. Como se observa en la Figura 5 (flechas moradas) se inserta un valor de fuerza en la componente horizontal de 4,621 N y un valor de 4,463 N en la vertical.

Además se aplica una sujeción de geometría fija en la articulación que comparte con la barra medial. Así se restringen por completo los 3 grados de libertad que tiene el elemento en el plano.

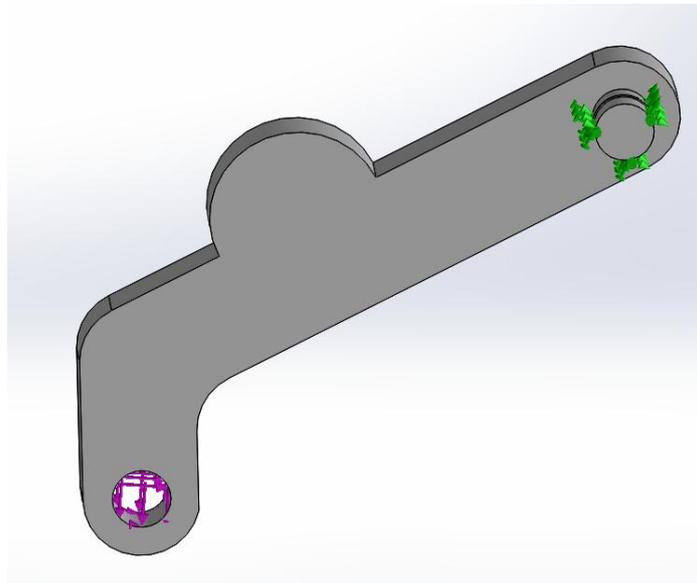


Figura 5. Definición de las sujeciones y cargas en el modelo de la barra distal.

Con esto se procede a ejecutar el análisis y se obtienen los resultados mostrados en la Figura 6 y la Figura 7.

En la primera de ellas se muestra que el valor máximo de tensión se sitúa concretamente en el redondeo de la parte interna de la barra alcanzando un valor de 6.9 MPa, quedando bastante lejos del límite de tracción del polímero ABS (50 MPa).

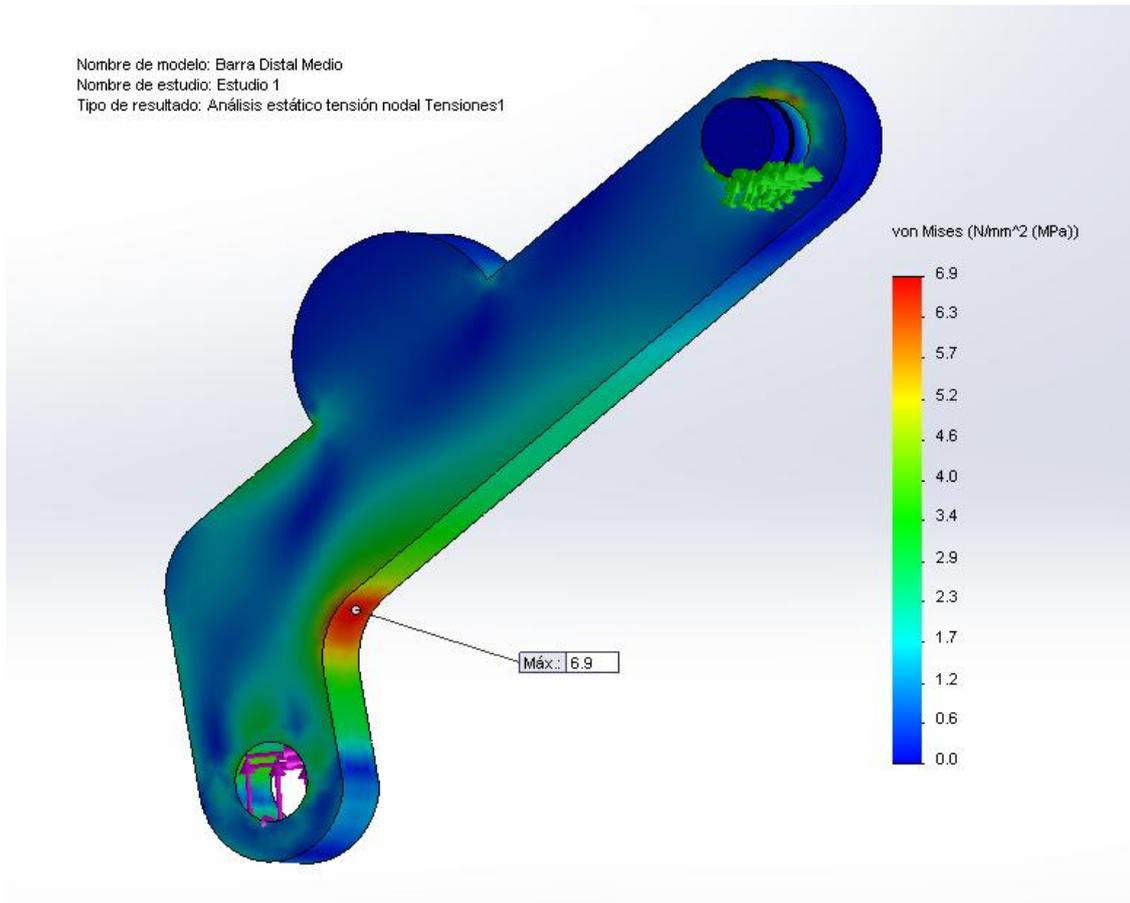


Figura 6. Tensiones sufridas en la barra distal.

En la segunda de ellas, Figura 7, se muestra la barra deformada con una escala de ampliación de la realidad cercana a 32:1, alcanzando un valor máximo de deformación de 0,1 mm, la cual se considera aceptable o asumible para esta aplicación.

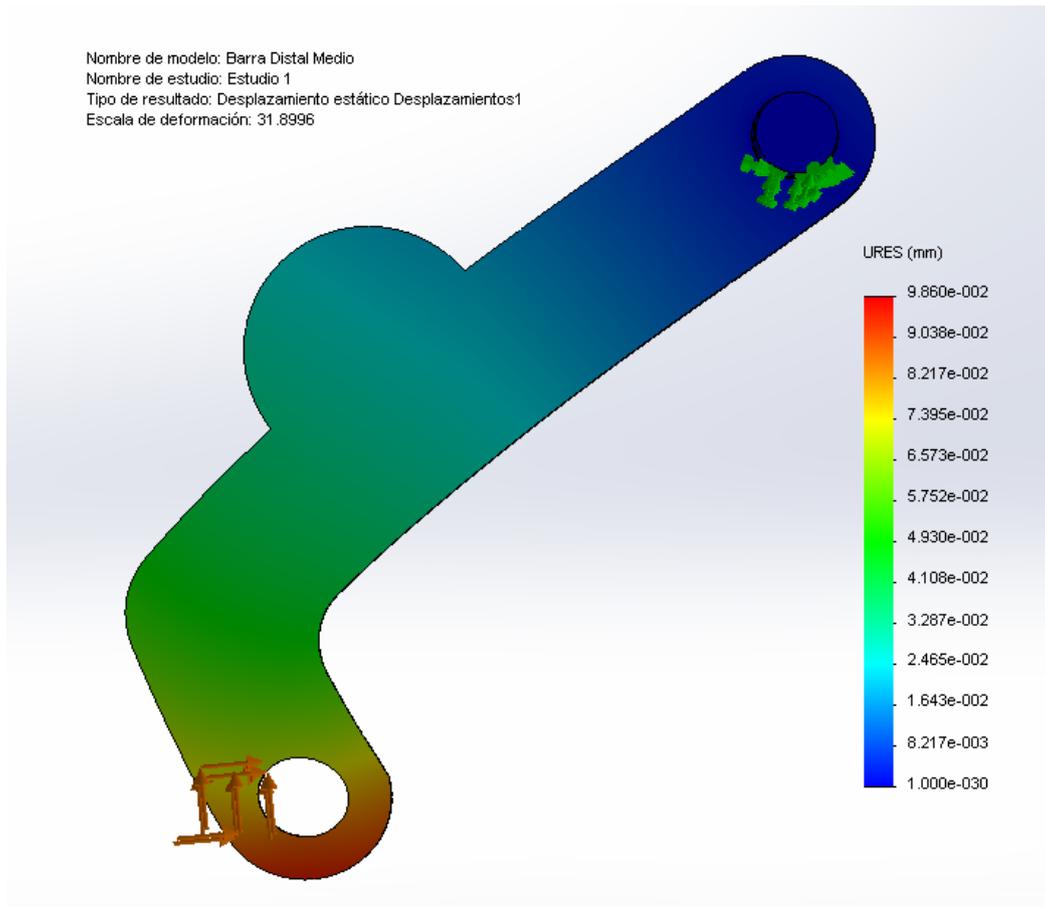


Figura 7. Deformaciones sufridas en la barra distal.

3.2. Barra medial

En el caso de la barra medial se aplican las reacciones obtenidas anteriormente en la articulación que une la misma con la barra distal. Como se observa en la Figura 8 (flechas moradas) se inserta una fuerza en la componente horizontal de $-11,341$ N y una de $-2,541$ N en la componente vertical.

Se aplica una sujeción de bisagra fija en la articulación que se encuentra en la parte inferior de la barra, en la cual va insertado el perno. Y se aplica una geometría de referencia permitiendo el movimiento solamente en la dirección paralela a la barra, con ello cuando esta se empezará a deformar lo hará solamente en dicha dirección.

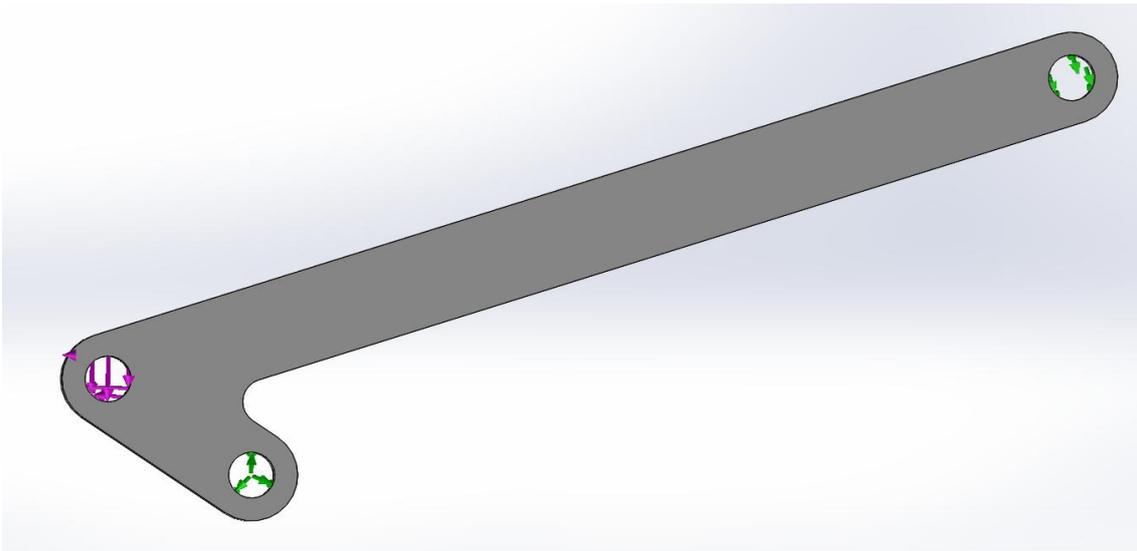


Figura 8. Definición de las sujeciones y cargas en el modelo de la barra medial.

En la Figura 9 se muestran las tensiones sufridas por la barra medial después de realizar el análisis estático. En ella se observa que el valor máximo de tensión se sitúa otra vez en el redondeo de la parte interna de la barra alcanzando un valor de 37 MPa, quedando por debajo del límite de tracción del polímero ABS (50 MPa).

En el caso de que fuese crítico este valor, podría solucionarse simplemente añadiendo mayor cantidad de material en la zona.

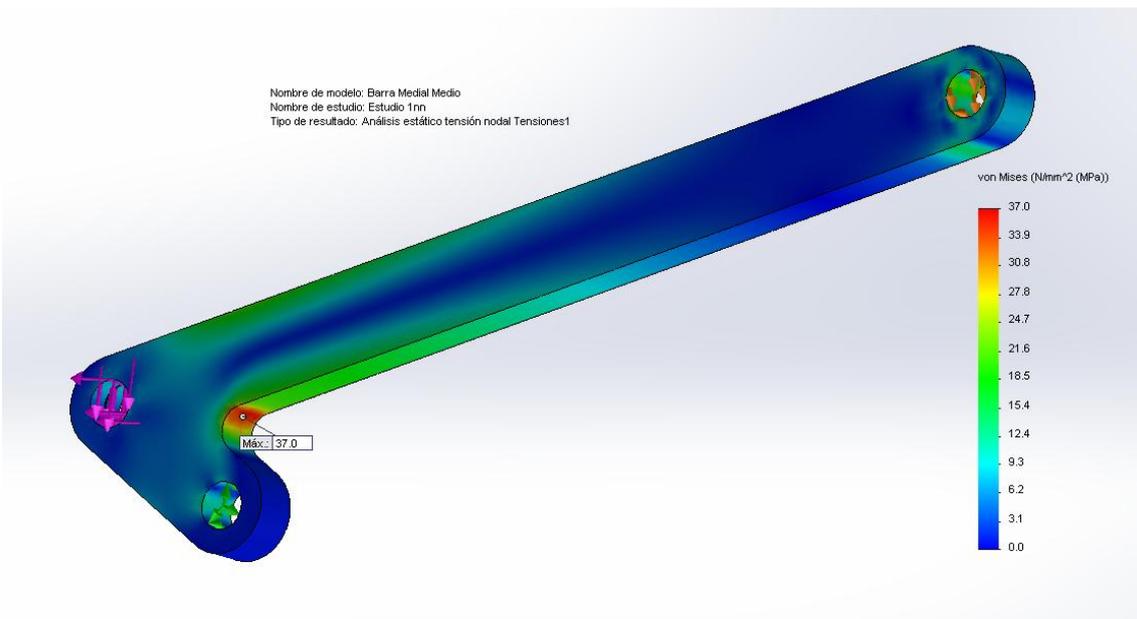


Figura 9. Tensiones sufridas en la barra medial.

Finalmente, en la Figura 10, se muestra la barra deformada con una escala de ampliación de la realidad cercana a 8:1, alcanzando un valor máximo admisible de deformación de 0,7 mm.

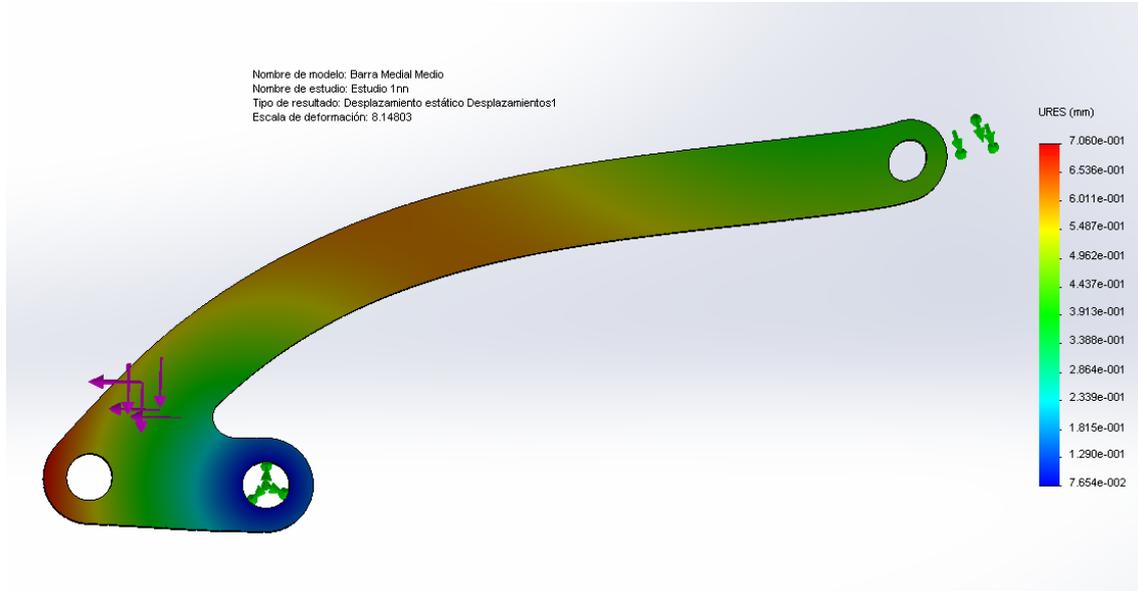


Figura 10. Deformaciones sufridas en la barra medial.

3.3. Barra proximal

Para la barra proximal, tal y como se observa en la Figura 11, (flechas moradas) se inserta un valor de fuerza en la componente horizontal de -15,963 N y un valor de -7 N en la componente vertical.

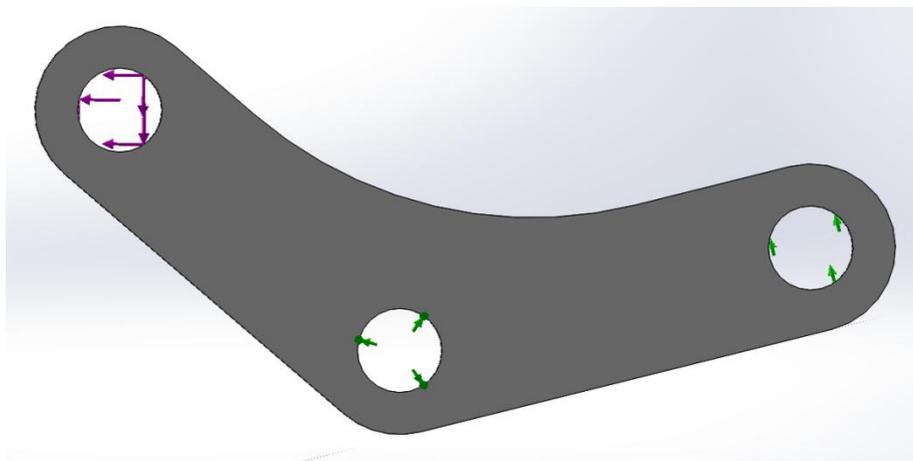


Figura 11. Definición de las sujeciones y cargas en el modelo de la barra proximal.

Como en el caso de la barra medial, también se aplica una sujeción de bisagra fija en la articulación que se encuentra en la parte inferior de la barra, en la cual va insertado el perno. Y una geometría de referencia permitiendo el movimiento solamente en la dirección paralela a la barra, con ello cuando esta se empezará a deformar lo hará solamente en dicha dirección.

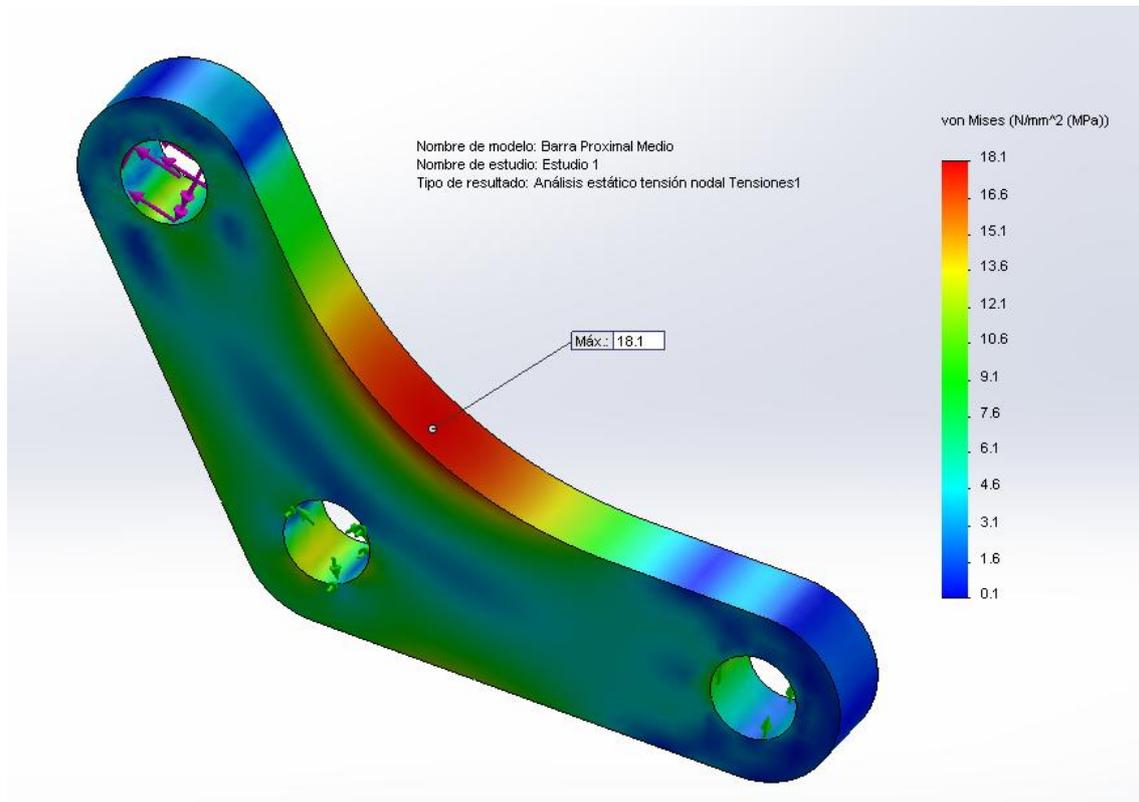


Figura 12. Tensiones sufridas en la barra proximal.

En la Figura 12 se muestran las tensiones sufridas por la barra proximal después de realizar otro análisis estático. En ella se observa que el valor máximo de tensión se sitúa otra vez en el redondeo de la parte interna de la barra alcanzando un valor de 18,1 MPa, quedando de nuevo por debajo del límite de tracción del polímero ABS (50 MPa).

Finalmente, en la Figura 13, se muestra la barra deformada con una escala de ampliación de la realidad cercana a 8:1, alcanzando un valor máximo admisible de deformación de 0,28 mm.

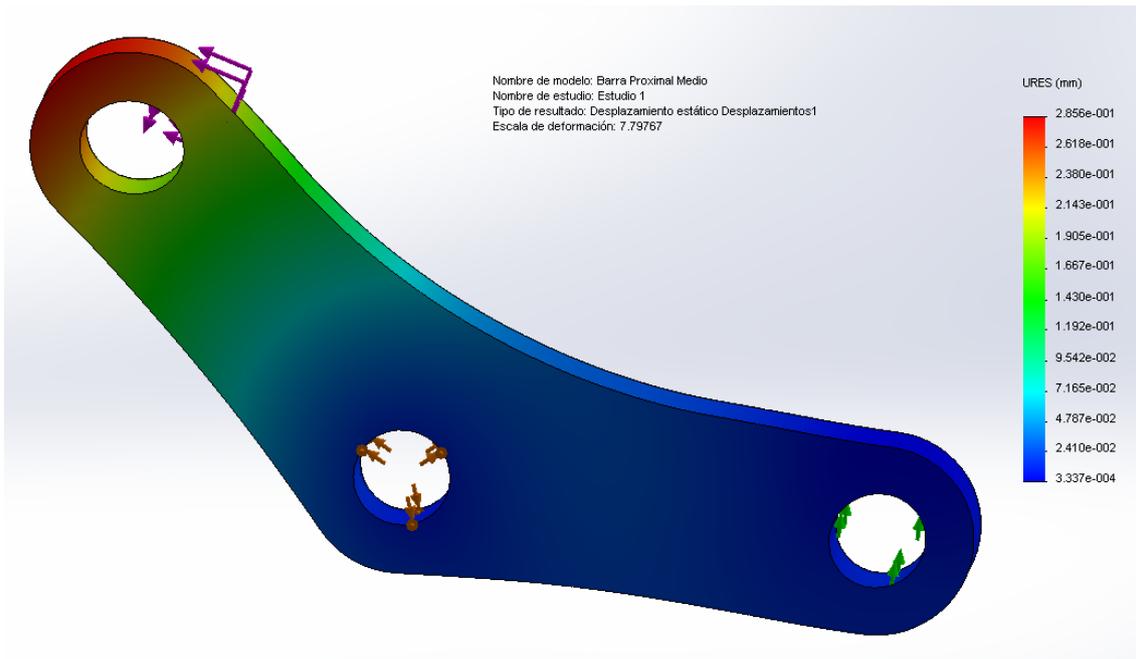


Figura 13. Deformaciones sufridas en la barra proximal.

3.4. Barra mecanismo-servo

En la preparación del análisis de esta barra, se inserta un valor de fuerza en la componente horizontal de $-23,937$ N y un valor de $7,41$ N en la componente vertical, tal y como se observa en las flechas moradas mostradas en la Figura 14.

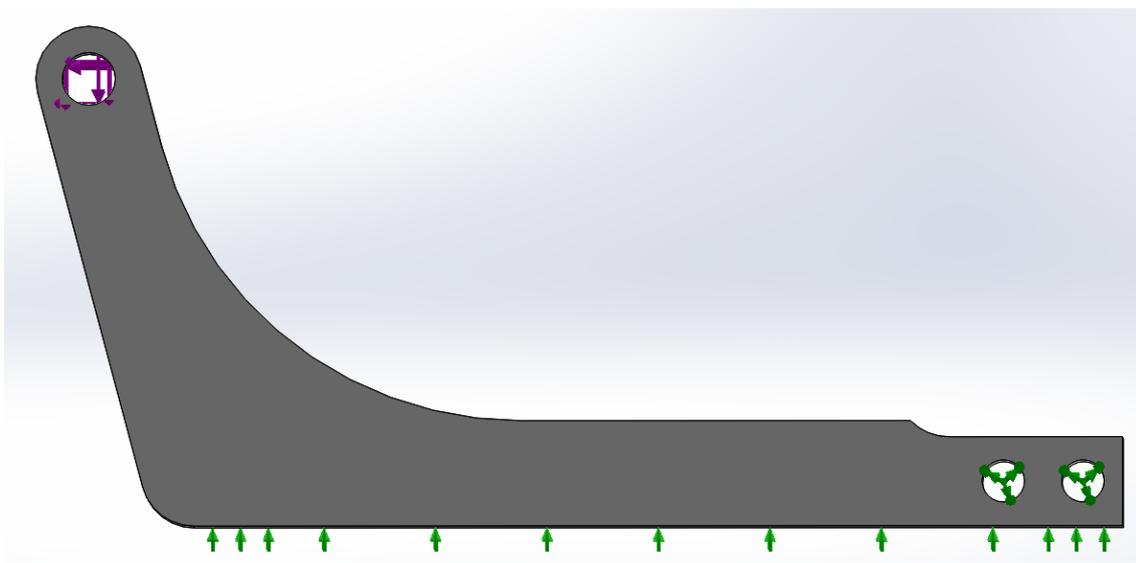


Figura 14. Definición de las sujeciones y cargas en el modelo de la barra mecanismo-servo.

Para simular la unión con la cremallera mediante los dos tornillos, se aplica una sujeción de bisagra fija en cada uno de los dos taladros situados en la parte derecha del modelo. Además se inserta una geometría de referencia en la cara inferior restringiendo el movimiento en la dirección vertical, pues en la realidad esta cara contacta directamente con la superficie de la palma superior (véase Figura 14).

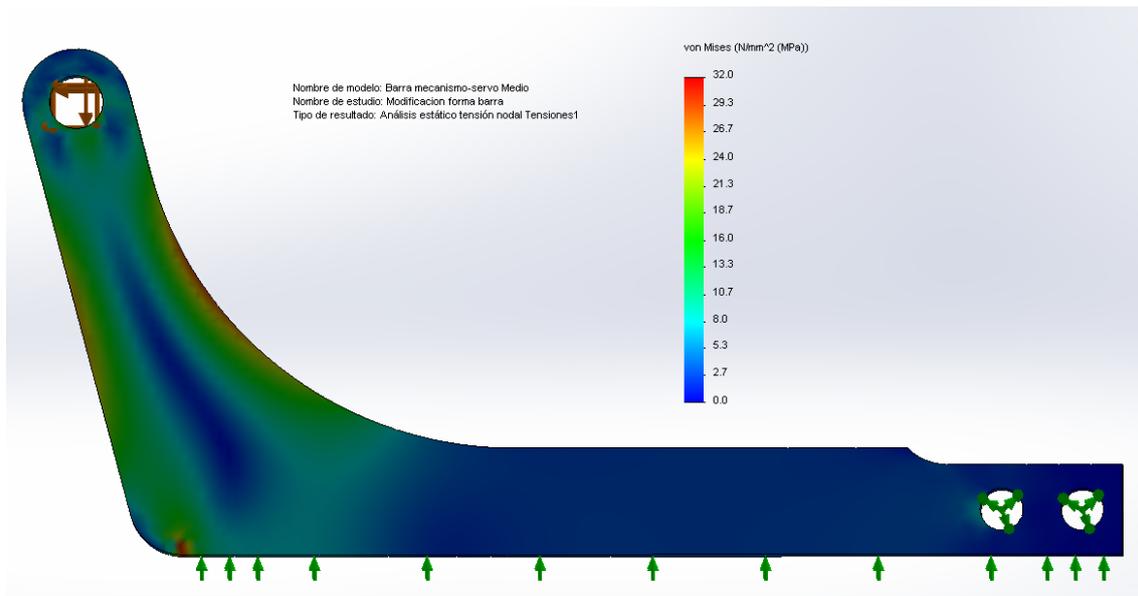


Figura 15. Tensiones sufridas en la barra mecanismo-servo.

En la Figura 15 se muestran las tensiones sufridas por la barra proximal después de realizar otro análisis estático. En ella se observa que el valor máximo de tensión se sitúa otra vez en el redondeo de la parte interna de la barra alcanzando un valor de 32 MPa, quedando de nuevo por debajo del límite de tracción del polímero ABS (50 MPa).

Finalmente, en la Figura 16, se muestra la barra deformada con una escala de ampliación de la realidad cercana a 6:1, alcanzando un valor máximo admisible de deformación de 0,8 mm.

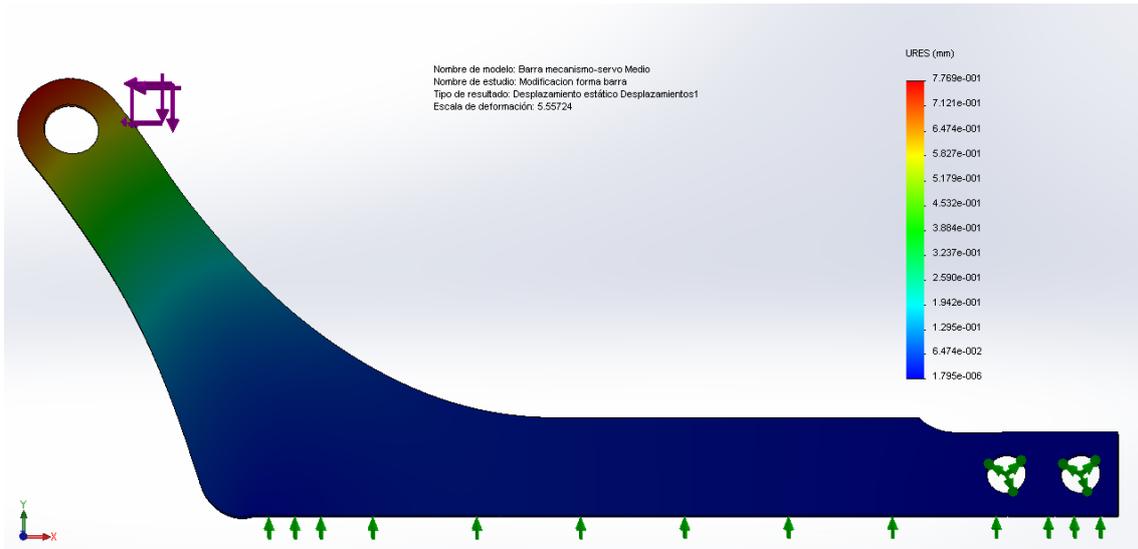


Figura 16. Deformaciones sufridas en la barra mecanismo-servo.

3.5. Cremallera

Por último, en el caso de la cremallera se aplican las reacciones obtenidas anteriormente en los taladros que une la misma con la barra mecanismo servo. Como se observa en la Figura 17 (flechas moradas) se inserta una fuerza en la componente horizontal de 23,937 N y una fuerza de -7,41 N en la componente vertical.

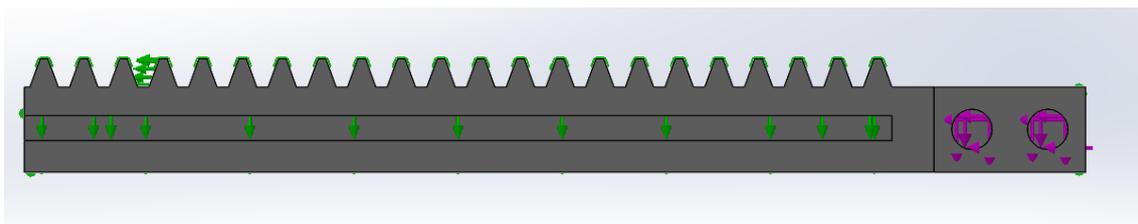


Figura 17. Definición de las cargas en el modelo de la cremallera.

Para simular el contacto con el carril por el que desliza correspondiente con la palma superior, se aplica una geometría de referencia restringiendo el movimiento lateral en las caras en las que contacta (véase flechas azules en Figura 18).

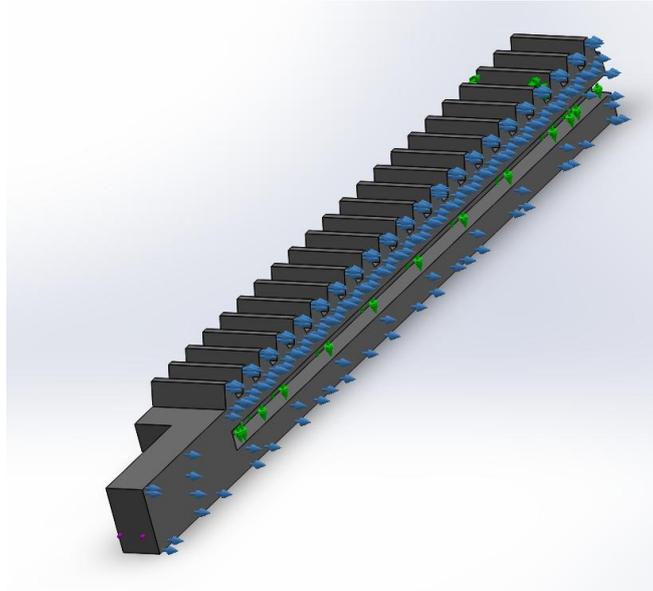


Figura 18. Geometría de referencia restringiendo el movimiento lateral.

Además se añade otra geometría de referencia justo en el diente que está contactando con el piñón en ese momento, ya que este es el que se encarga de restringir el movimiento de avance i retroceso de la cremallera (véase Figura 19).

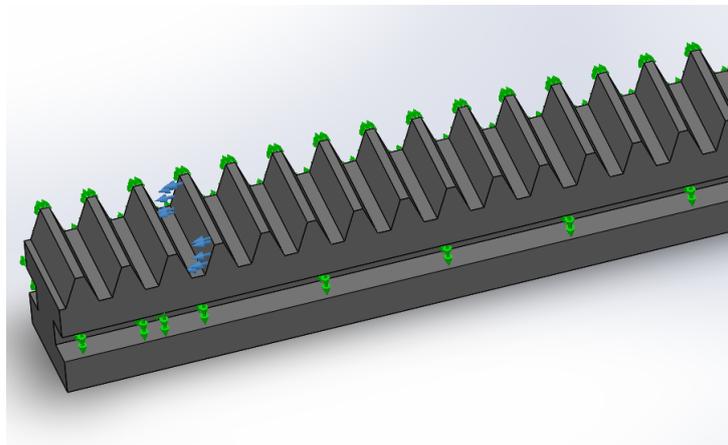


Figura 19. Geometría de referencia restringiendo el movimiento de avance i retroceso de la cremallera.

Con el propósito de reproducir el efecto que tienen los surcos mecanizados en los laterales de la cremallera (véase Figura 20), se añade otra geometría de referencia la cual garantiza que esta no se salga de la deslizadera impidiendo en todo momento el movimiento en la componente vertical.

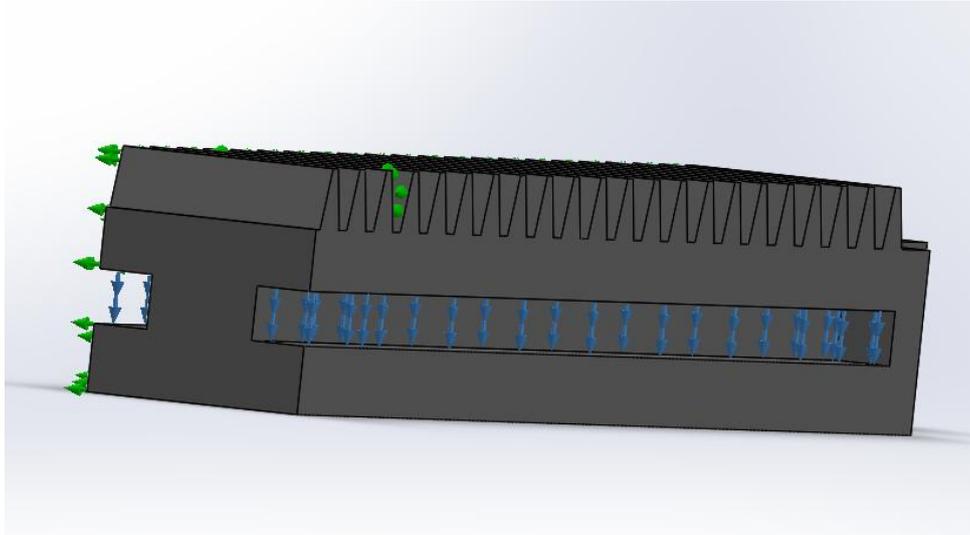


Figura 20. Geometría de referencia restringiendo el movimiento vertical.

En la Figura 21 se muestran las tensiones sufridas por la cremallera después de realizar el análisis estático. En ella se observa que en este caso el valor máximo de tensión se sitúa justamente en el cambio de sección cercano a los taladros que ayudan a unir la cremallera con la barra mecanismo-servo. Este punto alcanza un valor cercano a los 30,2 MPa, quedando de nuevo por debajo del límite de tracción del polímero ABS (50 MPa).

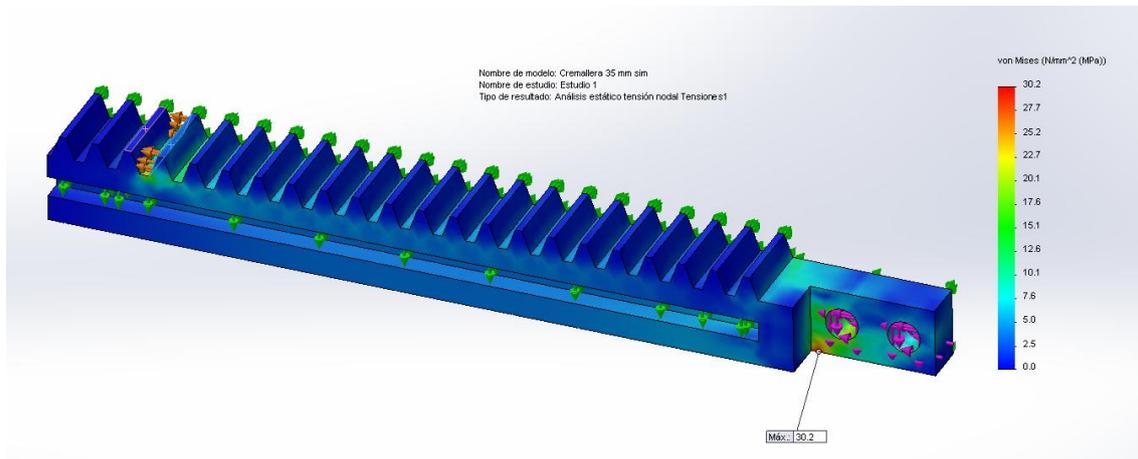


Figura 21. Tensiones sufridas en la cremallera.

Finalmente, en la Figura 22, se muestra la barra deformada con una escala que reproduce la deformada con una escala de realidad de 1:1, alcanzando un valor máximo admisible de deformación de 0,16 mm en el punto donde conecta con la otra barra.

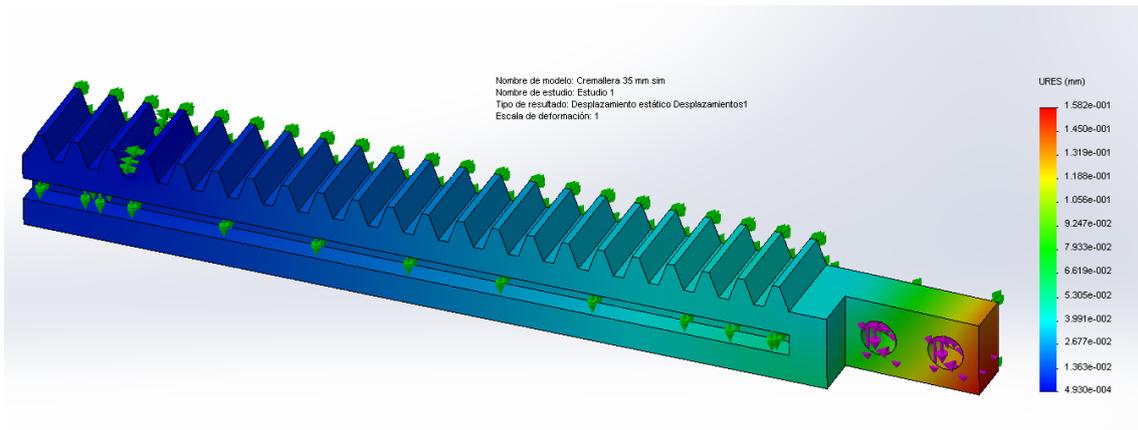


Figura 22. Deformaciones sufridas en la cremallera.

4. Conclusiones

Tras realizar el análisis estático a todas las barras por las que se compone el dedo medio y obtener tanto las tensiones como deformaciones máximas sufridas por cada una de ellas se puede corroborar que el trabajo realizado en el apartado de diseño de las piezas fue favorable.

En ninguno de los casos se ha alcanzado el límite de tracción del material, pero en 3 de ellos, como son la barra medial, la barra mecanismo-servo y la cremallera se encuentran en una zona ligeramente cercana a la superación de dicho punto. Por tanto en el caso que estos valores presentasen un mayor grado de criticidad, se podría proponer como alternativa al diseño la utilización de aluminio o acero como materiales de construcción de las piezas.

En el caso de los valores de deformación no se consideran excesivos para esta aplicación dado que esto no implica una pérdida de funcionalidad en la realización del agarre siempre y cuando no se alcancen valores de tensión críticos para el material.

Finalmente queda como una reflexión o propuesta de mejora para el futuro, el desarrollo de algún sistema como la creación de un guante de goma o silicona para así aumentar el coeficiente de rozamiento entre la mano y el objeto a agarrar, es decir, mejorar el comportamiento de la mano frente a esfuerzos deslizantes.

